

DOSIMETRÍA COMPUTARIZADA DE LAS FUENTES DE I-125 MODELO 6711

Dr. José ISTURIZ - Radiofísico

Centre de Radiothérapie du Parc - 18, cours du Général de Gaulle

21000 DIJON - FRANCE

I - PRESENTACIÓN FÍSICA DE LAS FUENTES – CARACTERÍSTICAS.

I 1 - CONSIDERACIONES FÍSICAS DEL I-125.

I 2 - RAYAS CARACTERÍSTICAS DE LA PLATA.

II – RADIOPROTECCIÓN.

II 1 – GENERALIDADES.

II 2 - LA RADIOPROTECCIÓN DE LA FAMILIA Y DEL PACIENTE.

III - MODELO MATEMÁTICO DE LAS FUENTES DE I-125 MODELO 6711.

III 1 - VARIABLES Y CONSTANTES DEL MODELO MATEMÁTICO.

III 2 - ACTIVIDAD VISTA POR EL PUNTO « P ».

III 3 - CASO DEL I-125 QUE SE ENCUENTRA CUBIERTO POR EL CILINDRO DE PLATA.

III 4 – TASA DE DOSIS DEBIDA AL I-125 VISTO POR EL PUNTO « P ».

III 5 – TASA DE DOSIS DEBIDA AL I-125 CUBIERTO POR EL CILINDRO DE PLATA .

III 6 – LA FÓRMULA SIMPLIFICADA.

IV - DATOS CONSIDERADOS EN EL PROGRAMA DE CÁLCULO.

IV 1 - DETERMINACIÓN DE LA CONSTANTE Γ_d^* EN EL AIRE.

IV 2 - DETERMINACIÓN DE LA ACTIVIDAD REAL (A_r) DE LA FUENTE.

IV 3 - HOMOGENEIDAD DE LAS FUENTES DE I-125 MODELO 6711.

IV 4 - DETERMINACIÓN DE LA FUNCIÓN DE ABSORCIÓN Y DIFUSIÓN EN EL AGUA $\phi(R)$.

V - COMPROBACIÓN EXPERIMENTAL DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS.

V 1 - DOSIMETRÍA CON PLACA RADIOGRÁFICA.

V 2 - DOSIMETRÍA POR ORDENADOR VERSUS DOSIMETRÍA RADIOGRÁFICA.

VI – TASA DE EXPOSICIÓN Y ACTIVIDAD APARENTE.

VI 1 - MEDIDA DE LA TASA DE EXPOSICIÓN.

VI 2 - VALIDEZ DEL MÉTODO.

VI 3 - MEDIDA DE LA ACTIVIDAD APARENTE.

VII - TÉCNICAS DE UTILIZACIÓN DE LAS FUENTES DE I-125.

VIII - EL CÁLCULO DE LA DOSIS. SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN.

VIII 1 LOS SISTEMAS CLÁSICOS DE DOSIMETRÍA PARA APLICACIONES TEMPORALES.

- VIII 2 EL MÉTODO DE DIMENSIÓN PROMEDIO PARA IMPLANTES PERMANENTES.
VIII 3 LAS APLICACIONES EN UN PLAN. MÉTODO DE LOS ÁBACOS.
VIII 4 LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS CON ORDENADORES.
VIII 5 SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN.

IX - REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA (En Francés) No actualizada para la fecha del Congreso

X - BIBLIOGRAFÍA. SITIOS, INDICADORES Y DIRECCIONES INTERNET.

X 1 - BIBLIOGRAFÍA. estudio físico de las fuentes de I-125.

X 2 - BIBLIOGRAFÍA. utilización de las fuentes de I-125.

I - PRESENTACIÓN FÍSICA DE LAS FUENTES – CARACTERÍSTICAS.

Las fuentes sólidas del I-125 son fabricadas en Europa y en los Estados Unidos por las sociedades AMERSHAM, NORTH AMÉRICA SCIENTIFIC, INTERNACIONAL ISÓTOPOS, BEBIG, BEST, ISOTOPO PRODUCTS, MILLS BIOPHARMACEUTICALS y SYNCOR.

(<http://www.standardimaging.com/brachytherapy/seedmanuf.htm>).

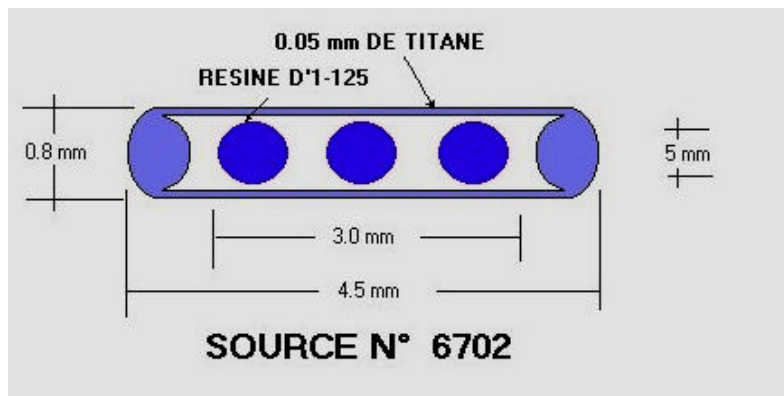


Figura 1 Fuente 6702

- El modelo 6702, está formado por dos esferas de resina impregnadas del I-125 incluidas en un cilindro de titanio (Figura 1). Una esfera en oro se sitúa entre las dos esferas para permitir la localización radiográfica. Es imposible con el modelo 6702 situar la orientación de las fuentes y para los cálculos dosimétricos, se consideran como fuentes puntiformes.

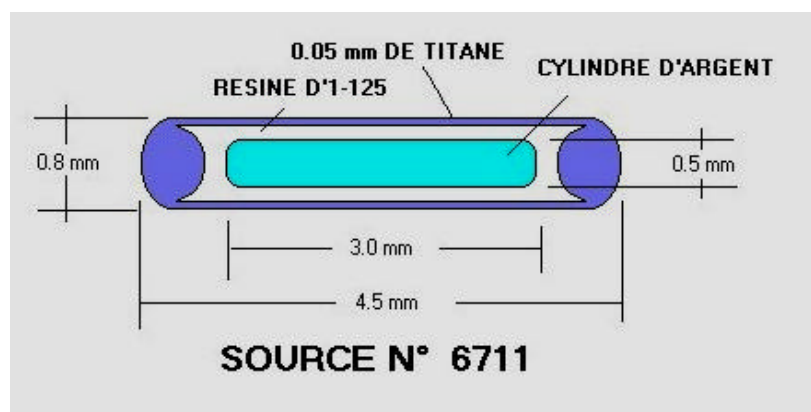


Figura 2 Fuente 6711

- El modelo 6711, está formado de un cilindro de Ag. impregnado de I-125 (Figura 2). El conjunto contiene en un cilindro en titanio de mismas dimensiones que el modelo 6702. La presencia del cilindro de plata hace posible la localización radiográfica, y se realiza el cálculo dosimétrico teniendo en cuenta la orientación de la fuente en el espacio.

- El modelo 2301 de BEST INDUSTRIES contiene el I-125 depositado sobre un hilo de tungsteno encapsulado en dos envolturas de titanio. Este modelo ofrece las siguientes ventajas (Ref. 7,71):

1. Mejor distribución de dosis (anisotropía menos pronunciada que las fuentes 6711) debida a la presencia del I-125, tanto en las extremidades de la fuente como sobre la periferia.
2. Existe en varias longitudes y se utiliza en implantes permanentes o temporales.
3. Mejor localización debido a la presencia del tungsteno.
4. El riesgo de contaminación es menor debido a la presencia de la doble cápsula.

I 1 – CONSIDERACIONES FÍSICAS DEL I-125.

El I-125 se obtiene a partir del Te-125 por la reacción $^{125}_{52}\text{Te}(d,2n) \rightarrow ^{125}_{53}\text{I}$. Se desintegra con una vida media de 58.89 días según dos procesos:

- La desintegración del Te-125m : 80% por captura electrónica sobre la capa K y 20% por captura electrónica sobre la capa L. El Te-125m decae por emisión γ con una vida media de 1.6×10^{-9} sec.

- El segundo proceso es la emisión de rayos X, dos rayas $K\alpha$ y $K\beta$, rayos X de capas L y M, y una conversión en cascada de las capas K, L y M, efecto Auger y electrones de Coster-Kroning.

I 2 - RAYAS CARACTERÍSTICAS DE LA PLATA.

Sobre el espectro de las fuentes modelo 6711, se distinguen las rayas de fluorescencia correspondientes a la plata en proporción no despreciable.

En la Tabla 1, se muestran las intensidades relativas de los fotones normalizados sobre la raya $K\alpha$ del I-125 por los dos modelos de fuentes 6702 y 6711.

MODELO	I-125 \rightarrow Te-125			FLUORESCENCIA	
	27.4 keV-	31.4 keV	35.4 keV	22.1 keV	25.2 keV
6702	100 %	25 %	6%	----	----
6711	100 %	25 %	6 %	25 %	7 %

Tabla 1: Intensidades relativas de las rayas del I-125, de la Ag. para los dos modelos de fuentes. El cálculo de la dosis en torno a las fuentes 6711 toma en cuenta la presencia de las rayas de fluorescencia de la Ag.

II - RADIOPROTECCIÓN :

II 1 – GENERALIDADES. La Tabla 2, muestra las capas hemirreductoras (C.D.A.) de algunos radioisótopos utilizados en implantes permanentes.

ISÓTOPO	PERIODO $T_{1/2}$	Γ_{∂} $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{MBq}^{-1}\cdot\text{m}^2$	Γ_{∂} $\text{R}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{mCi}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$	C.D.A. mm de plomo
Au 198	2.7 días	0.0548	2.32	3 mm
Rn 222	3.8 días	0.195	8.25	14 mm
I 125	58.89 días	0.034	1.45	<0.03 mm
Pd-103	16.99 días			<0.03 mm

Tabla 2: Cuadro comparativo de las C.D.A., $T_{1/2}$ y Γ_{∂}

La C.D.A. del I-125, inferior a 0.03 mm., permite una excelente radioprotección obtenida con el simple uso de delantales de plomo utilizados en los servicios de radiodiagnóstico. (Ref. 20, 73).

Además, el uso de la habitación por varios pacientes es posible ya que la dosis en superficie para aplicaciones a más de 5 cm de profundidad, es inferior a 5 mSv/h. (0.5 mR/h).

La detección del I-125 es posible con los detectores generalmente utilizados en los servicios de medicina nuclear. En el caso de detectores utilizados en radioterapia, se debe verificar y calibrar el detector para bajas energías.

II 2 - LA RADIOPROTECCIÓN DE LA FAMILIA Y DEL PACIENTE.

Aunque la energía de los fotones del I-125 sea muy baja, el período de 58.89 días sigue siendo superior al de otros radioisótopos utilizados en implantaciones permanentes. Así, medidas de radioprotección particulares son necesarias en el ambiente familiar: las mujeres embarazadas deben permanecer a más de un metro del paciente durante los tres primeros meses de la aplicación, los niños no deben permanecer más de 5 minutos al día cerca del paciente durante los seis primeros meses de la aplicación, y el paciente debe utilizar preservativos en las relaciones sexuales durante los seis primeros meses del implante de próstata, para recuperar las fuentes de I-125 que hubiesen caído en las vesículas seminales.

Las dosis en superficie y a un metro del paciente cargado con fuentes del I-125 son de 10 a 30 veces inferiores a las obtenidas con las fuentes de Radón-222, por ejemplo.

III - MODELO MATEMÁTICO DE LAS FUENTES DE I-125 MODELO 6711.

El modelo matemático adoptado para las fuentes 6711 (Figura 3) considera, que se tienen N+M fuentes lineales distribuidas entorno al cilindro de plata. Estos N+M fuentes son filtrados al interior por la plata y al exterior por el titanio.

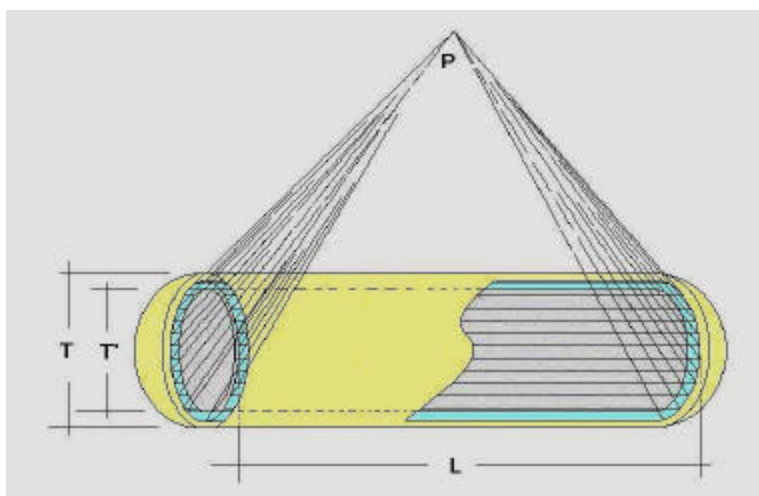


Figura 3: Vista de una Fuente de I-125 Modelo 6711. L = Longitud Activa
T = Espesor de Titanio T' = Diámetro del Cilindro de Plata

III .1 - VARIABLES Y CONSTANTES DEL MODELO MATEMÁTICO

Un punto « P » (Figura 4) situado frente al plano medio de la fuente y a una distancia « x » de su superficie, ve el I-125 depositado sobre el cilindro de plata según una corona S1+S2. La superficie S2 aumenta con la distancia al punto « P ». El punto “P” no ve el I-125 detrás del cilindro de plata. Los fotones emitidos por este lado de la fuente son absorbidos en gran parte por el cilindro de plata.

S₁ es una constante,

$$S_1 = \frac{\Pi \times r_i^2 \times f}{360^\circ} - \frac{r_i^2 \times \sin f}{2}$$

$$f = 2 \times \arccos \frac{r_0}{r_i}$$

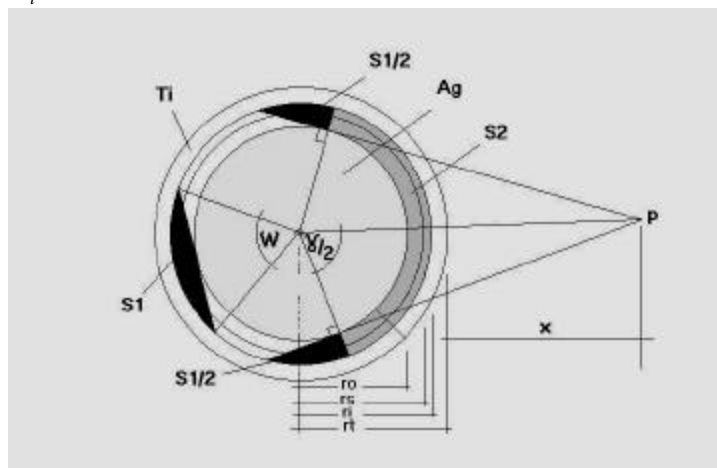


Figura 4: Corte Axial de una Fuente de I-125 modelo 6711.
 $S_3 = \text{CORONA DEL I-125 SOBRE EL CILINDRO DE PLATA (constante)}$
 $S_1 + S_2 = \text{FRACCIÓN DE LA CORONA VISTA POR EL PUNTO « P »}$
 (S1: constante, S2: variable función de « x »)

$$f = 1.5504 \text{ RADIANES} = 0.033724 \text{ mm}^2$$

S_2 es una variable, dependiente de la distancia de la superficie de la fuente al punto « P » :

$$S_2 = \frac{2 \times \Pi}{360} \times \arccos\left(\frac{r_0}{(rt + x)}\right) \times (r_i^2 - r_0^2)$$

