

**Ramiro Conceição Meireles**

**PRODUÇÃO DE NÊUTRONS EM TRATAMENTOS TELETERAPÊUTICOS COM  
FEIXES DE RAIOS-X COM ENERGIA MÁXIMA SUPERIOR A 10 MeV.  
CONSIDERAÇÕES SOBRE RADIOPROTEÇÃO.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado para  
obtenção da certificação de Especialista pelo Programa  
de Pós-Graduação em Proteção Radiológica e  
Segurança de Fontes Radioativas do Instituto de  
Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de  
Energia Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da  
Rosa, D.Sc. IRD/CNEN

Rio de Janeiro – Brasil

Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear

Coordenação de Pós-Graduação

2012

615.842

M514p

Meireles, Ramiro Conceição

Produção de nêutrons em tratamentos teleterapêuticos com feixes de raios-x com energia máxima superior a 10 MeV: considerações sobre radioproteção / Ramiro Conceição Meireles.

– Rio de Janeiro: IRD, 2012.

x, 34f. : il.; gr.; tab.; 29cm.

Orientador: Luiz Antônio Ribeiro da Rosa

Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria. 2012.

Referências bibliográficas: f. 33- 34

1. Física médica. 2. Radioterapia. 3. Tratamentos teleterapêuticos. 4. Fotonêutrons. I. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. II. Título.

**Ramiro Conceição Meireles**

**PRODUÇÃO DE NÊUTRONS EM TRATAMENTOS TELETERAPÊUTICOS COM  
FEIXES DE RAIOS-X COM ENERGIA MÁXIMA SUPERIOR A 10 MeV.  
CONSIDERAÇÕES SOBRE RADIOPROTEÇÃO.**

Rio de Janeiro,        de        de 2012.

---

*Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa – IRD/CNEN*

---

*Profa. Dra. Lídia Vasconcellos de Sá – IRD/CNEN*

---

*Prof. Dr. Eduardo de Paiva – IRD/CNEN*

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, sob orientação do Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus, por ter me dado oportunidade de estudar nesta conceituada instituição de ensino e pesquisa, na qual o Senhor me deu Sabedoria, força e capacidade para seguir em frente.

Agradeço aos meus pais, pelo incentivo para prosseguir em minha carreira como estudante e sempre estão ao meu lado em muitas de minhas decisões.

Agradeço ao Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, por me orientar neste trabalho e por suas críticas construtivas que muito me motivaram e levou-me a obter mais conhecimento sobre o assunto abordado.

Por fim agradeço a todos os professores e funcionários do IRD que fizeram parte desta caminhada curta mas que, com certeza, fará muita diferença em meu futuro.

## **RESUMO**

Neste trabalho é apresentada uma revisão bibliográfica sobre a produção de nêutrons em salas de aceleradores lineares clínicos de elétrons que operam com feixes de raios-X de 10 MV ou energias ainda maiores. Esses são os denominados fotonêutrons. São analisados os valores de equivalente de dose ambiente devidos a essas partículas na região de posicionamento para tratamento do paciente. Também é analisada a questão da blindagem da porta da sala do acelerador, bem como as consequências radiológicas advindas do uso de blindagens metálicas laminadas nessas salas.

## **ABSTRACT**

In this work a literature review is presented focusing the production of neutrons inside the vaults containing linear accelerators operating x-rays beams of 10 MV or even of higher energies. These are the so-called photoneutrons. Values of ambient dose equivalent due to neutrons at the patient treatment position are analysed. It is also discussed the issue of accelerator room door shielding and the radiological consequences arising from the use of laminated metal plates to shield these rooms.

## Sumário

<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>3</b>
1. O Acelerador Linear .....	3
2. Classificação dos nêutrons por faixa de energia .....	4
3. Produção de Fotonêutrons.....	5
4. Interação de nêutrons com a matéria .....	6
4.1 Espalhamento elástico .....	7
4.2 Espalhamento inelástico (n,n'), (n,n gama) .....	7
4.3 Captura radioativa.....	7
4.4 Fissão (n, f) .....	7
5. Grandezas Radiométricas.....	8
5.1 Fluência ( $\phi$ ) .....	8
5.2 Fluência de energia ( $\Psi$ ).....	8
5.3 Taxa de Fluência ( $\dot{\phi}$ ).....	8
5.4 Taxa de fluência de energia ( $\dot{\omega}$ ) .....	8
6. Grandezas Dosimétricas.....	8
6.1 – Exposição (X) .....	9
6.2 – Kerma (K).....	9
6.3 – Dose Absorvida (D).....	9
7. Grandezas de proteção radiológica .....	9
7.1 Dose equivalente ( $H_T$ ) .....	10
7.2 Dose Efetiva (E) .....	10
8. Grandezas operacionais .....	10
8.1 Equivalente de dose ambiente ( $H^*(d)$ ) .....	10
8.2 Equivalente de dose direcional ( $H'(d, \Omega)$ ) .....	11
8.3 Equivalente de dose pessoal ( $H_p(d)$ ) .....	11
<b>A DOSE NO PACIENTE DEVIDA AOS FOTONÊUTRONS.....</b>	<b>12</b>
1. Espectros de Fotonêutrons Emergentes dos Cabeçotes dos Aceleradores Lineares.....	12
2. Dose absorvida nos órgãos .....	13
3. Dose Equivalente em órgãos.....	18
4. Estimativa de Dose em órgãos para um Tratamento Radioterápico .....	23
5. Dose Efetiva .....	27

<b>BLINDAGEM PARA FOTONÊUTRONS .....</b>	<b>28</b>
1. Materiais utilizados para blindagem de nêutrons .....	28
2. Blindagem das portas de salas de tratamento contendo aceleradores lineares de elétrons que produzem feixes de fótons com energia máxima igual ou superior a 10 MeV .....	29
<b>A PRODUÇÃO DE FOTONÊUTRONS EM BARREIRAS LAMINADAS .....</b>	<b>30</b>
<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>32</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>33</b>



## Lista de Figuras

Figura 1 - Acelerador Linear Varian 2300 C/D.....	4
Figura 2 - Ilustração do formato de uma curva de seção de choque para a produção de fotonêutrons (MCGINLEY, 2002). .....	6
Figura 3 - Ilustração das principais interações dos nêutrons com a matéria (4).....	7
Figura 4 - Espectros normalizados de nêutrons transmitidos por 10 cm de tungstênio para os aceleradores utilizados no estudo de Castro (Castro, 2005). .....	12
Figura 5 - Geometrias de irradiação do simulador masculino adulto nas incidências postero-anterior (PA) e antero-posterior (AP), adotadas para o cálculo das doses equivalentes nos órgãos. ....	15
Figura 6 - Dose equivalente nas gônadas devido aos fotonêutrons proveniente dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo, de Castro (Castro, 2005) nas posições AP e PA. ....	18
Figura 7- Dose equivalente na medula óssea devido aos fotonêutrons proveniente dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA. ....	19
Figura 8 - Dose equivalente no cólon devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA. ....	19
Figura 9 - Dose equivalente no pulmão devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA .....	20
Figura 10 - Dose equivalente na bexiga devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA .....	20
Figura 11 - Dose equivalente no fígado devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (2005), nas posições AP e PA. ....	21
Figura 12 - Dose equivalente no esôfago devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA. ....	19
Figura 13 - Dose equivalente na tireóide devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA. ....	22

Figura 14 - Dose equivalente na pele devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA. ....	22
Figura 15 - Dose equivalente na superfície óssea devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA. ....	23
Figura 16 - Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 15 MV, para as projeções AP e PA.....	24
Figura 17 - Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 18 MV, para as projeções AP e PA.....	25
Figura 18 - Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 20 MV, para as projeções AP e PA.....	25
Figura 19 - Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 55 MV, para as projeções AP e PA.....	26

## Lista de Tabelas

Tabela 1 - Classificação dos nêutrons de acordo com sua energia cinética .....	5
Tabela 2 – Dose absorvida na medula óssea por fluência de nêutrons, $Dt/\phi$ , em $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$ para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto. ....	13
Tabela 3 - Valores das intensidades dos nêutrons produzidos no cabeçote por Gy de fótons no isocentro (McGuinley, 2002) .....	14
Tabela 4 - Dose absorvida devida aos fotonêutrons (mGy de nêutrons por Gy de fótons no isocentro) em diferentes órgãos na posição AP. ....	16
Tabela 5 - Dose absorvida devida aos fotonêutrons (mGy de nêutrons por Gy de fótons no isocentro) em diferentes órgãos na posição PA. ....	17
Tabela 6 - Valores de doses equivalentes de nêutrons em órgãos (mSv) para frações diárias de doses de 2 Gy de fótons calculados no estudo de Castro (Castro, 2005) e os existentes na literatura, para o acelerador linear de 18 MV. ....	26
Tabela 7 - Dose efetiva (mSv. n por Gy de fótons) associados aos fotonêutrons gerados por aceleradores lineares clínicos. ....	27
Tabela 8 - Dose efetiva, E, associada aos nêutrons provenientes do acelerador de 18 MV, para um tratamento de 2 Gy, estimada pelo trabalho de Castro (2005) e Vanhavere e colaboradores (Vanhavere et al, 2004). ....	28

## INTRODUÇÃO

A Radioterapia é o emprego da radiação ionizante no tratamento de doenças, normalmente o câncer, uma vez que incidindo fótons de altas energias ou partículas sobre o tecido tumoral, resulta em morte celular.

A radioterapia se iniciou logo após a descoberta dos raios-X pelo físico Willhem Konrad Roentgen, em 1895, e da radioatividade natural por Henri Becquerel, em 1896. Logo se percebeu que a interação da radiação com o tecido humano produzia efeitos biológicos. Outro grande fato associado ao desenvolvimento da radioterapia foi a separação do elemento Rádio de seus “pais” por Marie e Pierre Curie em 1899. Este elemento químico veio logo a ser utilizado como fonte para tratamento em radioterapia (Bentel, 1996).

Desde o princípio, a radioterapia era executada de duas formas, dependendo da localização da fonte de radiação em relação ao paciente. Estando esta afastada do paciente, a técnica de tratamento é denominada teleterapia (TLT). Quando a fonte se encontra no interior do tumor ou em suas proximidades, a técnica de radioterapia denomina-se braquiterapia (BT) (Bentel, 1996).

Até a década de 50, a teleterapia era realizada com equipamentos de raios-X que operavam em uma tensão máxima de 300 kVp (ortovoltagem). Estes equipamentos, gradualmente, começaram a ser substituídos pelas unidades de teleterapia que utilizavam o isótopo 137 do cério,  $^{137}\text{Cs}$ , ou o isótopo 60 do cobalto,  $^{60}\text{Co}$ , capazes de gerar feixes com energia maior que aquela dos raios-X de quilovoltagem (Bentel, 1996, Williams e Thwaites, 2000).

Adicionalmente, nos anos 1950, começaram a ser desenvolvidos aceleradores de elétrons com capacidade de gerar fótons com energias superiores a 1 MeV. Dentre estes, surgem os aceleradores lineares clínicos de elétrons (LINAC). Estes aparelhos sofreram grande evolução e, atualmente, alguns são capazes de gerar feixe de fótons com energia superior a 18 MeV (Bentel, 1996).

