

BIC 45 33-26

1992 BIC - - 326 e



Nº 53

TESE DE MESTRADO  
PRONUCLEAR

ESTUDO DO EFEITO DO PULMAO NA DOSE EM  
TRATAMENTO RADIOTERAPICOS UTILIZANDO O  
FOTODIODO BPW-34

AUTOR: FERDINAND DE JESUS LOPES FILHO

RECIFE - PE  
SETEMBRO - 1990

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO**

**DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

Av. Prof. Luis Freire, 515 - Cidade Universitaria

CEP 50.049 - RECIFE - PE - BRASIL

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR  
CURSO DE MESTRADO EM CIENCIA E TECNOLOGIA NUCLEAR

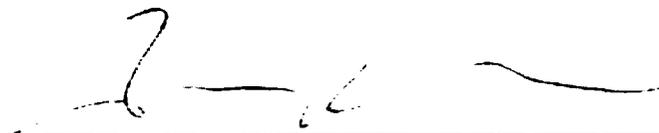
ESTUDO DO EFEITO DO PULMAO NA DOSE EM TRATAMENTOS  
RADIOTERAPICOS UTILIZANDO O FOTODIODO BPW - 34

FERDINAND DE JESUS LOPES FILHO

Recife - Pernambuco

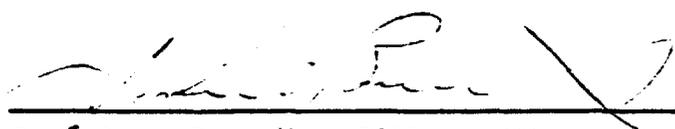
setembro - 1990

Dissertação apresentada ao Departamento de Energia Nuclear da  
Universidade Federal de Pernambuco, fazendo parte da Comissão  
Examinadora os seguintes professores:



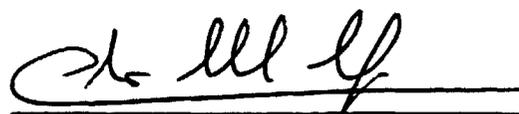
---

Arno Heeren de Oliveira - Doutor  
Departamento de Engenharia Nuclear/UFMG.



---

José Luiz Barréira Filho - MSc.  
Departamento de Energia Nuclear/UFPE.



---

Clóvis Abrahão Hazin - PhD  
Departamento de Energia Nuclear/UFPE.

Visto e permitida a impressão

Recife, 14 de setembro de 1990



---

Coordenador do Curso de Mestrado em Ciên-  
cia e Tecnologia Nuclear do Departamento  
de Energia Nuclear da Universidade Fede-  
ral de Pernambuco.

**FERDINAND DE JESUS LOPES FILHO**

**ESTUDO DO EFEITO DO PULMÃO NA DOSE EM TRATAMENTOS  
RADIOTERÁPICOS UTILIZANDO O FOTODIODO BPW-34**

Dissertação apresentada ao Curso de  
Mestrado em Ciências e Tecnologia  
Nuclear da Universidade Federal de  
Pernambuco, em cumprimento a uma das  
exigências para obtenção do Grau de  
Mestre.

**ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: ENGENHARIA NUCLEAR**

**ORIENTADORA: Dra. HELEN JAMIL KHOURY**

**Recife - Pernambuco**

**setembro - 1990**

A Dra. Helen Jamil Khoury.

minha homenagem.

Ao meu pai (em memória),

A minha mãe e irmãos,

A minha esposa,

Dedico.

## AGRADECIMENTOS

À professora Helen Jamil Khoury pela orientação segura e objetiva, pelo seu estímulo e sua amizade.

Ao professor Atílio Dall'Olio pela sua atenção neste trabalho.

Ao Físico Cleber Nogueira de Souza pela ajuda no início deste trabalho.

À Física Léa Contier de Freitas pela ajuda no material fornecido.

À Física Lydia Cristina Queiroz Pereira da Luz pela amizade e ajuda na obtenção das medidas.

Aos seguintes Institutos de Radioterapia: Hospital do Câncer do Recife. Santa Casa de Misericórdia de Maceió e Instituto de Radium Ivo Roesler.

A todos aqueles que fazem parte do laboratório de Dosimetria - D.E.N., pelo inestimável apoio.

Aos amigos do Curso de Mestrado: Edénia, Geraldo, Elmo, Betânia e Elias.

A todos aqueles que direta e indiretamente colaboraram para que este trabalho pudesse ser realizado.

## RESUMO

A distribuição da dose no tumor, em tratamentos radioterápicos, é afetada pela presença no campo de irradiação de tecidos de densidade e/ou composição diferentes do tecido mole.

Neste trabalho procurou-se analisar o efeito do pulmão na distribuição de dose nos tecidos a ele adjacentes, utilizando como detector o fotodiodo BPW-34 e feixes de radiação de alta energia (radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  e raios-X de 8 MV e 10 MV).

Os resultados obtidos mostraram que a dose tumoral é reduzida na região anterior ao pulmão devido à redução no retroespalhamento, enquanto que é intensificada, após o pulmão, devido à menor atenuação sofrida nesta heterogeneidade. A intensidade deste efeito depende da energia do feixe, tamanho e densidade da heterogeneidade, campo de irradiação e da profundidade do ponto na qual a dose absorvida é calculada.

## SUMMARY

The presence, in the irradiation field, of regions with composition and/or density differing from soft tissue may significantly affect the tumoral dose distribution in radiotherapy treatments.

The effect of the lung on the dose distribution in the near by tissues was studied with high energy rays ( $\gamma$  of  $^{60}\text{Co}$  and 10 MV, 6 MV - X-ray) and using a BPW-34 photodiode as a detector.

The results obtained showed that the tumoral dose is reduced in the region anterior to the lung, due to backscattering reduction, whereas it is enhanced beyond the lung due to the lower attenuation in the inhomogeneity.

## ÍNDICE

<b>CAPÍTULO.....</b>	<b>Página</b>
<b>I - INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>4</b>
2.1. - Efeito das heterogeneidades na distribuição de dose.....	6
2.2. - Métodos experimentais.....	12
2.3. - Métodos teóricos.....	17
<b>III - PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....</b>	<b>23</b>
3.1. - Medidas em meio homogêneo.....	25
3.2. - Medidas em meio heterogêneo.....	27
<b>IV - RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>30</b>
4.1. - Meio homogêneo.....	30
4.2. - Meio heterogêneo.....	33
<b>V - CONCLUSÕES.....</b>	<b>44</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>46</b>
<b>APENDICE A - Equilíbrio eletrônico.....</b>	<b>52</b>
<b>APENDICE B - Fator de correção - Método TAR.....</b>	<b>55</b>
<b>APENDICE C - Percentagem de dose em meio heterogêneo... </b>	<b>58</b>

## CAPÍTULO I

### INTRODUÇÃO

Uma das principais preocupações no tratamento de tumores malignos por radiações ionizantes é a determinação da dose recebida no tumor e no tecido a ele adjacente. Erros na avaliação da distribuição de dose no tumor podem acarretar uma redução do índice de controle tumoral. Clinicamente, para efeito deste controle, uma variação máxima de  $\pm 5\%$  na distribuição da dose no tumor é considerada aceitável.

O cálculo desta dose é efetuado com base em tabelas de percentagem de dose ou a partir de curvas de isodose que fornecem, para diferentes campos e energias da radiação, a distribuição da dose em função da profundidade. Este cálculo é baseado na suposição de que o corpo humano é homogêneo e equivalente à água. Entretanto, como no corpo humano existem estruturas que apresentam densidade e/ou número atômico efetivo diferentes do tecido mole, o cálculo da distribuição de dose no tumor, sem considerar a presença das heterogeneidades, pode acarretar um erro na estimativa da mesma que se reflete no

controle da doença.

A presença da heterogeneidade no campo de irradiação afeta a distribuição de dose no meio a ela adjacente. O seu efeito na distribuição da dose no meio decorre do fato que o processo de atenuação e espalhamento dos fótons na heterogeneidade é diferente do que ocorre no tecido mole. A intensidade deste efeito depende das dimensões, da composição e densidade da heterogeneidade, bem como do tamanho do campo e da energia da radiação. Neste aspecto, para fótons de alta energia, o coeficiente de atenuação é pequeno e portanto o efeito da presença da heterogeneidade é reduzido. Para baixas energias o coeficiente de atenuação é grande e portanto o efeito é elevado. Para baixas energias este efeito torna-se mais significativo com heterogeneidades de alto número atômico (ex. região óssea), uma vez que para estas energias o efeito fotoelétrico é predominante.

As principais heterogeneidades presentes no corpo humano são os ossos, as cavidades de ar e o pulmão. Para estimar o seu efeito na dose tumoral, medidas são efetuadas em "phantom" composto por materiais que simulam o tecido mole e as heterogeneidades. A determinação do efeito da heterogeneidade no campo de irradiação pode ser efetuada através de métodos experimentais ou teóricos. Para a determinação experimental do efeito na interface tecido mole/heterogeneidade há necessidade do uso de dosímetros suficientemente pequenos para a exploração da distribuição de dose nesta região, a fim de evitar a influência do dosímetro na medida.

As medidas das doses, geralmente, são efetuadas com

câmaras de ionização ou com dosímetros termoluminescentes (TLDs). Com o surgimento dos detectores semicondutores, que apresentam dimensões similares aos TLDs, abriu-se um novo campo na dosimetria de meios heterogêneos.

Tendo em vista que pesquisas realizadas no DEN/UFPE têm mostrado a viabilidade do uso de fotodiodos comerciais como dosímetros de raios-X e radiação  $\gamma$ , pretende-se neste trabalho estudar, utilizando o dosímetro fotodiodo, a influência da presença do pulmão na percentagem de dose profunda em tratamentos com radiações ionizantes.

## CAPÍTULO II

### REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A relação entre a resposta biológica de um tecido irradiado e a dose absorvida depende de uma série de fatores, entre os quais a energia da radiação e a distribuição de dose no meio. Esta distribuição, em tratamentos radioterápicos, depende da forma do paciente e do tamanho e natureza das estruturas internas. Geralmente os cálculos das doses tumorais são efetuados com base nas curvas de isodoses ou tabelas de variação de dose em função da profundidade. Estes dados são obtidos considerando o corpo humano homogêneo e constituído de tecido mole com resposta à radiação equivalente à água. Esta equivalência decorre do fato de que o coeficiente de atenuação mássico e o poder de freamento dos elétrons do músculo e da água diferem de 1% para feixes com energias variando no intervalo de 0.5 à 50 MeV (1).

Entretanto, a presença de heterogeneidades, ou seja, de estruturas cuja composição e/ou densidade diferem do tecido mole, afeta a distribuição da dose no tumor. As principais heterogeneidades presentes no corpo humano são as cavidades de ar

e os ossos que diferem do tecido mole tanto em densidade como em composição, e o pulmão que difere do tecido mole em densidade. Na tabela I é mostrada a composição destes tecidos, bem como a sua densidade eletrônica.

TABELA I. Composição elemental dos tecidos do corpo humano.

ELEMENTOS		MÚSCULO	TECIDO PULMÃO	OSSO
P E R C E N T U A L	H	10,1	10,1	4,7
	C	10,8	10,2	14,4
	N	2,8	2,9	4,2
	O	75,5	75,8	44,6
	Na	0,02	0,18	-
	P	0,81	0,08	10,5
	S	0,24	0,22	0,31
	Cl	0,08	0,27	-
	K	0,30	0,19	-
	Fe	-	0,04	-
	Mg	-	-	0,22
Ca	-	-	21,0	
Densidade g/cm <sup>3</sup>		1,0 a 1,04	0,26 a 1,05	1,85
Densidade eletrônica 1,66x10 <sup>6</sup> mol de elétrons/m <sup>3</sup>		3,5 a 3,71	0,47 a 2,31	5,68
Número atômico efetivo		7,6	7,7	13,4

Adaptada da ref. 2.

## 2.1. - EFEITO DAS HETEROGENEIDADES NA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE

Para compreender o efeito da heterogeneidade considerar-se-á uma região do corpo humano que apresente uma heterogeneidade conforme mostrado na fig.1.

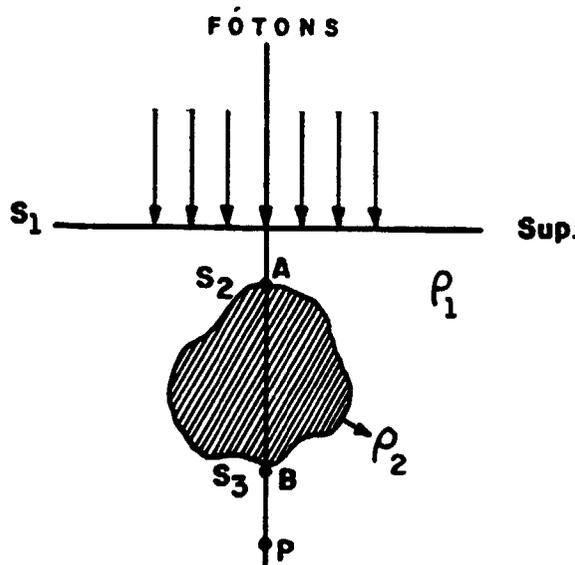


Fig. 1. Diagrama esquemático de um meio heterogêneo.

Os fótons ao incidirem na superfície  $S_1$  interagem com o meio depositando a sua energia. A dose absorvida, a partir desta superfície, cresce com a profundidade, atingindo um máximo a partir do qual começa a decrescer. A profundidade em que ocorre a

máxima ionização corresponde à espessura da região de "build-up", a partir da qual ocorre o equilíbrio eletrônico. A espessura da região de "build-up" varia com a energia da radiação. A tabela II mostra alguns destes valores. Por outro lado, as doses superfícies  $S_2$  e  $S_3$  são fortemente perturbadas devido à presença da heterogeneidade. De um modo geral, a dose nos pontos anteriores e próximos a heterogeneidade é afetada pela alteração do número de elétrons que nela incidem devido ao retroespalhamento, enquanto que a dose nos pontos após a heterogeneidade sofre uma alteração em decorrência da variação das condições de equilíbrio eletrônico na interface. Enquanto o efeito do retroespalhamento depende da espessura e composição do material posterior ao plano de referência, a perda do equilíbrio eletrônico é um fenômeno mais complexo. No apêndice A encontram-se maiores detalhes sobre o equilíbrio eletrônico.

Com o avanço dos aparelhos terapêuticos de altas energias e a sua utilização em tratamentos de tumores malignos, diversos autores (3,4,5,6,7) procuraram estudar o efeito das heterogeneidades na dose tumoral. Estes trabalhos mostraram que o aumento da energia do feixe e do tamanho do campo de radiação acarreta uma diminuição do efeito da heterogeneidade, para pontos posteriores a heterogeneidade.

TABELA II. Valores da região de "build-up" para várias energias.

