



COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA A DOSE EFETIVA E EQUIVALENTE
DE DOSE AMBIENTE PARA FEIXES DE RAIOS X UTILIZADOS EM
RADIOTERAPIA

Thaiana de Paula Vieira Cordeiro

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro

Março de 2013

COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA A DOSE EFETIVA E EQUIVALENTE
DE DOSE AMBIENTE PARA FEIXES DE RAIOS X UTILIZADOS EM
RADIOTERAPIA

Thaiana de Paula Vieira Cordeiro

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares, D.Sc.

Dr. Denison de Souza Santos, D.Sc.

Prof. Edmilson Monteiro de Souza, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2013

Cordeiro, Thaiana de Paula Vieira

Coeficientes de Conversão para Dose Efetiva e Equivalente de Dose Ambiente para Feixes de Raios X Utilizados em Radioterapia/ Thaiana de Paula Vieira Cordeiro. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2013.

IX, 82 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2013.

Referências Bibliográficas: p. 73 - 77

1. Coeficientes de Conversão. 2. Aceleradores Clínicos. 3. Blindagem de Concreto. 4. Fantomas de Voxel. 5. Monte Carlo. I. Silva, Ademir Xavier. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por todos os momentos maravilhosos que sempre me proporciona.

Aos meus pais, que sempre me orientaram e me ajudaram a tomar decisões que são essenciais na minha vida.

À minha família, por toda a compreensão e carinho dado nos momentos de alegria e dificuldade.

Ao professor Ademir, por toda competência, paciência, inteligência, dedicação e auxílio prestado para a realização deste trabalho.

Aos professores do programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ pelos excelentes ensinamentos.

Ao CNPq pelo suporte financeiro fundamental para a realização deste trabalho.

A todos os professores do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE, por contribuírem para o meu crescimento profissional.

Aos colegas de mestrado e doutorado pelo ambiente privilegiado de aprendizado que eles proporcionaram durante o curso de pós-graduação.

À Tânia e Josevalva, pela dedicação das mesmas na execução de suas tarefas, ajudam e muito os alunos do PEN/COPPE/UFRJ.

Aos colegas Juracy, Artur e Maximiano, por toda ajuda e sugestão dada, contribuindo para o enriquecimento e melhora deste trabalho.

A todos os componentes da banca examinadora, por terem aceito avaliar este trabalho.

A todos os meus verdadeiros amigos, pois suas amizades e apoio são fundamentais para minha vida.

*A Deus, a minha família e aos meus amigos...
companheiros de todas as horas...*

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

COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA A DOSE EFETIVA E EQUIVALENTE
DE DOSE AMBIENTE PARA FEIXES DE RAIOS X UTILIZADOS EM
RADIOTERAPIA

Thaiana de Paula Vieira Cordeiro

Março/2013

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho tem como objetivo calcular os coeficientes de conversão para dose efetiva em termos de kerma no ar, E/K_{air} , e o equivalente de dose ambiente pro kerma no ar, $H^*(d)/K_{\text{ar}}$, utilizando alguns espectros de fótons provenientes de aceleradores lineares (de 6, 10, 15, 18 e 25 MV) transmitidos através de barreiras de concreto, considerando duas densidades diferentes.

Primeiramente, este trabalho apresenta um estudo baseado em simulações de Monte Carlo sobre a transmissão de espectros por paredes de concreto com espessura que variam de 0,70 a 2,0 m, irradiadas com espectros do feixe primário de 30cm × 30cm. Os resultados mostram que a espessura da barreira reduz cerca de 65% quando o concreto baritado (alta densidade) é usado em vez do convencional. As energias médias dos espectros do feixe primário e transmitido também foram calculadas. Além disso, os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente, $H^*(d)/K_{\text{air}}$, e dose efetiva por kerma no ar, E/K_{air} , foram calculados e comparados usando os fótons dos espectros transmitidos. As doses absorvidas nos tecidos e órgãos foram calculadas usando o código de transporte de radiação MCNPX e os fantasmas de referência da ICRP 110 (2009), assumindo uma irradiação de feixes planos e paralelos, de corpo inteiro, nas geometrias de irradiação ântero-posterior (AP) e pósterio-anterior (PA). Do mesmo modo, todo este processo foi repetido para o estudo dos coeficientes de conversão considerando a radiação espalhada, que surge, principalmente, da interação do feixe primário com o corpo do paciente.

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

CONVERSION COEFFICIENTS FOR AIR KERMA TO EFFECTIVE DOSE AND
AMBIENT DOSE EQUIVALENT FOR X-RAY BEAMS USED IN
RADIOTHERAPY

Thaiana de Paula Vieira Cordeiro

March/2013

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

This work aims to calculate the conversion coefficients for Air Kerma to Effective Dose, E/K_{air} , and the Ambient Dose Equivalent, $H^*(d)/K_{\text{ar}}$, using some clinical photon spectra (from 6, 10, 15, 18 and 25 MV accelerators) transmitted through concrete, considering two different densities.

First of all, this work presents a study based on Monte Carlo simulations of the transmission of concrete walls with thickness ranging from 0.70 to 2.0 m were irradiated with 30 cm×30 cm primary beam spectra. The results show that the thickness of the barrier decreases up to ~65 % when barite (high-density concrete) is used instead of ordinary concrete. The average energies of primary and transmitted beam spectra were also calculated. In addition, conversion coefficients from air kerma to ambient dose equivalent, $H^*(d)/K_{\text{air}}$, and air kerma to effective dose, E/K_{air} , for photon spectra from the transmitted spectra were calculated and compared. The organs and tissues absorbed doses were calculated using the radiation transport code MCNPX and the ICRP 110 (2009) reference voxel phantoms, assuming whole-body irradiation by plane-parallel beams, on the geometries of the antero-posterior (AP) and postero-anterior (PA) irradiation. Similarly, this entire procedure was repeated for study of the conversion coefficients considering the scattered radiation, which arises mainly from the interaction of the primary beam with the patient's body.

Sumário

RESUMO

CAPÍTULO 1. Introdução	1
1.1. - Motivação.....	6
1.2. - Objetivo.....	6
1.3. - Relevância.....	6
CAPÍTULO 2. Fundamentos Teóricos	8
2.1. - Blindagens de salas de Radioterapia.....	8
2.2. - Grandezas e Unidades de Radiação Ionizante.....	10
2.2.1. - Grandezas Básicas e Algumas Definições	10
2.2.1.1. - Fluência, Φ	10
2.2.1.2. - Kerma, K	10
2.2.1.3. - Dose Absorvida, D	10
2.2.1.4. - A Esfera ICRU.....	11
2.2.1.5. - Campo Expandido.....	11
2.2.1.6. - Campo Expandido e Alinhado.....	12
2.2.2. - Grandezas Operacionais para Monitoração de Área.....	13
2.2.2.1. - Equivalente de dose Ambiente, $H^*(d)$	13
2.2.3. - Grandezas de Proteção Radiológica	13
2.2.3.1. - Dose Absorvida num Tecido ou Órgão T, D_T	13
2.2.3.2. - Dose Equivalente, H_T	14
2.2.3.3. - Dose Efetiva, E	15
2.3. - Fatores de Ponderação	15
2.3.1. - Fatores de Peso da Radiação, w_R	16
2.3.2. - Fatores de Peso do Tecido, w_T	17
2.4. - Modelos antropomórficos de exposição.....	20
2.4.1. - Simuladores de voxel.....	20
2.4.2. - Os modelos em Voxel da ICRP 110.....	21
2.5. - O Método de Monte Carlo.....	23
2.5.1. - O Código de Transporte de Radiação MCNP.....	24

2.5.1.1. - Estrutura do arquivo de entrada do MCNP.....	24
2.5.1.2. - Especificação dos materiais	26
2.5.1.3 – Dados de saída, resultados do MCNP.....	27
2.5.1.4. - Estimativa do erro relativo no MCNP.....	27
CAPÍTULO 3 - Metodologia de Cálculo	29
3.1. - O Espectro de Radiação.....	29
3.1.1. – Modelagem da Fonte e obtenção dos espectros transmitidos por barreiras de concreto.....	32
3.1.2. – Cálculo da Energia Média do Espectro.....	36
3.2. – Verificação do melhor comando do MCNPX para o cálculo do Equivalente de Dose Ambiente normalizado pela Fluência, $H^*(d)/\Phi$	37
3.3. – Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(d)$, normalizado pelo Kerma no ar, K_{ar}	39
3.4. – Avaliação da Implementação dos Modelos em Voxel da ICRP110 no MCXPX.....	40
3.4.1. - Registro da energia depositada em órgãos e tecidos dos simuladores.....	41
3.4.2. - Cálculo da Dose Equivalente na Medula Óssea Vermelha.....	42
3.4.3. - Cálculo da Dose na Superfície Óssea.....	43
3.4.4. - Cálculo da Dose Efetiva.....	45
3.5. - Cálculo da dose Efetiva, E, normalizada pelo Kerma no ar, K_{ar} para os espectros transmitidos.....	45
CAPÍTULO 4 – Resultados e Discussões	47
4.1. - Espectros transmitidos e Energias Médias.....	47
4.2. - Comparação entre os comandos F6 e *F8 do MCNPX para o cálculo de $H^*(d)$	54
4.3. - Avaliação da Implementação dos Modelos em Voxel da ICRP110 no MCXPX.....	57
4.4. - Coeficientes de Conversão para os espectros transmitidos.....	63
4.5. - Análise dos resultados considerando os espectros espalhados e transmitidos.....	65
4.5.1. - Comparação entre os coeficientes de conversão, $H^*(d)/K_{ar}$ e E/K_{ar} , considerando os espectros espalhados e transmitidos.....	67
CAPÍTULO 5 – Conclusões	69
5.1. - Espectros Transmitidos.....	69

5.2. - Comparação entre os comandos F6 e *F8 do MCNPX para o cálculo de $H^*(d)$...	69
5.3. - Avaliação da Implementação dos Modelos em Voxel da ICRP110 no MCXPX.....	70
5.4. - Comparação entre os Coeficientes de Conversão.....	70
5.5. - Análise dos Espectros Espalhados e Transmitidos e dos Coeficientes de Conversão Obtidos com os Mesmos.....	71
5.6. - Sugestões de trabalhos futuros.....	71
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	73
ANEXO 1.....	78

Capítulo 1

Introdução

No Brasil, as blindagens de fontes de radiação e as dimensões das instalações radioterápicas devem ser tais que estejam em conformidade com os limites autorizados pela CNEN e com o princípio da otimização (CNEN NN 3.01, 2011). Os projetos devem assegurar que as blindagens ofereçam radioproteção adequada, calculando-se inicialmente as barreiras para os limites primários de dose equivalente e efetiva (INCA, 2000) e, em seguida, os valores obtidos segundo o processo de otimização. As áreas onde são utilizadas radiações ionizantes, bem como sua circunvizinhança, devem ser classificadas em restritas (exclusiva para trabalhadores) ou livres (indivíduos do público).

Geralmente, nas salas de radioterapia, o concreto convencional é utilizado na construção devido ao seu baixo custo (quando comparado a outros materiais), embora concreto de alta densidade também seja usado, às vezes. O uso de concreto de alta densidade diminui a espessura necessária da barreira de concreto. Uma desvantagem é seu alto custo. A NCRP 151 (2005) fornece parâmetros para cálculo do projeto de blindagem estrutural e avaliação para uso em radioterapia para raios X de megavoltagem e raios gama. Além disso, nos últimos anos, com o aumento da tecnologia nos centros radioterápicos, aceleradores lineares médicos substituíram, em grande parte, as unidades de teleterapia que utilizam Cobalto-60. Na maioria dos casos, a mesma sala que antes foi utilizada para colocar uma unidade de teleterapia de cobalto, é reutilizada para instalar, em substituição, um acelerador linear. Quando o espaço físico da sala não pode ser alterado, concreto de alta densidade é empregado para complementar a blindagem da radiação primária, a espalhada e a radiação de fuga do aparelho. Portanto, concreto de alta densidade é uma ótima opção para remodelar a sala, quando a falta de espaço é a principal preocupação. Em 2006, BENITO E MCKENZIE (2006) utilizaram o código de Monte Carlo Geant4 para simular o espalhamento no espectro causado por uma barreira em uma sala de radioterapia. Os espectros dos aceleradores lineares da Elektra e da Varian, de 6 MV e de 10 MV, foram escolhidos como espectros incidentes em concreto e aço, de densidades que são comuns para uso na construção das paredes. Os resultados foram apresentados em forma de gráficos, que

podem ser utilizados para cálculo da intensidade de radiação que emerge da parede e da radiação espalhada em diversos ângulos. Eles são, particularmente, úteis na elaboração de bunkers onde um feixe primário é dirigido a uma parede do labirinto.

Em 2007, FACURE E SILVA (2007) apresentaram um estudo baseado em simulações de Monte Carlo da transmissão de alguns espectros clínicos de fótons através de 11 tipos diferentes de concreto de alta densidade, que normalmente são utilizados em construções de salas radioterápicas. A partir das simulações, os valores de TVL para esses materiais foram obtidos, considerando como radiação primária os espectros de fótons realísticos (de 4, 6 e 10 MV).

FIRMINO E HOFF (2007), realizaram um estudo da influência das composições dos materiais de blindagem e variações nos espectros emitidos por equipamentos de raios X através da utilização de simulações de Monte Carlo. Foi determinada a fluência de fótons após as blindagens, com geometrias realísticas de feixe primário, para espectros de energias utilizados na prática da radiologia diagnóstica, gerando, dessa maneira, um banco de dados representativos da transmissão média e fluência para os materiais estudados. Assim, pode-se analisar a influência da composição da argamassa baritada e do concreto em curvas de transmissão, bem como na determinação da espessura de blindagem, e na alteração das características do espectro da radiação X na transmissão de fótons.

Em 2009, KIMIYA, KICHIROU, HIROJI *et al.* (2009) estimaram a transmissão de raios X através de blindagens, a partir de simulações de Monte Carlo. Os cálculos foram realizados para o concreto de duas densidades diferentes. Foram estudados o concreto mais utilizado no Japão e o recomendado pela NCRP 49 (1976). Novos resultados foram obtidos para a transmissão de raios X no intervalo de 50-150 kV.

Na tentativa de estabelecer critérios para preservar a população e indivíduos do público em geral, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - *International Commission on Radiological Protection*) e a Comissão Internacional de Medidas e Unidades da Radiação (ICRU - *International Commission on Radiological Units and Measurements*), apresentaram nas publicações de número 60 (ICRP 60, 1991), 103 (ICRP 103, 2007) e 51 (ICRU 51, 1989), respectivamente, recomendações a serem utilizadas em proteção radiológica. Estas incluem grandezas que devem ser

usadas tanto em dosimetria interna quanto externa, que são divididas em dois grupos: grandezas de proteção radiológicas e operacionais.

As grandezas de proteção radiológica da ICRP 60 (1991) são importantes para o cálculo das grandezas de proteção radiológica e incluem a dose efetiva (E) e a dose equivalente em um órgão ou tecido (H_T). Essas duas grandezas, que não são mensuráveis, estão diretamente ligadas à dose absorvida. Elas foram revistas e atualizadas na publicação 103 da ICRP (ICRP 103, 2007).

Já as grandezas operacionais são o equivalente de dose ambiente [$H^*(d)$], o equivalente de dose direcional [$H'(d, \Omega)$] e o equivalente de dose pessoal [$H_p(d)$]. As grandezas operacionais são mensuráveis, baseadas no valor do equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, em um ponto da esfera ICRU para irradiações com feixes expandidos e alinhados. Esta grandeza está vinculada à grandeza dose efetiva. Já o equivalente de dose direcional, $H'(d, \Omega)$, está relacionado com a irradiação externa do equivalente de dose na pele e lente dos olhos. A finalidade dessas grandezas operacionais é a monitoração de área e calibração de dosímetros pessoais.

As grandezas para monitoração de área são definidas em um fantoma de tecido equivalente, conhecida como a esfera da ICRU (ICRU 39, 1985). O Equivalente de dose Ambiente, $H^*(d)$, em um campo de radiação, é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU na profundidade d , no raio que se opõe ao campo alinhado. A profundidade recomendada é de 10 mm.

As grandezas de calibração primária não são grandezas do tipo equivalente de dose. Existe a necessidade de que sejam determinados os coeficientes de conversão das grandezas de calibração, como o Kerma no ar, para as grandezas de interesse em proteção radiológica, como, por exemplo, o equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$.

Para que haja uma ligação entre as grandezas de proteção radiológicas e as grandezas físicas, é necessária a utilização de coeficientes de conversão. Neste contexto, a publicação nº 74 da ICRP (ICRP 74, 1996), as recomendações da ICRP 110 (ICRP 110, 2009) e a publicação 57 da ICRU (ICRU 57, 1998) fornecem valores recomendados para uma série de geometrias de irradiação para fótons, elétrons, nêutrons e outras partículas.

Em 1996, a publicação de número 74 da ICRP (ICRP 74, 1996) apresentou os coeficientes de conversão para várias geometrias de irradiação: ântero-posterior (AP),

póstero-anterior (PA), lateral (LAT), rotacional (ROT) e isotrópica (ISO), para um adulto. Porém, estes dados foram obtidos utilizando simuladores antropomórficos matemáticos, feixes monoenergéticos e o cálculo da dose foi baseado nos fatores de ponderação de peso da radiação w_R e para tecido w_T da publicação de número 60 da ICRP (ICRP 60, 1991). Portanto, para uma dada energia, uma medida da fluência de fótons pode ser interpretada como uma medida no tecido mole, bastando apenas multiplicar a leitura do detector pelo valor do coeficiente de conversão de dose normalizado por unidade de fluência do tecido mole ou órgão, como por exemplo: estômago, pulmões, fígado etc.

A substituição dos simuladores antropomórficos matemáticos por simuladores de voxels, proposta pela ICRP, levanta a questão sobre as mudanças esperadas nas doses equivalentes nos órgãos relevantes e conseqüentemente na dose efetiva.

Na tentativa de preencher esta lacuna, a ICRP em sua publicação 110 (ICRP 110, 2009) descreve o desenvolvimento de simuladores de corpo humano em voxel, fantasmas de referência (masculino e feminino). Além disso, para demonstrar os usos desses fantasmas, gráficos ilustrando os resultados do cálculo dos coeficientes de conversão para algumas exposições externas e internas estão incluídos na ICRP 110 (2009).

Assim sendo, a publicação 110 da ICRP (2009) é de vital importância para que se implemente plenamente as recomendações da ICRP 103 (2007), pois define formalmente fantasmas de voxel como sendo os fantasmas de referência para o corpo humano. O relatório número 103 da ICRP (ICRP 103, 2007) traz novas recomendações para os valores dos fatores de peso da radiação, w_R , e os fatores de peso para o tecido, w_T . Os dados atuais dos detrimientos relativos à radiação diferem dos dados da publicação 60 (ICRP 60, 1991), então foram propostas mudanças nos valores de w_T para as gônadas (0,20 para 0,08), as mamas (0,05 para 0,12), órgãos restantes (0,05 para 0,12), bexiga, fígado, tireóide e esôfago (0,05 para 0,04) e recomendam-se valores específicos de 0,01, para órgãos antes desconsiderados ou alocados no grupo dos órgãos e tecidos restantes, como o cérebro e glândulas salivares.

Portanto, de forma geral, se as condições simuladas com o modelo de exposição corresponderem à situação real, medidas rotineiras de dosimetria podem ser interpretadas em termos de dose absorvida através do produto da leitura do instrumento medidor pelo correspondente coeficiente de conversão (ICRP 74, 1996).

Estes procedimentos de obtenção dos coeficientes de conversão são utilizados em diversas áreas do estudo de radiação, onde são apresentados na forma de gráficos e tabelas, que representam a razão entre a dose no órgão e o kerma no ar, por exemplo, para exposições de corpo inteiro em função da energia da radiação incidente.

Desta forma, utilizando o código EGS 4, foram obtidos cálculos das doses equivalentes devido a fótons nos órgãos do simulador masculino de voxel MAX (Male Adult voXel) (KRAMER, VIEIRA, KHOURY *et al.*, 2003) e do simulador feminino FAXht (Female Adult voXel, head+trunk) (KRAMER, KHOURY, VIEIRA *et al.*, 2004), modelos tomográficos desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco. Os órgãos e a composição dos tecidos dos simuladores MAX e FAX foram ajustados de forma a concordar com as especificações anatômicas da ICRP 89 (2003). Os resultados foram comparados com dados correspondentes dos fantomas matemáticos ADAM e EVA.

Dentre os trabalhos publicados na literatura sobre a utilização de simuladores antropomórficos de voxel para a determinação de coeficientes de conversão para a dose efetiva para fótons, destaca-se o trabalho de ZANKL, SCHLATTLE E MAND. (2007). Nele, são apresentados os valores de coeficientes de conversão para dose equivalente em termos de kerma no ar, para uma exposição ideal de corpo inteiro, considerando fótons monoenergéticos e utilizando os fantomas de referência da ICRP 110 (2009), Rex e Regina. As simulações foram realizadas utilizando o código computacional EGSnrc e os valores de dose foram calculados segundo as recomendações da ICRP 60 (1991).

Porém, uma questão importante a ser abordada, além da utilização de fantomas de voxel, seria o uso de espectros mais realísticos transmitidos por barreiras de concreto para o cálculo dos coeficientes de conversão. Isto é uma proposta viável e útil, já que, no contexto da proteção radiológica, estas grandezas devem ser aplicadas para os trabalhadores e os indivíduos do público, que ficam atrás da barreira de concreto, do lado de fora de uma sala de radioterapia, por exemplo. Para isto, um estudo dos espectros que incidem de aceleradores lineares e são transmitidos pelas paredes de concreto das salas de radioterapia se faz necessário. Na prática, faltam dados de coeficientes de conversão para espectros realísticos que se encontram presentes em salas de radioterapia, onde estão presentes nos arredores trabalhadores e indivíduos do público. Visando preencher esta lacuna, em 2009, FROTA, CRISPIM, SILVA *et al.*

(2009) calcularam coeficientes de conversão para o equivalente de dose ambiente em termos de kerma no ar, a partir de espectros realísticos obtidos por MOHAN, CHUI E LIDOFISKY (1985) após atravessar diferentes espessuras de concreto. Para realizar as simulações foi utilizado o programa MCNP versão 4B. Valores de dose efetiva normalizados por kerma no ar também foram obtidos, utilizando simuladores antropomórficos matemáticos.

1.1. Motivação

Não foi encontrado na literatura dados sobre coeficientes de conversão de kerma no ar para a dose efetiva que utilizam fantasmas de voxel, espectros realísticos provenientes dos aceleradores e transmitidos por barreiras de concreto e que consideram os fatores de peso w_R e w_T recomendados pela ICRP 103 (2007) para sua determinação. Este estudo se torna necessário para fins de proteção radiológica na área de radioterapia.

1.2. Objetivo

Este trabalho tem como objetivo calcular os coeficientes de conversão de equivalente de dose ambiente em termos de Kerma no ar $[H^*(d)/K_{ar}]$ e da dose efetiva normalizada pelo Kerma no ar, E/K_{ar} , para espectros de fótons transmitidos por diferentes espessuras de concreto, utilizando o código de transporte de radiação baseado no método de Monte Carlo MCNPX (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003) e o simuladores de voxel feminino (Regina) e masculino (Rex), fantasmas referência propostos pela ICRP 110 (2009). Desta forma, pode-se se fazer uma avaliação das barreiras primárias de uma sala de radioterapia. Analogamente, os mesmos procedimentos foram realizados considerando a radiação espalhada, para se estudar os efeitos ocorridos devido a interação e transmissão através das barreiras secundárias da sala.

1.3. Relevância

O estudo proposto por este trabalho utiliza aceleradores lineares que se encontram presentes na maioria das instalações de radioterapia to Brasil. O cálculo dos

coeficientes de conversão de equivalente de dose ambiente em termos de Kerma no ar, $H^*(d)/K_{ar}$, utilizando espectros realísticos transmitidos por espessuras de concreto, simulam uma situação mais autêntica, já que no quesito proteção radiológica, as grandezas calculadas devem ser aplicadas para os trabalhadores e os indivíduos do público, que se encontram do lado de fora de uma sala de radioterapia. De forma análoga, a obtenção de coeficientes de conversão para dose efetiva em termos de Kerma no ar, E/K_{ar} , utilizando os fantasmas de referência propostos pela ICRP 110 (2009) e os cálculos de dose apresentados na ICRP 103 (2007), resulta em valores mais realísticos. Além disso, a comparação entre os valores de $H^*(d)/k_{ar}$ e E/k_{ar} , aborda um questionamento sobre qual profundidade na esfera teria um valor mais aproximado ao da dose efetiva. Pois, caso haja uma mudança na profundidade referência (10 mm), isto poderia implicar em uma diminuição da espessura da blindagem e também em uma redução de custos na construção de novas unidades de tratamento radioterápicos.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1. Blindagem de salas de Radioterapia

A implementação de um Serviço de Radioterapia é um processo longo e multidisciplinar, que envolve alto custo e requer profissionais de diversas áreas.