Quando um LINAC opera gerando feixes de fótons com energias iguais ou superiores a 10 MeV, estes fótons interagem com o metal pesado constituinte do cabeçote do acelerador, fazendo com que nêutrons sejam ejetados do material, os denominados fotonêutrons. Estas partículas ejetadas são indesejadas durante o tratamento, pois levam o paciente a receber uma dose de radiação desnecessária. Outro detalhe de grande importância é que os fotonêutrons causam um problema de proteção radiológica para a equipe de operação do acelerador, mesmo estando esta fora da sala de tratamento (Facure 2008, Resende 2011).

Estes fotonêutrons dificultam o estabelecimento de blindagens numa sala de tratamento de radioterapia para uso de aceleradores lineares, principalmente no que tange à porta da sala de tratamento ou quando há pouco espaço para blindagem e se faz necessário usar barreiras metálicas (Resende, 2011). O concreto necessário para blindar os fótons é suficiente para blindar os fotonêutrons.

Este trabalho de revisão bibliográfica tem por objetivo, apresentar o problema de radioproteção em salas de teleterapia proveniente dos fotonêutrons e, ainda, descrever possíveis soluções para contorná-lo.

## FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 1. O Acelerador Linear

O acelerador linear (LINAC) é um aparelho que produz raios-X de altas energias ou elétrons que são acelerados por campos elétricos e magnéticos que se alternam entre si. Os elétrons são acelerados em um dispositivo denominado tubo acelerador que consiste, como o próprio nome sugere, de um tubo com placas metálicas, paralelas e com um orifício no centro, através do qual os elétrons são acelerados. As placas são ligadas por geradores de tensão variável de maneira que criam campo elétrico com sentido alternante, fazendo com que o elétron seja acelerado. O LINAC usa ondas de radiofrequência de 3000 MHz, provenientes de válvulas especiais denominadas Magnetron (para elétrons com energias até 10 MeV) ou Klystron (para energias de elétrons superiores a 10 MeV), para ajudar na aceleração dos elétrons de alta energia. Estes, ao final do tubo acelerador, colidem com um alvo metálico (normalmente de tungstênio) onde os elétrons são desacelerados e sua energia perdida é convertida em fótons (raios-X). Em alguns LINACs, antes de colidir com o alvo, devido ao grande comprimento do tubo acelerador, os elétrons devem sofrer deflexão magnética executando um giro de  $270^{\circ}$  (Scaff, 1996, Khan, 2003, Podgorsak, 2005).

O acelerador Linear tem a capacidade de irradiar em várias direções, sempre com o eixo de rotação do cabeçote do equipamento cruzando com o eixo do campo de irradiação em um mesmo ponto, o isocentro do equipamento. Sendo assim, o LINAC é uma máquina isocêntrica. O colimador e a mesa também possuem movimentos dinâmicos que respeitam a coincidência de isocentro. Este se localiza, nos LINACs modernos, a 100 cm do foco do feixe de radiação (Podgorsak, 2005). Na figura 1 é mostrada a imagem de um acelerador linear moderno que produz feixes de fótons de 6 e 15 MeV. O equipamento é um CLINAC 2300 C/D fabricado pela Varian Medical Systems, EUA.



Figura 1 - Acelerador Linear Varian 2300 C/D (INCA – Instituto Nacional do Câncer)

## **2. Classificação dos nêutrons por faixa de energia**

De acordo com o tipo de processo físico com que os nêutrons são ejetados dos núcleos, eles podem possuir vários valores possíveis de energia, como é o caso dos nêutrons produzidos por reações fotonucleares. Deste modo, a divisão de um espectro contínuo em faixas de energia se faz extremamente útil, tendo em vista que as propriedades de atenuação dos nêutrons variam significativamente dependendo do intervalo energético de interesse. Portanto, a divisão do espectro em faixas de energia não é algo rígido, podendo variar de acordo com a necessidade do estudo em questão. Neste caso, a classificação adotada será a apresentada na tabela 1 (Resende, 2011, Zamboni, 2007):

Tabela 1 - Classificação dos nêutrons de acordo com sua energia cinética

Classes	Faixa de Energia (eV)
Lentos	$0 < E < 10^{-3}$
Frios	$E < 0,01$
Térmicos	$0,01 < E < 0,5$
Epitérmicos	$0,5 < E < 10^4$
Ressonância	$1 < E < 10^2$
Rápidos	$10^3 < E < 20 \times 10^6$
Ultra-rápidos	$E > 20 \times 10^6$

### 3. Produção de Fotonêutrons

Quando fótons de alta energia interagem com núcleos-alvo de elementos leves ou pesados, pode ocorrer a produção de fotonêutrons. Essa produção é regida pelo fenômeno de ressonância de dipolo gigante (Baldwin e Klaiber, 1947 e 1948), que ocorre quando a energia dos fótons incidentes é próxima à energia de ligação dos núcleons (5-15 MeV). Na interação fóton-núcleo ocorre a fotoabsorção, que leva a um deslocamento relativo dos prótons e nêutrons mais intensamente ligados no interior do núcleo. Segundo o modelo da gota líquida (Way, 1939), este deslocamento gera uma vibração do fluido de prótons contra o fluido de nêutrons, levando o núcleo a um estado energético mais elevado. Neste estado, o núcleo é altamente instável, o que leva a uma provável liberação de energia sob a forma de emissão de nêutrons ou de prótons. No caso da emissão de nêutrons, estes recebem o nome de fotonêutrons. Para núcleos pesados a emissão de prótons é muito improvável, pois há uma intensa barreira coulombiana impedindo que tais prótons sejam ejetados. Em contrapartida, o decaimento por ressonância de dipolo gigante em núcleos leves ocorre com igual probabilidade, tanto para prótons ( $\gamma, p$ ), quanto para nêutrons ( $\gamma, n$ ), predominando a emissão de um único nucleon.

O comportamento da seção de choque para a ressonância de dipolo gigante segue uma distribuição de Lorentz (Speth e Woude, 1981):

$$\sigma(E) = \frac{\sigma_p}{1 + [(E^2 - E_{\max}^2)^2 / E^2 \xi_m^2]} \quad (1)$$



Onde  $\sigma_p$  é o pico da seção de choque,  $E$  é a energia do fóton,  $E_{\max}$  é a energia de ressonância e  $\xi_m$  é largura a meia altura.

A forma típica para essa distribuição pode ser encontrada na figura 3, onde há um rápido crescimento do valor da seção de choque até um valor máximo e um decréscimo gradual para energias mais elevadas. Para núcleos médios e pesados ( $A > 40$ ), o valor máximo da seção de choque está entre 13 e 18 MeV.

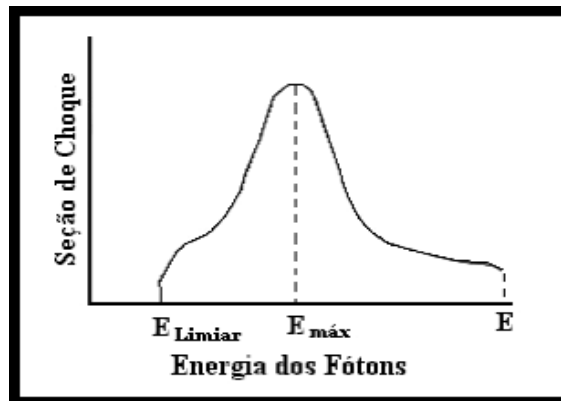


Figura 2 - Ilustração do formato de uma curva de seção de choque para a produção de fotonêutrons (McGinley, 2002).

#### 4. Interação de nêutrons com a matéria

O nêutron é uma partícula massiva, desprovida de carga elétrica e, assim, não interage com campos eletromagnéticos. Sua interação depende da quantidade de energia que possui e do material com o qual interage, diretamente com o núcleo dos átomos (figura 2). As principais formas de interação são o espalhamento, elástico e inelástico, e a absorção, que se manifesta pela captura radioativa ou pela fissão nuclear (Lamarsh, 1966).

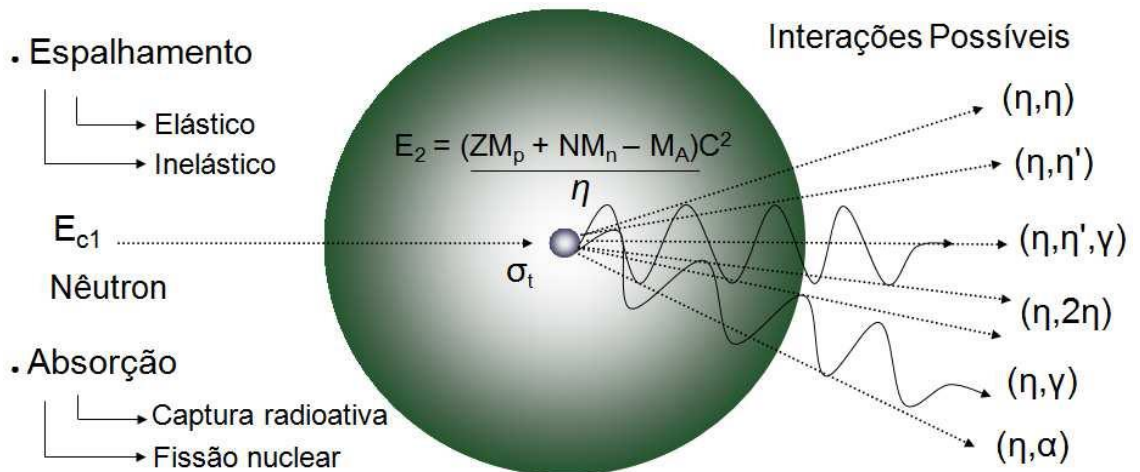


Figura 3 - Ilustração das principais interações dos nêutrons com a matéria.

#### 4.1 Espalhamento elástico

Existente quando há a efetiva colisão de um nêutron com um núcleo leve, havendo conservação de momento e energia cinética, fazendo com que o núcleo apenas sofra um recuo, não ficando excitado. Isto pode ocorrer com os nêutrons de qualquer faixa de energia, porém é mais frequente para nêutrons rápidos e intermediários. Neste caso, a estrutura nuclear não é alterada.

#### 4.2 Espalhamento inelástico ( $n, n'$ ), ( $n, n \gamma$ )

Decorrente da interação do nêutron com um núcleo pesado. O nêutron incidente deve possuir energia superior a um limiar; outro nêutron é emitido pelo núcleo composto, que atinge o seu estado fundamental emitindo, na maioria das vezes, raios gama. Para isto ocorrer o nêutron incidente deve ter um limiar de energia de aproximadamente 4 MeV.

#### 4.3 Captura radioativa

O núcleo quando atingido por um nêutron passa para um estado excitado energeticamente, atingindo a estabilidade pela emissão de um ou mais fótons ou partículas. Podem ocorrer reações do tipo ( $n, p$ ); ( $n, 2n$ ); ( $n, \gamma$ ) ou ( $n, \alpha$ ).

#### 4.4 Fissão ( $n, f$ )

Acontece quando nêutrons interagem com o núcleo de um material pesado, físsil, e induz a formação de um núcleo composto que divide-se em dois fragmentos de fissão, emitindo um ou mais nêutrons.