Fonte	Energia efetiva	região de Build-up
100 kV	~ 33 keV	junto à superf.
250 kV	~ 80 keV	0,2 mm
Cs-137	660 keV	1,5 mm
Co-60	1,25 MeV	5,0 mm
22 MV	7 MeV	4,5 cm

Ref. 2.

Dependendo da densidade e composição da heterogeneidade, as doses nos pontos A e B (fig.1) podem ser maiores ou menores do que as obtidas em meios homogêneos. Dois casos podem ocorrer:

- a) Densidade do meio 2 ( $\rho_2$ ) é maior do que a do meio 1 ( $\rho_1$ ).
- b) Densidade do meio 2 ( $\rho_2$ ) é menor do que a do meio 1 ( $\rho_1$ ).

Discutir-se-á a seguir cada um destes casos.

a)  $\rho_2 > \rho_1$

Esta situação ocorre quando há presença de osso no campo de irradiação.

No caso em que a densidade da heterogeneidade é maior do que a do tecido mole, um aumento da dose no ponto A ocorre devido ao excesso de material retroespalhador enquanto que a dose nos pontos B e P diminui com relação à obtida no meio homogêneo em decorrência da maior atenuação da radiação na heterogeneidade. A

elevada absorção no osso é devida ao seu alto número atômico efetivo que influencia a distribuição de dose nas irradiações com feixes para os quais o efeito fotoelétrico é predominante.

Este comportamento pode ser confirmado a partir dos resultados mostrados na tabela III que foram obtidos por Haas e Sandberg (8), com campo de  $6 \times 8 \text{ cm}^2$  e com feixes de baixa energia. Os resultados por eles encontrados mostraram que, nesta faixa de energia, a percentagem de redução na dose não é proporcional à espessura do osso. Este comportamento decorre do fato de que o osso atua como um filtro que altera a qualidade do feixe.

TABELA III. Redução da dose profunda em pontos após o osso de espessura 0,5 cm e 1,0 cm. Campo de  $6 \times 8 \text{ cm}^2$ .

Energia	Camada Semi - redutora	% Redução	
		0,5 cm osso	1,0 cm osso
100 kVp	1,00 mm Al	64	89
140 kVp	0,47 mm Cu	11	22
220 kVp	1,12 mm Cu	09	15
440 kVp	4,50 mm Cu	03	05

Ref. 8

Trabalhos realizados por Greene e Stewart (9), para feixes de radiação  $\gamma$  de cobalto-60, mostraram que a presença do osso (fêmur bovino) reduz a dose estimada na superfície posterior ao osso em 5%.

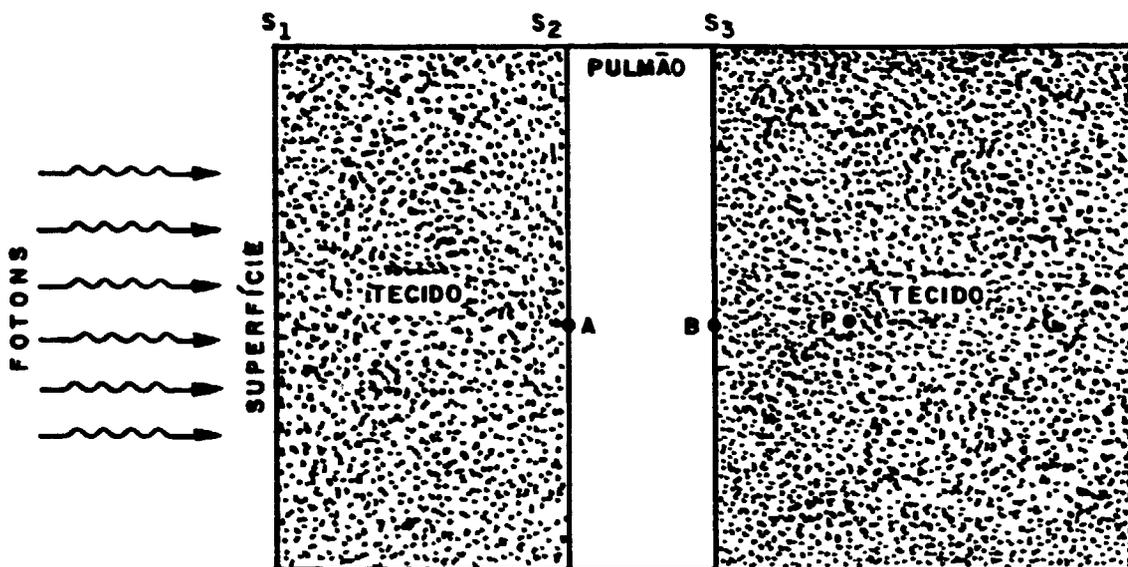
b)  $\rho_2 < \rho_1$

Esta situação é encontrada no caso da presença de cavidades de ar e do pulmão no volume irradiado.

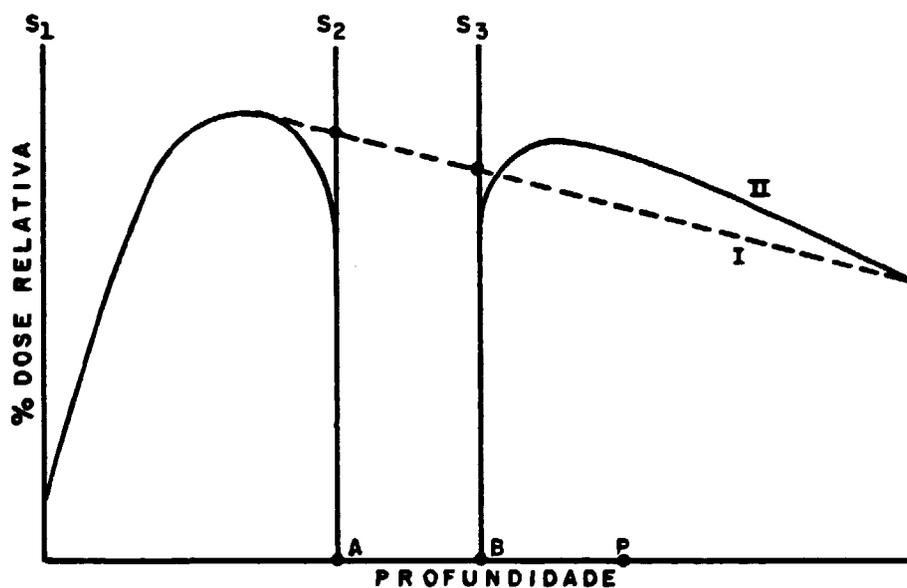
Neste caso, como a densidade da heterogeneidade é menor do que a do tecido mole, a dose no ponto A será menor do que a observada no meio homogêneo devido à falta de um material retroespalhador.

No ponto B ocorrerá a formação de uma nova região de "build-up", cuja espessura dependerá de uma série de fatores, tais como: espessura da heterogeneidade, tamanho de campo etc, (3). Haverá, portanto, uma nova espessura de equilíbrio eletrônico conforme mostra a fig.2. A dose no ponto P (fig.1) deverá ser superior à obtida no meio homogêneo devido à menor atenuação do feixe pela heterogeneidade.

Discutir-se-ão a seguir os principais métodos experimentais e teóricos para o estudo do efeito destas heterogeneidades na dose nos meios (homogêneos) adjacente.



(a)



(b)

Fig. 2.a. Diagrama esquemático de um meio contendo heterogeneidade  
 b. Curva da distribuição de dose em um meio homogêneo (I),  
 em um meio heterogêneo (II) ( $\rho_2 < \rho_1$ ).

## 2.2. - MÉTODOS EXPERIMENTAIS.

Os primeiros estudos de dose na interface da região de superfície, foram efetuados por Gray (10) em 1940, utilizando uma câmara de ionização plana com paredes de enxofre e carbono. Empregando feixes de raios-X de energia efetiva de 60 keV e 100 keV ele efetuou medidas a profundidades de 15  $\mu\text{m}$  e 70  $\mu\text{m}$  da superfície.

Vários outros autores (11,12,13,14), estudaram o comportamento da interação da radiação de baixa energia nas zonas de interfaces das principais heterogeneidades presentes no corpo humano utilizando câmaras de ionização. Eles observaram, para a simulação de pulmão, um aumento de dose nos pontos além desta heterogeneidade, e no caso do osso uma diminuição de dose nos pontos além desta heterogeneidade.

Diversos autores, (15,16,17,18,19) procuraram estudar o efeito da presença do pulmão nas doses em pontos após a heterogeneidade e nas interfaces, para feixes de altas energias.

Trabalhos realizados por Massey (15) utilizando feixes de raios-X de 4 MV e uma câmara de ionização, mostraram que para campo de irradiação de  $8 \times 8 \text{ cm}^2$ , ocorre um aumento de dose após o pulmão de 2,5% por cm da heterogeneidade. Isto é, no caso do feixe de radiação atravessar uma espessura de pulmão de 6 cm, o tecido após o pulmão receberá uma dose de 15% acima da obtida caso o meio fosse homogêneo. Para feixes de raios-X de 20 MV e radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  obteve um aumento de 10% e 20%, respectivamente nas mesmas situações acima. Ele também observou que este efeito diminui com o aumento do tamanho de campo.

Resultados semelhantes foram obtidos por Sundbom (16) ao estudar o efeito do pulmão na distribuição de dose de radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  em campos de  $7,5 \times 7,5$  e  $15 \times 15$   $\text{cm}^2$ , utilizando como dosímetro uma câmara de ionização. Ele concluiu que ocorre aumento de 50% na dose na superfície posterior ao pulmão quando se emprega um único campo de radiação. Para tratamentos com campos paralelos e opostos a dose nesta superfície sofre um aumento de 30% em relação à dose em meios homogêneos.

McGinley e Sanders (17), usando um feixe de raios-X de 45 MV, avaliaram as doses nos tecidos após o pulmão irradiados com campos de  $6 \times 6$  à  $20 \times 20$   $\text{cm}^2$ . Os resultados obtidos com a câmara de ionização mostraram que a dose nestes pontos sofre um aumento de modo que a 2 cm de profundidade, após uma espessura de pulmão de 20 cm, a dose é 25% maior do que a obtida em ausência do pulmão.

Shimm et al. (18) trabalhando com radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  e feixes de raios-X de 10 e 25 MV e utilizando como dosímetros uma câmara de ionização cilíndrica, também observaram que o aumento de dose após o pulmão está relacionado com a energia do feixe, com o tamanho do campo e a espessura da heterogeneidade. No caso particular para uma espessura de pulmão de 3,5 cm e um campo de irradiação de  $10 \times 10$   $\text{cm}^2$ , eles observaram que o aumento de dose em um ponto a uma profundidade de 10 cm da superfície, é de 12%, 7% e 4% respectivamente para feixes de radiação  $\gamma$   $^{60}\text{Co}$  e raios-X de 10 e 25 MV.

Greene e Stewart (9) trabalhando com um sistema automático de curva de isodose registraram, para feixes de raios-X de 4 MV e radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ , curvas de isodose em simuladores do

tecido mole contendo como heterogeneidade o pulmão. Eles concluíram que a influência do pulmão na dose, na região de heterogeneidade, depende da espessura atravessada pela radiação. Observaram que a curva de isodose afasta-se da normal por um fator de 0,4 vezes a espessura do pulmão. Este fator mantém-se constante para campos de irradiação variando entre 5x5 e 20x20 cm<sup>2</sup>.

A partir da utilização de materiais termoluminescentes em dosimetria (TLDs), foi possível estudar o efeito da dose em meios heterogêneos, como o pulmão. Trabalhos realizados por McDonald et al. (19) com feixes de radiação  $\gamma$  de <sup>60</sup>Co e campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, mostraram que a dose a 2 cm após uma espessura de 6 cm de pulmão sofre um aumento de 20% em relação à dose em meio homogêneo. Resultados semelhantes foram obtidos por Contier (2).

Com o surgimento dos detectores semicondutores, que apresentam dimensões similares aos TLDs, estudos dosimétricos vêm sendo feitos utilizando estes detectores, uma vez que a resolução espacial destes é melhor do que a da câmara de ionização.

A utilização de detectores semicondutores em dosimetria das radiações ionizantes foi inicialmente proposta por Jones (20), e por Parker e Morley (21) e mais recentemente por Dixon e Eckstrand (22), Rikner e Grusell (23) e por Almeida (24). A vantagem do seu uso em dosimetria se deve ao fato de que a corrente produzida pelos mesmos é cerca de 18.000 vezes a produzida por uma câmara de ionização do mesmo volume.

O princípio de funcionamento destes detectores baseia-se na coleta dos elétrons e lacunas produzidos pela radiação incidente no seu volume sensível, que corresponde à região de

depleção formada por uma junção de semicondutores PN<sup>\*</sup>. Quando a junção semicondutora é exposta à radiação ionizante pares eletrons-lacunas são criados dentro da região de depleção os quais são rapidamente coletados por ação do campo elétrico formado pela junção PN. O número de cargas coletadas é proporcional à intensidade da radiação de modo que a resposta do detector varia linearmente com a taxa de dose no meio irradiado.

O estudo da variação da dose profunda, em meios homogêneos, utilizando semicondutores foi efetuado por diversos autores. Gager (25) realizando estudos com feixes de 8 MeV observou que os valores da dose profunda obtidos com dosímetro de silício, para um campo de 6x6 cm<sup>2</sup>, divergiam em apenas 0,5% dos valores obtidos com uma câmara de ionização. Esta diferença atingia valores de 1,5 a 2,0% para um campo de 20x20 cm<sup>2</sup>.

Rikner e Grusell (26), por outro lado, trabalhando com detector de silício tipo P, obtiveram uma diferença de 3% na dose profunda com relação aos valores obtidos com uma câmara de ionização. Este estudo foi efetuado com um campo de 20x20 cm<sup>2</sup> e um feixe de 8 MV. Esta diferença caiu para 2% quando eles trabalharam com um acelerador linear de 16 MV, nas mesmas condições. Os estudos, por eles efetuados com feixes de 8 e 16 MV, na região de equilíbrio eletrônico, mostraram que os valores da espessura de equilíbrio eletrônico, obtidos com detector de silício, divergiam em  $\pm$  0,5 mm dos obtidos com uma câmara de ionização.

---

\* Chama-se de semicondutor tipo P ao material que apresenta o número de lacunas superior ao de elétrons livres e do tipo N ao que apresenta o número de elétrons superior ao de lacunas.

Burian et al. (27), utilizando um fotodiodo de silício com dimensões  $3,4 \times 3,4 \times 0,2 \text{ mm}^3$  estudaram a variação da percentagem de dose em função da profundidade para feixe de radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ . Eles observaram que os valores medidos apresentavam uma variação de 2% com relação aos valores tabelados.