S_3 es una constante :

$$S_3 = \Pi \times (r_i^2 - r_0^2) = 0.1885 \text{ mm}^2$$

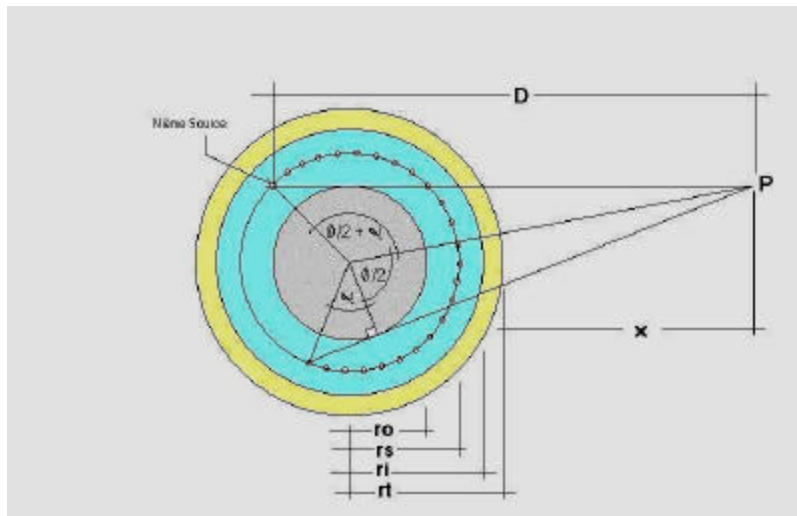


FIGURA 5: Corte axial de una fuente de I-125

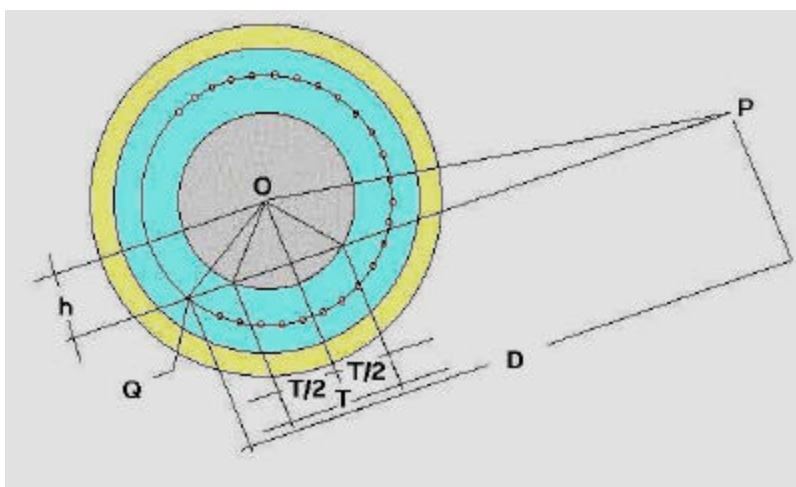


FIGURA 6: Corte axial de una fuente de I-125

III 2 - ACTIVIDAD VISTA POR EL PUNTO « P » :

La actividad de I-125 vista por el punto « P » es función de la actividad total « At » y dada por :

$$\text{ACTIVIDAD} = \frac{At \times (S_1 + S_2)}{N \times S_3}$$

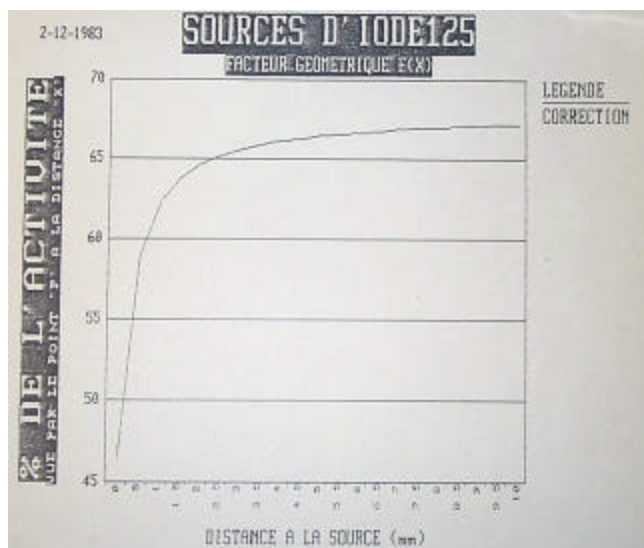


Figura 6a. Variación de la corrección de la dosis con la distancia

Si $x = 0$ cm, el punto « P » se encuentra en contacto con la fuente y ve 46.4% del I-125, a 10 mm ve un 67.1% y a 100 mm 67.9 % (Figura 6a)

Cada fuente elemental « N » o « M » puede ser calculada por la Integral de Sievert.
La distancia « D » es una variable obtenida por:

$$D = \sqrt{rs^2 + (rt + x)^2 - 2 \times rs \times (rt + x) \times \cos \beta}$$

β varia de $(\phi/2 + \alpha)$ a $-(\phi/2 + \alpha)$ (ver Figura 5)

Si la longitud de cada fuente elemental es «L», la actividad lineal elemental A' es:

$$A' = \frac{At \times (S_1 + S_2)}{N \times S_3 \times L} \quad \text{y el cálculo en el punto « P » está dado por :}$$

$$\text{DOSIS (P)} = \sum_{i=1}^N \frac{At \times (S_1 + S_2) \times \Gamma_d}{N \times S_3 \times L} \times \int_{q_1}^{q_2} e^{-m/r \times T / \cos(q)} dq$$

θ_1 y θ_2 son los límites de integración variables en función de « D » calculados por :

$$q_1 = \text{atn}(Xo + L / 2) / D$$

$$q_2 = \text{atn}(Xo - L / 2) / D$$

T es el espesor de Titanio visto por la fuente lineal elemental. Considerado como constante y expresado en masa por unidad de superficie:

$$T = 0.005 \text{ cm} \times 4.54 \text{ g.cm}^{-3} = 0.0227 \text{ g.cm}^{-2}$$

III 3 - CASO DEL I-125 QUE SE ENCUENTRA CUBIERTO POR EL CILINDRO DE PLATA.

El principio de cálculo es el mismo, excepto para el espesor de la plata T', que varía de una fuente elemental a la otra entre 0 y 0.4 mm.

La actividad lineal de las «M» fuentes elementales detrás del cilindro de plata esta dada por A''

$$A'' = \left(1 - \frac{S_1 + S_2}{S_3}\right) \times \frac{At}{M \times L}$$

CÁLCULO DEL ESPESOR DE PLATA « T' » ATRAVESADO.

A partir de la superficie del triángulo «OPQ» (Figura 6), se determina el espesor T' en mm

$$T'(\text{mm}) = 2 \times \sqrt{ro^2 - h^2}$$

« h » es una variable dependiente de la posición de la fuente elemental. « h ». Varía de 0 a π .

III 4 – TASA DE DOSIS DEBIDA AL I-125 VISTO POR EL PUNTO « P »

$$\dot{A} = \Gamma_d^* \times \frac{At}{L \times N} \sum_{i=1}^N F(\mathbf{g}) \times \int_{q_1}^{q_2} e^{-\mu r / \cos q_i} dq$$

\dot{A} = Tasa de dosis debida al I-125 visto por el punto « P »

At = Actividad total de la fuente

L = Longitud activa de las fuentes

N = Número de fuentes elementales vistas por el punto « P »

$F(\mathbf{g})$ = Función que calcula la fracción de I-125 visto por el punto « P »

III 5 - TASA DE DOSIS DEBIDA AL I-125 CUBIERTO POR EL CILINDRO DE PLATA

$$\dot{B} = \Gamma_d^* \times \frac{At}{L \times M} \sum_{i=1}^M (1 - F(\mathbf{g})) \times \int_{q_3}^{q_4} e^{-\mu r / \cos q_i} dq$$

\dot{B} = Tasa de dosis en el mismo punto debida al I-125 cubierto por el cilindro de plata.

At = Actividad total de la fuente

L = Longitud activa de las fuentes

M = Número de fuentes elementales cubiertas detrás del cilindro de PLATA no vistas por el punto « P »

$1 - F(\mathbf{g})$ = Fracción de I-125 detrás del cilindro de PLATA no vista por el punto « P »

$$F(\mathbf{g}) = (S1 + S2)/S3$$

$$1 - F(\mathbf{g}) = (S3 + (S1 + S2)) / S3$$

S1 y S3 son constantes y S2 es una variable función de la distancia « x » (Figura 6a)

III 6 - LA FÓRMULA SIMPLIFICADA.

Si se calculan las tasas de dosis a partir de la fórmula completa del modelo matemático se obtiene:

\dot{A} = Tasa de dosis debida al I-125 visto por el punto « P ».

\dot{B} = Tasa de dosis debida al I-125 cubierto por el cilindro de plata.

La relación \dot{A}/\dot{B} se puede considerar como constante e igual a 0.03. Esto permite simplificar la fórmula y obtener tiempos de cálculos 2 veces más rápidos para la dosimetría gráfica.

La tasa de dosis en un punto «P» se puede calcular de manera simplificada :

$$\overset{O}{\underset{p}{D}} = \overset{O}{A} + \overset{O}{B} = 1.03 \overset{O}{A}$$

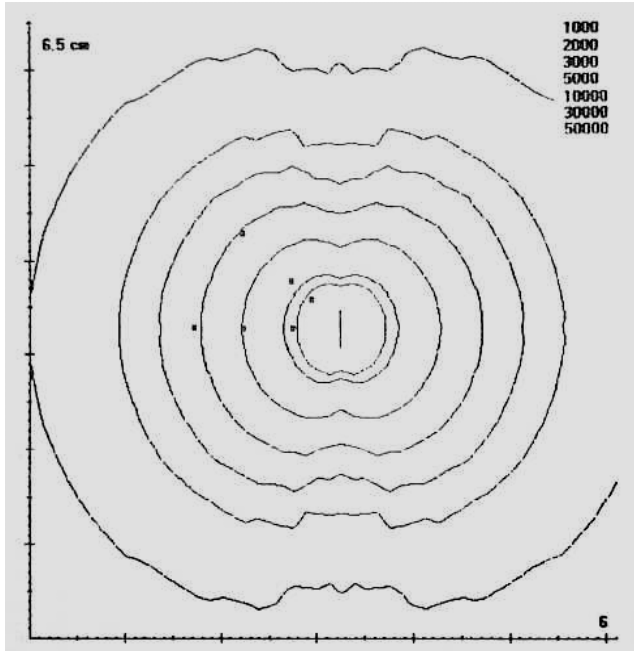


Figura 7. Fuente de Ir-192 de 4 mm

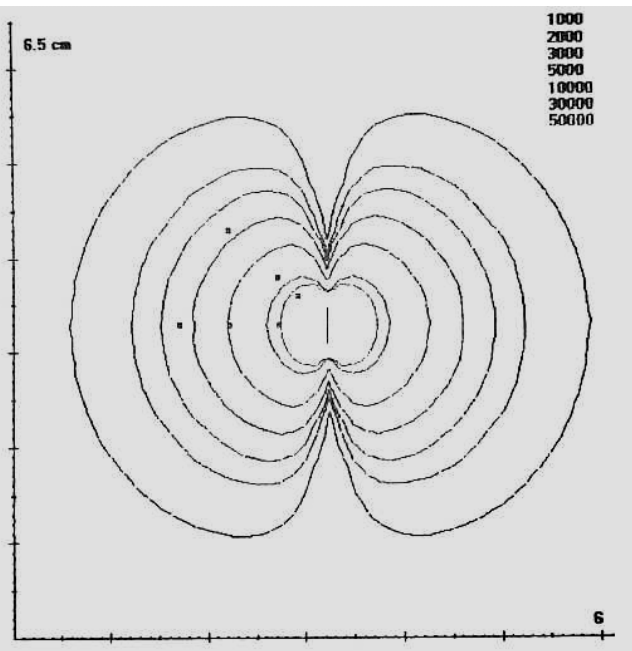


Figura 8. Fuente de I-125

Las figuras 7 y 8, muestran la isodosis de una fuente de Ir de 4 mm de longitud y las de la fuente de I-125 modelo 6711 calculadas a partir del modelo matemático completo y trazadas en unidades arbitrarias. La isodosis 10.000 pasa a un cm de cada fuente.

IV – DATOS CONSIDERADOS EN EL PROGRAMA DE CÁLCULO

IV 1 - DETERMINACIÓN DE LA CONSTANTE Γ_d^* EN EL AIRE.

Se muestra en la Tabla 3, el cálculo de Γ_d^* a partir de datos espectrométricos y tomando en cuenta las rayas de fluorescencia de la plata de 22.1 y 25.2 keV.

$\lambda\nu$	h_i	μ_{tr}/ρ] aire	$\frac{195 \times I_n \times h_i \times m_{tr}}{i \times r}$
			100000
22.1	28.5	0.383	0.4704
25.2	3.7	0.256	0.0465
27.2	32.7	0.200	0.3469
27.5	64.4	0.913	0.6665
31.0	18	0.135	0.1469

31.7	4	0.126	0.0312
35.4	6.54	0.093	0.0420
			$\Gamma_d^* = 1.75$

Tabla 3: CÁLCULO DE Γ_d^* A PARTIR DE DATOS ESPECTROMÉTRICOS.

$\Gamma_d^* = 1.75 \text{ R.cm}^2/\text{h}$ luego de atravesar el Titanio para 1 mCi aparente \Rightarrow 1.7 mCi aparente (62.9 MBq).

$\Gamma_d^* = 0.041 \mu\text{Gy.m}^2/\text{MBq.h}$

IV 2 - DETERMINACIÓN DE LA ACTIVIDAD REAL (A_r) DE LA FUENTE

La actividad real de la fuente que debe ser utilizada en nuestro programa debe ser calculada por:

$$A_r = A_a / (0.68 * 0.842 * 1.03) = A_a * 1.7$$

A_a = Actividad aparente determinada por medida dosimétrica o cámara de pozo.

0.68 = Factor geométrico ($S_1 + S_2$)/ S_3 descrito y considerado como constante para los diámetros de las cámaras de pozo generalmente utilizadas.

0.841 = Factor de transmisión medio del cilindro de titanio para la energía media de las fuentes del I-125.

1.03 = Factor vinculado a la transmisión del cilindro de Plata.

Estas consideraciones suponen que la constante de tasa de exposición utilizada para los cálculos es igual a $1.75 \text{ R.cm}^2/\text{mCi.h}$ para 1 mCi aparente \Rightarrow 1.7 mCi (= 62.9 MBq) contenidos, si se utiliza el algoritmo descrito).

IV 3 - HOMOGENEIDAD DE LAS FUENTES DE I-125 MODELO 6711

Para la comprobación de la homogeneidad de la fuente, elegimos un detector de Yoduro de sodio de 5 cm de diámetro y de 5 cm de espesor con una ventana de 3/10 mm en aluminio. Detector asociado a un analizador multicanal Tracor 7201 de 2048 canales utilizado como espectrómetro.

Sobre la figura 9 se muestra el dispositivo de medida. Se adquirieron espectros cada 10 grados y durante 60 segundos cada uno. Con este dispositivo pusimos en evidencia el origen de una heterogeneidad.

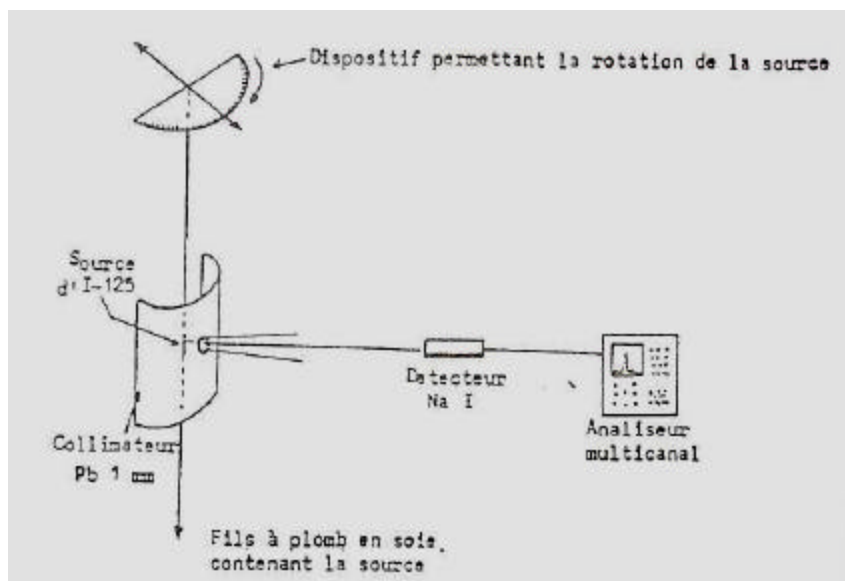


Figura 9: DISPOSITIVO DE OBTENCIÓN DE LOS ESPECTROS CADA DIEZ GRADOS

Se adquirieron los espectros en las posiciones de las lecturas máxima y mínima, y luego, un espectro promedio haciendo girar la fuente con un mecanismo de reloj durante la lectura del espectro. La fuente se encuentra dentro de un hilo de seda hueco.