## 5. Grandezas Radiométricas

As grandezas radiométricas são utilizadas para caracterizar qualquer campo de radiação, independentemente do tipo da radiação emitida (Attix, 1986).

### 5.1 Fluência ( $\Phi$ )

A fluência pode ser definida como o quociente do número de partículas incidentes  $dN$  sobre uma esfera de secção de área  $da$ . Unidade no SI:  $m^{-2}$

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2)$$

### 5.2 Fluência de energia ( $\Psi$ )

A fluência de energia pode ser definida como o quociente da energia radiante incidente  $dR$  sobre uma esfera de secção de área  $da$ . Unidade no SI:  $J.m^{-2}$

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (3)$$

### 5.3 Taxa de Fluência ( $\phi$ )

É a variação da fluência em relação ao tempo, dada pelo quociente de  $d\Phi$  por  $dt$ . Unidade no SI:  $m^{-2}s^{-1}$

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (4)$$

### 5.4 Taxa de fluência de energia ( $\omega$ )

É a taxa de variação da fluência de energia em relação ao tempo, dada pelo quociente de  $d\Psi$  por  $dt$ . Unidade no SI:  $J.m^{-2}s^{-1}$

$$\omega = \frac{d\Psi}{dt} \quad (5)$$

## 6. Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas são utilizadas para caracterizar a interação entre os campos de radiação e o meio material (ATTIX, 1986).

### 6.1 – Exposição (X)

A exposição é definida como sendo o quociente de  $dQ$  por  $dm$ , onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal produzidos no ar, quando todos os elétrons e pósitrons liberados pelos fótons no ar, em uma massa  $dm$ , são completamente freados. Unidade no SI dada em  $Ckg^{-1}$ .

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (6)$$

### 6.2 – Kerma (K)

Kerma é uma abreviatura para *Kinetic Energy Released per unit of Mass*. É uma grandeza que quantifica a energia média transferida do campo de radiação para os elétrons do meio material onde ocorre a interação ( $\epsilon_{tr}$ ). Tal grandeza é definida como não estocástica e é somente aplicada às radiações indiretamente ionizantes, como os fótons e nêutrons. A unidade no SI é  $Jkg^{-1}$ , denominada gray (Gy).

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad (7)$$

### 6.3 – Dose Absorvida (D)

A dose absorvida é definida como a energia média depositada pela radiação ionizante ( $d\epsilon$ ) em um volume elementar de matéria de massa  $dm$ . A unidade no SI é o Gray (Gy).

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (8)$$

## 7. Grandezas de proteção radiológica

As grandezas de proteção radiológica são utilizadas para estimar o risco de ocorrência de efeitos estocásticos no homem após ser exposto a um campo de radiação ionizante (Zamboni, 2007).

### 7.1 Dose equivalente ( $H_T$ )

É o valor médio da dose absorvida  $D_{T,R}$  num tecido ou órgão T, obtido sobre todo o tecido ou órgão T, devido à radiação R, onde  $W_R$  é o fator de peso dessa radiação. Unidade no SI  $J.kg^{-1}$ , denominada de sievert (Sv).

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot W_R \quad (9)$$

### 7.2 Dose Efetiva (E)

É a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos do corpo onde  $W_T$  é o fator de peso para tecido T e  $H_T$  é a dose equivalente a ele atribuída. Unidade no SI:  $J.kg^{-1}$  que é denominada de sievert (Sv).

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (10)$$

## 8. Grandezas operacionais

As grandezas operacionais são mensuráveis e todas definidas com base na grandeza equivalente de dose (H), sendo esta definida pela dose pontual. O equivalente de dose pode ser obtido pela equação abaixo, onde Q é o fator de qualidade da radiação e D é a dose absorvida infinitesimal. A unidade no SI é o sievert (Sv).

$$H = D \cdot Q \quad (11)$$

### 8.1 Equivalente de dose ambiente ( $H^*(d)$ )

É o equivalente de dose produzido em um ponto situado a uma profundidade d no interior da esfera de referência ICRU submetida a um campo de radiação expandido e alinhado. Esta esfera possui 30 cm de diâmetro e é composta por material tecido equivalente. A profundidade recomendada é de 10 mm para radiação fortemente penetrante e 0,07 mm para radiação fracamente penetrante, sendo escrito como  $H^*(d)$  Unidade no SI:  $J.Kg^{-1}$  que é chamada de sievert (Sv).

**8.2 Equivalente de dose direcional ( $H'(d, \Omega)$ )**

É o equivalente de dose produzido em um ponto localizado a uma profundidade  $d$  no interior da esfera ICRU em uma direção específica ( $\omega$ ) quando em um campo de radiação expandido. A profundidade recomendada é de 10 mm e 0,07 mm para radiações fortemente e fracamente penetrantes, respectivamente. Unidade no SI:  $J.Kg^{-1}$  que é chamada de sievert (Sv).

**8.3 Equivalente de dose pessoal ( $H_p(d)$ )**

É o equivalente de dose em tecido mole, numa profundidade  $d$ , abaixo de um ponto especificado sobre o corpo. Unidade no SI:  $J.Kg^{-1}$  que é chamada de sievert (Sv).

## A DOSE NO PACIENTE DEVIDA AOS FOTONÊUTRONS

A radioterapia com feixe de fótons é atualmente uma das técnicas mais difundidas no tratamento do câncer. O aumento da eficiência desta técnica relaciona-se, quase sempre, ao aumento da energia do feixe, gerando assim, nêutrons rápidos no feixe radioterápico que contribuem com uma dose indesejada para o paciente. Castro e colaboradores (Castro, 2005) estudaram esse problema e calcularam, utilizando o código computacional de transporte de radiação MCNP4B e um fantoma matemático antropomórfico, as doses equivalentes em órgãos devidas aos fotonêutrons gerados em cabeçotes de aceleradores lineares de uso médico, que operam nos potenciais 15, 18, 20 e 25 MV.

### 1. Espectros de Fotonêutrons Emergentes dos Cabeçotes dos Aceleradores Lineares

Os espectros dos fotonêutrons emergentes dos cabeçotes dos aceleradores lineares de 15, 18, 20 e 25 MV foram obtidos, por CASTRO (Castro, 2005). A figura 4 apresenta os espectros emergentes dos cabeçotes dos aceleradores citados. Esses espectros também foram obtidos por Facure (Facure et al, 2005).

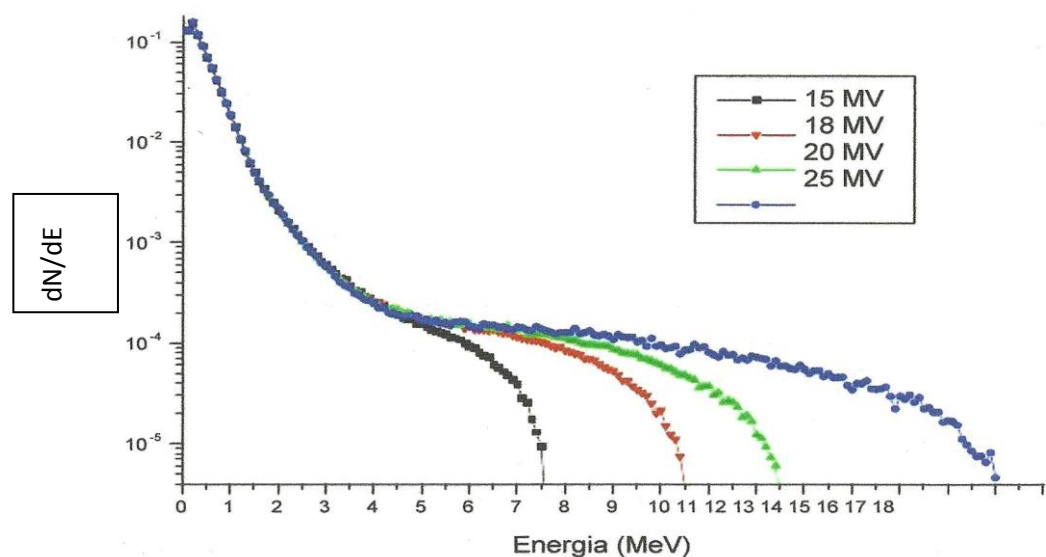


Figura 4 - Espectros normalizados de nêutrons transmitidos por 10 cm de tungstênio para os aceleradores utilizados no estudo de Castro (Castro, 2005).

Os espectros transmitidos apresentados na figura 4 foram usados como dados de entrada do código MCNP para cálculos de dose em órgãos do simulador matemático antropomórfico adulto, nas geometrias de irradiação AP e PA, com base na publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995). Onze órgãos foram selecionados, a saber: gônadas, medula óssea, cólon, pulmão, estômago, bexiga, fígado, esôfago, tireóide, pele e superfície óssea.

## 2. Dose absorvida nos órgãos

Para estimar as doses absorvidas associadas ao fluxo de nêutrons calculados em cada órgão foram utilizados os coeficientes de conversão recomendados pela ICRP 74 (ICRP, 1995) e a produção de nêutrons no cabeçote (Q), dada em intensidade de nêutrons por unidade de dose de raios x no isocentro (n/Gy), conforme é mostrado na Tabela 2.

Tabela 2 – Dose absorvida na medula óssea por fluência de nêutrons,  $Dt/\phi$ , em  $\text{pGy.cm}^2$  para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
$1,0 \times 10^{-9}$	0,61	1,14	$1,5 \times 10^{-1}$	2,71	4,65
$1,0 \times 10^{-8}$	0,76	1,41	$2,0 \times 10^{-1}$	2,92	5,26
$2,5 \times 10^{-8}$	0,91	1,61	$3,0 \times 10^{-1}$	3,28	6,41
$1,0 \times 10^{-7}$	1,21	2,07	$5,0 \times 10^{-1}$	4,08	8,56
$2,0 \times 10^{-7}$	1,38	2,31	$7,0 \times 10^{-1}$	5,09	10,6
$5,0 \times 10^{-7}$	1,59	2,62	$9,0 \times 10^{-1}$	6,21	12,6
$1,0 \times 10^{-6}$	1,72	2,82	$1,0 \times 10^0$	6,79	13,5
$2,0 \times 10^{-6}$	1,83	2,99	$1,2 \times 10^0$	7,99	15,5
$5,0 \times 10^{-6}$	1,93	3,12	$2,0 \times 10^0$	12,8	22,5
$1,0 \times 10^{-5}$	1,97	3,10	$3,0 \times 10^0$	18,3	29,7
$2,0 \times 10^{-5}$	1,98	3,16	$4,0 \times 10^0$	23,2	65,2
$5,0 \times 10^{-5}$	1,96	3,11	$5,0 \times 10^0$	27,4	39,3
$1,0 \times 10^{-4}$	1,93	3,04	$6,0 \times 10^0$	31,1	42,6



