

CÁLCULO DE DOSE EQUIVALENTE EM ÓRGÃOS DE PACIENTES
DEVIDO A FOTONÊUTRONS GERADOS EM ACELERADORES
LINEARES CLÍNICOS

Robson Costa de Castro

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE
MESTRE EM CÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D. Sc.

Profª Vergínia Reis Crispim, D. Sc.

Dr.Elmer Paz Alcon Quisbert, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2005

CASTRO, ROBSON COSTA

Cálculo de Dose Equivalente em
órgãos de pacientes devido a fotonêutrons
gerados em Aceleradores Lineares
Clínicos [Rio de Janeiro] 2005

ix, 77 p. 29,7 cm (COPPE / UFRJ ,
M. Sc., Engenharia Nuclear, 2005)

Tese – Universidade Federal do Rio
de Janeiro, COPPE

1. Aceleradores Médicos
2. Espectro de Fotonêutrons
3. Monte Carlo
4. Cálculo de Dose
5. Fantoma Matemático

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

AGRADECIMENTOS

Meu agradecimento sincero ao amigo e Prof. Ademir Xavier da Silva, por sua orientação, compreensão, confiança e pela oportunidade no desenvolvimento deste trabalho.

A Prof^a Vergínia Reis Crispim, por sua compreensão, pelo conhecimento repassado através das matérias e pela utilização dos computadores do LNRTR.

Ao meu irmão Roberto Costa e a minha irmã Renata Costa, pelos incentivos e orgulho sempre demonstrado.

Aos meus verdadeiros amigos, em especial ao Bruno Vianna, que sempre me deu força e apoio durante esse trabalho.

Aos amigos do LNRTR, Marcos Frota, Zé Cláudio, Wallace, Selma e Teresa, pelos incentivos e apoios recebidos.

Aos professores do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq, pelo auxílio financeiro que me permitiu desenvolver o presente trabalho.

À Tânia R. M. Moraes, Josevalda L. Noronha (Jô) e a todo corpo administrativo do PEN/COPPE/UFRJ.

Finalmente, a todos que direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

*À Deus, acima de tudo e de todos,
à minha esposa Luciana e
aos meus pais José Pedreira e Nilza Costa.*

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M. Sc.)

CÁLCULO DE DOSE EQUIVALENTE EM ÓRGÃOS DE PACIENTES
DEVIDO A FOTONÊUTRONS GERADOS EM ACELERADORES
LINEARES CLÍNICOS

Robson Costa de Castro

Março/2005

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

A radioterapia com feixe de fótons e elétrons é atualmente uma das técnicas mais difundidas no tratamento do câncer. O aumento da eficiência desta técnica relaciona-se ao aumento da energia do feixe, gerando assim, nêutrons rápidos no feixe radioterápico que contribuem com uma dose indesejada para o paciente. Neste trabalho, foram calculados, utilizando o código computacional de transporte de radiação MCNP4B e um fantoma matemático antropomórfico, as doses equivalentes em órgãos devido aos fotonêutrons gerados em cabeçotes de aceleradores lineares de uso médico, que operam nos potenciais de 15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV. Os valores calculados para as doses equivalentes em órgãos, estabelecidos pela publicação nº 74 da ICRP, apresentaram variações entre $0,11 \text{ mSv.nGy}^{-1}$ e $7,03 \text{ mSv.nGy}^{-1}$, para o acelerador que emprega feixes terapêuticos de 18 MV, estando na mesma ordem de grandeza, apresentando assim, boa concordância com os valores existentes na literatura. A partir dos valores de doses equivalentes nos órgãos, estimou-se o valor de 1,8 mSv por Gy de fótons, para a dose efetiva.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree Master of Science (M. Sc.)

CALCULATION OF EQUIVALENT DOSE IN ORGANS DUE IN
FOTONEUTRONS PROCEEDING FROM LINEAR ACCELERATORS
MEDICAL

Robson Costa de Castro

March/2005

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

Radiotherapy with photon and electron beams still represents the most technique to control and treat tumour diseases. To increase the treatment efficiency of this technique is linked to the increase of beam energy, resulting in fast neutrons in the radiotherapeutic beams that contribute with an undesired dose to the patient. In this work has been calculated, using the MCNP4B computer code radiation of transport and an mathematical anthropomorphic phantom, the equivalent doses in organs originated from generated photoneutrons from heads of linear accelerators of medical use, that operates in the 15 MV, 18 MV, 20 MV and 25 MV. The calculated values for the equivalent doses in organs established by the 74 publication of ICRP has show variations between $0.11 \text{ mSv.n Gy}^{-1}$ and $7,03 \text{ mSv.n Gy}^{-1}$, for the accelerator that uses 18 MV therapic beams, showing good agreement with existing values in the literature. From the values of equivalent doses in organs, the 1.8 mSv por Gy of photon has been estimated for the effective dose.

ÍNDICE

1 Introdução e Objetivos

1.1 Objetivos	1
---------------	---

2 Fundamentos Teóricos

2.1 Interação de Nêutrons com a Matéria	7
2.2 Transporte de Nêutrons no Cabeçote do Acelerador	9
2.3 Grandezas e Unidades Dosimétricas	13
2.3.1 Dose Absorvida	14
2.3.2 Dose Equivalente	14
2.3.3 Dose Efetiva	15
2.3.4 Equivalente de Dose Ambiental	17
2.3.5 Equivalente de Dose Direcional	17
2.3.6 Equivalente de Dose Pessoal	18
2.4 Fantomas Físicos	19
2.5 Simuladores Matemáticos de Corpo Humano	20
2.6 O Método de Monte Carlo	22
2.7 O Código de Transporte de Radiação MCNP	23
2.7.1 Uma breve evolução até o código computacional MCNP-4B	23

3 Metodologia Computacional

3.1 Espectro de Nêutrons	26
3.2 Modelo de Fonte	27
3.3 Espectros de Nêutrons Transmitidos	28
3.4 Cálculo de dose utilizando o fantoma matemático antropomórfico	30
3.5 Coeficientes de conversão de fluxo em dose	31
3.5.1 Implementação dos coeficientes de conversão recomendados pela ICRP-74 no MCNP	32
3.6 Validação dos espectros de nêutrons utilizados no presente estudo	34

4. Apresentação e Análise dos Resultados	
4.1 Espectros de Fotonêutrons Emergentes dos Cabeçotes dos Aceleradores Lineares	37
4.2 Dose Absorvida em órgãos	38
4.3 Dose Equivalente em órgãos	39
4.3.1 Estimativa de dose em órgãos para um tratamento radioterápico	46
4.4 Dose Efetiva	52
Conclusões e Sugestões	54
Referências Bibliográficas	56
Anexo A Coeficientes de Conversão recomendados pela ICRP 21 para uso em proteção radiológica	63
Anexo B Coeficientes de Conversão recomendados pela ICRP 74 utilizado para converter fluxo de nêutrons em equivalente de dose ambiental.	64
Anexo C Coeficientes de Conversão recomendados pela ICRP 74 utilizado para converter fluxo de nêutrons em dose absorvida.	65
Anexo D Dose Equivalente em Órgãos devido aos fotonêutrons nas posições AP e PA.	76

CAPÍTULO 1

Introdução

A radioterapia é uma técnica que utiliza radiação ionizante para o tratamento de células cancerígenas. Radiações ionizantes são aquelas que têm energia suficiente para liberar elétrons da estrutura atômica, como, por exemplo, os raios X, raios gama, partículas beta, partículas alfa, etc. A história da radioterapia é recente, iniciando-se logo após a descoberta dos raios X em 1895, por *Wilhelm Conrad Roentgen*, no laboratório do Instituto de Física da Universidade *Julius Maximilians* de *Wüzburg*, na Bavária. O início da radioterapia no Brasil foi em 1901, no Rio Grande do Sul, com a utilização de um aparelho de raios X para o tratamento de um tumor na pele. Em meados da década de 50 do século XX, foram instaladas as primeiras unidades de cobalto 60 no Brasil, em hospitais do Rio de Janeiro e São Paulo. As atividades de Física Médica no Brasil iniciaram no ano de 1956, quando o serviço de radioterapia do Instituto Nacional do Câncer, no Rio de Janeiro, contratou o primeiro físico. Neste mesmo ano, foram fundados o Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares, com a Divisão de Física na Saúde, e a Comissão Nacional de Energia Nuclear. Em 1969, foi criada a Associação Brasileira de Física Médica. O primeiro acelerador linear do Brasil foi instalado em 1972, no hospital alemão Oswaldo Cruz, em São Paulo.

Quando a radiação é proveniente de um aparelho como uma unidade de cobalto ou acelerador linear, nos quais a fonte se encontra a uma distância de 60 a 100 cm do paciente, a forma de tratamento é conhecida como teleterapia.

A quantidade de radiação liberada para destruir o tumor é freqüentemente limitada pelos riscos de danos aos tecidos sadios vizinhos. Chamamos de Braquiterapia ou Curieterapia, a técnica em que pequenas fontes de radiação são colocadas em contato direto com o tumor, onde a aplicação da fonte pode ser intracavitária, intraluminal (colocadas dentro de uma cavidade do corpo) ou intersticial.

A maioria dos serviços de radioterapia do Brasil emprega um ou vários físicos e técnicos em dosimetria, cuja função é promover o serviço em todos os aspectos referentes ao uso de feixes de radiação ionizante, principalmente, na dosimetria, no planejamento do tratamento, na radioproteção, no ensino e na pesquisa.

Tipos de Aparelhos de Teleterapia

Raios X Superficial, Semi-Profundo ou de Ortovoltagem

São equipamentos de raios X que operam com quilovoltagem entre 10 e 100 kVp (RX superficial) e entre 100 e 250 kVp (ortovoltagem). Tratam lesões de pele ou com infiltração até cerca de 3 cm de profundidade, como, por exemplo, a irradiação preventiva de quelóides operados, dos hemangiomas e dos carcinomas basocelulares. Atualmente, este tipo de irradiação vem sendo substituído pela terapia com elétrons, isto é, por feixes de elétrons com energia entre 4 e 10 MeV, obtidos com aceleradores lineares. Com feixe de elétrons de 16 MeV pode-se tratar lesões com até cerca de 5 cm de profundidade.

Cobalto-60

Fontes de cobalto-60 liberam fótons com energias de 1,17 MeV e 1,33 MeV. Como a fonte é radioativa, a emissão de fótons é contínua, ou seja, a fonte não pára de emitir fótons. Quando a máquina está desligada, a fonte permanece guardada numa blindagem adequada para evitar a saída dos raios γ .

Como consequência do decaimento radioativo, as fontes de alta atividade (centenas de GBq), dos aparelhos de cobalto-60 diminuem de intensidade na taxa de 1,1% ao mês. Depois de 5,27 anos, que é o valor da meia-vida do ^{60}Co , o tempo de exposição do paciente ao feixe é maior em relação ao inicial para que seja atingida a mesma dose. Isto acarreta uma chance maior do paciente se mover, principalmente, quando sente dores intensas, fazendo com que o tumor fique fora do campo de irradiação, não seja adequadamente tratado e, também, que partes sadias entrem no campo e sejam lesadas.

Desse modo, uma fonte de cobalto-60 de teleterapia deve ser trocada pelo menos a cada 8 anos. Entretanto, deve ser enfatizado que aparelhos que portam uma fonte de cobalto-60 necessitam de menos manutenção dos que os aceleradores lineares.

Aceleradores Lineares

Esses aparelhos aceleram elétrons até grandes velocidades em um tubo com vácuo. Numa extremidade do tubo, os elétrons com altas velocidades se chocam com um alvo metálico de alto número atômico (Z). Na colisão com os núcleos dos átomos do alvo, os elétrons são subitamente desacelerados e liberam a energia relativa a essa perda

de velocidade, onde parte dessa energia é transformada em fótons de raios X de freiamento (*Bremsstrahlung*). Os aceleradores lineares podem gerar fótons de energia muito maior que os provenientes das fontes de cobalto-60. Entretanto, os aceleradores lineares requerem um potencial elétrico bastante estável, maior manutenção e pessoal mais habilitado para seu funcionamento.

Alguns aceleradores lineares, como mencionado anteriormente e mostrado na Figura 1.1, permitem que os elétrons atinjam diretamente o paciente, retirando-se da frente do feixe os materiais com alto número atômico (Z) pertencentes ao alvo. Os tratamentos com elétrons são adequados, quando o órgão alvo é superficial, com estruturas radiosensíveis ao seu redor.

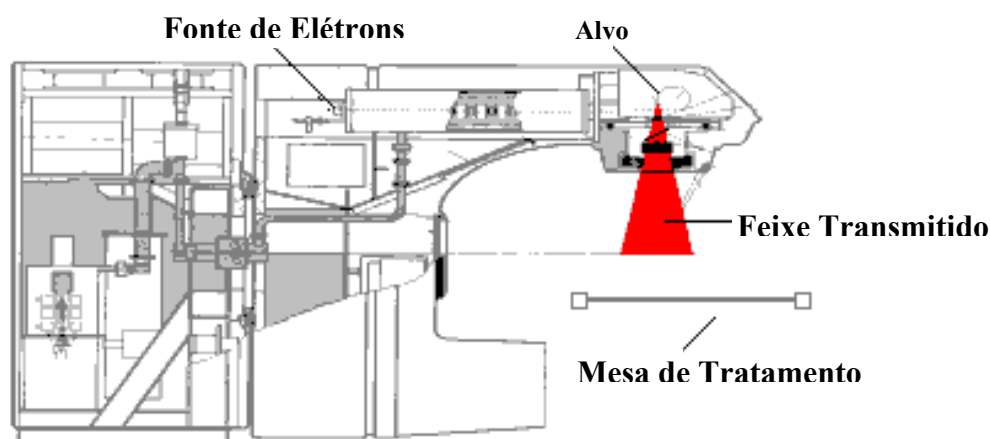


Figura 1.1 Esquema de um acelerador linear de uso médico.

Atualmente, o principal objetivo dos estudos referentes à radioterapia é o desenvolvimento de técnicas e equipamentos que permitam a liberação de doses altas de radiação no volume a ser tratado, mantendo-se as doses nos tecidos vizinhos em valores tão baixo quanto possível.

Com o intuito de aumentar a eficiência do tratamento radioterápico, aceleradores lineares de uso médico de alta energia (acima de 10 MV) são utilizados. No entanto, a interação dos feixes primários de fótons e elétrons com os materiais constituintes do cabeçote do acelerador produzem feixes terapêuticos que são contaminados por nêutrons. Esses fotonêutrons (nêutrons gerados por fótons) atravessam o cabeçote do acelerador em todas as direções, contribuindo com uma dose indesejável para o paciente. Dessa forma, o conhecimento dos espectros de fotonêutrons gerados em aceleradores clínicos é importante, para a determinação dos valores de dose de nêutrons administrados aos pacientes num tratamento de radioterapia.

Dentre os trabalhos teóricos e experimentais publicados na literatura, a cerca da obtenção de espectros de fotonêutrons e a determinação de dose equivalente no plano do paciente, que serviram de referência para essa tese, ressaltam-se os seguintes artigos descritos abaixo.

Palta e colaboradores (Palta *et al*, 1984), em sua publicação, estimaram a dose equivalente devido a nêutrons em diversos pontos do plano de tratamento para variados tamanhos de campo. Para isso, o método McCall (McCall, 1981) e um código computacional baseado no método de Monte Carlo (Straker *et al*, 1976) foram utilizados. Em seu experimento, o método de ativação com nêutrons, utilizando folhas de ouro foi empregado para estimar os fluxos de nêutrons em diversas distâncias em torno de dois aceleradores, modelos *Mevatron 77*, que operam nos potenciais de 18 MV e 15 MV. Os resultados mostraram que a contribuição de dose equivalente de nêutrons térmicos corresponde a 1% - 2% do total de dose equivalente. A 1 metro do isocentro, a dose equivalente propiciada pelo feixe do acelerador de 18 MV é cerca de seis vezes maior do que o acelerador de 15 MV, apresentando uma média 2,0 mSv por Gy de raios X no isocentro (Gy^{-1}) para 18 MV e 0,3 mSv. Gy^{-1} para 15 MV.

Ongaro e colaboradores (Ongaro *et al*, 2000), em seu artigo utilizaram os aceleradores modelos *Siemens Mevatron* de 15 MV e *ELEKTA SL20I* de 18 MV, para obter computacional e experimentalmente a forma espectral dos fotonêutrons gerados nos cabeçotes dos aceleradores citados, em pontos variando de 2 cm a 15 cm de distância do isocentro, além de estimar as doses equivalentes devido a nêutrons e fótons em diversos pontos no plano do paciente. Em seu experimento foi utilizado o espectrômetro de detectores de Bolhas, enquanto que, a modelagem computacional foi realizada com o código MCNP4B-GN. Os valores de doses equivalentes de nêutrons sobre a região estudada, variaram de 1 a 4,8 mSv.nGy⁻¹.

Em 2001, Sanz e colaboradores (Sanz *et al*, 2001), utilizaram um acelerador modelo *Siemens KD-S* de 18 MV, para determinar experimental e computacionalmente a dose equivalente devido a fotonêutrons em diversos pontos de uma sala de radioterapia. Na parte experimental foram utilizados dosímetros termoluminescentes tipos TLD 600 e TLD 700, localizados no interior de uma esfera de parafina, enquanto que, para a parte computacional foi utilizado o código MCNP4B, para a modelagem da fonte esférica de tungstênio com 10 cm de raio emitindo o espectro de nêutrons de evaporação (NCRP, 1984). O valor determinado para a dose equivalente devido a fotonêutrons recebida no plano do paciente foi de 0,6 mSv por Gy de raios X.

Utilizando a mesma modelagem de fonte citada acima, mas com o espectro de energia descrito por (Tosi *et al*, 1991), Facure e colaboradores (Facure *et al*, 2004), estimaram com o código MCNP4B, a dose equivalente devido a fotonêutrons em vários pontos afastados dos cabeçotes dos aceleradores GE (modelo *Saturne* 43 – 25 MV), *Siemens* (modelo KD 20 MV) e *Varian* (1800 de 18 MV e de 15 MV). Os valores de dose equivalente apresentaram variações nos intervalos 0,67 mSv. Gy⁻¹ a 1,1 mSv. Gy⁻¹, apresentando boa concordância com os valores experimentais disponíveis na literatura e fornecidos pelos fabricantes.

Recentemente, Zanini e colaboradores (Zanini *et al*, 2004a), obtiveram espectros de nêutrons no plano do paciente em função do tamanho do campo do feixe terapêutico, modelando o cabeçote de um acelerador *Varian* 2300 C/D de 18 MV, localizado no IRCC – *Istituto per la Ricerca e la Cura del Cancro* – Turin (Itália), com o código MCNP4B-GN. Usando os fatores de conversão disponíveis na publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995), foi possível estimar valores do equivalente de dose ambiental a partir dos espectros obtidos por simulação, encontrando o valor máximo de 3,87 mSv.Gy⁻¹ a uma distância de 3 cm do isocentro, para um tamanho de campo de 40 x 40 cm². Os cálculos mostraram que as doses de nêutrons dependem da configuração geométrica dos materiais usados no colimador para definir a forma do volume do alvo, bem como, o tamanho de campo do feixe terapêutico.

Králik e colaboradores (Králik *et al*, 2004), em sua publicação obtiveram o espectro de nêutrons gerado por um acelerador modelo *Varian* 2100 C usando o espectrômetro multiesfera de Bonner e detectores de traços nuclear CR-39 envolvido em ¹⁰B para melhorar a eficiência do detector. O espectro obtido foi convertido em equivalente de dose ambiental utilizando os fatores de conversão da ICRP 74. O valor do equivalente de dose ambiental devido a fotonêutrons, em pontos próximo à mesa de tratamento foi cerca de 10 µSv.Gy⁻¹.

Zanini e colaboradores (Zanini *et al*, 2004), em seu trabalho determinaram a fluência de nêutrons nos principais órgãos do paciente quando submetido ao tratamento radioterápico com um acelerador linear *ELEKTA* de 18 MV. Para isso, foi utilizado um fantoma antropomórfico plano-paralelo denominado *Jimmy* e um espectrômetro de detectores de bolhas. Os valores de fluência de nêutrons nos órgãos considerados apresentam variações entre 10⁵ e 10⁶ n/cm². São também apresentados os valores de dose equivalente em diversos pontos sob o plano do paciente. O valor de 1,7 mSv Gy⁻¹ para a dose equivalente no isocentro foi obtido pelo código MCNP-GN.

Um fator relevante para a proteção do paciente em radioterapia está em fornecer a dose de radiação especificada a um volume alvo pré-determinado com a menor dose para os outros tecidos. Vanhavere e colaboradores (Vanhavere *et al*, 2004) em sua publicação recente, determinaram experimentalmente as doses equivalentes de fótons e nêutrons em órgãos fora do volume alvo de um tratamento de câncer de próstata com feixes de fótons provenientes de um acelerador *Varian* que opera em 18 MV. Foram utilizados detectores de bolhas e dosímetros termoluminescentes colocados em orifícios interno do simulador físico-antropomórfico *Alderson Rando* e do fantoma sólido de polimetilmetacrilato (PMMA- Polimetil-meta-acrilato, comercializado como plexiglass) com formato de um paralelepípedo. Os valores de doses de fótons nos órgãos, fora do volume alvo, apresentaram variações de 2,0 mSv a 1140 mSv, por cada dose de 2 Gy no órgão alvo, e nos intervalos de 0,2 mSv a 18 mSv, para a dose de nêutrons. A dose efetiva associada aos fótons foi estimada em 26 mSv, enquanto aos nêutrons em 4 mSv.

No presente trabalho foram obtidos os espectros de fotonêutrons gerados por aceleradores lineares clínicos que operam nos potenciais de 15, 18, 20 e 25 MV e assim, foram calculadas as doses em órgãos associadas a esses nêutrons. Com esses valores de dose pode-se avaliar do risco de surgimento de cânceres secundários causados por nêutrons que contaminam o feixe terapêutico.

1.1 Objetivo

Este trabalho tem como objetivo calcular a dose equivalente em órgãos de pacientes devido aos fotonêutrons produzidos em cabeçotes de aceleradores lineares de uso médico, utilizando o método de Monte Carlo e um fantoma matemático antropomórfico. Para tanto, foram selecionados os modelos de aceleradores lineares mais comuns em tratamentos radioterápicos que operam nos potenciais de 15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV, e utilizados o código de Monte Carlo MCNP, versão 4B, que simula o transporte de radiação no corpo humano, a fonte de radiação e a geometria de irradiação e o pacote computacional *BodyBuilder/Sabrina* para a geração e visualização do fantoma matemático antropomórfico que simula o corpo humano.

CAPÍTULO 2

Fundamentos Teóricos

2.1 Interação de Nêutrons com a Matéria

Por serem eletricamente neutros, os nêutrons praticamente não interagem com os elétrons orbitais dos átomos que constituem a matéria, não sendo afetados pelos campos eletrostáticos produzidos pela eletrosfera e núcleo. Dessa forma, os nêutrons passam através de camadas eletrônicas dos átomos e vão interagir diretamente com os núcleons dos núcleos dos átomos. Têm um grande poder de penetração em certos materiais, que se deve, em grande parte, a essa neutralidade elétrica, podendo ser detectado indiretamente, por meio de reações nucleares que geram como produtos radiações secundárias.

