



MX9900117

1er CONGRESO IBEROLATINOAMERICANO
Y DEL CARIBE DE FÍSICA MÉDICA

Memorias

**PAGES ARE MISSING IN THE
ORIGINAL DOCUMENT**

Consejos Ejecutivos

**Asociación Latinoamericana
de Física Médica (ALFIM)**
Presidente *Fís. Enrique Gaona, México*
Vicepresidente *Fís. Diana Beatriz Feld, Argentina*
Secretario *Fís. Víctor M. Tovar Muñoz, México*
Síndico *Fís. Jorge L. Morales López, Cuba*

**Sociedad Española
de Física Médica (sefm)**
Presidente *Dr. Bartolomé Ballester Moll*
Vicepresidente *Dr. Roberto Martín Oliva*
Secretario *Dra. Natividad Ferrer García*
Tesorero *Dr. Bonifacio Tobarra González*
Vocales *Dra. Teresa Eudaldo Puell*
Dra Esther Millán Cebrián
Dr. Juan José Peña Bernal

Organizaciones Afiliadas

Sociedad Argentina de Física Médica
Asociación Brasileña de Física Médica
Sociedad Colombiana de Física Médica
Sociedad Cubana de Física Médica
Sociedad Ecuatoriana de Física Médica

Asociación Mexicana de Física Médica
Sociedad Panameña de Física Médica
Sociedad Peruana de Física Médica
Sociedad Venezolana de Física Médica
Representantes en: **Bolivia, Costa Rica, Nicaragua, Paraguay**

Miembros Honorarios del Congreso

Dr. Juan Ramón de la Fuente, secretario de Salud, **México**
Dr. Jaime G. de la Garza Salazar, director del Instituto Nacional de Cancerología, **México**
Dr. José Luis Vázquez Mateos, rector de la Universidad Autónoma Metropolitana, **México**
Dr. Miguel José Yacamán, director del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, **México**
M. en A. Uriel Galicia Hernández, rector de la Universidad Autónoma del Estado de México, **México**
Dr. José Luis Zeballos, representante de la Organización Panamericana de la Salud, **México**
Dr. Francisco Bolívar Zapata, coordinador de la Investigación Científica de la UNAM, **México**

Consejo Ejecutivo del Congreso

México
Presidente *Fís. Enrique Gaona*, Universidad Autónoma Metropolitana
Vicepresidenta *Dra. Maricela Verdejo Silva*, Dirección de Riesgos Radiológicos, SSA
Secretario *Fís. Miguel Ángel Pérez Pastenes*, Instituto Nacional de Cancerología
Tesorero *Dr. Jesús Gabriel Franco*, Universidad Autónoma Metropolitana

Vocal *M. en C. Elena Mitsoura*, Universidad Autónoma del
Estado de México
España
Dr. Bartolomé Ballester Moll
Dr. Juan José Peña Bernal
Dra. Esther Millán Cebrián
Región Sudamericana

Fís. Lila Carrizales, Sociedad Venezolana de Física Médica

Comités Organizadores del Congreso

Comité Nacional

Dr. Ernesto Gómez González, Sociedad Mexicana de Radioterapeutas
Fís. Felipe Flores Franco, Sociedad Mexicana de Física Médica
Dr. Jesús de la Torre Beltrán, Federación Mexicana de Sociedades de Radiología e Imagen de México
Dr. Ramón Ponte, Federación Mexicana de Sociedades de Radiología e Imagen de México

Comité Internacional

Dr. Arturo Becerril Vilchis, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, **México**
Fís. Valdemar Z. González Villarreal, Centro Universitario Contra el Cáncer, UANL, **México**
Dr. Jaime G. de la Garza Salazar, Instituto Nacional de Cancerología, **México**
Profr. Dr. Pedro Andreo, Organización Internacional de Energía Atómica
Dra. Caridad Borrás, Organización Panamericana de la Salud
M. en C. Raúl Ortiz Magaña, Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias, **México**
Dr. Bartolomé Ballester Moll, Sociedad Española de Física Médica
Dra. Mónica Bruneto, presidenta de la Sociedad Argentina de Física Médica
Dr. Sérgio Querino Brunetto, presidente de la Sociedad Brasileña de Física Médica
Dra. María Esperanza Castellanos, presidenta de la Sociedad Colombiana de Física Médica
Fís. Jorge L. Morales, Sociedad Cubana de Física Médica
Fís. Nixon Gutiérrez, presidente de la Sociedad Ecuatoriana de Física Médica
Fís. Álvaro Mejía, Sociedad Panameña de Física Médica
Fís. César Picón Chávez, presidente de la Sociedad Peruana de Física Médica
Fís. Lila Carrizales, presidenta de la Sociedad Venezolana de Física Médica
Fís. Ismael Vilca Quispe, representante de **Bolivia**
Dr. Fabio Morales, representante de **Nicaragua**
Fís. Daniel Ocariz, representante de **Paraguay**

Comité Científico

Presidente *Dr. Juan Azorín Nieto*, Universidad Autónoma Metropolitana, México
Secretario *Dr. Luis Manuel Montaña*, Centro de Investigación y Estudios Avanzados del IPN, México

Miembros

Dr. Arturo Becerril Vilchis, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, México
Dra. Caridad Borrás, Organización Panamericana de la Salud, Washington
Dra. María Ester Brandan, Universidad Nacional Autónoma de México
Dr. Gary D. Fullerton, secretario general de la IOMP
Dr. Juan José Peña, Sociedad Española de Física Médica
Dra. Esther Millán, Sociedad Española de Física Médica
Dr. Carlos E. de Almeida, Universidad do Estado do Rio de Janeiro, Brasil
Dr. Federico Gutt, Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica, Venezuela

Comité Editorial

Fís. Enrique Gaona, Universidad Autónoma Metropolitana, México
Dr. Gerardo Huitrón Bravo, Universidad Autónoma del Estado de México, México
M. en C. Carlos Canizal Slahua, Universidad Autónoma Metropolitana, México
Programa Editorial de la Universidad Autónoma del Estado de México, México.

Comité Cursos Precongreso

Protección Radiológica y Garantía de Calidad en el Diagnóstico Médico con Rayos X
Dra. Maricela Verdejo Silva, Dirección de Riesgos Radiológicos, Secretaría de Salud, México

Dosimetría Termoluminiscente en Aplicaciones Médicas
Dr. Juan Azorín Nieto, Universidad Autónoma Metropolitana, México

Cursos de Actualización, noviembre 22-25, 1998

1. Programa de Garantía de Calidad en Radiación Externa

Dr. Federico Gutt, Venezuela

2. Radiocirugía Estereotáxica

Fís. Luis Schwartmann, Chile

3. Principios Básicos de Mamografía

Dr. José Bencomo, EUA

4. Imagenología por Resonancia Magnética

Dr. Alfredo Rodríguez, México

Dr. Miguel M. Landrove, Venezuela

5. Técnicas de Montecarlo en Dosimetría

Dr. Alberto Sánchez-Reyes Fernández, España

Comité Curso Regional del OIEA

Dosimetría y Planificación de Tratamientos en Radioterapia

Profr. Dr. Pedro Andreo, OIEA

Fís. Víctor M. Tovar Muñoz, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, México

Fís. Miguel Ángel Pérez Pastenes, Instituto Nacional de Cancerología, México

Comité Sesión de Carteles

Dr. Luis Manuel Montaña, Centro de Investigación y Estudios Avanzados del IPN, México

Comité de Premios Estudiantes de Posgrado

Dra. Caridad Borrás, Organización Panamericana de Física Médica

Dr. Gary D. Fullerton, Organización Internacional de Física Médica

Dr. Bartolomé Ballester Moll, Sociedad Española de Física Médica

Fís. Lila Carrizalez, Sociedad Venezolana de Física Médica

Dra. Ma. Esperanza Castellanos, Sociedad Colombiana de Física Médica

Comité de Becas

Dra. Caridad Borrás, Organización Panamericana de la Salud

Profr. Dr. Pedro Andreo, Organización Internacional de Energía Atómica

Dr. Gary D. Fullerton, Organización Internacional de Física Médica

Comité Local Universidad Autónoma Metropolitana-Xochimilco

Srita. Ma. de Jesús Serna Cerrillo

Comité Instalaciones de la Sede

Dr. Dolores Gallardo Rincón, Instituto Nacional de Cancerología, México
Dr. Jesús Gabriel Franco, Universidad Autónoma Metropolitana, México
Dr. Carlos M. López Graniel, Instituto Nacional de Cancerología, México
Lic. Aurora Alfaro del Castillo, Asesoría y Servicios Calificados, S.A. de C.V.

Comité Página Electrónica

D.G. Anaí Manning Nájera, Universidad Autónoma Metropolitana, México

Comité Hoteles y Eventos Sociales

Lic. Aurora Alfaro del Castillo, Asesoría y Servicios Calificados, S.A. de C.V.

Congreso organizado por

Asociación Latinoamericana de Física Médica (ALFIM) • Sociedad Española de Física Médica (sefm)

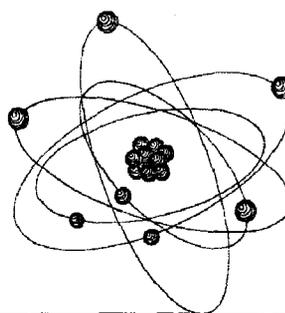
En Colaboración con

- Secretaría de Salud de México • Instituto Nacional de Cancerología • Organismo Internacional de Energía Atómica
- Organización Panamericana de la Salud • Organización Internacional de Física Médica
- Universidad Autónoma Metropolitana • Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares • Universidad Autónoma del Estado de México • Universidad Nacional Autónoma de México • Dirección de Riesgos Radiológicos, SSA
- Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias • Sociedad Mexicana de Radioterapeutas, A.C.
- Centro de Investigación y Estudios Avanzados, IPN • Centro Universitario Contra el Cáncer, UANL
- Asociación Mexicana de Física Médica, A.C. • Sociedad de Física Médica de Nuevo León, A.C.
- Sociedades Nacionales de Física Médica de Latinoamérica y el Caribe

Con el Patrocinio de

- Med-Tec • Nucletron
- Grupo Venta Internacional, S.A. de C.V. (Leibinger)
- PTW • Scanditronix Medical AB
- Kodak • Electrónica y Medicina, S.A.
- Siemens • Electrónica 2000, S.A. de C.V.

**Cuidado de la Edición a cargo del
Programa Editorial de la UAEM**



Primera edición, 1998

© 1998, Universidad Autónoma Metropolitana

Prol. Canal de Miramontes 3855, Col. Ex hacienda San Juan de Dios, 14383 - México, D.F.

© 1998, Universidad Autónoma del Estado de México

Paseo Tollocan, esq. Jesús Carranza, Col. Moderna de la Cruz, 50180 - Toluca, Edo. de México, México

Permitida la reproducción total o parcial de la obra siempre y cuando se cite la fuente.

Los artículos aquí presentados son totalmente responsabilidad de los autores.

ISBN 968-835-419-8

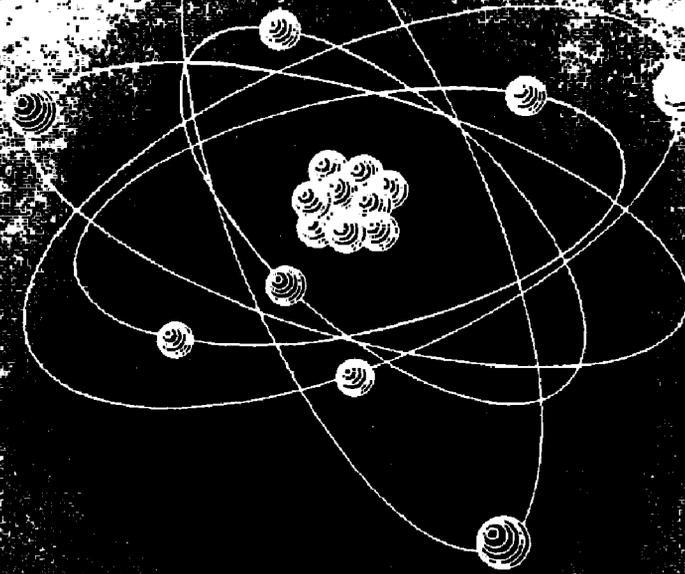
Impreso en México
Printed in Mexico



ININ

1er CONGRESO IBEROLATINOAMERICANO Y DEL CARIBE DE FÍSICA MÉDICA

MÉXICO '98



Sede:

INSTITUTO NACIONAL DE INVESTIGACIONES NUCLEARES, 22-25, ciudad de México

Memorias

Enrique Gaona • Gerardo Huitrón Bravo, Editores



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA



Instituto nacional de investigaciones nucleares

ÍNDICE

15

PRESENTACIÓN

 **Investigación**

19

NÚMERO ATÓMICO EFETIVO DO ESMALTE
DENTARIO

24

BRAZILIAN SITUATION OF BLOOD
COMPONENT IRRADIATION PRACTICE
FOR THE PREVENTION OF TRANSFUSION-
ASSOCIATED GRAFT-VERSUS-HOST
DISEASE

 **Medicina Nuclear**

31

ANÁLISIS DE LA UNIFORMIDAD
TOMOGRÁFICA EN ESTUDIOS DE SPECT
CON EL MÉTODO DE ONDITAS

35

CUANTIFICACIÓN DE LA
VASCULARIZACIÓN DE LOS IMPLANTES
ORBITALES DE HIDROXIAPATITA CORALI-
NA CON ^{99m}Tc -MDP

38

SPECT RENAL CON ^{99m}Tc -DMSA.
REORIENTACIÓN Y PROCESAMIENTO

42

HUMAN PHARMACOKINETICS,
BIODISTRIBUTION AND DOSIMETRY OF
THE KIT OF MONOCLONAL ANTIBODY
IOR EGF/R3 LABELED WITH ^{99m}Tc

48

CONTROL DE CALIDAD DEL
EQUIPAMIENTO EN MEDICINA NUCLEAR.
EXPERIENCIA EN EL H.U. DE LA PRINCESA

52

MECHANISM OF LIPOSOME
ACCUMULATION IN INJURED LUNG: AN
EXAMPLE OF THE USE OF ^{99m}Tc -
LIPOSOMES IN NUCLEAR MEDICINE
IMAGING

 **Protección
Radiológica**

61

CALIBRACIÓN Y DOSIMETRÍA DE LECTURA
DIRECTA E INDIRECTA

64

DETERMINAÇÃO DO EQUIVALENTE DE
DOSE AMBIENTAL, $H^*(d)$, EM UMA
INSTALAÇÃO DE RADIOTERAPIA

67

IMPLEMENTATION OF PROCEDURES OF
RADIOLOGICAL PROTECTION IN THE
SECTION OF RADIOLOGIA OF THE
EMERGENCY HOSPITAL OF OPORTO
ALEGRE-BRAZIL

72

RADIOPROTEÇÃO EM ODONTOLOGIA:
ANÁLISE DAS FACULDADES DE ODONTO-
LOGIA DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO
NO TOCANTE AO PESSOAL E
INSTALAÇÕES

75

ELEMENTOS PARA DISMINUIR
ACCIDENTES RADIATIVOS

78

DETERMINACIÓN DE NIVELES DE
RADIACIÓN POR NEUTRONES EN UN
ACELERADOR PARA RADIOTERAPIA

83

DOSIS ABSORBIDA RECIBIDA POR
INFANTES SOMETIDOS A RADIOGRAFÍAS
DENTALES PANORÁMICAS Y CEFÁLICAS

88

UN INDICADOR PARA OBJETIVAR LAS
MEJORAS LOGRADAS EN PROTECCIÓN
RADIOLÓGICA APLICADO A EVALUAR EL
ACCIONAR DE RADIOFÍSICA SANITARIA
DE SANTA FE-ARGENTINA

Radiología diagnóstica

93

EVALUACIÓN DE DOSIS EN DIAGNÓSTICO
POR TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

96

MAMMOGRAPHY IN PUBLIC HOSPITALS
AT RIO DE JANEIRO : A QUALITY
ASSURANCE PROGRAM

99

MODELO CONEXIONISTA PARA
RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS
TOMOGRÁFICAS

103

NIVELES DE INTERVENCIÓN EN UN PRO-
GRAMA DE DETECCIÓN PRECOZ DEL
CÁNCER DE MAMA Y EVALUACIÓN DE
CUATRO UNIDADES PARTICIPANTES

109

ANÁLISIS DE DOSIS A CRISTALINO EN
RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA: A
PROPÓSITO DE UN CASO

115

DOSIMETRÍA CON PELÍCULAS LENTAS EN
RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

119

TASA DE RECHAZO DE PELÍCULAS,
DISEÑO DE ESTRATEGIAS Y RESULTADOS

124

DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE EN EL
ÁREA DE RADIODIAGNÓSTICO DEL INNSZ

Resonancia Magnética Nuclear

131

COMPARISON OF FOURIER TRANSFORM AND CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM TO STUDY ECHO-PLANAR IMAGING FLOW MAPS

135

DOMINIO DE EXTENSIÓN ARBITRARIA Y EFECTOS DE DISTORSIÓN POR RUIDO EN ESPECTROS DE RELAJACIÓN T_2 EN MRI OBTENIDOS POR INVERSIÓN ESTOCÁSTICA

140

CARACTERIZACIÓN DE LA MALIGNIDAD DE TUMORES DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL UTILIZANDO ANÁLISIS DE DIMENSIÓN DE CORRELACIÓN

Radioterapia

147

INTERCOMPARAÇÃO DE PROCEDIMENTOS DE CALIBRAÇÃO DE FONTES DE ^{192}Ir DE ALTA TAXA DE DOSE NO BRASIL E PROPOSTA DE UMA NOVA METODOLOGIA

153

IMPLEMENTAÇÃO DE UM LABORATÓRIO PARA MANUTENÇÃO, REPARO E CALIBRAÇÃO ELÉTRICA DE DOSÍMETROS BASEADOS EM CÂMARAS DE IONIZAÇÃO, UTILIZADOS EM RADIOTERAPIA

158

APLICACIÓN DEL CÓDIGO MONTECARLO PENÉLOPE A DIVERSOS PROBLEMAS DOSIMÉTRICOS EN RADIOTERAPIA

163

DOSIMETRÍA DE ALAMBRES Y RIBBONS INDIVIDUALES DE IRIDIO-192

168

EMPLEO DE DEGRADADORES DEL HAZ EN ACELERADORES LINEALES CON FOTONES DE 10 MV

172

OPTIMIZACIÓN EN BRAQUITERAPIA CON LA IMPLEMENTACIÓN DE LA RADIOBIOLOGÍA

179

TÉCNICA DE IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL: ASPECTOS FÍSICOS

183

HAZ EXTERNO DE PROTONES EN EL
ACELERADOR TANDAR

188

IMPLANTAÇÃO DE UM LABORATÓRIO
PARA CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE
IONIZAÇÃO TIPO POÇO

191

DIVERGÊNCIA DA FLUÊNCIA DE FONTES
DE Cs-137 USADAS EM BRAQUITERAPIA

195

COMPARACIÓN ENTRE MÉTODOS DE
CÁLCULO DE TASA DE DOSIS EN
BRAQUITERAPIA GINECOLÓGICA

199

COMPARACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN
DE LOS DESVÍOS EN LAS DOSIS
ADMINISTRADAS CON Y SIN MÁSCARA EN
PROCEDIMIENTOS RADIOTERÁPICOS

202

DETERMINACIÓN DE CURVAS DE
ISODOSIS EN RADIOTERAPIA USANDO
UN DOSÍMETRO DE ALANINA/ESR

207

EVALUACIÓN DE LA PROTECCIÓN
RADIOLÓGICA Y PROPUESTA DE UN PGC
EN ASPECTOS FÍSICOS PARA UNA
INSTALACIÓN DE ROENTGENERAPIA

213

"PRE-CLINICAL EVALUATION OF A DIODE -
BASED *IN VIVO* DOSIMETRY SYSTEM"

219

IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE
GARANTÍA DE CALIDAD EN UN CENTRO
NUEVO DE RADIOTERAPIA TOMANDO
COMO BASE TG-40

224

CÁLCULO DE INCERTIDUMBRES EN EL
PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA PARA
HACES DE Co-60 EN RADIOTERAPIA

231

OPTIMIZACIÓN DEL PROCESO
RADIOTERÁPICO CON CARESTÍA DE
MEDIOS: NUESTRA EXPERIENCIA DE DOS
AÑOS

236

TÉCNICA DE TRATAMIENTO
RADIOTERÁPICO DEL CÁNCER DE MAMA
CON ESCASEZ DE MEDIOS

240

TÉCNICA DE TRATAMIENTO DEL CÁNCER
DE PRÓSTATA CON ESCASEZ DE MEDIOS

244

EL PERSPEX EN LAS RUTINAS DE
VERIFICACIÓN DEL HAZ EN UN
ACELERADOR

247

COMPARACIÓN DE DOS PROTOCOLOS
DOSIMÉTRICOS EN FANTOMAS DE AGUA
Y SÓLIDO PARA HACES DE ELECTRONES
EN UN CONO DE EXTENSIÓN

251

USO DE UN LECTOR ÓPTICO DIGITAL
(SCANNER) PARA ESTABLECER CRITERIOS
DE CONTROL DE CALIDAD EN HACES
CLÍNICOS

254

SINOVECTOMÍA POR CAPTURA DE
NEUTRONES

258

INTRODUCCIÓN A LA SIMULACIÓN CON
EL CÓDIGO DE MONTECARLO MCNP Y
SUS APLICACIONES EN FÍSICA MÉDICA

262

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN
DENSITÓMETRO ÓPTICO
COMPUTARIZADO PARA PELÍCULAS DE
RAYOS - X

267

SOFTWARE MULTIUSUARIO DE CÁLCULO
RADIOTERAPÉUTICO USANDO UNA RED
DE CÓMPUTO

270

CALIBRACIÓN DE UN ACELERADOR
LINEAL DE ELECTRONES USANDO
MANIQUÍ DE ACRÍLICO

273

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE EQUIPOS Y
ADITAMENTOS PARA UN DEPARTAMENTO
DE RADIOTERAPIA

275

UN MODELO PARA LA DETERMINACIÓN
DEL POTENCIAL NOMINAL DE UN
ACELERADOR LINEAL

277

UN MODELO BASADO EN LA
DISTRIBUCIÓN DE FERMI-DIRAC PARA
DETERMINAR EL PERFIL DE DOSIS DE UN
HAZ DE FOTONES

279

AVANCES EN DOSIMETRÍA DE
ELECTRONES DE CAMPOS IRREGULARES

 **TLD**

287

SOBRE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN CON
DOSÍMETROS DE PLUMA Y LOS
TERMOLUMINISCENTES

290

PROPOSTA DE UM SISTEMA POSTAL PARA
A CALIBRAÇÃO DE FONTES DE ^{192}Ir , UTILI-
ZADAS EM BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA
DE DOSE, COM DOSÍMETROS
TERMOLUMINISCENTES DE $\text{LiF}:\text{Mn}:\text{Ti}$

295

MEDICIÓN DE DOSIS A PIEL UTILIZANDO
TLD DE VARIOS ESTUDIOS
RADIODIAGNÓSTICOS EN SAN JOSÉ,
COSTA RICA

300

INTERCOMPARACIÓN TLD EN
ACELERADORES PARA RADIOTERAPIA EN
TRES PAÍSES LATINOAMERICANOS

305

DETERMINACIÓN DE PARÁMETROS
FÍSICOS DEL TLD-100

308

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO PARA HACES DE
FOTONES Y ELECTRONES EN IRRADIACIÓN
CORPORAL TOTAL

312

DOSIMETRÍA TL *IN VIVO* PARA EL
CONTROL DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA
CON ^{60}Co Y BRAQUITERAPIA DE BAJA
TASA DE DOSIS

318

MEJORAS EN LA DOSIMETRÍA TL PARA
RADIOTERAPIA

 **Otros**

325

PREMIOS NACIONALES DE CALIDAD Y
SISTEMA DE CALIDAD EN HOSPITALES

PRESENTACIÓN

Es un honor presentar a ustedes esta publicación que integra los trabajos recibidos para el 1er CONGRESO IBEROLATINOAMERICANO Y DEL CARIBE DE FÍSICA MÉDICA. El Comité Editorial del Congreso recibió más de 100 resúmenes, de los cuales 80 fueron aceptados para su presentación, de donde: cerca de 70 trabajos son publicados en estas Memorias; 28 fueron seleccionados para presentar trabajos orales; y los demás, para las dos sesiones de carteles. Se presentaron 11 trabajos de estudiantes de posgrado como primer autor y se premiaron a los mejores. Se realizó un curso regional del Organismo Internacional de Energía Atómica, dos cursos precongreso y cinco de actualización. Se dictaron 13 conferencias magistrales y se llevaron a cabo cuatro mesas redondas.

Los trabajos representan una muestra de los recientes avances de la física médica en Latinoamérica, el Caribe y España, los cuales son un indicador del nivel de desarrollo de la física médica en estas regiones del mundo. Así, pues, el Congreso no solamente representa el mayor evento de física médica de Ibero-latinoamérica y el Caribe sino también su consolidación y organización regional.

Los eventos científicos de este Congreso son el resultado de los esfuerzos de muchos profesionales de la física médica y de personas interesadas, quienes dedicaron muchos días a la organización de las actividades en sus respectivos campos. Nuestro especial agradecimiento al doctor Jaime G. de la Garza Salazar, director del Instituto Nacional de Cancerología; a la doctora Caridad Borrás, de la Organización Panamericana de la Salud, al profesor doctor Pedro Andreo, del Organismo Internacional de Energía Atómica; y al doctor Gary D. Fullerton, secretario general de la Organización Internacional de Física Médica por su apoyo en la realización de este Congreso. Queremos agradecer la contribución de cada una de las instituciones y organizaciones nacionales e internacionales que participaron, a los ponentes, profesores, asistentes y expositores comerciales que hicieron de este congreso un acontecimiento histórico.

Creemos que ustedes encontrarán en este libro consejos útiles para la enseñanza, sus investigaciones y la práctica diaria hospitalaria, como referencia del estado actual de la física médica en 1998, en estas regiones del mundo.

Hemos dado a ustedes la más cordial bienvenida y estamos seguros que su estancia en este Congreso servirá para intercambiar experiencias, establecer proyectos de colaboración, realizar intercambios académicos, estrechar lazos de amistad con colegas y conocer mejor y disfrutar la belleza de la ciudad de México.

Enrique Gaona y Gerardo Huitrón Bravo

Editores

Noviembre, 1998



NÚMERO ATÔMICO EFETIVO DO ESMALTE DENTÁRIO

J., E. Rodas Duran e

Maria do Socorro Nogueira

*Departamento de Física e Matemática da
FFCLRP – USP 14040-901 Ribeirão Preto, SP,
Brasile-mail jerduran @ffclrp.usp.br*

Resumo

Os números atômicos efetivos \bar{Z} , são bastantes utilizados para caracterizar às interações da radiação ionizante com a matéria. Em particular para o cálculo do \bar{Z} de tecidos biológicos e/ou materiais compostos, precisamos conhecer as relações entre as seções de choque das diversas interações da radiação com a matéria e os números atômicos Z dos elementos constituintes do tecido ou material composto. Normalmente a seção de choque por átomo σ^a é proporcional a Z^m . O valor de m depende do tipo de processo interativo e da energia dos fótons incidentes. No caso da interação fotoelétrica, os valores de m variaram entre 4,698 e 4,799, para energias entre 10 a 200 keV. Foi verificado que elementos constituintes com Z altos (> 20), tiveram uma contribuição maior. Os valores de m , para a interação Compton e espalhamento coerente, foram calculados de forma similar. Conhecido os valores de m , podemos calcular os \bar{Z} parciais de um material composto. Para o cálculo do \bar{Z} total podemos usar alternativas a partir do número atômico equivalente correspondente à seção de choque total $\sigma_{tot,mc}^a$ do material composto. Neste

trabalho, para o cálculo dos valores do \bar{Z} correspondentes às diversas interações, aplicamos uma regressão linear aos valores $\text{Ln}\sigma^a \times \text{Ln}Z$, para diferentes energias. Em geral, para caracterizar-se um material simulador de um tecido ou material composto, precisamos conhecer o \bar{Z} total em função da energia. Quando a energia dos fótons aplicada ao esmalte dentário, aumenta até algumas centenas de keV, os valores parciais de \bar{Z} devido ao efeito fotoelétrico e ao espalhamento coerente crescem, isto é devido, a que, o esmalte tem uma grande concentração de elementos com Z altos.

Introdução

O cálculo de \bar{Z} , exige conhecer a relação entre as seções de choque e o número atômico Z dos elementos constituintes do material composto. A seção de choque parcial σ^a por átomo é proporcional a Z^m , ou $\sigma^a = kZ^m$, onde k e m , são constantes que dependem do processo interativo ser efeito fotoelétrico, espalhamento coerente ou espalhamento incoerente. Os valores de k e m , também mudam com a energia dos fótons incidentes. Determinando-se valores para m , podemos calcular os \bar{Z} parciais de um material composto, pela relação (1),



$[\sum_i \alpha_i Z_i^{m-1}]^{1/(m-1)}$ onde α_i , é o número fracional de elétrons de um elemento constituinte do material composto. α_i é calculado pela relação: $\alpha_i = (\omega_i Z_i / A_i) / [\sum \omega_i Z_i / A_i]$. ω_i e A_i são a proporção de peso e a massa atômica respectivamente do i -ésimo constituinte do material composto. Também se pode definir o número atômico efetivo \bar{Z} , como o número atômico associado à seção de choque atômica total $\sigma_{tot,mc}^a$ do material composto. Conforme foi sugerido por Rao et al.(2), pode-se calcular $\sigma_{tot,mc}^a$, fazendo-se uma média sobre os elementos constituintes do material:

$$\sigma_{tot,mc}^a = (\mu/\rho)_{mc} / [\sum_i N_o \omega_i / A_i]. \quad \text{Onde,}$$

$(\mu/\rho)_{mc}$ é o coeficiente de atenuação de massa do material composto e N_o é o número de Avogadro. Como $(\mu/\rho)_{mc}$ depende da energia E dos fótons incidentes, teremos que, $\bar{Z} = \bar{Z}(E)$.

Materiais e métodos

A determinação dos elementos constituintes do esmalte de dente humano, foi feito por Rodas e Baffa (3) utilizando-se diversas técnicas experimentais. As amostras de esmalte dentário foram retiradas de diversos tipos de dentes humanos, dependendo da medida a ser feita, foi muitas vezes necessário reduzir a amostra a pó. Cuidados especiais foram tomados para retirar-se a dentina dos dentes. Os constituintes atômicos do esmalte estão concentrados em sua parte mineral e na água presente neste tecido. Sua parte orgânica foi desconsiderada devido a que, o percentual em que esta presente, da ordem de 1,4% é muito pequeno. Os elementos presentes em maior percentual foram, Oxigênio (O), Cálcio (Ca) e Fósforo (P). Outros elementos também presentes foram:

Hidrogênio (H), Carbono (C), Sódio (Na), Cloro (Cl), Magnésio (Mg), Enxofre (S), Flúor (F) e Potássio (K). Foram encontrados traços de Al, Si, Zn, Sr e Cu. O procedimento seguido no cálculo das frações de peso de cada constituinte da amostra, dão resultados que tem um bom suporte experimental, principalmente quando estudamos os efeitos da radiação ionizante no material.

Resultados e discussão

Para o cálculo dos números atômicos efetivos \bar{Z} , associado a cada tipo de interação da radiação com a matéria, foi utilizado a relação: $[\sum_i \alpha_i Z_i^{m-1}]^{1/(m-1)}$. Ao

calcular o \bar{Z} do material composto utilizamos para cada valor de energia, diferentes valores de m , em cada interação. Os valores de m , correspondentes à interação fotoelétrica, foram calculados assumindo-se que, $\sigma^a = kZ^m$, ou $\ln \sigma^a \propto \ln Z$. k e m , são constantes para cada valor da energia dos fótons incidentes. Para encontrar os valores de m correspondentes a cada energia dos fótons, inicialmente construímos o gráfico $\ln \sigma^a \times \ln Z$, levando-se em conta todos os elementos constituintes do esmalte dentário. A seguir aplicamos a cada gráfico uma regressão linear. Os valores de m correspondentes às interações incoerente e coerente, foram determinados seguindo-se um processo similar ao caso da absorção fotoelétrica. Na tabela 1 mostramos os valores de m para cada tipo de interação.

Tabela 1. Valores calculados de m, para cada tipo de interação dos fótons incidentes com a matéria a diversas energias.

Energia (KeV)	m para a interação:		
	Fotoelétrica	Incoerente	Coerente
10	4,698	0,802	2,457
15	4,767	0,857	2,538
20	4,392	0,891	2,584
30	4,478	0,927	2,638
40	4,547	0,947	2,676
50	4,602	0,958	2,742
60	4,625	0,968	2,719
80	4,674	0,979	2,621
100	4,712	0,979	2,62
150	4,769	0,991	2,645
200	4,799	0,994	2,656

Nestes cálculos encontramos que os elementos com $Z > 20$, tem uma grande contribuição na absorção fotoelétrica. Na figura 1, mostramos para três valores da energia dos fótons incidentes, que o logaritmo da seção de choque devido ao efeito fotoelétrica em função do logaritmo do número atômico dos elementos constituintes do esmalte, é uma relação linear. Obtendo-se assim para cada valor de energia, um valor constante para m. Por um processo similar encontramos os valores de m correspondentes às interações incoerente e coerente.

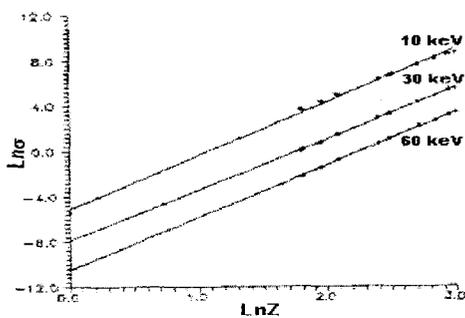


Fig.1 $\text{Ln}\sigma$ em função de $\text{Ln}Z$, onde σ (barn/ átomo) é a seção de choque atômica correspondente ao efeito fotoelétrico

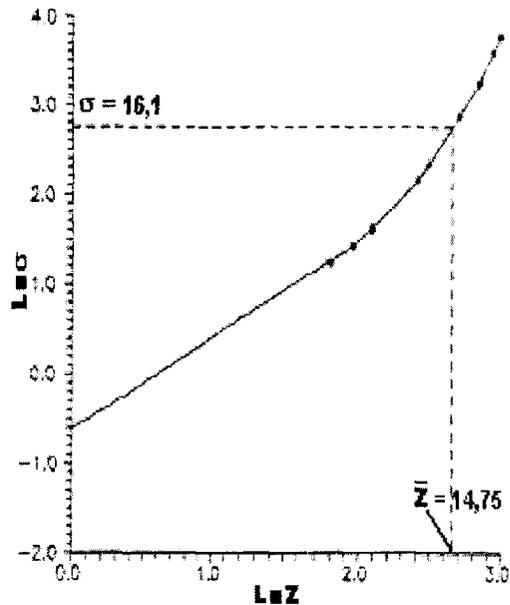


Fig. 2 $\text{Ln}\sigma$ em função de $\text{Ln}Z$, onde σ (embarn/átomo) é a seção de choque total. Os valores de σ , para os elementos do esmalte, foram tomados das tabelas de Storm⁽⁴⁾.

Os valores utilizados para as seções de choque atômicas, dos elementos constituintes do esmalte foram retirados das tabelas de Storm et al.(4), para o intervalo de energia de 10 a 200 keV. O cálculo dos números atômicos efetivos correspondentes às interações incoerente, coerente e absorção fotoelétrica, foram feitos a partir da equação: $[\sum_i \alpha_i Z_i^{m-1}]^{1/(m-1)}$.

Em geral para caracterizar-se um material que simule um material composto, precisamos do número atômico efetivo total \bar{Z} . As maiores contribuições ao valor de \bar{Z} , são os números atômicos efetivos dos processos parciais fotoelétrico e espalhamento coerente (5). Para calcular o valor de \bar{Z} , procedemos da seguinte maneira: escolhemos um valor E_0 para a energia dos fótons incidentes, e construímos um gráfico dos valores da seção de choque atômica total em função do número atômico para elementos individuais. No gráfico colocamos o valor de $\sigma_{\text{tot},mc}^a$ calculado para a energia E_0 , o correspondente valor do número atômico, será \bar{Z} o número atômico efetivo do

material composto. Este procedimento foi feito para valores de energia, dentro do intervalo de 10 a 200 keV.

Na figura 2 esta apresentado o gráfico $\text{Ln}\sigma \times \text{Ln}Z$ correspondente a fótons incidentes de 60 keV de energia. Neste caso encontramos para o esmalte um número atômico efetivo de 14,75. A tabela 2 apresenta, para diversas energia dos fótons, os correspondentes valores das seções de choque do esmalte, para as interações incoerente, coerente e fotoelétrico. É apresentado também os correspondentes valores das seções de choque total.

Tabela 2. Seções de choque do esmalte dentário para diversas energias dos fótons incidentes

Energia (KeV)	Seção de choque para a interação:			Seção de Choque total
	Incoerente	Coerente	Fotoelétrico	
10	4,486	23,020	1838,00	1865,0
15	5,195	14,130	570,00	590,3
20	5,588	9,445	244,00	259,7
30	5,942	5,077	72,00	83,0
40	6,061	3,188	29,80	39,1
50	6,061	2,200	14,90	23,2
60	6,021	1,620	8,46	16,1
80	5,824	0,964	3,42	10,2
100	5,628	0,642	1,69	7,9
150	5,155	0,298	0,47	5,9
200	4,722	0,172	0,19	5,1

Conclusões

Analisando-se os valores do número atômico efetivo total do esmalte apresentados na tabela 3, podemos ver que, conforme se aumenta a energia dos fótons, os valores do \bar{Z} total e do \bar{Z} parcial devido ao espalhamento incoerente se aproximam. Isto é devido a que, na faixa de energias que estamos considerando, a interação dominante é, devido ao efeito Compton.

Tabela 3. Números atômicos efetivos parciais e totais do esmalte dentário

Energia (KeV)	Número Atômico Efetivo para interação			Número Atômico Efetivo total
	Incoerente	Coerente	Fotoelétrico	
10	12,64	14,57	16,41	14,01
15	12,71	14,65	16,45	14,79
20	12,75	14,70	16,21	14,75
30	12,79	14,75	16,27	15,19
40	12,82	14,79	16,31	14,79
50	12,86	14,86	16,35	14,57
60	12,84	14,83	16,36	14,21
80	12,73	14,73	16,39	13,86
100	12,88	14,74	16,42	13,87
150	12,87	14,76	16,45	12,50
200	12,87	14,77	16,47	12,21

Na figura 3, apresentamos o gráfico dos valores parciais e totais de \bar{Z} em função da energia dos fótons incidentes. Pode-se observar que o número atômico efetivo total tem um decrescimento, para energias acima dos 30 keV. Conforme aumentamos a energia, os valores de \bar{Z} aproximam-se ao \bar{Z} devido ao efeito Compton. Isto se deve a que, a contribuição à seção de choque total, das seções de choque devido ao espalhamento coerente e ao efeito fotoelétrico, tem decrescimento rápido em relação à contribuição devido ao espalhamento incoerente

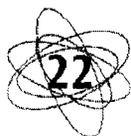
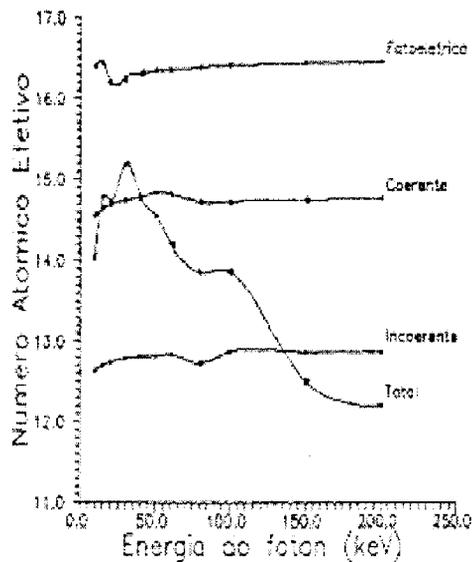


Fig 3. Números atômicos efetivos para o esmalte em função da energia dos fótons



Bibliografia

1. Yang, N.C., Lechner, P.K. and Hawkins, W.G. (1987). "Effective atomic numbers for low-energy total photon interactions in human tissues". *Med. Phys.* 14(5), 759-766.
2. Rao, B.V.T., Raju, M.L.N., Narasimhan, K.L Par-tasaradhi, K. and Rao, B.M. (1985). *Med. Phys.* 12, 745-748.
3. Rodas Duran, J.E. and Baffa, O. (1998). "Calculation of f factor and kerma for human teeth enamel in the range of 0,01 to 10 MeV". Submitted to *Radiation Research*.
4. Ellry, S. and Harvey, I. I. "Photon cross section from 1 keV to 100 MeV for elements Z=1 to Z=100". (1970). *Nuclear Data Tables*, A7, 565-681.
5. Weber, J. and Van Dem Berge, D.J. (1969). "The effective atomic number and the composition of phantom materials". *J.Radiol.*, 42(497), 378-383.



BRAZILIAN SITUATION OF BLOOD COMPONENT IRRADIATION PRACTICE FOR THE PREVENTION OF TRANSFUSION-ASSOCIATED GRAFT-VERSUS-HOST DISEASE

*E.G. Góes¹; J.C. Borges¹;
D.T. Covas²; I. Motta³*

¹ EE/COPPE - UFRJ - BRAZIL - e-mail

goes@biomag.ffclrp.br

² Faculdade de Medicina - USP - RP

³ Instituto Nacional do Câncer -

Rio de Janeiro - RJ

Abstract

Transfusion-associated graft-versus-host disease (TA-GVHD) is a usually complication of transfusion of blood component containing T lymphocytes what recently has also involved immunocompetent patient. Gamma irradiation of cellular blood components has been the mainstay against TA-GVHD, nevertheless there is little information in the literature about current transfusion medicine practices regarding gamma irradiation of blood products. This work presents an overview of the Brazilian reality and suggests policies to optimize TA-GVHD prevention.

Key Words: blood, irradiation

Introduction

Prior to 1990, graft-Versus-host disease was considered a relatively rare adverse reaction to blood transfusion in some immunocompromised recipients. However, this complication is acquiring greater significance not only for immunocompromised patients but for apparently immunocompetent recipients as well. This change has been brought about by a number of new developments in blood transfusion and sur-

gical practice, including the increasing use of directed donations from family members as a safeguard against potential disease transmission from random donors.

TA-GVHD induced through allogeneic blood transfusion is a serious problem for immunocompromised patients, being fatal in more than 90% of the cases (1). The T lymphocytes from the donor's blood proliferate and differ in answer to antigen of distinct histocompatibility. The T cells themselves or secondary mechanisms attack the rec-



tor cells, determining the appearance of TA-GVHD, which prevention requires that T cells (helper and suppressor) are eliminated from the blood components to be transfused. The limen T cells concentration needed to stimulate the appearance of TA-GVHD is not known, although the innumerable experiments with animals and clinical experiments. From the results obtained with animal samples, estimates that a minimum of 10^7 lymphocytes per kilogram of receptor weigh must be necessary to induce the disease. In human beings, a low concentration like 8×10^4 lymphocytes have caused lethal GVHD (2). Based on human clinic experiences, suggests that an amount of 10^4 to 10^5 T cells per kilogram would be enough to cause TA-GVHD. The variance in threshold numbers of T cells necessary to incite the GVHD reaction may be attributable to the varying degrees of HLA (Humanus Leukocytes Antigens) disparity involved in the marrow transplant conditions studied. This way, a small amount of T cells can be enough to cause a reaction in cases of HLA-mismatched marrow grafting as opposed to cases involving HLA phenotypic identity between donors and receptors. Also it is possible that difficulties in quantify a very low number of residual concentration of T cells to be the cause of difference between the limen related. So, would be necessary to remove from the blood components all the T cells, physically measurable, to avoid completely a GVHD associated to transfusion. However, until now, does not exist any method capable to execute this level of leucoreduction. A extended storage to 4^0 C, glycericolization, freezing at -70^0 C and subsequent deglycericolization could reduce $1-2 \log_{10}$ of the leukocytes existents, but doesn't eliminate them totaly, being these remaining cells showed mitotically active. The use of second and third generation filters doesn't get a lower leucoreduction than $3-4 \log_{10}$, being the lethal DEVH cases registered after a

transfusion of red cells administrated by these filters.

The irradiation technique of the blood components with gamma rays (that come from sources of 137 Cesium of specific irradiators to blood and cobalt teletherapy equipments) and x-rays of linears accelators is the only one available that, depending on the irradiation dose, is capable to eliminate completely the lymphocytes mitotic potencial. However, due to high doses needed ($15-35$ Gy) and the short interval (minutes) where must be administrated to blood components to avoid their deterioration, the irradiation equipments used need sources with high activities (24 to 96 TBq). With this, the armoring requisites become critic and the final cost reaches very high amounts, inaccessible to most of the Brazilian Institutions. This work shows a study of the Brazilian reality on the field of blood irradiation and one alternative to solve this problem through a proposal to build a national irradiator using exhausted sources of cobalt teletherapy.

Materials and methods

For an appropriate diagnostic of the present situation of blood irradiation in the country, was necessary to appraise the demand and offer of this job. On the offer's side, appeals to the National Nuclear Energy Commission. For this, was searched information about the quantity, geographic localization and initial activity registered of the cobalt teletherapy units in the country. On the demand's side, was appraised about the Brazilian reality on blood irradiation, through a survey on the 56 regional hemo-center in the country. Using this methodology was permitted to know a Brazilian reality in the blood irradiation field on the following aspects:



- 1) If the institution utilizes irradiated blood and if it has own means to do it.
- 2) The irradiation methods utilized.
- 3) The irradiation details as far as doses used, type, volume and demand of irradiated components.
- 4) The methodology used in the quality control of process, product and equipments.
- 5) The alternatives to specific irradiation.

Results

From the 56 surveys sent to regional hemocenters, 28 (50%) returned and were analysed. Observed that:

- 1) Irradiation facilities: a) 2 institutions utilize specific irradiators for this; b) 4 institutions have the local facility to irradiate its blood components (x-rays of linear accelerators or gamma rays of cobalt therapy); c) 1 institution doesn't have local facility and utilizes other hospitals for its irradiation needs.
- 2) Irradiation doses used: a) 2 institutions irradiate the blood components with doses between 15 to 20 Gy; b) 4 institutions irradiate the blood components with doses between 21 to 25 Gy; c) one institution irradiates the blood components with doses between 26 to 30 Gy.
- 3) Total units of irradiated blood and prevision of demand increasement: 782 blood units have been weekly irradiated by this institutions with increasement prevision higher than 30% on the next 3 years.
- 4) Quality control: 2 institutions do the quality control of the blood components irradiated and only one does the equipment quality control.

Based on the survey done on the National Nuclear Energy Commission, about the geographic localization of radiotherapy services, showed that 63 % of the regional hemocenters could have its blood components irradiated for the teletherapy services.

Conclusions

The Graft-Versus-Host Disease associated to blood transfusion is a hard disease to diagnostic, rare (for a homozygotic population happens, approximately, one case in 600 heart surgery) although fatal in most cases. Recent studies(3) have shown that the disease does not restrict to immunocompromised patients, but manifests in immunocompetent patients and, also in those that suffer autologous transfusions. This shows the necessity to adopt a methodology to prevent the disease. The Brazilian situation in the blood irradiation field showed similar results to the ones recently published by members of the Blood Bank American Association (4). In this study verified: a) a heterogeneity in the dose choice to inactivate the lymphocytes; b) that only the big hematology centers have facility to blood irradiation. This heterogeneity in the dose choice is attributed to the fact of not knowing the lymphocytes quantity necessary to develop the disease.

A Cesium-137 irradiator cost approximately \$ 200,000 and clearly, not every regional hemocenters could absorb this cost and would have to give up other facilities to irradiate its blood components. This would be able to get through a national program of blood irradiation with an alternative to solve the problem through the construction of irradiators that uses exhausted sources by the cobalt therapy services.

Acknowledgments

This research was supported by Fundação Hemocentro de Ribeirão Preto/USP and CNPq.

Bibliografía

1. Brubaker, D.B. Human postransfusion graft-versus-host disease. *Vox Sang* 1983, 45: 401-420.
2. Rosen, N.R., Weidner, J.G., Boldt, H.D., Rosen, D.S. Prevention of transfusion-associated graft-versus-host disease: selection of an adequate dose of gama radiation. *Transfusion* 1993, 33: 125-127.
3. Capon, S.M., DePond, W.D., Tynan, D.B. "Transfusion-associated graft-versus-host disease in an immunocompetent patient". *Int Med* 1991, 114: 1025-1026.
4. Anderson, C.A., Goodnough, L.T., Sayers, M., Pisciotto, P.T., Kurtz, S.R., Lane, T.A., Anderson, C.S., Silberstein, L. Variation in Blood Component Irradiation Practice: Implication for Prevention of Transfusion-Associated GraftVersus-Host-Disease. *Blood* 1991, 10: 2096-2102



ANÁLISIS DE LA UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA EN ESTUDIOS DE SPECT CON EL MÉTODO DE ONDITAS

Amalia Pérez, Rosa

Piotrkowski, Guillermo

La Mura, Eduardo Serrano

Escuela de Ciencia y Tecnología.

Universidad Nacional del General San Martín

Calle 91, N°3391, (1652), San Martín, Pcia. de Buenos

Aires, Argentina.

E-mail: Amalia.Perez@unsam.edu.ar

Introducción

En relación a la cámara gamma, el desarrollo del SPECT significó la obtención de imágenes con mejor contraste. Lesiones que en los estudios planares pasaban inadvertidas, pudieron ser diagnosticadas a partir de la obtención de cortes tomográficos, donde los fenómenos de superposición de estructuras quedan reducidos al espesor del corte.

Esta nueva técnica de la medicina nuclear no permitió, sin embargo, cumplir con el anhelo de la cuantificación absoluta de las imágenes. A los inconvenientes originales derivados de los fenómenos físicos (atenuación, radiación dispersa y carácter estadístico de la radiación) y los técnicos, (inhomogeneidad de respuesta del detector y el colimador), se sumaron otros relativos a la nueva tecnología del SPECT.

La Uniformidad Planar (UP), uno de los parámetros determinantes de la calidad de la imagen en la cámara gamma, repercute fuertemente en el valor de la Uniformidad Tomográfica (UT) del SPECT. Por esta razón es que las exigencias sobre el valor de la UP en un sistema SPECT son mayores que en una Cámara gamma.

Un sistema SPECT, de órbita circular y

colimador de agujeros paralelos presenta un patrón de inhomogeneidades típico “artificios”, círculos concéntricos centrados en el eje de rotación del sistema. La importancia de estos artificios en la degradación de la imagen depende de la magnitud de la UP y de su variación con la rotación del cabezal, la localización de la zona del campo afectado por esa inhomogeneidad de respuesta y la medida del órgano de estudio.

El problema fundamental es que estos “artificios”, claramente apreciables cuando se analiza la uniformidad tomográfica en el corte transversal de un fantoma tomográfico, no lo son cuando se efectúan estudios clínicos con ese mismo equipo. Los artificios están presentes pero pasan desapercibidos en la complejidad de la imagen y pueden ser confundidos con patologías que se caracterizan por deficiencias de captación del radioisótopo.

Se suele evaluar la UT a través de la Uniformidad Integral –UI (%)–, parámetro que determina el contraste entre las zonas de mayor y menor intensidad en una imagen de una fuente uniforme.

Esta forma de cuantificación de la uniformidad no es suficientemente representativa en el caso tomográfico puesto que no



se considera la presencia de los anillos.

El análisis de señales en función de sus componentes frecuenciales ha servido para profundizar el conocimiento de las mismas y tomar acciones más eficaces para su procesamiento. La transformada onditas –wavelets– es una herramienta poderosa cuando no sólo se quiere conocer esos componentes sino que también es importante ubicarlos posicionalmente.

En el caso de las imágenes –señales bidimensionales– esta transformada permite conocer en cada punto de la misma la intensidad de los diferentes componentes. De esa forma es posible segregar detalles poco significativos o ruido de estructuras u otros objetos de interés con mayor índice de precisión.

Objetivo

En este trabajo se propone la aplicación de la transformada en onditas para evaluar las características de los niveles frecuenciales de la imagen de un corte transversal de una fuente de distribución homogénea de actividad.

El objetivo es comprobar si es posible separar los distintos factores que determinan las características de esta imagen: falta de corrección por atenuación, presencia de los anillos y ruido estadístico, en los distintos niveles de resolución frecuencial.

Material y métodos

Adquisición y procesamiento tomográfico

Se obtuvieron imágenes tomográficas de un fantoma cilíndrico, sin insertos, de 22 cm de diámetro y 25 cm de largo, conteniendo una dilución homogénea de 500 Mbq de ^{99m}Tc .

El estudio se efectuó en un SPECT monocabezal equipado con colimador LEAP (Low Energy All Purpose). La UP del sistema fue de 3.8%.

Se adquirieron 64 imágenes de 500k

cuentas, en matriz de 64 x 64 sobre 360° y ventana centrada del 10%.

En la etapa de reconstrucción tomográfica se aplicó un filtro Ramp con una frecuencia de corte de 1 Nyquist.

No se aplicó la corrección de uniformidad por el método de Chang, disponible en el equipo, para dejar en evidencia la influencia de este fenómeno en la imagen tratada por la transformada onditas.

Aplicación de la transformada onditas

Las imágenes fueron procesadas mediante las clásicas onditas de Haar que permiten alcanzar los objetivos arriba mencionados con un mínimo de complejidad computacional. Los respectivos programas fueron implementados en MATLAB.

Se segregaron los diferentes componentes de escala que corresponden a sucesivas operaciones de filtrado

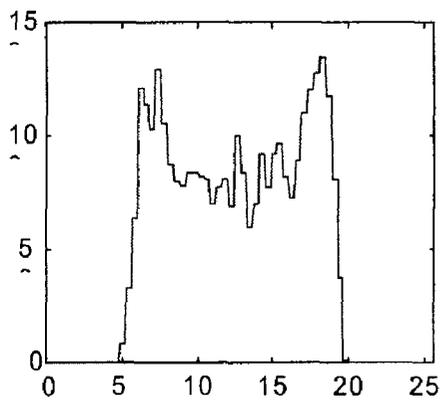
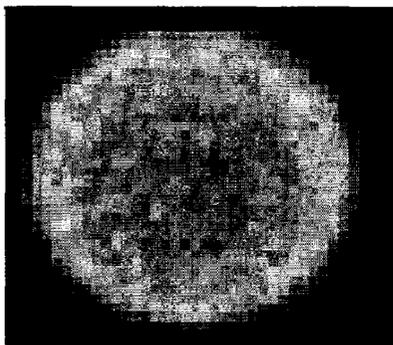
Resultados

La figura 1, (columna derecha: en primer lugar la imagen analizada; luego en orden descendente los componentes frecuenciales discriminados por niveles. Columna izquierda: perfiles en la zona central de cada imagen) permite observar claramente que en los distintos niveles frecuenciales se encuentra diferente tipo de información.

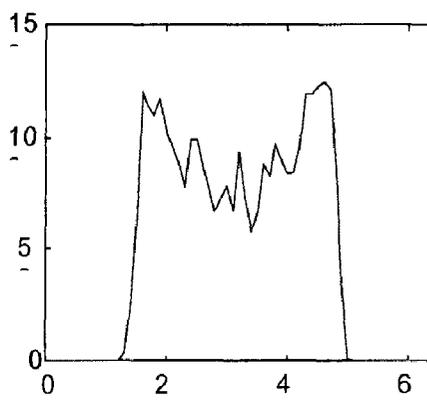
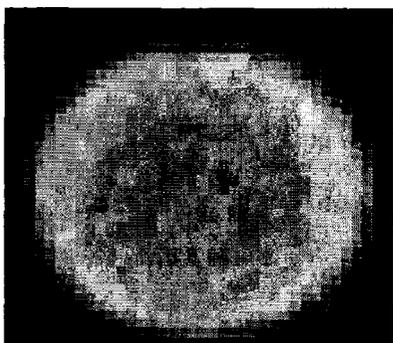
Según nuestra interpretación, comenzando desde el último nivel, el tercero, encontramos solamente la depresión típica de las imágenes no corregidas por el fenómeno de atenuación. En el segundo, es posible observar los anillos y la información contenida del tercer nivel. En el primer nivel, están contenidos los dos últimos más una variación típica del ruido de la imagen.

Es decir que cada nivel contiene un tipo de información propia más la contenida en todos los niveles de mayor frecuencia.

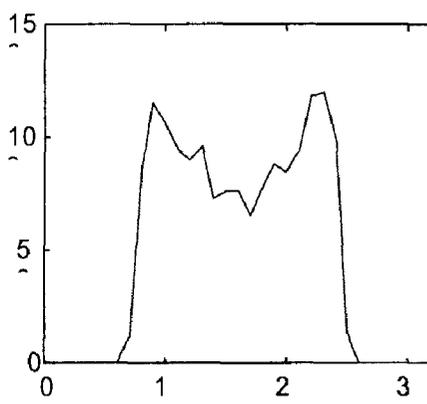
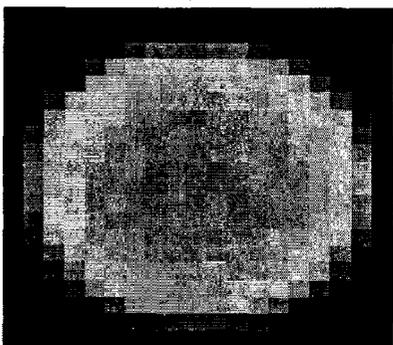
Imagen de



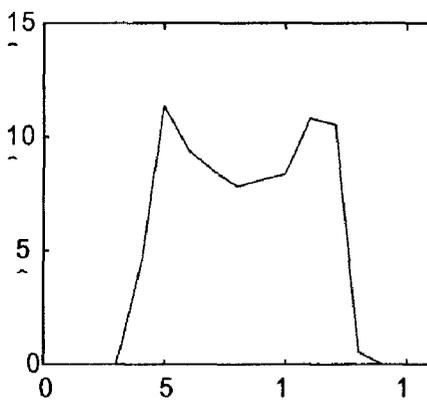
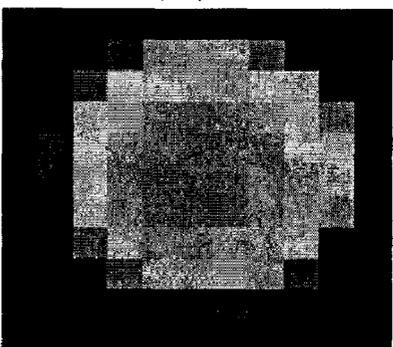
Primer



Segundo



Tercer



Conclusiones

Los resultados obtenidos permiten postular que es posible discriminar la presencia de los diferentes factores mencionados que modifican la imagen según niveles de frecuencia en la transformada de ondas.

Estimamos que estos resultados son promisorios para:

- a) Desarrollar técnicas de evaluación cuantitativa de la UT.
- b) Encontrar mecanismos de corrección en la separación frecuencial por niveles de resolución.

Bibliografía

1. Golberg G.T. "An analytical approach to quantify uniformity artifacts for circular and non circular detector motion in single photon emission computed tomography imaging." *Med. Phys.* 14m 105 - 114 (1987).
2. Maadsen Mark T. "A method for quantifying SPECT uniformity". *Med. Phys.* 24 (11), noviembre 1997.
3. Larsson and A. Israelsson. "Considerations on system design, implementation and computer processing in SPECT". *IEEE Trans.Nucl.Sc.NS-29*.1331(1982).
4. *Wavelets in Medicine and Biology*. Edited by Aldroubi A. and Unser M. CRC Press.1996.



MX9900121

CUANTIFICACIÓN DE LA VASCULARIZACIÓN DE LOS IMPLANTES ORBITALES DE HIDROXIAPATITA CORALINA CON ^{99m}Tc -MDP

*José L. Rodríguez, María E. Solano,
Ivette Álvarez, Gildo Pérez.*

*Centro de Investigaciones Clínicas
34 # 4501 e/ 45 y 47 Kohly, Playa, C. Habana, Cuba*

Resumen

El uso de los implantes oculares de hidroxiapatita se ha incrementado en los últimos tiempos debido a que son bien tolerados por el organismo y que al integrarse muestran una buena movilidad del ojo artificial con muy pocas complicaciones. La gammagrafía con ^{99m}Tc -MDP puede ser utilizada para la evaluación de la vascularización y la cuantificación relativa de la misma en estos implantes. En este ensayo piloto fueron estudiados 10 sujetos normales y 37 pacientes que tenían un implante de hidroxiapatita coralina cubana (CORALINA HAP-200). La gammagrafía con ^{99m}Tc -MDP se realizó entre 4 y 18 meses después de la cirugía, se obtuvieron imágenes planas en vista anterior, fue medida la vascularización del implante y fue calculado para cada caso el índice de captación relativo (ICR) a partir de dos regiones de interés circulares oculares. Como resultado todos los pacientes toleraron el implante sin complicaciones; la relación de la actividad del implante respecto a la región contralateral fue de 2.31 ± 0.63 (media \pm SD) con un rango de 1.17-4.09. La relación entre la captación intraorbital izquierda y la derecha en los sujetos normales fue 1.01 ± 0.06 (media \pm SD). En conclusión obtuvimos que el ICR

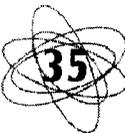
puede ser muy útil para medir el nivel de integración de este tipo de implante. Además, se comprobó que los implantes con hidroxiapatita coralina cubana mostró un nivel aceptable de integración en todos los pacientes.

Introducción

En los últimos años, se ha generalizado el uso de los implantes oculares esféricos de hidroxiapatita para reemplazar el volumen de la cavidad orbitaria a partir del empleo de diferentes técnicas quirúrgicas (evisceración, enucleación y en cavidades antiguas), esto es debido fundamentalmente a que son bien tolerados por el organismo, teniendo una alta biocompatibilidad y además, que al integrarse muestran una buena movilidad del ojo artificial respecto al contralateral (1).

Por otro lado, estos implantes tienen muy pocas complicaciones posquirúrgicas (2), con un bajo grado de infección y de extrusión comparado con otros tipos de implantes.

La vascularización y por consiguiente, la total integración del implante al tejido orbital es un parámetro muy importante para conocer el momento adecuado para el acoplamiento del ojo artificial al implante ya



integrado. Existen varios métodos no invasivos para la evaluación de la misma (RMN, SPECT, gammagrafía planar) (3-5). A partir de la gammagrafía con ^{99m}Tc -MDP algunos autores reportan una cuantificación relativa de la vascularización independientemente del observador (6).

El objetivo de este trabajo fue determinar el nivel de integración del implante ocular de hidroxiapatita obtenida a partir de corales marinos de la plataforma insular de Cuba (H.A.P. - 200 CORALINA) (7) y un análisis cuantitativo de la vascularización del mismo en un grupo de pacientes y compararlo con un grupo de sujetos normales.

Materiales y métodos

Como parte de este ensayo piloto se estudiaron 10 sujetos normales y 37 pacientes (7 mujeres y 30 hombres) con implantes de hidroxiapatita coralina cubana (CORALINA HAP-200) de diámetros entre 18 y 21 mm. Las técnicas empleadas para el implante fueron la enucleación (10 casos), la evisceración (16) y en cavidades antiguas (11). La edad promedio fue de 28 años [rango de 11-57 años].

Se realizó la gammagrafía con ^{99m}Tc -MDP entre 4 y 18 meses posteriores a la cirugía en un sistema SPECT Sophycamera DS7 con un colimador de alta resolución y baja energía, el pico energético fue centrado en los 140 KeV con una ventana de un 10%. Se obtuvieron imágenes estáticas en formato de 256*256 en vista anterior, a las 2 horas después de la inyección intravenosa de 740 MBq (20 mCi) de ^{99m}Tc -MDP. La parada de cada adquisición se realizó por conteos (1000 kiloconteos). Los pacientes fueron ubicados en posición supina en la camilla tomográfica y el detector fue posicionado a la altura de la cabeza del paciente en vista anterior.

Posteriormente se procesaron las imágenes, sin filtrarlas y sin restar ningún nivel de fondo, en cada imagen se analizaron dos

regiones de interés circulares de 21 puntos (5 de radio) ubicadas la primera en la zona del implante y la segunda sobre la órbita contralateral en el caso de los pacientes; en los sujetos normales la primera región de interés se situó en la zona orbitaria izquierda y posteriormente en la derecha. Fue registrado el total de cuentas de cada una de estas regiones y se calculó el índice de captación relativo (ICR) como la relación entre el total de actividad de la primera región de interés respecto a la segunda. Los resultados cuantitativos se registraron como la media \pm la desviación estándar. Se utilizó para el análisis estadístico el test de Student.

Resultados

Todos los pacientes incluidos en el estudio toleraron el implante sin complicaciones; el examen visual de las imágenes mostró en todos los casos analizados un aumento de la captación en la zona del implante corroborado posteriormente a partir del ICR calculado. La relación de la actividad de la región de interés del implante respecto a la región contralateral (ICR) fue de 2.31 ± 0.63 (media \pm SD) con un rango de 1.17-4.09. El valor del ICR fue diferente si se analizan las técnicas quirúrgicas empleadas (tabla I), siendo la enucleación la que tuvo un coeficiente mayor. La relación entre la captación intraorbital izquierda y la derecha en los 10 sujetos normales fue 1.01 ± 0.06 (media \pm SD). Los valores obtenidos se corresponden con lo reportado en la literatura (6).

Tabla I. Valor del Índice de captación relativo según las técnicas quirúrgicas empleadas.

Técnica quirúrgica	Enucleación	Evisceración	Cavidad Antigua
ICR Promedio	3.12	1.62	2.72

Conclusiones

Como se ha podido constatar con nuestro estudio, la gammagrafía con ^{99m}Tc -MDP puede ser de gran utilidad en el análisis de la vascularización del implante como un método rápido y no invasivo. Se demostró que el ICR puede ser de gran utilidad en la evaluación del nivel de integración de este tipo de implante que de otra forma podría ser muy engorroso e inexacto y provee al especialista de un valor indicativo de la progresión de la vascularización. Además, se comprobó que los implantes con hidroxiapatita coralina cubana tienen un nivel de integración elevado en todos los pacientes que formaron parte del estudio.

Bibliografía

1. Perry AC. "Advances in enucleation". *Ophthalmol Clin North Am* 1991; 4: 173-182.
2. Kaltreider SA, Newman SA. "Prevention and management of complications associated with the hydroxyapatite implant". *Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery* 1996; 12(1): 18-31.
3. Spimak JP, Nieves N, Hollsten DA et al. "Gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging assessment of hydroxyapatite orbital implants". *Am J Ophthalmol* 1995; 119(4): 431-440.
4. Menzel C, Grunwald F, Busin M et al. "Vascularisation of ocular coralline hydroxyapatite implants". *Eur J Nucl Med* 1994; 21(12): 1343-1345.
5. Baumgarten D, Wojno Ted, Taylor A. "Evaluation of biomatrix hydroxyapatite ocular implants with technetium-99m-MDP". *J Nucl Med* 1993; 34: 467-468.
6. González R, Melo MC, Rodríguez AC, Pérez A. Hidroxiapatita porosa HAP-200. "Principales características físico-químicas". *Química Nova* 1993; 16(6): 513-516.
7. Civelek AC, Pacheco EM, Natarajan TK et al. "Quantitative measurement of vascularization and vascular ingrowth rate of coralline hydroxyapatite ocular implant by Tc-99m MDP bone imaging". *Clin Nucl Med* 1995; 20(9): 779-787.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer a CORALINA (CNIC, Cuba) por el apoyo brindado a la investigación con el aporte de las esferas de hidroxiapatita coralina cubana CORALINA HAP-200.





MX9900122

SPECT RENAL CON ^{99m}Tc -DMSA. REORIENTACIÓN Y PROCESAMIENTO

*José L. Rodríguez,
Alejandro Perera,
Roberto Fraxedas.*

*Centro de Investigaciones Clínicas.
34 # 4501 e/ 45 y 47 Kohly, Playa,
C. Habana, Cuba.*

Resumen

Para el estudio de diferentes afecciones renales con repercusión en el parénquima es ampliamente usada la gammagrafía plana con ^{99m}Tc -DMSA, aunque no así la técnica de SPECT. En general, la diferente inclinación y orientación de los ejes longitudinales de ambos riñones en los pacientes conlleva a una alta variabilidad en la detección de los diferentes tipos de defectos y a un posible diagnóstico equivoco. Con vistas a esto se desarrolló en nuestro centro una metodología para la reorientación automatizada de los diferentes volúmenes renales obtenidos por SPECT y su posterior procesamiento, obteniéndose como resultado un software con un alto grado de independencia del operador.

De esta forma se logra una estandarización del procedimiento y nos permite, con mayor rigor, realizar estudios evolutivos de los pacientes.

Introducción

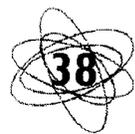
En los últimos tiempos la gammagrafía renal con ^{99m}Tc -DMSA ha sido ampliamente usada no sólo para el estudio de diferentes tipos de lesiones pielonefriticas (1,2), sino también en el diagnóstico de otras patologías renales (3,4).

En la evaluación de este tipo de lesiones generalmente se pueden determinar dos tipos de defectos, los de tipo inflamatorios

que se reflejan en las imágenes como una o varias zonas de hipofijación sin alteración del contorno externo y los de tipo cicatriciales que provocan deformaciones en el parénquima renal de carácter irreversible. Debido a que cada tipo de lesión lleva aparejado un pronóstico diferente, es importante determinar lo más exactamente posible la presencia de uno u otro tipo de defecto.

En trabajos recientes se ha visto que existe una diferencia en el número de defectos entre Tomografía Computarizada de Emisión de Fotón Único (SPECT) con ^{99m}Tc -DMSA y las imágenes planares (5) lo que pudiese estar en correspondencia con una mayor sensibilidad, mejor relación órgano-fondo y una resolución espacial alta que caracterizan los estudios de SPECT (6).

Por otro lado, tanto en los estudios planos como en las imágenes de SPECT, la inclinación de los ejes longitudinales de los riñones respecto al plano en el que se realiza la adquisición, puede afectar en alguna medida la detección y clasificación de cada tipo de defecto ya que los cortes que se obtienen quedan con cierta inclinación que dificulta la valoración exhaustiva de la patología a estudiar. Algunos autores han trabajado en el análisis de los cortes tomográficos teniendo en cuenta la reorientación de cada riñón (7).



Debido a todo lo anterior, nos dimos a la tarea de obtener una metodología a partir de un software que reoriente de forma automatizada los volúmenes de cada unidad renal por separado hasta una posición estándar a partir de la cual se pudiesen analizar los defectos y realizar un análisis cualitativo de los defectos encontrados por ambas técnicas.

Materiales y métodos

Para elaborar el algoritmo en cuestión se realizó un software empleando lenguajes FORTH y ensamblador de la CPU Motorola 68020 sobre una estación de trabajo y procesamiento de imágenes SOPHY-20P, esta última está conectada a una cámara gamma con sistema SPECT (Sophycamera DS7, Sopa Medical).

Etapas del algoritmo

Se tomaron como datos de entrada los cortes no reorientados obtenidos a partir de la reconstrucción de los estudios tomográficos.

El procedimiento que se realizó en cada riñón por separado, debido a su diferente orientación espacial, constó de tres etapas:

1. Centrado geométrico.
2. Rotaciones en los planos frontal y sagital.
3. Rotación axial.

Centrado geométrico

En la primera parte se creó una máscara tridimensional que envuelve al riñón y permite trabajar con los valores de este último excluyendo la actividad extrarrenal significativa. A cada punto del volumen con valor diferente de cero le fue asignado el valor "1" y el resto "0", obteniéndose de esta forma una matriz tridimensional homogénea donde el volumen renal estaba representado por el valor unitario. A partir de aquí se obtuvo el valor del centro de

gravidad de estos cortes que corresponde con el centro geométrico del volumen renal en cuestión. El centro de coordenadas se trasladó hasta este punto así hallado.

Rotaciones en los planos frontal y sagital

Para analizar la inclinación en estos planos se utilizó una imagen "suma" resultado de la proyección de todo el volumen renal centrado en cada uno de estos planos, se tomaron los valores del contorno interno de estas proyecciones y a partir de una regresión por el método de mínimos cuadrados se ajustaron a los valores de una línea recta que coinciden con los del eje antes mencionado, se calcularon los ángulos de inclinación de ésta respecto a la vertical para posteriormente rotar todo el volumen a una inclinación estándar.

Rotación axial

Una vez que el volumen analizado fue rotado en los planos sagital y frontal, se tomaron varios cortes de la zona media del riñón, representativos de la pelvis renal, los mismos fueron sumados hasta obtener la mejor delineación de esta última. A partir del centro de rotación se realizaron búsquedas radiales lineales en diferentes direcciones (64), sumando el valor de los conteos de cada punto interceptado por esta línea. La dirección con el menor valor total de conteos se tomó como la posición media de la pelvis renal, se calculó el ángulo entre ésta y el plano frontal. Todos los cortes axiales fueron rotados en este ángulo.

Después de obtener ambas imágenes para un riñón, se procedió a aplicar la misma secuencia de pasos al riñón contralateral.

Validación del algoritmo

Para la validación y puesta a punto del algoritmo se tomó una muestra de 35 pacientes (64 unidades renales) con criterio clínico de pielonefritis aguda, a los que se



les administró 5 mCi (185MBq) de ^{99m}Tc -DMSA (CENTIS, Cuba) y se adquirieron vistas planares y tomográficas de 2-3 horas posadministración con el sistema SPECT expuesto anteriormente, equipado con un colimador de bajas energías y alta resolución. La adquisición de las imágenes planas se realizó en formato de 128×128 pixels con un minuto de duración y aproximadamente 300×103 cuentas cada una, en proyecciones posterior y oblicuas posteriores a 45° . La adquisición de las imágenes tomográficas se hizo en una matriz de 128×128 pixels a 10 segundos por vista con un total de 128 proyecciones. Las imágenes fueron reconstruidas por el método de la retroproyección filtrada con un filtro Butterworth 4/16 (orden 4, frecuencia de corte 0.25 ciclos/pixel). Se realizó substracción de fondo para delimitar los contornos renales claramente, el valor promedio del mismo fue alrededor del 10% del máximo de actividad. De esta reconstrucción se obtuvieron los cortes axiales, frontales y sagitales sobre los que aplicamos el algoritmo.

Finalmente se analizó la concordancia entre las imágenes planas y las tomográficas posprocesamiento teniendo en cuenta su clasificación en defectos de hipofijación o de contorno y su ubicación topográfica por un grupo de tres observadores diferentes, quienes a su vez calificaron de buena, regular o mala la reorientación en sí.

El procesamiento estadístico de los resultados se realizó en el sistema SPSS/W usando el test de Wilcoxon con un nivel de significación de 0,05.

Resultados y discusión

Se implementó un algoritmo en lenguaje Forth con poca dependencia del operador y una gran reproducibilidad entre los mismos, el mismo muestra al final del procesamiento los cortes tomográficos en los diferentes planos con una orientación

estándar. El programa así obtenido resultó tener una interfase amigable y de fácil manejo por los operadores. El grupo de tres observadores independientes calificaron de buena la reorientación de todas las unidades renales.

Al analizar el número total de lesiones se detectaron 151 defectos en imágenes planas y 153 en las tomográficas, con una concordancia topográfica del 79,2 % ($p < 0,05$). Esto es una medida de la similitud en la detectabilidad de los defectos por ambas técnicas. La diferencia en la concordancia topográfica se hace marcada al separar las lesiones por su tipo: 67,7% en el caso de las hipofijaciones y sólo 26,2% para las de contorno. De forma general se detectaron más defectos de hipofijación en imágenes planas y de SPECT sin reorientar, que en las reorientadas, de forma contraria sucedió con las lesiones de contorno. Algunos autores han reportado que el uso del SPECT para detectar la presencia de daño permanente del parénquima renal es más efectivo que las imágenes planares aunque aún no existe consenso al respecto (7-11). Todo esto debe estar relacionado con la diferencia en el contenido de la frecuencia espacial de ambas técnicas.

Conclusiones

El software obtenido de esta forma constituye toda una metodología de procesamiento del SPECT renal con un alto grado de independencia del operador. De esta forma se logra una estandarización del procedimiento, aumentar las potencialidades y uso de los sistemas SPECT en la nefrología nuclear y nos permite, con mayor rigor, realizar estudios evolutivos de los pacientes.

Bibliografía

1. Shanon A., Feldman W., McDonald P. *et al.* "Evaluation of renal scars by technetium labeled dimercaptosuccinic acid scan, intravenous urography and ultrasonography: a comparative study". *J. Pediatric* 1992; 120:399-403.
2. Majd M., Rushton H. G. "Renal cortical scintigraphy in the diagnosis of acute pyelonephritis". *Semin. Nucl. Med.* 1992;22(2):98-111.
3. Groshar D., Gorenberg V., Weissman I., Livne P. M., Front D. "Detection of permanent damage in kidneys with vesicoureteral reflux by quantitative single photon emission computerized tomography (SPECT) uptake of 99m technetium labeled dimercaptosuccinic acid". *J. Urol* 1996;155(2):664-7.
4. Cook G. J., Lewis M. K., Clarke S. E. "An evaluation of 99Tcm-DMSA SPET with three-dimensional reconstruction in 68 patients with varied renal pathology". *Nucl. Med Commun* 1995;16(11):958-67.
5. Mouratidis B., Ash J. M., Gilday D. L. "Comparison of planar and SPECT 99mTc-DMSA scintigraphy for the detection of renal cortical defects in children". *Nucl. Med. Commun* 1993;14:82-6.
6. Williams E. D. "Renal single photon emission computed tomography: Should we do it?". *Semin. Nucl. Med.* 1992;22:112-21.
7. Vignati A., Mazzuccheli L. *et al.* "Cylindrical multi-slice diagrams from renal SPECT". *Eur J. Nucl. Med.* 1994;21:767.
8. Itoh K., Yamashita T., Tsukamoto E., Nonomura K., Furudate M., Koyanagi T. "Qualitative and quantitative evaluation of renal parenchymal damage by (99m)Tc-DMSA planar and SPECT scintigraphy". *Ann Nucl. Med.* 1995;9:23-8.
9. Buscombe J. R., Hilson A.J.W., Hall M.L. *et al.* "Does three dimensional display of SPECT data improve the accuracy of technetium-99m DMSA imaging of the kidneys? *J. Nucl. Med. Technol* 1995;23:12-7.
10. Yen T.C., Chen W. P., Chang S. L., Liu R. S., Yeh S. H., Lin C. Y. "Technetium-99m-DMSA renal SPECT in diagnosing and monitoring pediatric acute pyelonephritis". *J. Nucl. Med.* 1996;37:1349-53.
11. De Sadeleer C., Bossuyt A., Goes E., Piepsz A. "Renal technetium-99m-DMSA SPECT in normal volunteers". *J. Nucl. Med.* 1996;37:1346-9.





MX9900123

HUMAN PHARMACOKINETICS, BIODISTRIBUTION AND DOSIMETRY OF THE KIT OF MONOCLONAL ANTIBODY IOR EGF/R3 LABELED WITH ^{99m}Tc

*Leonel A. Torres, Mayra Ramos,
Alejandro Perera,
Abel Hernández, N.
Iznaga, María E.*

*Solano, Ivette Alvarez, José L. Rodríguez.
Centro de Investigaciones Clínicas
34 # 4501 e/ 45 y 47 Kohly, Playa, C. Habana, Cuba*

Abstract

The aim of this work was to assess the human pharmacokinetics, biodistribution and dosimetry of the ^{99m}Tc -labeled MAb ior egf/r3. Five patients were included in the biodistribution and dosimetric studies and three in the pharmacokinetic analysis. Multiple blood and urine samples were collected and sequential anterior and posterior whole-body scintigraphies up to 24 hr post-injection were performed to all patients. The internal radiation dosimetry was estimated from gamma camera imaging data using the methods developed by the Medical Internal Radiation Dosimetry (MIRD) committee. Raw data were computed from operations between gamma-graphic images and regions of interest (ROI) using the BioDose software and time-activity curves were calculated in order to determine the residence times of the source organs. The Pharmacokinetics and Biodistribution results showed that this compound have a biexponential plasmatic and blood clearance with a rapid biodistribution phase of 9.1 ± 8.4 min and 12.2 ± 4.4 min, respectively, and a slower elimination phase of 6.6 ± 1.6 hrs and 10.8 ± 6.8 hrs, respectively. The urinary and hepatobiliary excretion showed 4.7 ± 0.4 % and 9.9 ± 1.8 % of the total administered dose, eliminated by these ways. Liver was the target organ of this product and had an uptake peak at 1hr post-injection (61.2%) and a great retention of the MAb ($T_{1/2}$ eff = 5.3 hr, $T_{1/2}$ Biol. = 45.0 hr). The dosimetric results showed that liver, gallbladder and spleen received the higher absorbed. The effective dose and the effective equivalent dose were $1,2\text{E-}01$ mSv/MBq and $9,2\text{E-}02$ mSv/MBq re-

spectively. These results allow to see the ior egf/r3 kit in a safe and controlled way.

Introduction

Nowadays the cancer of epithelial origin constitutes one of the first causes of death all around the world. That kind of tumors, like cancer of lung, digestive track, breast and others, have a 10-30-fold overexpression of the epidermal growth factor receptor (EGFr). On the basis of these findings, monoclonal antibodies (MAbs) able to recognize the EGFr and to block its kinase activation, have been developed for the therapy and diagnosis of that kind of tumors (1).

The MAb ior egf/r3 developed in the Center of Molecular Immunology (Havana, Cuba) is a murine IgG2a, capables to recognize the human EGFr with high affinity ($K_d = 10^{-9}$ - 10^{-10}). In recent years radioimmunodetection (RAID) with ^{99m}Tc labeled monoclonal antibody (MAb) ior egf/r3 became of increasing importance in the diagnosis of tumors from epithelial origin. To estimate the value of the antibody it is important to consider not only the detection of the tumor but also the radiation exposure of the patients.

Methods developed by the Medical Internal Radiation Dose (MIRD) Committee (Loevinger et al, 1988) were used to calculate mean doses to models representing various organs and tissues in order to allow the evaluation of the risks associated to the administration of radiopharmaceuticals for diagnostic purposes.

The main aim of this study in patients was to assess the human pharmacokinetics, biodistribution and dosimetry of ^{99m}Tc -MAb ior egf/r3.

Materials and methods

Patients

The ^{99m}Tc -ior egf/r3 was administered to five patients (4 females and 1 male), aged from 58 to 69 years (mean age 63.0 ± 4.2 years). The weight and height mean values were 71.6 ± 14.1 kg and 161 ± 66 cm respectively. All patients gave informed consent. Three of them had primary tumor without treatment and two were suspected of having recurrences after surgery. All lesions were confirmed by biopsy (4 adenocarcinomas of rectum and one carcinoma of annal canal).

Monoclonal antibody kit and radiolabeling

The ior-egf/r3 MAb kit contains a highly specific murine IgG2a isotype antibody, which recognizes human epidermal growth factor receptor (h-EGFr). It was produced in the Center of Molecular Immunology (Havana, Cuba) by standard hybridoma techniques as previously described Fernandez *et al.*, 1989 (1).

The freeze dried, sterile and pyrogen free kit was obtained according to the Schwarz's method (2,3). Each vial contained 3mg of MAb. Kits were labeled with 45 mCi (1.66 GBq) of pertechnetate from the $^{99m}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ generator (Amertec II, Amersham, UK). The eluate was used within 2hrs of elution and was obtained from a sterile generator eluted within the previous 24 h. Activity was measured in a dose calibrator (Comp-U-Cal II, Victoreen Inc, USA.)



Quality control and radiopharmaceutical administration

The labeling efficiency was assessed by ascending chromatography developed in two chromatographic systems: 0.9% sodium chloride solution and methyl ethyl ketone (MEK). The samples were applied on Whatman 3MM 1x10 strips and immediately placed in development tanks. After that, the strips were dried and the distribution of activity was determined using a ratemeter (SR8, Nuclear Enterprises, UK). The radiopharmaceutical was injected intravenously through an antecubital vein. The administered dose was 1485.1 ± 86.3 MBq (mean \pm SD), measured using a dose calibrator (Comp-U-Cal II, Victoreen Inc, USA).

Pharmacokinetics

Following intravenous injection, 3-4 ml of blood samples were collected from an antecubital vein opposite to the injection side at timed intervals (2, 5, 10, 20, 30, 45 min and 1, 3, 5, and 24 hours posinjection) and 1 ml aliquots of anticoagulated blood was centrifuged immediately after collection (5 min, 3000 rpm) in order to obtain samples of plasma and a bicompartimental model was applied in the pharmacokinetic analysis. Complete urine samples were also collected in 3 hrs increment up to 24 hrs posinjection (4).

The radioactivity in blood, plasma and urine (0.3 ml) samples in duplicate was determined using a ratemeter (SR8, Nuclear Enterprises, UK) and expressed as a percentage of administered activity. Appropriate corrections were made for decay with time of injection as reference time.

Whole body images

Whole body images were performed using a Sophy Gamma Camera (Sophy Medical inc., Canada) equipped with a low-energy high-resolution, diverging parallel-hole

collimator to increase the lateral viewing aspect. Anterior and posterior whole-body images were acquired using a 20 % window centered on the 140 KeV emission from ^{99m}Tc at 10 min, 1, 3, 5 and 24 h posinjection using a gantry speed of 20 cm/min. All whole-body images were stored on the computer in 2048x512 word mode matrix.

Biodistribution and dosimetry

All images were processed in a SOPHY-20P system. The geometric mean of anterior and posterior images was obtained. Regions of interest (ROI) were drawn over heart, liver, spleen, bladder, upper large intestine (ULI) and low large intestine (LLI), which were considered as the source organs and total counts were computed. Whole body and source organs activity was expressed as percent of the total administered activity remaining in each one at selected time intervals. The MIRD Committee method for determining absorbed dose was used (5,6). The time-activity curves for each source organ and the remainder of the body tissues were calculated from the percent of injected dose values and fitted to exponential disappearance curves to estimate initial organ uptakes and clearance half times. Whole-body activity was initially 100 % following an exponential clearance by biological removal and physical decay of activity. Cumulative activities and residence times for each source organ were estimated from the integral under the time-activity curves. *Absorbed dose:* The absorbed doses to whole body and organs were estimated using the computed residence times and the modified S values from MIRD Pamphlet No. 11 to calculate the mean absorbed dose per unit administered activity according to the method described in the MIRD Primer. *Effective dose:* Based on the results of the absorbed dose estimates to various target organs the effective dose was calculated. For the calculation of

it, the MIRD procedure was used.

Statistical analysis

Mean and standard deviation (SD) values were calculated. Curves were fitted to a biexponential model by using non-linear regression method. Data were processed using SPSS for Windows and the Microcal Origin software (7).

Results

Pharmacokinetic and clearance studies

Time-counts curves for ^{99m}Tc-ior egf/r3 from whole blood and plasma samples were fitted to a biexponential equation ($A \cdot \exp(-\lambda t) + B \cdot \exp(-\lambda t)$) using a specific software. From the rate constants of the curve, the half-life of the fast and slow components, were computed (table 1 and 2). Fitted curves showed a half-life for initial fast component (distribution phase) of 9.1 ± 8.4 min (plasma) and 12.2 ± 4.4 min (blood) and a half-life for the predominant late slow component (elimination phase) of 6.6 ± 1.6 h (plasma) and 10.8 ± 6.8 h. respectively.

Table 1. Plasma clearance parameters.

Patient #	λ_{α}	$T_{1/2\alpha}$	λ_{β}	$T_{1/2\beta}$
1	0.1861	3.7 min	0.0015	7.3 h
2	0.1470	4.7 min	0.0024	4.8 h
3	0.0366	18.9 min	0.0140	7.9 h

Table 2. Blood clearance parameters.

Patient #	λ_{α}	$T_{1/2\alpha}$	λ_{β}	$T_{1/2\beta}$
1	0.0926	7.2 min	0.0007	15.7 h
2	0.0340	14.1 min	0.0010	10.6 h
3	0.0448	15.4 min	0.0027	4.1 h

Urinary and hepatobiliary excretion

Urine was collected at timed intervals. Total ^{99m}Tc-ior egf/r3 excretion in μ Ci was

plotted against the interval time. Time excretion curves were described using a semidynamic bladder model. By integrating the equation for each interval from zero to the last point, which represents the cumulative activity (area under the curve), the total amount excreted up to the last point of the time interval expressed as a percentage of injected dose was obtained. By 24 h posinjection a $4.7 \% \pm 0.4 \%$ of injected dose was excreted in the urine under physiological conditions.

The major pathway for clearance is the hepatobiliary system reaching up $9.9 \pm 1.8 \%$ of the injected dose by this way. Data were obtained from images of three patients who did not have any excretion via heces in the first 24 h posinjection.

Biodistribution

The biodistribution pattern of ^{99m}Tc after the injection of ^{99m}Tc- MAb ior egf/r3 in human is due to a combination of biological behavior of the MAb itself and its target antigen. Quantitative biodistribution data from all patients were very similar for all of the source organs. Biodistribution data are presented in table 3 (values corrected by decay). The most notable tissue localization occurs in the liver, spleen and heart. Liver uptake was rapid with a peak at 1h posinjection (61.2%) and a great retention ($T_{1/2} \text{ eff} = 5.3$ h, $T_{1/2} \text{ Biol.} = 45.0$ h) because of the number of human epidermal growth factor receptors (hEGFr) present in it. The ULI and LII were found as source organs because of the hepatobiliary system is the most important excretion way of this compound. Approximately 60.2% of the injected MAb remain in the total body at 24 h posinjection, showing an effective and biological half-life of clearance equal to 5.61 and 84.8 h respectively. Whole body images taken at 10 min, 1, 3, and 5 and 24 h postinjection show the biodistribution of



^{99m}Tc -MAB ior egf/r3 complex.

Table 3. ^{99m}Tc -ior egf/r3 Human biodistribution for the source organs (% of administered activity, mean \pm SD)

Organ Biodistribution (% of administered Activity)					
Source Organ	Time (Hrs)				
	0	1	3	5	24
Heart	3.5	2.1	1.9	1.7	0.4
Liver	48.8	61.2	58.3	59.3	41.2
Spleen	4.2	4.6	4.2	1.9	0.7
ULI	0	0	0	1.0	4.7
LLI	0	0	0	1.2	5.2
Bladder	0.5	0.5	1.2	1.2	0
Rest of Body	42.7	26.5	27.4	24.1	5.0
Whole body	100	95.2	93.6	88.9	60.2

* There was no statistical difference ($p < 0.05$ paired t-test) between all patients.

Dosimetry

The radiation dosimetry calculations were made using the residence times obtained from the biodistribution data. The assessed absorbed dose of 24 target organs and the effective dose after the injection of the Labeled MAb ior egf/r3 are presented in table 4. The highest absorbed dose was received by the liver (0.69 mGy/MBq), the gallbladder wall (0.19mGy/MBq) and the spleen (0.37 mGy/MBq). The effective dose and the equivalent effective dose were of 0.12 and 0.092 mSv/MBq respectively. Liver was the principal contributor organs to the absorbed dose per organ.

Table 4. Normal organ dosimetry for the labelled mAb ^{99m}Tc -ior egf/r3 kit (mGy/MBq)

TARGET ORGANS	Patient 1	Patient 2	Patient 3	Patient 4	Patient 5	Average
Adrenals	0,0959	0,1220	0,1230	0,1290	0,0758	0,1100
Gallbladder Wall	0,1780	0,2120	0,1970	0,2380	0,1350	0,1900
LLI Wall	0,1270	0,0475	0,1330	0,0999	0,0452	0,0910
Small Intestine	0,0481	0,0537	0,0751	0,0554	0,0304	0,0530
ULI Wall	0,0967	0,0753	0,2240	0,1040	0,0432	0,1100
Heart Wall	0,0836	0,0964	0,0981	0,0935	0,0739	0,0890
Kidneys	0,0683	0,0897	0,1030	0,0923	0,0556	0,0820
Liver	0,6630	0,7680	0,6550	0,9020	0,4690	0,6900
Red Marrow	0,0270	0,0382	0,0363	0,0328	0,0218	0,0310
Spleen	0,1050	0,2230	1,1100	0,2500	0,1840	0,3700
Urine Bladder Wall	0,0581	0,0883	0,0945	0,0996	0,0516	0,0780
Total Body	0,0434	0,0577	0,0560	0,0560	0,0333	0,0490
EFF DOSE EQ.	0,0943	0,1170	0,1730	0,1270	0,0731	0,1200
EFF DOSE	0,0848	0,0907	0,1280	0,1030	0,0554	0,0920

Conclusions

The obtained results of Pharmacokinetics and Biodistribution of ^{99m}Tc -labeled Monoclonal Antibody ior egf/r3 have shown that this compound has a biexponential blood and plasmatic clearance with a rapid biodistribution phase and a slower elimination phase. Liver is the target organ of this product and presented an uptake peak at 1h posinjection with a high retention. The dosimetric results showed that liver, gallbladder and spleen received the higher absorbed dose and were reported these values for 24 source organs. These results allow to use this radiopharmaceutical in a safe and controlled way.

Bibliography

1. Fernández, A.; Pérez, R.; Macías, A.; Velandia, A.; Alvarez I., Ramos, M. and Veloso, A. (1989). "Generación y caracterización primaria de anticuerpos monoclonales contra el receptor del factor de crecimiento epidérmico". *Interferón y Biotecnología*, 6(3), 289.
2. Mather, S. J. and Ellison, D. (1990). "Reduction-mediated technetium-99m labeling of monoclonal antibodies". *J. Nucl. Med.* 31, 692.
3. Schwarz, A. and Steinstrasser, A. (1987). "A novel approach to Tc-99m-labeled monoclonal antibodies". *J. Nucl. Med.* 28, 721 (abstract).
4. Yamaoka, K.; Nakagawa, T.; Uno, T. *et al.* (1978). "A nonlinear multiple regression program, MULT(2)(Bayes), based on a Baye(s) algorithm for microcomputers". *J. Pharmacobio Dyn* 8: 246-256.
5. Snyder, W. S.; Ford, M. R. *et al.* (1975). 'S' absorbed dose units cumulated activity for selected radionuclides and organs, MIRD pamphlet no. 11. New York: *Society of Nuclear Medicine*.
6. Loevinger, RL.; Budinger, T. F.; Watson E. E. (1988). Eds. "MIRD primer for absorbed dose calculations". New York: *Society of Nuclear Medicine*.
7. Yamaoka, K.; Nakagawa, T.; Uno, T. (1978). "Statistical moments in pharmacokinetics". *J. Pharmacokin Biopharmaceutics* 6: 547-558.





MX9900124

CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPAMIENTO EN MEDICINA NUCLEAR. EXPERIENCIA EN EL H. U. DE LA PRINCESA

*España M.L., Gracia A., Prieto C.,
López Franco P.*

*Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universita-
rio de la Princesa C/ Diego de León 62, 28006 Madrid,
España*

Resumen

El control de calidad del equipamiento utilizado dentro de un servicio de medicina nuclear es una fase fundamental dentro del programa de garantía de calidad que en la actualidad se está poniendo en marcha en nuestro hospital. El objetivo de este trabajo es presentar el protocolo interno utilizado, su problemática asociada con su puesta en marcha, y los resultados obtenidos en el control de calidad tanto de la gammacámara como del activímetro. Además del equipamiento propio del servicio de medicina nuclear, se ha utilizado una fuente de Cs-137, y maniqués de diversos propósitos. Los resultados obtenidos demuestran la estabilidad de los parámetros controlados, lo que nos ha llevado a un replanteamiento de las periodicidades establecidas en nuestro protocolo interno, sobre todo para algunas pruebas de constancia.

Introducción

Dada la complejidad y variedad de los procedimientos que se realizan en un servicio de medicina nuclear, es de suma importancia la implantación de programas de garantía de calidad (1), tal y como establece la Directiva 97/43 de Euratom (2), y en nuestra legislación el Real Decreto 1841/1997 (3) por el que se establecen los criterios de

calidad en medicina nuclear. Una de las fases del programa de garantía de calidad la constituye el programa de control de calidad del equipamiento utilizado, cuyo objetivo fundamental es asegurar una calidad de imagen que permita realizar el diagnóstico más fiable posible. En nuestro hospital se ha establecido un protocolo interno de control de calidad que incluye las pruebas y periodicidades mínimas exigidas en nuestra legislación (3), así como otras pruebas que se han considerado necesarias, y que están recomendadas en diversos protocolos (4), (5), (6), y en normas internacionales (7). Muchas de las verificaciones han debido adecuarse a los medios materiales de que se dispone y a las características particulares de nuestra gammacámara.

El objetivo del presente trabajo es presentar la problemática encontrada a la hora de poner en práctica el protocolo diseñado, así como los resultados obtenidos durante los casi tres años que lleva implantado el programa de control de calidad, casi tres años que lleva implantando el programa de control de calidad.

Material y métodos

- Gammacámara General Electric 400 AC
- Activímetro Capintec CRC-15 R

- Fuente de Cs-137
- Maniqués de diversos propósitos

Las pruebas y respectivas periodicidades del protocolo establecido, tanto para la gammacámara como para el activímetro se presentan en la tabla 1. Dada la influencia que la variabilidad de algunos parámetros tiene sobre la imagen en medicina nuclear, en algunos casos se han establecido periodicidades superiores a las requeridas por nuestra legislación (3).

Tabla 1

PRUEBA	PERIODICIDAD
Centro de rotación (COR)	Semanal
Uniformidad de 6Mc	Semanal
Sensibilidad	Semanal
Uniformidad de 30Mc	Mensual
Linealidad espacial MTF	Mensual
Corrección de energía	Trimestral
Corrección de uniformidad	Trimestral
Uniformidad tomográfica	Mensual
Resolución de energía	Semestral
Corrección de linealidad (GE)	Semestral
Medida del tamaño de pixel	Semestral
MTF tomográfica	Semestral
Resolución temporal	Semestral
Estabilidad del COR	Anual
Compr.corrección de atenuación	Anual
Estado de los colimadores	Anual
Uniformidad del desplazamiento de la mesa	Anual
Variación angular de la sensibilidad	Anual
Registro espacial de ventanas múltiples Ga	Anual
Uniformidad en rastreo	Anual
Precisión tiempos de adquisición	Anual
Resolución espacial y MTF en Condiciones clínicas	Anual
Curva de tasa medida en función de tasa real	Anual
Exactitud del activímetro	Semanal
Estabilidad del activímetro	Diaria
Linealidad del activímetro	Trimestral
Calibración del activímetro	Anual

Control de calidad de la gammacámara

Corrección y constancia del centro de rotación. Para este parámetro, esencial para la técnica de SPECT, se controla la exactitud y la constancia. Los resultados obtenidos muestran desviaciones máximas < 1.2 mm, muy inferiores a las desviaciones $< \pm 20$ mm que la propia gammacámara puede corregir. Respecto a la constancia las variaciones han sido $< \pm 0.3$ mm salvo en una ocasión, lo que demuestra la estabilidad de este parámetro.

Uniformidad intrínseca de campo para Tc99m. El protocolo establecido para controlar este parámetro figura 1 utiliza en su procesamiento de datos un protocolo propio de la gammacámara, obteniéndose valores de uniformidad integral y diferencial tanto en el Full Field Of View (FFOV), como en el Center Field Of View (CFOV). La imagen obtenida es de 6Mc con un suavizado de 9 puntos, lo que equivale aproximadamente a una imagen de 30 Mc con matriz de 64 sin zoom, aunque con menor fiabilidad espacial, por lo que se debe realizar, aunque con menor periodicidad, la uniformidad de 30Mc. Los resultados obtenidos muestran fluctuaciones para la Uniformidad Integral $< 4\%$, y para la diferencial $< 3\%$, habiéndose encontrado en dos ocasiones pixels por encima de 5%, lo que aconseja realizar una corrección de energía.

Linealidad espacial y constancia de la MTF. Se realiza una adquisición de 30Mc de un maniqué de barras con diferentes frecuencias espaciales en matriz de 512, siendo crítico el posicionamiento de éste, ya que un mal posicionamiento puede estimarse por error como una falta de linealidad. Los resultados obtenidos han mostrado siempre variaciones < 1 pixel, excepto en una ocasión.



Figura 1

Uniformidad 6M (Camunif)**- Objetivo:**

Verificar la constancia de la uniformidad intrínseca de la gammacámara mediante la evaluación de unos parámetros objetivos como son la uniformidad diferencial e integral en FFOV y CFOV.

- Procedimientos de medida:

- Retirar el colimador, girar el detector y posicionar
- Situar una jeringuilla de insulina con 1-1.5 mCi de ^{99m}Tc a 5 UFOV. La tasa de cuentas nunca debe superar las 30 Kc/s y preferentemente no debe sobrepasar las 20 Kc/s.
- Colocar máscara anular de plomo para limitar el campo al UFOV.
- Ejecutar el protocolo CAMUNIF y seguir sus indicaciones. Guarda los resultados en el paciente CAMUNIF.
- En el instante en que se termine la adquisición, medir la actividad de la fuente.

- Tolerancias:

- Las dadas por la casa que son 4% para la uniformidad diferencial y 7.5% para la integral. Número de pixel más allá del $\pm 5\%$ de la media deben ser menos del 5% de los pixel del CFOV.

Número de pixel más allá del $\pm 10\%$ de la media deben ser menos de 10.

Si cualquiera de estos límites se supera debe hacerse una nueva corrección de energía

- Como prueba de constancia, el valor obtenido debe encontrarse dentro de la media de las 30 últimas medidas $< 50\%$.

- Periodicidad: Semanal**- Procesamiento de datos:**

- El dado por el protocolo CAMUNIF. De la gammacámara

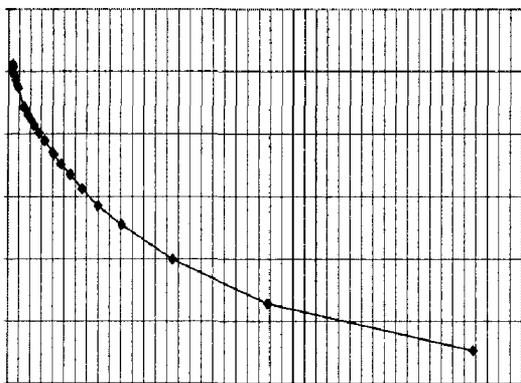
Corrección de uniformidad. Para realizar esta prueba se dispone de un maniquí de inundación, que se recomienda rellenar con agua a la temperatura de la sala, y mantener en ésta al menos unas horas, ya que se han observado deformaciones en el maniquí por incrementos de temperatura. Con esta prueba se crea una máscara de corrección de uniformidad utilizada para adquisiciones tomográficas.

Uniformidad tomográfica. Se dispone de un maniquí cilíndrico, con un diámetro similar al del cerebro, y se realiza un estudio tomográfico con el fin de localizar posibles artefactos de anillo. En ninguna de las pruebas realizadas se han observado este tipo de artefactos.

Resolución espacial. Debe medirse tanto en el eje X como en el eje Y, y se expresará como anchura total a mitad de altura (FWHM) o anchura a 1/10 del máximo (FWTM) de la función de dispersión lineal medida en milímetros. Los resultados obtenidos han estado siempre dentro de tolerancias

Resolución temporal. Esta prueba se realiza utilizando dos fuentes con una actividad aproximada de 4 mCi. El tiempo muerto obtenido ha sido siempre $< 11\mu\text{s}$. La gráfica del porcentaje medido frente a la tasa real se presenta en la figura 2.

Figura 2



Tamaño de pixel. Las medidas se realizan para los tamaños, y los zoom utilizados, con el fin de establecer una cota de error en la reconstrucción de las imágenes debido a la diferencia entre el tamaño de pixel real y el utilizado por software.

MTF en condiciones clínicas. Esta prueba permite valorar la variación de la MTF del sistema en condiciones clínicas. En la Figura.3 se presenta uno de los resultados obtenidos.

Control de calidad del activímetro

Los parámetros valorados dentro del control de calidad del activímetro han estado siempre dentro de tolerancias

Bibliografía

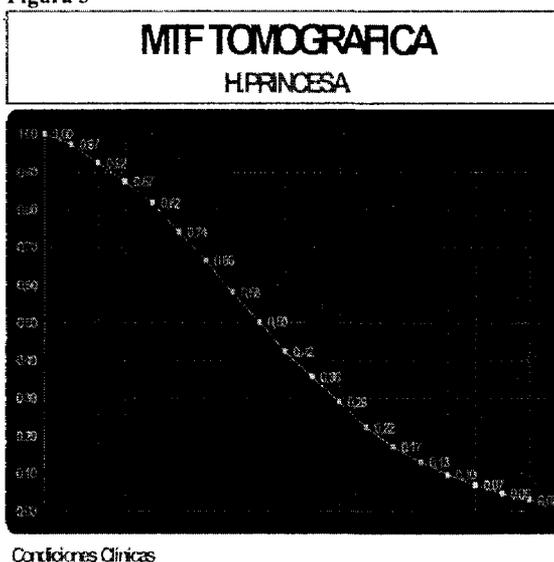
1. *Assurance de la qualité en médecine nucléaire.* Organización Mundial de la Salud. Ginebra. 1983.
2. Directiva 97/43/Euratom del Consejo de 30 de junio de 1997, relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas.
3. Real Decreto 1841/1997, por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear. *Boletín Oficial del Estado.* 19 de diciembre de 1997.
4. Évaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations. Société Française des Physiciens d'Hôpital. Rapport S.F.P.H. N° 12, 1996.

Conclusiones

El control de calidad del equipamiento utilizado en medicina nuclear, es una fase primordial dentro del programa de garantía de calidad.

Los resultados obtenidos demuestran la estabilidad de los parámetros controlados, lo que nos ha llevado a un replanteamiento de las periodicidades establecidas en nuestro protocolo interno, sobre todo para algunas pruebas de constancia.

Figura 3



Condiciones Clínicas



5. American Association of Physicist in Medicine. "Computer-aided scintillation camera acceptance testing" Report n°9. American Institut of Physics. New York, 1981.
6. Barquero y col. "Control de calidad de calibradores de dosis y gammacámaras" Taller de Medicina Nuclear. X Congreso Nacional de la Sociedad Española de Física Médica. Salamanca, 1995.
7. *Quality Control of Nuclear Medicine instruments.* International Atomic Energy Agency. IAEA-TECDOC-602. Viena, 1991.





MX9900125

MECHANISM OF LIPOSOME ACCUMULATION IN INJURED LUNG: AN EXAMPLE OF THE USE OF ^{99m}Tc - LIPOSOMES IN NUCLEAR MEDICINE IMAGING

L. A. Medina, B. Goins, R.

Klipper and W.T. Phillips.