$2,0 \times 10^{-4}$	1,89	2,97	$7,0 \times 10^0$	34,5	45,5
$5,0 \times 10^{-4}$	1,83	2,89	$8,0 \times 10^0$	37,5	48,1
$1,0 \times 10^{-3}$	1,78	2,84	$9,0 \times 10^0$	40,2	50,5
$2,0 \times 10^{-3}$	1,75	2,81	$1,0 \times 10^1$	42,6	52,7
$5,0 \times 10^{-3}$	1,76	2,81	$1,2 \times 10^1$	46,6	56,6
$1,0 \times 10^{-2}$	1,81	2,87	$1,4 \times 10^1$	49,9	59,6
$2,0 \times 10^{-2}$	1,91	3,01	$1,5 \times 10^1$	51,2	60,9
$3,0 \times 10^{-2}$	2,00	3,13	$1,6 \times 10^1$	52,4	62,0
$5,0 \times 10^{-2}$	2,15	3,37	$1,8 \times 10^1$	54,5	63,7
$7,0 \times 10^{-2}$	2,29	3,63	$2,0 \times 10^1$	56,2	65,1
$1,0 \times 10^{-1}$	2,46	4,03	$3,0 \times 10^1$	62,0	68,9

Tabela 3 - Valores das intensidades dos nêutrons produzidos no cabeçote por Gy de fótons no isocentro (McGuinley, 2002)

Fabricante	Modelo	Potencial (MV)	Nêutrons/Gy
GE	Saturne 43	25	$2,4 \times 10^{12}$
Siemens	KD	20	$0,92 \times 10^{12}$
VARIAN	1800	18	$1,22 \times 10^{12}$
VARIAN	1800	15	$0,76 \times 10^{12}$

A geometria da irradiação adotada é representada na figura 5:

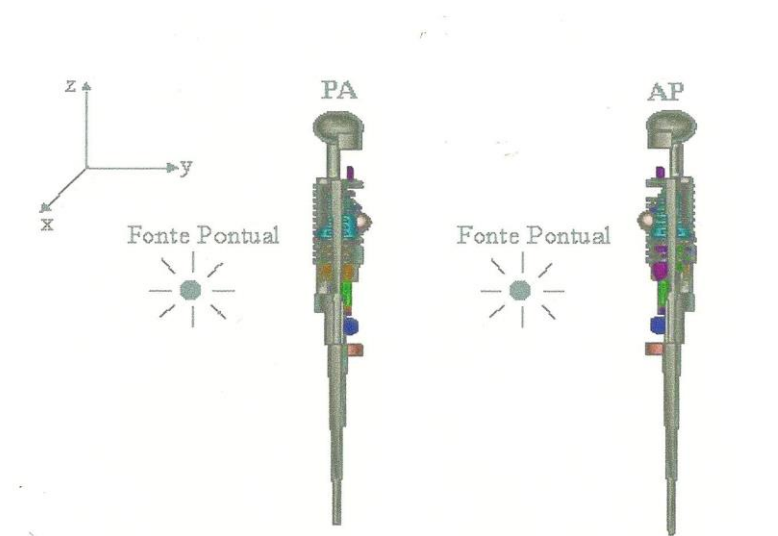


Figura 5 - Geometrias de irradiação do simulador masculino adulto nas incidências postero-anterior (PA) e antero-posterior (AP), adotadas para o cálculo das doses equivalentes nos órgãos.

O número de histórias simuladas foi grande o suficiente (da ordem de  $10^8$ ) para manter os valores das incertezas estatísticas associadas aos cálculos sempre inferiores a 2%. Nas tabelas 3 e 4, são apresentados os valores de doses absorvidas de nêutrons, nos principais órgãos estabelecidos pela publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995), nas geometrias AP e PA, para os quatro aceleradores clínicos investigados.

Tabela 4 - Dose absorvida devida aos fotonêutrons (mGy de nêutrons por Gy de fótons no isocentro) em diferentes órgãos na posição AP.

Órgãos	Dose Absorvida (mGy)			
	15 MV	18 MV	20 MV	25 MV
Gônadas	0,30	0,49	0,37	0,98
Medula Óssea	0,02	0,03	0,02	0,02
Cólon	0,05	0,08	0,06	0,16
Pulmão	0,02	0,04	0,03	0,08
Estômago	0,08	0,14	0,10	0,28
Bexiga	0,07	0,11	0,09	0,24
Fígado	0,04	0,07	0,06	0,16
Esôfago	0,01	0,01	0,01	0,03
Tireoide	0,03	0,05	0,04	0,12
Pele	0,05	0,07	0,06	0,15
Superfície óssea	0,02	0,03	0,02	0,07

Tabela 5 - Dose absorvida devida aos fotonêutrons (mGy de nêutrons por Gy de fótons no isocentro) em diferentes órgãos na posição PA.

Órgãos	Dose Absorvida (mGy)			
	15 MV	18 MV	20 MV	25 MV
Gônadas	0,05	0,09	0,07	0,19
Medula Óssea	0,03	0,05	0,04	0,04
Cólon	0,04	0,06	0,05	0,13
Pulmão	0,03	0,04	0,03	0,09
Estômago	0,03	0,05	0,04	0,11
Bexiga	0,03	0,04	0,03	0,09
Fígado	0,03	0,05	0,04	0,11
Esôfago	0,01	0,02	0,01	0,04
Tireoide	0,01	0,01	0,01	0,03
Pele	0,05	0,07	0,06	0,15
Superfície óssea	0,02	0,04	0,03	0,08

Fazendo-se a análise das respectivas tabelas observa-se que a dose absorvida nos órgãos: gônadas, cólon, estômago, bexiga, fígado e tireoide para as geometrias de irradiação AP foram superiores àquelas para a posição PA e isso se deve à localização que cada órgão ocupa no corpo, ou seja, quanto mais próximo da superfície, maior a dose (ICRP, 1995). A dose absorvida depende também do aumento do potencial de aceleração dos elétrons no acelerador linear e dos valores dos nêutrons produzidos no cabeçote. Para os órgãos esôfago, superfície óssea e pele, os valores próximos de dose absorvida (diferença de  $0,01 \text{ mGy.n Gy}^{-1}$  fóton) para as duas geometrias, são observados. A maior dose absorvida foi aproximadamente de 1 mGy, por Gy para o feixe terapêutico de 25 MV, para as gônadas, na posição AP.

### 3. Dose Equivalente em órgãos

A dose equivalente em órgãos foi obtida a partir da dose absorvida,  $D_T$ , calculada pelo código MCNP e ponderada pelo fator peso da radiação,  $W_R$ . Os fatores de peso da radiação, em função da energia de nêutrons  $W(E_n)$  utilizados no trabalho de Castro (Castro, 2005), foram obtidos pela equação 12 (ICRP, 1991).

$$w_R = 5 + 17 \exp \left[ \frac{-(\ln(2E_n))^2}{6} \right] \quad (12)$$

Nas Figuras 6 a 15, são apresentados os valores de dose equivalente em cada órgão considerado no estudo de Castro (Castro, 2005), devido aos fotonêutrons gerados nos aceleradores de 15, 18, 20 e 25 MV, para as geometrias de irradiação AP e PA.

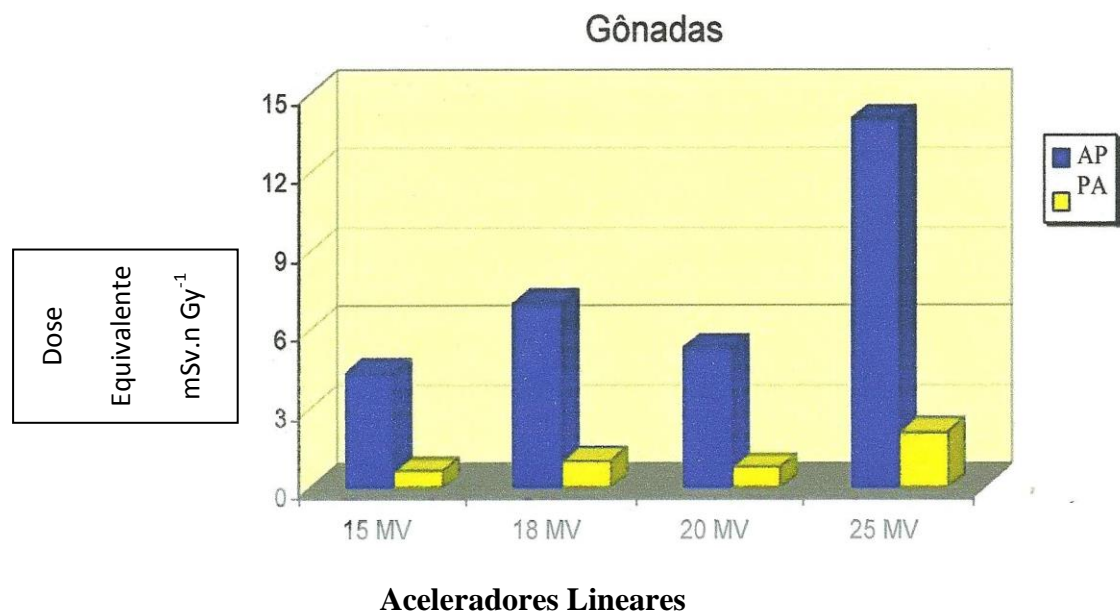


Figura 6 - Dose equivalente nas gônadas devido aos fotonêutrons proveniente dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005) nas posições AP e PA.

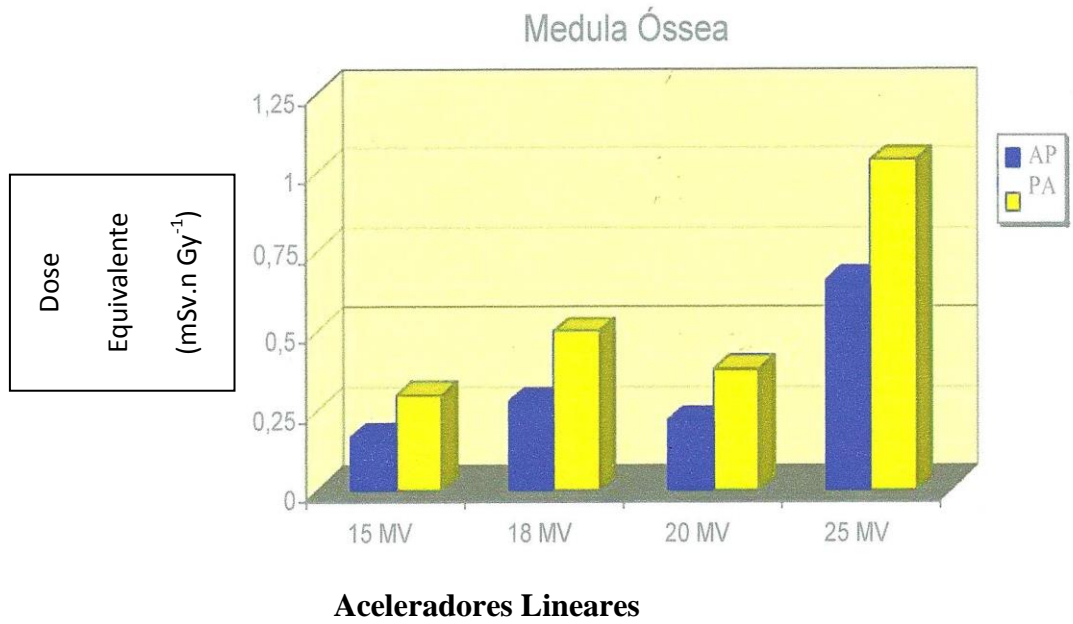


Figura 7- Dose equivalente na medula óssea devido aos fotonêutrons proveniente dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA.