Ainda hoje, o cálculo de blindagens de salas de radioterapia é executado com o auxílio da NCRP 151 (2005). Este cálculo é satisfatório para as blindagens convencionais onde tem-se geradores de raios X e gama (Cobalto). Devido às altas energias envolvidas e no caso da instalação ao ter dimensões relativamente pequenas, faz-se necessário a construção de um labirinto para reduzir a blindagem da porta de acesso. Do contrário, esta porta de acesso teria uma espessura de blindagem tal que seria muito difícil a sua movimentação manual, devido ao peso.

Os principais materiais utilizados na construção das blindagens das salas radioterápicas são o concreto e folhas de chumbo (usadas nas portas das salas). A utilização de concreto convencional deixa o custo da construção da instalação mais barata, porém, em casos de limitações de espaço, chumbo ou concreto de alta densidade podem ser utilizados em uma combinação para reduzir as paredes da instalação.

A Figura 2.1 apresenta a disposição de uma sala de radioterapia, contendo um acelerador linear.



Figura 2.1 Representação de uma sala de Radioterapia

Para o cálculo da espessura da blindagem, deve-se considerar que áreas das paredes da sala recebem a radiação proveniente do feixe principal e do feixe secundário. Para isto, o campo de radiação é aberto no tamanho máximo (40 cm x 40 cm) e voltado para uma das paredes. Assim, a Figura 2.2 mostra uma vista de uma sala de acelerador linear, definindo as barreiras de blindagem. De acordo com a posição do acelerador e o campo de radiação totalmente aberto, são determinadas as blindagens de feixe primário (A) e radiação secundária (B), labirinto (C), porta e entrada para ar condicionado na bandeira da porta.

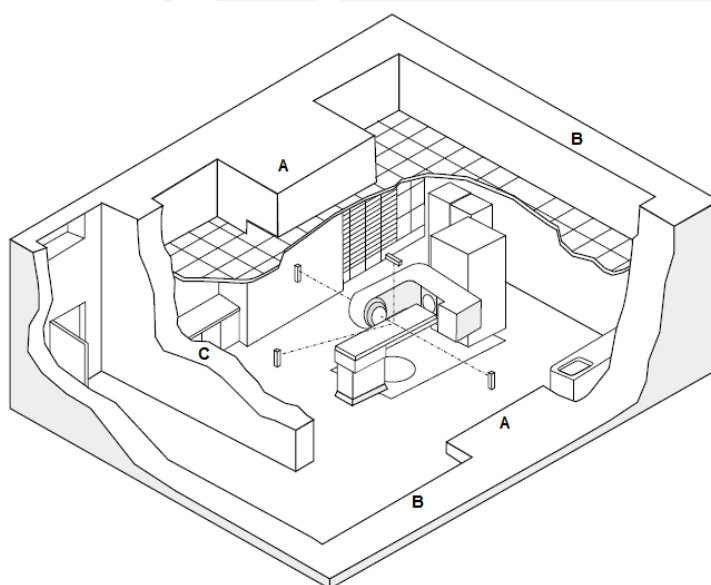


Figura 2.2 Arranjo esquemático da blindagem de uma sala de radioterapia (INCa, 2000)

2.2. Grandezas e Unidades de Radiação Ionizante

Ao longo dos anos, foi desenvolvido um conjunto de relações entre as grandezas de proteção radiológica para fins de monitoração de radiação externa.

A organização e a padronização dessas grandezas têm sido feitas pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiological Units and Measurements*) e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*).

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as *grandezas limitantes*, definidas pela ICRP e são 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.

2.2.1. Grandezas Básicas e Algumas Definições

2.2.1.1 Fluência, Φ

A fluência, Φ , é o quociente de dN por da , onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de seção de área da (ICRP 103, 2007), ou seja:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

A fluência é expressa em partículas/m², no Sistema Internacional de Unidades.

2.2.1.2 Kerma, K

O Kerma, K , é o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas ionizantes não carregadas no elemento de material de massa dm (ICRP 103, 2007), ou seja:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.2)$$

O Kerma é expresso em J/kg, no Sistema Internacional de Unidades.

2.2.1.3. Dose Absorvida, D

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida, D . Ela é definida como o quociente entre a energia média, $\overline{d\varepsilon}$, absorvida por um elemento de volume do material e a massa, dm , desse volume (ICRP 103, 2007), ou seja:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (2.3)$$

A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o gray (Gy).

2.2.1.4. A Esfera ICRU

A ICRU, em 1980, na publicação 33 (ICRU 33, 1980) propôs uma esfera de 30 cm de diâmetro, composta de um material de tecido equivalente e de densidade de 1g/cm³, como simulador do tronco humano, baseado no fato de que quase todos os órgãos sensíveis à radiação poderiam ser nela englobados. Sua composição química, em massa, é de 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio. Desta forma, os valores utilizados como referência na proteção radiológica para a dose efetiva são comparados com o equivalente de dose ambiente em medições existentes na prática, com a esfera da ICRU. Isto significa que um valor obtido através de medição na esfera ICRU deve ser considerado como se tivesse sido medido no corpo humano.

2.2.1.5. Campo Expandido

Campo expandido é um campo de radiação homogêneo, no qual a esfera da ICRU fica exposta, com fluência, distribuição de energia e distribuição direcional igual ao do ponto de referência, P, de um campo de radiação real (Figura 2.3).

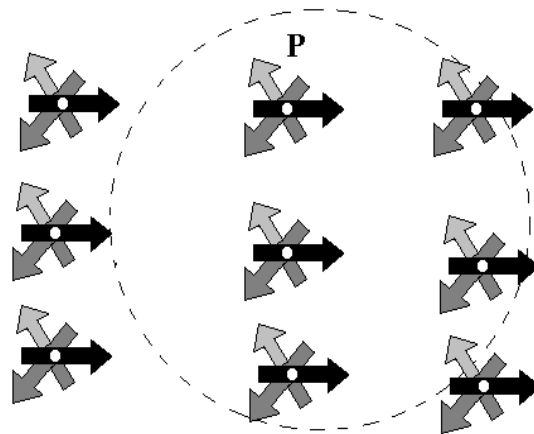


Figura 2.3 Geometria de irradiação da esfera da ICRU e ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose é determinado no campo de radiação expandido.

2.2.1.6. Campo Expandido e Alinhado

No campo expandido e alinhado a fluência e a distribuição de energia são iguais as do campo expandido, mas a distribuição angular da fluência é unidirecional. Nesse campo, o valor do equivalente de dose em um ponto da esfera ICRU independe da distribuição direcional da radiação de um campo real (Figura 2.4).

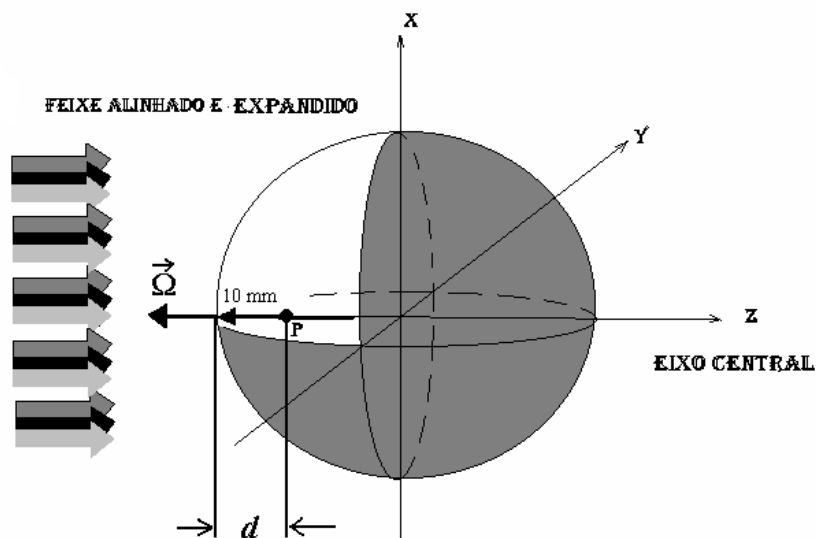


Figura 2.4 Geometria de irradiação da esfera da ICRU e ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose é determinado no campo de radiação alinhado e expandido.

2.2.2. Grandezas Operacionais para Monitoração de Área

As grandezas operacionais são mensuráveis, baseadas no valor do equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, em um ponto da esfera ICRU para irradiações com feixes expandidos e alinhados. Esta grandeza está vinculada à grandeza dose efetiva. Já o equivalente de dose direcional, $H'(d,\Omega)$, está relacionado com a irradiação externa do equivalente de dose na pele e lente dos olhos. A finalidade dessas grandezas operacionais é a monitoração de área.

2.2.2.1. Equivalente de dose Ambiente, $H^*(d)$

O Equivalente de dose Ambiente, $H^*(d)$, em um campo de radiação, é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU na profundidade d , no raio que se opõe ao campo alinhado. A profundidade recomendada é de 10 mm, para radiações fortemente penetrantes. A unidade utilizada é o J/Kg, denominada sievert (Sv).

2.2.3. Grandezas de Proteção Radiológica

As grandezas de proteção radiológica ou de limitação de risco da ICRP (ICRP 60, 1991) são importantes e usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante; levam em consideração as atividades de radioproteção. As três principais grandezas de proteção radiológica recomendadas pela ICRP na publicação nº103 (ICRP, 2007) são: a Dose Absorvida Média em um órgão ou tecido (D_T), a Dose Equivalente em um órgão ou tecido (H_T) e a Dose Efetiva (E).

2.2.3.1. Dose Absorvida Média num Tecido ou Órgão T, D_T

Como foi descrito na seção 2.2.1.3, a grandeza dose absorvida é definida para o cálculo em um determinado ponto da matéria. Entretanto, em aplicações práticas as doses absorvidas são calculadas em média para certo volume de tecido ou órgão. Então,

a dose absorvida média, $\overline{D_T}$, no volume de um tecido ou órgão, T é definida pela expressão 2.4 (ICRP 103, 2007).

$$\overline{D_T} = \frac{\int D(x, y, z) \cdot \rho(x, y, z) \cdot dV}{\int_T \rho(x, y, z) \cdot dV} \quad (2.4)$$

Onde V é o volume da região do tecido T, D é a dose absorvida no ponto (x,y,z) nesta região e ρ é a densidade de massa nesse ponto. Na prática, a dose média absorvida em um órgão ou tecido T, $\overline{D_T}$, é usualmente escrita como D_T .

2.2.3.2. Dose Equivalente (H_T)

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, alguns tipos de radiação são mais efetivos do que outros quando se trata de efeitos estocásticos. Para quantificar esse fato e permitir que a comparação seja passível, foi introduzida a grandeza *dose equivalente*, H_T , que é o somatório das doses médias absorvidas em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), ponderadas por um fator de peso adimensional da radiação, w_R , (seção 2.3.1) relativo ao tipo e energia da radiação incidente R (ICRP 103, 2007), ou seja:

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.5)$$

Onde $D_{T,R}$ é a D_T proveniente de um único tipo de radiação. A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para não haver confusão com a dose absorvida, a unidade para a dose equivalente recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

2.2.3.3. Dose Efetiva (E)

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

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.6)$$

Onde w_T é o fator de peso do tecido T (seção 2.3.2), H_T é a dose equivalente a ele atribuída e o $\sum w_T = 1$, (ICRP 103, 2007). No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

Porém, para os propósitos da proteção radiológica, é muito útil a aplicação de um valor único de dose efetiva para ambos os sexos. Os fatores de ponderação w_T para todos os órgãos e tecidos (incluindo a mama masculina e feminina, os testículos e os ovários), correspondem a valores médios considerando o sexo e a idade. A utilização destes valores médios implica na aplicação restrita da determinação da dose efetiva, sendo apenas favorável do ponto de vista da proteção radiológica, não podendo ser usado na avaliação de risco individual.

Portanto, a dose efetiva deve ser computada a partir da avaliação da dose equivalente para um órgão ou tecido do homem padrão, H_T^M e da mulher referência, H_T^F , conforme mostra a equação 2.7 (ICRP 110, 2009).

$$E = \sum w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right] \quad (2.7)$$

2.3. Fatores de Ponderação

A dose absorvida é insuficiente, por si só, para avaliar o detrimento causado pela exposição às radiações ionizantes. A fim de estabelecer uma correlação entre grandezas de dose usadas na proteção radiológica e os efeitos estocásticos (como câncer radio induzido e doenças hereditárias), dois tipos de fatores de ponderação foram introduzidos, um fator de ponderação da radiação, w_R , e um fator de ponderação do tecido, w_T .

Os fatores de peso consideram diferentes tipos de radiação e os efeitos estocásticos em diferentes órgãos e tecidos do corpo humano. Eles são, portanto, baseados em uma vasta quantidade de dados experimentais e estudos epidemiológicos que são dependentes da idade ou sexo. Porém, para os fins da proteção radiológica de rotina, a ICRP recomenda avaliar doses equivalentes para uma “pessoa referencial” (independente de sexo e idade), e por isso os fatores de ponderação do tecido w_T é dado pelos valores médios sobre todas as idades e os dois sexos.

Na Publicação da ICRP de número 60 (ICRP 60, 1991), a Comissão selecionou um conjunto de fatores de ponderação que foram considerados adequados para as necessidades de proteção radiológica. Este procedimento é mantido na recente publicação de número 103 (ICRP 103, 2007).

2.3.1. Fatores de Peso da Radiação, w_R

O método de utilização de ponderação da radiação para a definição das grandezas de proteção radiológica tem sido utilizado desde o início dos anos 1960. Até o início da década de 90, tal objetivo era atingido quando se aplicava o conceito de fator de qualidade, usando uma função específica $Q(L)$ (ICRP 26, 1977).

Na Publicação 60 (ICRP 60, 1991), o fator de peso da radiação foi definido de maneira diferente para as grandezas limitantes e operacionais, empregadas em proteção radiológica. Valores numéricos de w_R são especificados em termos de tipo de radiações e de energia, quer incidente sobre o corpo humano ou emitidos por radionuclídeos.

Os mesmos valores de w_R são aplicados a todos os tecidos e órgãos do corpo, independente do fato do campo de radiação variar devido a atenuação e a degradação da radiação primária e a produção de radiações secundárias, de diferentes qualidades de radiação. O valor de w_R pode ser visto como um fator representativo da qualidade da radiação, calculados sobre os diferentes tecidos e órgãos do corpo (ICRP 60, 1991).

Na publicação 103 (ICRP 103, 2007), é sugerida uma modificação para os valores de w_R , e estes estão apresentados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 Valores dos fatores de peso da radiação, w_R (ICRP 103, 2007)

Tipos e intervalos de energia	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e múons, todas as energias	1
Prótons e pions carregados	2
Partículas alfa, fragmento de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Curva contínua em função da energia do nêutron (Figura 2.5).

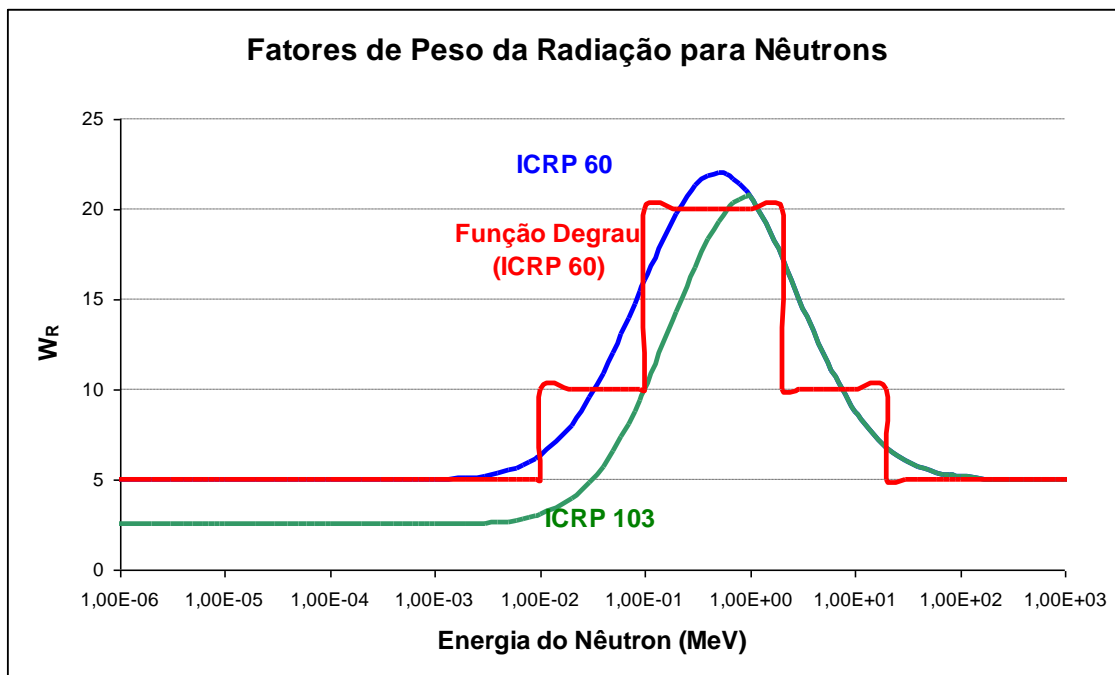


Figura 2.5. Fator de peso da radiação para nêutrons, w_R , em função da energia.

2.3.2. Fatores de Peso do Tecido, w_T

A definição da dose efetiva considera a diferença de radiosensibilidade relativa de vários órgãos e tecidos no corpo humano com relação à radiação de detrimento dos

efeitos estocásticos. Com esta finalidade, fatores de ponderação, w_T , foram introduzidos na Publicação 26 (ICRP 26, 1977) para seis tecidos identificados e para um grupo de tecidos restantes. Na Publicação 60 (ICRP 60, 1991) fatores de peso para o tecido foram especificados para doze tecidos e órgãos e para o grupo de tecidos restantes. Os fatores de peso do tecido são valores relativos, e a sua soma é igual a 1, para que uma distribuição de dose uniforme no corpo todo resulte numa dose efetiva numericamente igual à dose equivalente em cada órgão e tecido do corpo.

Os fatores de ponderação determinados pela ICRP na publicação nº 103 (ICRP 103, 2007), são baseados em coeficientes relacionados e ajustados de acordo com os riscos devido ao detrimento causado pelos efeitos estocásticos. Os coeficientes de risco nominal e não ajustados são calculados pela estimativa média do risco radiológico de incidência de câncer durante o tempo de vida para uma população composta igualmente de homens e mulheres. O detrimento é modelado como uma função de perda de vida, letalidade e redução da qualidade de vida. Com algumas exceções, os parâmetros nos modelos de riscos são estimados usando dados de incidência de câncer dos estudos nos sobreviventes Japoneses da bomba atômica.

Os fatores de peso para os órgãos e tecidos recomendados pela ICRP 103 (ICRP 103, 2007) são apresentados na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva (ICRP 103, 2007).

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T)
Gônadas	0,08
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Mamas	0,12
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tiróide	0,04
Pele	0,01
Glândulas Salivares	0,01
Cérebro	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante*	0,12

* Os órgãos restantes são compostos por: adrenais, tecido extratorácico, vesícula, coração, rins, intestino delgado, nodos linfáticos, mucosa oral, músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

Os fatores de peso do tecido, w_T , consideram uma média de resultados entre o homem e a mulher, e são usados para a avaliação da dose efetiva tanto de trabalhadores como indivíduos do público, inclusive crianças.

Recentemente, os valores de w_T também foram aplicados ao feto em desenvolvimento, na Publicação 88 (ICRP 88, 2001), embora fosse reconhecido que esses valores de w_T foram desenvolvidos para exposição de indivíduos depois do nascimento e que o detrimento da radiação que esses valores contêm pode não ser apropriado para doses recebidas em útero. A aproximação foi, contudo, adotada na ausência de dados abrangentes para o risco relativo para órgãos e tecidos para exposições no útero. Foi concluído na publicação 90 (ICRP 90, 2003) e por Streffer (2005) que não há no momento dados suficientes para se fazer as recomendações de valores específicos de w_T para exposições de radiação no período pré-natal.

No caso das diferenças específicas de sexos, o detrimento relativo foi baseado na incidência de câncer dos ovários, o w_T calculado de 0,08 adotado para as gônadas

(devido ao câncer mais efeitos hereditários) é semelhante àquele dos ovários femininos (0,036) somado aos efeitos hereditários (0,039). Deste modo o ovário feminino é julgado como suficientemente protegido.

Atualmente, é recomendado que as doses equivalentes para os órgãos e tecidos especificados no grupo restante sejam somadas e não haja ponderação em massa. Isto significa que o fator de ponderação atribuído individualmente a cada um dos tecidos restantes é menor do que o valor mínimo de ponderação atribuída a qualquer um dos demais órgãos ou tecidos tabelados (no caso, 0,01). Para o tecidos restantes o valor adotado de w_T é 0,12.

2.4. Modelos antropomórficos de exposição

Os modelos antropomórficos são incorporados a códigos computacionais para simular e calcular a energia depositada em órgãos e tecidos do corpo humano em consequência à exposição desses à radiação ionizante. Esses podem representar a anatomia do corpo humano, com informações sobre a densidade, composição química, forma, tamanho e localização dos órgãos. Atualmente, os mais utilizados são: o modelo matemático, baseado em equações matemáticas que descrevem o tamanho e a forma do corpo, e o modelo em voxel, baseado em imagens de tomografia computadorizada ou imagem de ressonância magnética.

2.4.1. Simuladores em voxel

Como alternativa à limitação imposta pela complexidade da anatomia humana aos simuladores matemáticos, surgiu uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. Como resultado, simuladores mais realistas são obtidos a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano. Fantomas em voxel (*Volume p*X*EL*) provêm de uma sequência de imagens digitais de pessoas reais que são superpostas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, que mostram áreas de seção, vistas de topo, ao longo do corpo do indivíduo a ser analisado. Os fantomas em voxels são a representação real do corpo humano e sua estrutura permite determinar a energia depositada, através do método de Monte Carlo. Contudo, para a

utilização desses dados encontram-se algumas barreiras iniciais que não são fáceis de serem superadas.

2.4.2. Os Modelos em Voxel da ICRP 110

Os modelos em Voxel recomendados pela ICRP, na publicação nº 110 (ICRP 110, 2009) são os fantomas masculino e feminino que representam um adulto padrão. Os modelos antropomórficos de referência são construídos após a modificação dos modelos em voxel (Golem e Laura) de dois indivíduos cuja massa e altura se assemelhavam aos dados de referência.

As imagens de tomografia computadorizada do corpo inteiro de um indivíduo de 38 anos de idade, com altura de 176 centímetros e massa ligeiramente inferior a 70 kg (Homem Padrão: 176 cm e 73 kg) foi selecionado para a construção do fantoma computacional masculino de referência. O indivíduo, que sofria de leucemia e que foi submetido a uma irradiação de corpo inteiro, não tinha sinais óbvios de doença que pudessem aparecer na imagem. A pessoa estava deitada em decúbito dorsal, com os braços paralelos ao longo do corpo. O conjunto de dados consistiu de 220 fatias de 256x256 pixels. O tamanho original do voxel foi de 8 mm de altura com uma resolução no plano de 2,08 mm, resultando em um voxel de 34,6 mm³. No total, 122 estruturas foram segmentadas (67 destes sendo ossos ou grupos de ossos), incluindo muitos (mas não todos) dos órgãos e tecidos mais tarde identificados na caracterização ICRP dos dados anatômicos de referência.

O fantoma feminino de referência foi baseado na tomografia computadorizada de um indivíduo de 43 anos de idade, com altura de 167 centímetros e massa igual à 59 kg (Mulher Padrão: 163 cm e 60 kg). O conjunto de dados consistiu de 174 fatias de 5 mm de largura (cabeça e tronco) e 43 fatias de 20 mm de largura (pernas), cada um com 256 x 256 pixels. A partir das fatias de 20 mm, fatias intermediárias de 5 mm de espessura foram obtidas por interpolação. O conjunto resultante de dados consistiu de 346 fatias. O tamanho voxel foi, então, de 5 mm de altura com uma resolução no plano de 1,875 milímetros, resultando em um volume voxel de 17,6 mm³. A paciente estava deitada sobre as mãos, e no momento da digitalização, um ombro foi posicionado mais alto que o outro. As principais características dos fantomas computacionais adulto masculino e feminino de referência são resumidos na Tabela 2.3.