*Department of Radiology, University of Texas
Health Science Center at San Antonio, 7703
Floyd Curl Dr., San Antonio, TX. 78284-7800.*

Abstrac

In this work we studied the mechanism of ^{99m}Tc -liposome accumulation in hyperoxic rat lung with the intention of applying this information to the development of liposome-based therapies for treatment of acute lung injury. Non-invasive nuclear imaging was used in conjunction with anatomic and biochemical methods to determine the mechanism of accumulation. Male rats were exposed to 100% normobaric oxygen for either 0, 24, 48, 65 hours to produce different grades of lung inflammation. The rats were anesthetized and injected with ^{99m}Tc -liposomes. Each animal was imaged under a Picker gamma camera with 64 x 64 matrix in order to determine the extent of localization of ^{99m}Tc -liposomes to the lungs. After the imaging studies, rats were sacrificed for bronchoalveolar lavage fluid collection and tissue biodistribution determinations. Static images acquired at 6 hours after liposome injection showed a significant accumulation of ^{99m}Tc -liposomes in the lung after 65 hours of oxygen-exposure in comparison with the other groups where the accumulation was practically constant. A comparison between the 65 hr. group and the control group (0 h) showed a percentage of injected dose per organ of $25.1 \pm 0.1\%$ and $12.5 \pm 1.0\%$, respectively. Biodistribution results showed values of $14.9 \pm 2.5\%$ and $1.4 \pm 0.6\%$. The results show that ^{99m}Tc -liposomes are a promising imaging agent for diagnosing acute lung injury.

Introduction

Adult respiratory distress syndrome, an acute lung injury secondary to trauma, results in an annual mortality rate (>50%) in the USA (1). This disease is characterized by a massive inflammation in the alveolar space. The general objective of this work was to gain a better understanding of the intravenous delivery of liposome-based therapies for treatment of acute lung injury. A particular objective in this work was to show a good example of the advantage of technetium-99m-liposomes (^{99m}Tc -liposomes) in the field of nuclear medicine imaging.

A liposome is a spherical vesicle of colloidal dimensions made of one or more lipids arranged in a bilayer. Liposomes can vary in size from 20 nm to 100 μm , although each lipid bilayer is about 4 nm thick. The usefulness of liposomes depends upon a small, uniform, and controllable size and on particular membrane and surface characteristics, which decide their biological fate. Liposomes can carry drug molecules in different ways: 1) bound to the membrane, 2) intercalated into the bilayer, 3) dissolved within the bilayer, or 4) entrapped in the interior. Stabilized liposomes provide a new and unique drug delivery vehicle because of their ability to evade quick detection and clearance by the immune system. Besides drugs, liposomes can carry signal molecules such as dyes, radio-nuclides, or contrast agents for in vitro and in vivo diagnostic studies. Their large carrying capacity can significantly amplify the signals obtained from the markers (2-4). In this work, we have used ^{99m}Tc -liposomes labeled with a novel method to detect acute lung injury in rats (5, 6). The advantages of this system are that the ^{99m}Tc -liposomes are easy to label, have a high labeling efficiency and would be readily available in kit form. Another advantage of this labeling technique appears to be that the ^{99m}Tc -label

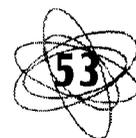
is retained at the site of liposome deposition for prolonged periods without rapid metabolism; this prolonged retention results in improved image quality.

Materials and methods

Liposome preparation and labeling procedure

Liposomes were comprised of two phospholipids: distearoyl phosphatidylcholine (DSPC) and dimyristoyl phosphatidylglycerol (DMPG), (Avanti Polar Lipids, Pelham, AL); cholesterol (Chol), (Calbiochem, La Jolla, CA) and α -tocopherol (Aldrich, Waukegan, IL). The molar ratio (total lipid) was 49:44:5:2 (DSPC:Chol:DMPG: α -tocopherol). The liposomes were prepared using an extrusion method reported earlier (7). Liposomes were characterized by determining the diameter using dynamic laser light scattering (Brookhaven, Holtsville, NY); this diameter was 121 nm.

A general description of the ^{99m}Tc labeling procedure for preformed liposomes developed in our laboratory has been described by Phillips *et al.* (8). Briefly, liposomes containing reduced glutathione (GSH) were mixed with hexamethylpropyleneamine oxime (HMPAO) (Ceretek, Amersham, Arlington Hts, IL) preincubated with 10 mCi of sodium pertechnetate in 5 ml of 0.9% saline. Reconstituted kits were checked for contamination using a 3 step thin-layer chromatography system outlined in the HMPAO kit package insert. In all cases, the kits used for the liposome labeling studies contained >80% lipophilic HMPAO. We used the lipophilic chelator HMPAO to carry ^{99m}Tc inside preformed liposomes containing GSH. The ^{99m}Tc -HMPAO molecule is thought to be chemically reduced in the presence of GSH, becoming more hydrophilic and therefore trapped within the liposome. After 30 min, the liposomes were separated from any free ^{99m}Tc by passage over a Sephadex G-25



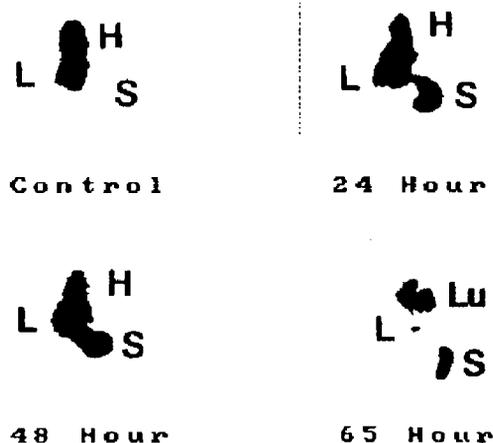


Figure 1. A set of gamma camera images for rats exposed to 100% oxygen for 0,24,48 or 65 hours. The images were acquired 6 hours after liposome injection. Heart (H), Liver (L), Spleen (S) and Lungs (LU).

Figure 3 shows the tissue biodistribution results denoting a decrease in the accumulation of ^{99m}Tc -liposomes in the reticuloendothelial organs of liver and spleen, as was shown in figure 2, and a significant increase in the ^{99m}Tc -activity in the lungs (about 13.5 % compared with control group). A sample of the total bronchoalveolar lavage fluid was also counted for ^{99m}Tc -activity in order to monitor the leakage of the ^{99m}Tc -liposomes into the alveolar space. The results depicted in figure 4 suggest that once the neutrophils arrive, the tissue becomes leaky and the ^{99m}Tc -liposomes can leak into the alveolar space. However, this activity is small relative to the total dose injected into the rats. At 65 hours, the % injected dose in the lavage ranged from between 0.1 to 0.15 %. Figure 5 depicts the number of neutrophils in the lavage collected from control and oxygen-exposed animals at 2 or 6 hours after liposome injection. The results verify that ^{99m}Tc -liposome accumulation only increases after a significant increase is observed in the number of neutrophils in the lavage of animals exposed between 48 and 65 hours to 100 % oxygen.

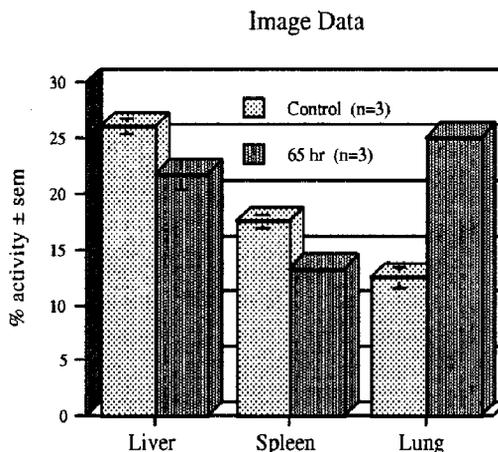


Figure 2. Results from analysis of gamma camera images acquired at 6 hours after ^{99m}Tc -liposome injection in rats exposed to 100% normobaric oxygen for various times.

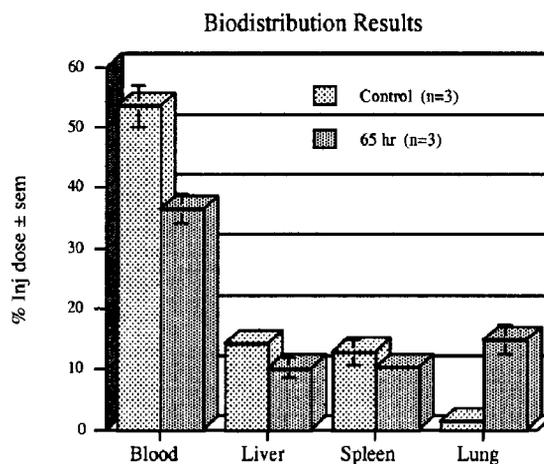


Figure 3. ^{99m}Tc -activity in blood, liver, spleen and lungs for rats exposed to 100% normobaric oxygen for 0 and 65 hour.



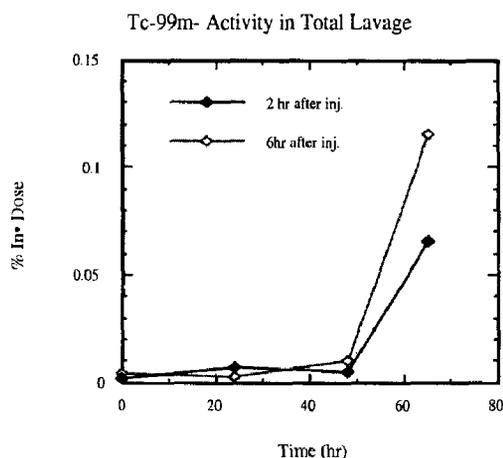


Figure 4. ^{99m}Tc -activity in the total lavage fluid represented as a percentage of the total ^{99m}Tc -activity injected into the animal (% Ing. dose)

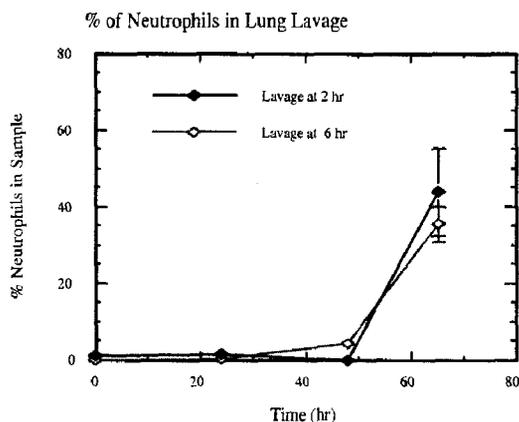


Figure 5. Percentage of neutrophils in the lavage from rats after 100% oxygen exposure for various times. Samples were collected from animals at 2 or 6 hours after ^{99m}Tc -liposomes injection.

Finally, the results of the colorimetric assay for myeloperoxidase did not show a detectable level in the lavage supernatant fluid suggesting that the neutrophils had not become activated and released myeloperoxidase.

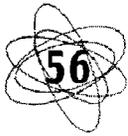
Conclusions

These studies outline novel techniques for the use of ^{99m}Tc -liposomes as a promising imaging agent for diagnosing acute lung injury. Further studies could demonstrate that ^{99m}Tc -liposomes are effective for localizing another kind of infection in hu-

mans with inherent advantages over other agents used in clinical setting today. For example, liposomes have the advantage of being used as drug carriers. In fact, liposomes have recently become viable clinical products for the treatment of cancer and fungal infection (2). Nevertheless, before the clinical utility of liposome-based drugs becomes a reality for the treatment of lung inflammatory diseases or other kinds of infections it is necessary to understand the mechanism of accumulation of the liposome vehicle. In general, this work shows a good example of the advantages of ^{99m}Tc -liposomes in the field of nuclear medicine imaging with a great potential for advancing the use of liposomes for therapeutic procedures.

Acknowledgments

This project was funded in part by a Beginning Grant-in-Aid by the American Heart Association-Texas Affiliate 97G-418 and Grant HL53052 from the National Institutes of Health.



Bibliography

1. Repine J. E. "Scientific perspectives on adult respiratory distress syndrome". *Lancet* 1992;339:466-469.
2. Lasic D. "Liposomes". *Science & Medicine* 1996;3:34-43.
3. Lasic D. D. "Novel applications of liposomes". *TIBTECH* 1998;16:307-321.
4. Phillips W., Goins B. *Targeted delivery of imaging agents by liposomes*. In: Torchilin VP, ed. *Handbook of Targeted Delivery of Imaging Agents*. Boca Raton: CRC Press, 1995:149-173.
5. Goins B., Klipper R., Cliff R. O., Blumhardt R., Phillips W. T. "Biodistribution and imaging studies of technetium-99m-labeled liposomes in rats with focal infection". *Journal of Nuclear Medicine* 1993;34(12):2160-2168.
6. Awasthi V. D, Goins B., Klipper R., Phillips W.T. "Dual radiolabeled liposomes: Biodistribution studies and localization of focal sites of infection in rats". *Nucl. Med. Biol.* 1998;25:155-160.
7. Goins B., Phillips W. T, Klipper R. "Repeat injection studies of technetium-99m-labeled PEG-liposomes in the same animal". *J Liposome Res* 1998;8:265-281.
8. Phillips W. T, Rudolph A. S, Goins B, Timmons JH, Klipper R, Blumhardt R. A simple method for producing a technetium-99m-labeled liposome which is stable *in vivo*. *Nucl. Med. Biol.* 1992;19(5):539-547.
9. DeMeester S. R., Molinari M. A., Shiraishi T., *et al.* "Attenuation of rat lung isograft reperfusion injury with a combination of anti-ICAM-1 and anti-b₂ integrin monoclonal antibodies". *Transplantation* 1996;62:1477-1485.



CALIBRACIÓN Y DOSIMETRÍA DE LECTURA DIRECTA E INDIRECTA

*Ma. Eugenia Cortés-Islas y
Fco. Pablo Ramírez-García*

*Instituto Mexicano del Petróleo, Eje central
Lázaro Cárdenas 152, Fax 567-6047,
Tel. 333-4000, extensión 20784, C.P. 07730
D.F., México.*

Resumen

En este trabajo se presenta una aplicación del diagrama de flujo para las actividades asociadas a la calibración y dosimetría de lectura directa e indirecta. Se identificaron actividades, procedimientos y tiempos de respuesta de los grupos involucrados dentro y fuera del IMP. Entre los grupos que afectan estas actividades de calibración y dosimetría de lectura directa e indirecta que requiere el área productiva, se pueden mencionar: las áreas administrativa y financiera (que autorizan y pagan los servicios de calibración y dosimetría) y la legal (que conoce la obligatoriedad de la normatividad de la CNSNS), dentro del IMP. Fuera se pueden indicar las empresas que proporcionan los servicios de dosimetría y calibración. Todas estas instancias incorporan sus criterios, procedimientos y tiempos de respuesta. Se indican las estrategias que se han seguido para resolver estos problemas.

Introducción

La medición de las dosis de exposición del Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) y la calibración de los instrumentos para determinarla, conlleva la realización de actividades e interacciones de diferentes grupos, dentro y fuera del Instituto Mexicano del Petróleo (IMP).

Interno al IMP, las actividades de dosimetría y calibración que realiza el área pro-

ductiva, presentan una dinámica propia, que puede alterarse al interactuar con las áreas administrativas, financieras, y legales. Externo al IMP, los organismos involucrados hacen más complejo el cumplimiento de normas obligatorias en la materia.

Materiales y métodos

Los materiales usados son: la normatividad de la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS) (1) y la reglamentación de las áreas internas (2) y externas al IMP involucradas.

Los métodos aplicados son los del control de calidad. En particular, los diagramas de flujo (3).

Resultados

Se identifican actividades, procedimientos y tiempos de respuesta de las dependencias (dentro y fuera del IMP) que afectan la satisfacción oportuna de la reglamentación de la CNSNS, sobre dosimetría y calibración de los dosímetros de lectura directa e indirecta. El diagrama de flujo de dosimetría de lectura directa (figura 1) muestra actividades que desarrolla el área productiva (para los dosímetros de pluma), las cuales están bajo control, dado que siguen procedimientos y formatos para los que está capacitado el POE por medio de sus cursos de entrenamiento/reentrenamiento anual (2). El diagrama de flujo de dosimetría de lectu-



ra indirecta (figura 2) exhibe actividades que realiza el personal de empresas fuera del IMP (quienes proporcionan los dosímetros TLD y las dosimetrías del mes o meses previos, y los que entregan el paquete con los TLD y las dosimetrías) y entidades dentro del IMP (tres áreas administrativas (contando Archivo/Correspondencia) diferentes del área productiva. Todas ellas tienen procedimientos, criterios y formatos que incrementan el tiempo de respuesta para entregar los TLD al POE y generar las estadísticas dosimétricas. Un acuerdo con la empresa que proporciona los TLD y las dosimetrías ha permitido disminuir retrasos en su entrega. También el envío de los TLD usados por el IMP se apoya en acuerdos que acortan los tiempos y permiten cumplir con los procedimientos de la empresa prestadora de este servicio. El diagrama de flujo de la calibración de dosímetros de lectura directa (figura 3) permite observar las actividades que desarrolla el área productiva, y las áreas administrativas/financieras así como la empresa prestadora del servicio de calibración. Un acuerdo entre esta empresa y el IMP, permite recuperar los dosímetros calibrados, así como los certificados de calibración, de acuerdo con la normatividad para autorizar y generar los cheques para el pago de este servicio. Las estrategias mencionadas son algunas de las que se han implementado en el IMP para cumplir con las normas de la CNSNS. Aunque no aparece explícitamente el área legal del IMP, en los tres diagramas de flujo desarrollados, ella está al tanto de los programas de dosimetría y calibración.

Conclusiones

Existen problemas prácticos para cumplir con la reglamentación sobre dosimetría y calibración de dosímetros de lectura directa marcados por la CNSNS, entre los que se pueden mencionar los tiempos de envío y tiempos de entrega de los dosímetros de lectura indirecta (TLD) y de las dosimetrías, así como disponer de los dosímetros de lectura directa calibrados y de sus certificados de calibración, oportunamente. Acuerdos entre las partes involucradas, son algunas estrategias seguidas en el IMP para cumplir estas normas, considerando las actividades del área productiva y las internas y externas al IMP.

Bibliografía

1. Secretaría de Energía, Reglamento General de Seguridad Radiológica, Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias, *Diario Oficial de la Federación*, 22 de noviembre, 1988.
2. Cortés I., M.E. y Ramírez G., F.P., *Manual de seguridad radiológica*, LEADE, Gerencia de Investigación Aplicada de Proceso, Subdirección de Transformación Industrial, Instituto Mexicano del Petróleo, México, 1996.
3. Ichikawa, K., La calidad total en la empresa y siete instrumentos Útiles para lograrla, Seminario sobre Control Total de Calidad, UNAM, ENEP-Acatlán, 1988, Asociación de Exbecarios México-Japón, A.C., México, 1988.

FIGURA 1 DOSIMETRIA DIRECTA

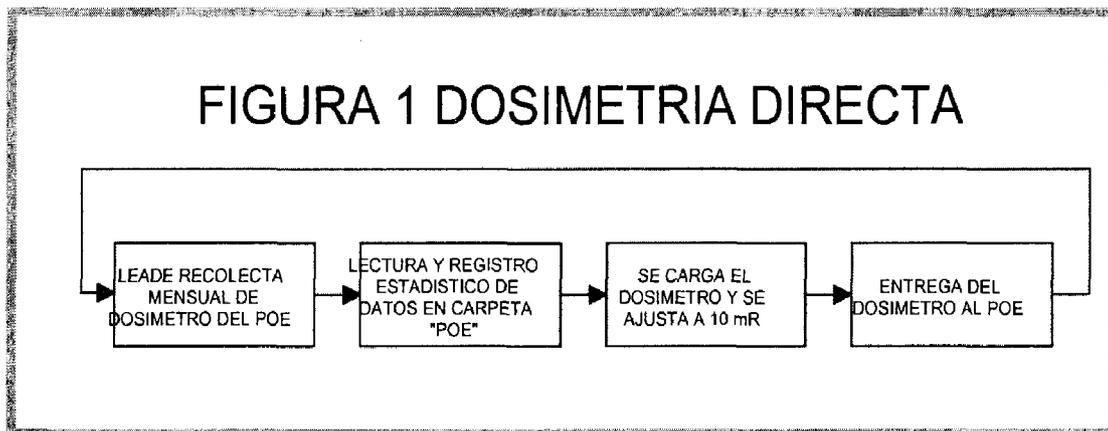


FIGURA 2 DOSIMETRIA INDIRECTA

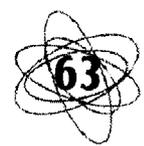
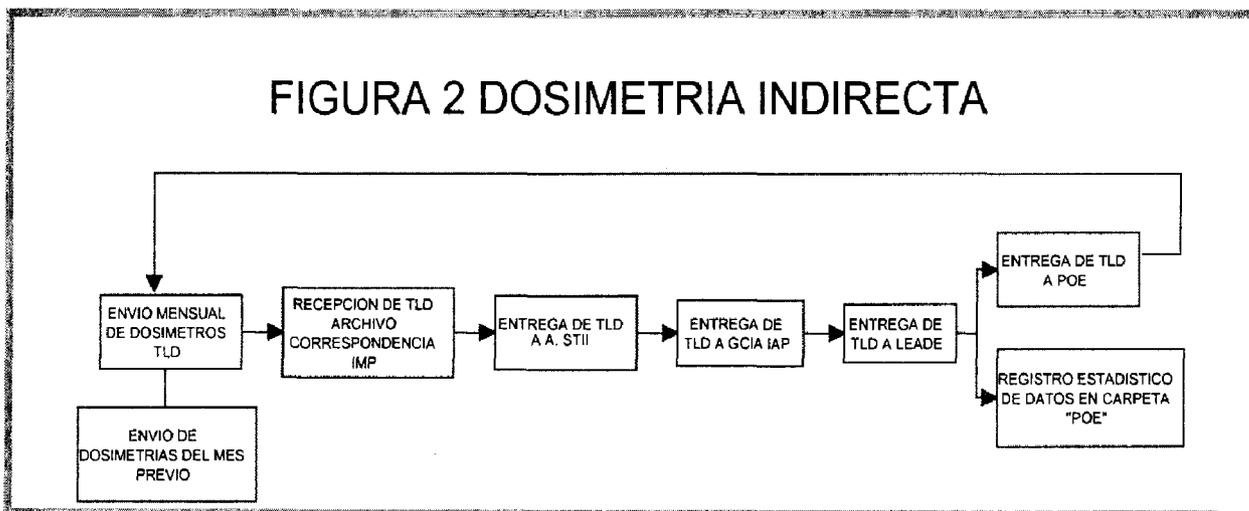
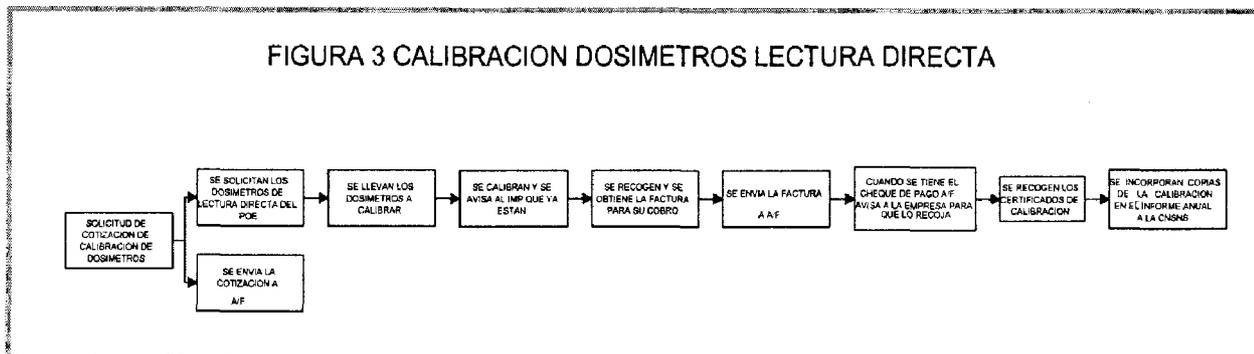


FIGURA 3 CALIBRACION DOSIMETROS LECTURA DIRECTA





MX9900127

DETERMINAÇÃO DO EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTAL, $H^*(d)$, EM UMA INSTALAÇÃO DE RADIOTERAPIA

*Marco Antônio F. Lima **,
*José C. Borges * e Helvécio*
*C. Mota ***

**Universidade Federal do Rio de Janeiro, PEN /
COPPE/UFRJ Caixa Postal 68509*

21945-970, Rio de Janeiro, Brasil

***Instituto de Radio Proteção e Dosimetria, IRD
/ CNEN Caixa Postal 37750*

22780-160, Rio de Janeiro, Brasil

Abstract

Para o propósito da prática de proteção radiológica serão requisitados fatores de conversão para determinação do Equivalente de Dose Ambiental para um valor de Kerma no ar segundo diferentes tipos de feixes de fótons e elétrons sendo tais valores de dose determinados em um fantoma esférico de 30 cm de diâmetro em um campo alinhado e expandido em uma determinada profundidades desta esfera. Detalhes serão dados pela determinação do cálculo de distribuição do Equivalente de Dose na esfera da ICRU usando o método computacional de Monte Carlo (EGS4).

Palavras chaves

Proteção radiológica, Física Médica, Radioterapia.

Introdução

Em geral a grandeza física usada na monitoração de Radioproteção é o Equivalente de dose (1) Dentro das discussões internacionais que envolvem as definições básicas das grandezas de Radioproteção a grandeza operacional, Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(d)$, é definida segundo a ICRU 39 (International Commission on Radiological units and measurements) em um fantoma esférico. A

ICRU 39 recomenda a calibração em um campo de radiação em termos do Equivalente de Dose Ambiente para facilitar a avaliação da estimativa realística da Dose Pessoal, onde, o Equivalente de Dose Ambiente (em um ponto de um campo de radiação) é o Equivalente de Dose que seria produzida por um campo alinhado e expandido em uma esfera da ICRU de 30 cm de diâmetro a uma profundidade d , no raio oposto ao sentido do feixe de radiação incidente, o qual, pode



ser descrito em termos de uma distância r a partir da origem da esfera.

Para calibração rotineira, o Kerma no ar, K_a , é calibrado em um ponto no ar no qual o Equivalente de dose Ambiental é o mesmo, multiplicando isto por um fator de conversão $[H^*(10)/K_a]$ para uma dada energia apropriada do fóton ou elétron.

A distribuição espacial do Equivalente de Dose é em geral uma derivada dependente da energia do campo de radiação a ele aplicado. Com respeito a proteção radiológica a distribuição espacial de H , deve ser, portanto, demonstrada para um campo de radiação o mais próximo do real para várias distribuições de energias.

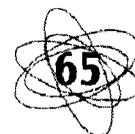
distribuição do Equivalente de Dose pode portanto ser escrita em termos da fluência $\phi(E)$ e um fator de conversão f , que é dependente da energia, segundo a distância r .

$$H(r) = \phi(E)f \quad (1)$$

Estas considerações referentes a campos de fótons e elétrons unidirecionais e monoenergéticos podem ser facilmente aplicados para uma distribuição espectral $[\partial\phi/\partial E]$ da fluência com respeito a energia E do campo de radiação usando a integral da eq. (2),

$$H(r) = \int_0^E \left[\frac{\partial\phi}{\partial E} \right] f dE \quad (2)$$

onde, esta energia é a máxima energia presente nos espectros dos fótons e elétrons.



Fatores de conversão e equivalente de dose

Como discutido anteriormente, podemos calcular a distribuição do Equivalente de Dose no espaço com respeito a fluência de fótons no ar livre à uma profundidade d conhecida da esfera da ICRU. A determinação do Equivalente de Dose na profundidade d da esfera, pode, portanto, ser substituída unicamente pela medida da fluência em ar livre. Em vez de executar medidas com fluência, porém, a prática atual requer para executar medidas de Kerma no ar ou medidas de Exposições fatores de conversões apropriados. Estes podem ser calculados segundo a relação famosa da fluência e a grandeza em questão, no caso, o fator Kerma E para o

$$\text{Kerma no ar } K_a(E) \text{ e } \frac{e}{w_a} \cdot E [\mu_{en}(E) / \rho]$$

para Exposição $X(E)$, onde, $\mu_{tr}(E)/\rho$ é o coeficiente de transferência de energia

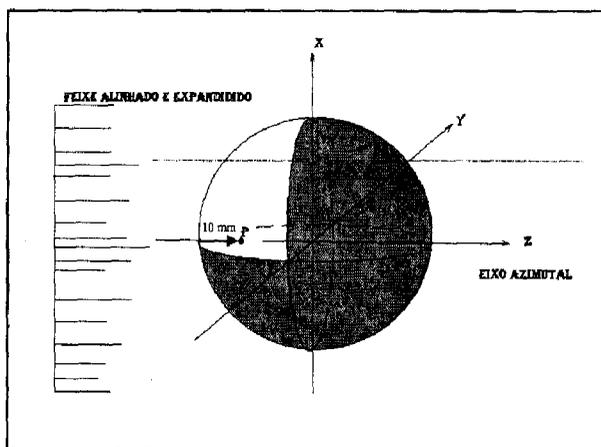


Figura 1. Geometria de irradiação da ICRU.

Irradiação unidirecional

Felizmente a distribuição do Equivalente de Dose H , pode ser demonstrado por inúmeras condições de irradiação, é o caso de um feixe alinhado e expandido de fótons e elétrons na superfície de uma esfera, recomendada pela ICRU. Por esta razão consideremos o caso particular direção e com energia E e fluência $\phi(E)$ no centro da esfera e depois depois com a ausência da mesma.

Se o eixo azimutal fixado no sistema de coordenadas é paralelo ao campo de radiação a distribuição do Equivalente de Dose é independente do ângulo formado com o eixo z , em função da simetria cilíndrica do problema considerado. A

mássico no ar, $\mu_{en}(E)/\rho$ corresponde ao coeficiente de absorção de energia mássico, e a carga elementar e W_a a energia média expandida no ar por íons de par formado.

Método computacional

Para determinar a distribuição espacial da fluência de fótons e elétrons na esfera da ICRU para o Equivalente de Dose e um fator de conversão $h(E)$ desejado, usaremos uma técnica convencional de transportes de fótons e elétrons "EGS4-Electron-Photon Shower". Será utilizado campos de radiação na forma de alinhado e expandido com o campo de radiação possuindo um raio na faixa de 15 cm fixado e centrado paralelamente ao eixo z do sistema de coordenadas; os campos de radiações terão energias na forma de feixes monoenergéticos e posteriormente na forma espectral, sendo, que as energias de cortes para fótons e elétrons (PCUT & ECUT) nas seções de choque serão na faixa de 0.01 e 0.521 MeV, respectivamente. As energias serão usadas na faixa de 0.01 a 10 MeV, segundo a atribuição das normas vigentes ICRP 74 [2]. Para saber o valor correto da distribuição de Equivalente de Dose com respeito para a independência espacial da fluência, a interação de um fóton com um único fóton no interior da esfera tem sido feito uma atribuição segundo esta forma de interação na zona de origem usando um fator de peso igual a 1, onde a interação do fóton com qualquer meio provocaria a transferência de energia para o interior da esfera. A distância do da fonte para o alvo será estimada em 100 cm; serão determinadas várias profundidades no interior da esfera e com sua ausência; o material usado na esfera da ICRU seria o tecido equivalente TE.

Conclusão

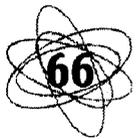
Fatores de conversão $H^*(d)/K_a$ tem sido calculados para várias qualidades de campos de radiação tanto para fótons como para elétrons, estes fatores tem que estar de acordo com o estabelecido pelas normas ICRP 74, mas, geralmente não é o que se observa, por este e outros motivos estamos propondo este trabalho.

Reconhecimentos

A estas pessoas dedico minha gratidão pela força que está sendo dada neste trabalho, é o caso dos ilustres Dr. Helvécio C. Mota e Dr. José C. Borges.

Bibliografia

1. ICRP Publicação 26: "Recommendation of the International Commission on Radiological Protection". Annals of the ICRP 1, Pergamon Press, Oxford, 1977.
2. ICRP Publicação 74: "Recommendation of the International Commission on Radiological Protection". Annals of the ICRP 1, Pergamon Press, Oxford, 1977.





IMPLEMENTATION OF PROCEDURES OF RADIOLOGICAL PROTECTION IN THE SECTION OF RADIOLOGY OF THE EMERGENCY HOSPITAL OF PORTO ALEGRE – BRAZIL

Lorenzini F.; Rizzatti M.R.*

Physics Institute – PUCRS

*Emergency Hospital of Porto Alegre, HPS
marar@music.pucrs.br*

Introduction

The Emergency Hospital of Porto Alegre (HPS) is one of the main reference centers for the population in the attendance of medical emergencies/urgencies. The Section of Radiology, which informs the patients clinical conditions based on radiological images, is the most demanded section of the hospital (81,43% of the medical cases request radiological exams) in the aid of the diagnosis, in which excels for the search of the quality in the health branch.

Material and methodology

In order to implement the procedures of radiological protection, according to effective norm, methods, ways and conditions were searched seeking to satisfy the radiation workers and the internal and external patients. During the period from march/97 to march/98 the following procedures were implanted:

- signaling of the Radiology Section with the international symbol of ionizing radiation and placement of informative warnings with orientations of radiological protection for radiation workers,

patients and the public;

- daily checking and maintenance of the mechanical conditions of the apparatus of X rays and bimonthly calibration performance;
- handling of personnel protection equipments by the radiation workers and patients;
- weekly and maintenance cleaning of the cassettes and screens;
- weekly controlling of the processing regarding performance, temperature and maintenance;
- radiological films control in relation to validity, quality and rejects;
- using instructions of the personnel monitoring devices through lectures and booklets;
- giving lectures to occasionally and occupationally exposed workers to the ionizing radiation regarding the basic principals of radiological protection.



Results

The following results were obtained:

- X rays apparatus are being bimonthly checked by technical companies, satis-

fyng the requirements of use conditions;

- the personal protection equipments are being used with more frequency by the radiation workers and patients;
- the patients attendance agility was improved with the increase of the number of cassettes and screens in use conditions;
- the cassettes were disinfected weekly, to avoid contamination in the patients or in X rays technicians, and its conservation verified, such as: scratches in the screens, possible broken holders or objects inside the cassettes which might damage the interpretation of the diagnosis;
- the automatic processing showed better performance, decreasing the number of wasted radiological films because of problems in developing;
- a decreasing number of rejected films was obtained during the twelve months of control;
- the given lectures brought the application of the basic principals of radiological protection (time, distance and shield). In general, the professionals who work directly in the ionizing radiation area were following the personnel monitors instructions.

Conclusion

By implanting systematic procedures for the optimization of quality in the HPS Radiology Section, done by a medical physics trainee, important improvements were obtained in the radiological exams, image quality and public attendance, whose service became better and faster, respecting the health public rights.

Keyword

Radiological Protection

Introdução

O Hospital de Pronto Socorro de Porto Alegre (HPS), o qual oferece um atendimento gratuito de vinte e quatro horas por dia, é um dos principais centros de referência para a população no atendimento de emergências/urgências médicas. A estrutura funcional do HPS divide-se em áreas administrativa e de atendimento, abrangendo vários setores de vital importância no atendimento médico. Para obtenção do diagnóstico médico é requisitado a realização de exames radiológicos em 81,43% dos casos clínicos do HPS, sendo, portanto, o Setor de Radiologia um dos setores de maior demanda. Um comparativo entre o número de pacientes (internados ou de atendimento ambulatorial) e de exames radiológicos realizados entre 1993-1996 evidenciou que o número de atendimentos, e conseqüentemente, de exames estava crescendo a cada ano, e que em média, cada paciente do HPS realizava pelo menos um exame radiológico para obtenção do diagnóstico, demonstrando a importância deste setor. Para a obtenção do exame radiológico, que possibilite uma real análise das condições físicas do paciente, foi necessário que o Setor de Radiologia buscasse a otimização do seu serviço através da implementação de procedimentos de proteção radiológica. Estes procedimentos basearam-se no período de março/97 a março/98 na premissa estabelecida pelo Setor que consiste em: *“Prestação de serviços de diagnóstico por imagem, aos pacientes internos e externos, com agilidade, dentro dos padrões técnicos exigidos”*, conforme Portaria 189 –Ministério da Saúde– publicada no *Diário Oficial* da União em 28/05/97.

Materiais e métodos

Para implementar os procedimentos de proteção radiológica, buscou-se métodos, meios e condições para a reestruturação do setor. Durante o período de março/97 a

março/98 foram adotados os seguintes procedimentos:

- sinalização das áreas que correspondem ao Setor de Radiologia com o símbolo internacional de radiação ionizante identificando os diferentes níveis de acesso. Colocação de cartazes orientando os profissionais, pacientes e indivíduos do público a adotar os procedimentos éticos da proteção radiológica. Estes cartazes instruem os pacientes a solicitarem equipamentos de proteção individual, as pacientes grávidas a informarem sua condição e, aos indivíduos do público acompanharem o paciente somente se houver necessidade durante a realização do exame;
- implantação de uma rotina de verificação das condições de funcionamento dos aparelhos de raios X. Nesta rotina realizam-se testes diários de seguridade mecânica, verificam-se semanalmente as condições dos colimadores e são efetuados bimestralmente os testes elétricos, aferição e calibração dos aparelhos de raios X. Os testes de calibração tem por objetivo verificar se os valores estabelecidos para a realização das radiografias estão correspondentes aos regimes de rendimento do aparelho;
- aquisição de equipamentos de proteção individual (EPI's) e realização de testes mensais para avaliação das condições da borracha plumbífera e revestimentos dos aventais, luvas, protetores de tireóide e gônadas. Os EPI's foram disponibilizados em quantidades suficientes para todos os setores que operam com aparelhos de raios X;
- aquisição, avaliação e identificação dos écrans e setenta e cinco chassis. Para avaliação, após a limpeza dos chassis, foi verificado o estado de conservação, por exemplo, deterioração da lâmina



interna de chumbo e quebra dos fechos. O estado do écran foi avaliado durante a limpeza do chassis ou analisado através das radiografias;

- estabeleceu-se uma rotina diária para ajuste dos componentes das processadoras e controle da temperatura do revelador e do fixador. Semanalmente implantou-se uma rotina para limpeza das processadoras, incluindo a troca de químicos e a remoção de resíduos acumulados nos tanques. Durante a limpeza verificou-se todas as peças da processadora, evitando-se problemas futuros, por exemplo filmes trancados no seu interior, que poderiam resultar em uma nova exposição do paciente;
- os profissionais ocupacionalmente expostos à radiação ionizante receberam instruções sobre a utilização dos monitores individuais para verificação mensal dos níveis de radiação recebidos durante o trabalho;
- realização de palestras aos profissionais ocasionalmente e ocupacionalmente expostos à radiação ionizante referente aos princípios básicos de proteção radiológica;
- avaliação dos filmes radiológicos e recolhimento diário dos filmes rejeitados. Os filmes recolhidos foram separados por dimensão para análise dos fatores que levaram a classificação como rejeito. Elaborou-se uma ficha de cadastro mensal que identificasse todos os fatores encontrados durante a análise dos filmes. Na tabela I apresenta-se a ficha cadastral pertinente ao período de março/97 a março/98. As informações das fichas cadastrais foram comparadas mensalmente para avaliação, e baseadas nestas foram tomadas providências para redução do percentual de rejeitos.

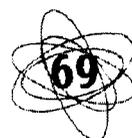


TABELA I – Fatores evidenciados em filmes rejeitados no mês de setembro/97

	13x 18	18x 24	24x 30	30 x4 0	35x35	35x43
01. VELADO	---	01	02	---	04	03
02. VIRGEM	04	08	02	01	---	03
03. NÃO EXPOSTO	08	42	84	14	12	21
04. EXPOSIÇÃO CLARA	11	36	70	54	32	80
05. EXPOSIÇÃO ESCURA	18	76	129	57	25	83
06. DUPLA EXPOSIÇÃO	---	01	06	02	---	---
07. MAU POSICIONAMENTO	02	17	46	08	04	15
08. MOVIMENTO PACIENTE	01	05	17	02	---	01
09. OBJETO/ARTEFATO	---	02	04	01	01	---
10. PROCESSADORA	03	25	47	31	12	43
11. BANDEJA MOLHADA	---	---	---	---	---	---
12. FILME GRADEADO	---	---	---	01	---	---
13. GRADEADO ACEITÁVEL	---	---	---	---	---	---
14. ESTÁTICA	---	---	---	---	---	---
15. CHASSIS COM PROBLEMA	---	---	---	---	---	---
16. TESTE	01	---	04	01	---	06
17. RADIOGRAFIA ACEITÁVEL	---	03	04	---	---	03
18. ÉCRAN	---	---	---	---	---	---
19. ERRO TÉCNICO	---	01	---	---	01	01
20. DIFICULDADES	---	---	---	---	---	---
21. MAU COLIMADO	01	01	06	01	---	01
22. MANCHAS	---	---	02	---	01	01
TOTAL ANALISADOS	49	218	423	17 3	92	261

Fonte: Setor de Radiologia do HPS

Resultados

Após a implantação dos procedimentos mencionados anteriormente constatou-se:

- os aparelhos de raios X estão recebendo manutenção preventiva bimestral por empresas técnicas responsáveis, garantindo as condições de uso dentro da confiabilidade exigida;
- os equipamentos de proteção individual estão sendo requeridos com maior frequência pelos profissionais, pacientes e indivíduos do público;
- o aumento do número de chassis e écrans em condições de uso, aprimorando o atendimento aos pacientes;
- um melhor rendimento das processadoras automáticas durante o processo de revelação em função da manutenção semanal prestada;
- a utilização correta dos monitores individuais e aplicação dos princípios básicos de proteção radiológica (tempo, distância e blindagem) pelos profissionais ocasionalmente e ocupacionalmente expostos à radiação ionizante;
- um decréscimo do número de filmes rejeitados durante os doze meses de controle conforme mostra a figura 1. Salienta-se que, os dados anteriores a março de 1997 não são informados no gráfico da figura 1, pois anteriormente a essa data nenhum levantamento desta ordem foi realizado.

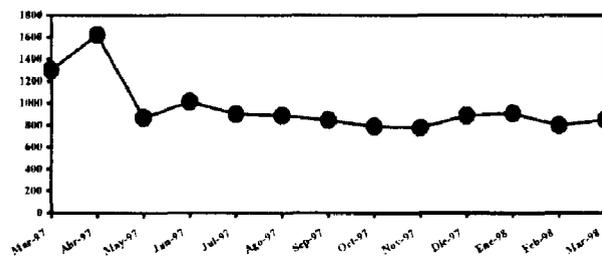


FIGURA 1: Gráfico do número de filmes rejeitados x meses de controle

Conclusão

Com a implantação de procedimentos sistemáticos para a otimização da qualidade no Setor de Radiologia do HPS, através da inclusão de um estagiário de física médica, obteve-se melhoras significativas na realização dos exames radiológicos, qualidade da imagem e atendimento ao público. Verificou-se que a premissa deste Setor está sendo cumprida: os pacientes estão recebendo um atendimento mais qualificado e os funcionários estão trabalhando dentro dos padrões técnicos exigidos. Com a formação de uma equipe multidisciplinar e a implantação dos procedimentos citados, aprimorou-se e dinamizou-se os serviços prestados, respeitando os direitos à saúde pública, com uma otimização dos aspectos econômicos, sociais e humanos para o Setor de Radiologia do HPS.

Agradecimentos

Aos Setores de Radiologia, Politraumatizados, UTI-Trauma, Unidade de Cardiologia, Tomografia Computadorizada do Hospital de Pronto Socorro e ao Instituto de Física da PUCRS pelo apoio no desenvolvimento deste trabalho.



Bibliografia

1. Carlton, R. R. et al., *Principles of Radiographic Imaging*, New York: Delmar Publishers INC., 1992.
2. CNEN-NE-3.01. *Diretrizes Básicas de Radioproteção*. São Paulo, 1973.
3. CNEN. *Curso Básico de Licenciamento e Fiscalização em Radiologia Médica e Odontológica*, Rio de Janeiro, 1994.
4. Hoxter, E. A. *Introdução a Técnica Radiográfica*, São Paulo, 1977.
5. Vieira, U. "Qualidade em Serviços de Urgência/Emergência", UFRGS, 1997.
6. Portaria 189, "Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico", Ministério da Saúde, publicada no *Diário Oficial* da União em 28/05/97.



MX9900129

RADIOPROTEÇÃO EM ODONTOLOGIA: ANÁLISE DAS FACULDADES DE ODONTOLOGIA DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO NO TOCANTE A PESSOAL E INSTALAÇÕES

Padilha Filho, L. G.;*

*Borges, J. C.**;*

*Raymundo Junior, R.***;*

*Koch, H. A.*****

**PEN - COPPE/UFRJ*

Fund. Técnica Educacional

Souza Marques

Av.: Mirandela 786 c/15

26520-460, Nilópolis, RJ, Brasil

e-mail: Padilha@lmcn.con.ufrj.br

***COPPE-Escola de Engenharia./UFRJ*

****Faculdade de Odontologia./UFRJ*

*****Faculdade de Medicina./UFRJ*

Resumo

O objetivo foi mostrar a necessidade e a importância da capacitação e da formação do odontólogo em radioproteção, com base na recente proposta de regulamento técnico “Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico”, da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde (SVSMS). Este regulamento estabelece normas básicas de radioproteção nas áreas médicas e Odontológicas, incluindo princípios, limites, obrigações e controles básicos para a proteção do homem e do ambiente, contra os possíveis efeitos indevidos causados pelo uso de fontes de radiações ionizantes.

Uma análise dos programas das disciplinas das escolas de odontologia do estado de Rio de Janeiro indica que elas mostram pouca ou nenhuma preocupação com a proteção radiológica, o que foi

confirmado através de uma enquete aplicada a professores responsáveis pelo departamento ou serviço de radiologia das faculdades de odontologia. Este trabalho sugere a criação ou adaptação de disciplinas existente, envolvendo radioproteção e qualidade de imagens em radiodiagnóstico, para melhorar, complementar e uniformizar a formação dos futuros dentistas, otimizando a solução dos problemas identificados.

Palavras chaves

Odontologia Radio- diagnóstico Proteção radiológica.



Introdução

A Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) recomenda e a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) estabelece normas básicas de radioproteção, incluindo os princípios, limites, obrigações e controles básicos para a proteção do homem e do meio ambiente, contra os possíveis efeitos indevidos causados pelo uso de fontes de radiação ionizante.

Para que as recomendações da AIEA[03] e as exigências da CNEN [04] e da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde sejam cumpridas, é necessária uma capacitação adequada do odontólogo.

A CNEN, através do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), mediante a publicações recentes, vem difundindo as técnicas de radioproteção em odontologia.

O IRD [06] considera que, para alcançar esta meta, é necessária a implementação de programas de qualificação do pessoal que trabalha com fontes de radiação ionizante.

O objetivo deste trabalho é mostrar a necessidade e a importância da capacitação e da formação do odontólogo em radioproteção, que resultarão em um melhor desempenho dos futuros profissionais, na sua proteção e na de seus pacientes.

Metodologia

Este trabalho, até agora, levou em conta dois ramos de investigação:

- a) inicialmente, buscou-se os currículos das escolas de odontologia do Estado do Rio de Janeiro, para-se conhecer a situação presente da radioproteção em seus cursos;
- b) depois, buscou-se opiniões de professores responsáveis pelo serviço ou departamento de radiologia odontológica das faculdades. Para tanto, elaborou-se um questionário abrangendo diversos temas relacionados com, normas, licenciamento,

controle, instalação, pessoal, equipamento, controle de qualidade, proteção radiológica e a disciplina. Mas aqui será exposto os resultados no tocante ao pessoal e instalações.

Houve uma preocupação de levar-se em conta as recomendações da AIEA, as exigências da CNEN e as exigências da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, buscando-se avaliar os reflexos na saúde do profissional e dos pacientes.

Resultados

A análise dos currículos das escolas do Estado do Rio de Janeiro indicou que:

1. os conceitos relativos à radioproteção são ministrados num contexto da disciplina RADIOLOGIA que, em algumas escolas, se divide em RADIOLOGIA I e RADIOLOGIA II;

2. na(s) disciplina(s) o tempo destinado à radioproteção não chega a 10%.

Por outro lado, a análise das respostas dos questionários aplicados aos professores responsáveis pelo serviço ou departamento de radiologia odontológica das faculdades indicou que:

1. na imensa maioria:
 - a) das faculdades não possuem supervisor de radioproteção ou responsável técnico responsável;
 - b) não possuem relação nominal, incluindo:
 - i. toda equipe;
 - ii. suas atribuições;
 - iii. respectivas qualificações e carga horárias;
 - c) há na maioria das faculdades algum tipo de privilégio ou compensação para os trabalhadores expostos à radiação ionizante;
 - d) não existem áreas de trabalho delimitadas e classificadas segundo as características do serviço;



- e) não existem quadros de orientação para pacientes e acompanhantes;
- f) não existem dados disponíveis sobre qual é a carga média semanal de trabalho (mA mim);
- g) não existem um histórico ocupacional individual;
- h) os trabalhadores do R-X não utilizam dosímetro individual em área restrita;
- i) não existem algum programa de manutenção dos equipamentos, incluindo processadoras;
- j) não existem manual de instruções fornecidas, à equipe sobre operação dos equipamentos e procedimentos de trabalho;
- k) não existem procedimento para controlar a qualidade das radiografias da faculdade;
- l) não conhece os procedimentos para licenciamento de uma instalação;

2. há opiniões diversas sobre:

- m) se existe um serviço de radioproteção em suas escolas;
- n) seus conhecimentos sobre os riscos e danos dos raios -X;
- o) conhecimentos sobre os riscos e danos dos raios -X.

Conclusão

Como a análise das respostas dos questionários, em geral, confirmou a pouca importância que os curricula dedicam a assuntos relacionados com a radioproteção, este trabalho sugere às escolas a criação de disciplinas ou adaptação das já existentes, e a necessidade de um programa de controle de qualidade específico para as faculdades de odontologia do Estado do Rio de Janeiro englobando Proteção Radiológica e Qualidade de Imagens, uniformizando a formação dos futuros odontólogos e garantindo maior qualidade nos serviços oferecidos pelas faculdades. Instituições como a Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), a Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ) e o IRD/CNEN (todos no Rio de Janeiro) poderiam contribuir para o sucesso da implantação desta proposta.

Bibliografia

1. International Commission on Radiological Protection, 1990 "Recommendations of the ICRP", *ICRP-60*, Pergamon Press, Oxford, 1991.
2. International Commission on Radiological Protection. "Radiological Protection of the Worker in Medicine and Dentistry", *ICRP 57*, Pergamon Press, Oxford, 1990.
3. International Atomic Energy Agency, Recommendations for the Safe "Use and Regulation of Radiation Sources in Industry", *Medicine, Research and Teaching; Safety Series 102*, AIEA, Viena, 1988
4. Comissão Nacional de Energia Nuclear, *Diretrizes Básicas de Radioproteção, norma NE-3.01*, CNEN, Rio de Janeiro, 1988.
5. Governo do Estado do Rio de Janeiro - Comissão Estadual de Radioproteção e Segurança Nuclear, "Norma Técnica que Regulamenta a Instalação Física e Operacional de Equipamento de Radiodiagnóstico", *Diário Oficial do Rio de Janeiro*, 1991.
6. MOTA, H.C., Proteção Radiológica e Controle de Qualidade em Radiologia Dentária, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 1994.



ELEMENTOS PARA DISMINUIR ACCIDENTES RADIATIVOS

Ma. Eugenia Cortés-Islas y

Fco. Pablo Ramírez-García

*Instituto Mexicano del Petróleo, Eje central Lá-
zaro Cárdenas 152, Fax 567-6047*

Tel. 333-4000, extensión 20784

C.P. 07730 D.F., México.

Resumen

En este trabajo se presenta una aplicación del método diagrama de causa y efecto (o de Ichikawa) para identificar los elementos que permiten disminuir accidentes al transportar material radiactivo. Se considera el transporte de materiales peligrosos (los cuales comprenden los materiales radiactivos) en el periodo: diciembre de 1996 a marzo de 1997. Entre los elementos identificados por este método se pueden mencionar: el tipo de carretera, la protección de la fuente radiactiva, el grado de responsabilidad del conductor del vehículo y la preparación que tiene el POE en el manejo de material radiactivo. Se muestran las diferencias encontradas entre las carreteras del interior del país y el área de la ciudad de México.

Introducción

En el uso y aplicación de material radiactivo es prioritario eliminar las posibilidades de eventos que se conviertan en accidentes radiactivos. Por tal razón, es de beneficio práctico disponer de una metodología que permita identificar elementos que puedan provocar accidentes radiactivos. Esto es necesario porque en el Instituto Mexicano del Petróleo (IMP) se aplican métodos que usan material radiactivo. Para este fin, se sigue la normatividad de la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguar-

dias (CNSNS) y los métodos, procedimientos y formatos del *Manual de seguridad radiológica del IMP*(1).

Materiales y métodos

En este trabajo se consideran accidentes radiactivos al transportar material radiactivo, dado que puede ocasionar una emergencia radiológica, en el caso de métodos con material radiactivo desarrollados en el IMP (1).

Los métodos que se aplican son: el diagrama de causa y efecto (denominado también Ichikawa), tabulaciones e histogramas (2).

Los datos usados corresponden a los accidentes ocurridos a camiones que transportan materiales y residuos peligrosos (que incluyen los materiales radiactivos) durante el periodo comprendido entre diciembre de 1996 y marzo de 1997 (3).

Resultados

Para el caso del IMP, existen varios eventos que pueden ocasionar accidentes radiactivos (1), entre ellos se pueden mencionar dos que interesan en este trabajo: "accidente de tránsito en zona urbana de un vehículo que transporta material radiactivo" y "Accidente de tránsito en carretera de un vehículo que transporta material radiactivo." Los diagramas de causa y efecto de estos eventos, son casi iguales porque con-



sideran los factores “personal”, “vehículo” y “carreteras” o “vías de tránsito”, para la ciudad de México (CM). Las diferencias aparecieron en la rama “carretera/vías de tránsito”, al considerar la subrama “tránsito” que en CM se desglosa en “contingencia ambiental” (con “no circula” y “doble no circula”) y “tránsito de gente” (“normal” y “minusválida”) (figura 1). En las coincidencias, es relevante mencionar para el factor “carretera” las ramas: “flujo vehicular”, “estado del tiempo”, “diseño”, “materiales de construcción”, “servicios”, además del factor “tránsito”, ya señalado (figura 1).

Conviene enfatizar que ambos diagramas toman en cuenta el factor “personal” con atención en el “conductor” (grado de responsabilidad y capacitación del POE) las subramas “capacitación” y reconocimiento de la CNSNS”. Por su parte, el factor “vehículo” se divide en las ramas “fuente” (poniendo atención en la “protección de la fuente”), “señalización” y “funcionamiento” (la última con las subramas “mantenimiento correctivo o preventivo” y “accesorios”).

Finalmente, se tabularon y analizaron los accidentes de camiones que transportan materiales y residuos peligrosos. Uno de los resultados más importantes es que el número de accidentes en la CM es mucho menor que en carreteras del interior de la república mexicana, para el periodo diciembre de 1996 a marzo de 1997 (figura 2).

Bibliografía

1. Cortés I., M. E. y Ramírez G., F. P. *Manual de seguridad radiológica*, LEADE, Gerencia de Investigación Aplicada de Proceso, Subdirección de Transformación Industrial, Instituto Mexicano del Petróleo, México, 1996.

Conclusiones

El método de causa y efecto (también conocido como Ichikawa) permitió identificar elementos que hacen factible eliminar o, al menos, disminuir los accidentes de vehículos que transportan sustancias peligrosas (comprendiendo las radiactivas) en México. Entre ellos está el grado de responsabilidad del “conductor” y la preparación o “capacitación del POE”, el estado de funcionamiento del “vehículo” (dándole atención a la protección de la fuente) y las condiciones de la “carretera o vía de tránsito”. En este sentido, vale la pena enfocar las carreteras del interior del país para hacer cambios que permitan disminuir los accidentes en ellas, considerando las estadísticas de accidentes de diciembre de 1996 a marzo de 1997.

Agradecimientos

A la Policía Federal de Caminos, Sección Tercera del Estado Mayor, por el apoyo para consultar las estadísticas de accidentes de camiones de carga que transportan materiales y residuos peligrosos correspondientes al periodo de diciembre de 1996 a marzo de 1997.

A la Academia Mexicana de Ciencias, al contar con su becario José Luis Ávila Valdez, quien capturó los datos de accidentes y generó algunas tablas y gráficas.

2. Ichikawa, K., *La calidad total en la empresa y siete instrumentos útiles para lograrla*, Seminario sobre Control Total de Calidad, UNAM, ENEP-Acatlán, Asociación de Ex-becarios México-Japón, A.C., México, 1988.

3. Dirección General de la Policía Federal de Caminos, Sección Tercera del Estado Mayor, *Accidentes de camiones de carga que transportan materiales y residuos peligrosos*, México, 1997.



DETERMINACIÓN DE NIVELES DE RADIACIÓN POR NEUTRONES EN UN ACELERADOR PARA RADIOTERAPIA.

*Lydia Paredes Gutiérrez**,
*Roberto Genis Sánchez***,
*Marco A. Salazar Berzunza**

**Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Apdo. Postal 18-1027, 11801, México, D.F., lpg@nuclear.inin.mx*

***Fundación Clínica Médica Sur, Puente de Piedra 150, Col. Torriello Guerra, Tlalpan 14050, México, D.F.*



Resumen

Se determinaron los niveles de radiación por neutrones debido a reacciones fotonucleares (γ, n) que ocurren en el blanco, filtro de aplanado, colimadores y el blindaje del cabezal de un acelerador médico Varian Clinac 2100C de 18 MeV, empleando dosímetros termoluminiscentes UD-802AS y US-809AS. Los valores experimentales se presentan para el plano paciente, dentro y fuera del campo de radiación, así como para el plano cabezal.

Palabras clave

Dosimetría de neutrones, aceleradores médicos, resonancias fotonucleares.

Introducción

Los aceleradores lineales de electrones para radioterapia, producen un espectro de Bremsstrahlung en un intervalo de energía de 0 a 25 MeV. Electrones y fotones con energías mayores a 8 MeV, pueden producir neutrones a través de la electrodesintegración (e, n) o debido a las resonancias

fotonucleares (γ, n), las cuales se inducen en varios materiales como el blanco, el filtro de aplanado, colimadores y el blindaje del cabezal. Al respecto, la normativa internacional (IEC, NCRP, SSRCP) indica los valores de fuga de radiación máximos para aceleradores lineales en diferentes planos, donde se define que:

- La radiación de fuga está especificada individualmente para el plano paciente y a un metro de la trayectoria del haz de electrones. El plano paciente está definido como un área de 2 metros de radio del eje central del haz para un tratamiento normal a un metro de distancia.
- La radiación de fuga es presentada como un porcentaje de la dosis absorbida en el eje central del haz para un tratamiento normal.

Desde el punto de vista de la filosofía de protección radiológica y el diseño de instalaciones para terapia, la producción de neutrones en aceleradores ha sido discutida en normativa internacional (NCPR 49-1976, NCRP 51-1977, Report 188 IAEA-1979, etc.) y en diversos artículos desde el año de 1975. Sin embargo, el tema de evaluación de la fluencia neutrónica y los espectros de energía de aceleradores médicos han tomado un renovado interés a partir de 1992, debido a los siguientes factores:

- La tendencia mundial de sustitución de equipos de ^{60}Co , por aceleradores lineales de electrones con energías altas para terapia.
- Diseños más complejos del cabezal del acelerador y una mayor eficiencia para la producción de radiación.
- El empleo de nuevos colimadores, tipo multihojas y microhojas, para terapia conformacional.
- El cambio en los valores del factor de riesgo por irradiación con neutrones de diferente energía, para el cálculo de la dosis equivalente según la norma ICRP 60-1990.
- El estudio de los efectos biológicos de los neutrones en el paciente y personal ocupacionalmente expuesto (POE), debido a dosis de radiación típicas.
- La validación nacional del blindaje de las instalaciones para radioterapia con la normativa existente.
- Para energías mayores a 10 MeV, el físico-médico debe verificar cuál es la contribución de los neutrones a la dosis equivalente total que recibe el paciente durante un tratamiento.

Materiales y método

Teóricamente, el rendimiento de los neutrones fotonucleares está gobernado por la resonancia dipolar gigante (GDR), cuya expresión analítica (Xiatonian-1996) es de

la forma (Ec. 1):

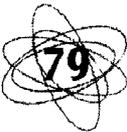
$$Y_{GDR} = \frac{6.023 \times 10^{-4} \rho f N_n}{A E_o} \int_{E_{th}}^{E_{max}} \sigma_{GDR}(k) \left(\frac{dl}{dk} \right) dk$$

donde Y_{GDR} , rendimiento de neutrones debido a la resonancia dipolar gigante (GDR) (neutrones/electrón-MeV); ρ , densidad del blanco (g/cm^3); f , fracción de abundancia isotópica; N_n , número de neutrones producidos por reacción fotonuclear; A , peso atómico (g/mol); E_o , energía del electrón (MeV); $\sigma_{GDR}(k)$, sección transversal fotonuclear (mb); dl/dk , diferencial de la longitud de trayectoria del fotón (cm/MeV); k , energía del fotón (MeV); E_{th} , energía umbral de la reacción (MeV); E_{max} , energía del límite superior de la reacción o la energía del electrón cuando la energía del límite superior de la reacción es mayor que la energía del electrón (MeV) (Swanson-1979). Swanson desarrolló una fórmula simplificada para calcular el rendimiento de neutrones por reacciones fotonucleares para espesores gruesos, como una función del número atómico del blanco (Ec2).

$$Y_{grueso} = 1.94 \times 10^{-5} Z^{0.667 \pm 0.05} \left(\frac{\text{neutrones}}{\text{electron - MeV}} \right)$$

Asimismo, se obtuvieron los rendimientos de neutrones por electrodesintegración y reacciones fotonucleares sobre el blanco de tungsteno, localizado dentro del cabezal del acelerador lineal de electrones para una energía de 18 MeV.

Se determinó experimentalmente la radiación de fuga de neutrones en el plano paciente (dentro y fuera del campo), como un porcentaje de la dosis absorbida en el eje central del haz para un tratamiento típico de 200 cGy y un campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$, así como por fuga de radiación del cabezal del acelerador y la contribución por dispersión de neutrones en las paredes de la sala de tratamiento para una irradiación con una energía de 18 MeV, utilizando dosímetros termoluminiscentes tipo Panasonic UD-802 AS y US-809AS. Particularmente, los dosímetros UD-802AS, se emplearon para



medir la dosis equivalente por fotones y neutrones térmicos, y los dosímetros US-809AS, para evaluar la contribución por neutrones de energías intermedias y rápidas. Ambos dosímetros termoluminiscentes están conformados por cuatro elementos cada uno y que hacen uso de una combinación de filtros anterior y posterior para hacer los cortes en energía requeridos, como se muestra en la tabla 1.

Tabla 1. Combinación de elementos y filtros para los dosímetros termoluminiscentes tipo Panasonic UD-802AS y US-809AS.

Elementos del dosímetro	Filtro anterior	Material	Filtro posterior
<i>UD-802AS</i> (γ , $n_{\text{térmicos}}$)			
1	plástico delgado	$\text{Li}_2^{10}\text{B}_4\text{O}_7 \cdot \text{Cu}$	plástico delgado
2	plástico grueso	$\text{Li}_2^{10}\text{B}_4\text{O}_7 \cdot \text{Cu}$	plástico grueso
3	plástico grueso	$\text{CaSO}_4 \cdot \text{Tm}$	plástico grueso
4	plástico + plomo	$\text{CaSO}_4 \cdot \text{Tm}$	plástico + plomo
<i>US-809AS</i> ($n_{\text{intermedios, rápidos}}$)			
1	Cd	$^7\text{Li}_2^{11}\text{B}_4\text{O}_7 \cdot \text{Cu}$	Cd
2	Sn	$^6\text{Li}_2^{10}\text{B}_4\text{O}_7 \cdot \text{Cu}$	Cd
3	Cd	$^6\text{Li}_2^{10}\text{B}_4\text{O}_7 \cdot \text{Cu}$	Cd
4	Cd	$^6\text{Li}_2^{10}\text{B}_4\text{O}_7 \cdot \text{Cu}$	Sn

Resultados

Para los cálculos se utilizaron las siguientes especificaciones técnicas: $E_0 = 18 \text{ MeV}$ (energía máxima de los electrones que bombardean el blanco); $I_{\text{prom}} = 400 \mu\text{A}$ (corriente promedio de electrones sobre el blanco); $X_W = 1.68 \text{ g/cm}^2$ (espesor másico del blanco), material del blanco = W; número atómico del blanco = 74 y una distancia de referencia con el eje de coordenadas en el blanco de un metro.

Se analizó la distribución del espectro en energía para fotones y neutrones, así como la distribución de la sección eficaz diferencial e integral en función de la energía para las reacciones fotonucleares y el material blanco, encontrándose que las energías promedio de los neutrones generados en el blanco, filtros, blindaje de plomo del cabezal y coraza de acero inoxidable son 1.3

MeV, 0.92 MeV, 1.9 MeV y 1.9 MeV respectivamente.

El experimento se dividió en cuatro etapas, presentándose las posiciones de los dosímetros en las figuras 1 y 2, donde se indican los ángulos y arcos utilizados para cada plano respecto al acelerador.

Los valores experimentales encontrados para la fuga de neutrones en el plano paciente dentro y fuera del haz útil, y a un metro de distancia del cabezal del acelerador, se presentan en la tabla 2, donde se observa que los niveles para la energía de 18 MeV, están dentro de los límites establecidos como estándar en la normativa internacional.

Tabla 2. Comparación de los valores de referencia y experimental para fuga de neutrones fuera y dentro del haz útil, para una energía de 18 MeV.

Referencia	Plano paciente		A 1 m de la trayectoria de los electrones			
	Neutrones/fotones promedio*		Neutrones/Fotones máximo*		Neutrones/fotones máximo*	
	(cGy/Gy)	(cSv/Gy)	(cGy/Gy)	(cSv/Gy)	(cGy/Gy)	(cSv/Gy)
Fuera del haz						
IEC	0.02%	0.4%	0.05%	1%	0.05%	1%
NCRP	-	-	ALAP**	ALAP**	ALAP**	ALAP**
SSRCR	-	-	0.1%	2%	0.05%	1%
Experimental	0.015%	0.3%	0.040%	0.80%*	0.046%	0.92%
Dentro del haz						
IEC	0.02%	0.4%	0.05%	1%		
NCRP	-	-	< 1%	< 20%		
Experimental	0.018%	0.36%	0.048%	0.96		

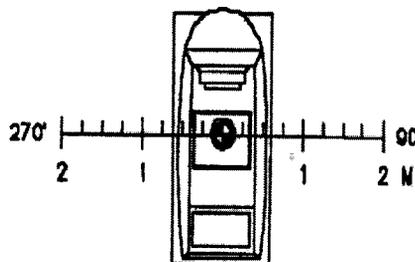
* Factor de conversión cGy a cSv de 20 (ICRP60-1990) para neutrones con $E_{\text{promedio}} = 1.3 \text{ MeV}$.

** ALAP.-As Low As Practicable

IEC.-International Electrotechnical Commission.

NCRP.-National Council on Radiation Protection and Measurements.

SSRCR.-Suggested State Regulations for Control of Radiation



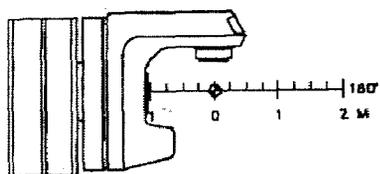


Fig. 1. Medición de radiación de fuga en plano paciente, localizadas en posiciones a 270° - 90° y 0° - 180° .

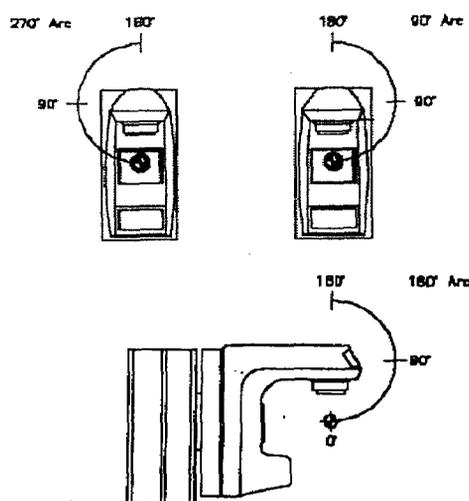


Fig. 2. Medición de radiación de fuga a un metro del blanco, en las posiciones de arco a 270° , 90° y 180° .

Conclusiones

Los valores de fuga de neutrones presentados por el acelerador médico Varian Clinac 2100C de 18 MeV, en los planos paciente dentro y fuera del campo útil, así como en el plano cabezal, están dentro de los límites establecidos por la normativa internacional.

Debido a que se tienen diferentes diseños de cabezales y tipos de colimadores en aceleradores clínicos de alta energía, se considera necesario incluir esta prueba dentro de las rutinas de verificación, con el fin de validar la efectividad del blindaje de instalaciones de terapia que operen con energías desde 15 MeV. Adicionalmente, el físico médico deberá evaluar la producción de neutrones y su contribución a la dosis equivalente total durante tratamientos de pacientes.

Por otra parte, dados los cambios en el factor de riesgo por irradiación con neutrones y los límites de dosis equivalente anual para personal POE y público, presentados por el ICRP60-1990, la elaboración de las memorias de cálculo y la validación del blindaje para este tipo de instalaciones, requieren de una revisión más minuciosa en relación con la contribución de los neutrones.



Bibliografía

NCRP. *Radiation Protection Design Guidelines for 100 MeV Particle Accelerator Facilities*, Report No. 51, National Council on Radiation Protection and Measurements, March, 1977.

NCRP. *Medical X-Ray, Electron Beam and Gamma-Ray Protection for Energies up to 50 MeV (Equipment Design, Performance and Use)*, Report No. 102, National Council on Radiation Protection and Measurements, June, 1989.

IEC. *Medical Electrical Equipment, Part 2: Particular Requirements for the Safety of Gamma Beam Therapy Equipment*, Publication 601, International Electrotechnical Commission, 1987.

SSRCR. *Ionizing Radiation, Volume I*, U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, Food and Drug Administration, Suggested State Regulations for Control of Radiation, 1987.

Technical Reports. *Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerator*, Series No. 188, s, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1979.

Technical Reports. *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, an International Code of Practice*, Series No. 277, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1987.

Mao, X.; Kase, K. R.; Nelson, W.R. "Giant dipole resonance neutron yields produced by electrons as a function of target material and thickness". in *Health Phys.*, 70:207-214; 1996.

Peter J. Biggs. "Evidence for Photoneutron Production in the Lead Shielding of a Dedicated Intra-Operative Electron Only Facility. Division of Radiation Biophysics", Department of Radiation Oncology, Massachusetts General Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA 02114. *Health Physics Society*, 74(1): 96-98, 1998.

Agosteo, S.; Froglio Para, A.; Maggioni, B.; Sangiust, V.; Terrani, S.; Borasi, G. "Radiation transport in a radiotherapy room", in *Health Phys.*, 68:27-34; 1995.

———. "Energy and spacial dependence of neutron fluxes in radiotherapy rooms for a simple dose estimate method", *Meth. Phys. Res. In Nucl. Inst. B* 93:362-369; 1994.



DOSIS ABSORBIDA RECIBIDA POR INFANTES SOMETIDOS A RADIOGRAFÍAS DENTALES PANORÁMICAS Y CEFÁLICAS

*Lilia Carrizales,
Sandra Carreño*

*Instituto Venezolano de
Investigaciones Científicas
Laboratorio Secundario de
Calibración Dosimétrica
Carretera Panamericana km. 11. Apartado
Postal 21827. Caracas, Venezuela*

Resumen

El reporte 115 de la IAEA recomienda que cada país y/o región establezca niveles de dosis absorbidas para cada técnica radiográfica empleada en diagnóstico. Dado lo extenso y costoso de esta empresa, hemos comenzado en una primera etapa con el área odontológica, a fin de estimar los niveles de dosis recibidas a nivel del cristalino y tiroides en infantes que acudían a una importante institución pública de nuestro país para realizarse radiografías panorámicas y cefálicas.

Este trabajo servirá para justificar e impulsar un programa de garantía de calidad en Venezuela en el ámbito odontológico que incluya aspectos tales como capacitación del gremio médico en lo referente a la justificación de la práctica radiológica, optimización de las unidades de rayos-X odontológicas para producir una calidad de imagen adecuada que entregue al paciente una dosis absorbida tan baja como razonablemente sea alcanzable sin detrimento del diagnóstico (ICRP 60, 1990).

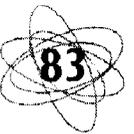
Palabras clave

Dosis absorbida en infantes, dosimetría termoluminiscente, R-X panorámica, R-X cefálica.

Introducción

En Venezuela es poco frecuente hablar de medición de dosis absorbidas por infantes sometidos a radiografías dentales, pues no existe un programa de garantía de calidad en el área odontológica que, entre otras cosas, incluya un entrenamiento profesional que influya en la selección de criterios para la prescripción de radiografías especialmente en niños.

La odontología como ciencia de la salud bucal utiliza la radiografía como herramienta fundamental para el diagnóstico clínico y control de tratamientos específicos, tal es el caso de la ortodoncia y la ortopedia bucal, las cuales utilizan con mayor frecuencia las radiografías dentales extraorales tipo panorámicas y cefálicas. Estas áreas persiguen el estudio del proceso de erupción de los dientes, relación intermaxilar, y la oclusión del paciente con la finalidad de plantear un tratamiento que le devuelva al paciente una función masticatoria



óptima junto con una estética bucal, generalmente la prescripción de estas radiografías comienza a muy temprana edad y en gran número.

Con la finalidad de conocer las dosis recibidas en piel al nivel de los órganos cristalino y tiroides, nos hemos dado a la tarea de implantar la dosimetría clínica basada en termoluminiscencia en infantes que acuden al servicio de radiología de una institución pública de Caracas. Dicho trabajo es la primera etapa de un proyecto más amplio que perseguirá establecer los niveles de dosis absorbidas en piel a nivel del cristalino, tiroides y médula, que reciben los pacientes sometidos a diversos estudios radiológicos intra y extra orales en diferentes instituciones públicas y/o privadas de nuestro país, tal como lo recomienda el reporte 115 de la IAEA, 1997.

Los resultados servirán para justificar e impulsar un programa de garantía de calidad en Venezuela en el ámbito odontológico, que incluya aspectos tales como capacitación del gremio odontológico sobre la justificación de la práctica radiológica, funcionamiento óptimo de las unidades de rayos-X odontológicas para producir una alta calidad de imagen, entregando al paciente una dosis absorbida tan baja como razonablemente sea alcanzable sin detrimento del diagnóstico (ICRP 60, 1990).

Materiales y métodos

El primer paso de esta investigación consistió en implantar el control de calidad del cuarto de revelado y de la unidad de rayos-X marca FIAD Rotograph de la institución seleccionada, para determinar sus condiciones de funcionamiento reales.

El segundo paso de esta investigación se concentró en la puesta a punto del sistema de medición termoluminiscente a ser utilizado en la dosimetría clínica. Para tal fin se realizaron controles rutinarios de la luz de referencia del sistema detector TLD. Du-

rante todo el periodo invertido en la toma de muestras (cuatro meses) se obtuvo una desviación estándar para 10 lecturas de 0,291 y un coeficiente de variación que fluctuó desde 0,2 hasta 0,5 %.

Se utilizó fluoruro de litio 100 como elemento detector por ofrecer: amplio rango de exposición, independencia de la calidad de la radiación y tasa de dosis, alta precisión, y por ser un material de tejido equivalente.

100 TLD de LiF-100 fueron sometidos al proceso de recocido a 400 °C por una hora, seguido de 100 °C por 2 horas en el horno Harshaw, cada vez que finalizaba un ciclo de irradiación y lectura. Se les realizaron pruebas de linealidad, consistencia, reproducibilidad y sensibilidad. Para esta última, efectuamos cinco irradiaciones con 2 mGy de Cesio 137, leyendo los dosímetros en sistema Harshaw 2000C y 2000B. Se obtuvieron 33 dosímetros reproducibles con un factor de sensibilidad relativa promedio de FSR = 1,041 ($\sigma_{n-1} = 0,07$ y CV % = 6,3 %).

Dado que la asignación del factor de calibración se realizó mediante un haz de Cesio 137, se procedió con el estudio de la respuesta energética de los TLD seleccionados, se determinó la capa hemirreductora del equipo de rayos-X FIAD del hospital donde se llevaría a cabo la toma de muestras, su valor fue de 1,5 mmAl para una diferencia de potencial de 65 kVp lo que equivalía a una energía efectiva de 25 kVp, basándose en el TRS 796 se determinó el factor de respuesta energética cuyo valor fue FRE = 1,36.

La calibración se realizó con tres grupos de 10 dosímetros, cada uno de ellos se irradió en el haz de Cesio 137 con 5, 10 y 20 mGy. Se obtuvieron respuestas termoluminiscentes de (48,3; 98,9 y 199,9) nC respectivamente que arrojaron un factor de calibración promedio igual a: FC = 0,1015 mGy/nC.

Conclusiones

Los resultados obtenidos permiten postular que es posible discriminar la presencia de los diferentes factores mencionados que modifican la imagen según niveles de frecuencia en la transformada de ondas.

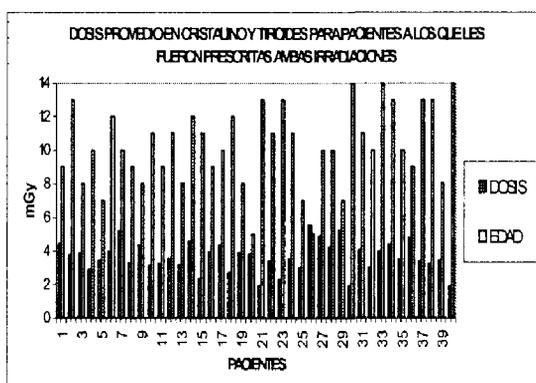
Estimamos que estos resultados son promisorios para:

- a) Desarrollar técnicas de evaluación cuantitativa de la UT.
- b) Encontrar mecanismos de corrección en la separación frecuencial por niveles de resolución.

Bibliografía

1. Golberg G.T. "An analytical approach to quantify uniformity artifacts for circular and non circular detector motion in single photon emission computed tomography imaging." *Med. Phys.* 14m 105 - 114 (1987).
2. Maadsen Mark T. "A method for quantifying SPECT uniformity". *Med. Phys.* 24 (11), noviembre 1997.
3. Larsson and A. Israelsson. "Considerations on system design, implementation and computer processing in SPECT". *IEEE Trans.Nucl.Sc.NS-29*.1331(1982).
4. *Wavelets in Medicine and Biology*. Edited by Aldroubi A. and Unser M. CRC Press.1996.

Grafica 3



En la gráfica 3 se ha realizado el promedio de las dosis recibidas por los pacientes a quienes se les prescribieron estos dos tipos de radiografía, al mismo tiempo. Obtuvimos un gran valor promedio de 3,63 mGy con una incertidumbre del 21%. En el estudio pudimos constatar que 88% de los infantes que acudían al servicio para radiografías panorámicas y cefálicas eran de sexo femenino.

Conclusiones

El próximo paso de esta investigación consistirá en realizar mediciones en diferentes hospitales de la capital y del país para incrementar la estadística y mediante simulación de Montecarlo estimar las dosis recibidas por cristalino, tiroides y médula ósea para pacientes de diferentes edades y sexos.

Los niveles de dosis absorbidas encontradas son levemente más altas que las reportadas en la literatura para este tipo de estudios (1-3 mGy)⁽⁵⁻¹³⁾. Por otra parte el Reporte 115 de la IAEA sólo establece niveles de referencia para radiografías periaxiales y AP de (5 y 7) mGy respectivamente, mas no para radiografías panorámicas y cefalométricas, por lo que la investigación planteada podría ser de gran ayuda.

Podemos decir, con toda propiedad, que dadas las importantes fallas encontradas durante el control de calidad de la mencionada unidad, es de esperar que optimizando el funcionamiento de la misma y estandarizando las técnicas de irradiación se reduzcan los niveles de dosis en piel. Esta realidad no difiere de la del resto del país, debido a que no se cuenta con un programa de garantía de calidad. Los presentes resultados servirían para justificar e impulsar dicho proyecto de garantía de calidad odontológico a escala nacional.

Agradecimientos

Al Dr. Federico Gutt, jefe del Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (IVIC) por su incondicional apoyo y colaboración para llevar a cabo esta investigación.

Al Lic. Juan Díaz por su minuciosa revisión y valiosas sugerencias realizadas al presente manuscrito.

A la Fundación Hospital Ortopédico Infantil (FHOI), por permitirnos realizar la investigación en sus instalaciones.

Al personal médico y paramédico del servicio de rayos-X de la FHOI, en especial a la Dra. Gloria Silva y al Lic. Fuenmayor, por la continua colaboración durante la toma de muestras.

A la Sra. Olga Arandia secretaria del LSCD, por el constante apoyo logístico durante el transcurso de esta investigación.

Bibliografía

- Comisión Internacional de Energía Atómica. *Recomendaciones*, ICRP 60., 1990.
- International Atomic Energy Agency. "International basic safety standard for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources", in *Safety series*. no. 115, Vienna, 1996.
- P. Cooney, G. Gavin, J. Rajan, J. Malone. "Radiation protection problems with dental radiological equipment", in *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 57, no. 1-4, pp. 339-342, 1995.
- L. Carrizales, A. Cozman. "Quality control in radiodiagnosis in Venezuela, 1989-1990", in *Physica Medica*, vol. VI, no. 3-4, pp. 225-227, 1990.
- V. Rushton, K. Horner. "The impact of quality control on radiography in general dental practice", in *British Dental Journal*, vol. 179, pp. 254-261, 1995.
- A. Lecomber, K. Faulkner. "Organ absorbed doses in intraoral dental radiography", in *British Journal of Radiology*, vol. 66, pp. 1035-1041, 1993.
- P. Hirschmann. "Dose limitation in dental radiography", in *Dental Update Radiography*; no. 1, part 3, pp. 257-261, 1993.
- N. Racoveanu, V. Volodin. "Rational use of diagnostic radiology", in *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 43, no. 1-4, pp. 15-18, 1992.
- N. Tole, S. Guthua, B. Imalingat. "Radiation dose as a factor in the choice of routine pre-operative dental radiographs", in *East African Medical Journal*, vol. 70, no. 5, pp. 297-301, 1993.
- A. Carvalho, A. Oliveira, E. Amaral, J. Carreiro, J. Galvão. "Dental radiographic exposures in Portugal in *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 43, no. 1-4, pp. 61-63, 1992.
- K. Horner. "Radiation protection in dental radiology", in *British Journal of Radiology*, vol. 67, no. 803, pp. 1041-1049, 1992.
- B. Wall, Kendall, G. "Collective doses and risk from dental radiology in Great Britain", in *British Journal Radiology*, vol. 56, pp. 511-516. 1983.
- M. Benedettini, C. Maccia, C. Lefaire, F. Fagnini. "Doses to patients from dental radiology in France", in *Health Physics*, vol. 56, pp. 903-910.





UN INDICADOR PARA OBJETIVAR LAS MEJORAS LOGRADAS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA APLICADO A EVALUAR EL ACCIONAR DE RADIOFÍSICA SANITARIA DE SANTA FE-ARGENTINA

Roberto Lescano y

Carlos Caspani

Radiofísica Sanitaria-DiGAM-MSyMA de Santa Fe.

Obispo Gelabert 3586. (3000) Santa Fe. Argentina. Fax:

54-42-522933

Tel: 54-42-539547. E-mail: ccaspani@fiquis.unl.edu.ar ,

rlescano@fcb.unl.edu.ar

Escuela de Sanidad-FByCB-UNL. Barrio El Pozo. (3000)

Santa Fe-Argentina

Resumen

En este trabajo se propone un indicador de calidad en acciones de protección radiológica considerando todas las dosis individuales del personal ocupacionalmente expuesto (POE) expresados como promedio, teniendo en cuenta también la carga de trabajo de cada instalación.

Introducción

Es importante medir de manera objetiva la calidad de la tarea que se lleva a cabo en el control de la seguridad radiológica en salud pública, sobre todo considerando que los indicadores operacionales que se utilizan: (número de inspecciones por unidad de tiempo, número de centros habilitados respecto al total de centros, número de profesionales habilitados para el uso de equipos de rayos X, conferencias y cursos dictados, presentaciones a congresos y cantidad de personal ocupacionalmente expuesto con dosimetría personal) de ninguna manera pueden dar una idea concreta y clara de la eficiencia de las acciones realizadas, como

tampoco lo dan los indicadores de salud (morbilidad y mortalidad en un periodo) utilizadas para evaluar la totalidad de las acciones de salud.

Métodos y materiales

El método empleado consiste en la evaluación promedio de la dosis individual recibida por el personal ocupacionalmente expuesto (POE) medida en una gran población contrastada con el promedio de dosis ambientales de monitores ubicados siempre en el mismo lugar.

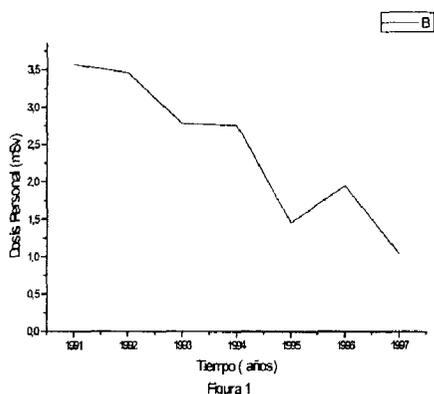
Al tomar el promedio de las dosis individuales se soluciona el problema del número cambiante de POE por altas y bajas, vacaciones y la creación y desaparición de centros asistenciales, pero esto no soluciona la variación de la dosis individual debido al aumento o disminución de la carga de trabajo o al cambio en el tipo de estudios realizados en cada centro.

Por ello la necesidad de contrastarlo con un parámetro que refleje el cambio debido a un aumento o disminución del número de pacientes, así como debido a los distintos tipos de estudios que se requieren en cada caso, para ello se usa un monitor ambiental colocado en el área de trabajo, cuyo aumento o disminución de la dosis medida es directamente proporcional al aumento o disminución de la cantidad de radiación emitida.

El material empleado puede ser dosimetría de película o dosimetría termoluminiscente o dosímetro de lapicera combinado con dosimetría integral de cámara de ionización o cualquier combinación entre ellos, siempre y cuando se comparen las mismas. En este trabajo se utilizó dosimetría de película.

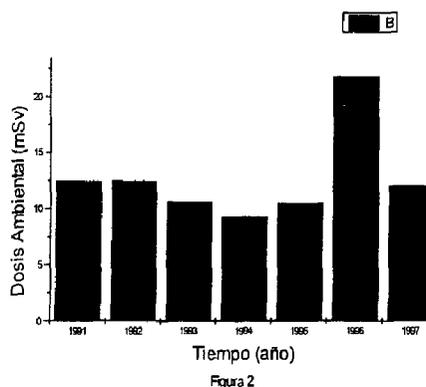
Resultados

Como se ve en la figura 1 se representa el promedio de las medidas de dosis del personal ocupacionalmente expuesto, expresadas en miliSievert obtenidas entre 1991 y 1997.



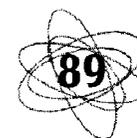
Si bien el promedio de dosis muestra una tendencia a la disminución, el análisis año con año indica que a veces hay aumento o disminución y también estacionamiento lo que no permite una conclusión.

A continuación se muestra la figura 2 donde en un diagrama de barras se representan los promedios de dosis ambientales obtenidas entre los mismos años.



Como se puede observar la variación es errática y no hay posibilidades de observar tendencia alguna.

La tabla muestra lo mismo que las figuras anteriores, el promedio anual de las dosis recibidas por todos los operadores y los mismos obtenidos a partir de los monitores ambientales de cada sala colocados siempre en el mismo lugar. En la cuarta columna se presentan los valores del indicador propuesto, obtenido en cada caso dividiendo la dosis personal por la dosis ambiental y expresado como porcentaje:



Año	Dosis personal	Dosis ambiental	Indicador
1991	3,57	12,40	28,79
1992	3,46	12,44	27,81
1993	2,78	10,55	26,35
1994	2,76	9,23	29,90
1995	1,46	10,42	14,02
1996	1,95	21,71	8,9
1997	1,04	12,00	8,66

Conclusiones

Como se observa en la tabla anterior, la última columna nos indica cómo va decreciendo el valor numérico del indicador a medida que transcurre el tiempo, viendo en la tercera columna que la carga de trabajo varía así como lo hacen las dosis de la segunda columna. El indicador muestra una tendencia definida.

Agradecimientos

Al Ministerio de Salud de la provincia de Santa Fe por permitirnos desarrollar la ta-

rea, al Tec Óscar Roitbarg y al Tec Mario Brizuela por el tratamiento de los datos.

Bibliografía

Who. *Manual on radiation protection in hospital and general practice*, volume 2, WHO, 1977.

“International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources” in *Safety Series*, no. 115-5, IAEA, 1994.

“Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica 1990”, in *ICRP 60*, Sociedad Española de Radioprotección Radiológica, 1995.





EVALUACIÓN DE DOSIS EN DIAGNÓSTICO POR TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

*W. Flores**, *J.C. Borges**,
*H. Mota***

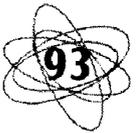
**Universidad Federal de Rio de Janeiro,
PEN / COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68509*

21945 - 970, Rio de Janeiro, Brasil

***Instituto de Radioprotección y Dosimetría,
IRD / CNEN Caixa Postal 37750
22780 - 160, Rio de Janeiro, Brasil*

Resumen

Los pacientes que están sometidos a exámenes por tomografía computarizada están expuestos a dosis relativamente altas, dando como resultado dosis en órganos que no son materia de examen. Se realizó un levantamiento de niveles de dosis en pacientes sometidos a exámenes por TC, utilizando para medir esta magnitud, dosímetros termoluminiscentes TLD-100, los cuales fueron colocados directamente en el paciente, en regiones del ojo, tiroides, pecho y ombligo; encontrándose dosis que fluctúan entre 29.10–49.39 mGy en órganos que son examinados y valores de dosis que están entre 0.21–29.10 mGy para órganos que no son materia de examen. Las aplicaciones de las radiaciones ionizantes en medicina no tienen límites de dosis, pero atendiendo al principio de optimización de protección radiológica, se recomienda el uso de vestimenta de protección antirrayos en zonas que no se han examinado, logrando con esto reducir la dosis a niveles tan bajos como sea posible, sin que esto disminuya la calidad del examen.



Palabras clave

Tomografía computarizada, dosimetría.

Introducción

La tomografía computarizada (TC) tiene mucha utilidad en radiología diagnóstica, siendo ésta de naturaleza no invasiva y de

una excelente resolución de densidad, logrando diferenciar los tejidos mole.

Los exámenes por tomografía computarizada toman considerable importancia en la contribución de dosis en el paciente, como consecuencia de la exposición a radiación ionizante. La cantidad de radiación que recibe un paciente sometido a exáme-

nes de TC es función de muchos parámetros físicos, y siendo así, la dosis puede variar considerablemente de scanner para scanner y de imagen para imagen, dependiendo de la exigencia del radiólogo.

La protección radiológica defiende la minimización de los riesgos por radiación en la obtención de imágenes médicas, mediante un programa de optimización y garantía de calidad, tomándose en cuenta niveles de referencia recomendados.

Un paciente al someterse a examen por TC, sufre una exposición a radiación durante un cierto intervalo de tiempo y el nivel de exposición necesario para generar una imagen útil depende de muchos factores tecnológicos de la tomografía. Como la dosis es uno de los factores ligados a la calidad de imagen, se considera necesario su evaluación en exámenes de TC y de los factores técnicos para buscar mecanismos adecuados que permitan la reducción de estas dosis sin que ocurra pérdida de calidad de imagen.

En este trabajo se realiza mediciones de dosis directamente en pacientes, sometidos a exámenes por TC, de esta forma logramos evaluar niveles de dosis de radiación a la altura del cristalino, tiroides y en la piel.

Materiales y métodos

La evaluación de dosis se realizó en pacientes sometidos a exámenes por TC del Hospital Oncológico del Instituto Nacional del Cáncer, en el servicio de tomografía computarizada. Se usó dosímetros termoluminiscentes de TLD-100, calibrados en aire en un campo de radiación generado por un equipo de rayos-X operando a 125 kVp. Estos dosímetros fueron aplicados en 34 pacientes a nivel de los ojos, tiroides, tórax y abdomen. La lectura de los dosímetros se realizó en el Departamento de Física Médica del Instituto de Radioprotección y Dosimetría usando una lectora Harshaw 4000.

Los exámenes fueron realizados en el

tomógrafo del Hospital Oncológico marca ELSCINT, modelo EXCEL 2000 SPRINTER bajo las condiciones especificadas en la tabla 1.

Tabla 1. Condiciones técnico-operacionales utilizadas.

Exámen	kVp	mAs	Corte (mm)	Inc.de mesa (mm)	Nºde cortes*
Cráneo	120	240	5	5	39.3 (37-43)
Tórax	130	315	10	10	44.8 (29-64)
Abdomen	120	315	10	10	55.3 (32-85)
Abdomen/ Tórax	130	315	10	10	45.3 (38-52)
Abdomen/ Pelve	130	315	10	10	61.0 (42-79)
Pelve	130	315	10	10	29.5 (24-35)

* Número medio de cortes, los valores en paréntesis representa valores mínimo y máximo de cortes.

Resultados

Debido a la naturaleza del examen y a la necesidad de usar contraste, el número de cortes fue variando de paciente en paciente y para cada tipo de examen, presentando en esta muestra el valor medio del número cortes y valores de mínimo y máximo, en paréntesis, mostrados en la tabla 1.

La tabla 2 presenta la dosis absorbida en organos tales como el cristalino, tiroides, piel a nivel de pecho y ombligo, medidos en 34 pacientes, sometidos a exámenes de TC más comunes.

Tabla 2. Resumen de los resultados.

Examen*	Promedio de dosis (mGy)			
	Cristalino	Tiroides	Piel a nivel de pecho	Piel a nivel de ombligo
Cráneo (4)	41.93	1.43	0.32	0.22
Tórax (8)	1.45	29.10	33.70	1.59
Abdomen (5)	0.57	0.86	4.52	45.63
Abdomen/Tórax (3)	0.87	12.08	47.21	12.19
Abdomen/Pelve (12)	0.57	1.13	14.78	49.39
Pelve (2)	0.21	0.25	1.10	24.76

* Los valores en paréntesis representan el número de exámenes.

Conclusiones

La tabla 2 muestra la dosis absorbida en el cristalino, tiroides y piel a nivel de pecho y ombligo; observamos que la dosis en estos órganos resulta ser casi 100 veces mayor que la dosis de referencia para radiografía diagnóstica en examen de tórax. En el examen de cráneo se observan dosis ocho veces mayor que el valor de referencia para radiografía, en los otros exámenes se tienen dosis cinco veces mayor que los valores de referencia recomendados por el OIEA. Los órganos que no son materia de examen también reciben una cierta dosis innecesaria. En el examen de tórax se ve que el cristalino recibe la mitad de la dosis del nivel de referencia para examen de cráneo en radiografía diagnóstica; y la tiroides recibe casi el triple de un examen de abdomen o pelvis. Estos resultados no se comparan con niveles de referencia para CT, debido a que la magnitud medida no está en términos de índices de dosis de CT.

Observando los resultados obtenidos, en el que se tiene regiones y órganos radiosensibles que están expuestos a radiación sin ser materia de examen, se recomienda evitar esto, haciendo uso de materiales y vestimenta antirrayos, de tal modo que se pueda reducir la dosis a niveles tan bajos como sea posible, sin que esto lleve a una reducción de la calidad de examen.

Agradecimientos

Agradecemos al Instituto de Radioprotección y Dosimetría (IRD) y al Hospital Oncológico por las facilidades proporcionadas durante la ejecución de este trabajo.

Bibliografía

1. Beaconsfield T., Nicholson R., Thornton A. Would Thyroid and Breast Shielding be Beneficial in CT of the Head?. *Eur. Radiol.* 8, (1998).
2. Coelho, M, *Distribuição de dose em Tomografia Computadorizada*, Rio de Janeiro 1983, Tese de Mestrado – Instituto de Engenharia Militar, Rio de Janeiro.
3. Mostrom U., Ytterbergh C., Eye lens dose in cranial computed tomography with reference to the technical development of CT scanners. *Acta radiodiagnosis* 27, (1986).
4. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources, International Atomic Energy Agency, 97, 115.
5. ICRP, "Radiological Protection and Safety in Medicine", publication 73, 1996.
6. ICRP, "Recommendation International Commission on Radiological Protection", publication 74, pergamon press, oxford, 1997.





MAMMOGRAPHY IN PUBLIC HOSPITALS AT RIO DE JANEIRO: A QUALITY ASSURANCE PROGRAM

*Claudia Briquet, Celia M. C.
Coutinho, Helvécio C. Mota,
Eliane Tavares*

*Instituto de Radioproteção e Dosimetria/ Com-
missão Nacional de Energia Nuclear
Av. Salvador Allende, s/n^o CEP:22780-160 - Rio
de Janeiro - RJ - Brasil
E-mail: briquet@ird.gov.br eliane@ird.gov.br*

Abstract

This paper presents the preliminary results and the methodology followed for the implementation of a Quality Assurance Program in public hospitals at Rio de Janeiro.

We observed that the main problems of image are due to the processing. None facility has a dedicated processor and the processor daily quality control is a concern not yet adopted.

Introduction

Mammography is the method of choice for the early detection of breast cancer. The effectiveness of breast cancer diagnosis depends on the production of high quality mammograms.

Two years ago, we started a quality assurance program in mammography in public hospitals at Rio de Janeiro, under the support of National Commission of Nuclear Energy. The aim of the project was to evaluate the existing situation in public hospitals, with especial reference to patient dose and image quality.

Materials and methods

It was used thermoluminescent dosimeters to evaluate patient entrance skin doses. The dosimeters were fixed to the patient's skin in the center of the radiation field.

To determine HVL, kVp accuracy and reproducibility we used a Victoreen 4000M+. The compression force was evaluated with a bathroom scale (1).

Table 1 summarizes the tests we performed in each hospital and its frequencies.

Table 1. Quality control tests and its frequencies.

Tests	initially	daily	semiannually
Entrance skin doses	X		X
Phantom Image	X		X
HVL	X		X
Tube voltage	X		X
Compression Force	X		X
Safelights	X		X
Processor Sensitometry	X	X	
Darkroom cleanliness	X	X	
Screens cleanliness	X	X	

For each facility we made an assessment of image quality using two methods: phantom and clinical images (1). We used the Mammographic Accreditation Phantom – Victoreen 18-220 to verify the ability to detect small structures similar to those found clinically. A good system should be able to see the 3rd mass (0,75 mm), the 4th fiber (0,75) and the 3rd speck group (0,32 mm).

Results and discussion

Darkroom installations were adequate in all studied hospitals, although all the darkrooms presented inadequate conditions of cleanliness.

During our work we implemented a daily processor sensitometry control. We also demonstrated how the cleanliness of screens and darkroom could improve image quality.

The patient entrance skin doses were in accordance with the levels proposed by the European Commission working document (2), below 10 mGy.

The equipment were adequate for all studied hospitals: HVL (0,30 mm Al equivalent), adequate compression force (16 Kg), kVp accuracy within 5% and reproducible with a coefficient of variation lesser than 0,02 (2,3).

Table 2 summarizes the results of phantom evaluation. As we can see only one of the units – hospital 3 - did not show an acceptable performance.

Table 2. Number of Visible Test Objects in the Phantom Evaluation.

Test Objects	Hospital 1	Hospital 2	Hospital 3	Hospital 4
Mass	4	3	3	3
Fiber	5	4	3,5	4
Speck group	3	3	2	3,5

Table 3 summarizes the main factors that affect images in the studied facilities. In the table yes means that factor was present in at least 25 % of the films. The analysis of film rejection was made monthly.

Table 3. Clinical images evaluation.

Factors	Hospital 1	Hospital 2	Hospital 3	Hospital 4
Handling artifacts	No	No	Yes	No
Screen artifacts	Yes	Yes	Yes	Yes
Noise	Yes	Yes	Yes	Yes
Grid lines	No	No	No	No
Stub lines	No	No	Yes	Yes
Roller marks	No	Yes	Yes	Yes
Other processor artifacts	No	No	Yes	Yes

Conclusions

As yet this study is incomplete, but some preliminary conclusions can be done:

- Quality Assurance Programs allows not the solution, but the identification of problems and how they affect clinical results.
- Simple corrective actions as darkroom and screen cleanliness can improve the image quality.
- A daily processor quality control is fundamental for the image quality, but it is a concern not yet adopted by the technologists. It is important to adopt the attitude that quality control is a continuous process.
- We did not attained the optimal performance conditions, but we made an effort that must be extended to other hospitals, in order to obtain the maximum potential of the imaging techniques.

- We suggest further training of technologist in image quality requirements.

Bibliography

1. *Mammographic Quality Control Manual*, American College of Radiology, 1992
2. *European Protocol on Dosimetry in Mammography*—EUR 16263, European Commission, 1996.
3. Chevalier, M; Moran, P; Vano, E - *Impact of Several Recommended Actions for Improving Image Quality in Mammography*, Rad. Prot. Dosim, vol. 57 (1-4), 1995.



MODELO CONEXIONISTA PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS

*R. G. S. Rodrigues¹; C. A.
Pelá² & A. C. Roque S. F.³*

*^{1,2,3}Departamento de Física e Matemática
(FFCLRP) USP
Av. Bandeirantes,
3900 - 14040-901 - Ribeirão Preto (SP)
rglauco@neuron.ffclrp.usp.br*

Resumo

Este artigo mostra uma rede neural artificial com topologia adequada à reconstrução de imagens tomográficas. A função de erro associada é derivada e o algoritmo de treinamento é construído. Os resultados simulados são apresentados e a existência de soluções generalizadas são demonstradas, utilizando-se redes com funções de ativação lineares.

Abstract

This paper shows an artificial neural network with a adequately topology for tomographic image reconstruction . The associated error function is derived and the learning algorithm is make. The simulated results are presented and demonstrate the existence of a generalized solution for nets with linear activation function.

Palavras chave

Topografia, redes neurais, reconstrução de imagens

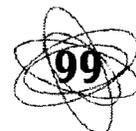
Introdução

Para conseguir um algoritmo utilizando redes neurais artificiais, capaz de reconstruir imagens tomográficas, com eficiência comparável à dos melhores métodos tradicionais, basicamente, pode-se pensar em dois caminhos: um dentro do contexto de otimização usando uma

topologia padrão de rede e outro relacionado com o cálculo direto dos pesos utilizando uma arquitetura de rede apropriada.

O segundo caminho sugere o estudo da Transformada Inversa de Radon, com a finalidade de encontrar-se diretamente os pesos. O modelo proposto foi inspirado na idéia da retroprojeção filtrada por convolução associada a uma retroprojeção, normalmente usada na aproximação da Transformada Inversa de Radon.

O algoritmo de treinamento, utilizando o



gradiente descendente na forma mais simples, foi construído.

Metodologia

Cada neurônio da camada escondida tem sua ativação dada pelo produto escalar do núcleo de convolução correspondente com a submatriz da camada de entrada, centrada na posição correspondente ao neurônio em questão.

Se todas as camadas possuírem $N \times N$ elementos, a matriz de pesos com N^4 elementos caracterizada pela conexão total dos neurônios da camada de entrada com a camada oculta, terá apenas $9 \times N^2$.

Na-A, pode-se ver o diagrama de conexões da camada de entrada para a camada oculta e a estrutura da rede.

Na -B pode-se ver as conexões da camada oculta com um neurônio da camada de saída. Essa etapa está fundamentada na dependência entre ativações pré e pós sináptica, que é estabelecida a partir de argumentos relacionados com a geometria daretroprojeção.

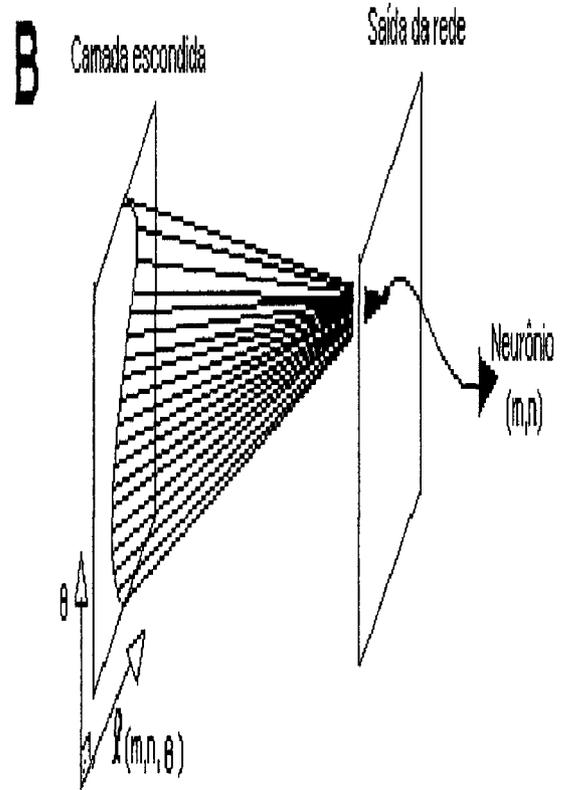
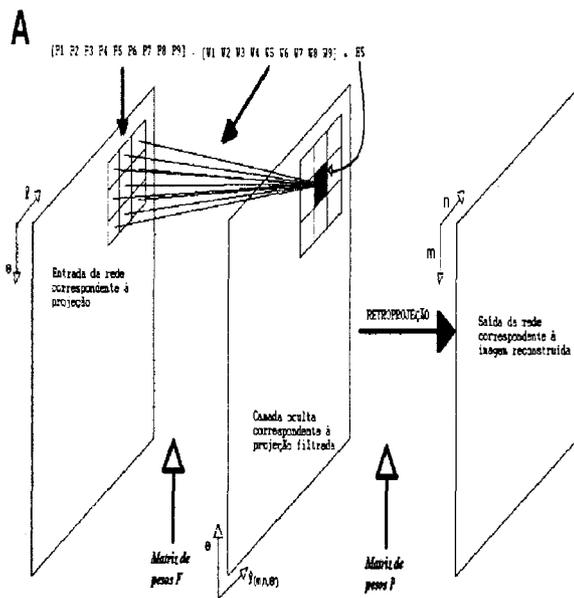


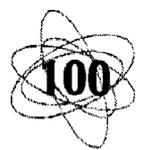
Figura: A) Esquema de conexões da camada de entrada para a camada escondida e da estrutura da rede. B) Esquema de conexões da camada escondida para a camada de saída da rede.

Um algoritmo de treinamento relativamente simples pode ser escrito aplicando o gradiente descendente na minimização da função de erro quadrática

$$E_{mn} = \frac{1}{2} (O_{mn} - G_{mn})^2 = \frac{1}{2} (\epsilon_{mn})^2$$

associada ao modelo da.

G_{mn} é o valor da saída desejada, O_{mn} é a ativação do neurônio (m,n) da saída que é calculado como mostrado na.



Equação: Cálculo das ativações dos neurônios da saída da rede.

$$O_{mn} = \sum_{\theta} P_{\theta mn} H_{\theta \ell(m,n,\theta)}$$

onde,

$$\ell(m,n,\theta) = \sqrt{m^2 + n^2} \cdot \cos(\theta - \tan^{-1}(m/n))$$

com n não nulo e $H_{\theta \ell}$ é a ativação do neurônio (θ, ℓ) da camada escondida, sendo computado como mostrado na Equação: Cálculo das ativações dos neurônios da camada escondida da rede.

$$\begin{aligned} H_{\theta \ell} = & I_{(\theta-1,\ell-1)} \cdot F_{\theta \ell}^0 + I_{(\theta-1,\ell)} \cdot F_{\theta \ell}^1 + I_{(\theta-1,\ell+1)} \cdot F_{\theta \ell}^2 \\ & + I_{(\theta,\ell-1)} \cdot F_{\theta \ell}^3 + I_{(\theta,\ell)} \cdot F_{\theta \ell}^4 + I_{(\theta,\ell+1)} \cdot F_{\theta \ell}^5 \\ & + I_{(\theta+1,\ell-1)} \cdot F_{\theta \ell}^6 + I_{(\theta+1,\ell)} \cdot F_{\theta \ell}^7 + I_{(\theta+1,\ell+1)} \cdot F_{\theta \ell}^8 \end{aligned}$$

O cálculo do gradiente para os pesos $P_{\theta mn}$, utilizando a regra da cadeia padrão, é mostrado na.