A interação nêutron-núcleo pode ocorrer principalmente por dois processos (Lamarsh, 1978):

- Espalhamento
- Absorção

No espalhamento o nêutron sofre colisão com o núcleo alvo, transferido sua energia para esse, e é espalhado em uma outra direção, podendo ocorrer de duas maneiras (Lamarsh, 1978):

- i)* Espalhamento Elástico (n,n) – A estrutura nuclear não sofre alterações e a interação é uma simples transferência de energia cinética e de quantidade de movimento. Nenhuma energia é transformada em radiação eletromagnética. Nesse processo, o nêutron reaparece e o núcleo é deixado no estado fundamental. O espalhamento elástico é o principal responsável pela moderação dos nêutrons.
- ii)* Espalhamento Inelástico (n,n'), ($n,n'\gamma$) – O nêutron incidente deve possuir energia superior a um certo limiar: um outro nêutron, com energia menor que o nêutron incidente, é emitido pelo núcleo composto, que atinge o seu estado fundamental emitindo, na maioria das vezes, raios- γ . Nas reações onde ocorrem o espalhamento inelástico, a energia cinética do sistema não se conserva e parte dela é utilizada como energia de excitação nuclear.

Na absorção o nêutron é capturado pelo núcleo alvo, formando um núcleo composto em um estado energeticamente excitado que atinge a estabilidade pela emissão de um ou mais fótons ou de partículas. A partir do estado excitado do núcleo, vários fenômenos podem ocorrer, sendo os principais:

- i) Captura Radioativa - (n,p), (n,2n), (n, γ) ou (n, α) – Ocorre com nêutrons incidentes de energia intermediária. O núcleo composto é formado em um estado energeticamente excitado, que atinge a estabilidade emitindo um ou mais fótons ou partículas.
- ii) Fissão Nuclear – O núcleo de um material fissionável, tal como ^{235}U , absorve um nêutron e divide-se em dois fragmentos, nêutrons rápidos (em média 2,5) e uma considerável quantidade de energia (em média 200 MeV), que aparece na forma de energia cinética dos produtos de fissão, são gerados.

Como resultado da peculiaridade de suas interações, os nêutrons podem ser classificados de acordo com sua energia cinética, conforme apresentado na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Classificação dos nêutrons em função da energia (Berger, 1963)

Classificação	Faixa de Energia
Nêutrons Lentos	$0 < E < 10^4$ (eV)
Nêutrons Frios	$E < 0,01$ (eV)
Nêutrons Térmicos	$0,01 < E < 0,3$ (eV)
Nêutrons Epitérmicos	$0,3 < E < 10^4$ (eV)
Nêutrons Rápidos	10^4 (eV) $< E < 20$ (MeV)
Relativístico	$E > 20$ (MeV)

A seção de choque para nêutrons em relação a um dado material é definido como a probabilidade de interagirem, por unidade de fluência de nêutrons e por centro de interação do material (núcleo). Quanto maior o valor dessa seção de choque, maior a probabilidade de ocorrer algum tipo de interação. A unidade de seção de choque microscópica é o *barn* (b) e está relacionada com a área aparente que um núcleo apresenta para que ocorra uma dada interação com o nêutron, isto é, $1\text{b} = 10^{-24} \text{cm}^2$, assim sendo, quanto maior a área do alvo que o núcleo apresenta, maior a chance do nêutron causar a reação, sendo de maior importância, a energia do nêutron incidente e a natureza do núcleo alvo. Por exemplo, a seção de choque de absorção para alguns

materiais é inversamente proporcional a velocidade (v) do nêutron, para baixas energias (lei $1/v$). Além disso, picos de absorção podem ocorrer em certas energias, em decorrência de ressonâncias que ocorrem quando a energia do nêutron incidente é igual a um nível particular de energia do núcleo alvo (Lamarsh, 1978).

A seção de choque microscópica total, σ_t , é igual a soma das seções de choque microscópicas de absorção, σ_a , e de espalhamento, σ_s , isto é,

$$\sigma_t = \sigma_a + \sigma_s \quad (2.1)$$

Cada uma dessas seções de choque parciais pode ser subdividida em vários componentes, correspondentes aos processos de absorção e espalhamento, como no caso de σ_a :

$$\sigma_a = \sigma_{cr} + \sigma_f + \dots \quad (2.2)$$

onde: σ_{cr} é a seção de choque microscópica de captura radioativa e σ_f a seção de choque microscópica de fissão.

Cada modo de interação compete com outros. Logo, a fração de colisões que resulta numa reação particular dependerá da seção de choque relativa para a reação envolvida. No entanto, em certas energias, algumas das interações não ocorrem ou são desprezíveis, não sendo consideradas na seção de choque total.

2.2 Transporte de Nêutrons no Cabeçote do Acelerador

Em teleterapia, a maioria dos tratamentos é efetuada com feixes intensos de fótons, produzidos por unidades de quilovoltagem, fontes radiativas (^{60}Co , ^{137}Cs) ou aceleradores lineares de elétrons. Nesses últimos, os feixes de fótons são produzidos devido a interação dos elétrons primários com um alvo, tendo espectros contínuos com energias máximas entre 4 MeV e 25 MeV. Para feixes de fótons com energias maiores que 10 MeV, interagindo no alvo, filtros, colimadores etc., produzem reações nucleares do tipo (γ, n) e nêutrons indesejáveis aparecem contaminando o feixe. Para núcleos mais pesados que o carbono, a energia mínima para produção de nêutrons está entre 6 e 16 MeV.

Assim, como o cabeçote do acelerador é usualmente composto de materiais pesados, como tungstênio e chumbo, à interação dos fótons (com energias maiores que 10 MeV) com esses elementos pesados produz fotonêutrons, que contaminam os feixes terapêuticos. Nêutrons gerados por fótons são conhecidos como fotonêutrons e quando produzidos dentro do cabeçote são aproximadamente isotrópicos e penetrantes em todas as direções. Na Figura 2.1 são mostrados um tipo de acelerador linear de elétrons de uso médico e o esquema de seu cabeçote onde são produzidos os fotonêutrons.

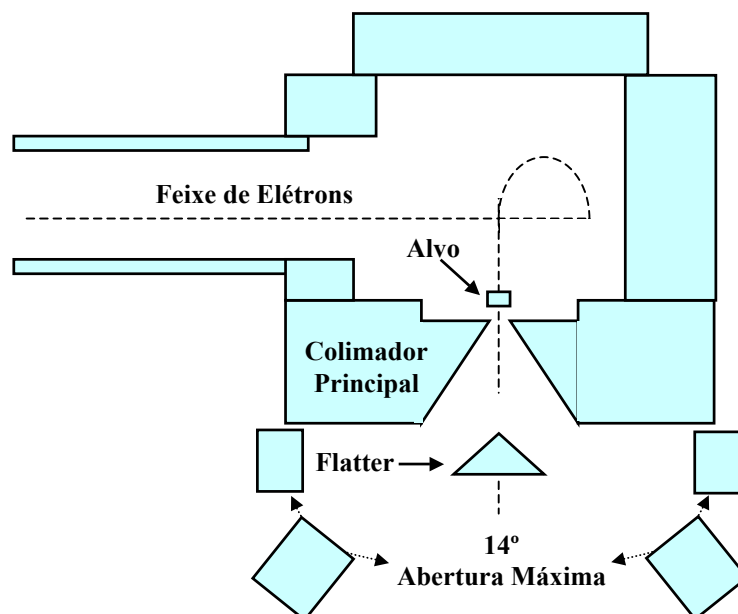
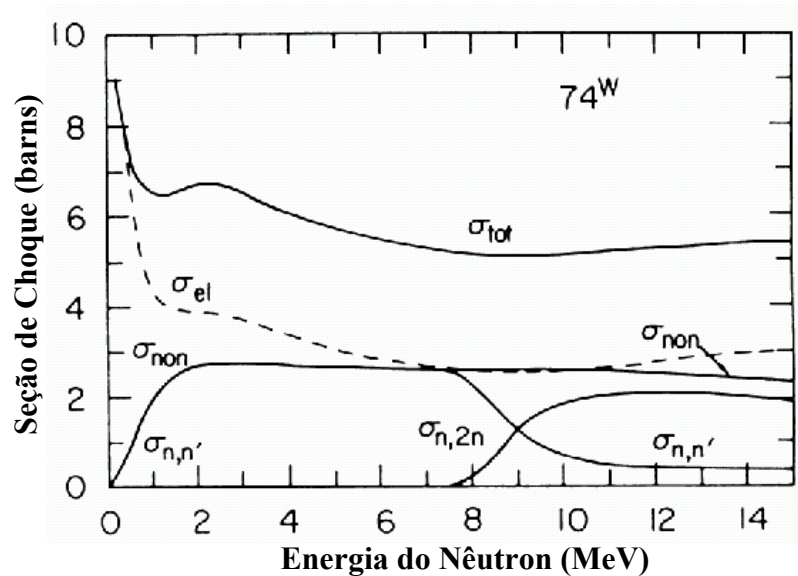


Figura 2.1 Acelerador linear de elétrons usado em radioterapia externa e o esquema de seu cabeçote onde são gerados os fotonêutrons.

O mecanismo de perda de energia dos nêutrons nos materiais constituintes do cabeçote é dado por espalhamento inelástico (n,n') e reações de captura do tipo ($n,2n$) (veja secção 2.1). As seções de choque microscópicas (em barns) em função da energia do nêutron para o chumbo e tungstênio são mostradas nas Figuras 2.2.a e 2.2.b (NCRP, 1984). São mostradas as seções de choque para o espalhamento tipo inelástico ($\sigma_{n,n'}$) e elástico (σ_{el}); e a seção de choque de captura do tipo $\sigma_{n,2n}$. O intervalo de energia apresentada nas Figuras 2.2.a e 2.2.b, representa a faixa de interesse energética dos fotonêutrons produzidos nos aceleradores de elétrons mais utilizados em tratamentos radioterápico. A soma da seção de choque de espalhamento inelástico ($\sigma_{n,n'}$) e seção de choque de captura do tipo ($\sigma_{n,2n}$) é denominada de seção de choque monoelástica (σ_{non}).



(a)

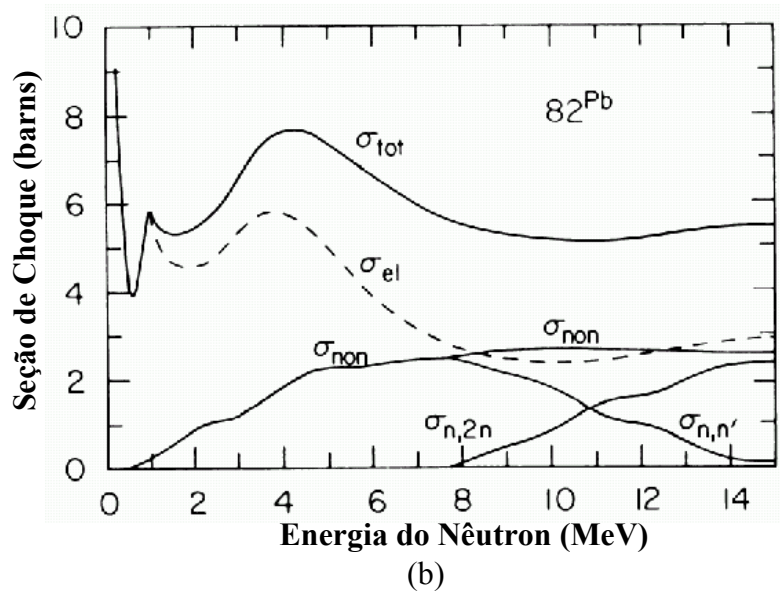


Figura 2.2 Seção de choque microscópica total (σ_{tot}), de espalhamento elástica (σ_{el}), de captura radioativa ($\sigma_{n,2n}$) e de espalhamento inelástica ($\sigma_{n,n'}$) em função da energia dos fotonêutrons para o: (a) tungstênio (^{74}W) e (b) chumbo (^{82}Pb).

O espectro de energia dos fotonêutrons é similar ao espectro de fissão, com um pico próximo a 2 MeV. Pode-se identificar dois grupos de nêutrons: Um majoritário que apresenta distribuição maxweliana de energia, composto por nêutrons de evaporação, e outro gerado pela interação direta entre o fóton e o nêutron do núcleo atômico do alvo, que representam cerca de 15 % do total (McGinley, 1998). Poucos nêutrons são atenuados na penetração através de chumbo e somente cerca de 15 % do espectro de fotonêutrons são em cabeçote de tungstênio.

De acordo com a publicação nº 79 da NCRP (NCRP, 1984), o campo de nêutrons no interior da sala de radioterapia pode ser considerado como uma combinação dos advindos diretamente do cabeçote do acelerador, fonte primária (ϕ_{dir}), que segue a lei do inverso do quadrado da distância, de nêutrons espalhados (ϕ_{esp}) devido às interações nas estruturas da máquina e nas superfícies de concretos (paredes, piso, teto, etc) e de nêutrons térmicos (ϕ_{ter}). A fluência total de nêutrons (n/cm^2), por unidade de dose de raios-X a uma distância de 1 metro da fonte, ou seja, no isocentro, é dada por (McGinley, 1998):

$$\phi = \phi_{dir} + \phi_{esp} + \phi_{ter} \quad (2.3)$$

A componente direta pode ser escrita como $\phi_{\text{dir}} = aQ/4\pi d^2$, onde (a) é o fator de transmissão para nêutrons que atravessam a blindagem do cabeçote (a = 1,0 para Pb e a = 0,85 para W), (d) é a distância (em cm) do alvo até o ponto onde a fluência é avaliada e (Q) é a intensidade no cabeçote, dada em nêutrons por unidade de dose de raios-X no isocentro (n/Gy). A componente espalhada é dada por $\phi_{\text{esp}} = 5,4aQ/S$, onde (S) é a área da superfície da sala (cm²), e a componente térmica é dada por $\phi_{\text{ter}} = 1,26 Q/S$. Portanto, a fluência total de nêutrons no isocentro pode ser calculada por;

$$\phi = aQ/4\pi d^2 + 5,4aQ/S + 1,26 Q/S \quad (2.4)$$

e é usada para a determinação da dose absorvida de nêutrons no plano do paciente.

2.3 Grandezas e Unidades Dosimétricas

A tarefa de organizar e padronizar as grandezas usadas para caracterização da radioatividade e dos campos de radiação, quanto à descrição da interação dos mesmos com a matéria e a quantificação dos efeitos, tem sido feita pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements*); que define grandezas físicas básicas e grandezas operacionais; e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - *International Commission on Radiological Protection*); que é responsável pela definição das grandezas limitantes de radioproteção. Com isso, foi desenvolvido ao longo dos anos, um conjunto de grandezas e relações entre grandezas de proteção radiológica para fins de monitoração de radiação externa.

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as *grandezas limitantes*, as quais são definidas pela ICRP e usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante; e as *grandezas operacionais*, as quais são definidas pela ICRU e levam em consideração as atividades de radioproteção.

Em 1990, a ICRP adicionou novas recomendações básicas que substituíram aquelas recomendadas na publicação nº 26 da ICRP (ICRP, 1977) e das publicações suplementares nº 28 da ICRP (ICRP, 1978), nº 30 da ICRP (ICRP, 1980) e nº 45 da ICRP (ICRP, 1985). As novas recomendações, as quais foram divulgadas na publicação nº 60 da ICRP (ICRP, 1991), incluem a aplicação de novas grandezas para o uso em Proteção Radiológica. As novas grandezas apresentam uma revisão de muitos conceitos

básicos usados na proteção contra a exposição a fontes de radiações ionizantes internas e externas ao corpo humano. As três principais grandezas de proteção recomendadas pela ICRP na publicação nº 60 são:

- Dose Absorvida Média em um Órgão ou Tecido (D_T)
- Dose Equivalente em um Órgão ou Tecido ($H_{T,R}$)
- Dose Efetiva (E)

2.3.1 Dose Absorvida

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a *dose absorvida*, D_T . É a energia média depositada em um órgão ou tecido definido, T, dividida pela massa daquele órgão, dada pela expressão,

$$D_T = d\varepsilon/dm \quad (2.5)$$

onde $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante em um meio de massa dm . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o *gray* (Gy).

2.3.2 Dose Equivalente

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades de radiação. Assim, algumas radiações são mais efetivas do que outras em causar efeitos estocásticos. Para considerar isto, foi introduzida a grandeza *dose equivalente*, H_T , que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação, w_R , relativo ao tipo e energia da radiação incidente R, ou seja:

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.6)$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para evitar confusão com a dose absorvida, a unidade para a dose equivalente recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

Os fatores de peso da radiação w_R foram estipulados pela ICRP-60 com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos

estocásticos a baixas doses. Os valores de w_R , apresentados na Tabela 2.2, são relacionados à radiação externa incidente sobre o corpo ou à radiação emitida por radionuclídeos depositados internamente no corpo.

Tabela 2.2- Valores dos fatores de peso da radiação, w_R (ICRP, 1991).

Tipos e intervalos de energia	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias	1
Nêutrons, energia < 10 keV	5
> 10 keV a 100 keV	10
> 100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, (não de recuo) energia > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmento de fissão e núcleos pesados	20

Para espectros de nêutrons, como os utilizados neste trabalho, os fatores de peso da radiação (w_R) podem ser obtidos pela expressão (Anexo A da publicação nº 60 da ICRP (ICRP, 1991)),

$$w_R = 5 + 17 \exp \left[\frac{-(\ln(2E_n))^2}{6} \right] \quad (2.7)$$

onde E_n , é a energia do nêutron.

2.3.3 Dose Efetiva

A *dose efetiva*, E , é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.8)$$

onde w_T é o fator de peso do tecido T e H_T é a dose equivalente a ele atribuída. No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de *sievert* (Sv). Os valores de w_T para os órgãos ou tecidos considerados

para o cálculo da dose efetiva, estipulados pela publicação nº 60 da ICRP (ICRP, 1991), são apresentados na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 – Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva (ICRP, 1991).

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T)
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mamas	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tiróide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante*	0,05

* Os órgãos restantes são compostos por: cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero.

As grandezas de proteção não são diretamente mensuráveis, mas podem, por meio de cálculos, ser relacionadas com o campo de radiação, no qual ocorre à exposição. Para estabelecer uma ligação entre as grandezas de proteção e o campo de radiação, a ICRU definiu grandezas operacionais para medida da exposição externa. Essas grandezas foram primeiro definidas na publicação nº 39 da ICRU (ICRU, 1985), com mudanças subseqüentes para a definição final na publicação nº 47 da ICRU (ICRU, 1992a). As grandezas operacionais foram definidas para atender uma necessidade da publicação nº 26 da ICRP (ICRP, 1977) para medir o equivalente de dose efetivo, H_E .

As grandezas operacionais, equivalente de dose, definidas pela ICRU para medidas físicas são:

- Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(d)$
- Equivalente de Dose Direcional, $H'(d,\Omega)$
- Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$

2.3.4 Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(d)$

O equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$, em um ponto de um campo de radiação, é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU a uma profundidade d , no raio que se opõe ao campo alinhado (ICRU, 1985). A sua unidade é o $J.kg^{-1}$, denominada de *sievert* (Sv). A Figura 2.3 ilustra o procedimento de obtenção de $H^*(d)$.

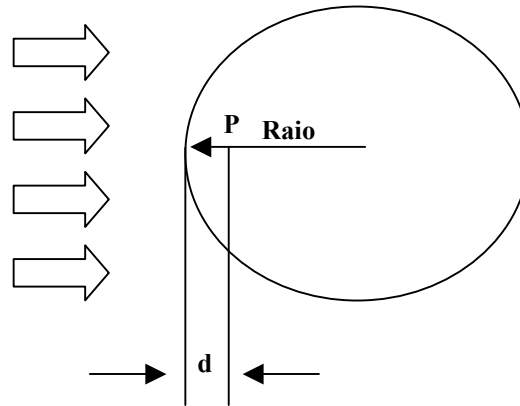


Figura 2.3 Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual $H^*(d)$ determinado num campo de radiação expandido e alinhado.

2.3.5 Equivalente de Dose Direcional, $H'(d,\Omega)$

O equivalente de dose direcional, $H'(d,\Omega)$, em um ponto de um campo de radiação é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo corresponde campo expandido na esfera ICRU na profundidade d sobre um raio na direção específica Ω . A unidade $H'(d,\Omega)$ é o *sievert*. Na Figura 2.4, tem-se uma representação gráfica da obtenção de $H'(d,\Omega)$.

A profundidade d deve ser especificada, para os diversos tipos de radiação. Para radiações fracamente penetrantes recomenda-se $d = 0,07$ mm para a pele, e, para o cristalino $d = 3$ mm. A notação utilizada tem a forma $H'(0,07,\Omega)$ e $H'(3,\Omega)$, respectivamente. Para radiações fortemente penetrantes, a profundidade recomendada é de $d = 10$ mm, isto é, $H'(10,\Omega)$.

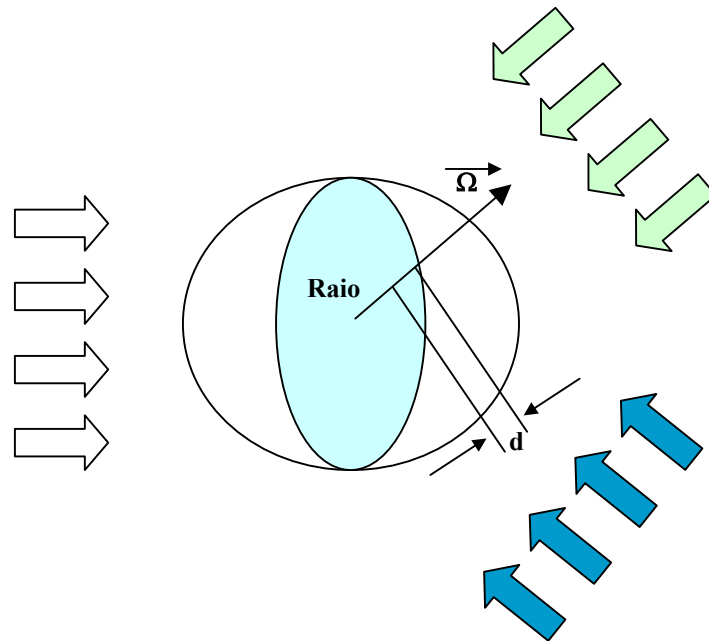


Figura 2.4 Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose direcional é obtido no campo de radiação expandido, com a direção Ω de interesse.

2.3.6 Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$

O 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. A unidade utilizada é também o *sievert*. Da mesma forma que no equivalente de dose direcional, tem-se: $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$ para pele e cristalino para radiações fracamente penetrantes, respectivamente e, $H_p(10)$ para as radiações fortemente penetrantes. O $H_p(d)$ pode ser medido com um detector encostado na superfície do corpo, envolvido com uma espessura apropriada de material de tecido equivalente.

As grandezas operacionais e de proteção (ou limitantes) podem ser relacionadas, por exemplo, para relatar os parâmetros sobre o campo de radiação e o cálculo de dose absorvida no corpo humano. A Figura 2.5 mostra a relação entre as grandezas operacionais e de proteção radiológica, de acordo com a publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995).