En el caso del espectro adquirido en la posición del máximo, había una ligera asimetría a la izquierda con relación al espectro medio. Para calcular esta asimetría, recortamos el espectro en tres regiones que iban de 15 a 24 keV, 24 a 30 keV y 30 a 41 keV.

Las zonas 2 y 3, de 24 a 30 keV y de 30 a 41 keV se superponen muy bien los tres espectros, por el contrario la zona 1 de 15 a 24 keV estaba ligeramente más alta en el caso del espectro que correspondía a la posición del máximo.

En las curvas de las figuras 10 y 11, se muestran nuestros resultados así como los ya publicados (Ref.).

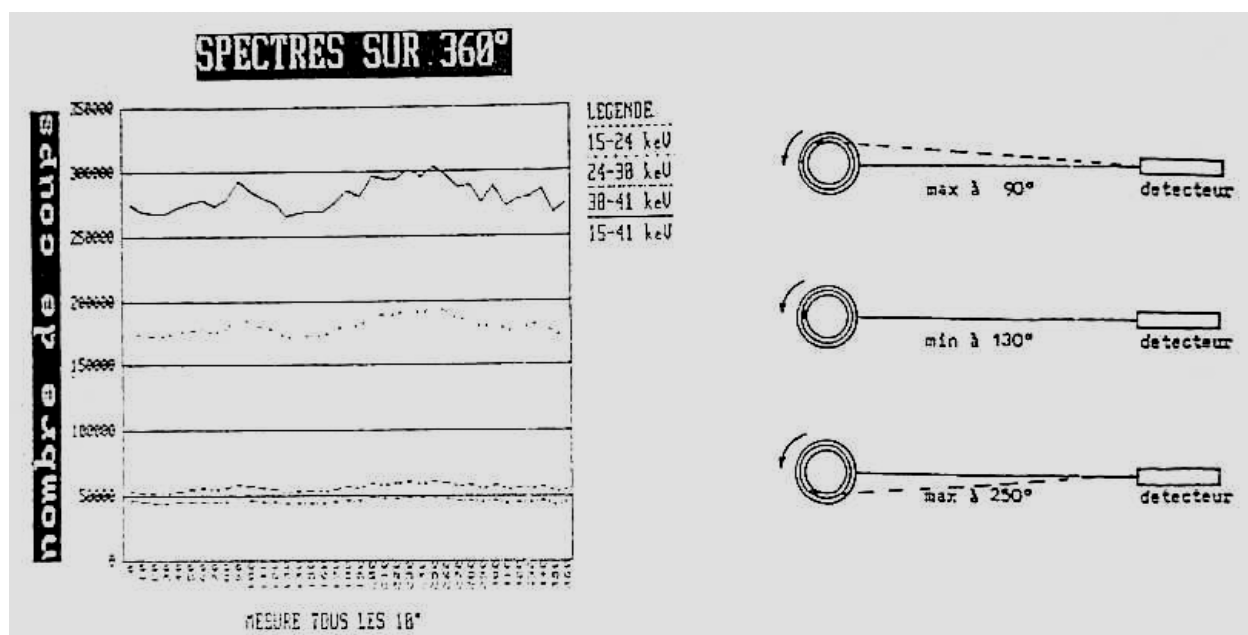


Figura 10. Espectros medidos cada 10 grados con 4 ventanas para diferentes energías

	Espectro 250° (máximo)	Espectro 130° (mínimo)	Espectro medio giro de 360°
Zona 1	59509	58320	57206
Zona 2	192609	193170	192813
Zona 3	47882	48509	49980
Total 4	300000	300000	300000

Tabla 4: Cantidad de impulsos en cada zona (media obtenida sobre 5 adquisiciones) y valores normalizados a 30.000 impulsos.

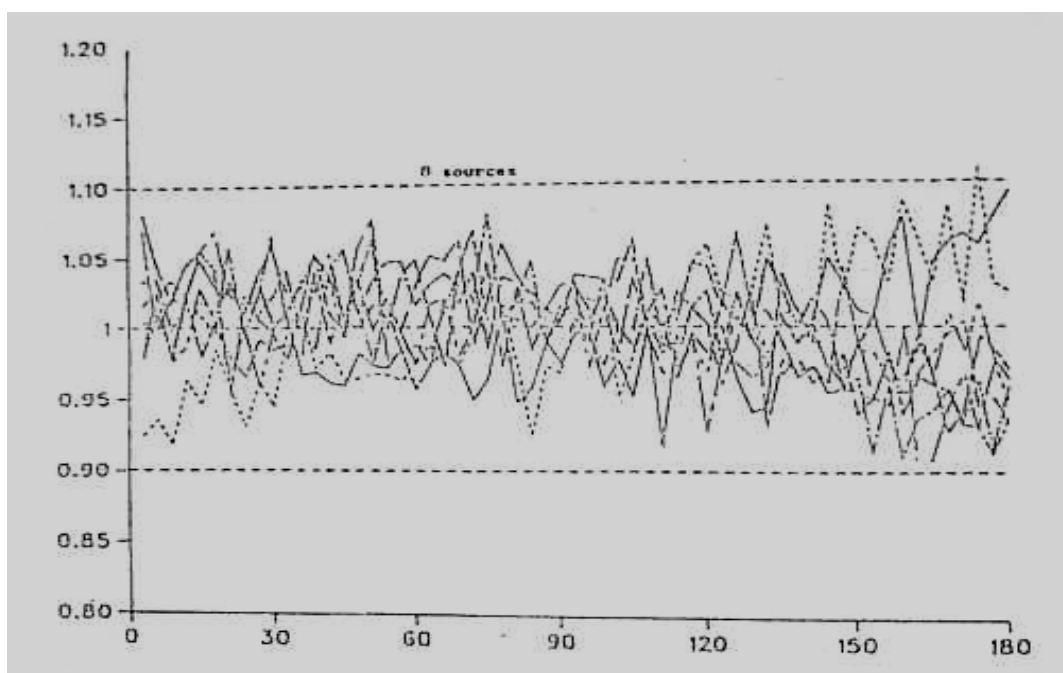


Figura 11 Medidas de homogeneidad de 8 fuentes.

Conclusiones:

Para el espectro adquirido a 250° (Figura 10), donde se obtiene el máximo de impulsos, se deteriora el espectro y los valores en la zona 1 (véase cuadro 4) son 4% más elevado que el promedio.

Esto es perfectamente explicable: hay una cantidad relativa de I-125 más importante en esta zona del máximo. La separación entre el máximo y el mínimo es de 120° , el exceso de I-125 da, del lado del máximo, más rayas de emisión de la plata, y, en el caso del espectro mínimo, este exceso de I-125 se oculta detrás del cilindro de plata y el espectro se parece al espectro promedio.

Se ve en la figura 10, otro máximo simétrico al primero y el mínimo que se encuentra entre los dos.

La medida con el mecanismo de reloj : $x = 282715$

La media sobre 37 medidas cada 10° (Figura 14) da:

$$X = 283043 \text{ y } s = 16458 = > \text{heterogeneidad} = \pm 5.8\%$$

Esta comprobación nos obliga crear un haz de fotones de I-125 lo mas homogéneo posible girando la fuente con el mecanismo de reloj durante todas las medidas. (Fuente homogénea ficticia).

IV 4 - DETERMINACIÓN DE LA FUNCIÓN DE ABSORCIÓN Y DIFUSIÓN EN EL AGUA $f(R)$.

La función $\phi(R)$ se determinó por termoluminiscencia con borato de litio calibrado de antemano con rayos X entre 7 y 34 keV. Las medidas se realizaron en el aire y en el agua con el dispositivo de las figuras 12 y 13 permitiendo la reproducibilidad de la localización de los cilindros de borato de litio y la fuente, tanto en el aire

2do Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

como en el agua. La fuente giraba durante todas las medidas gracias al mecanismo de reloj. Los cilindros de borato de litio se giraban manualmente con el fin de evitar los problemas de irradiación heterogénea del borato. La mejor aproximación de $\phi(R)$ se obtuvo con un polinomio de 5º grado, según el mismo principio que el utilizado generalmente en los cálculos de braquiterapia, propuesto por MEISBERGER.

$$\phi(R) = 1.15 - 0.3316 R + 0.05 R^2 - 0.0021 R^3 - 0.00013 R^4 - 0.00001 R^5$$

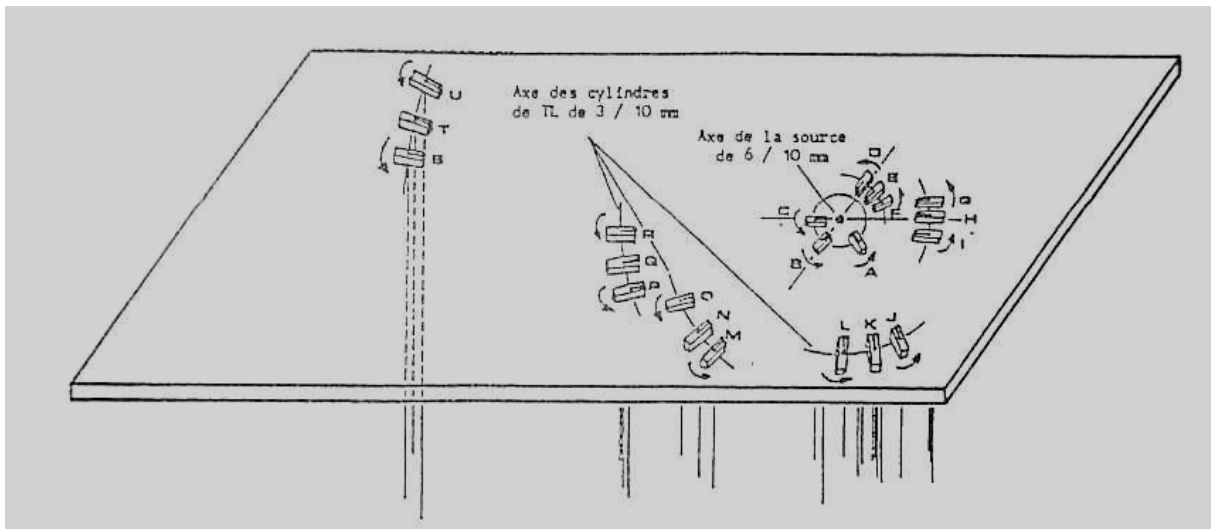


Figura 12 Dispositivo para colocar los dosímetros termoluminiscentes y la fuente de I-125.

Cada dosímetro puede girarse entorno a su eje durante la irradiación.

La fuente de I-125 gira con el mecanismo del reloj

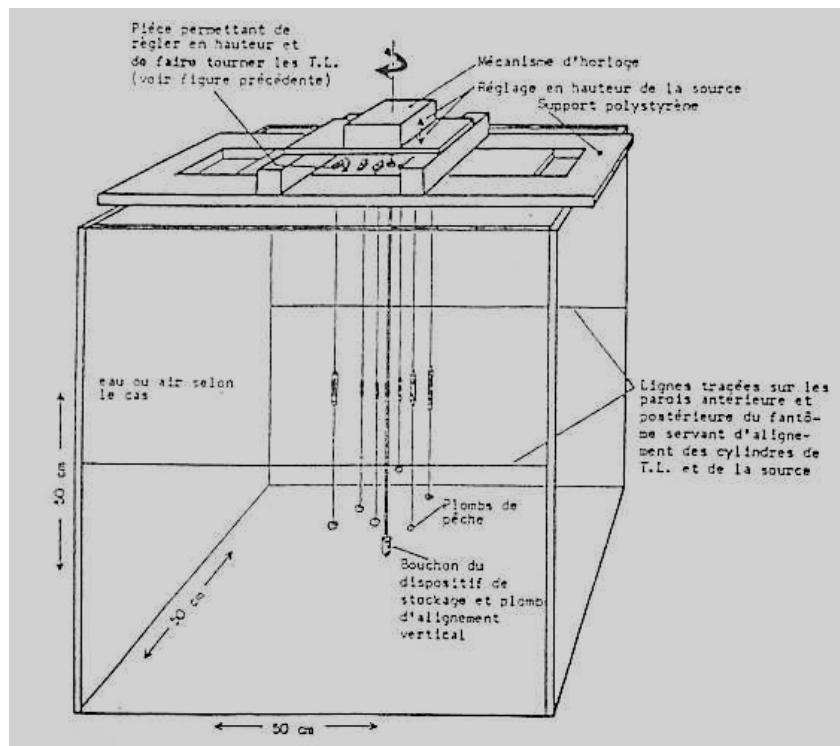


Figura 13 Tanque de medida utilizado para las medidas en el aire y en el agua.

V - COMPROBACIÓN EXPERIMENTAL DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS.

Primero se trata de comprobar el modelo matemático en el plano medio de la fuente para distancias entre 2 y 150 mm.

Se fabricó un dispositivo que permitía colocar pequeñas bandas de película de 3 mm. de ancho y de 7 cm de largo sin que una banda sea ocultada por otra (Figura 14 y 15).

El dispositivo esta hecho con dos hojas de papel transparente cortadas simultáneamente con una hoja de papel entre ellas. Así, la distancia a los distintos puntos puede determinarse con una precisión de 2/10 mm. Se considera la posición de la placa radiográfica como punto de medida.

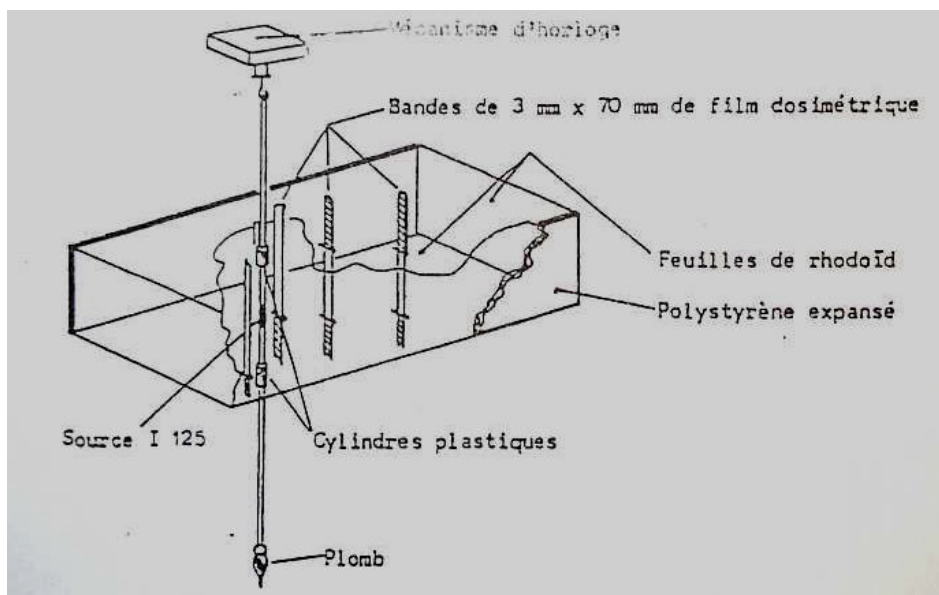


Figura 14 Dispositivo de calibración de las placas radiográficas.
La fuente de I-125 gira durante la irradiación de las bandas de película radiográfica.

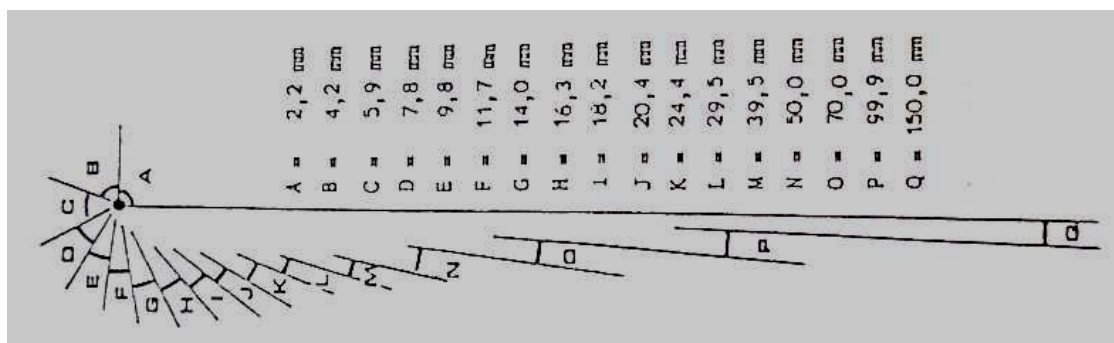


Figura 15 Posición de las bandas de película radiográfica.