Equação: Gradiente da matriz de pesos $P_{\theta mn}$.

$$\frac{\partial E}{\partial P_{\theta mn}} = \frac{\partial E}{\partial \epsilon_{mn}} \cdot \frac{\partial \epsilon_{mn}}{\partial O_{mn}} \cdot \frac{\partial O_{mn}}{\partial P_{\theta mn}} = \epsilon_{mn} H_{\theta \ell(m,n)}$$

O cálculo do gradiente para os pesos $F_{\theta \ell}^i$ é mostrada na.

Equação: Componentes do gradiente relativo à matriz de pesos $F_{\theta \ell}^i$.

$\frac{\partial E}{\partial F_{\theta \ell}^0} = \epsilon_{mn} P_{\theta mn} J_{(\theta-1,\ell-1)}$	$\frac{\partial E}{\partial F_{\theta \ell}^1} = \epsilon_{mn} P_{\theta mn} J_{(\theta-1,\ell)}$	$\frac{\partial E}{\partial F_{\theta \ell}^2} = \epsilon_{mn} P_{\theta mn} J_{(\theta-1,\ell+1)}$
$\frac{\partial E}{\partial F_{\theta \ell}^3} = \epsilon_{mn} P_{\theta mn} J_{(\theta,\ell-1)}$	$\frac{\partial E}{\partial F_{\theta \ell}^4} = \epsilon_{mn} P_{\theta mn} J_{(\theta,\ell)}$	$\frac{\partial E}{\partial F_{\theta \ell}^5} = \epsilon_{mn} P_{\theta mn} J_{(\theta,\ell+1)}$
$\frac{\partial E}{\partial F_{\theta \ell}^6} = \epsilon_{mn} P_{\theta mn} J_{(\theta+1,\ell-1)}$	$\frac{\partial E}{\partial F_{\theta \ell}^7} = \epsilon_{mn} P_{\theta mn} J_{(\theta+1,\ell)}$	$\frac{\partial E}{\partial F_{\theta \ell}^8} = \epsilon_{mn} P_{\theta mn} J_{(\theta+1,\ell+1)}$

Os pesos da rede podem ser atualizados utilizando as regras de aprendizagem da.

Equação: Regras de aprendizagem.

$$F_{novo} = F_{antigo} + \eta \left(-\frac{\partial E}{\partial F} \right) \quad e \quad P_{novo} = P_{antigo} + \eta \left(-\frac{\partial E}{\partial P} \right)$$

Discussões e Conclusões

Utilizando diferentes números de exemplos no treinamento, pode-se observar, na, o decaimento da função de erro.

Figura .- Decaimento do valor do erro devido ao treinamento para diferentes números de exemplos.

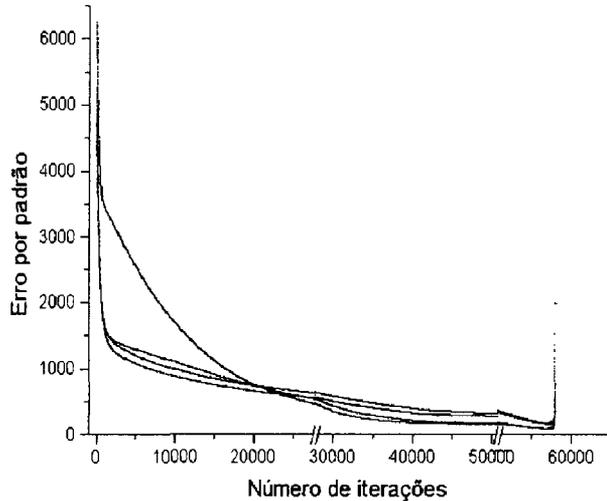


Figura: Curvas de erro para quatro padrões. Quando o erro chegou próximo de zero, ocorreu uma divergência e a função de erro cresceu.

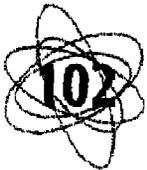
Utilizando quatro imagens no treinamento, foi possível obter-se um erro pequeno ao final do treinamento como mostrado na, com um alto grau de especialização da rede nos quatro exemplos, entretanto verificou-se a perda da capacidade de generalização, que é completa quando a rede é inicializada utilizando pesos análogos a um filtro digital bidimensional 3x3 capaz de propagar as ativações da camada de entrada para a camada oculta de forma a suavizá-la e valores uniformes nos pesos da saída dados por $1/N^3$.

Algoritmos de minimização mais poderosos podem acelerar a convergência, quando se utiliza um número maior de padrões de treinamento.

Bibliografia

1. R.G.S. Rodrigues, C.A. Pelá e A.C.R Silva (1995), "Reconstrução de imagens tomográficas utilizando redes neurais", in Anais do II Congresso Brasileiro de Redes Neurais, pp., Curitiba-PR.
2. M.T. Munley *et al.* (1994), "An artificial neural network approach to quantitative single photon emission computed tomographic reconstruction with collimator, attenuation and scatter compensation", in *Med. Phys.* 21 (12), 1889-1899.
3. J. P. Kerr and E. B. Bartlett (1995), "A statistically tailored neural network approach to tomographic image reconstruction", in *Med. Phys.* 22 (5).

Agradecimentos: Esse trabalho é suportado pela FAPESP.





NIVELES DE INTERVENCIÓN EN UN PROGRAMA DE DETECCIÓN PRECOZ DEL CÁNCER DE MAMA Y EVALUACIÓN DE CUATRO UNIDADES PARTICIPANTES

*F. Carrera Magariño, **

S. Velázquez Miranda,

FJ. Manzano Martínez,

J. Sánchez Segovia,

Hospital "Juan Ramón Jiménez"

Ronda Norte s/n 21005

Huelva, España

Resumen

Introducción: se presentan las bases para hacer un análisis costo-beneficio de un programa de detección precoz del cáncer de mama (PDPCM), y en consecuencia las claves para su optimización, desde el punto de vista radiológico. Tomando esto como referencia, se hace un control de calidad exhaustivo de cuatro unidades mamográficas, que estaban participando o eran candidatas a participar en un programa de detección precoz del cáncer de mama, y se presentan los resultados.

Materiales y métodos: se hace una revisión de la literatura para determinar cuáles son los aspectos relevantes a considerar a la hora de garantizar la protección radiológica de las participantes en el programa. Se hace el control de calidad de cada una de las cuatro unidades. Se sigue el protocolo español de control de calidad en mamografía, obteniendo valores para la medida de doce parámetros de interés.

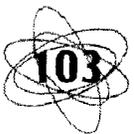
Resultados: se encontraron como niveles de intervención relevantes, en lo relativo a

la protección radiológica, los siguientes items: 1. Dosis promedio glandular por imagen, 2. Número de imágenes por mama, 3. Acceso por edades de las participantes. Por otra parte, se muestran los resultados del control de calidad de las cuatro unidades, y el histograma de las dosis promedio glandulares a 100 participantes atendidas en el mamógrafo que en ese momento soportaba la mayor parte del programa.

Conclusiones: Debería restringirse el acceso al programa a mujeres menores de 45 años, mantenerse la dosis a la mama estándar en torno a 1 mGy/imagen. Debería disponerse en cada unidad de un portacasette de 24 x 30 cms y considerarse la utilización de una sola proyección (LO) por mama. Es necesario implantar, de manera inmediata, programas de garantía de calidad. Por último, se observa que nuestra unidad trabajaba correctamente.

Introducción

La aplicación de las radiaciones ionizantes en el diagnóstico médico siempre debe es-



tar ligada a un análisis coste-beneficio (1), en el sentido de que la utilización de las mismas sólo estará justificada si el beneficio que obtiene el paciente es superior al daño que se le infringe como consecuencia de la dosis que recibe.

Esta consideración cobra una especial importancia cuando a las personas exploradas no puede atribuírseles en rigor el calificativo de pacientes. Esto es lo que sucede con las mujeres participantes en un PDPCM. En este tipo de programas, las mujeres son citadas, siempre que se encuentren en un determinado rango de edad para acudir a un centro médico, en el cual se les abrirá un breve historial y se les realizará una o dos mamografías en cada mama, una en proyección lateral-oblicua y otra en proyección craneo-caudal. Son, por tanto, y en general, mujeres asintomáticas que en la mayoría de las ocasiones no presentarán ninguna patología mamaria. En este sentido, el beneficio entendido como contribución al correcto diagnóstico y tratamiento de su enfermedad, no existe, pues muchas no estarán enfermas.

radiológica en los programas de detección precoz del cáncer de mama no se han resuelto aún...’.

Para nosotros la cuestión es responder a las siguientes preguntas: ¿se convierten en pacientes las mujeres asintomáticas por el hecho de participar en un programa de estas características? ¿cuál es el nivel de dosis aceptable? La probabilidad de presencia de la enfermedad en un individuo determinado, ¿justifica la exploración?

Los datos que se obtienen en la literatura sobre la distribución del riesgo por rangos de edad de las mujeres que acuden a un PDPCM, atendiendo al factor de riesgo recomendado por la CIPR¹, y asumiendo un factor de eficacia de dosis y tasa de dosis¹ igual a dos, y 2 mGy de dosis promedio glandular por exposición y dos proyecciones por mama, teniendo en cuenta el número previsto de participaciones en el programa, se reflejan en la tabla 2. Para la estimación de la tasa de detección, se ha utilizado el valor de la tasa de incidencia media por provincia, en el periodo 1988-1990, y asumiendo un valor genérico de tres por

estas dosis respecto a la recibida por la mama estándar (45 mm de espesor y 50 % tejido glandular). Los resultados se muestran en la tabla 1.

Como puede observarse ambas tablas, un 10.8 % de las mujeres reciben una dosis a cada mama equivalente así recibieran cuatro mamografías por proyección, es decir, 16 mamografías en total, por lo que si estuvieran en el rango de 30 a 34 años, su participación en el programa no estaría justificada.

Obviamente, a pesar de que las mujeres jóvenes tienen las mamas más densas, en ese rango de edad es excepcional que el tamaño de la mama obligue a obtener varias películas por mama, y que la dosis sea tan alta (>8 mGy de dosis promedio glandular por imagen).

Este análisis, sin embargo, da una base para decidir acerca de cuáles deben ser los niveles de intervención, en el sentido que define la CIPR, es decir, qué tipo de acciones deben tomarse para reducir la exposición, o al menos, el riesgo de inversión del balance costo-beneficio. Parece claro que las acciones deben ir encaminadas a limitar, por un lado, el acceso por edades a los programas, algo sometido permanentemente a discusión, y que debe ser debatido por los epidemiólogos y otros especialistas en salud pública, y por otro, la dosis promedio glandular a la mama estándar en cada instalación, algo que entra de lleno en la labor del físico médico.

Con esta base, decidimos analizar cuatro unidades que estaban incluidas o eran candidatas a incluirse en un PDPCM en nuestra comunidad.

Materiales y método

Los mamógrafos eran un DMR (mamógrafo A) y un Senographe 500T (mamógrafo B) de General Electric Medical Systems,

un Philips Mammodiagnost U (mamógrafo C), y un Senographe de CGR (mamógrafo D). Se usaron películas Kodak Min-R y Agfa Curix Mamoray. Los equipos utilizados en los controles de calidad fueron un dosímetro RADCAL 2025 AC con cámara específica para mamografía de 6 cm. Para la medida de las densidades ópticas de las películas se utilizó un densitómetro X-Rite, y un maniquí de láminas de PMMA de Gammex RMI. Se utilizó un sensitómetro X Rite. Para la estimación de la mancha focal se utilizó un patrón de estrella de 0.5° de Gammex RMI, y para la medida de tiempos de exposición, rendimientos, y calidad de haces, un multímetro 4000M+ de Victoreen. La calidad de imagen fue evaluada mediante un maniquí de acreditación Gammex RMI 141 diseñado por el American College of Radiology, y las películas fueron leídas por un radiólogo experto en mamografía.

Resultados

Los resultados se muestran a continuación, donde se ha seguido el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (6) La dosis a la entrada sin retrodispersión (X_{ESE}) está medida para un maniquí equivalente a la mama estándar, y la exposición realizada a la técnica que el operador juzgaba como la apropiada para una mama de ese espesor. La dosis promedio glandular (D_g) era calculada (tabla 10) como el producto entre la dosis a la entrada y la dosis glandular normalizada (D_{gN}), obteniéndose esta última de las tablas existentes en la literatura calculadas por métodos de Montecarlo (7,8). La coincidencia entre campo de luz y de radiación (tabla 13) se midió utilizando monedas para marcar los bordes del campo y de la placa de compresión y dos películas, una en el portachasis y otra en la superficie de apoyo de la mama. La uniformidad del haz de radiación (tabla 9)

UNIDAD	DES (mGy) (*)	Dg (mGy) (**)
A	6	1.18
B	5.45	1.37
C	3.38	0.69
D	10.8	1.95

DES es la dosis a la entra sin retrodispersión.

*Las tolerancias son 7 mGy (CEC, 90; RD 2071/96), 10 mGy (GIM, 94)

**las tolerancias son 1.8 mGy (AAPM, 91), 5 mGy (Pritchard report), 1 mGy en sistemas sin bucky

Tabla 10

UNIDAD	Valor nominal (mm)	Valores medidos (mm)	Tolerancias (mm)
A	0.3	0.4	0.65
B	0.3	0.25	0.65
C	0.6	0.9	1.3
D	0.6	1	1.3

Tolerancias según NEMA para el foco grueso, que es el único que se evalúa.

Tabla 8

UNIDAD	Compensación con el kVp	Compensación con el espesor	Compensación con la tasa
A	si	si	Si
B	no	no	No
C	si	no	-
Toler.	0.2 DO min		

Tabla 3

UNIDAD	Ajuste del posición central del CAE	Reproducibilidad	Incrementos por pasos del selectc
A	0.61	0.02	8%-14%
B	0.61	0.02	1.5%-22.5%
C	0.66	0.045	-
D	-	-	-
Toler.	0.8+VT-1.2+VT	0.05	15%-25%

Tabla 4

UNIDAD	kVp	mAs	CAE	D.O.	Contraste	Ductus	Microcal.	Nódulos	TOTAL
A	27	65	3	0.85	0.19	3.5	3	3	9.5
B	28	116	0	0.69	0.16	4	3	2.5	9.5
C	28	51	-	0.79	0.27	2.5	2.5	1.5	6.5

UNIDAD	Desviación (D.O.)	Tolerancia (D.O.)
A	0.02	0.06
B	0.03	0.08
C	0.12	0.15
D	0.55	0.15

Tabla 9

UNIDAD	Reproducibilidad	Tiempo para estándar (s)
A	0.003	0.87
B	0.006	1.97
C	0.01	0.3
D	0.009	2
Tolerancia	0.1	2

Tabla 6

UNIDAD	Desviación del kVp (%)	Reproducibilidad del kVp	CHR en
A	-4.3	0.007	0.36
B	2.8	0.005	0.48
C	17.4	0.002	0.37
D	6.2	0.01	0.32
Toler.	4	0.02	0.28 <CHR <0.38

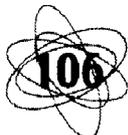
Tabla 7

UNIDAD	Rendimiento mGy/mAs	Reproducibilidad	Linealidad
A	1.115	0.001	0.008
B	0.316	0.001	0.006
C	0.608	0.011	0.018
D	4.131	0.016	0.149
Toler.	-	0.05	0.1

Tabla 5

UNIDAD	Factor bucky
A	2.3
B	3.2
C	1.97
D	No
Toler.	3

Tabla 11



kVp	mAs	CAE	D.O.	Contraste	Ductus	Microcal.	Nódulos	TOTAL
20	40	6	0.42	0.04	0	2	0	
	40	9.4	2.33	0.29	3	2	2	
22	60	11.8	1.77	0.33	3.5	3	3	

UNIDAD	Tamaño del haz no registrado (mm)	Desviación de la placa de compresión respecto al borde (mm)	Tolerancia (mm)
A	7	4	6.7
B	5.05	3.25	6.28
C	5	6	5.7
D	-	-	-

Tabla 13

Los resultados de la estimación del tamaño de la mancha focal para el foco grueso se indican en la Tabla 8. Los valores correspondientes a la calidad del haz se muestran en la Tabla 7, y los del tiempo de exposición en la 6. Los resultados del rendimiento aparecen en la Tabla 5.

El control automático de exposición (CAE), valorado como indispensable en este tipo de aplicaciones, se estudio con ayuda del maniquí de PMMA. Los resultados de ajuste y compensación cuando varían espesor, kVp o tamaño de foco se muestran en las Tablas 3 y 4.

La calidad de imagen se evaluó mediante la observación del maniquí Gammex RMI 141, midiendo la D.O. en el punto de referencia, el contraste por la diferencia de D.O. provocada por un disco acrílico de 4 mm de diámetro, y puntuando el número de estructuras visibles en la película observada en un negatoscopio de alto brillo con máscara, de manera que una estructura (nódulos, ductus o grupo de microcalcificaciones) visible completamente suponía 1 punto, parcialmente visible 0.5 puntos, y si

había estructuras artefactantes en posiciones no correspondientes a la posición real de los objetos, se restaba 1 punto. Las puntuaciones y las técnicas usadas aparecen en la Tabla 12, mientras que una comparación entre diversas técnicas se ve en la Tabla 14.

Los resultados se resumen en la Figura 2, en la que se muestra el número de parámetros que cada unidad tiene fuera de tolerancia. En la Figura 1 se muestra un histograma de dosis de las exploraciones realizadas sobre 100 mujeres participantes en nuestro PDPCM.

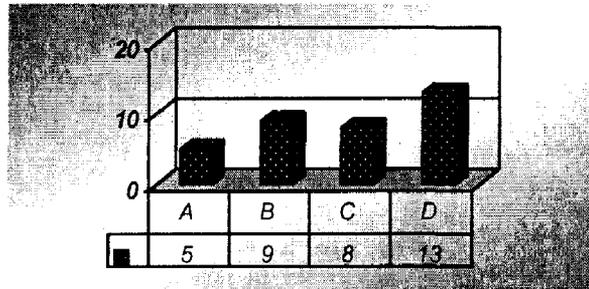


Figura 2

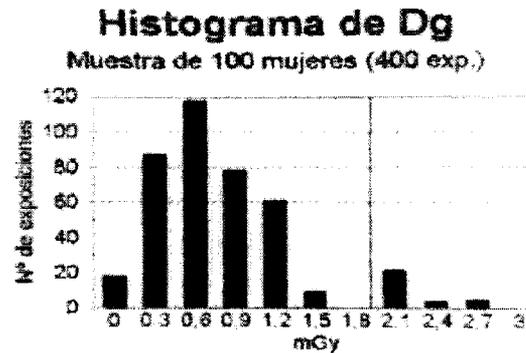


Figura 1

Conclusiones

Debería restringirse el acceso al programa a mujeres menores de 45 años, si no pueden garantizarse dosis glandulares menores de 2 mGy/imagen a la mama estándar, y mantenerse el promedio en torno a 1 mGy/imagen. Debería disponerse en cada unidad de un portacasette de 24 x 30 cms, para reducir la dosis a mamas muy grandes y considerarse la utilización de una sola

proyección (LO) por mama en segunda y sucesivas rondas, con un ligero aumento de D.O. y el consiguiente de la tasa de detección. Es necesario implantar, de manera inmediata, programas de garantía de calidad en este tipo de instalaciones, que garantizasen que unidades como la D nunca participasen en un programa de estas características. Por último, nuestra unidad, a la vista del histograma, trabajaba correctamente (~ 0.6 mGy/imagen para mujeres a partir de 55 años).

Bibliografía

1. ICRP 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Report 60). Ann. ICRP, 21, 1-3 (Pergamon Press, Oxford)
2. Bailar J. "Mammography: a contrary view" *Ann Intern Med* 1976; 84:77-84.
3. Bailar J. "Screening for breast cancer: pros and cons", *Cancer*, 1976; 39:2783-95
4. Moores BM, Henshaw ET. "Radiation protection associated with well women breast cancer screening". *Br. J. Radiol.*, 65: 552-3.
5. NHS BSP, 1992/3 Results from the HHS BSP (NHS BSP, Sheffield, 1993).
6. SEFM, SEPR. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico
7. Wu X, Gingold EL, Barnes GT, Tucker DM. "Normalized Average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography". *Radiology* 1994; 193:83-89.
8. Wu X, Gingold EL, Barnes GT. "Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography". *Radiology* 1991; 179:143-148.





ANÁLISIS DE DOSIS A CRISTALINO EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA: A PROPÓSITO DE UN CASO

*F. Carrera Magariño, **

F. Moreno Rodríguez

S. Velázquez Miranda

F. J. Manzano Martínez

T. Moreno Sánchez

Hospital "Juan Ramón Jiménez"

Ronda Norte s/n 21005

Huelva, España

Resumen

Introducción: el presente trabajo muestra los valores de dosis a cristalino al personal que trabaja en procedimientos de radiología intervencionista.

Materiales y métodos: los estudios se realizaron en un equipo Phillips Integris V3000. Se midió la dosis equivalente a cristalino utilizando un detector de estado sólido Welhöfer WD 10i. Se obtuvo la tasa de dosis equivalente en la posición del cristalino, para las diferentes condiciones de funcionamiento registradas por los operadores en los estudios reales, utilizando un maniquí de láminas de agua sólida (RW3).

Resultados: se tomaron datos de 436 estudios, con un total de 2.133,4 minutos de fluoroscopia y 19.563 imágenes. Se muestran valores de dosis a cristalino en tres situaciones: sin blindaje, con blindaje de 0.25 mm de Pb, y con 0.50 mm de Pb, y por tipo de estudio, por fluoroscopia y grafía y en total. Las medias y rangos de dosis a paciente para cada uno de estos estudios también se detallan.

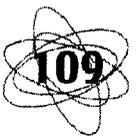
Conclusiones: hemos determinado los estudios que más dosis a cristalino proporcionan a los profesionales de nuestra insta-

lación. Este método supone una alternativa sencilla para estimar la carga radiológica al personal, si se carece, como es nuestro caso, de dosimetría TL propia.

Introducción

Se muestran los valores de dosis a cristalino al personal que trabaja en procedimientos de radiología intervencionista, a partir de datos obtenidos entre mayo de 1997 y febrero de 1998. Dichos datos se obtuvieron con fines de registro de dosis a paciente, y se han utilizado para la estimación de dosis a cristalino a raíz de un incidente acaecido en la instalación. Se presentan los valores de dosis equivalente a cristalino por tipo de intervención, y en tres condiciones diferentes: sin protección ocular, con protección ocular de 0.25 mm de Pb, y de 0.50 mm de Pb. También se presentan los resultados de dosis a paciente en los mismos estudios.

Se realizó una revisión oftalmológica rutinaria, como parte del reconocimiento médico anual, a una trabajadora profesionalmente expuesta que desempeña sus funciones como ATS en el servicio de radiodiagnóstico del Hospital "Juan Ramón Ji-



ménez”, en la sala de radiología intervencionista. Se detectaron opacidades en cristalino, calificadas por el servicio de oftalmología del Hospital “Juan Ramón Jiménez” como “capsulares posteriores”. La trabajadora ha sido apartada preventivamente del puesto de trabajo, por recomendación del servicio de oftalmología del hospital. De los informes clínicos correspondientes a las revisiones médicas realizadas hasta la fecha, como trabajadora expuesta a las radiaciones, no se derivó ningún dato que aconsejase su reclasificación médica.

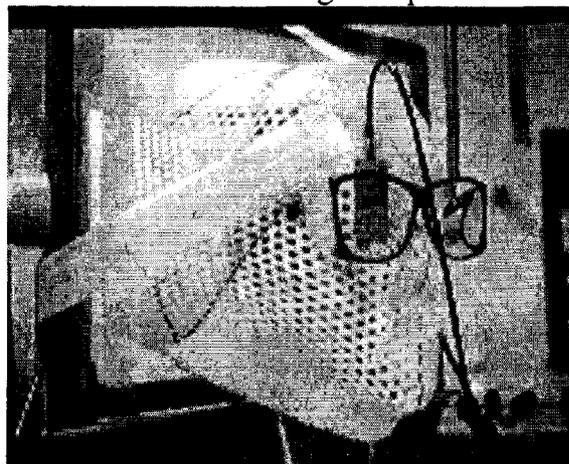
La protección radiológica operacional en la sala es responsabilidad del servicio de física médica y protección radiológica del Hospital “Juan Ramón Jiménez”. Sus trabajadores están clasificados como de categoría A, y por tanto disponen de dosimetría personal de solapa y muñeca, homologada (así lo exige el Real Decreto 53/1991(1)). En la instalación existen prendas de protección normal que usan sistemáticamente. Se dispone también de una mampara empleada suspendida del techo que no se utiliza al dificultar el trabajo del radiólogo. Se realiza también una dosimetría de cristalino, con un dosímetro TL colocado en el borde superior, a la altura del tiroides, y por fuera del delantal del radiólogo. En el caso de la ATS, por su diferencia de estatura, prácticamente corresponde a la posición real de su ojo. Los valores registrados, dada la mayor proximidad del radiólogo al paciente, son conservadores respecto a la verdadera dosis a cristalino de la ATS.

Materiales y método

El equipo de la instalación es dedicado, de tipo arco en “C” con el tubo bajo la mesa, y dotado de modos de fluoroscopia de baja dosis que se usan habitualmente. No se encuentra habilitado el modo “alto brillo”. Se revisa periódicamente tanto por la empresa suministradora como por el servicio de

protección radiológica, sin que se haya detectado ninguna anomalía en cuanto a la tasa de dosis a la entrada del intensificador. La calidad de imagen tampoco se ha visto reducida en general, por lo que la duración de los procedimientos y, por tanto, la carga radiológica de la instalación, no se ha visto afectada.

El personal de la instalación registra los datos radiológicos pormenorizados de todos los estudios, con indicación de la dosis al paciente, la técnica utilizada y la duración de los mismos. Esto permite calcular con buena aproximación la verdadera carga de trabajo de la instalación, y por tanto confirmar los valores de la dosimetría personal con medidas experimentales. Las dosis a paciente se midieron mediante un algoritmo de cálculo propio del equipo, que fue trazado a un detector calibrado. El personal de la instalación cuenta con formación adecuada en protección radiológica, y con la necesaria acreditación otorgada por el CSN.



El servicio de protección radiológica realizó, a raíz de la notificación de incidente, medidas en la sala de radiología intervencionista, encaminadas a determinar si las dosis recibidas en cristalino por la trabajadora, como consecuencia del funcionamiento normal de la instalación, podían justificar la aparición de opacidades en cristalino. Las medidas fueron realizadas el 26 de febrero de 1998, y consistieron en la determinación de la atenuación de las diferentes gafas de protección disponibles en la

sala, de la determinación de la tasa de dosis a cristalino en posición habitual de la ATS. Se midió la dosis equivalente a cristalino utilizando un detector de estado sólido Welhöfer WD 10i (figura 1), para las energías de uso clínico habituales y en las siguientes condiciones: sin protección ocular, con protección ocular de 0.25 mm de Pb y

Tabla 1

COMPARATIVO DE LAS DIFERENTES GAFAS EXISTENTES EN LA SALA				
GAFAS Nº	kVp	mA	TASA (µGy/min)	ATENUACIÓN DEL
1	83	5.6	11	78%
2	82	5.6	25	50%
3	83	5.6	11	78%
4	83	5.6	23	54%
5	83	5.6	22	56%
6	83	5.6	23	54%
7	83	5.6	10	80%

Tabla 2

RENDIMIENTOS EN GRAFÍA (nGy/mAs)				
kVp	Espesor	Sin gafas	Con 0.25 mm de Pb	Con 0.50 mm de Pb
60	10	35.5	0.7	0.4
61	11	34.2	0.5	0.4
63	12	35.9	0.7	0.6
65	13	35.3	1	0.6
70	16	37	1.2	0.9
73	18	36.6	1.3	1
75	19	39.3	1.3	1

con protección ocular de 0.50 mm de Pb. Por último se realizó el cálculo de la carga radiológica real al cristalino de la ATS, teniendo en cuenta el registro de estudios realizados desde el 26 de mayo de 1997 al 23 febrero de 1998 (9 meses), y las medidas del apartado anterior.

Los resultados de las medidas de atenuación de las diferentes gafas se muestran en la tabla 1. La trabajadora afirmó que usaba las marcadas con un "1". En la tabla 2 se muestran los estudios registrados durante los nueve meses de investigación. En la tabla 3 se muestran las tasas de fluoroscopia y grafía medidas en la posición del cristalino de la operadora. La medida de fluoroscopia se hizo ajustando el espesor del maniquí hasta obtener el kVp registra-

do. Las exposiciones en grafía se hicieron en modo manual, asumiendo el kVp inicial registrado. A partir de estos valores, y de los estudios realizados, se obtuvieron las dosis por tipo de estudio. Las dosis por estudio se obtienen sin más que dividir ese valor por el número de estudios. En la figura 2 se representa la evolución, durante el periodo evaluado, de la dosimetría TL de cristalino de la operadora, si no hubiese utilizado protección, y se compara con el límite mensual de dosis a cristalino vigente en la legislación española. La estimación de la carga radiológica al cristalino, cuyo detalle pormenorizado se muestra en la tabla 2, arroja, durante el periodo de evaluación, los siguientes valores: sin gafas, 18.03 mGy; con 0.25 mm de Pb de protección,

TASAS EN FLUOROSCOPIA (mGy/h)

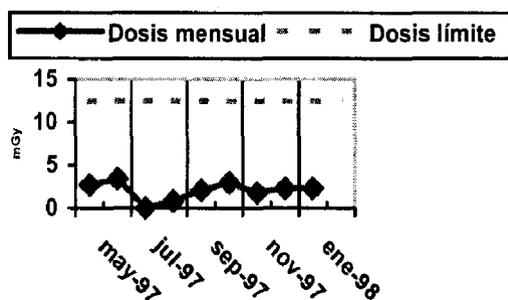
kVp	Espesor	Sin gafas	Con 0.25 mm de Pb	Con 0.50 mm de Pb
60	10	0.22	0.003	0.003
61	11	0.24	0.003	0.003
63	12	0.25	0.007	0.004
65	13	0.29	0.007	0.006
70	16	0.39	0.015	0.011
73	18	0.49	0.019	0.016
75	19	0.49	0.021	0.018

0.67 mGy; y con 0.50 mm de Pb, 0.53 mGy. Se tomaron datos de 436 estudios, con un total de 2.133,4 minutos de fluoroscopia y 19.786 imágenes. El tipo de estudio que más dosis proporcionó en total y por fluoroscopia (1.6 mSv) fue la nefrostomía unilateral, con 164.4 min de fluoroscopia en total. El control de nefrostomía fue el tipo de estudio que más dosis proporcionó a cristalino por grafía, para todos los estudios, con 0.45 mSv y 144 imágenes. El estudio simple que más dosis proporcionó por estudio (no se muestra en la tabla), en total y en fluoroscopia, fue la extracción de cálculos biliares, con 0.22 mSv/estudio, y con 10.8 (9-15) imágenes/estudio de promedio. El que más dosis proporcionó por estudio en grafía fue el control de nefrostomía, con



0.13 mSv/estudio, y 16 (0-45) imágenes en promedio. Las dosis a paciente están expresadas en $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$, y se observa en la tabla 2 que el estudio que más dosis a paciente proporcionó fue la colocación de un stent vascular, lo cual fue debido fundamentalmente a la dosis por fluoroscopia ($373360 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$). Una arteriografía hepática proporcionó la máxima dosis por grafía al paciente.

Figura 2. DOSIMETRÍA DE CRISTALINO DE LA OPERADORA



Conclusiones

Del análisis comparativo de las gafas se concluye que: tres de las siete gafas disponibles tienen una atenuación equivalente a 0.5 mm de Pb, y el resto tiene atenuación equivalente a 0.25 mm de Pb. Se observa coherencia con la dosimetría TL homologada, que en el periodo de evaluación da como dosis superficial 18.4 mGy, frente a los 18.03 estimados, lo cual avala las medidas realizadas (considerar todos los estudios realizados en el periodo de evaluación; considerar que el kVp inicial se mantiene inalterable durante las series radiográficas; considerar el mA promedio para cada tipo de estudio; considerar el kVp de fluoroscopia igual al de grafía). Hay que decir que estos valores habría que dividirlos por la mitad, pues aproximadamente se reparten al 50% los procedimientos entre los dos operadores (aunque el dosímetro de cristalino siempre está en las exploraciones, pues está asignado al puesto y no es personal).

Existe correlación positiva ($p=0.88$) entre los valores promedio de dosis a paciente y dosis a cristalino del operador, en el mo-

do fluoroscopia, aunque no en el modo grafía, lo que concuerda con que en varios tipos de estudio la dosis a paciente por grafía no implica dosis al cristalino, al no estar presente el operador. Este método supone una alternativa sencilla para estimar la carga radiológica al personal, si se carece, como es nuestro caso, de dosimetría TL propia. El paso siguiente sería confirmar estos valores con TLD en estudios reales.

Hay que aclarar que este efecto biológico es de tipo determinista, y se produce con una dosis umbral, *no apareciendo para dosis más bajas*. Existen numerosas referencias bibliográficas sobre cuáles son estos umbrales de dosis, pero por escoger una de las más fiables²,

'El umbral para opacidades de cristalino, suficientes para producir, tras un cierto tiempo, deterioro en la visión, es de 2-10 Gy para radiación ionizante de bajo LET (y aproximadamente de 1'2 Gy para radiación de alto LET), para exposiciones agudas. El umbral de tasa de dosis para exposiciones crónicas durante largos periodos de tiempo no es bien conocido, pero es probable que exceda los 0.15 Gy por año para radiación de bajo LET'.

Por tanto, debemos considerar el límite, por otra parte establecido de la legislación española (1), y en la comunitaria (3), de dosis a cristalino para trabajadores expuestos de 0.15 Gy al año (150 mGy). A pesar de la doble estimación concordante de dosis a cristalino, y del informe en consecuencia, la trabajadora fue retirada de su puesto de trabajo por el servicio de vigilancia médica y la administración de personal. Es necesaria mayor coordinación y colaboración entre éstos y los servicios de protección radiológica.

Bibliografía

1. Real Decreto 53/1992 del 12 de febrero de 1993, por el que se aprueba el Reglamento de Protección Sanitaria contra las radiaciones ionizantes, *Boletín Oficial de Estado*, nº 37.
2. UNSCEAR. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. 1993. Report to the General Assembly, with Scientific Annexes, United Nations, New York, 1993.
3. Consejo de la Unión Europea. Directiva 96/29/EURATOM por la que se establecen normas básicas relativas a la protección sanitaria de los trabajadores y de la población contra los riesgos que resultan de las radiaciones ionizantes. *Diario Oficial de las Comunidades Europeas*, boletín L 159, 1996.



ESTUDIOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA DEL 26/5/97 AL 23/2/98 (9 meses)								Dosis a cristalino sin gafas (mGy)	Dosis a cristalino con 0.25 mm de Pb (mGy)	Dosis a cristalino con 0.50 mm de Pb (mGy)	Dosis a paciente								
Estudio	N	t fluoruro (min)	N total imágenes	kVp inicial	mA inicial medio	t por exp. (ms)	DXA				DXA grafía			DXA escopia					
							promedio				máximo	mínimo	promedio	máximo	mínimo	promedio	máximo	mínimo	
Flebografía MM.SS	10	18.2	916	60	629	323	0.066	0.001	0.001	2069.6	3690	860	809.6	3540	640	268	620	90	
Colocación reservorio	45	72.6	213	73	230	70	0.718	0.027	0.019	716.6	4980	150	70	780	0	647	4460	150	
Arteriografía MM.II.	33	11.2	2596	60	187	283	0.397	0.006	0.006	9371.3	21380	0	7623.6	17520	0	1929.7	19850	0	
Flebografía MM.II.	56	40.3	1835	70	776	30	0.261	0.010	0.007	2172	11750	770	40.3	10630	430	1842.9	1120	120	
PAAF	36	48.9	0	73	0	0	0.399	0.015	0.011	593.3	2900	0	0	0	0	610.2	2900	98	
Extracción cálculo biliar	5	113.7	54	75	200	400	1.102	0.045	0.038	13224	16360	8630	1380	3310	280	11840	13310	8080	
Arteriografía renal	5	17.4	382	70	200	203	0.113	0.004	0.003	10812	25810	2020	8820	22840	1710	1990	4520	310	
Drenaje biliar	5	76.6	70	75	186	400	0.833	0.034	0.028	14068	17590	10460	2382	3630	1470	11686	16120	8530	
Fistulografía	7	34.4	487	60	629	70	0.124	0.002	0.002	2815.7	5090	840	1622.9	3970	600	1192.9	27020	180	
Stent vascular	2	63.9	223	70	147	203	0.413	0.016	0.012	33840	56370	11310	11640	19010	4270	22200	37360	7040	
Nefrostomía unilateral	18	164.4	95	75	169	400	1.600	0.066	0.056	8260	21520	1070	660	3550	0	7600	21520	1070	
Drenaje abdominal	26	102.1	22	75	200	400	0.9.6	0.038	0.032	4298.1	19580	220	62.3	1230	0	4235.8	19580	190	
Nefrostomía bilateral	1	4.9	12	75	150	400	0.068	0.003	0.002	2720	2720	2720	450	450	450	2270	2270	2270	
Arteriografía pulmonar	9	80.5	1196	60	629	70	0.290	0.004	0.004	11764.4	27730	3130	8382.3	17450	1540	5481.1	10280	1590	
Cambio/retirada reservorio/catéter	8	9.2	42	70	211	70	0.082	0.003	0.002	808.75	2230	80	187.5	940	0	621.3	1290	50	
Control nefrostomía	9	89.1	144	75	200	400	1.183	0.046	0.038	7448 25430	25430	770	1644	4500	0	5803	22830	620	
CTPH	7	67.1	90	75	228	400	0.873	0.034	0.028	7348.6	19760	1610	1268.6	3240	410	6080	18750	990	
Controles varios	14	35.6	106	75	178	400	0.589	0.022	0.018	1448	6960	6960	743.6	2290	2290	2191	6960	6960	
Arteriografía TSA	1	2.8	0	75	0	0	0.023	0.001	0.001	7900	7900	7900	3930	3930	3930	3970	3970	3970	
Biopsia hepática	7	35	39	75	200	400	0.410	0.016	0.014	4147	7700	2130	592.9	2130	0	3554.3	5680	2130	
Arteriografía de carótidas	11	94.5	1445	70	144	150	0.611	0.024	0.017	6095.4	15670	2080	2936.4	4180	1310	3109.1	12240	770	
Arteriografía de mesentéricas	4	22.3	501	70	248	203	0.144	0.006	0.004	14335	20320	4830	11320	17720	3380	3015	5000	1450	
Estudios complejos	88	634.1	8071	70	200	203	4.101	0.159	0.116	11432	34710	1180	7758	27770	0	3674	29460	220	
Miscelánea	29	195.6	1247	65	200	203	2.720	0.089	0.070	7438	42950	350	3620	33640	0	3817.6	33440	30	
	436	2133	19786				18.03	0.670	0.530										

Tabla 3



DOSIMETRÍA CON PELÍCULAS LENTAS EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

J.I.Ten¹; E.Guibelalde^{1,2}

J.M.Fernández¹

L.Canevaro³; R. Ramírez

E.Vañó^{1,2}

¹ Grupo de física médica –
Departamento de Radiología –
Facultad de Medicina – Universidad
Complutense de Madrid.

² Servicio de Física Médica, Hospital
Clínico San Carlos - Universidad
Complutense de Madrid. Martín Lagos
s/n. -CP 28040 – Madrid – España.

³ Laboratório de Ciências
Radiológicas - Instituto de Biologia -
Universidade do Estado do Rio de
Janeiro – Rio de Janeiro – Brasil.



Introducción

La radiología intervencionista (RI) es una especialidad en la que generalmente se imparten dosis de radiación muy elevadas a pacientes en procedimientos diagnósticos o terapéuticos. Con este tipo de exploraciones se ha logrado un beneficio clínico a costa de un considerable aumento del riesgo radiológico en relación con otras exploraciones radiológicas no intervencionistas.

El número de procedimientos intervencionistas y de instalaciones que realizan este tipo de exploraciones ha aumentado notablemente y la tendencia es seguir creciendo. Los fabricantes de equipos están constantemente mejorando sus diseños, incorporando inclusive sistemas de imagen con tratamiento digital. Hoy en día es posible escoger la calidad de imagen que se desee en cada procedimiento, lo que usualmente viene asociado con un incremento de dosis al paciente (1), alcanzándose a veces valores de dosis en el rango de los efectos deterministas (2).

Por estas razones se hace imprescindible una evaluación del nivel del riesgo radiológico mediante medidas sistemáticas de dosis a pacientes. La dosimetría de pacientes en RI es extremadamente compleja debido a la irradiación de diferentes regiones anatómicas, diferentes proyecciones, varios tamaños de campo, calidades de radiación y distancias foco-piel y foco-intensificador de imagen.

Hasta el presente, la evaluación de dosis a pacientes en RI se ha centrado en la medida o estimación de dos parámetros básicos: 1. la medida del producto dosis-área (PDA), generalmente relacionado con los riesgos estocásticos que permite evaluar la energía total impartida y eventualmente la dosis efectiva y, 2. la dosis de entrada en la superficie de la piel (DES), usualmente relacionada con los efectos deterministas.

La medida directa de dosis en la piel (p.e. mediante la colocación de dosímetros termoluminiscentes (TLDs), en regiones de la piel del paciente que podrían resultar más

irradiadas) está limitada a aquellos procedimientos en los que el campo de radiación permanece fijo durante la exploración ya que en exploraciones con campos variables en tamaño y/o posición, no es posible determinar previamente a la realización del procedimiento donde se deben colocar los TLDs para obtener los datos dosimétricos más relevantes.

El presente trabajo presenta un método para la evaluación de dosis a pacientes en RI. El método propuesto en este trabajo permite la valoración simultánea del PDA, la dosis en la piel del paciente y la distribución de los campos irradiados junto con sus correspondientes niveles de dosis. Esto último a veces puede ser esencial ya que los posibles daños en la piel dependen no sólo de las dosis, sino también del área irradiada.

Materiales y métodos

Para estimar las dosis impartidas a los pacientes y para visualizar los diferentes campos de irradiación, se utilizaron películas radiográficas(3) Kodak X-Omat V, 33 x 41 cm (Eastman Kodak Co, Rochester, NY, USA), generalmente usadas en radioterapia. Este tipo de película tiene la ventaja de que es de fácil manipulación porque cada hoja viene empaquetada individualmente en un sobre radiopaco.

La película fue calibrada para la calidad de radiación usualmente empleada en RI utilizando un densitómetro óptico (Victoreen 07-424). La figura 1 muestra la curva característica que se obtuvo para 70 kVp, determinando las densidades ópticas en la película cuando ésta se irradiaba con diferentes niveles de dosis (medidas con un dosímetro Radcal 2026C), incrementando el mAs. Aunque el rango de energías normalmente utilizado en exploraciones de RI varía aproximadamente entre 70 y 120 kVp, el error que se introduce debido a cambios en la velocidad y contraste de este tipo de película en función del potencial del tubo

son menores que 5 % (4). Una vez calibrada la película es posible determinar valores de dosis de hasta 800 mGy.

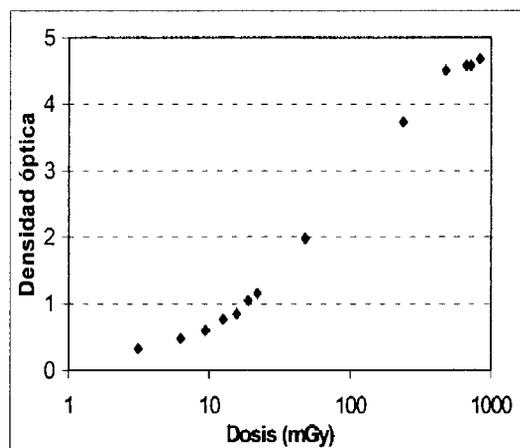


Figura 1. Curva de calibración.

En cada procedimiento intervencionista, una placa radiográfica es colocada sobre la mesa, debajo de la región anatómica del paciente que será irradiada con más probabilidad, registrándose simultáneamente el PDA con una cámara de ionización colocada a la salida del haz de rayos X y conectada a un electrómetro (PTW Diamentor M2). También se colocaron dosímetros termoluminiscentes en varios puntos sobre la placa radiográfica, permitiendo comparar las posteriores lecturas de dosis de éstos con las obtenidas por densitometría óptica de la película. Además, estos dosímetros son útiles para estimar las dosis en los casos en que no sea posible determinarlas a través de la curva de calibración de la película (densidades ópticas muy elevadas).

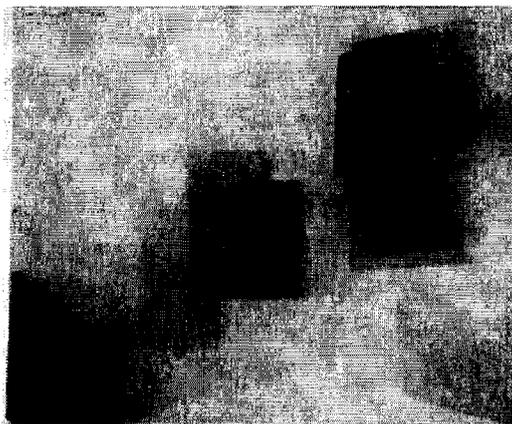
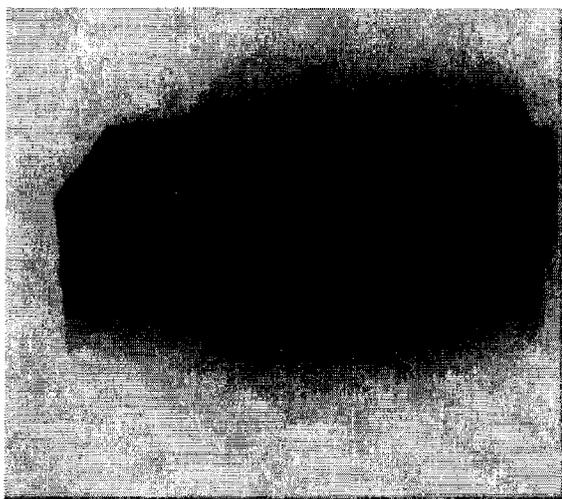
Para adquisición de datos relevantes durante el procedimiento intervencionista, y para posterior tratamiento de parámetros dosimétricos de cada exploración, se utilizó el programa "DAP-register" * instalado en un computador portátil de tipo "lap-top" conectado por una interface al medidor de PDA. Se evaluaron procedimientos que habitualmente se realizan en salas de radiología vascular (drenajes biliares, arteriografías meséntéricas, colocación de catéteres Hickmann, dacriocistografías, TIPSS,

etc.) y de cardiología intervencionista (coronariografías, valvuloplastias, ACTP). Para este trabajo se tomó una muestra de 38 exploraciones.

En procedimientos con proyecciones laterales (p.e. coronariografías), la placa radiográfica no registra estos campos, por lo que fue necesario estimar la contribución de dichas proyecciones a la dosis en piel, a partir del conocimiento previo del protocolo del procedimiento. En todos los casos, las películas fueron reveladas en procesadoras automáticas controladas dentro de un programa sistemático de control de calidad.

Resultados

La figura 2 muestra un ejemplo de dosimetría en un procedimiento de arteriografía mesentérica. El tiempo de escopia del procedimiento fue de 4 minutos, con 72 imágenes adquiridas y un valor de PDA de 9085 cGy·cm². La máxima dosis en piel estimada por densitometría óptica fue superior a 800 mGy y el área total de piel irradiada, 840 cm². La máxima dosis obtenida con TLD fue de 285 mGy, en un punto que no estaba colocado en la región más expuesta. Este ejemplo demuestra que la sola utilización de TLDs puede subestimar la dosis en piel.



En la figura 3 se muestra la distribución de los campos de irradiación sobre la placa en un procedimiento de valvuloplastia, con un PDA total de 29200 cGy·cm² y máxima dosis estimada en piel de 213 mGy. A pesar de que el PDA es mayor que para el caso anterior, la dosis máxima en piel es menor, probablemente debido a que los campos usados fueron menores y más distribuidos. También hubo proyecciones laterales que no son registradas en la placa.

Es de fundamental importancia colocar correctamente la película debajo de la región del paciente que será más irradiada. Si la película es incorrectamente ubicada, algunos campos no serán visualizados. Por otro lado, es importante conocer el protocolo a ser aplicado durante la realización del procedimiento, ya que esto permitirá evaluar si todas las proyecciones han sido registradas en la placa radiográfica (caso de las proyecciones laterales). Si la densidad óptica registrada en algún punto de la película supera a la correspondiente a 800 mGy, generalmente es posible estimar la dosis con los dosímetros TL colocados en la placa.

Conclusiones

El método ha resultado adecuado para evaluar dosis a pacientes en procedimientos de radiología intervencionista. Fue posible aplicarlo en forma rutinaria ya que no interfiere significativamente en el normal desarrollo de la intervención médica.



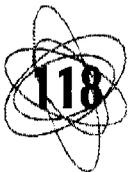
Las ventajas fundamentales de este método dosimétrico en relación con la medida única del PDA o con la utilización de TLDs, es que proporciona información del área total irradiada, distribución y tamaño de los campos, colimación y cuña empleada, además de que permite determinar la zona más irradiada.

La visualización de las regiones irradiadas y de los tamaños de campo utilizados, sugieren la posibilidad de optimizar los protocolos de realización del procedimiento intervencionista, en los casos en que se considere que las dosis han sido muy elevadas. Este aspecto deberá ser evaluado por el médico radiólogo.

Agradecimientos

Los autores agradecen al personal médico, enfermeros y técnicos de los hospitales: Clínico San Carlos, Ruber y de Getafe de la comunidad de Madrid (España) y especialmente a los pacientes que fueron monitorados.

El presente trabajo contó con el apoyo del *Conselho Nacional de Pesquisas (CNPq)* de Brasil.



Bibliografía

1. Vañó, E; González, L; Fernández, JM; Guibelalde, E. "Patient dose values in interventional radiology", *Br. Jr. Rad.* 1995; 68: 1215-20.
 2. US Food and Drug Administration (FDA). "Avoidance of serious X-rays induced skin injuries to 3. patients during fluoroscopically guided procedures", *Med. Bull.*, 1994; 24: 7-17.
 3. Vañó, E; Guibelalde, E; Fernández, J. M; González, L; Ten, JI. "Patient dosimetry in interventional radiology using slow films", *Br. Jr. Rad.*, 1997; 70: 195-200.
 4. Geise, RA; Ansel, HJ. "Radiotherapy verification film for estimating cumulative entrance skin exposure for fluoroscopic examinations", *Health Phys.*, 1990; 59: 295-8.
- * JI.Ten; E.Vañó; E.Guibelalde; JM Fernández. "DAP-register". Programa desarrollado en la cátedra de física médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, España, 1998.



TASA DE RECHAZO DE PELÍCULAS DISEÑO DE ESTRATEGIAS Y RESULTADOS

Guibelalde (1)

J.M. Fernández (2)

R. Ramírez (3)

L. Canevaro (4)

E. Vaño (1,2)

(1) Cátedra de física médica. Departamento de Radiología. Universidad Complutense. Madrid, España.

(2) Servicio de física médica. Hospital Universitario San Carlos. Madrid, España.

Dirección de Riesgos Radiológicos. Dirección General de Salud Ambiental. Secretaría de Salud. México.

Laboratorio de Ciencias Radiológicas. Departamento de Biofísica y Biometría. Universidad del Estado de Río de Janeiro. Brasil.

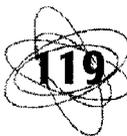
Introducción

Existen tres objetivos básicos para el establecimiento de programas de control de calidad, en primer lugar la mejora del diagnóstico médico por imagen; en segundo lugar reducción de la exposición a la radiación; y en tercer lugar la contención de costos(1). Una de las áreas donde debe iniciarse el control de calidad lo constituye el cuarto de revelado o cuarto oscuro, incluyendo la evaluación permanente de las películas, de los chasis, lámparas de seguridad y sobre todo los procesadores de películas, manteniendo registros diarios de temperatura, velo, contraste, pH y velocidad. Esta actividad constituye una premisa en el Programa de Control de Calidad del Hospital Universitario "San Carlos", donde se lleva un estricto seguimiento en los tres cuartos oscuros involucrados en este estudio.

Se conocen varios indicadores globales de dosis e imagen que permiten identificar en forma inmediata el comportamiento del Programa de Control de Calidad, el control de la tasa de rechazo de películas constituye el complemento(2) idóneo para evaluar

cada una de las partes que integran el sistema de generación de imagen diagnóstica y muy específicamente el proceso de revelado. De hecho en la gran mayoría de las legislaciones del mundo, incluyendo la española y la mexicana, representa una obligación que debe realizarse y documentarse como parte del programa de garantía de calidad(2,3,4). Si bien es cierto que puede ser un indicador que debe evaluarse con mucho cuidado, ya que depende del rigor ejercido en el control de calidad tanto por el técnico como por el médico radiólogo, y del grado de colaboración e implicación del personal involucrado, representa una de las principales fuentes de retroalimentación del programa y una de las bases para conseguir los objetivos señalados al principio de este trabajo.

El presente, pretende identificar los exámenes diagnósticos de mayor tasa de rechazo y analizar sus causas comparándolas con los valores de referencia obtenidos en el estudio realizado en el Hospital Universitario "San Carlos" en 1993(8). De igual forma, se busca aportar criterios y



estrategias para la implantación de un sistema fiable de captación de información.

Metodología

El primer paso a seguir lo constituyó la definición de los motivos de rechazo que serían considerados para el estudio, siendo éstos:

• Subexposición (clara)	• Mala posición o colimación
• Sobreexposición (oscura)	• Inspiración
• Artefactos en la placa	• Dudosa
• Movimiento de paciente	• Otra

Existe una gran variedad de criterios sobre esta definición, por ejemplo, la Organización Panamericana de la Salud(5) establece 20 razones diferentes para repetir radiografías, sin embargo consideramos que la división utilizada permite una adecuada identificación en los errores que propicia el rechazo y simplifica su manejo. La variación más importante respecto a 1993 es la incorporación de los términos inspiración y dudosa.

Es importante precisar que la categoría inspiración se aplica exclusivamente a estudios de tórax que no fueron realizados en inspiración profunda o con respiración no interrumpida; el término artefactos en la placa incluye los ocasionados por la exposición, el revelado, el almacenamiento y manipulación de las placas, también se incluyen las cámaras áreas gástricas e intestinales, así como restos fecales en los intestinos; la clasificación denominada dudosa incluye aquellas radiografías a las que no fue posible detectar en forma precisa las causas de su rechazo, o bien, que habiendo estado aparentemente bien realizadas desde un punto de vista técnico, fueron desechadas. Finalmente, en el grupo llamado "otras" se presentan las placas procesadas que no incluyen imagen y las placas veladas tanto procesadas como sin procesar.

El método utilizado para calcular la tasa de rechazo de películas es similar al establecido en el Protocolo Español de Control de Calidad(2) utilizado por Rogers(6), Bushong(7) y en el estudio de referencia de 1993(8). Se define como:

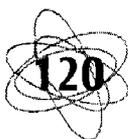
$$\text{Tasa de rechazo} = \frac{\text{Número de radiografías rechazadas}}{\text{Número total de radiografías realizadas}} \times 100$$

El campo de aplicación lo constituyeron los dos cuartos oscuros del área de radiología (a,b) y el cuarto oscuro del área de urgencias; un total de siete procesadores automáticos (uno de ellos para mamografía exclusivamente); y tres salas de lecturas donde los médicos radiólogos realizan el diagnóstico.

Los estudios considerados en el presente estudio fueron: tórax, abdomen, cadera/pelvis, columna total, lumbar y cervical, cráneo, extremidades, digestivos y mamografía. Dentro de una clasificación denominada "otros estudios" se incorporó: cistografía, colangiografía, histerosalpingografía, parrilla costal, columna dorsal y senos. Se excluyeron las exploraciones de radiología intervencionista y los estudios de panorámica dental.

Para el procedimiento operativo se utilizó la misma metodología utilizada en 1993. Personal externo a los servicios de radiodiagnóstico recoge las placas rechazadas, el análisis se realiza contando con la colaboración y asesoramiento de especialistas en radiodiagnóstico y física médica quienes determinaron, posteriormente, las causas del rechazo. Para efectos del análisis se separaron las placas rechazadas por el técnico de aquellas que no fueron aceptadas por el médico radiólogo. Los datos recogidos en cada radiografía rechazada fueron: examen radiológico realizado, tipo y tamaño de la placa, motivo del rechazo y cuarto de procesado.

Existe una gran cantidad de criterios respecto a la duración que deben tener este



tipo de estudios: 3, 6 o 12 semanas, sin embargo, existen estudios que señalan que existe una mínima diferencia entre los resultados obtenidos en periodos de 12 semanas y aquellos obtenidos de periodos más cortos. Los resultados de este trabajo corresponden a seis semanas mientras que los obtenidos en 1993 correspondieron a tres semanas.

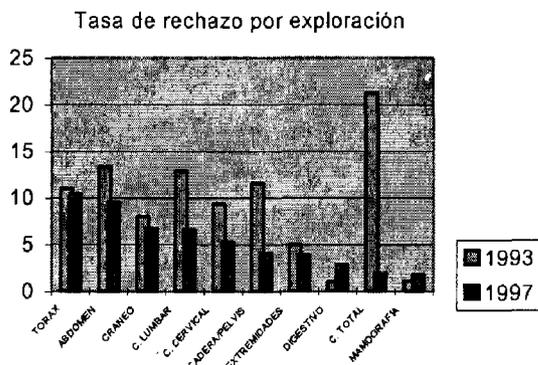
Análisis de resultados

Diversas encuestas publicadas señalan que la tasa de rechazo oscila entre un 3% y un 12%, otros análisis realizados en hospitales del Reino Unido mostraron que el porcentaje fue del orden de 10-12%(5). Específicamente para mamografía Bushong señala que nunca se debe rebasar el 2%(7). El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico recomienda establecer valores de referencia específicos para cada instalación y evaluar su comportamiento periódico(2).

Para el caso particular de este estudio, el número de placas radiográficas realizadas durante las seis semanas fue de 28 774, de ellas el 64.7% fueron tomadas en el área de radiología mientras que el 35.3% correspondieron al área de urgencias. La tasa de rechazo total fue de 7.1% que corresponden a 2 038 placas. Se observa una reducción del 0.8% respecto al resultado del estudio realizado en 1993.

La gráfica 1 muestra la distribución de la tasa de rechazo por exploración en 1993 y 1997. Puede observarse que para este último año, la tasa de rechazo más alta corresponde a los estudios de tórax con 10.4%, le siguen los estudios de abdomen con una tasa de 9.5% y de cráneo con 6.7%. Respecto a las exploraciones que presenta la menor tasa, encontramos los estudios de mamografía con un 1.8% y los estudios de columna total con 1.9%.

Gráfica 1

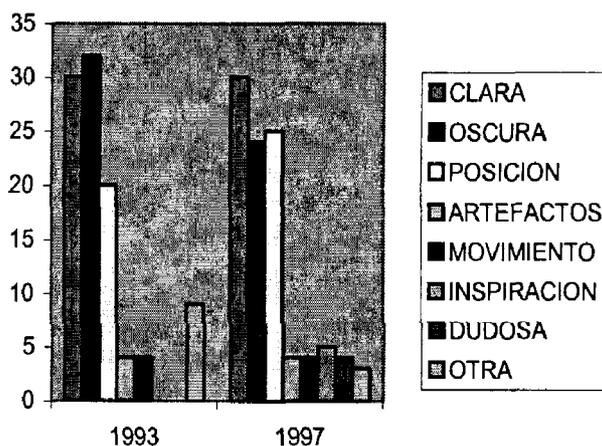


Haciendo un análisis comparativo de los periodos, señalaremos que el tipo de exploración cuya tasa de rechazo se redujo en mayor cantidad fueron de columna total, que registró una reducción del 19% seguida de los estudios de cadera/pelvis con una disminución del 4.1%. A diferencia de lo anterior se identifican dos estudios que incrementaron su tasa de rechazo, éstos son: mamografía con un 0.7% y estudios digestivos con 1.8%. Estas variaciones se deben evidentemente al impacto del Programa de Control de Calidad.

La gráfica 2 muestra la tasa de rechazo total por motivo de rechazo.

Gráfica 2

% Totales de placas por motivos de rechazo



Al respecto es necesario destacar que la principal causa de rechazo es la subexposición (tasa de 2.1%) que representa el 30%



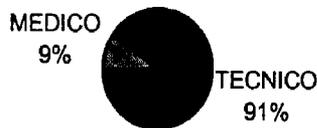
del total; seguido por la mala posición del paciente (tasa de 1.8%) esto es 25% del total; y la sobreexposición (tasa de 1.7%), 24% del total. La tasa más baja corresponde a los motivos: artefactos y movimiento del paciente (0.3%) que representan el 4% cada uno del total de rechazos.

Comparativamente con el periodo 1993, se presentó un incremento en la tasa de rechazo motivados por mala posición del paciente de un 0.2%, mientras que las placas rechazadas por sobreexposición se redujo en un 0.8%.

La gráfica 3 presenta el resultado del análisis del responsable del rechazo de placas. Esta gráfica presenta exclusivamente el área central de radiodiagnóstico toda vez que en el área de urgencias no fue posible realizar la identificación precisa. Puede observarse que el 91% de los rechazos los realiza directamente el técnico radiólogo, mientras que el médico radiólogo rechazó el resto. Comparativamente con el periodo 1993 se observa un mayor rechazo por parte de los técnicos radiólogos quienes rechazaron 12% más en 1997.

Gráfica 3

Responsable del rechazo de películas. 1997



Finalmente se presenta la principal causa de rechazo para cada tipo de estudio.

Tórax	Subexposición	Columna cervical	Subexposición
Abdomen	Posicionamiento de paciente	Columna total	Sobreexposición
Mamografía	Subexposición	Cráneo	Subexposición
Cadera/pelvis	Posicionamiento del paciente	Extremidades	Subexposición
Columna lumbar	Subexposición	Digestivo	Subexposición

Puede observarse que en siete de los diez estudios analizados, la principal causa del

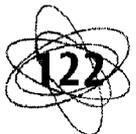
rechazo fue la subexposición.

La tasa de rechazo de películas como indicador global del Programa de Control de Calidad, permite identificar objetivamente sus beneficios, específicamente en el aspecto financiero, considerando la disminución de la tasa de rechazo total en un 0.8% de 1993 a 1997, extrapolarlo el consumo anual de placas y tomando como base los precios actuales, se calcula que en 1997 se redujo el gasto sólo por consumo de placas radiográficas en el Hospital Universitario "San Carlos" en un monto aproximado de 20 000 dólares, a esto habría que agregarse el ahorro obtenido en horas hombre-laboradas, otros insumos como líquido de revelado, fijador, etc., y el consecuente desgaste innecesario del equipo. Además, se destaca el beneficio obtenido en la eficiencia de los servicios y la considerable disminución en las dosis a los pacientes.

Conclusiones

El control de la tasa de rechazo de placas radiográficas es fundamental para retroalimentar los programas de control de calidad. Un análisis sistemático permite identificar problemas en los equipos de revelado y en la aplicación adecuada de los procedimientos técnicos.

Los resultados arrojados por este estudio confirman la utilidad para aprovechar este tipo de indicadores globales para los programas de control de calidad y contribuir a reducir las dosis colectivas, al disminuir el marco de repetición de estudios; mejorar el diagnóstico médico ya que se identifican con mayor oportunidad posibles problemas técnicos y humanos; y disminuyendo los costos de operación de los insumos utilizados y consecuentemente evitando el desgaste innecesario de los equipos. Se resalta la importancia que tiene involucrar al personal que participa en el sistema para obtener resultados idóneos.



Bibliografía

1. Organización Panamericana de la Salud, *Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: imaginología y radioterapia*, 1997.
2. Sociedad Española de Protección Radiológica. *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. Sociedad Española de Física Médica., 1996.
3. Real Decreto 2071/1995 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. *Boletín Oficial del Estado*, 22 de diciembre. España.
4. NOM-157-SSA1-1996. Norma Oficial Mexicana sobre protección y seguridad radiológica en el diagnóstico médico con rayos X. *Diario Oficial de la Federación*, 29 de septiembre de 1997. México.
5. Organización Panamericana de la Salud. *Protección del paciente en radiodiagnóstico*. 1987.
6. "Variation in repeat rates between 18 radiology departments". Rogers K.D., Matthews L.P., Roberts C.J.
7. Stewart C. Bushong. *Manual de radiología para técnicos. Física, biología y protección radiológica*.
8. E. Vaño, E. Guibelalde, B. Falero, J.M. Fernández. *Evaluación de la tasa de rechazo en los servicios de radiodiagnóstico de H.U.S.C.*, 1993.





DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE EN EL ÁREA DE RADIODIAGNÓSTICO DEL INNSZ

*J.C., Azorín Vega, J. Azorín
Nieto, T.Rivera Montalvo*
Universidad Autónoma Metropolitana
- Iztapalapa, 09340 México D.F.

Introducción

Durante 1997 la Secretaría de Salud, a través de la Dirección de Riesgos Radiológicos, publicó las Normas Oficiales Mexicanas en el Diagnóstico Médico con Rayos X en el *Diario Oficial de la Federación*, las cuales son de observancia obligatoria por parte de todos los hospitales y gabinetes radiológicos que cuenten con equipos de diagnóstico médico con rayos X en toda la república mexicana.

Dichas normas fueron emitidas con la intención de mejorar las condiciones en cuanto a seguridad y protección radiológica se refiere al emplear este tipo de equipos emisores de radiaciones ionizantes.

Basándose en las primeras cuatro normas ya publicadas (NOM-146-SSA1-1996, salud ambiental. Responsabilidades sanitarias en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X(1-4). NOM-156-SSA1-1996, salud ambiental. Requerimientos técnicos para las instalaciones en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. NOM-157-SSA1-1996, salud ambiental. Protección y seguridad radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos-X. NOM-158-SSA1-1996, salud ambiental. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X), la Secretaría de Salud ha comenzado a

practicar verificaciones, a fin de dar cumplimiento a dichas normas.

Se presentan los resultados de la evaluación de las condiciones de seguridad y protección radiológica existentes en las 13 salas de diagnóstico médico con rayos X con que cuenta el Instituto Nacional de la Nutrición "Salvador Zubirán" (hospital de tercer nivel), con el fin de proporcionar los medios adecuados de protección y seguridad radiológica al POE (Personal Ocupacionalmente Expuesto) de dicho nosocomio y cumplir plenamente los requerimientos solicitados en dichas normas.

Se realizaron mediciones de cada una de las barreras que sirven de blindaje a cada equipo de rayos X empleando una cámara de ionización y dosímetros termoluminiscentes de fabricación nacional siguiendo el protocolo de verificación de blindajes descrito en la NOM-156-SSA1-1996, así como una evaluación integral de las dosis recibidas por el POE del hospital proponiendo (en su caso) el uso de equipo de protección adicional. También se sugirió la colocación de la señalización descrita en la NOM-156-SSA1-1996 y la NOM-027-STPS-1993(5) en cada una de las puertas que así lo requirieron según las normas antes citadas.

Metodología

Se preparó un lote de dosímetros termoluminiscentes de $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + \text{PTFE}$, para ser usados en el monitoreo ambiental de las áreas de rayos X. Dicho lote de dosímetros se preparó de la siguiente manera:

Se disolvieron 20 g de $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ concentrado, añadiendo Dy_2O_3 en la concentración deseada. Todos los reactivos se mezclan en forma homogénea y se colocan en un sistema sellado para evaporar a 553 K durante 12 horas arrastrando el ácido evaporado mediante un flujo de aire conectado al sistema. El vapor de ácido, después de ser condensado, es atrapado en una solución de NaOH. La cristalización se controla variando tanto la temperatura como el flujo de aire.

Una vez concluida la evaporación, se obtuvieron cristales cuyas dimensiones dependen tanto de los reactivos iniciales como del tipo y concentración de los activadores. Los cristales así obtenidos se lavaron varias veces para quitarles el ácido remanente y se colocan en un crisol de Pt para someterlos a un tratamiento térmico a 973 K durante una hora. Finalmente, el producto se pulveriza y se selecciona polvo con tamaño de grano entre 80 y 200 μm .

Posteriormente el material TL en polvo se mezcla con resina de politetrafluoretileno (PTFE) en polvo, en una proporción de 2:1, y se coloca una muestra de esta mezcla en un dado de acero inoxidable, aplicando una fuerza de aproximadamente 1Gpa a temperatura ambiente. Las pastillas así obtenidas se sinterizan por más de cinco horas en atmósfera inerte, a una temperatura ligeramente inferior a la temperatura de fusión del PTFE.

Una vez obtenido un lote grande y homogéneo de dosímetros se procedió a realizar las irradiaciones del material a fin de obtener la curva de calibración que caracteriza dicho material. Con la curva obtenida es posible interpretar la dosis

absorbida por los dosímetros.

Los dosímetros fueron expuestos a una fuente calibrada de 60 Co con una actividad de 50 μCi y una rapidez de exposición de 26 mR/h. Se irradiaron a cinco diferentes dosis obteniendo así la curva de calibración.

Verificación de blindajes

De acuerdo con la NOM-156-SSA1-1996, empleando el procedimiento de verificación descrito en el numeral 5.8, se usó un medio dispersor con dimensiones 25 x 25 x 15 cm, el cual se llenó de agua. Posteriormente se colocó a una distancia de 1m por debajo del tubo de rayos X, procediendo a realizar los disparos respectivos a 80 kV y 100 mA; (de acuerdo con la NOM-156-SSA1-1996).

Se midió la radiación dispersa a través de cada barrera a una distancia de 30 cm (de acuerdo con la citada norma), mediante el uso de una cámara de ionización marca Radcal con un umbral de detección de 1 μR . Este procedimiento se realizó para cada barrera de cada una de las 13 salas monitoreadas. En cada medición se colocó el tubo de rayos X siempre en la misma disposición, a fin de evitar introducir incertidumbres respecto a los valores medidos a través de cada barrera. Dichas distancias se tomaron en cuenta basándose en datos proporcionados por el personal del hospital, tratando de reproducir las condiciones reales de manejo del equipo.

Monitoreo ambiental

Se colocaron dosímetros termoluminiscentes, los cuales se encontraban situados en cada una de las barreras en las que se realizó la verificación empleando la cámara de ionización. Los dosímetros termoluminiscentes se dejaron en el exterior de cada una de las salas por un lapso de tres meses con el fin de conocer la radiación dispersa real que puede recibir el POE así como el públi-



co en general debida a la contribución provista por cada tubo de rayos X de las salas contiguas.

Los dosímetros fueron evaluados con la curva de calibración reportándose los resultados en mSv/semana (en concordancia con la NOM-156-SSA1-1996).

Se realizaron pruebas con el mismo lote de dosímetros para exposición ocupacional colocando estos a nivel de la tiroides y en la parte posterior del tórax en aplicaciones de fluoroscopia, densitometría ósea, y angiografía por considerarse éstas en las que se podría estar expuesto a una mayor dosis.

Resultados

Los resultados de la verificación mostraron la necesidad de corregir fallas observadas en cuanto al blindaje de salas como la de litotripsia, en la cual se colocó una puerta plomada junto a la mampara así como también se añadió un empalme de plomo en una de las puertas, (de acuerdo con la NOM-156-SSA1-1996, numeral 5.6.4). En la figura se muestra el croquis de dicha instalación. Se marca con asterisco donde se tomaron las medidas correctivas.

Se colocó la señalización en las 13 salas de rayos X de acuerdo con la NOM-156-SSA1-1996 (numerales 5.1.2, 5.1.4, 5.2.8, 5.2.9 y 5.2.10); así como en concordancia con la NOM-027-STPS-1993 (anexo C).

Los resultados que arrojó el monitoreo trimestral fueron ligeramente mayores que los obtenidos al realizar la verificación de blindajes, (del orden de décimas de mSv). Respecto a la dosimetría personal, se obtuvieron como resultados notables el hecho de que un integrante del POE de la sala de arco en C recibe por ocupación mensual 0.238 mSv en tiroides, debajo del mandil plomado recibió una dosis de 0.136 mSv, y en la parte posterior del tórax recibió una dosis de 0.246 mSv.

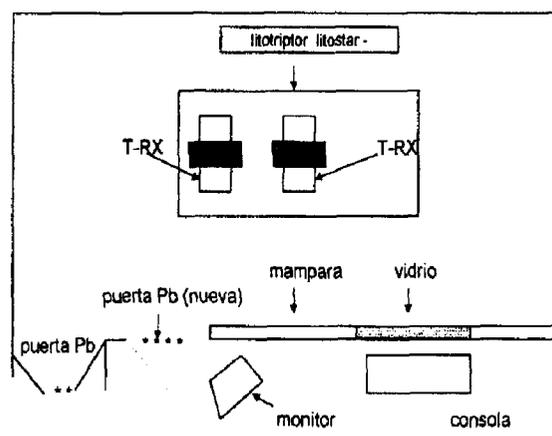


figura 1. croquis de la instalación de la sala de litotripsia.

Conclusiones

Es posible observar que las mediciones realizadas mediante el uso de dosímetros termoluminiscentes son ligeramente mayores que las obtenidas utilizando la cámara de ionización. Esta variación se atribuye al hecho de que los parámetros de 80 kV y 100 mAs son sólo una aproximación a las condiciones reales. Las variaciones obtenidas entre ambos métodos se deben a que en el monitoreo trimestral se obtiene la suma de las contribuciones de los tubos de rayos X que se encuentran operando en forma continua en las salas adyacentes; aunado al hecho de que las técnicas de aplicación de rayos X varían.

Esto nos lleva al hecho de poder concluir que el monitoreo trimestral empleando dosímetros termoluminiscentes puede utilizarse para realizar verificaciones de manera conjunta con la cámara de ionización proporcionando mediciones bastante acertadas.

Es necesario que los integrantes del POE que laboran en áreas de fluoroscopia y arco en C hagan uso de los medios de protección, tales como collarín protector de tiroides, lentes plomados, guantes plomados y como de mandiles circulares (de acuerdo con la NOM-157-SSA1-1996 (numeral 7.4); ya que la dosis medida en la parte posterior del tórax así como la recibida en tiroides es mucho mayor que la recibida en cuerpo entero debajo del mandil.

Agradecimientos

Los autores agradecen la colaboración de la Dra. Maricela Verdejo Silva, SSA, y al M. en C. Enrique Gaona, UAM-X por el préstamo de equipo para la verificación de los blindajes; así como al Fis. Héctor Rueda Jiménez, CNSNS por su colaboración para la calibración de los dosímetros.

Referencias

1. (NOM-146-SSA1-1996, Salud Ambiental. Responsabilidades sanitarias en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X.
2. NOM-156-SSA1-1996, Salud Ambiental. Requerimientos técnicos para las instalaciones en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X.
3. NOM-157-SSA1-1996, Salud Ambiental. Protección y seguridad radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X.
4. NOM-158-SSA1-1996, Salud Ambiental. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X.



COMPARISON OF FOURIER TRANSFORM AND CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM TO STUDY ECHO-PLANAR IMAGING FLOW MAPS

A. Rodríguez-González^{*},
R. Bowtell[#], *P. Mansfield*[#],

**Área de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes
Biomédicas,*

*Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa, Méxi-
co, D.F. 09340, México.*

e-mail: arog@xanum.uam.mx.

*#Magnetic Resonance Centre, Department of Physics,
The University of Nottingham, Nottingham NG7 2RD,
Britain.*

Abstract

Velocity maps were studied combining Doyle and Mansfield's method (1986) with each of the following transforms: Fourier, window Fourier and wavelet (Mexican hat). Continuous wavelet transform was compared against the two Fourier transforms to determine which technique is best suited to study blood maps generated by Half Fourier Echo-Planar Imaging. Coefficient images were calculated and plots of the pixel intensity variation are presented. Finally, contour maps are shown to visualise the behaviour of the blood flow in the cardiac chambers for the wavelet technique.



Introduction

Blood flow visualisation has always been a subject of great interest for many scientists during centuries. It is until the present time that we have available more than one single imaging method (US, MRI, SPECT, PET), which allow us to visualise blood flow. We are interested to apply the Fourier, windowed Fourier and wavelet transforms to investigate the dynamic properties of blood flow in the heart.

Fourier analysis and ultrasonic techniques have been traditionally used to study periodic motion like pulsatile blood flow in humans. However, Fourier analysis has a

major drawback: in transforming from the frequency domain into the time domain, it is not possible to know when a particular event took place.

In order to correct this deficiency of the formula of the Fourier transform, Gabor (1) introduced a time-localised window function, $g(t-b)$, where b is used to translate the window to cover the entire time-domain, and to acquire local information of the Fourier transform signal. This function is also called the windowed Fourier transform. It seems to be a logical step to produce an efficient multi-scale method, which is capable of extracting microscopic information about the scaling attributes of an ob-

ject. The analytical tool satisfying these conditions is the wavelet transform (2-4).

The wavelet transform of a signal can be thought of as a decomposition into a set of frequency channels of equal bandwidth on a logarithmic scale: it is an analysis of the signal into a family of functions. The complete decomposition characterises the signals studied (4). Thus, the wavelet transform can be regarded as a mathematical microscope; increasing the magnification one wins insight into the hemodynamics, and could separate out those details, which are of no interest, as well as to show the information in a more appropriate manner (2-3).

The wavelet transform has been used to study turbulent flow in the past (5). As far as we know, wavelet analysis has not yet been used to study the human haemodynamics. It is important to stress that the wavelet transform is not being used to study blood flow because it is currently fashionable, but rather because it allows us to study human hemodynamics in both space and scale simultaneously.

Method

It has previously been shown that velocity maps generated with Half Fourier Echo-Planar Imaging (HF-EPI) (6) are very difficult to analyse by simple inspection. Therefore, we have applied three different analytical tools: Fourier analysis, windowed Fourier and wavelet analysis (Mexican hat wavelet: the second derivative of the Gaussian probability density function) to study blood flow in the great arteries and cardiac chambers. The properties of these particular transforms are thoroughly discussed in (2-3).

Velocity maps were analysed with the method proposed by Doyle and Mansfield in 1986 (7), which is capable of studying the heart periodic motion by acquiring a number of images in one single cardiac

cycle using a cine technique. Also, MATLAB™ programmes were specially written to compute all the coefficients of 14 cardiac flow maps, taken at every 50 ms in one single cardiac cycle (8). Hence, the corresponding coefficients for each type of transform were calculated pixel by pixel from the corresponding flow maps over the whole image.

Results

The coefficient images showed a great contrast between the Fourier methods and the wavelet approach, see fig. 1. Whereas, the Fourier and windowed Fourier images can only yield one image with a very good signal-to-noise ratio (SNR), the wavelet transform can generate as many images with an excellent SNR, as flow maps are available. As a result of this, all the flow and anatomical information is gathered in one single image.

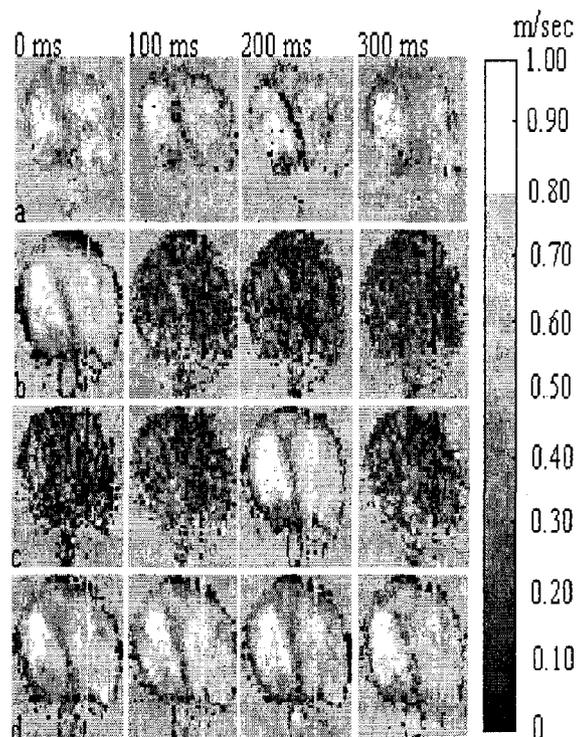


Figure 1. Comparison of coefficient images:

- a) original flow maps, b) Fourier maps,
- c) windowed Fourier maps and d) wavelet maps.

Flow images processed with wavelet analysis are depicted in fig. 2. These wavelet coefficient images can reveal aspects of the flow behaviour in the cardiac chambers and the descending aorta throughout the cardiac cycle.

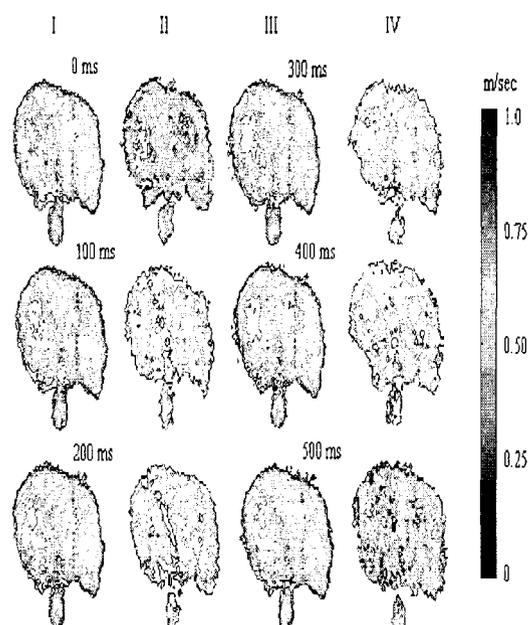


Figure 2. Contour maps of the heart; columns I and III are referred to the flow maps analysed with the Mexican hat wavelet; columns II and IV correspond to original flow maps.

A relevant feature of this analysis is the pixel variation in one single cardiac cycle for each technique. This change of the pixel intensity may contain beneficial information about the behaviour of the blood flow in the heart and great arteries. The shift of pixel intensity in the coefficient has been plotted in fig. 3. Every point forming the graphs, was estimated with the mean value of 176 points: all these points correspond to the squared area in fig. 3(a). The Fourier based methods can not disclose certain characteristics of the flow data at the exact locations in time (fig. 3(b)-(c)). Moreover, wavelet analysis exhibits more details of the functioning of the blood flow in the heart in space and time (fig. 3(d)).

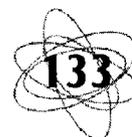
Conclusions

Fourier Methods. It is easily appreciated in fig. 1(b)-(c) that Fourier coefficient images can only generate one image with a very good SNR, compared to the original velocity maps: so, the relevant hemodynamic information is gathered in this enhanced image. The remaining images seem to have just noise. Consequently, Fourier transform and windowed Fourier transform are not recommended for visualisation of blood flow.

Besides, plots of pixel variation (fig. 3(b)-(c)) do not show any drift, trend or abrupt change that might distinguish this flow phenomenon from others. Then, we can not propose this Fourier scheme as a tool to study and visualise our flow maps.

Wavelet method. The Mexican hat wavelet is able to monitor the blood flow in the cardiac chamber, see fig. 2. This wavelet approach can serve as microscope to visualise the hemodynamics in the great arteries and the heart, which can also be extended to other veins.

The combination of the wavelet analysis and fast MR imaging methods opens a completely new alternative method to study flow in real time. Flow visualization with wavelet analysis may become a tool to study the human hemodynamics, since it shows a characteristic variation of flow in the heart (fig. 3(d:i)).



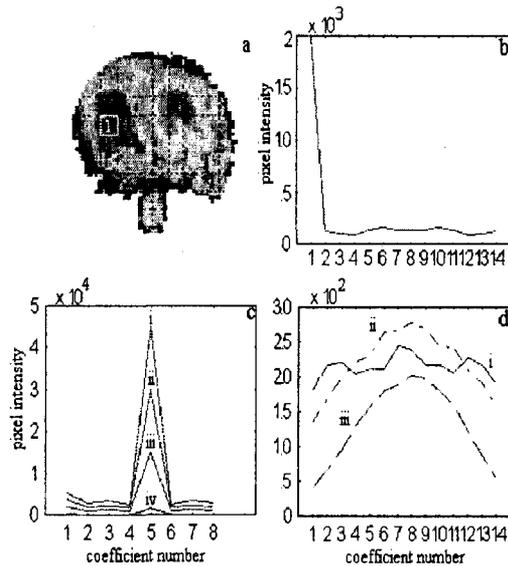


Figure 3. Typical plots of pixel intensity variation versus time from within a cardiac chamber over a cardiac cycle (a), all plots correspond to the same area: b) Fourier images, c) windowed Fourier images with different limits (i: [0, 300], ii: [0, 200], iii: [0, 100], iv: [0, 10]) and d) Mexican hat wavelet for various scales (i: 30, ii: 20, iii: 10).

Key words:

EPI, Flow, Half Fourier, Heart, MRI, Wavelet, Windowed Fourier.

Acknowledgement

A. R. G. wishes to thank Drs. Veronica Medina, Pilar Castellano, Alfonso Martínez, and Oscar Yañez at the Área de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas (UAM-I, Mexico City), for their tremendous support to do this research work.

*. To whom correspond should be addressed and author delivering the presentation.

Bibliografía

1. Gabor, D., *Theory of communication*, J. IEE (London), 93, 429, 1946.
2. I. Daubechies, *Ten lectures on wavelets*, CBMS-NSF Regional Conference Series in Applied Mathematics, SIAM, Philadelphia, 1992.
3. C.K. Chui, *An introduction to wavelets*, Academic Press, Boston, 1992.
4. A. Grossman and J. Morlet, *Decomposition of hardy functions into square integrable wavelets of constant shape*, SIAM J. Math., 15, 723, 1984.
5. Farge, M., "The continuous wavelet transform of two-dimensional turbulent flows", in Ruskai, M. B., Beylkin, G., Coifman, R., Daubechies, I., Mallat, S., Meyer, Y., Raphael, L., (editors), *Wavelets and their Applications*, Jones and Bartlett, Boston, 1992.
6. A. Rodriguez, B. Issa, R. Bowtell, P. Mansfield, *Determination of blood flow in the large vessels and heart by half-fourier EPI*, MAG*MA, IV, Supp., 254, 1996.
7. M. Doyle, P. Mansfield, *Real-Time Movie Image Enhancement in NMR*, J. Phys. E: Sci. Instrum., 19, 439, 1986.
8. A. Rodriguez, R. Bowtell, P. Mansfield, *Enhancement of HF-EPI Velocity Maps by Fourier Filtering*, 14th Annual Meeting of European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology, Brussels, 1997.



DOMINIO DE EXTENSIÓN ARBITRARIA Y EFECTOS DE DISTORSIÓN POR RUIDO EN ESPECTROS DE RELAJACIÓN T_2 EN MRI OBTENIDOS POR INVERSIÓN ESTOCÁSTICA

P. Galavis, V. Martínez, A.

Fariás, S. Rodríguez, M.

Martín y R. Martín

Centro de Resonancia Magnética, Escuela de Física, Facultad de Ciencias

Universidad Central de Venezuela

Dirección Postal: Rafael Martín, Apartado

47311, Caracas 1041-A, Venezuela

E-mail: rmartin@fisica.ciens.ucv.ve



Resumen

En este trabajo se examina la capacidad de manejar dominios de extensión arbitraria, la respuesta al ruido y la pérdida de información que posee un nuevo método de inversión estocástico de alta sensibilidad para la transformada de Laplace, (1,2,3) el cual permite obtener espectros de relajación de multicócos en T_2 para caracterización de tejidos en diagnóstico por MRI.

Palabras clave

Diagnóstico por imágenes con resonancia magnética, secuencias de multicóco, caracterización de tejidos, dominio de tasas de relajación, métodos de inversión, inversión de transformada de Laplace, problemas mal condicionados.

Introducción

En el tejido vivo, la relajación de la magnetización transversal $M(t)$ corresponde a la superposición de un conjunto discreto o

continuo de componentes con diferentes tasas, donde cada una de ellas está asociada a un ambiente dinámico que también es diferente. En principio, es posible obtener en el dominio de las tasas de relajación λ el espectro correspondiente $A(\lambda)$, si $M(t)$ se toma siempre como una superposición continua de componentes exponenciales y se escribe como la transformada de Laplace,

$$M(t) = \int_0^{\infty} d\lambda e^{-\lambda t} A(\lambda) \quad (1)$$

donde el espectro de las componentes discretas viene dado como una superposición de deltas de Dirac si no hay pérdida de información. La ecuación (1) representa una ecuación integral de Fredholm de primera clase y es un problema mal condicionado de difícil solución numérica (4). En la literatura pueden encontrarse una gran variedad de métodos numéricos para encontrar la transformada inversa de Laplace (4,5,6,7) siendo los de más uso DISCRETE

y CONTIN (5,6). En la gran mayoría de estos métodos hay que suponer propiedades del espectro de relajación, se introducen parámetros de regularización, se fija el número de componentes de relajación o se fija de manera arbitraria el dominio de tasas de relajación a ser considerado. Estas restricciones no permiten en muchos casos obtener óptimamente la información contenida en los resultados de la medición. Con el propósito de evitar estos inconvenientes se desarrolló un método de inversión estocástica de la transformada de Laplace (1,2,3) donde ninguno de estos problemas está presente. A pesar de esto el método tiene restricciones naturales que están relacionadas con la cantidad de información disponible en la medición y las distorsiones introducidas por el ruido, que vamos a examinar en este trabajo.

Materiales y métodos

El método de inversión empleado (1) puede verse como una estrategia de optimización que es una modificación de técnicas de recocido simulado (8,9) (simulated annealing) y particularmente recocido simulado rápido (máquina de Cauchy) (10), basado en algoritmo de Metropolis. (11) El espectro de relajación $A(\lambda)$ que resulta de la inversión se construye como una superposición arbitraria de barras rectangulares de la forma

$$A(\lambda) = \sum_{i=1}^N A_i(\lambda) + B_0 = \sum_{i=1}^N B_i \theta(\lambda - \lambda_i) \theta(\lambda_i + \Delta\lambda_i - \lambda) + B_0 \quad (2)$$

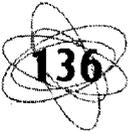
donde cada barra está caracterizada por tres parámetros B_i (amplitud de la barra), λ_i (origen de la barra) y $\Delta\lambda_i$ (ancho de la barra) y adicionalmente la constante B_0 toma en cuenta la presencia de una línea de base. La cantidad a minimizar Δ viene dada por ⁴

$$\Delta = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} \frac{|M_{exp}(t_i) - M_{op}(t_i)|}{|M_{op}(t_i)|} \quad \text{donde} \quad M_{op}(t) = \sum_k \int_0^\infty d\lambda e^{-\lambda t} A_k(\lambda) \quad (3)$$

Para minimizar Δ el algoritmo actualiza de manera continua el número de barras N y el valor de sus parámetros (1), lo que permite considerar un dominio de extensión arbitraria para las tasas de relajación λ . Las barras de amplitud y ancho arbitrario tienen igualmente la capacidad de adaptarse a cualquier forma que el espectro $A(\lambda)$ pueda tener, eliminando el riesgo de imponer restricciones no físicas al problema. La única restricción impuesta por la física del problema es que $A(\lambda)$ debe ser siempre positiva ó nula y por lo tanto las amplitudes negativas que se generen en un ciclo del algoritmo son eliminadas. En la práctica, el procesamiento corresponde a cálculo distribuido en varias máquinas con un conjunto de replicas, (1,2,3) donde todas tienen los mismos datos asociados a la medición de la relajación de la magnetización, pero diferentes condiciones iniciales para el generador de números al azar. Al concluir se toma la réplica con el Δ más bajo y para el siguiente ciclo el juego de parámetros correspondiente se inserta como parte de las condiciones iniciales del nuevo conjunto de réplicas. Esto se hace para eliminar el problema de la aparición de estados metaestables y para acelerar la llegada al mínimo global. Al producirse la llegada al mínimo global de todas las réplicas se promedia para obtener el espectro resultante.

Resultados

Los dominios de tasas de relajación requeridos para el análisis diagnóstico de una secuencia de multieco asociada a una muestra de tejido (que en la práctica corresponde a una colección de pixeles en la imagen), varían dentro de rangos que corresponden a por lo menos tres órdenes de



magnitud (ver figura 1) y éstos pueden ser manejados sin dificultad por el algoritmo desarrollado con poca dependencia en el muestreo de los datos de entrada, aspecto no logrado por otros ya disponibles en la literatura. Con el propósito de ver que eso

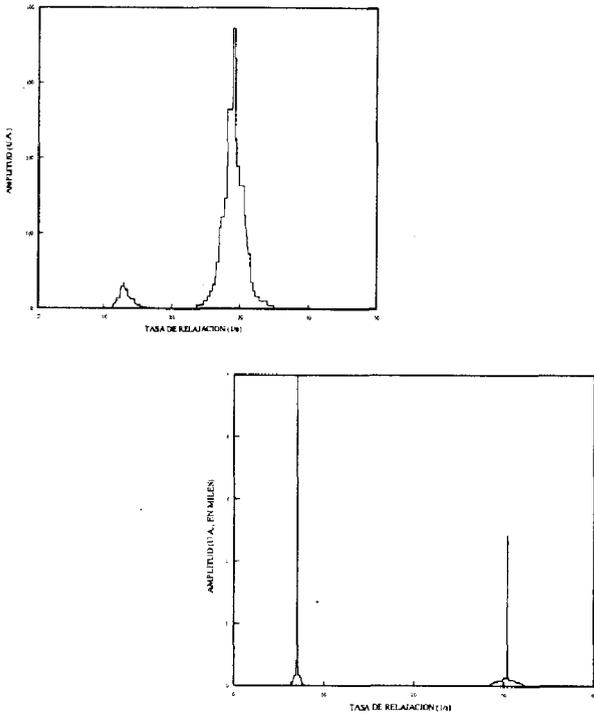


Figura 1. Espectros de T_2 de músculo estriado izquierda, correspondiente a un área de 0.6 cm^2 en la imagen de la secuencia de multieco y relación señal/ruido de 100 y tejido adiposo (derecha, correspondiente a un área de 0.6 cm^2 en la imagen de la secuencia de multieco y relación señal/ruido de 120), mostrando el rango de valores a considerar en el dominio de las tasas de relajación.

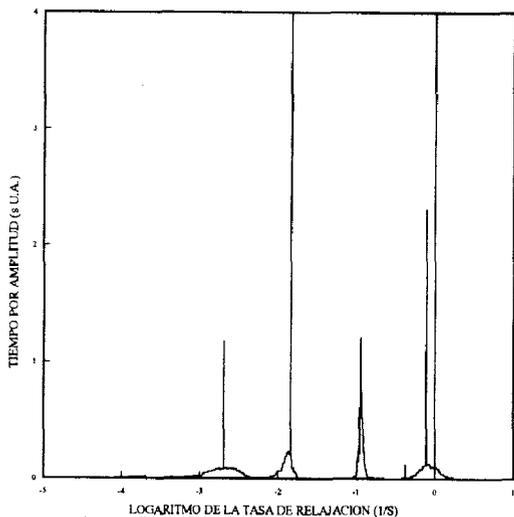


Figura 2. Espectro correspondiente a una simulación con cinco componentes de tiempos de relajación de 1, 10, 100, 1 000 y 10 000 ms con una relación señal/ruido de 70.

realmente ocurre, se presenta la figura 2, donde se muestra el resultado de una simulación con cinco componentes y una relación señal/ruido de 70, que puede ser encontrada en la práctica. Cuatro componentes a diferentes órdenes de magnitud se pueden distinguir claramente. La quinta que debe corresponder al tiempo de relajación más largo está presente en la figura y no se observa con facilidad (solamente un pequeño promontorio es visible) debido a que el pico correspondiente es muy ancho y tiene poca altura.

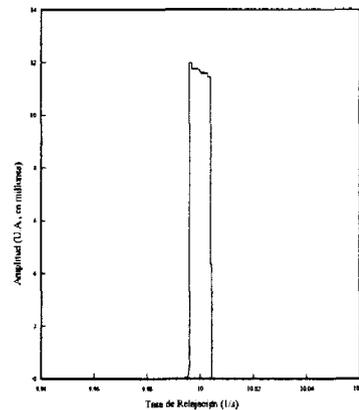
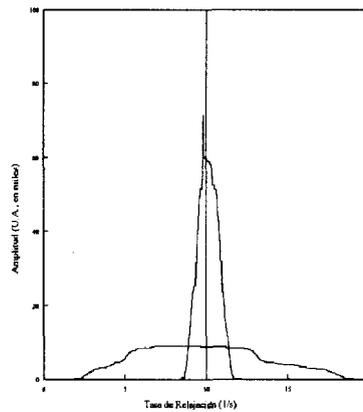


Figura 3. Efecto del ruido sobre un solo componente. A la izquierda tenemos la superposición de tres espectros asociados a tres mediciones en relación señal/ruido de 15 (más ancha), 100 (menos ancha) e "infinita" (línea vertical). A la derecha la última medición en relación señal/ruido "infinita" produce un espectro que de todas maneras tiene un ancho finito (no visible a la izquierda por la escala) debido a la pérdida de información asociada con el hecho de que siempre vamos a tener un número finito de puntos de muestreo.

El ruido, o de manera equivalente la pérdida de información, produce un ensanchamiento de los picos en el espectro de relajación. La figura 3 muestra, con una simulación de un solo componente con diferentes niveles de ruido, cómo esto puede ocurrir. Allí el pico más ensanchado corresponde a la relación señal/ruido más baja, lo que quiere decir que el ensanchamiento es mayor a medida que el nivel de ruido es mayor. Adicionalmente la señal simulada que corresponde a una relación señal/ruido "infinita" produce de todas maneras un pico con un ancho finito debido a la pérdida de información asociada al muestreo con un número finito de puntos. Esto quiere decir que a medida que se incrementa el número de puntos, la resolución del espectro será mejor.

Cuando hay solapamiento de picos puede haber dos causas fundamentales, una va a estar relacionada con el nivel de ruido y el ensanchamiento que éste produce, y la otra tiene que ver con la cantidad de puntos tomados en la medición que deben afectar la resolución. Mejorar la relación señal/ruido en la medición o incrementar el número de puntos a medir, permite con frecuencia resolver los problemas de solapamiento.

Como vemos en la figura 1, los efectos distorsionantes del ruido y la pérdida de información (por tener solamente 16 ecos pares tomados en un tomógrafo SIEMENS Magnetom de 1.0 tesla) por muestreo en un número finito de puntos no impiden poder distinguir, para propósitos de caracterización, los espectros de músculo estriado y tejido adiposo.

Igualmente, el ruido puede introducir señales espúreas a tasas de relajación bajas que realmente corresponden a fluctuaciones de la línea base, que el método maneja como componentes con tiempos de relajación muy largos. En la práctica resulta sencillo reconocerlas por corresponder a tiempos de relajación mucho más largos que el tiempo total de medición (normalmente un orden de magnitud o más).

Conclusiones

Como conclusiones fundamentales podemos extraer las siguientes: 1. Se dispone de un método de inversión que puede manejar dominios de tasas de relajación de varios órdenes de magnitud. 2. El ruido genera distorsión del espectro de relajación y señales espúreas relacionadas que pueden ser manejadas adecuadamente. La distorsión observada no limita severamente aplicaciones en MRI.

Agradecimientos

Se agradece la cooperación del Instituto de Resonancia Magnética "La Florida" en Caracas, por permitir el uso del tomógrafo Siemens Magnetom de 1.0 Tesla para la obtención de medidas sobre tejido vivo.

Referencias

1. Martín, R. and M. Martín-Landrove, "A Novel Algorithm for Tumor Characterization by Analysis of Transversal Relaxation Rate Distributions in MRI.", published in *Spatially Resolved Magnetic Resonance: Methods and Applications in Materials Science, Agriculture and Biomedicine*, B. Bluemich, P. Bluemler, R. Botto and E. Fukushima (Editors), Wiley-VCH Publishers, Weinheim, 1998.
2. Scheurmann, I., M. Martín, R. Martín and J. Espidel, "Bifurcation of Transversal Relaxation Rate in Emulsions", in *Applied Spectroscopy*, 51(1997)1281-1286.34
3. Martín, M., R. Martín and A. Benavides, "Transversal Relaxation Rate Distribution Analysis in Porous Media", in *Bulletin of Magnetic Resonance* 17 (1995) 73.
4. Scales, A. and A. Gersztenkom, *Inverse Problems*, 4(1988)1071.
5. Provencher, S. W., *Comput. Phys. Comm.* 27(1982)213.
6. Provencher, S. W., *Comput. Phys. Comm.* 27(1982)229.
7. Butler, J. P., J. A. Reeds and S. V. Dawson, *SIAM J. Numer. Anal.* 18(1981)381.
8. Kirkpatrick, S., C. D. Gelat and M. P. Vecchi, *Science* 220(1983)671.
9. Kirkpatrick, S., *J. Stat. Phys.* 34(1984)975.
10. Szu, H. and R. Hartley, *Phys. Lett. A* 122(1987)157.
11. Bhanot, G., "The Metropolis Algorithm", in *Rep. Prog. Phys.*, 51 (1988)429.

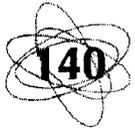




CARACTERIZACIÓN DE LA MALIGNIDAD DE TUMORES DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL UTILIZANDO ANÁLISIS DE DIMENSIÓN DE CORRELACIÓN

D. Pereira, C. Zambrano y
M. Martín-Landrove*

*Departamento de Física y Centro de Resonancia Magnética, Facultad de Ciencias, Universidad Central de Venezuela, A.P. 47586, Caracas 1041-A, Venezuela y *Departamento de Física Aplicada, Facultad de Ingeniería, Universidad Central de Venezuela, Caracas, Venezuela*



Resumen

En el presente trabajo se propone un método para la caracterización de las irregularidades presentes en los bordes de lesiones malignas del sistema nervioso central sobre imágenes axiales generadas mediante resonancia magnética por imágenes. A través del uso de técnicas de procesamiento digital de imágenes fue posible localizar, extraer y generar series temporales que puedan representar las lesiones. Estas series temporales fueron utilizadas utilizando el concepto de dimensión de correlación para producir un parámetro que tome diferentes valores dependiendo del tipo de lesión. Se demuestra que este tipo de análisis se comporta en una forma muy aceptable independientemente de los errores que se pueden generar por el hecho de que en la práctica las series temporales obtenidas están compuestas de un número reducido de puntos.

Introducción

La detección y diagnóstico de lesiones potencialmente peligrosas en el cerebro es una tarea de suma importancia para el médico, la cual es dependiente de su experiencia y conocimiento, además de estar sujeta a la determinación de anomalías a través de características visuales que la

estructura presenta en la imagen. Algunos autores (1,2,3) establecen que una de las mayores características es la irregularidad que existe en el borde de las agrupaciones celulares que forman parte del tumor, detectables en cortes histológicos y en estructuras tumorales. En particular algunas lesiones malignas, por ejemplo astrocitoma,

exhiben un borde evidentemente más irregular que lesiones de tipo benigno, como por ejemplo, los quistes. Esa diferencia cualitativa puede ser observada en la figura 1. Dado que usualmente, este tipo de características se evalúan de una forma cualitativa, se hace necesario desarrollar un método capaz de dar una medida cuantitativa como medida de estas irregularidades en la búsqueda de un procedimiento que pueda dar un diagnóstico de malignidad.

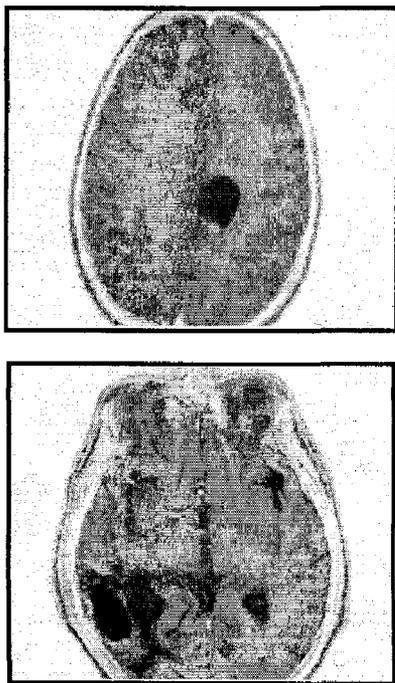


Figura 1. Imágenes de resonancia magnética, contrastadas por T_2 . Arriba se muestra un quiste, mientras que abajo se tiene una lesión maligna, en este caso, un astrocitoma.

Desde este punto de vista el estudio de series temporales (4) puede proveer las herramientas necesarias para generar los procedimientos que se necesitan para tratar el estudio de las irregularidades en los bordes, a través del uso del concepto de dimensión (5) con la esperanza de generar parámetros que caracterizen y clasifiquen las estructuras bajo estudio. Para detectar las lesiones y generar las series temporales que caracterizan el borde empleamos técnicas de procesamiento digital de imágenes (6,7) aplicadas sobre cortes

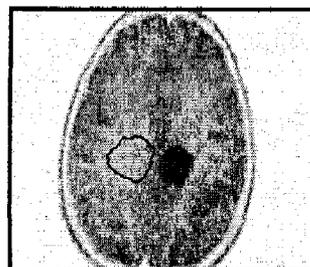
axiales de cerebro generados por resonancia magnética con contraste tanto T_1 como en T_2 . En las siguientes secciones se presenta la descripción general del método utilizado, seguida de una pequeña descripción del procedimiento que se utiliza para calcular los parámetros necesarios y más adelante los resultados obtenidos cuando el proceso es aplicado a los diferentes tipos de lesión bajo estudio. Finalmente, la discusión de los resultados y sus conclusiones se presentan.

Descripción del método

Para generar las series temporales es necesario, primeramente detectar la lesión potencialmente maligna, para lo cual se utilizó el método del gradiente Laplaciano (6,7) para detectar el borde de la lesión, actuando directamente sobre la distribución de niveles de intensidad de gris de la imagen. Este operador está definido como:

$$G(x,y) = F(x+1,y) + F(x-1,y) + F(x,y+1) + F(x,y-1) - 4F(x,y) \quad (\text{Ec. 1})$$

donde $F(x,y)$ es el valor de la intensidad del pixel localizado en la posición (x,y) . Este operador detecta la presencia de un borde cuando existe un cambio de intensidad, por lo tanto previo a la aplicación del operador debe modificarse el mapa original de niveles de gris con el fin de contrastar la lesión a ser estudiada. Una vez aplicado el operador Laplaciano se aplica un operador umbral con el fin de producir una imagen binaria solamente compuesta por el borde de la lesión. En la figura 2 se presentan los bordes detectados de esta forma.