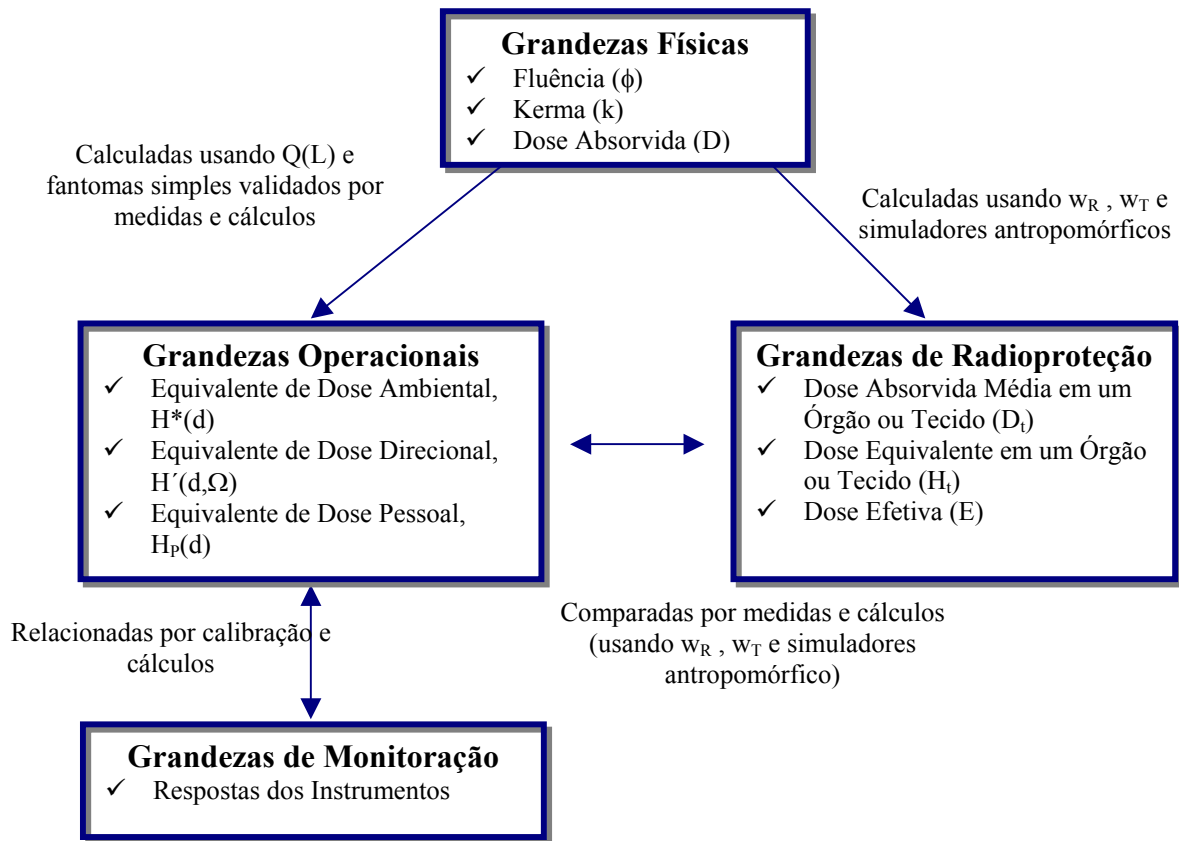


Figura 2.5 Relação entre as grandezas físicas, operacionais e de radioproteção, onde $Q(L)$ é o fator de qualidade da radiação, em função da transferência linear de energia (ICRP, 1977).

2.4 Fantomas Físicos

Os fantomas físicos existentes atualmente são feitos de acrílico e acrílico preenchido com água, tendo este último características semelhantes à água, sendo utilizado para o teste de imagem e para dosimetria.

Dentre os fantomas antropomórficos de corpo humano existentes o “Alderson Rando Phantom” é o mais conhecido e universalmente aceito como boa opção para simular o corpo humano. É constituído de um esqueleto humano envolvido por borracha cujas características químicas e físicas são equivalentes ao tecido mole, composto de 8,8 % de hidrogênio; 66,8 % de carbono; 3,1 % de nitrogênio e 21,1 % de oxigênio, com densidade de $1,00 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$. O tecido pulmonar é composto de 5,7 % de hidrogênio; 74,0 % de carbono; 2,0 % de nitrogênio e 18,1 % de oxigênio, com densidade de $0,320 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$. O tronco e a cabeça estão estruturados em 35 seções transversais de 2,5 cm de espessura cada, e com um total de 1.100 orifícios cilíndricos de 6 mm de diâmetro, adequados para alojar dosímetros do tipo termoluminescentes.

Os fantasmas cilíndricos são constituídos de acrílico preenchido com água com dimensões apropriadas para simular a cabeça e o tronco humano, de modo a reproduzir as condições de espalhamento do corpo do paciente. O fantoma adulto de dimensões de 160 mm de diâmetro para cabeça, e 300 mm de diâmetro para tronco (IAEA, 1996), é recomendado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Deve-se salientar que os órgãos de fiscalização dos Estados Unidos e a Comunidade Européia usam um fantoma de acrílico para corpo de 320 mm de diâmetro.

2.5 Simuladores Matemáticos de Corpo Humano

Para o cálculo da dose equivalente nos órgãos e tecidos usa-se simuladores de corpo humano. Existem, descritos na literatura, dois tipos de fantasmas matemáticos: os fantasmas geométricos (Eckerman *et al*, 1996, Zankl *et al*, 1991) e os fantasmas baseados em elemento de volume, conhecidos como “fantoma em *voxels*”.

O Fantoma geométrico foi elaborado pelo Comitê Internacional de Radiação Médica (MIRD - *Medical International Radiation Dose Committee*) (Snyder *et al*, 1969). É uma representação tridimensional do corpo humano através de expressões matemáticas, e é composto de: (a) um cilindro elíptico representando o tronco e os membros superiores; (b) um cone elíptico truncado representando os membros inferiores; e (c) um cilindro elíptico que representa a cabeça e o pescoço. Cada região e órgãos são representados por equações quadráticas e tem composição e densidade homogênea. O conjunto dos órgãos permite uma representação heterogênea do corpo humano.

Os fantasmas em *voxel*, são representados por elementos de volume em forma de paralelepípedos iguais. A nitidez da imagem formada pelo conjunto de “*voxels*” depende do tamanho do elemento de volume, sendo que, quanto menor o comprimento da aresta do “*voxel*”, melhor a nitidez da imagem. Esse fantoma pode ser produzido por imagens advindas de Ressonância Magnética ou de Tomografia Computadorizada.

O fantoma antropomórfico usado neste trabalho foi desenvolvido por (Cristy e Eckerman, 1987), no Laboratório Nacional de Oak Ridge, EUA (*ORNL - Oak Ridge National Laboratory*) utilizando os trabalhos de (Snyder *et al.*, 1974) e (Cristy, 1980), obtendo um catálogo denominado “*BobyBuilder*” que contém uma série de simuladores de corpo humano para diferentes idades, pesos e tamanho (Kenneth, 2002). A Figura 2.6 mostra a interface do programa *BodyBuilder*, oficialmente adquirido pelo Laboratório de Neutronografia em Tempo Real (LNRTR) do PEN/COPPE/UFRJ junto ao Centro de

Informações e Pesquisa de Radiação (*RSICC- Radiation Safety Information Computational Center* em *Oak Ridge*, no *Tennessee*, Estados Unidos), que gera os arquivos que são usados como dados de entradas no código MCNP para as simulações do corpo humano.

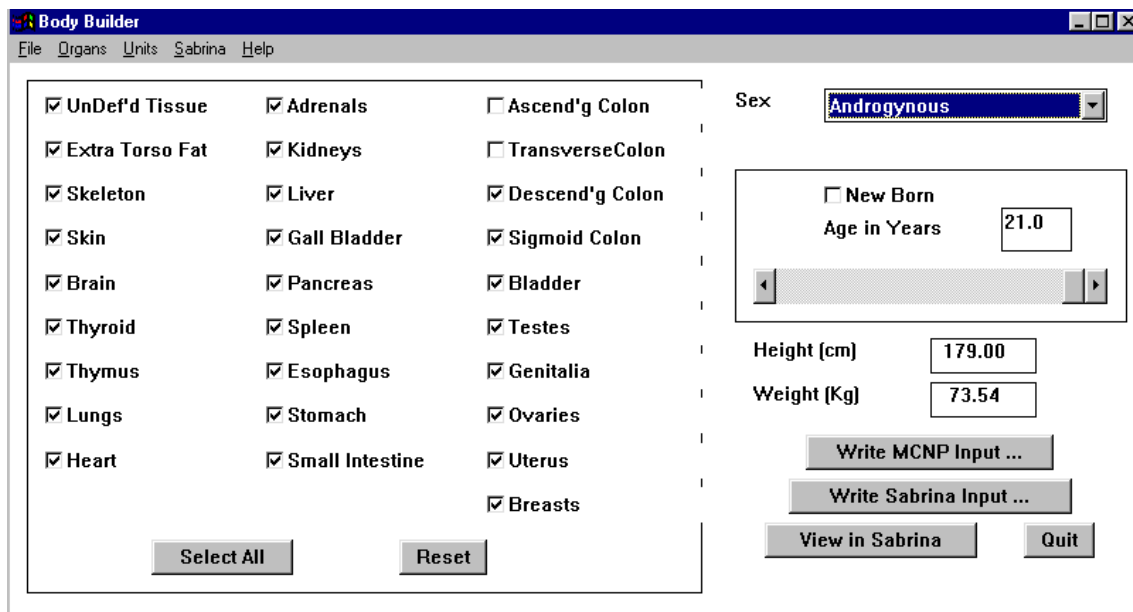


Figura 2.6 Interface do programa *BodyBuilder* (Kenneth, 2002) que gera os arquivos de entrada que representam os simuladores do corpo humano para o código MCNP.

A Figura 2.7 apresenta uma vista externa do modelo matemático e vista da seção transversal do meio do tronco do fantoma antropomórfico adulto, visualizado pelo *software Sabrina*, também adquirido pelo LNRTR/COPPE/UFRJ junto ao RSICC.

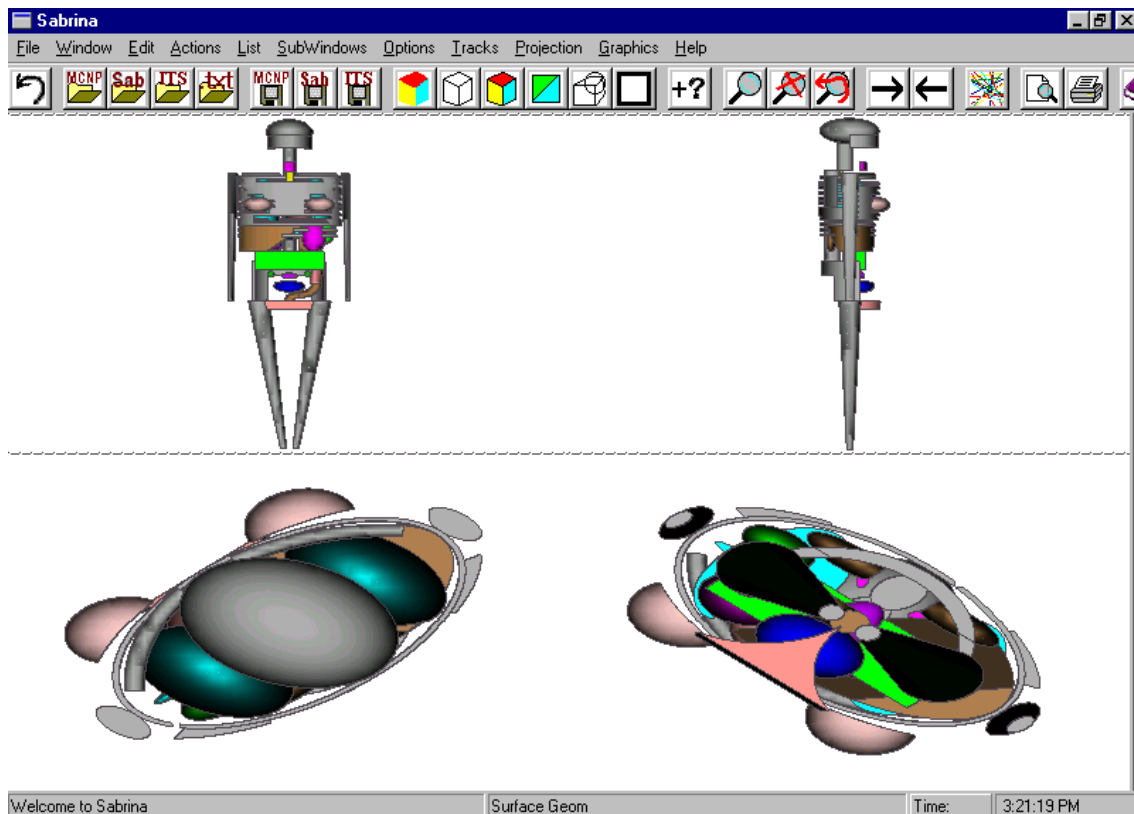


Figura 2.7 Interface do programa *Sabrina* para visualização tridimensional dos fantasmas matemáticos.

No programa *BodyBuilder*, o corpo humano é simulado usando formas geométricas descritas por equações quadráticas e planos que representam os órgãos, em três tipos de tecidos diferentes em composição e densidade para pulmão, esqueleto e tecido mole. Para os cálculos de dose absorvida e de dose equivalente, foram considerados todos os órgãos ou tecidos apresentados na Tabela 2.3, exceto as mamas e os órgãos restantes.

2.6 O Método de Monte Carlo

Ao longo dos últimos anos, a solução de problemas na área de ciências radiológicas utilizando-se as técnicas de Monte Carlo tem crescido significativamente. Este fenômeno pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas áreas médicas e biológicas desde a década passada, e está relacionado ao rápido desenvolvimento de computadores cada vez mais velozes e acessíveis aos investigadores nestas áreas de pesquisas.

O método de Monte Carlo pode ser usado para representar teoricamente um processo estatístico, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo

particularmente útil em problemas complexos que não podem ser simulados por métodos determinísticos. Neste método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são simulados seqüencialmente.

As distribuições de probabilidade que governam estes eventos são amostrados estatisticamente para descrever o fenômeno que está sendo simulado. Este processo de amostragem estatística é baseado na seleção de números aleatórios. No transporte de partículas da radiação, a técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada partícula desde a fonte, onde ocorre o seu nascimento, ao longo de sua vida até a sua morte (escape, absorção etc.).

2.7 O Código de Transporte de Radiação MCNP

O código de transporte de radiação MCNP (Briesmeister, 1997), baseado no método de Monte Carlo, é atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons e elétrons. A capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões e a variedade de opções de dados de entrada faz, deste código, uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem da radiação.

2.7.1 Uma Breve Evolução até o Código Computacional MCNP-4B

Em Los Alamos (Estados Unidos), foram desenvolvidos códigos computacionais de Monte Carlo, juntamente com os computadores. O primeiro código de Monte Carlo foi simplesmente uma carta de John von Neumann para Richtmyer contendo um programa com 19 passos. Os primeiros códigos foram escritos em linguagem de máquina e cada código era capaz de resolver um problema específico. No início da década de 60, melhores computadores e a padronização das linguagens de programação como o *FORTRAN*, tornaram possíveis códigos mais gerais. O primeiro código de transporte de partículas de propósito geral, desenvolvido em Los Alamos, foi o MCS (*Monte Carlo Neutronics Code*), escrito em 1963. Cientistas que não eram necessariamente experientes em computadores na técnica matemática de Monte Carlo, podiam então tirar proveito deste método para o transporte de radiação. Eles podiam executar o código MCS para resolver problemas sem ter a necessidade de realizar por eles mesmos a programação ou análise matemática. O MCS foi seguido pelo MCN (*Neutron Monte Carlo Code*) em 1965. MCN podia resolver o problema de transporte

de nêutron na matéria em geometrias tridimensionais a partir de dados nucleares armazenados separadamente.

Em 1973, o MCN foi combinado com o MCG, um código de Monte Carlo para a radiação gama, que tratava de fótons de altas energias, formando então o MCNG, um código acoplando o transporte de nêutrons e gama. Em 1977 MCG foi combinado com o MCP, um código de Monte Carlo para fótons com tratamento físico até 1 keV, para modelar com mais precisão interações nêutron-fóton. O código tem sido conhecido desde então como MCNP. Embora inicialmente MCNP representasse Monte Carlo Neutron Photon, hoje em dia representa Monte Carlo N-Particle. Outros avanços da década de 70 incluíram a presente generalizada estrutura de forma de cálculo, cálculos automáticos de volume, e um algoritmo de Monte Carlo de autovalor para determinar o K_{eff} para o problema de criticalidade nuclear (KCODE).

Em 1983 MCNP3 foi liberado para a comunidade científica, inteiramente reescrito em *FORTRAN 77* padrão ANSI. MCNP3 foi a primeira versão internacionalmente distribuída através do Centro de Informações e Pesquisa de Radiação em Oak Ridge - *Radiation Shielding and Information Center at Oak Ridge*, no Tennessee (Estados Unidos). Nos anos 80, outras versões foram distribuídas, como MCNP3A (1986) e MCNP3B (1988), que incluíram as características de representação gráfica (MC PLOT), a atual forma de representação de fonte generalizada, estrutura de repetição de geometrias entrelaçadas e o transporte por formulação multigrupo e fluxo adjunto.

MCNP4 foi liberado em 1990 contendo o transporte de vários tipos de partículas (N-partículas) e múltipla tarefa em computadores de arquitetura paralela. MCNP4 adicionou o transporte de elétron (baseado no ITS – *Integrated Tiger Series* (Halblieb *et al*, 1984), com a aproximação física da desaceleração contínua dos elétrons), o registro de altura de pulso (*tally F8*), aproximação de frenagem da radiação (*bremsstrahlung*) em alvos espessos para o transporte de fótons, possibilitou a representação de detectores e DXTRAN com tratamento térmico $S(\alpha, \beta)$, permitindo um grande controle do número aleatório, e também a produção de histogramas de cálculos enquanto o código estivesse sendo executado.

MCNP4A, liberado em 1993, caracterizou-se pelo aumento das análises estatísticas, processadores de multitarefa distribuídos para execuções em paralelo em um conjunto (*cluster*) de estações de trabalho científicas, novas bibliotecas de fótons, ENDF/B-VI, interface gráfica colorida X-Windows, alocação dinâmica de memória,

saídas expandidas de criticalidade, desenho do caminho das partículas via código *SABRINA* (*Software* gráfico comercial), melhorias dos cálculos na parte de estruturas de repetição, e muitas outras pequenas melhorias.

O MCNP4B, foi liberado em 1997, permitindo o processamento paralelo do código, histogramas das seções de choque, escrito de arquivo no formato *postscript*, atualizações para estações de trabalho de 64 bits, PC X-Windows, inclusão do LAHET HMCNP, mapeamento de universos entrelaçados (*lattice universe*), aperfeiçoamento dos tempos de vida dos nêutrons, capacidade de entrelaçamento de superfícies coincidentes, e outras pequenas características e aperfeiçoamento.

A versão 4B do MCNP (Briesmeister, 1997) foi utilizada neste trabalho, para a modelagem da fonte na qual emergem os espectros de fotonêutrons provenientes dos aceleradores lineares de uso médico (15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV) e, principalmente, para os cálculos de dose absorvida e dose equivalente em órgãos, em pacientes submetidos a tratamentos radioterápicos.

CAPÍTULO 3

Metodologia Computacional

Como descrito no capítulo 2, aceleradores que operam em 10 MV ou mais produzem feixes terapêuticos que são contaminados por nêutrons. As fontes potenciais de fotonêutrons são materiais do cabeçote (o alvo, o *flatter* e os colimadores). Os nêutrons gerados por fótons são nêutrons rápidos e a principal reação é a do tipo (γ, n) . Reações dos tipos $(\gamma, 2n)$, (γ, pn) e (e^-, n) podem ocorrer com probabilidade menor em várias ordens de magnitude e podem ser desconsideradas (McGinley, 1998). A produção de fotonêutrons é quase isotrópica e essas partículas atravessam a blindagem do cabeçote em todas as direções.

3.1 Espectro de Nêutrons

Os nêutrons gerados em aceleradores podem ser classificados em dois grupos: o primeiro possui uma distribuição Maxweliana de energia e é composto por nêutrons de evaporação (NCRP, 1984), que constituem a maior parte dos fotonêutrons, sendo seu espectro dado por:

$$\frac{dN}{dE_n} = \frac{E_n}{T^2} \exp\left(\frac{-E_n}{T}\right) \quad (3.1)$$

onde E_n é a energia do nêutron, em MeV, e T é a “temperatura nuclear” (em MeV) para um núcleo particular. Por exemplo, a temperatura correspondente à produção de nêutrons no tungstênio é de 0,5 MeV. O segundo grupo é composto por nêutrons diretos, que são produzidos pela interação direta entre o fóton e o nêutron no núcleo do átomo alvo, que representam cerca de 15% do espectro total de fotonêutrons.

O espectro total de energia dos fotonêutrons, descrito por (Tosi *et al.*, 1991), é dado pela expressão,

$$\frac{dN}{dE_n} = \frac{0,8929 E_n}{(0,5)^2} \exp\left(\frac{-E_n}{0,5}\right) + \frac{0,1071 \ln\left[\frac{E_{máx}}{E_n + 7,34}\right]}{\int_0^{E_{máx}-7,34} \ln\left[\frac{E_{máx}}{E_n + 7,34}\right] dE_n} \quad (3.2)$$

onde $E_{\text{máx}}$ é a máxima energia dos fótons que são gerados no alvo correspondendo à máxima energia dos elétrons que atingem o alvo.

Para a realização deste trabalho, foram considerados os quatro tipos de aceleradores lineares mais usados em tratamentos radioterápicos, que operam nos potenciais de 15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV. A Tabela 3.1 apresenta os valores da intensidade dos nêutrons produzidos no cabeçote, Q , por Gy de fótons no isocentro, para os modelos acima citados.

Tabela 3.1- Valores das intensidades dos nêutrons produzidos no cabeçote (Q) por Gy de fótons no isocentro (McGinley, 1998).

Fabricante	Modelo	Potencial (MV)	Q (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	$0,76 \times 10^{12}$

Os valores da intensidade de nêutrons produzidos no cabeçote de cada acelerador são fornecidos pelos respectivos fabricantes e são de fundamental importância para o cálculo da fluência total (como descrito na equação 2.4), e posteriormente, para o cálculo de dose.

3.2 Modelo de Fonte

Com o objetivo de se verificar a degradação do feixe primário (descrito pela equação 3.2), após atravessar o cabeçote do acelerador, modelou-se o cabeçote como uma esfera de tungstênio com 10 cm de raio que circunda uma fonte pontual isotrópica de nêutrons, como mostra a Figura 3.1. Essa aproximação reduz, em muito, a complexidade e o tempo computacional para se obter os espectros dos fotonêutrons gerados nos aceleradores estudados. Vários pesquisadores (Agosteo *et al*, 1993); (Carinou *et al*, 1999); (Facure *et al*, 2004); (Barquero *et at*, 2005) têm modelado o cabeçote para se obter feixes de fotonêutrons assumindo essa aproximação.