Tabela 2.3. Principais características dos Modelos Antropomórficos em Voxel (ICRP, 2009)

Propriedades	REX	REGINA
Altura (m)	1,76	1,63
Massa (kg)	73,0	60,0
Número total de voxel	1.946.375	3.886.020
Espessura da Fatia (mm)	8,0	4,84
Resolução do Voxel no plano (mm)	2,137	1,775
Volume do Voxel (mm ³)	36,54	15,25
Número de colunas	254	299
Número de linhas	127	137
Número de fatias	220 (+2)*	346 (+2)*

* Fatias adicionais da pele da cabeça e da planta do pé

O ANEXO 1 apresenta as estruturas segmentadas que são representadas como IDs, caracterizando, assim, todos os voxels dos fantasmas utilizados. As Figuras 2.6 e 2.7 apresentam as imagens nos planos coronal, sagital e axial dos fantasmas Rex e Regina, obtidas pelo software Moritz (VAN RIPER, 2004).

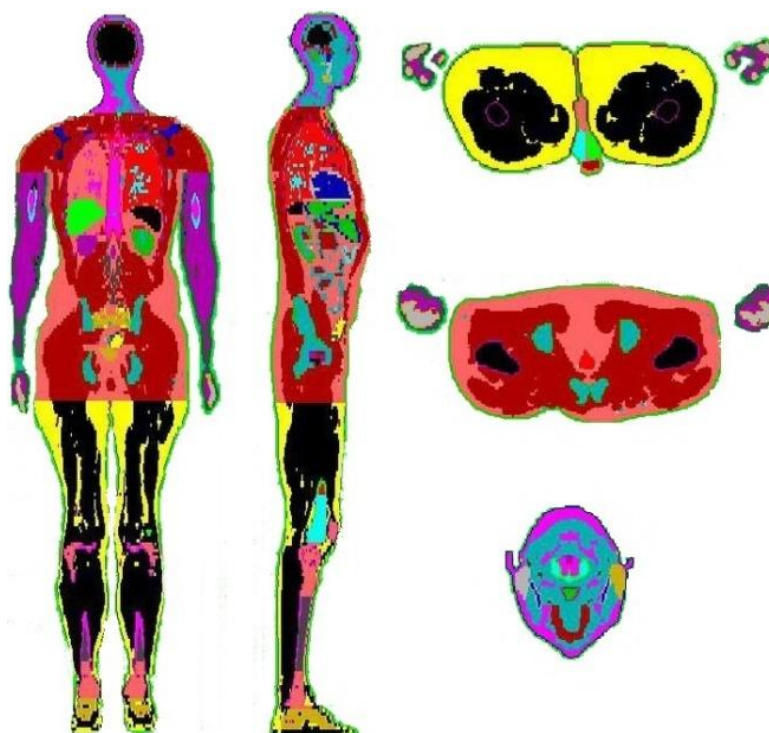


Figura 2.6 Fantoma Rex observado nos planos coronal, sagital e axial.

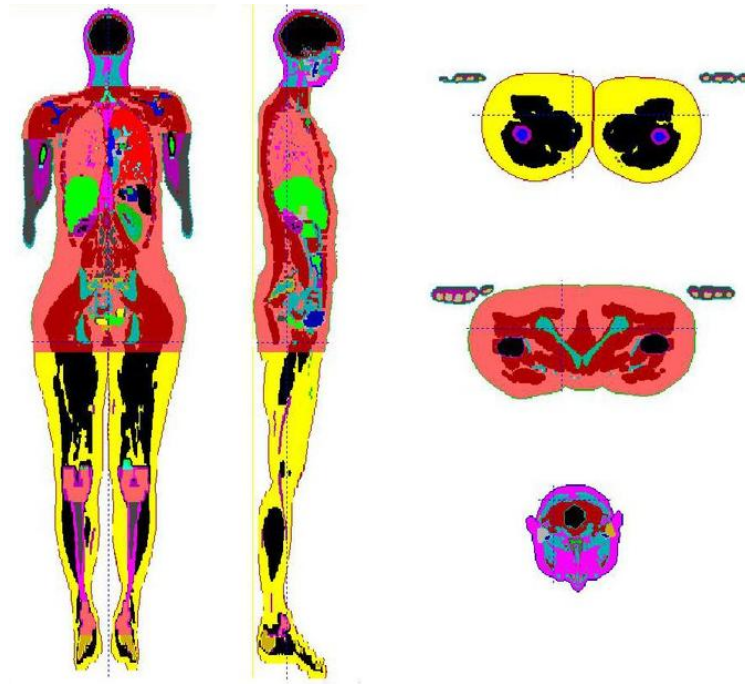


Figura 2.7 Fantoma Regina observado nos planos coronal, sagital e axial.

2.5. O Método de Monte Carlo

Hoje em dia, o método de Monte Carlo é uma ferramenta matemática comumente utilizada em diversos segmentos da ciência e da engenharia para simular problemas que podem ser representados por processos estocásticos. Simulações do transporte de radiação por meio deste método e, em particular, na Física Médica, têm passado por um rápido crescimento nas últimas décadas.

O método de Monte Carlo (MMC) pode ser descrito como um método estatístico, no qual se utiliza uma sequência de números aleatórios para a realização de uma simulação. Em termos de transporte de radiação, o processo estocástico pode ser visto como uma família de partículas cujas coordenadas individuais mudam aleatoriamente em cada colisão. O comportamento médio dessas partículas é descrito em termos de grandezas macroscópicas, como fluxo ou densidade de partículas. O valor esperado dessas grandezas corresponde à solução determinística da equação de Boltzman (que rege o fenômeno de transporte de radiação). Grandezas específicas como energia depositada ou dose são derivadas destas grandezas.

O conjunto de eventos que ocorre com uma determinada partícula, desde o seu “nascimento”, ou seja, o momento em que ela é emitida pela fonte, até o momento em que ela “morre”, ou seja, é absorvida ou escapa do sistema, é denominado de história da

partícula. Essas histórias são geradas por meio de amostragens das PDF. Em outras palavras, solucionar um problema com o Método de Monte Carlo consiste em realizar uma simulação matemática (ou experimento matemático) do fenômeno físico de interesse ao invés de solucionar a equação ou conjunto de equações que o regem (HÉLIO YORIYAZ, 2009).

2.5.1. O Código de Transporte de Radiação MCNP

O código de transporte de radiação MCNPX (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003), baseado no método de Monte Carlo, desenvolvido em *Los Alamos National Laboratory* (EUA), é atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas tais como prótons, deutérios, partículas alfa, etc.

A sua capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões e a variedade de opções de dados de entrada faz desse código, uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem da radiação.

O código simula o transporte de fótons e partículas, individualmente ou em conjunto através da matéria. Ele executa o transporte por meio de ensaios aleatórios repetitivos através de técnicas estatísticas, em modelos previamente determinados, permitindo a obtenção de soluções de vários problemas que requerem uma grande quantidade de eventos probabilísticos. Esse código permite modelar qualquer sistema geométrico tridimensional utilizando bibliotecas de seções de choque na forma pontual (energia contínua) sendo discreta ou em multigrupos.

O arquivo de entrada do MCNP (INP) permite ao usuário especificar: tipo de fonte, de detector, configuração geométrica e condições gerais do sistema desejado, como tamanho, forma, espectro de energia, composição da fonte de radiação bem como do meio que a radiação irá interagir e definição da geometria do detector desejado.

2.5.1.1. Estrutura dos dados de entrada do MCNP

A estrutura geral de um arquivo de entrada com os dados é dividido em:

a) Título do Problema:

Primeira linha dos dados de entrada, limitada a 80 colunas;

b) Bloco de células - “CELL Cards”

Dados de entrada onde é definida a geometria do problema. Utilizam-se combinações de formas geométricas pré-determinadas, como esferas, elipsóides, planos, cubos e outras formas selecionadas e descritas no item subsequente (*Surface Cards*). A combinação das regiões é realizada, através de operadores booleanos (intercessões, uniões etc.). Os materiais que compõe a geometria do problema, também são definidos nestas células. Uso de uma linha em Branco (finalização da seção);

c) Bloco de Superfície – “SURFACE Cards”

Para a definição das superfícies geométricas do problema são utilizados caracteres “mnemônicos” indicando o tipo de superfície e os coeficientes da equação da superfície selecionada. Linha em Branco (finalização da seção);

d) Blocos de Dados - “DATA Cards”

Dados de entrada onde se define os parâmetros da física do problema. Esta seção é dividida em vários subitens, a saber:

i) “MODE Cards” – tipo de radiação

Definição do tipo de radiação que será utilizado no problema:

(N)- Transporte de nêutrons

(N P)- Transporte de nêutrons e fótons

(P)- Transporte de fótons

(E)- Transporte de elétrons

(P E)- Transporte de fótons e elétrons

(N P E)- Transporte de nêutrons, fótons e elétrons

ii) “IMP Cards” – Célula de importância

IMP: N ou P ou E é o “mnemônico” que determina a importância da célula, tanto para finalizar a história da partícula quanto para separar as regiões de

maior importância. Regiões de menor importância são representadas por (0) e de maior importância por (1).

iii) “*SOURCE Cards*”

Célula que define parâmetros da fonte de radiação. Local onde são definidos: posição da fonte, tipo de partícula, energia e outros dados que possam caracterizar uma fonte de radiação.

iv) “*TALLY Cards*”

Opção da grandeza de interesse a ser utilizada nos resultados. Define o tipo de resposta que se deseja na saída. Através do uso de seu “mnemônico” correspondente têm-se uma variação de possibilidades apresentada na Tabela 2.4. Linha em branco para finalização.

Tabela 2.4 Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNPX.

Mnemônico	Descrição
F1:N, F1:P ou F1:E	Corrente integrada sobre uma superfície
F2:N, F2:P ou F2:E	Fluxo médio sobre uma superfície
F4:N, F4:P ou F4:E	Fluxo médio sobre uma célula
F5:N ou F5:P	Fluxo em um ponto
F6:N, F6:P ou	
F6:N	Energia depositada em uma célula
F7:N	Deposição de energia média de fissão de uma célula
F8:E ou F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector
*F8	Deposição de energia

2.5.1.2. Especificação dos materiais

Os materiais são representados no MCNP pela composição isotópica, através da estrutura:

ZAID₁ fração₁ ZAID₂ fração₂...

Onde:

- $ZAID_n$ é uma representação numérica na forma $ZZZAAA.nnX$, contendo o número atômico do elemento (Z), a massa do elemento (A) e nn e X são opções para o acionamento bibliotecas de seções de choque especiais.

Temos como exemplo:

${}_{74}^{182}W \Rightarrow ZAID = 74182$, sendo 74 o número atômico e 182 o número de massa.

2.5.1.3. Dados de saída, resultados do MCNP

Os resultados da simulação de um problema no código MCNP correspondem à média de um grande número de variáveis, ordem de 10^6 “histórias” ou mais, dependendo somente da precisão que se deseja obter na resposta do problema. O número de “histórias” que será utilizado no problema deve ser definido nos dados de entrada.

Todas as grandezas, resultados calculados no MCNP, são representadas nos arquivos dos dados de saída seguidos pelo valor do “erro relativo” (R), que representa a razão entre o desvio padrão de valores médios ($S_{\bar{x}}$) e a média verdadeira (\bar{X}) de todas as “histórias” (equação 2.8).

$$R \cong \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{X}} \quad (2.8)$$

Nesta seção, não foram apresentadas todas as opções que podem ser utilizadas na representação de um problema no MCNP, que podem ser encontrados no manual do código, que contém uma grande quantidade de informações, porém, procurou-se apresentar uma ideia geral do que é necessário para a construção de um arquivo de entrada do código.

2.5.1.4. Estimativa do erro relativo no MCNP

O erro relativo, denotado R, é definido pelo desvio padrão estimado da média $S_{\bar{x}}$, dividido pela média estimada \bar{x} . No MCNPX, a quantidade requerida para esta estimativa do erro – o tally e seu segundo momento – são calculados após cada história

completada pelo método de Monte Carlo, o que explica o fato de que as várias contribuições para um tally proveniente da mesma história são correlacionadas. Em termos simples, R pode ser descrito como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. Este erro relativo pode ser usado para formar intervalos de confiança sobre o principal valor estimado. Quando próximo a um número infinito de eventos, há uma chance de 68% (isto é, a 1σ de um intervalo gaussiano ao redor do valor médio) que o resultado verdadeiro esteja situado na faixa $\bar{x}(1 \pm R)$. Para um tally bem comportado, o erro relativo R será proporcional a $\frac{1}{N^2}$, onde N é o número de histórias. Desta forma,

para reduzir R à metade, o número de histórias deve ser o quádruplo. O erro relativo é utilizado para a avaliação dos resultados do presente trabalho, e um guia para interpretação do erro relativo pode ser observado na Tabela 2.5 (Pelowitz, 2005).

Tabela 2.5 Recomendação para interpretação do erro relativo R (Pelowitz, 2005).

Valores de R	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1,0	Não significativa ou descartável
0,2 a 0,5	Pouco significativa ou confiável
0,1 a 0,2	Questionável
<0,1	Geralmente digna de confiança, exceto para detectores pontuais
<0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais

Capítulo 3

Metodologia de Cálculo

Neste capítulo são apresentados os modelos de exposição e a metodologia de cálculo que foram utilizados neste trabalho. O código MCNP (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003) foi usado para simular o transporte de fótons através de meios, como: ar, tecido equivalente e o concreto (blindagem geralmente utilizada em instalações para tratamento radioterápico), para obter os espectros transmitidos (devido ao feixe direto e a radiação espalhada, separadamente) e incidí-los sobre a superfície de um fantoma. Além disso, foi estimada a dose em órgãos do corpo humano e na esfera da ICRU, com o objetivo de se obter coeficientes de conversão e compará-los.

3.1. O Espectro de Radiação

Neste trabalho, foi simulado o transporte de feixes de raios X encontrados em salas de radioterapia. Os espectros provenientes dos aceleradores lineares foram obtidos por SHEIKH-BAGHERI E ROGERS (2002), discutidos a partir de dose na profundidade. Para isto, foi utilizado o código BEAM (ROGERS, FADDEGON, DING *et al.*, 1995) e as melhores estimativas para a energia média e distribuições de intensidades radiais do feixe de elétrons incidentes no alvo. Assim, os potenciais dos aceleradores escolhidos foram os de 6 MV, 10 MV, 15 MV e 18 MV da Varian e o de 25 MV da Elekta. As Figuras 3.1 – 3.5 mostram os espectros incidentes obtidos por Rogers *et al.* provenientes dos aceleradores lineares.

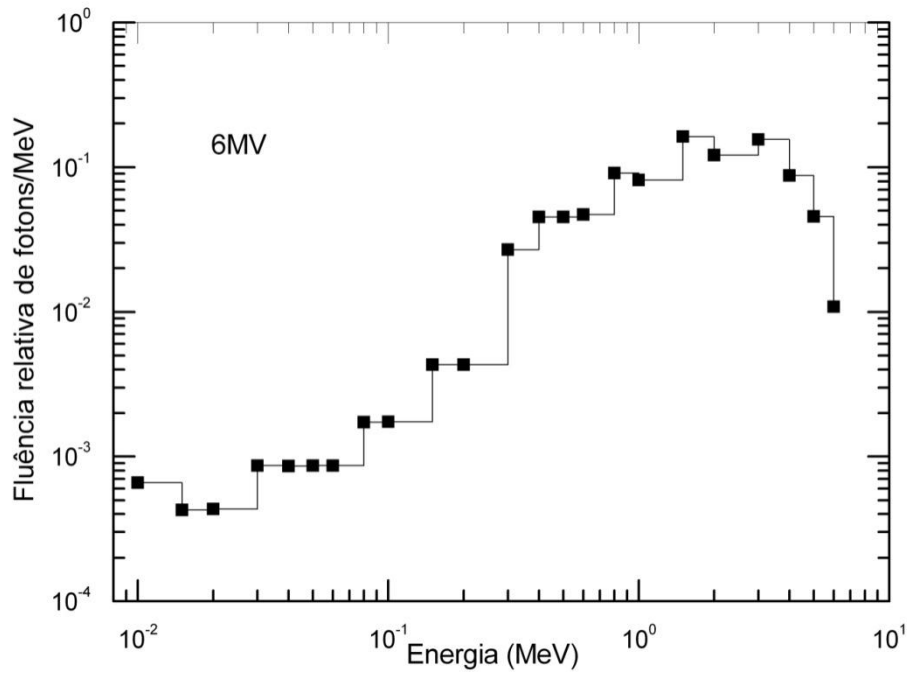


Figura 3.1 Espectro de fótons (SHEIKH-BAGHERI E ROGERS, 2002) para o acelerador da Varian de 6 MV

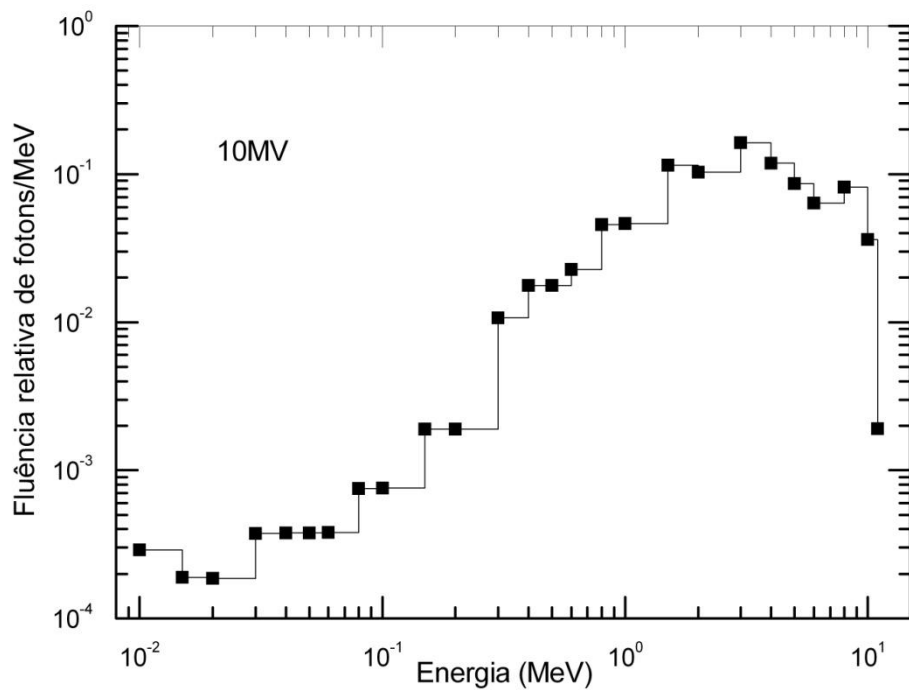


Figura 3.2 Espectro de fótons (SHEIKH-BAGHERI E ROGERS, 2002) para o acelerador da Varian de 10 MV

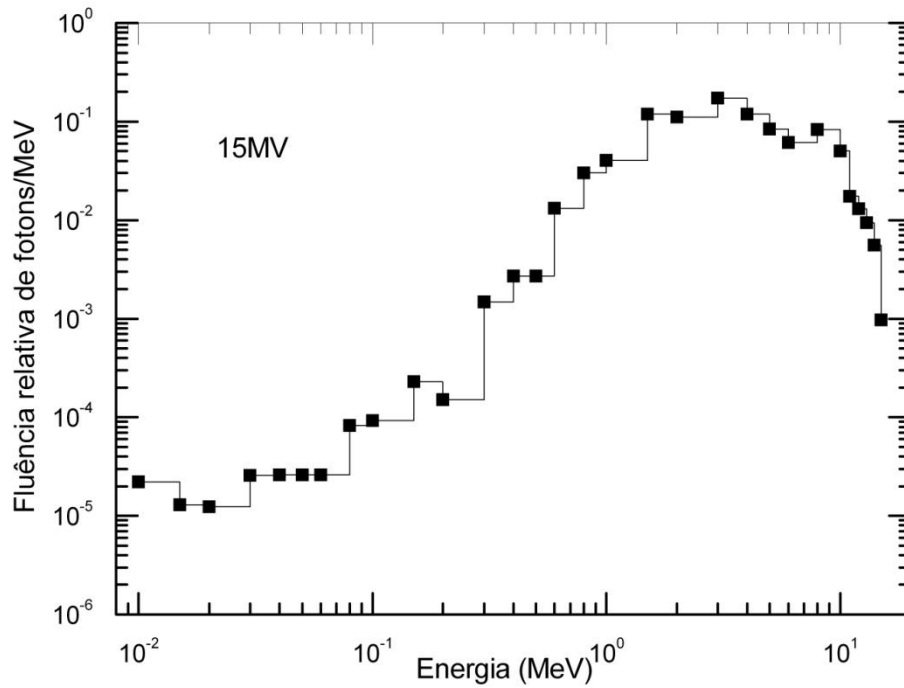


Figura 3.3 Espectro de fótons (SHEIKH-BAGHERI E ROGERS, 2002) para o acelerador da Varian de 15 MV

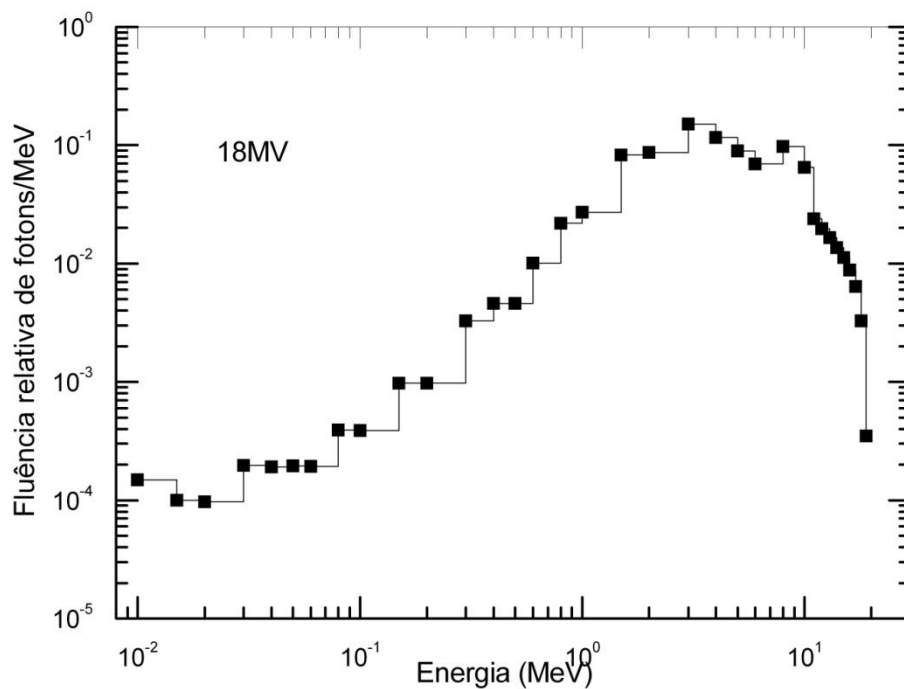


Figura 3.4 Espectro de fótons (SHEIKH-BAGHERI E ROGERS, 2002) para o acelerador da Varian de 18 MV

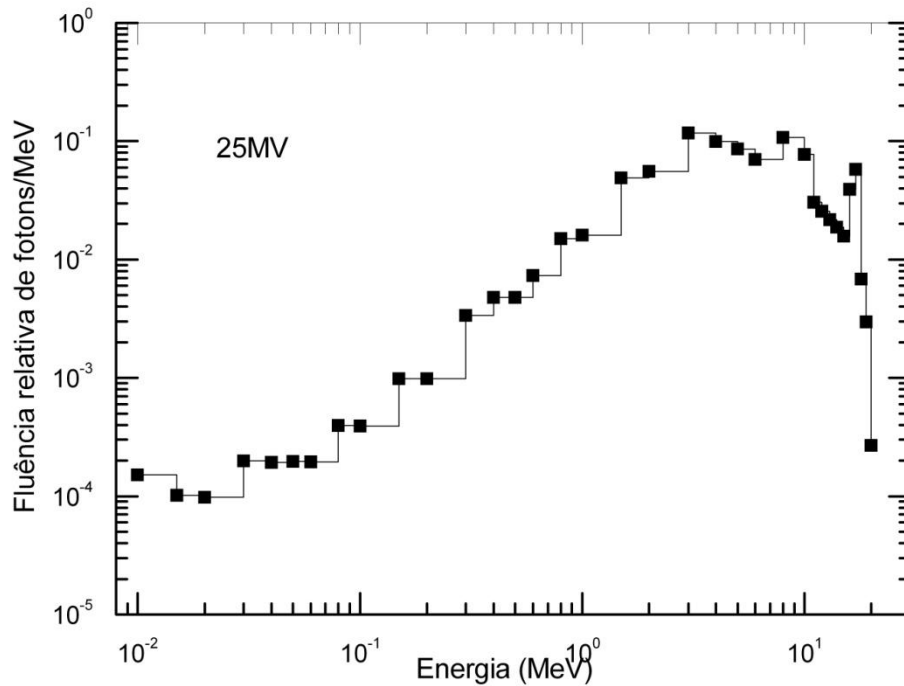


Figura 3.5 Espectro de fótons (SHEIKH-BAGHERI E ROGERS, 2002) para o acelerador da Elekta de 25 MV

Para um melhor entendimento das seções posteriores, faz-se necessário esclarecer algumas definições. Deste modo, define-se como:

- Espectros transmitidos: espectros dos feixes primários diretamente transmitidos por barreiras (primárias) de concreto;

- Espectros espalhados e transmitidos: espectros secundários gerados após a interação do feixe primário, principalmente com o corpo do paciente, e transmitidos pelas barreiras (secundárias) de concreto.