### 2.3. - MÉTODOS TEÓRICOS

Os vários métodos teóricos disponíveis para a correção da distribuição da dose em meios heterogêneos baseiam-se na atenuação que a radiação sofre no meio e/ou na variação da razão tecido-ar (TAR)\*.

Os métodos que se baseiam no coeficiente de atenuação definem um fator de correção K dado pela relação:

$$K = \frac{Dp'}{Dp} \quad (01)$$

onde:

$Dp'$  é a dose no ponto P na presença da heterogeneidade.

$Dp$  é a dose no ponto P em um meio homogêneo.

Neste método utiliza-se o coeficiente de atenuação eficaz ( $\mu_{\text{eff}}$ ) que é definido como sendo o coeficiente linear da reta obtido pelo gráfico logaritmico do TAR em função da profundidade na região de equilíbrio eletrônico.

O  $\mu_{\text{eff}}$  para uma dada energia, tamanho de campo e uma profundidade d pode ser obtido pela relação:

$$\text{TAR}(d) = \text{TAR}(x_0) e^{-\mu_{\text{eff}}(d - x_0)} \quad (02)$$

onde  $x_0$  é a espessura de equilíbrio eletrônico para aquela

---

\* Define-se o TAR como a razão da dose absorvida em um dado ponto de um "phantom" pela dose absorvida no ar, no mesmo ponto espacial, dentro de um volume do mesmo material do "phantom" suficiente para se obter o equilíbrio eletrônico (2).

energia e  $d$  é a profundidade do cálculo da dose.

A tabela IV mostra alguns valores do coeficiente de atenuação eficaz para feixes de  $^{60}\text{Co}$  e 8 MV e para campos definidos no nível de dose de 50%. (2)

TABELA IV. Coeficiente de atenuação eficaz ( $\mu_{\text{eff}}$ ) para a radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  e raios-X de 8 MV para campos definidos no nível de dose de 50%.

TAMANHO DE CAMPOS	$^{60}\text{Co}$	8 MV
5x5 cm <sup>2</sup>	6,2	3,7
10x10 cm <sup>2</sup>	5,4	3,3
20x20 cm <sup>2</sup>	4,3	2,8

Ref. 2.

Diversos autores, com base na definição do coeficiente de atenuação eficaz, formularam fatores de correções para a distribuição de dose devido à presença do pulmão.

A tabela V mostra alguns destes fatores.

TABELA V. Fatores de correção baseados no método de atenuação eficaz.

AUTOR	FATOR DE CORREÇÃO	REFERENCIA
Speirs, (1946)	$K = e^{(\mu_v - \mu_l)l}$	(11)
Burlin, (1957)	$K = e^{\mu_l(1-\rho_l)}$	(3)
Massey, (1962)	$K = 1 + n_l l$ $n_l = 0,8\% \text{ mm}^{-1}$ , raios-X 300 kV $0,4\% \text{ mm}^{-1}$ , raios- $\gamma$ $^{60}\text{Co}$ $0,3\% \text{ mm}^{-1}$ , raios-X 4 MV $0,2\% \text{ mm}^{-1}$ , raios-X 20 MV	(15)
Dutreix e Tubiana, (1960)	$K = \frac{\text{TAR}(t-l(1-\rho), A)}{\text{TAR}(t, A)}$	(5)
Sundbom, (1965)	$K = e^{\frac{1}{3} m_v l}$	(16)
Greene e Stewart, (1965)	$K = 0,41$ raios- $\gamma$ $^{60}\text{Co}$ e raios-X 4 MV	(9)

onde:

$\mu_v$  : coeficiente de atenuação eficaz da água

$\mu_l$  : coeficiente de atenuação eficaz do pulmão

$\rho_l$  : densidade média do pulmão

$\text{TAR}(t, A)$  : Razão Tecido-Ar para um campo A e profundidade t

$m_v$  : coeficiente angular da curva da percentagem de dose profunda obtida em um "phantom" homogêneo.

l : espessura do pulmão.

Não existem trabalhos experimentais que confirmem estes métodos. Sundbom (16), obteve uma concordância dentro de 4% entre os valores calculados e os valores medidos dentro da heterogeneidade de pulmão, e uma concordância de 10% além da heterogeneidade.

Greene e Stewart (9), obtiveram uma concordância de 2% do seu método quando comparado com os valores de curvas de isodoses medidas experimentalmente em um "phantom" heterogêneo.

Observa-se, entretanto, que nem todos os métodos da tabela V consideram o tamanho de campo, a espessura do pulmão e a profundidade do ponto em que se deseja calcular a dose. Entre esses métodos o mais usado no planejamento de tratamentos radioterápicos é o método do TAR, introduzido por Dutreix e Tubiana (5). Uma análise teórica deste método é descrita no apêndice B.

Um novo método de correção, que também se baseia no princípio de atenuação eficaz foi proposto por Batho (28) em 1964. Neste método o fator de correção para o cálculo da dose absorvida em pontos após a heterogeneidade de pulmão é dado pela equação:

$$K = \left[ \frac{\text{TAR}(t-1, A)}{\text{TAR}(t, A)} \right]^{(1-\rho)} \quad (03)$$

e para pontos dentro da heterogeneidade de pulmão pela equação:

$$K = [\text{TAR}(t-1, A)]^{(\rho-1)} \quad (04)$$

onde:

$\rho$  = densidade eletrônica ( $e/cm^3$ ) do pulmão.

l = espessura do pulmão

t = profundidade total

[TAR(t-1,A)] = razão tecido-ar para uma profundidade (t-1), e para um campo de área A.

TAR(t,A) = razão tecido-ar para uma profundidade t e para um campo de área A.

Uma exatidão de 2% no método de Batho (28) foi encontrada experimentalmente, dentro e além da heterogeneidade, por El-Khatib e Batista (29).

McDonald et al. (19) baseado no método de Batho desenvolveram um fator de correção a partir da decomposição da dose em um ponto qualquer devido às componentes primária e secundária da radiação incidente. Por definição, a componente primária é a componente cujo valor independe da área do campo e a componente secundária é o valor restante. Tal análise leva à seguinte expressão para o fator de correção para doses no tecido mole após uma heterogeneidade de pulmão:

$$\begin{aligned} K_{L,T}(t,1) = & \frac{1}{\text{TAR}(t,A)} \left\{ \left[ \text{TAR}(t-1,0) \right]^\lambda \left[ \text{TAR}(t,0) \right]^{\lambda-1} + \right. \\ & + \left( 1 - \frac{\rho_L}{\rho_T} \right) \left[ \text{TAR}(t-1,A) - \text{TAR}(1,0) \right] + \\ & \left. + \left( \frac{\rho_L}{\rho_T} \right) \left[ \text{TAR}(t,A) - \text{TAR}(t,0) \right] \right\} \quad (05) \end{aligned}$$

Para pontos dentro da heterogeneidade de pulmão o fator de

correção é dado pela equação :

$$K_L(t, \infty) = \frac{1}{TAR(t, A)} \left\{ [TAR(t, 0)]^{\lambda-1} + \left( \frac{\rho_L}{\rho_T} \right) [TAR(t, A) - TAR(t, 0)] \right\} \quad (06)$$

onde:

$$\lambda = 1 - (\mu_L / \mu_T)$$

$\mu_L$  e  $\mu_T$  = coeficiente de atenuação do pulmão e cortiça respectivamente.

$l$  = espessura de pulmão

$t$  = profundidade total

$TAR(t, A)$  = razão tecido-ar para uma profundidade  $t$  e para um campo de área  $A$ .

$TAR(t, 0)$  = razão tecido-ar para uma profundidade  $t$  e para um campo de área  $0$ .

$TAR(t-1, A)$  = razão tecido-ar para uma profundidade  $(t-1)$  e para um campo de área  $A$ .

$TAR(t-1, 0)$  = razão tecido-ar para uma profundidade  $(t-1)$  e para um campo de área  $0$ .

$\rho_L$  e  $\rho_T$  = densidades eletrônicas do pulmão e tecido mole respectivamente.

## CAPÍTULO III

### PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Medidas da distribuição de dose em função da profundidade na região de "build-up" e nas interfaces tecido mole/pulmão foram efetuadas empregando como detector um fotodiodo BPW-34 de silício PIN, fabricado pela Siemens. A fig. 3 mostra o esquema deste detector cuja área sensível é de  $0,075 \text{ cm}^2$  e cuja janela tem a espessura de 0,04 cm. Para a realização das medidas o fotodiodo foi conectado a um eletrômetro integrador fabricado no D.E.N - UFPE (24). As medidas foram efetuadas em institutos de radioterapia da região, tendo sido empregada como fonte de radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  o Theratron 780, pertencente ao Hospital do Câncer de Recife. As medidas com feixe de raios-X de alta energia foram obtidas com acelerador linear Mevatron - VI de 6 MV pertencente ao Real Hospital Português de Beneficência do Recife, e com o Mevatron - 74 de 10 MV pertencente à Santa Casa de Misericórdia de Maceló.

Inicialmente foram efetuadas medidas, em meios homogêneos, da dose superfície e da dose em função da profundidade

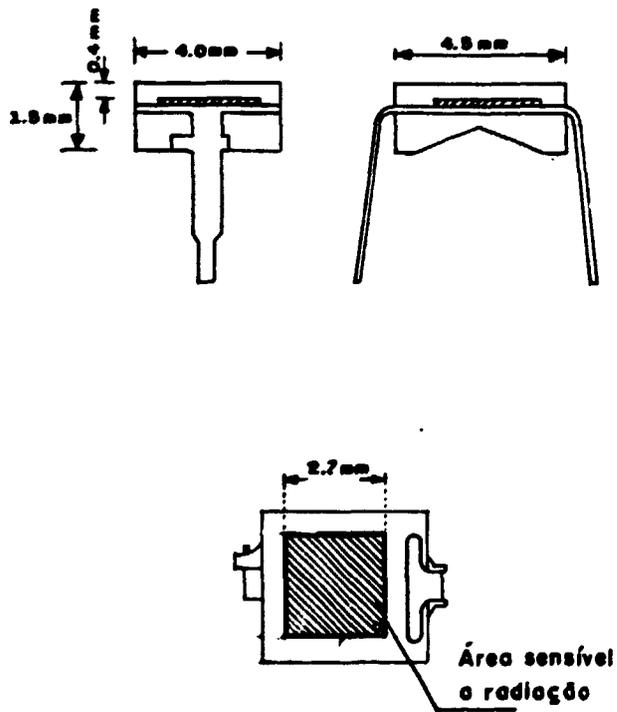


Fig. 3. Esquema do fotodiodo BPW-34.

ao longo do eixo central. Em seguida foi efetuado o estudo da variação da dose, ao longo do eixo central, em meio heterogêneo contendo o pulmão. Discutir-se-á, a seguir o arranjo experimental utilizado nestas duas situações.

### 3.1. - MEDIDAS EM MEIO HOMOGÊNIO

Para as medidas de dose profunda em meio homogêneo acondicionou-se o fotodiodo no centro de uma placa de lucite de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . Esta placa foi posicionada sobre um caixa de lucite de  $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ , preenchida com água, conforme mostra a fig.4. O fotodiodo foi posicionado no centro do campo a uma distância foco superfície (DFS) igual a 80 cm e 70 cm para o Theratron 780 ( $^{60}\text{Co}$ ) e de 100 cm para os aceleradores lineares. Para simular o tecido mole, placas de lucite de diferentes espessuras foram utilizadas, conforme recomendado pelos protocolos atuais de dosimetria (30,31,32,33).

Para a realização das medidas de dose superfície, placas de acetato com densidade igual à  $1,23 \text{ g/cm}^3$  e espessura de  $0,025 \text{ g/cm}^2$  e placas de lucite de  $0,3 \text{ g/cm}^2$  de espessura e densidade de  $1,152 \text{ g/cm}^3$  foram posicionadas sobre a placa contendo o fotodiodo. Para cada placa foram efetuadas três medidas de dose cuja média correspondeu à leitura naquela espessura, corrigida pelo inverso do quadrado da distância.

As medidas foram repetidas nas mesmas condições geométricas utilizando uma câmara de ionização de placas paralelas da Nuclear Enterprises Ltda, modelo 2534, série 483. Esta câmara

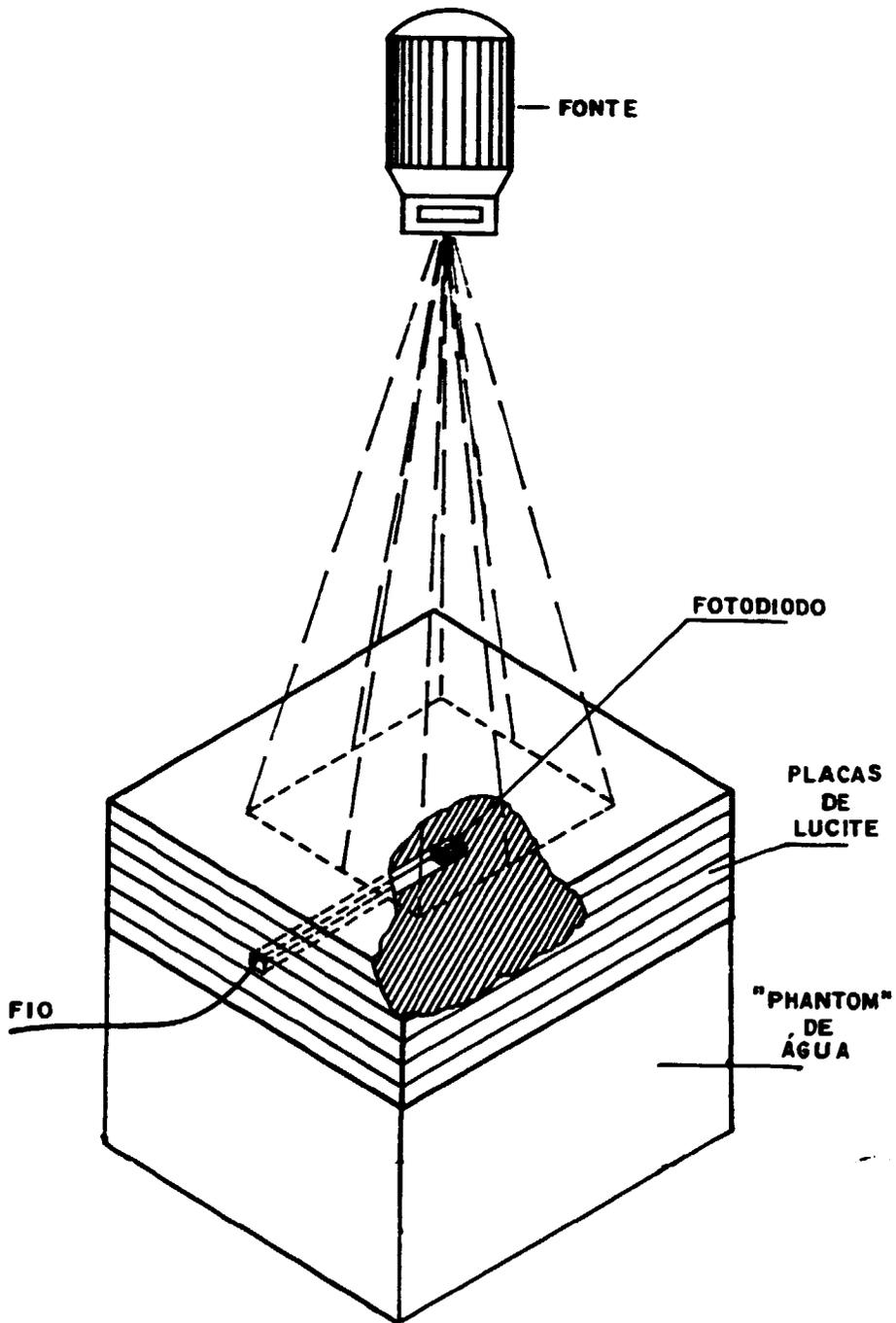


Fig. 4. Arranjo experimental utilizado para medidas de dose em profundidade com o fotodiodo BPW-34.

tem um volume sensível de  $0,055 \text{ cm}^3$  e uma janela de entrada com espessura igual à  $2,3 \text{ mg/cm}^2$ . A câmara foi conectada a um eletrômetro Farmer da Nuclear Enterprises, modelo 2570 - série 558. As medidas foram efetuadas com a câmara polarizada positivamente e negativamente, conforme recomendado por Richardson (34). Para cada placa de lucite ou acetato efetuaram-se três medidas, de modo que a leitura em um ponto corresponde à média do total das seis leituras obtidas com a polarização positiva e negativa.