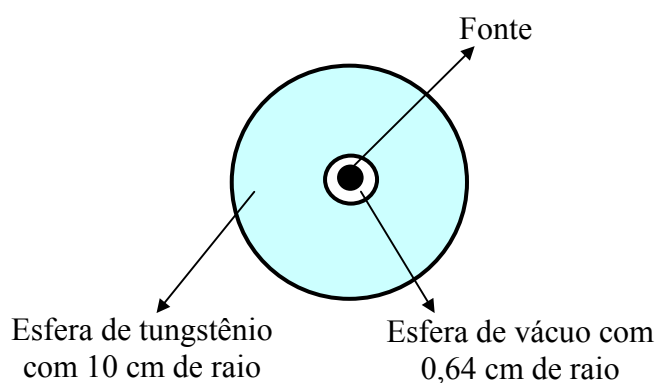
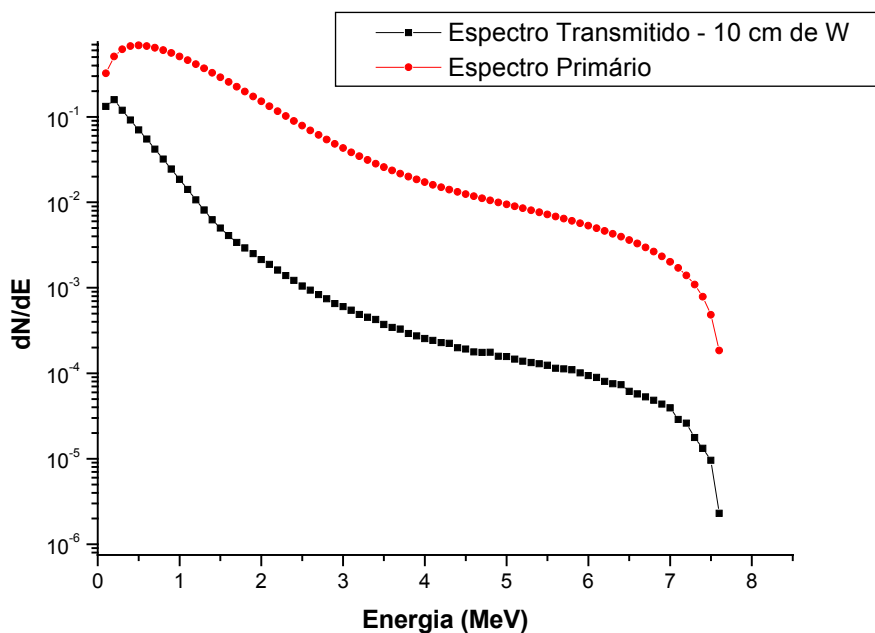


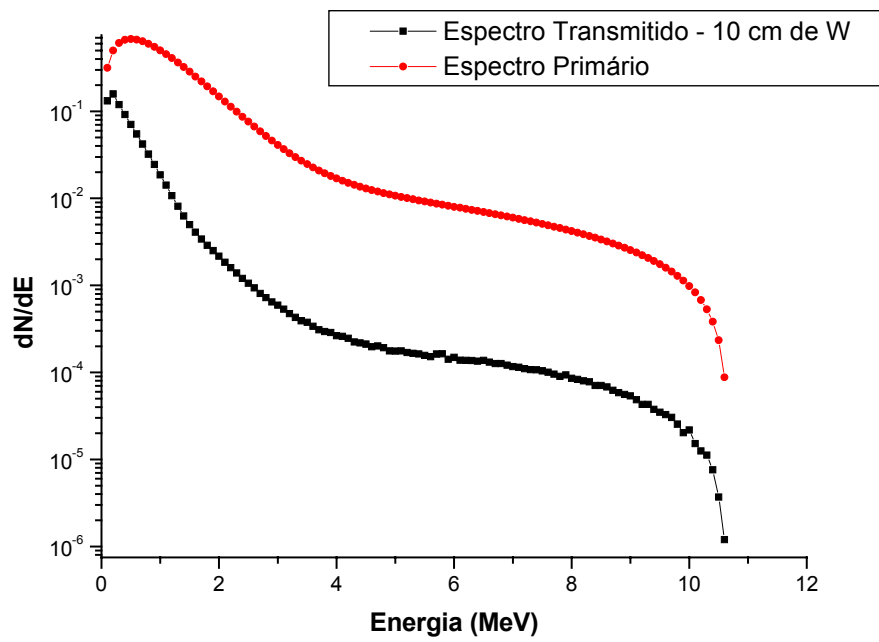
Figura 3.1 Configuração geométrica adotada na modelagem do cabeçote (sem escala).

3.3 Espectros de Nêutrons Transmitidos

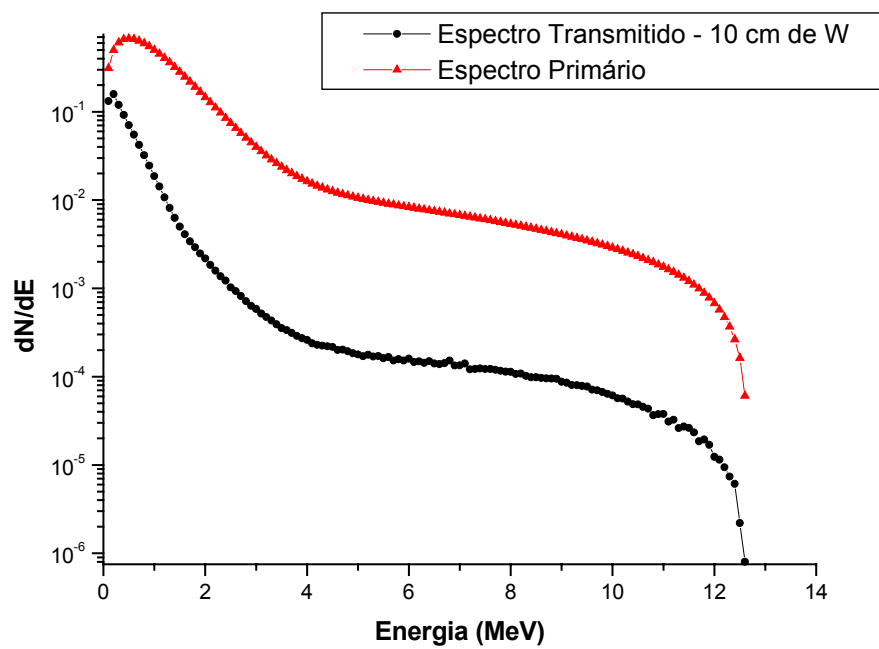
Os espectros de fotonêutrons primários e os transmitidos por 10 cm de tungstênio, para os aceleradores lineares que operam com 15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV, são mostrados, para comparação, nas Figuras 3.2.a, 3.2.b, 3.2.c e 3.2.d, respectivamente.



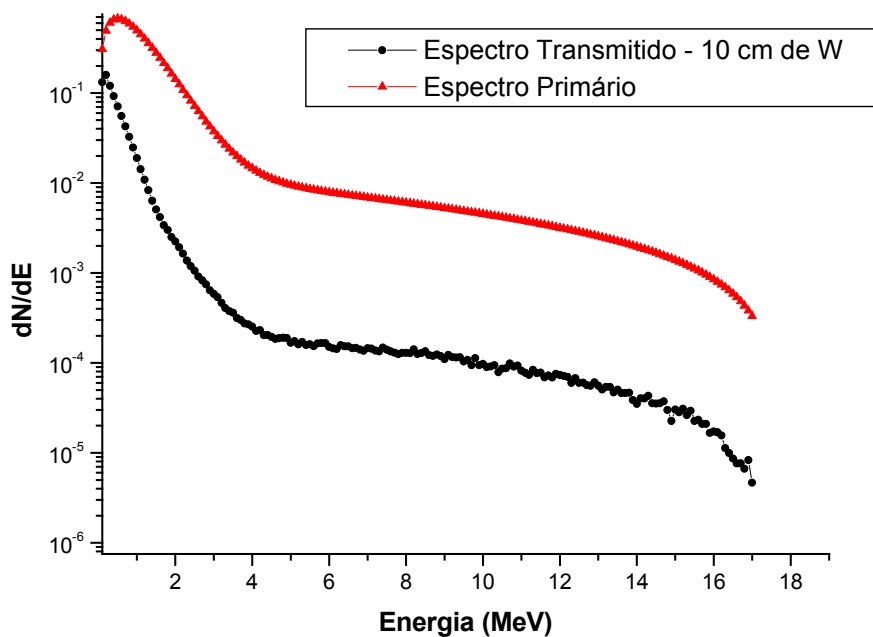
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 3.2 Espectros de nêutrons primários (Equação 3.2) e transmitidos por 10 cm de tungstênio (W) (feixes emergentes do cabeçote) para os aceleradores de: (a) 15 MV, (b) 18 MV, (c) 20 MV e (d) 25 MV.

3.4 Cálculo de Dose Utilizando o Fantoma Matemático Antropomórfico

Os espectros de nêutrons transmitidos, que representam os feixes de fotonêutrons provenientes dos cabeçotes dos quatro modelos de aceleradores estudados, foram usados como dados de entrada para o cálculo computacional de doses em fantoma antropomórfico.

As doses absorvidas e as doses equivalentes em órgãos foram calculadas nas geometrias de irradiação postero-anterior (PA) e antero-posterior (AP), utilizando os espectros emergentes dos cabeçotes dos aceleradores, apresentados na Figura 3.2, e os coeficientes de conversão de fluência em dose recomendados pela ICRP-74, que se encontram nos anexos B e C desta dissertação.

O fantoma matemático antropomórfico obtido pelo programa computacional “*BodyBuilder*”, representando um homem adulto de 21 anos, 179 cm de altura e 73 kg de massa, foi posicionado ao longo do eixo z com o seu centro coincidindo com o centro do sistema de coordenadas. Distante 70 cm da origem do sistema de coordenadas, na direção y (coordenadas 0 70 0), foi posicionada uma fonte pontual e

isotrópica que simula os espectros neutrônicos provenientes dos aceleradores estudados. Essa geometria de irradiação é mostrada na Figura 3.3.

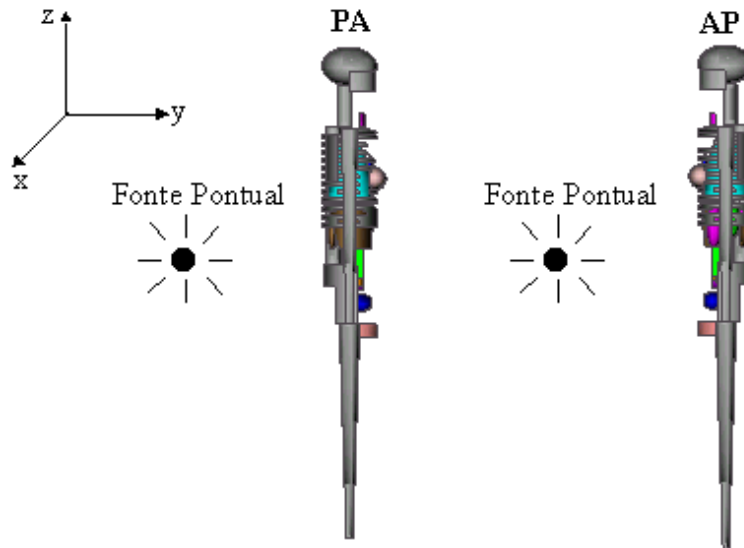


Figura 3.3 Geometrias de irradiação do simulador masculino adulto nas incidências postero-anterior (PA) e antero-posterior (AP), adotadas para o cálculo das doses equivalentes em órgãos.

3.5 Coeficientes de Conversão de Fluxo em Dose

O código MCNP simula o transporte de nêutrons através da matéria, fornecendo a fluência ou fluxo médio de partículas em um ponto, área ou volume. Assim, para estimar a dose ou taxa de dose absorvida num órgão, faz-se necessário o uso de coeficientes de conversão de fluência ou fluxo em dose. No manual do código, é sugerido o uso de coeficientes de conversão recomendados pela publicação nº 21 da ICRP (ICRP, 1971), que se encontram no anexo A, para converter fluência em taxa de dose equivalente (rem/h). No entanto, neste trabalho, foram utilizados os coeficientes de conversão recomendados na publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995), apresentados nos anexos B e C, que permitem obter o equivalente de dose ambiental, $H^*(10)$ (Tabela 1.B), e a dose equivalente em órgãos (Tabelas 1.C a 11.C) devido a nêutrons.

3.5.1 Implementação dos Coeficientes de Conversão Recomendados pela ICRP-74 no MCNP

A validação da implementação dos coeficientes de conversão da ICRP-74 no MCNP foi realizada através de cálculos de taxas de doses de nêutrons provenientes das fontes de $^{241}\text{Am/Be}$, com atividade de 1 Ci, e de ^{252}Cf com 1g ($2,3 \times 10^{12}$ n/s). Pode-se visualizar o espectro normalizado da fonte de $^{241}\text{Am/Be}$ na figura 3.4.

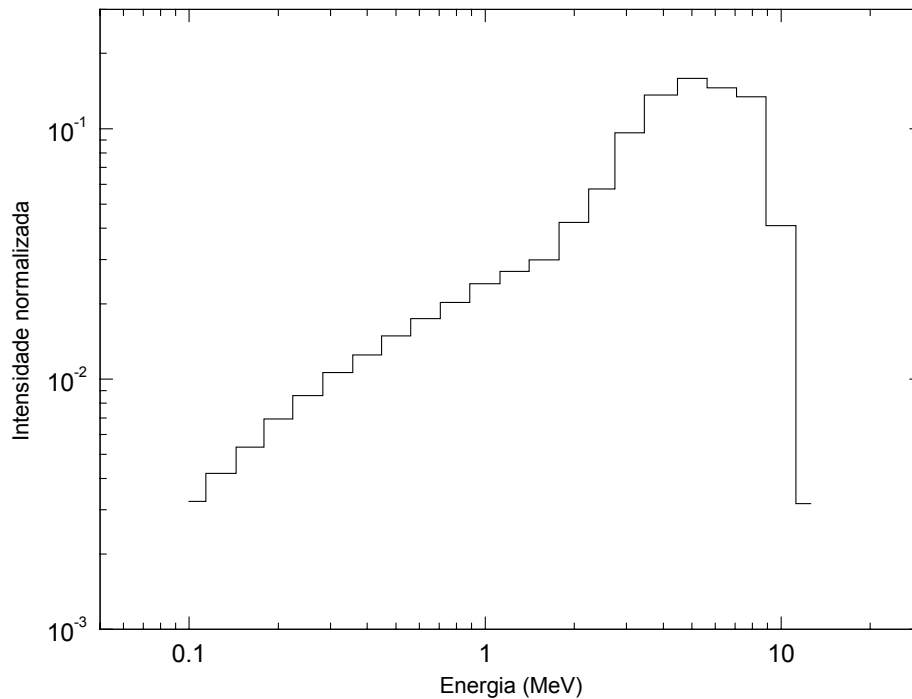


Figura 3.4 Espectro de nêutron da fonte de $^{241}\text{Am/Be}$ (Griffith, *et al.*, 1990).

A Figura 3.5 mostra a configuração geométrica simulada da fonte de $^{241}\text{Am/Be}$ duplamente encapsulada em aço inoxidável, cuja composição típica em percentual é: carbono (0,004%), manganês (1,590%), fósforo (0,011%), enxofre (0,008%), silício (0,370%), cromo (16,960%), níquel (13,610%), molibdênio (2,290%) e ferro (65,157%).

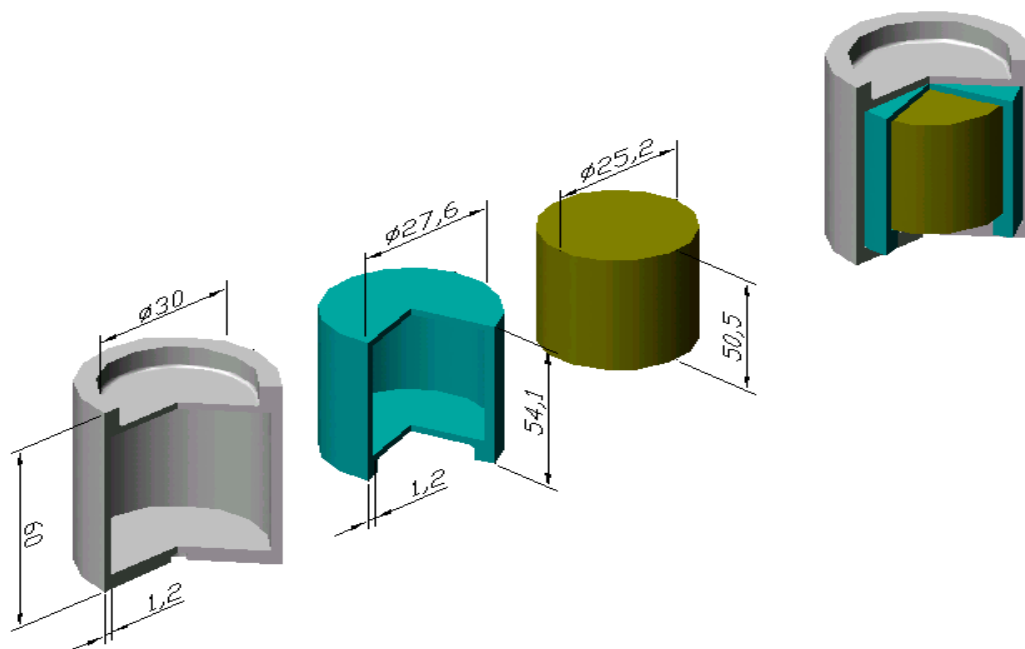


Figura 3.5 Dimensões (em mm) e configuração geométrica da fonte de $^{241}\text{Am}/\text{Be}$ simulada. (a) encapsulamento externo, (b) encapsulamento interno; (c) fonte cilíndrica de $^{241}\text{Am}/\text{Be}$; (d) geometria final (Ramos, 2004).

Para os cálculos das taxas de dose de nêutrons oriundos de uma fonte pontual de ^{252}Cf , o espectro de energia dos nêutrons foi modelado como um espectro de *fissão Watt*, descrito pela equação 3.3, usando-se os coeficientes fornecidos pelo código (Briesmeister, 1997),

$$f(E) = C \cdot \exp(-E/a) \cdot \sinh(bE)^{1/2} \quad (3.3)$$

onde E é a energia dos nêutrons em MeV, $a = 1,025 \text{ MeV}$ e $b = 2,926 \text{ MeV}^{-1}$

Os valores das taxas de dose num ponto no ar a 100 cm das fontes de $^{241}\text{Am}/\text{Be}$ e ^{252}Cf , obtidos a partir dos coeficientes de conversão da ICRP-21 e ICRP-74, estão mostrados na Tabela 3.2. São apresentados também, para comparação, os valores experimentais das taxas de dose a 1 m das fontes, determinadas por Knauer e colaboradores (Knauer *et al*, 1997) e obtidos em um catálogo da Empresa Amersham (Amersham, 1976), fabricante de fontes de $^{241}\text{Am}/\text{Be}$.

Tabela 3.2- Comparação das taxas de doses a 1 metro das fontes de $^{241}\text{Am/Be}$ e ^{252}Cf

Fontes de Nêutrons	Taxa de Dose		
	Utilizando ICRP 21	Utilizando ICRP 74	Valor Experimental
$^{241}\text{Am/Be}$	(21,0 $\mu\text{Sv/h}$)/Ci	(23,0 $\mu\text{Sv/h}$)/Ci	(22,0 $\mu\text{Sv/h}$)/Ci*
^{252}Cf	(22,5 Sv/h)/g	(25,6 Sv/h)/g	(23,0 Sv/h)/g**

* (Amersham, 1976) ** (Knauer *et al*, 1997)

3.6 Validação dos Espectros de Nêutrons Utilizados no Presente Estudo

Visando validar os espectros fotoneutrônicos obtidos a partir da equação 3.2, foi simulado com o código MCNP, quatro fontes pontuais isotrópicas com espectros de energia dos nêutrons transmitidos pelos cabeçotes dos aceleradores de 15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV, cujas distribuições em energia foram apresentadas na Figura 3.2.

Para isso, foi calculado a dose equivalente de nêutrons, H, por unidade de dose de raios X, utilizando-se os coeficientes de conversão fornecidos pela ICRP-74 (Tabela 1.B, no anexo B) e um detector pontual em pontos no ar localizados a 100 cm (no isocentro) e 140 cm distantes da fonte. Como no código MCNP a grandeza avaliada é normalizada, isto é, o valor da grandeza física desejada é expressa por partícula emitida da fonte, os valores das doses equivalentes para os quatro espectros simulados foram multiplicados pelos respectivos valores de intensidades de nêutrons no cabeçote, Q, dada em nêutrons por unidade de dose de raios X no isocentro (n/Gy). Na literatura, encontram-se valores de Q para a maioria dos aceleradores modernos, e para os estudados no presente trabalho, os valores estão disponíveis na Tabela 3.1. Os mesmos cálculos foram realizados por (Facure *et al*, 2004), utilizando-se os coeficientes de conversão fornecidos pela ICRP-21 (Tabela 1.A, no anexo A). Na Tabela 3.3, são apresentados os valores de doses equivalentes calculados no presente trabalho e os existentes na literatura, para efeitos de comparação.

Tabela 3.3 – Anexo T.1(final deste arquivo)

Como pode ser observado, os valores de dose equivalente no isocentro calculados neste trabalho, estão na mesma ordem de grandeza daqueles encontrados na literatura. Por exemplo, para o acelerador linear modelo Varian 1800 de 18 MV, os valores de doses equivalentes determinados por outros autores, apresentam variações entre 0,5 mSv Gy⁻¹ (Barquero *et al*, 2005) e 2,35 mSv Gy⁻¹ (Zanini *et al*, 2004a), enquanto que, o valor obtido no presente trabalho foi 1,88 mSv Gy⁻¹. Semelhante análise para os outros três potenciais (15 MV, 20 MV e 25 MV), permitem concluir que os valores de doses equivalentes no isocentro, calculados pelo MCNP para os quatro modelos de aceleradores estudados, são coerentes com os da literatura.

CAPÍTULO 4

Apresentação e Análise dos Resultados

4.1 Espectros de Fotonêutrons Emergentes dos Cabeçotes dos Aceleradores Lineares

Os espectros de fotonêutrons emergentes dos cabeçotes dos aceleradores de 15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV foram obtidos, de acordo com o procedimento descrito na secção 3.2. A Figura 4.1 apresenta os espectros emergentes dos cabeçotes dos aceleradores citados. Esses espectros também foram obtidos por Facure (Facure *et al*, 2005).

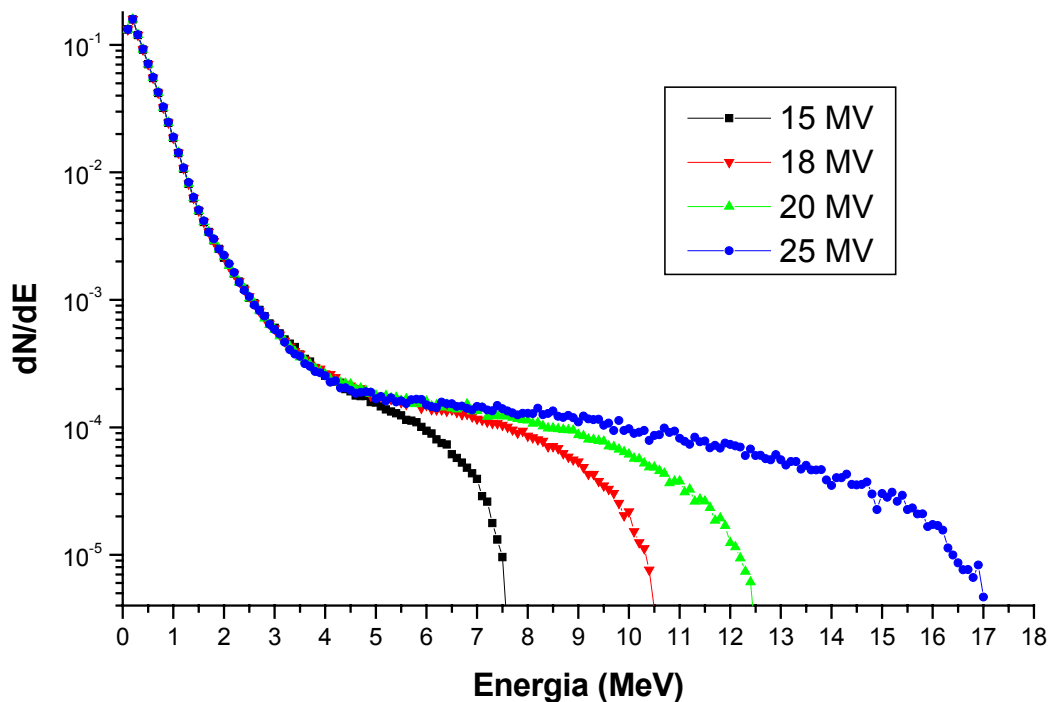


Figura 4.1 Espectros normalizados de nêutrons transmitidos por 10 cm de tungstênio para os aceleradores utilizados no presente estudo.