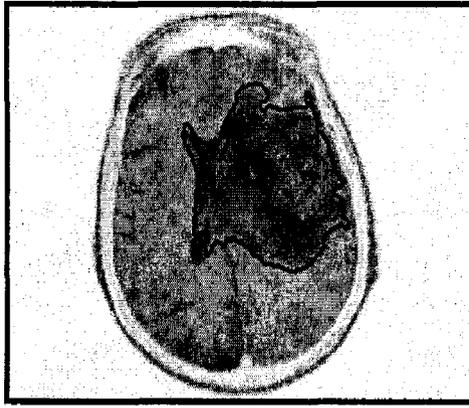


Figura 2. Bordes para diferentes tipos de lesiones. En el primero se representa un quiste, mientras que en el segundo un glioblastoma.

Para convertir el borde en una serie temporal aplicamos un procedimiento de codificación basado en el cálculo de la función de curvatura y el ángulo de la recta tangente en cada punto de dicho borde (7). Estos parámetros son definidos como:

$$z(s) = x(s) + iy(s) \quad \text{y} \quad \theta(s) = \tan^{-1} \left[\frac{dy(s)/ds}{dx(s)/ds} \right] \quad (\text{Ec 2})$$

Lo cual se muestra esquemáticamente en la figura 3.

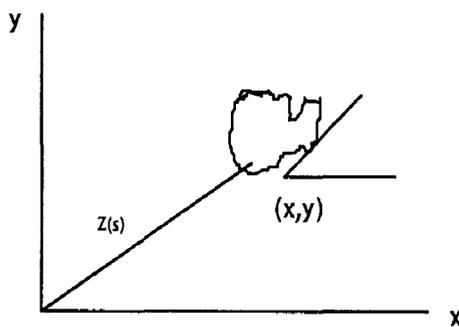


Figura 3. Codificación de la curvatura en el borde.

El procedimiento mostrado nos proporciona un conjunto de funciones unidimensionales representando la irregularidad del borde, a modo de series temporales. Esas funciones son:

$$Z(s) = Z(s,x) \quad Z(s) = Z(s,y) \quad \theta(s) = \theta(s,x) \quad \theta(s) = \theta(s,y)$$

A partir de este conjunto de funciones, se escogió trabajar con $\theta(s,x)$ y estudiar su comportamiento utilizando análisis fractal, en particular determinando la dimensión de correlación (4), la cual se encuentra definida como:

$$D_c = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \frac{\ln C(\epsilon)}{\ln \epsilon} \quad \text{donde} \quad C(\epsilon) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N^2} \left\{ \text{Número de pares de puntos } (x_i, x_j) \text{ tales que } |x_i - x_j| < \epsilon \right\} \quad (\text{Ec.3})$$

Este parámetro fue calculado siguiendo el algoritmo desarrollado en (4) para las series temporales correspondientes a lesiones quísticas de carácter benigno y lesiones malignas, mayormente representadas por glioblastomas y astrocitomas. A modo de ejemplo, los resultados obtenidos para un quiste y un astrocitoma se muestran en la figura 4.

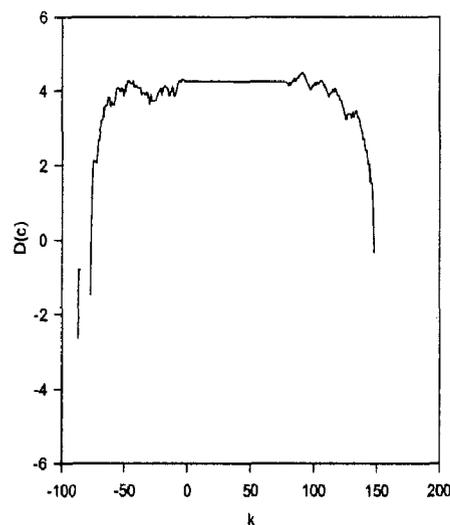
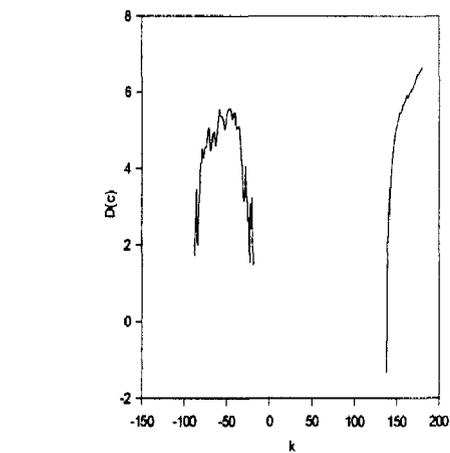


Figura 4. Diagramas de dimensión de correlación de series temporales para un quiste (arriba) y un astrocitoma (abajo).



Discusión de los resultados

De los gráficos anteriores, que representan una buena muestra de la situación, se puede ver una clara diferencia en apariencia entre los casos de lesiones benigna (quiste) y maligna (astrocitoma). Las irregularidades presentes en las curvas para ambos tipos de lesiones pudieran deberse a la incertidumbre en la determinación de los bordes, como consecuencia de que este proceso es afectado por ruido y por la selección inapropiada del umbral que permite definir la lesión. La diferencia en el ancho de las gráficas es indicativa de la presencia de mayor irregularidad en los bordes de lesiones malignas comparadas con las benignas. La meseta que se obtiene en los casos de lesiones malignas (abajo, figura 4) es a veces muy extensa para ciertos tipos de lesiones. En la figura 5 se muestra el caso de una lesión de ocupación de espacio, de carácter maligno pero de diagnóstico incierto. Es evidente del análisis de esta figura que el comportamiento de la gráfica de dimensión de correlación es más hacia su definición como una lesión maligna que benigna (arriba, figura 4). Otro factor que crea diferencias en las curvas para lesiones malignas es determinado por el diferente grado de malignidad que presenta la lesión, variando el nivel de irregularidad de su contorno. En todos los casos analizados en este estudio, alrededor de 40 imágenes correspondientes a lesiones tanto benignas como malignas, el resultado fue siempre como el mostrado en la figura 4. En consecuencia este método puede resultar de relativa confianza para ayudar al médico en el diagnóstico de ciertas patologías, particularmente en aquellos casos de difícil diagnóstico. Se hace necesario, sin embargo, refinar la metodología para una mejor determinación de los contornos y series temporales con un mayor número de puntos.

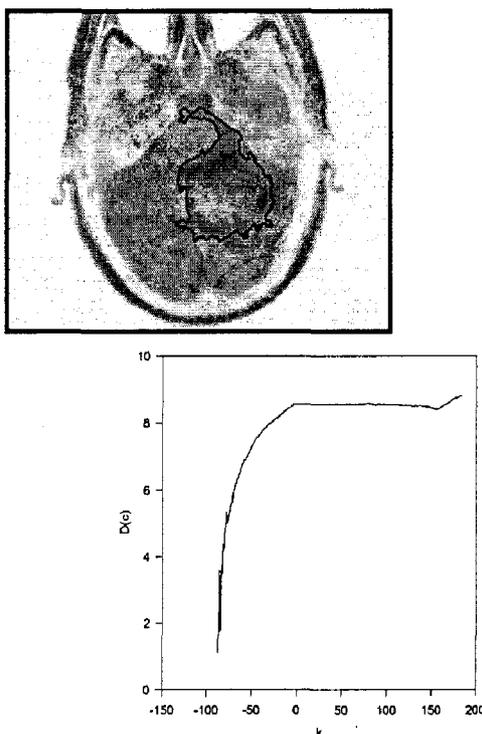


Figura 5. Lesión masiva. Lesión de ocupación de espacio (LOE). Arriba el contorno de la lesión y abajo su correspondiente diagrama de dimensión de correlación.

Conclusiones

Se demostró la aplicabilidad de la dimensión de correlación como parámetro para caracterizar las irregularidades en los bordes de lesiones, permitiendo contrastar adecuadamente entre lesiones malignas y benignas. Este enfoque es potencialmente aplicable en la determinación de potencial malignidad en tumores de diagnóstico impreciso y puede proveer una parametrización que permita establecer un posterior esquema de clasificación. Aunque la metodología aquí presentada está basada en el proceso de gradiente Laplaciano para determinar los bordes de las lesiones, puede ser extendido a utilizar algún otro procedimiento para determinar bordes conjuntamente con algoritmos de reducción de ruido y cerrado del contorno. Asimismo, es también posible generar nuevos procedimientos que permitan, en la misma filosofía que en este trabajo, producir series temporales susceptibles de ser caracterizadas y parametrizadas, permitiendo la clasificación de diferentes patologías.

Agradecimientos

Dr. Salvador Itriago y al Ing. Pedro F. Itriago, del Instituto de Resonancia Magnética (Caracas, Venezuela) por su ayuda en la generación, captura y clasificación de las imágenes.

Al Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico de la Universidad Central de Venezuela (CDCH- UCV) por el financiamiento recibido para la realización de este trabajo.

Bibliografía

1. Bauer W. Mackenzie C. *Cancer Detection Via Determination of Fractal Cell Dimension*, Michigan State University, National Superconducting Cyclotron Laboratory, 1995 (preprints).
2. Fortin C. Kumaresan R. Ohley W. Hofer S. *Fractal Dimension in the Analysis of Medical Images*, IEEE Engineering in Medicine and Biology, June, 1992.
3. Fortin C. Ohley W. Gewirtz H. *The use of Fractal Dimension in MR Image Segmentation. A Variance Technique*, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 12, 1990.
4. Parker T. Chua L. *Practical Numerical Algorithms for Chaotic Systems*, Springer - Verlag, 1989.
5. Feder J. *Fractals*. Plenum Press, 1989.
6. Pratt W. *Digital Image Processing*. John Wiley & Sons, 1980.
7. Jain A. *Fundamentals of Digital Image Processing* Prentice Hall International, 1989.



INTERCOMPARAÇÃO DE PROCEDIMENTOS DE CALIBRAÇÃO DE FONTES DE ^{192}Ir DE ALTA TAXA DE DOSE NO BRASIL E PROPOSTA DE UMA NOVA METODOLOGIA

(1) *Maréchal M. H. e*

(2) *de Almeida C. E.*

(1) *Laboratório Nacional de Metrologia das
Radiações Ionizantes - IRD/CNEN
Caixa Postal 37750 CEP 22780 - 160 - Rio de
Janeiro - Brasil
e-mail: mhelena@ird.gov.br*

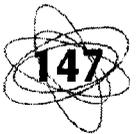
(2) *Laboratório de Ciências Radiológicas/UERJ*

Resumo

Este trabalho apresenta os resultados de uma intercomparação dos procedimentos de calibração de fontes de ^{192}Ir de alta dose entre diferentes centros de oncologia no país e propõe um procedimento de calibração para essas fontes onde o fator $N_K(^{192}\text{Ir})$ é obtido pela interpolação com uma ponderação em energia entre os fatores de calibração para a energia dos raios-X de 250 kV e os raios gama do ^{60}Co . Os resultados da intercomparação estão dentro de uma faixa de 3 %, exceto um caso onde foi observado um desvio de 4,6 % que foi atribuído a uma variação no fator de calibração para os raios-X. Com a nova metodologia proposta será possível uma consistência metrológica da dosimetria dessas fontes e uma maior confiabilidade das doses aplicadas aos pacientes submetidos a este tipo de tratamento.

Abstract

The objective of this paper is to report the results of an intercomparison of the calibration procedures for ^{192}Ir sources presently in use in Brazil and to proposal a calibration procedure to derive the N_K for a Farmer type ionization chamber for ^{192}Ir energy by interpolating from a ^{60}Co gamma-rays and 250 kV x-rays calibration factors. The intercomparison results were all within $\pm 3.0\%$ except one case where 4.6 % was observed and latter identified as a problem with N_K value for X-rays. The method proposed by the present work make possible



the improvement of the metrological coherence among the calibration laboratories and their users once the N_K values could then provided by any of the members of SSDL network.

Introdução

Sistemas de braquiterapia de alta taxa de dose com fontes de ^{192}Ir estão recebendo considerável atenção na maioria dos países por ser uma opção segura e eficiente para tratamentos de neoplasias malignas. Atualmente no Brasil já existem 20 sistemas em funcionamento os quais utilizam fontes de ^{192}Ir com atividade da ordem de 370 GBq (10 Ci). O fabricante especifica a intensidade dessas fontes com incertezas de 5 a 10 %, o que é inaceitável para fins clínicos e até o presente momento ainda não foi estabelecido um procedimento de calibração para as fontes de ^{192}Ir em termos de taxa de kerma no ar. A complexidade de obtenção de um fator de calibração para a energia do ^{192}Ir advém principalmente do espectro gama multi-energético e da curta meia-vida deste radionuclídeo. A Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM 1993) propôs um método interino baseado na técnica de interpolação de fatores de calibração para o espectro de energia dos raios-X de 250 kV e do ^{137}Cs (Goetsch, 1991). Entretanto a maioria dos laboratórios de calibração não possuem fontes de ^{137}Cs a nível terapêutico para fornecer calibrações para os usuários para esse espectro de energia.

Com o objetivo de avaliar a situação no país foi realizada uma intercomparação da dosimetria de uma fonte de ^{192}Ir de alta taxa de dose entre um número significativo de centros de oncologia que utilizam sistemas de alta taxa de dose, onde cada usuário usou o seu sistema dosimétrico e aplicou o formalismo utilizado nas medidas de rotina do seu hospital. Como os resultados desta intercomparação mostraram a diversidade de formalismos utilizados pelos usuários

desses sistemas, este trabalho tenta viabilizar a uniformização de uma metodologia de calibração para essas fontes propondo um método para determinação do fator de calibração para o espectro de energia das fontes de ^{192}Ir com câmaras de ionização de $0,6\text{ cm}^3$ de volume pela interpolação com uma ponderação em energia dos fatores de calibração para as energias dos raios-X de 250 kV com camada semi-redutora de 2,5 mm de Cu e dos raios gama do ^{60}Co . Neste método é utilizada uma mesma capa de equilíbrio eletrônico nas medidas nos feixes de raios-X e ^{60}Co e na dosimetria da fonte, sendo considerada a correção para atenuação e espalhamento na capa de equilíbrio eletrônico (Maréchal and de Almeida, 1996; Maréchal, 1998).

Materiais e métodos

A intercomparação da medida da intensidade da fonte de ^{192}Ir foi realizada no Hospital A. C. Camargo com o sistema de alta taxa de dose MicroSelectron-HDR (Nucletron Trading BV). A fonte de ^{192}Ir utilizada foi fornecida pela Mallinckodt Diagnostica Holland BV com atividade nominal inicial de 370 GBq. Foram utilizados dois sistemas dosimétricos de referência: um sistema com uma câmara de ionização tipo poço de fabricação Standard Imaging modelo HDR-1000, especialmente projetada para calibração de fontes de ^{192}Ir de alta taxa de dose, (Goetsch et al, 1991), com fator de calibração fornecido pelo Accredited Dosimetry Laboratory da University of Wisconsin (ADCL - UW) e uma câmara de ionização tipo Farmer de fabricação PTW modelo N30001 com fatores de calibração para os raios-X de 250

O método B foi proposto pelos autores (Maréchal and de Almeida, 1996), sendo o fator $N_K(^{192}\text{Ir})$ determinado pela interpolação dos fatores de calibração para as energias dos raios-X de 250 kV e do ^{60}Co , fazendo-se uma ponderação em função da energia média de cada feixe. Todas as medidas são realizadas com a capa de equilíbrio eletrônico de maneira a garantir a continuidade das características físicas da câmara de ionização e gerar o equilíbrio eletrônico para as energias do feixe de ^{60}Co e do espectro da fonte de ^{192}Ir . É considerada a correção para a atenuação e espalhamento na capa de equilíbrio eletrônico da câmara de ionização, sendo esses fatores de correção A_w , determinados pela técnica de extrapolação linear para o material e espessura da capa de equilíbrio eletrônico e para cada energia de feixe (Maréchal *et al.*, 1997). Neste formalismo a expressão para o cálculo do fator de calibração para o ^{192}Ir é dada por:

$$(A_w N_K)_{\text{Ir}} = (k \cdot A_w \cdot N_K)_{\text{raios-X}} + (k \cdot A_w \cdot N_K)_{\text{Co}} \quad (\text{Ec.1})$$

Os fatores de ponderação em energia são obtidos pelas seguintes relações:

$$k_{\text{raios-X}} = \frac{|\bar{E}_{\text{Ir}} - \bar{E}_{\text{Co}}|}{|\bar{E}_{\text{Co}} - \bar{E}_{\text{raios-X}}|} = 0,80$$

$$k_{\text{Co}} = \frac{|\bar{E}_{\text{Co}} - \bar{E}_{\text{raios-X}}|}{|\bar{E}_{\text{Co}} - \bar{E}_{\text{raios-X}}|} = 0,20 \quad (\text{Ec.2})$$

Substituindo-se os valores determinados para os fatores de correção A_w para a capa

de equilíbrio eletrônico da câmara PTW N30001 utilizada nas medidas e os fatores de ponderação em energia dados na expressão 1 temos:

$$N_K(\text{Ir}) = 0,8090 \cdot N_K(\text{raios-X}) + 0,2022 \cdot N_K(\text{Co}) \quad (\text{Ec. 3})$$

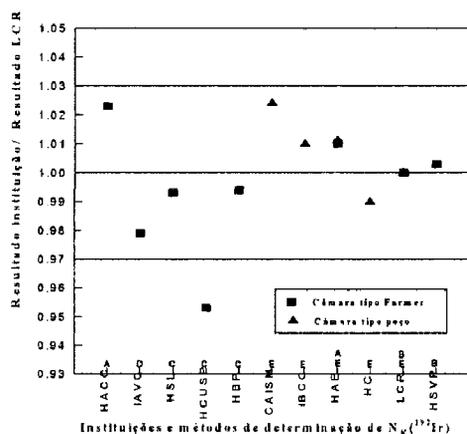
Os fatores $N_K(\text{raios-X})$ e $N_K(^{60}\text{Co})$ foram determinados para a câmara PTW N30001 com a capa de equilíbrio eletrônico para a energia do ^{60}Co que acompanha esse modelo de câmara.

É interessante notar que nenhum dos participantes usou o método proposto por Goetsh *et al.* (1991) e recomendado pela AAPM. Para determinação da taxa de kerma no ar com a câmara tipo Farmer e o Jig de calibração Nucletron foram consideradas as correções para espalhamento na sala de calibração, temperatura e pressão de referência de 20°C e 101,325 kPa, respectivamente, correção para tempo de trânsito da fonte (AAPM, 1993) e correção para o gradiente de dose na câmara de ionização (Kondo & Randolph, 1960) cujo valor para a distância de calibração e modelo da câmara de ionização utilizada nas medidas foi de 1,006 (DeWerd & Thomadsen, 1994).

Para as medidas com a câmara tipo poço foram consideradas as correções de temperatura e pressão, recombinação iônica (Attix, 1984) e efeito polaridade. O espalhamento na sala de calibração com este tipo de câmara foi negligenciável, uma vez que as câmaras foram posicionadas a 1 metro das paredes e do solo da sala de medidas (Podgorsak *et al.*, 1992), sendo também as paredes externas desta câmara suficientemente espessa para barrar a radiação que não seja diretamente proveniente da fonte.

Resultados

As diferenças percentuais encontradas pelas instituições em relação aos valores da taxa de kerma no ar determinada com os sistemas de referência são apresentadas na figura 1.



Essas diferenças podem em sua grande maioria serem explicadas pelo formalismo utilizado na determinação de $N_x(\text{Ir})$. As instituições que utilizaram câmara de ionização tipo Farmer e o Jig da Nucletron e aplicaram um fator de calibração para a energia do ^{192}Ir ponderado entre as energias dos Raios-X e do ^{60}Co obtiveram desvios percentuais em relação ao resultado do Laboratório de Ciências Radiológicas na faixa de 1,0 %. Uma diferença de + 2,3 % foi encontrada por uma instituição que realizou as medidas sem utilizar capa de equilíbrio eletrônico, o que acarreta numa super estimativa da intensidade da fonte devido a contribuição de espalhamento do próprio encapsulamento da fonte. Uma diferença de - 2,1 % foi encontrada por uma instituição que utilizou somente o fator de calibração do ^{60}Co para cálculo da taxa de kerma no ar da fonte, o valor encontrado pode ter sido subestimado devido a dependência energética da câmara de ionização e também a atenuação na capa de equilíbrio eletrônico, uma vez que não foi considerada a correção para a atenuação na capa para a energia média do espectro da fonte ^{192}Ir . Uma diferença importante, de

4,6 %, encontrada utilizando-se também câmara tipo Farmer e o sistema Jig foi atribuída a uma variação do fator de calibração da câmara de ionização para a energia do ^{60}Co , podendo possivelmente ter havido também uma variação do fator de calibração da câmara para a energia dos raios-X, o que explicaria um desvio percentual dessa ordem.

Os resultados obtidos com a câmara tipo poço estão em sua maioria na faixa de 1,0 % em relação ao encontrado pelo L.C.R. com exceção de um valor maior de 2,4 %, o que não chega a comprometer esse resultado uma vez que a incerteza do fator de calibração da câmara poço para a energia do ^{192}Ir é de $\pm 2,0$ %. A estabilidade dos sistemas dosimétricos utilizados como referência foram acompanhadas se mostrando melhor que 0,2 % sobre um período de um ano para medidas realizadas a cada dois meses.

A análise dos resultados encontrados nesta intercomparação mostra a necessidade de uniformização do formalismo adotado para determinação do fator de calibração do ^{192}Ir , com o objetivo de manter uma consistência metrológica entre todos os usuários do sistema de alta taxa de dose. A uniformização do formalismo adotado com a utilização de fatores de calibração rastreados a laboratórios nacionais de calibração possibilitará maior confiabilidade na dosimetria dessas fontes de ^{192}Ir assim como facilitará a detecção de possíveis problemas que possam ocorrer com o sistema dosimétrico do usuário.

A consistência e confiabilidade do método proposto foi comprovada por comparações com diferentes metodologias propostas na literatura, obtendo-se uma boa concordância principalmente com o método recomendado pela AAPM (Maréchal & de Almeida, 1996). Contudo recomenda-se a utilização da metodologia proposta neste trabalho por ser um método com maior rigor metrológico e mais viável de ser

adotado pela maioria dos laboratórios de calibração, uma vez que esses laboratórios.

não possuem fonte de ^{137}Cs a nível terapêutico para utilizar a metodologia recomendada pela AAPM

Bibliografia

AAPM (1993). *Remote Afterloading Technology*, Report No 41 of AAPM Task Group; No 41.

Attix F. H. (1984). *Determination of A_{ion} and P_{ion} in the new AAPM radiotherapy dosimetry protocol*, Med Phys; 11, 5.

DeWerd L. A. and Thomadsen B. R. Thomadsen (1994). *Sources Strength Standard and Calibration of HDR /PDR Sources*, Brachytherapy Physics: AAPM Summer School; 541.

Ezzel (1989). *Evaluation of Calibration Techniques for MicroSelectron HDR. Brachytherapy 2*. Proceedings of the 5th International Selectron Users Meeting. Nucletron International publ.; 61-69.

Goetsch S. J., Attix F. H., DeWerd L. A. et al (1991). *A New Re-Entrant Ionization Chamber for the Calibration of ^{192}Ir High Dose Rate Sources*, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys: 18, 462-467.

Kondo S. & Randolph M. L. (1960). *Effect of Finite Size Chambers on Measurements of Small Photon Sources*, Radiation Research 196; 13, 37-60.

Maréchal M. H. and de Almeida C. E., (1996). *Calibration of ^{192}Ir High Dose Rate Brachytherapy Sources*, s27, 108, Abstracts of the First International Brachytherapy Meeting, Tours, France.

Maréchal (1998). *Desenvolvimento de uma metodologia de calibração de fontes de ^{192}Ir de alta taxa de dose*, Tese de Doutorado, Instituto de Biologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Maréchal M. H., Amorim A. and de Almeida C. E., "A Calibration Method for ^{192}Ir High Dose Rate Sources used in Brachytherapy", *Journal of the Federation for Medical & Biological & Engineering*, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering.

Maréchal M. H., de Almeida C. E., Sibata (1994). *Calibration of ^{192}Ir High Dose Rate Brachytherapy Sources*, Radiation dose in prescription to delivery, Proceedings of a seminar held in Rio de Janeiro, Brazil. International Atomic Energy Agency, IAEA-TECDOC-896; 203-206.

Podgorsak M. B., DeWerd L. A., Thomadsen B. R. and Paliwal B. (1992). *Thermal and scatter effects on radiation sensitivity of well chambers used for high dose rate Ir-192 calibrations*. Med Phys; 19, 1311-1314.

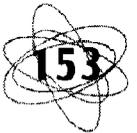




IMPLEMENTAÇÃO DE UM LABORATÓRIO PARA MANUTENÇÃO, REPARO E CALIBRAÇÃO ELÉTRICA DE DOSÍMETROS BASEADOS EM CÂMARAS DE IONIZAÇÃO, UTILIZADOS EM RADIOTERAPIA

*Becker P. H. B.,
Peres M. A. L.,
Moreira A. J. C.,
Nette H. P.*

*Instituto de Radioproteção e Dosimetria - Av.
Salvador Allende S/N - Barra da Tijuca
CEP: 22780-160 - Caixa Postal: 37750 - Rio de
Janeiro - RJ - Brasil
email: pbecker@ird.gov.br*



Resumo

Os fabricantes de dosímetros baseados em câmaras de ionização mantêm, no Brasil, somente representantes de vendas sem nenhuma, ou muito pouca, capacidade de assistência técnica, causando dificuldades aos usuários em reparar os instrumentos defeituosos. Com o intuito de resolver parcialmente este problema, um laboratório para a manutenção, reparo e calibração elétrica foi posto em operação em 1995 com o apoio financeiro da IAEA (Agência Internacional de Energia Atômica) através de um projeto de cooperação técnica (BRA/1/031).

Abstract

Manufacturers of ionization chamber dosimeters for radiotherapy maintain only sales representatives in Brazil with no servicing capability causing difficulties to customers/users to get broken equipment

back into operation. Aiming to partially solve this problem, a laboratory for maintenance, repair and electrical calibration was started in 1995 with the support of a two year IAEA Technical Assistance Project (BRA/1/031).

Palavras chave

Câmaras de Ionização, Calibração, Eletrômetros, Manutenção.

Introdução

Em 1996, através de um projeto de cooperação técnica com a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), (projeto BRA/1/031), o Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) iniciou a implantação de um laboratório visando minimizar os problemas gerados pela ausência de assistência e suporte técnico, no Brasil,

para a manutenção dos dosímetros (eletrômetro + câmara de ionização) utilizados para a dosimetria na radioterapia(1). Todos estes equipamentos são importados e, devido ao tamanho atual do mercado brasileiro, os fabricantes, em sua maioria, só possuem representações no Brasil para efetuar vendas, não tendo condições de dar o suporte técnico necessário para o funcionamento contínuo dos instrumentos. Em função desta situação, os serviços de Radioterapia no Brasil ficavam sem suporte técnico quando um dosímetro apresentava defeitos. Em alguns casos era necessário o envio do instrumento para o exterior, o quê, em função da legislação alfandegária vigente, além de implicar em altos custos, demanda longos períodos de tempo.

O Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) do IRD opera um laboratório de padronização secundária da rede da IAEA. A maioria dos dosímetros utilizados pela radioterapia no Brasil, são encaminhados para o LNMRI, a cada dois anos, para a sua calibração. Frequentemente os instrumentos que são enviados para calibração apresentam defeitos (muitas vezes causados pelo próprio transporte do equipamento em questão) e os usuários, por não terem para quem recorrer, solicitam ao LNMRI que além da calibração, também efetue o reparo do aparelho. A Divisão de Engenharia do IRD já executava, rotineiramente, a manutenção da instrumentação deste instituto e procurava também solucionar, dentro do possível, os problemas dos usuários do LNMRI. As principais dificuldades eram a falta de peças de reposição e de treinamento específico para os engenheiros e técnicos envolvidos nesta atividade. Outro ponto importante era a compreensão e a cooperação dos fabricantes, que deveriam entender que esta atividade não se destinava a concorrer com eles, mas sim trabalhar em conjunto,

cobrindo um setor que deixava a desejar. Através das informações existentes no LNMRI sobre os dosímetros clínicos cadastrados neste laboratório, em 1993 foi efetuado um levantamento sobre os principais fornecedores do mercado brasileiro. Com base nos resultados deste levantamento foi apresentado um projeto de assistência técnica para a IAEA, aprovado para o biênio 1995-1996. Através deste financiamento da IAEA, foram adquiridas peças de reposição e dois engenheiros visitaram as empresas que fornecem a maioria dos dosímetros existentes no Brasil. O laboratório de manutenção começou a sua operação em julho de 1996. Adicionalmente foi implantado um set-up para a calibração elétrica dos eletrômetros e desenvolvida uma fonte de baixa corrente portátil. Este set-up nos dá mais um parâmetro para o controle de qualidade interno dos nossos sistemas além da possibilidade da calibração por componentes e a automação de algumas das rotinas existentes. A fonte de corrente fornece mais um parâmetro de controle, no próprio local de trabalho, para os usuários.

Adicionalmente iniciou-se o desenvolvimento de sistemas de automação para rotinas de calibração, através de placas de interface com computadores e de um software específico para o automação de sistemas de medição.

Hoje a manutenção dos dosímetros utilizados na radioterapia é uma atividade rotineira. Todos os dosímetros e câmaras enviados para reparo ou que apresentaram problemas durante a sua calibração foram postos em funcionamento (mais de 50). Além disto o laboratório montado vem sendo utilizado para o treinamento de físico médicos de todo o Brasil através de um curso de atualização oferecido anualmente pelo IRD.

Este trabalho descreve, resumidamente, como foi efetuada a implantação deste laboratório, em que se baseou, os

fabricantes que foram envolvidos, os resultados obtidos até o momento e perspectivas futuras.

Metodologia

Com base nos dados existentes, em 1993, sobre os dosímetros que são calibrados no LNMRI/IRD, foi feito um levantamento que mostrou (Figura 1) basicamente que eram quatro as indústrias que forneciam instrumentos para a dosimetria em radioterapia ao Brasil; Nuclear Enterprises da Inglaterra, PTW da Alemanha, Keithley e Victoreen dos Estados Unidos. Se fosse instituído um sistema de cooperação com estas quatro empresas, seriam cobertos 94% dos instrumentos existentes no Brasil. Visando atualizar os dados disponíveis sobre os instrumentos, foi solicitado aos hospitais e clínicas que trabalham com radioterapia, que nos informassem, sobre as câmaras de ionização e dosímetros que eles utilizavam com que alternativas. Em 1996 foi apresentado, com uma boa aceitação, um resumo do trabalho que estava em andamento, em um congresso brasileiro de física médica [1]. Em consequência decidiu-se publicar uma nota sobre o trabalho que estava sendo realizado no boletim oficial da Associação Brasileira de Físicos em Medicina (ABFM).

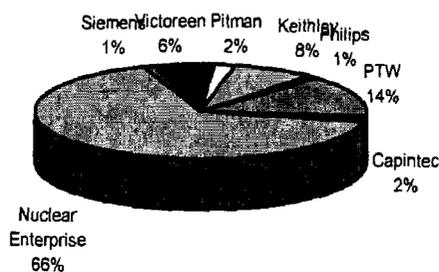


FIGURA 1.1: Distribuição percentual dos equipamentos existentes no Brasil em 1993, segundo os registros do LNMRI.

O projeto que foi enviado para a IAEA se

baseou principalmente em três pontos:

- Visitas aos principais fornecedores, visando estabelecer uma estreita cooperação com os mesmos e a obtenção de informações técnicas.
- Aquisição de equipamentos específicos para a manutenção de eletrômetros e câmaras.
- Aquisição de um estoque local de peças de reposição que garantisse um atendimento rápido e que seria mantido através da cobrança dos serviços prestados.

Em janeiro/fevereiro de 1996 foram visitadas as indústrias (PTW e Nuclear Enterprise), o laboratório de calibração da Academia Alemã para a Metrologia (DAM, em Munique, Alemanha) e o Laboratório Padrão Secundário de Dosimetria da IAEA (Seisberdorf, Áustria). Nestas visitas às indústrias foram estabelecidos contatos com os engenheiros envolvidos com o suporte técnico, especificadas as peças de reposição mais importantes e as ferramentas necessárias, principalmente para a montagem/desmontagem das câmaras, obtidas cópias dos catálogos, esquemas elétricos dos instrumentos e até informações que, normalmente, seriam de carácter reservado. A aceitação do projeto, por estes fabricantes foi muito boa e a cooperação que se estabeleceu extremamente frutífera. O laboratório da IAEA na Áustria não trabalha com a manutenção de dosímetros, somente com a sua calibração. Entretanto, este laboratório efetua a calibração por componentes e, devido a isto, implementou um set-up, já parcialmente automatizado, para a calibração elétrica de eletrômetros. Após estas visitas, baseada nas discussões efetuadas, foram adquiridos pela IAEA equipamentos, peças de reposição (específicas para os equipamentos produzidos pelas indústrias visitadas), um

capacitor padrão para a calibração elétrica de eletrômetros e um software específico para automação de sistemas de aquisição de dados e de medição. A partir de junho de 1996 os equipamentos chegaram ao Brasil e iniciou-se a operação do laboratório.

Em junho de 1997 um dos engenheiros do IRD estagiou por um mês no laboratório da IAEA em Viena onde foi treinado para o desenvolvimento de sistemas de automação baseados no software LabView (National Instruments), que é utilizado nos set-ups de calibração deste laboratório.

As indústrias norte americanas foram visitadas em janeiro/fevereiro de 1998 (Victoreen Inc., Keithley Inc. e RadCal Corp). Esta última foi incluída devido a implementação de novas regulamentações brasileiras na área de radiologia diagnóstica, que utiliza instrumentos semelhantes aos da radioterapia e apresenta as mesmas dificuldades com respeito à assistência técnica. Assim como nas indústrias européias, a aceitação do projeto por parte das indústrias norte-americanas foi muito boa e a cooperação muito frutífera.

Resultado obtidos

A Tabela 3.1 mostra um resumo dos equipamentos que foram reparados/adaptados no laboratório que foi implantado. Em média o tempo necessário para efetuar o reparo tem sido de 1 semana, porém, como o instrumento necessita de ser recalibrado, o retorno para o usuário demanda um pouco mais de tempo. O laboratório de manutenção também está sendo utilizado para o treinamento de pessoal, como foi o caso do curso de "Atualização de Físicos Médicos em Radioterapia" que foi ministrado em junho de 1997 com 28 alunos e repetido em 1998 com mais 30 alunos, quase todos físico médicos provenientes de todo o Brasil.

TABELA 3.1 - Equipamentos reparados no laboratório implantado.

Equipamento	Fabricante	Quantidade.
Eletrômetro	Nuclear Enterprise	15
Câmara	Nuclear Enterprise	14
Eletrômetro	PTW	02
Câmara	PTW	02
Eletrômetro	Victoreen	02
Câmara	X-Radix	02
Eletrômetro	Keithley	06
Eletrômetro	CNMC	01

O valor cobrado pelos trabalhos se destina, basicamente, à aquisição de peças de reposição para manter o estoque inicial adquirido, inicialmente, pela IAEA. Este ano foi necessária a importação de capas de grafite para câmaras de fabricação Nuclear Enterprise, que são muito frágeis e, freqüentemente, são danificadas pelos usuários.

A calibração elétrica de eletrômetros, que se encontra em fase de implantação, será utilizada para o controle de qualidade interno do LNMRI e, futuramente, para o estabelecimento da calibração por componentes (câmara e eletrômetro separadamente). Este processo já está sendo automatizado assim como está planejada a automação de parte do set-ups de calibração com Co^{60} do LNMRI.

Perspectivas futuras

O problema de falta de assistência técnica local pelos fabricantes não é só sentida no Brasil, é também comum nos países da América Latina. Para esta região, a IAEA possui um programa específico de suporte, denominado Arreglos Regionales Cooperativos para la Promocion de la Ciencia y Tecnologias Nucleares en America Latina (ARCAL). Após consultas a diversos países da região, decidiu-se encaminhar à IAEA um projeto (apoiado por 11 países) que visa estender a

experiência brasileira neste ramo. Caso aprovado este projeto será implementado no biênio 1999-2000. Nele é também prevista a implantação de pelo menos três centros regionais de assistência técnica e de calibração elétrica de eletrômetros. Será também posto em operação um programa de intercomparações dos padrões elétricos utilizados para a calibração de eletrômetros, o que além de aumentar a cooperação entre os países servirá para melhorar a padronização deste tipo de medidas.

Conclusões

Uma idéia simples pode gerar bons resultados. O laboratório que foi estabelecido é um exemplo disto. Os benefícios para a sociedade brasileira decorrentes deste trabalho não podem ser mensurados diretamente, porém, claramente, o aumento da disponibilidade dos instrumentos de medida, contribui certamente para a qualidade dosimétrica da radioterapia, em favor do paciente. O projeto iniciou-se com a meta de minimizar os problemas decorrentes da falta de assistência técnica e acabou abrangendo outras áreas tais como a metrologia elétrica e a formação de recursos humanos. Outro ponto importante é que os problemas de infra-estrutura são comuns aos países da América Latina, daí o grande interesse apresentado na extensão deste projeto para outros países. Certamente a cooperação que será iniciada, nesta área, caso o novo projeto seja aprovado, irá se ampliar para outros segmentos correlatos.



Bibliografia

1. Becker, P. H. B., "Manutenção de Instrumentação Nuclear Utilizada na Medicina. Uma proposta de solução na área de controle de qualidade em radioterapia". Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, 1996.



APLICACIÓN DEL CÓDIGO MONTE CARLO PENÉLOPE A DIVERSOS PROBLEMAS DOSIMÉTRICOS EN RADIOTERAPIA

A. Sánchez-Reyes^{}, JM
Fernández-Varea⁺
y F. Salvat⁺.*

^{}Servicio de Oncología radioterápica. Hospital Clínico de
Barcelona. Villarroel 170 08036 Barcelona. España.*

*⁺Departamento de E.C.M. Facultad de Físicas.
Universidad de Barcelona. España*

Introducción

El método de Monte Carlo es un modelo matemático que nos permite simular cualquier sistema. En general se simulan sistemas en los que no se pueden realizar medidas experimentales precisas pero cuyo comportamiento global se puede modelar mediante una distribución de probabilidad. Esta técnica se aplica en numerosos campos, no sólo en el de las radiaciones, sino también en matemáticas (evaluaciones de integrales), ingeniería ambiental (crecimiento de bosques y estudios de contaminación), economía (análisis de mercado y crecimiento de PIIB), química cuántica (interacción de moléculas de ADN) y muchas otras aplicaciones (1).

Desde el primer artículo publicado por Berger (2) donde se describen las bases del método y posteriormente a partir del trabajo de Raeside (3), donde se aplica el método de Monte Carlo a la física médica, el número de trabajos publicados en los últimos años y el interés en este método de cálculo, no ha hecho más que aumentar (4). La razón principal de este auge (5) es el desarrollo de los procedimientos de cálculo en física cuántica, lo cual permite conocer de una forma exhaustiva las distintas secciones eficaces de interacción de las

partículas con la materia. También una contribución muy importante a la divulgación de este método de cálculo ha sido la aparición y rápida evolución de los ordenadores, al alcance de cualquier centro de investigación, permitiendo la realización de cálculos pesados sin necesidad de grandes costos.

Existen una gran variedad de códigos Monte Carlo para la simulación del transporte de radiación, de entre los cuales podemos destacar el código ETRAN (6) y el código EGS4 (7). El primero de ellos, ETRAN, fue desarrollado en el National Bureau of Standards por Berger y Seltzer y en un principio se aplicó al transporte de electrones con energías de hasta unos pocos MeV, añadiéndose posteriormente la producción y propagación de la radiación de frenado para el cálculo de electrones de desarrollado por Ford, Nelson Hirayama y Rogres, y en principio se creó para simular la cascada electromagnética de alta energía, ampliándose posteriormente para energías menores. Es un código que utiliza la teoría de Molier (8) para describir las dispersiones múltiples y utiliza geometrías definidas por el usuario. Este último es el programa comúnmente utilizado en la actualidad y existe una gran cantidad de grupos de

investigación en física médica que utilizan dicho código.

En los últimos años, en la Universidad de Barcelona se ha desarrollado otro código Monte Carlo denominado PENELOPE (9). Dicho código, escrito en lenguaje FORTRAN 77 permite la simulación del transporte de cascadas de electrones, fotones y positrones, en cualquier material. Inicialmente fue diseñado para el cálculo de la penetración de electrones-positrones en la materia (**P**enetración and **E**nergy **L**oss of **P**ositrons and **E**lectrons). Posteriormente se añadió la simulación de los fotones. El rango de validez de la simulación comprende desde energías de 1 keV hasta cientos de MeV.

En la presente comunicación presentamos los resultados de la simulación utilizando el código PENELOPE en distintas aplicaciones de radioterapia, como pueden ser la simulación de fuentes radiactivas: ^{192}Ir , ^{125}I , ^{106}Ru ... o la simulación de los haces de electrones de un acelerador lineal Siemens KDS.

Material y métodos

Simulación

PENELOPE es un paquete de subrutinas escritas en FORTRAN 77 que realiza la simulación del transporte de electrones, positrones y fotones en cualquier material, mediante un algoritmo Monte Carlo y simulados mediante un procedimiento mixto. Así, PENELOPE puede clasificarse como un código de clase II (2). Las interacciones individuales son clasificadas de acuerdo con la magnitud del ángulo de scattering θ y de la pérdida de energía W con la introducción de unos valores de corte θ_c y W_c respectivamente. Sucesos donde $\theta > \theta_c$ o $W > W_c$ (interacciones "fuertes") son simulados detalladamente, mientras que el resto de interacciones son consideradas "blandas" y simuladas en bloque. Por tanto, dependiendo de los valores de corte, la

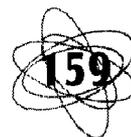
simulación puede realizarse de una forma más o menos detallada. Para electrones y positrones de energías inferiores a unos cientos de keV, el esquema de simulación mixta es mucho más preciso que los sistemas de simulación condensada que utilizan los otros códigos, siendo más adecuada en la descripción del transporte en geometrías pequeñas, cerca de inhomogeneidades y, en general, en todas aquellas situaciones donde no se dan las condiciones de equilibrio electrónico.

Otra de las ventajas de PENELOPE es su sencillez en cuanto a la definición de cuerpos y geometrías. En este código, las diferentes regiones que forman los cuerpos se describen mediante cuádricas situadas en cualquier punto del espacio. A partir de las ecuaciones de dichas cuádricas, un cuerpo se define con la parte interna o externa a la intersección de unas determinadas superficies. La descripción de una geometría mediante sus respectivas superficies puede ser una tarea compleja en la que es fácil cometer errores. Así, a fin de determinar de una forma precisa la geometría de simulación y poder detectar errores en su construcción, se ha añadido al código un programa ("viewer") que permite una rápida visualización de las estructuras para cualquier posición y plano de corte. Mediante la imagen generada por este programa podemos comprobar si la geometría que utilizará el programa de simulación Monte Carlo es la correcta o si se ha cometido algún error en el diseño de la misma.

Para describir los distintos materiales que componen los cuerpos, PENELOPE utiliza un programa auxiliar denominado MATERIAL que construye el archivo necesario para la simulación de la cascada electromagnética en cada material.

Ordenadores

Todas las simulaciones presentadas en esta comunicación han sido realizadas en



ordenadores tipo PC PENTIUM de 100 a 300 MHz, siendo los tiempos de ejecución desde unas horas hasta varios días, dependiendo de la complejidad del problema abordado.

Simulación de fuentes radiactivas

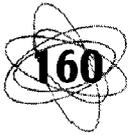
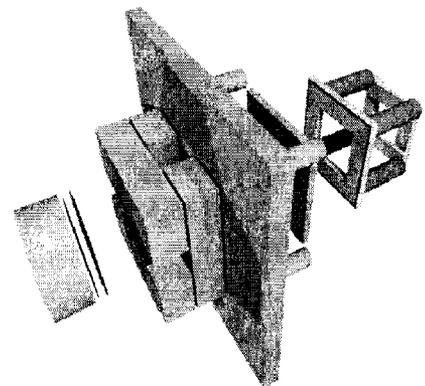
- a) ¹⁹²Ir: Se ha simulado la distribución de dosis alrededor de hilos de ¹⁹²Ir. Dichos hilos de longitud variable se han construido suponiendo un cilindro de Pt de diámetro 0.03 cm. Los hilos son sumergidos en diferentes materiales como agua o diversos tejidos humanos, a fin de poder determinar las funciones g(r). El número de historias simuladas siempre ha sido superior a los 500 millones, a fin de asegurar una buena estadística. Las energías de corte fueron de 1 keV para fotones y 80 keV para los electrones. Los resultados han sido comparados con los obtenidos mediante los algoritmos clásicos de cálculo (Integral de Sievert).
- b) ¹²⁵I: Se han simulado diversos modelos de fuentes de ¹²⁵I, en especial los modelos 6711 y 6702, normalmente utilizados en braquiterapia. Igual que en el apartado anterior, el número de historias simuladas ha sido lo suficientemente grande a fin de asegurar una buena estadística. En este caso las energías de corte se escogieron de 1 keV para los fotones y de 28 keV para los electrones. Los resultados obtenidos se han comparado con datos existentes en la bibliografía (10,11) y con los resultados obtenidos mediante un planificador BEBIG.
- c) ¹⁰⁶Ru: También se han simulado aplicadores oftalmológicos tipo CCA y CCB de ¹⁰⁶Ru. En este caso al ser el ¹⁰⁶Ru un emisor beta puro, se ha

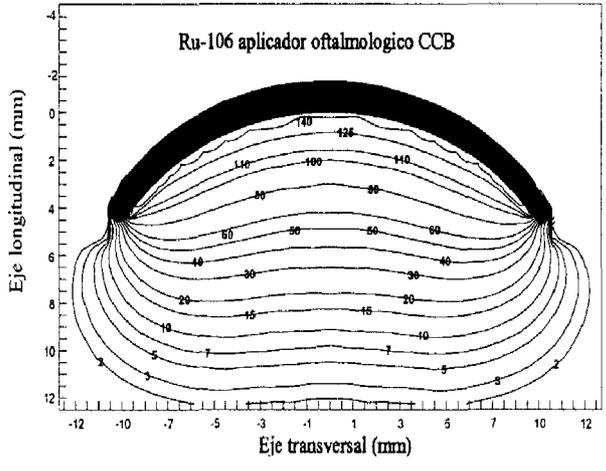
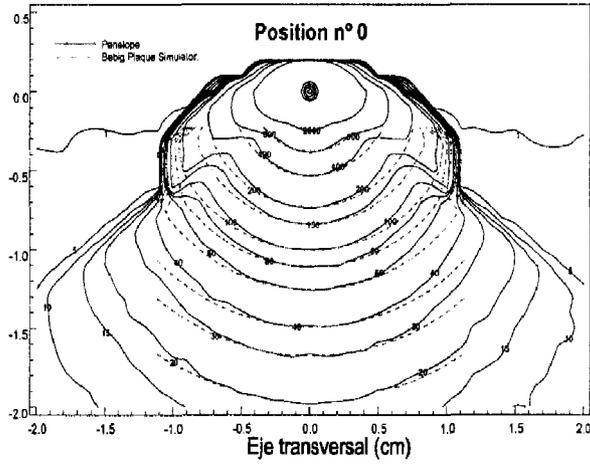
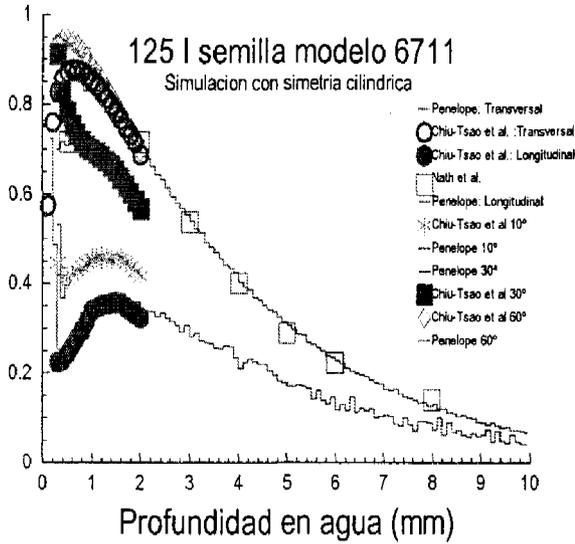
simulado la distribución de Fermi para obtener de una forma precisa el espectro energético inicial de los electrones. Los resultados también han sido comparados con datos obtenidos de la bibliografía (12).

- d) Simulación de un acelerador lineal: En la figura 1 se muestra la geometría simulada de un acelerador lineal marca Siemens modelo KDS de electrones de energías comprendidas entre 6 y 18 MeV. Dicha simulación ha sido comparada con datos experimentales obtenidos mediante detectores de semiconductor y cámaras de ionización planas tipo NACP en un maniquí de agua tridimensional. Esta simulación conlleva el cálculo de más de tres millones de electrones primarios y tiempos de computación del orden de una semana en un PC PENTIUM 300 MHz. Las energías de corte en este caso fueron fijadas en 10 keV para los fotones y 100 keV para electrones y positrones.

Resultados

En el caso de la simulación de un hilo de ¹⁹²Ir de 5 cm de longitud en agua, únicamente se encuentran diferencias significativas en el caso de angulaciones muy grandes, donde las aproximaciones de la Integral de Sievert ya no son válidas.

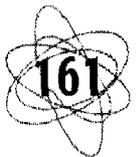


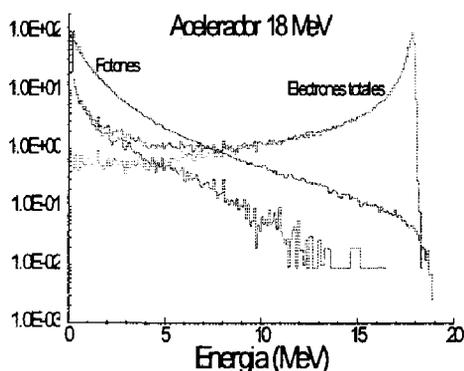
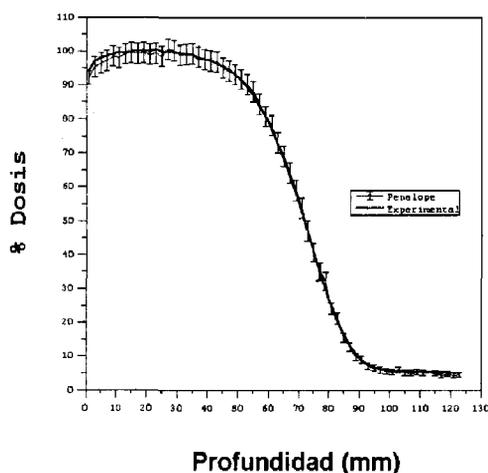


En la figura 2 está representado los valores de la dosis para una fuente de ^{125}I modelo 6711 y la comparación con resultados obtenidos por otros autores. La figura 3 representa las isodosis generadas por la misma fuente en un aplicador oftalmológico CCB, comparadas con las obtenidas mediante un planificador BEBIG versión 2.0. En esta figura puede claramente observarse las diferencias en las formas de las isodosis cerca de las paredes de oro del aplicador, mientras que en el eje central la similitud entre las isodosis es de reseñar.

En la figura 4 presentamos las curvas de isodosis de un aplicador de ^{106}Ru tipo CCB (13).

A modo de ejemplo en la figura 5 presentamos el rendimiento en profundidad obtenido en la simulación de un haz de electrones de energía nominal de 18 MeV para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una SSD de 100 cm. Los resultados se comparan con los obtenidos mediante una cámara de ionización. Puede observarse la buena concordancia entre los resultados obtenidos mediante la simulación y los experimentales. A reseñar la buena concordancia en la cola final producida por la radiación de frenado de los electrones. Asimismo, en la figura 6 presentamos los espectros de la fluencia electrónica y fotónica para dicho campo y energía del haz de electrones, en la superficie de un maniquí de agua (SSD=100cm).





Conclusiones

Como conclusiones únicamente reseñar que PENELOPE es una herramienta muy útil para el cálculo Monte Carlo debido a su gran fiabilidad y su relativa facilidad de manejo. También resaltar que trabajos futuros permitirán delimitar las ventajas de este código respecto a los ya existentes dentro de la comunidad científica internacional.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado gracias a una ayuda FISss nº 2111/97 del Ministerio de Sanidad Español.

Bibliografía

1. A. Nahum. Monte Carlo: what, why and how. *Proceedings of the Summer School on medical Physics (Radiotherapy)*. Part I. La Rábida. 1992.
2. MJ Berger. *Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles in Method in Computational Physics*. Vol 1 Eds. B Alder, S Fernbach and M Rotenberg. Academic Press. New York. 1963
3. DE Reaside. "Monte Carlo principles and applications". *Phys. Med. Biol.* 21:181. 1976.
4. P Andreo. "Monte Carlo techniques in medical radiation physics". *Phys.Med.Bio.*, 36(7):861. 1991.
5. A. Nahum. *Simulation of dosimetre response and interface effects, in Monte Carlo transport of electrons and photons*. EDS TM Jenkins, WR Nelson and A. Rindi. Plenum Press. New York. 1988.
6. MJ Berger and SM Seltzer. Electron and photon programs. Y: "Introduction and notes on program DATAPACC4; II". Notes on program *ETRAN-15*. Report NBS 9836-9837. Gaithersburg. 1968.
7. WR Nelson, H Hirayama and DW Rogers. "The EGS4 code system". *Stanford Liner Accelerator Centre Report SLAC 265*. Stanford. 1985.
8. GZ Molier. "Theorie der Streuung schneller Elektronen durch Materie". *Ann Phys.* 14:568.1932.
9. F. Salvat., JM. Fernández-Varea, J Baró and J. Sempau. PENELOPE, "an algorithm and computer code for Monte Carlo simulation of electron-photon showers". *CIEMAT report nº 799*. Madrid 1996.
10. CT Chiu-Tsao, L Anderson, B O'Brien and R. Sanna. "Dose rate determination for ^{125}I seeds". *Med. Phys.* 17(5):815. 1990.
11. R. Nath, AS Meigooni and A Meli. "Dosimetry on the transverse axes of ^{125}I and ^{192}Ir interstitial brachytherapy sources". *Med. Phys* 17:1032 1990.
12. J. Davelaar et al. "Dosimetry of ruthenium-106 eye applicators". *Med. Phys* 19(3):691. 1992.
13. A. Sánchez-Reyes et al. "Monte Carlo calculation of the dose distributions of two ^{106}Ru eye applicator". *Radiotherapy and Oncol.* (in press).



DOSIMETRÍA DE ALAMBRES Y RIBBONS INDIVIDUALES DE IRIDIO-192

Leopoldo David Mazzucco

Centro Médico Nuclear S.R.L. San Juan
Argentina
Gral. Paz 1552 (5800) Río Cuarto, Córdoba,
Argentina. tel/fax 54-058 648062 e-mail
jsar@arnet.com.ar

Introducción

Es práctica común efectuar implantes o aplicaciones intracavitarias con IR-192 en los cuales se cuenta con un único elemento lineal, ya sea alambre o ribbon de semillas, como el caso de algunos boost de bronquios, esófago o vías biliares; para estos casos como para aquellos en que se usan implantes planos pueden ser de utilidad los resultados de este trabajo.

El objetivo de este trabajo es presentar en forma de tablas la dosimetría de alambres y ribbons individuales de iridio de longitudes de 1 a 12 cm, para cada fuente lineal a lo largo del bisector perpendicular a las fuentes en tejido (agua) computadas para actividad lineal de 1 mCi/cm. en el caso de alambres, y 1 mCi/semilla para los ribbons. Las tablas son de uso directo, adaptables a casos particulares, y se facilitan gráficos logarítmicos de dosis en función de la distancia para interpolación y uso en la planificación de tratamientos.

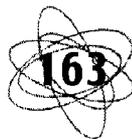
Método

El cálculo de la tasa de dosis de una fuente Lineal inmersa en un medio m (tejido, agua), ignorando cápsulas, se puede expresar:

$$\dot{D}(r) = \Gamma_k \frac{\rho}{h} \left(\frac{\mu}{\rho} ab \right)_{\text{air}}^m \int_{\theta_1}^{\theta_2} FDR\left(\frac{h}{\cos(\theta)}\right) d\theta$$

Siendo ρ la actividad lineal de la fuente en mCi/cm; h la distancia perpendicular a la recta que contiene el eje de la fuente; θ_1 y θ_2 son los ángulos de integración entre los extremos de la fuente y el punto de cálculo.

Γ_k es la constante de tasa de kerma en aire, $(\mu/\rho)_{\text{m/air}}$ es el cociente medio de coeficientes de absorción del medio m (agua) al aire; FDR(r) es la Función de Dosis Radial del Iridio, en agua (adimensional). $h/\cos(\theta)$ es la distancia entre el elemento de integración de la fuente y el punto de cálculo del espacio en cm. La FDR usada es la hallada por Thomason mediante simulación de Montecarlo, expresada como función polinomial por ser los más adecuados para alambres y semillas con capa externa de platino. Se resuelve numéricamente la integral de Sievert en todos los casos de alambres, y para las semillas sólo hasta los 2 cm de distancia de la fuente, considerándose puntuales a mayores distancias.



Resultados

Se muestra que para dos fuentes de idéntica actividad lineal y longitud total, una de semillas equidistantes a 1 cm (ribbon) , y un alambre la otra, las diferencias en tasa de dosis en posiciones cercanas pueden ser del 15%, corroborando que no se pueden usar tablas de alambres para semillas ni viceversa. Además se elaboraron tablas de uso práctico directo de la tasa de dosis en agua en cGy/hr para alambres y Ribbons de 1 a 12 cm de longitud, y desde 0.5 a 10 cm de distancia en el bisector perpendicular del implante

Palabras clave

Implantes de iridio-192, tablas, ribbons, alambres.

Introducción

Es práctica común efectuar implantes o aplicaciones intracavitarias con IR-192 en los cuales se cuenta con un único elemento lineal, ya sea alambre o Ribbon de semillas, como el caso de algunos boost de bronquios, esófago o vías biliares; en esos casos , muchas veces no se posee treatment planning, y el cálculo debe ser manual, el mismo es el caso de los cálculos para implantes según el método de París, cuando no se haga con algún protocolo o método (5,6) para implantes planos o de volúmenes.

El cálculo de la tasa de dosis de una fuente puntual inmersa en un medio m (tejido, agua), ignorando cápsulas, se puede expresar (1,2,3,8,9,10) :

$$\dot{D}(r) = \Gamma_k \frac{A}{r^2} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{air}}^m FDR(r)$$

Donde: Γ_k Es la constante de tasa de kerma en aire, cuyo valor numérico usado es : 4.11 cGycm²/h mCi, (equivale a una Constante de tasa de exposición de 4.69 R

cm²/mCi h. (7); $(\mu/\rho)_{\text{m/air}}$ es el cociente medio de coeficientes de absorción del medio m(agua) al aire, su valor es 1.11; A es la actividad en mCi de la fuente; FDR(r) es la función de dosis radial del iridio, en agua (adimensional); r es la distancia entre la fuente puntual y el punto de cálculo en centímetros.

En el caso de las fuentes lineales, que es el caso de los alambres o de las semillas, cuando el punto de cálculo se encuentra a menos de 2 cm. de distancia aproximadamente, la expresión para el cálculo de la tasa de dosis se transforma , pasando a contener la integral de Sievert (2,7).

$$\dot{D}(r) = \Gamma_k \frac{\rho}{h} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{air}}^m \int_{\theta_1}^{\theta_2} FDR\left(\frac{h}{\cos(\theta)}\right) d\theta$$

Siendo ρ la actividad lineal de la fuente en mCi/cm; h es la distancia perpendicular a la recta que contiene el eje de la fuente; y θ_1, θ_2 son los ángulos extremos de integración subtendidos por el punto de cálculo y el elemento de integración de la fuente. Se hace notar que para los valores de cómputo de las tablas, los puntos de cálculo se encuentran en el bisector perpendicular a la fuente, con lo que $\theta_1 = -\theta_2$.

En este caso se trata de fuentes sin cápsula por el hecho de que la misma se desprecia por su espesor (0.1 mm de Pt) y se ha tenido en cuenta al tomar la FDR para fuente puntual similar (3). Para el caso de semillas como las construidas por Best Industries, las mismas llevan acero inoxidable, y los resultados de simulaciones da que la FDR cambia el 1% por arriba del caso de platino, a los 4 cm de distancia, y luego decae nuevamente a mayores distancias(3) .

Método

La función de dosis radial que se eligió es la de Thomason, por ser la misma hallada por métodos de simulación de Montecarlo para el tipo de fuente descripta, la misma fue contrastada con mediciones experimentales en el mismo trabajo, además su coincidencia con los resultados de las simulaciones para fuentes sin cápsula, (11), en un fantoma de 15 cm de radio, (fantoma más aproximado a la situación clínica) está dentro del 2 % para distancias entre 2 y 6 cm de distancia. A fin de aclarar las diferencias entre los distintos ajustes que existen de la función de dosis radial, y los polinomios que ajustan el build-up y atenuación, (caso polinomios de Meisberger, ajustes de Angelopoulos (10), se hace notar que los mismos deben estar normalizados a 1 cm a fin de poder comparar, haciendo esto, se ha encontrado que el ajuste de los polinomios de Meisberger son 3% más bajos a partir de lo 3 cm de distancia, manteniéndose la diferencia, (es decir que la dosis se subestima al usarlos). Las comparaciones entre ajustes efectuados por simulación de Montecarlo y valores experimentales se referencian en otros trabajos (11).

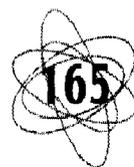
Resolución numérica de la integral de Sievert: se procedió por el método de Simpson.

Resultados

La forma más útil de efectuar cálculos manuales rápidos es a partir de la tasa de dosis a lo largo del bisector perpendicular al eje de la fuente, en la mitad de su longitud. A continuación se muestran las tablas con la tasa de dosis en tejido, en cGy/hr, para las distintas longitudes de alambres de 1 a 12 cm, desde 0.5 a 10 cm de distancia.

Las tablas 1 y 2 no pueden compararse por el hecho de que no corresponden a la misma actividad lineal, para ello se ha elaborado la tabla 3 en la cual se colocan a modo de ejemplo 3 fuentes lineales: de 4,8 y 10 cm de largo, correspondientes a las filas 4, 8 y 10 de las tablas 1 y 2, para actividad lineal de 1 mCi por cm, para lo cual los valores de la tabla 2 se han dividido por la actividad lineal correspondiente (valor de la 1ra. columna).

En ella (tabla 3) se puede observar que las diferencias a corta distancia son del orden del 15% para fuentes de 4 cm a 1 cm de distancia, esa diferencia cae a medida que se alarga la fuente; y a la distancia de 2 cm las diferencias son del orden del 8 %; para grandes distancias obviamente las diferencias tienden a cero por el hecho de que ambas se aproximan a fuentes puntuales.



Bibliografía

1. Dureix A. , "Quality assurance in Brachytherapy" Workshop on Q.A. in *Brachytherapy*, nov 1988, Bariloche.
2. Mazzucco L. *Estudio de distribuciones dosimétricas para fuentes de braquiterapia* Trab. de Licenciatura, FAMAF, 1991, Un. Nac. de Cba.
3. Thomason, Makie, Lindstrom, Higgins. "The Dose distribution surrounding 192-Ir and 137-Cs seeds sources". *Phys. Med. Biol.* 199, vo 136, no. 4, .
4. (no se incluye).
5. Casebow, "Dosimetry Tables for standar Ir-192 wire planar implants", *The British Jour. of Radiol*, 57, 515, 518, 1984.
6. Zviker, Schmidt, Ullrich, Schiller. "Planning of Ir-192 seed implants for boost irradiation to the breast". *Int. J. Rad. Oncol. B. Phys.* Vol, 11, no. 12, pp 2163, 2170, 1985.
7. Perez- Brady *Principles and Practice of Radiation Oncology* 2 ed. , Lippincott Company
8. Dale, R.G. Br. *J. Radiol.* 55, 748, 1982.
9. Thomason C. "Rad. Dose distr. from 192 Ir seeds at dist. far from the source" *Med. Phys.* 19, Jan, 1992.
10. Angelopoulos , Peris, Sakellarios, Sake... *et al.* "Accurate M.C. Calculation of combined att. and build-up factor" *Phys. Med. Biol.* 1991, vol. 36, no. 6, 763-778.
11. Mazzucco, Brunetto, Rubio "Radial Dose factor RDF for implants near the tissue -air interface", World Congress on *Med. Phys. and. Biom. E.* Aug. 1994, Rio, Brazil.



Tabla 1. Alambres - 192 Ir

h	0.5	1	1.5	2	2.5	3	4	5	6	7	8	9	10
L													
1	14.19	4.23	1.98	1.14	0.74	0.52	0.29	0.19	0.13	0.09	0.07	0.05	0.04
2	20.04	7.18	3.62	2.15	1.42	1.00	0.57	0.37	0.25	0.19	0.14	0.11	0.09
3	22.65	9.01	4.84	2.99	2.02	1.45	0.84	0.55	0.38	0.28	0.21	0.16	0.13
4	24.07	10.16	5.72	3.65	2.53	1.84	1.09	0.71	0.50	0.36	0.27	0.21	0.17
5	24.95	10.93	6.36	4.17	2.94	2.17	1.31	0.87	0.61	0.45	0.34	0.26	0.21
6	25.56	11.48	6.84	4.58	3.28	2.45	1.51	1.01	0.71	0.53	0.40	0.31	0.25
7	25.99	11.89	7.20	4.90	3.56	2.69	1.68	1.14	0.81	0.60	0.46	0.36	0.29
8	26.32	12.20	7.50	5.16	3.79	2.90	1.84	1.26	0.90	0.67	0.52	0.41	0.33
9	26.58	12.45	7.73	5.38	3.98	3.07	1.98	1.36	0.99	0.74	0.57	0.45	0.36
10	26.78	12.65	7.92	5.55	4.14	3.22	2.10	1.46	1.06	0.80	0.62	0.49	0.40
11	26.95	12.81	8.07	5.70	4.28	3.34	2.20	1.55	1.14	0.86	0.67	0.53	0.43
12	27.09	12.95	8.20	5.82	4.40	3.45	2.29	1.62	1.20	0.91	0.71	0.57	0.46

Valores de tasa de dosis en agua en cGy/hr

Actividad lineal = 1 mCi/cm

L = longitud del alambre [cm] ;

h = distancia perpendic. a la fuente a la mitad de la misma [cm].

Tabla 2. Ribbons de semillas - 192 Ir

Act lineal	nro. Sem	h \ L	0.5	1	1.5	2	2.5	3	4	5	6	7	8	9	10
2	2	1	21.30	7.29	3.68	2.18	1.43	1.01	0.57	0.37	0.26	0.19	0.14	0.11	0.09
1.5	3	2	24.50	9.10	4.90	3.01	2.03	1.46	0.84	0.55	0.38	0.28	0.21	0.16	0.13
1.33	4	3	25.60	10.16	5.75	3.67	2.53	1.84	1.10	0.71	0.50	0.36	0.28	0.21	0.17
1.25	5	4	26.68	10.98	6.38	4.19	2.95	2.18	1.31	0.87	0.61	0.45	0.34	0.26	0.21
1.2	6	5	27.20	11.48	6.85	4.59	3.29	2.46	1.51	1.00	0.71	0.53	0.40	0.31	0.25
1.17	7	6	27.70	11.92	7.22	4.91	3.56	2.70	1.69	1.14	0.81	0.60	0.46	0.36	0.29
1.14	8	7	27.97	12.20	7.50	5.16	3.79	2.90	1.84	1.26	0.90	0.67	0.52	0.41	0.33
1.13	9	8	28.27	12.46	7.73	5.38	3.99	3.07	1.98	1.36	0.99	0.74	0.57	0.45	0.36
1.11	10	9	28.47	12.65	7.91	5.56	4.14	3.22	2.10	1.46	1.07	0.80	0.62	0.49	0.40
1.10	11	10	28.65	12.83	8.08	5.70	4.28	3.34	2.20	1.55	1.14	0.86	0.67	0.53	0.43
1.09	12	11	28.77	12.95	8.21	5.83	4.40	3.46	2.30	1.63	1.20	0.92	0.71	0.57	0.46
1.08	13	12	28.90	13.07	8.32	5.93	4.50	3.55	2.38	1.70	1.26	0.96	0.76	0.60	0.49

Valores de tasa de dosis en agua en cGy/hr;

Actividad por semilla = 1 mCi, (Act. lineal en mCi/cm)

L = longitud total del Ribbon [cm] ;

h = distancia perpendic. al Ribb. a la mitad del mismo [cm].

Tabla 3: Comparación entre Alambres y Ribbons de semillas

Longitud	h =	1	1.5	2	5
4	Alambre	10.16	5.72	3.65	0.71
	Semilla	-8.78	5.10	3.35	0.70
8	Alambre	12.20	7.50	5.16	1.26
	Semilla	11.08	6.87	4.78	1.21
10	Alambre	12.65	7.92	5.55	1.46
	Semilla	11.66	7.34	5.18	1.41

Actividad lineal = 1 mCi por cm.



EMPLEO DE DEGRADADORES DEL HAZ EN ACELERADORES LINEALES CON FOTONES DE 10 MV

Lic. Rosana Sansogne,

Lic. Víctor Palacios,

Ing. Silvio Arbiser

Vidt Centro Médico - CETRO

Vidt 1924 - (1428) Buenos Aires - Argentina

Resumen

Este trabajo surge de la necesidad de utilizar un único Acelerador Lineal de Electrones de alta energía (10MV) para tratamientos radiantes que requieran mayores dosis en los niveles superficiales de tejido. Se analiza la interposición de degradadores de acrílico (spoilers) en el haz, especialmente para campos opuestos y paralelos en casos de cabeza y cuello. Se analizaron las posibles combinaciones de los siguientes parámetros: 1) tamaños de campo definidos al isocentro (100 cm) de 6 x 6 cm², 8 x 8 cm² y 10 x 10 cm²; 2) distancia superficie-spoiler (DSS) de 4, 7 y 10 cm y 3) spoilers de diferentes espesores de 1.1 y 1.5 cm. Se observa un desplazamiento de la dosis máxima hacia la superficie y un aumento de las dosis porcentuales en la zona de build-up cuando se acerca el spoiler y/o aumenta su espesor. Se verifica que el empleo de los spoilers, mantiene la simetría y la planitud del haz dentro de los márgenes aceptables clínicamente. Una vez analizados los resultados obtenidos, se propone como método de cálculo incorporar un factor de atenuación.

Palabras clave

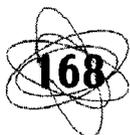
Radioterapia, acelerador lineal, spoiler, degradadores del haz, cabeza y cuello.

Introducción

Este trabajo surge de la necesidad de utilizar un único Acelerador Lineal de Electrones de alta energía (10MV) para tratamientos radiantes que requieran mayores dosis en los niveles superficiales de tejido.

Como es sabido, la distribución dosimétrica en profundidad para un haz de fotones de 10MV se caracteriza por un crecimiento gradual de la dosis absorbida (build-up) desde un cierto valor, propio para cada equipo, hasta el máximo de dosis que se produce a una profundidad cercana a los 25 milímetros.

Para subsanar este inconveniente en los casos terapéuticos que requieren mayores niveles de dosis, se analiza la interposición de degradadores de acrílico (spoilers) en el haz, de manera de obtener una adecuada dosis en las capas más superficiales de tejido. En particular, el empleo de campos opuestos y paralelos para casos de cabeza y cuello con fotones de 10 MV, provee una distribución de dosis inadecuada en las regiones cercanas a la superficie. La necesidad de irradiar ganglios linfáticos que pueden hallarse a 5 mm por debajo de la piel,



nos lleva a investigar el uso de degradadores del haz de modo de obtener distribuciones dosimétricas similares a las de Co-60 en dicha región.

Materiales y métodos

Las mediciones se realizaron en un Acelerador Lineal de Electrones Siemens Mevatron 74 con 10 MV de potencial acelerador y los beam spoilers se diseñaron en diversos espesores de perspex.

Se empleó un fantoma sólido con placas individuales de perspex.

Se irradiaron películas Kodak X-Omat V para obtener: a) la curva sensitométrica; b) las distribuciones de dosis en profundidad sin beam spoilers; c) las distribuciones de dosis en profundidad con beam spoilers; y d) las distribuciones de dosis para evaluar la homogeneidad (simetría, planitud y penumbra).

En b) y c) las películas se ubicaron horizontalmente sobre la camilla con el gantry del equipo a 90°. En a) y d) las películas se ubicaron perpendicularmente a la camilla con el gantry del equipo a 90°. En d) las películas se ubicaron a una profundidad de 8,66 cm de perspex (equivalentes a 10 cm de agua).

Todas las películas (las irradiadas y las de background) fueron procesadas en una reveladora automática Dupont Cronex T6 en iguales condiciones de revelado.

Las placas fueron leídas con un fotodensitómetro digital Victoreen Modelo 07-424.

Se analizaron las posibles combinaciones de los siguientes parámetros: 1) tamaños de campo definidos al isocentro (100 cm) de 6 x 6 cm², 8 x 8 cm² y 10 x 10 cm²; 2) distancia superficie-spoiler (DSS) de 4 , 7 y 10 cm y 3) spoilers de diferentes espesores de 1.1 y 1.5 centímetros.

Se utilizó una cámara de Markus junto a un electrómetro PTW Dosimotor DL4-DI4 para verificar los PDD (Percentage Depth Doses) hallados con las películas en la zona

de build-up y para obtener las distintas lecturas en los diferentes máximos obtenidos a partir de las películas.

Resultados

El análisis de los resultados obtenidos permite corroborar el comportamiento previsto teóricamente.

Se observa un desplazamiento de la dosis máxima hacia la superficie y un aumento de las dosis porcentuales en la zona de build-up cuando se acerca el spoiler y/o aumenta su espesor (figura 1).

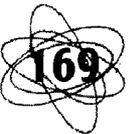
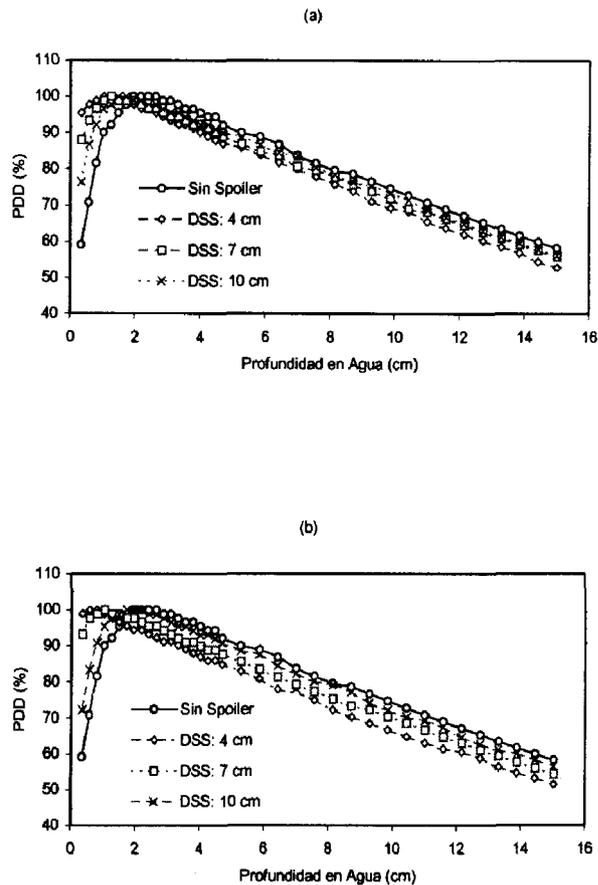


Figura 1. PD's vs Profundidad en agua para un campo de 8 x 8 cm² y DSS = 4, 7 y 10 cm (a) Sin/Con spoiler de 1.1 cm, (b) Sin/Con spoiler de 1.5 centímetros

Se comprueba que los valores de PDD obtenidos con la cámara de Markus y con las películas son coincidentes, dentro de las tolerancias experimentales (figura 2).

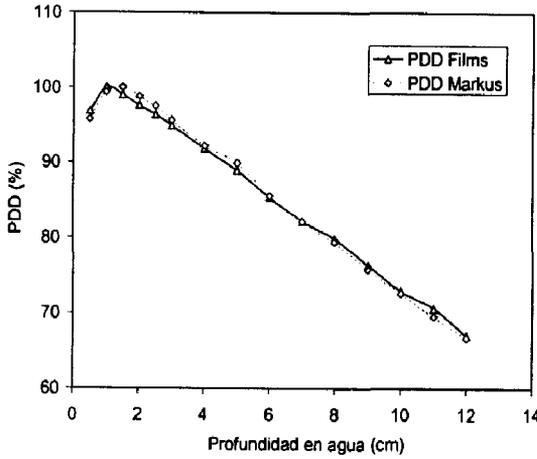


Figura 2: Comparación de los resultados de PDD obtenidos con películas y con cámara de Markus para un tamaño de campo de 10 x 10 cm², espesor de spoiler de 1.5 cm y DSS = 7 cm.

Se verifica que el empleo de los spoilers, mantiene la simetría y la planitud del haz dentro de los márgenes aceptables clínicamente (figura 3).

Se evalúa la distribución dosimétrica en el eje central para campos opuestos y paralelos con y sin spoilers (figura 4)

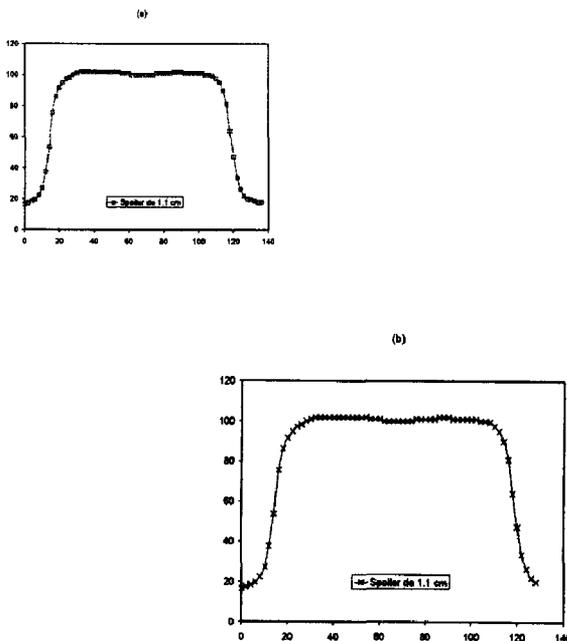


Figura 3: Homogeneidad del haz para un campo de 10 x 10 cm² con spoiler de 1.1 cm de espesor y DSS = 7 cm (a) Cross-plane, (b) In-plane

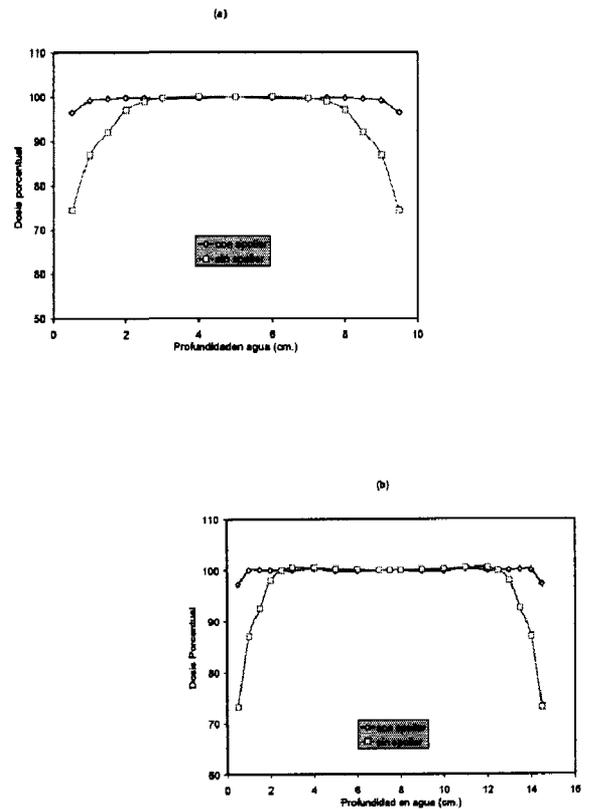


Figura 4: Comparación de PDD para campos opuestos y paralelos normalizados a plano medio para tamaño de campo de 10 x 10 cm², espesor de spoiler de 1.5 cm y DSS 7 cm (a) diámetro de 10 cm, (b) diámetro de 15 centímetros

Se efectuaron mediciones absolutas en los máximos de PDD con y sin spoilers, para los diversos espesores y separaciones.

Una vez analizados los resultados obtenidos, se propone como método de cálculo incorporar un factor de atenuación definido como:

$$Fat = L_{csp\ 2,5} / L_{ssp\ 2,5}$$

Donde :

- Fat es el factor de atenuación por interposición del spoiler;
- $L_{csp\ 2,5}$ y $L_{ssp\ 2,5}$ son las lecturas obtenidas a una profundidad de 2,5 cm de agua con y sin interposición del spoiler, respectivamente.

Se verifica experimentalmente que para todo spoiler y para todo tamaño de campo, la dispersión de los Fat es $\leq 1\%$. Por lo tanto, se define un Fat para cada espesor de spoiler.



Para la distancia superficie-spoiler de 4 cm, el cálculo se efectúa como si fuera un bolus.

Espesor de spoiler = 1.5 cm

Conclusiones

Los resultados obtenidos confirman la aplicabilidad clínica de los degradadores de haz para las diversas patologías que se presentan en cabeza y cuello.

Variando el espesor del degradador y su separación respecto a la superficie, se logra una gran diversidad de valores dosimétricos, lo cual permite tratar situaciones terapéuticas particulares, incluyendo casos que requieran aumentar las dosis en niveles muy superficiales. Resulta de suma utilidad práctica emplear una tabla que permita al físico elegir el beam spoiler adecuado, según el requerimiento determinado por el médico (tabla 1).

Tabla 1: Porcentaje de dosis en profundidad en zona de build-up

Campo: 10 cm. X 10 cm - D.F.S. = 95 cm.

Espesor de spoiler = 1.1 cm

Distancia superficie- spoiler

Prof. (cm)	4 cm	7 cm	10 cm
0.5	98.0	96.5	91.7
0.8	98.9	98.9	96.9
1.0	100.0	100.0	98.9
1.2	100.0	100.0	99.7
1.5	99.0	100.0	100.0
1.8	98.5	98.5	99.6
2.0	97.5	97.9	98.9
2.5	95.0	96.5	98.5

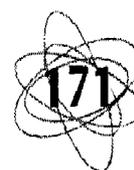
Distancia superficie- spoiler

Prof. (cm)	4 cm	7 cm	10 cm
0.5	100.0	97.0	91.0
0.8	100.0	98.9	95.8
1.0	99.1	99.9	97.6
1.2	98.0	100.0	98.7
1.5	96.9	98.9	100.0
1.8	95.2	97.9	99.6
2.0	93.6	97.7	98.7
2.5	92.5	96.5	97.5

Evaluando diversos casos clínicos con un Sistema Computarizado de Planificación, se confirman las ventajas de emplear los degradadores del haz para patologías de cabeza y cuello que así lo requieran.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer al doctor Eduardo Barrios por su valiosa colaboración en los aspectos clínicos del trabajo y al Ingeniero Víctor Suárez por sus importantes sugerencias.



Bibliografía

1. Hideo Kubo, Ph.D., Michel D. Rusell, B.S. and C.C. Wang, M.D.: "Use of 10MV spoiled X Ray Beam for treatment of head and neck tumors", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 1982, vol. 8, pp. 1795-1798.
2. Harold E. Johns, Ph.D. and John R. Cunningham, Ph.D.: *The Physics of Radiology*, Fourth Edition.



MX9900150

OPTIMIZACIÓN EN BRAQUITERAPIA CON LA IMPLEMENTACIÓN DE LA RADIOBIOLOGÍA

*María del Pilar Durán,
Victor J. Bourel, Isabel
Rodríguez, Marcela de la
Torre & Sandra Cáneva*

*Braqui S.R.L. Viamonte 1861, Buenos Aires
Argentina*

Introducción

En los tratamientos planificados de braquiterapia, con alta tasa de dosis (HDR), los algoritmos de optimización utilizados se basan en consideraciones dosimétricas y/o geométricas ignorando la respuesta radiobiológica del tejido tratado. En este trabajo queremos mostrar la implementación de conceptos radiobiológicos en la optimización.

Existen diferentes modelos de algoritmos de optimización: Optimización en Geometría, Optimización en Puntos de Dosis, NO Optimización; para evaluar los tiempos que la fuente debe parar en las estaciones, para una dada geometría del implante, con el fin de obtener una mejor calidad de implante. Dado que las sutiles diferencias que resultan en la distribución de dosis entre cada modelo de optimización, no son visibles en un plano de isodosis, se estudia, como se hace clásicamente, la calidad de un implante a través de los histogramas naturales de volumen de dosis y los parámetros resultantes de los mismos como la Uniformidad y el factor F_v , ambos con significado de interés clínico, así como también la dosis de referencia indicada por

el Radioterapeuta.

En particular este estudio se aplica a implantes en mama, que resultan de los protocolos de terapia conservadora en los pacientes con cáncer de mama, en los primeros estadios del desarrollo del mismo. En estos casos luego de la excisión del tumor, se realiza un "boost" en el lecho tumoral con el fin de incrementar la probabilidad de control tumoral y también se utiliza radioterapia externa.

Teniendo en cuenta que todo el tratamiento radiante, se realiza en el lecho tumoral: "tejido mamario sano", es de sumo interés analizar la Probabilidad de necrosis que ocasiona la elección de algún modelo de optimización.

Por lo tanto, la Probabilidad de Necrosis es otro parámetro que permite llevar a cabo la elección del "mejor implante".

La probabilidad de necrosis se obtiene a partir de la Fórmula Logística, desarrollada por Flickinger y su equipo para radiocirugía, a la cual se le realizan las modificaciones necesarias para aplicarla a los implantes de mama.



Todos los puntos mencionados que permiten determinar la calidad de un implante se estudian a través de dos configuraciones: una geométrica ideal desarrollada de acuerdo al Modelo de París y un segundo implante, cuya geometría sigue los lineamientos del Modelo de París, pero es el resultante de una aplicación a un paciente.

En ambos casos los tiempos de detención de la fuente de Ir-192, de alta tasa de dosis, son calculados con un planificador, provisto para un sistema de retrocarga a control remoto: Microselectron HDR (Nucletron), para cada uno de los modelos de optimización.

Materiales y métodos:

Los equipos de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) generalmente vienen acompañados por software que permiten optimizar la distribución de dosis en un implante de acuerdo a los algoritmos de optimización (en puntos de dosis, en geometría) y una variación de las reglas de distribución de Paterson-Parker.

La elección de optimizar en puntos de dosis, una optimización en geometría o alguna otra se hacen de acuerdo a las necesidades de cada caso. En un implante donde una distribución "Uniforme" de dosis es deseable como en los boost de mama, luego de un tratamiento conservador, los histogramas Naturales de Dosis-Volumen son la herramienta clásica. La formulación de un histograma de volumen de dosis para braquiterapia implica suprimir los efectos de la ley inversa de los cuadrados, ya que esta dependencia enmascara cualquier variación interesante de volumen. La evaluación numérico visual del histograma representa parte de la calidad del tratamiento braquiterapéutico, a través de factores como U (Uniformidad, proporcional, al volumen de tratamiento, e inversamente proporcional

al volumen encerrados por la isodosis de tratamiento y la isodosis "infinita", por lo tanto un implante que entregue una dosis uniforme al volumen de tratamiento tendrá $U \gg 1$), F_v (Un parámetro que indica cuando el pico se extiende fuera del volumen de tratamiento, lo cual significa que la región periférica al volumen de tratamiento esta siendo sobredosada).

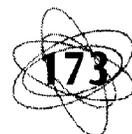
Para seleccionar el modelo de optimización a utilizar, se introducen conceptos radiobiológicos a través del Modelo Lineal Cuadrático y la Fórmula Logística en un implante para la evaluación de la probabilidad de complicaciones, resultante de cada optimización y la comparamos con los resultados del Histograma Natural de Dosis-Volumen.

Modelo Lineal cuadrático - Dosis de Efectividad Biológica.

El objetivo clínico de la radioterapia es obtener para cada paciente la máxima probabilidad de cura del cáncer minimizando el daño al tejido normal. Para ello, se practican distintos modos de tratamiento: HDR, LDR, fraccionamiento, etc.

Con el fin de comparar la efectividad de estos tratamientos y la equivalencia entre ellos, Ellis (1967) introduce el concepto de Dosis Nominal Estándar (NSD)¹⁵, posteriormente se introduce el factor TDF (Tiempo, Dosis, Fraccionamiento) y otros conceptos como CRE (Cumulative Radiation Effect). Estos modelos no tienen bases biofísicas o radiobiológicas, no tienen en cuenta el volumen irradiado, etc. Como consecuencia se introduce el Modelo Lineal Cuadrático (LQM) que relaciona los efectos del fraccionamiento de la curva de sobrevivencia celular en términos de los parámetros α y β , siendo estos últimos propios de cada tejido u órgano.

La dosis de efectividad biológica (BED), coincide con el valor de ERD (Extrapolated Reponse Dose) la cual es la dosis requerida para producir el mismo efecto con un



número infinito de fracciones infinitesimalmente pequeñas.

Se debe tener en cuenta que el ERD es un factor muy importante que permite comparar diferentes tratamientos, analizar la respuesta total de una sucesión de los mismos o planificar nuevos protocolos. Por lo tanto, como es una función lineal del número de fracciones, por lo tanto si se realizan diferentes tratamientos se puede analizar la respuesta biológica total como la suma de los efectos producidos por cada uno de los tratamientos. Siendo el ERD_{total} :

$$ERD(LQM) = K_1 n d \left[1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \left(\frac{v}{V} \right)^{-1/\kappa} f(T/N) \right] D$$

onde:

K_1 : es un factor de escala tal que ERD(LQM) = 100, cuando el órgano es totalmente irradiado con una dosis que produce el 5% de complicaciones.

n : Número de fracciones

d : Dosis por fracción

T : Tiempo total del tratamiento (días)

$f(T/N)$: es el factor que tiene en cuenta el tiempo promedio entre fracciones

$$f(T/N) = (T/N)^{-\tau}$$

v : Volumen irradiado del órgano.

V : Volumen total del órgano en cuestión.

v/V : Volumen parcial.

$-1/k$: Exponente correspondiente al vol. parcial.

$\alpha, \beta, \tau, \kappa$: Constantes que dependen del tejido que se este tratando.

Los modelos exponenciales que relacionan los efectos de la dosis de radiación, el fraccionamiento y el tiempo (TDF), no tiene en cuenta el volumen que ha sido irradiado. Orton y Cohen han presentado algunas modificaciones al LQM y al TDF, en la cuales se incluye las correcciones por volumen, También Orton introdujo un método en el cual integra valores de TDF y LQF sobre diferentes volúmenes²¹. Estos modelos son válidos en radioterapia convencional, para grandes campos. En

braquiterapia la utilidad de las mismas es limitada.

Debido a las limitaciones de los modelos anteriormente mencionados J. C. Flickinger^{22,23} introduce la Fórmula Integral Logística (ILF: Integrated Logistic Formula), para el cálculo de probabilidad de complicaciones en radiocirugía (tratamiento para lesiones cerebrales en el cual se practica una única aplicación con alta dosis).

La ILF es una expresión de tolerancia radiobiológica, la cual se obtiene teniendo en cuenta los resultados reportados experimentalmente para irradiación parcial o total del volumen del órgano en cuestión. Esta fórmula ofrece un modelo razonable de estimar los riesgos de necrosis para una distribución de dosis de radiación.

En este trabajo se generaliza la expresión obtenida por J. C. Flickinger, con el objetivo de calcular la probabilidad de complicaciones (radionecrosis) en un volumen mamario, irradiado con HDR, de acuerdo al protocolo de Terapia Conservadora de Mama.*

La probabilidad de complicaciones, para un órgano irradiado totalmente con una dosis D se obtiene con la siguiente expresión²²:

$$P(D) = \left\{ \left[\frac{NTD_2(D_{50})}{NTD_2(D)} \right]^k + 1 \right\}^{-1}$$

Donde:

$NTD_2(D_{50})$: Dosis Total Normalizada a 2Gy por fracción administrada al volumen de referencia (órgano completo) la cual produce una probabilidad de daño del 50%.

$NTD_2(D)$: Dosis administrada (D) ,normalizada a 2 Gy por fracción.

La probabilidad de necrosis para una dosis (d) uniforme, administrada en un volumen $v < V$ (V:Volumen total del órgano irradiado). está dada por²⁴:

$$P(d, v) = 1 - \left\{ 1 - \left[\left(\frac{NTD_2(D_{50})}{NTD_2(d)} \right)^k + 1 \right]^{-1} \right\}^{v/V}$$



se ha trabajado bajo la hipótesis de que la dosis administrada es uniforme en todo el volumen. Pero en la práctica este hecho no sucede, por lo tanto, se debe calcular la probabilidad de no complicación para volúmenes parciales, en los que la hipótesis de uniformidad de dosis es válida. Entonces la probabilidad total de no complicación resulta de producto de las probabilidades individuales de los volúmenes parciales considerados:

$$1 - P(d_0, d_1, \dots, d_n, V) = \prod_{i=1}^n \left\{ \left(\frac{NTD_2(d)}{NTD_2(D_{50})} \right)^k + 1 \right\}^{-v_i/V}$$

Por ende, la probabilidad de necrosis, para un órgano irradiado en forma no uniforme está expresada por:

$$P(d_0, d_1, \dots, d_n, V) = 1 - \prod_{i=1}^n \left\{ \left(\frac{NTD_2(d)}{NTD_2(D_{50})} \right)^k + 1 \right\}^{-v_i/V}$$

Donde:

n: Número de volúmenes parciales.

V: Volumen total del órgano.

v_i : Volumen parcial que recibe una dosis uniforme d_i

k: Constante utilizada para el cálculo del ERD(LQM)**

En estas ecuaciones se observan tres parámetros clínicos: el volumen total del órgano, el valor de la dosis que produce el 50% de complicaciones, cuando se irradia el órgano totalmente y el exponente k.

Si bien los resultados obtenidos por Flickinger, en primera instancia corresponden a radiocirugía, se puede aplicar al cálculo de probabilidad en tejido mamario, si los parámetros utilizados en todas las etapas de la evaluación de esta expresión corresponden al órgano en cuestión.

Resultados

Para un implante ideal con la geometría del Sistema de París y un implante real siguiendo la misma geometría, ambos con

dos planos conteniendo tres catéteres cada plano., se realiza un análisis detallado a partir de los histogramas de volumen de Dosis y un exhaustivo análisis de la Probabilidad de necrosis.

En ambos casos la isodósica de referencia es de 450 cGy y el volumen de referencia de 60 cm³ (Impl. Ideal) y 80 cm³ (Impl. Paciente/Real).

Tabla 1: Implante Ideal - Resultados a partir del Histograma de Volumen de la Dosis

Parámetros para la evaluación de la calidad del implante						
	Op. En Geometría		Op. En Ptos de dosis		No optimizacion	
	P. Base	P. Dosis	P. Base	P. Dosis	P. Base	P. Dosis
D _{1D} (cGy)	411.6	214.2	400.0	388.4	401.3	392.2
V _{1D} (cm ³)	71.20	76.45	70.62	74.98	70.76	74.13
D _{TD} (cGy)	450.0	450.0	450.0	450.0	450.0	450.0
V _{TD} (cm ³)	60.91	59.96	62.23	60.42	58.37	59.98
D _{HD} (cGy)	780.7	757.4	872.0	729.2	823.4	777.7
V _{HD} (cm ³)	7.10	7.75	6.10	7.24	5.93	7.32
V _i (cm ³)	53.81	52.82	56.14	53.18	52.45	52.67
V _p (cm ³)	64.09	68.70	64.53	67.74	64.84	66.81
W	0.705	2.587	0.822	0.762	0.783	0.789
W _i	0.562	0.542	0.629	0.515	0.596	0.560
U	1.91	1.61	1.66	1.71	1.77	1.59
F _i	0.169	0.262	0.135	0.241	0.212	0.236

Gráfico 1: Probabilidad de necrosis considerando un volumen mamario total de tamaño pequeño, mediano y grande: 250, 300 y 350 cm³, respectivamente.

Tabla 2: Implante Real - Resultados a partir del Histograma de Volumen de la Dosis

Parámetros para la evaluación de la calidad del implante						
	Op. en Geometría		Op. en Puntos de dosis		No Optimización	
	P. Base	P. Dosis	P. Base	P. Dosis	P. Base	P. Dosis
D _{1D} (cGy)	376.8	369.0	382.60	360.60	375.90	362.20
V _{1D} (cm ³)	111.5	116.1	103.8	120.2	113.1	115.8
D _{TD} (cGy)	450.0	450.0	450.0	450.0	450.0	450.0
V _{TD} (cm ³)	79.80	80.52	79.05	78.09	78.92	78.47
D _{HD} (cGy)	863.1	831.6	898.7	825.2	812.4	862.4
V _{HD} (cm ³)	11.0	10.44	12.94	12.30	10.30	8.84
V _i (cm ³)	68.8	70.08	66.11	65.79	68.62	69.63
V _p (cm ³)	100.4	105.64	90.90	107.9	102.8	106.9
W	0.929	0.949	0.921	0.991	0.898	1.007
W _i	0.623	0.602	0.645	0.597	0.588	0.623
U	1.57	1.45	1.39	1.41	1.62	1.42
F _i	0.396	0.442	0.314	0.539	0.434	0.476

Gráfico 3: Probabilidad de necrosis considerando un volumen mamario total de tamaño pequeño, mediano y grande: 250, 300 y 350 cm³, respect



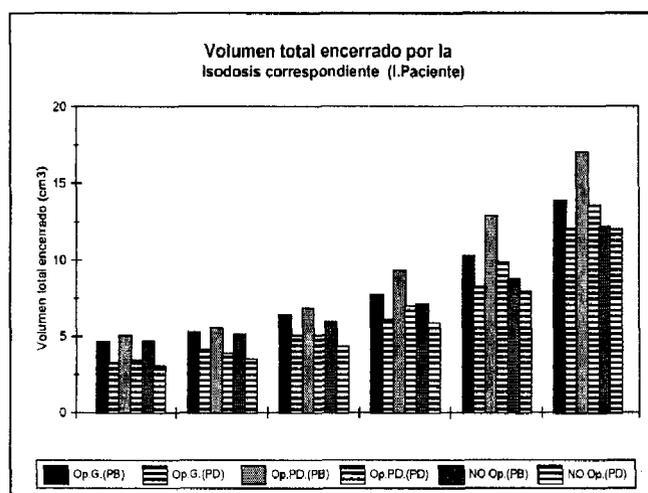
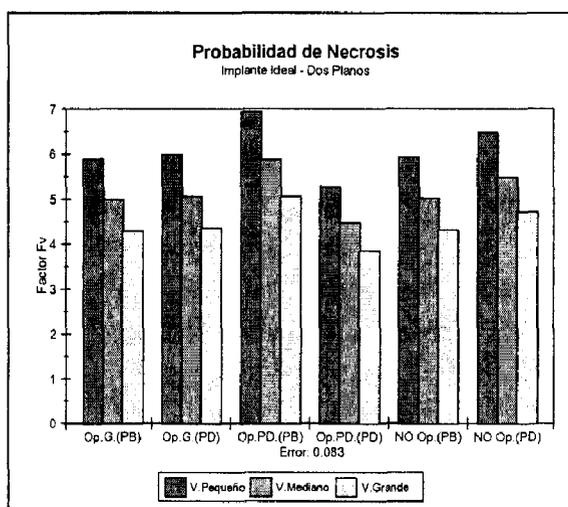


Gráfico 2: Volúmenes totales encerrados por las isodosis de mayor dosis, para cada modelo de optimización y cada uno de los puntos de referencia correspondiente.

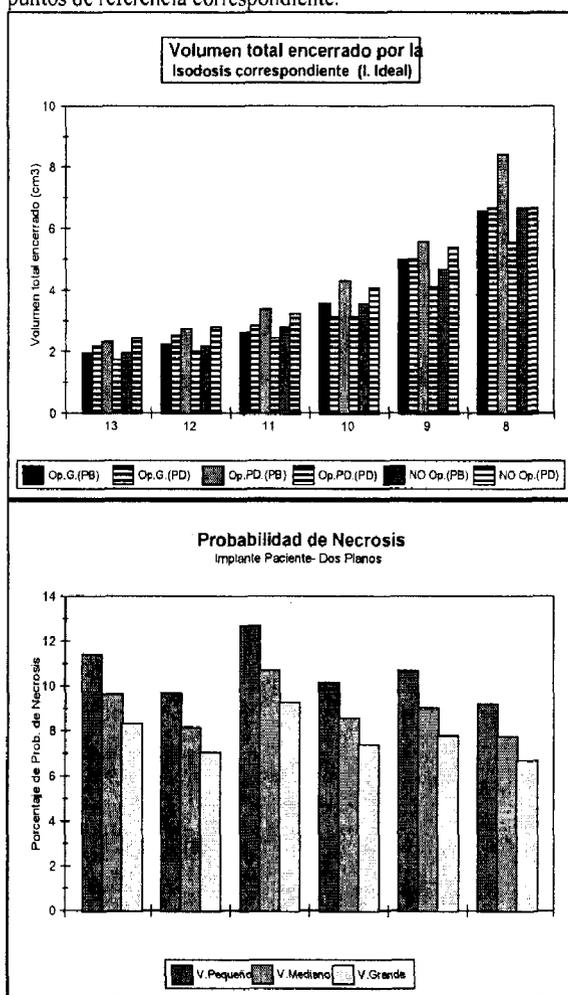
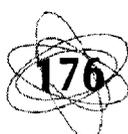


Gráfico 4: Volúmenes totales encerrados por las isodosis de mayor dosis, para cada modelo de optimización y cada uno de los puntos de referencia correspondiente.

Conclusiones

Clásicamente se considera “mejor implante” a aquel cuyos parámetros de uniformidad y F_v son máximo para el primero y mínimo para el segundo. Mayor uniformidad implica físicamente que la dosis administrada al volumen de tratamiento es lo mas uniforme posible y sufre el menor gradiente de dosism mientras que obtener el mínimo en el factor F_v indica que la región periférica al volumen de tratamiento recibe la mínima dosis posible. Analizando los parámetros mencionados en la tabla 1 se puede observar que el modelo de optimización que arroja la mayor uniformidad es: Optimización en geometría, en volumen, tomando como puntos de referencia los puntos base. Pero en este caso el valor de mayor uniformidad no se correlaciona con el mínimo de F_v , dado que este mínimo corresponde a la Optimización en Punto de Dosis, siendo los puntos de referencia los puntos base. Para estos modelos de Optimización se observa que si bien tienen un extremo en alguno de los parámetros, dados a través del histograma, la probabilidad de necrosis resultante en ambos casos no coincide con el mínimo valor calculado (ver graf: 1), tomando como referencia cada volumen total mamario. El mínimo de probabilidad de necrosis corresponde al modelo de Optimización en Puntos de Dosis, siendo la



referencia los puntos de dosis.

El graf: 2 contiene los volúmenes encerrados por diferentes curvas de isodosis. Comparando los volúmenes para las isodosis de mayor valor, se verifica que los menores volúmenes corresponden cuando el modelo de optimización utilizado es Op. en punto. de dosis, en pto de dosis. Además es notorio que para las isodosis mayores que la de 4.5 Gy los volúmenes encerrados son bastante fluctuantes para un modelo de optimización u otro, mientras que para las isodosis de menor valor prácticamente no hay diferencias significativas.

El implante ideal es un implante simétrico lo que hace que independientemente del modelo de optimización la distribución de los tiempos relativos tengan una total simetría. El volumen encerrado por una isodosis tiene una dependencia cúbica con el tiempo que la fuente permanece detenida en cada estación, trayendo como consecuencia que pequeñas variaciones en los tiempos de detención, introduzcan grandes variaciones en los volúmenes encerrados por las curvas de mayor dosis

Por ende, los tiempos de detención de la fuente, juntamente con la geometría del implante, nos lleva a conformar los volúmenes encerrados por las isodosis de mayor valor provocando que si el volumen encerrado por las mismas es mayor la probabilidad de necrosis se incrementa.

La probabilidad de necrosis disminuye a medida que el volumen total del órgano en cuestión aumenta, independientemente del modelo de optimización. El mismo examen se puede realizar en el casos de un implante real (implante paciente), donde los resultados son:

Máxima uniformidad: no optimización en puntos base.

Mínimo F_v: Opt. en Pto de dosis (en pto base).

Mínima probabilidad de necrosis: no optimización en puntos base.

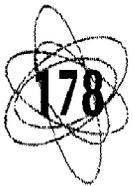
En este caso hay coincidencia entre mayor uniformidad y menor probabilidad de necrosis en el modelo de optimización. Pero lo que se verifica en este implante como en el anterior es que la menor probabilidad de necrosis corresponde con aquel modelo de optimización cuyas curvas de isodosis de mayor valor encierran los volúmenes mas pequeños.

Es necesario hacer una evaluación a través de la Fórmula Logística, en cada implante para seleccionar el algoritmo de optimización que da el mejor resultado: "Una menor probabilidad de complicaciones con los mismos resultados dosimétricos".



Bibliografía

1. N.A. Jelley: "Fundamentals of nuclear physics". Cambridge Univ. Press, N.Y.-1990.
2. H. E. Johns, "The physics of radiology". Charles C. Thomas Publisher, U.S.A.-1983
3. Meisberger, Keller, Shalek: "The effective attenuation in water gamma rays of gold-198, iridium-192, caesium-137, radium-226 and cobalt-60". Radiology 90: p953, 1968
4. Aiz M. Khan, "The Physics of Radiation Therapy". Williams & Wilkins, USA.-1994,
5. Lowell L. Anderson: "A Natural Volume-dose histogram for brachytherapy". Department of Medical Physics, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, N.Y. 10021. Medical Physics 13(6), 898-903. Nov/Dec 1986.
6. F. Williamson: "Brachytherapy training course" Mexico- 1995.
7. B. Pierquin, A. Dutreix et al. "The Paris System in Interstitial Radiation Therapy". Acta Radiologica Oncology 17- 1978 (Fascículo 1)
8. Dutreix A. Can we compare systems for interstitial therapy?. Rad.Oncol. 1988:13:127
9. A. A. Martinez, C.G.Orton, R.F. Mould: "Brachytherapy HDR and LDR Remote afterloading: State of the art ". Michigan, USA. 1989 capitulos: 15 y 16.
10. G.K. Edmundson, R. van der Laarse, R.W. Luthmann, T.P.E. Prins: "Metodo de optimizac. para el manejo de grandes implantes irregulares" pag:21-32.
11. D. A. Low, J. F. Williamson: "The evaluation of optimized implants for idealized implant geometries" Med. Phys. 22 (9), 1995
12. C.G. Orton: A simplification in the use of the NSD concept in practical radiotherapy. British Journal of Radiology, 46, 1973.
13. C. G. Orton: Recent Developments in Time-Dose Modelling. Australasian Physical & Engineering. Sciences in Medicine. vol 14, Numero 2, P. 57-64. 1991.
14. R.J. Yaes, "Some implications of the Linear Quadratic Model for tumor control probability". Int. J. Radiation Oncology Biol.Phys. Vol.14,p 147-157.
15. R.J. Yaes : On using the Linear Quadratic Model in daily clinical Practice. Int. J. Radiation Oncol. Biol.Phys. Vol.12,p 1353-1362. 1991.
16. J. F. Fowler: The Radiobiology of Brachytherapy. Brachytherapy HDR and LDR capitulo 12. pag.121-137. 1989.
17. C. G. Orton: A unified approach to dose-effect relationships in radiotherapy. I: Modified TDF and Linear Quadratic Equations. Int. J. Radiation Oncol.Biol.Phys. Vol.14,p 549.1988.
18. Orton, C. G. : A unified approach to dose effect relationships in radiotherapy. II: inhomogeneous dose distributions. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 14: 557-560 :1988.
19. Flickinger, J. C. : An Integrated Logistic Formula for prediction of complications from radiosurgery. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 17: 879-885:1989.
20. Flickinger, J. C. : Estimation of complications for linear accelerator radiosurgery with the Integrated Logistic Formula. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 19: 143-148 :1990.
21. Schutteiss, T.E., Orton, C.G.: Models in radiotherapy: volume effects. Med. Phys 10: 410-415: 1983.
22. V. Bourel, I. Rodriguez ,M. de da Torre, E. Gonzalez : "Intraoperative HDR Implant Boost for Breast Cancer". Presentado en el "First International Brachytherapy Meeting." GEC / ESTRO - ABS - GLAC. Tours.,13 - 15 de Mayo de 1996.
23. M .P. Durán:"Braquiterapia con alta tasa de dosis: Optimización en implantes de Mama". Tesis de Licenciatura -. Agosto 1996.