3.1.1. Modelagem da Fonte e obtenção dos espectros transmitidos por barreiras de concreto

A Figura 3.6 mostra a geometria de simulação utilizada para a obtenção dos espectros primários transmitidos. O espectro primário de fótons foi localizado imediatamente na face da barreira de concreto. O feixe alinhado e expandido originou-se em uma superfície plana de 30 cm x 30 cm e incidiu perpendicularmente sobre a barreira de concreto que também possui área de 30 cm x 30 cm e espessuras variáveis.

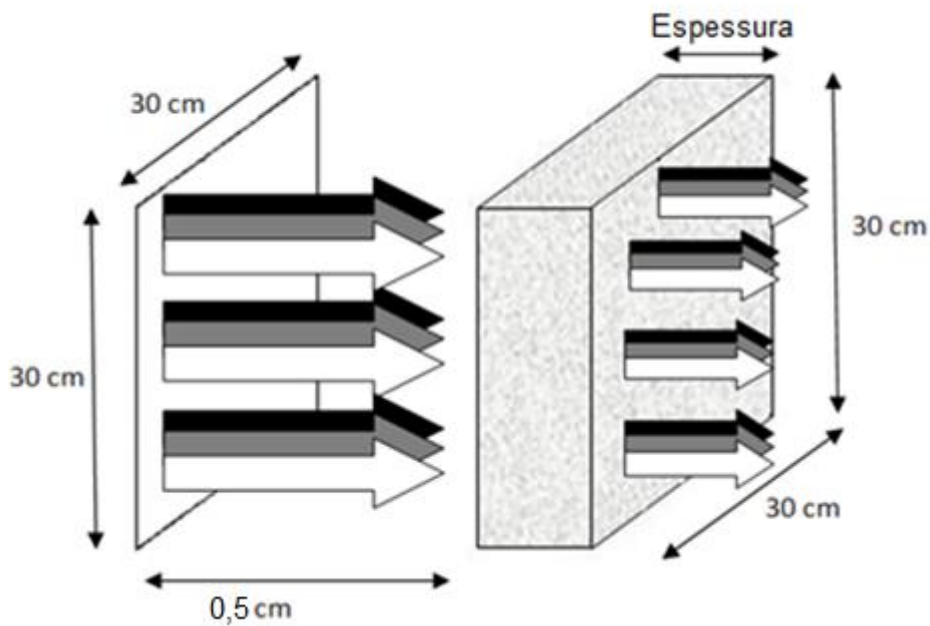


Figura 3.6 Geometria de simulação para obtenção dos espectros transmitidos

Dois tipos diferentes de concreto foram utilizados: o convencional e um de alta densidade (baritado). As densidades utilizadas para o concreto convencional e o baritado foram de 2,35 e 3,35 g/cm³, respectivamente. O efeito de blindagem do concreto depende da sua densidade e composição. A Tabela 3.1 apresenta a composição química dos concretos. A densidade do concreto convencional considerado pela NCRP na publicação nº 151 é 2,35 g/cm³, e a definição de concreto de alta densidade é qualquer concreto com densidade maior que 2,35 g/cm³. O concreto baritado empregado foi escolhido no compêndio de dados de composição de material para modelagem de transporte da radiação (WILLIAMS III, GESH E PAGH, 2006).

Tabela 3.1 Composição química dos concretos

	Convencional	Baritado
Densidade (g.cm ⁻³)	2,35	3,35
H	0,0056	0,003585
O	0,4983	0,311622
Na	0,0171	-
Mg	0,0024	0,001195
Al	0,0456	0,004183
Si	0,3158	0,010457
S	0,0012	0,107858
K	0,0192	-
Ca	0,0826	0,050194
Fe	0,0122	0,047505
Ba	-	0,463400

O comando F2, que obtém a fluência média sobre uma superfície, foi utilizado para a obtenção dos espectros transmitidos. A espessura da barreira de concreto variou de 0,7 até 2,0 m. Estes valores foram escolhidos comparando iguais densidades de áreas (g.cm⁻²) para os dois tipos de concreto (Tabela 3.2). Para o concreto convencional, estas espessuras estão relacionadas com as barreiras de blindagem primária de uma sala de radioterapia, variando de 1,0 m à 2,0 m. Assim, multiplicando a densidade do concreto pela espessura da parede, tem-se a densidade de área. Uma vez estipuladas as densidades de área para o concreto convencional, utilizou-se estes valores divididos pela densidade do concreto baritado para encontrar as espessuras de parede de barita que desse uma densidade de área igual ao do concreto convencional.

Tabela 3.2 Espessuras do concreto, considerando diferentes densidades de área.

Densidade de área (g.cm ⁻²)	Espessura do Concreto (m)	
	Convencional	Baritado
235	1,00	0,70
352	1,50	1,05
470	2,00	1,40

A Figura 3.7 (INCa, 2000) mostra as áreas de irradiação e as áreas de detecção numa instalação de tratamento radioterápico, para os espectros incidentes e transmitidos; mostra também as paredes de concreto seguindo uma classificação, relativa ao posicionamento do feixe primário do acelerador. As áreas externas ao feixe primário são classificadas de barreiras secundárias e as áreas que estão posicionadas nas imediações do feixe primário são consideradas barreiras primárias.

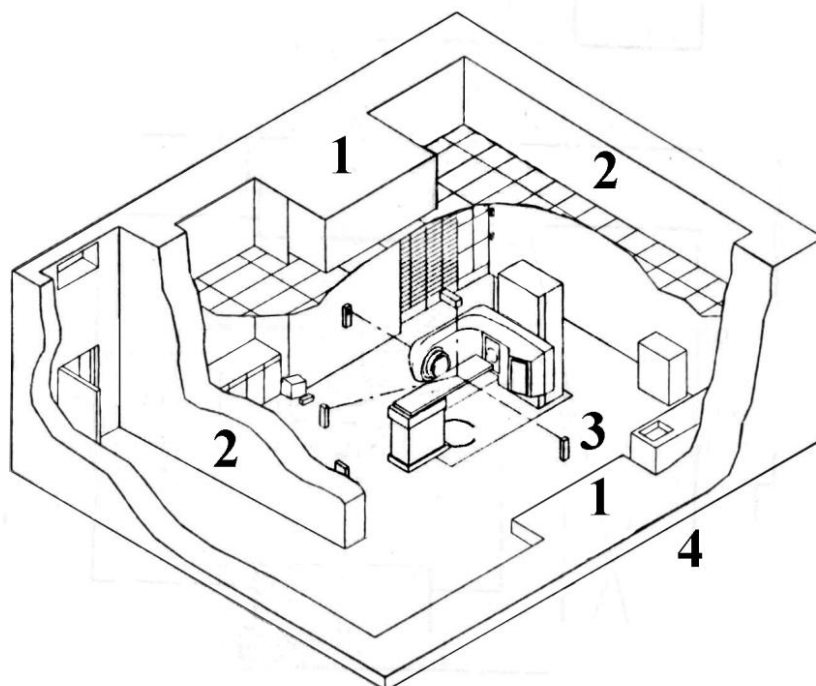


Figura 3.7 Diagrama esquemático de sala de radioterapia e as respectivas barreiras de blindagem: barreira primária (1), barreira secundária (2), espectro incidente (3) e espectro transmitido (4) (INCa, 2000)

A barreira secundária se faz necessária, pois a radiação primária, após incidir em um meio espalhador (no caso, o paciente), produz radiação secundária espalhada de energia e taxa de exposição bem menores que as do feixe primário. Assim, um estudo adicional se faz necessário, para avaliar estas barreiras. Com o objetivo de determinar, também, os espectros espalhados e transmitidos pelas barreiras de concreto, utilizou-se para os cálculos o arranjo esquemático representado na Figura 3.8 (NCRP 151, 2005).

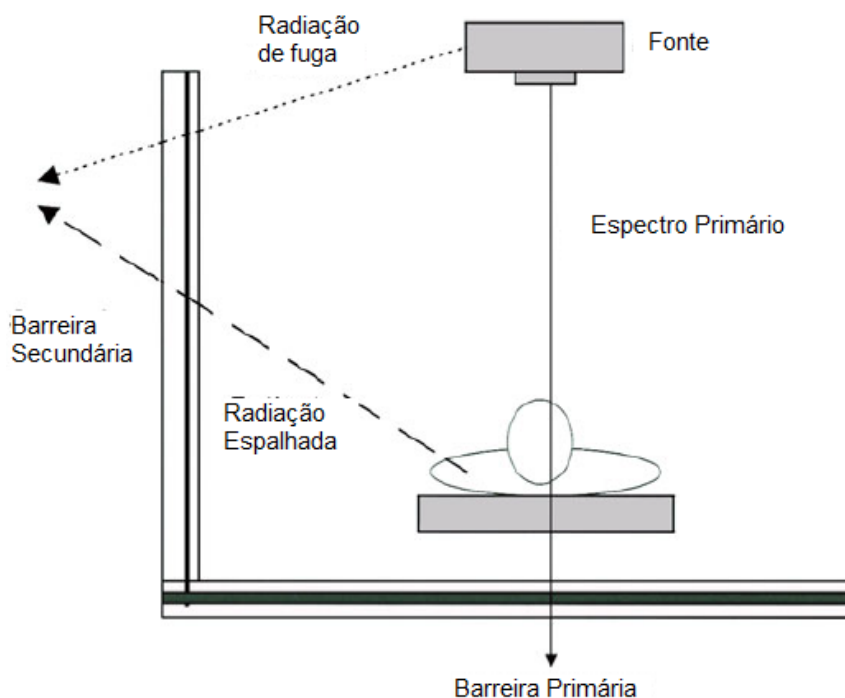


Figura 3.8 Arranjo esquemático da radiação e das barreiras de concreto em uma sala de radioterapia (NCRP 151, 2005).

O comando F2, também foi utilizado para a obtenção dos espectros espalhados transmitidos, em um plano colocado imediatamente após a barreira de concreto. O concreto utilizado para os cálculos foi o convencional, para uma espessura de parede de 0,5 m.

3.1.2. Cálculo da Energia Média do Espectro

O cálculo da energia média dos fótons, \bar{E} , para o espectro incidente e para o espectro transmitido, foi realizado segundo a equação 3.1 (Frota *et al.*, 2009).

$$\bar{E} = \frac{\sum_{i=1}^N E_i \phi(E_i)}{\sum_{i=1}^N \phi(E_i)} \quad 3.1$$

onde E_i é a energia do fóton do i -ésimo intervalo de energia; $\Phi(E_i)$ é a correspondente fluência em energia, e $\sum_{i=1}^N \Phi(E_i)$ é o somatório que se aplica a todos os N intervalos de energia do espectro. No modelo de cálculo utilizado neste trabalho, considerou-se que o

campo de radiação incidente é uniforme e perfeitamente aleatório (DIR=1), no que se refere ao número de fótons por unidade de área.

3.2. Verificação do melhor comando do MCNPX para o cálculo do Equivalente de Dose Ambiente normalizado pela Fluência, $H^*(d)/\Phi$

Faz-se necessário averiguar qual comando do MCNPX seria mais apropriado para executar o cálculo do equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, descrito na seção 3.3. Na ICRP 74 e no documento da ICRU 57, para fótons com energia entre 10 keV e 10 MeV, são fornecidos coeficientes de conversão considerando a condição de equilíbrio eletrônico. Porém, segundo Ferrari e Pelliccioni (1994), se os coeficientes de conversão forem calculados levando em conta o transporte de elétrons secundários, a partir de fótons de 3 MeV são observados elétrons que evidenciam uma situação de não equilíbrio. Portanto, esta informação deve ser considerada na discussão sobre obtenção de grandezas operacionais conservativas para fótons.

O comando F6 do MCNPX calcula a dose absorvida baseado nas condições de equilíbrio eletrônico de partículas (CPE). Toda a energia transferida para os elétrons é depositada localmente, não seguindo as partículas secundárias. A aproximação com o Kerma é dada para fótons de baixa energia, pois os elétrons secundários têm um alcance pequeno. Já no comando *F8, a energia depositada na célula é dada pelo somatório das partículas, com uma determinada energia e peso, que entram na superfície da célula subtraindo do produto energia x peso com que as partículas saem da célula. Desta forma, este comando segue a trajetória do elétron. A Tabela 3.3 exibe as expressões que representam a metodologia de cálculo de cada comando.

Tabela 3.3 Expressão representativa de cada comando no MCNPX (X-5 Monte Carlo Team, 2003)

Comando	Expressão	Unidade
F6	$W \times T_1 \times \sigma_T(E) \times H(E) \times (\rho_a/m)$	MeV/g
*F8	$E_D \times W_C$	MeV

Onde:

- ✓ W - Peso da partícula;
- ✓ T_1 - comprimento do trajeto da partícula;
- ✓ $\sigma_T(E)$ - seção de choque microscópica total;
- ✓ H(E) - dado em MeV por colisões;
- ✓ ρ_a - densidade atômica;
- ✓ m - massa da célula
- ✓ E_D - Energia total depositada, por uma história, em um detector;
- ✓ W_C - razão entre o peso da partícula e o peso da partícula na fonte.

Assim, para a comparação entre os comandos, foram utilizados os feixes de fótons monoenergéticos, variando de 10 keV até 20 MeV. O feixe de radiação, proveniente de um campo alinhado e expandindo (de 30 cm x 30 cm), incidiu perpendicularmente sobre a esfera do ICRU. Para cada potencial de acelerador, foi obtido o valor de $H^*(d)$ normalizado pela fluência [$H^*(d)/\Phi$], onde d são profundidades que variam de 10 em 10 mm até o centro da esfera do ICRU (Figura 3.9). Para se obter as grandezas em unidades de $Sv.cm^2$ foram utilizados os fatores multiplicativos mostrados na Tabela 3.4, considerando as seguintes transformações:

- ✓ Energia de MeV para Joule;
- ✓ Divisão pela massa da esfera ($4,19 \times 10^{-03}$ g) para o *F8;
- ✓ Massa de grama para Kg;
- ✓ Divisão pela fluência ($1/\text{Área} = 900 \text{ cm}^2$).

Os resultados do MCNPX já são normalizados pelo número de histórias.

A partir dos resultados obtidos, foram analisados o perfil de dose na profundidade e foram comparados os valores de $H^*(10)/K_{ar}$ com os valores presentes na ICRP 74 (1996).

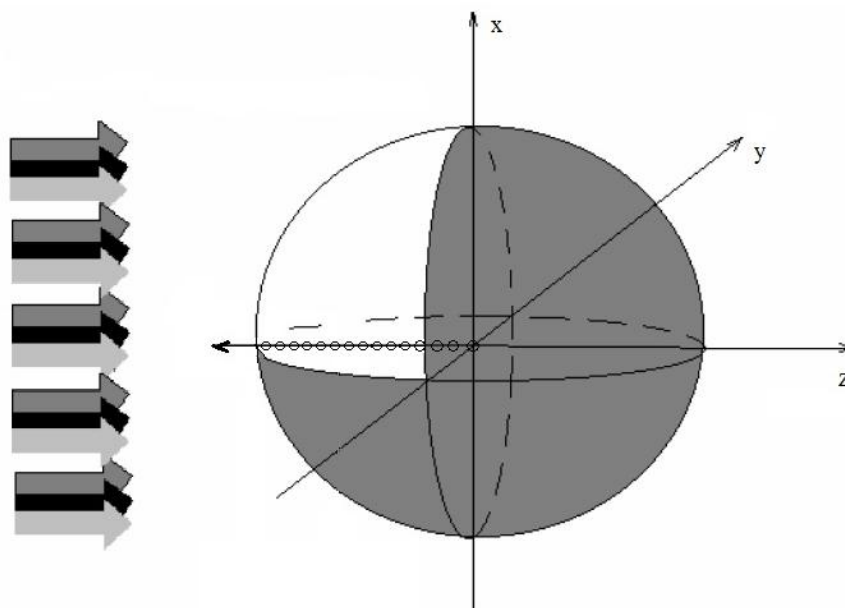


Figura 3.9 Geometria de Irradiação

Tabela 3.4 Fatores multiplicativos para transformação das unidades.

Comando	Fator Multiplicativo
F6	$1,44 \times 10^{-07}$
*F8	$3,44 \times 10^{-05}$

3.3. Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(d)$, normalizado pelo Kerma no ar, K_{ar}

Para o cálculo do equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, foi simulado a irradiação da esfera ICRU, de 30 cm de diâmetro e composta de material equivalente ao tecido mole, com feixes alinhados e expandidos dos espectros transmitidos, com tamanho de campo de 30 cm x 30 cm, incidido em direção ao eixo central, conforme anteriormente mostrado na Figura 3.8.

O comando *F8 do MCNP foi utilizado (resultados da escolha discutidos na seção 4.2) para obtenção da energia média depositada no volume de interesse. Como elemento de volume incremental para a determinação da dose absorvida, foram consideradas 15 esferas de 1,0 mm de raio ($0,004188 \text{ cm}^3$) posicionadas ao longo do

eixo principal de irradiação. Os elementos que constituem a composição da esfera são apresentados na Tabela 3.5.

O Kerma no ar, K_{ar} , foi obtido nas mesmas condições de simulação, porém o material equivalente ao tecido mole foi substituído por ar.

Tabela 3.5 Composição (em percentual) do material equivalente ao tecido (ICRU 33, 1980)

Oxigênio	0,7620
Carbono	0,1110
Nitrogênio	0,0260
Hidrogênio	0,1010
Densidade	1 g/cm ³

3.4. Avaliação da Implementação dos Modelos em Voxel da ICRP 110 no MCNPX

Os simuladores do corpo humano utilizados no presente trabalho foram os apresentados pela publicação nº 110 da ICRP (2009). Desta forma, a implementação dos modelos no código MCNPX precisava ser avaliada. Para isto, foram obtidas as doses absorvidas tanto para o Rex quanto para a Regina, considerando uma irradiação de corpo inteiro com um feixe plano, de 168,432 cm x 53,0725 cm para o fantoma feminino e de 177,6 cm x 54,2798 cm para o fantoma masculino. A direção do feixe coincidiu com o eixo Y do sistema de coordenadas e as incidências foram na direção ântero-posterior (AP) e pósterio-anterior (PA) dos simuladores do corpo humano. A geometria de irradiação é mostrada na Figura 3.10. A disposição do eixo de coordenadas é mostrada na Figura 3.11. Os modelos em voxel foram expostos a feixes monoenergéticos, cuja energia variava de 0,015 até 10 MeV. O número de histórias simulado foi de 10^9 para a energia de 15 keV e reduziu para 10^7 para a energia de 10 MeV. O erro relativo foi menor que 1%.

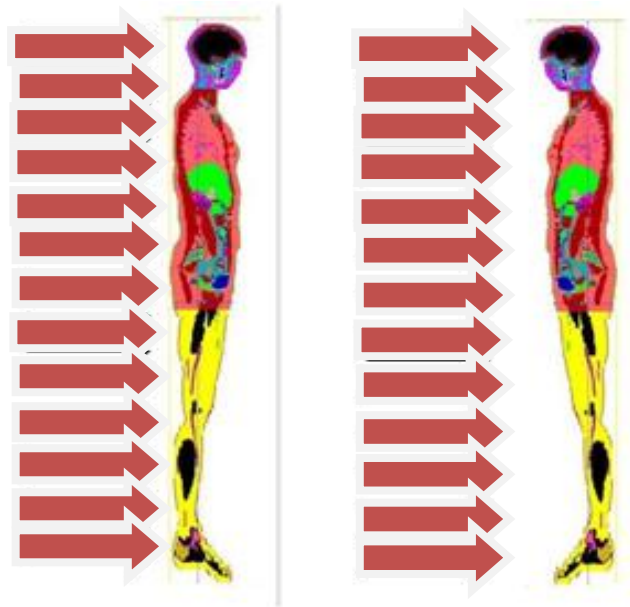


Figura 3.10 Geometrias de Irradiação

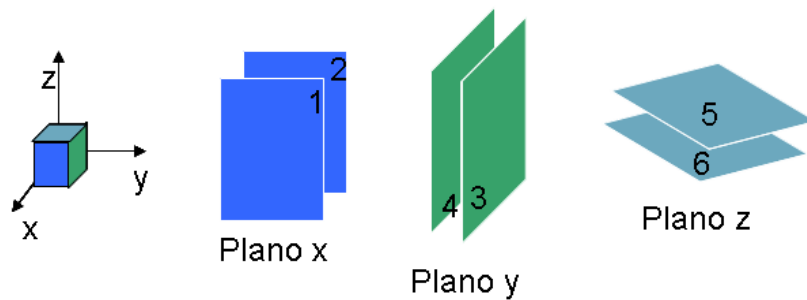


Figura 3.11 Disposição do eixo de coordenadas e representação dos planos.

3.4.1. Registro da energia depositada em órgãos e tecidos dos simuladores

No MCNP, utilizou-se o comando *F8 para o cálculo das energias depositadas nos órgãos utilizados para o cálculo da dose efetiva, em MeV. Para a obtenção da dose absorvida normalizada por fluência (D/Φ), os valores das energias depositadas devem ser multiplicados pelo fator de $1,544 \times 10^{-9} \text{ Gy.cm}^2$, para o fantoma Rex e de $1,432 \times 10^{-9} \text{ Gy.cm}^2$ para o fantoma Regina. A diferença entre os fatores é dada pela diferença na área da fonte, já que os fantasmas possuem tamanhos distintos. As transformações são feitas baseadas nas seguintes considerações:

- Transformação da energia depositada de (MeV) para (J);
- Divisão da energia em (Joule) pela massa do órgão em (kg) para que se obtenha a unidade de dose absorvida (Gy); e
- Produto da dose absorvida pela área (cm^2) da fonte plana para obtenção da fluência em ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$).

Novamente, faz-se necessário lembrar que os resultados do MCNPX são normalizados pelo número de histórias.

Para o cálculo da massa do órgão foi necessário fazer o produto entre o número de voxels de cada órgão e o volume de cada voxel, que já foi apresentado na Tabelas 2.3. Este volume total obtido, quando multiplicado pela densidade do tecido, resulta na massa do tecido em kg.

Após a obtenção das doses absorvidas, em unidades de $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, calculou-se a dose equivalente. Para fótons, onde para qualquer faixa de energia o fator de peso da radiação, w_R , é constante e igual a 1, multiplicou-se apenas o resultado obtido de D/Φ [$\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$] pelo w_R e obteve-se a dose equivalente por unidade de fluência (H_T/Φ) devido aos fótons gerados, em $\text{Sv}\cdot\text{cm}^2$.

3.4.2. Cálculo da Dose Equivalente na Medula Óssea Vermelha

Os valores de dose absorvida devido aos espectros de fótons nos ossos que compõem a medula óssea vermelha foram multiplicados por um fator de correção **f**.

O fator (**f**) leva em consideração a fração da massa da medula óssea vermelha distribuída através de alguns grupos de ossos específicos do esqueleto. As informações sobre a porcentagem de medula óssea existente nesses ossos específicos são apresentadas na ICRP 70 (ICRP, 1995), porém a Tabela 3.6 apresenta os valores de massa da medula em cada osso (**m**), a massa total de cada grupo de osso (**M_{osso}**), a porcentagem de medula no osso (**f_{RBM}**) e a massa total da medula óssea (**Massa_{RBM}**), para os simuladores Rex e Regina. Estes valores estão contidos na ICRP 110 (2009).