Os espectros transmitidos apresentados na Figura 4.1 foram usados como dados de entrada no código MCNP para os cálculos de dose em órgãos do simulador matemático antropomórfico adulto, nas geometrias de irradiação AP e PA. Foram selecionados, com base na publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995), onze órgãos, a saber: gônadas, medula óssea, cólon, pulmão, estômago, bexiga, fígado, esôfago, tireóide, pele e superfície óssea.

4.2 Dose Absorvida em órgãos

Para estimar as doses absorvidas associadas aos fluxos de nêutrons calculados em cada órgão selecionado foram utilizados os coeficientes de conversão recomendados pela ICRP 74, que se encontram no Anexo C, 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 mostrado na Tabela 3.1. A geometria de irradiação adotada encontra-se descrita na secção 3.4. 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 4.1 e 4.2, são apresentados os valores de doses absorvidas de nêutrons, nos principais órgãos estabelecidos pela publicação nº 74 da ICRP, nas geometrias AP e PA, para os quatro aceleradores clínicos investigados.

Tabela 4.1- Dose absorvida devido aos fotonêutrons (mGy.n por Gy de fótons) em órgãos, na posição AP.

Órgãos	Dose Absorvida (mGy.n Gy ⁻¹)			
	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
Tireóide	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 4.2- Dose absorvida devido aos fotonêutrons (mGy.n por Gy de fótons) em órgãos, na posição PA.

Órgãos	Dose Absorvida (mGy.n Gy ⁻¹)			
	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
Tireóide	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

Analisando-se as Tabelas 4.1 e 4.2, observa-se que os valores de dose absorvida nos órgãos: gônadas, cólon, estômago, bexiga, fígado e tireóide para as geometrias de irradiação AP foram superiores aos obtidos para a posição PA. Isto é justificado pela posição que cada órgão ocupa no interior do corpo humano, ou seja, quanto mais próximo da superfície maior a dose a ser recebida (ICRP, 1995). Para os órgãos esôfago, superfície óssea e pele, valores próximos de dose absorvida (diferença de 0,01 mGy.n Gy⁻¹), para ambas geometrias de irradiação, são observados. A máxima dose absorvida foi aproximadamente de 1 mGy, por Gy do feixe terapêutico de 25 MV, para as gônadas, na posição AP.

4.3 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 peso da radiação, em função da energia dos nêutrons $w(E_n)$ utilizados no presente trabalho, foram obtidos pela equação 2.7, e têm o comportamento mostrado na figura 4.2.

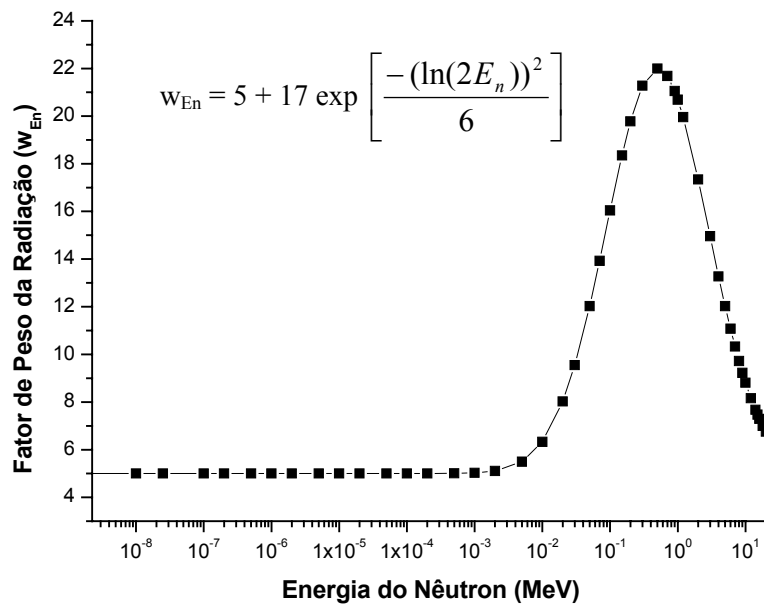


Figura 4.2 Fatores de peso da radiação, w_{En} , em função da energia dos nêutrons.

Nas Figuras 4.3 a 4.13, são apresentados os valores de dose equivalente em cada órgão considerado neste trabalho devido aos fotonêutrons gerados nos aceleradores de 15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV, para as geometrias de irradiação AP e PA.

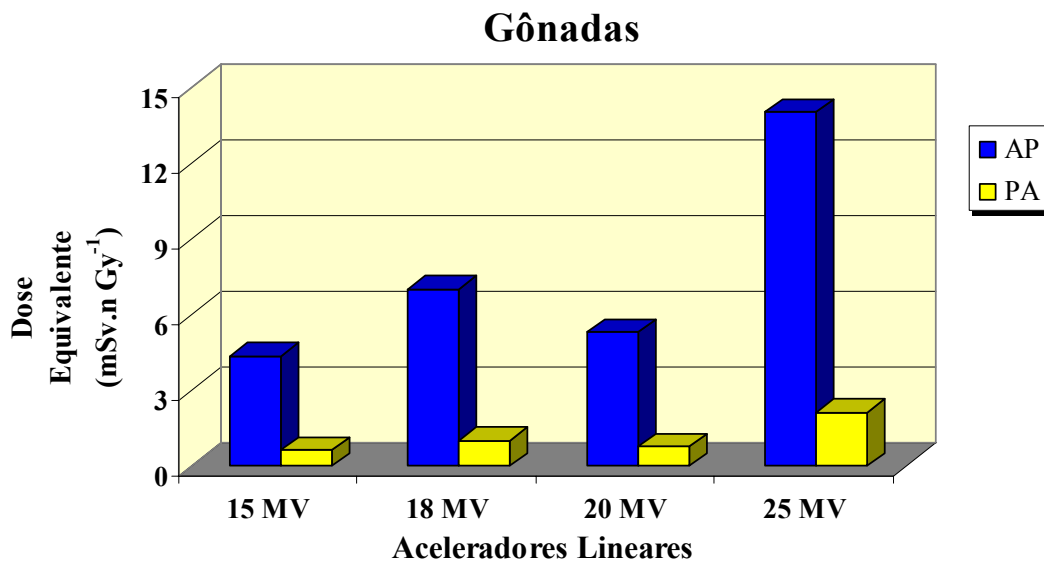


Figura 4.3 Dose equivalente nas gônadas devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

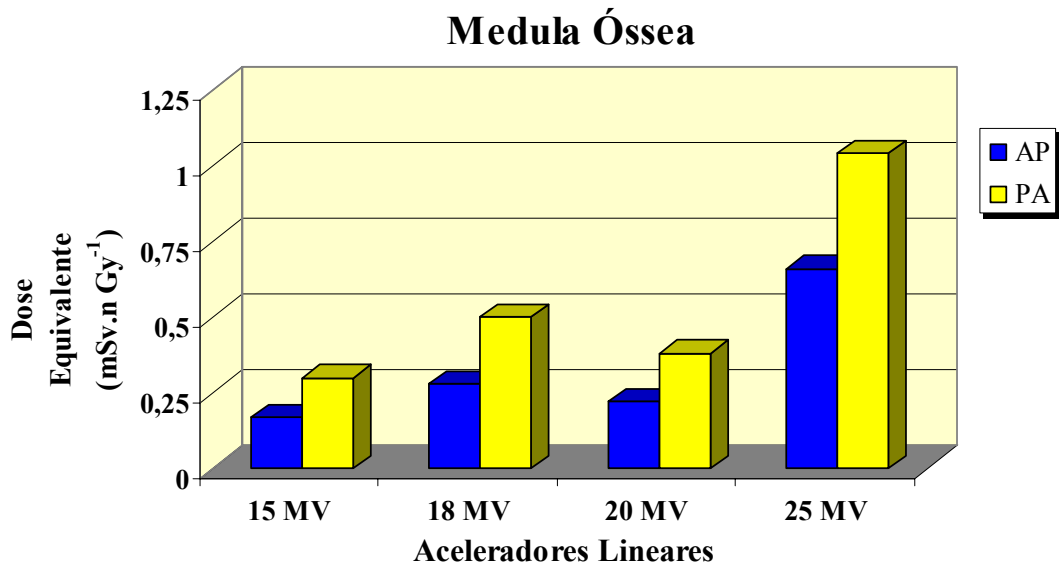


Figura 4.4 Dose equivalente na medula óssea devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

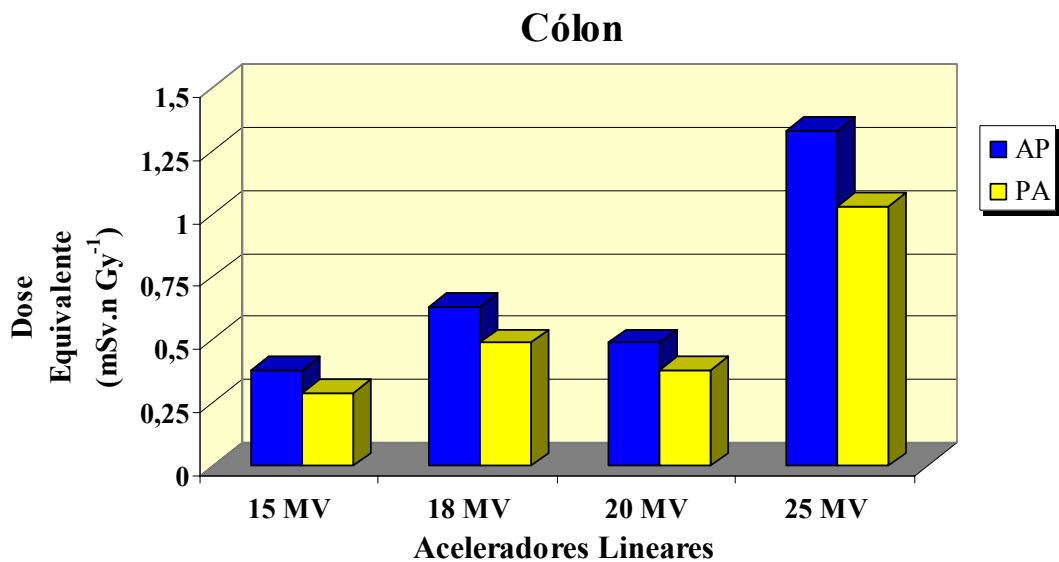


Figura 4.5 Dose equivalente no cólon devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

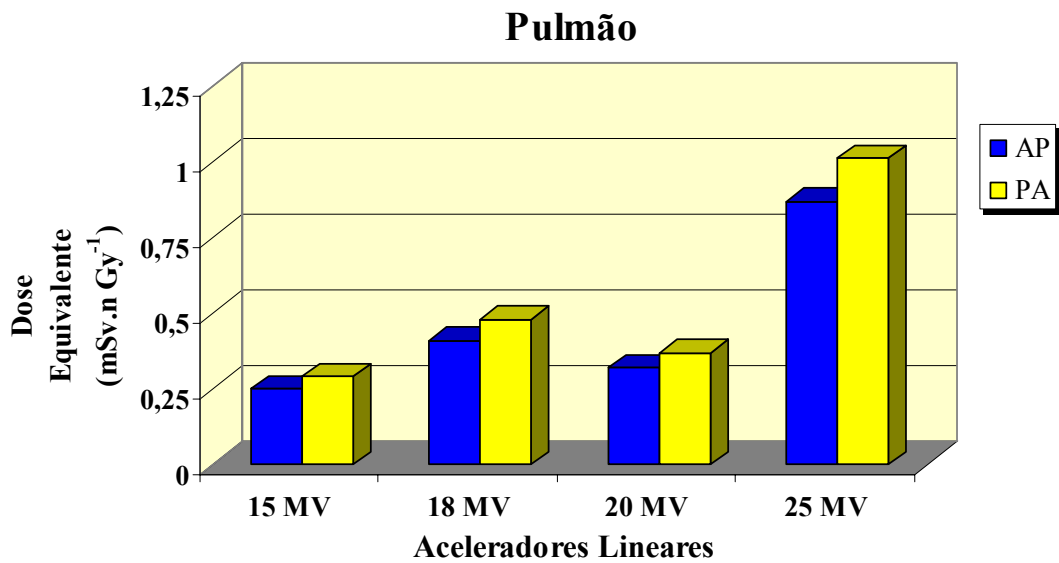


Figura 4.6 Dose equivalente no pulmão devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

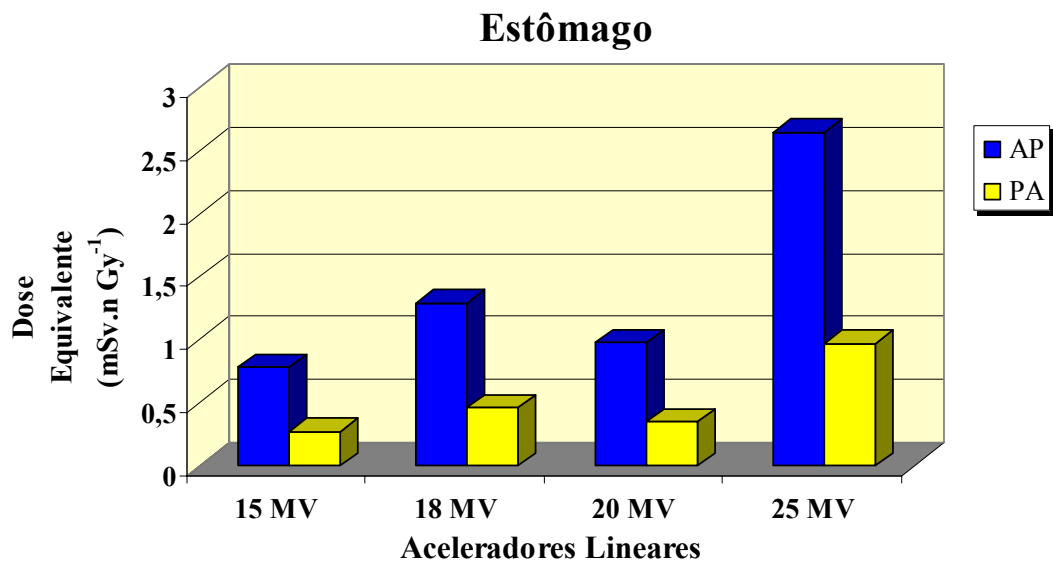


Figura 4.7 Dose equivalente no estômago devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

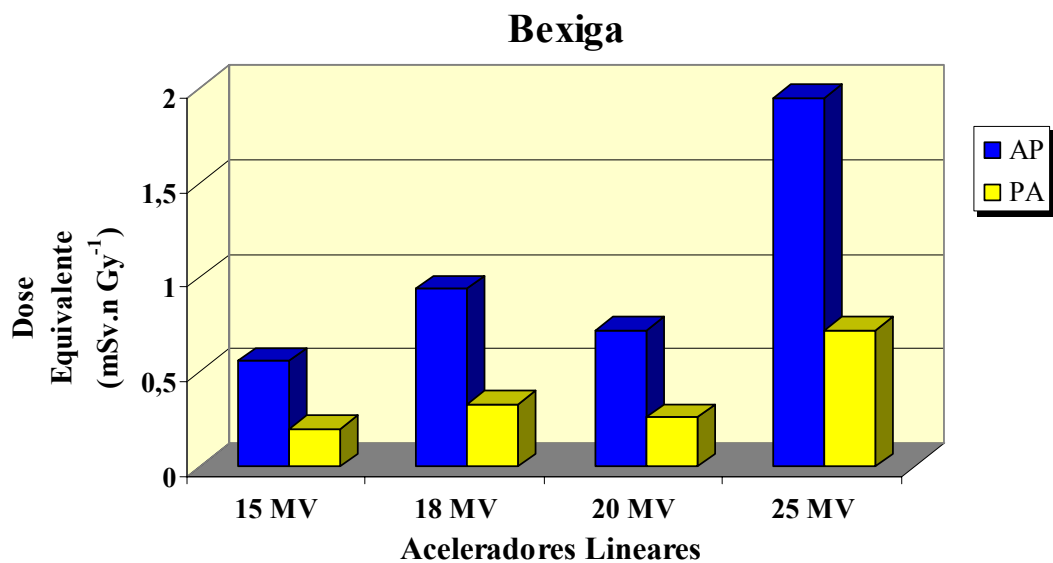


Figura 4.8 Dose equivalente na bexiga devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

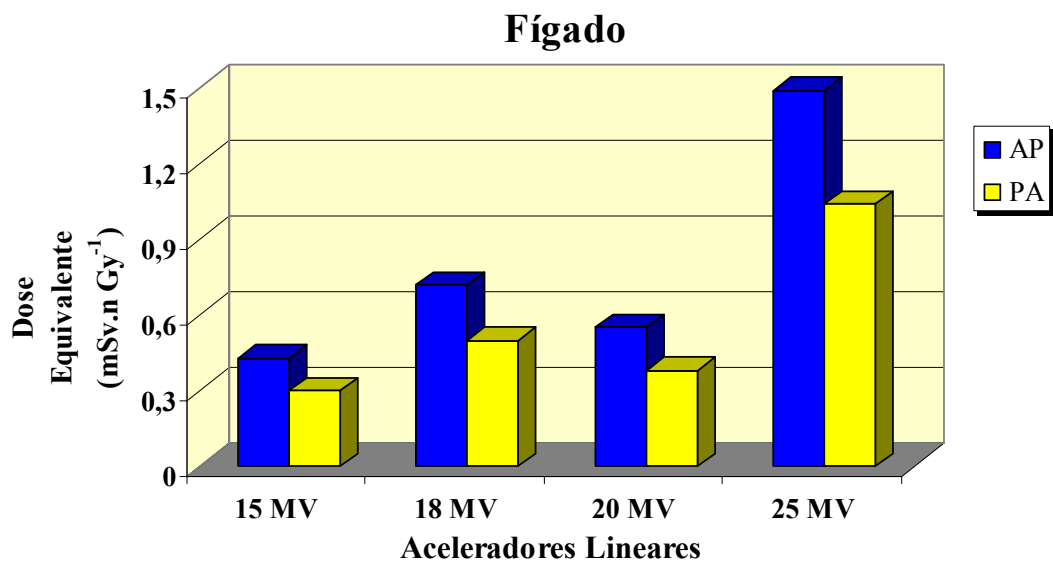


Figura 4.9 Dose equivalente no fígado devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

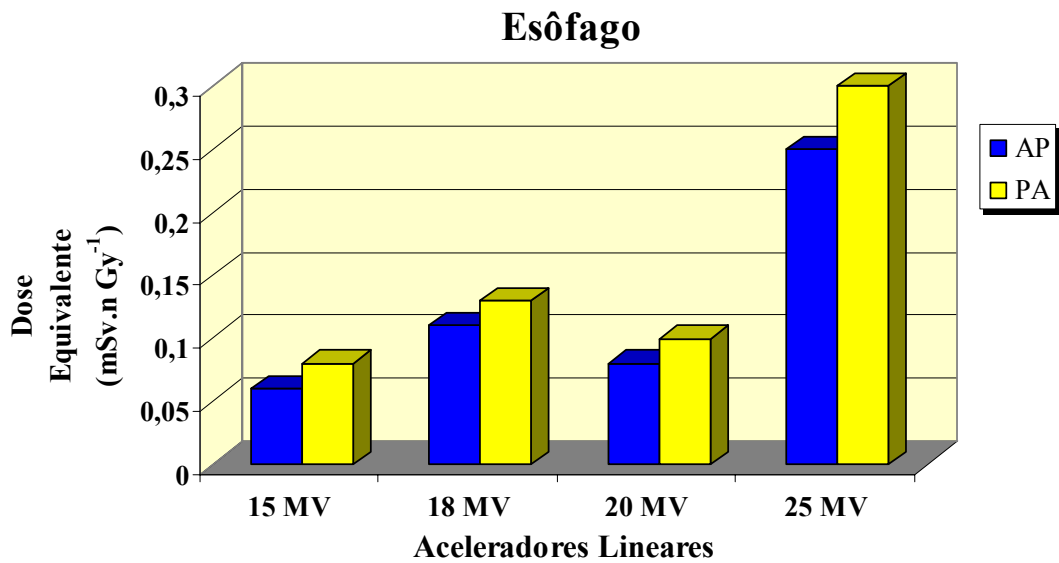


Figura 4.10 Dose equivalente no esôfago devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

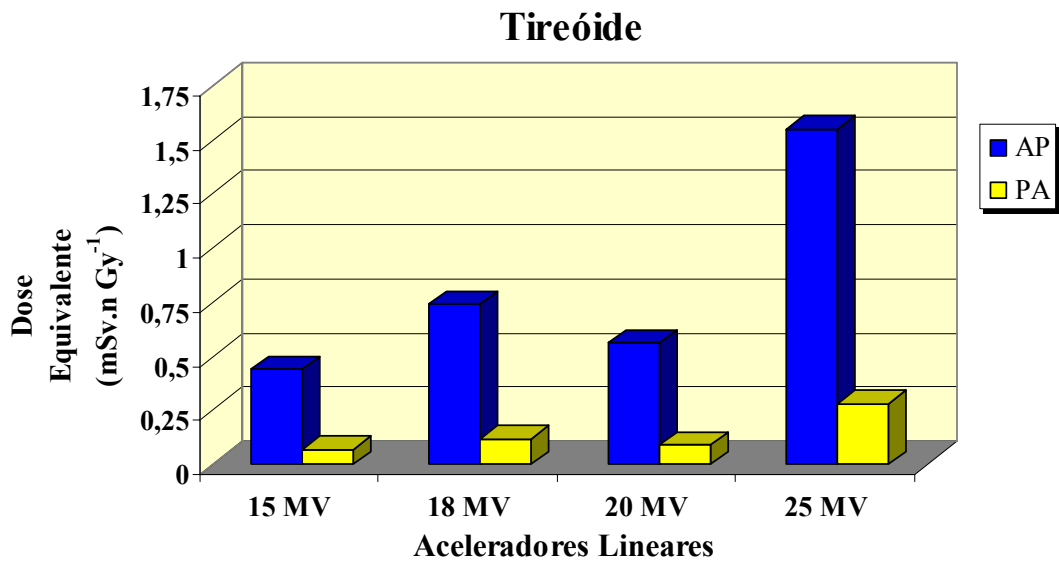


Figura 4.11 Dose equivalente na tireóide devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