TÉCNICA DE IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL: ASPECTOS FÍSICOS

**Daniel Venencia, Silvia
Bustos ⁽¹⁾ y Silvia Zunino**

*Instituto Privado de Radioterapia
Obispo Oro 425 Córdoba 5000 Argentina
⁽¹⁾CONICOR - CEPROCOR*

Introducción

La Irradiación Corporal Total (TBI), con campos de fotones, ha demostrado ser un método efectivo tanto para la preparación de pacientes para un trasplante de médula ósea, como para el tratamiento de otras enfermedades como neuroblastomas o sarcoma de Ewing.

El objetivo del trabajo ha sido implementar una técnica de TBI (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7) que cumpliera con las siguientes condiciones: simplicidad, repetibilidad, rápido y confortable posicionamiento del paciente, homogeneidad de la dosis entre 10 y 15%, cortos tiempos de tratamiento y verificación dosimétrica *in vivo* (8).

Materiales y métodos

La irradiación del paciente es bilateral con un haz horizontal de fotones de 10MV, producidos por un acelerador lineal Philips/Elekta S115 a una distancia fuente-superficie de 3.5 m. La posición del paciente es supina, brazos a los costados del cuerpo y piernas recogidas sobre una camilla con planos inclinados, (figura 1). Para obtener la dosis máxima en la piel se utiliza una pantalla de acrílico de 16 mm de espesor, que cubre todo el paciente, y está ubicada a 15 cm de la superficie del mismo. Las dimensiones laterales del paciente son homogeneizadas mediante el uso de compensadores (bloques de acrílico en cabeza y cuello, y bolsas de arroz entre las piernas).



Figura 1: Paciente en posición de tratamiento.

Las mediciones dosimétricas fueron realizadas con cámaras de ionización NE2571 (Farmer), PTW 31003, PTW 34001 (Ross) y dosímetros termoluminiscentes de fluoruro de litio, LiF TLD-100 (Harshaw), chips (3.1 x 3.1 x 0.89 mm³) y rods (1 x 1 x 6 mm³). Las mismas consistieron en la determinación de:

- Variación del rendimiento con el tiempo de irradiación.
- Crecimiento de la dosis en la superficie de entrada con y sin pantalla interpuesta, (figura 2). El objetivo de estas mediciones es conocer cuán efectiva es la pantalla en aumentar la dosis en la piel del paciente.
- Porcentaje de dosis en profundidad (PDD), (figura. 3).
- Perfiles de dosis en aire, (figura 4 y figura 5). El objetivo de estas mediciones es determinar la homogeneidad de la dosis a lo largo del campo de radiación. Para ello se midieron los per-

files de dosis en aire justo detrás de la pantalla de acrílico (cámara NE2571 con capuchón o TLD) sobre cinco ejes de uno de los cuadrantes del campo. Estas mediciones nos permiten determinar el tamaño útil de campo de irradiación, definido por la isodosis que representa el 95% de la dosis medida en el centro del campo.

- Perfil de dosis a 10 cm de profundidad, (figura 6).
- Pérdida de dosis en la superficie de salida.
- Dosimetría absoluta.

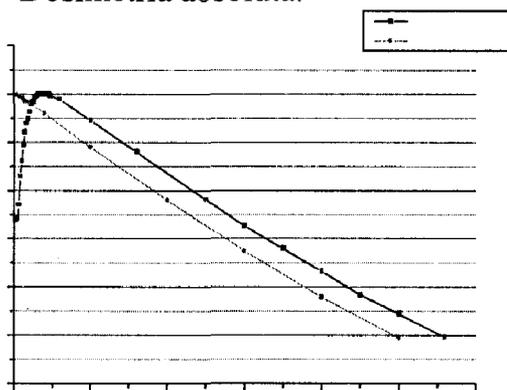


Figura 2. Porcentaje de dosis en profundidad en agua con y sin pantalla de acrílico interpuesta. Mediciones realizadas con la cámara de ionización Ross por integración.

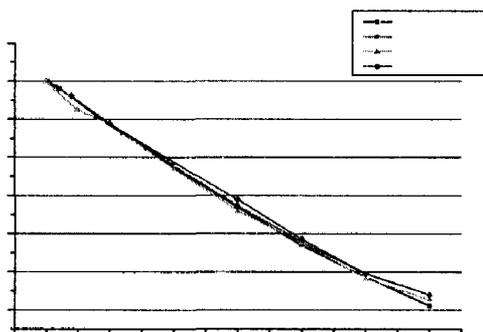


Figura 3. Porcentaje de dosis en profundidad, con pantalla de acrílico interpuesta con cámara de ionización Ross, NE2571 y TLD

Para las mediciones con TLD, se diseñó un porta-TLD de acrílico con la misma forma y dimensiones que la cámara de ionización NE2571. Este porta-dosímetro permite realizar calibraciones absolutas de los TLD, por sustitución, ubicando el TLD en el punto efectivo de medida de la cámara

de ionización.

Las curvas de fosforescencia de los TLD se analizaron con un programa simplificado (9), que permite evaluar rápidamente el área de los picos 4 y 5 (señal TL), que es directamente proporcional a la dosis. Para comprobar esta relación entre la señal TL y la dosis, se realizó una calibración absoluta de los TLD, en agua, en un rango de dosis de 25 a 300cGy. La incerteza en la determinación de la dosis con los TLD es del 3% (10).

Los TLD rods se colocaron por pares en portadosímetros en forma de semicírculo de 2 mm de radio. Éstos se diseñaron de manera que el lado plano del semicírculo es el que queda en contacto con la piel del paciente. De esta forma se cuenta con una superficie simétrica al haz de radiación, evitando variaciones en la respuesta direccional de los dosímetros. Si bien la dosis en la superficie del paciente es máxima, el espesor de 1 mm del portadosímetros nos asegura el equilibrio electrónico en el cristal TL.

El tiempo empleado en la preparación y lectura de los TLD es menor a cuatro horas.

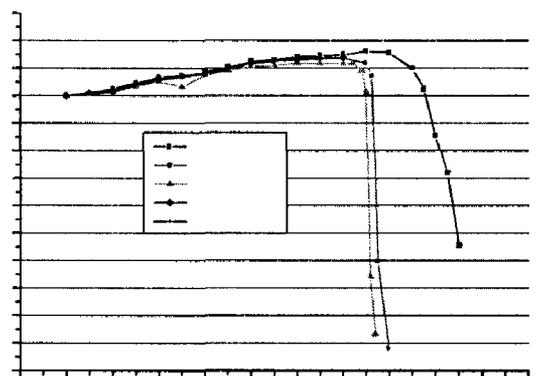
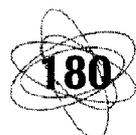


Figura 4. Perfiles de dosis en aire medidas con cámara de ionización NE2571 sobre cinco ejes de un cuadrante del haz de radiación justo detrás de la pantalla de acrílico



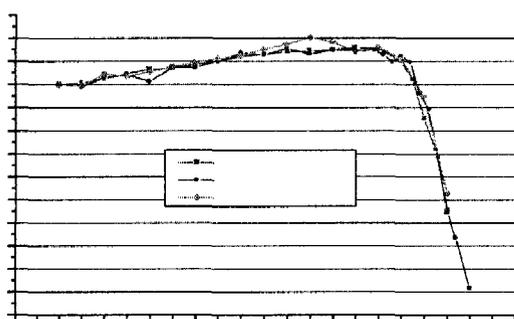


Figura 5. Comparación de los perfiles de dosis en aire medidos con cámara de ionización NE2571, TLD chips y rod.

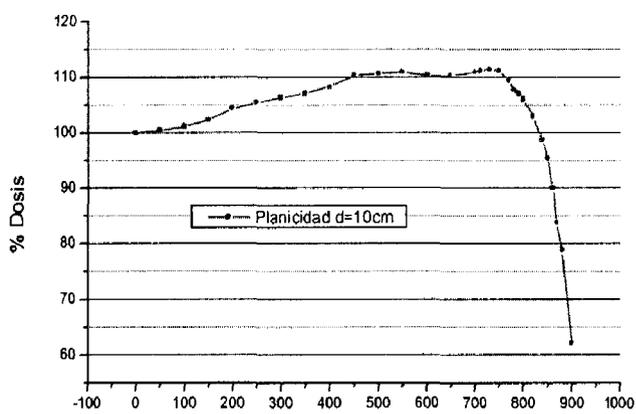


Figura 6. Perfil de dosis en acrílico a 10 cm de profundidad medido con cámara de ionización NE2571.

Resultados

No se encontraron variaciones en el rendimiento con el tiempo de irradiación.

El espesor de acrílico seleccionado produce el máximo de dosis en la superficie.

Los valores de PDD medidos con ambas cámaras coinciden dentro del 1%, mientras que los datos obtenidos con TLD coinciden dentro del 2% con los primeros. El índice de calidad corregido por la distancia es de 0.782.

La homogeneidad de la dosis está dentro de los márgenes previstos. La coincidencia entre de las mediciones realizadas con cámara de ionización y TLD es del 2%.

No se encontró pérdida de dosis en la superficie de salida. Las mediciones se realizaron con cámara de ionización y TLD.

En ambos casos no se encontró pérdida de dosis en la superficie de salida, ya que la variación era menor a la incerteza asociada a la medición (3%).

La dosis a una profundidad d , $D(d)$, está dada por la siguiente expresión:

$$D(d) = \frac{(D_E + D_S)}{2} f(d)$$

donde: D_E es la dosis en la entrada, D_S la dosis a la salida y $f(d)$ es un factor de corrección experimental que tiene en cuenta la relación exponencial entre porcentaje de dosis y profundidad, (figura7). Este factor se obtiene a partir del ajuste de la curva de PDD medida en condiciones de TBI, calculando con ese ajuste: $D(d)$, $D_E = D(0)$ y $D_S = D(2d)$.

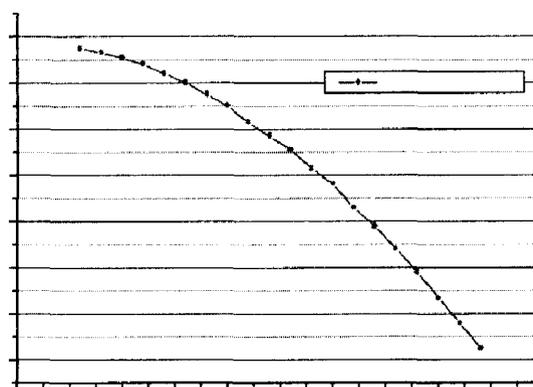


Figura 7. Factor de corrección utilizado para la determinación de la dosis a plano medio.

La homogeneidad de la dosis para dos campos opuestos y paralelos en la irradiación bilateral es obtenida mediante la suma de las curvas de dosis en profundidad, (figura 8).



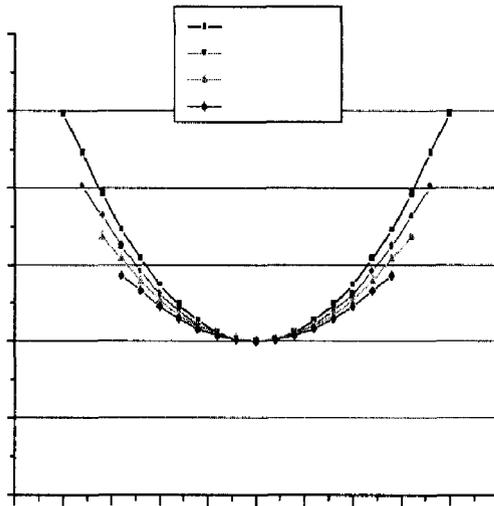


Figura 8. Variación del porcentaje de dosis para campos opuestos y paralelos para fantasmas de diámetros de 40, 36, 32 y 28cm, determinados a partir de las curvas de dosis en profundidad

El tiempo empleado en la preparación y lectura de los TLD es menor a cuatro horas. La optimización en la dosimetría TL realizada por el Ceproc, ha posibilitado la utilización de este método dosimétrico en la realización del control de calidad de los tratamientos de TBI.

Conclusiones

Bajo los aspectos físicos analizados se implementó esta técnica de TBI en nuestra Institución. La dosimetría TLD tanto en chips como rods puede ser utilizada como verificación dosimétrica *in vivo*.

Bibliografía

1. Quast, U. (1982). "Meeting of Leiden", 1982, *J. European Radiother.* t 3, no. 4, 259-261.
2. AAPM Task Group 29 (1986). *The Physical Aspect of the Total and Half Body Photon Irradiation.*
3. Planskoy B., Bedford A.M., Davis F.M., Tapper P.D. and Loverock L.T. (1996). "Physical aspects of total-body irradiation at the Middlesex Hospital (UCL group of hospitals), London 1988-1993: I. Phantom measurements and planning methods" *Phys. Med. Biol.* 41, pp. 2307-2326.
4. Bridier A., E. Briot, A. Dutreix, J.Dutreix "Problems Techniques et dosimetriques de l'irradiation totale". *Journées de radiologie*, 1983.
5. Briot E., Dutreix A., and Bridier A. (1990). "Dosimetry for total body irradiation." *Radiotherapy and Oncology Suppl* 1, pp 16-29.
6. Van Dyk J. "Magna-Field irradiation: physical consideration", *Int. J. Radiation Oncology Biol.Phys.* vol.9, pp. 1913-1918, 1983.
7. Shank B. "Technique of Magna-field irradiation", *Int. J. Radiation Oncology Biol.Phys.* vol. 9, pp. 1925-1931, 1983.
8. Duch M.A. *et al* (1997) *A comparison of two in vivo dosimetry procedures in total body irradiation techniqu*, World Congress of Medical Physics, Niza 1997.
9. Muñoz J.L., Delgado A., Gómez Ros J.M., and Brosed A. - (1995) "Application of glow curve analysis methods to radiotherapy mailed dosimetry with LiF TLD-100", *Phys. Med. Biol.* 40, 253-268.
- 10 Kirby T.H., Hanson W.F. and Johnston D.A. (1992). "Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimeters". *Med. Phys.* 19 (6), 1427-1433.



HAZ EXTERNO DE PROTONES EN EL ACELERADOR TANDAR

*R.Rey¹, J.A. Schuff¹, A.
Pérez de la Hoz², M. E.
Debray^{1,2}, D. Hojman^{1,2,5},
A. J. Kreiner^{1,2,5},
J. M. Kesque¹, G. Saint-
Martin³, O. Opezzo³, O.A.
Bernaola³, B. L. Molinari^{3,5},
H. A. Durán³, L. Policastro³,
M. Palmieri³, J. Ibañez³, P.
Stoliar^{1,2}, A. Mazal⁶, M. E.
Caraballo¹, A. Burlón^{1,2}, M.
A. Cardona^{1,2}, M. E.
Vazquez¹, M. F. Salfity¹, M.
J. Ozafrán¹, F. Naab^{1,2}, G.
Levinton¹, M. Davidson^{4,5},
J. Davidson^{4,5}, M. Buhler².*

- 1. Departamento de Física, Comisión Nacional de Energía Atómica, Av. Gral.Paz 1499, C. P 1650 San Martín, Buenos Aires, Argentina.*
- 2. Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad de San Martín, Argentina.*
- 3. Departamento de Radiobiología, Comisión Nacional de Energía Atómica.*
- 4. Departamento de Física, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Universidad de Buenos Aires, Argentina.*
- 5. CONICET, Argentina*
- 6. Centre de Protontherapie, Orsay, Francia.*



Resumen

Un haz externo de protones ha sido obtenido en el acelerador TANDAR con fines radiobiológicos y biomédicos. Los protones tienen excelentes propiedades físicas para su uso en ra-

dioterapia permitiendo una muy buena precisión en la distribución espacial de la dosis dentro del tejido tanto en la dirección lateral como en profundidad debido a la presencia del pico de Bragg. La ventaja de la precisión en la localización de la dosis con terapia de protones está bien documentada [M. Wagner, *Med. Phys.* 9, 749 (1982); M. Goitein and F. Chen, *Med. Phys.* 10, 831 (1983); M.R.Raju, *Rad. Res.* 145, 391 (1996)]. Se obtuvieron haces externos de protones con energías entre 15 y 25 MeV, corrientes entre 2 y 10 pA y secciones transversales uniformes de aproximadamente 40 mm^2 . Se realizaron evaluaciones dosimétricas con folias de CR39 y Makrofol. Las irradiaciones sobre material biológico abarcaron experiencias *in vivo* con animales de laboratorio, cultivos celulares y de bacterias. Se fijaron las condiciones óptimas de posicionamiento e inmovilización de crías de ratas Wistar para los estudios *in vivo*. Se seleccionaron diluciones y técnicas de siembra adecuados para la exposición al haz de cultivos celulares y de bacterias.

Introducción

Los protones, como consecuencia de su carga, pueden ser acelerados, deflectados y focalizados, dándole al haz la forma apropiada para una irradiación localizada.

En contraste con otros tipos de radiación, los protones tienen una profundidad de penetración bien definida, conocida como rango, dejando poco antes de detenerse una energía máxima por unidad de camino recorrido, generando un pico conocido como el pico de Bragg, la dosis más allá de este pico es esencialmente cero. Esto significa que los protones depositan la máxima dosis de radiación dentro del cuerpo en una región bien localizada del tumor y por ende generan mucho menos daño al tejido ubicado entre éste y la superficie del cuerpo y muy especialmente al tejido sano ubicado más allá del pico de Bragg.

El haz de protones fue producido en el acelerador TANDAR (de tipo TANDEM). Se implementó un sistema de folias difusoras y colimadores de dimensiones

variables para obtener un haz monoenergético y uniforme en sección sin contaminaciones significativas con partículas de baja energía.

Metodología y resultados

a) Dispositivo experimental

Un esquema del dispositivo experimental es mostrado en la figura 1. Está compuesto principalmente por un sistema de dispersión y homogeneización que consta de: 1 una folia de *prescattering* de oro de $150 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ (i) ubicada en la cámara no 1, mediante la cual también se midieron los rayos X inducidos por el haz de protones con un detector planar de germanio hiperpuro (GLP) a los efectos de tener un control de la corriente inyectada en la línea; 2 un disco giratorio (ii) ubicado en la cámara No 2, controlado exteriormente desde la sala de adquisición de datos con una PC, conteniendo folias de *scattering* de oro de $15 \text{ mg}/\text{cm}^2$ y $7,5 \text{ mg}/\text{cm}^2$, una

pantalla de fósforo para observar el haz con una cámara de video y una posición libre; 3 dos colimadores x-y de tantalio (iii) ubicados a continuación, de dimensiones variables cuyas aperturas se manejan a distancia desde la sala de adquisición de datos.

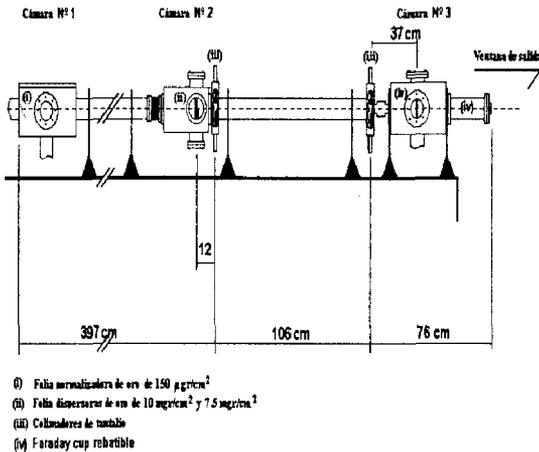


FIGURA No 1: Esquema de la línea.

La ventana de salida (circular y de 1 cm de diámetro) fue construida con una folia de Kapton (espesor 14 μm), con una capa de Au evaporada (aproximadamente 200 Å).

La energía de los protones y su dispersión a la salida de la línea fue medida con un detector de germanio hiperpuro para partículas, con un cristal de 7 mm de espesor y 14 mm de diámetro refrigerado, especialmente montado para este experimento, ubicado a 20° con respecto a la dirección del haz y a 14 cm del centro de la ventana de salida. Se midió la energía de los protones que sufren *scattering* en una folia de Au de 1 mg/cm^2 , colocada inmediatamente después de la ventana de salida. En la figura N° 2 se puede observar un espectro obtenido con protones de 25 MeV no corregido por sección eficaz de Rutherford. Este dispositivo fue usado para garantizar un haz con baja contaminación con protones de baja energía.

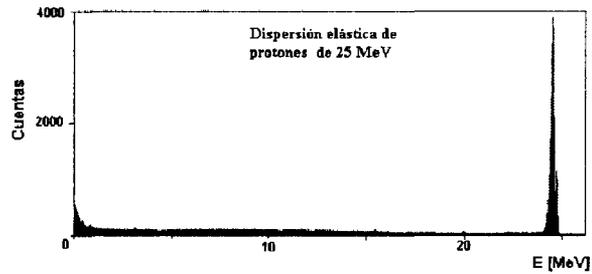


Figura No. 2 : Espectro obtenido con el detector de partículas.

Una medida *on-line* de la corriente y constancia del haz, está dada por la intensidad de los rayos X inducidos por el haz de protones en la folia de Au ubicada en la cámara n° 1. En la figura n° 3 se puede ver un espectro de rayos X medido durante el experimento en donde se pueden observar los picos correspondientes a las transiciones L_{α} , L_{β} , L_{γ} .

La corriente del haz en la ventana de salida fue medida, además, con una copa de Faraday rebatible.

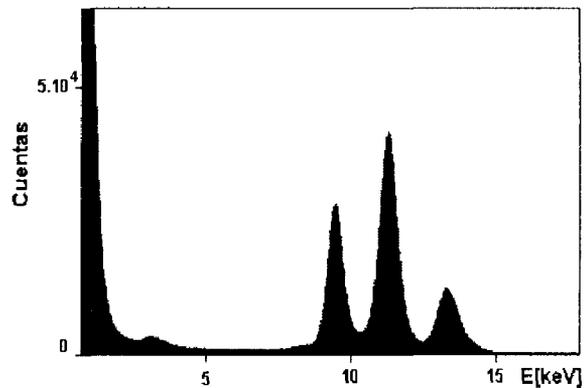
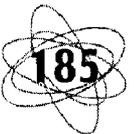


Figura 3: Espectro de rayos X obtenido con el detector GLP.

Para la evaluación dosimétrica del haz y para verificar su extensión y uniformidad en la superficie perpendicular al eje de incidencia, se utilizaron detectores de estado sólido para trazas nucleares (SSNTD). En particular se utilizaron como detectores Makrofol E y CR-39. Si bien el Macrofol E no detecta los protones del haz utilizado, su eficiencia es óptima para los núcleos de retroceso y algunos de los productos de decaimiento de los núcleos compuestos generados con los núcleos de O y C del detector. De esta forma conociendo las secciones eficaces diferenciales de estos



procesos, se establece la correspondencia entre los proyectiles del haz y las trazas observadas, con la finalidad de realizar la dosimetría de las muestras irradiadas. El CR-39 permite la detección de productos de decaimiento de núcleos compuestos y también la de los protones del haz, pero estos últimos sólo son detectables luego de varias horas de ataque químico a 70 °C. De esta forma se puede observar la extensión y uniformidad del haz y realizar la dosimetría individual de cada muestra biológica irradiada.

Se comprobaron buena uniformidad del haz y extensión espacial acorde con las dimensiones de los colimadores x-y.

b) Irradiaciones de material biológico

La extracción al aire del haz de protones de energías de alrededor de 16 MeV generados en el acelerador Tandem, posibilitó la realización de investigaciones radiobiológicas con haces de partículas en animales de experimentación, en cultivos de células y de bacterias. Debido a la particular distribución de la energía a lo largo su trayectoria, los protones ofrecen la posibilidad de irradiar zonas predeterminadas de un tejido o un órgano sin afectar zonas circundantes. A fin de caracterizar este haz de protones desde el punto de vista radiobiológico, se realizaron varios experimentos que incluyeron en su primera etapa:

Irradiaciones *in-vivo*

Se utilizaron crías de ratas Wistar de 5 días de edad. Se utilizó como parámetro de medida de la radiosensibilidad *in vivo*, la alteración en el crecimiento (longitud) de los folículos pilosos de la cola de dichas ratas. La cola de la rata permite, dada su geometría cónica, identificar en un mismo animal las zonas que se irradian con las energías variables entregadas a medida que el haz de protones penetra en el tejido. Así

es posible identificar en la misma muestra, folículos afectados por energías de la zona del *plateau* de la curva de Bragg, así como aquellos irradiados con energías del pico de Bragg y de la zona posterior al mismo que no recibe radiación (Rey *et al.*, *Intern J Radiat Biol* 50:111-118, 1986).

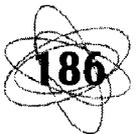
Se realizaron dos series de irradiaciones (26/12/ 97 y 4/6/98). Se aplicaron dosis crecientes entre 20 - 70 Gy. Se observó una clara diferencia en el crecimiento de los folículos pilosos en función de la dosis aplicada y de la zona de la curva de Bragg analizada. Los resultados obtenidos para las dosis mayores, permiten una evaluación cuantitativa del crecimiento en función de su ubicación a lo largo de la curva de Bragg, lo que permitirá la obtención de una curva dosis-respuesta para cada zona de la misma.

Los resultados obtenidos han permitido determinar la eficacia del modelo experimental que es lo suficientemente simple en su instrumentación práctica como en el procesamiento de las muestras. Además es suficientemente sensible como para permitir evaluar con precisión los efectos de diversas dosis y de tasas de dosis crecientes.

Irradiaciones *in-vitro*

a) Líneas celulares tumorales

Se irradiaron células tumorales de origen epidérmico de ratones C57BL. Se sembraron en cápsulas de cultivo y a las 24 horas, a fin de conservar sólo una zona central de células de aproximadamente el tamaño de haz (3mm de diámetro), se eliminó mecánicamente el resto de las células. Se irradió con dosis crecientes de protones entre 0.5 y 7 Gy. Inmediatamente después de la irradiación se levantaron las células y se las sembró en un número adecuado compatible con la evaluación posterior del no de colonias. Los resultados preliminares indican que la sobrevida



celular es proporcional a la dosis de protones suministrada.

b) Cultivo de bacterias

Se obtuvieron cultivos de *Escherichia coli* en medio sólido en condiciones que permiten la formación de colonias pequeñas, próximas entre sí y homogéneamente distribuidas sobre la superficie del medio. Porciones de estos cultivos convenientemente acondicionados, se expusieron a dosis crecientes de protones en la zona del *plateau* de la curva de Bragg.

Inmediatamente luego de la irradiación se evaluó la sobrevida, estimándose que con dosis de 10 Gy no se produjo una reducción significativa en el número de bacterias viables, pero con dosis de 50 Gy y superiores el número de sobrevivientes se redujo apreciablemente.

Resumen y conclusiones

1. Se extrajo por primera vez un haz de protones y se lo caracterizó. Se midió energía, dispersión, corriente de haz y producción de rayos X. Se realizaron evaluaciones dosimétricas y de calidad de haz con folias de CR39 y Makrofol.
2. Se llevaron a cabo las primeras experiencias radiobiológicas consistentes en irradiaciones de animales y cultivos celulares.
3. Se ha conformado un grupo de físicos y radiobiólogos que se espera constituyan el germen para el logro de la introducción de la protonterapia en la Argentina.





MX9900153

IMPLANTAÇÃO DE UM LABORATÓRIO PARA CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO TIPO POÇO

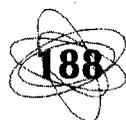
*E. A Vianello. *, D. J Dias.,
C. E de Almeida.*

*Laboratório de Ciências Radiológicas - LCR -
DBB (UERJ)*

*R. São Francisco Xavier, 524 - Pav. HLC, sala
136 térreo - CEP 20.550 - 013*

Rio de Janeiro (RJ) - Brasil

E-mail: vianello@lcr.uerj.br



Resumo

O Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) está implantando um laboratório para calibração das câmaras tipo poço, através de um programa de capacitação da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Com uma câmara poço Standard Imaging modelo HDR-1000 calibrada no Laboratório Padrão Secundário de Calibração da AIEA, foi determinada a taxa de kerma no ar (μGy^{-1}) de uma fonte linear de Cs-137 CDCS-J4, e a partir desta efetuaram-se as calibrações de duas câmaras HDR 1000 Plus. Os resultados foram comparados aos certificados de calibração emitidos pela Universidade de Wisconsin, e demonstram a viabilidade e rastreabilidade das calibrações de câmaras tipo poço, podendo se estender para outros radionuclídeos usados em braquiterapia.

Introdução

Para assegurar a exatidão da dose absorvida prescrita ao paciente em braquiterapia é essencial conhecer as atividades das fontes no momento do tratamento. É de responsabilidade das instituições comparar

os valores das atividades das fontes certificadas pelos fabricantes com valores medidos com equipamentos apropriados (AAPM40, 1994). A verificação pode ser feita com câmaras tipo poço, através de calibrações diretamente rastreáveis ao Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia dos Estados Unidos (NIST). Nos países em desenvolvimento, o Cs-137 é o isótopo predominante nas aplicações intracavitárias ginecológicas, por este motivo, o Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR), através de um programa de capacitação com o Laboratório Secundário de Calibração da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), está implantando um laboratório para efetuar calibrações rastreáveis de câmaras tipo poço.

Materiais e métodos

Várias fontes lineares de Cs-137 CDCS J4 (comprimento ativo: 13,5 mm; comprimento total: 20 mm; diâmetro externo: 2,65 mm) foram calibradas no LCR em taxa de kerma no ar (μGy^{-1}) com um eletrômetro Keithley - 35040 Therapy Dosimeter e uma câmara de ionização

esférica PTW LS-01 com um volume de 1000 cm^3 . O arranjo experimental foi simulado com uma fonte falsa, introduzida em um suporte móvel de PMMA, com o centro alinhado ao centro da câmara, por meio de laser, à distâncias fonte câmara de 500 mm, 750 mm e 1000 mm (Weaver et al, 1988) de acordo com a geometria ilustrada na figura 1.

Uma das fontes foi selecionada como referência, e a verificação da taxa de kerma no ar (μGy^{-1}) da mesma foi realizada com equipamentos similares aos da AIEA, compreendendo uma câmara tipo poço Standard Imaging HDR 1000 e um eletrômetro Excalibur CDX 2000A, ambos com fator de calibração emitidos pelo Laboratório de Dosimetria da IAEA. Para otimizar o procedimento, a fonte foi colocada em um acessório enviado pela AIEA, contendo um tubo de PMMA e um espaçador de 38 mm, que permite posicionar a fonte na posição de máxima resposta da câmara. A figura 2 ilustra o posicionamento da fonte no interior da câmara.

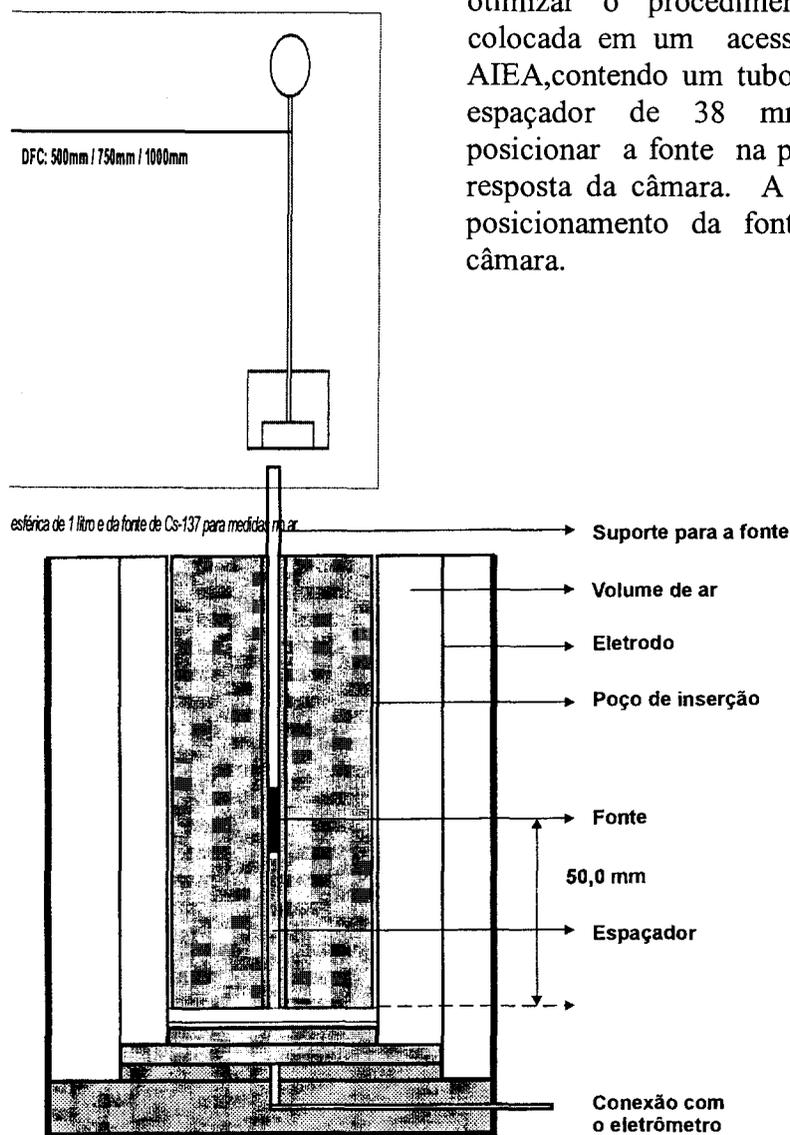


Fig. 2. Posicionamento da fonte e espaçador na câmara de ionização tipo poço.

Em seguida foram re-calibradas duas câmaras HDR 1000 Plus, do LCR e do Instituto Venezuelano de Investigações

Científicas (IVIC), ambas previamente calibradas no Laboratório Padrão Secundário de Wisconsin com uma fonte

linear de Cs-137 modelo 67-804 e CDGS-J, respectivamente, e com espaçadores de 42 mm . As câmaras foram dispostas no centro da sala a 1 metro das paredes adjacentes e a 0,65 metro do piso, para evitar uma possível influência do espalhamento da sala (Podgorsak *et al*, 1992). Foram obtidas uma repetibilidade de 0,045 % para um conjunto de 10 leituras. O valor do fator de calibração, N_{RK} , foi obtido de acordo com a relação abaixo :

$$N_{RK} = \frac{\dot{K}_{ar}}{M_{elet} \cdot \phi_{TP} \cdot P_s} [\mu\text{GynC}^{-1} \text{ ou } \mu\text{Gyh}^{-1}\text{A}^{-1}]$$

onde,

\dot{K}_{ar} , é a taxa de kerma no ar de referência da fonte. [μGy^{-1}];

\bar{M} , é o valor médio da leitura da corrente de ionização coletada pela câmara em um tempo t.

[unidades de escala]

N_{RK} , é o fator de calibração da câmara, em taxa de kerma no ar de referência. [μGynC^{-1} ou $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{A}^{-1}$];

C_{elet} , é o fator de calibração do eletrômetro. [nC unidades de escala⁻¹];

ϕ_{TP} , é o fator de correção para temperatura (T) e pressão (P) no momento das medidas (condições de referência, $T_0=20^\circ\text{C}$ e $P_0=1013,25$ hPa) e

P_s , é o fator de recombinção de íons.

Resultados

Os valores dos fatores de calibração, N_{RK} , obtidos com incerteza menor que 1,5 % (1σ) estão apresentados na Tabela 1, onde é feita uma comparação com os certificados de calibração das câmaras emitidos pela Universidade de Wisconsin. A taxa de kerma no ar da fonte padrão utilizada nos cálculos é de $99,699 (\pm 0,006)\mu\text{Gyh}^{-1}$.

	$N_k (\mu\text{Gyh}^{-1}\text{A}^{-1})$		
	Wisconsin	LCR	Dif. %
HDR 1000 Plus			
IVIC	4,984	4,998	0,30
Brasil	5,243	5,251	0,16

Tabela 1. Fatores de calibração ($\mu\text{Gyh}^{-1}\text{A}^{-1}$) das câmaras HDR1000 Plus.

A diferença percentual observada para os fatores de calibração das câmaras pode estar associada principalmente com o tamanho do espaçador utilizado em cada laboratório, e a geometria de calibração adotada. Contudo, os resultados demonstram a viabilidade e rastreabilidade das calibrações das câmaras tipo poço, podendo estas serem extendidas para outros radioisótopos usados em braquiterapia.

Bibliografia

1. American Association of Physicists in Medicine 1994 AAPM Report no 40, "Comprehensive QA for radiation oncology". *Med. Phys.* 21(4), 581 - 618.
2. Podgorsak M. BDe Werd L. A. Thomadsen B R Paliwal B R 1992 Thermal and scatter effects on the radiation sensitivity of well chambers used for high dose rate Ir-192 calibrations. *Med. Physics* 19(5), 1311.
3. Weaver J. T. Loftus T. P. Lovinger R. 1988 "Calibration of gamma ray emitting brachytherapy sources", *NBS special Publication* 250-19.





DIVERGÊNCIA DA FLUÊNCIA DE FONTES DE Cs-137 USADAS EM BRAQUITERAPIA

E. A. Vianello *;
de Almeida C. E.

*Laboratório de Ciências Radiológicas
- LCR - DBB (UERJ)
R. São Francisco Xavier, 524 - Pav.
HLC, sala 136 térreo - CEP 20.550 - 013
Rio de Janeiro (RJ) - Brasil
E-mail: vianello@lcr.uerj.br*

Resumo

Neste trabalho é feita a determinação experimental do fator de correção para divergência da fluência (K_{in}) de fontes lineares de Cs-137 CDCS J4, com uma câmara de ionização Farmer modelo 2571 em um plano central e perpendicular ao eixo da fonte, a distâncias entre 1 e 7 cm. Os resultados experimentais foram comparados aos calculados pelas teorias isotrópica de Kondo e Randolph (1960) e anisotrópica de Bielajew (1990a). Para as fontes lineares estudadas a distâncias maiores que 5 cm do centro da câmara a fluência dos fótons que atravessam a parede da mesma já exhibe um comportamento uniforme, não necessitando correção para as variações do kerma.

Introdução

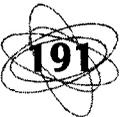
Para fazer uma avaliação cuidadosa dos resultados clínicos da terapia com fontes seladas, é necessário uniformizar os cálculos da dose absorvida. Recentemente os computadores tornaram possível a obtenção de distribuições de dose mais realísticas em torno de fontes intracavitárias e intersticiais, e a determinação da dose absorvida é feita por meio de cálculos baseados na especificação da fonte, na correção para a absorção e espalhamento no meio e na conversão de taxa de kerma no ar de referência para dose absorvida na água, de modo a obter

distribuições de dose apropriadas no volume de tratamento. Entretanto, a taxa de dose absorvida deve ser verificada através de medidas experimentais.

Tolli e Johansson (1993), Bridier e Vernhes (1995), de Almeida *et al.* (1996) sugeriram que, na rotina de braquiterapia, a determinação experimental da dose absorvida no meio seja feita com uma câmara de ionização de pequeno volume usando o protocolo TRS #277 da AIEA (1987). Faz-se necessário introduzir a correção para a divergência da fluência no volume ocupado pela cavidade de ar da câmara, quando está é colocada a pequenas distâncias das fontes.

A divergência da fluência depende principalmente da geometria da fonte e da câmara, e do meio onde se realizam as medidas. Várias teorias foram propostas para quantificar esse fator que corrige a divergência da fluência de fontes pontuais (Mayneord e Roberts, 1937; Spiers, 1941; Kondo e Randolph, 1960; Bielajew, 1990a), seguidos de Tolli *et al.* (1993) e Despande *et al.* (1996) que determinaram experimentalmente fatores de correção para fontes pontuais de Ir-192 e Cs-137.

O objetivo deste trabalho é realizar a determinação experimental do fator de correção para divergência da fluência (K_{in}) de fontes lineares de Cs-137 usadas em baixa taxa de dose, contribuindo fundamentalmente para a dosimetria em braquiterapia.



Materiais e métodos

Uma fonte linear de Cs-137 CDCS J4 (comprimento ativo: 13,5 mm; comprimento total: 20mm; diâmetro externo: 2,65 mm) com uma taxa de kerma no ar de referência de $99,69 \text{ mGyh}^{-1}$ foi utilizada neste trabalho. Uma câmara de ionização cilíndrica, Farmer 0,6 cc, modelo 2571, e um eletrômetro Keithley - 35040 Therapy Dosimeter foram os instrumentos de medida. A estabilidade e a reprodutibilidade do arranjo experimental na determinação das distâncias e do posicionamento entre a fonte e a câmara é fundamental e para isso, utilizou-se um fantoma Med-Tec-150-M, Inc., dimensões de 38,0 cm x 38,0 cm x 38,0 cm, dotado de um mecanismo que permite o deslocamento vertical do detector, através de um sistema elétrico remotamente controlado, de modo a assegurar as condições adequadas de proteção radiológica durante os experimentos. A linearidade e a precisão do referido mecanismo foi verificada com um paquímetro digital. No interior do fantoma foi introduzido um dispositivo adicional de PMMA, projetado para abrigar a fonte linear de Cs-137.

A etapa experimental foi desenvolvida no Laboratório de Braquiterapia no Laboratório de Ciências Radiológicas, sendo o fantoma disposto sobre uma bancada de alumínio situada no centro da sala de calibração, a 1 metro das paredes adjacentes e a 0,65 metro do solo, para minimizar o espalhamento da radiação. Próximo ao fantoma foi instalada uma câmera para a visualização dos movimentos do sistema de varredura, através de um monitor de vídeo situado na sala de comando. Numa das paredes do fantoma foi acoplado um sensor de temperatura e as informações lidas ao término de cada leitura direto da sala de comando, e o tempo de estabilização utilizado dos equipamentos foi de 24 h. A câmara de ionização foi posicionada em um plano central e perpendicular ao eixo da fonte, com a cavidade de ar equidistante desta, a uma distância mínima ajustável de $1,0105 (\pm 0,006 \text{ mm})$. As medi-

das foram feitas no ar em 10 ocasiões diferentes com a câmara de ionização envolta na capa de equilíbrio eletrônico feita em Delrin com uma espessura medida de $3,87 \text{ mm}$ (551 mg cm^{-2}) fornecida pelo fabricante. Em todas as ocasiões, o alinhamento entre os centros da fonte e da câmara nos sentidos transversal e longitudinal foi verificado com um fio de prumo. As leituras foram efetuadas para distâncias fonte-câmara entre 1,0105 cm e 7cm, com tempos de integração em torno de 2 e 26 minutos. A distância de 7 cm foi escolhida para referência, pois as variações do kerma são desprezíveis. Para cada distância, as medidas foram repetidas 10 vezes, e os valores medidos foram corrigidos para fuga, temperatura e pressão, com o coeficiente de variação calculado em cada caso.

A figura 2 mostra o arranjo experimental.

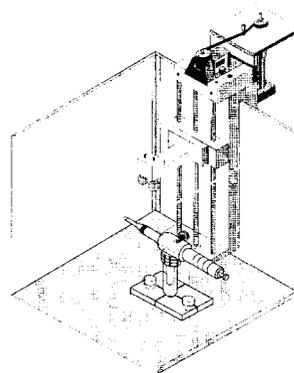


Figura 2. Fantoma Med-Tec, Inc com o dispositivo para armazenagem da fonte de Cs-137.

Os valores absolutos dos fatores foram obtidos através da seguinte equação (Tolli and Johansson 1993 a; Tolli and Johansson 1993b):

$$K_{\text{In}}(x_1) = \frac{x_2 \text{Mu}(x_2) G_{\text{F}}(x_1) \tan^{-1} \left[\frac{L}{2x_1} \right]}{x_1 \text{Mu}(x_1) G_{\text{F}}(x_2) \tan^{-1} \left[\frac{L}{2x_2} \right]}$$

onde, $\mu(x)$ é a leitura média na distância x , L é o comprimento ativo da fonte, G_F é o fator filtração e a razão entre \tan^{-1} considera o tamanho finito da fonte. O índice \ln presente na equação acima foi usado para indicar a determinação do fator na presença de uma fonte linear.

Os valores obtidos foram comparados aos valores calculados pelas teorias isotrópica de Kondo e Randolph (1960) e anisotrópica de Bielajew (1990a).

As correções para o efeito da filtração dos fótons no interior da fonte e a atenuação e o espalhamento na parede e na capa de equilíbrio eletrônico da câmara ainda não foram incluídas neste trabalho, pois na presente etapa estão sendo investigadas experimentalmente, e serão consideradas futuramente.

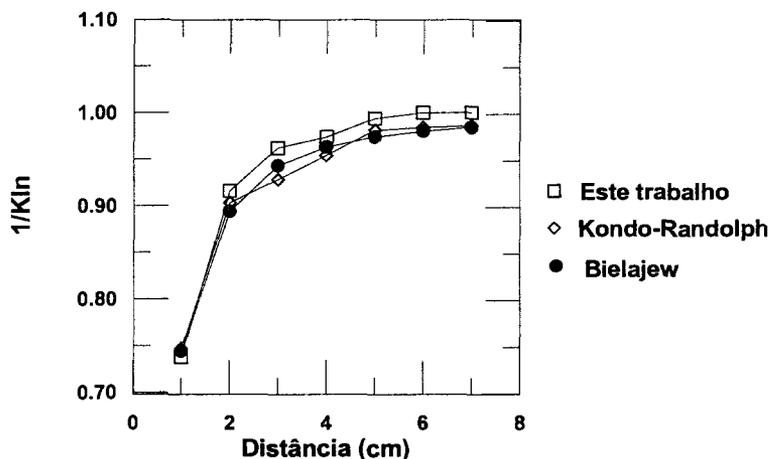
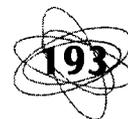
Resultados

O gráfico abaixo, apresenta os valores do inverso do fator de correção para divergência da fluência, $1/K_{in}$ obtidos experimentalmente neste trabalho com a câmara de ionização NE2571 para fontes lineares de Cs-137 e calculados pela teoria de Kondo-Randolph e Bielajew, para fontes pontuais de Ir-192 e Co-60.

A influência da energia dos fótons emitidos da fonte sobre o K_{in} é pequena, e as diferenças observadas entre os valores teóricos e experimentais podem ser atribuídas principalmente a geometria das fontes. Próximo a fonte esta diferença é menor que 1 % e cresce em aproximadamente 2 % a partir da distância fonte-câmara de 2 cm, contudo, estes valores poderão ser alterados após corrigir a filtração da fonte e o espalhamento e absorção na parede e na capa de build-up da câmara.

Em ambas as situações, o fator K_{in} tende assintoticamente para unidade a medida que a distância aumenta, porém para a fonte investigada, a variação da fluência sobre o volume de ar da câmara diminui de maneira mais rápida comparada com uma fonte puntual, e já a 5 cm de distância do centro geométrico da câmara, o K_{in} exibe um comportamento uniforme não havendo necessidade de correção sobre a variação do kerma no ar.

Embora o fator K_{in} seja resultante de medidas no ar, o mesmo pode ser utilizado nas medições da dose absorvida na água, pois neste caso a contribuição da radiação espalhada nas distâncias de interesse clínico é praticamente desprezível, e a medida que esta aumenta, o K_{in} perde seu significado.



Bibliografía

1. Bielajew A. F. 1990a "An analytic theory of the point-source non-uniformity correction factor for thick-walled ionisation chambers in photon beams". in *Phys. Med. Biol.* 35, 517 - 538.
2. Bridier A. Verhnhes J. C. 1995. Détermination Experimentale De La Dose absorbée A L'aide D'une Chambre D' Ionization Au Voisinage Des Sources Utilisées En Curiethérapie: Principe Et Problèmes Rencontrés En Pratique Rapport du Groupe de Travail SFPH de la Commission Curiethérapie, Créteil.
3. De ALMEIDA C.E. "Fantoma Antropomórfico de Pelvis", *Publicação interna -LCR-UERJ-Rio de Janeiro- Brasil*, 1996.
4. Despanche N. A. and Wilkinson J. M. 1994. "Calibration of low activity caesium tubes and needles traceable to therapy level standard". *British Journal of Radiology* 67, 194 - 199.
5. International Atomic Energy Agency (IAEA) 1987 Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: Na: Inaternational Code of Practice, Technical Report Series no. 277, IAEA, Viena.
6. Kondo S. and Randolph M. L. 1960. Effect of finit zise of ionization chambers on measurements of small photon sources, *Radiat. Res.* 13, 37 - 60.
7. Mayneord W. V. and Roberts J. E. 1937 "na attempt at precision measurements of gamma rays". *The Bristish Journal of Radiology* 10 (113).
8. Spiers F. W. 1941. Inverse square law erros in gamma-ray dose measurements. *The Bristish Journal of Radiology* 14, 147 - 156.
9. Töllli and Johansson K. A. 1993a. "Quality assurance in brachytherapy: principles for ionization chamber measurement of absorbed dose close to brachytherapy sources". *Phys. Med. Biol.* 38, 1475 - 1483.
10. Töllli and Johansson K. A. 1993b "Quality assurance in brachytherapy: the displacement effect in the cicinity of ^{60}Co and ^{192}Ir brachytherapy sources". in *Phys. Med. Biol.* 38, 1485 - 1493.





COMPARACIÓN ENTRE MÉTODOS DE CÁLCULO DE TASA DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA GINECOLÓGICA

*Elizabeth A. Vianello; de Biaggio, Maria de Fátima D. R. *; de Almeida, Carlos E.*

Laboratório de Ciências Radiológicas - (L.C.R.)-D.B.B.-UERJ- R. São Fco. Xavier, 524-Pav. HLC-sala 136-CEP 20550-013 Rio de Janeiro-(RJ)-Brasil E-mail: mbiaggio@lcr.uerj.br

Resumen

En tratamientos con radiaciones para tumores ginecológicos hace falta evaluar la calidad de los resultados obtenidos por distintos métodos de cálculo de tasa de dosis en los puntos de interés clínico (A, rectal y vesical). El presente trabajo compara los resultados obtenidos por dos métodos. El Método de Cálculo Manual (MCM) tridimensional, (Vianello E., *et al.* 1998), utilizando radiografías ortogonales de cada paciente en tratamiento, y el sistema de planificación Theraplan/TP-11 (Thratronics International Limited, 1990) este último verificado experimentalmente (Vianello *et al.* 1996). Los resultados muestran que el MCM puede ser utilizado en la práctica clínico-física con una diferencia porcentual comparable a los programas computarizados.

Introducción

La braquiterapia intracavitaria convencional como recurso en los tratamientos de cáncer ginecológico surgió después del descubrimiento del radio por Marie y Pierre Curie-1898. Desde entonces se desarrollaron diversas técnicas basadas en experiencias clínicas. Las primeras fuentes selladas usadas en braquiterapia fueron de cloruro de radio

encapsulado en vidrio y el primer tratamiento exitoso de un tumor tuvo lugar en San Petesburgo (Rusia) en 1903, se publicó en Alemania. Los primeros aplicadores se desarrollaron en Francia (Wickhan y Diegrais, 1904-1910). En los años 30, cuando no existía dosimetría basada en la física, el mayor uso de las fuentes era en el tratamiento de cáncer de "cervix", pues el tumor está accesible. Con la proposición del Roëntgen como unidad de medida de radiación, Ralston Paterson, Herbert Parker y John Meredith desarrollaron un sistema de braquiterapia con base en esta unidad y los trabajos fueron publicados como Sistema de Manchester (Paterson and Parker, 1958), aplicadores de Fletcher, afterloading manual y remoto, (Fletcher *et al.* 1950), luego modificados por L. Delclos (1978), incorporando blindaje de tungsteno en la base de los colpostatos con el fin de reducir las dosis en los órganos de riesgo (recto y vejiga), mejorando la radioprotección.

Con la necesidad de conocer la tasa de dosis en el volumen tumoral surgieron tablas de dosis expresas en términos de dos coordenadas definidas como la distancia transversal y perpendicular a las fuentes. Los cálculos eran hechos por medio de métodos matemáticos simples, (Quimby, 1944), (Young y Batho, 1964) y otros confeccionaron tablas para fuentes lineales de Ra-226.



Durante la Segunda Guerra Mundial el desarrollo tecnológico posibilitó la obtención de radionucleidos artificiales (Joliot F. and Curie I, 1934-38), más tarde el Cesio-137 fue producido y encapsulado por (Amersham/Searle, 1973), éste empezó a utilizarse con ventajas en braquiterapia ginecológica y sustituyendo al Ra-226 en la década de los setenta. Las tablas confeccionadas para las fuentes lineales de Ra-226 fueron utilizadas para fuentes lineales de Cs-137, aunque ellos sean construídos con diferentes filtraciones y no tengan la misma relación entre la dispersión y la absorción en agua. Medidas experimentales demostraron que una fuente de Cs-137 con 1mg de radio equivalente produce lo largo del eje lateral, tasas de dosis en media, 9,7 % mayores al ser comparadas con un 1mg de radio puro (Klevemhagen, 1973), hace falta considerarlo al utilizar éstas fuentes. En 1974 fueron elaboradas tablas exclusivas para fuentes lineales de Cs-137 (Breitman, 1974).

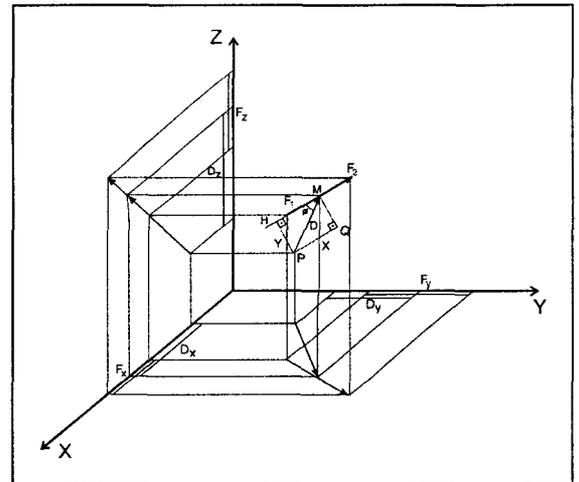
Los cálculos computarizados de distribución de dosis de las fuentes de braquiterapia fueron introducidos en 1964 por Hope (Hope *et al.* 1964). Más tarde surgió una gran cantidad de programas, en los cuales la distribución de dosis en torno de las fuentes lineales son hechas para varios planos y en diversas orientaciones. Los países en desarrollo aún cuentan con muchas clínicas e instituciones que no poseen programas computarizados para braquiterapia intracavitaria.

Materiales y métodos

El MCM fue elaborado para posibilitar el cálculo tridimensional de las coordenadas de las fuentes. Se efectuaron radiografías ortogonales (antero-posterior y latero-lateral) a cada paciente, y se usó la tabla de K. Breitman.

Se seleccionaron 15 pacientes tratados con fuentes de Cs-137, presentando en las radiografías ortogonales diferentes desvíos en la geometría de colocación, debido a la masa tumoral. Uno de ellos es la referencia experimental, "fantoma antropomórfico de pelvis"

(de Almeida C. *et al.* 1996), que contiene fijos en su interior los puntos "A", "rectal" y "vesical", descritos por la técnica de Manchester, ICRU-38, 1985), con un aplicador tipo Fletcher usado en sistema "afterloading" manual, cargado con fuentes lineales de Cs-137 CDCS-J de 13.5 mm de longitud activa y filtración de 0.5 mm de platino. Las tablas de dosis están siempre referidas en términos de (rad/hora), longitud activa, longitud total y filtración y en distancia transversa y perpendicular a las fuentes. El cálculo matemático de localización espacial de una fuente se resume en el gráfico siguiente.



Desarrollo geométrico del MCM

El vector F_1F_2 representa una fuente de longitud C cualquier, y P , un punto en el espacio donde se desea conocer la tasa de dosis. Los segmentos de la recta QP y QH son respectivamente las distancias transverse (X) y perpendicular (Y) al vector F_1F_2 . El vector PM , con origen en el punto P y extremidad en el punto M , forma con éste un ángulo ϕ .

Por la definición de producto interno de dos vectores se puede escribir:

$$F_1F_2 \cdot PM = |F_1F_2| |PM| \cos \phi \text{ y}$$

$$Y = F_1F_2 \cdot PM / |F_1F_2| \text{ donde}$$

$$Y = (F_x D_x + F_y D_y + F_z D_z) / C \text{ y}$$

$$X = \sqrt{D^2 - Y^2} \Rightarrow D^2 = D_x^2 + D_y^2 + D_z^2$$

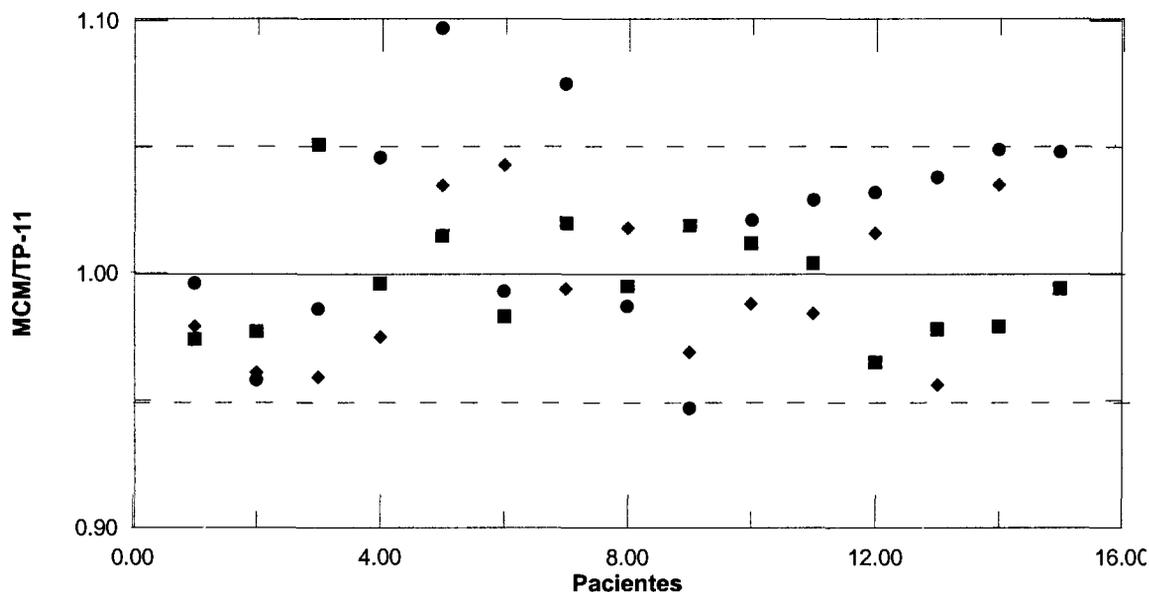
El sistema computarizado Theraplan/TP-11 fue desarrollado por la "Theratronics International Limited", y el software para el plan de cálculo y tratamiento está basado en métodos desarrollados por J. R. Cuninghan y su equipo, (1969). Para el tratamiento de braquiterapia intracavitaria, el algoritmo de cálculo sigue el método descrito por Young y Batho. Los datos son introducidos a partir de las mismas radiografías ortogonales del MCM, y por medio de digitalizador.

Resultados y conclusiones

Se efectuó la comparación entre el MCM y el sistema computarizado Theraplan/TP-11, donde los valores obtenidos muestran

diferencias porcentuales en la tasa de dosis (cGyh^{-1}), en los puntos de referencia de (4 %, A), (3.5 % rectal) y (4 % vesical). Las diferencias se deben al método de reconstrucción utilizado en los cálculos y a las diferencias en los algoritmos entre ambos métodos, mientras que las mismas se encuentran dentro de los límites de $\pm 5\%$, recomendados por la AAPM 41, y ICRU 38. El MCM es fácilmente operable y puede ser de utilidad para hospitales que no dispongan de un programa computarizado para braquiterapia ginecológica.

El gráfico siguiente muestra las diferencias porcentuales entre las tasas de dosis de los dos métodos y en los puntos analizados para los 15 pacientes.



- Punto A
- Recto
- ◆ Vejiga

Bibliografía

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM), "Physical aspects of quality assurance in radiation therapy". *AAPM Report 41*, 1984.
2. Breitman, K. E., "Dose-rate Tables for Clinical ^{137}Cs Sources Sheathed in Platinum", in *Brit. Journ. Radiol.*, 47, 1974.
3. Cunningham, *et al.*, *The Physics of Radiology* Springfield, 1964.
4. Curie, M. Rayons émis par les composés de l'uranium et du thorium, *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences, Paris*, 126, 1101, 1898.
5. De Almeida C.E. "Fantoma Antropomórfico de Pelvis", *Publicação interna*, LCR, UERJ, Rio de Janeiro, Brasil, 1996.
6. Declos L., Fletcher, G., Siut, Sampire V. (1970) *Radiology* 96-667. And Can the fletcher gamma ray colpostat system be extrapolated to other systems?, *Cancer*, vol.41, no. 3, 1978.
7. Fletcher, G. of the anderson Hospital, Huston (1950), (A Century of X-rays Radioactivity in Medicine).
8. Hope, C. S.; Laurie, J; Orr, J. S. and Walters, J. H., in *Phys. Med. Biol.*, 9, 1964.
9. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, "Dose and volume specification for reporting intracavitary in gynecology". Washington, D.C. ICRU Publication-38 (1985).
10. Joliot F. and Curie I. Artificial production of a new kind of radio-element, *Nature*, 201, 1934.
11. Klevenhagen, S.C. "An Experimental Study of the Dose Distribution in Water around ^{137}Cs Tubes Used in Brachytherapy", in *Brit. Journ. Radiol.*, 46, 1973.
12. Paterson, R.; PARKER, H. M., "Radium Dosage - The Manchester System" 2nd ed., Edinburgh and Londres, 1958.
13. Quimby, E. H., "Dosage Table for Linear Sources", Columbia University, New York, N.Y., 1944.
14. Theratronics, L., TP/11Theraplan User's Manual, Canadá, 1990.
15. Vianello, *et al.*, "Método de Cálculo Manual para fontes de Cs-137 usadas em braquiterapia ginecológica -LCR.-UERJ", *Revista brasileira de Radiologia*, Rio de Janeiro, Brasil, 1997.
16. Vianello, E. A.; Biaggio, M. F.; Almeida, C. E., "Validação de um Sistema Computadorizado de Planejamento de Braquiterapia de Tumores Ginecológicos" -INCa- e -LCR-UERJ-Rio de Janeiro, Brasi, 1996.
17. Wickham L. and Degrais P. Radium Therapy, english edn, CASSELL: London 1910.
18. Young, M. E. J.; Batho, H.F., "Dose Tables for Linear Radium Sources Calculated by an Eletronic Computer", British Columbia cancer Institute, Vancouver, B. C., Canadá, 1964.



COMPARACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE LOS DESVÍOS EN LAS DOSIS ADMINISTRADAS CON Y SIN MÁSCARA EN PROCEDIMIENTOS RADIOTERÁPICOS

*Sauli dos Santos
Júnior* y Thomaz Ghilardi
Netto*

*Departamento de Física e Matemática
FFCLRP - USP
Av. Bandeirantes, 3900 CEP 14040-901
Cidade Universitária
Ribeirão Preto - SP - Brasil*

Resumen

Para garantizar que el límite de error en la administración de la dosis esté dentro del límite recomendado por el ICRU(1) (el ICRU recomienda que las dosis administradas en radioterapia estén dentro de un desvío total de $\pm 5\%$), los servicios de radioterapia mantienen programas de control de calidad y dosimetría que garantizan que el rendimiento del equipo, o fuente, sea conocido con precisión. Los programas de control de calidad previenen, además de la dosimetría de calibración del haz de radiación, dosimetría *in vivo* para obtener un control aún mayor de las dosis administradas. En la actualidad se cuentan con mayores artificios para mantener los desvíos dentro de este margen, y uno de ellos es el uso de máscaras(2).

El presente trabajo fue desarrollado en un equipo Siemens modelo Gammatron S-80 (Co-60) en el Servicio de Radioterapia del Hospital das Clínicas de la Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto de la Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP), donde se realizan procedimientos de teleterapia.

Palabras clave

Dosimetría *in vivo*, desvíos, TLD y máscaras.

Introducción

En procedimientos radioterápicos, los efectos biológicos en tejidos neoplásicos y en tejidos sanos, dependen tanto de la dosis absorbida total como del fraccionamiento de la dosis. Variaciones en el fraccionamiento de la dosis puede resultar en grandes variaciones en la dosis total y comprometer de esta forma, la eficacia del tratamiento. Se entiende por eficacia del tratamiento tanto el control –radical o paliativo– del volumen blanco, como la protección de los tejidos sanos, manteniendo una relación riesgo-beneficio.

En teleterapia, la dosimetría es una práctica común cuyo fin es detectar variaciones en la dosis, debidas tanto a desvíos geométricos del haz como a errores de posicionamiento del paciente, siendo esto último una de las mayores fuentes de variación entre la dosis prescrita y la dosis recibida por el paciente.



Es de consenso general que la dosimetría *in vivo* es indispensable dentro de un programa de control de calidad en los procedimientos radioterápicos.

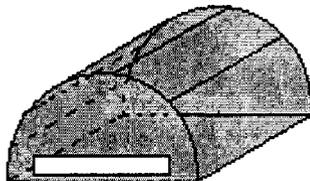
Generalmente, este control es realizado con dosímetros termoluminiscentes(3), haciéndose las debidas calibraciones, tomando ciertos tipos de cuidados para una calibración buena y confiable.

La dosimetría termoluminiscente es una dosimetría relativa. La dosis es determinada por la comparación entre la respuesta de una dosis con la respuesta de una dosis de referencia (cámara de ionización), que fue irradiada en un punto donde la dosis es conocida en forma precisa.

Materiales y métodos

Este trabajo fue desarrollado en el Servicio de Radioterapia del Hospital das Clínicas de la Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto de la USP. Se usó una fuente de cobalto (Co-60) Gammatron S-80 Siemens. Fueron usados dosímetros termoluminiscentes(3) LiF (TLD-100) de la Harshaw; estos dosímetros fueron colocados dentro de soportes de acrílico para alcanzar el equilibrio electrónico. Este soporte fue construido en un formato cilíndrico, que recibe el nombre de convexo(4), de dimensiones: radio= 4,4 mm y longitud = 10,0 mm (figura 1); donde fueron colocados tres dosímetros.

Figura 1: Soporte convexo para tres dosímetros(4).



Los dosímetros fueron calibrados en la energía de Co-60 de 1,25 MeV (media entre los dos principales picos de energía). El rendimiento utilizado es idéntico al empleado en la rutina del hospital, el cual es calculado de acuerdo con los procedimientos propuestos por la IAEA(5).

El soporte fue fijado en los pacientes con cintas adhesivas y siempre en el centro de los campos, tanto para pacientes que estaban usando máscaras (Posifix-4™ Head Positioner – SINMED BV) como para aquellos que no estaban usándolas. Las medidas fueron colectadas sólo en pacientes tratados en la región de la cabeza y cuello. La rutina del hospital no fue alterada en el momento en que los datos estaban siendo colectados.

Considerando que los dosímetros fueron calibrados individualmente, se consigue un pequeño desvío en la respuesta de éstos.

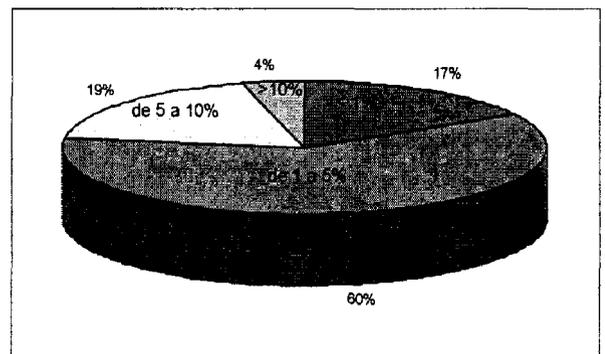
Resultados y discusión

Se tiene que la distribución de los desvíos de las dosis para los pacientes sin máscaras da una mayor contribución en los desvíos para la dosis prescrita con la recibida (gráfico 1), de acuerdo con el margen permitido por el ICRU(1).

En este trabajo, las respuestas de los dosímetros presentan una buena reproducibilidad; se comprobó que para exposiciones sin el uso de las máscaras se obtuvo una respuesta de calidad inferior, debido a una localización inadecuada, no permitiendo una buena perpendicularidad con el haz, no satisfaciendo, por consiguiente, la condición de equilibrio electrónico.

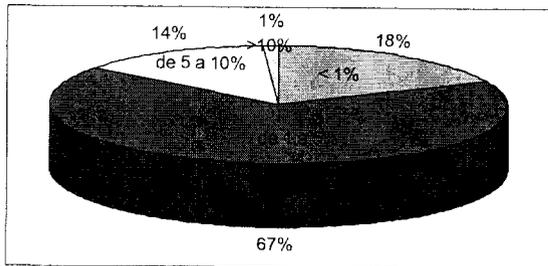
Gráfico 1. Gráfico de los desvíos en las dosis para pacientes sin máscara.

Los desvíos en las dosis, aun con el uso de las máscaras (gráfico 2), pueden haber sido



ocasionados por varios factores, entre ellos: respuesta del dosímetro, distancia fuente-superficie, decaimiento del Co-60, y el más importante, la localización del campo.

Gráfico 2. Gráfico de los desvíos en las dosis para pacientes usando máscaras.



Se encontró en 85 % de los pacientes que usaron las máscaras y que fueron sometidos a teleterapia con el Gammatron S-80 (Co-60) que los desvíos entre la dosis prescrita y la recibida estaba dentro de lo permisible, alcanzándose un incremento de aproximadamente 10 % en términos absolutos.

Bibliografía

1. ICRU *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radio therapy procedures*. Washington, ICRU.
2. Hess CF, Kortmann RD, Jany R, Hamberger A, Bamberg M. *Accuracy of Field Alignment in Radiotherapy of Head and Neck Cancer Utilizing Individualized Face Mask Immobilization – A Retrospective Analysis of Clinical – Practice*, Radiotherapy and Oncology, JAN 1995; 34 (1) : 69-72.
3. Cameron, J. R., Suntharalingan, N., Kenney, G. N. *Thermoluminescent Dosimetry*, Madison, University of Wisconsin, 1968.
4. Santos Junior S, Nicolucci P, Guilardi Netto T. “Avaliação da distribuição dos desvíos de doses administradas em procedimentos radioterápicos”. *Resumos – XXI ENFMC*, Junho 1998, 36.
5. IAEA. *Absorbed dose determination in Photon and Electron beams. An International Code of Practice*, Vienna, 1987.

Conclusiones

Se constató que en la gran mayoría de los pacientes sometidos a teleterapia con el Gammatron S (Co-60), las dosis aplicadas están dentro de lo permisible. En los restantes, los desvíos encontrados reafirman la idea de que es muy importante hacer uso de las máscaras, por haber una mejora sensible en la administración de las dosis, posibilitando un tratamiento de mejor calidad.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer a la CAPES por el financiamiento de este trabajo.

Cualquier correspondencia dirigirla a: sauli@biomag.ffclrp.usp.br





DETERMINACIÓN DE CURVAS DE ISODOSIS EN RADIOTERAPIA USANDO UN DOSÍMETRO DE ALANINA/ESR

*Felipe Chen^{1,2},
Oswaldo Baffa¹, Carlos F.
O. Graeff¹*

*¹Departamento de Física e Matemática,
Universidade de São Paulo-FFCLRP
14040-901 Ribeirão Preto-SP, Brasil.*

*²Departamento de Física, Universidad
de Panamá, Panamá.*

Resumen

Se estudió el posible uso de un dosímetro de alanina/ESR en el mapeo de curvas de isodosis en tratamientos normales de radioterapia. Se fabricó un lote de 150 dosímetros con base en una mezcla de DL-alanina en polvo (80 %) y parafina (20 %). Cada dosímetro tiene 4,7 mm de diámetro y 12 mm de longitud. Un grupo de 100 dosímetros del lote fueron colocados dentro de los 50 agujeros de la rebanada 25 del fantoma Rando Man.

La irradiación del fantoma se realizó en dos proyecciones opuestas (AP y PA) en un equipo de Co-60. Un grupo de 15 dosímetros fue tomado del mismo lote para obtener la curva de calibración en un rango de 1-20 Gy. Después de la irradiación, la señal de cada dosímetro fue medida en un espectrómetro de ESR operando en la Banda-X (~9,5 GHz) y la amplitud de la línea central del espectro ESR de la alanina fue correlacionada con la dosis de radiación. La curva de calibración amplitud-dosis resultó lineal con un coeficiente de correlación de 0,9996. Las curvas de isodosis obtenidas muestran un perfil bastante semejante al compararlas con las curvas teóricas.

Introducción

El uso de la alanina como dosímetro se remonta a 1962 cuando en aquella ocasión se utilizó para mediciones de dosis en profundidad en animales (Bradshaw y otros, 1962).

Posteriormente, en 1982, se sugiere el uso de compuestos orgánicos sólidos (aminoácidos) como dosímetros en vez de sustancias inorgánicas, para diferentes aplicaciones en dosimetría biológica (Regulla y Deffner, 1982). El aminoácido alanina ha sido utilizado exitosamente como dosímetro para altas dosis de radiación (en el rango de kilogray). La radiación ionizante produce en la alanina radicales libres estables, los cuales pueden ser cuantificados por medio de su espectro de ESR, midiendo la amplitud de la línea central de este espectro, y es esta amplitud la que se correlaciona directamente con la dosis de radiación (Regulla y Deffner, 1982). Además, la alanina posee características deseables como dosímetro: respuesta equivalente a tejido, poco fading, respuesta independiente de la energía por encima de 100 keV, respuesta lineal en un amplio rango de dosis. En años más recientes, la técnica de dosimetría Alanina/ESR se ha usado para aplicaciones en radioterapia de electrones de alta energía (Chu y otros, 1989), y en 1993 se reporta el primer ensayo clínico para determinar, con esta técnica, la dosis de radiación recibida por



un paciente (Kudynski y otros, 1993). Más recientemente, la técnica demostró su utilidad en mediciones *in vivo*, durante un tratamiento de braquiterapia con ^{192}Ir (Schaeken y Scalliet, 1996). El presente trabajo tiene como objetivo estudiar la posibilidad de usar el dosímetro de alanina/ESR para mapear curvas de isodosis en tratamientos normales de radioterapia.

Materiales y método

Preparación de los dosímetros

Se prepararon 150 pastillas en forma cilíndrica con una mezcla uniforme de DL-alanina más parafina pura. El procedimiento para preparar las pastillas fue tomado de Alexandre y otros (1992). Cada pastilla tiene una masa nominal de 241 mg con 80 % de DL-alanina en polvo y 20 % de parafina. Para poder hacer la mezcla, la parafina se raspó y luego se pasó por un tamizador de mesh 32 obteniéndose un polvo fino. La forma cilíndrica compacta se obtuvo introduciendo la mezcla dentro de una matriz de acero inoxidable con un diámetro interno de 4,7 mm y 55 mm de altura. Con la ayuda de un pistón con escala milimétrica grabada en él, se comprimió la mezcla manualmente con una prensa hidráulica hasta obtener una longitud de 12 mm para la pastilla. Con estas dimensiones, el volumen y densidad nominales de cada pastilla fueron de $0,21 \text{ cm}^3$ y $1,16 \text{ g/cm}^3$ respectivamente. Para facilitar la manipulación de las pastillas se rociaron con barniz.

Irradiación de los dosímetros

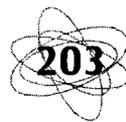
Del fantoma Rando Man, fue retirada la rebanada 25, la cual tiene un espesor de aproximadamente 2,5 cm y 50 agujeros; cada agujero con un diámetro aproximado de 4,5 mm.

Esto dio para colocar dos dosímetros por agujero, de tal forma que se necesitaron 100 dosímetros para rellenar completamente la rebanada. El fantoma fue acostado en la cama, simulando un paciente, e irradiado con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}$, distancia fuente-piel de

80 cm y en dos proyecciones opuestas: AP y PA, con una fuente de Co-60 Gammatron-S Siemens. La tasa de dosis fue de $0,502 \text{ Gy/min}$ y el tiempo de irradiación de 20 min para cada proyección, dando una dosis total aproximada de 10 Gy en el centro de la rebanada. Los dosímetros de calibración fueron irradiados usando una capa de build-up de Lucita de $0,4 \text{ g/mm}^2$, bajo las mismas condiciones, pero en una sola proyección, en un rango de dosis de 1-20 Gy. La temperatura media de irradiación fue de $23 \text{ }^\circ\text{C}$. La irradiación fue realizada en el Servicio de Radioterapia del Hospital Das Clínicas de la Facultad de Medicina de Ribeirão Preto, Universidad de São Paulo.

Lecturas de ESR

Las señales ESR de pastillas irradiadas y no irradiadas fueron medidas en un espectrómetro VARIAN E-4 funcionando en la Banda-X ($\sim 9,5 \text{ GHz}$), y equipado con una cavidad resonante rectangular, modelo E-231, operando en el modo TE_{102} . Los parámetros de operación del espectrómetro se escogieron para optimizar el registro de los detalles del espectro ESR. La frecuencia de modulación fue de 100 kHz y la amplitud de modulación de 0.25 mT. La potencia de microondas fue de 50 mW; este valor fue escogido después de hacer un gráfico de amplitud de la señal vs. raíz cuadrada de la potencia; aunque algunos autores reportan el uso de potencias más bajas (Arber y otros, 1991), en nuestro caso, esta potencia (50 mW) fue la que dio la mejor señal sin alcanzar la saturación. El campo magnético central H_0 fue de 325 mT, y para registrar el espectro completo, se usó un barrido de campo DH de 20 mT. El tiempo de barrido fue de 2 min, y se hicieron 10 barridos para cada pastilla. La sensibilidad del espectrómetro fue mejorada con la adaptación de un amplificador lock-in (EG&G DSP Lock-in Amplifier, model 7260), empleando los parámetros de detección: 100 kHz, 500 ms de constante de tiempo, y 500 mV en sensibilidad. La frecuencia



de microondas se midió con un contador digital HP modelo 5350B. Estos instrumentos fueron controlados por medio de una GIPB y la adquisición de los datos fue realizada con una microcomputadora PC-Pentium 100. El posicionamiento de la muestra dentro de la cavidad es crítico en la toma de espectros de ESR conllevando a variaciones si no se tiene cuidado al colocar la muestra. Para mejorar lo anterior, se colocó la pastilla dentro de la cavidad con ayuda de un tubo de cuarzo. Todas las mediciones se realizaron a temperatura ambiente (25 °C).

Resultados y discusión

La figura 1 muestra un espectro de ESR, típicamente conocido, de una pastilla de alanina irradiada (10 Gy), mostrando sus cinco líneas características, que representan la estructura hiperfina debida a la interacción equivalente, de los momentos magnéticos de cuatro protones con el momento magnético del electrón no apareado en el radical libre predominante a temperatura ambiente. Para propósitos de dosimetría, la amplitud (h) de la línea central del espectro se correlaciona con la dosis de radiación y se interpreta como la "lectura" del dosímetro.

La dependencia de la amplitud de la línea central del espectro ESR de la alanina con la potencia de microondas fue estudiada y se muestra en la figura 2. La figura 3 muestra la variación de la anchura de la línea central del espectro con la amplitud de modulación del campo magnético. Se escogió una modulación de 0,25 mT para asegurar que no existiera deformación del espectro.

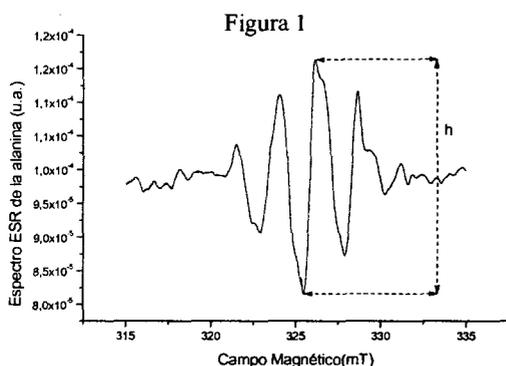
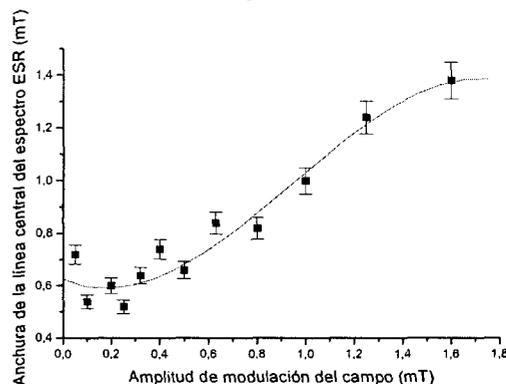


Figura 1

La curva de calibración de los dosímetros (figura 4) muestra una relación lineal entre la amplitud neta de la línea central del espectro y la dosis, con un coeficiente de correlación de 0,9996. La amplitud neta se obtuvo restandole a la lectura de los dosímetros irradiados, la lectura de los dosímetros sin irradiar. Esta lectura de los dosímetros sin irradiar representa una dosis residual de 0,6 Gy.

Figura 2



La lectura de los dosímetros colocados en la rebanada 25 fueron transformados a dosis con ayuda de la figura 4. Colocando estos valores de dosis en la matriz de puntos de la rebanada (figura 5), se obtiene la distribución presentada en la figura 6. De esta última figura se nota que la distribución de la dosis es bastante uniforme en el volumen de irradiación. Se construyó un gráfico de superficie tridimensional, y luego un gráfico de contorno con proyección en el plano X-Y, obteniéndose la figura 7. En la figura 8 se presentan curvas teóricas. Si se comparan las figuras 7 y 8, vemos que ambas presentan un perfil de distribución de dosis bastante semejante.

Figura 3

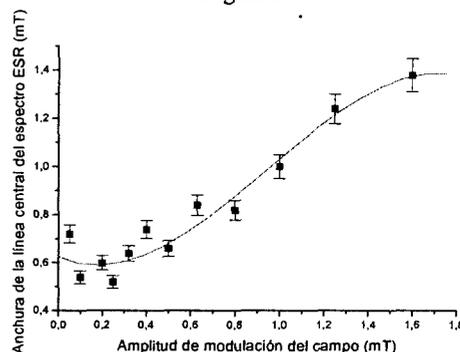


Figura 4

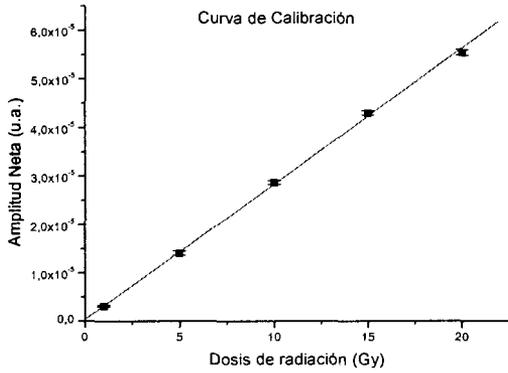


Figura 5

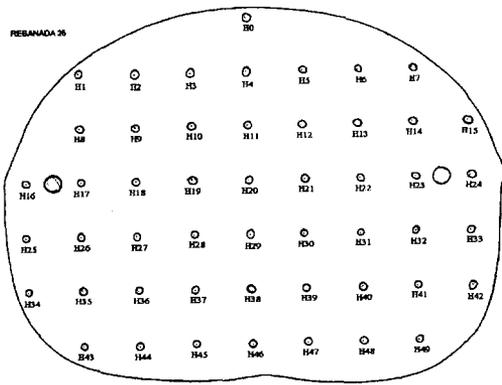
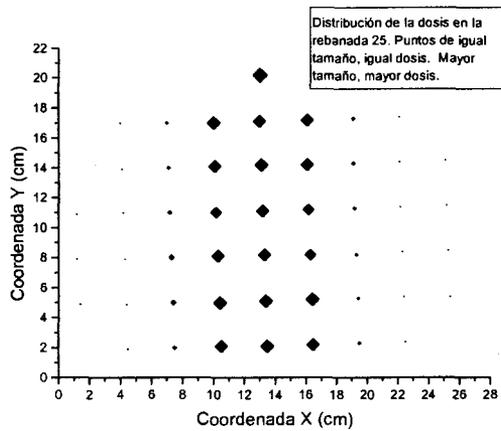
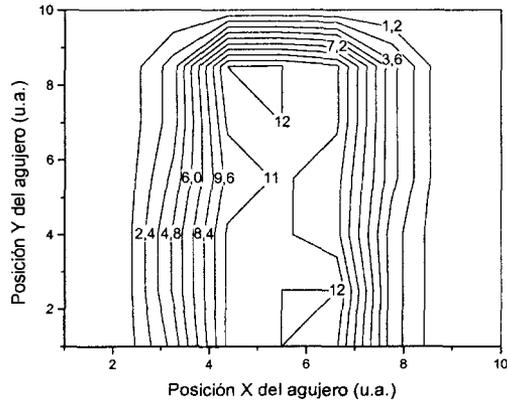


Figura 6



Distribución puntual de la dosis en la rebanada. Se observa una distribución bastante uniforme en el volumen de irradiación (campo 10 x 10 cm).

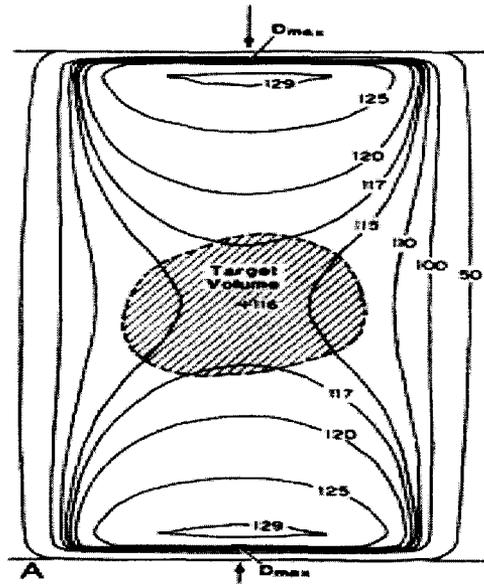
Figura 7



Perfil de curvas de isodosis para la rebanada de la figura 5. Los números indicados en las curvas representan dosis. La discontinuidad en las curvas es debida a la cantidad de agujeros en la rebanada. Si existiesen más agujeros, tal vez las curvas se suavizarían aún más.



Figura 8



Curvas de isodosis teóricas (proyección AP y PA). Tomada de R. K. Hobbie, *Intermediate Physics for Medicine and Biology*, 2a. ed. 1988.

Conclusiones

Los dosímetros de alanina-parafina fabricados y colocados en la rebanada 25 permiten la construcción de perfiles de curvas de isodosis en un tratamiento simulado de radioterapia. El procedimiento de dosimetría alanina/ESR empleado, permite medir la dosis después de varias sesiones de radioterapia o después de concluido el tratamiento, pudiéndose de esta manera, hacer un control de calidad de la dosis, parcial o total, aplicada en un tratamiento simulado. El inconveniente que existe es que no pueden medirse dosis menores de 1 Gy ya que la dosis residual es de 0,6 Gy. Actualmente se están estudiando modificaciones al procedimiento de medida en ESR, y al método de preparación de las pastillas, con el objetivo de mejorar la sensibilidad para que dosis aún más bajas puedan ser medidas.



Agradecimientos

Al Dr. Marcos Vasques, por permitir el uso de la fuente de Co-60 del Servicio de Radioterapia del Hospital Das Clínicas de la Facultad de Medicina de Ribeirão Preto, Universidad de São Paulo. Uno de los autores desea expresar su gratitud al Programa UNIPAN-BID de la Universidad de Panamá, por el apoyo financiero ofrecido, sin el cual, no hubiese sido posible su estadía en la Universidad de São Paulo. A la CAPES y a la FAPESP por el financiamiento parcial.

Bibliografía

- Alexandre A. C., Baffa O., Nascimento O. R. (1992). "The Influence of Measurements and Storage Conditions on Alanine/ESR Dosimeters", in *Appl. Radiat. Isot.*, 43, 1407.
- Arber J. M., Sharpe P. H. G., Joly H. A., Morton J. R., Preston K. F. (1991). "The ESR/Alanine Dosimeters - Power Dependence of the X-band Spectrum", in *Appl. Radiat. Isot.*, 42, 665.
- Bradshaw W. W., Cadena D. G., Crawford G. W., Spetzler H. A. W., (1962). "The Use of Alanine as a Solid Dosimeter", in *Radiat. Res.*, 17, 11.
- Chu S., Wieser A., Feist H., Regulla D. F., (1989). "ESR/Alanine of High-energy Electrons in Radiotherapy", in *Appl. Radiat. Isot.*, 40, 993.
- Kudynski R., Kudynska J., Buckmaster H. A., (1993). "The Application of EPR Dosimetry for Radiotherapy and Radiation Protection", in *Appl. Radiat. Isot.*, 44, 903.
- Regulla D. F., Defner U., (1982). "Dosimetry by ESR Spectroscopy of Alanine". in *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, 33, 1101.
- Schaeken B., Scalliet P., (1996). "One Year of Experience with Alanine Dosimetry in Radiotherapy", in *Appl. Radiat. Isot.*, 47, 1177.



EVALUACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y PROPUESTA DE UN PGC EN ASPECTOS FÍSICOS PARA UNA INSTALACIÓN DE ROENTGENTERAPIA

*Luis Manuel García
Reyes¹, Ileana Silvestre²,
Rodolfo A. Laguardia³,
Adelaide de Almeida¹*

*¹Depto. de Física e Matemática,
Universidade de São Paulo-FFCLRP,
Brasil. ²Hospital C. Q. "Hermanos
Ameijeiras", Cuba. ³Instituto Nacional
de Oncología y Radiobiología, Cuba*

Resumen

El presente trabajo fue realizado en una primera etapa en el Hospital C. Q. "Hnos. Ameijeiras" de Cuba y su objetivo en esta fase es presentar al Órgano Regulador (OR) la documentación para obtener la Licencia Institucional de Explotación (LE) de un equipo de roentgenterapia, de acuerdo con la "Colección de Seguridad del OIEA No.115" y proponer el Programa de Garantía de Calidad (PGC) en los aspectos físicos que se aplicará en esta práctica. Para obtener la LE se confeccionó un informe de seguridad, un manual de seguridad y un plan de emergencia radiológica. Para la confección del PGC se estableció el estado de referencia del equipo (ER), realizando las pruebas que determinan el valor o la estabilidad de los parámetros físicos involucrados en el tratamiento mediante la adaptación de protocolos internacionales, principalmente el de "Garantía de Calidad en Radioterapia", derivado del ARCAL XXX. En una segunda etapa se aplicaron algunas de las experiencias adquiridas, en el Hospital "Das Clínicas" de la ciudad de Ribeirão Preto en Brasil.

Como resultados más importantes se tienen que se reanudó el Servicio de Roentgenterapia del Hospital "Hnos. Ameijeiras" y se confeccionó el PGC que regirá esta práctica. Además se obtuvieron curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDP) para rayos X de bajas energías. Se proponen procedimientos para el control de parámetros como el PDP, la dosis absoluta y la capa hemirreductora (CHR). Con este trabajo se pone en práctica el cumplimiento de uno de los objetivos fundamentales del Proyecto ARCAL XXX relacionado con la garantía de calidad en radioterapia, extendiendo su aplicación a países del área latinoamericana.

Introducción

La aplicación de la roentgenterapia con equipos de bajas energías es de gran importancia en el tratamiento de lesiones superficiales. Para la realización de este tipo de práctica se requiere de la autorización de un órgano nacional competente, que asegure que los procedimientos que se llevarán a cabo garanti-



zarán la protección radiológica (PR) del trabajador ocupacionalmente expuesto (TOE), del paciente, del público y del medio ambiente. Unido a los procedimientos de esta reglamentación debe desarrollarse un PGC para disminuir la incidencia de los errores que se acumulan desde el diagnóstico médico hasta la aplicación del tratamiento.

El presente trabajo fue realizado en una primera etapa en el Hospital C. Q. "Hnos. Ameijeiras" de Cuba con los propósitos de: presentar al OR la documentación para obtener la autorización para operar un equipo de roentgenterapia marca RT-100 (Philips), desarrollada de acuerdo con la "Colección de Seguridad del OIEA No.115"; establecer el estado de referencia del equipo y proponer el PGC de los aspectos físicos que formará parte del PGC de este servicio de terapia superficial. En una segunda etapa se aplican algunas de las experiencias adquiridas, en el Hospital "Das Clínicas" de Brasil, con el objetivo de extender su aplicación a países latinoamericanos.

Materiales y métodos

Licenciamiento de la práctica

Para la solicitud de la LE se elaboraron: el Informe de Seguridad, el Manual de Seguridad Radiológica y el Plan de Emergencia Radiológica.

En el Informe de Seguridad se realiza una evaluación de los principios y criterios de seguridad aplicables, información detallada y suficiente del diseño y explotación, así como los análisis de seguridad que demuestran que se cumplen con los principios y criterios antes mencionados. En este documento se describe la instalación desde el punto de vista del trabajo que en ella se desarrollará, así como su flujo tecnológico; se presentan los planos arquitectónicos de la instalación; se identifican los sistemas y componentes importantes para la seguridad; se realiza una evaluación de la seguridad teniendo en cuenta aspectos de diseño y funcionamiento del equipo; se confecciona el Programa de Segu-

ridad Radiológica teniendo en cuenta principios de organización y gestión, selección y entrenamiento del personal y los mecanismos para establecer el control radiológico de dosis ocupacional y del público; se clasifican las zonas desde el punto de vista radiológico; se estima que la dosis efectiva para los TOE será de 6 mSv/año y que el nivel de investigación será de 1,5 mSv/trimestre; se presentan los resultados de la calibración del equipo; se realiza un monitoreo de zonas con el sistema dosimétrico FH40F2 No.006757; se comprueba el blindaje de la instalación y se desarrolla un plan para la seguridad física.

En el Manual de Seguridad Radiológica se elaboran las instrucciones y procedimientos adecuados para reducir las exposiciones médicas, ocupacionales y del público a valores tan bajos como razonablemente pueda alcanzarse. Éstos incluyen: procedimientos e instrucciones de PR (instrucciones para la vigilancia radiológica individual, instrucciones generales, procedimiento para el monitoreo radiológico y clasificación de zonas, procedimiento para la evaluación de la exposición individual y procedimiento para la calibración de equipos de medición de radiaciones ionizantes), procedimientos administrativos (procedimiento relativo a la ejecución de auditorías internas en la entidad, procedimiento de restricción de acceso a las zonas controladas y procedimiento para la evaluación y capacitación del personal), procedimientos de operación (procedimiento para la determinación de la CHR y la calibración, procedimiento de vigilancia, reparación y mantenimiento de elementos, sistemas y componentes importantes para la seguridad y procedimiento para la operación del equipo) y procedimiento para casos de emergencia. Además se establece la realización de los siguientes registros: exposición ocupacional, exposición médica, exámenes médicos de los TOE, resultados de las calibraciones y las comprobaciones periódicas de los parámetros significativos de la instalación, resultados de los exámenes de conocimientos a los TOE, vigilancia radiológica de zonas y puesto de

trabajo, tipos de reparación y mantenimiento del equipo, modificaciones en el local, reportes de investigación de accidentes e incidentes, auditorías y estudios del programa de seguridad de la instalación, certificados de autorización e informes de inspección emitidos por la autoridad competente y pruebas y calibraciones de los instrumentos de PR.

En el Plan de Emergencia Radiológica se identifican los posibles incidentes y accidentes radiológicos que pueden acontecer, así como las medidas que deben ser adoptadas por cada uno de los factores que se prevé que intervendrán en cada una de las situaciones de emergencia creadas y el aseguramiento necesario para garantizar la efectividad de los trabajos de liquidación y mitigación de las consecuencias.

Estado de referencia del equipo

La determinación del ER es imprescindible para la aplicación del PGC debido a que las tolerancias establecidas en los procedimientos que lo rigen están referidas a este estado inicial del equipo.

El ER se determinó para:

- Elementos de seguridad: el funcionamiento de los indicadores del panel de mando, del interruptor de radiación en el panel de control, del sistema de filtros y conos intercambiables, de los movimientos y frenos del soporte del tubo y del sistema de refrigeración. Además la determinación del valor de radiación de fuga del tubo emisor.

- Parámetros dosimétricos: determinación de la dosis de referencia, la CHR, la planitud y simetría del campo y las curvas de PDP.

- Parámetros del temporizador: determinación de su exactitud, reproducibilidad, linealidad y corrección por tiempo efectivo de irradiación.

Para evaluar los *elementos de seguridad* se realizó una inspección visual de la instalación. Además mediante la irradiación de películas radiográficas, con el potencial máximo de operación aplicado y la ventana del cabezal

bloqueada con un filtro de plomo, se determinó si existían puntos de fuga de radiación. También se midió la tasa de dosis equivalente a un metro del cabezal del equipo y en la zona donde fue bloqueado el haz, obteniendo un valor de 0,005 Sv/h.

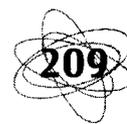
Para la realización de las mediciones para la determinación de los *parámetros dosimétricos* se empleó una cámara de ionización plano paralela tipo TW23342 (0.2cc), acoplada a un electrómetro PTW-UNIDOS. Para comprobar la estabilidad de las mediciones de este sistema se diseñó y construyó un inserto para la cámara que pudiera acoplarse a una fuente de referencia, garantizando de esta manera una geometría fija y reproducible que permitió establecer una lectura de referencia y su comprobación antes de realizar las mediciones.

Se determinó la CHR para todas las calidades de uso clínico, utilizando la geometría propuesta en (7). Para garantizar esta geometría y reproducirla a cada tiempo establecido, con el fin de realizar comparaciones de la calidad del haz con el ER, se diseñó y construyó un dispositivo de madera.

Este *set-up* fue validado mediante la realización de una radiografía de control ubicada en la parte posterior de la cámara. Los filtros utilizados fueron de aluminio con una pureza de 99,8 %. Los resultados obtenidos se muestran a continuación:

Parámetros de trabajo	CHR (mmAl)
30 kV, 10 mA	0,22
55 kV, 10 mA	0,84
70 kV, 10 mA	1,32
100 kV, 8 mA	2,26

Para la determinación de la dosis absorbida de referencia, fue necesario comprobar el factor de calibración de la cámara de ionización empleando un sistema de medición que constituye un patrón secundario, formado por cámara de ionización NE-2536/3 y el electrómetro NPL.



Para todas las calidades se realizó la calibración en aire siguiendo las recomendaciones que para los rayos X de bajas energías propone el "Technical Reports Series 277, OIEA". Además se calibró según el "Code of Practice for the Determination of Absorbed Dose for X Rays Below 300 kV Generating Potencial", donde para haces de radiación con CHR entre 0,035 y 1 mm Al se propone la calibración en la superficie de un maniquí. Dentro de este rango se encuentran las calidades correspondientes a 30 y 55 kV de este equipo. Además se realizaron los cálculos de dosis absoluta a partir de la dosis medida para conos que se establecieron como referencia, según la siguiente expresión:

$$D_{w, \text{ cono}} = D_{w, \text{ cono ref.}} \cdot \frac{B_{w, \text{ cono}}}{B_{w, \text{ cono ref.}}} \quad (1.1)$$

donde B es el factor de retrodispersión.

A partir de la comparación de estos resultados con los totalmente obtenidos de forma experimental, se determinaron aquellos conos que presentan variaciones en su estado físico, por lo que en las calibraciones cuando ellos son utilizados no puede emplearse la ecuación (1.1).

La determinación de las curvas de PDP es otro aspecto importante debido a que existe poca literatura que reporta estos valores para rayos X de bajas energías. También porque los datos publicados muchas veces no se refieren a las calidades y tamaño de campo de uso clínico en la entidad. Además porque estos valores han sido obtenidos a partir de reportes de varios países, con diferencias entre ellos de hasta 10 %, fundamentalmente para los potenciales de trabajo más bajos y los tamaños de campo más pequeños. Por estas razones se recomienda que de existir el equipamiento necesario, se determine el PDP en cada unidad asistencial, de lo contrario se utilicen los datos publicados para las calidades más próximas a las de trabajo (11). Debido a que este es un trabajo que demanda mu-

cho tiempo y es muy costoso, se sugiere que estas curvas se obtengan una vez en la vida útil del tubo (5) y luego se realicen controles sucesivos de su constancia.

En este trabajo se construyeron estas curvas empleando un maniquí de agua acoplado a una interfase con una computadora que mediante un software permite el movimiento automático de la cámara hacia diferentes profundidades. Los valores se compararon con los publicados en "Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy: 1996", obteniendo discrepancias de hasta 9 % para los potenciales de trabajo más bajos y los tamaños de campo más pequeños.

Además se realizaron mediciones en un maniquí plástico, para obtener valores de referencia que puedan ser empleados en la comprobación de la CHR, de la dosis de referencia y de las curvas de PDP.

Para determinar la planitud y simetría del campo se irradiaron películas radiográficas en un tiempo de 0,02 min y se midió un valor proporcional a la densidad óptica (DO) en cuatro puntos equidistantes de la posición que determina el eje central del campo de radiación, en las direcciones paralela y perpendicular al eje ánodo-cátodo, determinando un área de 80 % del tamaño geométrico del campo. Se calculó la planitud como la razón entre la diferencia de la $DO_{\text{máx}}$ y la $DO_{\text{mín}}$ y su suma, expresado en por ciento. La simetría se calculó como el promedio de las divisiones de las densidades ópticas de los puntos extremos (8).

Para la determinación de la exactitud, reproducibilidad, linealidad y la corrección por tiempo efectivo de irradiación del *temporizador* se aplicaron los protocolos propuestos en (8). Es importante tener en cuenta, en la determinación del tiempo de tratamiento del paciente, el valor de la corrección por tiempo efectivo de irradiación, pues para equipos de rayos X el temporizador puede comenzar a contar antes de que el potencial sea aplicado completamente al tubo.



PGC en aspectos físicos

Se realizó una valoración de la existencia, en el Hospital, de ciertos requisitos mínimos que se deben tener para la implementación de un PGC. Estos incluyen la disponibilidad de una instalación y de equipamiento adecuado, de equipos medidores de radiación, de sistemas de planificación de tratamientos y de niveles de personal profesional cualificado. Además que la operación del equipo se base en el cumplimiento de regulaciones nacionales. Se identificaron los mecanismos necesarios para corregir las desviaciones de los parámetros que puedan ir en detrimento del paciente y los mecanismos de retroalimentación para que la experiencia adquirida pueda utilizarse tanto para corregir deficiencias como para mejorar distintos aspectos del proceso. Se partió de que la entidad tiene un total interés en la aplicación del PGC, aspecto necesario para garantizar los medios suficientes, tanto estructurales como materiales, para mejorar la calidad del tratamiento. Se sentaron las bases para la formación de un equipo de garantía de calidad y de un comité de garantía de calidad. Además se propusieron diferentes mecanismos de auditoría del programa.

Se desarrolló un sistema de procedimientos que rige la realización de las distintas pruebas de control de calidad teniendo en cuenta todas las experiencias adquiridas durante el establecimiento del ER. Se estableció la realización de las pruebas con frecuencia diaria, mensual y anual, en dependencia de la rapidez con que el parámetro evaluado puede cambiar. Las tolerancias establecidas deben interpretarse de una forma tal que debe tomarse alguna medida o acción correctiva si: (a) la medición del parámetro correspondiente excede el valor tabulado; o (b) la variación porcentual del parámetro excede el valor establecido. Estos valores de tolerancia fueron tomados de (8), teniendo en cuenta que están establecidos de forma tal que garantizan una

Pruebas con frecuencia diaria

Prueba	Toleranc.
<i>Seguridad</i>	
Indicadores del panel de mando	Funciona
Sist. filtros y conos intercambiables	Funciona
Mov. y frenos del soporte del tubo	Funciona
Sist. de refrigeración	Funciona

Pruebas con frecuencia mensual

Prueba	Toleranc.
<i>Dosimetría</i>	
Constancia de Dosis de Referencia	3 %
Constancia de la CHR	2 %
<i>Temporizador</i>	
Constancia de planitud y simetría	3 %
Constancia de PDP	3 %

Pruebas con frecuencia anual

Prueba	Toleranc.
<i>Seguridad</i>	
Radiación de fuga:	
Tasa de dosis equiv. a 1m del foco	0.01 Sv/
<i>Dosimetría</i>	
Determinación dosis de referencia	3 %
Constancia de dosis de referencia	3 %
Determinación de la CHR	2 %
Constancia de la CHR	2 %
<i>Temporizador</i>	
Exactitud	0,4 s
Reproducibilidad	2 %
Linealidad	2 %
Corrección tiempo efectivo de irrad.	2 s

La manera de realizar estas pruebas y los responsables de ello se establece en un manual de procedimientos.

Conclusiones

La realización de este trabajo permitió reanudar el servicio de roentgenerapia del Hospital "Hnos. Ameijeiras". La obtención de la LE a través de la aplicación de la "Colección de Seguridad del OIEA No.115" es una experiencia práctica que acelera el establecimiento de nuevas exigencias en la regulación nacional cubana y la interrelación necesaria entre la física médica y la PR.

Desde el punto de vista de la PR se recomienda que se implemente un PGC que incluya aspectos de dosimetría *in vivo*, como parte de la protección al paciente.



Con la construcción del inserto para la comprobación de la estabilidad del sistema de medición, la construcción del *set-up* para establecer y reproducir la geometría para determinar la CHR y la elaboración de procedimientos de control de la constancia de la CHR, de la dosis de referencia y del PDP, se solucionaron problemas muy frecuentes en hospitales que muchas veces imposibilitan el trabajo. Se le dio una utilización sistemática a maniqués plásticos difundidos en país, mediante el establecimiento de estos procedimientos de control de constancia. Se obtu-

vieron por primera vez en Cuba curvas de PDP para rayos X de bajas energías. Estas serán utilizadas por varios hospitales del país donde se trabaja con equipos con calidades de radiación muy parecidas a las del Hospital "Hnos. Ameijeiras". Además éstas serán empleadas en el Hospital "Das Clínicas" de la ciudad de Ribeirão Preto de Brasil. Con este trabajo se pone en práctica el cumplimiento de uno de los objetivos fundamentales del Proyecto ARCAL XXX relacionado con la garantía de calidad en radioterapia y su extensión a países latinoamericanos.