O estudo para a distribuição da dose na região de "build-up" e em profundidade foi efetuada para campos variando de  $4 \times 4$  à  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ .

### 3.2. - MEDIDAS EM MEIO HETEROGÊNEO

Para a realização das medidas em meio heterogêneo, placas de cortiça de diferentes espessuras foram colocadas entre placas de lucite, com a finalidade de simular a presença do pulmão no meio do tecido mole. Utilizou-se cortiça de densidade ( $\rho$ ) igual a  $0,3 \text{ g/cm}^3$  para a simular o pulmão uma vez que este material apresenta densidade eletrônica semelhante ao pulmão, de modo que se pode garantir que o poder de freamento e de espalhamento angular dos elétrons e o coeficiente de atenuação de feixe neste material são similares ao pulmão. A tabela VI mostra as principais características deste material comparado com o pulmão humano.

A fim de estudar o efeito da espessura do pulmão na dose tumoral, medidas de dose foram efetuadas utilizando espessuras

totais de cortiça de 2, 5 e 10 cm. As placas de cortiça foram posicionadas sobre uma caixa de lucite de 20x20x20 cm<sup>3</sup> preenchida com água. Sobre as placas de cortiça foram colocadas placas de lucite de espessura total de 5 cm. Desta forma a cortiça ficava a 5 cm da superfície do "phantom", conforme mostra a fig. 5.

Para a realização das medidas a placa de lucite, contendo o fotodiodo, era deslocada ao longo do eixo central do campo de irradiação. Cuidados foram tomados no sentido de manter o fotodiodo posicionado no centro do campo e de não haver alteração da DFS.

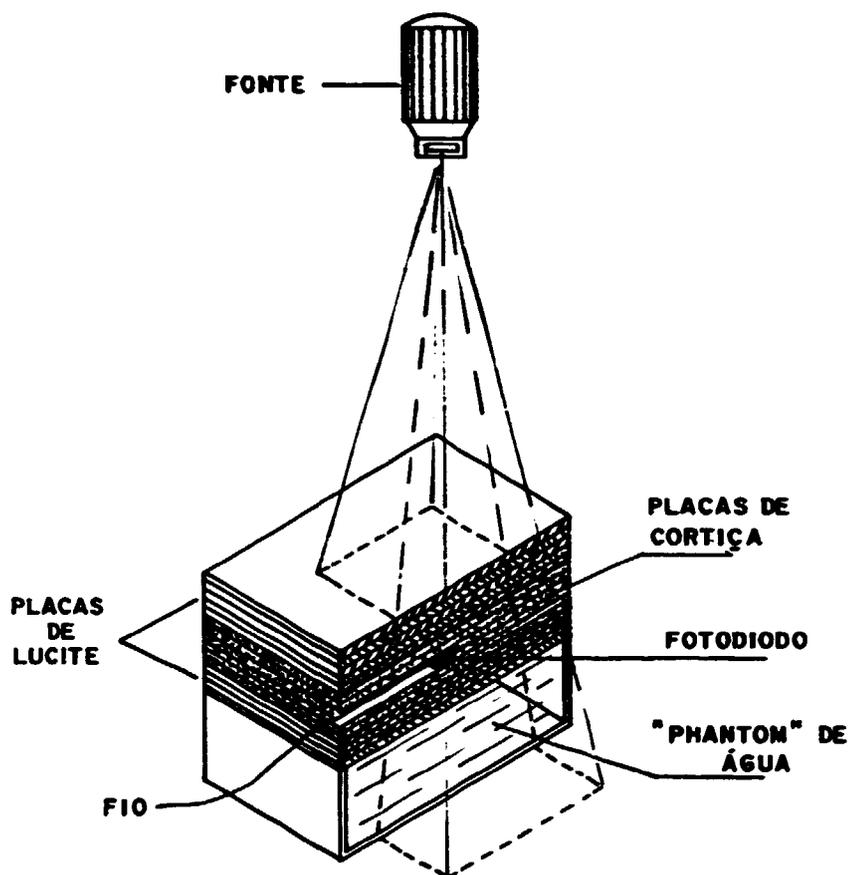
Para obter as medidas das doses dentro da cortiça, o fotodiodo foi fixado no centro de uma placa de cortiça de 0,5 cm de espessura de modo que a sua superfície ficou no mesmo nível da cortiça. Esta placa foi deslocada ao longo da espessura de cortiça e medidas foram efetuadas junto às interfaces e dentro da heterogeneidade.

O estudo do efeito do pulmão no campo de irradiação foi efetuado para campos de 5x5, 10x10 e 15x15 cm<sup>2</sup>, para radiação  $\gamma$  de <sup>60</sup>Co e raios-X de 6 MV.

TABELA VI. Características principais, cortiça e pulmão.

MATERIAL	DENSIDADE g/cm <sup>3</sup> (35)	DENSIDADE ELETRÔNICA 1,66x10 <sup>-15</sup> mol de elét/m <sup>3</sup> (2)
CORTIÇA	0,30 - 0,35	1,003x10 <sup>20</sup>
PULMÃO	0,27 - 0,36	(0,47 - 2,31)x10 <sup>20</sup>

Adaptada da ref. 2 e 35.



### CORTE TRANSVERSAL DO ARRANJO

Fig. 5. Arranjo experimental utilizado para medidas de dose em profundidade no "phantom" simulando o pulmão.

## CAPÍTULO IV

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

#### 4.1. - MEIO HOMOGÊNEO

Os resultados da percentagem de dose em função da profundidade, para feixes de radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  e raios-X de 10 MV obtidos com um campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  medidos com o fotodiodo estão mostrados na fig 6. Neste gráfico estão também registrados os valores tabelados da percentagem de dose profunda, obtidos do British Journal of Radiology (B.J.R) (36), normalizados para 100%. A análise dos dados mostra que há concordância entre os valores experimentais e os tabelados. A máxima divergência encontrada entre estes pontos foi de  $\pm 1\%$ .

A fig. 7 mostra os resultados da percentagem de dose em função da profundidade obtidos com o fotodiodo e com a câmara de ionização, para um feixe de raios-X de 6 MV com campos de  $10 \times 10$  e  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . Os dados foram normalizados para 100% e 90% respectivamente, para uma melhor visualização gráfica. Observa-se

que a discordância entre os resultados dos dois dosímetros é no máximo de  $\pm 1\%$ .

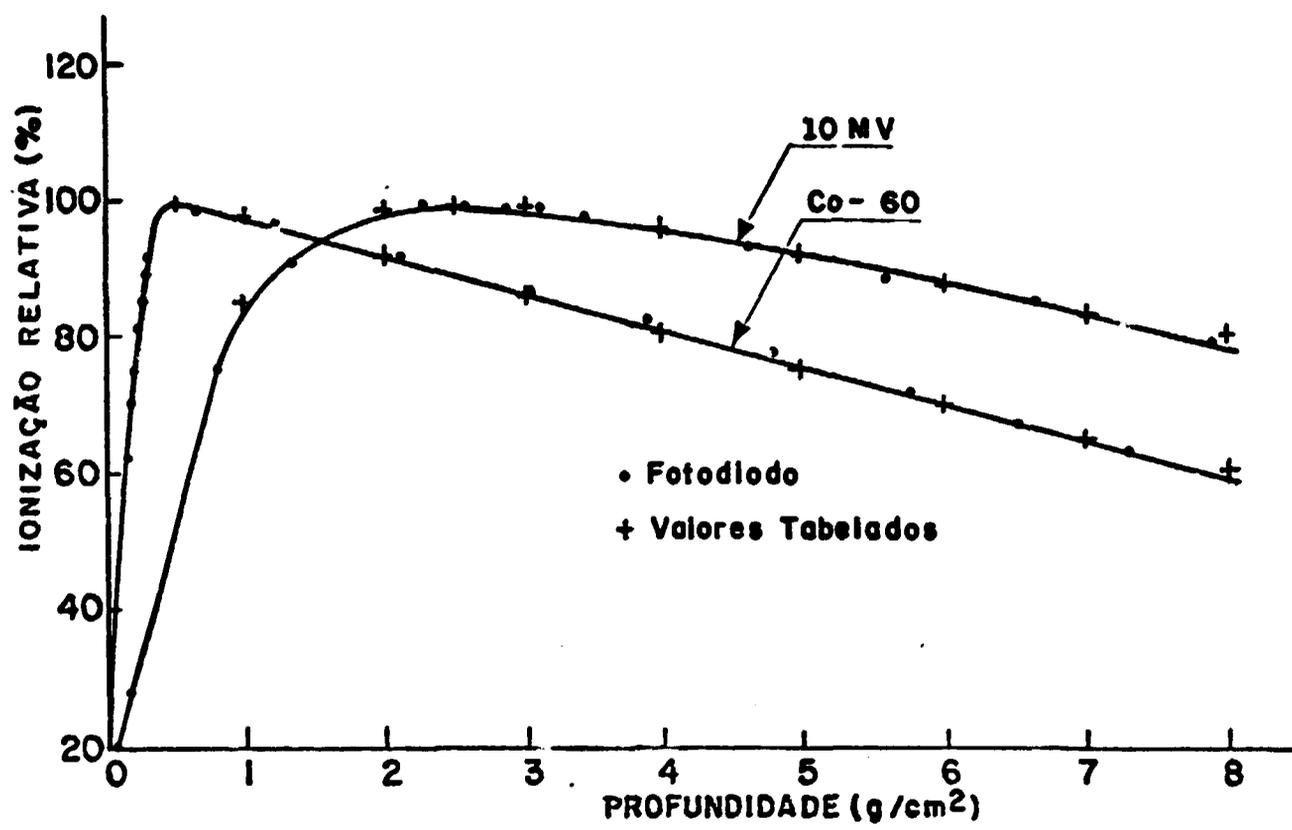


Fig. 6. Percentagem de dose em função da profundidade, para radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  e raios-X de 10 MV, campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Os valores tabelados correspondem à percentagem de dose em meio homogêneo (36).

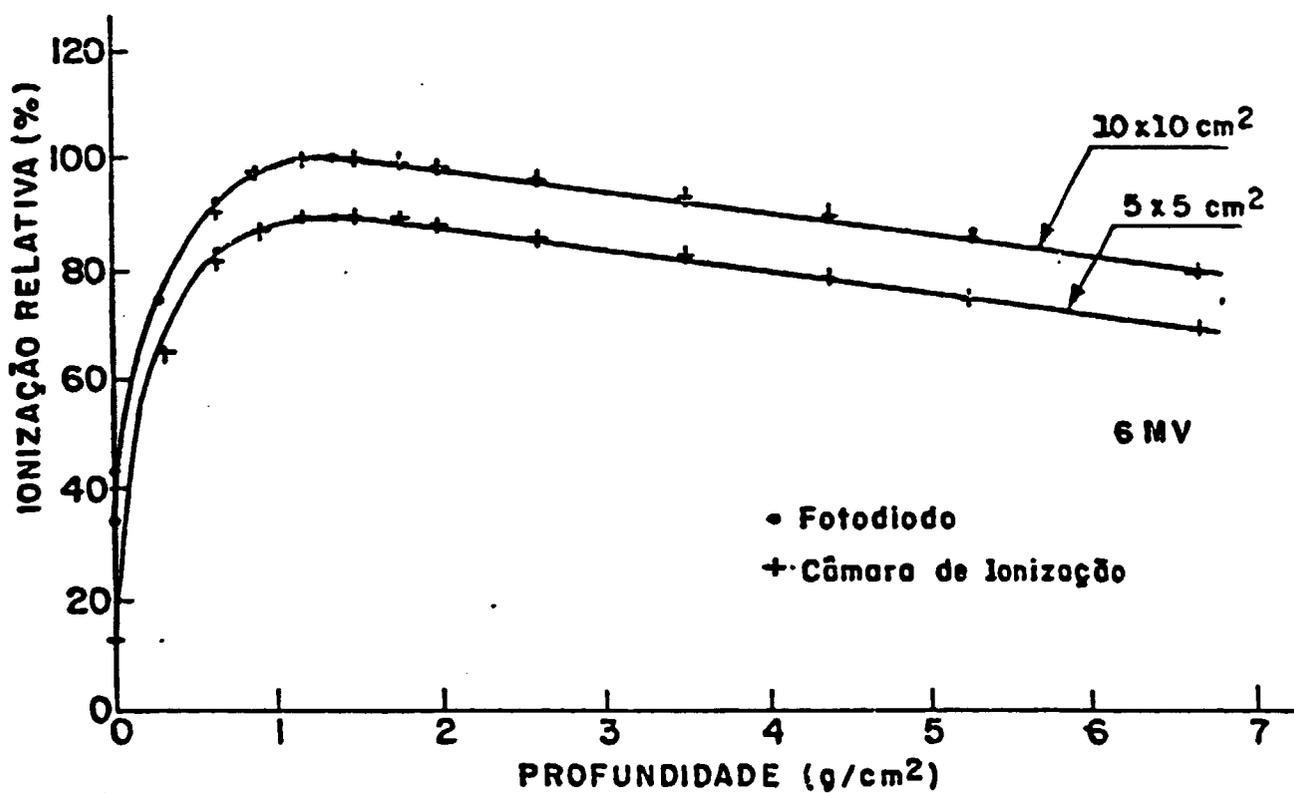


Fig. 7. Percentagem de dose em função da profundidade, para raios-X de 6 MV, campos de 10x10 e 5x5 cm<sup>2</sup> normalizados para 100% e 90% respectivamente.