Tabela 3.6 Massa de medula presente em cada grupo de osso, para os simuladores Rex e Regina

Grupo de Osso Específico	REX			REGINA		
	m (g)	M _{osso} (g)	f _{RBM} = m/M _{osso}	m (g)	M _{osso} (g)	f _{RBM} = m/M _{osso}
Úmero, metade superior	26,9	184,86	0,146	20,7	111,9	0,185
Clavícula	9,4	53,06	0,177	7,2	40,45	0,178
Crânio	88,9	451,06	0,197	68,4	417,09	0,164
Fêmur, metade superior	78,4	472,05	0,166	60,3	225,05	0,268
Mandíbula	9,4	73,9	0,127	7,2	34,67	0,208
Pelve	205,2	681,18	0,301	157,5	445,07	0,354
Costelas	188,7	520,06	0,363	144,9	258,96	0,560
Escápula	32,8	192,21	0,171	25,2	96,87	0,260
Coluna cervical	45,6	73,55	0,620	35,1	72,81	0,482
Coluna torácica	188,7	335,34	0,563	144,9	252,56	0,574
Coluna lombar	143,9	302,07	0,476	110,7	261,28	0,424
Sacro	115,8	173,51	0,667	89,1	140,44	0,634
Esterno	36,3	56,31	0,645	27,9	47,41	0,588
Massa_{RBM}	1170,0			899,1		

O valor da energia depositada, que foi calculada pelo MCNPX para o grupo de osso específico, foi multiplicado pela fração f_{RBM} dada na Tabela 3.6 e após foi dividido pela massa total da medula óssea.

Portanto, a equação 3.2 descreve o cálculo da dose absorvida na medula óssea vermelha devido aos fótons.

$$\text{Dose Absorvida}_{RBM} = \frac{\sum E_{\text{dep osso específico}} \cdot f_{RBM}}{\text{Massa}_{RBM}} \quad (3.2)$$

3.4.3. Cálculo da Dose na Superfície Óssea

De forma análoga ao cálculo de dose na medula óssea, a dose absorvida na superfície óssea devido aos espectros de fótons transmitidos é dada considerando um

grupo de ossos específico. Tabela 3.7 apresenta os valores de massa de superfície óssea em cada osso (m), a massa total de cada grupo de osso (M_{osso}), a porcentagem de superfície óssea no osso (f_{BS}) e a massa total da superfície óssea (Massa_{BS}), para os simuladores Rex e Regina.

Tabela 3.7. Massa de superfície óssea presente em cada grupo de osso, para os simuladores Rex e Regina

Grupo de Osso Específico	REX			REGINA		
	m (g)	M_{osso} (g)	$f_{\text{BS}} =$ m/M_{osso}	m (g)	M_{osso} (g)	$f_{\text{BS}} =$ m/M_{osso}
Úmero, metade superior	9,6	218,08	0,044	7,3	131,79	0,055
Úmero, metade inferior	11,5	96,86	0,119	8,5	73,33	0,116
Rádio e Ulna	16,4	204,58	0,080	12,1	124,83	0,097
Punhos e mãos	12,5	139,59	0,090	7,1	72,84	0,097
Clavícula	2,5	53,06	0,047	1,9	40,45	0,047
Crânio	83,4	451,06	0,185	64,2	417,09	0,154
Fêmur, metade superior	44,2	497,83	0,089	34,2	264,56	0,129
Fêmur, metade inferior	48,5	519,46	0,093	24,0	230,10	0,104
Tíbia, Fíbula e Patela	92,4	808,05	0,114	84,5	674,17	0,125
Tornozelos e pés	42,2	507,78	0,083	24,4	270,35	0,090
Mandíbula	2,0	73,90	0,027	1,6	34,67	0,046
Pelve	51,7	681,18	0,076	39,7	445,07	0,089
Costelas	29,8	520,06	0,057	22,9	258,96	0,088
Escápula	9,8	192,21	0,051	7,6	96,87	0,078
Coluna cervical	11,5	73,55	0,156	8,8	72,81	0,121
Coluna torácica	26,9	335,34	0,080	20,6	252,56	0,082
Coluna lombar	23,4	302,07	0,077	18,0	261,28	0,069
Sacro	20,6	173,51	0,119	15,8	140,44	0,113
Esterno	5,5	56,31	0,098	4,3	47,41	0,091
Massa_{BS}	544,4			407,5		

O valor da energia depositada, que foi calculada pelo MCNPX para o grupo de osso específico, multiplicado pela fração f_{BS} dada na Tabela 3.7 e após foi dividido pela massa total da medula óssea.

A equação 3.3 descreve o cálculo da dose absorvida na superfície óssea devido aos fótons.

$$\text{Dose Absorvida}_{BS} = \frac{\sum E_{\text{dep osso específico}} \cdot f_{BS}}{\text{Massa}_{BS}} \quad (3.3)$$

3.4.4. Cálculo da Dose Efetiva

Todos os órgãos que contribuem para o cálculo da dose efetiva estão definidos na publicação 103 da ICRP. Assim, a grandeza dose efetiva pode ser calculada conforme descrito na seção 2.2.3.3, utilizando os fatores de ponderação do tecido descritos na Tabela 2.2. A dose efetiva total avaliada foi computada a partir da avaliação da dose equivalente para um órgão ou tecido do homem padrão, H^M_T e da mulher referência, H^F_T , como proposto na equação 2.7.

Assim, para a obtenção dos coeficientes de dose efetiva normalizados por kerma no ar (E/k_{ar}), dados em unidades de Sv/Gy, os valores de E/Φ [Sv.cm²] calculados para a faixa de energia de fótons incidentes de 0,015 MeV até 10 MeV, para as geometrias de irradiação AP e PA, serão divididos por valores de K_{ar}/Φ [Gy.cm²] que foram obtidos na publicação 74 da ICRP. Os resultados serão apresentados e discutidos no Capítulo 4.

3.5. Cálculo da dose Efetiva, E, e do equivalente de dose ambiente, H(d), normalizada pelo Kerma no ar, K_{ar} para os espectros transmitidos

Após a implementação e a validação dos modelos de simulação do corpo humano, os coeficientes de conversão de dose efetiva normalizada por Kerma no ar, E/K_{ar} , foram obtidos utilizando a mesma metodologia de cálculo abordada na seção 3.4. Porém, sobre os fantasmas foram incididos os espectros transmitidos por barreiras de concreto, citados na seção 3.2, como mostra a Figura 3.6. Por ser mais usual como material para blindagem das salas de radioterapia, apenas os espectros que emergiram de espessuras de concreto convencional, foram escolhidos para o cálculo dos

coeficientes de conversão. Os valores de K_{ar}/Φ [Gy.cm²] que foram obtidos utilizando o mesmo cenário de simulação usado na obtenção da dose efetiva, e seguindo as recomendações da ICRP 74 (1996). A mesma metodologia foi utilizada para o cálculo dos coeficientes de conversão de dose efetiva normalizada por Kerma no ar, E/K_{ar} , devido aos espectros espalhados transmitidos, que foram obtidos como descritos na seção 3.2 (Figura 3.8).

Para uma análise comparativa, os coeficientes de conversão de equivalente de dose ambiente em termos de kerma no ar, $H(d)/K_{ar}$, também foram calculados para ambos os casos.

Capítulo 4

Resultados e Discussões

Na primeira seção deste capítulo são apresentados os resultados dos espectros transmitidos pelas barreiras de concreto e as suas respectivas energias médias. A discussão sobre qual comando retrata melhor a obtenção dos valores de $H^*(d)$ se encontra disposta na seção 4.2. A seção 4.3 mostra a validação dos fantasmas da ICRP 110. Já a análise e comparação dos coeficientes de conversão $H^*(d)/K_{ar}$ e E/K_{ar} são apresentados na seção 4.4. Finalizando, na seção 4.5 discute-se acerca dos espectros espalhados transmitidos por barreiras de concreto convencional e os cálculos dos coeficientes de conversão $H^*(d)/K_{ar}$ e E/K_{ar} , utilizando estes espectros. Os resultados obtidos são comparados com os dados disponíveis na literatura.

4.1. Espectros transmitidos e Energias Médias

As Figuras 4.1 a 4.5 mostram os espectros transmitidos por barreiras de concreto, que variam de 0,70 m até 2,0 m, para aceleradores de 6, 10, 15, 18 e 25MV respectivamente. O espectro incidente de cada acelerador linear também é mostrado. Como esperado, os espectros se tornam mais endurecidos quando atravessam espessuras maiores de concreto. O número de histórias simulada foi suficiente para manter o erro relativo (seção 2.5.1.4) inferior à 2%, consistindo em resultados confiáveis.

A Tabela 4.1 apresenta a energia média dos fótons para cada um dos espectros transmitidos, considerando tanto o concreto convencional quanto o baritado, como função da densidade de área.

Tabela 4.1 Energia média dos fótons para os espectros transmitidos por barreiras de concreto convencional e baritado.

Acelerador	Densidade de área (g.cm ⁻²)	\bar{E} (MeV)	
		Convencional	Baritado
Varian (6 MeV)	235	2,19	2,14
	352	2,36	2,18
	470	2,21	2,03
Varian (10 MeV)	235	3,42	2,68
	352	3,65	2,59
	470	3,71	2,38
Varian (15 MeV)	235	3,96	2,94
	352	4,24	2,85
	470	4,27	2,42
Varian (18 MeV)	235	4,43	3,07
	352	4,66	2,89
	470	4,63	2,46
Elekta (25 MeV)	235	5,00	3,20
	352	5,10	2,90
	470	5,02	2,45

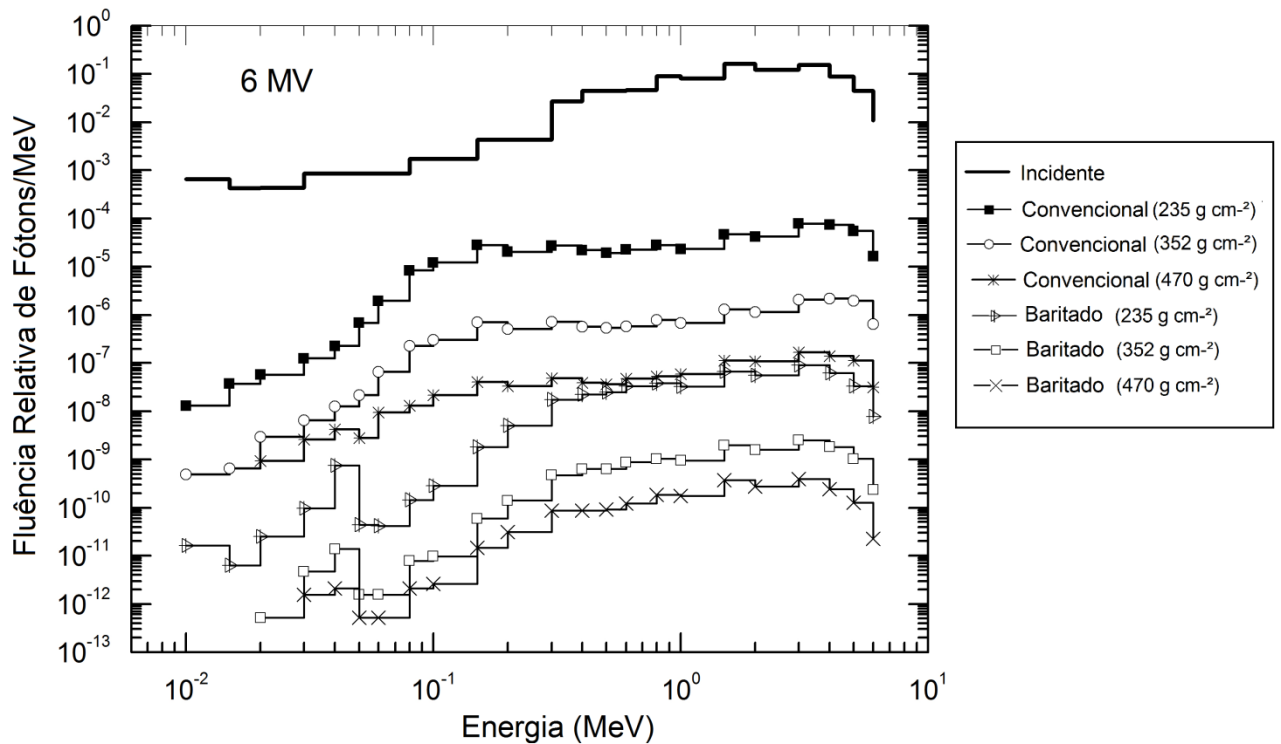


Figura 4.1 Transmissão do espectro primário de um acelerador linear de 6MV por barreiras de concreto de duas densidades diferentes.

A Figura 4.1 representa o espectro transmitido para o acelerador linear de 6 MV. As energias médias dos espectros são 2,19, 2,36 e 2,21 MeV para barreiras de concreto convencional com densidades de área iguais a 235, 352, and 470 $\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$, respectivamente. Quando o concreto baritado é considerado, observa-se que a energia média dos fótons reduz em até 8%. Além disso, verifica-se que 0,70 metros (235 $\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$) de concreto baritado blindam mais que 2,0 metros (470 $\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$) de concreto convencional. Isto pode implicar em uma otimização do espaço, no momento da remodelagem de uma sala de radioterapia.

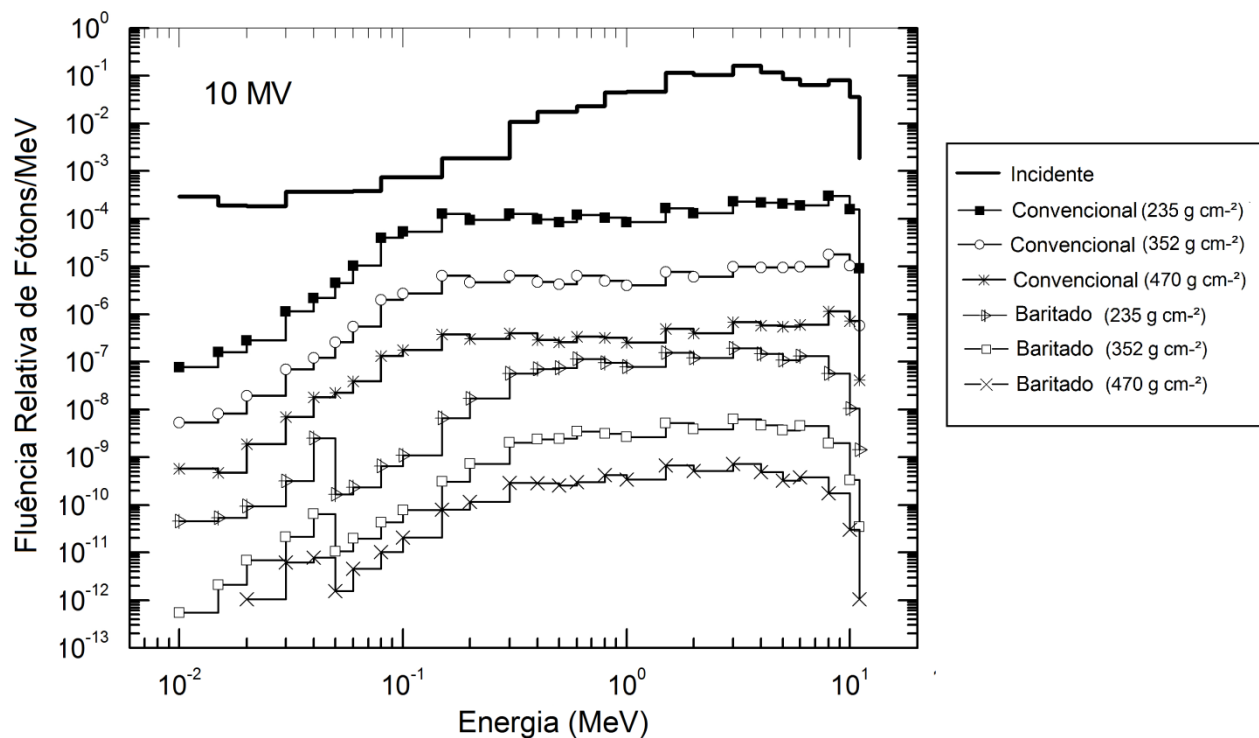


Figura 4.2 Transmissão do espectro primário de um acelerador linear de 10MV por barreiras de concreto de duas densidades diferentes.

A Figura 4.2 mostra o espectro transmitido para um acelerador da Varian de 10MV. Considerando as espessuras de 1,0, 1,5 e 2,0 m de concreto convencional as energias médias dos espectros são 3,42, 3,65 e 3,71 MeV. O espectro transmitido torna-se mais endurecido de acordo com o aumento da espessura da barreira. Analisando o concreto baritado, observa-se que os valores de energia média são reduzidos com o aumento da densidade de área e são menores do que os valores correspondentes ao concreto convencional (Tabela 1), resultando em uma redução de até 35%, aproximadamente. O aumento da densidade de área faz com que ocorra o decréscimo da energia média, pois há uma grande atenuação tanto dos fótons de baixa quanto de alta energia. Da mesma forma que ocorre com o acelerador linear de 6 MV, observa-se que 0,70 m de barita atenua mais que 2,0 m de concreto convencional.

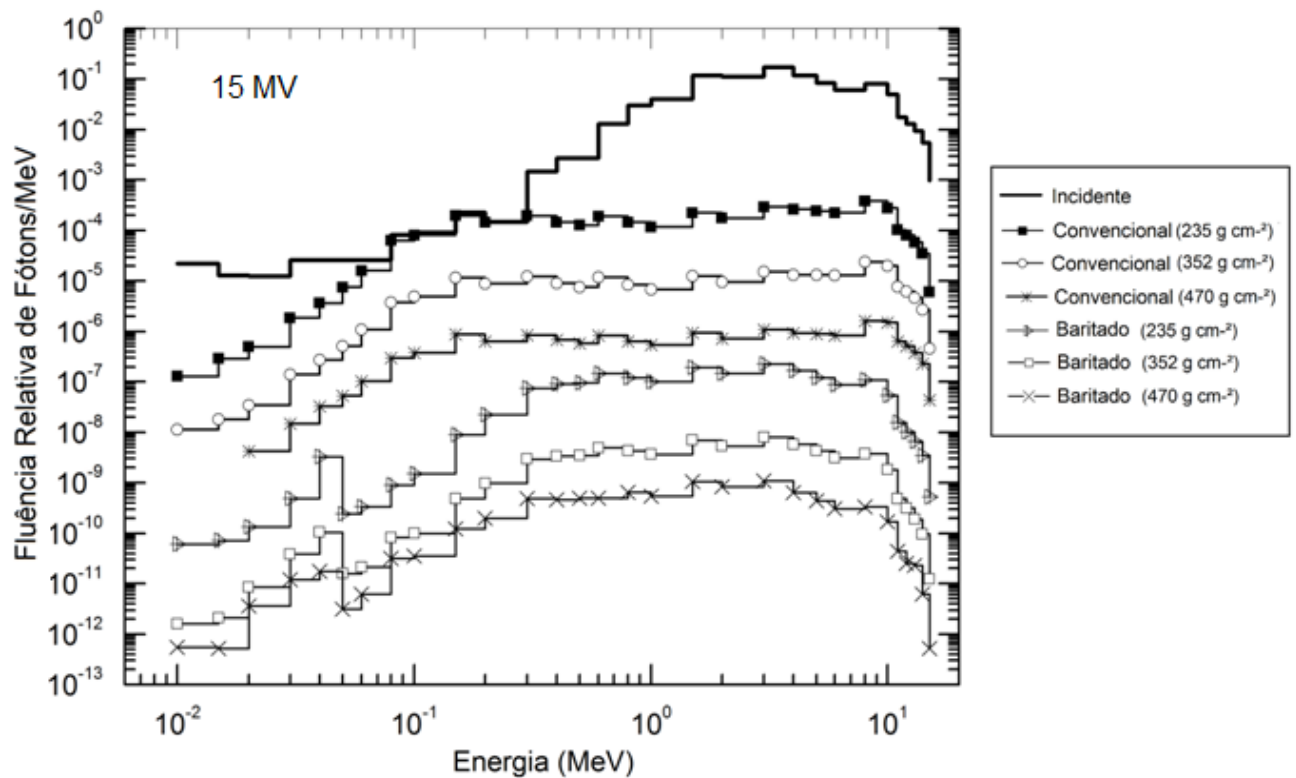


Figura 4.3 Transmissão do espectro primário de um acelerador linear de 15MV por barreiras de concreto de duas densidades diferentes.

A Figura 4.3 apresenta a transmissão do espectro de um acelerador linear de 15MV da Varian. As energias médias dos espectros são 3,96, 4,24 e 4,27 MeV para as espessuras de 1,0, 1,5 e 2,0 m de concreto convencional, respectivamente. Analisando as energias médias calculadas baseadas nos espectros que emergiram das barreiras de concreto baritado, observa-se uma redução de cerca de 40% nos valores. Verifica-se que o perfil dos espectros transmitidos é similar para todas as energias.

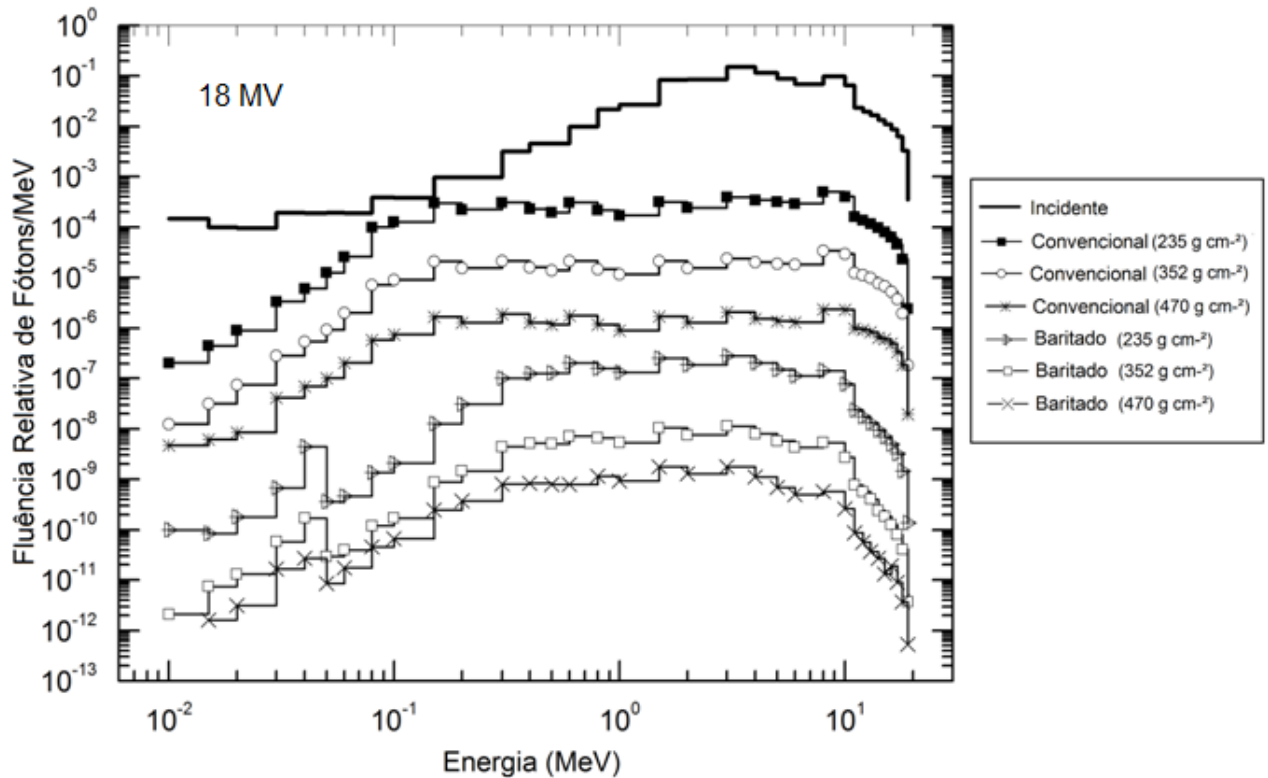


Figura 4.4 Transmissão do espectro primário de um acelerador linear de 18MV por barreiras de concreto de duas densidades diferentes.

Os espectros transmitidos por concreto baritado e convencional, oriundos de um acelerador linear de 18 MV da Varian, podem ser vistos na Figura 4.4. Para densidades de área de 235, 352, and 470 $\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$, as energias médias são 4,43, 4,66 e 4,63 MeV, respectivamente (concreto convencional). Presumindo a alteração da blindagem para concreto de alta densidade (baritado), nota-se um decréscimo de 45%, aproximadamente, nas energias médias dos espectros a medida que se observa um aumento na espessura da barreira.