Bibliografía

1. OIEA (1996). *Safety Series*, no. 115.
2. CNSN, Cuba (1995). *Reglamento de Seguridad. Autorización de prácticas asociadas al empleo de radiaciones ionizantes*, TII.
3. Frank H., Atixx. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, pp. 372-376.
4. OIEA, CNSN, CPHR (Cuba, 1998). "Curso de capacitación en grupo sobre notificación, registros, licencias y control de fuentes de irradiación".
5. Díaz J., Gutt F., Padilla M., Carrizales L. (1998). Protocolo para el control de la calidad y calibración de equipos de rayos X para energías entre 10 y 300 keV.
6. OIEA (1997). *Technical Reports Series*, no. 277. *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams An International Code of Practice, second edition*.
7. OIEA (1970). *Technical Reports Series*, no. 110. *Manual of Dosimetry in Radiotherapy*.
8. OIEA (1998). *Control de la Calidad de Aspectos Físicos en Radioterapia*.
9. OIEA (1994). *Technical Reports Series*, no. 374. *Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy*.
10. Nahum (1995). *Code of Practice for the Determination of Absorbed Dose for X Rays Below 300 keV Generating Potencial*.
11. BRJ Supplement 25. *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*, pp. 29-38.

Agradecimientos

A: Hospital "Hnos. Ameijeiras", INOR, ISCTN, CNSN y CPHR de Cuba.

A: USP/RP/DFM y Hospital "Das Clínicas" de Brasil.



PRE-CLINICAL EVALUATION OF A DIODE-BASED IN VIVO DOSIMETRY SYSTEM

Guillermo Trujillo, B.Sc.

*National Oncology Institute, Havana,
CUBA*

*Geoffrey Ibbott, Ph.D.
University of Kentucky Medical Center,
USA*

Abstract

Diode detector systems are routinely used in a number of departments for the quality assurance of the delivered dose in radiation oncology(1,2,3,4,5). The main advantage of diode detectors for in vivo dosimetry (over TLDs, film dosimetry, ionization chambers) is that results are immediately available in real time, do not need external bias voltage and are more sensitive for the same detection volume than ionization chambers thereby allowing a direct and immediate check of the treatment accuracy. Also, is important to mention that is possible to obtain different accuracy levels. For example, in the case of the measurements designed for evaluating the dosimetric accuracy of a new treatment technique for dose escalation studies the action level should be tighter (the order of 2 % to 4 %, 2 standard deviations) than for routine measurements aiming to discover and correct for errors in the treatment of individual patients ($\pm 5\%$ - 10 %) or to avoid misadministrations (10%-15 %). This work describes the calibration method adopted and the evaluation of the accuracy and precision of in vivo dosimetry at Co60 and 23MV photon energies.

Extensive phantom measurements were made to determine the influence of physical conditions on the diode response. Parameters investigated included diode linearity, leakage, and measurement reproducibility, as well as the field size, SSD, and angular dependence. The practical consequences of these measurements are reported.

There is still some controversy as to whether in vivo (diode) dosimeters are required for routine quality assurance purposes. Our work has shown that while care must be taken in choosing and handling diode detector systems they are able to provide an efficient and effective method of ensuring the dose delivered to the patient during treatment is within acceptable limits.

Materials and methods

Description of detector system

The system employed here was an IVD 1131 dosimeter from Sun Nuclear Corporation with a set of two n-type "special" semiconductor diode photon detectors ISORAD (Sun Nuclear Corporation) for measurements on Co60 photon beams and a set of two p-type semiconductor diode photon detectors EDP-20 (Scanditronix Medical Systems) for measurement on 23MV linac photon beams. The diodes were connected to a 4 channel microprocessor-controlled mobile electrometer with provision for 4 diodes. The electrometer was positioned in the treatment room and linked by fiber-optic cables to a computer and a display unit placed at the console area.

The calibration procedure

The first step in diode dosimetry is to assess and verify diode basic characteristics like signal stability after irradiation, intrinsic precision, influence of dose, dose-rate, temperature, energy and directional effect.



There are some problems associated with the calibration of the detector for exit dose measurements and our attention focused on entrance dose calibration. Exit dose calibrations are complicated by the reduced backscatter radiation, but the most important factor in not considering exit dose measurement is that in a very busy department, performing both entrance and exit dose measurements may increase the overall treatment time by an unacceptable amount. It is therefore felt that the first step in enhancing the QA program would be to carry out in vivo dosimetry using only entrance dose measurements. After some experience and feedback the process could be further improved by incorporating both entrance and exit dose measurements.

In order to be able to convert the signal R_{sc} of the diode into a dose D , a calibration factor F_{cal} was determined.

$$F_{cal} = D / R_{sc}$$

This calibration was performed in a water phantom and a polystyrene solid phantom by comparing the signal of the diodes on the surface of a flat phantom to those of a calibrated thimble type ionization chamber at d_{max} .

For the Co60 beams the entrance dose calibration was carried out in the water phantom with the calibrated ionization chamber at depth of 5 cm. The percent depth dose (%DD) from measured data and/or BRJ25⁶ was used to get the dose at d_{max} . This dose was converted using the inverse square correction to estimate the dose to the diode placed on the surface of the phantom. On the other hand, in the linac 23 MV photon beams the measurements were made on the solid polystyrene phantom this time with the ionization thimble type chamber at depth of d_{max} .

The F_{cal} was determined under reference conditions. These were, field size of 10 cm x 10 cm at the phantom surface positioned at the isocenter with an 80 cm SSD for the Theratron 780C (Theratronics International Ltd.) Cobalt unit and under 100 cm SSD for the MEVATRON KD2A (Siemens, Inc.)

Correction factors

The influences of collimator opening, SSD, the presence of wedges and trays, and directional dependence on the semiconductor signal was studied.

After determining correction factors (CF) to account for these effects, the semiconductor signal can be converted to measured dose for the different treatment conditions met in clinical practice.

$$\text{Measured dose} = R_{sc} \times F_{cal} \times (CF_{col} \times CF_{ssd} \times CF_{wedge} \times CF_{tray})$$

The correction factors (CF) were given by the ratio of the readings of the ionization chamber and semiconductor detector under various conditions (e.g., wedged fields, tray in the beam, etc.) divided by the same ratio for the reference conditions (e.g., open field, 10 cm x 10 cm at SSD = 80 cm or SSD = 100 cm according to the diodes and machine used).

Results and discussions

Diodes have some basic characteristics that should be known before they are used in clinical practice as was mentioned above.

Characteristic: Firstly the stability of the diode's signal was monitored after irradiation for a time corresponding to that encountered in clinical practice. The drift was 0.5% (ISORAD) and 0.4% (EDP-20), respectively in 1 hour.

Practical consequence: Diodes and associated electrometer should have a drift less than 1% in the time range encountered for clinical application.

Characteristic: The precision of the system was gauged by measuring the reproducibility of the diode signals for 10 consecutive irradiations. A dose of 200 cGy was delivered by the Co60 beam with a precision of $\pm 5\%$. In this beam the reproducibility of the signal from the 2 ISORAD diodes was 0.35% and 0.27% standard deviations, respectively. The reproducibility measurements of the EDP-20 diodes were carried out on a 23MV linac

photon beam for 200 monitor units getting a result of 0.23 % and 0.19 % standard deviations, respectively. This is a characterization of how precise the system is. Also, the error with reference to the dose measured for the ionization chamber was 0.5% which is an indication of the accuracy of measurements with the system.

Practical consequence: Usually the standard deviation for a diode-based in vivo dosimetry system should be less than 1%.

Characteristic: The response variation with dose has been shown to be proportional to the absorbed dose. (Figures 1 and 1A)

Practical consequence: No correction for linearity of the signal is necessary in the dose range of our application.

Characteristic: The influence of dose accumulated over the lifetime of the diode has been described (7). According to the technical manual of the ISORAD diode types(8) after 1500 treatments of 200 cGy, for a total of 300,000 cGy of radiation exposure they typically lose less than 6% of their original response. This level of tolerance to radiation damage (sensitivity drop with accumulated dose effect) will assure a high degree of reproducibility in output even after substantial accumulated dose. Scanditronix recommends a monthly calibration verification of its diodes EDP-20 type to account for this effect.

Practical consequence: Calibrations due to radiation damage will be scheduled when response variations become more than 3%.

Characteristic: The ISORAD diode detectors have a typical sensitivity variation with temperature (SVWT) coefficient of 0.1% per °C and the EDP-20 diodes less than 0.5%.

Practical consequence: As long as the SVWT remains smaller than 0.4% per °C, no temperature correction is needed for in vivo dosimetry.

Correction factors analysis

- When the SSD decreases, the number of contaminating electrons and low energy photons able to reach the semiconductor is larger and the ratio of the ionization chamber reading and the semiconductor reading decreases. (Figures 2 and 2A)

- For large collimator sizes, the contamination of the primary beam due to electrons and low energy photons born in the machine head, increases the surface dose and decreases the depth of the maximum dose. (figures 3 and 3A)

- Constructional anisotropies in the diode result in sensitivity variations as a function of the angle between the central beam axis and the symmetry axis of the diode (diode long axis) and of the build-up cap. Relative responses of diodes with angle are shown. (figures 4, 4A, 5 and 5A)

From the graphs we know this kind of diode must be taped on the patient skin with its long axis (symmetry axis) perpendicular to the rotation plane of the gantry.

Practical consequence: Directional dependence of diode response may be of importance when large angles may have to be dealt with, like in tangential field irradiation technique for breast or chest wall. It is of importance when off-axis irradiation is intended to be performed.

Practical consequence: When beam modifying devices such as wedges and trays are used, not only the beam contamination but also the dose rate is modified and a correction factor has to be applied. (Tables I and II)

Conclusions

In order to obtain a high accuracy, it is necessary to verify and determine regularly calibration factors under reference conditions and to assess different sets of correction factors. Using these correction factors, it is possible to obtain very good agreement between dose values measured with diodes and ionization chambers.

On the other hand, it would be useful to use some alternative approach with the "diode response factors"(ii), for a given irradiation condition. An effective way to use the diode response factor is the evaluation of a second calibration factor, under the average conditions for the specific ports where the discrepancies between the calculated and

measured values occurred systematically for the “first” calibration factor.

A number of errors in the dose delivery to patients can be detected by means of in-vivo dosimetry. Some of these errors are human mistakes in the set-up of the patient, of beam modifying devices and of wrong machine settings. Systematic errors related to machine performance, the dose calculation procedure and the patient set-up may also be detected with in-vivo dose measurements.

Acknowledgments

The authors are grateful to Professor John Cameron and Dr. Stephen Pistorius for their continuous support and several insightful recommendations on this subject.

We also want to thank Boyd McCurdy, M.Sc. for his help in the presentation of this work.

TABLES AND GRAPHS

Table I. Correction factors for Co60 photon beam modifiers. ISORAD diodes.

Beam Condition	IC [cGy]	SC [cGy]	C_{factor} 1413012	IC [cGy]	SC [cGy]	C_{factor} 1413006
Open field	183.6	199.9	1	183.5	200.2	1
Tray	171.7	185.9	1.0056	171.2	134.9	1.3846
Wedge 15	123.9	133	1.0143	126.8	131.8	1.0496
Wedge 30	129.1	133.5	1.0529	133.6	135.6	1.0749
Wedge 45	108.8	109.1	1.0858	108.8	111.1	1.0684

Table II. Corrections factors for 23MV beam modifiers. EDP-20 diodes.

Beam Condition	IC [nC]	SC [cGy]	C_{factor} 2P1659	IC [nC]	SC [cGy]	C_{factor} 2P1656
Open field	38.37	175.4	1	38.56	175.1	1
Tray	37.73	173.4	0.9947	37.88	173	0.9943
Wedge 15	28.88	130.9	1.0085	28.99	130.4	1.0095
Wedge 30	23.13	104.9	1.0079	23.12	104.4	1.0056
Wedge 45	15.72	70.3	1.0222	15.79	69.7	1.0287



Fig. 1 System response linearity.
Co60 Photon Beam.

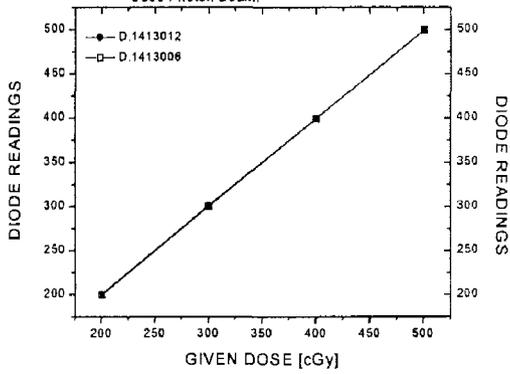


Fig. 3 Correction factor as a function of field size.
Co60 Photon Beam.

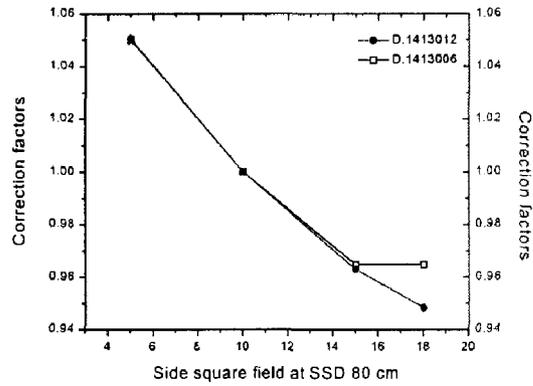


Fig. 1A System response linearity.
23 MV Photon Beam

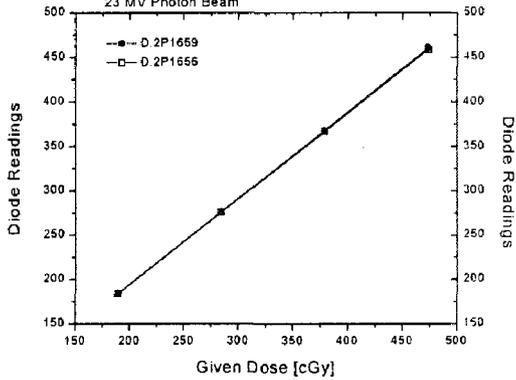


Fig. 3A Correction factors as a function of field size.
23 MV photon beam.

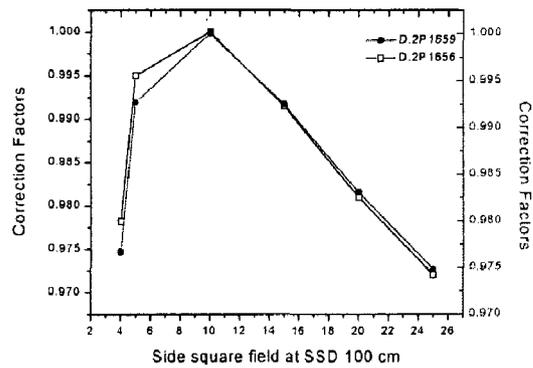


Fig. 2 Correction factors as a function of SSD.
Co60 Photon Beam.

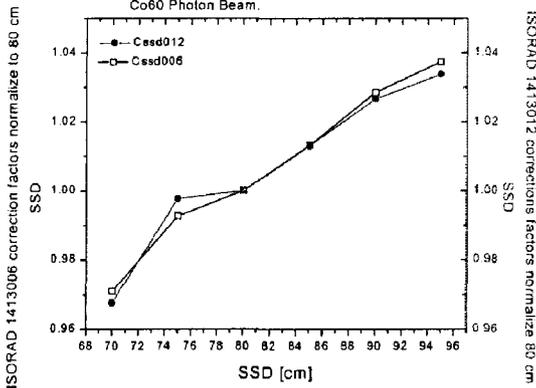


Fig. 4 Long diode axis perpendicular to the gantry rotation plane.
Co60 Photon Beam.

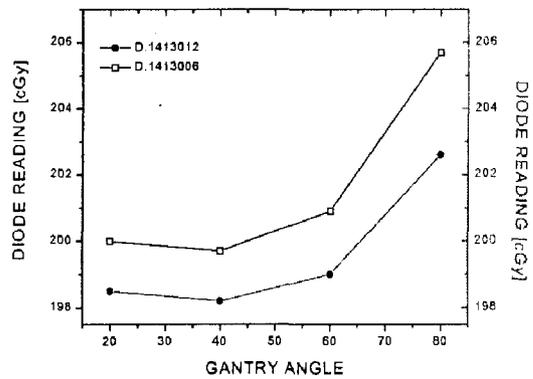


Fig. 2A Correction factors as a function of SSD.
23 MV Photon Beam.

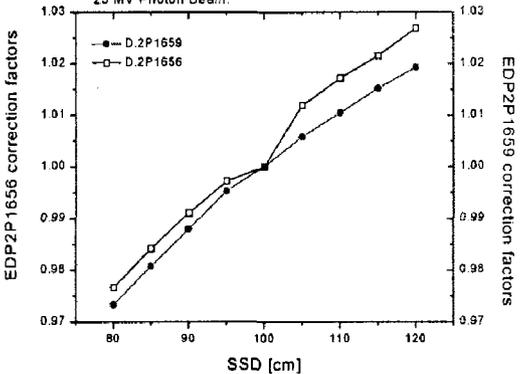


Fig. 4A Long diode axis perpendicular to the gantry rotation plane.
23 MV Photon Beam.

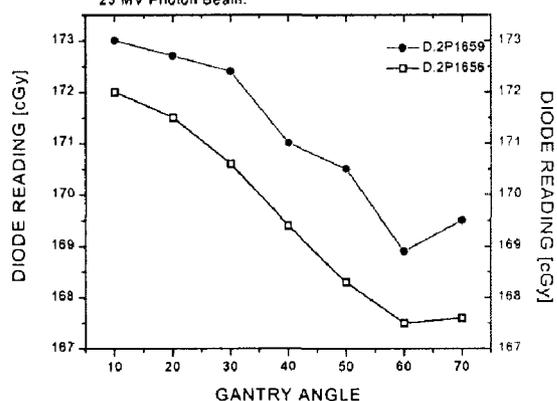


Fig. 5 Long diode axis parallel to gantry rotation plane.
Co60 Photon Beam.

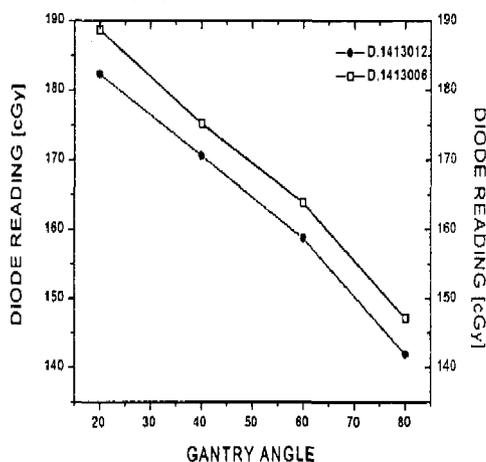
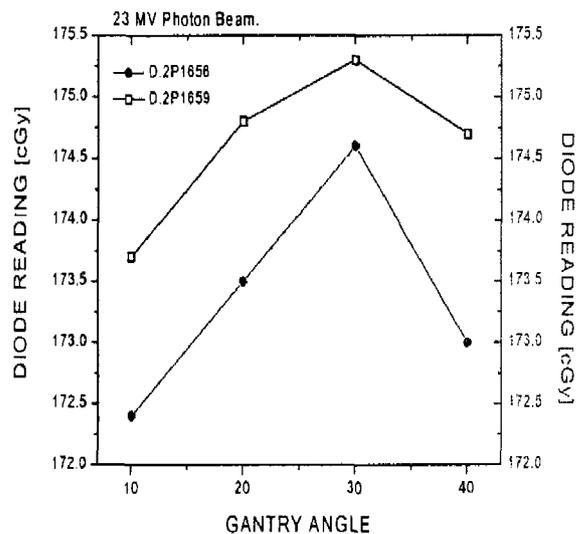


Fig. 5A Long diode axis parallel to gantry rotation plane.
23 MV Photon Beam.



Bibliografía

1. American Association of Physicist in Medicine, "Comprehensive QA for radiation oncology", *Task Group 40*, Radiation Therapy Committee, 1993.
2. R. Alecu, M. Alecu, T. Ochran, "A method to improve effectiveness of diode in vivo dosimetry", *Med. Phys.* 25, (1998).
3. R. Alecu, J. J. Feldmeier, W. S. Court, M. Alecu, C. G. Orton, "A method to avoid misadministration in high dose rate brachytherapy", *Med. Phys.* 24, 259-261 (1997).
4. A. Adeyemi, J. Lord, "An audit of radiotherapy patient doses measured with in vivo semiconductor detectors", *BJR* 70, 399-408 (1997).
5. P. C. Lee, J. M. Sawicka and G. P. Glasgow, "Patient dosimetry quality assurance program with a commercial diode system", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 29, 1175-1182 (1994).
6. "Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy: 1996," *BJR Supplement 25*, London, UK, (1996).
7. J. Van Dam & G. Marinello, *Methods for In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy*, Leuven/Apeldoorn, Garant, (1994).
8. Technical Manual. ISORAD Solid State Detectors, Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida, USA, (1991).



IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN UN CENTRO NUEVO DE RADIOTERAPIA TOMANDO COMO BASE EL TG-40

A. Marlés*, P. Besa, P. Hecht, L. Arriagada, A. Ruz, C. Garay

Pontificia Universidad Católica de Chile, Centro de Cáncer Diagonal Paraguay, 319. Santiago, Chile

Resumen

Los principios recomendados en el "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40", TG-40, han sido la base para la implementación del Programa de Garantía de Calidad de un servicio de radioterapia moderno. Durante su aplicación ha sido necesario: iniciar su implementación antes de la instalación de los equipos, asumir los costos de contratación de personal calificado, realizar una inversión inicial adecuada para adquisición de equipos necesarios para aceptación, comisionamiento y control rutinario, la formación vivencial del personal en la filosofía del protocolo, establecer procedimientos para el día a día del proceso que permitieran la retroalimentación, elaboración de planillas y apertura a los cambios y ajustes según las necesidades. La experiencia de dos años ha demostrado que el TG-40: a) es factible de implementar pero a veces de forma no totalmente estricta y es imprescindible contar con personal capacitado y los recursos materiales necesarios; b) no contiene todo lo necesario para su implementación práctica y debe ser complementado con procedimientos y formatos de rutina que faciliten su aplicación; c) permite la detec-

ción y corrección oportuna de fallas en el proceso; d) es un proceso continuo que no termina.

Palabras clave

TG-40, garantía, calidad, protocolo, implementación.

Introducción

El diseño y puesta en marcha de un centro de radioterapia moderno envuelve parámetros humanos, económicos e instrumentales que de no darse pueden ocasionar que el tratamiento dado tenga resultados y consecuencias con mayor detrimento para el paciente que la radioterapia tradicional. Es por eso que se necesita un programa de acciones planificadas y/o sistemáticas que provean la confianza adecuada en que los tratamientos otorgados satisfacen los requerimientos que exige la radioterapia moderna. El TG-40 formula las bases de tal programa.

En este trabajo se presentan los resultados y la experiencia de dos años de uso del TG-40 en un centro de radioterapia moderna totalmente nuevo con acelerador lineal de ocho energías, simulador, sistema de planifi-



cación 3D, braquiterapia de baja tasa y sistema de registro y verificación. Para facilitar la explicación del proceso de su implementación, la estructura del trabajo seguirá el mismo orden de contenidos del texto original del TG-40.

Materiales y métodos

Parte a: información para administradores

Los administradores que participaron y participan en el diseño, puesta en marcha y funcionamiento del servicio de radioterapia no tuvieron conocimiento de la existencia del TG-40 hasta mucho tiempo después de haber iniciado los tratamientos, sin embargo tiene presente que para hacer radioterapia de manera óptima hay que invertir no sólo en los equipos de terapia, sino también en los de planificación, medición y control y que es imprescindible asumir los costos de tener "un staff bien educado y entrenado con el tiempo suficiente" (TG-40) que les permitiera lograrlo.

Parte b: código de práctica

I. Programa Comprehensivo de Garantía de Calidad (PGC)

Durante la planificación del servicio de radioterapia se estableció que la calidad de los tratamientos impartidos deberían estar a la altura de los mejores. Esto marcó la pauta para todos los planes y decisiones futuras.

El jefe del servicio de radioterapia ha sido desde un principio el principal promotor del PGC y junto con el físico médico han dirigido su implementación. Ambos tenían experiencia previa con el TG-40 y han sido formados en una misma institución.

Los tecnólogos médicos (TM) tenían conocimientos básicos sobre control de calidad pero no habían participado en un PGC estructurado y fue necesario hacer una inducción en el trabajo sobre esta filosofía. El personal de enfermería, secretarial y de taller de bloques también participan activa-

mente dentro del PGC.

No se ha establecido un comité oficial de GC, pero todos se sienten responsables de que el programa funcione, detectan fallas y sugieren soluciones y mejoras, las cuales se implementan después de revisadas y aprobadas por el grupo.

Aún no existe un manual de normas y procedimientos estructurado, pero se han escrito los test de control, su frecuencia y criterios a seguir; se han desarrollado y actualizado formatos y planillas según las necesidades y lentamente se están escribiendo los procedimientos. Desde un principio se han llevado registros de la frecuencia y resultados del PGC en lo relativo al área de física.

A los 15 meses de haber iniciado el tratamiento de pacientes, un auditor externo experto fue contratado para realizar una auditoría a toda la parte de física del PGC.

No se ha establecido un programa rutinario para estas auditorías.

En relación con los recursos humanos, el médico radioterapeuta fue contratado dos años antes de iniciar el tratamiento de pacientes.

Durante este tiempo se participó en la definición de lineamientos y requerimientos del servicio y supervisó su implementación. Exigió la presencia a tiempo completo de un físico médico con experiencia desde seis meses antes de iniciar la instalación de los equipos y que sólo TMs y no auxiliares médicos operaran los equipos de terapia y simulación e impartieran los tratamientos. El físico médico fue enviado a USA a actualizarse durante cuatro meses previos al inicio de sus funciones.

Durante los seis meses previos a la instalación de los equipos: a) el físico médico seleccionó y tramitó la compra de todos los equipos e instrumentos necesarios para las pruebas de aceptación, comisionamiento y establecimiento de la parte del PGC correspondiente; b) se decidió que, por un tiempo prudencial, no se compraría el sistema de medición de emisión, Kvp y mAs para el simulador debido a su alto costo. Estas pruebas se realizarían mientras tanto con

el medidor del representante del fabricante del simulador; c) se adquirió el sistema de planificación 3D y todos los implementos necesarios para el posicionamiento e inmovilización de los pacientes y para el taller de bloques y moldes.

El tratamiento de pacientes se inició con un staff de dos tecnólogos médicos locales y una terapeuta jefe de un hospital de USA contratada durante cuatro meses para entrenar en el trabajo a los tecnólogos en lo relativo a las nuevas técnicas de tratamiento, uso del acelerador lineal y del simulador. Actualmente se cuenta con: un radioterapeuta especializado en USA que cumple también las funciones de jefe de servicio, un Ph.D en física médica, cinco tecnólogos médicos (uno con licenciatura en tecnología médica), una licenciada en enfermería y un auxiliar para el "Taller de bloques y moldes. El área de dosimetría es cubierta por uno de los cinco tecnólogos.

II. Garantía de calidad de los equipoe de radioterapia externa

Las pruebas de aceptación del acelerador lineal y del simulador se efectuaron tomando como base los estándares del fabricante, previa comparación con los protocolos pertinentes (TG21, TG25, TG40, TG-45). Una vez terminadas estas pruebas, se estableció el protocolo de test periódicos, siguiendo estrictamente las recomendaciones del TG-40. Después de un año de aplicación y dada la estabilidad del acelerador y lo extenso de realizar los chequeos diarios y pruebas mensuales, se decidió reajustar las periodicidades de algunas de las pruebas.

Los chequeos diarios son realizados por los tecnólogos basándose en formatos elaborados para su realización y donde se especifican los límites de tolerancia máximos permisibles antes de notificar al físico. Los controles mensuales los realiza el físico médico. Las pruebas de calidad de imagen fluoroscópica, la medición de la tasa de exposición, la calibración del Kvp y del mAs, así como la resolución con alto y bajo

contraste del simulador las realizan los ingenieros dentro de su programa de mantenimiento y los resultados son revisados por el físico médico. No se realizan las pruebas sensitométricas del procesador de películas porque no se han realizado las mediciones de base.

El sistema electrómetro-cámara de ionización primario de la institución, se revisó y calibró en un ADCL dos veces durante este periodo: antes de iniciar el comisionamiento del acelerador y a los 18 meses de esa fecha. El sistema patrón secundario se calibró en un ADCL al comprarlo y después ha sido intercomparado dos veces contra patrones secundarios acreditados. El instrumento de medición diaria de la calidad de los haces se compara mensualmente con el patrón secundario de la institución.

El barómetro fue revisado, calibrado por el servicio de meteorología e intercomparado contra un patrón secundario en al área del acelerador antes de iniciar la aceptación de los equipos. Varios meses después, durante una revisión mensual, se calculó una diferencia constante de 5 % en la emisión de todos los haces y se determinó que el barómetro se había descalibrado, lo cual fue confirmado por el servicio de meteorología. Desde entonces se usan dos barómetros de forma rutinaria.

En los chequeos diarios se usa un termómetro digital que se compara mensualmente con un termómetro patrón de precisión a su vez comparado anualmente con otros dos termómetros de precisión.

III. Sistema de Planificación de Tratamientos con Computadora (TPS)

El TPS tridimensional fue instalado durante el comisionamiento del acelerador. Se realizaron las pruebas de aceptación especificadas por el fabricante y luego se procedió a la adquisición de datos para los dos haces de fotones del acelerador. Se realizaron pruebas comparativas entre las distribuciones medidas en fantoma y las calculadas por el TPS para diversos tamaños de campo y durante un año se aprobó su uso sólo para las distribu-



ciones de dosis mientras se alimentaban los datos y realizaban las pruebas para cálculos de UM. Durante este tiempo las UM fueron calculadas manualmente.

Se decidió que los haces de electrones serían configurados en el TPS después de terminar con los fotones, mientras tanto sus cálculos se harían manualmente. Aún se realizan de forma manual debido a que sólo se cuenta con un terminal del TPS y ha sido imposible terminar de configurarlos por el volumen de pacientes en tratamiento (aproximadamente 450/año). Actualmente se está adquiriendo otra estación de trabajo del TPS.

El PGC formal para el TPS está en proceso de desarrollo e implementación.

IV. Planificación de tratamientos con haces externos

La ficha de cada paciente incluye los parámetros recomendados en el TG-40 y espacios asignados para que el personal escriba notas y firme al realizar cualquier paso del proceso.

Durante la simulación el paciente se posiciona sobre una colchoneta moldeada al vacío individualmente. Los pacientes de cabeza y cuello además son inmovilizados con máscaras plásticas moldeadas individuales. Todos los aditamentos que se usan para inmovilizar al paciente (colchonetas, etc.) son listados en su hoja de simulación y registrados su ficha del Sistema de Registro y Verificación.

Las dimensiones de los contornos de yeso son verificadas de dos maneras independientes. Debido a que actualmente se usa el tomógrafo del Departamento de Diagnóstico, sólo el 10% de los pacientes se planifican con TAC. El resto de los pacientes se planifica con contorno o fantoma virtual. A mediano plazo se tiene programada la adquisición de un tomógrafo dedicado para radioterapia.

Todos los pacientes son tratados con bloques individualizados fabricados con aleación de bajo punto de fundición. Los bloques se verifican en un verificador de bloques, luego son revisados visualmente por otra persona y

por último son verificados con placas portales que se toman en la primera fracción.

Todo el proceso de planificación de los tratamientos ha ido aumentando gradualmente en complejidad a lo largo del tiempo.

A pesar de la gran presión por parte del grupo de trasplantes medulares, la técnica de TBI se inició sólo 10 meses después de iniciar el tratamiento de pacientes, pues primero había que establecer y solidificar todo el proceso de los tratamientos convencionales. Por esta misma circunstancia es que el primer tratamiento con compensadores fue dado a los 16 meses y que aún no se han iniciado otras técnicas especiales.

El Sistema de Registro y Verificación (SRV) fue adquirido al mismo tiempo que los otros equipos mayores, pero su instalación fue postergada durante un año esperando una nueva versión del software estaba por salir al mercado. Su incorporación al PGC fue gradual y sin complicaciones pues el retraso permitió que el uso de los demás equipos se consolidara y se solidificaran las bases del PGC. Fue necesario escribir urgentemente las pautas y procedimientos para el ingreso de los datos al SRV a fin de estandarizar la información.

La revisión de la planificación y cálculo de tratamientos la realiza otro tecnólogo o el físico según el número de fracciones a las que corresponde el cálculo, procurando que tenga lugar dentro del 10% inicial de las fracciones. Antes de proceder con la irradiación, los datos de cada campo contenidos en el SRV son comparados y verificados independientemente por dos tecnólogos con la hoja de simulación y la ficha. Esto permite que la revisión total de la ficha en el SRV tenga lugar dentro de 20 % al 25 % de las fracciones.

El TLD se usa cuando se necesita dosimetría en vivo.

V. Braquiterapia

Durante la planificación y diseño del servicio se pronosticó un volumen bajo de pacientes para braquiterapia intrauterina, por lo que se optó por el sistema manual de baja tasa con



carga diferida con Cs-137. El promedio real de implantes ha sido de una paciente mensual.

Las fuentes fueron adquiridas con certificado de calibración de un laboratorio secundario. La cámara de ionización de pozo fue revisada y calibrada para Cs-137 por el LSCD de Chile. La calibración de una de las fuentes fue revisada durante la auditoría externa.

El fisico y/o el dosimetrista están presentes durante el implante. La ubicación espacial de las fuentes se hace con dummies y placas ortogonales ubicadas dentro de una caja de acrílico con marcas fiduciales. Los cálculos se realizan tridimensionalmente con el TPS.

Los tipos y tiempo de implante de c/u de las fuentes está determinado por la distribución espacial en tres planos y la dosis a los puntos anatómicos críticos definidos por el radioterapeuta. Los cálculos son realizados y revisados rápidamente durante el tiempo del implante a fin de efectuar a tiempo los cambios y/o ajustes necesarios.

Actualmente el manual de procedimientos está casi completo. Sólo se ha implementado parte del PGC para braquiterapia recomendado en el TG-40, pero se está trabajando para lograrlo en su totalidad.

VI. Garantía de calidad de aspectos clínicos

La ficha de cada paciente es revisada: 1) cada vez que se realiza la revisión de cálculos dosimétricos, 2) cuando se revisan los datos del SRV, 3) en la reunión semanal de revisión de fichas donde participa todo el personal.

Los errores que se encuentran son conversados y analizados por el personal involucrado y documentados en la ficha del paciente. Las causas, acciones y resoluciones que se toman son informadas a todo el personal que eventualmente se podría ver en una situación similar. Por lo general el radioterapeuta y/o el fisico médico son los guías dentro de este proceso.

Antes del primer tratamiento y cuando se ha modificado un campo se toman placas portales. De forma rutinaria se toma una placa de verificación semanal de cada campo. Diariamente el radioterapeuta revisa estas placas y define las acciones a tomar.

Las "reuniones de pacientes nuevos" y las "conferencias de revisión de placas" aún no se han implementado.

Conclusiones

El TG-40:

- es factible de implementar pero a veces de forma no totalmente estricta;
- es imprescindible contar con el apoyo de los jefes administrativos, tanto médicos como financieros, que permitan contar con suficiente personal adecuadamente capacitado y recursos materiales necesarios;
- debe aplicarse en forma gradual y ser complementado con procedimientos y formatos de rutina que faciliten su aplicación;
- permite la detección y corrección oportuna de fallas en el proceso;
- su aplicación es un proceso continuo que no termina.



Bibliografía

1. *A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams.* Task Group 21, Radiation Therapy Committee, American Association of Physicist in Medicine (1983).
2. *Clinical electron-beam dosimetry:* Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group no. 25 (1991).
3. *Comprehensive QA for radiation oncology:* Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40 (1994).
4. *AAPM code of practice for radiotherapy accelerators:* Report of AAPM Radiation Therapy Task Group no. 45 (1994).



MX9900161

CÁLCULO DE INCERTIDUMBRES EN EL PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA PARA HACES DE Co-60 EN RADIOTERAPIA

S. Velázquez Miranda,
F. Carrera Magariño,
J. Sánchez Segovia,*

*Hospital «Juan Ramón Jiménez» Ronda
Norte s/n 21005 Huelva, España*

Resumen

Introducción: Nuestro objetivo en este trabajo es mostrar cómo es posible conocer la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en haces de fotones de Co-60, y establecer, de una forma racional, niveles de tolerancia para ésta.

Materiales y método: Se toma como base el protocolo español de dosimetría en radioterapia. Nos centramos en un haz de Co-60. Utilizamos la teoría estadística de pequeñas muestras. Nos permitimos sugerir un nuevo enfoque sobre el tratamiento de los niveles de tolerancia y la incertidumbre de la medida.

Resultados: Tras dos años de experiencia en aplicación práctica hospitalaria, hemos conseguido situarnos alrededor del 1% de incertidumbre en la dosimetría absoluta del haz de Co-60.

Conclusiones: El protocolo que se presenta permite cumplir los requerimientos de precisión en la determinación de la dosis absorbida.

Introducción

Nuestro objetivo en este trabajo es mostrar cómo es posible conocer la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en haces de fotones de Co-60, y establecer, de una forma racional, niveles de tolerancia para ésta. Los protocolos más citados en la literatura internacional(1 ,2 ,3 ,4 ,5 ,6 ,7) no entran a

fondo en cuáles son las principales fuentes de incertidumbre, ni en cómo calcularla. En este trabajo proponemos una formulación aplicable al protocolo español, de fácil implantación. El conocimiento de la incertidumbre en la dosimetría absoluta de haces de terapia aporta información sobre lo adecuado de los procedimientos empleados y de la instrumentación disponible, a la vez que permite poner en perspectiva los esfuerzos realizados en la dosimetría relativa y clínica, que podrían ser estériles si la determinación de la dosis de referencia se hiciese con una incertidumbre mayor que la perseguida en las otras fases del proceso.

Materiales y método

Se toma como base el protocolo español de dosimetría en radioterapia. Nos centramos en un haz de Co-60. El conocimiento de nuestro conjunto de medida, y en concreto de nuestra cámara de ionización, es aquel que nos proporciona el propio protocolo (Nuclear Enterprises, 2571, de 0.60 cc, $r=0.315$ cm, y espesor de pared 0.066 g/cm²). A continuación se muestran sus secciones de mayor interés:

1. Determinación de la tasa de dosis absorbida

Fecha: _____ Físico: Santiago Velázquez Miranda

Unidad de Radiación: Theratron 780 C del Hospital



“Juan Ramón Jiménez”.

Prof. del punto de calibración: 5 cm.

Punto de referencia de la cámara: 5 cm.

Tamaño del campo: 10 x 10 cm² a DFS = 80 cm.

Para evitar confusiones y la continua comparación entre incertidumbres combinadas descritas con distinto factor de incertidumbre (de inclusión o recubrimiento), k, en este documento todas las incertidumbres se dan con factor k=1 de la distribución normal.

A) Datos de la cámara de ionización

Características, N_D y condiciones de laboratorio a las que fue obtenida.

Constancia de la sensibilidad del equipo

Específico de cada electrómetro

B) Lectura corregida del electrómetro

Una de las primeras preguntas a plantearse en el cálculo de incertidumbre de una medida es cuál debe ser el número de medidas repetidas. La respuesta se alcanza en el compromiso entre la capacidad práctica de realizar medidas y la calidad deseada de los resultados. En las llamadas “grandes muestras”, las distribuciones de muchos estadísticos son aproximadamente normales, siendo la aproximación tanto mejor cuanto mayor sea N. Para muestras de tamaño menor que 30, llamadas “pequeñas muestras”, esa aproximación no es buena, y empeora al decrecer N, de modo que es necesario hacer ciertas modificaciones. En la práctica diaria observamos que era poco o nada operativo conseguir muestras mayores de 30. Así que decidimos utilizar la teoría de pequeñas muestras o más correctamente “teoría exacta del muestreo”(8), dado que sus resultados son válidos tanto para muestras pequeñas como grandes.

El número de observaciones debería ser lo suficientemente grande como para asegurar que \bar{Q} sea un estimador fiable de la media de la distribución de probabilidad de la variable aleatoria $Q(\mu_Q)$ y que $s^2(\bar{Q})$, varianza experi-

mental de \bar{Q} , sea una estimación fiable de la varianza

$s^2(\bar{Q})=s^2/n$. La diferencia entre $s^2(\bar{Q})$ y $s^2(Q)$ debe ser considerada cuando se construyen intervalos de confianza. En ese caso, si la distribución de probabilidad de Q es la distribución normal, la diferencia se toma en cuenta a través de la distribución t de Student. Esta distribución es la utilizada en la normativa sobre expresión de las incertidumbres(9) para el tratamiento de pequeñas muestras, además de ser muy común en el ámbito de la física de las radiaciones.

Nuestro estadístico es

$$t = \frac{\bar{Q} - \mu}{s} \sqrt{N-1}$$

Con la siguiente función de densidad de probabilidad

$$p(t, \nu) = \frac{1}{\sqrt{\pi\nu}} \frac{\Gamma\left(\frac{\nu+1}{2}\right)}{\Gamma\left(\frac{\nu}{2}\right)} \left(1 + \frac{t^2}{\nu}\right)^{-\frac{\nu+1}{2}}$$

Donde Γ es la función gamma y $\nu > 0$ el número de grados de libertad. Como $\nu = \infty$, la distribución de Student se aproxima a la distribución normal con $\mu=0$ y $\sigma=1$. Según lo expuesto, y nuestra experiencia, decidimos tomar $N=10$ (y $\nu=9$, por tanto).

En cuanto al intervalo de confianza, hay que cambiar sus límites para continuar en el mismo nivel de confianza, pues hemos cambiado la distribución. El criterio establecido al principio fue $k=1$ para la distribución normal, esto es, un intervalo de confianza del 68.27%¹⁵. De ahí, que si $-t_{0.84135}$ y $t_{0.84135}$ son los valores de t para los que el 15.865% del área está en cada cola de la distribución de Student, entonces el intervalo de confianza 68.27% para t es

$$-t_{0.84135} < \frac{\bar{Q} - \mu}{s} \sqrt{N-1} < t_{0.84135}$$

De donde vemos que μ se estima que estará en el intervalo

$$\bar{Q} - t_{0.84135} \frac{s}{\sqrt{N-1}} < \mu < \bar{Q} + t_{0.84135} \frac{s}{\sqrt{N-1}}$$

Con el 68.27 % de confianza (o sea probabilidad 0.6827).



Para determinar $t_{0.84135}$ se buscan tablas de referencia como R.A. Fischer y F. Yates(10), pero al no encontrar un dato tan específico, la tendencia es interpolar. Sin embargo, nosotros advertimos que esto puede llevar a cometer errores significativos. Para salvar este problema, aconsejamos ajustarse a las condiciones de los datos de la tabla G.2(9). Para nuestro caso, $t_{0.84135}$ es igual a 1.06.

B.1) Factor de corrección por saturación

Rango usual de medida

Se mide durante 15 minutos antes de comenzar la irradiación.

HV₂ = -100 Vol.

N = 10 medidas de 1 min. sin corrección, con 1 minuto de espera entre medidas.

HR % = _____ % P = _____ mbar T = _____ °C

Q₁₀₀

P	T								

nC

Q₁₀₀

P	T								

nC

$\bar{Q}_{100} = \text{_____} ; S_{100} = \text{_____}$

$$Q_{100} = \bar{Q}_{100} \pm t_{0.84135} \frac{S_{100}}{\sqrt{N-1}} = \bar{Q}_{100} \pm \delta_{100} = \pm \text{_____} \text{ nC}$$

* Cambio de tensión HV₁ - 400 Vol.
Medimos 15 min. En la preirradiación = nC
N = 10 medidas de 1 min. Sin corrección, con 1 minuto de espera entre medidas.

HR % = _____ % P = _____ mbar T = _____ °C

Q₁

P	T								

nC

Q₁

P	T								

nC

$$\bar{Q}_1 = \text{_____} ; S_1 = \text{_____}$$

$$Q_1 = \bar{Q}_1 \pm t_{0.84135} \frac{S_{100}}{\sqrt{N-1}} = \bar{Q}_1 \pm \delta_1 = \pm \text{_____} \text{ nC}$$

Las expresiones a continuación, para la propagación(1 4) de la incertidumbre están basadas en la aproximación de primer orden de la serie de Taylor. Cuando la no linealidad es significativa, se acude a términos de mayor orden. De ahí, el coeficiente de saturación es

$$(K_s)_v = \left(\frac{V_1^2 - 1}{V_2^2} \cdot \frac{V_1^2}{V_2^2} - \frac{Q_1}{Q_{100}} \right) \pm \delta_{K_s}, \text{ nC} = \pm \text{_____} \text{ nC}$$

$$\delta_{K_s} = \left\{ \frac{(V_1^2 - V_2^2)^2 \cdot (Q_{100} - V_2^2)^2}{(V_1^2 Q_{100} - V_2^2 Q_1)^4} \cdot \left[\delta_1^2 + \left(\frac{Q_1}{Q_{100}} \cdot \delta_{100} \right)^2 \right] \right\}^{1/2}$$

B.2) Corrección por tiempo efectivo

HV : - 400 Vol.

Cuatro medidas de 0.25 minutos de unidad sin borrar.

Q₂

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Q₂

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

$\bar{Q}_2 = \text{_____} ; S_2 = \text{_____}$

$$Q_2 = \bar{Q}_2 \pm t_{0.84135} \frac{S_2}{\sqrt{N-1}} = \bar{Q}_2 \pm \delta_2 = \pm \text{_____} \text{ nC}$$

El tiempo de retardo queda para t = 1 min:

$$\tau = \frac{Q_2 - Q_1}{4 Q_1 - Q_2} t \pm \delta_\tau$$

= _____ ± _____ min. = _____ ± _____ seg

$$\sigma_\tau = \left[\frac{9 \cdot t^2}{(4 Q_1 - Q_2)^4} (Q_2^2 \delta_1^2 + Q_1^2 \delta_2^2) \right]^{1/2}$$



De todas estas mediciones tenemos la lectura corregida en primera aproximación:

$$M_u = \frac{Q_1}{t - \tau} \pm \sigma_u = \text{_____} \pm \text{_____} \text{ nC/min.}$$

Para evitar confusión de correlaciones expresamos como

$$M_u = \frac{1}{t} \frac{Q_1(4Q_1 - Q_2)}{5Q_1 - Q_2} \rightarrow$$

$$\sigma_u = \frac{Q_1^2}{t(5Q_1 - 2Q_2)^2} \left\{ \left(20 + 2 \left(\frac{Q_2}{Q_1} \right)^2 - 16 \frac{Q_2}{Q_1} \right) \delta_1^2 + 9 \delta_2^2 \right\}^{1/2}$$

Las condiciones atmosféricas vienen determinadas por las fluctuaciones del sistema acondicionador de aire. Por esto proponemos aquí que forme parte del conjunto de medida, y la medida de sus fluctuaciones el referente atmosférico. Los detractores de este procedimiento podrían alegar que existe correlación entre Q y las condiciones atmosféricas, y tienen razón. También dirían que si existe correlación debe incluirse la expresión que la considera, pero por motivos prácticos, sabemos que como el coeficiente de correlación es bajo, no merece la pena incluirla en el cálculo general.

Como los grados de libertad de la presión y la temperatura son 29 se implica que $t_{0.84135} = 1.02$

Presión: $\bar{P} \pm t_{0.8415} \frac{S_{(P)}}{\sqrt{N-1}} = \text{_____} \pm \text{_____} \text{ mbar}$

Temperatura: $\bar{\theta} \pm t_{0.8415} \frac{S_{(\theta)}}{\sqrt{N-1}} = \text{_____} \pm \text{_____} \text{ }^\circ\text{C}$

$$\varphi(P, \theta) = \frac{1013}{P} \frac{273.2 + \theta}{293.2}$$

$$\Rightarrow \varphi(P, \theta) = \bar{\varphi} \pm \sigma_\varphi \text{_____} \pm \text{_____}$$

$$\sigma_\varphi = \left\{ \left[-\frac{\varphi}{P} \right]^2 \delta_P^2 + \left[\frac{1013}{293.2 P} \right]^2 \delta_\theta^2 \right\}^{1/2}$$

$$k_h = 1,000 \pm 0,001$$

$$(k_{st})_u = 1,00_0 \pm 0,0015$$

$$M^* = \bar{M} \pm \sigma^* = \text{_____} \pm \text{_____} \text{ nC/min}$$

$$M^* = M_u \varphi(P, \theta) k_h (k_{st})_u (k_s)_u$$

$$\sigma_{M^*} = M^* \left\{ \left(\frac{\sigma_M}{M_u} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_\varphi}{\varphi} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{k_h}}{k_h} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{(k_{st})_u}}{(k_{st})_u} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{(k_s)_u}}{(k_s)_u} \right)^2 \right\}^{1/2}$$

C. Determinación de la dosis absorbida a agua

Los datos aportados a continuación fueron actualizados tras un curso sobre incertidumbres(11) suponiendo donde no se conocía, que $k=1$.

Razón de poderes de frenado restringidos

$$S_{w,air} = 1.133 \pm 0.005$$

$$S_{wall,w} = 0.892$$

$$\delta = 0.04 \text{ cm}^{-1}$$

$$r = 0.315 \text{ cm}$$

$$\text{Espesor pared: } 0.066 \text{ g/cm}^2$$

$$\alpha = 0.53$$

$$(\mu_{en}/\rho)_{w,wall} = 1.114$$

$$P_{wall} = \alpha S_{wall,w} (\mu_{en}/\rho)_{w,wall} + 1 - \alpha = 0.997 \pm 0.007$$

$$P_r = 1.000$$

$$P_d = 0.9874$$

$$FC = S_{w,air} \cdot P_f P_d P_{wall} = 1.115 \pm 0.010$$

$$\dot{D}_w = M^* N_D S_{w,air} P_u \pm \sigma_{D_w} = \text{_____} \pm \text{_____} \text{ mGy/min}$$

$$\sigma_{D_w} = \dot{D}_w \left\{ \left(\frac{\sigma_{M^*}}{M^*} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{N_D}}{N_D} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{FC}}{FC} \right)^2 \right\}^{1/2}$$

$$\dot{D}_{w,max} = \frac{\dot{D}_w}{0.788} = \text{_____} \pm \text{_____} \text{ cGy/min}$$

La estimación de la incertidumbre relativa es = _____ %

D. Estimación semiteórica de la tasa de dosis

En la ICRP 33 (1982) tenemos la constante

$$K_{Dco-60} = 310 \frac{\mu\text{Gy}}{h \cdot \text{GBq}} \text{ m}^2$$

para la expresión de fuente puntual:

$$D = \left(\frac{\mu\text{Gy}}{h} \right) = K_D \left(\frac{\mu\text{Gy}}{h \cdot \text{GBq}} \text{ m}^2 \right) \frac{A (\text{GBq})}{r^2 (\text{m}^2)}$$



Según la documentación de la fuente el día , tenía una actividad de _____. Han pasado hasta el momento de esta prueba _____ días. Si $t_{\text{hco-60}} = 5.2610$ años, tenemos el día una actividad:

$$A = A_{\sigma} e^{-\frac{\ln 2 \cdot t}{t_h}} = \text{_____ GBq}$$

De la expresión anterior se tiene

$$D = \text{_____} \frac{\mu\text{Gy}}{\text{h}} = \text{_____} \frac{\text{cGy}}{\text{min}}$$

Como parámetro de seguimiento registramos la siguiente diferencia:

$$\dot{D} - \dot{D}_{\text{vmax}} = \text{_____} \text{ cGy/min}$$

Control de calidad del conjunto cámara-electrómetro (13)

A) Constancia de la sensibilidad del equipo (Realizada al inicio de la medición).

B) Acotación de corrientes de fuga
Escala de medida de máxima precisión (Range 1) y un tiempo de medida de 10 minutos.
HV = -400

Conjunto **cámara-electrómetro**:

- Lectura inicial: $Q_i = \text{_____ nC}$
- Lectura final: $Q_f = \text{_____ nC}$
- Diferencia: $\Delta_Q = \text{_____ nC}$
- Corriente de fugas: _____ A

Electrómetro:

- Lectura inicial: $Q_i = \text{_____ nC}$
- Lectura final: $Q_f = \text{_____ nC}$
- Diferencia: $\Delta_Q = \text{_____ nC}$
- Corriente de fugas: _____ A

Nivel de tolerancia: $< 10^{-14} \%$
Comentario: _____ .

D) Valoración del efecto de irradiación del tallo y del cable

Medición en aire con caperuza de equilibrio. Tiempo: 1 min.

Irradiación
Transversal
4.4 x 30

Q_T

--	--	--	--	--

 $Q_T = \text{_____ nC} \quad S(Q_T) = \text{_____ nC}$

Irradiación
Longitudinal
30 x 4.4

Q_L

--	--	--	--	--

 $Q_L = \text{_____ nC} \quad S(Q_L) = \text{_____ nC}$

$$T\% = \frac{Q_T}{Q_L} \times 100 = \text{_____} \%$$

Nivel de tolerancia: $< 0.3 \%$
i.e. $T\% < 100 \cdot 3$

Tenemos que tomar una decisión relativa a si superamos o no la tolerancia sobre la base de información proveniente de muestras. Estamos ante una decisión estadística. Al intentar alcanzar una decisión, es útil hacer hipótesis sobre la población implicada. En nuestro caso trabajaremos con los conceptos "hipótesis nula" e "hipótesis alternativa".

Al contrastar una cierta hipótesis, la máxima probabilidad con la que estamos dispuestos a correr el riesgo de cometer un error de Tipo I (rechazar una hipótesis cuando debiera ser aceptada) se llama "nivel de significación de contraste"(1 2). Esta probabilidad, denotada a menudo por α , se suele especificar antes de tomar la muestra, de manera que los resultados obtenidos no influyen en nuestra elección.

Tomamos un nivel de significación de 0.05 al diseñar la regla de decisión. Entonces habrá 5 oportunidades entre 100 de rechazar la hipótesis, cuando debiera haberse aceptado; i.e., tenemos un 95% de confianza de que hemos adoptado la decisión correcta. En tal caso decimos que la hipótesis ha sido rechazada al nivel de significación 0.05, lo cual quiere decir que la hipótesis tiene una probabilidad de 0.05 de ser falsa.



Se hacen 6 medidas de Q_T y Q_L que propagadas las desviaciones típicas tenemos

$$\overline{T\%} = \frac{\overline{Q_T}}{\overline{Q_L}} 100 ; S_T = T\% \left\{ \left(\frac{S(Q_T)}{\overline{Q_T}} \right)^2 + \left(\frac{S(Q_L)}{\overline{Q_L}} \right)^2 \right\}^{1/2}$$

¿Puede decirse con un nivel de significación del 0.05 que llegamos al nivel de tolerancia?

Hipótesis nula $H_0: \square_T = 100.3$

Hipótesis alternativa $H_1: \square_T < 100.3$

Se debe aplicar, evidentemente, un contraste de una cola.

Bajo la hipótesis H_0 tenemos:

$$t = \frac{\overline{T\%} - \mu_T}{S_T} \sqrt{N-1} = \frac{\overline{T\%} - 100.3}{S_T} \sqrt{6-1} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Para un contraste de una cola al nivel de significación 0.05, adoptamos la siguiente regla de decisión:

* Aceptar H_0 si t es mayor que $-t_{.95}$, que para $6 - 1 = 5$ grados de libertad quiere decir $t > -2.01$

* Rechazar en caso contrario

Comentario:

E) Cuantificación del efecto de pérdida de carga en electrómetros comerciales.

Procedimiento:

- Para que tenga validez esta prueba ha de comprobarse que las fugas del conjunto están dentro de los valores correctos.

- Póngase el electrómetro en la escala en la que habitualmente se mide (Range 3). Ábrase la unidad de irradiación durante el tiempo necesario para que la lectura alcance un valor próximo al fondo de escala o, en todo caso, alcance una lectura de resolución suficiente (mejor que 0,1 %).

- Sin tocar ningún pulsador del electrómetro córtese la irradiación y anótese la lectura L .

- Déjese transcurrir un tiempo $t=5$ min y tómesese la lectura L' .

- El valor $loss = \frac{\overline{L} - \overline{L'}}{t} \cdot 100$ debe ser inferior al 0,1 % (cualquier valor superior obligaría a una reparación del electrómetro) y, preferentemente, menor de 0,05 %.

10 x 10 medido en aire 60 s de irradiación y 370 s de medición.

L				
L'				
Loss				

$loss = \underline{\hspace{2cm}}$

$S_{loss} = \underline{\hspace{2cm}}$

$H_0 : loss = 0.1$

$H_1 : loss < 0.1$

$$t = \frac{\overline{loss} - \mu_{loss}}{S_{loss}} \sqrt{N-1} = \frac{\overline{loss} - 0.1}{S_{loss}} \sqrt{5} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Para un contraste de una cola al nivel de significación 0.05, adoptamos la siguiente regla de decisión:

* Aceptar H_0 si t es mayor que $-t_{.95}$, que para $6 - 1 = 5$ grados de libertad quiere decir $t > -2.01$

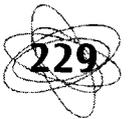
* Rechazar en caso contrario

Comentario:

F) Seguimiento de la apertura del aire atmosférico.

Para comprobar que el orificio de ventilación de la cámara no se encuentra obstruido, se determina el coeficiente de correlación (r) entre las últimas medidas corregidas mensuales (M^*_u), y el factor de corrección por presión y temperatura $\{\varphi(P,\theta)\}$.

$r_{anterior} = \underline{\hspace{2cm}}$, $r = \underline{\hspace{2cm}}$.



Resultados

Tras dos años de experiencia en aplicación práctica hospitalaria, hemos conseguido situarnos alrededor del 1% de incertidumbre en la dosimetría absoluta del haz de Co-60, al conocer cuáles eran las principales fuentes de incertidumbre y dirigir nuestros esfuerzos a reducirlas. Podemos, en esta situación, adelantarnos a cualquier variación anómala en el funcionamiento tanto de la unidad de tratamiento como del conjunto de medida.

Conclusiones

El protocolo que se presenta permite cumplir los requerimientos de precisión en la determinación de la dosis absorbida. Cambios en

ésta se relacionan directamente con los efectos clínicos del tratamiento. Usando la información limitada y disponible en 1975 sobre curvas dosis efecto, el informe núm. 24 del CIUMR concluye que “aunque es pronto para generalizar, la evidencia disponible para ciertos tipos de tumores apunta a la necesidad de una precisión del $\pm 5\%$ en la dosis absorbida por el volumen blanco si se busca la erradicación del tumor primario”. Además, el mismo informe continúa: “Algunos clínicos han solicitado incluso límites más estrictos, tales como el $\pm 2\%$, pero en el momento presente, es virtualmente imposible conseguir esto como un estándar”. Creemos pues que, tras nuestros resultados, es asequible conseguir la incertidumbre requerida.



Bibliografía

1. AAPM American Association of Physicists in Medicine 1983 Task Group 21: “A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams”. *Med. Phys.* 10:741-771.
2. NACP Nordic Association of Clinical Physics 1980 “Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photons beams with maximum energies between 1 and 50 MeV”. *Acta Radiol Oncol* 19: 55-79.
3. OIEA Organismo Internacional de Energía Atómica 1990. “Determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones: Código Internacional de Práctica”. *Colección de informes técnicos n° 277, Viena.*
4. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, 1998. “Determination and use of scatter correction factors of megavoltage photon beams”. *Report 12 of the NCRD.*
5. SEFM Sociedad Española de Física Médica, 1984. “Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos”. *SEFM 84-1.*
6. SEFM Sociedad Española de Física Médica, 1987. *Suplemento al documento 84-1: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos. SEFM 87-1.*
7. ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements 1969. “Radiation Dosimetry: X rays and gamma rays with maximum photon energies between 0.6 and 50 MeV”. *ICRU 14. (ICRU, Bethesda, MD).*
8. Spiegel MR. *Estadística*. Schaum, 2ª Ed. 1991.
9. ISO International Organization for Standardization y otras. Guide to the expression of uncertainty in measurements. ISO, 1995.
10. Fisher RA, Yates F. *Statistical Tables for Biological, Agricultural and Medical Research.*
11. Granados CE, Andreo P, Brosed A, Lizuain MC, Sáez C, Gultresa J. Incertidumbres y tolerancias de la dosimetría en radioterapia. *INSALUD, SEFM*, Hospital Central de Asturias, Sección de dosimetría, Consejería de Servicios Sociales del Principado de Asturias, 1997.
12. Borovkov AA. *Estadística Matemática*. URSS, Moscú. 1984.
13. Brosed A, Vivanco J de la Sena E. el Protocolo Español de dosimetría en radioterapia externa de alta energía: Aplicación práctica a una Unidad de telecobaltoterapia. Taller del X Congreso de la SEFM, Salamanca, 1995.
14. Sánchez del Río C. *Análisis de errores*. Eudema, 1989.
15. Varios autores. Tratamiento de datos experimentales. Curso Superior de Protección Radiológica. *CIEMAT*.



MX9900162

OPTIMIZACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO CON CARESTÍA DE MEDIOS: NUESTRA EXPERIENCIA DE DOS AÑOS

*Autores: Velázquez
Miranda, S. Carrera
Magariño, F. Gómez-
Millán Barrachina, J.
Bayo Lozano, E. Gutierrez
Bayard, L.*

*Hospital "Juan Ramón Jiménez".
Ronda Norte s/n 21005 Huelva. España.*

Resumen

Objetivos: Presentar soluciones adoptadas con objeto de mejorar la calidad técnica de nuestros tratamientos.

Material y método: Se describe la nomenclatura de la ICRU-50 empleada en nuestro departamento, la aplicación del modelo radiobiológico lineal cuadrático para el cálculo de fraccionamientos no convencionales y algunas propuestas para diversas localizaciones. Se describen algunas técnicas de planificación de tratamientos, como el uso de campos moduladores y de 'gaps' móviles con hemicampos. También se describen algunos artilugios utilizados, tales como el tensor de hombros en tumores de cabeza y cuello.

Conclusiones: El tratamiento radioterápico con pocos medios es optimizable con esfuerzo personal y bajo coste.

Introducción

Hace dos años iniciamos nuestra labor asistencial con escasez de medios, procurando no utilizar esto como excusa para refugiarnos en los métodos tradicionales con la consiguiente renuncia a las últimas técnicas de tratamiento.

Presentamos la evolución de nuestro servicio de oncología radioterápica, mostrando algunas de las soluciones adoptadas con el fin de que todo aquel que pueda estar interesado se beneficie de nuestra experiencia.

Material y método

Para la simulación disponíamos de un TC (tomógrafo computarizado Philips Tomoscan CX), un equipo de rayos X con mesa teledirigida (General Electric Prestilix 1600), una suspensión telescópica de techo (General Electric, Multix CP), una rejilla radiopaca modificada de espaciado conocido con centro marcado que se colocaba en los colimadores del teledirigido y un puntero magnético modificado para indicar la distancia foco piel a 80 cm en los equipos de rayos X.

Con estos medios básicos, los instrumentos que nos han ayudado más a aumentar la calidad de nuestro trabajo han sido los que se refieren:

Metodología ICRU-50(1): Esta metodología utiliza nomenclatura específica para los diferentes volúmenes de interés en un tratamiento con radioterapia externa con fotones. El GTV ("gross target volume") es el volumen tumoral macroscópico visible o palpa-



ble. El CTV (“clinical target volume”) considera al GTV más un margen que engloba a la enfermedad microscópica adyacente al tumor visible o bien a áreas que se presumen invadidas por tumor microscópico. En caso de tratamiento posquirúrgico no puede hablarse de GTV. El PTV o “planning target volume” es un concepto geométrico y corresponde a un margen sobre el CTV que considere los errores de simulación, de los órganos internos intra e intertratamientos, y errores de posicionamiento diario. El ajuste de la isodosis prescrita al PTV garantiza que el CTV reciba la dosis prescrita. Se definen tantos CTV como niveles de dosis sean prescritos por el médico en un tratamiento, y cada CTV lleva aparejado su PTV. Es importante reseñar que la penumbra no está incluida en estos márgenes. La definición de volúmenes se realizaba en los cortes de CT adquiridos para realizar la planificación sobre los mismos y sobre la placa de simulación del telemando con objeto de determinar las conformaciones individualizadas. La sistemática de trabajo se modificó, asumiendo el oncólogo la labor de especificar los CTV y dibujarlos en las imágenes de TC y en las placas portales(2,3), mientras que el físico médico se ocupaba de especificar el PTV de acuerdo con los márgenes más pesimistas encontrados en la literatura de acuerdo con nuestros medios, y a la opinión del médico acerca de la movilidad y variabilidad anatómica. En realidad, cada instalación debe estimar su margen de PTV particular, de acuerdo con los recursos materiales y humanos de que disponga. Así, el uso de inmovilizadores de poliuretano para el tronco, o máscaras termoplásticas para la cabeza, disminuirán el PTV respecto a si no se usasen. Igualmente, el factor humano está presente, dependiendo el margen de PTV de la competencia y cuidado del técnico especialista en radioterapia. Evidentemente, la disminución del PTV lleva implícita la disminución del volumen de tejidos sanos irradiados, con el consiguiente ahorro de toxicidad y la posibilidad de aumento de la dosis

prescrita, lo que a su vez llevará aparejado, la mayoría de las veces, un aumento del control local de la enfermedad.

Modelo lineal cuadrático(4,5,6)(LQ): Este modelo describe la forma de la curva de supervivencia y la respuesta tanto del tumor como de los tejidos sanos ante cambios del fraccionamiento, en función del cociente entre a y b , entendiéndose como tal la dosis a la cual la contribución del daño celular por mecanismos lineal y cuadrático se igualan.

Una útil aplicación del modelo LQ es la de permitir relacionar la dosis de isoeffecto total con la dosis por fracción, en un tratamiento radioterápico in vivo. La ecuación del modelo LQ para este fin, si mantenemos el overall time (duración total del tratamiento) constante, queda de la siguiente forma:

$$\left. \frac{a}{b} BED \right|_D^d = D \left(1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right)$$

donde BED representa la dosis biológica efectiva, D la dosis total, d la dosis por fracción, y a/b el coeficiente cuyo significado es el valor de la dosis a la cual la contribución lineal iguala a la cuadrática. Obsérvese la nomenclatura utilizada, pues es necesario especificar el valor del coeficiente a/b y el fraccionamiento para expresar correctamente una BED.

Se deduce que la dosis biológica efectiva, para una misma dosis física, depende del fraccionamiento aplicado, y así se comprueba en las diferentes modalidades de tratamiento: tratamiento acelerado, tratamiento hiperfraccionado, split course, etcétera.

El valor del coeficiente a/b es esencial en la correcta aplicación del modelo. Su elección de acuerdo con el tejido de interés es fundamental. Algunos valores de a/b pueden encontrarse en [4].

Los esquemas de tratamiento que hemos utilizado para un turno de tarde de tres días, ante la falta de personal facultativo suficiente para atender un turno de 5 días semanales, se resumen a continuación, comparándose con su equivalente ‘de mañana’. Usamos genéricamente un a/b tumoral(4) de 10.

▪ **ORL radical**

Estándar 'fuerte' 5 días/semana en 7.8 semanas (39 sesiones). Equivalente en 8 semanas y 24 sesiones

$${}_{10}BED|_{70.2}^{1.8} = 82.8Gy_{10} = {}_{10}BED|_{65}^{2.71}$$

con exclusión a las 13 sesiones, pues

$${}_{10}BED|_{70.2}^{1.8} = 35.23Gy_{10} \quad {}_2BED|_{45}^{1.8} \cong {}_2BED|_{Dexl}^{2.7}$$

▪ **Pulmón**

Split course de 5 x 400 cGy + 2 semanas + 5 x 400 cGy pasan a 3 sesiones semanales como sigue

$${}_{10}BED|_{20}^4 \cong {}_{10}BED|_{21}^{3.5}$$

▪ **Metástasis óseas**

Para el esquema convencional de 800 cGy en una semana con 5 fracciones (9.3 Gy₁₀). Para pasar a 3 sesiones semanales, proponemos dos opciones, con ganancias terapéuticas distintas:

Ganancia del 50 % ${}_2BED|_{14.55}^{4.85}$
 Ganancia del 70% ${}_2BED|_{16.5}^{5.5}$

Para el esquema convencional de 3000 cGy en 2 semanas con 5 fracciones. Para pasar a 3 sesiones semanales, proponemos

$${}_{10}BED|_{30}^3 = 39Gy_{10} \cong {}_{10}BED|_{27}^{4.5}$$

▪ **Paliativo general**

El esquema convencional es 4 sesiones de 500 cGy. Las dos opciones que se plantean son de 1 semana

$${}_{10}BED|_{20}^5 \cong {}_{10}BED|_{18.6}^{6.2}$$

y en dos semanas

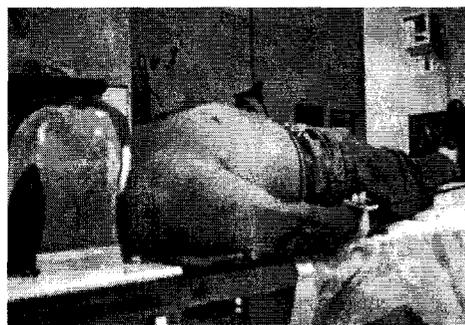
$${}_{10}BED|_{20}^5 \cong {}_{10}BED|_{22.2}^{3.7}$$

De la misma forma pueden hallarse las equivalencias para otros esquemas usados con fines paliativos y con altas dosis, como por ejemplo 60 Gy en 6 semanas a sesión diaria de 2 Gy pasarlo a 3 sesiones semanales con fracciones de 3.06 Gy, o 50 Gy en 5 semanas a sesión diaria de 2 Gy pasarlo a 3 sesiones semanales con fracciones de 3.06 Gy, o 40 Gy en 4 semanas.

Tensor de brazos: Utilizado para desplazar los hombros y extremidades superiores inferiormente de modo que no interfieran con la entrada del haz sobre la zona a tratar en los tratamientos de cabeza y cuello. Consiste en una base rígida colocada en la planta de los pies, a la que van adaptados dos tensores que se tensan mediante la tracción que realiza el paciente mediante muñequeras a las que éstos van unidos. A pesar de estar disponible comercialmente, nuestro sistema es de fabricación casera y muy fácil de hacer (figura 1).



Figura 1. Hiperextensor de brazos.



Rejilla cuadrículada: Construida con metacrilato impresionado con una rejilla cuadrículada con los tamaños de las celdas conocidos y el centro geométrico marcado. Utilizado en la irradiación de los tumores de cabeza y cuello. Permite realizar los desplazamientos precisos para localizar el centro de la cobaltografía en la misma posición que la ocupada en la placa de simulación.

Técnicas de planificación de tratamientos(7,8): De entre la multitud de estrategias que es necesario aplicar en la planificación de tratamientos, sobre la base de conseguir un gradiente acusado en el exterior del PTV

y una dosis lo más homogénea posible en su interior, de acuerdo con la prescripción, hemos destacado dos, por ser de aplicación en un sistema de planificación 2D.

El uso de campos moduladores persigue el objetivo, en radioterapia conformada, de limitar la dosis a órganos sensibles próximos al CTV, es decir, cuando el PTV incluye un órgano a proteger, por imposición anatómica o geométrica. Con una unidad de cobalto es posible tratar con campos moduladores, bien mediante el uso de bloques compensadores de espesor variable de acuerdo con la distribución perseguida (no es nuestro caso), bien con moduladores espacio temporales, es decir, la sustitución de un campo (según una configuración tradicional de campos) por varios, de menor tamaño, inscritos en el anterior, y que 'modulen' la distribución de acuerdo con el objetivo perseguido. Esta técnica, en cobaltoterapia, puede usarse con un número limitado de campos, pues existe una penalización importante en el tiempo de uso de la unidad.

La técnica de 'gap' móvil (9) debe usarse en tratamientos del SNC, o de la enfermedad de Hodgkins, debido a que es necesario el uso de campos adyacentes sobre estructuras radiosensibles, con el consiguiente problema de la existencia de áreas de gran inhomogeneidad en la intersección de los campos adyacentes. Esta técnica consiste en cambiar el tamaño o el centro de los campos, durante el tratamiento, aumentando uno y disminuyendo el adyacente en la misma medida, de manera que la unión de los campos se vaya desplazando. Es necesario introducir bloques para evitar que los límites externos abarquen zonas no deseadas, al cambiar los tamaños. Lo ideal, además, es usar hemicampos, de manera que la intersección de los campos se reduzca a lo mínimo posible.

Resultados

La nomenclatura ICRU nos permitió una definición más objetiva del volumen a tratar, así como la aplicación de radioterapia conforma-

da, lo que sin duda ha influido en la baja toxicidad observada.

La utilización del modelo lineal cuadrático nos ha permitido alterar la dosis por fracción de los tratamientos, diseñando fraccionamientos no diarios que nos han permitido aplicar dosis biológicas efectivas tumorales similares a las administradas con fraccionamiento estándar, así como aplicar la máxima dosis biológica tumoral tolerada sin sobrepasar la dosis de tolerancia de los tejidos sanos de respuesta tardía.

El tensor de brazos nos ha permitido la irradiación de tumores de cabeza y cuello con campos laterales, asegurando el tratamiento canceroso en aquellos tumores situados en laringe e hipofaringe, los cuales, sobre todo si el paciente tiene un cuello corto, resultan difíciles de tratar ya que a menudo los hombros interfieren en la entrada del haz con la consiguiente limitación en la irradiación de estas estructuras. La rejilla cuadrículada ha permitido realizar los desplazamientos necesarios para la localización de nuevos centros de tratamientos a partir de variaciones de la placa de simulación.

El uso de técnicas de planificación de tratamiento específicas tales como la de los campos moduladores, ha permitido mejorar los resultados de, por ejemplo, los tratamientos de orofaringe, en los cuales, debido al estrechamiento del espesor del paciente en la epiglotis, y a la debilidad cutánea en esa zona, es fácil la aparición de dermatitis, que hemos controlado con esta técnica. El 'gap' móvil, aportado como ejemplo, permite ajustar más las dosis prescritas a las de tolerancia, en el caso del SNC, por ejemplo, al repartir la inhomogeneidad del 'gap' en toda el área de tratamiento.

Conclusiones

La escasez de medios no debe usarse como excusa para no realizar el mejor trabajo posible, usando 'dosis' similares de esfuerzo personal y de sentido común. Los resultados(2,3) avalan esta propuesta, y nuestro compromiso ético con el paciente lo justifica.

Bibliografía

1. International Commission on Radiation Units and Measurements. "Prescribing, recording and reporting photon beam therapy". *Report 50*, Bethesda, MD: ICRU, 1993.
2. Velázquez Miranda, S. Carrera Magariño, F. Bayo Lozano, E. Gutierrez Bayard, L. Gómez-Millán Barrachina, J. "Técnica de tratamiento radioterápico del cáncer de mama con escasez de medios". Comunicación al I Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. México D.F., 1998.
3. Velázquez Miranda, S. Carrera Magariño, F. Gómez-Millán Barrachina, J. Gutierrez Bayard, L. Bayo Lozano, E. "Técnica de tratamiento del cáncer de próstata con escasez de medios". Comunicación al I Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. México, D.F., 1998.
4. Gordon Steel G. *Basic Clinical Radiobiology*. Arnold, 1993.
5. Fowler, J.F. "The linear-quadratic formula and progress in fractionated radiotherapy". *British Journal of Radiology* 62: 679-694, 1989.
6. Thames, H. Withers, J. Peters L., Fletcher G. "Changes in early and late radiation responses with altered dose fractionation: implications for dose-survival relationships". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys* 8: 219-226, 1982.
7. Khan F.M., Potish RA. *Treatment planning in radiation oncology*. Williams and Wilkins, 1998.
8. Bentel G.C. *Radiation therapy planning*. McGraw-Hill, 1992.
9. Ispizua M.C., Medrano J.C., Celeiro J., Cutanda F, Núñez L. "Irradiación craneo-espinal con campos asimétricos". Comunicación al XI Congreso Español de Física Médica, 1997.



MX9900163

TÉCNICA DE TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO DEL CÁNCER DE MAMA CON ESCASEZ DE MEDIOS

*S. Velázquez Miranda,
F. Carrera Magariño, E.
Bayo Lozano, L. Gutiérrez
Bayard, J. Gómez Millán
Barrachina*

*Hospital "Juan Ramón Jiménez". Ronda
Norte s/n 21005 Huelva. España.*

Resumen

Objetivos: mostrar las particularidades en la simulación-localización del tratamiento, en la selección de volúmenes y en las principales estrategias de planificación motivadas por nuestra escasez de medios durante el primer año de funcionamiento de nuestro departamento.

Material y método: se utilizó un tomógrafo computarizado, un equipo de rayos X con mesa telemandada. Se utilizó también una rejilla radiopaca de centro marcado y espaciado conocido, así como un puntero magnético para indicar distancia foco-piel de 80 cm. Colocando a la paciente en un plano inclinado de diseño y fabricación propia, se realizan tres cortes a distintos niveles sobre los que se delimita el CTV y se optimiza el isocentro mediante su localización determinada mediante ecuaciones. Se emplean ecuaciones para la predicción radiobiológica de fibrosis y dermatitis. Se utilizan otras técnicas o procedimientos de planificación tales como cuñas personalizadas o el equilibrio de dosis en tres puntos de la mama. Se evalúan toxicidades (EORTC-RTOG).

Resultados: dermatitis aguda (grado 1:23%, grado 2:59%, grado 3:18%). Neumonitis aguda (grado 1: 4,3%). Faringitis aguda (grado 1:11%, grado 2:3,7%). En tratamiento conservador de mama se obtuvieron resultados

estéticos excelentes en el 15 %, buenos en 72 %, regulares en 11 % y malos en 3 %.

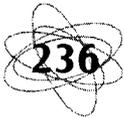
Conclusiones: los buenos resultados estéticos, por el uso combinado de técnicas de optimización en la dosimetría clínica, cuñas personalizadas y predicción radiobiológica, justifican la utilización de cuñas personalizadas, terapia isocéntrica y planificación computarizada en el tratamiento radioterápico del cáncer de mama.

Introducción

La radioterapia externa postoperatoria (tras mastectomía o tumorectomía), son dos de las situaciones más frecuentes en los que se emplea la irradiación para complementar a la cirugía con intención curativa.

En este trabajo presentamos la técnica de tratamiento de mama aplicada a nuestro Departamento de Oncología Radioterápica, que utilizamos hasta que recientemente se adquirió un simulador virtual y un sistema de planificación 3D. Esta técnica se ha visto avalada por los buenos resultados clínicos obtenidos.

El objetivo de este trabajo es mostrar las particularidades en la simulación-localización del tratamiento, en la selección de volúmenes y en las principales estrategias de planificación motivadas por nuestra escasez de medios durante el primer año de funciona-



miento de nuestro departamento (ausencia de simulador físico, sistema de planificación 2D).

Se presentan los resultados clínicos, tanto en lo que se refiere a control local como a toxicidades.

Material y método

Para la simulación se utilizaron un TC (tomógrafo computarizado Philips Tomoscan CX) adquirido en 1987 y un equipo de rayos X con mesa telemandada (General Electric Prestilix 1600) ambos diseñados para radiodiagnóstico. Se construyó una rejilla radiopaca modificada de espaciado conocido, con el centro geométrico marcado, que se colocaba en las ranuras de los colimadores del tubo de rayos X del telemando, y un puntero magnético (el indicador mecánico de distancia de la unidad de cobalto) modificado para indicar la distancia foco-piel de 80 cm en el equipo de rayos X. La imagen de la rejilla en la placa permitía estimar la posición del centro de los campos, en referencia a estructuras óseas, mientras que el conocimiento de los espesores del paciente permitía el de la distancia foco-película, con lo cual se podía dibujar la conformación de los campos sobre la placa y luego proyectarla a cualquier distancia. El límite superior de los campos tangenciales se señalaba con un hilo de platino sobre la piel, lo que además permitía localizar con facilidad el corte que contenía al isocentro.

En el TC se tomaban tres cortes, con tiempo de barrido largo para forzar a que el propio TC promediara los movimientos respiratorios, localizados convenientemente. La posición de la entrada de los campos tangenciales se marcaba con marcadores radiopacos. El CTV(1) se determinaba dibujando sobre los tres cortes de la TC realizada. Se superponían los cortes superior e inferior sobre el corte central para determinar el PTV(1) global proyectado en el central, que considera los errores de posicionamiento diarios y de transferencia del telemando y TC a la unidad de

tratamiento. La simulación se realizaba con la ayuda de un plano inclinado de diseño propio, que cabía en el "gantry" del TC (figura 1), inmovilizando la posición de la muñeca, reproduciendo su posición diariamente, permitiendo el tratamiento diario de los campos axilar y posterior sin necesidad de retirarlo, disminuyendo el daño biológico en piel para el campo posterior, ya que el tamaño de la fracción es menor.

Para realizar la planificación bidimensional se disponía de un PC 486 con el programa PCRT 88. En dicho planificador se seleccionaba la mejor posición del isocentro en el corte central del CT. La planificación se hacía mediante técnica isocéntrica (2)(ver figura 2), optimizándose la localización del isocentro con objeto de conseguir un gradiente alto fuera del volumen a irradiar y una distribución de dosis cualitativamente simétrica, permitiendo a su vez la realización de controles de verificación geométrica con los puntos de referencia.

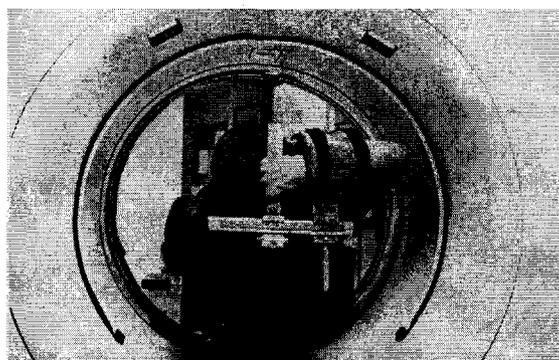


Figura 1. Plano inclinado de diseño y fabricación propia, que solventa el problema de la simulación en TC de 70 cm de apertura de "gantry".

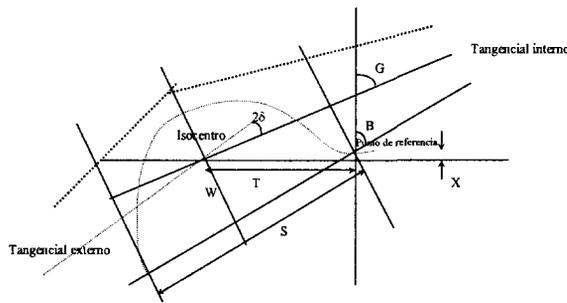


Figura 2. Diagrama de la técnica isocéntrica del tratamiento radioterápico de la mama.

W es la anchura de los campos, S es la separación entre los puntos de entrada de los haces (medida en el planificador), T es el desplazamiento lateral del punto de referencia (coincidente con el punto de entrada del tangencial interno), X es la profundidad del isocentro medida desde el punto de referencia, G es el ángulo del "gantry", B es el ángulo de las entradas con la vertical, y d es la divergencia del haz. Las ecuaciones utilizadas para el cálculo de X y T fueron las siguientes:

$$X = \frac{1}{2}(S \cos B - W \sin B) \quad B = G - \delta$$

$$T = \frac{1}{2}(S \sin B - W \cos B) \quad \delta = \arctg \frac{W}{160}$$

En aquellos casos en los que existían inhomogeneidades asimétricas debido a características anatómicas (normalmente secundarias a cirugía), se utilizaron combinaciones de campos abiertos y cuñas con objeto de conseguir cuñas ajustadas a las características concretas de la mama de la paciente(3) (cuñas personalizadas). Para conseguir una cuña con un ángulo deseado, partimos de la base de que para un tamaño de campo y una unidad de tratamiento dados, dos cuñas con el mismo ángulo tienen el mismo factor de cuña (FC), definiendo FC como el cociente entre la intensidad del haz medida en el rayo central con y sin cuña. Si disponemos de una cuña de un determinado ángulo, y deseamos simular una cuña de menor ángulo, deberemos aplicar:

$$FC_1 \cdot w_1 + FC_2 \cdot w_2 = FC_3 \cdot w_3$$

Donde FC_1 y w_1 son el factor de cuña de la cuña existente, y el peso de ese campo, FC_2 y w_2 son los correspondientes al campo abierto ($FC_2=1$), y FC_3 el factor de cuña deseado. Además $w_1+w_2=w_3$, siendo w_3 conocido. Es fácil demostrar que

$$w_1 = w_3 \frac{FC_3 - 1}{FC_1 - 1}$$

La utilización de éstas permitió la aplicación del concepto de equilibrio en tres puntos para la optimización de la dosimetría clínica: puntos "calientes" en las entradas de los haces y en el vértice mamario, o lo que es lo mismo, distribución simétrica de la dosis.

La radiobiología aplicada según el modelo lineal cuadrático de relación dosis-respuesta(4) (LQ) permitía la predicción de la aparición de dermatitis y fibrosis pulmonar, a partir de una determinada curva de isodosis ("curva de toxicidad"), utilizando la ecuación:

$$d = \frac{\alpha}{2\beta} \left(-1 + \sqrt{1 + \frac{4 \alpha/\beta BED|_d^2}{n \cdot \alpha/\beta}} \right)$$

Donde d es la dosis por fracción que identifica la curva de toxicidad, D es la dosis total a la que se produce el efecto (30 Gy para fibrosis pulmonar y 60 Gy para dermatitis), n es el número de sesiones y a/b el correspondiente al tejido a valorar (3.3 para pulmón y 7.5 para piel)(5).

Resultados

Se han evaluado los resultados de 162 pacientes tratados desde junio de 1996 hasta junio de 1998, de las cuales 99 fueron sometidas a cirugía conservadora, 57 a mastectomía radical, nueve a radioterapia radical exclusiva y dos a cirugía paliativa.

El tratamiento radioterápico en los pacientes sometidos a cirugía conservadora consistió en: irradiación de la mama 71 %, mama y

cadena supraclavicular 13 % y mama y cadenas claviculoaxilares 16 %. En las pacientes con cirugía radical la radioterapia se administró a los siguientes volúmenes: pared torácica 50 %; pared y cadena supraclavicular 25 %, pared y cadenas claviculoaxilares 25 %. La dosis administrada fue 50 Gy o su equivalente biológico en ausencia de enfermedad macroscópica y 70 Gy en irradiación radical con enfermedad macroscópica.

El tratamiento sistémico se aplica en nuestro hospital, básicamente las recomendaciones del consenso de Saint Gallen. Para evaluar la toxicidad aguda se utilizó la clasificación de la EORT y RTOG(6).

La máxima toxicidad cutánea presentada por las pacientes en el curso del tratamiento quedó distribuida como grado 1 en el 23 % de las mismas, grado 2 en el 59 % y grado 3 en 18 %. La toxicidad pulmonar grado 1 se presentó en el 4,3 % de las pacientes y se manifestó únicamente como tos seca. Dos pacientes (1,2 %) presentaron tos persistente que requirió tratamiento con antitusígenos narcóticos. No obstante, hay que destacar que ambas pacientes eran fumadoras.

Toxicidad faríngea, sólo se presentó en aquellas pacientes con irradiación supraclavicular. Siendo grado 1 en el 11 % de los casos y grado 2 en un 3,7 %.

Los resultados estéticos se evaluaron en las pacientes sometidas a cirugía conservadora con la siguiente distribución: excelente 15 %; buenos 72 %, regulares 11 % y malos 3 %.

Conviene destacar que esta clasificación evalúa conjuntamente las alteraciones quirúrgicas y radioterápicas.

Dado el escaso tiempo de seguimiento de nuestras pacientes no podemos aportar datos de supervivencia. Únicamente hemos evaluado resultados relativos a control local, destacando los siguientes: de las nueve pacientes tratadas con radioterapia radical, cuatro obtuvieron la remisión completa. Dos pacientes con cirugía radical han desarrollado recidiva axilar. En ambos casos la axila fue incompletamente disecada en el tratamiento inicial (menos de 10 ganglios) y su afectación masiva. Ninguna de las pacientes sometidas a tratamiento conservador ha presentado recidiva local hasta la fecha.



Conclusiones

Los buenos resultados estéticos, por el uso combinado de técnicas de optimización en la dosimetría clínica, cuñas personalizadas y predicción radiobiológica, y la ausencia de recidiva local en tratamiento combinado con cirugía justifican la utilización de cuñas personalizadas, terapia isocéntrica y planificación computarizada en el tratamiento radioterápico del cáncer de mama.

Bibliografía

1. ICRU report n° 50. "Prescribing, reporting and recording photon beam therapy", 1993, Bethesda.
2. Lichter and Padikal. Treatment planning in primary breast cancer.
3. Shahabi S. "Blackburn's introduction to clinical radiation therapy physics", *Medical Physics Publishing*, 1989.
4. Velázquez S., Carrera F., Gómez Millán J., Gutiérrez L., Bayo E. "Optimización del proceso radioterápico con carestía de medios", en Comunicación al I Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica, México, D.F., 1998.
5. Gordon Steel G. *Basic clinical radiobiology*, Arnold, 1993.
6. Pérez C. A. *Principles and practice of radiation oncology*. 2ª ed., J.B. Lippincott.



MX9900164

TÉCNICA DE TRATAMIENTO DEL CÁNCER DE PRÓSTATA CON ESCASEZ DE MEDIOS

*S. Velázquez Miranda,
F. Carrera Magariño,
J. Gómez-Millán
Barrachina, L. Gutiérrez
Bayard, E. Bayo Lozano,
Hospital "Juan Ramón Jiménez" Ronda
Norte s/n 21005 Huelva, España.*

Resumen

Objetivos: Mostrar las particularidades en la simulación-localización del tratamiento, en la delimitación de volúmenes y en las principales estrategias de planificación motivadas por nuestra escasez de medios durante el primer año de funcionamiento de nuestro departamento (ausencia de simulador físico, sistema de planificación 2D).

Material y método: Se utilizaron un tomógrafo computarizado, un equipo de rayos X con mesa telemandada, y otro con suspensión telescópica del techo. Se utilizó también una rejilla radiopaca de centro marcado y espaciado conocido, así como un puntero magnético para indicar distancia foco-piel de 80 cm. En el CT se tomaban cortes espaciados, a partir del central, a distancias coincidentes con líneas de la rejilla, contorneándose el CTV (clinical target volume), que posteriormente se trasladaba a la placa de simulación. El volumen a irradiar, o PTV (planning target volume), se determinaba añadiendo un margen al CTV. La irradiación del mismo se realizó con un mínimo de 3 campos en la primera fase.

Resultados: De 16 pacientes evaluados, el 100% normalizaron las cifras de PSA a los 6 meses. 25 % de los pacientes toxicidad recto intestinal grado 1 y un 18.7 % grado 2. Toxicidad vesical aguda grado 1 en un 31.2 % de los pacientes, grado 2 en un 12.5 % y grado 3 en 6.5 %. Un 25 % de los pacientes presenta-

ron dermatitis grado 1 y un 18 % grado 2 y grado 3. En ningún caso fue necesaria la interrupción del tratamiento para la normalización de la toxicidad.

Conclusiones: Control local máximo con ausencia de toxicidad crónica. La baja toxicidad presentada puede deberse a la utilización de conformaciones en las placas laterales. Según nuestra experiencia, creemos que no es necesario renunciar a este tipo de tratamientos si se carece de altas energías, tal como sucede en algunas instalaciones, si se utilizan 3 o más campos en la primera fase y conformaciones individualizadas

Introducción

La radioterapia externa ha sido tradicionalmente muy utilizada en el tratamiento del cáncer de próstata no metastásico, con tasas de curación comparables a las obtenidas mediante cirugía en estadios precoces y con una incidencia de efectos secundarios a menudo menor.

En nuestro Centro, hemos utilizado un tratamiento con técnica tradicional hasta la reciente adquisición de un simulador virtual y un sistema de planificación 3D. El objetivo de este trabajo es mostrar las particularidades en la simulación-localización del tratamiento, en la delimitación de volúmenes y en las principales estrategias de planificación motivadas por nuestra escasez de medios,



durante el primer año de funcionamiento de nuestro Departamento (ausencia de simulador físico, sistema de planificación 2D).

Se presentan los resultados clínicos, haciendo énfasis en las toxicidades agudas y crónicas producidas.

Material y método

Para la simulación se utilizaron un tomógrafo computarizado (Philips Tomoscan CX) adquirido en 1987, un equipo de rayos X con mesa teledirigida (General Electric Prestilix 1600), y una suspensión telescópica de techo (General Electric, Multix CP), todos diseñados para radiodiagnóstico. Se construyó una rejilla radiopaca modificada de espaciado conocido, con el centro geométrico marcado, que se colocaba en las ranuras de los colimadores del tubo de rayos X del teledirigido, y un puntero magnético (el indicador mecánico de distancia de la unidad de cobalto) modificado para indicar la distancia foco-piel de 80 cm en el equipo de rayos X. La imagen de la rejilla en la placa permitía estimar las posiciones de los centros de los campos anteroposterior (AP) y posteroanterior (PA), las cuales se tatuaban en la piel del paciente. Dado que se conocía la distancia foco-rejilla y foco-piel, era posible asignar una escala al espaciado de la rejilla, de manera que contando el número de celdas para cada dimensión del campo era posible conocer inmediatamente el tamaño del campo a DFS 80 cm. Sabiendo además el espesor del paciente (medido con el tomador de espesores en el punto tatuado) y la distancia mesa-película (medida mediante la obtención de la imagen de un objeto extenso de dimensiones conocidas) era posible comprobar si la simulación se había hecho realmente a DFS 80 cm. Es obvio que mientras menor fuese el espaciado de la rejilla, se disponía de mayor resolución geométrica para la selección de los campos de tratamiento.

Se realizaba un CT en la misma posición del teledirigido que luego se reproducía en la unidad de tratamiento. En el CT se tomaban

cortes espaciados, a partir del central, a distancias coincidentes con líneas de la rejilla para la exacta localización del nivel anatómico del corte de CT en relación con la placa de simulación del tratamiento. El centro del campo AP se marcaba con marcadores radiopacos en el CT.

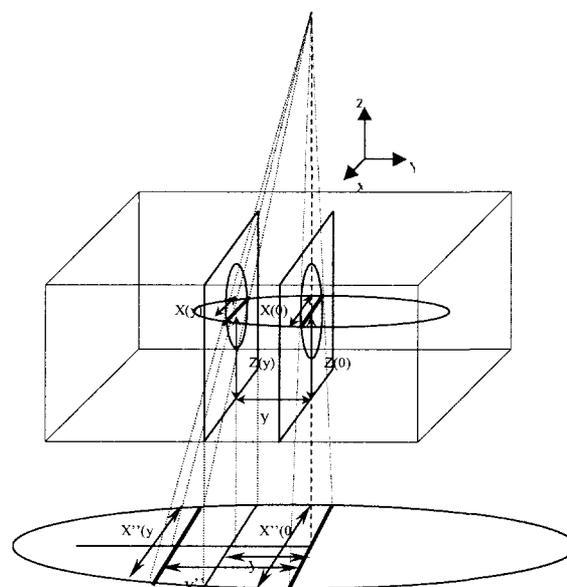


Figura 1. Proyección de las dimensiones de los volúmenes de interés medidos en la imagen del CT sobre la placa portal.

En cada uno de los cortes del CT se determinaba el CTV(1), contorneándolo manualmente. Obsérvese que este paso no es trivial, pues en los cortes de CT no se tiene la divergencia de los haces terapéutico y de simulación portal, por lo que es necesario utilizar ecuaciones trigonométricas que aporten la corrección por divergencia. A continuación se muestran dichas ecuaciones, junto con un gráfico en el que se ha representado al paciente como un paralelepípedo y al órgano de interés como un elipsoide, para facilitar la comprensión de las mismas. Estas pueden introducirse en una calculadora programable o un sencillo programa en BASIC, para permitir al médico hacer la conversión.

Sea $X(y)$ la verdadera dimensión mayor del volumen de interés en el corte transversal a una distancia 'y' del corte central. $X'(y)$ es el valor correspondiente medido en la placa de CT de ese corte, y $X''(y)$ la proyección del mismo sobre la placa portal, considerando la divergencia.

$Z(y)$ es la distancia desde la mesa al punto de medida de $X(y)$, y $Z'(y)$ el correspondiente medido sobre la placa de CT. $W(y)$ es el espesor real del paciente a una distancia 'y' del corte central del órgano o volumen de interés, y $W'(y)$ el correspondiente medido en la placa de CT.

En la placa de CT figura un indicador de escala, de manera que si E es el tamaño medido sobre la placa del indicador, y E' es el valor del núm. de divisiones que figura en el indicador, se tiene que

$$Z = Z \frac{E}{E'} \quad X = X \frac{E}{E'} \quad W = W \frac{E}{E'} \quad y' = y$$

Ecuación 1

La relación en el corte central es trivial. Si llamamos DFP a la distancia foco-piel y DMP a la distancia mesa-película

$$X''(0) = X(0) \frac{DFP + W(0) + DMP}{DFP + W(0) - Z(0)}$$

Ecuación 2

La relación para cualquier otro corte, a una distancia 'y' del central (se tomaban cortes a valores de y correspondientes con el espaciado de la rejilla, para facilitar el posterior dibujo de los $X''(y)$).

$$X''(y) = X(y) \frac{DFP + W(0) + DMP}{DFP + W(0) - Z(0)} \sqrt{\frac{\frac{y^2}{(DFP + W(0) - Z(y))^2} + 1}{\frac{y^2}{(DFP + W(0) - Z(0))^2} + 1}}$$

Ecuación 3

Obsérvese que la ecuación 3 se reduce a la 2 haciendo $y=0$.

Una vez dibujado el CTV por el médico, el físico añadía el margen correspondiente al PTV(1), que tiene en cuenta los errores de

posicionamiento diario, el movimiento de órganos intra e intertratamientos y la transferencia de datos del telemando a la unidad, además de un margen adicional para corregir el efecto de la penumbra de la unidad de tratamiento. De este modo se realizaban las conformaciones personalizadas al volumen a irradiar de los campos AP y PA.

Para realizar la planificación bidimensional se disponía de un PC 486 con el programa PCRT 88. En dicho planificador se seleccionaba la mejor posición del isocentro en el corte central del CT, determinándose y tatuándose en la piel del paciente la entrada de los campos laterales, obteniéndose una placa lateral con la rejilla centrada en dicho punto a la distancia fuente superficie que indique el planificador. Momentos antes de hacer la placa lateral se procedía a la introducción de contraste en recto mediante sonda, permitiendo esta maniobra la protección de parte del recto mediante conformaciones en los campos laterales.

La planificación se hacía por técnica isocéntrica, utilizándose cuñas en los campos laterales con objeto de homogeneizar la dosis en el PTV. Frecuentemente los campos laterales debían ponerse a DFS 80 cm. El tratamiento se realizaba en decúbito prono para alejar la próstata del recto, utilizándose un artilugio de madera con apertura central para el desplazamiento de intestino delgado fuera del campo de tratamiento. Las irradiaciones de los diferentes PTV se realizaron con 3-4 campos diarios en la primera fase, y con cuatro campos oblicuos para el PTV correspondiente a la sobreimpresión (PTVI) con angulación personalizada. Durante la planificación, el isocentro de la primera fase se determinaba de tal manera que la parte menos atenuada de los campos con cuña superpusieran sus penumbras sobre la zona situada entre el PTV y el recto. De este modo se conseguía un gran gradiente de dosis que liberaba al recto de una elevada toxicidad. Si por cualquier condición inherente al paciente, éste presentaba toxicidad, la fase final se



diseñaba con más de cuatro campos isocéntricos en relación directa con lo ajustado de los gradientes alrededor del PTVI según las necesidades concretas.

Desde julio de 1996 a marzo de 1998, se trataron 22 pacientes con estadios T 1-3 No Mo (5 T1, 15 T2, 2 T3). Todos los pacientes se trataron únicamente con radioterapia externa, irradiándose 6 pacientes (2 T3, 4 T4) con un campo que incluía los ganglios pélvicos de drenaje previamente a la irradiación prostática. Esta técnica se utilizó en aquellos casos con Gleason >6 o PSA >10(2).

Dada la cantidad de pacientes tratados y el corto seguimiento realizado no se ha realizado análisis estadístico de la supervivencia, describiéndose las toxicidades y el control local mediante proporciones. El control local se definió mediante la normalización de las cifras de PSA. Las toxicidades se definieron según los criterios de la RTOG(3).

Resultados

De los 22 pacientes tratados sólo se evaluaron los 16 que tenían un seguimiento mínimo de 3 meses. El 93.7% y el 100% de los pacientes analizados normalizaron sus cifras de PSA en un plazo de 3 y 6 meses respectivamente desde el final del tratamiento, permaneciendo actualmente libres de enfermedad con un seguimiento mínimo de 3 meses.

La toxicidad aguda fue baja, presentando un 25 % de los pacientes toxicidad recto intestinal grado 1 y un 18.7 % grado 2. La toxicidad vesical aguda grado 1 se produjo en un 31.2 % de los pacientes, grado 2 en un 12.5 % y grado 3 en 6.5 %. Por último, un 25 % de los pacientes presentaron dermatitis grado 1

y un 18 % grado 2 y grado 3. Es importante reseñar que en ningún caso fue necesaria la interrupción del tratamiento para la normalización de la toxicidad.

Conclusiones

Los pacientes tratados según el procedimiento descrito presentan hasta el momento una tasa de control local del 100% a los 6 meses. La toxicidad aguda fue baja y no obligó a retrasar ni suspender ningún tratamiento. La toxicidad crónica fue nula.



Figura 2. Adquisición de cortes de CT para simulación de tratamiento de próstata con inmovilizador de poliuretano.

Aunque la toxicidad es baja, creemos que podría haberse disminuido con la utilización de inmovilizadores de poliuretano (tal como lo hacemos ahora, ver figura 1) y con fotones de alta energía. Creemos que una causa importante que explica la baja toxicidad presentada es la utilización de conformaciones en las placas laterales, consiguiéndose una baja incidencia de rectitis aguda y nula incidencia de rectitis crónica.

A tenor de lo visto, creemos que no es necesario renunciar a este tipo de tratamientos si se carece de altas energías, tal como sucede en algunas instalaciones, si se utilizan 3 o más campos y conformaciones individualizadas.

Bibliografía

1. International Commission on Radiation Units and Measurements. "Prescribing, Recording and Reporting photon beam therapy". Bethesda, MD: ICRU Report 50, 1993.
2. Cox JD. *Moss Radiation Oncology*. Ed Mosby, 7 ed.
3. Pérez C. A. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. J.B. Lippincott, 2ª Ed.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY



INIS Section

INFORMATION NOTE

Dear User,

We are sorry that the first page of the analytic with the title: 'Perspex in the verification routines for accelerator beam', which is supposed to be on page 244 could not be found and linked to.

We apologize for the inconvenience caused.

Inquiries should be mailed to:

International Atomic Energy Agency
INIS Section
P. O. Box 100
Wagramerstrasse 5
A-1400 Vienna
Austria

Fax: (+43) 1 26007 or (+43) 1 2600 29882
Phone: (+43) 1 2600 ext. 22866, 22869 or 22870
E-mail: chouse@iaea.org

valente al fantoma de agua, tal que nos diera una lectura promedio de la corriente, semejante a las encontradas para condiciones iguales con el fantoma de agua para diferentes energías de fotones.

Se aplicaron 100 MU en campos de 10 x 10 cm², SSD= 100 cm y SCD=100 cm. Se determinaron las relaciones J_{20}/J_{10} para ambos fantomas para las energías de 6 y 18 MeV, y se obtuvieron las dosis en el punto de interés, siguiendo las indicaciones del protocolo del OIEA.

Resultados

Se realizó el mismo experimento con los fantomas de agua y sólido para las energías de fotones de 6 y 8 MeV, y se seleccionó un espesor de PMMA tal, que la lectura de corriente promedio de la cámara de ionización para el fantoma sólido, fuera equivalente a la lectura con el fantoma de agua, encontrándose:

$$X_{PMMA} = 19.1 \text{ cm, es equivalente a } X_{H_2O} = 20 \text{ cm, con SCD}=100 \text{ cm}$$

$$X_{PMMA} = 8.7 \text{ cm, es equivalente a } X_{H_2O} = 10 \text{ cm, con SCD}=100 \text{ cm}$$

La ventaja de determinar el espesor-equivalente del PMMA-agua en forma experimental, reduce el error en los cálculos, debido al uso de la densidad reportada para este material.

Se aplicó el protocolo OIEA 227-1987, para los dos tipos de fantomas con el propósito de comparar los resultados experimentales y verificar el porcentaje de error, encontrándose los valores indicados en la tabla 1.

Adicionalmente, es necesario tener en cuenta que los resultados obtenidos con el fantoma sólido, siempre serán referidos a la calibración semanal con fantoma de agua y que se empleará sólo para verificar la estabilidad o constancia de la dosis.

Algunos de los cuidados para el uso de un fantoma sólido de PMMA son:

- Buena calidad del material (PMMA).
- Placas del mismo tamaño y de preferencia de la misma lámina original.
- Tener placas de diferentes espesores (1, 0.5, 0.2 y 0.1 cm), para hacer las pruebas experimentales.
- Numerar las placas y especificar su espesor, para emplearlas siempre en el mismo orden y geometría.
- La placa de 1 cm para posicionar la cámara de ionización, deberá estar cuidadosamente cortada y alineada, de tal forma que el orificio lateral para introducir la cámara hasta el centro, tenga el diámetro necesario para no dañar la cámara.
- Cuidado en su manejo para evitar que se rayen o golpeen las orillas.

Conclusiones

El fantoma sólido de PMMA adecuadamente referido a la calibración periódica con agua, es una alternativa para aquellas instalaciones con cargas de trabajo semanal altas y que no cuentan con los accesorios automatizados para realizar las verificaciones diarias.



Tabla 1. Comparación de resultados empleando el protocolo OIEA 227-1987, para el fantoma de agua y sólido.

Energía (MeV)	Parámetro para cada fantoma				
	$\frac{TPR^{20/10}(PMMA)}{TPR^{20/10}(H_2O)}$ (%)	$\frac{S_{w,air}(PMMA)}{S_{w,air}(H_2O)}$ (%)	H ₂ O D(P _{eff}) (cGy/MU)	PMMA D(P _{eff}) (cGy/MU)	$\frac{D(PMMA)}{D(H_2O)}$ (%)
6 MeV	2.85	0.23	1.0106	1.0477	3.67
18 MeV	2.40	0.21	1.0157	1.0419	2.57

Este material tiene la ventaja de ser económico, de fácil acceso y manejo.

Los errores encontrados en las dosis para las energías de fotones de 6 y 18 MeV, al comparar los fantasmas de PMMA/agua fueron de 3.67% y 2.57% respectivamente, siempre y cuando se utilice el mismo fantoma sólido en todas las verificaciones diarias y previamente caracterizado.

Agradecimientos

Agradecemos al personal del Departamento de Radioterapia de la Fundación Médica Sur, por el apoyo recibido para la realización de la parte experimental de este trabajo.

Bibliografía

1. IAEA *Technical Report No. 277*, "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. an International Code of Practice", International Atomic Energy Agency, Vienna (1987).
2. AAPM Task Group 21, "A protocol for the Determination of Absorbed Dose from High-Energy Photon and Electron Beams", Report of AAPM Radiation Therapy Committee, *Medical Physics* 10(6), November (1983).
3. AAPM Task Group 40, "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee", *Medical Physics*, 21(4), 581-618, April (1994).
4. AAPM Task Group No. 45, "AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy", *Medical Physics*, pág 1093-1120, (1994).
5. ICRU *Report 43*, "Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources, Part 2", International Commission on Radiation Units and Measurements, USA, December (1988).
6. ICRU *Report 48*, "Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection", USA, June (1992).
7. ICRU *Report 23*, "Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of a X or Gamma Rays", USA (1973).
8. ICRU *Report 35*, "Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energy between 1 and 50 MeV", USA (1984).