As espessuras da região de "build-up" para feixes de radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  e raios-X de 6 e 10 MV, determinadas a partir das medidas obtidas com o fotodiodo, estão apresentadas na tabela VII. O erro percentual está associado à espessura das placas de acetato (0,025 cm)

TABELA VII - Valores experimentais e tabelados (36) das espessuras das regiões de "build-up" para feixes de radiação  $\gamma$   $^{60}\text{Co}$  e raios-X de 6 e 10 MV.

ENERGIA	ESPESSURA DE ÁGUA (cm)	
	EXPERIMENTAIS	TABELADOS (36)
Co-60	0,49	0,5
6 MV	1,50	1,5
10 MV	2,53	2,5

#### 4.2. - MEIO HETEROGÊNICO

O efeito da presença do pulmão na dose foi inicialmente estudado para feixes de raios-X de 6 MV. Para a simulação do pulmão utilizou-se placas de cortiça de comprimento e largura infinitas (quando comparadas com as dimensões do campo) e espessuras variáveis. Os resultados obtidos com campos de  $10 \times 10$  e  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  e cortiça de 5 cm de espessura estão mostrados na fig.8.

Observa-se através destes resultados que ocorre uma diminuição da dose na superfície anterior à cortiça de 3,2% da dose observada em meio homogêneo, para uma campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  e de 3,8% para o campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Por outro lado observa-se que a dose na superfície após a cortiça sofre um aumento de 3,7% para um campo de 5x5 cm<sup>2</sup> e de 3,5% para um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>.

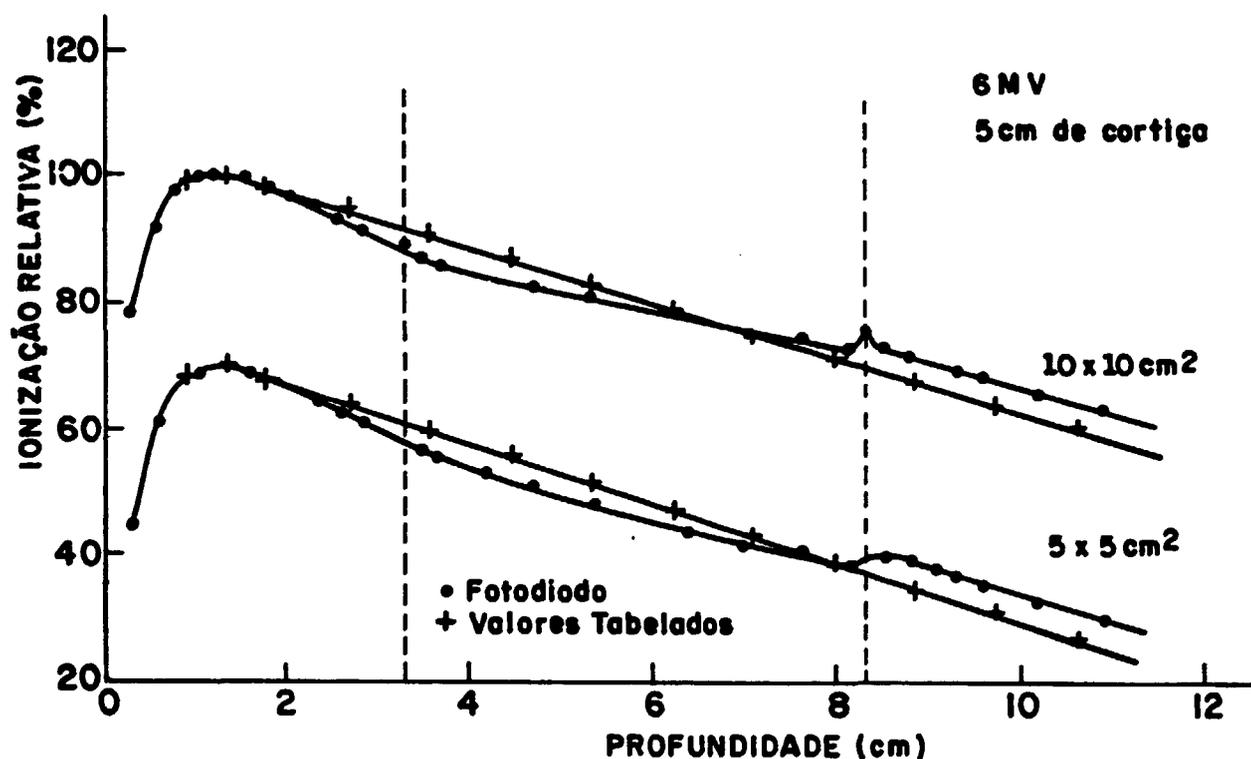


Fig. 8. Percentagem de dose em profundidade na presença de uma espessura de 5 cm de cortiça para feixe de raios-X de 6 MV campos de 10x10 e 5x5 cm<sup>2</sup>, normalizados respectivamente para 100% e 70%. Os valores tabelados correspondem à percentagem de dose em meio homogêneo (36).

As medidas com feixe de radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  efetuadas com uma espessura de cortiça de 5 cm e campos de  $5 \times 5$  e  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  estão mostradas na fig. 9. Neste gráfico estão também registrados os valores tabelados das percentagens de dose em meios homogêneos (36).

Observa-se, a partir destes resultados, que para feixes de radiação  $\gamma$   $^{60}\text{Co}$ , a presença desta espessura de pulmão acarreta uma redução de 3% da dose na superfície anterior no caso do campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  e de 4% para campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  enquanto que na superfície posterior observa-se um aumento de 13% para ambos os campos.

Uma comparação dos resultados com o fotodiodo foi efetuada com os dados obtidos por Contier (2) que utilizou a mesma cortiça empregada neste trabalho. As suas medidas foram efetuadas com dosímetros termoluminescentes. A fig. 10 mostra estes dados. Observa-se, a partir da fig.10, que há concordância entre os resultados obtidos com os TLDs e o fotodiodo uma vez que a variação observada entre os dois resultados é menor do que 1%.

Em seguida variou-se a espessura da cortiça com o objetivo de avaliar a sua influência na dose nas regiões anterior e posterior. Para tanto fixou-se o tamanho do campo em  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e efetuaram-se medidas ao longo do eixo central com cortiça de 2, 5 e 10 cm de espessura. A fig. 11 mostra os resultados da variação da dose na superfície anterior ao pulmão.

Observa-se a partir destes dados que com a cortiça de 2 cm de espessura não ocorre uma alteração significativa na dose na superfície anterior, em relação à do meio homogêneo. Por outro

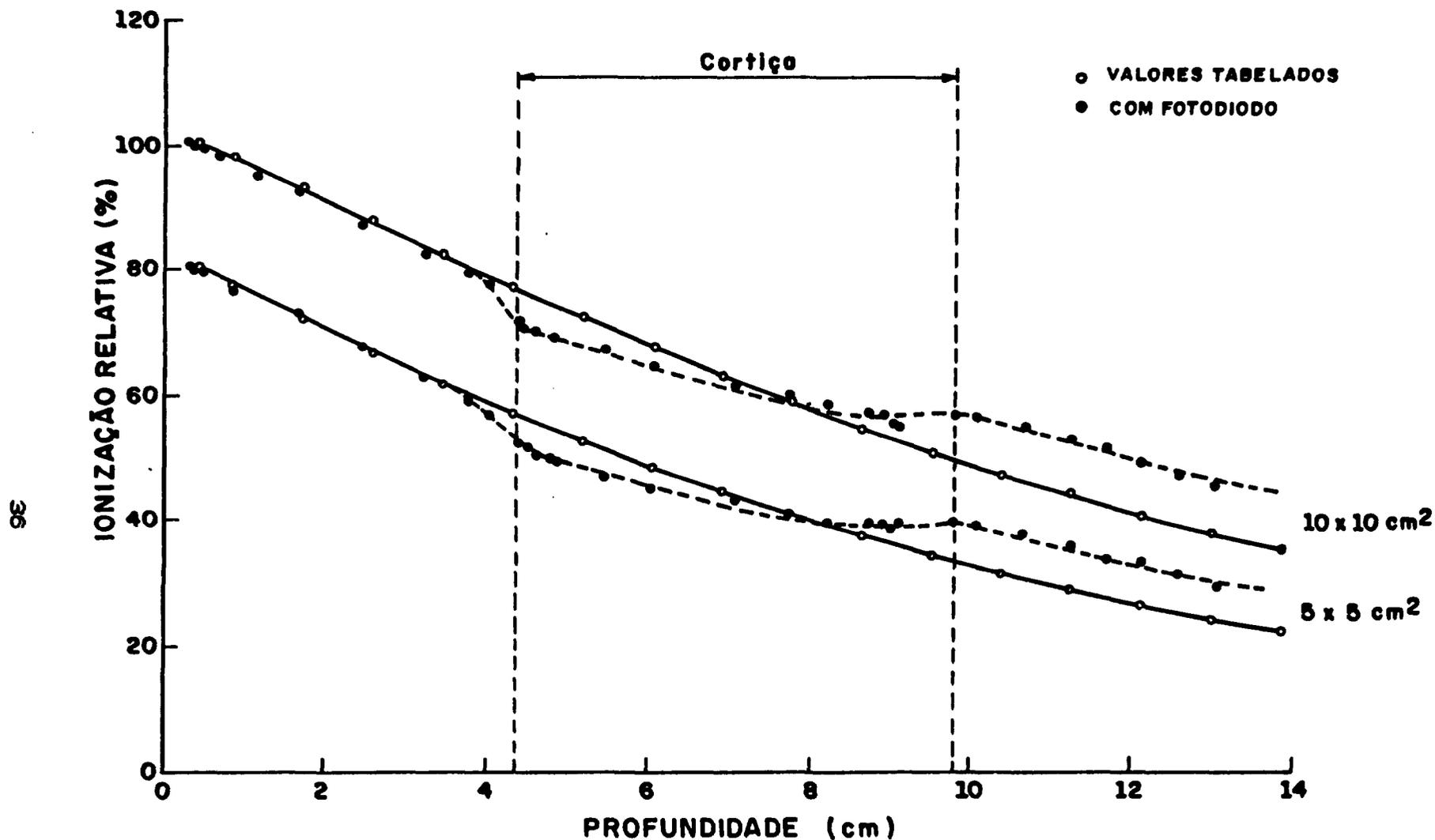


Fig. 9. Percentagem de dose em função da profundidade na presença de 5 cm de cortiça, para radiação  $\gamma$  e de  $^{60}\text{Co}$ , campos  $10 \times 10$  e  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>, normalizados respectivamente para 100% e 80%. Os valores tabelados correspondem à percentagem de dose em meio homogêneo (36).

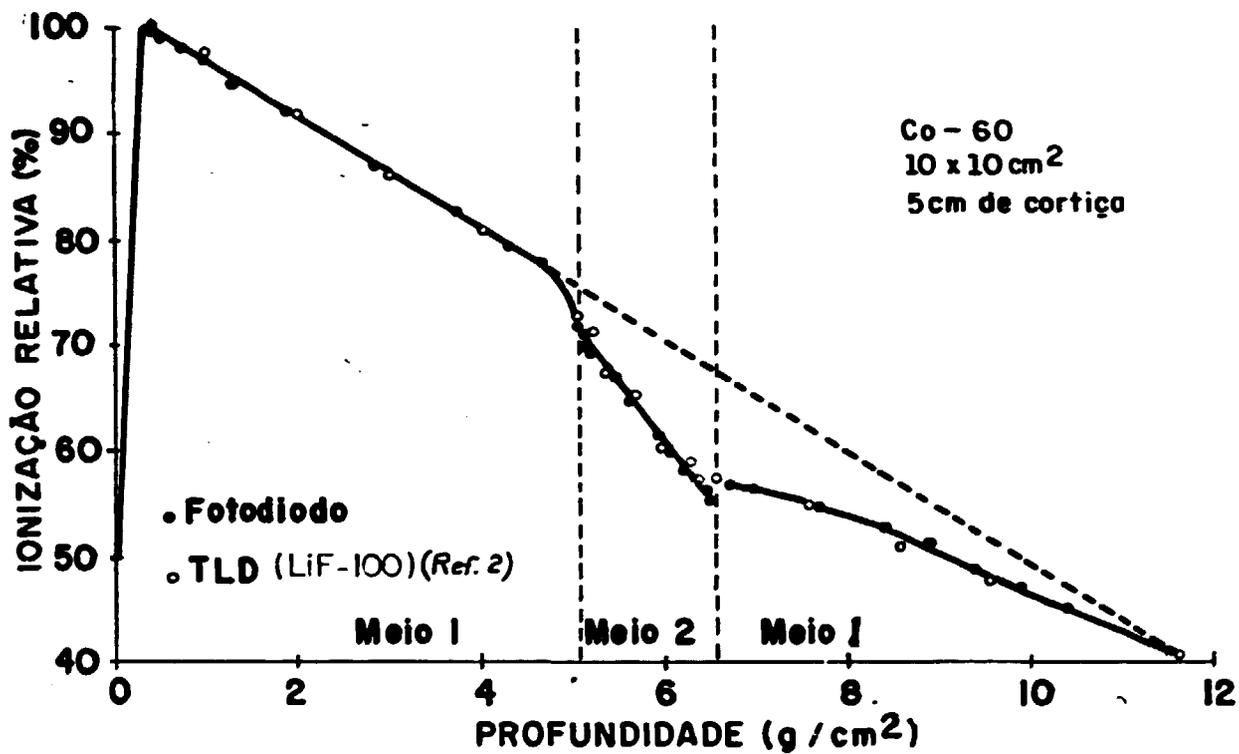


Fig. 10. Percentagem de dose em função da profundidade (g/cm<sup>2</sup>) na presença de uma camada de cortiça de 5 cm de espessura, para radiação  $\gamma$  de <sup>60</sup>Co, campos de 10x10 cm<sup>2</sup>.

lado com espessuras maiores de cortiça ocorre uma redução na dose na superfície anterior que é dependente da espessura da cortiça.

Esta redução na dose deve-se provavelmente à diminuição do números de elétrons retroespalhados na cortiça.