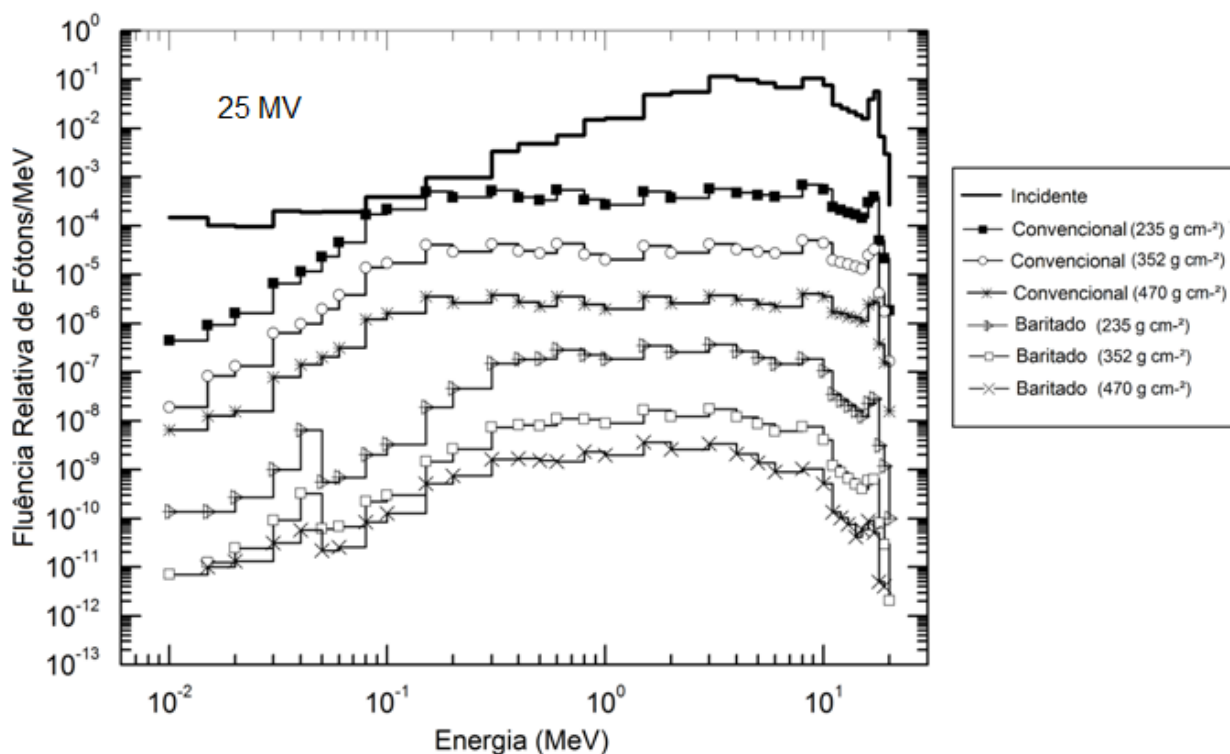


Figura 4.5 Transmissão do espectro primário de um acelerador linear de 25MV por barreiras de concreto de duas densidades diferentes.

A Figura 4.5 apresenta os espectros transmitidos para um feixe primário, proveniente de um acelerador linear da Elekta de potencial igual a 25 MV. Para o concreto convencional, as energias médias são 5,00, 5,10 e 5,02 MeV para barreiras densidades de áreas iguais a 235, 352, and 470 $\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$, respectivamente.

Os resultados mostram que, para o concreto baritado, a energia média diminui com o aumento da densidade de área. Isto é devido a uma atenuação severa tanto dos fótons de baixa quanto os de alta energia. Também foi observado que, com o aumento da voltagem do acelerador linear, as diferenças percentuais entre as energias médias correspondentes à utilização do concreto convencional e à do baritado também aumentam, atingindo um máximo de 51%, aproximadamente.

Este estudo mostrou que, considerando uma sala de tratamento radioterápico, com paredes constituídas de concreto convencional, um acelerador linear de 6 – 10 MV pode ser substituídos por um de alta voltagem (como os de 18 – 25 MV), sem ter que, necessariamente, reduzir o espaço físico, aumentando a barreira de concreto. Uma solução adequada foi encontrada através do estudo da transmissão dos espectros, já que substituir concreto convencional por baritado implica em redução de barreira. No

entanto, deve-se considerar que, para energias de 15, 18 e 25 MV, outros fatores devem ser observados, como por exemplo, a produção de foneutrons.

4.2. Verificação do melhor comando do MCNPX para o cálculo do Equivalente de Dose Ambiente normalizado pela Fluência $H^*(d)/\Phi$

Considerando a discussão e a metodologia proposta na seção 3.2 para comparação dos comandos do MCNPX, foi obtido, para cada feixe monoenergético, o valor de $H^*(d)$, onde d são profundidades que variam de 10 em 10 mm até o centro da esfera do ICRU. Para avaliar os resultados obtidos, os valores de $H^*(10)/K_{ar}$ foram comparados com os dispostos na Tabela A.21 da ICRP 74 (ICRP, 1996). O perfil da dose na profundidade só foi possível ser avaliada para as energias mais altas, por causa dos processos físicos envolvidos. A Tabela 4.3 mostra que os valores de $H^*(10)/K_{ar}$, para todas as energias, calculados utilizando o F6, se encontram em concordância com a ICRP 74. Já analisando os resultados obtidos com o *F8, nota-se uma divergência acentuada a partir de 3 MeV. Isto é considerável se justificando pelas exposições descritas por Ferrari e Pelliccioni (1994), apresentadas na seção 3.2. Para energias mais altas as condições de equilíbrio eletrônico não se aplicam, sendo assim o comando *F8 o mais apropriado para um estudo mais rigoroso da grandeza $H^*(d)$. A Figura 4.6 representa graficamente os resultados dispostos na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 Comparação entre os valores de $H^*(10)/K_{ar}$, calculados e os dispostos na ICRP 74 (1996).

$E_{fóton}$ (MeV)	$H^*(10)/K_{ar} - *F8$ (pSv/Gy)	$H^*(10)/K_{ar} - F6$ (pSv/Gy)	$H^*(10)/K_{ar}$ (pSv/Gy) ICRP 74
0,010	0,009	0,008	0,008
0,015	0,255	0,261	0,260
0,020	0,600	0,610	0,610
0,030	1,048	1,110	1,100
0,040	1,560	1,460	1,470
0,050	1,622	1,670	1,670
0,060	1,671	1,740	1,740
0,080	1,674	1,720	1,720
0,100	1,605	1,650	1,650
0,150	1,455	1,490	1,490
0,200	1,430	1,400	1,400
0,300	1,321	1,310	1,310
0,400	1,259	1,260	1,260
0,500	1,207	1,230	1,230
0,600	1,151	1,190	1,190
0,800	1,125	1,170	1,170
1	1,197	1,150	1,150
1,5	1,184	1,139	1,140
2	1,072	1,131	1,130
3	0,963	1,121	1,120
4	0,899	1,110	1,110
5	0,742	1,110	1,110
6	0,614	1,110	1,110
8	0,447	1,110	1,110
10	0,356	1,100	1,100
15	0,325	1,100	-
20	0,281	1,100	-

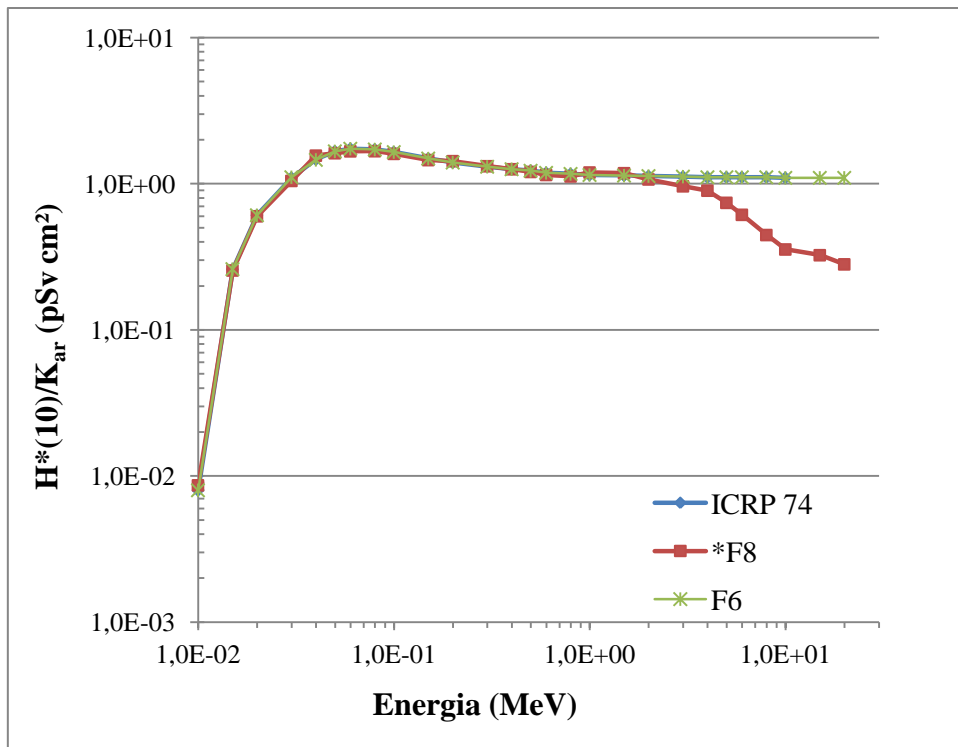


Figura 4.6 Comparação entre os valores de $H^*(10)/K_{ar}$, calculados e os dispostos na ICRP 74 (1996).

Analisando o perfil de dose na profundidade, as Figuras 4.7 e 4.8 mostram que para baixas energias (Ex. 200 keV) o comportamento é similar, com pouca variação (até 5%) entre os valores de F6 e *F8. Porém, quando se faz a comparação para altas energias, como a de 10 MeV, o comportamento dos valores obtidos com o *F8, são irregulares, não respeitando a teoria de que a dose reduz com a profundidade. Nota-se que as doses obtidas com o *F8 (para 10 MeV) nas primeiras profundidades (como 10, 20 e 30 mm) são bem menores do que as registradas com o F6, o que condiz com a situação observada na Figura 4.6. Assim, mais uma vez se verifica a situação de não equilíbrio eletrônico para altas energias, reafirmando o uso do *F8 para uma análise mais fiel dos resultados.

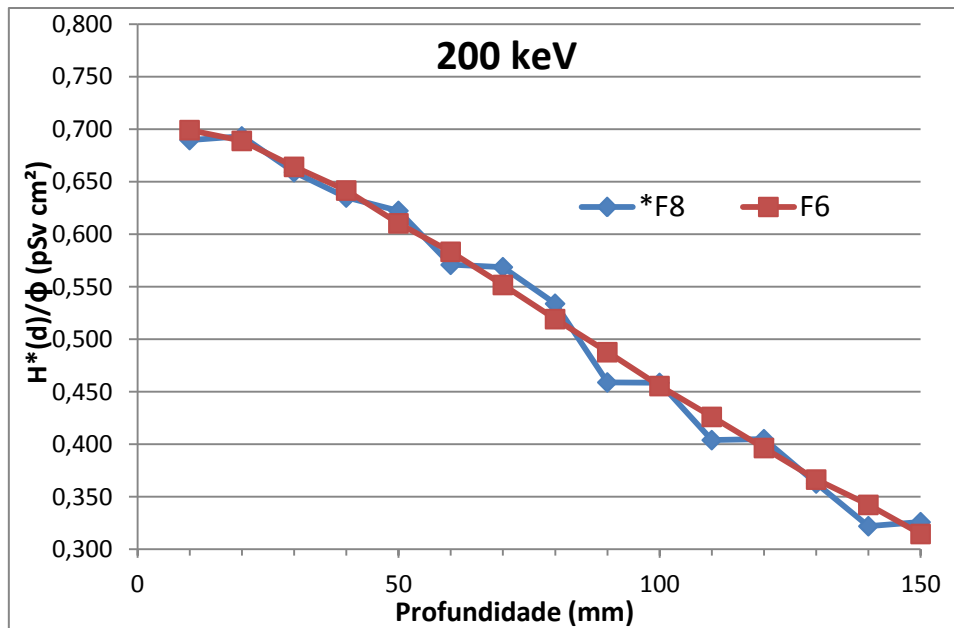


Figura 4.7 Comparação entre os valores de $H^*(d)/K_{ar}$, obtidos com o F6 e o *F8, para a energia de 200 keV.

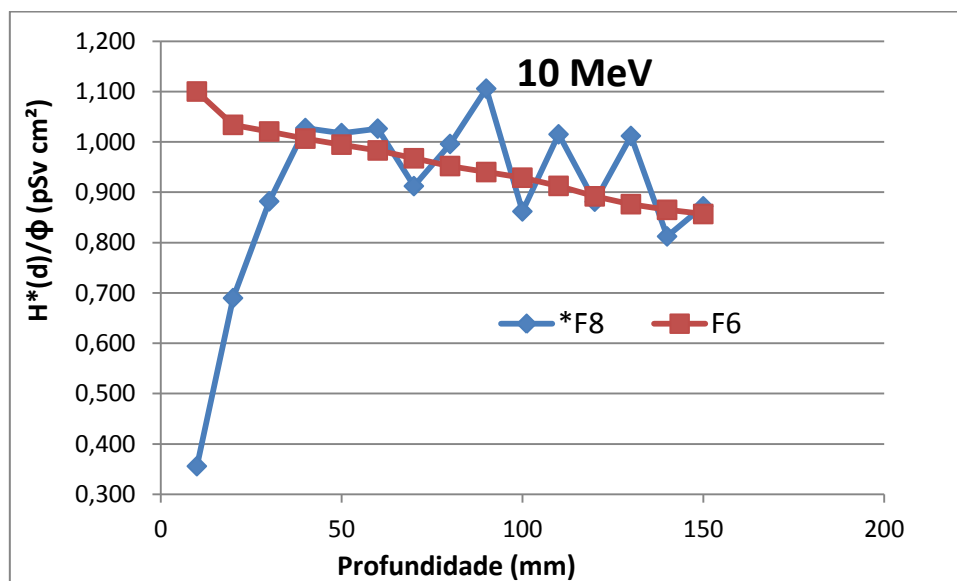


Figura 4.8 Comparação entre os valores de $H^*(d)/K_{ar}$, obtidos com o F6 e o *F8, para a energia de 10 MeV.

4.3. Avaliação da Implementação dos Modelos em Voxel da ICRP 110 no MCNPX

De acordo com a metodologia de cálculo descrita na seção 3.3, foram calculados os coeficientes de conversão para dose absorvidas em termos de Kerma no ar, D/K_{ar} , para a validação dos simuladores em voxel implementados no MCNPX. As Figuras 4.9

- 4.13 apresentam alguns coeficientes de conversão para o Rex, considerando alguns órgãos radiosensíveis, para as geometrias de irradiação AP e PA. Os resultados são comparados com os obtidos por ZANKL, SCHLATTLE E MAND (2007).

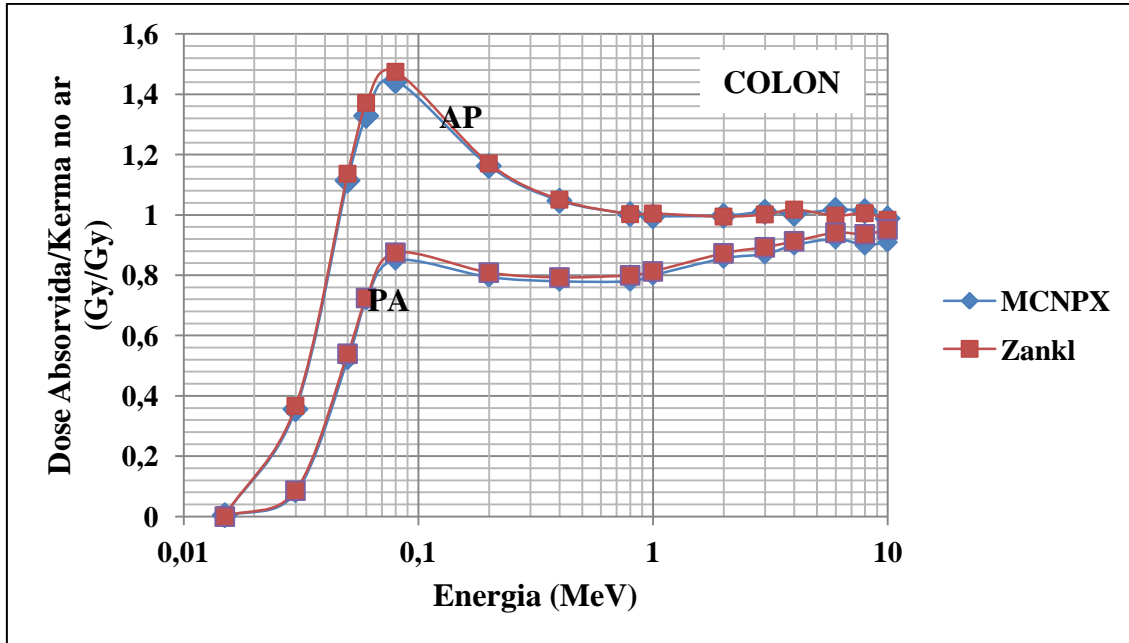


Figura 4.9 Comparação dos coeficientes de conversão para o colon, D/K_{ar} , para o REX nas geometrias indicadas.

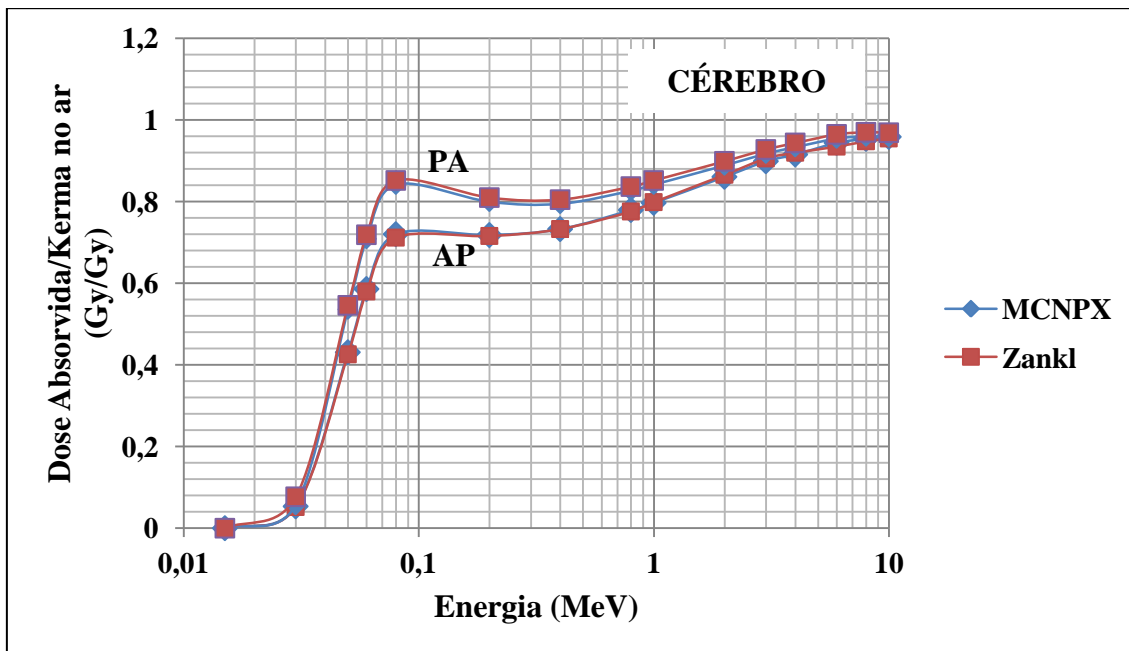


Figura 4.10 Comparação dos coeficientes de conversão para o cérebro, D/K_{ar} , para o REX nas geometrias indicadas.

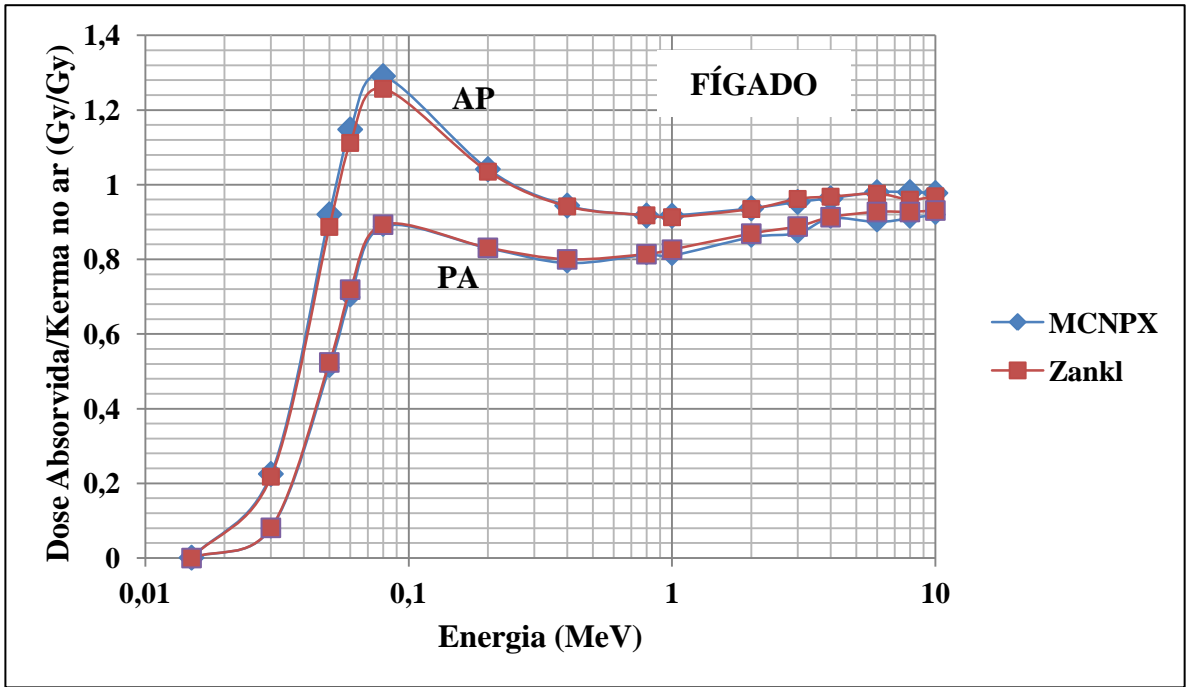


Figura 4.11 Comparação dos coeficientes de conversão para o fígado, D/K_{ar} , para o REX nas geometrias indicadas.

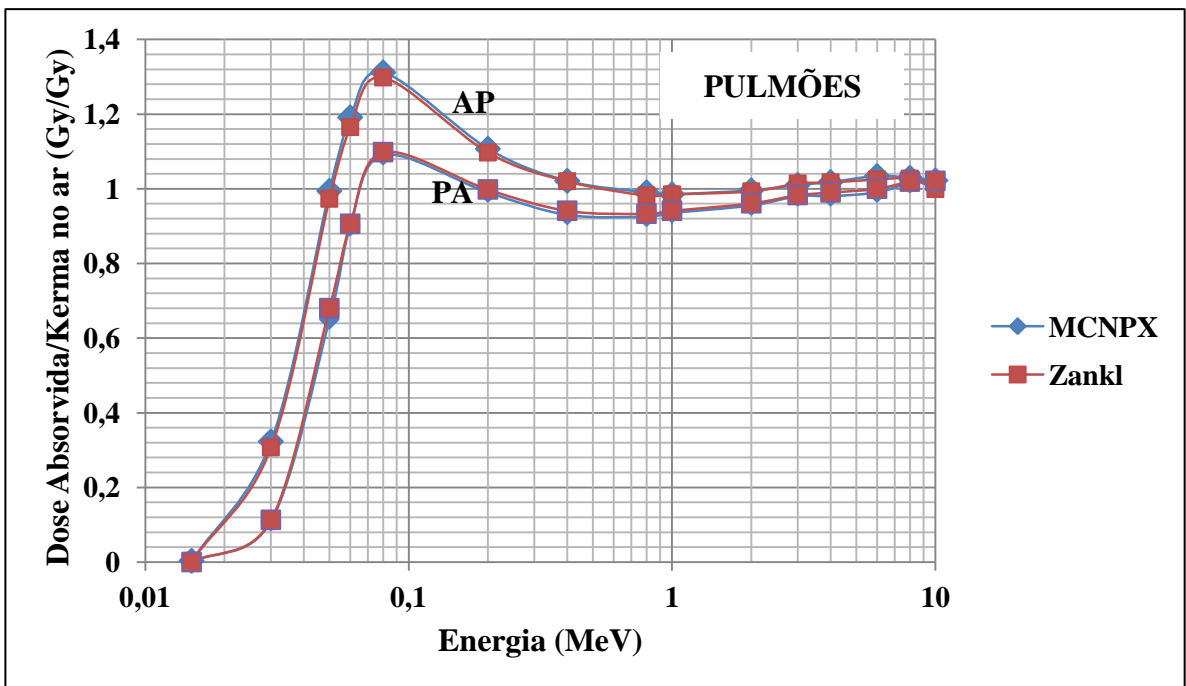


Figura 4.12 Comparação dos coeficientes de conversão para os pulmões, D/K_{ar} , para o REX nas geometrias indicadas.