MX9900166

COMPARACIÓN DE DOS PROTOCOLOS DOSIMÉTRICOS EN FANTOMAS DE AGUA Y SÓLIDO PARA HACES DE ELECTRONES EN UN CONO DE EXTENSIÓN

**Roberto Genis Sánchez,
Cristina García C,
Marvin Martínez A.**

*Departamento de Radioterapia,
Hospital Médica Sur
Puente de piedra 150,
Col. Torriello-Guerra, 14050
México, D.F.*

Objetivo

El objetivo del presente trabajo es realizar la dosimetría para un cono de extensión para haces de electrones y proponer un procedimiento sencillo y confiable para este propósito. Clínicamente era suficiente emplear una energía no mayor a 9 MeV, por las condiciones clínicas de las lesiones. Se tenía nominalmente 6 o 9 MeV y se decidió emplear la segunda energía.

Este cono se elaboró para casos especiales que por la ubicación anatómica de las lesiones, no se permite el fácil acceso con los conos habituales.

Preliminares

La dosimetría de aplicadores o conos para haces de electrones en general tienen un procedimiento más elaborado que los empleados para fotones. Los protocolos que más frecuentemente se utilizan en la rutina son el 277 de OIEA, el de la AAPM y el de la HPA. Otros de los protocolos importantes es el dado por la Norma DIN pero no es frecuente en México utilizarlo, por no tener antecedentes del mismo.

En cada uno de ellos existen condiciones específicas que deben cumplirse y ser consecuente con sus requerimientos. Debemos hacer notar que por necesidades prácticas, se utilizó inicialmente la dosimetría con el protocolo recomendado por el fabricante de la cámara plano paralela y se hicieron las determinaciones de los parámetros que permiten obtener la dosis, usando gráficas con los datos obtenidos por exposición de película radiográfica, que para las dosimetrías de los conos típicos había resultado con una variación menor al 2% contra el protocolo del OIEA, que es el que "oficialmente" se utiliza.

Se decidió utilizar el RT-277 del OIEA, debido a su difusión y amplia recomendación de su empleo. Por otro lado las condiciones prácticas de medición para una dosimetría con limitaciones de equipamiento -que es el caso de algunos hospitales con aceleradores-, requería mostrar la forma de obtención de los parámetros necesarios para la determinación de la dosis o tasa de dosis en cGy/UM.



La disponibilidad mínima siempre sería un electrómetro, una cámara de ionización calibrada y un fantoma de agua. Las condiciones de este trabajo fueron específicamente: un electrómetro, 2 cámaras de ionización calibradas -una de ellas plana paralela y la otra cilíndrica-, un fantoma de agua -sin sistema de rastreo automático- y una fantoma sólido, película X-Omat y fotodensitómetro con ventana de 1mm.

Advertencia

Por la naturaleza de la presentación no se hará mención alguna respecto al procedimiento del diseño del cono de extensión, montaje y ajustes en el acelerador.

Requerimientos del RT277

Este protocolo resume en los apéndices el procedimiento para alcanzar la determinación de la dosis en agua en forma esquemática. Sin embargo llevarlo a la práctica no siempre es sencillo.

Aquí se da la opción de emplear un fantoma sólido o de agua. Si nos remitimos a la expresión que permite determinar el valor de la dosis, sólo se requiere la obtención de los parámetros S_{W-A} y de P_u . Dentro del texto del reporte 277, no hace mención alguna de usar cámara plano paralela, justamente en la parte inferior del mencionado diagrama hace el señalamiento de que $P_u=1$. Esto nos constriñe a sólo determinar S_{W-A} , con lo cual desde el punto de vista práctico es hacer mediciones en fantoma sólido, por la fácil reproducción del posicionamiento de la cámara, más la descripción del protocolo solo está para agua. Por tanto se decidió seguir el procedimiento en los dos medios y así tener la experiencia para que en cualquier momento sea posible reconocer las limitaciones o las restricciones para la determinación de la dosis en cualquier medio.

Obtención de las mediciones

Congruentes con la descripción marcada en el protocolo del OIEA, se obtuvieron mediciones en agua y en PMMA. Se usó la cámara plano paralela en profundidad con distancia fuente superficie fija. En todas las mediciones se dejó en contacto el extremo del cono con la superficie del fantoma.

Esta situación hace que la forma de medir cambie respecto al reporte 277, pues ahí señala que debe hacerse a 100 cm y en nuestro caso el extremo del cono se encuentra a 103cm de la fuente.

Se anotan a continuación los datos de las mediciones obtenidas en los dos medios.

Mediciones en agua

Prof. en mm.	en agua	en PMMA
1	95	95
3	97	97
5	98	98
7	99	99
9	100	100
10	100	99
13	96	97
16	90	92
19	79	78
22	66	71
25	55	54
28	42	44
31	33	31
36	19	15
40	8	5
43	4	4
46	1	3

Material y procedimiento

La calibración del haz fue realizada con una cámara de ionización sobre el eje central del haz. El perfil del haz se verificó mediante placas radiográficas. Los valores de dosis obtenidos por dos protocolos se compararon.

El cono adaptado tiene un diámetro de 2cm y un extremo está unido a una base de

cerroben. Ésta permite que el cono se fije por la parte inferior del aplicador de electrones cuyo campo de tratamiento es de 6 x 6 cm². El centro del cono coincidió con el centro del campo de radiación verificándose mediante placa radiográfica y el alineamiento del haz en profundidad fue también verificado colocando verticalmente una película radiográfica.

Se utilizó un haz de electrones de energía nominal de 9MeV de un acelerador lineal Varian, la cámara de ionización plana-paralela tipo Markus, un electrómetro PTW y dos maniquís o fantoma, de agua y PMMA. Siempre hubo 10cm de agua o de PMMA debajo de la cámara.

Todas las exposiciones se realizaron con un extremo inferior del cono en contacto con la superficie del maniquí empleado. Y las medidas se hicieron con 50 UM.

Para determinar distribución de dosis en agua sobre el eje central del haz de electrones se hicieron medidas de ionización con la cámara de diferentes profundidades en agua y en PMMA. Las medidas siguientes se obtuvieron colocando láminas con un espesor de aproximadamente 1 y 2 mm de PMMA sobre la cámara, a fin de obtener diferentes profundidades a intervalos pequeños. Las mediciones en agua se hicieron con la cámara protegida con cubierta equivalente a 1mm de agua. Por lo anterior, se midió a partir de 1mm de profundidad.

Resultados

Las gráficas generadas por la ionización en profundidad sobre el eje central nos permiten determinar los parámetros de alcance práctico (Rp), profundidad correspondiente al 50% de dosis máxima (R₅₀) y profundidad correspondiente a la dosis máxima (R₁₀₀), que son factores necesarios para calcular la dosis en el material según el reporte 277 para

determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones.

De manera cuantitativa se encontró que en la contaminación de Bremstrahlung en PMMA es menor al 1 % a la profundidad de 44 mm. El comportamiento de las curvas de porcentaje de ionización contra profundidad se comportan muy parecidas desde el R₁₀₀ hasta la profundidad correspondiente al 30 % de la dosis máxima. Más allá de esta profundidad en la zona del Bremstrahlung, la curva del agua se une con la curva de PMMA.

Se observó una buena simetría en el plano del haz respecto al eje central obtenido en las placas radiográficas verticales tomadas con el maniquí de PMMA.

Los valores de Rp encontrados en agua y en PMMA difieren en 1.02 %. Sin embargo el valor del Sw, aire difiere únicamente por un 1.18 % dando una diferencia en la dosis 2.6 %. Los valores de la dosis varían poco en relación con la variación de Rp; esto es, para una variación de una unidad en Rp la variación en la dosis es del 26 %.

La diferencia del valor de la dosis hecha usando el reporte 277 es de 1.8 % con la relación a la calculada con el producto Markus (el cual propone calcular la dosis directamente con PMMA sin transformar a agua todos los parámetros de alcance).

Este trabajo sugiere la posibilidad de construir y calibrar accesorios, a bajos costos, de los cuales no se disponga.

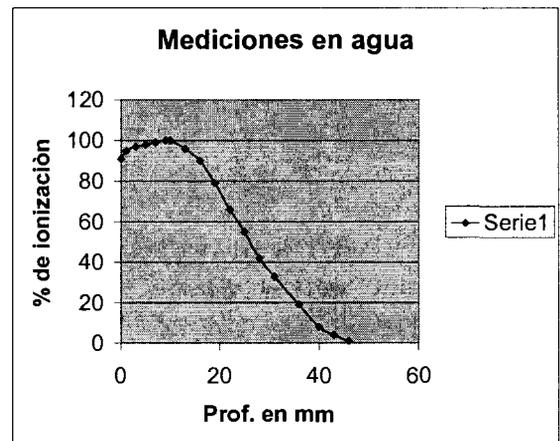
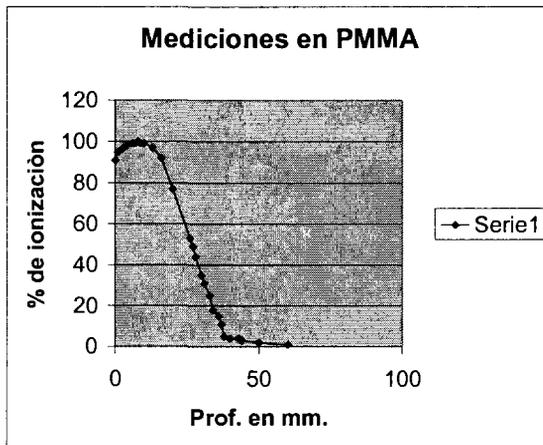
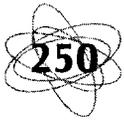
En la siguiente tabla se muestra los resultados obtenidos de las mediciones en PMMA y agua para ambos protocolos.

	Agua	PMMA	% Err
Rp(mm)	39.2	38.8* 44.52	1.02*
Sw,a	1.0514	1.039	1.18
D (cGy/UM)	0.729	0.71	2.6



PARA PROTOCOLO MARKUS

	Agua	PMMA	% Err
Rp(mm)	42.48	38.8	8.66
Sw,a	1.0423	1.0462	0.4
D (cGy/UM)	0.723	0.716	0.97





USO DE UN LECTOR ÓPTICO DIGITAL (SCANNER) PARA ESTABLECER CRITERIOS DE CONTROL DE CALIDAD EN HACES CLÍNICOS

Roberto Genis Sánchez

Unidad de Radioterapia, Hospital

Médica Sur, S.A.

Pte. de Piedra 150,

Col. Toriello - Guerra

14050 México, D.F.

Resumen

La gama de posibilidades que se ofrecen con la aparición de múltiples programas y dispositivos de cómputo particularmente en el plano de la digitalización de imágenes, permite disponer de herramientas para que mediante el uso de películas radiográficas de verificación, se realicen las determinaciones de control de haces clínicos, ya sea de fotones o de electrones y en algunos casos con mayor eficiencia que usando sistemas electromecánicos con cámaras de ionización o con trazadores (tracker) y más notoriamente con los fotodensitómetros. La eficiencia referida considera costos del equipo, tiempo en el registro de información y del análisis, así como cantidad y exactitud de los parámetros analizados, por último también toma en cuenta los recursos disponibles por contar con un sistema como el descrito.

Introducción

Los requerimientos de aseguramiento de la calidad en el uso de los aceleradores lineales abarcan una amplia variedad de parámetros que verificar. En el caso concreto de los campos de radiación, los parámetros corresponden básicamente a la alineación, simetría y homogeneidad. Obtener estas eva-

luaciones que permitan identificar las condiciones del campo de radiación para cada energía de fotones y electrones llega a ser bastante tedioso dependiendo del equipo disponible. De manera que si disponemos de equipo que permita realizar controles de los campos clínicos de manera confiable y rápida resulta de inapreciable valor para el físico médico y para el dosimetrista, en sus actividades rutinarias de verificación.

Objetivo

La meta de este trabajo es presentar un procedimiento para realizar el control de campos de radiación clínicos mediante película radiográfica típica de verificación en radioterapia y mostrar los resultados del análisis efectuado en las exposiciones de campos de referencia para fotones y electrones, usando un lector óptico digital de alta resolución (600 x 1200 dpi) denominado scanner y un programa de computo para edición de imágenes. Con lo cual fue posible obtener la cuantificación de los siguientes parámetros: alineación del haz de radiación contra el haz luminoso, homogeneidad o aplanado del campo de radiación, y simetría del mismo respecto al centro del campo luminoso. Para el efecto de comparar los resultados contra un método habitual, se



realizaron mediciones de las mismas imágenes con un fotodensitómetro luminoso con ventana de colimación de un milímetro.

Material y procedimiento

En el hospital se cuenta con una unidad de cobalto y un acelerador lineal, con el que se dispone de dos energías de fotones, 6 y 18 MV y cinco energías en haces de electrones 6, 9, 12, 16 y 20 MeV. Las pruebas aquí efectuadas corresponden a campos de referencia $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para la totalidad de las energías de los haces disponibles. En cada exposición hecha se consideró colocar espesores de PMMA para lograr el equilibrio electrónico y al menos 10 cm del mismo material por debajo de la placa radiográfica.

La placa radiográfica empleada fue la X-Omat V de Kodak con dimensión de $12.5 \times 30.4 \text{ cm}^2$, se hicieron exposiciones con 60 y 100 unidades monitor del acelerador lineal y para cobalto con 60 y 100 cGy. Lo anterior para realizar pruebas de la sensibilidad del lector digital, el cual es de la marca Agfa, modelo SnapScan 600 con adaptador para imágenes transparentes y su resolución base es de 600×1200 puntos o píxeles por pulgada. La captura de las digitalizaciones se realizó con dos tipos diferentes de programas para edición de imágenes, uno fue de la marca Adobe, denominado Photoshop versión 4.0.1 y el alterno correspondió al programa ColorIt versión E-3.0.9 de la marca Frontier. Estos programas se activaron en una computadora Apple modelo Power Macintosh 6500.

En el caso del densitómetro se utilizó uno de la marca Vectoreen, modelo 07-443 con escala calibrada de cinco pasos de densidad óptica y colimador de 1 mm.

El revelado de las películas se hizo en el departamento de radiología del hospital sin un control extra al propio del equipo.

Resultados

Para las exposiciones con los distintos haces, se encontró que la sensibilidad de la película óptima para los análisis por digitalización, fue con 60 cGy ya que con una mayor dosis se saturaba la lectura del registro con la referencia normal de lectura. Para el caso del fotodensitómetro al utilizar la escala de calibración permitió el ajuste de este lector, repitiéndose la verificación antes de cada lectura de exposición con el haz clínico.

Siguiendo el criterio de evaluación de homogeneidad para el campo de radiación, de que sea menor al 3 % en la región definida por los límites de 2 cm hacia dentro del campo a partir de los puntos donde se ubica el 50 % del valor central, se pudo observar que:

- a) Con el lector óptico es posible revisar la homogeneidad mediante una opción del programa de cómputo el cual lo analiza por medio de un histograma. La región seleccionada para evaluar la homogeneidad se elige en forma arbitraria, ciertamente entre mayor sea el área, los puntos analizados son más y permiten una mayor estadística, pero se pierde la caracterización de comparar pequeñas regiones entre sí. Se optó por elegir regiones de 0.5 cm^2 , lo cual permitió fácilmente intercomparar áreas pequeñas sobre cualquier eje. Efectuar estas mediciones ocupó menos de 5 min a partir de que la placa radiográfica se coloca para hacer el rastreo.
- b) Realizar lo anterior, usando el fotodensitómetro, empleó alrededor de 25 min para obtener el análisis de homogeneidad.
- c) Para la determinación de simetría, se utilizó una base de acrílico con marcas emplomadas en cada esquina para un campo de 10×10 y una marca extra que define la orientación del campo.

Conforme a la definición de que la distancia entre los valores del 50% de la lectura en el centro corresponde al tamaño de campo, el cual se compara con los límites dados por las marcas emplomadas. Al usar el scanner, se utilizó la opción que permite evaluar la densidad relativa de cada punto seleccionado dentro de la imagen y que al mismo tiempo marca las coordenadas del punto analizado respecto a un eje arbitrario, de manera que rápidamente se encuentran los puntos del 50 % respecto al centro y se comparan contra la línea que une las marcas emplomadas. Con lo cual se puede medir la diferencia entre el punto del 50% y el punto marcado por la línea del campo luminoso. Realizar lo anterior con el lector óptico empleó también menos de 5 min, analizando los cuatro ejes y los dos diagonales.

- d) Determinar la simetría usando el fotodensitómetro requirió un minuto por cada eje.
- e) Como una situación extra para el caso del análisis de imágenes, se encontró que al obtener impresiones sobre la película cuando ésta se alinea sobre el eje en forma paralela, es decir, al dirigir el haz a cero grados, la placa se coloca sobre el eje central del campo en forma vertical, se pueden analizar los porcentajes de dosis en profundidad relativa. El análisis de estas imágenes se vuelve muy eficiente para el caso de haces de electrones,

puesto que la profundidad de alcance del haz es de unos cuantos centímetros. El programa permite realizar una segmentación por promedio de densidades según el número de fragmentos en que se desee dividir la imagen. Esta opción muestra el equivalente a las curvas o niveles de isodosis, ciertamente no son éstas pero permiten la rápida y eficiente comparación cuando uno requiere caracterizar un haz de electrones, cuando uno utiliza protecciones, bolus o en el caso de un accesorio como un cono de extensión.

Conclusiones

El equipo aquí usado para realizar las determinaciones del control de los haces clínicos tiene antecedentes de varios años atrás pero siempre habían sido accesorios muy costosos, de manera que computadoras, programas y lectores ópticos comerciales, cuando se cuida la calidad de éstos, resultan ser menos costosos y brindan gran cantidad de información en forma rápida y confiable.

Es necesario reconocer que el presente es un trabajo incipiente y por lo tanto debe ser profundizado. Como un comentario extra se debe señalar que al rastrear en forma digital la escala calibrada para el fotodensitómetro las variaciones de densidades de las franjas más oscuras, el programa no detectó una gran variación, mientras que el fotodensitómetro permitía obtener diferencias de 100 unidades mínimas de lectura.





MX9900168

SINOVECTOMÍA POR CAPTURA DE NEUTRONES

**Héctor René
Vega Carrillo y
Celia Torres Muhech**

*Centro Regional de Estudios
Nucleares
Universidad Autónoma de Zacatecas
C. Ciprés 10, Fracc. La Peñuela
98000 Zacatecas, Zac.
Correo electrónico:
rvega@cantera.reduaz.mx
al_cetm@tuzo.reduaz.mx
URL: <http://cantera.reduaz.mx/~rvega>*

Resumen

La terapia por captura de neutrones en boro ha sido aplicada con éxito para el tratamiento de cáncer de cerebro. Aplicando los mismos principios físicos y con los mismos objetivos, eliminar las células malignas evitando el daño de las células benignas, se ha concebido la idea de la Sinovectomía por Captura de Neutrones. Ésta tiene como propósito tratar la artritis reumatoide, padecimiento que a la fecha no cuenta con una cura definitiva. La Sinovectomía por Captura de Neutrones requiere de una fuente de neutrones para irradiar la articulación afectada. El espectro en energía y la intensidad de estos neutrones son fundamentales, ya que estos neutrones inducen reacciones nucleares de captura con el Boro 10 dentro de la articulación y la energía liberada de estas reacciones es transferida al tejido productor del líquido sinovial, aniquilándolo.

En este trabajo se presentan los resultados de los espectros de neutrones obtenidos con embalajes moderadores de geometría esférica que contienen en su centro una fuente de $^{239}\text{PuBe}$. Los cálculos se realizaron mediante métodos Montecarlo. Los modera-

dores ensayados fueron a base de agua ligera, agua pesada y de la combinación de agua ligera y agua pesada. Los espectros obtenidos, la energía promedio, el número total de neutrones por neutrón emitido por la fuente, el porcentaje de neutrones térmicos y la dosis equivalente nos permiten sugerir que el embalaje moderador más adecuado es el que tiene un grosor de agua ligera de 0.5 cm (radio de 2 cm) y 24.5 cm de agua pesada (radio de 26.5 cm).

Introducción

La terapia por captura de neutrones (TPCN) tiene más de 50 años de ser aplicada para combatir el cáncer en cerebro(1-8). En esta terapia se le administra al paciente un fármaco cargado con Boro 10, que al ser metabolizado es preferentemente absorbido por la células cáncerosas y en menor medida por el tejido sano que rodea al tumor, una vez que la concentración del ^{10}B alcanzó su máximo, la cabeza del paciente se expone a un haz de neutrones epitérmicos(6-8). Estos neutrones alcanzan energías térmicas dentro del cerebro, que al interactuar con el ^{10}B , inducen reacciones nucleares de captura, $n(^{10}\text{B}, ^7\text{Li})^4\text{He}$

con una energía de reacción mayor a los 2 MeV que aparece como energía cinética de los núcleos de ${}^7\text{Li}$ y ${}^4\text{He}$.(9, 10) Esta energía es depositada en una distancia menor o igual al tamaño de una célula con la consecuente muerte de la misma. Para utilizar esta terapia, se requieren altos flujos de neutrones con un intervalo de energía muy estrecho, por lo que normalmente se usan reactores nucleares a través de uno de sus puertos de irradiación o el núcleo del reactor,(11-13) con la intercalación de filtros que garantizan el espectro adecuado en energía de los neutrones(14-16). En los últimos años se ha investigado la posibilidad de utilizar otro tipo de isótopos, así como mejores fuentes de neutrones con la intención de mejorar la eficiencia y la eficacia del tratamiento(16-23). La artritis reumatoide es un padecimiento que consiste en la inflamación de las articulaciones. La inflamación se produce por un incremento en el volumen del líquido sinovial. En algunos pacientes, el grado de inflamación es tal que los imposibilita para trabajar. Actualmente, no existe cura definitiva, y los pacientes se someten a una vigilancia médica muy estrecha y a la administración de medicamentos en forma permanente. Eventualmente, el grado del padecimiento amerita el tratamiento mediante cirugía. donde se elimina el saco sinovial, después de esto, el paciente se somete a un proceso de rehabilitación que es prolongado y doloroso(24). Lo que se persigue en el combate del cáncer de cerebro, es la muerte de las células cancerosas con el daño mínimo a las células sanas, mientras que en la artritis reumatoide se persigue destruir al tejido responsable de la producción del líquido sinovial con el menor daño al resto de los tejidos, esta similitud nos ha llevado a proponer la terapia por captura de neutrones para tratar la artritis reumatoide, Sinovectomía por captura de neutrones(25,26). Uno de los problemas

de esta terapia es contar con una fuente de neutrones cuya energía permita que éstos, una vez dentro de la rodilla, se termalicen y produzcan reacciones nucleares del tipo $n({}^{10}\text{B}, {}^7\text{Li}){}^4\text{He}$. En este trabajo se presentan los resultados obtenidos de los cálculos de un embalaje moderador de geometría esférica que permite obtener un número máximo de neutrones térmicos a partir de una fuente isotópica de neutrones de ${}^{239}\text{PuBe}$.

Materiales y métodos

Los cálculos se realizaron mediante el código Montecarlo MCNP4A(27) y se ensayaron los siguientes moderadores: agua ligera (H_2O), agua pesada (D_2O) y una mezcla heterogénea de agua ligera y pesada ($\text{H}_2\text{O}/\text{D}_2\text{O}$). El término fuente usado fue el de una fuente de ${}^{239}\text{PuBe}$ (28-30) que durante el modelado se ubicó en el centro del embalaje moderador y con un radio de 1 cm, ésta se rodeo de un cascarón esférico de aire de 0.5 cm de grosor. El medio moderador se modeló con geometría esférica y se ensayaron 5 radios: 6.5, 13.5, 18.5, 23.5 y 26.5 cm. Durante los cálculos no se utilizaron técnicas de reducción de varianza y se determinó el espectro en energía resultante a una distancia de 27 cm del centro de la fuente. Las secciones eficaces utilizadas se obtuvieron de las biblioteca ENDF/B-V(27).

Resultados

Los espectros producidos por los embalajes moderadores de 26.5 cm de radio se muestran en la figura 1, donde se observa que: el moderador de D_2O es mejor que el de H_2O , así como que el sistema heterogéneo $\text{H}_2\text{O}/\text{D}_2\text{O}$ produce un espectro de calidad aproximadamente igual al de D_2O . En la tabla 1 se muestran, para el embalaje de agua ligera, el número total de neutrones por cada neutrón emitido por la fuente, el porcentaje de



neutrones térmicos, la energía promedio del espectro y la dosis equivalente. Estos mismos parámetros se muestran para el embalaje de agua pesada y para el de agua ligera con agua pesada, en las tablas 2 y 3, respectivamente.

Conclusiones

La infraestructura necesaria para aplicar la terapia por captura de neutrones para tratar el cáncer en cerebro es muy costosa y está fuera del alcance de nuestro país, sin embar-

go, la Sinovectomía por Captura de Neutrones sí está a nuestro alcance. Los resultados obtenidos en este trabajo nos permiten establecer que el uso de un embalaje moderador de 2.0 cm de radio de agua ligera (grosor de 0.5 cm) y 26.5 cm de radio de agua pesada (grosor de 24.5 cm) con una fuente de $^{239}\text{PuBe}$ en el centro, produce, a 27 cm del centro del embalaje moderador, un espectro de neutrones potencialmente útil para iniciar la fase experimental de la Sinovectomía por Captura de Neutrones con fantasmas.

Tabla 1.- Parámetros de la fuente de $^{239}\text{PuBe}$ dentro del moderador de H_2O .

Radio [cms]	Total [n/n fuente]	% $n_{\text{Térmicos}}$	<E> [MeV]	H [cSv/n fuente]
6.5	1.41×10^{-4}	2.7	3.34	4.08×10^{-12}
13.5	1.04×10^{-4}	24.4	2.28	2.08×10^{-12}
18.5	0.64×10^{-4}	30.1	2.19	1.25×10^{-12}
23.5	0.38×10^{-4}	31.3	2.23	0.72×10^{-12}
26.5	0.28×10^{-4}	31.3	2.23	0.53×10^{-12}

Tabla 2.- Parámetros de la fuente de $^{239}\text{PuBe}$ dentro del moderador de D_2O .

Radio [cms]	Total [n/n fuente]	% $n_{\text{Térmicos}}$	<E> [MeV]	H [cSv/n fuente]
6.5	1.41×10^{-4}	0.002	3.46	4.26×10^{-12}
13.5	1.45×10^{-4}	2.4	1.85	2.45×10^{-12}
18.5	1.52×10^{-4}	13.4	1.12	1.61×10^{-12}
23.5	1.65×10^{-4}	31.7	0.66	1.09×10^{-12}
26.5	1.82×10^{-4}	44.4	0.46	0.90×10^{-12}

Tabla 3- Parámetros de la fuente de $^{239}\text{PuBe}$ dentro del moderador de $\text{H}_2\text{O}/\text{D}_2\text{O}$.

Radio [cms] ($\text{H}_2\text{O}+\text{D}_2\text{O}$)	Total [n/n fuente]	% $n_{\text{Térmicos}}$	<E> [MeV]	H [cSv/n fuente]
6.5 (2+4.5)	1.41×10^{-4}	0.07	3.44	4.23×10^{-12}
13.5 (2+11.5)	1.45×10^{-4}	2.8	1.84	2.43×10^{-12}
18.5 (2+16.5)	1.53×10^{-4}	13.5	1.11	1.60×10^{-12}
23.5 (2+21.5)	1.67×10^{-4}	31.9	0.64	1.08×10^{-12}
26.5 (2+24.5)	1.81×10^{-4}	43.2	0.46	0.90×10^{-12}

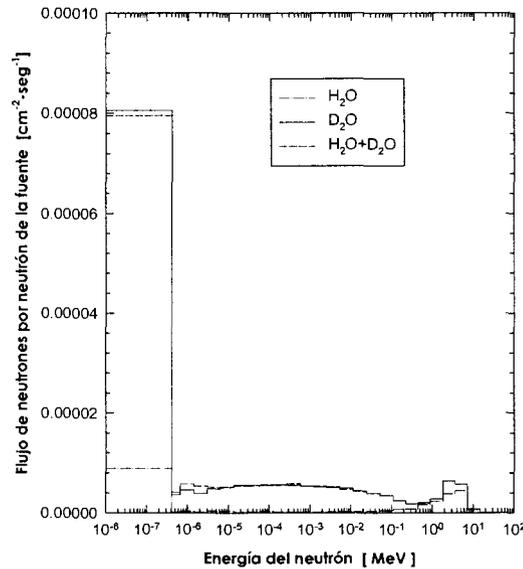


Figura 1.- Espectros de neutrones, por neutrón de fuente, producido por embalajes esféricos, de 26.5 cm de radio, de H₂O, D₂O y una combinación heterogénea de H₂O y D₂O a 27 cm.



Bibliografía

1. DOE: <http://www.cs.montana.edu/~frandsen/bnct.html>, (Rev. 3, Feb. 1992).
2. Venhuizen, J.R.(Editor):<http://wastenot.inel.gov/cart/briefbook/index.html>, (Rev. 6, Jun, 1997).
3. Gahbauer, R., et al.: <http://www-radonc.med.ohio-state.edu/CRETE.htm>, (Rev., Jun-1997).
4. Kanda, K.: *Cancer Neutron Capture Therapy*, Plenum Press, 1996.
5. Barth, R.F. et al.: *Cancer Research*, 50, 1990, 1061.
6. Barth, R.F. et al.: *Sci. Am.*, 1990, 100.
7. Wehring, B.W., et al.: *Trans. Am. Nucl. Soc.*, 69, 1993.
8. Kudchadker, R.J. et al.: 6th Intl. Conf. Nucl. Engr., ICONE-6451, 1998.
9. Watson-Clark, R.A. et al.: *Procc. Natl. Acad. Sci.*, 95(5), 1998, 2531.
10. Aoki, K. et al.: *J. Nucl. Sci. Tech.*, 22(12), 1985, 949
11. Ross, D. et al.: *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A* 334, 1993, 596.
12. Harker, Y. D. et al.: *Nucl. Sci. Eng.*, 110, 1992, 353.
13. Kanda, K., et al.: *Nucl. Instr. Meth.*, 148, 1978, 535.
14. Sakurai, Y., Kobayashi, T., and Kanda, K.: *Nucl. Instr. Meth.*, B94, 1994, 433.
15. Sakurai, Y. Kobayashi, T., and Kanda, K.: *Phys. Med. Biol.*, 39, 1994, 2217.
16. Slatkin, D. N., et al.: *Phys. Med. Biol.*, 28(12), 1983, 1447.
17. Matsumoto, T.: *Phys. Med. Biol.*, 37(1), 1992, 155.
18. Miller, G. A., et al.: *Nucl. Tech.*, 103, 1993, 320.
19. Kanda, K., et al.: *Nucl. Instr. Meth.*, 148, 1978, 535.
20. Aizawa, O. et al.: *Nucl. Tech.*, 48, 1980, 150.
21. Kobayashi, T. et al.: *Strahlenther. Onko.*, 165, 1989, 101.
22. Bleuel, D.L. and Donahue, R. J.: LBL-37983 Rev. 1, 1996.
23. Peng-Cheng, K.: *PhD Dissertation*, The University of Texas at Austin, 1996.
24. Pharmaceutical Information Associates, Ltd: <http://pharminfo.com/pubs/msb/rheumart.html>, *Medical Sciences Bulletin*, (Rev. May-98).
25. Yanch, J.C. et al.: *Med. Phys.*, (Submitted), 1998.
26. Torres, M., C. y Vega, C., H.R.: *Mem. IX Cong. Soc. Nucl. Mex.*, 1998
27. Briestmeister, J.F.(Ed): *Report LA-12625-M*, Los Alamos, 1993.
28. IAEA: *Tech. Rep. Series No 318*, 1990.
29. Anderson, M.E. and Neff, R.A.: *Nucl. Instr. Meth.*, 99, 1972, 231.
30. Anderson, M.E.: *Nucl. Appl.*, 4, 1968, 142



MX9900169

INTRODUCCIÓN A LA SIMULACIÓN CON EL CÓDIGO DE MONTECARLO MCNP Y SUS APLICACIONES EN FÍSICA MÉDICA

*Fernando Parreño
Zorrilla,
Rolando Páucar
Jauregui,
César Picón Chávez*
*Instituto Peruano de Energía Nuclear
Av. Canadá 1470 San Borja
Lima-41 Perú*



Resumen

La simulación por Montecarlo es una herramienta con que la física médica cuenta para el desarrollo de las investigaciones, el interés por esta herramienta es creciente, como podemos observar en las principales revistas científicas de los años 95-97 donde más de 27% de los artículos tratan sobre temas de Montecarlo y/o sus aplicaciones en el transporte de radiación.

En el Instituto Peruano de Energía Nuclear estamos implementado y haciendo uso de los códigos MCNP4 y EGS4.

En este trabajo se presentan los lineamientos generales del método de Montecarlo y las aplicaciones más usuales en física médica. Asimismo, se hace una simulación del cálculo de las curvas de isodosis en un tratamiento intersticial con alambres de iridio 192 en un carcinoma en mama.

El método de Montecarlo

La interacción de la radiación con la materia viene descrita por una ecuación de transporte, la cual no admite soluciones analíti-

cas, salvo en casos extremadamente simples de interés práctico. Son varios los métodos aproximados que se han usado para resolver la compleja ecuación integro-diferencial que rige el transporte de fotones en un medio material absorbente y dispersor, de entre estos métodos aproximados cabe destacar al de Montecarlo.

Este método es una técnica para obtener soluciones aproximadas de problemas fisico-matemáticos mediante procedimientos de muestreo estadístico, basados en el empleo de números aleatorios y leyes de distribución (1).

En particular y referido a la física medica, el número de trabajos publicados durante los últimos años y el interés general en la publicación de este método de cálculo, ha ido en aumento(2).

El método de Montecarlo es un método matemático que permite la resolución de problemas en los cuales es posible considerar la presencia de variables aleatorias. Una variable aleatoria es asociada con una probabilidad de distribución, la cual describe la relativa frecuencia de todos los posibles valores de la variable aleatoria. El teorema del lími-

te central es el fundamento para la inferencia estadística de los cálculos de Montecarlo, con él es posible establecer los intervalos de confianza dentro de los cuales caen los resultados(3). Aspectos de interés estadísticos tales como valor medio, media, varianza de la población, varianza de la media son utilizados para asegurar la obtención, convergencia y confiabilidad de los resultados y del proceso de muestreo.

Debido a la importancia del empleo de este método, en diversos campos de investigación, se da el origen de los códigos Montecarlo, los cuales relacionan los algoritmos del método de Montecarlo a las leyes físicas de los procesos a estudiar. Con el desarrollo de estos códigos se gana velocidad y precisión al realizar la simulación.

El código de Cálculo MCNP (4)

MCNP (Montecarlo N-Particle) es un código que simula el transporte de partículas a través de la materia por el método de Montecarlo. En su origen N P significaba "neutrones" y "fotones", pero las versiones recientes incluyen transporte de electrones y de ahí lo de "n-particle". Se trata de un código de geometría generalizada y de propósito general, cuyo uso está ampliamente extendido.

El código está escrito en FORTRAN 77 estándar y su adaptabilidad a diferentes máquinas es muy amplia.

El código MCNP permite simular en forma individual cada una de las historias de las partículas; los distintos eventos que pueden sucederle a cada partícula se muestrean aleatoriamente a partir de distribuciones conocidas (empíricas o teóricas) y el comportamiento "promedio" se obtiene calculando la media para un número suficientemente alto de partículas. Los datos de las interacciones (básicamente, secciones eficaces a distintas energías) se extraen de distintas librerías.

Estructura del archivo de entrada de datos

El usuario crea un archivo de entrada de datos, éste contiene la siguiente información:

- Especificación de la geometría problema.
- Descripción de materiales y selección de secciones eficaces.
- Localización y características de la fuente radiactiva.
- Especificación de los parámetros físicos a calcular.
- Las técnicas de reducción de varianza utilizadas para mejorar la eficiencia.

Estructura del archivo de salida de datos

Es aquí donde se encuentra la información solicitada en el archivo de entrada de datos.

En el archivo de salida se da como primera información el archivo de entrada con observaciones realizadas al mismo y tablas de secciones eficaces utilizadas, así como cálculos de volumen, masa, áreas, etc., mensajes de errores producidos durante la compilación.

Se presentan reportes de las incidencias de creación, multiplicación y pérdidas del peso estadístico de las partículas a partir de su emisión desde la fuente e interacción con las celdas, a ello se suma el cuadro de análisis de fluctuación de las cuentas (TFC).

Además son impresos los parámetros físicos requeridos (fluencia, kerma, dosis), conjuntamente con los errores relativos asociados a su estimación y, las causas por las cuales terminó la ejecución del MCNP: número de historias, tiempo prefijado y/o errores fatales producidos.

Aplicaciones en física médica (5)

Mediante la simulación por Montecarlo se ha estudiado no sólo la interacción de los

fotones y neutrones con la materia, sino que también se ha estudiado la interacción de los electrones y protones; teniendo en cuenta que el estudio de la interacción de las partículas cargadas resulta complejo, al tener que considerarse un mayor número de colisiones a experimentar por las partículas.

Debido a la incidencia de fotones de alta energía en un medio, cierta cantidad de la misma es depositada por electrones muy energéticos a una distancia determinable. Diversos códigos han sido diseñados para el estudio de este transporte combinado, de electrones y fotones, a través de distintas geometrías, y aunque la mayoría de estos códigos se diseñaron para su aplicación en el campo de la física de altas energías, en la actualidad se usan también en física médica.

En radiodiagnóstico, por ejemplo, se han desarrollado cálculos para determinar la dosis de radiación en diversos órganos corporales tras una radiografía de tórax, también se han realizado cálculos que tienen en cuenta la dispersión coherente y las correcciones relativistas de la energía de enlace en la dispersión incoherente para baja energía, como también se han evaluado las dosis recibidas por pacientes tras exámenes mamográficos, así como la dispersión de rayos X, las propiedades del ruido cuántico en las pantallas radioscópicas y las características de las rejillas antidifusoras.

En medicina nuclear se han realizado cálculos, como por ejemplo las estimaciones precisas de la dosis debida a la administración interna de fármacos radioactivos en órganos corporales y también estudios de las características de los detectores de BGO, CsF y NaI(Tl) empleados en tomografía de emisión de positrones.

En radioterapia se han realizados cálculos, como por ejemplo, la estimación del factor de acumulación y la dosis de profundidad para fotones, el cociente del poder

de frenado másico agua/aire para haces de fotones y electrones de alta energía, así como el espectro de los fotones producidos en maniqués de agua irradiados con fotones de hasta 2 MeV. También se han estudiado las curvas de rendimiento en profundidad para aceleradores lineales y los factores de corrección para las paredes de la cámara de ionización.

En radioterapia intersticial se ha estudiado la distribución de dosis alrededor de semillas de I-125, así como para otras fuentes de radiación utilizadas para este fin.

Por último, dentro de las aplicaciones médicas de la simulación, una de las últimas investigaciones en física médica está dirigida a la terapia por captura por neutrones, la simulación se utiliza para determinar el mejor diseño de las facilidades de irradiación, para el modelado del espectro de neutrones, determinación de la distribución de dosis en el paciente, seguridad radiológica, entre otros.

Actualmente en el Grupo de Cálculo Análisis y Seguridad del Instituto Peruano de Energía Nuclear en conjunto con el área de física del Departamento de Radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas se viene utilizando el código MCNP para la simulación del transporte de neutrones en una facilidad de irradiación, cálculos de blindajes y dosimetría en braquiterapia utilizando fuentes de iridio 192.

Simulación ejemplo con el código MCNP

Se ha simulado el transporte de fotones, provenientes de 9 fuentes de Ir-192, con una energía promedio de 0,4 MeV, de 9 cm de longitud y 0,1 cm de radio.

Las fuentes han sido colocadas en un cubo de agua de 15'15'15 cm³, siendo ubicadas en tres planos, separados 2 cm entre sí.

Para realizar cálculos de dosis se han construido pequeñas regiones de 0,2'0,2'0,2 cm³

en las proximidades de las fuentes.

En la figura 1 se muestra una gráfica que representa las curvas de isodosis alrededor de las fuentes de iridio. Se sigue trabajando para la obtención, mediante algoritmos matemáticos, del índice de cubrimiento, índice relativo de homogeneidad de dosis e índice de volumen externo, así como del índice de homogeneidad de dosis.

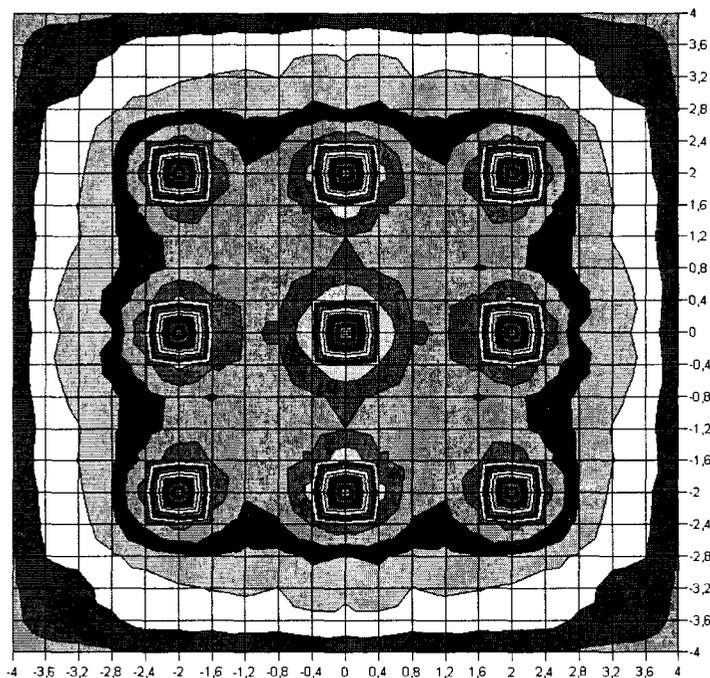


Figura 1. Curva de isodosis de 9 fuentes lineales de iridio. Corte transversal.

261

Bibliografía

1. Coll Buti, Pedro. *Fundamentos de dosimetría teórica y protección radiológica*. Ediciones de la Universidad Politécnica de Catalunya, España 1990.
2. Sánchez Reyes A., Fernández Varea J., Salvat F. "Un Programa Montecarlo con aplicaciones en el campo de la radioterapia", *Boletín SEFM* 3, España, 1996.
3. Sóbol, I. M. *Método de Montecarlo*, Editorial Mir Moscú. URSS, 1976.
4. Briesmeister, Judith F. MCNP - *A General Montecarlo N-Particle Transport Code, version 4A*. LA - 12625 - M (november 1993).
5. Andreo, Pedro. "Montecarlo Techniques in Medical Radiation Physics", *Phys. Med. Biol.*, 1991, vol. 36, no. 7, 861-920.



MX9900170

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DENSITÓMETRO ÓPTICO COMPUTARIZADO PARA PELÍCULAS DE RAYOS-X

**Hermilio Gregorio
Vicuña Vidal(*),
César Picón Ch. ,
Mayer Zaharia B.**

*Instituto de Enfermedades Neoplásicas
Departamento de Radioterapia
Servicio de Física
Av. Angamos Este 2520, Lima 34, Perú
Telefax: 448-4548
e-mail: gregorio64@hotmail.com*



Resumen

En departamentos de radioterapia, donde se dispone de unidades de radiación, éstas requieren de un control de calidad de sus parámetros como: dosis en profundidad, tamaño real, simetría y aplanamiento del campo de radiación. Para cumplir lo anterior se diseñó y construyó un sistema totalmente automático para “escanear” y analizar las películas o placas de rayos-X, que sirvieron para tener la información del parámetro a medirse.

Introducción

El presente trabajo está orientado a describir las diferentes etapas del diseño y construcción de un equipo de adquisición de datos y de control de movimientos de un sensor optoelectrónico, que permita medir la densidad óptica de películas de rayos-X.

Se describen con detalle las diferentes partes del hardware del sistema, así como algunos procesos de cálculo. Se tienen cuatro módulos principales del sistema:

El módulo de control, de vital importancia dentro del sistema, dotado de acondicionador de señal, conversor, codificador y decodificador de formato RS232 en su versión de hardware, generador de pulsos de reloj, unidad de control para el movimiento de los motores a pasos, fuente de alimentación propia y finalmente indicación visual mediante LEDs en el panel frontal sobre la operación correcta. Luego se tiene el *módulo lector*, dotado de un mecanismo de movimiento bidimensional, mediante los motores a pasos, el sistema optoelectrónico para la “lectura” de la densidad óptica de la película. La *computadora personal* conectada con el módulo de control para tomar los datos de densidad óptica del módulo de escaneo.

El *software* ha sido desarrollado en QBASIC para la comunicación con el puerto serial RS-232 de la PC.

Métodos y materiales

El sistema se puede ver en *Diagrama de Bloques* (figura 1). En el que se aprecian los siguientes componentes:

1. Módulo de control

Es el corazón del sistema, recibe las órdenes dadas desde la PC por su puerto de comunicación serial RS232 decodificándola y dando el formato adecuado para controlar el movimiento del cabezal lector optoelectrónico, digitaliza y da el formato adecuado a las señales leídas para transmitir las a la PC. En la figura 1.1 se tiene el diagrama donde:

1.1 Acondicionador de la señal: este bloque de circuito permite convertir las señales eléctricas generadas por el transductor (célula LRD), en formas de señal que sean aceptadas por las siguientes etapas del Módulo de Control. Ésta puede amplificar las señales de bajo nivel producidas por el transductor, aislar y filtrar éstas para medidas más precisas. Además, el mismo transductor requiere de voltaje o corriente de excitación para generar un voltaje de salida.

1.2 Conversor A/D (analógico/digital): tanto la computadora como las etapas siguientes del Módulo de Control, emplean circuitos digitales. Pero la señal obtenida es de tipo analógico, por lo que se utilizó un conversor A/D integrado en un chip de 8 bits.

1.3 Codificador formato RS-232: a la salida del conversor A/D se tiene la señal en código binario de 8 bits, la que se transmite a la PC vía su interfaz serial RS-232. Para lo cual se deben convertir los 8 bits en una secuencia de bits en serie, además organizar la secuencia con vistas a que la PC pueda identificar el inicio y final de la secuencia.

1.4 Decodificador formato RS-232: la base de éste es un registro de desplazamiento de 8 bits utilizado como entrada serie/salida paralela, los datos enviados desde la PC son transmitidos a la entrada serie del registro. Cada transición del reloj desplaza los datos una etapa a la derecha. La palabra de datos enviada por la PC viene siempre precedida por un bit 0 de comienzo, por lo que se aprovecha éste para disparar el primer monoes-

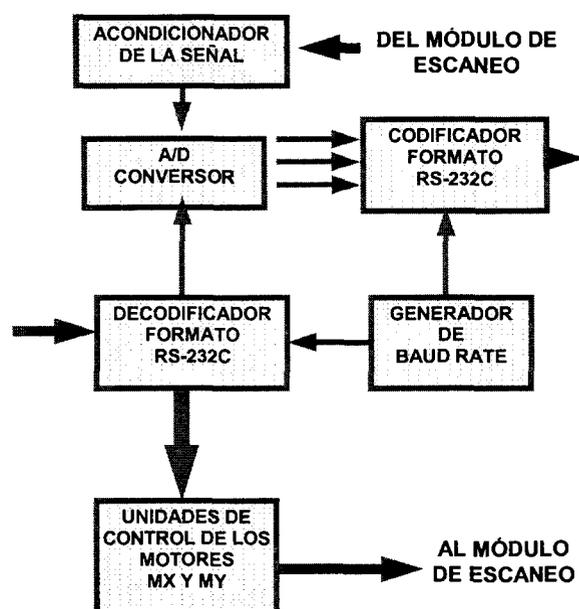


Figura 1.1 Diagrama de bloques del módulo de control.

table que envía la orden de almacenamiento a una memoria D, registra así los datos de control de los motores y de lectura enviados por la PC; a la vez esta orden de almacenamiento dispara al segundo monoestable, para permitir que éste limpie el registro y recibir la siguiente palabra de datos.

1.5 Generador de baud rate: la precisa frecuencia de transmisión se consigue utilizando un cristal de cuarzo piezoeléctrico y circuitos divisores de frecuencia óptimos. Se debe tener cuidado al seleccionar una velocidad de transmisión, la que debe coincidir con la fijada en el programa soporte de comunicaciones.

1.6 Unidad de control de los motores: esta unidad utiliza dos circuitos integrados TTL. Cuatro puertos OR-Exclusivos proveen la lógica adecuada para la dirección del movimiento. El movimiento a pasos es controlado por dos flip-flops JK. Las salidas Q y \sim Q de estos flip-flops controlan las fases del motor. Los pasos están acompañados por el

disparo de las entradas de reloj de ambos flip-flops. El flip-flop no puede directamente alimentar un motor a pasos. Por lo que se usan transistores de potencia para impulsar las bobinas del motor.

2. Módulo lector

Este módulo está compuesto por un par de motores a pasos, una mesa de soporte de la placa de RX, mecanismo de conducción en dos dimensiones y un cabezal optoelectrónico.

2.1 Mecanismo de conducción en dos dimensiones: es capaz de proveer una posición precisa del detector optoelectrónico, permitiendo el escaneo en el plano de la placa de RX. La primera dimensión o escaneo en X, está establecida por dos guías de riel, un motor a pasos que permite el movimiento del cabezal de escaneo óptico. La segunda dimensión o escaneo en Y, es establecida por un rodillo cuyo movimiento lo obtiene por un segundo motor a pasos mediante un sistema de engranajes, semejante a una impresora, este rodillo mueve la placa haciendo presión y rotando sobre ella.

2.2 Cabezal de escaneo optoelectrónico: este dispositivo está constituido por un sistema de acoplamiento optoelectrónico de una lámpara fluorescente de luz blanca visible dispuesta en la parte inferior y fija del equipo; y del otro lado se dispone del receptor o sensor que es una celda fotoconductora LDR, dispuesto dentro de una construcción cilíndrica de aluminio opaco con un orificio de entrada pequeño ($\lambda \gg 1 \text{ mm}$). Así se tiene que la intensidad de la luz que pasa a través de la película es atenuada de acuerdo con la densidad óptica de la película en ese punto, luego la intensidad restante penetra por el pequeño orificio del receptor provisto de una celda fotorresistiva, que convertirá la intensidad luminosa en mayor o menor resistencia óhmica, que será medida por la etapa siguiente.

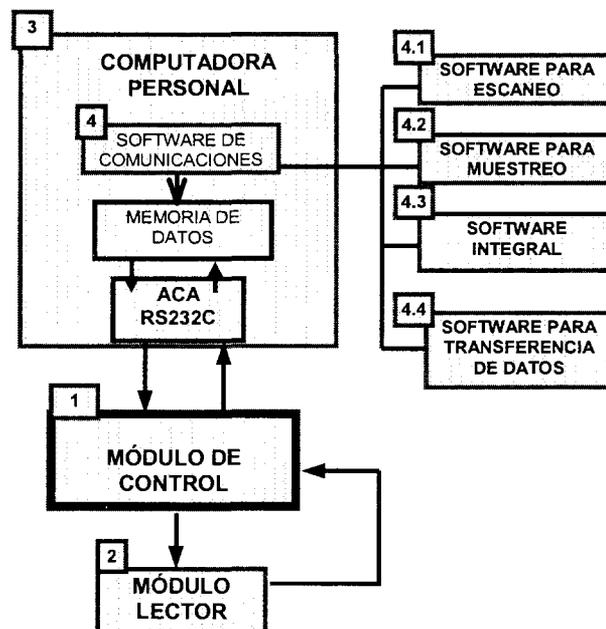


Figura 1: Diagrama de bloques del Sistema.

3. La computadora personal

El sistema puede trabajar con cualquier PC provista tan sólo de su puerto de comunicaciones serial RS-232, por donde son enviadas las órdenes del programa al Módulo de Control y recibe los datos obtenidos del escaneo. Sirve además para almacenar estos datos y mostrarlos en pantalla o en impresora, luego de ser analizados adecuadamente.

3.1 El proceso de las comunicaciones: la comunicación con el módulo de control requiere:

- El Adaptador de Comunicaciones Asíncronas.
- Un enlace de comunicaciones entre el PC y el dispositivo externo.
- Un programa soporte de comunicaciones.

La PC controla el proceso entero. El Adaptador de Comunicaciones Asíncronas (ACA) u otra tarjeta en serie convierte los datos del PC en el formato correcto para comunica-

ciones y viceversa. El enlace de comunicaciones es un cable que conecta el ACA con el Módulo de Control, éste es capaz de recibir datos del PC y transmitir datos al PC. Finalmente, el programa soporte de comunicaciones en lenguaje de alto nivel se encarga de la transferencia de los datos entre la memoria del PC y el ACA.

Resultados

Se muestra en la foto1 el equipo construido en el laboratorio del servicio de física del Instituto de Enfermedades Neoplásicas.

Con el prototipo se obtienen los siguientes resultados de lecturas de densidades ópticas relativas. El gráfico de la figura 2 se obtuvo irradiando verticalmente sobre una película Xomat-k de Kodak puesta dentro de un fantoma de placas de acrílico y leída en él.

Conclusiones

Los resultados obtenidos son de hecho alentadores, a simple vista y comparados con los obtenidos por otros dispositivos, como por ejemplo, con el fantoma automatizado, son suficientemente buenos.

Además, si procedemos a la medida del tamaño de campo, su simetría y aplanamiento; con la técnica sugerida en el Apéndice C de (1), observamos que coincide con lo previsto.

Se utilizaron programas de diseño asistido por computadora como el smartWork para el trazado de las pistas del circuito impreso, el Orcad/SDT para el levantamiento de los diagramas esquemáticos de los módulos electrónicos que conforman el sistema.

Cabe anotar que actualmente se viene desarrollando el software de comunicaciones en Visual BASIC con lo que se permitirá la operación del equipo en el entorno de Windows.

El equipo diseñado y construido se encuentra operativo en la institución donde fue realizado y se espera sea un aporte a la garantía de calidad en radioterapia.

Agradecimientos

Nuestra gratitud por su apoyo brindado al Instituto de Enfermedades Neoplásicas, a la Universidad Nacional de Ingeniería y a la Clínica de Radioncología, S.A.

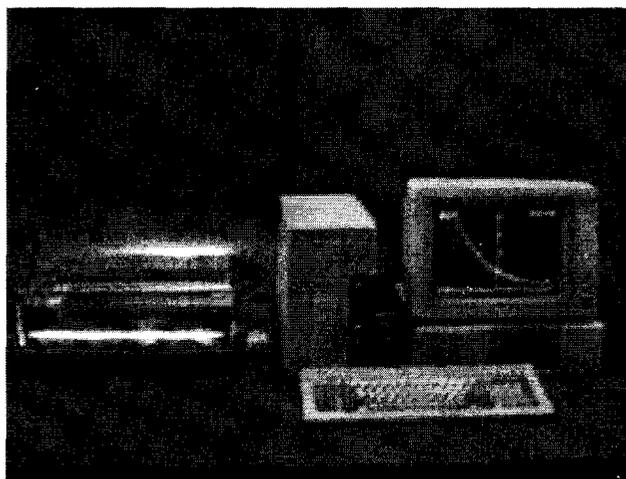


Foto 1. Equipo densitómetro óptico. Se muestra el módulo lector, el módulo de control y la PC con el resultado del escaneo en tiempo real.

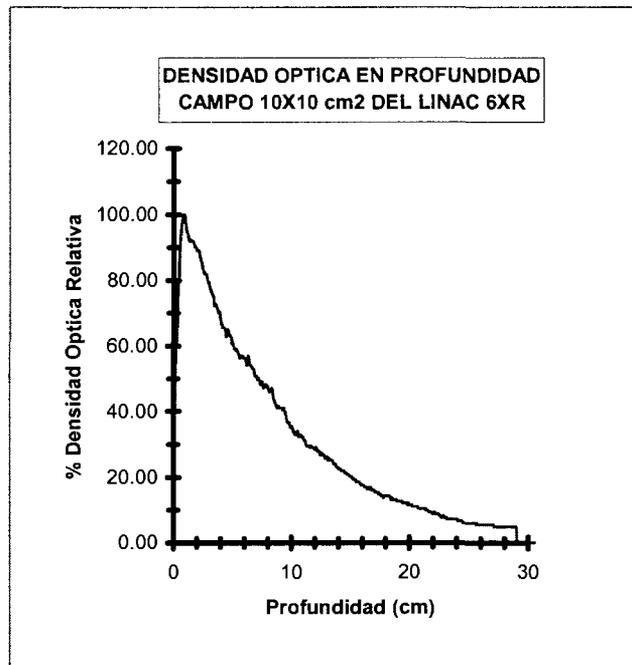


Figura 2. Lectura en profundidad del haz del Linac. Note el punto de DO máxima.

Bibliografía

1. Enrique Gaona, Víctor Manuel Tovar M. *Manual para uso de aceleradores lineales de electrones en radioterapia (en la modalidad de rayos X)*, Instituto de Cancerología, Edilibros, México, 1984.
2. William R. Hendee. *Radiation therapy physics*, Year Book Medical Publishers, Chicago-London.
3. Joseph C. Nichols, Elizabeth A. Nichols, Peter R. Rony. *Micropcesador Z-80, Programación e interfaces*, México, 1984.
4. Fox. *Análisis y diseño con amplificadores operacionales*, traducción al castellano por Ing. Juan R. Bryson, Universidad Nacional de Ingeniería, Lima-Perú.
5. M. D. Seyer. *Conexiones en el IBM PC/XT/AT, Teoría y práctica de periféricos, comunicaciones y configuraciones*, Colombia, 1987.
6. Don Lancaster. *Manual de circuitos integrados TTL*, Ediciones Técnicas REDE, España, 1985.
7. Denis Bets. *Dispositivos y sistemas electrónicos*, tomo 2, Lima, Perú, 1989.



SOFTWARE MULTIUSUARIO DE CÁLCULO RADIOTERAPÉUTICO USANDO UNA RED DE CÓMPUTO

*Juan José Allauca
Paucar,
César Picón Chavez,
Mayer Zaharia B.*

*Departamento de Radioterapia
Instituto de Enfermedades Neoplásicas
Av. Angamos Este 2520,
Lima 34, Perú. Telefax: 5114484548*

Resumen

Se ha diseñado un sistema de hardware y software para un departamento de radioterapia. Corre bajo la plataforma del sistema operativo Novell Netware, compartiendo los recursos existentes y del servidor, es centralizada, multiusuario y de mayor seguridad. Resuelve una gama de problemas y necesidades de cálculo, gestión de pacientes y administración, es muy rápido y versátil, contiene un conjunto de menús y opciones que se pueden seleccionar con mouse, flechas direccionales o teclas abreviadas.

Introducción

En un departamento de radioterapia medio o grande es conveniente implementar una red de cómputo multiusuario que solucione los siguientes problemas: cálculo de dosis simple, cronogramas de tratamiento, consulta, registro de tratamientos, recepción de pacientes e información general.

Para el Departamento de Radioterapia del Instituto de Enfermedades Neoplásicas, se ha diseñado un sistema que cuenta con un servidor Novell Netware y terminales distribuidos en: salas de consulta, unidades de tratamiento y recepción.

Materiales y métodos

El hardware del sistema consta de Servidor Dedicado 486 DX2, 66 Mhz, 16 Mb de RAM, monitor VGA y dos discos duros.

El software corre en ambiente Novell Netware, el programa ha sido desarrollado en Fox Pro v2,6. Las estaciones de trabajo (terminales tontos) consisten en 07 computadoras con microprocesadores de 386SX, 33Mhz, 2 Mb. de RAM, monitores VGA y tarjeta de red NE2000, interconectados bajo la topología BUS formando caminos cerrados sin bifurcaciones que hacen sean paralelos (ver figura 1). El software básicamente consiste de programa Novell Netware v. 3.11 para 50 usuarios y FoxPro LAN. Los programas consideraron las siguientes opciones: registro de pacientes, cronograma de tratamiento, espacios vacantes, cálculo de tiempo de irradiación y dosis, preparación de ficha de tratamiento, tratamiento, modificación de horarios y/o turno en la misma unidad u otro, cálculo y recálculo del tiempo de irradiación en una nueva unidad en caso se cambie de unidad de tratamiento, cálculo del rendimiento de las unidades de cobalto para una fecha particular, mensajes y buzón de mensajes, reportes e impresiones, estadísti-



ca, manejo de parámetros. Cada parámetro ha sido analizado y optimizado.

Resultados

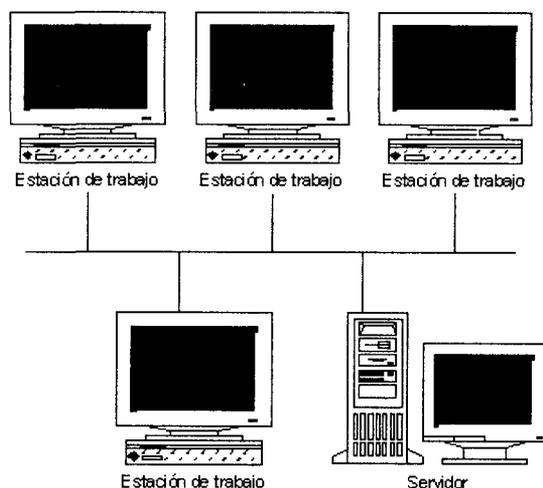
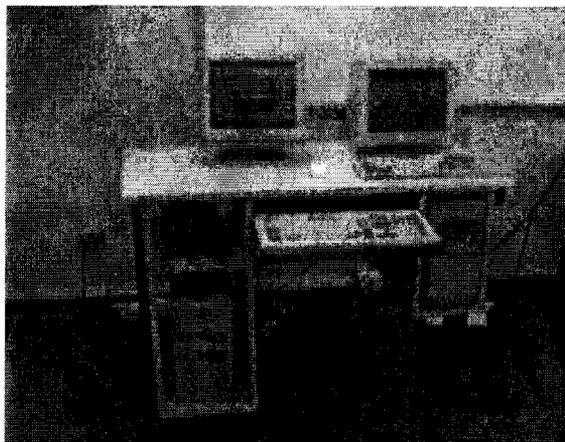


Figura. 1

El sistema permite el uso de los recursos disponibles con el beneficio para paciente e institución. El software es flexible y de fácil manejo para nuestro personal. Como ejemplo en la figura 2 se muestra un listado de pacientes ordenados por apellido paterno en forma ascendente de un determinado turno a una cierta hora, en una unidad de tratamiento, también pacientes citados y vacantes disponibles. Este menú y otros han sido diseñados usando arreglos. Otro ejemplo es el menú Modificar; con las siguientes opciones: cambio de estado, cambio de turno en la

misma unidad, suspender, retiro definitivo, retiro de reservas, reservaciones, etcétera.

Una consideración importante es también el costo, el cual es relativamente bajo y al alcance de cualquier departamento de radioterapia.

Las principales características aportadas por el sistema son:

- Las bases de datos son actualizadas instantáneamente y accesibles desde distintos puntos.
- Facilita la transferencia de archivos, y accesos a correos.
- Comparte periféricos (impresora, discos, etcétera).
- Facilita el acceso al sistema, incluso a usuarios inexpertos.

Para dar mayor performance se utilizan tarjetas Ethernet, bajo topología tipo BUS y cable coaxial, con protocolo CSMA/CD, que trabaja en banda base y es capaz de transmitir a 10 Mbit/s, normalizada por la IEEE como IEEE 802,3.

Cambios futuros para mediano plazo: se espera adquirir Pentium II o de última generación de computadoras. Con un servidor Netware 4.11, Unix o Windows NT.

Conclusiones

Es posible implementar una red de cómputo para manejar casi todos los parámetros en un departamento de radioterapia mediano o grande a un costo razonable exclusivamente con personal de planta.

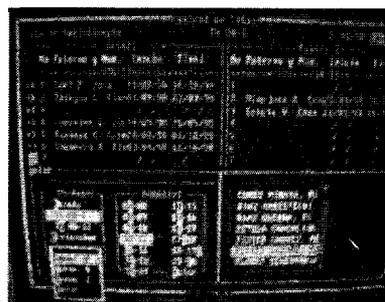


Figura. 2

Bibliografia

1. T. Rock Mackie, Ph.D. and Jalinder R. Palta. Ph.D., Editors (1996). *Teletherapy: Present and Future*. American Association of Physicists in Medicine.
2. Douglas Weber (1991). *Novell Netware commands and Installation Made Easy*, McGRAW-HILL, INC.
3. Les Pinter (1995). *Microsoft Fox Pro Applications Programming*, Windcrest / McGRAW-HILL, INC.



MX9900172

CALIBRACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES USANDO MANIQUÍ DE ACRÍLICO

**C.Sandra Guzmán C.*,
César Picón Ch.**

*Instituto de Enfermedades
Neoplásicas*

*Departamento de Radioterapia-
Servicio de Física*

*Av. Angamos 2520 Lima 34 , Perú,
Telefax: +51-014-484548*

E-mail: sandragc@hotmail.com

Resumen

La finalidad de este trabajo es hallar la dosis para haces de electrones usando maniqués de acrílico e intercompararla con las medidas en agua, encontrándose también su respectivo factor de conversión. Con base en esto se pueden realizar mediciones de interés para el buen funcionamiento de un acelerador lineal y tratamientos clínicos especiales, en menor tiempo.

Introducción

El agua es generalmente aceptada como material estándar para fines de dosimetría y calibración, pero no siempre es posible o conveniente el uso práctico de este sistema, por ello se buscan materiales alternativos, cuyo requisito es que éstos tengan el mismo poder de frenado de colisión lineal, igual poder de dispersión angular, la misma densidad electrónica y número atómico efectivo que la del agua.

Los maniqués más comerciales diferentes al agua son hechos de plástico especial, cuyos costos por lo general son altos, se ha visto conveniente utilizar acrílicos de fabricación nacional.

El objetivo del trabajo se centra en la obtención de dosis en acrílico y su factor de conversión de dosis en agua.

Materiales y métodos

Los resultados presentados en la tabla 1 fueron obtenidos haciendo uso de un acelerador lineal SIEMENS del Centro Integral de Radioterapia con energías en el mod de electrones de 5,6,7,9,10 y 12 MeV, las condiciones de irradiación fueron: SSD 100 cm, campo 15 x 15 cm. En las mediciones se utilizó una cámara de ionización plano paralela -PTW Freiburg de volumen 0.5 cc, un electrómetro Keithley-CNMC. Para la determinación de dosis se hizo uso de un maniquí de agua y un maniquí de acrílico de fabricación nacional, de espesor variable desde 27 mm hasta 40 mm. El presente trabajo se basa en la metodología en los principios de protocolos internacionales (1,2,3).

En el protocolo AAPM TG-21, el cual, basado en la teoría de la cavidad de Spencer Attix(4,5), la dosis en un medio del maniquí está dada por:

$$D_{med}^{med}(d^{med}) = M^{med}(d^{med}) N_{gas} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_a^{med} (P_{ion} P_{repl} P_{wall})^{med} \quad (1)$$



Donde $M_{med}(d_{med})$ son las lecturas medidas en el medio y D_{med} es la profundidad de la medición (L/r)_{med} es la razón del aire al medio y P son las correcciones definidas en el protocolo.

La IAEA TRS-277 da la dosis absorbida en maniqués de agua, en el punto efectivo de medida por:

$$D_w^w(P_{eff}) = M_u^w N_D (S_{w,air})_u (P_s P_u P_{pt})^w \quad (2)$$

Donde:

$$S_{w,air} = \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{air}^w \quad N_{gas} = N_D$$

P: Factores de corrección, P_{eff}: Punto efectivo de medida.

Relacionando ambos se halla la dosis en ambos medios el poder de frenado, se considera para el caso del agua la Tabla X –TRS-277 y para el acrílico se obtiene de la Tabla VII - TG-21.

En el protocolo AAPM TG-25, se encuentra la relación de la profundidad en agua y plástico, por un factor llamado densidad efectiva:

$$d^w = d^p \rho_{eff} = d^p \frac{R_{50}^w}{R_{50}^p} \quad (cm) \quad (3)$$

Donde: R₅₀ son las profundidades en las que la ionización o dosis absorbida es 50 % del máximo.

El procedimiento que relaciona la dosis en el punto de la máxima dosis en cada maniquí, será:

$$D_w^w(d_{max}^w) = D_p^p(d_{max}^p) \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_p^w \phi_p^w \quad (4)$$

Si adoptamos la definición de f_p como la razón de la fluencia del electrón en la profundidad equivalente en maniqués de agua y plástico, se puede considerar su valor como la unidad, nótese que este parámetro es independiente de las características de alguna medida. Por lo tanto tendremos:

$$D_w^w(d_{max}^w) = D_p^p(d_{max}^p) \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_p^w \quad (5)$$

Donde: (L/π), es la razón del poder de frenado, en nuestro caso ello constituye el factor de conversión.

Resultados

En la tabla 1 encontramos los valores de dosis para los maniqués de agua y acrílico con su respectivo factor de conversión.

Energía (MeV)	D(cGy/UM) AGUA	D(cGy/UM) ACRÍLICO	Factor de conversión
5	0.998	0.967	1.032
6	0.997	0.968	1.030
7	0.970	0.941	1.031
9	0.985	0.957	1.029
10	0.990	0.962	1.029
12	1.001	0.969	1.033

Tabla 1. Factor de conversión

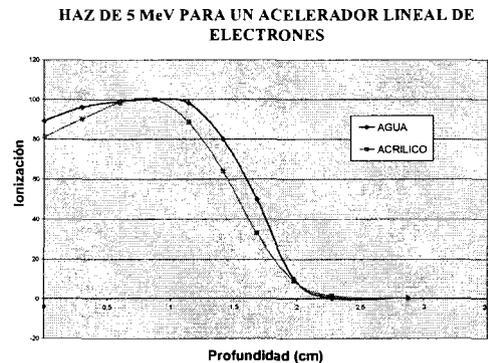


Figura 1. Comparación de escala de las curvas ionización-profundidad para maniqués de agua y acrílico de un acelerador lineal de electrones, energía 5 MeV, campo 15 cm x 15 cm .



HAZ DE 12 MeV PARA UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES

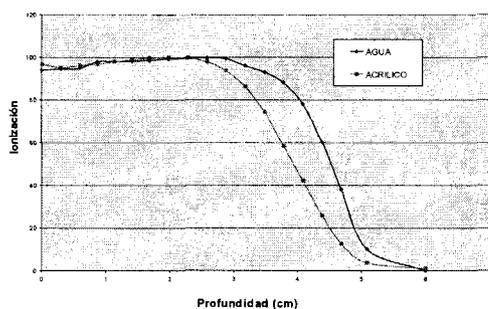


Figura 2. Comparación de escala de las curvas ionización-profundidad para maniqués de agua y acrílico de un acelerador lineal de electrones, energía 12 MeV, campo 15cm x15 cm .

DOSIS DE UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES

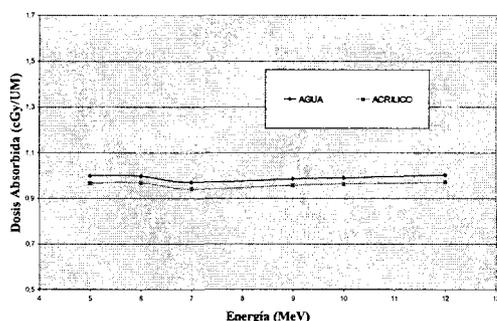


Figura 3. Comparación de la dosis absorbida para maniqués de agua y acrílico de un acelerador lineal de electrones, campo 15 cm x 15 cm .

Conclusiones

–Se encontró el factor para convertir la dosis obtenida en acrílico a dosis en agua, siendo este el valor de 1.031 ± 0.011 . La exactitud del valor encontrado depende entre otros de los valores de poder de frenado. Usando como base los resultados descritos es factible poder hacer uso de este sistema para calibraciones, verificaciones y mediciones especiales para tratamientos clínicos.

–El factor de conversión es independiente de la energía.

Agradecimientos

Al Dr. Mayer Zaharia, jefe del departamento de Radioterapia del INEN (Instituto de Enfermedades Neoplásicas), por su valioso apoyo en el desarrollo de los trabajos de investigación.

Al centro Integral de Radioterapia por las facilidades prestadas en el uso de sus equipos.

Bibliografía

1. AAPM, American Association of physicists in medicine, Task Group no. 21, Radiation Therapy Committee, "A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams," *Med.Phys.*10, 741-771 (1983).
2. IAEA, *International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in photon and Electron beams*, An International Code of practice, Technical Report Series, no. 277 (IAEA, VIENA,1987), pp 1-98
3. AAPM, American Association of physicists in medicine, Task Group no. 25, Radiation Therapy Committee, "Clinical electron beam dosimetry. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Taaask Group no. 25," *Med.Phys.*18, 73-109 (1991).
4. Harold Elford Johns and John Robert Cunningham B. *The physics of Radiology*, 1983, USA.
5. Pedro Coll Buti, *Fundamentos de dosimetria teórica y proteccion radiológica*, 1990, Barcelona.



MX9900173

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE EQUIPOS Y ADITAMENTOS PARA UN DEPARTAMENTO DE RADIOTERAPIA

**César L. Picón,
Mayer Zaharia B.**

*Departamento de Radioterapia
Instituto de Enfermedades Neoplásicas
Av. Angamos Este No. 2520, Lima, Perú.*

Objetivo

Presentar la posibilidad de diseñar y construir utilizando tecnología local, una serie de equipos y aditamentos necesarios para la rutina de un departamento de radioterapia con presupuestos típicos de hospitales latinoamericanos.

Materiales y métodos

Es posible que con conceptos de diseño mecánico, eléctrico y electrónico se puedan construir una serie de equipos utilizados en la planificación y tratamiento con radiaciones de enfermedades neoplásicas, para ello es necesario contar con las facilidades de talleres de mecánica y electrónica medianamente equipados. Entre los equipos que se han podido fabricar están: fantomas manejados por PC, cajas de mama, cortadores de stayrofom, equipos para determinar contornos, controles automáticos de temperatura, etcétera.

En las figuras siguientes se presentan algunos equipos.

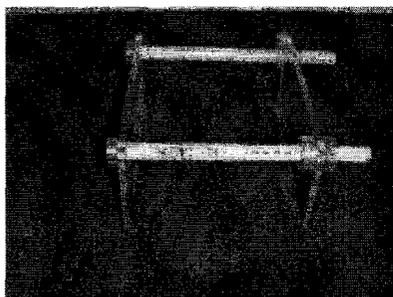


Figura 2. Caja de mama



Figura 3. Unidad de fundición de aleación de bajo punto de fusión con control de temperatura.

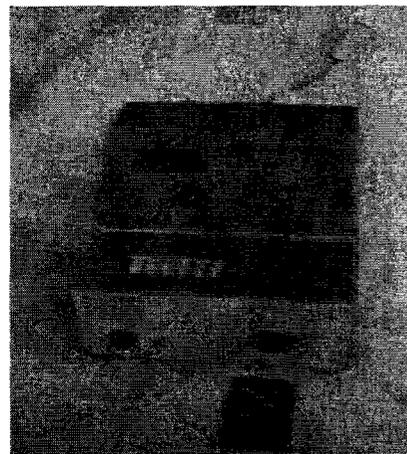


Figura 4. Densitometro óptico digital de 6 canales para dosimetría personal con películas.



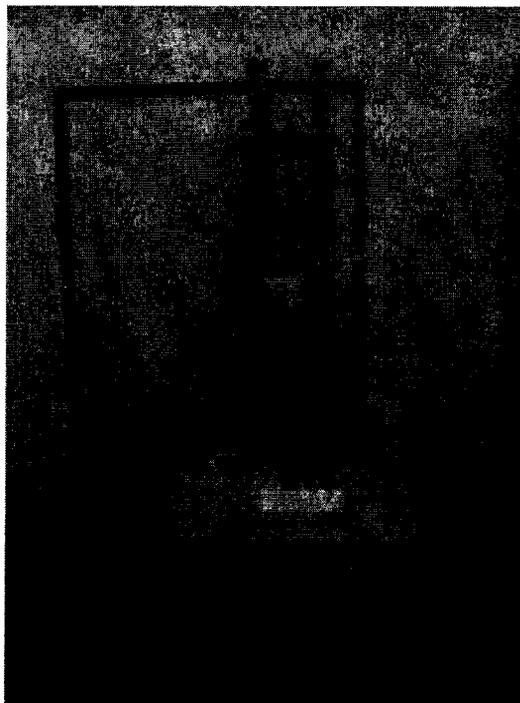


Figura 5. Cortador de styroform con control de temperatura y "pointer" óptico.

274

Resultados

Contando con presupuestos limitados se han diseñado y fabricado una serie de equipos útiles en la práctica radioterápica. Se presentan algunos de los equipos construidos que se vienen utilizando en la práctica diaria.

Conclusiones

Es completamente posible diseñar y construir muchos equipos y aditamentos de bajo costo y de mucha utilidad que permiten mejorar la calidad en la administración de la radioterapia en tratamientos de neoplasias.

Palabras claves

Radioterapia, equipos, aditamentos.



MX9900174

UN MODELO PARA LA DETERMINACIÓN DEL POTENCIAL NOMINAL DE UN ACELERADOR LINEAL

***Gutt F.; Silva P.;
Guerrero R.; Díaz J.;
Colmenares J.**

*Instituto Venezolano de
Investigaciones Científicas (IVIC)
Laboratorio Secundario de
Calibración Dosimétrica (LSCD)
Apartado 21827, Caracas 1020 A
Venezuela*

Introducción

Existen varios modelos matemáticos para verificar el potencial nominal de un acelerador lineal(1,2,3), la mayoría de ellos se han obtenido por simulación y por formulaciones empíricas y semiempíricas, encontrándose ciertas inconveniencias prácticas a la hora de usarlos directamente en las máquinas. El objetivo del presente trabajo es encontrar un modelo físico-matemático basado en la razón de los porcentajes de dosis a 10 y 20 cm de profundidad, a 100 cm DFS y un campo de 10 x 10 cm². Se utilizan datos de la literatura(4), de aceleradores nuevos de fábricas y de los que están en uso en hospitales, lo que permite probar el modelo bajo diferentes circunstancias.

Es importante resaltar que este modelo no pretende dar un nuevo indicador de la calidad del haz, Q, ya que esto ha sido ampliamente discutido en varias publicaciones (3, 4, 5, 6, 7).

Nuestro objetivo consiste únicamente en conseguir un modelo que verifique el potencial nominal de un acelerador lineal, no pretendiendo que el modelo se utilice para calcular ningún factor para la determinación de la dosis absorbida.

Materiales y métodos

Los aceleradores utilizados en este trabajo son de las empresas Siemens y Varian, de diferentes modelos. Las curvas medidas en los hospitales se obtuvieron con un sistema de barrido Pegasus conectado a un electrómetro Janus, con cámaras de ionización marca Scanditronik. Las de fábrica fueron medidas con un sistema Wellhofer con cámara de ionización plano paralela marca PTW Markus. Las curvas fueron digitalizadas para poseer los datos en archivos numéricos de más fácil uso.

Resultados

Se encontró una relación entre el coeficiente de atenuación m y la energía, representada a través de la suma de dos funciones exponenciales. Esto se introdujo en la ecuación de atenuación de un haz de fotones en agua, obteniéndose una relación entre el número de fotones y la energía. Luego se relacionó la energía con el potencial de aceleración y finalmente se llegó a una relación general entre el porcentaje de dosis a 10 y a 20 cm de profundidad y dicho potencial. El valor obtenido de este cálculo representa el



parámetro que permite verificar el potencial nominal de un acelerador lineal. El modelo se probó frente a los datos del *British Journal of Radiology*(4), con datos de equipos nuevos de las fábricas y los equipos ya en servicio en los hospitales, obteniéndose una excelente concordancia con los valores experimentales, teniendo además la cualidad de ser predictivo para equipos en uso, puesto que al obtener valores fuera de las tolerancias exigidas, indica que el equipo debe ser ajustado o se deben reemplazar ciertos componentes.

Conclusiones

Se ha obtenido un modelo teórico que permite verificar el potencial nominal de un acelerador lineal, usando la razón entre los porcentajes de dosis a 10 y 20 cm de profundidad, medidos en un maniquí de agua a una DFS constante e igual a 100 cm y, para un tamaño de campo de 10 x 10 cm². El modelo fue realizado a partir de la ecuación de atenuación de un haz de fotones en el agua. Para ello se estudió el comportamiento del coeficiente de atenuación lineal en agua como función de la energía de los fotones que salen de un acelerador lineal, observándose que para el rango de energías comprendido entre 1 y 40 MeV la curva que mejor se ajustó a los datos utilizados(8) fue la suma de dos exponenciales. Posteriormente basados en la literatura(8), se planteó la relación entre la energía de los fotones y el potencial nominal de aceleración. Luego, se estudió la relación entre el cociente del número de fotones y el cociente del porcentaje de dosis, encontrándose que para el rango de potenciales de aceleración comprendidos entre 2 y 25 MV es una línea recta, debido a que el porcentaje de dosis en un punto es directamente proporcional al número de fotones en el mismo punto. Esto último permitió utilizar la relación entre el porcentaje de dosis a 10 y a 20

cm respectivamente como indicador de la calidad del haz.

El modelo funciona de manera correcta con datos de la literatura y en equipos nuevos, siendo la diferencia no mayor de 0,5 % en cada caso. Fue probado para energías entre 2 y 25 MV. Para energías mayores presenta diferencias que se explican debido al efecto de la radiación secundaria, lo cual con un factor de corrección puede ser eliminado. Igualmente se probó frente a los datos experimentales, otro modelo planteado en la literatura, encontrándose diferencias mucho mayores. Es importante recalcar la capacidad de predicción del modelo, ya que al emplearse, en equipos en uso, mostró su concordancia para cada caso, permitiendo hacer ajustes cuando fue necesario en los aceleradores.

Palabras clave

Modelo, potencial nominal, aceleradores, radioterapia.

Bibliografía

1. Nordic Association of Clinical Physics (NACP). *Procedure in External Radiation Therapy Dosimetry with Electron and Photon Beams with Maximum Energies Between 1 y 50 MeV*, Acta Radiol. Oncol. Radiat. Phys. Biol., 19, 1979.
2. P. Nizin y K. Kase. "Determination of nominal accelerating potential", in *Med. Phys.*, 13, 961-962, 1986.
3. P. D. La Riviere. "The Quality of High-energy X-ray Beam", in *Br. J. Radiol.*, 62, 310-314, 1989.
4. *British Journal of Radiology*, Suplemento 25, 1996.
5. *British Journal of Radiology*, Suplemento 17, 1983.
6. P. Andreo, A. Nahum y A. Brahme. "Chamber-dependent wall corrections factor in dosimetry", in *Phys. Med. Biol.*, 31, 1189-1199, 1986.
7. A. Kosunen y D. W. O. Rogers. "Beam Quality Specification for Photon Beam Dosimetry", in *Med. Phys.* 20, 1181-1188, 1993.
8. H. E. Johns y J. R. Cunningham. *The Physics of Radiology*, 4th ed., Charles C Thomas, 113 y 723, 1983.



MX9900175

UN MODELO BASADO EN LA DISTRIBUCIÓN DE FERMI-DIRAC PARA DETERMINAR EL PERFIL DE DOSIS DE UN HAZ DE FOTONES

**Guerrero R.; Silva P.;
Gutt F.; Díaz J.*

*Instituto Venezolano de
Investigaciones Científicas (IVIC)
Laboratorio Secundario de
Calibración Dosimétrica (LSCD)
Apartado 21827, Caracas 1020 A
Venezuela*



Introducción

Debido a la importancia que tiene el perfil de dosis de un haz de radiación, se han desarrollado modelos físico-matemáticos que contengan la información dada por la curva. El más conocido es el modelo del *pencil beam*, el cual fue desarrollado basado en la teoría de Fermi-Eyges(1), primero para electrones(2), y luego para fotones(3,4). Otros modelos empíricos y semiempíricos han sido desarrollados con el mismo fin(5). El objetivo de este trabajo es proponer un nuevo modelo basado en la distribución de Fermi-Dirac(6), y en el cual se considera que el haz de fotones posee un comportamiento de partículas al interactuar con la materia.

Materiales y métodos

Cuando se determina el perfil en una región del espacio, se cuenta el número de fotones que llegan a esa región, esto permite fijar dos condiciones de interés: a) los fotones son partículas indistinguibles, y b) dos fotones no pueden ocupar la misma posición x_i en el mismo instante de tiempo. Estas dos condiciones permiten pensar que los x_s son los es-

tados accesibles, por lo tanto, se puede utilizar una función sobre el espacio del tipo Fermi-Dirac para la distribución de dosis de fotones. Con ajustes adecuados se puede obtener el perfil de dosis de una unidad de CO-60, y si se le agrega una función filtro(3), se obtiene el perfil de un acelerador lineal. Los equipos utilizados para probar el modelo fueron dos unidades de Co-60, y dos aceleradores lineales, todos de marcas diferentes.

Resultados

Con la función de distribución de Fermi-Dirac se obtuvieron los perfiles de dosis para diferentes energías y profundidades en un medio homogéneo, éstos se compararon con los valores medidos directamente en las máquinas, encontrándose que la máxima incertidumbre entre lo medido y lo calculado está en $\pm 0,1 \%$. Entre los parámetros que se introdujeron a la función de distribución está uno que permite medir porcentualmente la coincidencia del tamaño de campo de radiación con el tamaño del campo luminoso; otro parámetro que se introdujo permite evaluar el ancho de penumbra física como función

de la penumbra geométrica y la dispersión de los colimadores.

Conclusiones

Después de probar el modelo en curvas obtenidas de diversas máquinas de uso en radioterapia, se puede concluir que el perfil de dosis obedece a una distribución espacial del tipo Fermi-Dirac, lo cual da un fundamento teórico fuerte al modelo planteado. Las ecuaciones propuestas, aparte de modelar el perfil, pueden usarse también para predecir el comportamiento de la unidad de tratamiento cuando se realizan los controles de calidad.

Igualmente con el modelo se puede estimar la penumbra física a partir de la penumbra geométrica y la dispersión de los colimadores. Por otra parte, el modelo también es capaz de medir porcentualmente la

coincidencia del campo colocado en los colimadores con el campo de radiación, por medio del factor de corrección introducido en las expresiones que resumen el modelo. Idealmente, cuando el tamaño de campo colocado en los colimadores coincide perfectamente con el campo de radiación, este parámetro es igual a uno, indicando el 100 % de coincidencia, en caso contrario este parámetro toma valores comprendidos en el intervalo $[0, 1]$.

Finalmente, es importante mencionar que el modelo puede ser muy útil para optimizar la inspección de una máquina de radioterapia, ya que el mismo puede ser utilizado para automatizar la evaluación del perfil de dosis obtenido en su control de calidad.

Palabras clave

Perfil de dosis, fotones, modelo, Fermi-Dirac.



Bibliografía

1. L. Eyges. "Multiple Scattering with Energy Loss", in *Phy. Rev.*, 74, 1534 - 1535, 1974.

2. R. Hogstron. "Electron Beam Dose Calculation", in *Phys. Med. Biol.*, 40, 445 - 459, 1981.

3. W. Ulmer and U. Harder. "A triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning", in *Med. Phy.*, 5, 25-30, 1995.

4. _____, "Applications of a Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning", in *Med. Phy.*, 6, 68-74, 1996.

5. H. E. Johns and J. R. Cunningham. *The Physics of Radiology*, 4th ed. Thomas, Springfield, 60-62, 1983.

6. F. Reif. *Fundamentos de física estadística y térmica*, McGraw-Hill Book Company, New York, 353-354, 1965.



MX9900176

AVANCES EN DOSIMETRÍA DE ELECTRONES DE CAMPOS IRREGULARES

Juan Méndez Velásquez*

Departamento de Radioterapia,
Instituto de Enfermedades
Neoplásicas, Av. Angamos Este 2520,
Lima 34 - Perú. Telefax: 4484548
*Escuela de Posgrado, Facultad de
Ciencias, Universidad Nacional
de Ingeniería. Av. Túpac Amaru 1000,
Lima 31-Perú. Telefax: 4810824

Resumen

En este trabajo se presenta un avance de la dosimetría de electrones de campo irregulares para haces emitidos por aceleradores lineales. En la actualidad existen diversos métodos que se vienen aplicando en los centros de radioterapia. En este trabajo, se propone un método para dosimetría de campos irregulares. El cual, permitirá calcular la tasa de dosis absorbida requerida para evaluar el tiempo de tratamiento de los pacientes con cáncer. Utilizando los resultados obtenidos por un sistema dosimétrico, ha sido posible probar la validez del método descrito para la energía de 12 MeV y para el campo cuadrado de $7,5 \times 7,5 \text{ cm}^2$ con error porcentual menor al 1 %.

Introducción

La dosis liberada en agua por un haz de electrones depende del espectro energético del haz, diseño del sistema colimador, aplicador, tamaño y forma del protector ubicado en el campo de tratamiento. El tamaño y forma del campo de tratamiento de electrones puede ser definido por (i) aplicador; (ii) protectores que pueden ser colocados dentro del aplicador;

(iii) hojas recortadas que usualmente son de plomo y pueden ser ubicados en la piel del paciente. La dosimetría de electrones de cualquier campo de radiación depende fuertemente de su forma. En este trabajo, se propone un método que tenga en cuenta este hecho (1).

Actualmente, el método desarrollado que se usa para predecir la influencia del campo en los haces de electrones para campos irregulares es el que utiliza el modelo de *pencil beam* (2). Los resultados obtenidos con este modelo y los experimentales se diferencian en más del 2,7 % para campos cuadrados, rectangulares y circulares (3).

En este trabajo, se aplicará un modelo que usa el método de integración por sectores (4), que explica los cambios en la fluencia de electrones, dispersión lateral de los aplicadores y dispersión procedente de los bordes del protector y el resultado obtenido, por este método, se convalidará con el medido experimentalmente mediante un sistema dosimétrico.

Consideraciones teóricas

El método de integración por sectores tiene el mismo principio que el método de



Clarkson para fotones (5). Esto consiste, en generar las funciones de los factores de campo a partir de las lecturas medidas experimentalmente, $FC_{EXP}(r_i)$ se fija la energía, SSD, aplicador, sólo se cambia los protectores circulares de diferentes radios.

El $FC_{EXP}(r_i)$ se define como el cociente de la lectura para el campo modificado por los protectores circulares ubicados en la abertura del extremo del aplicador, $L(E, SSD, aplicador, r_i)$ y la lectura del campo no modificado $L(E, SSD, aplicador, r_0)$, donde r_i es el radio del protector i , es decir Ec. 1:

$$FC_{EXP}(r_i) = \frac{L(E, SSD, APLICADOR, r_i)}{L(E, SSD, APLICADOR, r_0)}$$

Se grafica, el factor de campo en función del radio de los protectores circulares. La curva obtenida se ajusta a una función polinomial, $FC_{TEO}(r_i)$ es decir Ec. 2:

$$FC_{TEO}(r_i) = C_0 + C_1 \cdot r_i + C_2 \cdot r_i^2 + \dots + C_n \cdot r_i^n$$

Esta función describe el factor de campo como una función del radio de los protectores circulares para cada energía, SSD y aplicador.

Para realizar la dosimetría de un campo irregular con energía, SSD y aplicador conocido, se procede a dividir el campo en n sectores iguales y se toma como dato el radio de cada sector, r_i . Para calcular el factor de campo promedio se usa la siguiente relación Ec. 3:

$$FC_{TEO} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n FC_{TEO}(r_i)$$

Además, el factor de campo puede definirse en términos de la tasa de dosis en agua a la profundidad donde su valor es máxima, como Ec. 4:

$$FC = \frac{\dot{D}_{MAX}(r)}{\dot{D}_{MAX}(r_0)}$$

Teniendo en cuenta que el factor de campo experimental ha sido medido en un fantomas de acrílico en superficie y se requiere evaluar en agua donde la dosis es máxima. El factor que permite relacionar este hecho es,

$A_{acrílico}^{agua}$ el cual se obtiene dividiendo Ec. 4 por Ec. 3 y operando se tiene Ec. 5:

$$FC = FC_{TEO} \cdot A_{acrílico}^{agua}$$

Reemplazando, Ec.3 y Ec. 4 en Ec. 5, se tiene Ec. 6:

$$\dot{D}_{MAX}(r) = \frac{1}{n} \cdot \dot{D}_{MAX}(r_0) \cdot \sum_{i=1}^n FC_{TEO}(r_i) \cdot A_{acrílico}^{agua}$$

Finalmente, usando la Ec. 6 se procede a calcular la tasa de dosis absorbida para un campo irregular, $\dot{D}_{MAX}(r)$. Ya que, la tasa de dosis evaluada para el aplicador sin protector, $\dot{D}_{MAX}(r_0)$ y $A_{acrílico}^{agua}$ ha sido medida experimentalmente.

Método experimental

A. Equipos materiales

Las medidas experimentales se realizaron en la Clínica de Radioncología. Para ello, se utilizó un acelerador lineal Siemens MXE2; una cámara de ionización plana paralela PTW-Markus N23343 de 0,05 cc de volumen con un electrómetro CNMC modelo 11; las condiciones ambientales se midieron con un barómetro y un termómetro de precisión. También se utilizaron protectores de cerroben de diferentes radios; fantomas de agua de 40 cm por lado computarizado con una resolución espacial de 0,1 mm y un fantomas de acrílico respectivamente.

B. Dosimetría de electrones

La dosimetría de electrones para 5, 6, 7, 9, 10 y 12 MeV en agua a la profundidad donde la dosis es máxima, fue realizado usando el protocolo de calibración TSR-No 277 (6) y las condiciones de irradiación fueron:

aplicador 15 x 15 cm; SSD de 100 cm y fantasmas de agua. Los resultados se muestran en la tabla 1, con una precisión del 1%.

Energía (MeV)	D _{MAX} (cGy/UM)
5	0,997
6	1,004
7	0,999
9	0,996
10	0,996
12	1,001

Tabla 1. Tasa de dosis absorbida en la profundidad donde la dosis es máxima

C. Dosimetría de campos irregulares

El radio de los protectores de cerroben diseñados fueron de 1.5, 2.1, 4.1, 5.1, 6 y 7.5 cm respectivamente. El espesor para la energía de 12 MeV fue de 7 mm y la transmisión medida experimentalmente para los protectores de cerroben fue de 3% del haz útil para la energía de 12 MeV.

1. Factor de campo

Los protectores de cerroben de diferentes radios fueron colocados encima del aplicador a una distancia desde la superficie del fantasmas de acrílico de 6,3 cm. Los FC_{exp}(r_i) se evaluaron usando la Ec. 1 y los resultados se

muestran en la figura 1 como puntos discretos. El radio promedio del aplicador de 15 x 15 cm, se obtuvo usando la siguiente relación Ec. 7:

$$r_0 = \int_0^{\pi/4} \frac{L}{2 \cdot \cos\theta} d\theta / \int_0^{\pi/4} d\theta = 0,561 \cdot L$$

donde L es la longitud de un lado del aplicador abierto y θ es el ángulo alrededor del aplicador. En nuestro caso, L =15 cm, reemplazado en la Ec. 7, r₀=8,42 cm.

2. Función de ajuste para el factor de campo

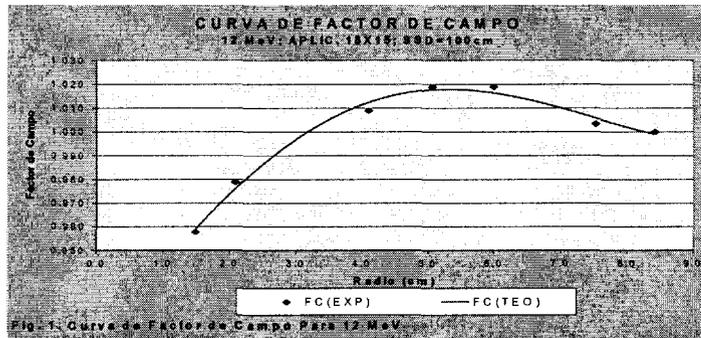
A partir de los datos experimentales del factor de campo, que se muestran como puntos en la figura 1 se obtuvieron las curvas de los factores de campo. Estas curvas fueron ajustadas a un polinomio de cuarto grado, es decir Ec. 8:

$$FC_{TEO}(r_i) = C_0 + C_1 \cdot r_i + C_2 \cdot r_i^2 + C_3 \cdot r_i^3 + C_4 \cdot r_i^4$$

Los valores de las constantes de los polinomios se muestran en la tabla 2, para todas las energías y la figura 1 como línea continua.

Tabla 2. Valores de las constantes del polinomio.

E (MeV)	C ₀	C ₁	C ₂	C ₃	C ₄
5	7,9658x10 ⁻¹	9,5814x10 ⁻²	-1,3968x10 ⁻²	8,1763x10 ⁻⁴	-2,0195x10 ⁻⁵
6	8,3978x10 ⁻¹	6,0130x10 ⁻²	-2,7808x10 ⁻³	-7,7324x10 ⁻⁴	6,2164x10 ⁻⁵
7	8,5545x10 ⁻¹	5,7081x10 ⁻²	-4,5243x10 ⁻³	-2,9794x10 ⁻⁴	3,2158x10 ⁻⁵
9	8,9619x10 ⁻¹	2,7233x10 ⁻²	4,0669x10 ⁻³	-1,3849x10 ⁻³	8,2005x10 ⁻⁵
10	8,9740x10 ⁻¹	3,3809x10 ⁻²	1,6131x10 ⁻³	-1,0973x10 ⁻³	7,1226x10 ⁻⁵
12	9,0753x10 ⁻¹	3,7668x10 ⁻²	-1,2006x10 ⁻³	-6,0766x10 ⁻⁴	4,4202x10 ⁻⁵



3. Prueba de exactitud

Con la finalidad de establecer la exactitud del factor de campo teórico $FC_{TEO}(r)$ dado por la Ec. 8. Esto es, que tan bien la función $FC_{TEO}(r)$ reproduce el factor de campo obtenido experimentalmente $FC_{EXP}(r)$.

Se observa que sobre el rango de 5 a 12 MeV, el error es del 0,3 %. Se concluye, que la Ec. 8 puede usarse para calcular el $FC_{TEO}(r)$.

Resultados y discusiones

La aplicación de este método se hizo para un campo cuadrado de 7,5 x 7,5 cm. El cual se dividió en 16 sectores iguales. Se midieron los radios, sus valores se reemplazaron en la Ec. 8 y se evaluó el factor de campo promedio con la Ec. 3. Luego, usando la calibración para 12 MeV dado por la tabla 1 y reemplazando estos datos en la Ec. 6 se determinó la tasa de dosis absorbida para el campo irregular. Estos resultados se muestran en la tabla 3.

Tabla 3. Resultados del método para E = 12 MeV.

$FC_{TEO}(r)$ Promedio	$A_{\text{radio}}^{\text{prom}}$	$D_{\text{MAX}}(r)$ (cGy/UM)	$D_{\text{MAX}}(r)$ (cGy/UM)
1,0148	1,0038	1,001	1,020

Para convalidar el método descrito anteriormente, se determinó de tasa de dosis absorbida experimentalmente mediante un sistema dosimétrico y usando el Protocolo TSR 277. Los resultados se muestran en la tabla 4.

Tabla 4. Resultados obtenidos por el método descrito en el trabajo y el TSR-No 277.

ENERGIA (MeV)	DOSIS ABSORBIDA		ERROR PORCENTUAL (%)
	METODO (cGy/UM)	TSR-277 (cGy/UM)	
12	1,020	1,026	0,6

Conclusiones

1. A partir de los datos experimentales del factor de campo, el método predice la forma de la curva de un haz de electrones para energías de 5, 6, 7, 9, 10 y 12 mediante un polinomio de cuarto grado con errores relativos a 0,3 %.

2. Utilizando los resultados obtenidos por un sistema dosimétrico, ha sido posible probar la validez del método con errores porcentuales menores al 1 % para la energía de 12 MeV y el campo cuadrado de 7,5 x 7,5 cm.

3. La importancia del método respecto a otros usados en la dosimetría de campos irregulares, se basa fundamentalmente en que para su aplicación se requiere un sistema de medición relativamente simple, como es el sistema dosimétrico y, protectores de cerroben de diferentes radios, para efectuar una buena estimación de la dosis.

4. En este trabajo se presenta el avance alcanzado hasta ahora. Se continúa trabajando en la determinación de la validez del método para otras energías y campos pequeños.

Agradecimientos

A la Clínica de Radioncología por las facilidades en el desarrollo del trabajo, al Msc. César Picón por su asesoramiento académico en este trabajo de investigación, al Dr. Federico Gutt por sus sugerencias, así como al Dr. Mayer Zaharia por el apoyo en la ejecución y difusión de este trabajo.



Bibliografía

*Correspondiente al autor. Email-Jmendez35@hotmail.com

1. M. C. Choi, J.A.Purdy, B.Gerbi, F.G.Abrath, y G.P.Glasgow, "Variation in output factor caused by secondary blocking for 7-16 MeV electron beam", in *Med. Phys.* 6, 137-139, 1979.
2. V. F. Gutt. *Dosimetrie sehr kleiner irregularer elektronenbestrahlungsfelder*, Tesis doctoral.
3. B. J. McParland. "A method of calculating the output factors of arbitrarily shaped electron fields", in *Med. Phys.*, 16, 88-93, 1988.
4. Paul A. Jursinic, Richard Mueller. "A sector-integration method for calculating the output factors of irregularly shaped electron fields", in *Med. Phys.*, 24, 1765-1768, 1997.
5. Faiz M. Khan. *The Physics of Radiation Therapy*, Ed. Williams & Wilkins, 1994.
6. OIEA TSR-No 277. *Determinación de dosis absorbida en haces de fotones y electrones*, 1997.



SOBRE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN CON DOSÍMETROS DE PLUMA Y LOS TERMOLUMINISCENTES

**Ma. Eugenia Cortés Islas
y Fco. Pablo Ramírez
García**

*Instituto Mexicano del Petróleo, Eje
Central Lázaro Cárdenas 152,
Fax: 567-6047, Tel.: 333-4000
extensión 20784, C.P. 07730
D.F., México*

Resumen

En este trabajo se presentan datos dosimétricos obtenidos con los dosímetros de pluma y los termoluminiscentes, que usa el Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) del Instituto Mexicano del Petróleo (IMP) (1). Se señalan varias características relevantes como por ejemplo, la diferencia de unidades que usan uno y otro tipo de dosímetro.

Asimismo, se dan a conocer diversos problemas que se han tenido en el IMP al relacionar los datos obtenidos con estos dosímetros (que utiliza el POE) y las recomendaciones de la ICRP 60, de 1990 (2). Una de las dificultades más importantes es satisfacer los límites recomendados por la ICRP, en particular lo referente a las unidades y a lo complejo de su cálculo. Respecto a las unidades, la ICRP hace referencia a los conceptos "equivalente de dosis" y "dosis efectiva" con la unidad sievert, que el *Reglamento general de seguridad radiológica* (3) asocia con "equivalente de dosis" y "equivalente de dosis efectiva". Se ilustra el tipo de estadísticas dosimétricas que se obtienen, con las lecturas de un TLD y un dosímetro de pluma, de un POE, durante 1997.

Introducción

En el seguimiento de la dosimetría del Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) a la radiación ionizante, el Instituto Mexicano del Petróleo (IMP) tiene dos sistemas de medición. Uno con dosímetros de pluma lectura directa (primeros que uso POE del IMP) y otro con dosímetros termoluminiscentes (TLD).

Materiales y métodos

Los datos que se toman en cuenta en este trabajo son las lecturas obtenidas (durante el año de 1997), con un dosímetro de lectura directa tipo pluma (marca Dosimeter Corporation de Cincinnati, Ohio, EUA) y los valores reportados por un TLD (marca Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ), Salazar, Estado de México, México) para un POE. También se usan datos de los reportes mensuales de dosimetría personal correspondientes a 1998 (4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 y 11).

Se aplican los métodos de observación y comparación directa, así como procedimientos de la estadística (cartas de control Shewhart)(12).

Resultados

Se identificaron coincidencias en las dosimetrías obtenidas con el sistema de lectura directa (dosímetro de pluma) y el TLD, como se puede ver en las figuras 1 y 2, en que se muestran en el eje de las abscisas los meses y en las ordenadas los valores de exposición (en mR) y los datos de equivalente de dosis (en mSv), respectivamente. En la figura 1, el promedio y los límites de control son iguales.

Asimismo, diversos problemas que se han tenido en el IMP al relacionar los datos obtenidos con estos dosímetros, que son los que comúnmente usa el POE, y las recomendaciones de la ICRP 60 (de 1990) son las unidades. Las unidades de los dosímetros de lectura directa son diferentes a los TLD. La oportunidad de disponer de las dosimetrías de un sistema y otro son distintas. De hecho, son inmediatas las lecturas de los dosímetros de pluma pero no las TLD. Las estadísticas con dosímetros de pluma son más completas y abarcan un periodo mayor. Los procedimientos de lectura, precisión y ajuste de los dosímetros de pluma se conocen, no así los de TLD.

Con estos antecedentes y dada la complejidad de las fórmulas es otra dificultad determinar los conceptos "equivalente de dosis" y "dosis efectiva" (1). También los cambios en los reportes mensuales de TLD aumentan las dificultades, dado que éstos señalan indistintamente "equivalente efectiva" (4, 5, 7, 8 y 9) o "dosis equivalente" (6, 10 y 11) usando como unidad el mSv. A ciencia cierta no está claro si cambian los conceptos o no.

Por lo anterior, una de las dificultades más importantes es satisfacer los límites recomendados por la ICRP, en particular lo referente a las unidades y a lo complejo de su cálculo. En la tabla 6 de la ICRP 60 se indica claramente que para fijar la dosis límite para el POE y público, emplea las unidades: "dosis efectiva" para todo el cuerpo y "equivalente

de dosis" para el cristalino del ojo, la piel, manos y pies. Lo cual es consistente con las recomendaciones de la ICRP 60. Sin embargo, para aplicar las unidades de "equivalente de dosis" y "dosis efectiva" se emplean las fórmulas (2):

$$H_T = w_R \times \int_{R_T} D_T dV$$

$$E(\tau) = \int_{\tau}^{\tau+13} \sum_{T=1}^{13} H_T \times w_T dt$$

- Donde:
- D_T = es la dosis absorbida promedio en el tejido u órgano T por unidad de masa (grays)
 - R_T = es el volumen del tejido u órgano T expuesto
 - H_T = es el *equivalente de dosis* en el tejido u órgano T (sieverts)
 - w_R = es el factor de peso de la radiación
 - $E(\tau)$ = es la *dosis efectiva* comprometida en el tiempo τ (sieverts)
 - w_T = es el factor de peso del tejido u órgano T

Anteriormente, el dosímetro indicaba exposición a la radiación, medida en roentgens, que actualmente se mide en coulombs (cantidad de carga total de un coulomb de cada signo) por kilogramo de aire, debido al cambio de unidades SI. Pero actualmente, no se ha definido claramente que representa un sievert medido por un dosímetro o monitor de radiación, ya que existen varios tejidos y órganos diferentes para determinar el valor de equivalente de dosis.