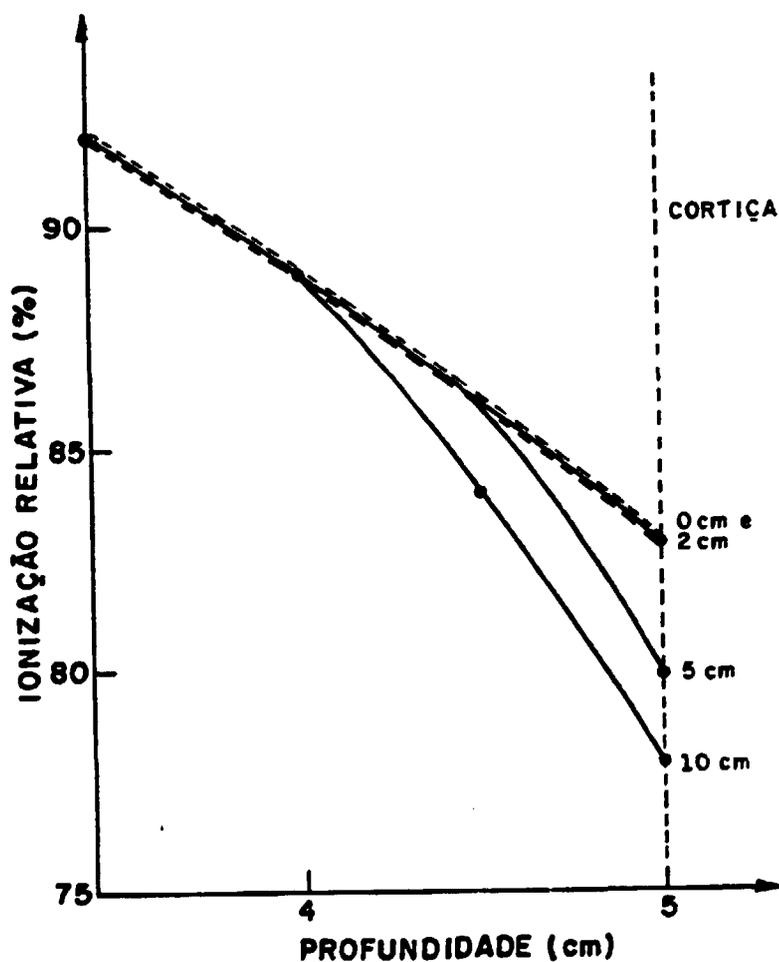


Fig. 11. Influência da espessura do pulmão na curva de percentagem de ionização da superfície anterior para um campo  $10 \times 10$   $\text{cm}^2$ , para a radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ .

A variação observada na percentagem de dose na superfície posterior à cortiça em função da sua espessura, para campo de irradiação de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e feixe de radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  é mostrada na tabela VIII. No apêndice C estão apresentados os gráficos da percentagem de dose em função da profundidade obtidos com o fotodiodo, para campos  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$  e  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  e cortiça de espessura 2 e 10 cm.

TABELA VIII. Efeito da espessura da cortiça na dose na superfície posterior, para campo de irradiação  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Para radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ .

ESPESSURA DE CORTIÇA	PERCENTAGEM DE AUMENTO DA DOSE NA SUPERFÍCIE POSTERIOR
2 cm	5,3 %
5 cm	13,5 %
10 cm	33,3 %

Pode-se observar a partir destes dados que com o aumento da espessura da cortiça, para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , ocorre um aumento na dose na superfície posterior decorrente da menor atenuação do feixe de radiação na cortiça.

O efeito do tamanho de campo e espessura de cortiça na dose nas interfaces anterior e posterior a esta foi também estudado. Os resultados obtidos estão mostrados na tabela IX.

A análise destes dados mostra que a redução da dose na superfície anterior à cortiça é mais influenciada pela espessura desta do que pelo tamanho do campo, enquanto que o aumento da dose

na superfície posterior, para uma dada espessura de pulmão, diminui com o aumento no tamanho do campo irradiado.

**TABELA IX.** Efeito do tamanho de campo nas percentagens de dose nas interface anterior e posterior ao pulmão com diferentes espessuras, para radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ .

CAMPOS (cm <sup>2</sup> )	% DE REDUÇÃO SUPERFÍCIE ANTERIOR			% DE AUMENTO SUPERFÍCIE POSTERIOR		
	2 cm	5 cm	10 cm	2 cm	5 cm	10 cm
5 x 5	0,0	3,0	6,0	6,0	13,5	38,0
10x10	0,0	3,6	6,0	5,3	12,9	33,3
15x15	0,0	-	6,5	3,4	-	30,3

A partir destes dados foram calculados os fatores de correção através da expressão:

$$K = \frac{D_p'}{D_p}$$

onde:

$D_p'$  é a dose no ponto P na presença da heterogeneidade.

$D_p$  é a dose no ponto P em um meio homogêneo.

Os valores dos fatores de correção obtidos para campos 5x5, 10x10 e 15x15 cm<sup>2</sup> e uma espessura de 10 cm de cortiça estão mostrados na tabela X. Nesta tabela as profundidades indicadas referem-se às espessuras do material a partir da superfície da cortiça.

**TABELA X.** Fator de correção da percentagem de doses em função da profundidade, obtido experimentalmente com o fotodiodo, na presença de uma camada de 10 cm de cortiça, para radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ .

PROFUNDIDADE (cm)		TAMANHO DE CAMPOS (cm <sup>2</sup> )			
		5 x 5	10x10	15x15	
A N T E S	C O R T I Ç A	0,9	1,00	1,00	1,00
		0,6	1,00	0,99	0,99
		0,3	0,97	0,97	0,97
		0,0	0,94	0,94	0,93
D E N T R O	C O R T I Ç A	0,5	0,95	0,93	0,93
		3,5	1,01	1,00	0,98
		6,5	1,13	1,12	1,06
		9,5	1,25	1,23	1,20
A P O S	C O R T I Ç A	0,0	1,38	1,33	1,32
		0,5	1,39	1,34	1,33
		1,0	1,42	1,34	1,32
		2,0	1,40	1,38	1,34
		3,0	1,46	1,41	1,34
		4,0	1,50	1,42	1,36

Os resultados dos fatores de correção obtidos neste estudo para uma espessura de 5 cm de cortiça e para pontos no eixo central a 0,5, 1 e 5 cm de profundidade após a cortiça foram comparados com os fatores encontrados por diversos autores (2,3,5,9,11,15,16,19,28). Estes fatores, para campos de 5x5 e 10x10 cm<sup>2</sup>, estão mostrados na tabela XI. (2).

TABELA XI. Fatores de correção obtidos por diversos autores numa profundidade no eixo central de 0,5, 1 e 5 cm, após uma espessura de 5 cm de cortiça, para radiação  $\gamma$  de <sup>60</sup>Co e campos 5x5 e 10x10 cm<sup>2</sup>.

FATORES DE CORREÇÃO	PONTOS NO EIXO CENTRAL APÓS A CORTIÇA					
	0,5 cm		1,0 cm		5,0 cm	
	CAMPO (cm <sup>2</sup> )		CAMPO (cm <sup>2</sup> )		CAMPO (cm <sup>2</sup> )	
	5 x 5	10x10	5 x 5	10x10	5 x 5	10x10
CONTIER	1,14	1,11	1,15	1,13	1,19	1,14
GREENE	-	-	-	-	1,13	1,13
SPIERS	-	-	-	-	1,30	1,30
BURLIN	-	-	-	-	1,21	1,18
DUTREIX	1,21	1,17	1,21	1,17	1,21	1,18
MASSEY	-	-	-	-	1,20	1,20
SUNDBON	-	-	-	-	1,19	1,18
McDONALD	1,13	1,10	1,14	1,11	1,22	1,19
BATHO	1,15	1,12	1,46	1,13	1,22	1,18
ESTE ESTUDO	1,13	1,13	1,15	1,15	1,16	1,20

Também foram comparados, com dados de outros autores, os valores obtidos dos fatores de correção para pontos na interfaces anterior à cortiça, a 0,5 e 1,0 cm de distância desta. Os valores para campos de 5x5 e 10x10 cm<sup>2</sup> estão mostrados na tabela XII.

TABELA XII. Fatores de correção obtidos por diversos autores numa profundidade no eixo central de 0,5, 1,0 cm, antes de uma espessura de 5 cm de cortiça, para radiação  $\gamma$  de <sup>60</sup>Co e campos 5x5 e 10x10 cm<sup>2</sup>.

FATORES DE CORREÇÃO	SUPERFICIE ANTERIOR			
	0,5 cm		1,0 cm	
	CAMPO (cm <sup>2</sup> )		CAMPO (cm <sup>2</sup> )	
	5 x 5	10x10	5 x 5	10x10
CONTIER	0,98	0,96	0,99	0,90
DUTREIX	1,01	1,01	1,02	1,02
MCDONALD	0,98	0,97	0,99	0,97
BATHO	0,98	0,97	0,99	0,97
ESTE ESTUDO	0,98	0,97	0,99	0,97

## CAPÍTULO V

### CONCLUSÕES

1. A presença do pulmão no campo de irradiação altera significativamente a dose na superfície anterior e posterior a ele.
2. A redução da dose na superfície anterior ao pulmão é mais influenciada pela espessura deste do que pelo tamanho do campo.
3. O percentual de aumento de dose na superfície posterior ao pulmão cresce com sua espessura e diminui com o aumento da energia do feixe e/ou tamanho do campo.
4. A percentagem de aumento da dose na superfície posterior ao pulmão por unidade de espessura deste, varia de 2,6 à 3,3 %/cm, para a radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ .
5. Torna-se imprescindível a introdução de fatores de correção

adequados nos cálculos de dose nos tratamentos radioterápicos, tendo em vista que a variação de dose devido à presença do pulmão alcança valores superiores ao intervalo de  $\pm 5\%$ , aceitável na rotina radioterápica .

6. O uso do fotodiodo BPW-34 na determinação da percentagem de dose profunda e superficial mostrou ser viável em face da reprodutibilidade dos resultados com ele obtidos, às suas pequenas dimensões e à sua elevada sensibilidade comparado com um câmara de ionização de mesmo volume.

## BIBLIOGRAFIA

- 1 - HPA, Phantom materials for photons and electrons. Scientific Report Series 20. The Hospital Physicists Association, London, 1977.
- 2 - CONTIER, L. F. Inhomogeneity corrections in radiation treatment planning. University of London, London, 1982. (Tese de doutorado).
- 3 - BURLIN, T. E. The evaluation of the dose to the thorax in rotational cobalt-60 therapy. Brit. J. Radiol., 30(358): 543-549, 1957.
- 4 - EPP, E. R. et al. Ionization build-up in upper respiratory air passages during teletherapy with cobalt-60 radiation. Brit. J. Radiol., 31(367): 361-267, 1958.
- 5 - DUTREIX, J. & TUBIANA, M. Dosimetry at interfaces for high energy X and gamma rays. Brit. J. Radiol., 39: 205-210, 1966.

- 6 - BEACH, J. L. et al. A comparison of air-cavity inhomogeneity effects for cobalt-60, 6-, and 10 MV X-ray beams. Med. Phys. 14(1), Jan/Feb, 1987.
- 7 - NOGUEIRA, C. S. Estudo da influência de cavidades de ar em radioterapia de cabeça e pescoço com feixe de fótons de 10 MV. Brasil, UFPE/DEN, 1989. (Tese de Mestrado).
- 8 - HAAS, M. & SANDBERG, M. Modification of the depth dose curves of various radiations by interposed bone. Brit. J. Radiol., 30.: 19, 1957.
- 9 - GREENE, D. & STEWART, J. G. Isodose curves in non-uniform phantoms. Brit. J. Radiol., 38: 378-385, 1965.
- 10 - GRAY, L. H. Physical investigation of the contribution of the photo-electrons from sulphur to X-ray ionization. Brit. J. Radiol., 13(25): 244-247, 1940.
- 11 - SPIER, F.W. II. Dosage in irradiated soft tissue and bone. Brit. J. Radiol., 24(283): 365-370, 1951.
- 12 - KORNELSEM, R.O. Tumour dose in the chest cavity. Brit. J. Radiol., 27(317): 289-293, 1954.
- 13 - O'CONNOR, J. E. A transit dose technique for the

determination of doses in inhomogeneous bodies. Brit. J. Radiol., 29(348): 663-667, 1956.

14 - FOWLER, J. F. Absorbed dose near bone: A conductivity method of measurement. Brit. J. Radiol., 30(355): 361-366, 1956.

15 - MASSEY, J. B. Dose distribution problems in megavoltage therapy. Brit. J. Radiol., 35(419): 736-739, 1962.

16 - SUNDBOM, L. Dose planning for irradiation of thorax with <sup>60</sup>Co in fixed-beam teletherapy. Acta Radiologica Therapy Biology., 3: 342-352, 1965.

17 - MCGINLEY, P. H. & SANDER, M. Lung correction factors for 45-MV x-ray therapy. Medical Physics., 9(5): 738-740, 1982.

18 - SHIMM, D. S. et al. Variation in lung inhomogeneity correction factor with beam energy. Acta Radiologica Oncology., 24(5): 407-410, 1985.

19 - McDONALD, S. C., KELLER, B. E. & RUBIN, P. Method for calculating dose when lung tissue lies in the treatment field. Med. Phys., 3(4): 210-216, 1976.

20 - JONES, A. R. The application of some direct current properties of silicon junction detectors to  $\gamma$ -ray dosimetry. Phys. Med. Biol., 8(4): 451-459, 1963.

- 21 - PARKER, R. P. & MORLEY, B. J. Silicon PN junction surface barrier detectors and their application to the dosimetry of X- and gamma beams. In: IAEA. Solid State and Chemical Radiation Dosimetry in Medicine and Biology. STI/PUB 138 CIAEA: 167-182, Viena, 1966.
- 22 - DIXON, R. L. & EKSTRAND, K. E. Silicon diode dosimetry. Int. J. Radiol. Isot., 3: 1171-1176, 1982.
- 23 - RIKNER, G. & GRUSELL, E. Effects of radiation damage on p-type silicon detectors. Phys. Med. Biol., 11(28): 1261-1267, 1983.
- 24 - ALMEIDA, F. M. Desenvolvimento de um dosímetro para radiação gama utilizando fotodiodo. Brasil, UFPE/DEN, 1988. (Tese de Mestrado).
- 25 - GAGER, L. D. E. Investigation of silicon diode suitability for use in radiological physics measurements. University of Texas, Texas, 1975. (Tese de Mestrado)
- 26 - RIKNER, G. & GRUSELL, E. Selective shielding of a p-Si detector for quality independence. Acta Radiologica Oncology., 24(1): 65-69, 1985.
- 27 - BURIAN, A. et al. The use of silicon photodiodes for the depth dose measurement in oncology. Kernenergie, ISSN 0023 -

0642., 29(10): 396-398, 1986.