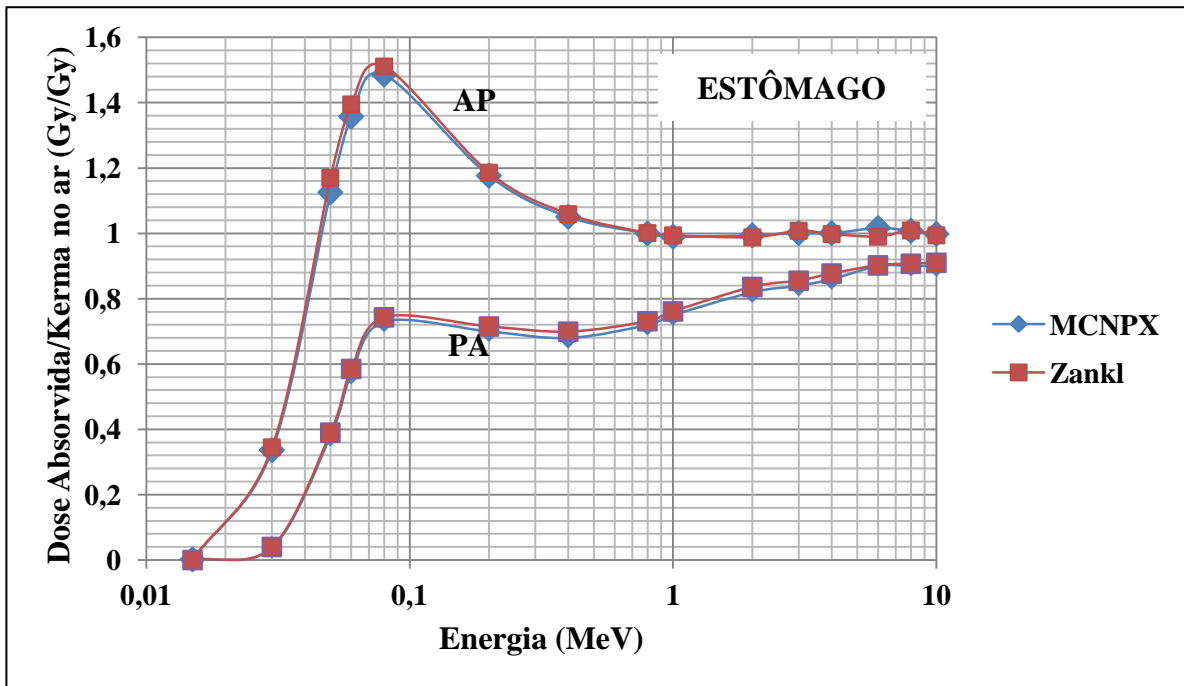


Figura 4.13 Comparação dos coeficientes de conversão para o estômago, D/K_{ar} , para o REX nas geometrias indicadas.

As Figuras 4.14 – 4.18 apresentam alguns coeficientes de conversão para a REGINA, para as geometrias de irradiação AP e PA. Os resultados são comparados com os obtidos por ZANKL, SCHLATTL E MAND (2007).

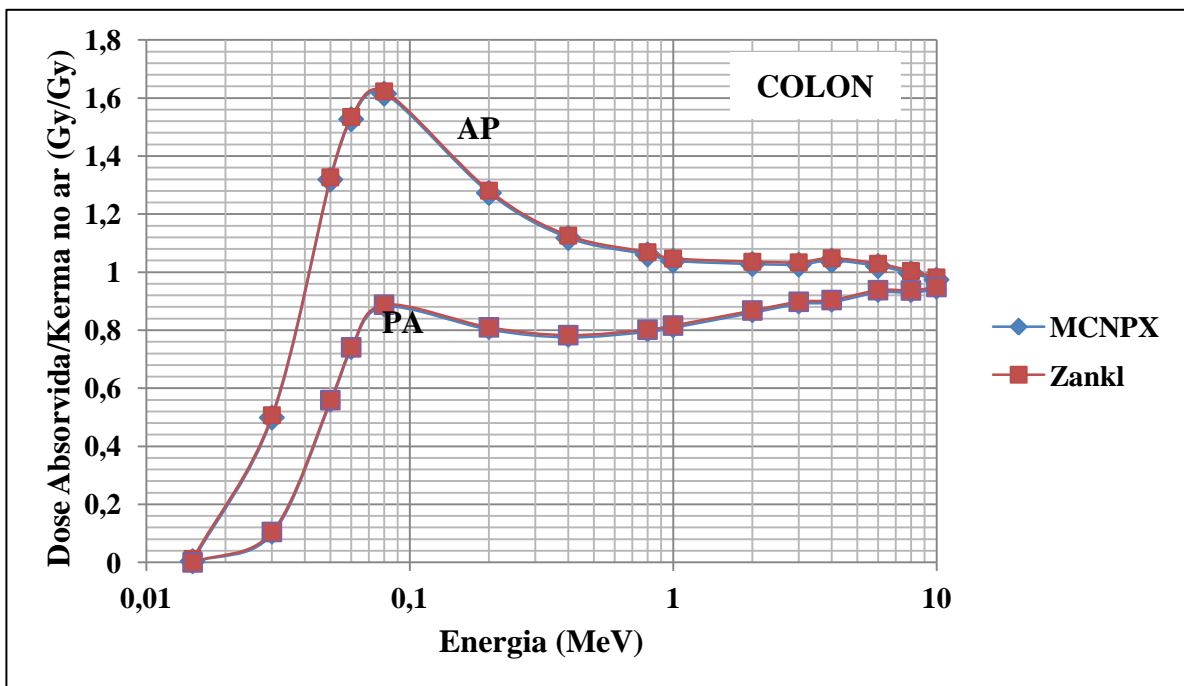


Figura 4.14 Comparação dos coeficientes de conversão para o colon, D/K_{ar} , para a REGINA nas geometrias indicadas.

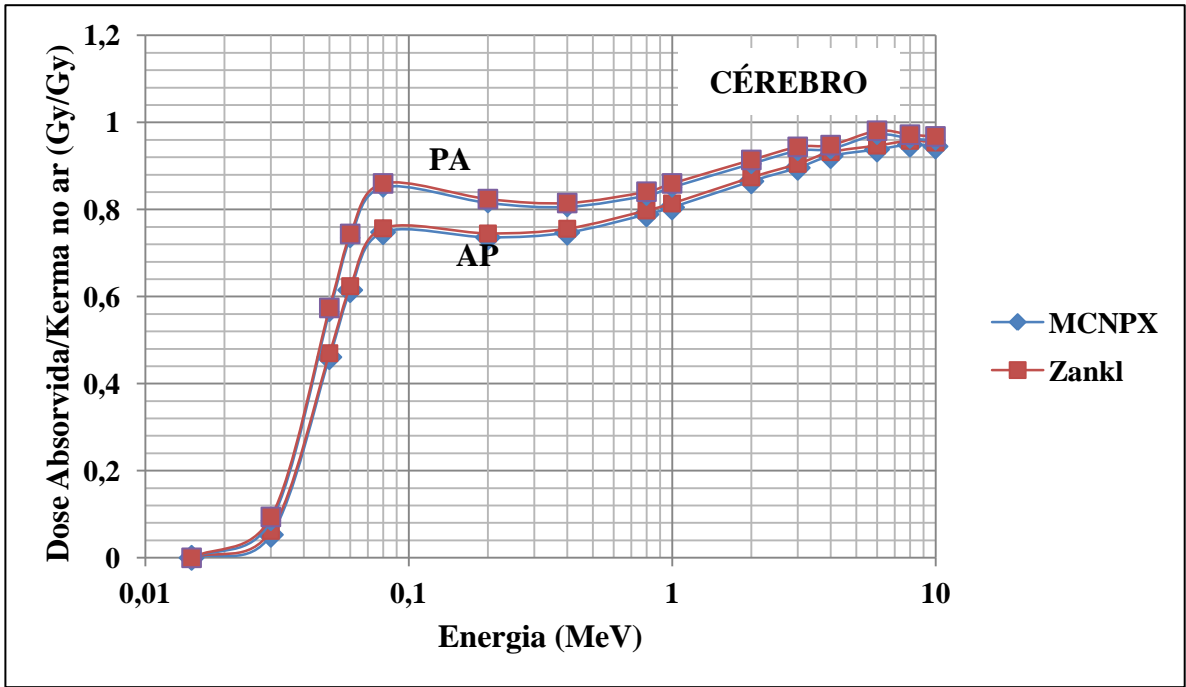


Figura 4.15 Comparação dos coeficientes de conversão para o cérebro, D/K_{ar} , para a REGINA nas geometrias indicadas.

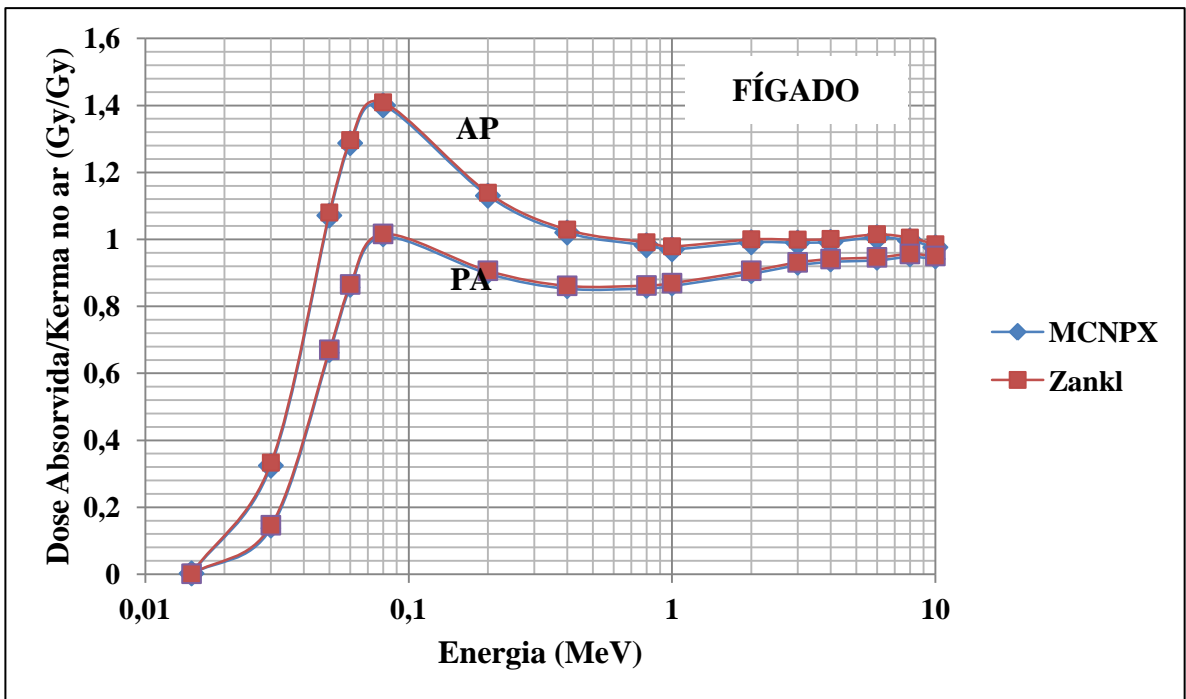


Figura 4.16 Comparação dos coeficientes de conversão para o fígado, D/K_{ar} , para a REGINA nas geometrias indicadas.

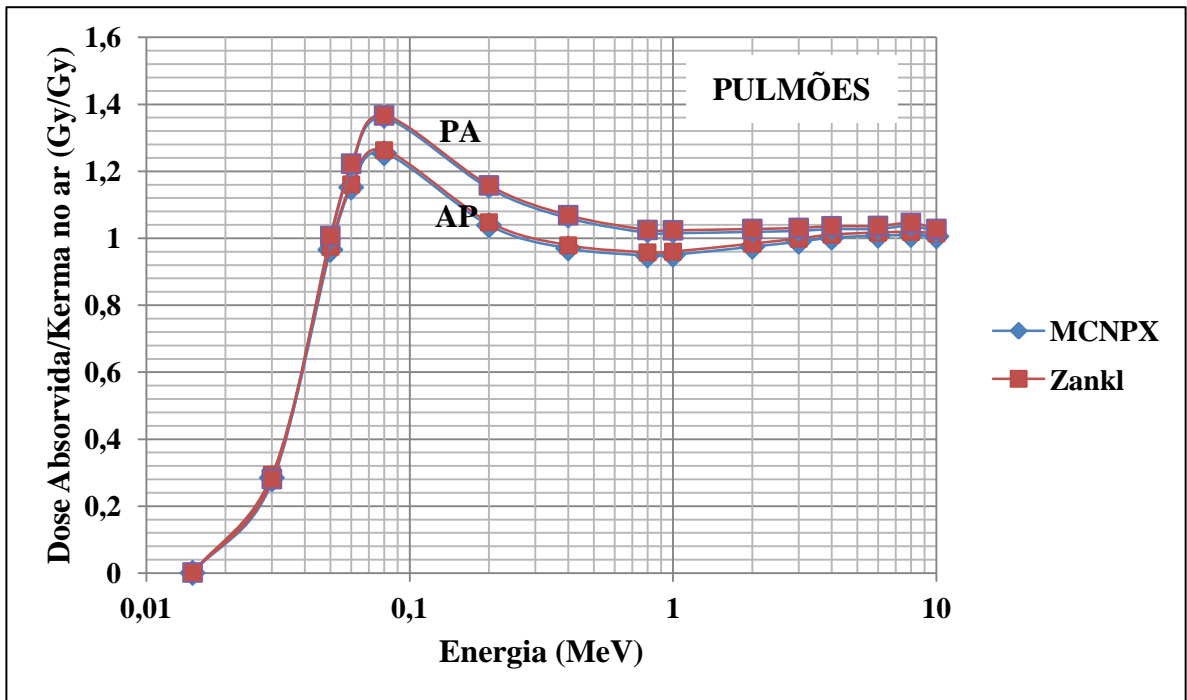


Figura 4.17 Comparação dos coeficientes de conversão para os pulmões, D/K_{ar} , para a REGINA nas geometrias indicadas.

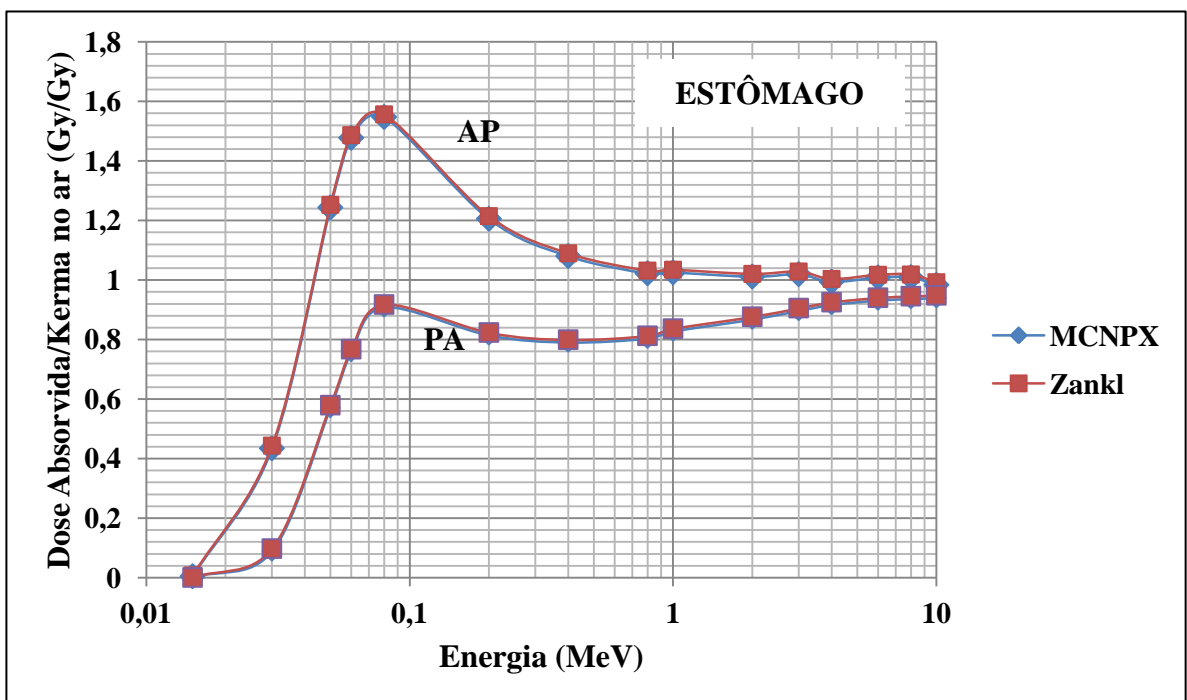


Figura 4.18 Comparação dos coeficientes de conversão para o estômago, D/K_{ar} , para a REGINA nas geometrias indicadas.

Apesar de ZANKL, SCHLATTLE E MAND (2007) terem utilizado os fatores de ponderação (w_R e w_T) publicados pela ICRP 60 (1991), os resultados obtidos apresentaram boa concordância.

Os coeficientes de conversão para dose dos órgãos radiosensíveis, dos fantasmas REX e REGINA, foram utilizados para a obtenção dos coeficientes de conversão de dose efetiva normalizados por Kerma no ar, como descrito na seção 2.3.2. Os resultados comparativos são apresentados na Figura 4.19.

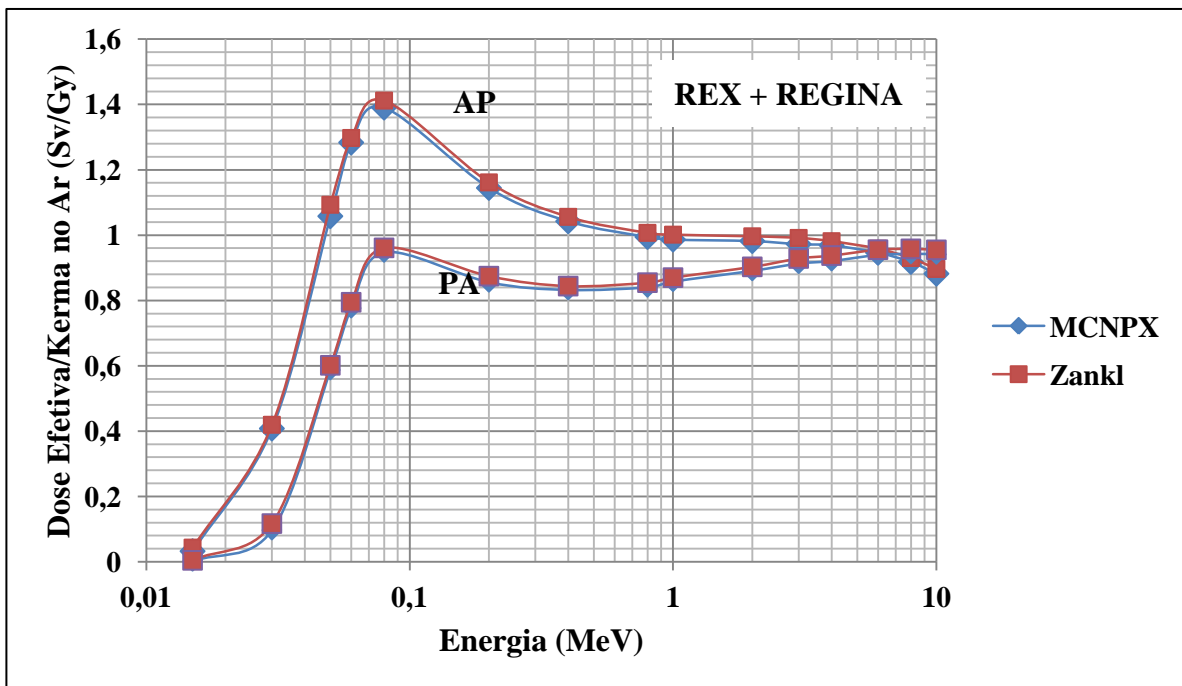


Figura 4.19 Comparação dos coeficientes de conversão para a dose efetiva em termos de kerma no ar, E/K_{ar} , para as geometrias indicadas.

4.4. Coeficientes de Conversão para os espectros transmitidos

Após o estudo da transmissão dos espectros, o concreto convencional, por ser mais usual como material para blindagem das salas de radioterapia, foi escolhido para o cálculo dos coeficientes de conversão. A Tabela 4.4 apresenta a comparação entre os coeficientes de conversão $H^*(d)/k_{ar}$ e E/k_{ar} . Embora a profundidade recomendada para o cálculo da dose efetiva na esfera seja a de 10 mm, os resultados indicam que os valores de $H^*(d)/K_{ar}$ obtidos para a profundidade de 40 mm são os que mais se aproximam dos valores da dose efetiva calculada com os fantasmas Rex e Regina, para ambas as geometrias de irradiação, AP e PA.

Tabela 4.4 Comparação entre os coeficientes de conversão $H^*(d)/k_{ar}$ e E/k_{ar}

Acelerador	Concreto	$H^*(d)/K_{ar}$															E/k_{ar} (Sv/Gy)	
	Convencional	Profundidade (mm)																
	Dens. de Área (g/cm ²)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150	AP	PA
Varian (6 MeV)	235	0,942	0,835	0,989	0,838	0,779	0,844	0,738	0,674	0,839	0,699	0,871	0,612	0,718	0,787	0,767	0,787	0,769
	352	0,940	0,848	0,952	0,870	0,790	0,825	0,753	0,761	0,874	0,651	0,855	0,625	0,731	0,732	0,727	0,812	0,792
	470	0,932	0,834	0,954	0,851	0,769	0,842	0,725	0,705	0,828	0,664	0,830	0,585	0,677	0,796	0,745	0,793	0,777
Varian (10 MeV)	235	1,209	0,926	0,972	0,922	0,843	0,649	0,793	0,648	0,853	0,677	0,792	0,545	0,749	0,623	0,779	0,765	0,746
	352	0,995	0,867	0,954	0,890	0,745	0,734	0,669	0,771	0,842	0,660	0,832	0,563	0,704	0,676	0,719	0,779	0,757
	470	0,971	0,847	0,956	0,879	0,848	0,649	0,545	0,648	0,831	0,643	0,871	0,581	0,659	0,729	0,659	0,784	0,771
Varian (15 MeV)	235	1,204	0,940	0,995	0,950	0,708	0,694	0,824	0,596	0,856	0,672	0,777	0,559	0,667	0,598	0,745	0,753	0,733
	352	1,199	0,936	0,980	0,942	0,700	0,688	0,801	0,575	0,836	0,638	0,798	0,590	0,689	0,575	0,725	0,770	0,761
	470	1,179	0,931	0,975	0,939	0,691	0,675	0,815	0,571	0,835	0,655	0,802	0,588	0,734	0,589	0,742	0,767	0,743
Varian (18 MeV)	235	1,231	0,965	1,055	0,848	0,616	0,699	0,861	0,562	0,931	0,646	0,815	0,693	0,758	0,562	0,757	0,748	0,728
	352	1,276	0,992	1,013	0,787	0,629	0,672	0,861	0,455	0,938	0,652	0,836	0,728	0,709	0,601	0,763	0,768	0,752
	470	1,231	0,981	1,034	0,783	0,638	0,669	0,838	0,466	0,924	0,671	0,838	0,729	0,735	0,625	0,673	0,736	0,721
Elekta (25 MeV)	235	1,309	0,986	1,088	0,814	0,688	0,687	0,886	0,493	0,923	0,801	0,831	0,736	0,749	0,584	0,706	0,737	0,719
	352	1,289	0,971	1,003	0,799	0,678	0,669	0,635	0,456	0,915	0,794	0,811	0,720	0,752	0,543	0,694	0,736	0,720
	470	1,275	0,969	0,998	0,786	0,658	0,655	0,620	0,480	0,938	0,753	0,838	0,729	0,734	0,531	0,648	0,726	0,709

A Tabela 4.5 mostra as diferenças percentuais quando os valores de $H^*(10)/K_{ar}$ e $H^*(40)/K_{ar}$ são comparados com a dose efetiva calculada (E/K_{ar}), utilizando os fantasmas de referência da ICRP 110 (2009), para as incidências AP e PA. Observa-se que, para todos os aceleradores, considerando a profundidade de 40 mm, as diferenças se encontram entre 2 – 30%. Ao passo que, quando se analisa a profundidade de referência (10 mm), estas diferenças chegam até 80%, aproximadamente. Faz-se necessário destacar que, todos os valores de $H^*(40)/K_{ar}$ são superiores aos de E/K_{ar} , mantendo, ainda assim, uma situação de dados conservativos (o que é importante do ponto de vista da proteção radiológica).