Conclusiones

Se presentan dos series de lecturas dosimétricas, una para TLD y otra para dosímetros de pluma que usa un POE del IMP, que coinciden en sus mediciones. Se mencionan varias características de ellas, así como dificult-

tades que se han tenido para satisfacer los límites recomendados por la ICRP 60 conceptos “equivalente de dosis” y “dosis efectiva”, como son: lo difícil de su cálculo, porque no se ha definido claramente que representa un sievert medido por un dosímetro o monitor de radiación, ya que existen varios

tejidos y órganos diferentes para determinar el valor de equivalente de dosis, además de que se requiere definir explícitamente a que volumen de dicho tejido u órgano se asocia, puesto que el sievert se refiere a todo el volumen del tejido u órgano T.

FIGURA 1 CARTA DE CONTROL PARA OBSERVACIONES D148
1997

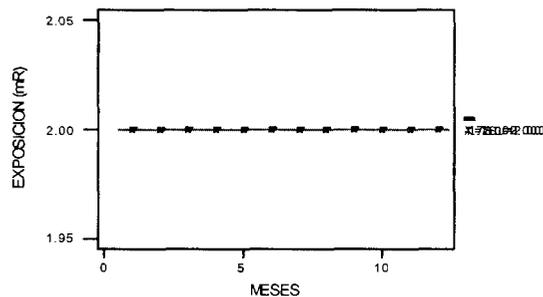
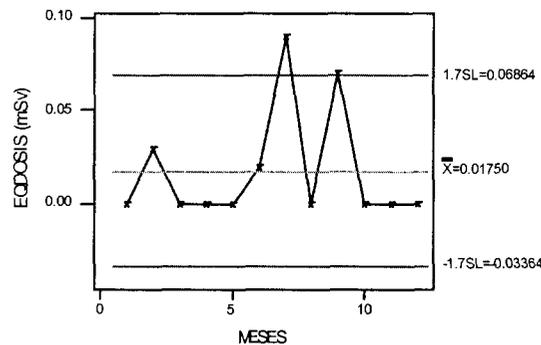


FIGURA 2 CARTA DE CONTROL PARA OBSERVACIONES TLD1
1997



Bibliografía

1. Cortés I., M.E. y Ramírez G., F.P., *Manual de seguridad radiológica*, Instituto Mexicano del Petróleo, STI, GIAP, LEADE, México, 1996.
2. International Commission on Radiological Protection, *ICRP 60 1990 Recommendation of the International Commission on Radiological Protection*, Pergamon Press, Oxford, NY, 1990.
3. Secretaría de Energía, Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS). “Reglamento General de Seguridad Radiológica”, *Diario Oficial de la Federación*, 22 noviembre de 1988.
4. Reporte de Dosimetría Personal, ININ, DIT, GANS, DM, Lab. de Dosimetría, octubre, 1997.
5. Reporte de Dosimetría Personal, ININ, DIT, GANS, DM, Lab. de Dosimetría, enero, 1998.
6. Reporte de Dosimetría Personal, ININ, DIT, GANS, DM, Lab. de Dosimetría, febrero, 1998.
7. Reporte de Dosimetría Personal, ININ, DIT, GANS, DM, Lab. de Dosimetría, marzo, 1998.
8. Reporte de Dosimetría Personal, ININ, DIT, GANS, DM, Lab. de Dosimetría, abril, 1998.
9. Reporte de Dosimetría Personal, ININ, DIT, GANS, DM, Lab. de Dosimetría, mayo, 1998.
10. Reporte de Dosimetría Personal, ININ, DIT, GANS, DM, Lab. de Dosimetría, junio, 1998.
11. Reporte de Dosimetría Personal, ININ, DIT, GANS, DM, Lab. de Dosimetría, julio, 1998.
12. Cortés I., M.E. y Ramírez G., F.P. “Cartas Shewhart para control de dosimetrías y niveles de investigación e intervención”, *Memorias del VII Congreso Nacional de la Sociedad Mexicana de Seguridad Radiológica A.C.*, Guadalajara, México, 1997, p. 128.



MX9900178

PROPOSTA DE UM SISTEMA POSTAL PARA A CALIBRAÇÃO DE FONTES DE ^{192}Ir , UTILIZADAS EM BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE, COM DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES DE LiF:Mn:Ti

Wilson S. Vieira ,
José C. Borges* *
e Carlos E. V. Almeida*

** * **

** Instituto de Radioproteção e
Dosimetria. CNEN
Caixa Postal 37750
22780-160, Rio de Janeiro, Brasil
noswil@ird.gov.br*

***Instituto Alberto Luís Coimbra de
Pós-graduação e Pesquisa de
Engenharia. COPPE
Universidade Federal do Rio de
Janeiro.*

*Caixa Postal 68501
21945-970, Rio de Janeiro, Brasil*

**** Laboratório de Ciências
Radiológicas
Universidade do Estado do Rio de
Janeiro
20.550-013, Rio de Janeiro, Brasil*



Resumo

Este trabalho apresenta uma proposta para melhorar o controle de qualidade em braquiterapia e permitir a intercomparação postal da intensidade das fontes de ^{192}Ir utilizadas em braquiterapia com alta taxa de dose. O detector escolhido por ser o mais adequado para tais finalidades foi o dosímetro termoluminescente LiF:Mn:Ti (TLD 100). O suporte de calibração ("JIG") que foi construído é capaz de sustentar uma fonte de ^{192}Ir e três dosímetros termoluminescentes de LiF:Mn:Ti , tipo TLD100. Ele é constituído,

basicamente, por quatro colunas de sustentação, em acrílico. O arranjo experimental e as técnicas de calibração e irradiação dos TLDs, nas unidades de tratamento, estão em conformidade com a mais recente metodologia de calibração das fontes de ^{192}Ir (1).

Palavras chave

Calibração, Ir-192, HDR, braquiterapia, TLD100.

Introdução

Para se obter percentuais de cura satisfatórios em radioterapia, é preciso que a incerteza final na dosimetria seja inferior a 5 %. Além disso, também é importante a uniformidade na dosimetria, o que exige um controle de qualidade das atividades de rotina. A prática de dosimetria de fontes de braquiterapia tem mostrado que a aceitação sem verificação do valor nominal da intensidade da fonte, fornecido pelo fabricante, ocasiona inúmeros erros (2).

No Brasil, existem cerca de 20 instalações médicas dotadas de equipamentos de braquiterapia com alta taxa de dose (HDR), uma técnica moderna de braquiterapia que utiliza o sistema de pós-carregamento remoto para inserir fontes de ^{192}Ir , como aquela representada na figura 1, dentro ou próximo ao volume tumoral, produzindo taxas de dose maiores que 0,2 Gy/min (3). Esta técnica de braquiterapia evita a exposição da equipe médica e de enfermagem durante o tratamento e otimiza a radioproteção em radioterapia. Algumas de suas vantagens em relação a outras técnicas de radioterapia são: o reduzido tempo de irradiação do paciente em cada sessão e o controle remoto.

As fontes possuem forma cilíndrica, com cerca de 1mm de diâmetro, comprimento máximo de 10,0mm e são soldadas em um cabo de aço inoxidável. O valor numérico da atividade das fontes, fornecido pelos fabricantes, é 370GBq.

O objetivo geral dessa pesquisa é a intercomparação das calibrações das fontes de ^{192}Ir das unidades de tratamento de alta taxa de dose em operação no Brasil. Os objetivos específicos são:

1. desenvolver um sistema postal de intercomparação;
2. desenvolver um procedimento para a utilização deste sistema de intercomparação;

3. aplicar o sistema de calibração como mais uma alternativa no controle de qualidade em dosimetria na braquiterapia.

Para atingir tais objetivos, desenvolveu-se um sistema de intercomparação por dosimetria termoluminescente, em analogia com o sistema postal desenvolvido pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) para a intercomparação da dosimetria das fontes de ^{60}Co .

Materials e métodos

Os equipamentos utilizados foram:

1. 01(uma) câmara de ionização NUCLEAR ENTERPRISES, modelo NE 2505/3 - 3A;
2. 01(um) eletrômetro FARMER, modelo 2502 ;
3. 01(um) forno PTW, modelo TLDO 80;
4. 01(uma) leitora de TLDs, modelo HARSHAW 4000;
5. 01(um) microselectron-HDR, marca NUCLETRON;
6. 01(uma) fonte de ^{192}Ir , produzida pela Mallinckrodt Medical B.V., calibrada em kerma no ar para a energia do ^{192}Ir ;
7. 01(um) "JIG" de calibração em acrílico, projetado e fabricado pelo IRD;
8. 01(uma) base de PVC de forma cilíndrica com dimensões 210 mm x 244 mm.

A técnica de medição consiste na determinação da grandeza intensidade de kerma no ar (S_k) (4), relativa a uma determinada fonte de ^{192}Ir , com dosímetros termoluminescentes do tipo LiF:Mn:Ti (TLD100), calibrados em uma fonte de ^{192}Ir de um centro de referência (4,12).

Primeiro, preparou-se o equipamento necessário: a construção do "JIG" de calibração foi realizada na oficina mecânica do IRD, os 15 TLDs utilizados no trabalho foram selecionados de um lote inicial que continha 40 TLDs, sendo o critério de escolha o coeficiente de variação inferior a 1,5 %, 

obtido de acordo com o algoritmo do programa TLD CALC, desenvolvido pela HARSHAW BICRON. (13,14,15). Depois, foram realizados testes de repetitividade com o conjunto câmara de ionização-eletrômetro em dias diferentes, inclusive nos dias anteriores à calibração da fonte de ^{192}Ir do centro de referência. Os testes foram realizados no mesmo laboratório padrão secundário responsável pela calibração desse sistema dosimétrico para a energia da radiação gama do ^{60}Co , o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI).

Em seguida, foram efetuadas medições da carga acumulada no ar, utilizando o "JIG", o conjunto dosimétrico FARMER e a fonte de ^{192}Ir do centro de referência. O arranjo experimental de calibração proposto, mostrado no esquema da figura 1, permite a fixação do cateter com a fonte na coluna central e a fixação da câmara de ionização ou dos TLDs em colunas de sustentação que se encaixam em quaisquer posições A, B ou C. As colunas possuem orifícios de secção retangular para o encaixe perfeito das bases de fixação, que possuem formato de paralelepípedo. Neste arranjo, a distância entre os centros da fonte e dos TLDs é de 10cm e os mesmos estão no plano bissetor do eixo longitudinal da fonte. Primeiro, posiciona-se: no local A, a câmara de ionização; na coluna central, o cateter com a fonte de ^{192}Ir e, sob a base inferior do JIG, a base de PVC. Após a localização da posição da fonte no cateter que corresponde à máxima resposta relativa do sistema dosimétrico, efetuou-se dois conjuntos de cinco medições consecutivas cada da carga acumulada, com tempos pré-determinados, sendo o primeiro igual a 160s (t1) e o segundo igual a 40s (t2). Depois, posicionou-se a câmara nos locais B e C, e repetiu-se o mesmo procedimento anterior em cada um deles. Após a determinação dos fatores de correção da tem-

peratura, da pressão e do espalhamento na sala, determinou-se o valor médio da carga em cada local, por unidade de tempo.

A fase de calibração no centro de referência constituiu-se de três irradiações de nove TLDs selecionados para o grupo de uso na fonte de ^{192}Ir , sendo levados também para o centro dois TLDs que não foram irradiados. Durante a primeira e a segunda exposições à fonte, posicionou-se três TLDs numerados e acoplados nas bases de fixação dos locais A, B e C e irradiou-se os mesmos, simultaneamente, durante 120s(t3). Na terceira exposição, os três TLDs restantes foram irradiados somente durante o tempo de trânsito da fonte. Os TLDs foram submetidos a dois tipos de tratamento térmico: um pré-irradiação, no dia anterior ao da irradiação, a 400°C durante 1h e 100°C durante 2 h, e outro pós-irradiação, a 100°C durante 15 minutos, no dia seguinte ao da irradiação e antes da avaliação na leitora, de acordo com os procedimentos do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente do DEFISME.

Os valores médios das respostas dos TLDs irradiados no centro de referência, a data da calibração inicial da fonte, o valor nominal da intensidade da fonte naquela data (atividade aparente, S_k ou taxa de exposição) e o valor nominal da intensidade da fonte corrigido para a data de irradiação dos TLDs foram registrados após a avaliação na leitora HARSHAW 4000.

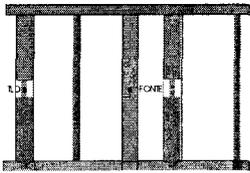
Foi calculada a taxa de kerma no ar, a 10cm da fonte do centro de referência, pelo método de interpolação entre as energias do raio-x (250keV) e da radiação gama do ^{60}Co , a partir do valor médio da carga acumulada nos pontos A, B e C por unidade de tempo (1). Para se obter os fatores de calibração individuais dos TLDs(C_i). Finalmente, comparou-se as respostas individuais de cada um, com o valor da taxa de kerma no ar

obtido anteriormente:

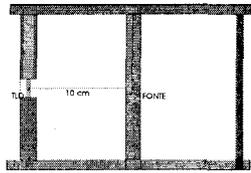
$$C_1 = A_1/K$$

onde:

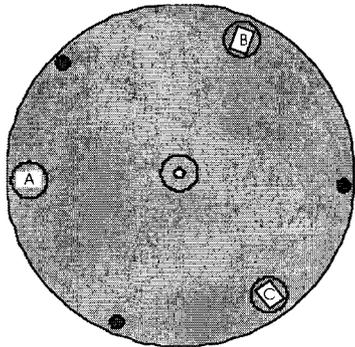
A_1 - valor médio da resposta corrigida do TLDi, descontada a radiação de fundo;
 K - valor da taxa de kerma no ar da fonte do centro de referência, obtido com a câmara de ionização.



1.a - vista frontal



1.b - corte transversal



1.c - vista superior

Figura 1. Representação esquemática do "JIG" de calibração projetado e construído no IRD.

Conclusões

Concluiu-se as etapas de seleção dos TLDs, onde foram escolhidos todos aqueles cujas no dia seguinte respostas a uma dose de 10mGy(Co-60) resultaram em um coeficiente de variação inferior a 1,5 %, a etapa de construção do "JIG" de calibração e a etapa de calibração dos TLDs no centro de referência.

As principais características do "JIG" são:

1. A capa de equilíbrio eletrônico da coluna de sustentação da câmara de ionização possui espessura de 0,551g.cm⁻² (1).
2. A espessura de acrílico da base móvel de fixação dos TLDs é de 0,551g.cm⁻².
3. A possibilidade de rotação das colunas de sustentação em torno do eixo longitudinal e de deslocamento do cateter durante as irradiações são desprezíveis devido ao encaixe das colunas em orifícios de formato retangular na base inferior e à fixação do cateter por uma trava de acrílico situada na base superior, respectivamente; portanto, não há mudanças na direção do feixe incidente.
4. A contribuição do retro-espalhamento da radiação devido à mesa é bastante reduzido devido ao suporte adicional de PVC.
5. A incerteza no posicionamento da fonte do centro de referência para as irradiações dos TLDs é inferior a 0,5 %.

Devido à boa definição e ao planejamento correto do sistema ionométrico de medição, que culminou na construção de um "JIG" de calibração adequado para os propósitos da pesquisa, o sistema postal está em fase de validação.

Agradecimentos

Agradeço ao Prof. Dr. José Carlos Borges, meu orientador, por ter confiado na minha capacidade e me ajudado a conciliar o planejamento e a execução desta pesquisa com a minha rotina de trabalho no Instituto de radioproteção e Dosimetria e ao Prof. Dr. Carlos Eduardo de Almeida, meu co-orientador, pela participação na identificação e solução dos problemas.

Bibliografia

1. Johns H., Cunningham J., *The Physics of Radiology*, Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois, 1983.
2. Maréchal, M.H., *Desenvolvimento de uma Metodologia de Calibração de Fontes de ^{192}Ir de Alta Taxa de Dose usadas em Braquiterapia*, Tese de Doutorado, Instituto de Biologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1998.
3. Williamson, F., Thomadsen, R., Nath, R. *et al.*, "Brachytherapy Physics"-AAPM Summer School 1994, in *Medical Physics Publishing*, New York, 1995.
4. DeWerd, L., Jursinic, P., Kitchen, R., thomadsen, B., "Quality Assurance tool for High dose Rate Brachytherapy", *Medical Physics*, 22 (4), 1995.
5. Attix, F., Roesch, W. *Radiation Dosimetry*, Academic Press, New York and London, 1966.
6. AAPM Report 21, *Recommendations of AAPM Task Group 32 - Specification of Brachytherapy Source Strength*, American Institute of Physics, New York, 1987.
7. Agência Internacional de Energia Atômica. "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams" - *An International Code of Practice*, Technical Report Series no. 277, Vienna, 1987.
8. AAPM Report 41, *Remote Afterloading Technology*, American Institute of Physics, New York, 1993.
9. Cameron J.R., Suntharalingam N., Kenney G.N.; *Thermoluminescent Dosimetry*, The University of Wisconsin Press, Madison, Milwaukee, and London, 1968.
10. Oberhofer, M., Scharmann, A., *Applied Thermoluminescent Dosimetry*, Adam Hilger Ltd, Bristol, 1981.
11. McKinlay, A., *Thermoluminescence Dosimetry*, Adam Hilger Ltd, Bristol, 1981.
12. Rosa, L., *Utilização de Dosímetros Termoluminescentes para Determinação da Exposição ou dose absorvida em Campos de Radiação Gama ou X com Distribuição Espectral Desconhecida*, tese de mestrado, COPPE/UFRJ - Rio de Janeiro, Brasil, 1981.
13. Fill, U., Regula, D. and Sprunck, M., *PC-Assisted Dose Assesment in Clinical TL Dosimetry and QA Programmes*, *Radiation Protection Dosimetry*, 66(1-4), 249, 1996.
14. Sprunck, M., Regula, D. and Fill, U., *TL Measurements with Computerized Glow Curve Analysis in Clinical Dosimetry*, *Radiation Protection Dosimetry*, 66, 269, 1996.
15. Sprunck, M., Regula, D. and Fill, U., *Manual of TLD-CALC*, version 1.1, GSF, Neuherberg, Germany, 1995.



MEDICIÓN DE DOSIS A PIEL UTILIZANDO TLD DE VARIOS ESTUDIOS RADIODIAGNÓSTICOS EN SAN JOSÉ, COSTA RICA

Patricia Mora*

*Laboratorio de Física Nuclear
Aplicada, Escuela de Física,
Universidad de Costa Rica,
San José Costa Rica.
e-mail: pmora@cariari.ucr.ac.cr*

Resumen

Se cuantifican las dosis de radiación de entrada a piel para varios estudios radiodiagnósticos en pacientes del Hospital Calderón Guardia, San José, Costa Rica, en el período de octubre de 1997 hasta septiembre de 1998 utilizando dosímetros termoluminiscentes TLD-100. Los cristales reciben los procedimientos estándares de cocimiento y son colocados en el centro del campo de irradiación. Para un total de 793 estudios radiodiagnósticos se encuentra que las dosis de entrada a piel en mGy son: 2.09 para tórax AP/AP, 5.33 para tórax LAT, 5.35 para cráneo AP/PA, 2.98 para cráneo LAT, 10.74 para abdomen, caderas y pelvis, 6.20 para columnas dorsales AP, 9.35 para columnas dorsales LAT, 11.48 para columnas lumbares AP, 29.99 para columnas lumbares LAT, y 6.87 para pielogramas intravenosos (primera placa ap). Se produce así el primer banco de referencia para los hospitales nacionales, el cual se compara con los niveles orientativos de dosis del OIEA. Recomendaciones para disminuir las dosis colectivas a través de programas de control de calidad se discuten, teniendo como meta radiografías de excelente calidad diagnóstica pero con las menores dosis posibles.

Palabras clave

Dosis, TLD, radiodiagnóstico.

Introducción

La dosimetría termoluminiscente ha sido utilizada ampliamente para cuantificar las dosis de radiación en radiología diagnóstica y radioterapia.(1,2,3) El Laboratorio de Física Nuclear Aplicada de la Universidad de Costa Rica, emprende, con este trabajo, el primer estudio nacional para determinar las dosis de radiación a piel de los estudios radiodiagnósticos más comunes en nuestro país.

Los exámenes radiodiagnósticos de rayos X proporcionan un enorme beneficio a un gran número de pacientes, pero su utilización es el contribuyente principal de las dosis colectivas de radiación creadas por el hombre. Para disminuir el riesgo a la población actual y futura debido a estas dosis, la legislación en protección radiológica exige la optimización en la práctica médica, realizando los estudios con la cantidad mínima necesaria de radiaciones ionizantes, ya que el estudio en sí está justificado. La filosofía de la protección radiológica mundial sufre cambios importantes en 1990 cuando la



Comisión Internacional de Protección Radiológica publica su edición no. 60.(4) A partir de este momento numerosas organizaciones incorporan las nuevas recomendaciones hasta que en 1997 el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) armoniza los criterios internacionales de la protección y seguridad radiológica en su publicación «Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y la seguridad de las fuentes de radiación».(5) En este documento, por primera vez, un organismo internacional da niveles orientativos de las dosis aplicables a la exposición médica. En este estudio se pretende tener la primera base de datos nacionales sobre los niveles de dosis de entrada a piel para los principales estudios radiodiagnósticos en Costa Rica, para posteriormente ser comparados con los valores recomendados del OIEA. Al observar las distribuciones de dosis para cada tipo de examen se pretende orientar a los servicios de radiodiagnóstico en los posibles factores que están aumentando las dosis para poder llegar a introducir programas de control de calidad que mejoren la calidad diagnóstica del estudio manteniendo las dosis lo más bajas posibles.

Materiales y métodos

Cristales de LiF (Mg, Ti) de Harshaw (3.2x3.2x0.9 mm³) del Laboratorio de Física Nuclear de la Universidad de Costa Rica se envían al Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Calderón Guardia para ser irradiados durante el periodo de octubre de 1997 hasta septiembre de 1998. Los cristales escogidos tienen sensibilidades de ± 10 %. Antes de enviarse al hospital, los cristales son horneados con los procedimientos estándares (6,7) (400 °C por 1 hora y enfriados a temperatura ambiente). Posteriormente son empacados en bolsas de polietileno negro y

debidamente identificados para facilitar su manipulación. En el hospital se colocan en el centro del haz luminoso y se registran los siguientes datos: tipo de examen, número del cristal, kVp, mAs, edad y sexo del paciente, sala, fecha y combinación pantalla/película. De regreso al laboratorio se hornean a 100 °C por 10 minutos. Las lecturas se realizan en una lectora Harshaw modelo 4000 (la señal TL se integra en un rango de temperatura de 100 a 300 grados centígrados con una razón de calentamiento de 10 °C/s, el voltaje del tubo fotomultiplicador es 665v y se utiliza nitrógeno gaseoso).

Las dosis de entrada a piel en mGy para cada examen se obtiene aplicando la Ec. 1:

$$D=(L-L_0)*S^{-1}*f$$

donde:

L :lectura en nC del cristal TLD-100 para cada examen;

L₀:lectura promedio en nC para los cristales controles;

S⁻¹:factor de conversión con backscatter para Cs-137 (mR/ nC);

f :factor de conversión de dosis absorbida (mGy/mR).

La calibración de los dosímetros se realizó en el Laboratorio de Patrones Secundarios de la Dirección Nacional de Energía Nuclear de Guatemala, pero la corrección por energía no se pudo realizar por problemas de equipo.

Los datos correspondientes a los 10 tipos de exámenes estudiados son almacenados en hojas electrónicas para su posterior análisis.

Resultados

En la tabla 1 se encuentra un resumen de las dosis en mGy para cada tipo de estudio realizado.

Tabla 1 Dosis promedio para los estudios radiodiagnósticos.



Tipo de examen	No. de datos	Dosis promedio (mGy)
Tórax AP/PA	241	2.09 ± 3.80
Tórax LAT	139	5.33 ± 4.80
Cráneos AP/PA	76	5.35 ± 7.14
Cráneo LAT	54	2.98 ± 2.35
Abdomen, caderas y pelvis	83	10.74 ± 10.29
Columna dorsal AP	10	6.20 ± 5.68
Columna dorsal LAT	10	9.35 ± 10.23
Columna lumbar AP	67	11.48 ± 12.58
Columna lumbar LAT	80	29.99 ± 19.25
Pielogramas intravenosos	33	6.87 ± 3.32

(AP: proyección antero-posterior, PA: proyección postero-anterior y LAT: proyección lateral).

En las figuras 1 a 10 se muestran las gráficas del número de estudios para cada examen en función de los rango de dosis (0 a 2, 2 a 4...).

En ellos se observan las distribuciones reales de las dosis suministradas a los pacientes. Grandes variaciones de dosis se observan para pacientes a los cuales se les realiza el mismo estudio, es difícil encontrar la causa específica para estas variaciones pues, son muchos los factores involucrados (tamaño y requerimientos clínicos de paciente, estado actual del equipo radiográfico, máquina reveladora, técnica radiográfica seleccionada y sensibilidad del estudio).

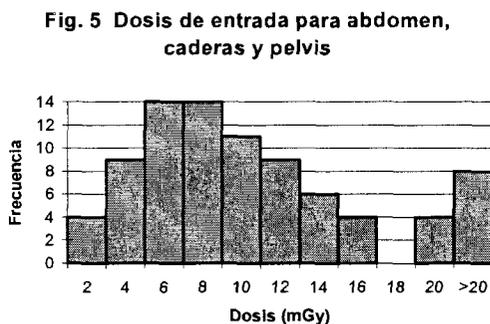
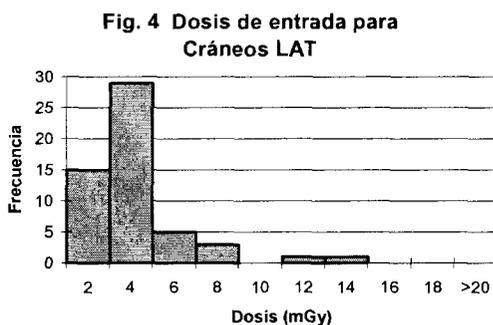
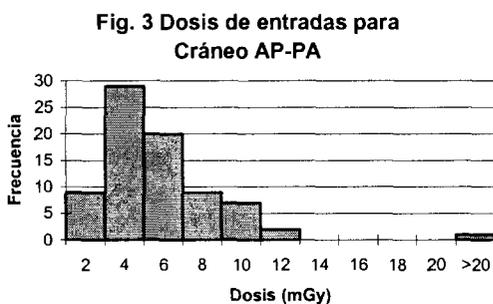
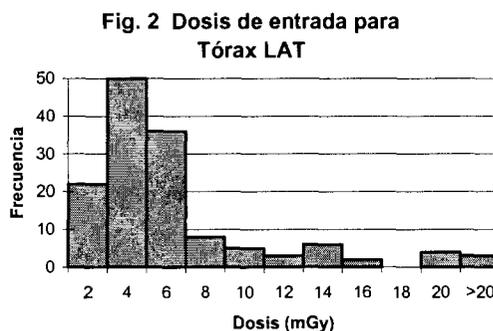
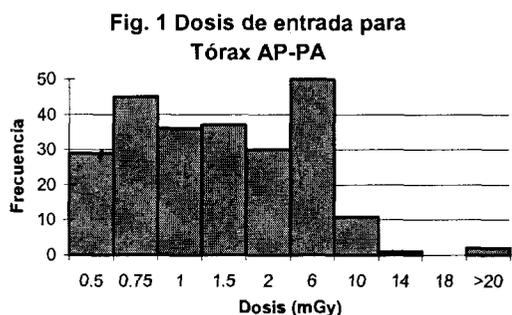


Fig. 6 Dosis de entrada para Columna Dorsal AP

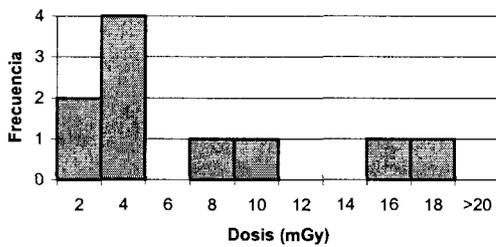


Fig. 7 Dosis de entrada para Columna Dorsal LAT

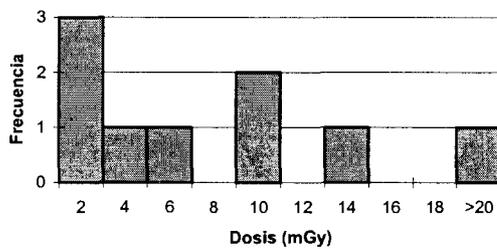


Fig. 8 Dosis de entrada para Columna Lumbar AP

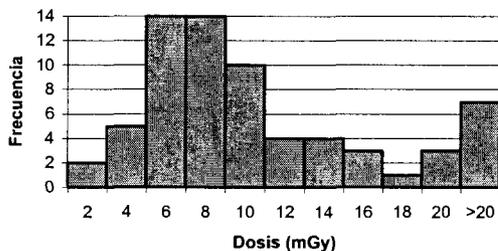


Fig. 9 Dosis de entrada para Columna Lumbar LAT

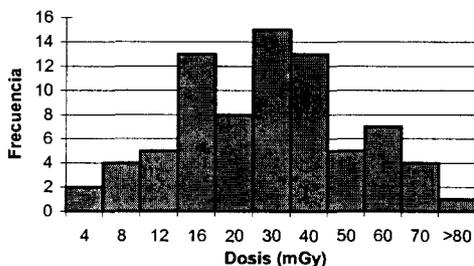
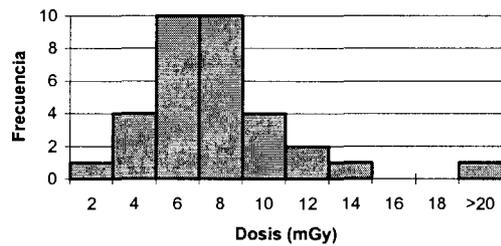


Fig. 10 Dosis de entrada para Pielogramas Intravenosos



Conclusiones

Este trabajo es el primer estudio formal para cuantificar las dosis de entrada a piel de los principales estudios radiodiagnósticos en el país. El hospital clase A, donde se realiza la investigación tiene un área de atracción de un tercio de la población total del país, lo cual es indicativo del comportamiento nacional. Los datos obtenidos en este estudio piloto pueden servir de base para los niveles de dosis de referencia locales de los otros hospitales.

Al comparar nuestros resultados con los valores orientativos de las dosis de las normas básicas internacionales del OIEA, se encuentra que la mayoría de los valores nacionales son superiores. Para explicar lo anterior hay que considerar que los resultados no incluyen la calibración en energía, lo cual disminuiría nuestros resultados y segundo, los valores orientativos están sugeridos para combinaciones placa-pantalla convencional con una sensibilidad relativa de 200, y ya que en el hospital utilizan combinaciones de alta sensibilidad los valores del OIEA deberán disminuirse. Es importante resaltar el caso de las radiografías de tórax, donde se observa que las dosis son mucho más altas que las recomendadas, indicando que los médicos siguen prefiriendo radiografías de alto contraste.

Los valores de dosis encontrados para cada estudio presentan comportamientos similares a los encontrados por otros autores (8, 9) y las desviaciones podrán mejorarse si aumentamos el número de estudios por examen así como si la sensibilidad de los cristales se logra disminuir a grupos más homogéneos (por ejemplo $\pm 2\%$ como trabajan otros autores).(3)

Finalmente, se pretende motivar a los médicos a implementar programas de control de calidad donde se obtengan placas de excelente calidad diagnóstica, pero manteniendo las dosis tan bajas como razonablemente sea

posible alcanzar. Esto conllevará a reducir las dosis colectivas de la población y del personal, y a aumentar la vida útil de los equipos.

Agradecimientos

Se agradece a la vicerrectoría de investigación de la universidad de Costa Rica cuyo proyecto 112-96-335 permitió realizar esta investigación. Asimismo, al Departamento de Radiodiagnóstico del Hospital Calderón Guardia y a los estudiantes de la escuela de física que colaboraron en la recolección y análisis de los datos.



Bibliografía

1. Wochos, J.F., Fullerton, G.D. and DeWerd, L.A. *Mailed Thermo-luminescent Dosimeter Determination of Entrance Skin Exposure and Half-value Layer in Mammography*, Am. J. Roentgenol, 131. 617-619, 1978.
2. Wochos, J.F., DeWerd, L.A., Hilko, R., Meyer, J.A., Stovall, M., Spearman, D., Thomason, C. And Dubuque, G.L. *Mailed Thermo-luminescent Dosimetry Reviews in Radiation Therapy*. *Med. Phys.* 9(6), 920-924, 1982.
3. DeWerd, L.A., and Chiu N.B. *The Determination of Radiation Dose by Mail For Diagnostic Radiological Examinations with Thermo-luminescent Dosimeters*. *Rad. Prot. Dosimetry*, vol. 47, no. ¼ 509-512, 1993.
4. Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) Publicación No.60 (1990), *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Pergamon Press, Oxford and New York, 1991.
5. Organismo Internacional de Energía Atómica, *Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra la Radiación Ionizante y la Seguridad de las Fuentes de Radiación*, Colección de Seguridad no. 115, OIEA, Viena, 1997.
6. McKinlay, A.F. "Thermoluminescence Dosimetry" (*Medical Physics Handbook 5*), Hospital Physicists Association, Great Britain, 1981.
7. Oberhofer M. and Scharmman A. *Applied Thermoluminescence Dosimetry*, Commission of the European Communities, Great Britain, 1981.
8. Shrimpton P.C., Wall B.F. and Hillier M.C., *Suggested Guidelines Doses for Medical X Ray Examinations*, Radiation Protection Theory and Practice, Proceedings of the 25th Anniversary Symposium of the Society of Radiological Protection, Great Britain, 1989.
9. IAEA-Tecdoc-796, *Radiation doses in diagnostic radiology and methods for dose reduction*, IAEA, Vienna, 1995.



MX9900180

INTERCOMPARACIÓN TLD EN ACELERADORES PARA RADIOTERAPIA EN TRES PAÍSES LATINOAMERICANOS

*Enrique Gaona¹,
Juan Azorín N.²,
Miguel Ángel Pérez³,
César Picón⁴,
Esperanza Castellanos⁵,
Ma. Cristina Plazas⁵,
Gabriel Murcia⁵,
Lucina Archundia⁶*

*¹Depto. El Hombre y su Ambiente,
Universidad Autónoma Metropolitana,
Calz. Del Hueso 1100,
04960 México, D.F.
E-mail: gaen1310@cueyatl.uam.mx*

¹Universidad Autónoma Metropolitana-Xochimilco, México.

²Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, México

³Instituto Nacional de Cancerología, México.

⁴Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Perú.

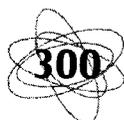
⁵Instituto Nacional de Cancerología, Colombia.

⁶Hospital General de México.

Resumen

En radioterapia uno de los objetivos es establecer y dar seguimiento a programas de garantía de calidad que aseguren que la dosis administrada a los pacientes este dentro del 5 % de la dosis prescrita, logrando así que los tratamientos de los pacientes con cáncer tengan una alta probabilidad de éxito en radiación externa. Asimismo, una de las preocupaciones actuales de los organismos de las Naciones Unidas como la Organización Internacional de Energía Atómica y la Organización Panamericana de la Salud es el empleo óptimo de las radiaciones en el tratamiento de enfermos de cáncer, ya que la dosis administrada en radioterapia sufre considerables variaciones por la falta de programas de garantía de calidad. El uso de aceleradores lineales de electrones requiere de un programa de garantía de calidad que incluya personal experto, equipamiento e instalaciones adecuadas. La metodología más usada para la dosimetría, calibración y caracterización de los haces de rayos X y de

electrones de alta energía para uso en radioterapia es el uso de un dosímetro con cámara de ionización calibrado en un laboratorio regional secundario de estandarización. Sin embargo para establecer y darle seguimiento a los programas de garantía de calidad es necesaria la intercomparación dosimétrica mediante TLD. En este estudio se diseñaron fantomas de plástico con cristales TLD y se hizo su caracterización para realizar un análisis de dosis absorbida en los cristales expuestos a haces de rayos X de 6MV y de electrones de alta energía de 10 y 12 MeV para estandarizar los procedimientos dosimétricos y proceder a realizar una intercomparación piloto internacional de dosis absorbida en cristales TLD en tres países latinoamericanos, México, Perú y Colombia participando aceleradores de cinco instituciones diferentes. Los resultados encontrados muestran que la mayoría de las dosis medidas con TLD en los diferentes aceleradores estuvieron en el rango de 0.95 a 1.05, aunque se tuvieron dos casos fuera



de ese rango. El uso de los fantasmas con cristales TL muestran que son de excelente ayuda para hacer un análisis de las dosis administradas a los pacientes e intercomparar resultados para estandarizar procedimientos a bajos costos entre centros de radioterapia.

Palabras clave

TLD, aceleradores, radioterapia, intercomparación.

Introducción

La metodología más ampliamente usada para la dosimetría, calibración y caracterización de los haces de rayos X y de electrones de alta energía (energías mayores a 6MV) para uso clínico es la dosimetría con un dosímetro con cámara de ionización calibrado en un laboratorio regional secundario de estandarización auspiciado por el Organismo Internacional de Energía Atómica. Sin embargo, para establecer programas de garantía de calidad y de intercomparación dosimétrica en el uso de aceleradores lineales de alta energía es indispensable el uso de dosimetría termoluminiscente, en forma de polvo o en cristales. En este estudio nos estamos refiriendo al uso de aceleradores lineales de electrones capaces de producir haces de rayos X y de electrones de alta energía para uso clínico o tratamiento del cáncer. Una de las preocupaciones actuales de los organismos de las Naciones Unidas es el empleo óptimo de las radiaciones para la radioterapia de enfermos de cáncer. En la lucha contra el cáncer las radiaciones son la forma principal del tratamiento, ya que dos terceras partes de los enfermos de cáncer requieren de radioterapia. Organismos como la Organización Internacional de Energía Atómica y la Organización Panamericana de la Salud reconocen que los resultados de la radioterapia sufren considerables variaciones

en la respuesta al tratamiento en perjuicio del paciente. Se consideró que los aceleradores de electrones de alta energía capaces de producir haces de rayos X y de electrones de alta energía no se pueden recomendar para su uso generalizado en los países en desarrollo debido a que requieren un programa de garantía de calidad que incluya personal experto, equipamiento adecuado e instalaciones adecuadas, ya que el acelerador requiere de una excelente medición de la dosis. Si los aceleradores no se calibran y manejan con gran cuidado pueden ser extremadamente peligrosos, ya que la dosis que se aplican a los pacientes resultan a veces erróneas hasta un grado verdaderamente importante. Con extrema frecuencia, esta clase de errores son de una magnitud considerablemente superior a la que se observa en el uso de las Unidades de Cobalto-60 para radioterapia. La modernización del equipamiento en radioterapia y el incremento de la complejidad de los aceleradores lineales de electrones ha originado cambios importantes en los procedimientos de calibración, dosimetría y administración de la dosis a los pacientes. La radioterapia actual con los avances tecnológicos y el uso de microprocesadores ha resuelto un buen número de limitaciones históricas pero se ha incrementado la complejidad de la planeación y administración de la dosis a los pacientes dentro de $\pm 5\%$ de la dosis prescrita. Actualmente, los aceleradores lineales son controlados por computadora y requieren de un mayor control de la dosimetría, ya que una pequeña desviación de los parámetros del haz puede provocar cambios importantes en la dosis administrada a los pacientes. La mayoría de los accidentes con aceleradores en todo el mundo han sido por fallas o por ausencia de un programa de garantía de calidad.

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y la Organización Mundial



de la Salud (OMS), establecieron un programa de intercomparación de dosis termoluminiscentes por correo (intercomparación postal TLD) desde 1969 para monitorear las dosis administradas a pacientes con Cobalto-60 en centros de radioterapia en países en desarrollo, incluyendo México. Los errores de más de un 10 % en la dosis aplicada no fueron raros, y en algunos casos se observaron errores hasta de un 50 % de la dosis prescrita en perjuicio de los pacientes. El programa de intercomparación postal TLD del OIEA/OMS, años más tarde se extendió a aceleradores lineales en radioterapia, haciendo énfasis al programa en los países en desarrollo a través de los Laboratorios Secundarios de Dosimetría del OIEA. La metodología para asegurar que la dosis administrada a los pacientes con aceleradores de alta energía sea la correcta es establecer un programa externo de monitoreo y análisis de dosis administradas, este programa externo requiere de un físico médico experto que realice la verificación en sitio midiendo la dosis/unidad monitor en el acelerador para las diferentes energías tanto en rayos X como en electrones con equipo especial de dosimetría, sin embargo este procedimiento es costoso y requiere de mucho tiempo de uso del acelerador y suspensión del tratamiento de los pacientes. Una alternativa es establecer un programa de análisis, verificación e intercomparación de dosis absorbidas con cristales termoluminiscentes (TLD) para medir y analizar la dosis/unidad monitor en los aceleradores. En varios países desarrollados han logrado establecer estos procedimientos de intercomparación dosimétrica TLD que les asegura el correcto seguimiento de los programas de garantía de calidad en aceleradores. El análisis y la intercomparación de las dosis administradas en radioterapia es parte esencial de los programas de aseguramiento de la calidad en el uso de aceleradores

lineales de electrones de alta energía en radioterapia (tratamiento del cáncer) y permite la estandarización de los procedimientos clínicos. Algunos de los criterios para mantener el programa de aseguramiento de la calidad operable con aceleradores son: dosis administrada a tumor $\pm 5\%$ (rayos X y electrones), calibración del haz de radiación $\pm 3\%$, mediciones relativas $\pm 2\%$ (6,7,9). La intercomparación dosimétrica nacional e internacional puede proveer información cuantitativa sobre el nivel de variaciones que existen en un punto en particular en la cadena dosimétrica para compararla con la exactitud requerida en el uso de aceleradores.

Materiales y métodos

Los fantasmas diseñados para este estudio fueron hechos con una geometría simple, sólido y cúbico construidos de un polímero termoplástico de metacrilato de metilo en forma de resina. Los fantasmas tienen cuatro cavidades para colocar cuatro cristales TL. Los cristales usados fueron de TLD-100 y el lector de TLD fue un equipo marca Harshaw. La caracterización de la dosis-respuesta del sistema fantoma-cristales se hizo con un dosímetro con cámara de ionización con certificado de calibración de un laboratorio secundario de dosimetría, usando el protocolo de calibración OIEA-277 y energías de rayos X de 6MV y electrones de 10 y 12 MeV. La caracterización y los cálculos se hicieron como dosis a tejido. En la intercomparación piloto TLD participaron cinco centros de radioterapia de tres países (México, Perú y Colombia). En la intercomparación participaron aceleradores marca Siemens, Philips y Varian. El análisis de la dosis administrada en el fantoma se realizó a una profundidad de 2 cm para electrones de 10 y 12 MeV y a 1.5 y 2.0 cm para rayos X de 6MV, obteniendo las curvas de calibración mediante análisis de regresión. Los físicos de los cen-

tros de radioterapia participantes en el estudio dieron una dosis a tejido de 100 cGy y 200 cGy al sistema fantoma-cristales a la profundidad 2 cm. La lectura de los cristales se convierten a dosis a tejido y se hace la razón de la dosis medida con TLD a la dosis administrada por la institución y el intervalo de variación de la razón de las dosis debe estar dentro del 0.95 a 1.05 para que sea aceptable.

Resultados

Las tablas 1 y 2 muestran la exactitud con la cual se puede medir la dosis administrada al sistema llamado fantoma-cristales, en ambos casos tomando como referencia las dosis medidas con cámara de ionización. La tabla 1 muestra los resultados obtenidos de la medición de la dosis con cámara de ionización y el sistema fantoma-cristales con haces de electrones. La determinación de la dosis en los cristales se hizo mediante el uso de modelos de análisis de regresión. La dosis medida con TLD en la tabla 1 son el resultado del promedio de 10 mediciones.

TIPO DE RADIACION	ELECTRONES	ELECTRONES
ENERGIA	10 MeV	12 MeV
TAMAÑO DE CAMPO(CONO)	10 X 10 CM	10 X 10 CM
DISTANCIA BLANCO-SUPERFICIE	100 CM	100CM
DOSIS MEDIDA CON CAMARA IONIZACION, OIEA 277	100 y 200 cGy	100 y 200 cGy
DOSIS MEDIDA CON TLD-100 (UAM)	101 y 203 cGy	103 y 204cGy
RAZON DOSIS CAMARA/TLD*	0.990 y 0.985	0.970 y 0.980

*Razones de 0.95 a 1.05 se consideran aceptables.

La tabla 2, muestra los resultados obtenidos de la medición de la dosis con cámara de ionización y el sistema fantoma-cristales (UAM) con rayos X de 6MV. La dosis medida con TLD en la tabla 2, son el resultado del promedio de 10 mediciones.

TIPO DE RADIACION	RAYOS X
ENERGIA	6 MV (TPR=0.68)
PROFUNDIDAD(DOSIS MAXIMA)	1.5CM
TAMAÑO DE CAMPO(CONO)	10 X 10 CM
DISTANCIA BLANCO-SUPERFICIE	100CM
DOSIS MEDIDA CON CAMARA IONIZACION, OIEA 277	100 Y 200 cGy
DOSIS MEDIDA CON TLD-100 (UAM)	98 Y 202 cGy
RAZON DOSIS CAMARA/TLD*	1.020 Y 0.990

*Razones de 0.95 a 1.05 se consideran aceptables.

En este muestreo piloto se invitaron a 10 Centros de Radioterapia de los tres países a colaborar en la intercomparación TLD, pero finalmente sólo cinco aceptaron participar y comparar sus resultados con los demás centros tomando como referencia el sistema fantoma-cristales. Los resultados obtenidos en este estudio son para fines estadísticos y no con propósitos de regulación, tampoco involucra ninguna certificación, sin embargo la intercomparación se puede usar evaluar y dar seguimiento a los programas de garantía de calidad en radioterapia con respecto a la dosis administrada a los pacientes.

La gráfica 1 muestra los resultados de la intercomparación TLD con rayos X de 6MV. En la gráfica se muestran las razones de la dosis medida en TLD/dosis administrada por la institución (centro de radioterapia). Las razones de 0.95 a 1.05 se consideran aceptables.

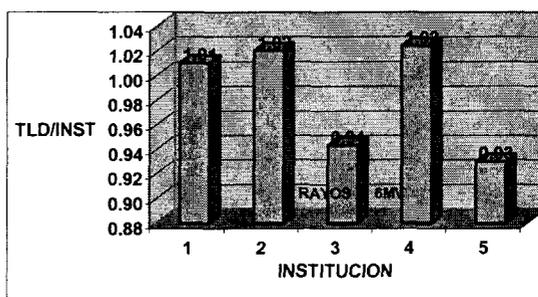
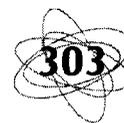


Tabla 1. Intercomparación TLD con haces de rayos X de 6 MV en cinco centros de radioterapia de tres países.

Las gráficas 2 y 3 muestran la intercomparación con haces de electrones de 10 y 12 MeV. De los cinco centros de radioterapia participantes sólo en tres de ellos tenían calibrados los haces de electrones para la intercomparación.



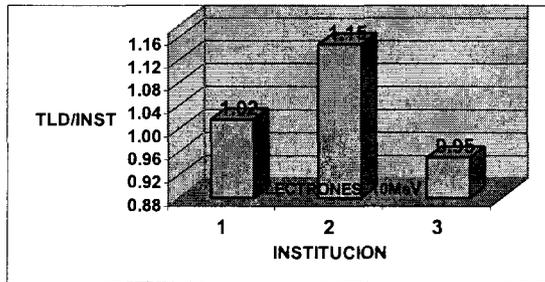


Tabla 2. Intercomparación TLD con haces de electrones de 10 MeV en dos instituciones de dos países.

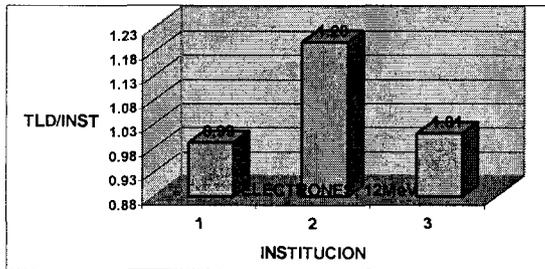


Tabla 3. Intercomparación TLD con haces de electrones de 12 MeV en dos instituciones de dos países.

Bibliografía

- Eisenlohr, H.H. and Jayaraman, "IAEA-WHO Co-60 Teletherapy Dosimetry Service Using Mailed LiF Dosimeters", *Phys. Med. Biol.*, 22, 1977.
- Gaona, E., y Gómez E., "Organización e Implementación de un Programa de Aseguramiento de la Calidad en Radioterapia", *Revista Cancerología*, vol. 42, núm. 4, octubre-diciembre, 1996.
- Gaona, E. y Tovar, V.M., *Manual para uso de aceleradores lineales de electrones en radioterapia*, Edilibros, S.A., 1985
- Atarcschall and Horton, "Quality Assurance in Radiotherapy Physics", *Medical Physics Publishing*, 1991.
- AAPM, Task Group 40, "Comprehensive QA for Radiation Oncology", *Medical Physics*, vol. 21, Issue 4, April 1994.
- Dutreix, A., Järvinen, J., Thwaites, D.I., "Treatment Unit Calibration, Beam Performance", Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
- Hanson, W.F., Stovall, M., Kennedy, P., "Review of Dose Intercomparison at a Reference Point", Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
- AAPM Task Group 21, "A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High Energy Photon and Electron Beams". *Medical Physics*, 10, 1983.
- IAEA, "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams", An International Code of Practice. IAEA Technical Reports Series no. 277, International Atomic Energy Agency, 1987, Vienna.
- Tello, V.M., Aguirre J.F., Hanson, W.F., Johansson, K.A., "Comparison of Absorbed Dose Calculation with the AAPM Tg-21 and the International (IAEA) Protocols", *Med. Phys.*, 16:500, 1989.
- Thwaites, D.I., Williams, J.R., Aird, E.G., Klevenhagen, S.C., And Williams, P.C., "A Dosimetry Intercomparison of Megavoltage Photon Beams in UK Radiotherapy Centres", *Phys. Med. Biol.*, 1991.
- Wittkamper, F.W., Mijnheer, B.J. and Van Kleffens, H.J., "Dose Intercomparison at the Radiotherapy Centers in the Netherlands", *Radioth. Oncol.*, 11, 1988.
- Thilander, K. A. Johansson, "Absorbed Dose Intercomparison in Sweden", Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
- Hanson, W. F., "Simple Geometric Phantom to be in the IAEA Network", Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
- Gaona, E., "Mathematical Model Associate with Calibration Curve in Thermoluminescent Dosimetry", Inter-American Meeting of Medical Physics, julio 15-19, Chicago, Illinois, EEUU., 1984.
- Gaona, E., "Análisis de Dosis Absorbida en Cristales Termoluminiscentes Expuestos a Haces de Rayos X y Electrones de Alta Energía", Memorias del X Congreso Nacional sobre Dosimetría de Estado Sólido, septiembre 11- 12, 1997, México.

Conclusiones

Los resultados obtenidos muestran que es factible establecer programas de garantía de calidad en radioterapia con evaluación y seguimiento a través de la intercomparación TLD usando fantasmas plásticos hechos con materiales propios a bajos costos para estandarizar procedimientos en radioterapia y protocolos clínicos.

Agradecimientos

Agradecemos la valiosa participación del Instituto Nacional de Cancerología de México, Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas de Perú, Instituto Nacional de Cancerología de Colombia, Hospital General de México e Instituto Carlos Ardila Lülle de Colombia.



DETERMINACIÓN DE PARÁMETROS FÍSICOS DEL TLD-100

**Javier Páucar J.^{1a1} ,
César Picón Ch.**

Instituto Nacional de Enfermedades
Neoplásicas. INEN
Av. Angamos Este 2520.
Lima 34 - Perú
Telefax: +51-014-484548

Resumen

El estudio realizado en el servicio de física del Departamento de Radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas de Lima-Perú, se determinó la energía de activación, el orden cinético, y el factor de frecuencia del quinto pico del espectro termoluminiscente del TLD-100 usando diferentes algoritmos. Esto se llevó a cabo paralelamente con la implementación y diseño de una interface y del software, asociados al lector TL, que permitieron un control semiautomático del proceso de lectura termoluminiscente.

Palabras clave

TLD-100, LiF:Mg,Ti., termoluminiscencia.

Introducción

Este trabajo tiene como objetivo determinar algunos de los parámetros intrínsecos que intervienen en el fenómeno físico de la termoluminiscencia, que es la emisión de luz observada alrededor de temperaturas bien definidas (picos), cuando se calienta el TLD-100 que previamente ha sufrido una irradiación ionizante (1).

Materiales y métodos

Estudio teórico

La expresión para la intensidad TL, con una velocidad de calentamiento $\beta = dT/dt$, es (2): Ec. 1

$$I = n_0 \cdot s \cdot \exp\left(\frac{-E}{k \cdot T}\right) \cdot \exp\left(-\int_{T_0}^T \frac{s}{\beta} \cdot \exp\left(\frac{-E}{k \cdot T'}\right) dT'\right)$$

Expresión que describe la intensidad TL como función de la temperatura para *cinéticas de primer orden*. La temperatura T_m a la que se sitúa el máximo de intensidad TL, se obtiene a partir de la expresión (1), luego derivando e igualando a cero, tenemos: Ec. 2

$$\left(\frac{\beta \cdot E}{k \cdot T_m^2}\right) = s \cdot \exp\left(\frac{-E}{k \cdot T_m}\right)$$

Los métodos que siguen sólo son válidos para los materiales TL con *un sólo pico activado*.

Método basado en la forma geométrica del espectro TL

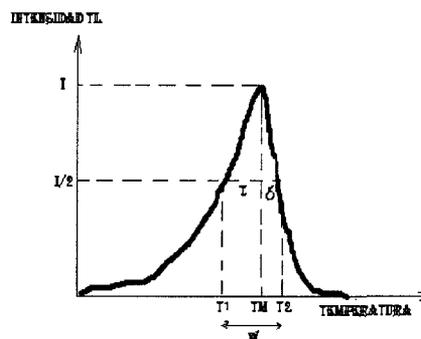


Figura 1. Parámetros de un pico activado según (3).

Según el espectro TL de la figura (1) se definieron, para un sólo pico activado las siguientes consideraciones: Ec. 4

$$w = T_2 - T_1; \tau = T_m - T_1; \delta = T_2 - T_m \quad \text{Ec. 3}$$

Luego el *factor de simetría* μ_g , se define como: $\mu_g = \delta / w$

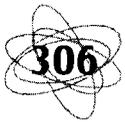
Si $\mu_g < 0.42$, la *cinética será de primer orden*, Si $\mu_g > 0.52$, la *cinética será de segundo orden*.

Si $0.42 < \mu_g < 0.52$, la *cinética estará entre el primer y segundo orden*.

Hallamos la energía de activación E, mediante la ecuación:

$$E_i = p_i \cdot \left(\frac{k \cdot T_m^2}{i} \right) + q_i \cdot (2k \cdot T_m) \quad \text{Ec. 5}$$

I	τ	δ	w
p_i	1,68	1,45	3,14
q_i	-1,59	0,3	-0,75
E_i	E_i	E_s	E_m



Método de la subida inicial del espectro termoluminiscente

En este caso se ajusta la ecuación:

$$\frac{I}{n^b} = s' \cdot \exp\left(\frac{-E}{k \cdot T}\right) \quad \text{Ec. 6}$$

Donde s' es el factor preexponencial con unidades $\text{cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$; b es el orden cinético y n es el número de trampas que existen. De $I = -dn/dt$ y teniendo en cuenta la velocidad de calentamiento $b = dT/dt$, entonces:

$$n = \int_{T_0}^T I dt = \frac{1}{\beta} \int_{T_0}^T I dT \quad \text{Ec. 7}$$

Realizando un ajuste del tipo $\ln(I/n^b)$ vs. $1/T$, obtenemos una recta cuya pendiente llamaremos m . Luego la energía de activación será:

$$E = -0,862 \times 10^{-4} m \quad [\text{eV}] \quad \text{Ec. 8}$$

Método para diferentes velocidades de calentamiento

De la ecuación (2), suponiendo que conocemos s y E , si variamos la velocidad de calentamiento β , la temperatura a que tiene lugar el máximo de intensidad TL se desplaza, de modo que a medida que β aumenta entonces T_m también lo hace. Esto hace suponer que mediante un ajuste adecuado podemos hallar la energía de activación (E) y el factor de frecuencia (s), si se conocen β y T_m .

Sobre un mismo material se irradia en idénticas condiciones dos veces. En primer lugar se hace una lectura TL con una velocidad de calentamiento β_1 y para la segunda irradiación se repite la lectura pero esta vez con un β_2 distinta a la primera. El resultado será que se observará un desplazamiento de los máximos TL. Si despejamos de la ecuación (2) el factor de frecuencia s , para los dos pares de valores (β_1, T_{m1}) y (β_2, T_{m2}) , e igualamos ambas expresiones obtenemos:

$$E = \left(\frac{k \cdot T_{m2} \cdot T_{m1}}{T_{m1} - T_{m2}} \right) \ln \left[\frac{\beta_1}{\beta_2} \left(\frac{T_{m2}}{T_{m1}} \right)^2 \right] \quad \text{Ec. 9}$$

Luego se irradian chips TLD-100 de dimensiones $3,1 \times 3,1 \times 0,9 \text{ cm}^3$ en unidades de Cobalto-60 con tasa de dosis de $88,5 \text{ cGy/min}$, los chips fueron previamente tratados a 400°C durante una hora y 85°C por espacio de 20 horas (4, 5). El calentamiento rápido de prelectura de 160°C en 20 seg permite eliminar picos de baja temperatura, la lectura se realiza a velocidades constantes de 15°C/seg y 30°C/seg durante 22 seg bajo la atmósfera inerte de gas nitrógeno a un flujo de $2,5 \text{ l/s}$. Una interface diseñada y construida en nuestro laboratorio que conecta un lector Victoreen modelo 2810 con una PC-386, completan la cadena de medición que permite visualizar y analizar el espectro termoluminiscente.

Resultado

Se determinó que el quinto pico sigue una cinética de orden 1,8 para un tratamiento térmico de prelectura de 160 °C en 20 seg y tiene valores de energía de activación y factor de frecuencia de $1,69 \pm 0,28$ eV y $1,3 \times 10^{18} \text{ s}^{-1}$ respectivamente, hallados por el método de la forma geométrica del pico, como se muestra la tabla 1. Los resultados por el método de la subida inicial del pico y del método para diferentes velocidades de calentamiento, también se presentan en dicha tabla.

Método usado	Energía de activación (eV)	Factor de frecuencia (s^{-1})
Forma geométrica del pico	$1,69 \pm 0,28$	$1,3 \times 10^{18}$
Subida inicial del pico	$1,7 \pm 0,3$	$2,6 \times 10^{18}$
Diferentes velocidades de calentamiento	$1,7 \pm 0,2$	$8,4 \times 10^{18}$

Tabla 1. Parámetros físicos del TLD-100 hallados por diferentes métodos.

Conclusiones

En el método basado en la forma geométrica del espectro TL, encontramos un factor de simetría μg igual a $0,48 \pm 0,03$ valor que nos da la siguiente información: al realizar

el tratamiento térmico los electrones escapan de las trampas a la banda de conducción y desde aquí “ven” más trampas desocupadas que centros luminiscentes, por lo tanto existe una probabilidad baja que caiga en un centro luminiscente a que se reatrapen nuevamente, caso contrario sería de un orden cinético menor. Esta también es la explicación de la asimetría que presenta.

El método de la subida inicial del espectro TL, es un método gráfico de ajuste de pares ordenados $1/T$ vs. $\ln I$, en una recta de regresión.

En promedio se determinó un valor de 1,7 eV para la energía de activación y un factor de frecuencia del orden de 10^{18} s^{-1} , cantidades muy acordes con la bibliografía especializada, lo que nos permite utilizar estos dosímetros en aplicaciones clínicas.

Agradecimientos

Al Dr. Mayer Zaharia, jefe del Departamento de Radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, por las facilidades brindadas para trabajos de investigación como el presente.

Bibliografía

(a) Correspondiente al autor E-mail jpaucar@hotmail.com

1. G. Portal, *Etude et developpement de la dosimetrie par radiothermoluminescence*, These Universite Paul Sabatier de Toulouse. 1978.
2. M.S. Rasheedy, “On the general-order kinetics of the thermoluminescence glow peak”. *J. Phys.: Condens. Matter* 5 pp. 663-636, 1983.
3. E. Luguera, *Estudio y caracterización de un dosímetro termoluminiscente para radiación beta de baja energía*. Universidad Autónoma de Barcelona, Departament de Física, 1994.

4. C.M.H. Driscoll, J.R. Barthe, M. Oberhofer, G. Busuoli and C. Hickman, “Annealing procedures for commonly used radiothermoluminescent materials”. *Radiation protection dosimetry*, vol. 14, no.1, pp. 17-32, 1986.

5. T.M. Piters y D. A. J. J. Bos, “Thermoluminescence emission spectra of LiF (TLD-100) after different thermal treatments”, *Radiation protection dosimetry*, vol. 47, no. 1/4, pp. 91-94, 1993.



MX9900182

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO PARA HACES DE FOTONES Y ELECTRONES EN IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL

Mauricio Hurtado González

Posgrado. Física Médica Radiológica.
Universidad Nacional de Colombia, Bogotá.
Instituto Nacional de Cancerología.
Instituto Regional de Cáncer de la
Orinoquía. (Hospital Regional de
Villavicencio, Meta)

Resumen

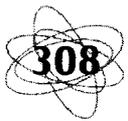
Para iniciar la Irradiación Corporal Total como una alternativa para el tratamiento de enfermedades hematológicas, leucemias y coadyuvante para el trasplante de médula ósea, se debe tener en cuenta la aplicación de protocolos internacionales de control y garantía de calidad. Se establece la intercomparación por los diferentes métodos dosimétricos: cámaras de ionización cilíndrica y plano paralela, película de emulsión radiográfica, diodos semiconductores (transistores MosFet) y cristales termoluminiscentes TLD-100.

Se obtuvieron medidas para campos de $140 \times 140 \text{ cm}^2$ y distancias grandes de 340 cm respecto de campos convencionales en radioterapia. La dosimetría *in vitro* se realizó en el maniquí Universal Antropomórfico Alderson Rando básicamente con los cristales cilíndricos (diámetro 1 mm) de fluoruro de litio TLD-100. Se obtuvo el valor de la dosis con una cámara de ionización cilíndrica de 0.6 cm^3 y el electrómetro Farmer para Irradiación Corporal Total (ICT) con fotones, para electrones se obtuvieron valores con la cámara plano-paralela Markus.

Conocido el valor de la tasa de dosis a la Distancia Fuente Superficie DFS=80 cm se

calibraron los cristales con el haz de radiación de referencia del ^{60}Co para obtener la curva de respuesta: Dosis:vs: Lectura TL. Se caracterizó el 10% del total de una población de 300 cristales para aplicar la estadística correspondiente. La curva de luminiscencia obtenida de forma Gaussina se consideró satisfactoria por su estabilidad durante el proceso pre-anneal, lectura y anneal, lográndose la lectura del pico principal a $300 \text{ }^\circ\text{C}$ según parámetros asignados a un equipo lector TLD HARSHAW, modelo 4500.

Los resultados indican la dependencia funcional con la distancia DFS=340 cm para los siguientes parámetros que caracterizan el haz de radiación para ICT: el porcentaje de dosis en profundidad PPD, las relaciones TMR y TPR, el TAR no se calcula por el incremento de la dispersión en aire. El incremento de la penumbra indica un aumento del campo de radiación respecto del campo luminoso. El ángulo de dispersión q , respecto del eje central del campo se determinó y se estableció el incremento. La disminución de la curvatura del campo es dependiente de la ley del inverso al cuadrado con la distancia, la conversión del PPD de una distancia a otra depende de la distancia, es decir, el Factor de Mayneor depende de la DFS.



Palabras clave

Anneal: calentamiento de los cristales para desocupar las trampas electrónicas.

Bolus: material compensador de tejido.

Gaussina: curva de luminiscencia simétrica en forma de campana.

Cerrobend: aleación de plomo, bismuto, cadmio con punto de fundición 120 °C.

MosFet: transistor de efecto de campo.

Wellhöfer: tanque de 30 x 30 x 30 cm para llenar con agua.

Introducción

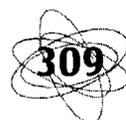
El control de calidad de la dosis “necesaria y suficiente” para (ICT), tiene en cuenta la planicidad del campo, el efecto de las inhomogeneidades, filtros atenuadores, bolus, los valores del porcentaje de dosis en profundidad, PPD, el TPR, TMR, el efecto de penumbra, dirección alrededor del eje central del campo, q , dispersión primaria, secundaria y retrodispersión.

Luego de obtener la tasa de dosis dD/dt (cGy/s) para fotones con la cámara cilíndrica tipo *farmer* y calibrada en un laboratorio secundario o las Unidades Monitor (UM) para el acelerador lineal obtenidas con cámara de ionización plano-paralela tipo *markus*, se hizo indispensable la utilización de dosímetros económicos, de fácil consecución, fácil colocación y manejo sobre la piel del paciente, para la dosimetría diaria de rutina, la opción mejor fueron los TLD. Para garantizar y verificar la dosis administrada a pacientes en tratamiento por campos pequeños se realizaron medidas *in vivo* con TLD para teleterapia según el cálculo obtenido por algoritmo en un computador de rutina del valor de la dosis en el Instituto Nacional de Cancerología (INC) e IRCAO.

Materiales y métodos

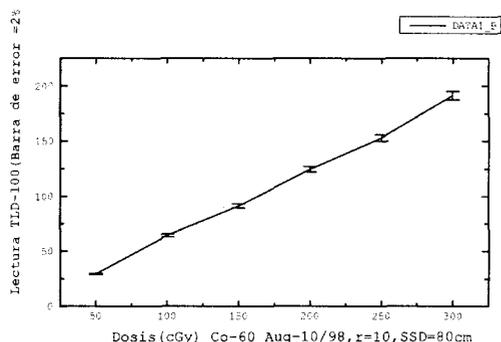
Un total de 300 cristales en forma cilíndrica de diámetro 1 mm x 6 mm se utilizaron en el maniquí universal Alderson Rando, los de forma cuadrada o *chip* fueron colocados dentro de un cubo de teflón, de dimensiones 1x1x2 cm² y tornillos como “tapa” de espesor 5 mm para lograr el “equilibrio electrónico” en la cavidad, éstos se colocaron fácilmente sobre la piel de los pacientes; se utilizó el haz de fotones de referencia ⁶⁰Co para calibrar los TLD y obtener la curva de respuesta; Dosis:vs: Lectura TL, (gráfica No.1) y así obtener valores de dosis en la dosimetría *in vivo*. Se evaluó la respuesta de los detectores a diferentes profundidades en maniqués de agua y acrílico, para obtener linealidad en las lecturas de los cristales calibrados para la ICT a partir de un campo grande de 140 x 140 cm² con una distancia de DFS=340 cm desde el eje vertical isocentro del equipo cobalto ⁶⁰Co *Theratron* hacia la pared del bunker.

Con las placas de emulsión radiográfica *X-Omat V* de Kodak de dimensión 25x30 cm² y respuesta lenta, se midió la planicidad y penumbra respecto a un campo de referencia de 10 x 10 cm² y DFS=80 cm, éstas se colocaron a las distancias necesarias para obtener campos de 20 x 20 cm² y 30 x 30 cm²; se irradiaron con el maniquí de láminas en acrílico de 1 x 30 x 30 cm³ y por densitometría se permitió valorar el efecto de penumbra, (gráfica No.2). La medida del campo fuera del eje central permitió observar la variación de la curvatura y dispersión para campos a distancias grandes. El ángulo de dispersión respecto del eje central del campo se incrementó de: $q = \pm 2^\circ$, DFS= 80 cm; a $q = \pm 15^\circ$, DFS=280 cm y a $q = \pm 30^\circ$ para DFS=340 cm. Las curvas de rendimiento en profundidad se obtuvieron con un sistema Wellhöfer, a partir del eje central del campo de 140x140 cm² con mejor resolu-



ción respecto al análisis densitométrico de la película radiográfica, pero se observó el efecto atenuador de las protecciones personalizadas de cerrobend para pulmón', órgano crítico para la ICT.

Gráfica No.1



Se estableció la lectura de los diodos de juntura "pn" con su respectivo electrómetro victoreen; en el rango de energía de 1 a 4 MeV, la respuesta es más lenta respecto a una cámara de ionización pero su construcción permite colocar estos elementos semiconductores sin riesgo de romperse, los transistores Mosefet aunque sensibles el gradiente del campo eléctrico los deteriora.

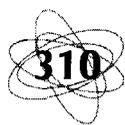
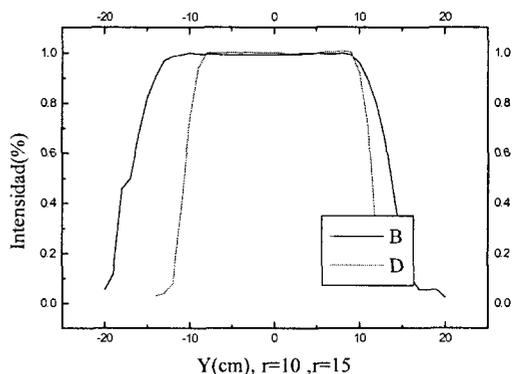
Principalmente se utilizaron los cristales termoluminiscentes TLD 100 de forma cuadrada o "chip's" de dimensiones: 1 x 6 x 6 mm³ y en forma cilíndrica. Se calibraron con la fuente de referencia del ⁶⁰Co para diferentes valores de tiempo; obteniéndose linealidad en la curva de respuesta dosis:vs: lectura TL, se determinó la sensibilidad de los cristales para la respuesta termoluminiscente TL respecto a diferentes valores de dosis. El valor de la tasa de dosis dD/dt= 40 (cGy/s) para grandes distancias DFS=340 cm permite iniciar un protocolo clínico para la ICT en un equipo de ⁶⁰Co. En el maniquí antropomorfo Alderson Rando se practicaron perforaciones de 1 mm de diámetro en el material de parafina polimerizada para colocar los cristales en forma de cilindros, se colocaron entre 50 y 250 cristales por corte axial des-

de la cabeza hasta la parte cervical del maniquí y se leyeron en el equipo lector de TLD HARSHAW.

Se calentaron inicialmente en un horno programable a 300 °C durante ocho horas los cristales, para garantizar un "borrado" completo antes de ser irradiados, durante la rutina sólo se programó el horno a 300 °C durante 1 hora. El ciclo del lector TLD se inició con un tiempo pre-anneal de 10 s, para asegurar un completo "vaciado" de las trampas se programó la rampa en 25 °C/s, hasta obtener la lectura del pico principal a 300 °C en el tiempo de lectura de 13 s, el tiempo de anneal y borrado fue de 10 s. La curva de obtenida en forma Gaussiana se determinó estable alrededor de la vertical trazada en la gráfica de luminiscencia. Según la gráficas No.1 se obtuvo una respuesta con un error de 2% , la reproducibilidad en el 1% a baja tasa de dosis pero disminuyendo la reproducibilidad cuando se incrementó la tasa de dosis dD/dt > 50 cGy/min, es decir, disminuye la sensibilidad de los TLD al incrementar el tiempo de radiación. Los cristales TLD calibrados con la fuente de referencia del ⁶⁰Co se utilizaron sólo para fotones de 1.25 MeV, los TLD utilizados para electrones se calibraron en un Mevatron de 6MeV.

También se utilizaron los cristales cuadrados para la dosimetría "in vivo" en pacientes con Ca. de cervix y Ca. de seno para valores comparables con los obtenidos por cálculo.

Gráfica No.2



Conclusiones

El tratamiento para Irradiación Corporal Total ICT, es específico para cierto tipo de enfermedades hematológicas.

La intercomparación de resultados clínicos entre diferentes instituciones se dificulta por la falta de un protocolo único y específico para la ICT, falta de uniformidad en prescripción de la dosis, la limitante en cualquier centro hospitalario es la tolerancia de los tejidos sanos exigiendo conocer con precisión la dosis entregada al paciente y así optimizar el efecto terapéutico teniendo en cuenta el costo/beneficio. La estadística a partir de un estudio epidemiológico requiere de varios años para la toma de datos y para obtener una muestra universal numerosa, contrario a lo que sucede en la realidad por el número inferior de casos que se presentan frente a otro tipo de enfermedad oncológica.

La extrapolación lineal a partir de medidas para campos pequeños a grandes introduce un error en la determinación de la dosis. La calibración del valor de la dosis se realiza a distancias representativas según la geometría del tratamiento para la ICT y obtener una desviación estándar menor al 2 %. Según la gráfica No.1 se obtuvo una respuesta con un error del 2%, la reproducibilidad en el 1% a baja tasa de dosis disminuye cuando se incrementa la tasa de dosis, es decir, $dD/dt > 50$ (cGy/min).

El factor de apertura del colimador FAC tiende al valor unitario, por lo tanto no afecta al cálculo de la dosis, otro factor que no se tiene en cuenta por el incremento a distancias y campos grandes respecto de la dispersión es la relación Tejido-Aire TAR, en cambio se utilizaron las relaciones TPR y TMR.

Se parte de los protocolos internacionales establecidos para la dosimetría y control de calidad de equipos, calidad del haz de radiación y calibración de la dosis a suministrar al paciente según los siguientes protocolos: de la AAPM Reportes No. 13, 17,23, 108; el TG21 de la AAPM y el 277 del OIEA.

Agradecimiento

Agradezco a todas las personas e instituciones por el apoyo y colaboración en la realización del presente trabajo: al organismo, OIEA y organizadores del 1^{er} Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Al Instituto Regional de la Orinoquía, IRCAO, y la Universidad Nacional de Colombia.



Bibliografía

1. CCG Protocol: 9942, James H. Garvin, Jr., M.D., Ph.D., / OPENWAY/NETSCAPE/DIALER/ support@tis.eh.doe.gov. Dec 1. 1995. [16] Van Dyk, J. , Leung, P.M.K., Cunningham, J.R.. Dosimetric consideration of very large Cobalt-60 field. *Int.J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 6, 753-759, 1980.
2. Miller, R.J. , et al. "Total Body Irradiation utilizing a single Cobalt-60 source". *Int. J.Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1, 549-552,1976.[19]
3. Galvin ,J.M. "Calculation and Prescription of Dose Total Body Irradiation". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 9, pp. 1919-1924, 1983.
4. Mobit. N., Paul., "The quality dependence of LiF TLD in megavoltage photon beams: Monte Carlo simulation and experiments". *Physics in Medicine & Biology*, vol 41, núm. 3, 387-398, March, 1995.
5. Hugtenburg, R.P. "Total body Irradiation on an isocentric linear accelerator: a radiation output compensation technique". *Physics in Medicine & Biology*, vol. 39, núm 5, 783-793, May, 1994.
6. Pino, J.L. y Torres, M.D., et al., "Risk Factor in Interstitial Pneumonitis Following Allogenic Bone Marrow Transplantation". *Int .J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 8. pp: 1301-1307. Aug,1982.



MX9900183

DOSIMETRÍA TL *IN VIVO* PARA EL CONTROL DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA CON ^{60}Co Y BRAQUITERAPIA DE BAJA TASA DE DOSIS

Graciela Vélez
Silvia Bustos*
Oswaldo Balmaceda
Susana Gutiérrez
Mario Ferraris

*Servicio de Radioterapia - Hospital San
Roque
Rosario de Santa Fe 374 - CP 5000
Córdoba - Argentina
*Conicor - Ceprococ.
E-mail: velez@fis.uncor.edu*



Resumen

La dosimetría *in vivo* se utiliza cada vez con mayor frecuencia como una valiosa herramienta para el control de calidad en radioterapia. Las mediciones de las dosis de entrada y de salida nos proporcionan información acerca de la precisión de la técnica o el procedimiento de tratamiento utilizado; análogamente, la medición de la dosis que recibe el recto o la vejiga en implantes ginecológicos contribuye a perfeccionar y ajustar los procedimientos en braquiterapia. Asimismo, se pueden identificar errores sistemáticos en situaciones particulares que permiten optimizar el tratamiento y minimizar errores.

Se realizó un estudio en el Servicio de Radioterapia del Hospital San Roque (Córdoba) para controlar los procedimientos utilizados en el tratamiento de distintas patologías oncológicas. Se seleccionaron pacientes, a los cuales se les realizó la planificación de rutina con el sistema de planifi-

cación de tratamientos computarizados Prowess 3000, que luego se controlaron con dosimetría termoluminiscente *in vivo* utilizando los servicios del Ceprococ (Córdoba).

Se realizaron mediciones de dosis piel en tratamientos de mama, pelvis, tórax, cabeza y cuello y se midieron dosis en cavidades del cuerpo, como cavidad oral, recto, esófago, etc., colocando los TLD dentro de catéteres especiales. En el caso de dosis piel, los dosímetros se colocaron en portadosímetros de acrílico, de a pares, que luego se ensobraron y se sellaron.

Se encontró un muy buen acuerdo entre las mediciones *in vivo* y las predichas por el planificador. En algunos casos el control permitió modificar el tratamiento para evitar sobre o subdosajes de los distintos órganos afectados por el campo de radiación.

Introducción

Este trabajo refleja los resultados de la etapa inicial de un estudio que se está llevando a cabo en el Servicio de Radioterapia del Hospital San Roque de la ciudad de Córdoba, utilizando el servicio de dosimetría TL del Ceprocór (1). El objetivo es implementar un programa de control de calidad (QC), de bajo costo, sobre los procedimientos y técnicas utilizadas en este hospital para el tratamiento de patologías oncológicas. Con el objeto de ajustar el protocolo, en lo que respecta al muestreo de pacientes y la frecuencia de los controles (verificaciones de las dosis entregadas), en esta primera etapa el número de pacientes controlados es limitado.

La dosimetría *in vivo* es una parte importante del proceso de control de calidad en radioterapia, y la dosimetría termoluminiscente es la forma más confiable para realizarla, aunque los diodos son una alternativa conveniente para algunos propósitos. Mejorando los métodos de verificación, se puede intentar reducir el margen entre el "blanco biológico" y el volumen de tratamiento. Ya en el ICRU 24 (1976) (2) se indica que "todos los procedimientos involucrados en la planificación y ejecución de la radioterapia pueden contribuir con una incerteza significativa en la aplicación de la dosis al paciente... Un chequeo final del tratamiento real sólo puede realizarse por dosimetría *in vivo*".

Debido a sus características físicas los dosímetros TLD son muy apropiados para la dosimetría *in vivo*. Son de un material equivalente a agua o tejido, de dimensiones pequeñas, no necesitan cables y tienen muy buena resolución espacial.

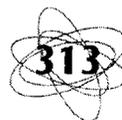
Las mediciones *in vivo* se limitan a determinaciones de dosis de entrada, salida y dosis intracavitarias. Conociendo la dosis de entrada y la dosis de salida se puede combinar la información para estimar la DOSIS TUMOR o la dosis en estructuras críticas (3).

El impacto de la dosimetría *in vivo* para prácticas clínicas ha sido ampliamente demostrado (4). Ciertas ventajas y mejoras en el tratamiento de un paciente individual se pueden obtener de las mediciones con TLD. Es posible optimizar: el posicionamiento del paciente y los elementos utilizados para inmovilizarlo, las protecciones y bolus a emplear, la separación entre campos y su angulación y, en ciertas ocasiones, es posible determinar la dosis del refuerzo (boost).

En general, utilizando las mediciones de todos los pacientes, se pueden identificar defectos en el equipo, checar la técnica de tratamiento utilizada o nuevas técnicas que se deseen implementar, controlar que los datos ingresados en el planificador de tratamientos computarizado sean correctos, etcétera.

Materiales y métodos

Se utilizan dosímetros termoluminiscentes (TLD) de LiF, TLD-100 (Harshaw), chips (3,1mm x 3,1mm x 0,9mm) y rods (1mm x 1mm x 6mm), que son leídos en un lector TL Harshaw 4000. El tratamiento térmico de los TLD que permite su reutilización consiste en 1h a 400 °C, seguido de un enfriamiento rápido. Las curvas de glow obtenidas de la lectura son analizadas con un programa analizador de curvas de glow (5, 6), el cual permite resolver los picos individuales. La lectura TL (áreas de los picos 4 y 5) es directamente proporcional a la dosis absorbida por el TLD, y se obtiene por comparación con un dosímetro de referencia. Se utilizan los TLD que presenten una reproducibilidad mejor al 2%, de manera que la incerteza final en la determinación de la dosis no supera el 5% en condiciones de referencia (6).



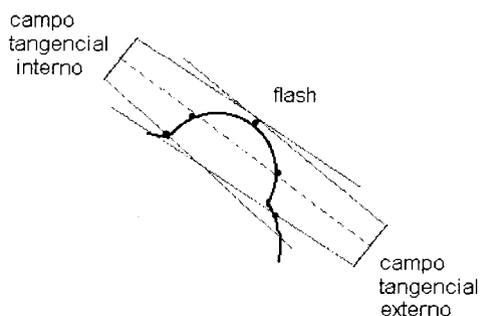


Figura 1(a). Irradiación de mama.

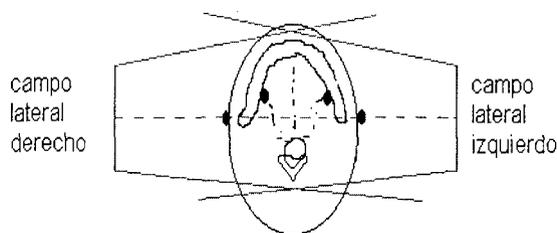


Figura 1(b). Irradiación de cabeza y cuello.

Actualmente se están controlando algunos tratamientos específicos en radioterapia externa, con pacientes sometidos a cobaltoterapia. Se han seleccionado pacientes bajo tratamiento radiante en diferentes áreas, tales como mama, cabeza, cuello y pelvis; en todos los casos se mide la dosis de entrada y salida, colocando los TLD en piel, y en la irradiación de cabeza y cuello se mide también la dosis en cavidad oral, en tanto que en la irradiación de pelvis se agrega la medi-

ción de la dosis en recto. Para todas estas mediciones salvo la de la dosis en recto, los dosímetros se utilizan de a pares, dentro de un portadosímetro semicircular que proporciona un *build-up* de 2 mm (suficiente para alcanzar el 95% de la dosis en el máximo) y sellados con polietileno. En cuanto a las determinaciones de las dosis en recto, se procede igual que en los controles similares en braquiterapia.

En las figuras 1(a) y (b) podemos observar cómo se ubican los dosímetros para dos tratamientos típicos:

1. *Mama*: irradiación del volumen mamario por dos campos tangenciales, opuestos y paralelos. Se colocan TLD en cada uno de los centros (o a mitad de la mama si se trata de hemicampos), uno en cada borde de campo y otro en el extremo superior, cerca del pezón identificado en la figura 1(a) como flash.

2. *Cabeza y cuello*: irradiación por campos opuestos y paralelos. Se colocan los dosímetros en los centros de ambos campos laterales. Además se mide la dosis en cavidad oral, a fin de controlar la dosis que recibe la mucosa bucal que suele presentar complicaciones. En los casos en que se irradia la zona del cuello, se colocan TLD en la parte superior del mismo, punto que se denomina flash en la tabla 2.

Ubicación	1 (W)	2 (H)	3 (H)	4	5 (H)	6	7 (H)	8	9	10
Centro Tg. Interno	99	106,5	106	93,5	113	97	104	110,5	98,5	102,5
Centro Tg. Ext.	98	105,5	117	89	111,5	96,5	111,5	119,5	107	96
Borde Interno	109	108,5	86,5	54,5	71,5	44,5	87,5	40,5	56,5	21
Borde Externo	119	95	107	28	43,5	53	72	17	106	35
Flash	86	111,3	113,5	120,5	123,5	128	121,5	113	117	105,5

Tabla 1. Mediciones obtenidas en los tratamientos de mama. En la primera fila se indica el número de paciente, W: significa tratamiento realizado con cuña de 30°, H: significa tratamiento realizado con hemicampos. En la tabla se encuentran los datos del cociente dosis medida a dosis planeada, en %.

En cuanto a la braquiterapia, se está controlando la dosis recibida por el recto, que es un órgano crítico. Para ello, se emplean los TLD rods, los cuales se colocan dentro de catéteres (diámetro externo de 5mm).

Resultados

Seguidamente se incluyen tablas con algunos de los resultados obtenidos en las mediciones de 10 pacientes con irradiación de mama, 9 con tratamiento en zona de cabeza y cuello, y 5 con irradiación en zona de pelvis o hemipelvis (tablas 1, 2 y 3).

De las mediciones *in vivo* en tratamientos de mama, tabla 1 y figura 2(a), se pueden realizar las siguientes observaciones: para el paciente 1, tratamiento de volumen mamario con filtro en cuña de 30°, la menor disponible en el equipo, se tiene una dosis en punto flash que es 14% menor a la planificada, lo que nos indica que de realizar todo el tratamiento con cuña, esta zona no recibiría la dosis prescrita. Midiendo la dosis en el punto flash para tratamientos sin filtro en cuña (restantes pacientes) se observan sobredosajes de hasta un 30% mayor a la dosis

planeada. Las mediciones de dosis en los bordes del campo (filas 4 y 5) deben realizarse cuidadosamente, ya que los TLD pueden quedar fuera (pacientes 4, 6, 8 y 10) o dentro del campo.

Para los tratamientos en zona de cabeza y cuello, tabla 2 y figura 2(b), se observa que la dosis medida dentro de cavidad oral es en general menor a la dosis planeada. Para tratamientos de Ca. de laringe o Ca. de supra-glótico, que involucra la irradiación del cuello, controlando la dosis en el punto flash se puede determinar la necesidad o no del uso de protecciones o filtros en cuña.

La tabla 3 contiene los resultados de las mediciones realizadas en pacientes sometidos a tratamiento radiante en zona de pelvis y hemipelvis. La pelvis, en general, se irradia con cuatro campos en caja (pacientes 1, 2, 3), en dos de los casos se midió dosis en recto. El paciente 4 es sometido a un tratamiento con campos oblicuos, para evitar sobredosaje del recto, lo cual se verifica con la dosimetría *in vivo*. El paciente 5 corresponde a un tratamiento de hemipelvis con tres campos, utilizando filtro en cuña.

Ubicación	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Centro L.D.	95,5	100	84,5	94	103	103	102	101	100,5
Centro L. I.	91,5	100,5	90	93	96,5	101,5	100,5	96	96
Cav. Oral Der			62,5	87,5	90	92			
Cav. Oral Izq.			67	97	95	85			
Flash L.D.	95,5	112							
Flash L. I.	105	107							

Tabla 2. Mediciones obtenidas en los tratamientos de cabeza y cuello. En la primera fila se indica el número de paciente. En la tabla se encuentran los datos del cociente dosis medida a dosis planeada, en %. Cav. oral: corresponde a mediciones dentro de la cavidad oral, para los casos en que el campo de tratamiento la involucra. Flash: corresponde a mediciones en límite superior de cuello, en los casos en que el campo involucra esta zona.

Ubicación	1	2	3	4 (Campos oblicuos.)	5 (W) (3cpos.)
Centro Ant.	76 (2)	77	44,5	75 (OAI)	98,5
Centro Post.	73,5	74		75,5 (OAD)	99,5
Centro L. D.	51	52 (3)	62,5		55
Centro L. I.	49 (1)	49,5	46		
Sonda rectal		93,5	73,5	12,8	

Tabla 3. Mediciones obtenidas en los tratamientos de pelvis y hemipelvis. En la primera fila se indica el número de paciente. En la tabla se encuentran los datos del cociente dosis medida a dosis planeada, en %. La sonda rectal contiene un par de TLD que se encuentran en promedio a unos 5cm de la boca de ano. En el paciente 4 el tratamiento es con campos oblicuos y en el paciente 5 se trata una hemipelvis con tres campos, W: significa cuña en los campos anterior y posterior.

Conclusiones

Los resultados obtenidos demuestran la clara necesidad de realizar controles con dosimetría *in vivo*, pese a los complejos planificadores de tratamientos computarizados de que puedan disponerse. Existen varios factores que pueden afectar los resultados de un tratamiento radiante.

En muchos casos de tratamiento de Ca. de mama, el planificador prowiss 3000 utilizado en el Hospital "San Roque", indica que debe usarse un filtro en cuña de 10° o

15°. Como la cuña de menor ángulo disponible en el equipo del hospital es de 30°, deben planificarse los tratamientos, unos días con filtro en cuña y otros sin, de manera de compensar adecuadamente. Según se observa en la figura 2 (a), tabla 1, es posible lograr esta compensación, ya que las mediciones en el punto flash nos indican en general un aumento de la dosis en un 20% para tratamientos sin cuña, y una disminución en un 15% para tratamientos con cuña.

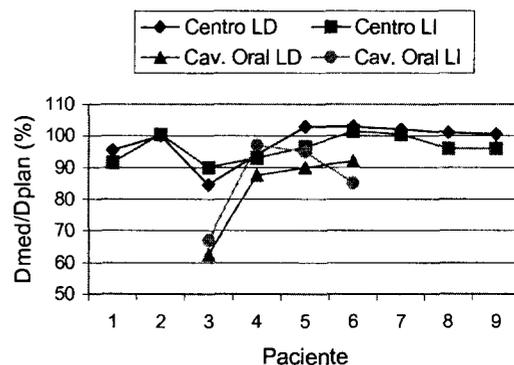
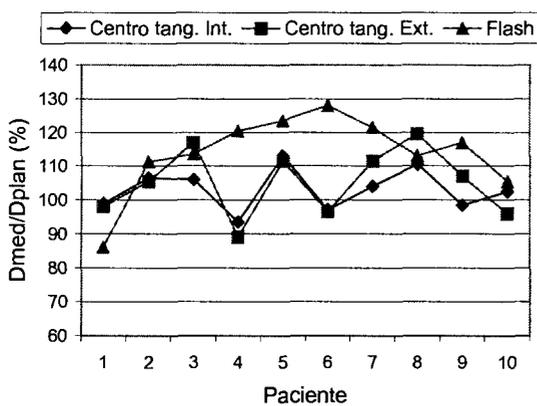


Figura 2(a). Pacientes con tratamiento radiante en zona de mama, se indican los valores obtenidos en los centros de campo y en el punto de flash y 2(b): tratamientos en cabeza y cuello, se pueden ver los resultados obtenidos por los TLD ubicados en los centros de campo y dentro de cavidad oral.



Los resultados obtenidos con la dosimetría TL *in vivo* son sumamente útiles para controlar la calidad del tratamiento realizado, pudiendo detectarse tempranamente cualquier inconsistencia. En algunos casos, como por ejemplo los pacientes 5, 6 y 7 sometidos a tratamientos en mama, las mediciones indican la necesidad de replanificación.

Agradecimientos

Al equipo de técnicos del Hospital "San Roque", que colaboraron en la realización de este trabajo.

Bibliografía

1. Bustos S., Vélez G. and Rubio M. 1997 "Implementation of *in vivo* TL dosimetry service for external radiotherapy, first results for high energy photon beams: ^{60}Co , 6MV & 10MV". (Abstract) *Medical & Biol. Engineering & Computing*, 35, supplement part 2, p. 1084.
2. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) 1976 "Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures". ICRU Rep.24, *ICRU Publications*, (Bethesda, M.D.)
3. Duch M. A., Jomet N., Ginjaume M., Ribas M. and Ortega X. (1997) "A comparison of two *in vivo* dosimetry procedures in total body irradiation technique". (Abstract) *Medical & Biol. Engineering & Computing*, 35, supplement part 2, p. 1038.
4. Kron T. (1994) "Thermoluminescence dosimetry and its applications in Medicine – Part 1: Physics, Materials and Equipment". *Australasian Phys. & Eng. Sciences in Medicine* 17 (4) 175-199.
5. Muñiz J.L., Delgado A., Gómez Ros J.M., and Brosed A. 1995 "Application of glow curve analysis methods to radiotherapy mailed dosimetry with LiF TLD-100". *Phys. Med. Biol.* 40, 253-268.
6. Bustos S., Vélez G. y Rubio M. 1998 "Dosimetría TL para Radioterapia". A publicarse como suplemento (VI Congreso Argentino de Protección Radiológica y Seguridad Nuclear) de la revista *Seguridad Radiológica* que edita la Sociedad Argentina de Radioprotección.





MX9900184

MEJORAS EN LA DOSIMETRÍA TL PARA RADIOTERAPIA

Silvia Bustos⁽¹⁾

Graciela Vélez⁽²⁾

Marcelo Rubio

CEPROCOR

Arenales 230 Juniors Córdoba 5000

Argentina.

srbustos@ceprocor.uncor.edu

⁽²⁾Servicio de Radioterapia - Hospital

San Roque Córdoba.

Resumen

La dosimetría termoluminiscente (TLD) *in vivo* ha demostrado ser una de las más confiables para el control de tratamientos radioterapéuticos, pero la demora en la respuesta es la principal desventaja en su aplicabilidad. En este trabajo se presentan importantes mejoras y se demuestra que manteniendo la precisión y confiabilidad de la técnica, es posible acelerar los tiempos de respuesta a unas pocas horas.

Para realizar este trabajo se utiliza un lector Harshaw 4000, dosímetros LiF TLD-100 chips (3.1 x 3.1 x 0.89 mm³) y rods (1 x 1 x 6 mm³). Con la implementación de un programa de análisis de curvas de glow desarrollado en el Ciemat, se obtiene una separación de los picos TL de manera rápida y precisa, por lo que el tratamiento térmico de los dosímetros puede reducirse a un único recocido pre-irradiación de 1 h a 400 °C.

Se realiza una calibración periódica e individual de los TLD y un estudio de los factores que influyen en la relación señal TL-dosis como la linealidad, corrección por energía, respuesta direccional y desvanecimiento de la señal TL. Los resultados de estos estudios se introducen en una planilla de cálculo diseñada especialmente y que nos permite obtener la dosis absorbida por el TLD

a partir de los datos (áreas de los picos dosimétricos) que surgen del análisis de las curvas de glow. La dosis se obtiene con una precisión menor al 5%.

Los dosímetros ya irradiados (*in vivo*) se analizan e informan en sólo cuatro horas, permitiendo un mayor control del tratamiento y una corrección de los posibles errores para la siguiente sesión, aun en tratamientos bifraccionados. El método implementado resulta así preciso, rápido y confiable.

Introducción

La dosimetría termoluminiscente (TLD) *in vivo* ha demostrado ser una de las más confiables para el control de tratamientos radioterapéuticos. En los grandes centros de radioterapia, que cuentan con dosimetría TL, no la utilizan con la regularidad que quisieran debido a la demora en la respuesta y el tiempo que lleva la preparación de los dosímetros. En este trabajo se presentan importantes mejoras y se demuestra que manteniendo la precisión y confiabilidad de la técnica, es posible acelerar los tiempos de respuesta a unas pocas horas.

Este sistema se ha implementado en el Ceprococor (1), en una primera etapa para fotones de alta energía, a fin de ofrecer a los

centros de radioterapia la posibilidad de contar con un servicio de dosimetría *in vivo* rápido y preciso, pudiendo determinarse la dosis con un error menor al 5 %, lo cual satisface los requerimientos del ICRU 24(2).

Mediciones de dosis de entrada y de salida nos brindan información acerca del procedimiento o técnica de tratamiento utilizada (3), siendo posible identificar errores sistemáticos en situaciones particulares y checar la utilización de sistemas de inmovilización (4). Es posible también controlar tratamientos especiales aunque sean bifracionados, como lo es la Irradiación Corporal Total (5).

Materiales y métodos

Se utiliza un lector Harshaw 4000 y dosímetros de Fluoruro de Litio TLD-100 chips (3,1 mm x 3,1 mm x 0,9 mm) y rods (1 mm x 1 mm x 6 mm).

A fin de poder reutilizar los dosímetros, éstos se someten a un recocido de 1h a 400 °C seguido de un enfriamiento rápido a temperatura ambiente.

En el lote, los dosímetros TL (TLD) son caracterizados por un número. Para determinar la sensibilidad individual de cada TLD respecto de la lectura promedio del lote, todos los dosímetros se irradian en un maniquí de PMMA a una profundidad de 1cm en un haz de ^{60}Co . Esto nos permite obtener un factor de sensibilidad individual C_i , donde $C_i = L / L_i$ (L_i es la lectura TL del *i*-ésimo TLD y L es la lectura TL promedio del lote).

Este procedimiento se repite tres veces al menos, para obtener un C_i promedio y descartar los TLD que no presentan una reproducibilidad mejor al 2% (Mayles *et al.* (6)). Este factor de sensibilidad individual es reobtenido periódicamente, a fin de mantener la precisión.

La dosis se determina comparando la respuesta de un dosímetro dado respecto a la

respuesta de un TLD de referencia, que ha sido irradiado en un punto donde la dosis se conoce con precisión. En este punto la dosis se determina por mediciones realizadas con una cámara de ionización NE 2571 (0,6 cm³) conectada a un electrómetro Keithley 35617EBS. La determinación de la dosis se realiza siguiendo el protocolo de la IAEA (7) y es trazable al Laboratorio de Calibración Secundaria de la Argentina. Para la calibración de los TLD se diseñó un portadosímetros de PMMA que tiene la misma forma y tamaño que la cámara de ionización NE 2571 y permite colocar un par de TLD en el punto efectivo de medida de dicha cámara.

Para las mediciones *in vivo* de dosis de entrada o salida, así como dosis en cavidad oral, los TLD se colocan en pares en portadosímetros de PMMA en forma de semicilindros de 2mm de espesor en torno a los TLD, sellados en polietileno (1, 5). Para mediciones de dosis en cavidades como recto o cuello de útero, los TLD se colocan en catéteres especiales sellados (1). Para mediciones de dosis piel, se sellan entre dos hojas de polietileno (4).

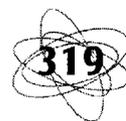
Las curvas de glow obtenidas de la lectura TL son analizadas con un programa (GCA) que ha sido desarrollado en el Ciemat (8) y resuelve los picos de glow, pudiendo seleccionar entre cinética de primer orden, segundo orden o gaussiana.

Resultados

La dosis absorbida en agua D , en la posición del TLD puede calcularse de la lectura TL (L) como:

$$D = L \cdot S \cdot K_L \cdot K_F \cdot K_E$$

donde $S = D_{\text{ref}} / LD_{\text{ref}}$ es el factor de calibración del sistema; y los factores de corrección tienen en cuenta la no-linealidad en la relación lectura T_L - dosis (K_L), el decaimiento de la señal con el tiempo (K_F), y la respuesta en energía (K_E) de los TLD.



Como señalan Kirby *et al.* (9) el factor de calibración del sistema puede cambiar en cada sesión de lectura, debido a cambios en la electrónica y óptica del lector, reflectancia de la plancheta, características del calentamiento, etc., y se obtiene de irradiar un grupo de TLD a una dosis conocida, D_{ref}

En nuestro caso (1, 3, 4, 5), los dosímetros se utilizan inmediatamente después de haber realizado el recocido, los TLD de referencia se irradian el mismo día que las muestras, y las lecturas se realizan seguidamente; por lo que el factor $K_F = 1$.

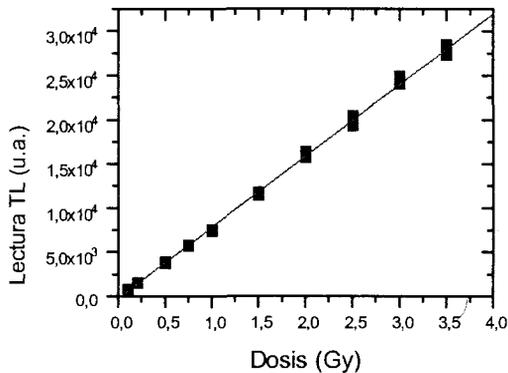


Figura 1 (a). Calibración Lectura TL- Dosis.

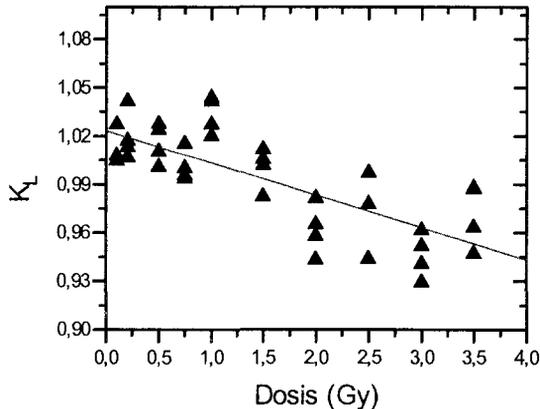


Figura 1 (b). Factor de corrección por no-linealidad, normalizado a 1 para $D = 0.75$ Gy.

El factor de corrección por energía se normaliza a uno para la energía de los rayos gamma de ^{60}Co , y es necesario realizar experimentos con muy buena precisión a fin de obtener K_E para otras energías de fotones o electrones como indica Mobit (10). Estamos aún estudiando este factor, sobre todo

para electrones de alta energía, pero en su defecto, los TLD de referencia se irradian en el mismo haz en que se realizarán las mediciones *in vivo* (3, 5).

Utilizando un maniquí de PMMA, los dosímetros se irradian con dosis conocidas en el rango 0,1 a 3,5 Gy. En la figura 1 (a) se puede ver un comportamiento de la relación lectura TL-dosis lineal (coeficiente de regresión lineal, $r = 0.9993$), aunque se observa una tendencia hacia la supra-linealidad a partir de 1,5 Gy. Cuanto más se asemeje la dosis de referencia a la dosis que se espera medir, menor será la corrección por no-linealidad, K_L , que se obtiene de la relación D/L versus D (figura 1 (b)). K_L se normaliza a la unidad para la dosis de referencia (1, 9).

Para el análisis de incertezas se siguen las recomendaciones de Kirby *et al.* (9), donde los parámetros que relacionan la dosis con la lectura TL, se toman como independientes. Utilizando cuatro TLD para la dosis de referencia y pares para las mediciones *in vivo*, se consigue una incerteza total menor al 5 %, en la determinación de la dosis.

Con una versión simplificada del programa se obtienen rápidamente las áreas de cada pico (figura 2). La lectura TL se toma como la suma de las áreas de los picos 4 y 5.

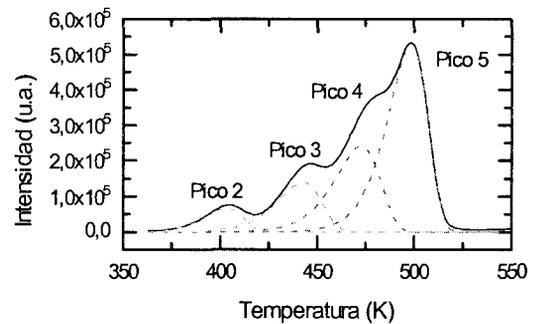


Figura 2. Curva de glow típica de un TLD-100, con un recocido pre-irradiación de 1h a 400 °C. Podemos observar la resolución en picos individuales que permite obtener las áreas de los picos 4 y 5 (lectura TL) con muy buena precisión.



Los resultados de calibraciones y estudios previos de los parámetros involucrados en la determinación de la dosis a partir de la lectura TL, como son los factores de sensibilidad individual C_i , los factores de corrección por energía, fading y no-linealidad, etc., se introducen en una planilla de cálculo tipo Excel. Esta planilla se diseñó de manera tal que introduciendo en dos columnas las áreas del pico 4 y del pico 5; y en una celda el valor de la dosis de referencia (en cGy), se puede obtener inmediatamente la dosis medida por cada TLD y el promedio del par de dosímetros por punto de medición, ambos con su correspondiente error.

Conclusiones

De esta manera, es posible reducir tanto el tiempo de preparación de los TLD como el tiempo de lectura y evaluación de los resultados medidos. Para unos 60 TLD utilizados para mediciones *in vivo*, en Centros de Radioterapia ubicados en la ciudad de Córdoba y alrededores, la información se obtiene luego de sólo 3 o 4 horas posteriores a la irradiación, por lo que el procedimiento implementado permite corregir posibles errores en el tratamiento aun en caso de ser

bifraccionado, como por ejemplo en Irradiación Corporal Total (5).

La dosimetría *in vivo* constituye una herramienta esencial para el control de calidad en radioterapia, por lo que consideramos que es muy importante contar con un sistema rápido y preciso que permita asegurar una buena aplicación del tratamiento radiante.

Agradecimientos

A los doctores José María Gómez Ros y Antonio Delgado del Ciemat, por facilitarnos el programa de análisis de curvas de glow, así como toda información que les fue requerida. Este agradecimiento se extiende a todo el personal del Ciemat que se encuentra bajo la dirección y supervisión del Dr. Delgado, por brindar su experiencia con mucha amabilidad.

Asimismo, debemos agradecer la colaboración de físicos, médicos y técnicos radiólogos del Hospital "San Roque", del Instituto Privado de Radioterapia y del Instituto de Terapéutica Radiológica Dr. Di Rienzo.

Finalmente queremos agradecer al Ceprocór, que financia el desarrollo de este trabajo y al Lic. Alejandro Germanier, por sugerencias y discusiones muy útiles.



Bibliografía

1. Bustos S., Vélez G. and Rubio M. 1997 "Implementation of *in vivo* TL dosimetry service for external radiotherapy, first results for high energy photon beams: ^{60}Co , 6MV & 10MV". (Abstract) *Medical & Biol. Engineering & Computing*, 35, supplement part 2, p. 1084.
2. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) 1976 "Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures". ICRU Rep.24, *ICRU Publications*, (Bethesda, M.D.)
3. Bustos S., Vélez G., Balmaceda O., Gutiérrez S. y Ferraris M. 1998 "Dosimetría TL *in vivo* para el Control de Calidad en Radioterapia con ^{60}Co y Braquiterapia de Baja Tasa de Dosis". A publicarse como suplemento (VI Congreso Argentino de Protección Radiológica y Seguridad Nuclear) de la revista *Seguridad Radiológica* que edita la Sociedad Argentina de Radioprotección.
4. Venencia D., Zunino S., Tissera, Leone, Bustos S. 1998 "Implementación y Evaluación de un Sistema de Inmovilización Termoplástico para la Irradiación de Tumores Pélvicos" (resumen) *Nuevas Tendencias en Oncología*, vol. VII, no. 1, (suplemento), p. 45.
5. Venencia D., Zunino S., Bustos S. 1998 "Aspectos Físicos de una Técnica de Irradiación Corporal Total" (Resumen) *Nuevas Tendencias en Oncología*, vol. VII, no. 1, (suplemento) 46.
6. Mayles W. P. M., Heising S. and Mayles H. M. O. 1993 "Treatment verification and *in vivo* dosimetry". *Radiotherapy Physics in Practice*, ed. J. R. Williams and D. I. Thwaites, (Oxford: Oxford University Press), pp. 227-252.
7. International Atomic Energy Agency (IAEA) 1987 "Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice". *IAEA Technical Report Series 277*, (Vienna: IAEA).
8. Muñiz J.L., Delgado A., Gómez Ros J.M., and Brosted A. 1995 "Application of glow curve analysis methods to radiotherapy mailed dosimetry with LiF TLD-100". *Phys. Med. Biol.* 40, 253-268.
9. Kirby T.H., Hanson W.F. and Johnston D.A. 1992 "Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimeters". *Med. Phys.* 19 (6), 1427-1433.
10. Mobit P.N. 1996 "Monte Carlo study of dose measurement in radiotherapy beams with LiF-TLDs and other solid state dosimeters" (Ph.D. Thesis, University of London). ICR-2/96, Physics Dept., Institute of Cancer Research, Sutton SM2 5PT, UK.