La fuente se introduce en un hilo de seda, el centrado se garantiza con dos pequeños cilindros en plástico, por arriba y por debajo de la fuente, de diámetro un poco superior al agujero que sirve de eje en las dos hojas de papel transparente (Figura 14).

Dado que se limita la gama de lectura de la placa radiográfica por el ennegrecimiento, se ha debido irradiar las bandas de las placas radiográficas por series de 5 a 8 puntos, garantizando cada vez la posibilidad de recubrir las distancias ya medidas y permitiendo, sobre cada punto de medida, determinar la linealidad de la placa radiográfica a la dosis.

El tiempo de irradiación fue de entre 7 minutos y 12 horas sobre 7 gamas de medida. Se tomó en cuenta el decaimiento de la fuente para los cálculos.

V 1 - DOSIMETRÍA CON PLACAS RADIOGRÁFICAS

La buena respuesta de la placa radiográfica nos permite su utilización en dosimetría por fotodensitometría. Se puede admitir en una primera aproximación que las curvas de isodensidad corresponden a las curvas de isodosis en torno a la fuente.

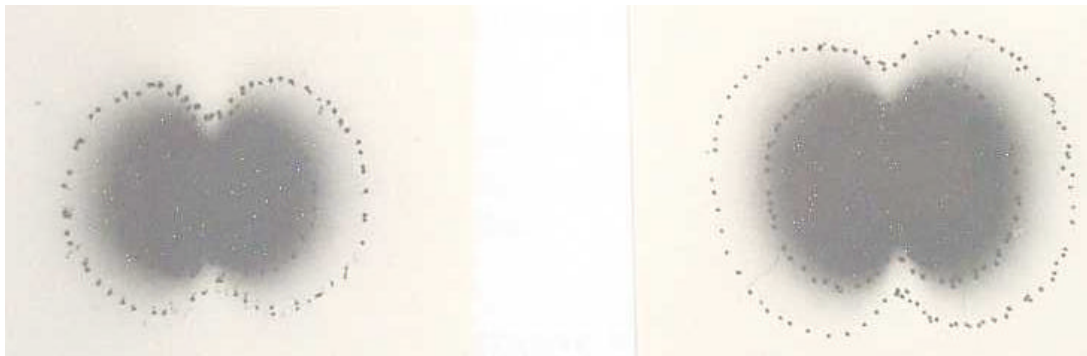


Figura 16 dosimetría con película radiográfica de una fuente de I-125 y fotodensitómetro.

Colocamos la fuente sobre placas radiográficas Strutturix D2 durante tiempos de irradiación que iban de algunos segundos y hasta una hora. Se muestran en las fotografías de la figura 16, las curvas de isodensidad obtenidas (Ref. 24) con un fotodensitómetro marca Macbeth, superpuestas a las placas radiográficas. En el eje de la fuente la precisión del fotodensitómetro no es suficiente, estenopé de 2 mm y gradiente de ennegrecimiento de la placa muy rápido y se ve la discordancia entre el ennegrecimiento de la placa y el punto trazado por el fotodensitómetro.

V 2 - DOSIMETRÍA POR ORDENADOR VERSUS DOSIMETRÍA RADIOGRÁFICA.

Mostramos las fotografías (Figura 17) de los resultados de la dosimetría por ordenador superpuestas a las placas radiográficas.

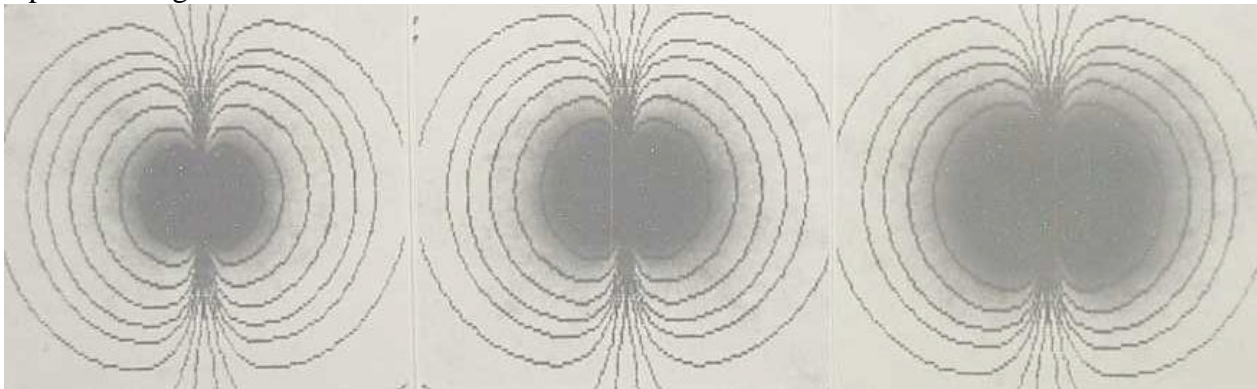


FIGURA 17: dosimetría calculada con ordenador y puesta sobre tres placas radiográficas irradiadas con tres tiempos de exposición diferentes.

VI – TASA DE EXPOSICIÓN Y ACTIVIDAD APARENTE

VI 1 – MEDIDA DE LA TASA DE EXPOSICIÓN.

2do Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

Dr José ISTURIZ – DOSIMETRÍA COMPUTARIZADA DE LAS FUENTES DE I-125 MODELO 6711

Utilizamos un dosímetro AT10 con una cámara de 0.6 cm³ calibrada para energías entre 7 y 44 keV por el laboratorio Francés L.C.I.E.

Se comprobó con anterioridad la estabilidad del dosímetro con una fuente de Sr-90, durante y después de las manipulaciones.

La actividad aparente de la fuente el día de la calibración era de 2.65 mCi (98 MBq) \pm 5%

Para estas manipulaciones se utilizó el protocolo recomendado por Sondhaus (Ref. 6), pero a distancias de 3 y 10 cm, ya que la actividad de la fuente no permitía lecturas entre 25 y 50 cm.

- Lecturas a 3 cm (eje de la cámara - eje de la fuente):

Las lecturas se hicieron durante 10 minutos, con comprobación entre dos lecturas del cero de nuestro dosímetro durante también 10 minutos.

El promedio de 6 lecturas es de 1200 mR/10 minutos y una desviación tipo relativa del 8%.

El factor de corrección en energía de nuestra cámara es de 0.694 R/div. (a 0°C y 1013.25 mbar) para la energía del I-125 (calibración L.C.I.E.).

El factor de corrección para las condiciones de temperatura y presión es igual a 1.119

Así tenemos: 12 div/10 min. * 60 min./h * 694 r/div * 1.119 = 559.1 mR/h

Cálculo de la actividad aparente: 559.1 mR/h x 2.92 cm²/12 cm² = 4702 mR a 1 cm de la fuente

La actividad esta expresada por: (4.702 mR. cm² x 1000)/(1.75 r/cm²/mCi. h) = 2.68

El valor esperado es de 2.65 mCi (98 MBq) \pm 5%

Divergencia con relación al valor esperado = + 1.4%

- Lectura a 10 cm (eje de la cámara - eje de la fuente)

En estas condiciones, la desviación estándar de las medidas es de 12% con 6 lecturas y el promedio medido es de 9.1 div/10 min.

Así :

9.1 div/10 min. x 60 min./h x 0.694 r/div x 1.119 = 42 mR/h y a 1 cm: 4.2 R/h

La actividad: (4.2 R.cm²/h)/(1.75 R.cm²/mCi. h) = 2.4 mCi (88.8 MBq)

Valor esperado: 2.65 mCi (98 MBq)

2do Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

Dr José ISTURIZ – DOSIMETRIA COMPUTARIZADA DE LAS FUENTES DE I-125 MODELO 6711

Divergencia con relación al valor esperado: - 10%

VI 2 - VALIDEZ DEL MÉTODO

Con actividades tan bajas por fuente, es difícil, o incluso imposible, determinar con precisión la actividad de las fuentes por este método. Aún menos si se hacen las medidas entre 25 y 50 cm (Ref. 6) y con fuentes cuya actividad es de 0 de 0.5 mCi, utilizados en rutina para las implantaciones en braquiterapia.

¡Estas medidas no están al alcance de los dosímetros utilizados en rutina en los servicios de radioterapia !

VI 3 – MEDIDA DE LA ACTIVIDAD APARENTE

VI 3.1 - CALIBRACIÓN DE UNA CÁMARA DE POZO PARA EL I-125

La calibración de las cámaras de pozo deberá ser hecho por un laboratorio especializado, o a través de una fuente calibrada de ante mano por uno de estos laboratorios.

Utilizamos el segundo método ya que poseemos una fuente calibrada por el L.C.I.E.

Comprobamos nuestras dos cámaras de pozo:

1) Cámara MN 402 con Activímetro MN 501 - O.R.I.S.-
Inutilizable con las fuentes del I-125

2) Cámara Merlin Gerin Système C.E.A. modelo CPGb con activímetro "ACTIVIDIGIT
SAIP (C.G.R.).
EL factor de calibración es de 0.525 mCi/dígito

=> Actividad aparente = lectura * .525

VI 3.2 - RESPUESTA DE UNA CÁMARA DE POZO AL I-125 CON RELACIÓN AL Ir-192

En la figura 18, se muestran las curvas de respuesta de esta cámara de pozo en función de la posición de la fuente con respecto al eje del pozo en el interior. Comparamos el I-125 con una fuente de Ir 192 de igual tamaño.

Se normalizaron las lecturas « a 100 % » en el eje del pozo.

La respuesta lejos del eje de la cámara de pozo es más baja para el I-125 ya que los fotones son absorbidos por las paredes, por el efecto de la filtración oblicua, debido a la baja energía de los fotones.

En el caso del Ir-192, los fotones atraviesan en mayor cantidad la pared de la cámara de pozo debido a la energía mucho mas elevada.

2do Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

Dr José ISTURIZ – DOSIMETRÍA COMPUTARIZADA DE LAS FUENTES DE I-125 MODELO 6711

La mejor precisión se obtiene colocando las fuentes en el eje de la cámara de pozo

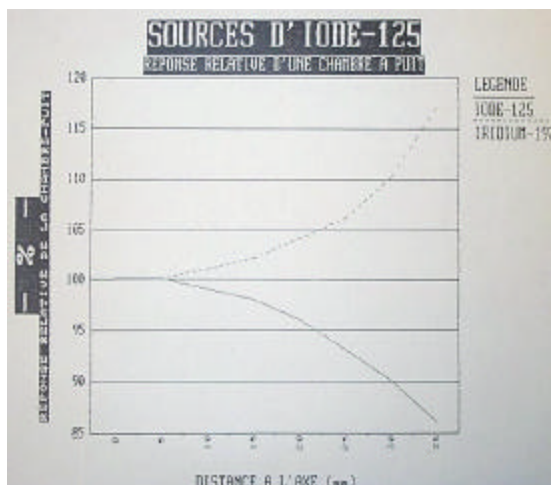


Figura 18. Respuesta relativa de una cámara de pozo al I-125 y al Ir-192. Las dos fuentes tienen el mismo tamaño.

VII - TÉCNICA DE UTILIZACIÓN DE LAS FUENTES DEL I-125.

Ejemplo de aplicación para un tratamiento de la próstata: técnica utilizada por el Prof. HOLM, Departamento de Urología y Oncología, Hospital HERLEV, Universidad de Copenhague, DINAMARCA

Una topografía con ultra sonidos es realizada por vía endo rectal. Se hacen cortes transversos cada 5 mm, se fotografían y se confían al Radiofísico para calcular el número y la distribución de los granos de I-125 que deben implantarse tomando en cuenta la posición de la próstata y los órganos críticos vecinos.

Se construyen planos sagitales a partir de los planos transversos.

Las nuevas sondas de ecografía permiten también de obtener directamente los planos sagitales.

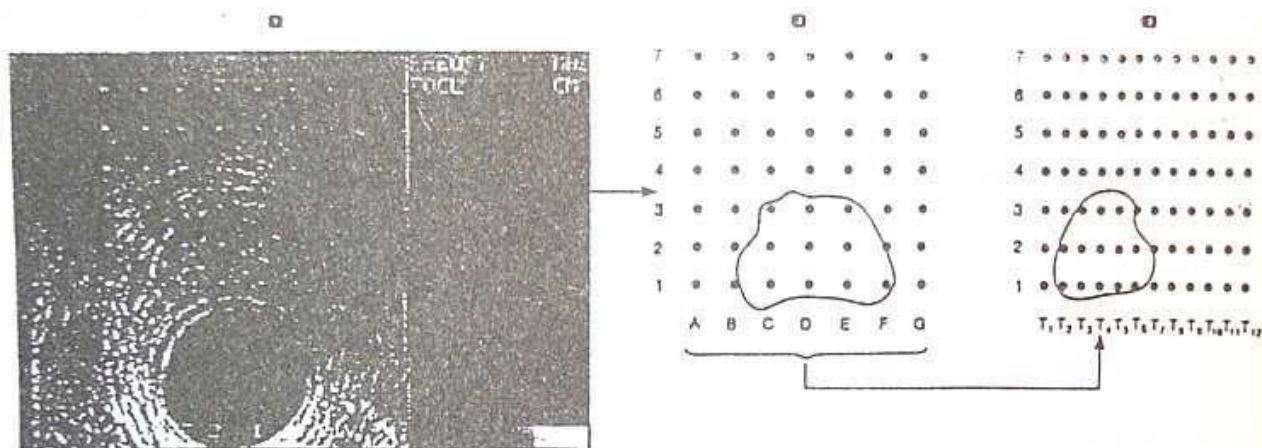


Figura 19: A partir de los planos de corte, se dibujan los contornos transversos de la próstata sobre el diagrama. Se fabrican así los planos sagitales a partir de los cortes transversos.

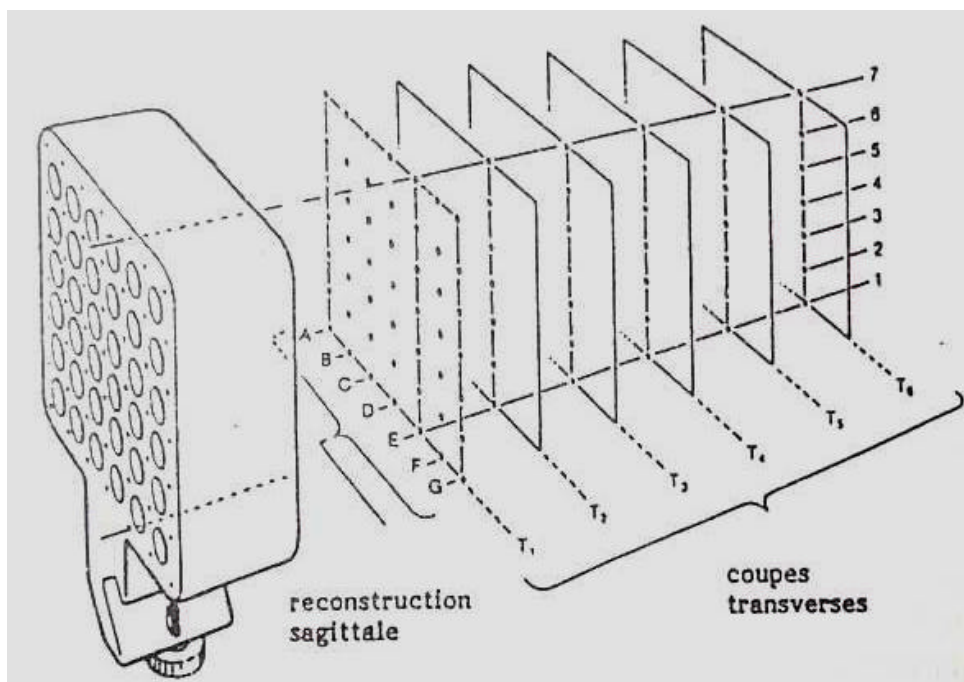


Figura 20a: Posición de las guías con relación a los planos de corte y reconstrucción sagital.