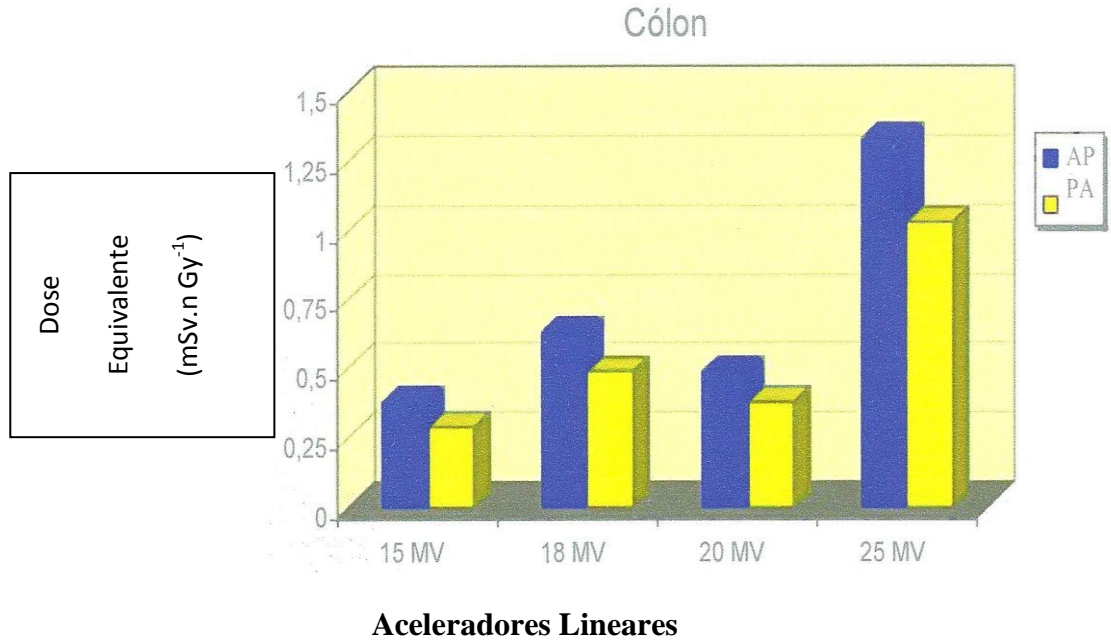


Figura 8 - Dose equivalente no cólon devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA.

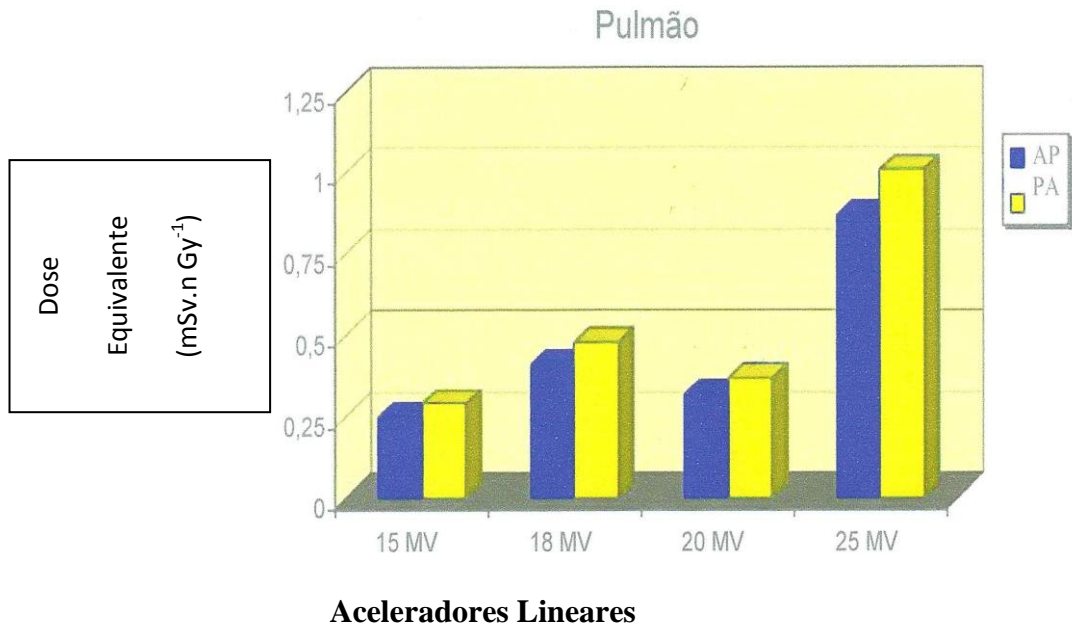


Figura 9 - Dose equivalente no pulmão devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA.

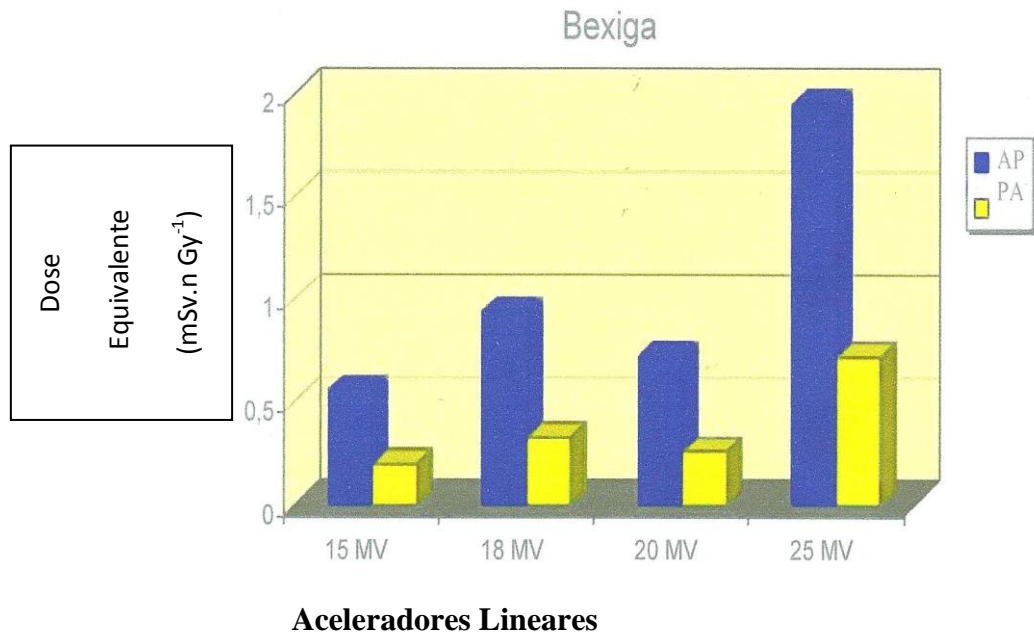
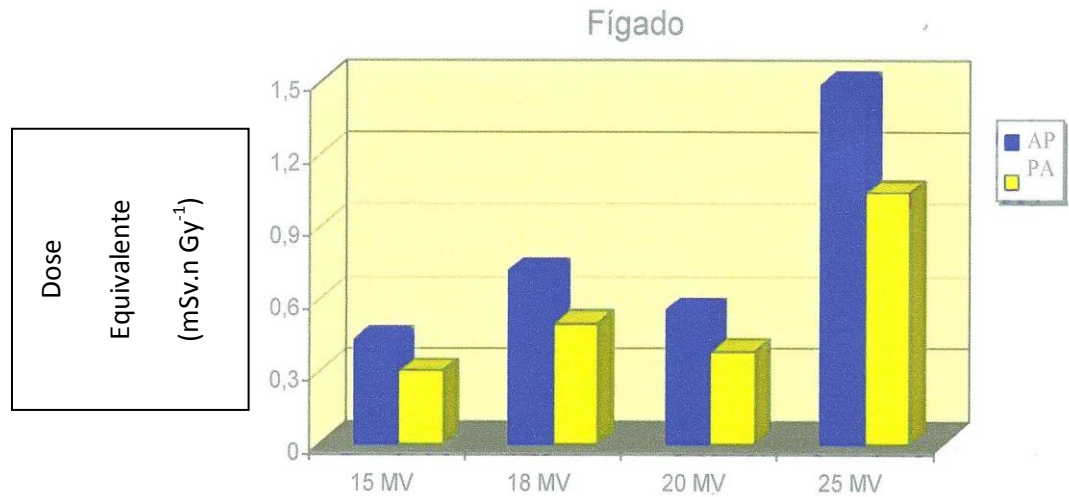
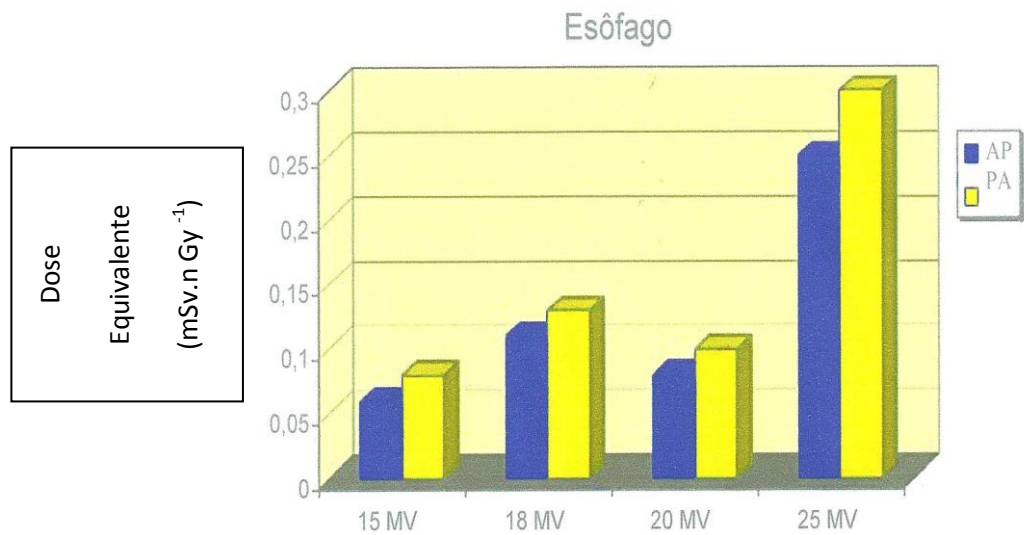


Figura 10 - Dose equivalente na bexiga devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA.