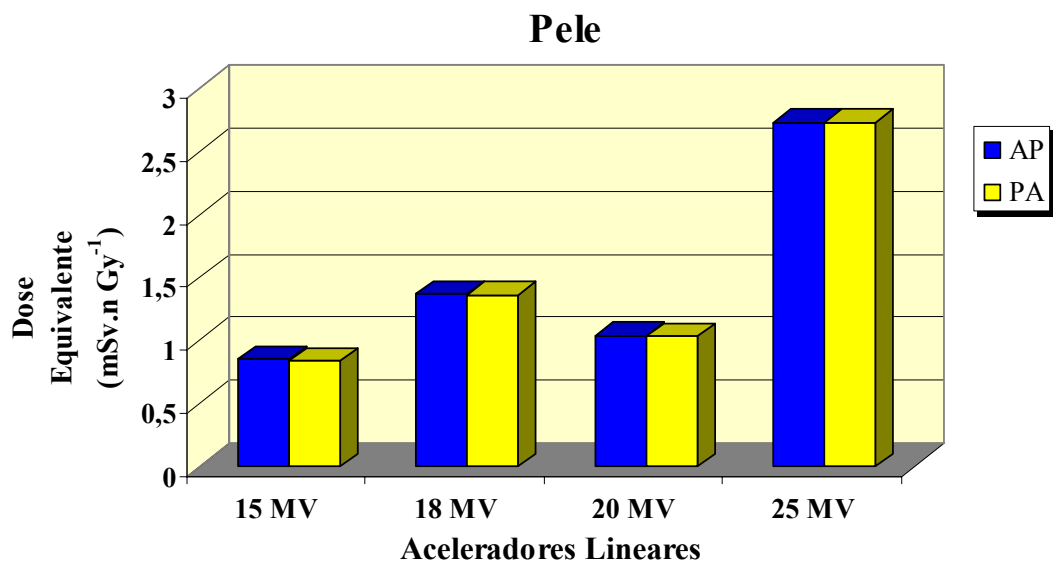


Figura 4.12 Dose equivalente na pele devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

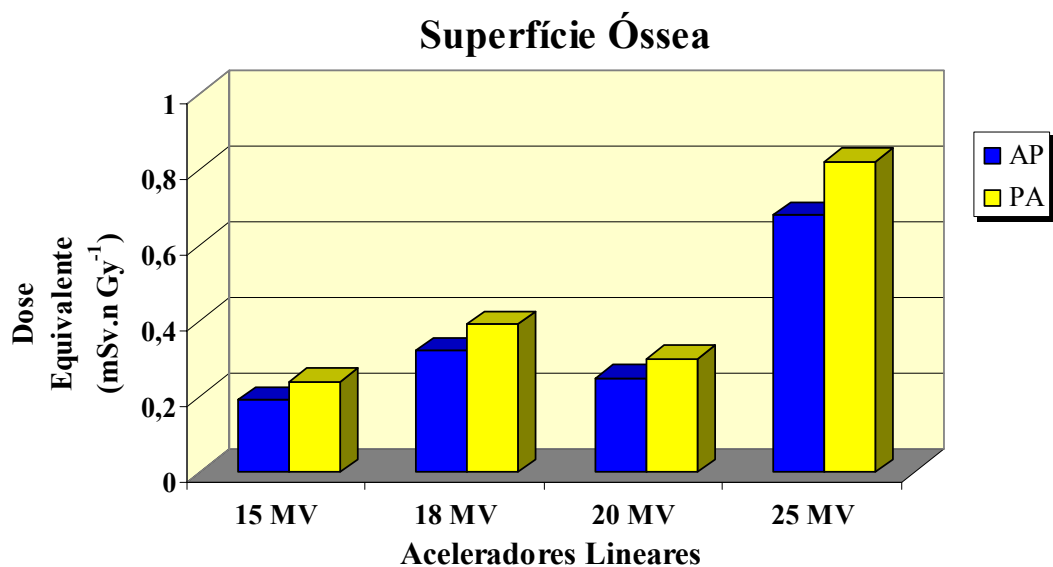


Figura 4.13 Dose equivalente na superfície óssea devido aos fotonêutrons provenientes dos quatro modelos de aceleradores lineares considerado no presente estudo, nas posições AP e PA.

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 os valores obtidos para a posição AP, para todos os modelos de aceleradores investigados. Para a pele, valores iguais de dose são observados.

Os valores obtidos para a dose equivalente nos órgãos selecionados apresentaram entre 0,11 mSv.n Gy⁻¹ (valor mínimo para o esôfago) e 7,03 mSv.n Gy⁻¹ (valor mínimo para as gônadas) para a projeção AP, e nos intervalos 0,12 mSv.n Gy⁻¹ (valor mínimo para a tireóide) e 1,36 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 no anexo D.

4.3.1 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 4.14 a 4.17 são apresentados para os quatro aceleradores clínicos, os valores de doses equivalentes nos órgãos e projeções (AP e PA) avaliadas no presente trabalho.

Na Tabela 4.3, são apresentados, para efeitos de comparação, os valores de dose devido a fotonêutrons em órgãos calculados com o MCNP para frações diárias de dose de fótons de 2 Gy, 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 presente trabalho estão coerentes com aqueles determinados experimentalmente por Vanhavere e colaboradores. Estes resultados mostram, de modo global, que a metodologia adotada para o cálculo de dose usando o código MCNP foi adequada.

Figuras 4.14 a 4.17 e Tabela 4.3 – Anexo T.1 (final deste arquivo)

4.4 Dose Efetiva

A partir dos valores de dose equivalente em órgãos devido a 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, descrito na Tabela 2.3. A Tabela 4.4 apresenta os valores de dose efetiva para os quatro modelos de aceleradores considerados, nas respectivas posições AP e PA.

Tabela 4.4- 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
18 MV	1,86	0,51
20 MV	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 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 4.5, são mostradas para fins de comparação, os valores de dose efetiva obtidos neste trabalho 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 4.5- Dose efetiva, E, associada aos nêutrons provenientes do acelerador de 18 MV, para um tratamento de 2 Gy, estimada pelo presente trabalho e por Vanhavere e colaboradores (Vanhavere *et al*, 2004).

Fantomas/ Técnicas	E (mSv) (todos os órgãos)	E (mSv) (exceto bexiga e colon)
Alderson Rando ^(a) IMRT	5,5	3,9
Plexiglass ^(a) IMRT	5,3	3,2
Plexiglass ^(a) 10 x 10 cm ²	2,4	1,5
Presente Trabalho	3,7	3,4

^(a)Vanhavere *et al*, 2004.

Analisando a Tabela 4.5, pode-se observar que os valores de dose efetiva, considerando todos os órgãos ou excluindo a bexiga e o cólon, estimada no presente trabalho, estão na mesma ordem de grandeza apresentando bom acordo com os valores determinados por Vanhavere e colaboradores (Vanhavere *et al*, 2004).

CAPÍTULO 5

Conclusões e Sugestões

O presente trabalho teve como finalidade calcular doses equivalentes em órgãos e tecidos do corpo humano devido aos fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos que operam nos potenciais 15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV, utilizando o código de Monte Carlo MCNP4B e um fantoma antropofórmico. Com a metodologia adotada foi possível se determinar valores de dose de nêutrons em órgãos de pacientes submetidos a tratamentos radioterápicos e os resultados poderão ser utilizados para estimar o risco de surgimento de tumores secundários causados por nêutrons que contaminam o feixe terapêutico.

As simulações de Monte Carlo realizadas neste trabalho possibilitam os seguintes comentários e conclusões:

- A partir da análise dos resultados apresentados nas figuras 4.3, 4.5, 4.7, 4.8, 4.9 e 4.11, pôde-se concluir que os valores para a dose equivalente nos órgãos: gônadas, cólon, estômago, bexiga, fígado e tireóide, proveniente dos quatro aceleradores estudados para a geometria de irradiação AP, foram superiores aos encontrados para a posição PA. Enquanto que nas figuras 4.4, 4.6, 4.10 e 4.13, os valores de dose equivalente nos órgãos: medula óssea, pulmão, superfície óssea e esôfago, foram superiores para a geometria de irradiação PA. Para a pele, valores iguais de dose foram observados.
- A partir das análises das figuras 4.15 e 4.16, conclui-se que a dose de nêutrons em órgãos não depende apenas do aumento do potencial do acelerador linear de uso médico, mas, também, dos valores da intensidade de nêutrons produzidos no cabeçote (Q).
- Como pode ser visto na Tabela 4.3, os resultados de dose equivalente em órgãos devido aos fotonêutrons gerados no cabeçote de um acelerador de 18

MV obtidos no presente trabalho, estão na mesma ordem de grandeza com os recentes resultados publicados na literatura sobre o assunto. Esses resultados confirmam, de modo global, a metodologia de cálculo adotada, e atestam a adequação dos espectros de nêutrons utilizados para a computação de doses equivalentes em órgãos de pacientes.

- Os valores de dose efetiva mostrados na Tabela 4.5, para um dado tratamento radioterápico de 2 Gy, num acelerador linear que opera em 18 MV, apresentaram boa concordância quando comparados com os existentes na literatura. Esses resultados, assim como os apresentados na Tabela 4.4, são de especial interesse, pois poderão ser utilizados para a quantificação do risco de surgimento de cânceres induzidos por nêutrons nos pacientes.

5.1 Sugestões de Trabalhos Futuros

Sugere-se alguns trabalhos de pesquisa que dariam continuidade a este e o conseqüente enriquecimento do tema.

- Estimar o risco de surgimento de tumores induzidos por nêutrons após tratamentos radioterápicos utilizando os valores de dose efetiva obtidos neste trabalho e os modelos e fatores de risco do BEIR V (Committee on the Biological effects of Ionizing Raditions, 1990).
- Calcular, adotando a metodologia proposta nesta tese, a dose de nêutrons em órgãos de crianças submetidas a tratamento radioterápico, utilizando modelos antropomórficos pediátricos gerados pelo código *Sabrina*.
- Simular, utilizando versões mais recentes do código MCNP, tais como MCNP5 ou MCNPX, a produção de fotonêutrons, através de cabeçotes de aceleradores lineares clínicos, visando obter um espectro realístico da fluência de nêutrons, no nível da superfície do fantoma que representa o corpo humano.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Agosteo, S.; Foglio Para, A.; Maggioni B. “**Neutron fluxes in radiotherapy rooms**”.
Med. Phys., 20 (2): pp. 407-414: 1993.
- Amersham, “**Neutron Source: Americium-241/Berillium and Californium-252**”.
The Radiochemical Centre, Technical Buletin 76/7.
- Balthar, M. C. V., 2002, “**Cálculo de dose em órgãos, fora do volume alvo, em crianças submetidas a terapia gama externa, para avaliação do risco de surgimento de tumores secundários**”, Tese de Doutorado em Ciências em Biociências Nucleares. Rio de Janeiro: UERJ.
- Barquero, R., Mendez, R., Vega-Carrilo, H.R., Iniguez, M.P., Edwards, T. M.”**Neutron Spectra and Dosimetry Features Around an 18 MV Linac Accelerator**”,
Health Physics, 88(1), pp. 48-58, 2005.
- Berger, H., “**Resolution Study of Photography Thermal Neutrons Image Detectors**”,
Journal of Applied Physics, V. 34, nº 4, pp. 914-918. New York, 1963.
- Briesmeister, J. F., 1997, **MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B**. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory; LA – 12625-M, March.
- Bourgois, L., Delacroix, D., Ostrowsky, A., “**Use of Bubble Detectors to Measure Neutron Contamination of a Medical Accelerator Photon Beam**”, Radiation Protection Dosimetry, V. 74, nº 4, pp.239-246, 1997.
- Carinou, E.; Kamenopoulou, V. “**Evaluation of nêutron dose in the maze os medical accelerators**”; Med. Phys. 26 (12): pp. 2520-2525; 1999.

Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations (BEIR), 1990, “**Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionising Radiation. BEIR V**”, National Academy Press, Washington, D.C.

Eckerman, K. F., Cristy, M., Ryman, J. C., 1996, “**The ORNL Mathematical Phantom Series**”, Oak Ridge National Laboratory Report.

Facure, A., Falção, R. C., Silva, A. X. da, Crispim, V. R. e Vitorelli, J. C., “**Neutron dose rate evaluation for medical linear accelerators**”, Radiation Protection Dosimetry, vol. 111, nº 1. pp 1-3, 2004.

Facure, A., Falção, R. C., Silva, A. X. da, Crispim, V. R. e Vitorelli, J. C., “**A study of neutron spectra from medical linear accelerators**”, Applied Radiation and Isotopes, vol. 62, pp 69-72, 2005.

Ferreira, F. J. O., 2003, “**Estudo para implantação de um sistema eletrônico para aquisição de imagens neutronográficas no reator argonauta do IEN/CNEN**”, Tese de Mestrado em Engenharia Nuclear, Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ.

Griffith, R.V., Palfalvi, J., Madhvanath, U., “**Compendium of Neutron Spectra and Detector Responses for Radiation Protection Purposes**”, Technical Reports Series, nº 318. International Atomic Energy Agency, Viena, 1990.

Halblieb, J. A. e Mehlhorn, T. A. “**ITS: The Integrated TIGER Series of Coupled Electron/Photon Monte Carlo Transport Codes**”, Sandia National Laboratory Report, SAND 84-0573 (1984).

International Commission on Radiological Protection, 1971, “**ICRP Committee 3 Task Group, P. Grande and M. C. O’Riordan, chairmen, Data for Protection Against Ionizing Radiation from External Sources: Supplement to ICRP Publication 15**”. ICRP Publication 21, New York, Pergamon Press, USA

International Commission on Radiological Protection, 1977, “**Recommendations of the ICRP, Annals of the ICRP 1 N° 3**”. ICRP Publication 26, New York, Pergamon Press, USA.

International Commission on Radiological Protection, 1978, “**Statement from the 1978 Stockholm Meeting of the International Commission on Radiological Protection**”, Annals of the ICRP 2(1). ICRP Publication 28, New York, Pergamon Press, USA.

International Commission on Radiological Protection, 1980, “**Statement and Recommendations of the International Commission on Radiological Protection from its 1980 Stockholm Meeting**”, Annals of the ICRP 4(3/4). ICRP Publication 30, part 2, New York, Pergamon Press, USA.

International Commission on Radiological Protection, 1985, “**Statement from the 1985 Paris Meeting of the International Commission on Radiological Protection**”, Annals of the ICRP 15(2/3). ICRP Publication 45, New York, Pergamon Press, USA.

International Commission on Radiological Protection, 1989, “**Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 1**”. ICRP Publication 56, New York, Pergamon Press, USA.

International Commission on Radiological Protection, 1991 “**Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**”, ICRP Publication 60, New York, Pergamon Press, USA.

International Commission on Radiological Protection, 1995, “**Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation**”. ICRP Publication 74, New York, Pergamon Press, USA.

International Commission on Radiological Units and Measurements – (ICRU). “**Radiation Quantities and Units**”. Report 33. 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1980.

International Commission on Radiological Units and Measurements – (ICRU).
“**Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources**”. Report 39. 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1985.

International Commission on Radiological Units and Measurements – (ICRU).
“**Measurements of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiation**”. Report 47. 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1992.

International Commission on Radiological Units and Measurements – (ICRU).
“**Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry**”. Report 51. 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1993.

Králík, M. e Turek, K. “**Characterisation of neutron fields around high-energy x-ray radiotherapy machines**”: Radiation Protection Dosimetry, vol. 110, n°1-4 . pp 503-507, 2004.

Kenneth A. Van Riper, 2002, “**BodyBuilder User’s Guide**”, White Rock Science. Los Alamos, NM 87544 USA.

Knauer, J. B., e Martim, R. C., “**Californium-252 production and Neutron Source Fabrication**”. Californium-252 Isotope for 21st Century Radiothrapy. pp. 7-24, Berlin/Germany, June, 1997.

Lamarsh, J. C., “**Introduction to Nuclear Reactor Theory**”. Addison-Wesley Publishing Company, 1978.

Lima, M. A. F., 2004, “**Cálculo dos coeficientes de conversão em termos do equivalente de dose ambiental e da dose efetiva para barreiras em instalações de radioterapia**”. Tese de Doutorado em Ciências em Engenharia Nuclear. Rio de Janeiro: COPPE-UFRJ.

Ramos, R., 2004, “**Modelagem de um sistema neutrongráfico baseado em uma fonte de ²⁴¹Am/Be, utilizando o Método de Monte Carlo**”. Tese de Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear. Rio de Janeiro: COPPE-UFRJ.

R. C. McCall, **SLAC Report n° PUB-2739**,1981

McGinley, P. H. “**Shielding Techinques for Radiation Oncology Facilities**”. Med. Physics Publishing, Madison, Wiscon Sin, 1998.

M.Cristy, “**Mathematical Phantoms Representing Children of /various ages for Use in Estimates of Internal Dose**”, U. S. Nuclear Regulatory Commission Report NUREG/CR-1159 (ALSO Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/NUREG/TM-367) (1980).

M. Cristy and K. F. Eckerman, “**Specific absorbed Fractions of Energy at Various ages from Internal Photon sources. I. Methods,**” Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/TM-8381/VI (1987).

Nath, R., Price, K.W., Holeman, G.R., “**An Intercomparison of Neutron Measurements for a 25 MV X-ray Radiotherapy Accelerators**”, Med. Phys. 7(5), pp. 545-548, 1980.

National Council on Radiation Protection and Measurements. “**Neutron contamination from medical accelerators**”. Bethesda, MD: NCRP Report n° 79; 1984.

Nogueira, M. S., 1996, “**Determinação dos Fatores de Conversão de Kerma no Ar e de Fluência para o Equivalente de Dose Ambiental no Intervalo de 50 a 150KVp**” Dissertação de Doutorado em Cs. na Área de Tecnologia Nuclear, São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.

Ongaro, C., Zanini, A., Nastasi, U., Ródenas, J., Ottaviano, G., Manfredotti, C. “**Analysis of photoneutron spectra produced in medical accelerators**”: Phys. Med. Biol.,45, L55-L61, 2000.

Palta, J. R., Hogstrom, K. R. e Tannanonta, C. “**Neutron leakage measurements from a medical linear accelerator**”: Med. Phys, 11 (4), pp. 498-501, Jul/Aug, 1984.

Sanz, R. B., Villafaña, R. M., Bayo, M. P. Iñiguez de la Torre e Carrillo, H. R. V., “**Determination of neutron dose to patients from a 18 MV linac**”: 5^{as} Jornadas de Investigación Universidad Autónoma de Zacatecas, Trabajo: CB/UFIS-07/039, 2001.

Snyder, W. S., Ford, M. R., Wagner, G.G., Fisher, H. L., “**Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous**”, MIRD pamphlet. n° 5. J. Nucl. Med. 10, supl. 3, 1969.

Straker, E. A., Stevens, P. N., Irvings, D. C. and Cain, V. R. **ORNL Report n° CC-203**, 1976.

Tanner, J. E., Piper, R. K., Leonowich, J. A. e Faust, L. G. “**Verification of an effective dose equivalent model for neutrons**”: Radiation Protection Dosimetry, vol. 44, n° ¼. pp 171-174, 1992

Tosi, G., Torresin, A., Agosteo, S., Folgio Para, A., Sangiust, V., Zeni, L., Silari, M. “**Neutron measurements around medical electron accelerators by active and passive detection techniques**”: Med. Phys. 18 (1): 54-60, 1991

Vanhavere, F., Huyskens, D., Struelens, L., “**Peripheral neutron and gamma doses in radiotherapy with an 18 MV linear accelerator**”: Radiation Protection Dosimetry, vol. 110, n°1-4, pp. 607-612, 2004.

Vega, W. F., 2003, “**Análise de distribuição de dose em exames tomográficos por método Monte Carlo**”, Tese de Doutorado em Ciências em Engenharia Nuclear, Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ.

Waller, E. J., Jamieson, T. J., Cole, D., Cousins, T., Jammal, R. B. “**Experimental and computational determination of neutron dose equivalent around radiotherapy accelerators**”: Radiation Protection Dosimetry, vol. 107, n°4 . pp 225-232, 2003.

Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G., Watson, S. B., “**A Tabulation of Dose Equivalent per Microcurie-day for Source and Target Organs of an Adult for Various Radionuclides: Part I,**”, Oak Ridge National Laboratory Report ORNL-5000 (1974).

Zanini, A., Durisi, E., Fasolo, F., Ongaro, C., Visca, L., Nastasi, U., Burn, K. W., Scielzo, G., Adler, J. O., Annand, J. R. M. e Rosner, G. “**Monte Carlo simulation of the photoneutron field in linac radiotherapy treatments with different collimation systems**”: Phys. Med. Biol. 49, pp 571-582, 2004(a).

Zanini, A., Durisi, E., Fasolo, F., Ongaro, C., Visca, L., Nastasi, U., Burn, K. W. e Annand, J. R. M. “**Neutron spectra in a tissue equivalent phantom during photon radiotherapy treatment by linacs**”: Radiation Protection Dosimetry, vol. 110, N°1-4, pp 157-160, 2004(b).

Zankl, M., Panzer, Drexler, G., 1991 “**The Calculation of Dose form external photon exposures using reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods part IV: Organ Doses form Computed Tomography Examination**”. GSF-Bericht, 30/91.

ANEXO A

Coeficientes de Conversão recomendados pela ICRP 21 para uso em Proteção Radiológica

Tabela 1.A – Coeficientes de Conversão (Taxa de Dose por Fluxo de Nêutrons)
(Apêndice H, Tabela H.1, BRIESMEISTER, 1997)

Energia do Nêutron (MeV)	DF(E) – (rem/h) (n/cm² . s)
2,5 x 10 ⁻⁸	3,85 x 10 ⁻⁶
1,0 x 10 ⁻⁷	4,17 x 10 ⁻⁶
1,0 x 10 ⁻⁶	4,55 x 10 ⁻⁶
1,0 x 10 ⁻⁵	4,35 x 10 ⁻⁶
1,0 x 10 ⁻⁴	4,17 x 10 ⁻⁶
1,0 x 10 ⁻³	3,70 x 10 ⁻⁶
1,0 x 10 ⁻²	3,57 x 10 ⁻⁶
1,0 x 10 ⁻¹	2,08 x 10 ⁻⁵
5,0 x 10 ⁻¹	7,14 x 10 ⁻⁵
1,0	1,18 x 10 ⁻⁴
2,0	1,43 x 10 ⁻⁴
5,0	1,47 x 10 ⁻⁴
10,0	1,47 x 10 ⁻⁴
20,0	1,54 x 10 ⁻⁴

ANEXO B

Coeficientes de Conversão recomendados pela publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995) utilizado para converter fluxo de nêutrons em equivalente de dose ambiental

Tabela 1.B – Equivalente de dose ambiental por fluência de nêutrons, $H^*(10)/\phi$, em pSv.cm^2 para nêutrons monoenergéticos incidentes em várias geometrias sobre a esfera da ICRU.