Una vez la dosimetría realizada y preparado el enfermo, se introduce una sonda de ultrasonido endo rectal. Esta sonda se orienta para reproducir los mismos cortes ya obtenidos y utilizados para la dosimetría. Se fija de tal modo que siempre se obtenga las mismas imágenes a lo largo de la intervención.

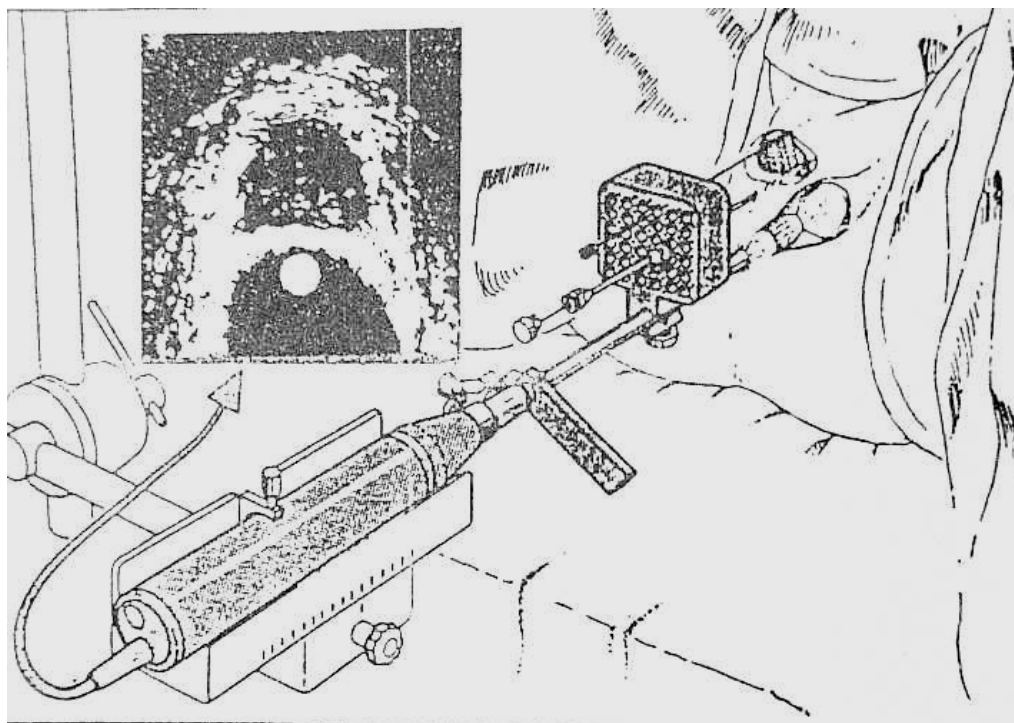


Figura 20b: Se introducen dos agujas vacías para inmobilizar la próstata. Sobre la pantalla de control se visualizan las dos agujas durante toda la intervención.

Se coloca una plantilla paralela a la sonda. Esta plantilla perforada con unos cincuenta orificios de 1.3 mm de diámetro, de 8 cm de lado y 3 cm de espesor, sirve de matriz de referencia para la identificación de la posición de las agujas en abscisa y ordenada.

Los orificios de la plantilla se reproducen sobre la pantalla de ecografía gracias al programa de calculo.

Se determina la cara posterior de la próstata con la sonda ecográfica para así evitar de implantar fuentes más allá de la pared posterior de la glándula.

Las fuentes del I-125 se implantan según un orden muy estricto con agujas especiales con sistema de bloqueo, de tal modo que la aguja aparezca sobre la pantalla y no sobrepase el limite posterior.

En estas agujas, los granos del I-125 están dispuestos según la cartografía de la dosimetría. El físico dicta el orden de la implantación según la lógica de implantación : de los planos posteriores hacia los planes anteriores (del recto hacia la vejiga).

La próstata se asimila a cilindros concéntricos: un cilindro A, y dos cilindros B y C, periféricos por ejemplo. Ver figura 20 c.

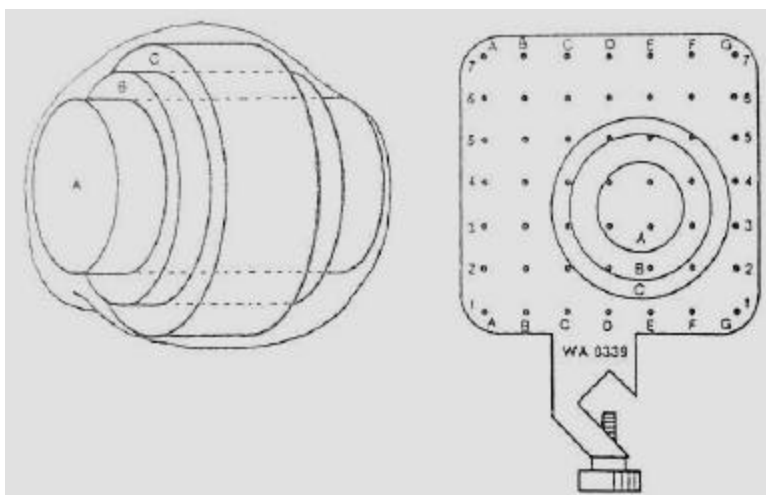


Figura 20 c: Modelo de los cilindros para modelar la forma de la próstata.

El implante se efectúa primero sobre el cilindro A y luego sobre los cilindros B y C.

Una vez la distribución de las fuentes terminada, la aguja, que constituye la envoltura, es retirada, el mandril inmobilizado por un sistema de pistón permite depositar los granos del I-125 y los catguts intercalados en buena posición en la glándula, y esto para todas las agujas una a una.

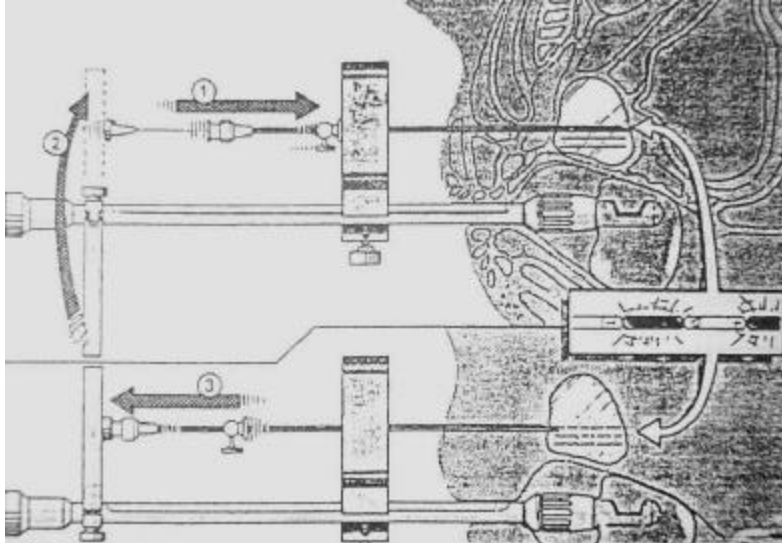


Figura 21: Implantación de las fuentes de I-125. La aguja se retira dejando las fuentes en su sitio.

En post-operatorio, las radiografías de frente y perfil permiten el control de la localización de las fuentes del I-125. En general, en promedio, se implantan de 30 a 35 fuentes en la próstata.

VIII – EL CÁLCULO DE LA DOSIS. SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN.

VIII 1 - LOS SISTEMAS CLÁSICOS DE dosimetría PARA APLICACIONES TEMPORALES.

El sistema de Paterson y Parker (o sistema de Manchester) consiste en definir normas de implantación con la ayuda de tablas que muestran el número de mg.h. requeridos para dar 1 000 cGy según distintas geometrías. Este método implica la distribución de las actividades no uniformes, sobre todo en periferia. Si estas normas se respetan, el sistema garantiza una variación de dosis inferior al 10% (sin contar la dosis en contacto con las fuentes).

El sistema de Quimby: un espaciado y distancias entre fuentes constantes son las bases de este sistema. Las variaciones de dosis al interior de la aplicación con relación a la periferia son aceptables. Este sistema tiene la ventaja de ser muy simple.

Estos dos sistemas pueden utilizarse sobre aplicaciones en volumen de forma cualquiera.

El sistema de París modificado para las fuentes puntiformes puede ser utilizado también para el cálculo en plano o en volumen, según sus reglas. EL espacio entre las fuentes debe sin embargo estudiarse para la utilización específica y óptima del I-125.

VIII 2 - MÉTODO DE DIMENSIÓN MEDIA PARA IMPLANTES PERMANENTES EN VOLUMEN.

2do Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

Dr José ISTURIZ – DOSIMETRIA COMPUTARIZADA DE LAS FUENTES DE I-125 MODELO 6711

La actividad total que debe establecerse en el caso de la próstata se determina a partir de las tres dimensiones máximas del volumen que debe irradiarse a partir de las ecuaciones de tipo:

$$A = K * D_a$$

$D_a = (a+b+c)/3$ y k es una constante de proporcionalidad.

O a partir del volumen :

$V = H \times L \times l \times f$, se obtiene la actividad a partir de ábacos, y según el método de implantación elegido.

(f : factor que depende del método o ábaco de calculo).

Las actividades de I-125 van de 15 a 65 mCi (555 a 2405 MBq) para volúmenes de 7 a 70 cm³.

Para volúmenes inferiores a 20 cm³ se utilizan fuentes de 0.3 mCi (11 MBq) , de 20 a 40 cm³ fuentes de 0.4 mCi (14.8 MBq) , de 40 a 50 cm³ fuentes de 0.45 (16.7 MBq) mCi y para más de 50 cm³, fuentes de 0.5 mCi (18.5 MBq).

Este tipo de método se basa sobre ábacos que permiten obtener la actividad total recomendada en función del tamaño promedio del volumen a tratar, de la cantidad, de la distancia y de la separación de las fuentes.

VIII 3 - LAS APLICACIONES EN UN PLANO. MÉTODO DE LOS ÁBACOS.

Métodos similares al método de dimensión medio existen para aplicaciones en un plano. Se puede determinar la actividad de las fuentes, el espacio entre ellas y la distancia entre las líneas radioactivas para obtener la tasa de dosis deseada. Ver figura 22. Se muestran diferentes modelos de ábacos utilizados por Basil HILARIS de “The Memorial Sloan-Kettering Cancer Center of New York”.

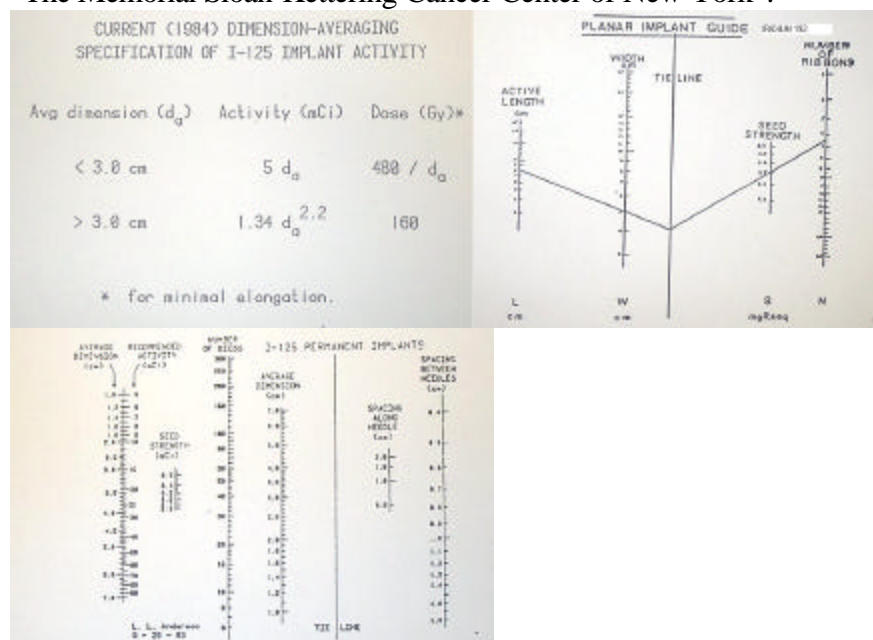


Figura 22. Ejemplos de tablas y ábacos de calculo en planos o en volumen

VIII 4 - LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS CON ORDENADORES.

La determinación de la posición y la orientación de las fuentes por el método de radiografías ortogonales es muy difícil dado al tamaño de las fuentes utilizadas (4 mm.). Por consecuencia es muy difícil obtener dosimetrías precisas tomando en cuenta la verdadera disposición de las fuentes en el interior del volumen que debe irradiarse por el método de radiografías.

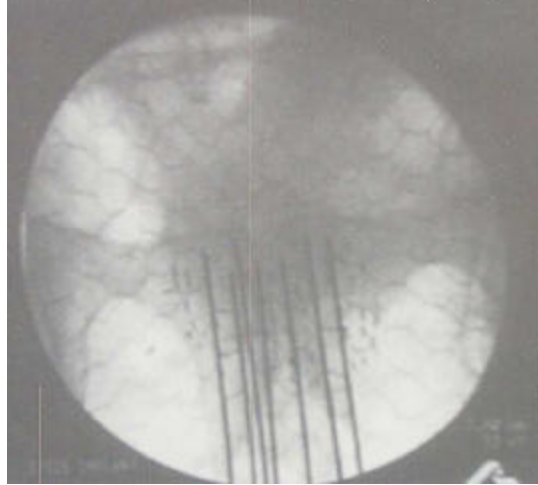


Figura 23. Imagen fluoroscópica de un implante de próstata

La gran cantidad de fuentes, Figura 23, en general varias decenas, hace que las fuentes visibles sobre la radiografía de frente son prácticamente imposibles de aparear sobre la radiografía de perfil.

Frecuentemente, una misma imagen de fuente sobre la radiografía de frente corresponde a varias imágenes de fuentes sobre la radiografía de perfil o viceversa. La separación depende de la habilidad del operador.

Existen programas que permiten, por métodos aleatorios, de aparear la imagen de una fuente sobre la radiografía de frente, con la mejor imagen de la fuente sobre la radiografía de perfil.. Se calculan así varias soluciones y se estima así la dosis promedio en el interior del volumen .

La solución desarrollada actualmente, consiste en introducir las fuentes en líneas semi rígidas (tubos de nylon o hilos de sutura huecos) con un espacio constante entre fuentes. El programa informático coloca las fuentes automáticamente conociendo la orientación del hilo vector, el espacio y la distancia entre ellas.

Se señala la primera fuente y la línea vector que contiene las fuentes, y el programa informático reconstruye la posición de las fuentes en el espacio dentro del volumen a tratar. Este es el mismo principio utilizado por los programas de cálculo utilizados en braquiterapia HDD.

Las isodosis en torno a las fuentes del I-125 son muy anisotrópicas con respecto a otros radio isótopos, (Figuras 7 y 8). Una buena dosimetría debe tener en cuenta la orientación de la fuente en espacio. Autores han descrito resultados de biopsias positivas después de irradiación de la próstata por I-125 a dosis del orden del

2do Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

centenar de Grays, y algunos explican estos resultados con el hecho de que sobre el eje de la fuente las dosis son muy bajas. Se irradian regiones frente a las fuentes con dosis elevadas, pero las dosis en el eje, hacia las extremidades de las fuentes son muy bajas.

La dosimetría a partir de topografías axiales transversas en post-implante, no es suficientemente precisa, debido a la resolución espacial de los cortes con relación al tamaño de las fuentes.

Otro fenómeno se añade a la imprecisión de la dosimetría : el desplazamiento de las fuentes libres, (sin línea vector) en los tejidos blandos. Las técnicas actuales proponen la utilización de las líneas vectores que reducen esa migración.

VIII 5 -SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN.

Tomando en cuenta la importancia que a tomado el tratamiento del cáncer de la próstata con los granos de I-125 y con los granos de Pd-103 y del volumen de pacientes en perspectiva que deberá tratarse, los fabricantes de sistemas de planificación se interesaron por los problemas prácticos relacionados a los implantes de este tipo de material y desarrollaron sistemas de dosimetría acopladas a sistemas de ecografía, de modo que la dosimetría de la aplicación pueda realizarse al mismo tiempo que se hace la aplicación y de manera muy ergonómica e interactiva.