- 28 - BATHO, H. F. J. Can Assoc. Radiol. 15: 79, 1964. (Citado pela referência 19).
- 29 - EL-KHATIB, E. & BATTISTA, J. J. Improved lung dose calculation using tissue-maximum ratios in the Batho correction. Med. Phys., 11(3): 279-286, 1984.
- 30 - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM), A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon beams. Task Group 21. Radiation Therapy of the AAPM. Med. Phys. 10(6): 741-771, 1983.
- 31 - NORDIC ASSOCIATION CLINICAL PHYSICS (NACP). Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV. Acta Radiol. Oncol. 19: 55, 1980.
- 32 - SOCIEDAD ESPANOLA DE FISICA MEDICA (SEFMD), Procedimientos recomendados para la dosimetria de fotones y eletrones de energias comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV em radioterapia de haces externos. SEFM Publ. No.1/1984, Comite de dosimetria em radioterapia, Madrid 1984.
- 33 - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), Absorbed dose determination for photon and electron beams - An

International Code of Practice. Technical Report Series.  
277, Vienna, 1987.

- 34 - RICHARDSON, H. E. Effect of chamber voltage on electron build-up measurements. Radiology 62: 584 - 588, 1954.
- 35 - JOHNS, H. E. & CUMMINGHAM, J. R. The Physics of Radiology. Charles C. Thomas, Publisher, Springfield, Illinois, 3rd edition. 1974.
- 36 - BJR Supplement 17. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. London, 1983.

## APÊNDICE A

### EQUILÍBRIO ELETRÔNICO

Para entender o equilíbrio eletrônico é necessário considerar os processos pelos quais a radiação interage com o meio. Seja um bloco de lucite, simulador de tecido humano, exposto a um feixe de radiação  $\gamma$  ou raios-X. Quando os fótons incidem neste material haverá uma probabilidade de transferirem suas energias aos elétrons do meio, gerando elétrons acelerados. Esta transferência de energia é definida como kerma. A energia depositada no meio, decorrente da interação dos elétrons gerados pelos fótons, dividida pela massa do meio representa a dose absorvida no meio.

A dose absorvida, a uma dada profundidade da superfície, dependerá do número de elétrons que atingirão este ponto. Para melhor compreensão admitir-se-á que todos os elétrons tenham a mesma direção, paralela ao feixe, e que todos percorrerão a mesma distância  $R$ , igual ao seu alcance. As retas na fig. A.1 representam o alcance dos elétrons no meio.

Admitindo-se que não ocorra atenuação do feixe, isto é,

que o mesmo número de fótons interage nos diversos pontos em profundidade, então o número de elétrons formado em cada secção da figura é o mesmo. Contando o número de trajetória dos elétrons, para várias profundidades, verifica-se que este é igual a zero na superfície, uma vez que não ocorre a contribuição elétrons espalhados ou formados no ar, crescendo com o aumento da profundidade até atingir um valor máximo. Isto ocorre para uma profundidade  $R$  igual ao alcance máximo dos elétrons. Como o número de elétrons acelerados é propocional à dose, espera-se que a variação da dose absorvida em função da profundidade seja igual à curva tracejada, na fig.A.2.

Na prática isto não ocorre. De fato, a dose na superfície não é nula, uma vez que os elétrons tem trajetória tortuosa e não retilínea. Desta forma, o retroespalhamento destes elétrons pode ocorrer, acarretando uma dose na superfície. A curva traçada na fig.A.2, com linha cheia, mostra a distribuição de dose em profundidade. Observa-se por esta figura que a dose atinge um máximo na mesma espessura anterior, decrescendo em seguida. Este decréscimo ocorre devido ao efeito da atenuação da radiação no material e à variação da intensidade da radiação com o inverso do quadrado da distância à fonte.

A distância da superfície à profundidade  $R$  é chamada de região de "build-up" e a região após esta profundidade é a região de equilíbrio eletrônico transiente.

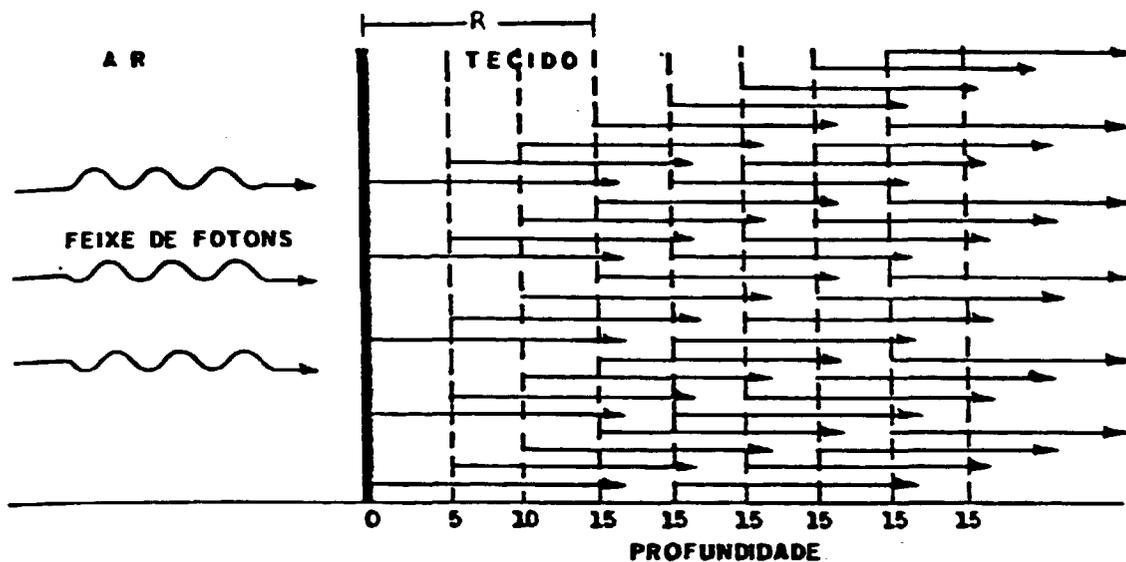


Fig.A.1. - Esquema da formação da região de equilíbrio eletrônico.

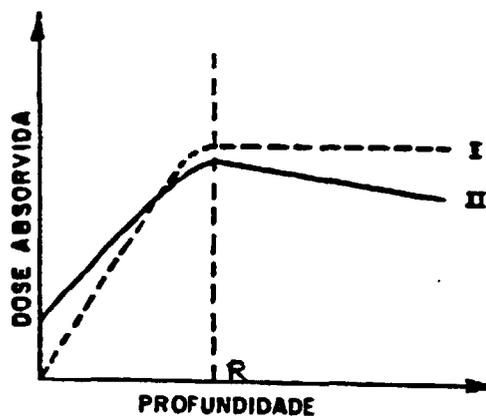


Fig.A.2. - Distribuição de dose em função da profundidade na condição em que não ocorre atenuação do feixe e retroespalhamento (I) e com atenuação e retroespalhamento do feixe primário (II).

## APÊNDICE B

### FATOR DE CORREÇÃO - MÉTODO RAZÃO TECIDO AR (TAR)

O diagrama da figura abaixo representa a simulação de um tórax humano por um "phantom" heterogêneo. Imagine um ponto P em uma profundidade  $t$  da superfície do "phantom", abaixo de uma espessura  $l$  de pulmão (fig. B.1.a).

Considerar-se-á inicialmente que ocorra uma permutação da primeira camada de tecido mole com a camada de tecido do pulmão, sem mudança nas condições de espalhamento da radiação incidente. O resultado desta mudança pode ser observado na fig. B.1.b. Considerando a densidade do tecido do pulmão ( $\rho$ ) igual a  $0.35 \text{ g/cm}^3$ , a camada  $t$  de tecido de pulmão pode ser constituída de uma camada de  $0.35t$  de tecido de pulmão, e uma camada de ar igual a  $0.65t$ . Se a camada de tecido de pulmão for dividida em duas camadas, uma de tecido mole e outra de ar, o resultado é observado na fig. B.1.c. Sobre estas condições o ponto P está sobre uma profundidade  $t-0.65l$ , em vez de  $t$ . Consequentemente temos:

- A dose absorvida no ponto P sem a heterogeneidade de pulmão é igual a exposição vezes o TAR( $t$ ).

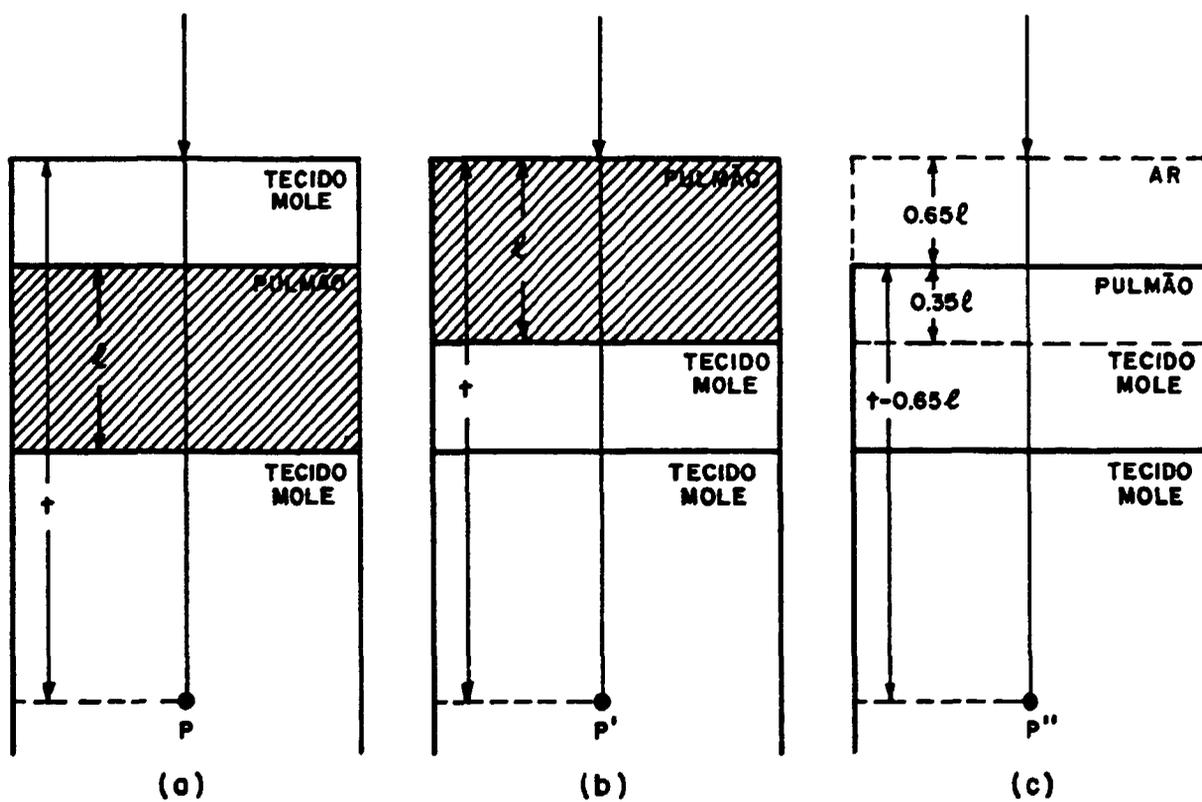


Fig.B.1. Geometria do "phantom" heterogêneo usada para obtenção do fator de correção pelo o método TAR (Razão Tecido-Ar).

- A dose absorvida no ponto P com a heterogeneidade de pulmão é igual a exposição vezes TAR(t-0.65l).

A profundidade (t-0.65l) é obtida considerando a densidade do pulmão igual a  $\rho=0.35 \text{ g/cm}^3$ . Na verdade, em geral, poderá ser dado por [t-(1- $\rho$ )l] que é chamada profundidade equivalente no ponto P

O fator de correção K é definido com sendo:

$$K = \frac{\text{DOSE ABSORVIDA NO PONTO P COM O PULMÃO}}{\text{DOSE ABSORVIDA NO PONTO P SEM O PULMÃO}} \quad (\text{B.1})$$

$$K = \frac{\text{TAR}[t-(1-\rho)l]}{\text{TAR}(t)} \quad (\text{B.2})$$

Observa-se que o fator de correção K é uma função da espessura do pulmão, profundidade, campo de irradiação e energia do feixe.

## APÊNDICE C

### PERCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA EM MEIO HETEROGÊNIO

Na fig.C.1 estão apresentados os resultados obtidos com o fotodiodo para a percentagem de dose profunda em presença de uma espessura de 2 cm de cortiça para campos irradiados com feixe de radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  de tamanhos 5x5, 10x10 e 15x15 cm<sup>2</sup>. Também estão registrados os valores da percentagem de dose profunda considerando o meio homogêneo (36). Os valores dos campos irradiados foram normalizados respectivamente para 60, 80 e 100% com o objetivo de uma melhor visualização gráfica.

Os valores da percentagem de dose profunda obtidos com o fotodiodo na presença de uma espessura de 10 cm de cortiça para campos irradiados com feixe de radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  de tamanhos 5x5, 10x10 e 15x15 cm<sup>2</sup>, estão apresentados nas fig.C.2 à fig.C.4. Estão também registrados os valores tabelados do B.J.R. (36) considerando o meio homogêneo.