### Aceleradores Lineares

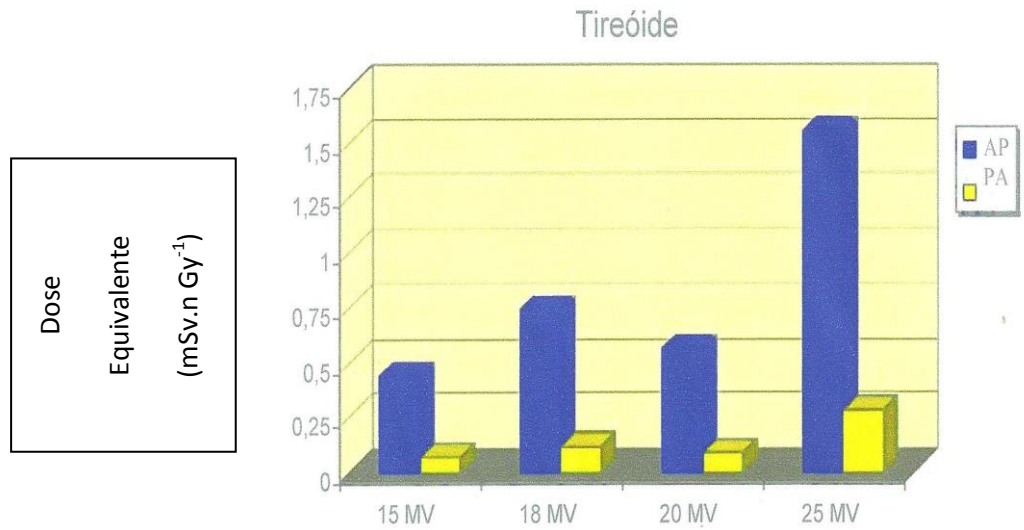
Figura 11 - Dose equivalente no fígado devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA.



### Aceleradores Lineares

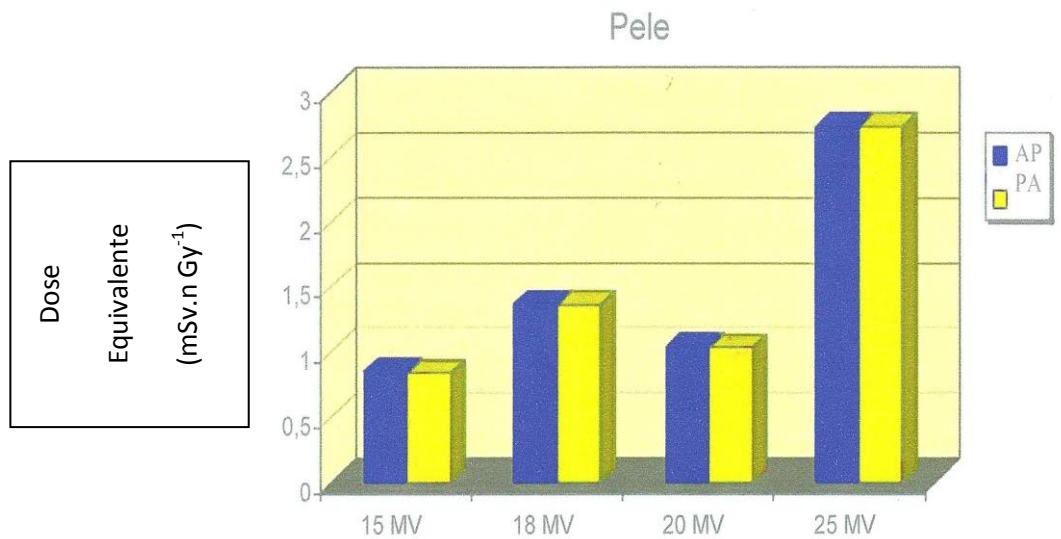
Figura 12 - Dose equivalente no esôfago devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA.





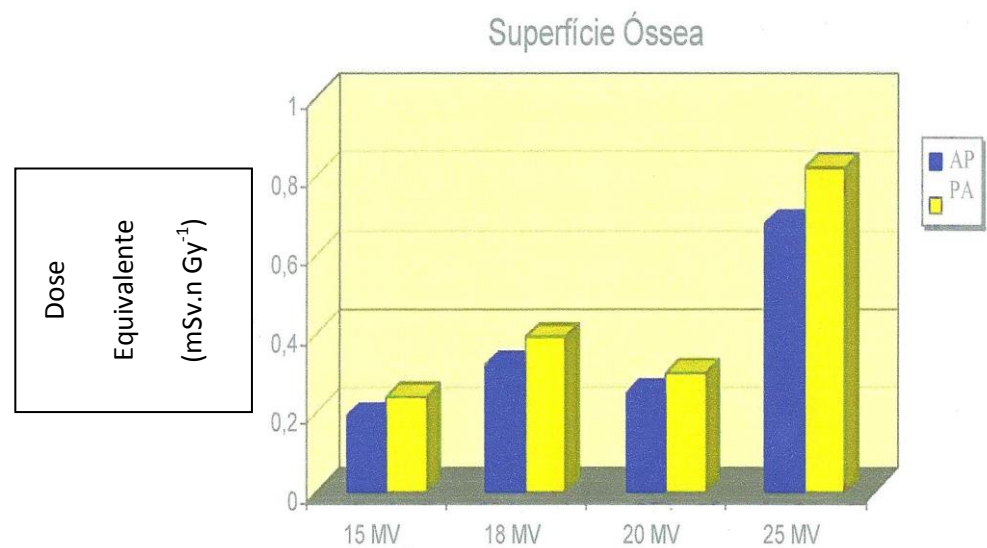
**Aceleradores Lineares**

Figura 13 - Dose equivalente na tireóide devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA.



**Aceleradores Lineares**

Figura 14 - Dose equivalente na pele devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA.



### Aceleradores Lineares

Figura 15 - Dose equivalente na superfície óssea devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerados no estudo de Castro (Castro, 2005), nas posições AP e PA.

Observa-se que os valores de dose equivalente na medula óssea, pulmão, esôfago e superfície óssea para a geometria PA são sempre maiores, quando comparados com valores obtidos para a posição AP, para todos os modelos de aceleradores lineares investigados. Para a pele, valores iguais de dose são observados.

Os valores obtidos para a dose equivalente nos órgãos selecionados apresentaram entre  $0,11 \text{ mSv.n Gy}^{-1}$  (valor mínimo para esôfago) e  $7,03 \text{ mSv.n Gy}^{-1}$  (valor mínimo para gônadas) para a projeção AP, e nos intervalos  $0,12 \text{ mSv.n Gy}^{-1}$  (valor mínimo para a tireóide) e  $1,36 \text{ mSv.n Gy}^{-1}$  (valor máximo para a pele) para a projeção PA, para o acelerador que emprega feixes terapêuticos de 18 MV. Para os outros modelos de aceleradores clínicos valores mínimos e máximos de dose equivalente em órgãos encontram-se na tabela 5.

#### 4. Estimativa de Dose em órgãos para um Tratamento Radioterápico

Na radioterapia, a dose total preconizada para um tratamento completo pode atingir 60 Gy (dose local), administrada em até 30 frações diárias de 2 Gy. Como consequência, doses

equivalentes nos órgãos devido aos fotonêutrons gerados no cabeçote do acelerador de 18 MV, apresentam variações nos intervalos 6,6 mSv a 422 mSv, para a projeção AP. Nas figuras 16 a 19 são apresentados para os quatro aceleradores clínicos, os valores de doses equivalentes nos órgãos e projeções (AP e PA) avaliadas no trabalho de Castro (Castro, 2005).

Na tabela 6, são apresentados, para efeitos de comparação, os valores de dose devidos a fotonêutrons em órgãos calculados com o MCNP para frações diárias de dose de fótons de 2 Gy para projeção AP e os obtidos experimentalmente por Vanhavere e colaboradores (Vanhavere et al, 2004), para o acelerador Varian Modelo 1800 que opera no potencial de 18 MV. As medidas foram realizadas utilizando detectores de bolhas e dosímetros termoluminescentes posicionados no interior do simulador físico-antropomórfico Alderson Rando e do fantoma sólido de polimetilmetacrilato (PMMA), comercializado como plexiglass. Pode ser observado que os valores de doses equivalentes obtidos no trabalho de Castro (Castro, 2005), estão coerentes com aqueles determinados experimentalmente por Vanhavere e colaboradores (Vanhavere et al, 2004). Estes resultados mostram, de modo global, que a metodologia adotada para o cálculo de dose usando o código MCNP foi adequada.

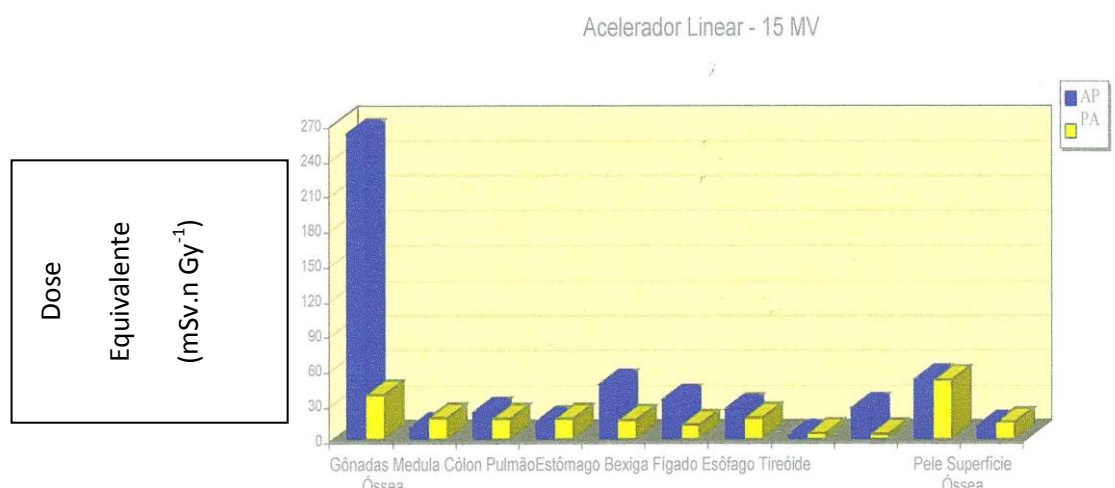


Figura 16 - Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 15 MV, para as projeções AP e PA.

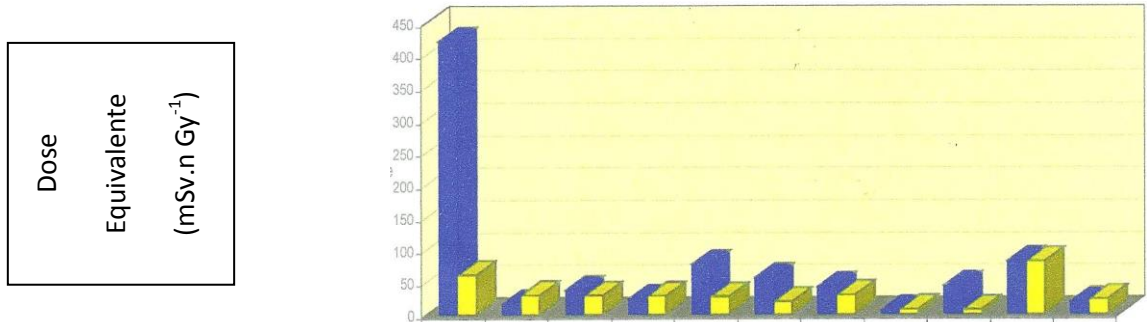


Figura 17 - Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 18 MV, para as projeções AP e PA.