Tres técnicas son la base de la evolución realizada estos últimos años:

- El transrectal ultrasound “The TRUS-guided técnico” pre-planning popularizado por el Instituto Northwest desde hace unos 13 años. Esta técnica necesita las dimensiones de la próstata por ultrasonidos para determinar las posiciones de las fuentes en la pre-planificación. El ordenador prevé de esta forma la cantidad y las posiciones de las fuentes que deben implantarse.
- El “CT-guided technique” desarrollado “a Memorial Sloan Kettering Cancer Center », conecta las imágenes obtenidas por el tomógrafo al sistema de dosimetría para obtener el plan de implantación de las fuentes al interior de la próstata. Esta técnica no necesita del urólogo, y es utilizada por los pocos centros.
- El “Real-Time 3D” técnica interactiva es una evolución de la técnica TRUS, tomando en cuenta la evolución de las tecnologías y equipamientos y conocimientos en radiofísica, lo que representa una evolución en la precisión de la distribución de los granos. Esta técnica se utiliza desde unos diez años y continua desarrollándose con el mejoramiento de los ecógrafos y sistemas de planeación dedicada a la dosimetría de la próstata.

Hoy en día se está utilizando también la resonancia magnética abierta para este tipo de implantes en vez de la ecografía o la tomografía axial.

Desde hace algunos años los fabricantes de programas de dosimetría han realizado programas en colaboración con los fabricantes de ecógrafos para proponer al radioterapeuta un sistema perfectamente adaptado a las implantaciones de granos de I-125 o Pd-103 en la próstata.

En Francia, la sociedad **BARD** propone las fuentes del I-125 de la sociedad BEBIG, el sistema de dosimetría MMS (MULTIMEDIA MEDICAL SYSTEMS) y un kit llave en mano, formación incluida, a la técnica de aplicación de fuentes de I-125 o Pd-103 en la próstata.

Este sistema de dosimetría permite, en relación directa con el ecógrafo, determinar in vivo la dosimetría de la aplicación. Permite entre otras cosas, optimizar el lugar de las fuentes de manera automática. Una vez la aplicación terminada se realiza la dosimetría post-implante con el tomógrafo axial para obtener la dosimetría definitiva. Es posible trabajar con todos los formatos de imágenes clásicos (Tiff, Deff, Bmp) o a través de DICOM 3.0 y utilizar los escaneadores de imágenes, como el Vidar 12 bits.

Para la pre-planificación es posible utilizar plantillas de aplicaciones predefinidas para facilitar la introducción de las fuentes. La dosimetría se basa en las recomendaciones del AAPP TG43.

La anisotropía de las fuentes es así tomada en cuenta. Una visualización 2d 3d instantánea de estructuras y volúmenes es disponible, con manipulación de las ventanas de las imágenes tomográficas y de ultrasonido.

Posibilidad de funcionar con un ordenador portátil gracias a la utilización de Windows 9x.x. Dispone de histogramas dosis volúmenes con análisis de la distribución de las dosis sobre todas las estructuras definidas. Este producto es distribuido en Francia por Varian bajo el nombre BRACHYVISION. Más de 200 unidades han sido instaladas hasta hoy.

« **PROWESS System / SSGI** », propone también un sistema de dosimetría muy bien adaptado a la braquiterapia de la próstata. “PROWESS BRACHY PRO” permite la obtención de imágenes instantáneas por ultrasonidos. La « post-planificación » es fácil de utilizar gracias a las posibilidades de comunicación con el escáner mediante DICOM 3.0 y en exclusividad, un algoritmo de reconocimiento instantáneo de la localización de las fuentes. La visualización 3d de los volúmenes e isodosis con histogramas dosis volumen sobre cualquier estructura, con la posibilidad de prender o apagar los diferentes órganos. Dispone de varios algoritmos de carga y descarga de fuentes, de edición de la posición de las fuentes o de moverlas (DAG AND DROP) si necesario con un clic del ratón y ver instantáneamente el resultado de la dosimetría. Este sistema está abierto a toda aplicación de braquiterapia clásica también. Responde a las recomendaciones del AAPM TG-43. Es otro de los sistemas más utilizados en implantes de próstata.

“ **THERAPLAN PLUS System** ” aporta las herramientas necesarias para el pre y post-implante, gracias a las plantillas predeterminadas, así bien en LDD que en HDR e implantaciones de la próstata IN VIVO. Posibilidad de vistas reconstruidas, sagital, coronal y transversas. Copiar-Pegar (DRAG AND DROP) disponible para la colocación de las fuentes. Reconstrucción de los puntos, líneas o hilos curvos automáticamente. Visualización 2D/3D para evaluación. Acepta todas las plantillas de implantación para el implantes de próstata. Creación de plantillas personalizadas. Posibilidad de utilizar el sistema de París. Todos los modelos de histogramas Dosis-Volumen. Reconocimiento de todos los formatos de imágenes así como posibilidad de conexión con los tomógrafos e IRM mediante DICOM 3.0 o escaneadores de imágenes tipo VIDAR. Utilización del formalismo AAPM TG-43 y método clásico de Meisberger/Sievert. Adición de la

2do Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

dosis braquiterapia y radioterapia externa. Funcione bajo WINDOWS NT con una estación o portátil PC compatible, facilitando su uso en varios sitios (transportable).

“ NUCLETRON” SPOT-3D ULTRASOUND BRACHYTHERAPIE PLANIFICACIÓN SYSTEM”

Sonographic Planificación of Oncology Treatments (SPOT), concebido especialmente para los implantes permanentes de la próstata. Permite transformar automáticamente las imágenes 2D procedentes del ecógrafo en imágenes 3D con la posición de las guías vectores y de las fuentes durante la aplicación. Estudio de dosis en volumen en la sala de la aplicación. Posibilidad de realización de la pre-planificación. Planificación instantánea durante la introducción de las agujas y post-planificación a partir de las imágenes ecográficas. Visualización de los órganos (uretra por ejemplo) y optimización con impresión de cada optimización. Ajuste posible después de la optimización de la posición de las fuentes. Histogramas dosis volumen “on-line”. Exportación de los resultados de la aplicación hacia PLATO EVAL para comparación y combinación con radioterapia externa. Plataforma procesador INTEL con Windows NT. Control automático de la rotación de la sonda de ultrasonidos. Isótopos utilizados: I-125 y Pd-103. Histogramas dosis volumen natural, acumulado o diferencial. Utilización del protocolo AAPM TG-43. Compatible con las sondas B-K Ultrasound Scanners Type 2001,2002,2003 y B-K Transrectal tube 8558. Aplicador Amertek Lmedical y Tayman Accusse Stepper.

“ MULTIDATA SYSTEM” Integrated Brachytherapy Tool in DSS. Es un sistema no exclusivo a la braquiterapia de la próstata pero permite la dosimetría a partir de las radiografías estereotáxicas u ortogonales o la combinación de los dos métodos. Posibilidad de planificaciones con plantillas predefinidas o personalizadas. En particular plantillas B&K y GE utilizadas en implantes de próstata guiados por ultrasonido. Visualización de las fuentes en los planos ortogonales. Posibilidad de seleccionar una fuente o un grupo de fuentes para hacerlas aparecer o desaparecer de la aplicación. Rotación de las vistas en torno a los ejes AP o Lateral o eje arbitrario. Cálculo de las dosis a niveles paralelos con $z=0$. Visualización de resultados a cualquier escala.

“ NOMOS ULTRASSED” Ultrasound-guided Brachytherapy Treatment Planning System, es un sistema interactivo de planificación para las aplicaciones transperineales de braquiterapia de la próstata guiada con ultrasonido (TUI). Captura instantánea de imágenes con la posición de las fuentes y dosimetría automática de la post-planificación. Posibilidad de pre-planificación a partir de las condiciones de antes del implante. Posición automática de las fuentes definidas durante la pre-planificación con elección de la actividad de las fuentes y sus posiciones. Superposición de isodosis sobre imágenes ecográficas. Post-planificación automática a partir de los datos obtenidos durante la aplicación. Posibilidad de manipulación de la posición de las fuentes para ajustar la dosimetría con superposición de isodosis sobre las imágenes ecográficas. Histogramas Dosis-Volumen acumulado o diferencial. Visualización 3D de las isodosis y órganos anatómicos. Activación gráfica de las fuentes intuitiva. Soporta el protocolo AAPM TG-43 y definición clásica de las fuentes. Corrección por anisotropía. Posibilidad de definir sus propias fuentes.

“CIMI LABORATORIOS” Computer Integrated Medical Intervention. Desarrolla un robot médico para las aplicaciones de los granos del I-125 o Pd-103 en la próstata con el fin de disminuir las dosis de exposición

2do Congreso Ibero-latinoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

al personal. Las manipulaciones del robot se programan en función de la forma de la próstata y la pre-planificación optimizada indica al robot la posición de las fuentes. El robot coloca con una mejor precisión que el humano las fuentes, respetando las indicaciones de la pre-planificación garantizando así una mejor precisión y fiabilidad de la aplicación. El post-implante es, en principio, idéntico ya que las indicaciones del pre-implante se respetan. El robot reduce el tiempo de aplicación, y tiempo destinado a la formación del personal.

IX - REVISION BIBLIOGRAPHIQUE (En Francés) No actualizada para la fecha del Congreso

PROSTATE: Les activités utilisées pour les applications d'Iode-125 sont de l'ordre de 30 à 100 mCi, avec des activités par source de l'ordre de 0.6 mCi (Réf. 2, 39) et les doses utilisées vont de 115 à 160 Gy (Réf. 3, 6, 36, 61) avec des débits de dose initiaux de l'ordre de 8 cGy/h (Réf. 68). Les analyses des cas traités ont montré des variations de doses, pour les surdosages liés à une mauvaise distribution des sources, de 220 à 420 Gy.

Les résultats des biopsies encore positives après curiethérapie semblent être très importants, (Réf. 55, 61, 39) et pour certains auteurs (Réf. 16) ceci est explicable par les zones sous-dosées dues à l'anisotropie sur l'axe des sources à l'intérieur de l'application.

Ces résultats sur la biopsie semblent ne pas modifier la survie des patients traités, (Réf. 62) car ils ont une survie identique à celle de la population des Etats Unis.

D'autres auteurs comparent les résultats de la chirurgie à ceux de la Curiothérapie à l'Iode-125 (Réf. 19) ainsi que les techniques d'implantation entre elles (Réf. 18).

Des techniques de surveillance par scanographie (Réf. 36) en vue de calculs réguliers de la dose sur la prostate et des études de morbidité (Réf. 39) ont permis de mettre en évidence (Réf. 16) les relations entre les résultats des biopsies, les taux de PSA, la diminution du volume tumoral et les séquelles.

En général, l'analyse des résultats est fortement influencée par l'origine (radiothérapeute ou urologue) de l'auteur. Cependant plusieurs milliers de patients ont été étudiés ces dernières années et il semble y avoir un consensus concernant l'efficacité du traitement par curiethérapie à l'Iode-125.

Un nouveau radioélément : le Palladium 103, avec une Période de 17 j et une énergie moyenne de 21 keV (Réf. 68, 10) est aussi utilisée actuellement. La dosimétrie est comparable à celle de l'Iode-125. Les doses utilisées dans ce cas sont de l'ordre de 115 Gy au lieu de 160 Gy pour l'Iode 125. Des écarts liés à l'étalonnage des sources sont à l'origine de variations de dose de -24 à +17% (Réf. 31).

CERVEAU : les deux techniques de traitement «permanent et temporaire » sont utilisées pour les tumeurs du cerveau. La biopsie et l'application sont faites exclusivement (Réf. 11, 15) à l'aide de cadres

stéréotaxiques et avec des applicateurs spécifiques. Le repérage scanographique est systématiquement employé avant application.

Des contrôles scanographiques sont aussi effectués pendant le traitement pour contrôler le positionnement des sources (Réf. 11).

Les méthodes de calcul sont similaires à celles utilisées dans le cadre des applications de prostate.

Les doses utilisées sont très variées (Réf. 35, 41, 43, 72, 84), allant de 60 à 500 Gy. Les débits de doses également : de 4 à 25 cGy par heure pour le début des implants permanents et de 40 à 60 cGy par heure pour les applications temporaires. L'activité des sources varie entre le mCi et la dizaine de mCi.

Les programmes de calcul employés sont ceux utilisés en routine (Réf. 31).

Les résultats semblent encourageants (Réf. 15, 35, 41, 43, 48, 51, 72, 84) pour beaucoup d'auteurs dans les tumeurs du cerveau.

Les implantations temporaires semblent donner de meilleurs résultats que les applications permanentes (Réf. 84) dans le cas des glioblastomes.

Le traitement des tumeurs de l'hypophyse n'est pas indiqué (Réf. 58).

Sur les échecs post-chirurgie sur maladie résiduelle (Réf. 28) les résultats obtenus par curiethérapie, chimiothérapie et/ou radiothérapie externe sont identiques.

La dose autour des sources d'Iode-125 (Réf. 52) peut être diminuée de plus de 30 % par la présence des calcifications. Ceci est négligeable dans le cas d'utilisation de l'Au-198 (400 keV) ou l'Ir-192 (340 keV).

TUMEURS OCULAIRES : des incertitudes existent concernant les doses en surface des applicateurs ophtalmiques (Réf. 34, 23), cependant les résultats sont encourageants dans pratiquement toutes les publications (Réf. 29,30, 40,46, 82). Il semble que les applications à forte activité donnent des meilleurs résultats même si les complications sont légèrement supérieures. (Réf. 12, 29).

Des programmes d'optimisation de la position des sources, orientation et activité ont été développés (Réf. 26, 46, 82) en vue de diminuer les doses aux régions voisines, y compris l'œil controlatéral, tout en conservant la dose tumorale initiale. La dose aux régions voisines est ainsi divisée par 2 ou 3.

Des sets d'applicateurs ophtalmiques avec des tables de calcul pour 100 Gy ont été développés en fonction de la position et la taille de la tumeur (Réf. 32)

Vu l'incertitude de la dosimétrie en surface des applicateurs ophtalmiques, (Réf. 22) une étude comparative : Ions lourds vs Iode-125, met en évidence pour le mélanome de l'uvéa, les meilleurs résultats des ions lourds pour 70 Gy Equivalents, mais avec des complications plus importantes.

PHYSIQUE : Les constantes utilisées dans les publications sur les doses autour des sources solides d'Iode-125 ne sont pas en accord avec les nouvelles valeurs obtenues par les mesures et par les calculs par la méthode de Monte Carlo. (Réf. 7, 27, 49, 79, 83, 87). Des écarts entre 11 et 20 % sont décrits dans ces dernières publications.

Une grande prudence est nécessaire. Une lecture des documents d'étalonnage des sources (Réf. 75, 80) et l'aide d'un laboratoire d'étalonnage me semblent indispensables avant d'utiliser les sources d'Iode-125. Les paramètres choisis doivent être en accord avec la technique des utilisateurs sur laquelle vous allez vous inspirer.

L'utilisation des nomogrammes (Réf. 86) n'est pas habituelle en France. Des vérifications sont nécessaires avant de réaliser des applications sur les patients. Chaque auteur possède sa façon d'obtenir ses doses et les critères d'homogénéité à l'intérieur d'une application ne sont pas toujours les mêmes que ceux utilisés par le système de Paris par exemple.

Les programmes habituels de curiethérapie ne tiennent pas compte de la présence des hétérogénéités, alors que pour l'énergie de l'Iode-125 les variations peuvent être importantes (Réf. 37, 38, 64). Des programmes spécifiques (Réf. 44) permettent de personnaliser les applications en optimisant à partir des images IRM ou scanner en tenant compte de l'orientation des sources dans les cathéters vecteurs, de l'écartement des cathéters et de la distance entre sources.

La présence des sources à l'intérieur de l'application (Réf. 66) fait diminuer la dose en périphérie de l'ordre de 6 à 12 % de par l'absorption par les sources elles-mêmes.

BIOLOGIE : Une adaptation du modèle quadratique linéaire pour les applications permanentes d'Iode-125 a été étudiée avec une description des paramètres utilisés (Réf. 85). Ce modèle est comparé aux modèles déjà existants.

La dose en curiethérapie est potentialisée d'un facteur 4.4 (Réf. 53) par l'hyperthermie à $T = 38.5^\circ$, dans le cas expérimental du mélanome de la choroïde de l'œil du lapin.

La barrière hémato-encéphalique est détruite avec une dose minimale de 165 Gy (Réf. 88) sur modèle animal. Ce-ci a été vérifié par IRM, microscope et analyses biologiques.