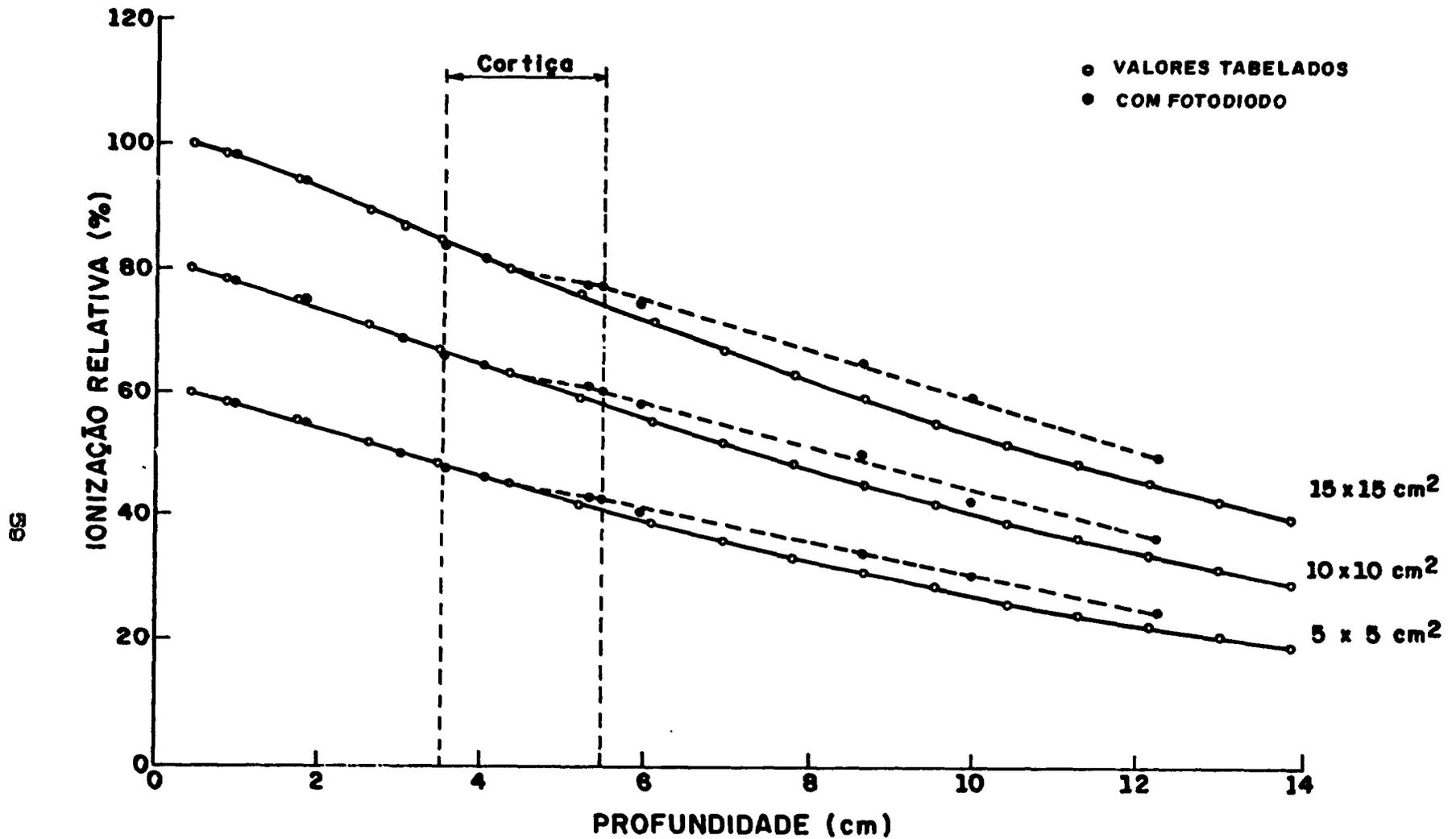


Fig. C.1. Percentagem de dose em função da profundidade na presença de 2 cm de cortiça, para radiação  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ , campos  $15 \times 15$ ,  $10 \times 10$  e  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>, normalizados respectivamente para 100%, 80% e 60%. Os valores tabelados correspondem à percentagem de dose em meio homogêneo (36).

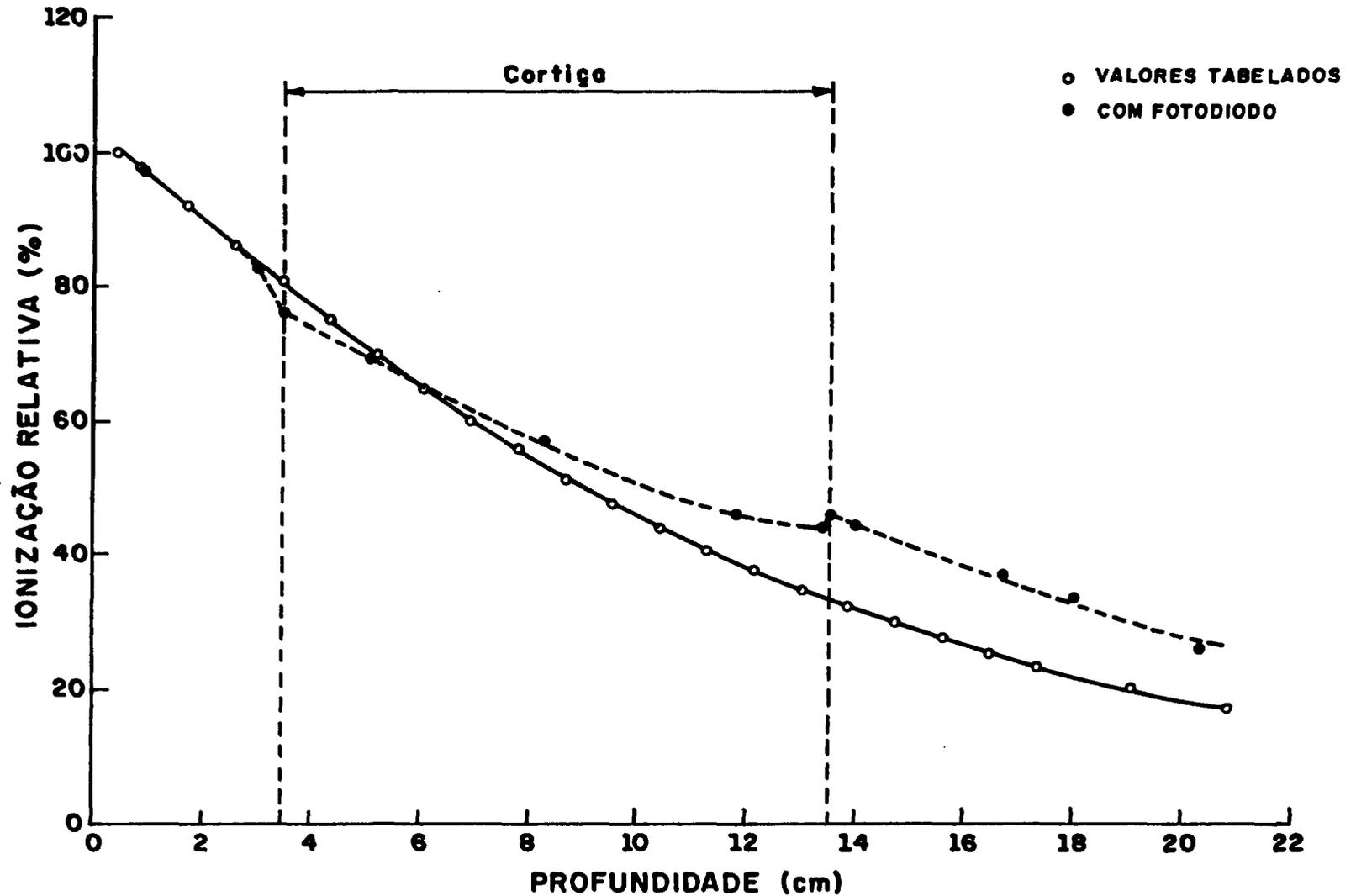


Fig. C.2. Percentagem de dose em função da profundidade na presença de 10 cm de cortiça, para radiação  $\gamma$  e de  $^{60}\text{Co}$ , campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  normalizado para 100%. Os valores tabelados correspondem à percentagem de dose em meio homogêneo (36).

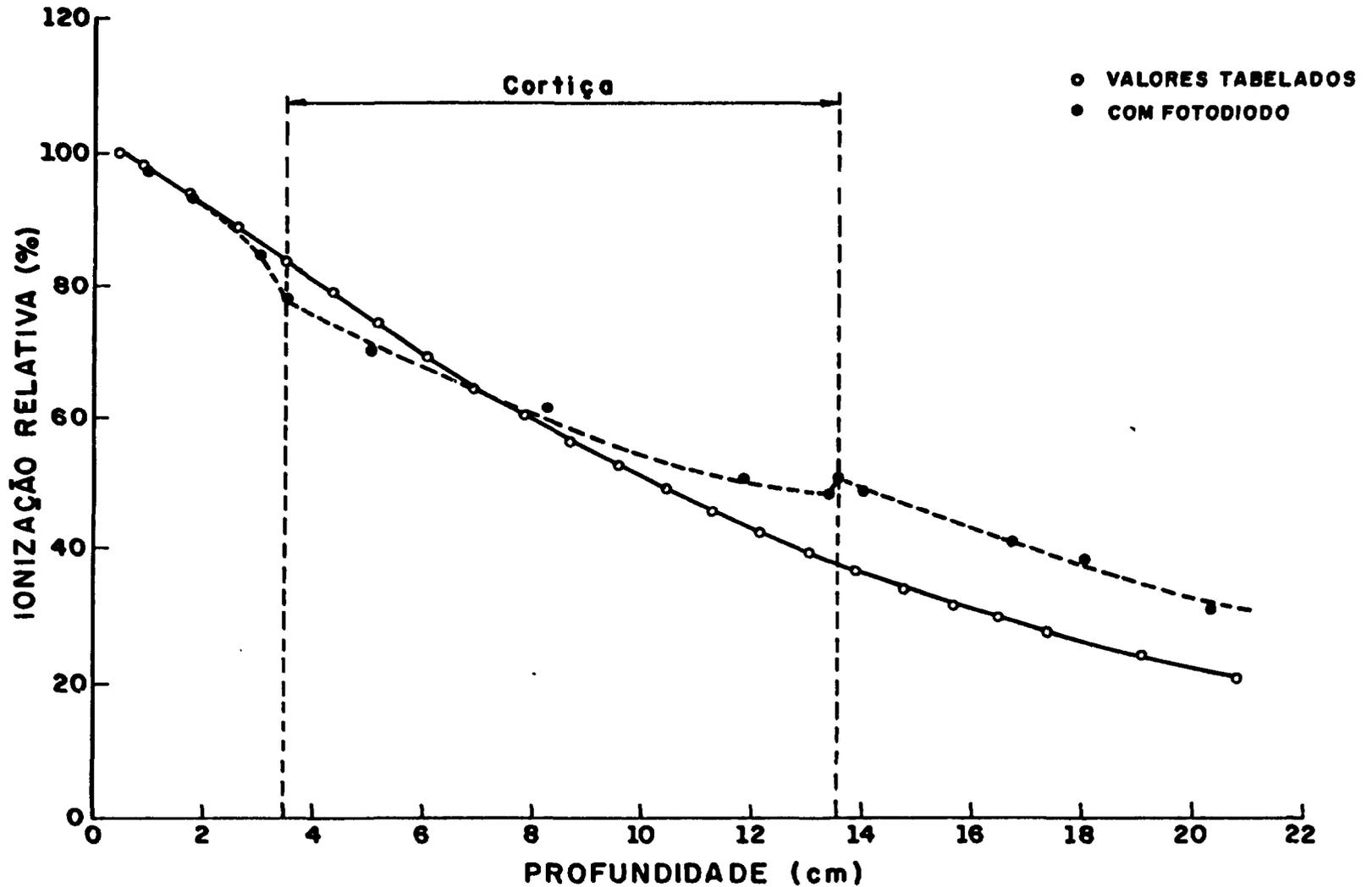


Fig.C.3. Percentagem de dose em função da profundidade na presença de 10 cm<sup>2</sup> de cortiça, para radiação  $\gamma$  e de  $^{60}\text{Co}$ , campo 10x10 cm<sup>2</sup> normalizado para 100%. Os valores tabelados correspondem à percentagem de dose em um meio homogêneo (36)

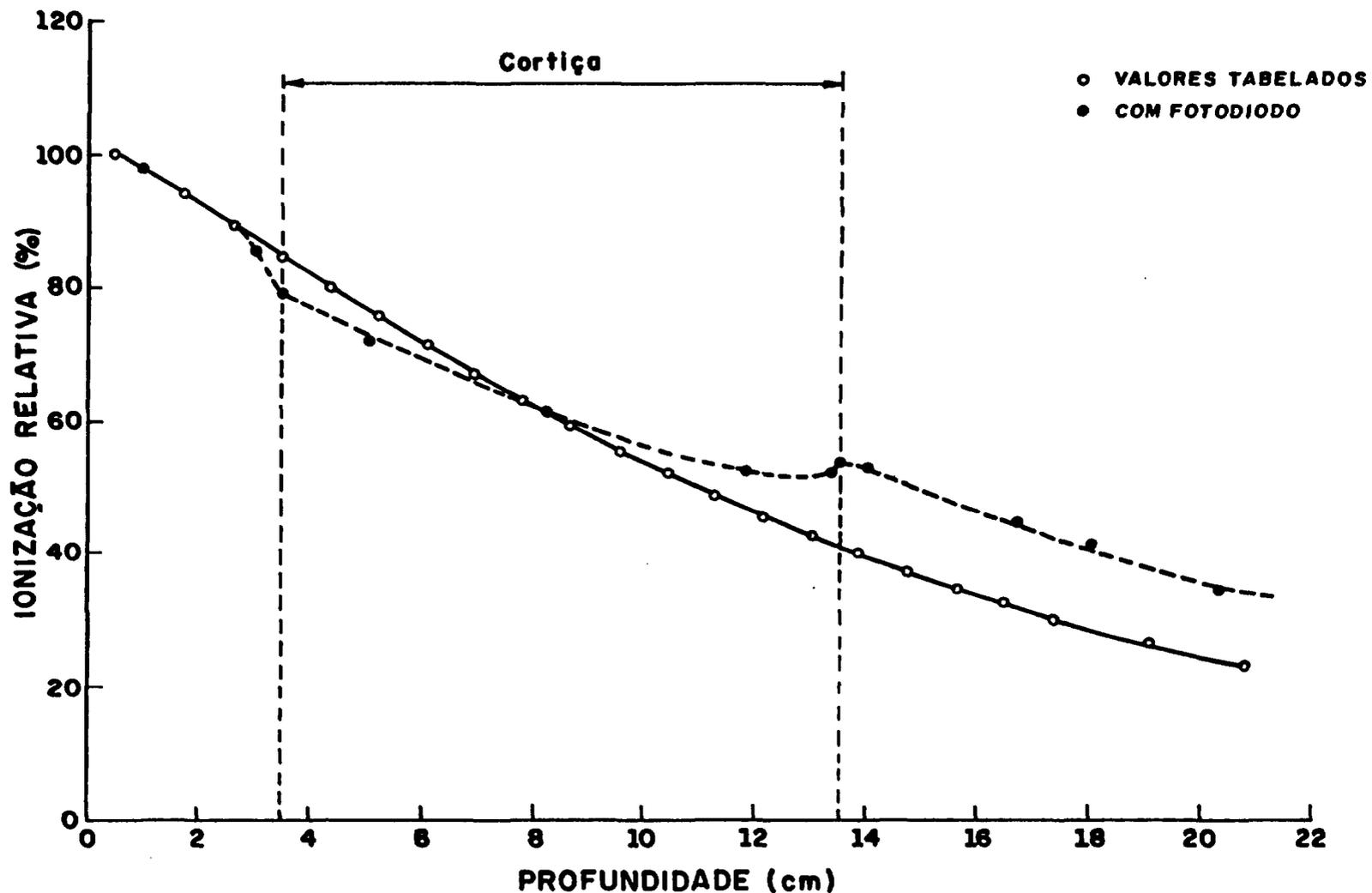


Fig. C.4. Percentagem de dose em função da profundidade na presença de 10 cm de cortiça, para radiação  $\gamma$  e de  $^{60}\text{Co}$ , campo  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  normalizado para 100%. Os valores tabelados correspondem à percentagem de dose em meio homogêneo (36).