Energia (MeV)	$H^*(10)/\phi$	Energia (MeV)	$H^*(10)/\phi$
$1,0 \times 10^{-9}$	6,60	$1,5 \times 10^{-1}$	132
$1,0 \times 10^{-8}$	9,00	$2,0 \times 10^{-1}$	170
$2,5 \times 10^{-8}$	10,6	$3,0 \times 10^{-1}$	233
$1,0 \times 10^{-7}$	12,9	$5,0 \times 10^{-1}$	322
$2,0 \times 10^{-7}$	13,5	$7,0 \times 10^{-1}$	375
$5,0 \times 10^{-7}$	13,6	$9,0 \times 10^{-1}$	400
$1,0 \times 10^{-6}$	13,3	$1,0 \times 10^0$	416
$2,0 \times 10^{-6}$	12,9	$1,2 \times 10^0$	425
$5,0 \times 10^{-6}$	12,0	$2,0 \times 10^0$	420
$1,0 \times 10^{-5}$	11,3	$3,0 \times 10^0$	412
$2,0 \times 10^{-5}$	10,6	$4,0 \times 10^0$	408
$5,0 \times 10^{-5}$	9,90	$5,0 \times 10^0$	405
$1,0 \times 10^{-4}$	9,40	$6,0 \times 10^0$	400
$2,0 \times 10^{-4}$	8,90	$7,0 \times 10^0$	405
$5,0 \times 10^{-4}$	8,30	$8,0 \times 10^0$	409
$1,0 \times 10^{-3}$	7,90	$9,0 \times 10^0$	420
$2,0 \times 10^{-3}$	7,70	$1,0 \times 10^1$	440
$5,0 \times 10^{-3}$	8,00	$1,2 \times 10^1$	480
$1,0 \times 10^{-2}$	10,5	$1,4 \times 10^1$	520
$2,0 \times 10^{-2}$	16,6	$1,5 \times 10^1$	540
$3,0 \times 10^{-2}$	23,7	$1,6 \times 10^1$	555
$5,0 \times 10^{-2}$	41,1	$1,8 \times 10^1$	570
$7,0 \times 10^{-2}$	60,0	$2,0 \times 10^1$	600
$1,0 \times 10^{-1}$	88,0	$3,0 \times 10^1$	515

ANEXO C

Coeficientes de Conversão recomendados pela publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995) utilizado para converter fluxo de nêutrons em dose absorvida.

Tabela 1.C – Dose absorvida na bexiga por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em pGy.cm² para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
1,0 x 10 ⁻⁹	1,28	0,50	1,5 x 10 ⁻¹	5,18	1,96
1,0 x 10 ⁻⁸	1,63	0,65	2,0 x 10 ⁻¹	5,87	2,03
2,5 x 10 ⁻⁸	1,94	0,77	3,0 x 10 ⁻¹	7,24	2,20
1,0 x 10 ⁻⁷	2,65	1,02	5,0 x 10 ⁻¹	9,84	2,57
2,0 x 10 ⁻⁷	3,03	1,14	7,0 x 10 ⁻¹	12,3	2,91
5,0 x 10 ⁻⁷	3,51	1,31	9,0 x 10 ⁻¹	14,7	3,36
1,0 x 10 ⁻⁶	3,84	1,42	1,0 x 10 ⁰	15,8	3,63
2,0 x 10 ⁻⁶	4,06	1,52	1,2 x 10 ⁰	18,0	4,42
5,0 x 10 ⁻⁶	4,24	1,63	2,0 x 10 ⁰	25,8	8,19
1,0 x 10 ⁻⁵	4,28	1,69	3,0 x 10 ⁰	34,0	13,4
2,0 x 10 ⁻⁵	4,27	1,73	4,0 x 10 ⁰	40,5	18,3
5,0 x 10 ⁻⁵	4,19	1,75	5,0 x 10 ⁰	46,0	22,5
1,0 x 10 ⁻⁴	4,11	1,76	6,0 x 10 ⁰	50,6	26,4
2,0 x 10 ⁻⁴	4,05	1,74	7,0 x 10 ⁰	54,6	30,1
5,0 x 10 ⁻⁴	3,99	1,71	8,0 x 10 ⁰	58,0	33,7
1,0 x 10 ⁻³	3,97	1,69	9,0 x 10 ⁰	61,1	37,0
2,0 x 10 ⁻³	3,98	1,69	1,0 x 10 ¹	63,7	40,2
5,0 x 10 ⁻³	4,01	1,69	1,2 x 10 ¹	68,2	45,7
1,0 x 10 ⁻²	3,97	1,71	1,4 x 10 ¹	71,7	50,3
2,0 x 10 ⁻²	4,00	1,72	1,5 x 10 ¹	73,2	52,2
3,0 x 10 ⁻²	4,01	1,74	1,6 x 10 ¹	74,5	53,8
5,0 x 10 ⁻²	4,08	1,79	1,8 x 10 ¹	76,8	56,7
7,0 x 10 ⁻²	4,22	1,83	2,0 x 10 ¹	78,7	59,1
1,0 x 10 ⁻¹	4,51	1,90	3,0 x 10 ¹	84,5	67,1

Tabela 2.C – Dose absorvida na medula óssea por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em 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.C – Dose absorvida na superfície óssea por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em pGy.cm^2 para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
$1,0 \times 10^{-9}$	0,77	0,94	$1,5 \times 10^{-1}$	2,92	3,65
$1,0 \times 10^{-8}$	0,95	1,15	$2,0 \times 10^{-1}$	3,32	4,12
$2,5 \times 10^{-8}$	1,10	1,34	$3,0 \times 10^{-1}$	4,08	5,01
$1,0 \times 10^{-7}$	1,43	1,69	$5,0 \times 10^{-1}$	5,48	6,66
$2,0 \times 10^{-7}$	1,60	1,88	$7,0 \times 10^{-1}$	6,79	8,28
$5,0 \times 10^{-7}$	1,80	2,12	$9,0 \times 10^{-1}$	8,04	9,80
$1,0 \times 10^{-6}$	1,93	2,29	$1,0 \times 10^0$	8,64	10,5
$2,0 \times 10^{-6}$	2,03	2,40	$1,2 \times 10^0$	9,79	11,9
$5,0 \times 10^{-6}$	2,09	2,48	$2,0 \times 10^0$	13,9	16,6
$1,0 \times 10^{-5}$	2,10	2,50	$3,0 \times 10^0$	18,3	21,5
$2,0 \times 10^{-5}$	2,08	2,50	$4,0 \times 10^0$	22,1	25,6
$5,0 \times 10^{-5}$	2,03	2,47	$5,0 \times 10^0$	25,5	29,2
$1,0 \times 10^{-4}$	1,98	2,43	$6,0 \times 10^0$	28,7	32,4
$2,0 \times 10^{-4}$	1,93	2,39	$7,0 \times 10^0$	31,7	35,3
$5,0 \times 10^{-4}$	1,88	2,33	$8,0 \times 10^0$	34,4	38,0
$1,0 \times 10^{-3}$	1,86	2,29	$9,0 \times 10^0$	37,0	40,4
$2,0 \times 10^{-3}$	1,86	2,24	$1,0 \times 10^1$	39,3	42,7
$5,0 \times 10^{-3}$	1,88	2,22	$1,2 \times 10^1$	43,3	46,7
$1,0 \times 10^{-2}$	1,91	2,26	$1,4 \times 10^1$	46,6	50,1
$2,0 \times 10^{-2}$	1,97	2,36	$1,5 \times 10^1$	48,0	51,5
$3,0 \times 10^{-2}$	2,02	2,45	$1,6 \times 10^1$	49,3	52,8
$5,0 \times 10^{-2}$	2,13	2,65	$1,8 \times 10^1$	51,6	55,0
$7,0 \times 10^{-2}$	2,27	2,85	$2,0 \times 10^1$	53,5	56,9
$1,0 \times 10^{-1}$	2,51	3,16	$3,0 \times 10^1$	60,3	63,3

Tabela 4.C – Dose absorvida no cólon por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em pGy.cm^2 para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
$1,0 \times 10^{-9}$	0,89	0,77	$1,5 \times 10^{-1}$	3,43	2,84
$1,0 \times 10^{-8}$	1,06	0,96	$2,0 \times 10^{-1}$	3,66	3,00
$2,5 \times 10^{-8}$	1,28	1,13	$3,0 \times 10^{-1}$	4,22	3,31
$1,0 \times 10^{-7}$	1,79	1,42	$5,0 \times 10^{-1}$	5,49	3,90
$2,0 \times 10^{-7}$	2,09	1,58	$7,0 \times 10^{-1}$	6,94	4,53
$5,0 \times 10^{-7}$	2,48	1,80	$9,0 \times 10^{-1}$	8,52	5,40
$1,0 \times 10^{-6}$	2,75	1,96	$1,0 \times 10^0$	9,35	5,93
$2,0 \times 10^{-6}$	2,91	2,07	$1,2 \times 10^0$	11,1	7,15
$5,0 \times 10^{-6}$	3,02	2,19	$2,0 \times 10^0$	17,4	12,6
$1,0 \times 10^{-5}$	3,04	2,25	$3,0 \times 10^0$	24,5	18,7
$2,0 \times 10^{-5}$	3,05	2,29	$4,0 \times 10^0$	30,5	23,8
$5,0 \times 10^{-5}$	3,05	2,31	$5,0 \times 10^0$	35,6	28,2
$1,0 \times 10^{-4}$	3,04	2,31	$6,0 \times 10^0$	40,0	32,0
$2,0 \times 10^{-4}$	3,04	2,30	$7,0 \times 10^0$	43,9	35,6
$5,0 \times 10^{-4}$	3,04	2,29	$8,0 \times 10^0$	47,4	38,9
$1,0 \times 10^{-3}$	3,04	2,28	$9,0 \times 10^0$	50,5	42,1
$2,0 \times 10^{-3}$	3,05	2,27	$1,0 \times 10^1$	53,3	45,1
$5,0 \times 10^{-3}$	3,06	2,27	$1,2 \times 10^1$	58,1	50,6
$1,0 \times 10^{-2}$	3,07	2,30	$1,4 \times 10^1$	62,1	55,3
$2,0 \times 10^{-2}$	3,04	2,33	$1,5 \times 10^1$	63,8	57,4
$3,0 \times 10^{-2}$	3,04	2,37	$1,6 \times 10^1$	65,4	59,3
$5,0 \times 10^{-2}$	3,05	2,46	$1,8 \times 10^1$	68,2	62,8
$7,0 \times 10^{-2}$	3,10	2,55	$2,0 \times 10^1$	70,7	65,7
$1,0 \times 10^{-1}$	3,20	2,67	$3,0 \times 10^1$	79,2	76,4

Tabela 5.C – Dose absorvida nas gônadas por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em pGy.cm^2 para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
$1,0 \times 10^{-9}$	2,00	0,36	$1,5 \times 10^{-1}$	8,25	1,29
$1,0 \times 10^{-8}$	2,50	0,47	$2,0 \times 10^{-1}$	9,97	1,34
$2,5 \times 10^{-8}$	2,75	0,55	$3,0 \times 10^{-1}$	13,1	1,45
$1,0 \times 10^{-7}$	3,31	0,70	$5,0 \times 10^{-1}$	18,4	1,70
$2,0 \times 10^{-7}$	3,59	0,78	$7,0 \times 10^{-1}$	22,4	1,95
$5,0 \times 10^{-7}$	3,91	0,89	$9,0 \times 10^{-1}$	25,7	2,24
$1,0 \times 10^{-6}$	4,10	0,96	$1,0 \times 10^0$	27,1	2,41
$2,0 \times 10^{-6}$	4,22	1,03	$1,2 \times 10^0$	29,6	3,02
$5,0 \times 10^{-6}$	4,27	1,12	$2,0 \times 10^0$	36,7	6,43
$1,0 \times 10^{-5}$	4,22	1,17	$3,0 \times 10^0$	42,7	11,9
$2,0 \times 10^{-5}$	4,13	1,21	$4,0 \times 10^0$	47,4	17,3
$5,0 \times 10^{-5}$	3,95	1,25	$5,0 \times 10^0$	51,7	21,5
$1,0 \times 10^{-4}$	3,81	1,25	$6,0 \times 10^0$	55,8	25,4
$2,0 \times 10^{-4}$	3,66	1,24	$7,0 \times 10^0$	59,7	29,1
$5,0 \times 10^{-4}$	3,50	1,21	$8,0 \times 10^0$	63,3	32,7
$1,0 \times 10^{-3}$	3,42	1,18	$9,0 \times 10^0$	66,7	36,0
$2,0 \times 10^{-3}$	3,41	1,16	$1,0 \times 10^1$	69,6	39,3
$5,0 \times 10^{-3}$	3,51	1,15	$1,2 \times 10^1$	74,3	45,4
$1,0 \times 10^{-2}$	3,69	1,15	$1,4 \times 10^1$	77,4	50,5
$2,0 \times 10^{-2}$	4,00	1,14	$1,5 \times 10^1$	78,5	52,6
$3,0 \times 10^{-2}$	4,25	1,15	$1,6 \times 10^1$	79,3	54,4
$5,0 \times 10^{-2}$	4,80	1,18	$1,8 \times 10^1$	80,1	57,6
$7,0 \times 10^{-2}$	5,44	1,21	$2,0 \times 10^1$	80,4	60,1
$1,0 \times 10^{-1}$	6,48	1,25	$3,0 \times 10^1$	77,7	68,7

Tabela 6.C – Dose absorvida no fígado por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$ para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
$1,0 \times 10^{-9}$	0,98	0,70	$1,5 \times 10^{-1}$	3,99	2,85
$1,0 \times 10^{-8}$	1,20	0,92	$2,0 \times 10^{-1}$	4,47	3,08
$2,5 \times 10^{-8}$	1,45	1,10	$3,0 \times 10^{-1}$	5,56	3,55
$1,0 \times 10^{-7}$	2,06	1,46	$5,0 \times 10^{-1}$	7,69	4,59
$2,0 \times 10^{-7}$	2,36	1,65	$7,0 \times 10^{-1}$	9,75	5,77
$5,0 \times 10^{-7}$	2,74	1,91	$9,0 \times 10^{-1}$	11,7	6,99
$1,0 \times 10^{-6}$	2,99	2,09	$1,0 \times 10^0$	12,7	7,62
$2,0 \times 10^{-6}$	3,15	2,23	$1,2 \times 10^0$	14,6	9,00
$5,0 \times 10^{-6}$	3,27	2,37	$2,0 \times 10^0$	21,4	14,7
$1,0 \times 10^{-5}$	3,30	2,44	$3,0 \times 10^0$	28,6	21,3
$2,0 \times 10^{-5}$	3,28	2,48	$4,0 \times 10^0$	34,6	26,9
$5,0 \times 10^{-5}$	3,22	2,49	$5,0 \times 10^0$	39,7	31,4
$1,0 \times 10^{-4}$	3,16	2,48	$6,0 \times 10^0$	44,2	35,4
$2,0 \times 10^{-4}$	3,15	2,45	$7,0 \times 10^0$	48,2	39,1
$5,0 \times 10^{-4}$	3,13	2,40	$8,0 \times 10^0$	51,8	42,4
$1,0 \times 10^{-3}$	3,13	2,36	$9,0 \times 10^0$	55,0	45,4
$2,0 \times 10^{-3}$	3,10	2,34	$1,0 \times 10^1$	57,8	48,3
$5,0 \times 10^{-3}$	3,08	2,32	$1,2 \times 10^1$	62,4	53,3
$1,0 \times 10^{-2}$	2,08	2,34	$1,4 \times 10^1$	66,0	57,4
$2,0 \times 10^{-2}$	3,06	2,32	$1,5 \times 10^1$	67,5	59,1
$3,0 \times 10^{-2}$	3,09	2,33	$1,6 \times 10^1$	68,7	60,6
$5,0 \times 10^{-2}$	3,18	2,41	$1,8 \times 10^1$	70,8	63,1
$7,0 \times 10^{-2}$	3,30	2,50	$2,0 \times 10^1$	72,4	65,2
$1,0 \times 10^{-1}$	3,51	2,64	$3,0 \times 10^1$	76,9	71,7

Tabela 7.C – Dose absorvida no pulmão por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em pGy.cm² para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
1,0 x 10 ⁻⁹	0,77	0,81	1,5 x 10 ⁻¹	3,06	3,68
1,0 x 10 ⁻⁸	0,95	1,05	2,0 x 10 ⁻¹	3,49	4,30
2,5 x 10 ⁻⁸	1,11	1,27	3,0 x 10 ⁻¹	4,43	5,43
1,0 x 10 ⁻⁷	1,52	1,67	5,0 x 10 ⁻¹	6,28	7,70
2,0 x 10 ⁻⁷	1,74	1,89	7,0 x 10 ⁻¹	8,21	9,97
5,0 x 10 ⁻⁷	2,03	2,18	9,0 x 10 ⁻¹	10,1	12,2
1,0 x 10 ⁻⁶	2,21	2,38	1,0 x 10 ⁰	11,1	13,3
2,0 x 10 ⁻⁶	2,32	2,53	1,2 x 10 ⁰	12,9	15,5
5,0 x 10 ⁻⁶	2,39	2,59	2,0 x 10 ⁰	19,7	23,6
1,0 x 10 ⁻⁵	2,40	2,60	3,0 x 10 ⁰	27,1	31,8
2,0 x 10 ⁻⁵	2,39	2,59	4,0 x 10 ⁰	33,1	38,0
5,0 x 10 ⁻⁵	2,36	2,55	5,0 x 10 ⁰	38,2	43,1
1,0 x 10 ⁻⁴	2,34	2,52	6,0 x 10 ⁰	42,6	47,3
2,0 x 10 ⁻⁴	2,34	2,51	7,0 x 10 ⁰	46,4	50,9
5,0 x 10 ⁻⁴	2,33	2,50	8,0 x 10 ⁰	49,7	54,1
1,0 x 10 ⁻³	2,33	2,50	9,0 x 10 ⁰	52,7	57,0
2,0 x 10 ⁻³	2,32	2,49	1,0 x 10 ¹	55,3	59,7
5,0 x 10 ⁻³	2,31	2,49	1,2 x 10 ¹	59,7	64,3
1,0 x 10 ⁻²	2,31	2,50	1,4 x 10 ¹	63,3	67,9
2,0 x 10 ⁻²	2,31	2,46	1,5 x 10 ¹	64,8	69,5
3,0 x 10 ⁻²	2,32	2,47	1,6 x 10 ¹	66,2	70,8
5,0 x 10 ⁻²	2,38	2,58	1,8 x 10 ¹	68,5	73,1
7,0 x 10 ⁻²	2,46	2,71	2,0 x 10 ¹	70,5	74,9
1,0 x 10 ⁻¹	2,62	3,00	3,0 x 10 ¹	77,0	80,3

Tabela 8.C – Dose absorvida no esôfago por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em $\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
$1,0 \times 10^{-9}$	0,50	0,95	$1,5 \times 10^{-1}$	2,70	3,42
$1,0 \times 10^{-8}$	0,73	1,13	$2,0 \times 10^{-1}$	2,82	3,62
$2,5 \times 10^{-8}$	0,88	1,30	$3,0 \times 10^{-1}$	3,14	4,08
$1,0 \times 10^{-7}$	1,24	1,79	$5,0 \times 10^{-1}$	4,06	5,11
$2,0 \times 10^{-7}$	1,43	2,04	$7,0 \times 10^{-1}$	5,31	6,35
$5,0 \times 10^{-7}$	1,69	2,37	$9,0 \times 10^{-1}$	6,83	7,60
$1,0 \times 10^{-6}$	1,87	2,59	$1,0 \times 10^0$	7,65	8,23
$2,0 \times 10^{-6}$	2,00	2,76	$1,2 \times 10^0$	9,45	9,46
$5,0 \times 10^{-6}$	2,13	2,94	$2,0 \times 10^0$	16,0	14,2
$1,0 \times 10^{-5}$	2,19	3,03	$3,0 \times 10^0$	23,7	19,7
$2,0 \times 10^{-5}$	2,22	3,08	$4,0 \times 10^0$	30,0	24,7
$5,0 \times 10^{-5}$	2,24	3,12	$5,0 \times 10^0$	35,2	29,4
$1,0 \times 10^{-4}$	2,24	3,12	$6,0 \times 10^0$	39,6	33,7
$2,0 \times 10^{-4}$	2,26	3,12	$7,0 \times 10^0$	43,2	37,8
$5,0 \times 10^{-4}$	2,28	3,11	$8,0 \times 10^0$	46,3	41,5
$1,0 \times 10^{-3}$	2,31	3,09	$9,0 \times 10^0$	49,0	44,9
$2,0 \times 10^{-3}$	2,35	3,05	$1,0 \times 10^1$	51,3	48,1
$5,0 \times 10^{-3}$	2,41	3,02	$1,2 \times 10^1$	55,1	53,5
$1,0 \times 10^{-2}$	2,45	3,01	$1,4 \times 10^1$	58,0	57,9
$2,0 \times 10^{-2}$	2,47	2,96	$1,5 \times 10^1$	59,2	59,7
$3,0 \times 10^{-2}$	2,49	2,97	$1,6 \times 10^1$	60,3	61,3
$5,0 \times 10^{-2}$	2,52	3,03	$1,8 \times 10^1$	62,2	64,0
$7,0 \times 10^{-2}$	2,55	3,11	$2,0 \times 10^1$	63,7	66,2
$1,0 \times 10^{-1}$	2,63	3,25	$3,0 \times 10^1$	69,2	70,3

Tabela 9.C – Dose absorvida na pele por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em pGy.cm² para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
1,0 x 10 ⁻⁹	1,35	1,30	1,5 x 10 ⁻¹	5,94	5,92
1,0 x 10 ⁻⁸	1,38	1,34	2,0 x 10 ⁻¹	7,03	7,01
2,5 x 10 ⁻⁸	1,43	1,40	3,0 x 10 ⁻¹	8,95	8,93
1,0 x 10 ⁻⁷	1,54	1,51	5,0 x 10 ⁻¹	12,0	12,0
2,0 x 10 ⁻⁷	1,61	1,58	7,0 x 10 ⁻¹	14,5	14,4
5,0 x 10 ⁻⁷	1,68	1,66	9,0 x 10 ⁻¹	16,5	16,5
1,0 x 10 ⁻⁶	1,72	1,71	1,0 x 10 ⁰	17,4	17,3
2,0 x 10 ⁻⁶	1,75	1,74	1,2 x 10 ⁰	19,0	18,9
5,0 x 10 ⁻⁶	1,76	1,75	2,0 x 10 ⁰	23,9	23,9
1,0 x 10 ⁻⁵	1,75	1,74	3,0 x 10 ⁰	28,5	28,4
2,0 x 10 ⁻⁵	1,72	1,71	4,0 x 10 ⁰	32,5	32,4
5,0 x 10 ⁻⁵	1,67	1,66	5,0 x 10 ⁰	36,4	36,3
1,0 x 10 ⁻⁴	1,62	1,61	6,0 x 10 ⁰	40,2	40,1
2,0 x 10 ⁻⁴	1,56	1,55	7,0 x 10 ⁰	43,9	43,8
5,0 x 10 ⁻⁴	1,49	1,48	8,0 x 10 ⁰	47,4	47,4
1,0 x 10 ⁻³	1,46	1,45	9,0 x 10 ⁰	50,7	50,7
2,0 x 10 ⁻³	1,48	1,48	1,0 x 10 ¹	53,6	53,6
5,0 x 10 ⁻³	1,66	1,65	1,2 x 10 ¹	58,2	58,2
1,0 x 10 ⁻²	1,94	1,93	1,4 x 10 ¹	61,2	61,3
2,0 x 10 ⁻²	2,38	2,38	1,5 x 10 ¹	62,3	62,4
3,0 x 10 ⁻²	2,73	2,72	1,6 x 10 ¹	63,0	63,1
5,0 x 10 ⁻²	3,35	3,34	1,8 x 10 ¹	63,8	63,9
7,0 x 10 ⁻²	3,92	3,90	2,0 x 10 ¹	64,1	64,1
1,0 x 10 ⁻¹	4,72	4,70	3,0 x 10 ¹	61,6	61,6

Tabela 10.C – Dose absorvida no estômago por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em pGy.cm^2 para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
$1,0 \times 10^{-9}$	1,23	0,50	$1,5 \times 10^{-1}$	5,09	2,07
$1,0 \times 10^{-8}$	1,60	0,64	$2,0 \times 10^{-1}$	5,85	2,17
$2,5 \times 10^{-8}$	1,90	0,77	$3,0 \times 10^{-1}$	7,39	2,32
$1,0 \times 10^{-7}$	2,59	1,03	$5,0 \times 10^{-1}$	10,3	2,65
$2,0 \times 10^{-7}$	2,97	1,16	$7,0 \times 10^{-1}$	12,9	2,95
$5,0 \times 10^{-7}$	3,46	1,35	$9,0 \times 10^{-1}$	15,4	3,42
$1,0 \times 10^{-6}$	3,78	1,48	$1,0 \times 10^0$	16,6	3,72
$2,0 \times 10^{-6}$	4,01	1,59	$1,2 \times 10^0$	18,8	4,64
$5,0 \times 10^{-6}$	4,17	1,71	$2,0 \times 10^0$	26,4	8,82
$1,0 \times 10^{-5}$	4,20	1,77	$3,0 \times 10^0$	34,1	14,5
$2,0 \times 10^{-5}$	4,17	1,82	$4,0 \times 10^0$	40,4	19,8
$5,0 \times 10^{-5}$	4,08	1,85	$5,0 \times 10^0$	45,6	24,2
$1,0 \times 10^{-4}$	4,00	1,85	$6,0 \times 10^0$	50,1	28,0
$2,0 \times 10^{-4}$	3,95	1,83	$7,0 \times 10^0$	54,0	31,6
$5,0 \times 10^{-4}$	3,91	1,80	$8,0 \times 10^0$	57,4	34,8
$1,0 \times 10^{-3}$	3,91	1,77	$9,0 \times 10^0$	60,5	37,8
$2,0 \times 10^{-3}$	3,92	1,76	$1,0 \times 10^1$	63,2	40,5
$5,0 \times 10^{-3}$	3,90	1,76	$1,2 \times 10^1$	67,8	45,4
$1,0 \times 10^{-2}$	3,87	1,77	$1,4 \times 10^1$	71,4	49,5
$2,0 \times 10^{-2}$	3,87	1,79	$1,5 \times 10^1$	72,9	51,4
$3,0 \times 10^{-2}$	3,85	1,81	$1,6 \times 10^1$	74,3	53,0
$5,0 \times 10^{-2}$	3,94	1,86	$1,8 \times 10^1$	76,5	56,0
$7,0 \times 10^{-2}$	4,05	1,91	$2,0 \times 10^1$	78,4	58,6
$1,0 \times 10^{-1}$	4,32	1,98	$3,0 \times 10^1$	84,1	68,5

Tabela 11.C – Dose absorvida na tiróide por fluência de nêutrons, D_t/ϕ , em $\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ para nêutrons monoenergéticos incidentes nas geometrias AP e PA no modelo antropomórfico adulto.