Une étude sur le contrôle bcal a été réalisée par la méthode de α/β (Réf. 3) en vue de montrer l'importance des hétérogénéités des doses dans la tumeur à l'intérieur des applications d'Iode-125, ainsi que l'importance du choix des doses en fonction de radio-isotopes utilisés (Réf. 67).

DIVERS : D'autres localisations : Pancréas, sarcomes (Réf. 80), poumon (Réf. 42), gynécologiques (Réf. 89), naso-pharynx (Réf. 6) ont été traités par curiethérapie per-opératoire permanents ou temporaires avec ou sans radiothérapie externe avec des résultats encourageants.

Des tumeurs para-spinales réséquées incomplètement, avec ou sans radiothérapie externe, ont été traitées par des applications temporaires d'Iode-125 à des doses de 125 Gy sans séquelles (Réf. 81). Les doses à la moelle sont négligeables. Les résultats sont très satisfaisants sauf dans le cas des cancers du poumon.

Des applications temporaires d'Iode-125 ont été réalisées, dans le cas de tumeurs du naso-pharynx, après radiothérapie externe de 60 Gy (Réf. 6) avec de très bons résultats de contrôle local.

Des applications d'Iode-125 temporaires dans les traitements du sein (Réf. 47) ont été utilisées en remplacement de l'Ir-192, en vue d'améliorer la radioprotection. Grâce à la faible exposition du personnel, la qualité de l'application peut être vérifiée par contrôles radiographiques réguliers.

X - BIBLIOGRAFÍA. SITIOS, INDICADORES Y DIRECCIONES INTERNET.

(Francés e Inglés) . No actualizada para la fecha del congreso.

Sur Internet rechercher : avec un moteur de recherche les mots : Iodine 125, Prostate

X .1 – BIBLIOGRAFIA. Etude physique des sources d'IODE 125

1. M.TUBIANA, J.DUTREIX, A.DUTREIX, P.JOCKEY. Bases physiques de la radiothérapie et de la radiobiologie. Masson et Cie, 1963.
2. H.ELFORD JOHNS, JR.CUNNINGHAM. The physics of radiology . 3ème édition Charles C.THOMAS, édit., Publisher Springfield-Illinois-USA, 1971.
3. F.H.ATTIX, W.C.ROESCH, E.TOCHILIN. Radiation dosimetry, 2ème édition, 1969. Volume I-Fundamentals. Volume II-Instrumentation. Volume III-Sources, fields, measurements and applications. Academic Press, édit.
4. Sécurité dans l'emploi des radionucléides en sources non scellées. Editions INRS n°544, Institut national de Recherche et de Sécurité, 1978.
5. S.BASIL, M.D.HILARIS, J.GARETT, A.B.HOLT, M.S.JEAN St GERMAIN. The use of iodine 125 for interstitial implants. U.S.Department of Health Education and Welfare Public Health Service. Food and drug Administration. Memorial Hospital, New York, 1975.
6. C.A.SONDHAUS. Modern interstitial and intracavitary radiation management. Frederick W.George III édit., Masson Publishing USA INC. New York, 1981, 9, 89.
7. F.WACHSMANN, G.DREXLER. Graphs and tables for use in radiology. Springer Verlag Berlin Heidelberg. New York, 1976.
8. CC.LING, F.WACHSMANN, E.D.YORKE, I.SPIRO, D.KUBIATOWICK, D.BENNET. Physical dosimetry of 125 I seeds for interstitial implant. Pre-Print. George Wash.Univ.Med.Center, Wash., D.C., 20037. 3M Company, St Paul, Minn, 55144. National Naval Med.Center , Bethesda MD. 20014.

2do Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

9. D.O.KUBIATOWICZ. Medical Products Division. 3M Company 270-2N-04. 3M Center. St Paul, MN 55144.
- 10.T.P. LOFTUS, R. LOEVINGER, « Iodine-125 Seed Standardization ». A être publié J. Res. Nat. Bur. Stand.
- 11.V. KRISHNASWAMY Ph. D. Dose distribution around au 125 I seed source in tissue. Radiology, February 1978, Vol. 126, 2, 489-491.
- 12.V. KRISHNASWANI, Ph. D. Dose tables for 125 I seed implants. Radiology, September 1979, Vol. 132, 3, 727-730.
- 13.C.C.LING. Ph. D. , L.L.ANDERSON, Ph. D. , W.U. SHIPLEY, M.D. Dose inhomogeneity in interstitial implants using 125 I seeds. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. , vol. 5, 419-425.
- 14.M. CANCE, M. CHARTIER, J. MIAILLIER, K. STEINSCHADEN. Caractérisation dosimétrique de sources d'Iode 125 utilisées en implants. Note technique LMRI 80/76.
- 15.J.C.McDONALD, I.CHANG MA, L.ZEITZ. Microdosimetry properties of encapsulates 125-I and other photon sources. Radiation Research 77-221-232, 1979.
- 16.H.H.ERTL, L.E.FEINENDEGEN. Microdosimetry of Iodine-125 with reference to the Auger effect. Proc. Second Symp. ou Microdosimetry, 1970, 787-799.
- 17.ICRU Report 17. Radiation dosimetry : X ray gnerated at potentials of 5 to 150 kV.
- 18.Handbook of chemistry and physics. 54th Edition 1973-1974. CRC PRESS
- 19.J.H. HUBELL. Photon mass atenuation au mass energy. Absorption coefficients for H ,C, N, O Ar and seven mixtures from 0.1 keV to 20 MeV. Radiation Research, 1977, 70, 58-81
- 20.H. JOFFRE, L. PAGES. Coefficients d'atténuation massique et d'absorption massique en énergie pour les photons de 10 keV à 10 MeV. C.E.N. de Saclay. Rapport C.E.A. R-3655.
- 21.B.E. WARREN. X ray diffraction. Massachusets Institut of Tachnology 1969
- 22.O. OLIVO Recherche d'un profil de raie de diffraction X à partir d'un profil expérimental composé de plusieurs raies superposées. Mémoire D.E.A. Chimie-Physique; Université de Dijon ,1982.
- 23.J. MIGNOT, D. RONDOT; Méthode d'obtention d'un profil de raie de diffraction X à partir d'un profil expérimental composé de plusieurs raies superposées. J. Appl. Cryst., 1977, 10, 84-90
- 24.C. MARINELLO, C. SLIWINSKI. Les émulsions photographiques et leurs applications en dosimétrie. J. Radiol. Electro., 1974, Vol. 55,6-7, 507-513
- 25.Meigooni, A. et al., "*Dosimetric Parameters for InterSource¹⁰³, a Palladium-103 Implant*", University of Kentucky Preprint, September 1999.
- 26.Hedtjarn, H. and Williamson, J. F., "Monte Carlo-Aided Dosimetry of UroMed/Bebig Symmetra* I-125 Seed", Preprint, August 1999.
- 27.Wallace, R. E. and Fan, J. J. "*Evaluation of a New Brachytherapy Iodine-125 Source by AAPM TG43 Formalism*", submitted to Medical Physics for publication in 1998.
- 28.Wallace, R. E. and Fan, J. J. "*Report on Dosimetry of a New Design ¹²⁵Iodine Brachytherapy Source*", Pre-Publication Report, October 1998.
- 29.AAPM. Draft of Report 69. 10 Jan 2000.Recommendations of the American Association of Physicist in Medicine on 103 Pd Interstitial Source Calibartion and Dosimetry : implication for dose specification and prescription.

2do Congreso Iberolatinoamericano y del Caribe de Física Médica. Caracas - Venezuela 17 al 20 de octubre de 2001

30. Sowards, K. And Meigooni, A. S., *A Report on the PTRAN Monte Carlo Evaluation of the isoSTAR Model 12501 ¹²⁵I Source*, September 23, 1999.
31. Weaver, K, *Anisotropy Function for 125-I and 103 Pd Sources*, Medical Physics 25 (12), December 1998, 2271-2278
32. Nath, R, Anderson LL, Luxton, G, Weaver, K A , Williamson J. F., Meigooni A S., *Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources: Recommendation of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43*, Medical Physics 22 (2), February 1995, 209-234.
31. AAPM. Draft of Report 69. 10 Jan 2000. Recommendations of the American Association of Physicist in Medicine on 103 Pd Interstitial Source Calibration and Dosimetry: implication for dose specification and prescription.
<http://www.aapm.org/cgi-bin/AT-aapmsearch.cgi>

X .2 - BIBLIOGRAFIA. Utilisation des sources d'Iode 125.

1. Permanent iodine-125 implants in postoperative radiotherapy for head an neck cancer with positive surgical margins. B.VIKRAM, S.MISHRA . Head-Neck. 1994 Mar-Apr; 16(2): 155-7
2. Treatment related symptoms during the first year following transperineal 125 I prostate implantation. L.KLEINBERG, K.WALKNER, J.ROY, M.ZELEFSKY, V.ARTEBERY, Z.FUKS, L.HARRISON. Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1994 Mar 1; 28 (4): 985-90
3. Quantifying the effect of dose inhomogeneity in brachytherapy: application to permanent prostatic implant with 125 I seeds. C.LING, J.ROY, N.SAHOO, L.ANDERSON. Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1994 Mar 1; 28 (4): 971-8
4. Treatment of liver metasta from colorectal cancer with radioactive implant. Armstrong JG; Anderson LL; Harrison LB. CANCER . 1994 Apr 1; 73(7) : 1800 - 4
5. Palladium 103 plaque radiotherapy for uveal melanoma. Clinical experience. P.FINGER, A.BUFFA, S.MISHRA, A.BERSON, JL.BOSWORTH, B.VIKRAM. Ophtalmology. 1994 Feb; 101 (2): 256-63
6. Permanent iodine-125 (I-125) boost implants after external radiation therapy in nasopharyngeal cancer. B.VIKRAM, S.MISHRA. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1994 Feb 1; 28 (3): 699-70
7. Monte Carlo calculation of kerma to a point in the vicinity of media interfaces. Z.LI, JF.WILLIAMSON, H.PERERA. Phys.Med.Biol 1993 Dec; 38 (12): 1825-40
8. Design of a cap for radioshielding during treatment with interstitial 125 I brain implants. SAWAYA R, BRENEMAN JC. J Neuroncol 1993 Jun 16(3) : 233-4
9. Dosimetric characteristics of a double wall 125 I source for interstitial brachytherapy. R.NATH, A.MELILLO. Med.Phys. 1993 Sep-Oct; 20 (5): 1475-83
10. Anisotropy functions for 103Pd, 125 I, and 192Ir interstitial brachytherapy sources. R.NATH, AS.MEIGOONI, P.MUENCH, A.MELILLO. Med.Phys. 1993 Sep.Oct; 20 (5): 1465-73

11. A versatile method for planning stereotactic brain implants. LL.ANDERSON, PJ.HARRINGTON, AD.OSIAN, E.ARBIT, SA.LEIBEL, MG.MALKIN. Med.Phys. 1993 Sep-Oct; 20 (5): 1457-64
12. Dose rate effect of ¹²⁵I irradiation on normal rabbit eyes and experimental choroidal melanoma. CM.YANG, KR.OLSEN, JG.SCHWADE, PV.HOUDEK, AM.MARKOE, V.PISCIOTTA, X.WU. Exp.Eye.Res. 1993 Nov; 57 (5): 577-85
13. The effects of local and regional treatment on the metastatic outcome in prostatic carcinoma with pelvic lymph node involvement (see comments). SA.LEIBEL, Z.FUKS, MJ.ZELZFSKY, WF Jr.WHITMORE. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1994 Jan 1; 28 (1): 7-16
14. Ultrasound guided placement of transperineal prostatic after loading catheters. BR.PRESTIDGE, EB.BUTLER, D.SHAW, V.McCOMAS. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1994 Jan 1; 28 (1): 263-6
15. Stereotactic techniques in managing brain tumors. BLACK PM, TARBELL NJ, ALEXANDER E 3d; ROCKOFF M, ZHAN MS; LOEFFLER J - Childs Nerv Syst 1993 Sep; 9(6) ; 343-6; discussion 347
16. Analysis of biopsy findings and implant quality following ultrasonically-guided ¹²⁵I implantation for localise prostatic carcinoma. PL.VIJVERBERG, LE.BLANK, NF.DABHOIWALA, TM. de REIJKE, C.KOEDOODER, AA.HARTT, KH.KURT, D.GONZALEZ GONZALEZ. Br.J.Urol. 1993 Oct; 72 (4)
17. Palladium-103 versus iodine-125 for ophtalmic plaque radiotherapy. PT.FINGER, D.LU, A.BUFFA, DS.DeBLASIO, JL.BOSWORTH. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1993 Nov 15; 27 (4): 849-54
18. Tumor control probability for permanent implants in prostate. JN.ROY, LL.ANDERSON, KE.WALKNER, Z.FUKS, CC.LING. Radiother.Oncol. 1993 Jul; 28 (1): 72-5
19. Treatment of clinical local failure after radiation therapy for prostate carcinoma (see comments). PF.SHELLHAMMER, DA.KUBAN, AM.el MAHDI. J.Urol. 1993 Dec; 150 (6): 1851-5
20. Radiation risks to personnel and public during the treatment of malignant glioma usin interstitial brachytherapy . C.BALDOCK, SW.HUGHES, A.SOFAT, S.BATCHELOR, RD.BADAWI. Br.J.Radiol. 1993 Oct; 66 (790): 915-7
21. Interstitial iodine 125 and concomitant cisplatin followed by hyperfractionned external beam irraddiation for malignant supratentorial glioma. Preliminary experience. J.FONTANESI, WC.CLARK, A.WEIR, P.KUMAR, A.MILLER, T.EDDY, D.TAI, LE.KUN. Am.J.Clin.Oncol. 1993 Oct; 16 (5): 412-7
22. Helium ions versus iodine 125 brachytherapy in the management of uveal melanima. A prospective, randomized dynamically balanced trial. DH.CHAR, JM.QUIVEY, JR.CASTRO, S.KROLL, T.PHILLIPS. Ophtalmology. 1993 Oct; 100 (10): 1547-54
23. The effect of lead, gold, and silver backings on dos near ¹²⁵I seeds. JA.MELI, KA.MOTAKABBIR. Med.Phys. Jul-Aug; 20 (4):1251-6
24. A nomograph for permanent implants of palladium-103 seeds. LL.ANDERSON, JV.MONI, LB.HARRISON. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1993 Sep 1; 27 (1): 129-35
25. New 125I dosimetry in prostatic brachytherapie planning. PIERMATTEI A. Rays 1993 Jan-Mar 18(1)
26. Tumor localization using fundus view photography for episcleral plaque therapy. MD.EVANS, MA.ASTRAHAN, R.BATE. Med.Phys. 1993 May-Jun; 20 (3): 769-75
27. Dosimetry of 125I sources in a low-density material using scaling. RASHID H, BJARNGARD BE, CHIN LM, RICE RK. Med-Phys 1993 May-Juin; 20(3): 765-8
28. High-dose chemotherapy and autologous bone marrow rescue followed by interstitial and external-beam radiotherapie in newly diagnosed padiatric malignant gliomas. HEIDEMAN RL, DOUGLAS EC,