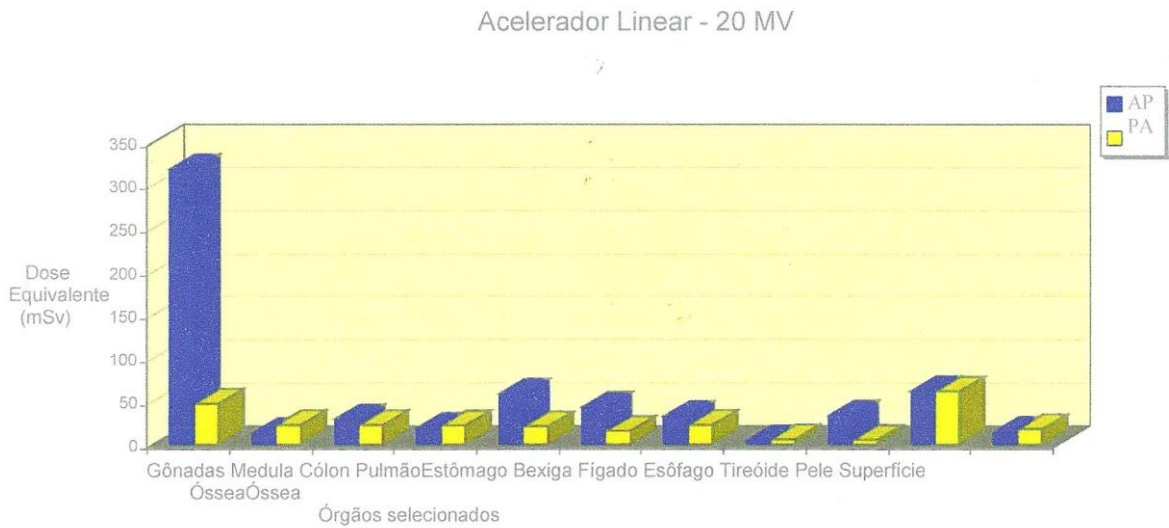


Figura 18 - Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 20 MV, para as projeções AP e PA.

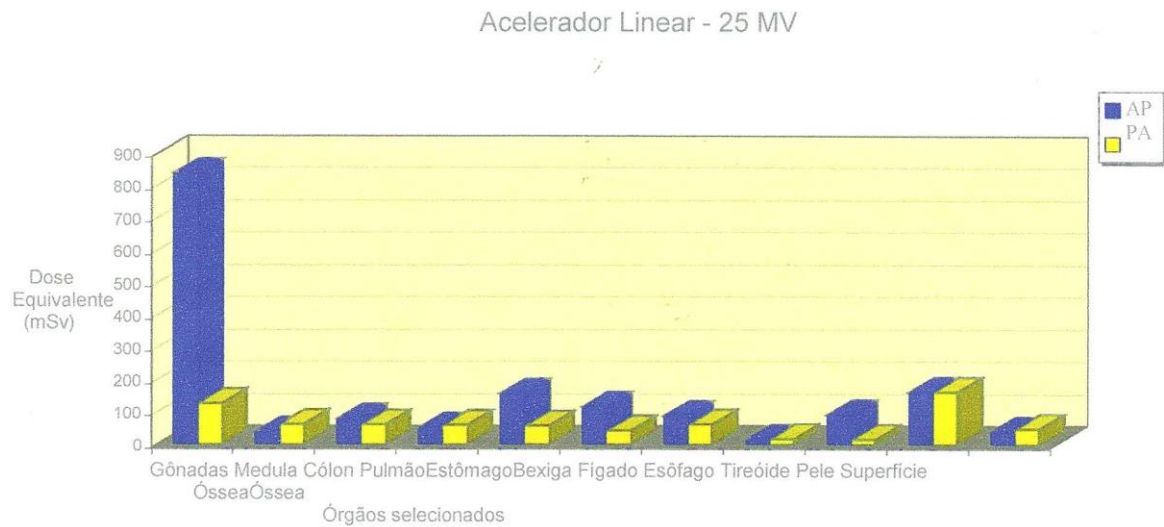


Figura 19 - Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 25 MV, para as projeções AP e PA.

Tabela 6 - Valores de doses equivalentes de nêutrons em órgãos (mSv) para frações diárias de doses de 2 Gy de fótons calculados no estudo de Castro (Castro, 2005) e os existentes na literatura, para o acelerador linear de 18 MV.

Órgãos	Fantoma Alderson Rando IMRT (a) (Vanhavere et AL, 2004)	Fantoma Plexiglass IMRT (a) (Vanhavere et AL, 2004)	Fantoma Plexiglass 10 x 10 cm <sup>2</sup> (b) (Vanhavere et AL, 2004)	Estudo de Castro (2005)
Gônadas	10	14	5,8	14
M. Óssea	1,4	-	-	0,56
Cólono	10	10	4,3	1,26
Pulmão	1,6	0,5	0,4	0,82
Estômago	7,0	1,8	1,2	2,58
Bexiga	10	18	7,6	1,88
Fígado	4,0	1,1	0,8	1,44
Esôfago	1,0	0,4	0,2	0,22
Tireóide	4,2	1,2	0,8	1,48
Pele	5,5	3,3	2,2	2,74
S. Óssea	-	-	-	0,64

## 5. Dose Efetiva

A partir dos valores de dose equivalente em órgãos devido aos nêutrons, obteve-se a dose efetiva pelo somatório do produto da dose equivalente em cada órgão pelo seu correspondente fator de peso do tecido ou órgão. A tabela 7 apresenta os valores de dose efetiva para os quatro modelos de aceleradores considerados nas respectivas posições AP e PA.

Tabela 7 - Dose efetiva (mSv. n por Gy de fótons) associados aos fotonêutrons gerados por aceleradores lineares clínicos.

Aceleradores	AP	PA
15 MV	1,15	0,31
18MV	1,86	0,51
20MV	1,41	0,39
25 MV	3,75	1,06

Pode-se observar que os valores de dose efetiva obtidos na geometria AP são sempre superiores, em média, 3,6 vezes, que os valores calculados para a geometria PA. Esses valores de dose efetiva possibilitam avaliar com base nos modelos e fatores de risco do BEIR V (Committee on Biological Effects of Ionizing Radiations, 1990), o risco de surgimento de cânceres secundários associados aos fotonêutrons, após um tratamento radioterápico com fótons.

Na tabela 8 são mostrados, para fins de comparação, valores de dose efetiva obtidos no estudo de Castro (Castro, 2005) e aqueles determinados recentemente por Vanhavere e colaboradores (Vanhavere et al, 2004), para um tratamento radioterápico de 2 Gy (por sessão), usando um acelerador Varian de 18 MV.

Tabela 8 - Dose efetiva, E, associada aos nêutrons provenientes do acelerador de 18 MV, para um tratamento de 2 Gy, estimada pelo trabalho de Castro (2005) e Vanhavere e colaboradores (Vanhavere et al, 2004).

Fantomas/Técnicas	E (mSv) (todos os órgãos)	E (mSv) (exceto bexiga e cólon)
Anderson Rando IMRT	5,5	3,9
Plexiglass IMRT	5,3	3,2
Plexiglass 10 x 10 cm <sup>2</sup>	2,4	1,5
Presente Trabalho	2,7	3,4

Analisando a tabela 8, pode-se observar que os valores de dose efetiva, considerando todos os órgãos ou excluindo a bexiga e o cólon, estimada no estudo de Castro (Castro, 2005), estão na mesma ordem de grandeza apresentando bom acordo, com os valores determinados por Vanhavere e colaboradores (Vanhavere et al, 2004).

## BLINDAGEM PARA FOTONÊUTRONS

Os aceleradores de elétrons para uso clínico que produzem feixes de fótons com energia igual ou superior a 10 MeV geram, como radiação contaminante nêutrons. Assim, é necessário levar em consideração nos cálculos das blindagens radiológicas a presença destes nêutrons.

### 1. Materiais utilizados para blindagem de nêutrons

Os nêutrons rápidos produzidos nos aceleradores clínicos operando com energia superior a 10 MeV são atenuados eficientemente por materiais altamente hidrogenados. O concreto, normalmente usado para a blindagem de fótons, contém uma percentagem relativamente alta de hidrogênio. Os fotonêutrons gerados nos aceleradores de elétrons clínicos apresentam TVL de 21 cm em concreto e os feixes terapêuticos primários de raios X apresentam um TVL de aproximadamente 44 cm em concreto. Esta diferença nos valores de

TVL para nêutrons e para fótons no concreto indicam que a espessura de concreto necessária para atenuar os fótons é mais do que suficiente para atenuar os nêutrons. Os nêutrons rápidos são moderados ou tem sua energia reduzida por meio de espalhamento elástico com hidrogênio e, após um certo número de colisões, tornam-se nêutrons lentos. Nêutrons de baixa energia apresentam reação de captura com muitos materiais, de forma que raios gamas são emitidos. No concreto o espectro de radiação gama de captura estende-se acima de 8 MeV, apresentando uma energia média de 3,6 MeV. A captura de nêutrons lentos pelo hidrogênio no concreto resulta num fotopico pronunciado em 2,21 MeV. Sendo a espessura das paredes da sala do acelerador suficiente para blindar os fotonêutrons, o problema de proteção radiológica nesse caso localiza-se na porta da sala do equipamento (McGinley, 2002)

Alguns materiais tais como Boro e Cádmio, possuem seções de choque elevadas para captura de nêutrons lentos e alguns milímetros desses materiais é capaz de absorver quase todos os nêutrons. O Boro pode ser incorporado ao Polietileno, material que tem um alto teor de hidrogênio, para formar uma blindagem eficiente para nêutrons. A captura de nêutrons lentos no Boro resulta na produção de radiação gama com energia relativamente baixa (0,478 MeV). Assim, o Polietileno contendo Boro na razão de 5% em massa é normalmente usado para blindagem de fotonêutrons na região da porta da sala do acelerador. Naturalmente é necessário, ainda, uma blindagem metálica leve para atenuar os fótons gerados pela captura dos nêutrons lentos (McGinley, 2002).

## **2. Blindagem das portas de salas de tratamento contendo aceleradores lineares de elétrons que produzem feixes de fótons com energia máxima igual ou superior a 10 MeV**

Visto que a espessura das blindagens radiológicas de concreto para os raios x com energia máxima igual ou superior a 10 MeV são suficientes para blindar os fotonêutrons gerados nos componentes metálicos dos equipamentos de tratamento, a preocupação quanto ao estabelecimento de níveis de radiação adequados nas áreas circundantes à sala do acelerador volta-se para a porta desta sala.

As portas das salas com labirinto dos aceleradores lineares clínicos que operam com feixes de fótons com energia máxima igual ou superior a 10 MeV devem ser capazes de blindar os nêutrons e os fótons. Uma porta típica desse tipo (McGuinley, 2002) é constituída de um invólucro de aço com espessura de 0,635 cm, contendo uma camada de polietileno borado, 5% de boro em peso, com espessura de 10,2 cm e uma lâmina de chumbo com espessura de 1,27 cm. A camada de polietileno é utilizada para moderar os nêutrons rápidos e



de energia intermediária, que reagem com o boro gerando fótons de 0,437 MeV. A folha de chumbo é localizada após a camada de polietileno de modo a atenuar os fótons produzidos no boro ou quaisquer raios gama gerados por captura de nêutrons nas paredes de concreto, no chão ou no teto do labirinto.