Energia (MeV)	AP	PA	Energia (MeV)	AP	PA
$1,0 \times 10^{-9}$	1,41	0,29	$1,5 \times 10^{-1}$	6,10	1,04
$1,0 \times 10^{-8}$	1,77	0,36	$2,0 \times 10^{-1}$	7,52	1,08
$2,5 \times 10^{-8}$	1,99	0,41	$3,0 \times 10^{-1}$	10,2	1,17
$1,0 \times 10^{-7}$	2,37	0,51	$5,0 \times 10^{-1}$	14,7	1,37
$2,0 \times 10^{-7}$	2,56	0,56	$7,0 \times 10^{-1}$	18,3	1,59
$5,0 \times 10^{-7}$	2,78	0,63	$9,0 \times 10^{-1}$	21,3	1,93
$1,0 \times 10^{-6}$	2,91	0,69	$1,0 \times 10^0$	22,6	2,14
$2,0 \times 10^{-6}$	3,00	0,75	$1,2 \times 10^0$	24,9	2,70
$5,0 \times 10^{-6}$	3,04	0,82	$2,0 \times 10^0$	32,1	5,67
$1,0 \times 10^{-5}$	3,02	0,87	$3,0 \times 10^0$	38,2	10,2
$2,0 \times 10^{-5}$	2,97	0,91	$4,0 \times 10^0$	43,1	14,0
$5,0 \times 10^{-5}$	2,88	0,95	$5,0 \times 10^0$	47,3	17,5
$1,0 \times 10^{-4}$	2,80	0,97	$6,0 \times 10^0$	51,2	20,6
$2,0 \times 10^{-4}$	2,74	0,98	$7,0 \times 10^0$	54,7	23,3
$5,0 \times 10^{-4}$	2,67	0,98	$8,0 \times 10^0$	58,0	25,7
$1,0 \times 10^{-3}$	2,66	0,98	$9,0 \times 10^0$	61,0	27,8
$2,0 \times 10^{-3}$	2,67	0,97	$1,0 \times 10^1$	63,7	29,7
$5,0 \times 10^{-3}$	2,74	0,96	$1,2 \times 10^1$	68,1	33,3
$1,0 \times 10^{-2}$	2,85	0,96	$1,4 \times 10^1$	71,4	36,7
$2,0 \times 10^{-2}$	3,00	0,96	$1,5 \times 10^1$	72,7	38,4
$3,0 \times 10^{-2}$	3,11	0,97	$1,6 \times 10^1$	73,8	40,1
$5,0 \times 10^{-2}$	3,44	0,99	$1,8 \times 10^1$	75,5	43,3
$7,0 \times 10^{-2}$	3,89	0,99	$2,0 \times 10^1$	76,7	46,5
$1,0 \times 10^{-1}$	4,68	1,01	$3,0 \times 10^1$	78,9	60,6

ANEXO D

Dose Equivalente em Órgãos devido aos fotonêutrons nas posições AP e PA.

Tabela 1.D - Dose equivalente em órgãos (mSv.n por Gy de fótons) devido aos fotonêutrons na posição AP.

Órgãos	AP			
	15 MV	18 MV	20 MV	25 MV
Gônadas	4,36	7,03	5,32	14,0
M. Óssea	0,17	0,28	0,22	0,66
Cólon	0,38	0,63	0,49	1,33
Pulmão	0,25	0,41	0,32	0,87
Estômago	0,78	1,29	0,98	2,64
Bexiga	0,56	0,94	0,72	1,95
Fígado	0,43	0,72	0,55	1,49
Esôfago	0,06	0,11	0,08	0,25
Tireóide	0,44	0,74	0,56	1,55
Pele	0,85	1,37	1,04	2,73
S. Óssea	0,19	0,32	0,25	0,68

Tabela 2.D - Dose equivalente em órgãos (mSv.n por Gy de fótons) devido aos fotonêutrons na posição PA.

Órgãos	PA			
	15 MV	18 MV	20 MV	25 MV
Gônadas	0,63	1,03	0,79	2,13
M. Óssea	0,30	0,50	0,38	1,04
Cólon	0,29	0,49	0,38	1,03
Pulmão	0,29	0,48	0,37	1,01
Estômago	0,27	0,46	0,35	0,97
Bexiga	0,20	0,33	0,26	0,72
Fígado	0,30	0,50	0,38	1,04
Esôfago	0,08	0,13	0,10	0,30
Tireóide	0,07	0,12	0,09	0,28
Pele	0,84	1,36	1,03	2,73
S. Óssea	0,24	0,39	0,30	0,82

Anexo T.1

Tabela 3.3 - Doses equivalentes, H, por unidade de dose de raios X (mSv.n/Gy X) devido aos nêutrons emergentes dos cabeçotes dos aceleradores de 15 MV, 18 MV, 20 MV e 25 MV, calculados no presente trabalho e os existentes na literatura.

Potencial (MV)	Fabricante/Modelo do Acelerador	H(mSv.n/Gy X) (Isocentro)	Técnica de Medida	Referência	
15	Varian 1800	1,16	Simulação MCNP	Presente Trabalho	
		0,67	Simulação MCNP	Facure <i>et al</i> , 2004	
		0,70	Análise por Ativação	VARIAN	
	GE Saturne 43F	2,36	Detectores de Bolhas	Bourgeois <i>et al</i> , 1997	
	Siemens Mevatron	1,18	Análise por Ativação	Palta <i>et al</i> , 1984	
		1,65	Simulação MCNP4B-GN	Ongaro <i>et al</i> , 2000	
18	Varian 1800	1,88	Simulação MCNP	Presente Trabalho	
		1,07	Simulação MCNP	Facure <i>et al</i> , 2004	
		1,50	Análise por Ativação	VARIAN	
		0,50	Dosímetros Termoluminescentes TLD 600 e TLD 700	Barquero <i>et al</i> , 2005	
			2,35	Simulação MCNP4B-GN	Zanini <i>et al</i> , 2004a
	Elekta	1,75	Simulação MCNP4B-GN	Zanini <i>et al</i> , 2004b	
	GE Saturne 43F	2,98	Detectores de Bolhas	Bourgeois <i>et al</i> , 1997	
	Siemens Mevatron	3,76	Análise por Ativação	Palta <i>et al</i> , 1984	
20	Siemens KD	1,43	Simulação MCNP	Presente Trabalho	
		0,72 a 140 cm da fonte	Simulação MCNP	Presente Trabalho	
		0,42 a 140 cm da fonte	Simulação MCNP	Facure <i>et al</i> , 2004	
		1,10-1,24 a 140 cm da fonte	Análise por Ativação	McGinley, 1998	
25	GE Saturne 43 F	3,78	Simulação MCNP	Presente Trabalho	
		7,52	Detectores de Bolhas	Bourgeois <i>et al</i> , 1997	
		1,92 a 140 cm da fonte	Simulação MCNP	Presente Trabalho	
	1,08 a 140 cm da fonte	Simulação MCNP	Facure <i>et al</i> , 2004		
	1,38 a 140 cm da fonte	Análise por Ativação	McGinley, 1998		
	Sagiltaire	5,26	Análise por Ativação	Nath <i>et al</i> , 1980	

Acelerador Linear - 15 MV

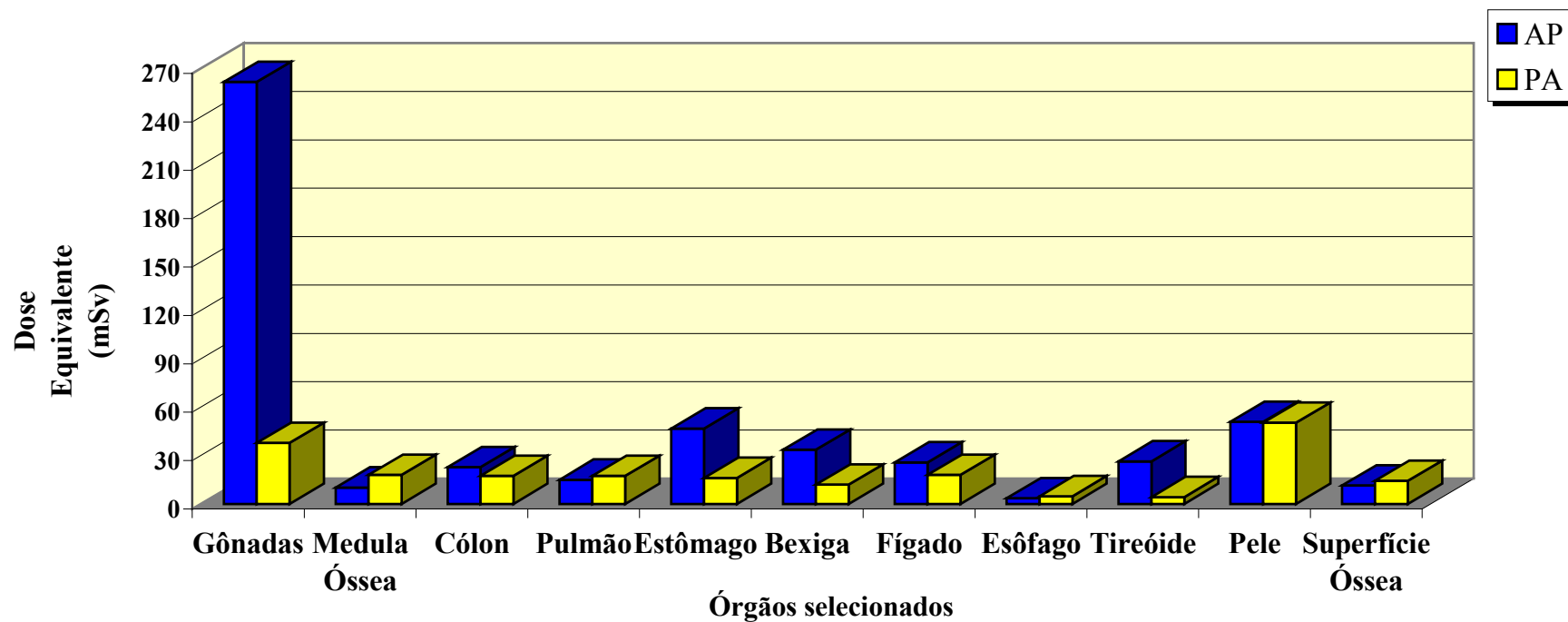


Figura 4.14 Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 15 MV, para as projeções AP e PA.

Acelerador Linear - 18 MV

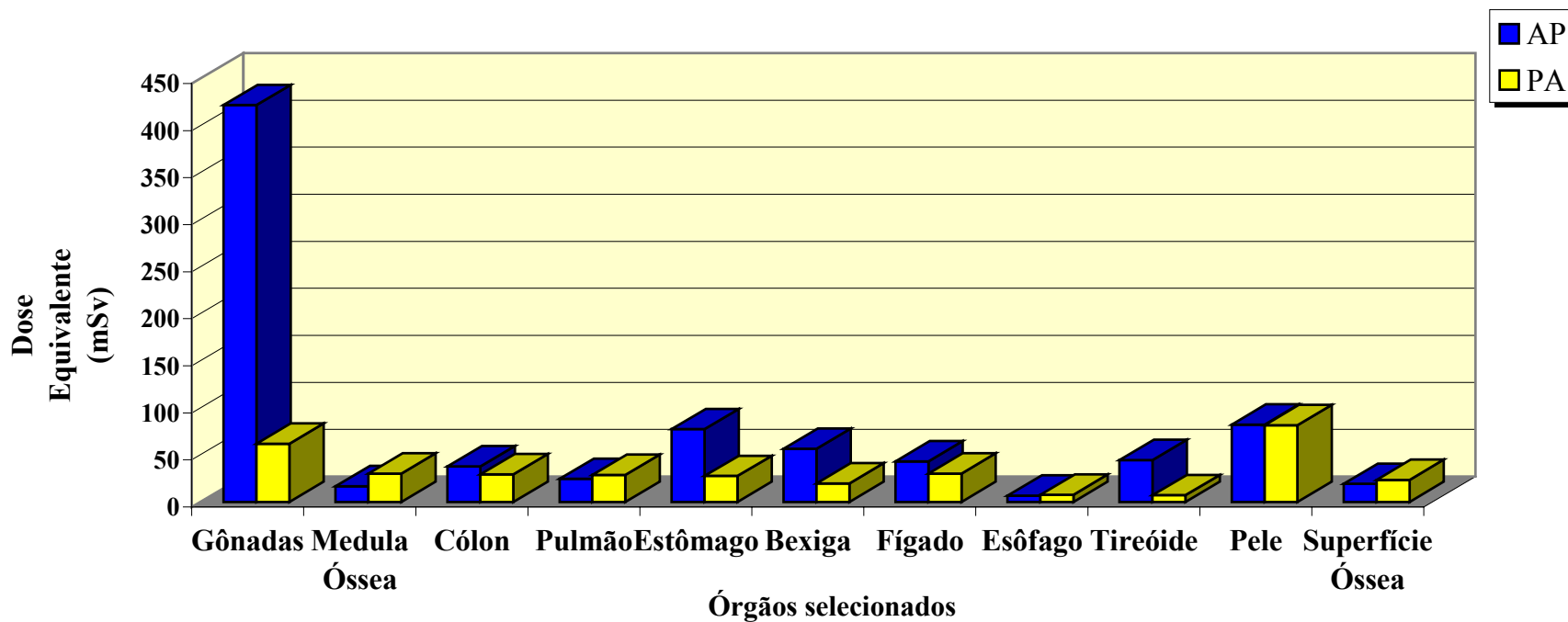


Figura 4.15 Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 18 MV, para as projeções AP e PA.

Acelerador Linear - 20 MV

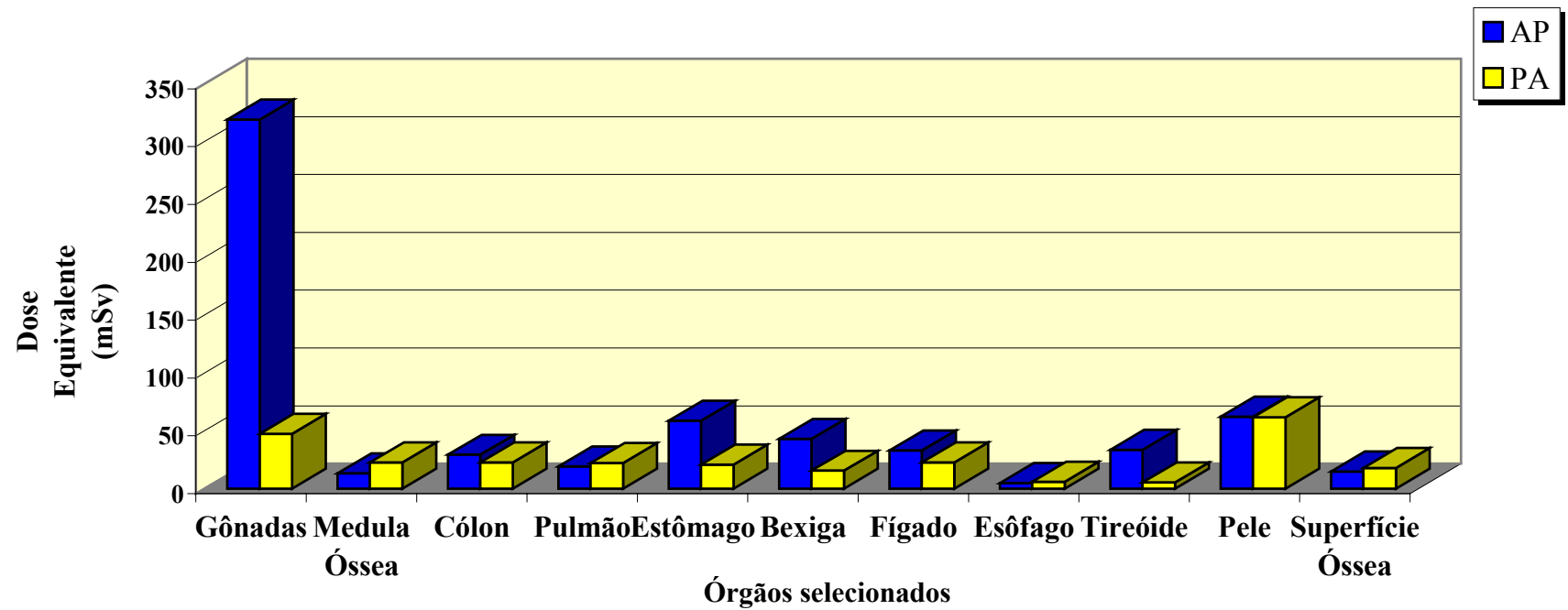


Figura 4.16 Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 20 MV, para as projeções AP e PA.

Acelerador Linear - 25 MV

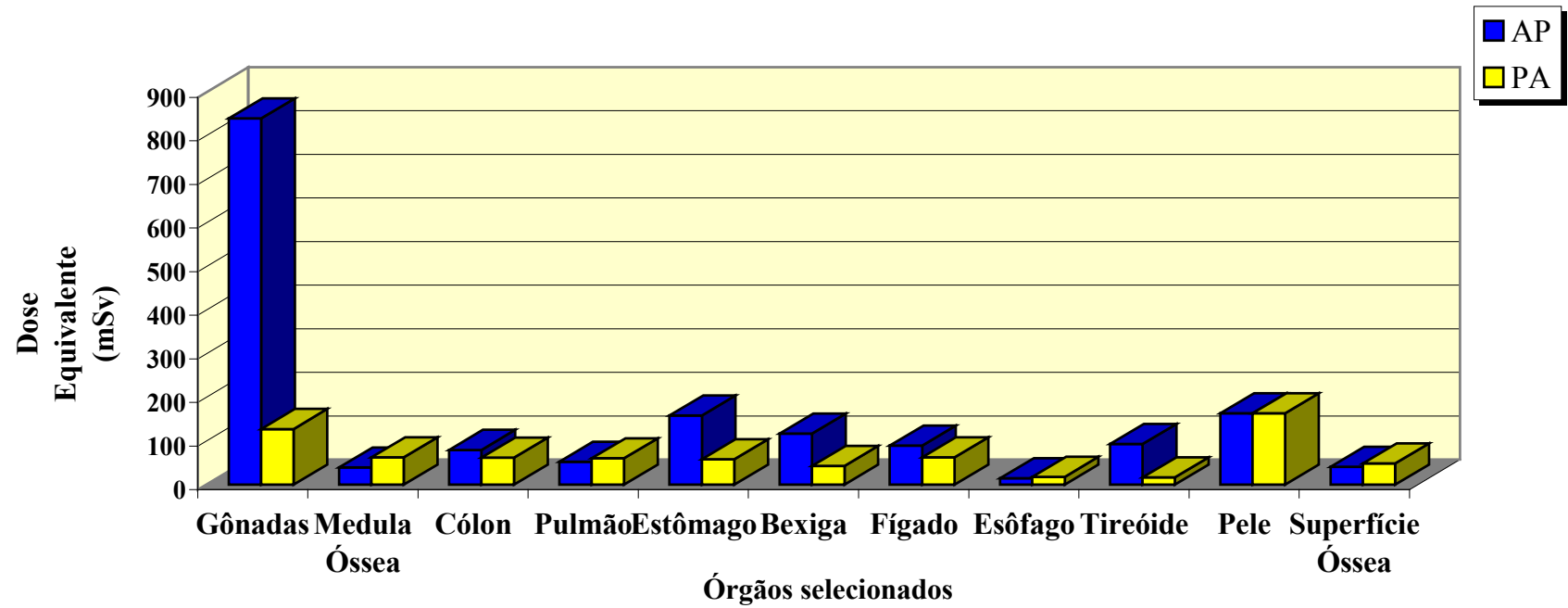


Figura 4.17 Dose de nêutrons em órgãos devido a um tratamento completo de 60 Gy utilizando um acelerador de 25 MV, para as projeções AP e PA.

Tabela 4.3 – Valores de dose de nêutrons em órgãos (mSv) para frações diárias de dose de 2 Gy de fótons, calculados no presente trabalho e os existentes na literatura, para o acelerador de 18 MV.

Órgãos	Fantoma Alderson Rando IMRT^(a) (Vanhavere <i>et al</i>, 2004)	Fantoma Plexiglass IMRT^(a) (Vanhavere <i>et al</i>, 2004)	Fantoma Plexiglass 10 x 10 cm²^(b) (Vanhavere <i>et al</i>, 2004)	Presente Trabalho
Gônadas	10	14	5,8	14
M. Óssea	1,4	-	-	0,56
Cólon	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

^(a) Radioterapia de Intensidade Modulada do Feixe (*Intensity Modulated Radiation Therapy*).

^(b) Campo do feixe.