- KRANCE RA, FONTANESI J, LANGSTON JA, SANFORD RA, KOVNAR EH, OCHS J, KUTTESH J, JENKINS JJ et al. J Clin Oncol. 1193 Aaug; 11(8): 1458-65
29. Treatment of choroidal melanom with I-125 plaque. J.FONTANESI, D.MEYER, S.XU, D.TAI. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1993 Jul 15; 26 (4): 619-23
 30. High intensity 125-iodine plaque treatment of uveal melanoma. JM.QUIVEY, DH.CHAR, TL.PHILLIPS, KA.WEAVER, JR.CASTRO, SM.KROLL. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1993 Jul 115; 26 (4): 613-8
 31. A stereotactic brain implant program with removable high-activity I-125 seeds using a conventionnal brachytherapy tratment planning system. A.RAD.NIROOMAND, R.CUMBERLIN, L.ROSA, JE.RODGERS. Radiat.med. 1993 Jan-Feb; 11 (1): 36-41
 32. Seed strength deermination for eye plaque therapy . CB.SAW, M.SEIDEL, T.PAWLICKI, A.WU, K.KARASEK. Med.Dosim. 1993 Spring; 18 (1):33-7
 33. 125I embedded in an orbital prosthesis for retreatment of recurrent retinoblastome. BENTEL GC, HALPERIN EC, BUCKLEY EG. Med Dosi. 1193 spring; 18(1): 1-5
 34. Dosimetry for 125-I seed (model 6711) in eye plaques. ST.CHIU.TSAO, LL.ANDERSON, K.O'BRIEN, L.STABILE, JC.LIU. Med.Phys. 1993 Mar-Apr; 20 (2 pt 1): 383-9
 35. Role of brachytherapy in the management of the skull base meningioma. Treatment of skull base meningiomas.PP.KUMAR. AA.PATIL, HW.SYH, WK.CHU, MA.REEVES. Cancer. 1993 Jun 1; 71 (11):3726-31
 36. A CT-based evaluation method for implants: application to prostate. ROY JN, WALLNER KE, HARRINGTON PJ, LING GG, ANDERSON LL. Int-Jour-Radiat-Oncol-Biol-Phys 1993Apr 30; 26(1)
 37. One dimensional scater-subtraction method for brachytherapy dose calculation near bounded heterogeneities. JF.WILLIAMSON, Z.LI, JW.WONG. Med.Phys. 1993 Jan-Feb; 20 (1):233-44
 38. Comparison of calculated and measured heterogeneity correction factors for 125I, 137Cs and 192Ir brachytherapy sources near localized heterogeneities. WILLIAMSON JF, PERRERA H, II Z, LUTZ WR. Med-Phys 1993 Jan-Feb; 20(1): 209-22
 39. Short-term morbidity from CT -planned transperineal I-125 prostate implants. VE.ARTEBERY, K.WALLNER, J.ROY, Z.FUKS. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1993 Mar 15; 25 (4): 661-7
 40. Planned combined I-125 plaque irradiation and indirect ophtalmoscope laser therapy for choroidal malignant melanoma. JJ.AUGSBURGER, D.MULLEN, M.KLEINEIDAM. Ophtalmic.Surg. 1993; 24 (2):76-81
 41. Continuous low dose rate brachytherapy with high activity iodine-125 seeds in the management of meningiomas. PP.KUMAR, AA.PATIL, LG.LEIBROCK, WK.CHU, HW.SYH, GF.McCAUL, MA.REEVES. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1993 Jan 15; 25 (2):325-8
 42. Iodine 125 interstitial brachytherapy in the treatment of carcinoma of the lung. EH.FLEISHMAN, AR.KAGAN, OE.STREETER, J.TYRELL, M.WOLLIN,CA.LEAGRE, JC.HARVEY. J.Surg.Oncol. 1992 Jan; 49 (1): 25-8
 43. Permanent iodine-125 implant and external beam radiation therapy or the treatment of malignant brain tumors. L.ZAMORANO, D.YAKAR, M.DUJOVNY, M.SHEEHAN, J.KIM. Stereotact. Funct.Neurosurg. 1992; 59 (1-4): 193-92
 44. Three dimensional imaging for brachytherapy planning. TL.HARDY, LR.BRYNILDSON, JG.GRAY, D.SPURLOCK. Stereotact.Funct.Neurosurg. 1992; 59 (1-4):179-81

45. Indirect ophthalmoscope laser treatment as supplement to ¹²⁵I plaque therapy for choroidal melanoma. JJAUGSBURGER, D.MULLEN, M.KLEINEIDAM. Trans.Am.Ophtalmol.Soc. 1992; 303-14; discussion 314-6
46. Radiotherapy of malignant melanoma of the uvea with ¹²⁵I seeds. J.HEIKKONEN, P.SUMMANEN, I.IMMONEN, P.TOMMILA, H.TOIVOLA, M.FORSS, A.TARKKANEN. Acta.Ophtalmol.Copenh. 1992 Dec; 70 (6): 780-5
47. Advantages of using high activity ¹²⁵I seeds in temporary interstitial breast implants. SN.RUTSGI, SS.HAHN. Med.Dosim. 1992 Winter; 17 (4): 217-20
48. Interstitial irradiation of malignant gliomas. MG.MALKIN. Rev.Neur.Paris. 1992; 148 (6-7): 448-53
49. Dose rate distribution around ⁶⁰Co, ¹³⁷Cs, ¹⁹⁸Au, ¹⁹²Ir, ²⁴¹Am, ¹²⁵I (models 6702 and 6711) brachytherapy sources and the nuclide ⁹⁹Tcm. SAKELLIYOU L, SAKELLARIOU K, SARIGINNIS K, ANGELOPOULOS A, PERRIS A, ZARRIS G. Phys-Med-Biol. 1992 Oct; 37(10): 1859-72
50. The importance of brachytherapy technique in the management of primary carcinoma of the vagina. STOCK RG, MYCHALCZAK B, ARMSTRONG JG, CURTIN JP, HARRISSON LB. Int- Jour- Radiat-Oncol-Biol-Phys. 1992; 24(4): 747-53
51. Interstitial brachytherapy for newly diagnosed patients with malignant gliomas: The UCSF experience. MD.PRADOS, PH.GUTIN, TL.PHILLIPS, WM.WARA, PK.SNEED, DA.LARSSON, SA.LAMB, B.HAM, MK.MALEK, CB.WILSON. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1992; 24 (4): 593-7
52. The influence of mineralising radionecrosis on the dose distribution in interstitial radiation therapy of brain tumours. G.HERBOLD, GH.HARTMANN, WJ.LORENZ. Radiother.Oncol. 1992 Sep; 25 (1): 12-8
53. Concurrent ferromagnetic hyperthermia and ¹²⁵I brachytherapy in a rabbit choroidal melanoma model. RA.STEEVES, TG.MURRAY, HC.BOLDT, WF.MIELER, BR.PALIWAL. Int.J.Hyperthermia. 1992; Jul-Aug; 8 (4): 443-9
54. The significance of post-irradiation prostate biopsy with long-term follow-up. DA.KUBAN, AM.el MAHDI, P.SCHELLHAMMER. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1992; 24 (3): 409-14
55. Desoxyribonucleic acid cytometry and histological findings before and after ¹²⁵I iodine implantation of primary prostate cancer. H.WAEHRE, O.AMELLEN, AE.STENWIG, M.JUUL, EO.PETTERSEN, SD.FOSSA. J.Urol. 1992 Sep; 148 (3): 838-41; discussion 841-2
56. Ytterbium-169: Calculated physical properties of a new radiation source for brachytherapy. DL.MASON, JJ.BATTISTA, RB.BARNETT, AT.PORTER. Med.phys. 1992 May-jun; 19 (3): 695-703
57. Complications of interstitial radioactive iodine implants for recurrent pituitary adenomas. GF.MOORE, J.MASEY, AJ.YONKERS, LG.LEIBROCK. Ear.Nose.Throat.J. 1992 Jul; 71 (7): 306-10
58. Rapid two-dimensional dose measurement in brachytherapy using plastic scintillator sheet: Linearity, signal-to-noise ratio, and energy response characteristics. H.PERERA, JF.WILLIAMSON, SP.MONTHOFER, WR.BINNS, J.KLARMANN, GL.FULLER, JW.WONG. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1992; 23(5): 1059-69
59. Permanent interstitial implantation using of palladium-103: the New York Medical College preliminary experience. MS.PORRAZZO, BS.HILARIS, CR.MOORTHY, AE.TCHELEBI, CA.MASTORAS, LL.SHIH, L.STABILE, N.SALVARAS. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1992; 23 (5): 1033-6
60. Microdosimetric single event spectra of Ytterbium-169 compared with commonly used brachytherapy sources and teletherapy beams. DL.ZELLMER, MT.GILLIN, JF.WILSON. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1992; 23 (3): 627-32

61. Treatment of localized prostatic carcinoma using the transrectal ultrasound guided transperineal implantation technique. PL.VIJVERBERG, KH.KURTH, LE.BLANK, NF.DABHOILA, TH.de REIJKE, K.KOEDOODER. Eur.Urol. 1992; 21 (1): 35-41
62. Prospective, conservative management of localized prostate cancer. GW.JONES. Cancer. 1992 Jul 1; 70 (1 Suppl):307-10
63. Long-term results of combined modality treatment with I-125 implantation for carcinoma of the pancreas. M.MOHIUDDIN, F.ROSATO, D.BARBOT, A.SCHURICHT, W.BIERMANN, R.CANTOR. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1992; 23 (2): 305-11
64. Tissue inhomogeneity correction for brachytherapy sources in a heterogeneous phantom with cylindrical symmetry. AS.MEIGOONI, R.NATH. Med.phys. 1992 ; 19 (2): 401-7
65. Diode dosimetry of models 6711 and 6712 125 I seeds in a water phantom. M.AHMAD, DP.FONTENIA, ST.CHIU TSAO, CS.CHUI, JE.REIFF, LL.ANDERSON, DY.HUANG, MC.SCHELL. Med.phys. 1992 Mar-Apr; 19 (2):391-9
66. Interseed effects on dose for 125 I brachytherapy implants. AS.MEIGOONI, JA.MELI, R.NATH. Med.Phys. 1992 Mar-Apr; 19 (2): 385-90
67. Permanent implants using Au-198, Pd-103 and I-125: radiobiological considerations based on the linear quadratic model. CC.LING. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1992; 23 (1): 81-7
68. Some treatment planning considerations for 103Pd and 125I permanent interstitial implants. NATH R, MAEIGOONI AS, MELILLO A. INT-J-RADIOT-ONCOL-BIOL-PHYS .1992; 22(5): 1131-8
69. A comparison of radial dose functions for 103Pd, 125I, 145Sm, 241Am, 169Yb, 192Ir, and 137Cs brachytherapy sources. ASS.MEIGOONI, R.NATH. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 1992; 22 (5): 1125-30
70. Radiation risks to personnel and public during the treatment of malignant glioma using interstitial brachytherapy. BALDOCK C? HUGHES SW, BATCHELOR S, BADAWI RD, ... British Journal of Radiology (oct 1993) V.66(790). p.915-917
71. Study of photons angular distributions from a new Best 2300 series 125I source for interstitial brachytherapy. RUSTGI SN.. AMPI-Association of Medical Physicist of India Medical Physics Bulletin. (Jan-Mar 1993) V. 18(1) p. 15-19
72. Continuous low dose rate brachytherapy with high activity iodine-125 seeds in the management of meningiomas. PP.KUMAR, AA.PATIL, LG.LEIBROCK, CHU.WEIKOM, SYH.HONWEI, GF.McCAUL, MA.REEVES. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. (15 jan 1993). v.25(2). p.325-328
73. Glioblastoma treatment : what outlook for radiotherapy. HERY M, BENSADOUN RJ, Centre Lutte Contre Le Cancer Antoine Lacassagne, 06 NICE (FRANCE). Bulletin du cancer - Radiothérapie (1992) v.79(1) p.15-24
74. Brachytherapy of choroidal melanomas. LW.BRADY, JC.HERNANDEZ. Strahlentherapie und Onkologie. (Feb 1992). v.168(2). p.61-65
75. The needs for brachytherapy source calibration in the United States. COURSEY BM, GOODMAN LJ, HOPPE DD, LOEVINGER R.... Biennial meeting of the international Committee for Radionuclide Metrology... Madrid (Spain). 27-31 May 1991.
76. Factors affecting injury after interstitial brachytherapy for brain tumors. LEIBEL SA, GUTIN PH, DAVIS RL, GUTIN PH,..... Raven Press 1991. 482 p. p. 257-270.

77. Experimental central nervous system injury from implanted isotopes. CB.OSTERTAG, PH.GUTIN, SA.LEIBEL, GE.SNELINE. Radiation injury to the nervous system. New York . Raven Press. 1991. 482 p.p.183-190
78. Interstitial brachytherapy for pancreatic cancer : Report of seven cases treated with ¹²⁵I and a review of the literature. P.MONTEMAGGI, R.DOBELBOWER, F.CRUCITTI, F.CARACCILO, AG.MORGANTI, D.SMANIOTTO, S.LUZI, N.CELLINI. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. (Jul 1991). v.21(2) p.451-457
79. Comparison of measured and calculated dose rates in water near I-125 and Ir-192 seeds. JF.WILLIAMSON. Medical Physics. (Jul 1991). v. 18(4) p. 776-786
80. Routine calibration of brachytherapy sources with a well type dose calibrator using standard calibrated sources.. NIROOMAND-RAD A, ... Radiation Medicine. Dec(1990) V. 8(6) p. 238-245
81. Paraspinal tumors: Techniques and results of brachytherapy . JG.ARMSTRONG, DE.FASS, M.BAINS, B.MYCHALCZAK, D.NORI, E.ARBIT, N.MARTINI, LB.HARRISSON. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. (Apr 1991). v.20(4) p.787-790
82. Optimization of ¹²⁵I ophtalmic plaque brachytherapy, AUSTRAHAN MA, LUXTON G, JOZSEF G... Medical Physics Nov(1990) V.17(6) p.1053-1057
83. Dosimetry on transverse axes of ¹²⁵I and ¹⁹²Ir interstitial brachytherapy sources. NATH R, MEIGOONI AS, MELI JA... Medical Physics (Nov1990) V. 17(6) p.1032-1040
84. Results of stereotactic brachytherapy used in the initial management of patients with glioblastoma. LOEFFLER JS, ALEXANDER E, WEN PY, SHEA WM, COLEMAN CN..... Journal of the National Cancer Institut (19 Dec 1990) v.82(24) p.1918-1921
85. The potential for radiobiological modelling in radiotherapy treatment design. The 1989 James Kirk Memorial Lecture. RG.DALE. Radiotherapy and Oncology. (Nov 1990). v.19(3) p.245-255
86. The incorporation of specific tissue/nuclide attenuation data into the Anderson method for producing brachytherapy volume-dose histograms. LOFT SM, DALE RG. Physics in Medicine and Biology (Nov 1990) V.35(11) p.1519-1531
87. Dose rate determination for ¹²⁵I seeds. CHIU-TSAO S, ANDERSON LL, O'BRIEN K, Medical Physics (Sep 1990) V. 17(5) P. 815-825.
88. Brain damage from ¹²⁵I brachytherapy evaluated by MR imaging, a blood-brain barrier tracer, and light and electron microscopy in a rat model. BERNSTEIN M, MAROTTA T, STEWART P, GLEN J, RESCH L, HENKELMAN M. Journal of Neurosurgery (Oct 1990) V. 73(4) p. 585-593
89. Implantation of iodine-125 seeds as a form of intraoperative brachytherapy . W.SAUWERWEIN, B.MUELLER, M.MEYER-SCHWICKERATH, A.HOEDERATH, FW.EIGLER, M.BUSCH, H.SACK. Annales de Radiologie Médecine Nucléaire Revue d'Imagerie Médical. (1989). v.32(6) p. 515-522
90. Mouse model of brachytherapy in consort with enucleation for treatment of malignant intraocular melenoma. J.NIEDERKORN, GE.SANBORN, EE.SCARBROUGH. Archives of Ophthalmology-Chicago. (Jun 1990) . v.108(6) p.865-868
91. An interactive treatment planning system for ophtalmic plaque radiotherapy. MA.ASTRAHAN, G.LUXTON, G.JOSZEF, TD.KAMPP, PE.LIGGETT, MD.SAPOZINK, Z.PETROVICH. Int.j.Radiat.Oncol.Biol.Phys. (mar 1990). v.18(3) p.679-687

92. Ferromagnetic hyperthermia and iodine 125 brachytherapy in the treatment of choroidal melanoma in a rabbit model. WF.MIELER, GJ.JAFFE, RA.STEEVES. Archives of Ophthalmology-Chicago. (Oct 1989). v.107(10) p.1524-1528
93. New intraoperative brachytherapy techniques for positive or close surgical margins. D.NORI, M.BAINS, BS.HILARIS, L.HARRISSON, D.FASS, T.PERETZ, DONATH, Z.FUKS. Journal of Surgical Oncology. (Sep 1989). v.42(1) p.54-59
- NBS (National Bureau of Standards) measurement services: calibration of gamma-ray-emitting brachytherapy sources. Final report. JT.WEAVER, TP.LOFTUS, R.LOEVIINGER. Dec 1988. p.63
94. Improved Technique for Prostate Seed Implantation : Combined Ultrasound and Fluoroscopic Guidance KEITH W KAYE, M.D., DOUGLAS J. OLSON, M.D., DEBORAH.... Journal of Endourology vol 6 Nb 1, 1992.
95. Techniques spéciales et nouveautés en curiethérapie. M. Pernot. Bulletin du Cancer Vol. 78/ N° 4 –1991.