## A PRODUÇÃO DE FOTONÊUTRONS EM BARREIRAS LAMINADAS

Quando existem limitações de espaço para a construção das barreiras primárias em concreto, as barreiras laminadas confeccionadas em metal podem ser uma opção para fornecer blindagem suficiente para uma sala de tratamento de radioterapia. No entanto, se um feixe de fótons clínico com distribuição espectral em energia com valor final de 10 MeV ou superior interage com o metal dentro das barreiras, nêutrons são ejetados e pode resultar em um problema de exposição radiológica no interior e no exterior da sala do irradiador. A fórmula empírica desenvolvida por McGinley (McGinley, 1992a 1992b) para estimar equivalente de dose devida a nêutrons além das barreiras laminadas, fórmula (13), não leva em conta a produção de nêutrons para espectros abaixo de 15 MV (Facure et al, .2008).

$$H_n = \frac{D_0 R F_{max}}{\left(\frac{t_m}{2} + t_2 + 0,3\right)} \left[ 10^{-\left(\frac{t_1}{TVL_x}\right)} \right] \left[ 10^{-\left(\frac{t_2}{TVL_n}\right)} \right] \quad (13),$$

onde 'H<sub>n</sub>' é o equivalente de dose de nêutron por semana (μSv.semana<sup>-1</sup>), 'D<sub>0</sub>' é a dose absorvida de raios-X por semana no isocentro (cGy.semana<sup>-1</sup>), 'R' é o coeficiente de produção de nêutrons (μSv.cGy<sup>-1</sup>.m<sup>-2</sup>), 'F<sub>max</sub>' é a área máxima do tamanho de campo no isocentro (m<sup>2</sup>), 't<sub>m</sub>' é a espessura da lâmina metálica, 't<sub>1</sub>' é a espessura da primeira camada de concreto, 't<sub>2</sub>' é a espessura da segunda camada de concreto, '0,3' é a distância em metros da superfície externa da barreira ao ponto de ocupação, 'TVL<sub>x</sub>' é a camada deci-redutora em concreto para o feixe primário de raios-X e 'TVL<sub>n</sub>' é camada deci-redutora em concreto para o espectro de nêutrons ejetado da lâmina metálica. Os únicos valores para o coeficiente R disponíveis na literatura foram medidos por McGinley (MCGINLEY, 1992b), com condições experimentais não detalhadas, em chumbo e ferro, e para feixes de 15 e 18 MV. Os valores obtidos pelas medições em aceleradores de 18 MV foram de 19 e 1,7 μSv.cGy<sup>-1</sup>.m<sup>-2</sup> em chumbo e ferro, respectivamente; já o valor de R diminui para 3,5 μSv.cGy<sup>-1</sup>.m<sup>-2</sup> em chumbo para aceleradores de 15 MV. Adicionalmente, o valor da TVL<sub>n</sub> dado como 25 cm (NCRP, 2005) é

descrito com uma estimativa conservadora, não sendo informado para qual energia e elemento metálico foi obtido. Nesta equação, o fator  $R$  não depende da espessura das barreiras laminadas que estão sendo empregadas e varia linearmente com a área do campo de irradiação, sendo somente considerado para energias de 15 e 18 MeV. Portanto, esta equação só serviria para condições muito específicas, e para aceleradores de 15 e 18 MV. Além disso, não há nenhum parâmetro, na equação em questão, que leve em conta a distância do isocentro à face interna da barreira. Logo, a equação poderia produzir respostas inconsistentes e vir a não ser um bom modelo para descrever o caso real. Rezende (Rezende, 2011) utilizou o código de Monte Carlo MCNPX para verificar a validade da equação (13) para casos de barreiras primárias contendo lâminas de ferro ou chumbo em salas que abrigam aceleradores lineares de 10, 15 e 18 MV. Além disso, tal código foi utilizado para avaliar o coeficiente de produção de nêutrons e o valor da camada deci-redutora para nêutrons em concreto, ambos parâmetros que influenciam diretamente a equação estudada. Os resultados do estudo demonstraram que mais de 90% dos valores que foram comparados entre a fórmula e as simulações apresentaram discrepâncias acima de 100%, o que levou a concluir que a fórmula disponível na literatura produz valores que não condizem com a realidade. Além disso, foram observadas inconsistências nos parâmetros que compõem a fórmula, levando à necessidade de uma revisão, de modo a ser construído um novo modelo que venha melhor representar o caso real.

Facure e colaboradores (Facure et al, 2008) utilizaram o código Monte Carlo MCNP para simular a produção e transporte de fotonêutrons através das barreiras primárias contendo chumbo ou aço de salas de tratamento com aceleradores de 10 MV, a fim de obter os valores de equivalente dose ambiente produzidos por estas partículas fora da sala e no plano do paciente. Eles verificaram que as doses de nêutrons produzidas são insignificantes quando o aço está presente nas barreiras primárias para aceleradores médicos de 10 MV. Por outro lado, os resultados mostraram que, em todos os casos em que o chumbo foi utilizado, o equivalente dose ambiente devido a nêutrons fora da sala excedia o limite para áreas não controladas de  $20 \mu\text{Sv} / \text{semana}$ , mesmo quando as folhas de chumbo estão posicionados na face interna da parede da sala de tratamento. Além disso, quando há barreiras laminadas, os fotonêutrons produzidos nesses metais são somados às partículas geradas na blindagem do cabeçote do acelerador e podem representar um componente significativo da dose adicional para os pacientes. Facure e colaboradores (Facure et al, 2008) mostraram que quando as folhas de chumbo são posicionadas dentro da sala, os valores de equivalente de dose ambiente devidos

a nêutrons podem alcançar 75  $\mu\text{Sv}$  por Gray de dose absorvida devida a fótons no isocentro. No entanto, para todos os casos simulados, uma tendência para a redução das doses de nêutrons com o aumento da espessura da camada de chumbo pode ser observado. Esta tendência pode implicar em maiores valores do equivalente de dose ambiente devido a nêutrons fora da sala quando folhas mais finas de chumbo são empregadas. Portanto, quando da realização do projeto de barreiras radiológicas laminadas para salas de aceleradores clínicos com energia igual ou superior a 10 MeV, não apenas a espessura de blindagem necessária para atenuação de fótons deve ser considerada, mas também a dose devida a fotonêutrons produzidos no metal, o que pode implicar num aumento da espessura de chumbo ou mesmo o uso de blindagem específica para nêutrons.

## CONCLUSÃO

Com relação aos fotonêutrons produzidos nas salas de aceleradores lineares clínicos que trabalham com feixes de fótons com energia máxima de 10 MeV ou superiores, deve se ter atenção às doses recebidas pelos pacientes, já que essa radiação contribui para uma parcela indesejável dessa dose.

No que diz respeito às blindagens que utilizam o concreto como componente, elas são também eficientes para atenuar fotonêutrons. Contudo, uma atenção especial deve ser dada à porta da sala de tratamento, que deve conter polietileno borado de modo a atenuar os nêutrons. Naturalmente, esse processo vai gerar radiação gama, que deve ser blindada com o uso de uma lâmina adicional de chumbo.

Adicionalmente, se barreiras metálicas laminadas são utilizadas, estas podem contribuir ainda mais para a dose indesejável no paciente, já que nelas também podem ser gerados fotonêutrons. Ainda com relação às barreiras laminadas, é necessário um cuidado especial com a blindagem dos fotonêutrons gerados nelas próprias, que podem levar a valores de equivalente de dose ambiente elevados, acima dos limites impostos às áreas controladas e não controladas ao redor da sala de tratamento. Definitivamente, as barreiras metálicas devem, ao máximo, ser evitadas nas salas para abrigar aceleradores lineares clínicos geradores de feixes de raios x de 10 MV ou mais MV.

## REFERÊNCIAS

- Attix, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry., Primeira Edição. Wisconsin: John Wiley & Sons. 1986.
- Baldwin, G. C., Klaiber, G. S. Photo-fission in Heavy elements. *Physical Review*, v. 73, p. 3-10. 1947.
- Baldwin, G. C., Klaiber, G. S. X-ray yield curves for  $\gamma$ -n reactions. *Physical Review*, v. 73, p. 1156-1163. 1948.
- Bentel, G. C. Historical Perspective of Radiation Therapy. In: Bentel, G. C. Radiation Therapy Planning. Bogota: McGraw-Hill Companies, 1996. Cap. 1. p. 1-15.
- Castro, F. C. Cálculo de dose equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos. 2005. 91 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) – Coordenação dos Programas de Pós-Graduação em Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.
- Committee on the biological effects of ionising radiations (BEIR). Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation. BEIR V. Washington DC: National Academy Press. 1990.
- Facure, A., Falcão, R. C. , Silva, A. X. et al. A study of neutron spectra from medical linear accelerators. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 62, p. 69-72. 2004.
- Facure, A., Silva, A. X. , da Rosa, L. A. R. et al. On the production of neutrons in laminated barriers for 10 MV medical accelerator rooms. *Medical Physics*. AAPM v. 35, n. 7, p. 3285-3292, jul 2008.
- International Commission on Radiological Protection 1991. Recommendations of the international commission on radiological protection. ICRP publication 60. New York: Pergamon Press. 1991.
- International Commission on Radiological Protection 1995. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP publication 74. New York: Pergamon Press. 1995.
- Khan, F. M. Clinical Radiation Generators. In Khan, F. M. The Physics of Radiation Therapy. Baltimore: Williams & Wilkins, 2003. Cap. 4. P. 45-70.
- Lamarsh, J. R. Introduction to Nuclear Reactor Theory, Primeira Edição, Massachusetts: Addison-Wesley Publishing Company, 1966,.
- McGinley P. H. Photoneutron production in the primary barriers of medical accelerator rooms, *Health Phys.* **62**, 359–362 \_1992\_.

McGinley P. H. Photoneutron fields in medical accelerator rooms with primary barriers constructed of concrete and metals. *Health Phys.* **63**, 698–701 \_1992\_

McGinley, P. H. *Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities*. Segunda Edição. Wisconsin: Medical Physics Publishing. 2002.

National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP 151: Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities \_National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD, 2005

Podgorsak, E. B. Treatment Machines for External Beam Radiotherapy. In: Podgorsak, E. B. *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students*. Viena: AEIA, 2005, p. 123-160.

Resende, G. F. S. Avaliação das doses de nêutrons além das barreiras primárias de salas que abrigam aceleradores lineares clínicos. 2011. 63 f. Dissertação (Mestrado em Radioproteção e Dosimetria) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2011.

Scaff, L. A. M. *Física da Radioterapia*. São Paulo: SARVIER, 1996.

Speth, J., Woude, A. V. D. Giant resonance in nuclei. *Reports on Progress in Physics*. v. 44, n. 7, pp. 1-719. 1981.

Vanhaven, F., Huyskens, D., Struelens, L. Peripheral neutron and gamma doses in radiotherapy with an 18 MV linear accelerator. *Radiation Protection Dosimetry*. Vol. 110. p. 607-612. 2004.

Way, K. The liquid drop model and nuclear moments. *Physical Review*. v. 55, p. 963-965. 1939.

Williams, J. R., Thwaites, D. I. Introduction. In: Williams, J. R., Thwaites, D. I. *Radiotherapy Physics in Practice*. Segunda Edição. Oxford: Oxford University Press, 2000. Cap. 1.p. 1-5.

Zamboni, C. B. *Fundamentos da Física de Nêutrons*, Primeira Edição. São Paulo: Editora Livraria da Física. 2007.