Tabela 4.5 Diferenças Percentuais entre os valores de $H^*(10)/K_{ar}$ e $H^*(40)/K_{ar}$ e os valores de E/K_{ar} , para as incidências AP e PA.

Acelerador	Concreto Convencional	$H^*(10)/K_{ar}$	$H^*(40)/K_{ar}$	E/K_{ar} AP (Sv/Gy)	E/K_{ar} PA (Sv/Gy)	dif. % $H^*(10)/E_{AP}$	dif. % $H^*(40)/E_{AP}$	dif. % $H^*(10)/E_{PA}$	dif. % $H^*(40)/E_{PA}$
	Dens. de Área (g/cm ²)								
Varian (6 MeV)	235	0,942	0,838	0,787	0,769	19,7%	6,5%	22,5%	9,0%
	352	0,94	0,87	0,812	0,792	15,8%	7,1%	18,7%	9,8%
	470	0,932	0,851	0,793	0,777	17,5%	7,3%	19,9%	9,5%
Varian (10 MeV)	235	1,209	0,922	0,765	0,746	58,0%	20,5%	62,1%	23,6%
	352	0,995	0,89	0,779	0,757	27,7%	14,2%	31,4%	17,6%
	470	0,971	0,879	0,784	0,771	23,9%	12,1%	25,9%	14,0%
Varian (15 MeV)	235	1,204	0,95	0,753	0,733	59,9%	26,2%	64,3%	29,6%
	352	1,199	0,942	0,77	0,761	55,7%	22,3%	57,6%	23,8%
	470	1,179	0,939	0,767	0,743	53,7%	22,4%	58,7%	26,4%
Varian (18 MeV)	235	1,231	0,848	0,748	0,728	64,6%	13,4%	69,1%	16,5%
	352	1,276	0,787	0,768	0,752	66,1%	2,5%	69,7%	4,7%
	470	1,231	0,783	0,736	0,721	67,3%	6,4%	70,7%	8,6%
Elekta (25 MeV)	235	1,309	0,814	0,737	0,719	77,6%	10,4%	82,1%	13,2%
	352	1,289	0,799	0,736	0,72	75,1%	8,6%	79,0%	11,0%
	470	1,275	0,786	0,726	0,709	75,6%	8,3%	79,8%	10,9%

4.5. Análise dos resultados considerando os espectros espalhados e transmitidos

De acordo com o que foi detalhado na seção 3.1.1 (Figura 3.8), foram obtidos os espectros espalhados e transmitidos por barreiras de concreto convencional, de 0,50 metros de espessura (considerada a espessura mais usual de uma barreira secundária de

concreto convencional). O número de histórias simulada foi suficiente para manter o erro relativo inferior à 3%, consistindo em resultados confiáveis.

A Figura 4.20 mostra que, apesar dos aceleradores possuírem potenciais bem distintos (variando de 6 – 25 MV), quando se analisa os feixes espalhados que emergiram da barreira de concreto, eles apresentam praticamente o mesmo espectro de energia. Isto é evidenciado pela Tabela 4.6, que apresenta a energia máxima e a energia média de cada um dos espectros espalhados e transmitidos. Observa-se que a energia média varia pouco e se encontra em torno de 250 KeV, assim como a energia máxima que atinge até 1 MeV.

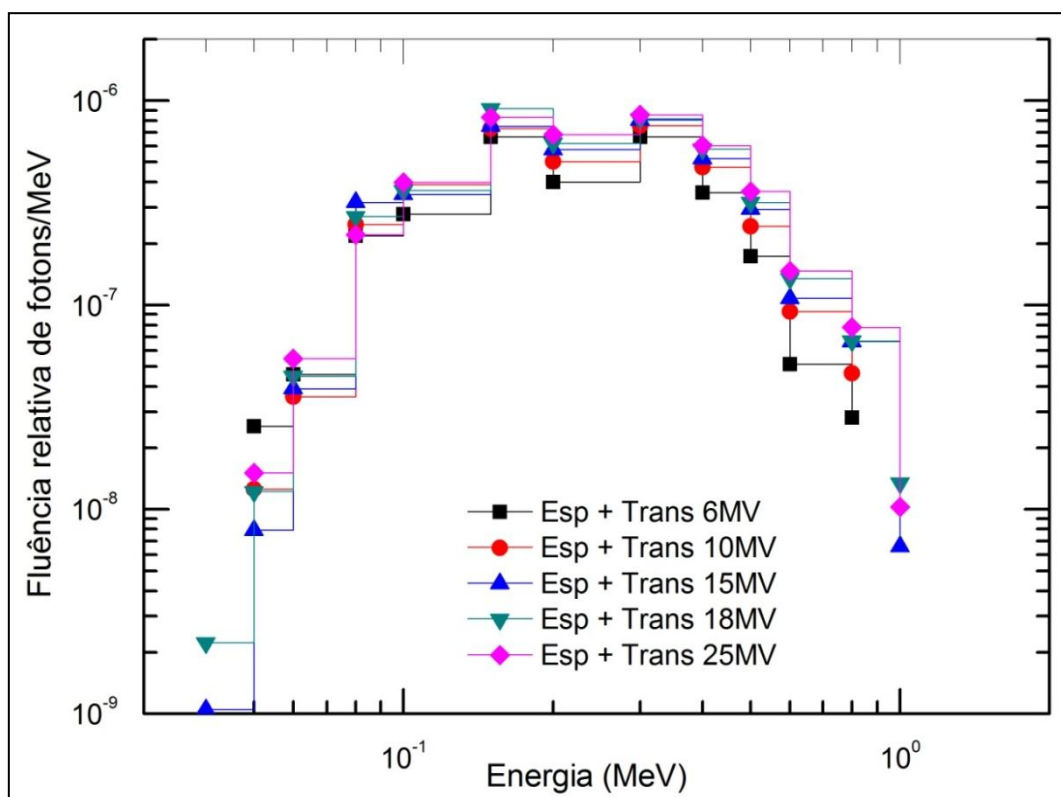


Figura 4.20 Espectros dos aceleradores de 6, 10, 15, 18 e 25 MV que foram espalhados e transmitidos por barreiras de concreto convencional de 0,5 m de espessura.

Tabela 4.6 Energias Máxima e Média dos espectros espalhados e transmitidos por barreiras de concreto convencional

Acelerador	$E_{m\acute{a}xima}$ (MeV)	\bar{E} (KeV)
Varian (6 MeV)	0,80	244
Varian (10 MeV)	0,80	256
Varian (15 MeV)	1,00	263
Varian (18 MeV)	1,00	266
Elekta (25 MeV)	1,00	273

4.5.1 Comparação entre os coeficientes de conversão, $H^*(d)/K_{ar}$ e E/K_{ar} , considerando os espectros espalhados e transmitidos

Após a análise dos espectros, calculou-se os coeficientes de conversão, $H^*(d)/K_{ar}$ e E/K_{ar} , seguindo os mesmos procedimentos indicados nas seções 3.3 e 3.5, respectivamente. Assim, a Tabela 4.7 apresenta a comparação entre os coeficientes de conversão $H^*(d)/k_{ar}$ e E/k_{ar} . Como já comentado anteriormente, embora a profundidade recomendada para o cálculo da dose efetiva na esfera seja a de 10 mm, os resultados indicam que os valores de $H^*(d)/K_{ar}$ obtidos para a profundidade de 60 mm são os que mais se aproximam dos valores da dose efetiva calculada com os fantasmas Rex e Regina, mantendo ainda um resultado bem conservativo. Se observarmos os coeficientes de conversão para a profundidade de 10 mm, as diferenças percentuais, com relação à dose efetiva chegam até 73%.

Tabela 4.7 Comparação entre os coeficientes de conversão $H^*(d)/k_{ar}$ e E/k_{ar} considerando o espectro espalhado e transmitido

Acelerador		Varian (6 MV)	Varian (10 MV)	Varian (15 MV)	Varian (18 MV)	Elekta (25 MV)	
$H^*(d)/K_{ar}$	Profundidade (mm)	10	1,350	1,171	1,191	1,213	1,186
		20	1,315	1,131	1,151	1,119	1,126
		30	1,303	1,107	1,138	1,106	1,060
		40	1,316	1,076	1,088	1,079	1,047
		50	1,223	1,003	1,014	0,984	0,996
		60	1,205	0,990	1,010	0,990	0,962
		70	1,086	0,936	0,968	0,897	0,856
		80	1,039	0,874	0,843	0,856	0,831
		90	1,002	0,788	0,751	0,787	0,777
		100	0,842	0,724	0,734	0,785	0,738
		110	0,875	0,719	0,818	0,770	0,739
		120	0,742	0,698	0,642	0,644	0,646
		130	0,759	0,684	0,657	0,683	0,668
		140	0,754	0,622	0,610	0,591	0,599
150	0,688	0,555	0,552	0,566	0,524		
E/k_{air} (Sv/Gy)	AP	1,161	0,973	0,974	0,966	0,943	
	PA	0,857	0,705	0,707	0,702	0,694	

Capítulo 5

Conclusões

Neste trabalho foram obtidos os espectros transmitidos por barreiras de concreto de duas densidades distintas, de aceleradores lineares de potencial igual 6 MV, 10 MV, 15 MV, 18 MV da Varian e de 25 MV da Elekta. Além disso, foram determinados, tendo como base os valores dos fatores de ponderação w_R e w_T recomendados pela publicação nº 103 da ICRP (2007), os coeficientes de conversão para a dose efetiva normalizados por Kerma no ar (E/K_{ar}) para os espectros transmitidos através de barreiras de concreto convencional. A metodologia de cálculo mostrou-se eficaz na simulação dos modelos de exposição encontrados na prática.

5.1. Espectros Transmitidos

Comparando os espectros transmitidos de raios X de megavoltagem de todos os aceleradores através de ambas as densidades de concretos (convencional e baritado), é apontado que a menor densidade de área (235 g/cm^2) de concreto baritado, em todas as situações, atenua mais do que a maior densidade de área de concreto convencional (470 g/cm^2). Este fato implica em uma diminuição de 65% na espessura da barreira (de 2,0 m para 0,70 m).

Portanto, os resultados mostram que o uso de concreto de alta densidade admite uma redução na barreira de concreto. A substituição do concreto comum pelo baritado, para a complementação da barreira de blindagem, é uma opção muito importante e útil quando um acelerador clínico de alta energia será instalado em uma sala de unidade de tratamento de teleterapia que já trabalha com um acelerador com energia mais baixa, e não há espaço físico para ampliar as paredes da sala usando o concreto comum.

5.2. Comparação entre os comandos F6 e *F8 do MCNPX para cálculo de $H^*(d)$

Os valores de $H^*(10)/K_{ar}$ obtidos utilizando o F6 e o *F8 apresentam boa concordância com os valores da ICRP 74, para energias até 2 MeV. Acima desta faixa de energia, o equilíbrio eletrônico não pode ser mais considerado, sendo mostrado na

divergência entre os valores (Figura 4.6), fazendo com que o *F8 seja a escolha mais apropriada, já que representa uma situação mais realística, e o presente trabalho estuda espectros de alta energia.

Variando a profundidade investigada (Figuras 4.7 e 4.8), para baixas energias o comportamento valores de $H^*(10)/K_{ar}$ de F6 e *F8 apresentam boa concordância, mas para altas energias ocorre uma flutuação, não representando um perfil linear de redução de dose com o aumento da profundidade.

5.3. Avaliação da Implementação dos Fantomas da ICRP 110 no MCNPX

Os coeficientes de conversão apresentados no presente trabalho apresentam uma diferença percentual menor que 5% em todos os casos, quando comparados com os valores obtidos por Zankl (2007). Porém, os valores obtidos mostram uma dependência evidente quando o fator sexo é analisado. A dependência do sexo pode ser claramente observada nas Figuras 4.12 e 4.17. As curvas de coeficientes de conversão de doses normalizados pelo Kerma no ar, D/K_{ar} , para os pulmões trocam de posição, se REX e REGINA são comparados. Isso pode ser explicado pela maior blindagem oferecida pela mama feminina, resultando em valores menores de coeficientes de conversão se comparados com os valores obtidos utilizando o REX, quando a geometria de irradiação AP é considerada. Em conclusão, os resultados comparados mostram boa concordância com a literatura, comprovando que a metodologia de cálculo para validação dos modelos de simulação foi eficiente.

5.4. Comparação entre os Coeficientes de Conversão

Comparando os coeficientes de conversão calculados, é observado que a profundidade recomendada (10 mm) na esfera ICRU superestima a grandeza dose efetiva. Os resultados indicam que a profundidade de 40 mm é a profundidade mais representativa para o cálculo da dose efetiva, para ambas as geometrias irradiações (AP e PA). Observa-se que, para todos os aceleradores, considerando a profundidade de 40 mm, as diferenças percentuais se encontram entre 2 – 26%. Ao passo que, quando se analisa a profundidade de referência (10 mm), estas diferenças chegam até 80%, aproximadamente. Embora não seja um problema, uma vez que a grandeza $H^*(10)$

apresenta valores mais conservadores, o que é uma condição boa no contexto da proteção radiológica, uma redução nos valores dos coeficientes de conversão (alterando a profundidade de 10mm de 40mm), poderia implicar em uma diminuição da espessura da blindagem e também em uma redução de custos na construção das unidades de tratamento radioterápicos.

5.5. Análise dos Espectros Espalhados e Transmitidos e dos Coeficientes de Conversão Obtidos com os Mesmos.

Analisando os espectros espalhados que foram transmitidos por barreiras de concreto convencional de 0,50 m de espessura, nota-se que, apesar dos aceleradores possuírem potenciais bem distintos (variando de 6 – 25 MV), quando se observa os feixes espalhados que emergiram da barreira de concreto, eles apresentam praticamente o mesmo espectro de energia. A energia média varia pouco de um acelerador para outro e se encontra em torno de 250 KeV, assim como a energia máxima que atinge até 1MeV. Comparando com os espectros transmitidos diretos (seção 5.1), há uma redução significativa da energia.

A partir desses espectros, novos coeficientes de conversão foram obtidos (agora considerando espectros de energia mais baixa). Embora a profundidade recomendada para o cálculo da dose efetiva na esfera seja a de 10 mm, comparando os coeficientes de conversão $H^*(d)/k_{ar}$ e E/k_{ar} , os resultados indicam que os valores de $H^*(d)/K_{ar}$ obtidos para a profundidade de 60 mm são os que mais se aproximam dos valores da dose efetiva calculada com os fantasmas Rex e Regina, mantendo ainda valores bem conservativos. Se observarmos os coeficientes de conversão para a profundidade de 10 mm, as diferenças percentuais, com relação à dose efetiva chegam até 73%. Deve ser lembrado que as energias médias desses espectros são bem menores do que os citados na seção 5.1, resultando em um estudo caracteristicamente diferenciado. De forma análoga, uma alteração na profundidade resultaria em redução da barreira de concreto.

5.6. Sugestões de trabalhos futuros

A principal perspectiva que dará continuidade ao trabalho seria determinar os coeficientes de conversão para o kerma no ar em termos do equivalente de dose

ambiente $[H^*(d)/K_{ar}]$ e para a dose efetiva normalizada pelo kerma no ar, E/K_{ar} , para espectros de nêutrons gerados por aceleradores radioterápicos de alta energia ($> 10MV$). Assim, para os cálculos dos coeficientes de conversão seriam utilizados os espectros de fotonêutrons transmitidos por diferentes espessuras de concreto (e de diferentes densidades), o código MCNPX e o simuladores de voxel feminino (Regina) e masculino (Rex), fantomas referência propostos pela ICRP 110.

Referências Bibliográficas

Benito, D.C., Mckenzie, A.L. **Scatter from radiotherapy beams emerging from primary barriers: an aid to bunker design.** The British Journal of Radiology 79, 912–917, 2006.

CNEN NN 3.01, **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológicas**, CNEN, 2011.

Facure, A., Silva, A.X.. **The use of high-density concretes in radiotherapy treatment room design.** Applied Radiation and Isotopes 65, 1023-1028, 2007.

Ferrari, A., Pelliccioni, M. **On the conversion coefficients from fluence to ambient dose equivalent.** Radiation Protection Dosimetry 51(4), 251-255, 1994.

Firmino, S. F., Hoff, G. **Transmission Curves to Primary Beams to Diagnostic Radiology: a Comparison among Barite Concrete, Barite Mortar and Concrete.** In: IEEE 2007 - Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 2007, Honolulu. 2007 NSS-MIC, 2007. v. 01. p. 01-04.

Frota, M. A., Crispim, V. A., Silva, A.X. *et al.* **Spectrally average conversion coefficients for air kerma to ambient dose equivalent for clinical linear accelerator.** Applied Radiation and Isotopes 67, 174-177, 2009.

ICRP/ICRU, 1963. Report of the RBE Committee of the International Commissions on Radiological Protection and on Radiation Units and Measurements. Health Phys. 9, 357.

ICRP 23, **Report of Task Group on Reference Man**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.

ICRP 26, **Report of Task Group on Reference Man**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1977.

ICRP 60, **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1991.

ICRP 70, **Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1995.

ICRP 74, **Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1996.

ICRP 89, **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2003.

ICRP 92, **Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor (w_R)**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2005.

ICRP 103, **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2007.

ICRP 110, **Adult Reference Computational Phantoms**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2009.

ICRU 33, **Radiation Quantities and Units**, International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD, 1980.

ICRU 39, **Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources**. International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD, 1985.

ICRU 44, **Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement.** International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD,1989.

ICRU 51, **Quantities an Units in Radiation Protection Dosimetry.** International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD, 1989.

ICRU 57, **Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation.** International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD, 1998.

INCa – Instituto Nacional do Câncer, **Blindagem em radioterapia: técnica e normas.** Rio de Janeiro - INCA, 2000.

Kramer, R., Vieira, J. W., Khoury, H. J., Lima F. R. A. And Fuelle, D., **All About MaX: a Male Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry,** *Phys. Med. Biol.*, **48**, 1239-1262, 2003.

Kramer, R., Khoury, H. J., Vieira, J. W., Loureiro, E. C. M., Lima, V. J. M., Lima F. R. A. And Hoff G., **All About Fax: a Female Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry,** *Phys. Med. Biol.*, **49**, 5203-5216, 2004.

Kimiya, N., Kichirou, K., Hiroji, I. *et al.* **Evaluation of Transmission Data of Diagnostic X Rays Through Concrete Using Monte Carlo Simulation.** Radiation Protection Dosimetry 133, No. 3, 144-152, 2009.

Lima, M. A. F., **Cálculo dos coeficientes de conversão em termos do equivalente de dose ambiente e da dose efetiva para barreiras em instalações de radioterapia,** Tese (Doutorado), COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2004.

Mohan, R., Chui, C., Lidofsky, L. **Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators.** *Med. Phys.* 12, 592–597, 1985.

NCRP 49, **Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X-Rays and Gamma-Rays up to 10 MeV**. National Council on Radiation Protection and Measurements, 1976.

NCRP 147, **Radiation Protection Design Guidelines for 0.1 – 100 MeV Particle Accelerator Facilities**. National Council on Radiation Protection and Measurements, 2004.

NCRP 151, **Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X-and-Gamma-Ray Radiotherapy Facilities**. National Council on Radiation Protection and Measurements, 2005.

Peixoto, J. E., **Determinação dos Fatores de Atenuação e dos Coeficientes de Conversão em termos do Equivalente de Dose Ambiental e Dose Efetiva para Raios X Gerados na faixa de 50 a 150 kVp**, Tese (Doutorado), Instituto de Biofísica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1995.

Pelowitz, D. B. ed, **MCNPXTM User's Manual**, Version 2.5.0. Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369, April. 2005.

Rogers, D.W.O., Faddegon, B.A., Ding, G.X., *et al.* **BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units**, Med. Phys. 22, 503–524, 1995.

Santos, L. A. M., **Fatores de Atenuação em termos da Dose Efetiva para feixes de Raios X utilizados em Radiodiagnóstico**, Dissertação (mestrado), COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010.

Sheikh-Bagheri D., Rogers D.W. **Monte Carlo calculations of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code**. Med. Phys. 29, 391 – 402, 2002.

Streffler, C., **Can tissue weighting factors be established for the embryo and fetus?** Radiat. Prot. Dosim. 112, 519–523, 2005.

Van Riper, Kenneth A. **MORITZ User's Guide**, White Rock Science, 2004.

Williams III, R.G., Gesh, C.J., Pagh, R.T. **Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modelling**. Pacific Northwest National Laboratory, U.S. Department of Energy, USA, 2006.

X-5 Monte Carlo Team, 2003. **MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory, LA-UR-03-1987**. Los Alamos National Laboratory, USA.

Zankl M. , Schlattl H, Mand Petoussi-Henss , **Organ dose conversion coefficients for voxel models of the reference male and female from idealized photon exposures**, Phys. Med. Biol. 52 2123–45, 2007.

ANEXO 1

Representação dos IDs dos órgãos e tecidos do Rex e da Regina.

ID	Órgão/Tecido	Nº de Voxels	
		REX	REGINA
1	Adrenal esquerda	186	365
2	Adrenal direita	186	463
3	Passagem nasal anterior (ET1)	293	275
4	Passagem nasal posterior até a laringe (ET2)	755	910
5	Mucosa oral, língua	801	1152
6	Mucosa oral, lábios e bochechas	133	250
7	Traquéia	266	509
8	Brônquios	1762	553
9	Vasos sanguíneos, cabeça	22	375
10	Vasos sanguíneos, tronco	7021	14995
11	Vasos sanguíneos, braços	406	2675
12	Vasos sanguíneos, pernas	2144	5731
13	Ossos do braço: úmero, extremidade proximal, osso cortical	1928	3846
14	Ossos do braço: úmero, metade superior, esponjosa	4200	6193
15	Ossos do braço: úmero, metade superior, cavidade medular	935	1331
16	Ossos do braço: úmero, metade inferior, cortical	1825	3491
17	Ossos do braço: úmero, metade inferior, esponjosa	1475	3098
18	Ossos do braço: úmero, metade inferior, a cavidade medular	1037	1375
19	Ossos do braço: ulna e rádio, cortical	3860	5299
20	Ossos do braço: ulna e rádio, esponjosa	4492	5355
21	Ossos do braço: ulna e rádio, cavidade medular	633	2248
22	Ossos do braço: Punho e ossos da mão, cortical	2562	3555
23	Ossos do braço: punho e dos ossos da mão, esponjosa	3447	4275
24	Clavículas, cortical	681	1110
25	Clavículas, esponjosa	1262	2227
26	Crânio, cortical	8023	13785
27	Crânio, esponjosa	10665	21964
28	Ossos da perna: fêmur, metade superior, cortical	3730	8462

29	Ossos da perna: fêmur, metade superior, esponjosa	11495	14105
30	Ossos da perna: fêmur, metade superior, cavidade medular	720	2644
31	Ossos da perna: fêmur, metade inferior, cortical	4192	7940
32	Ossos da perna: fêmur, metade inferior, esponjosa	10830	10252
33	Ossos da perna: fêmur, metade inferior, cavidade medular	2259	3709
34	Tíbia, fíbula e patela, cortical	7574	21137
35	Tíbia, fíbula e patela, esponjosa	18011	34425
36	Tíbia, fíbula e patela, cavidade medular	2197	5865
37	Tornozelos e os ossos do pé, cortical	3315	5866
38	Tornozelos e os ossos do pé, esponjosa	12539	15868
39	Mandíbula, cortical	1085	1535
40	Mandíbula, esponjosa	1647	1912
41	Pélvis, cortical	5682	8875
42	Pélvis, esponjosa	16608	26316
43	Costelas, cortical	5205	5563
44	Costelas, esponjosa	12212	15563
45	Escápulas, cortical	3152	4114
46	Escápulas, esponjosa	4446	5632
47	Coluna cervical, cortical	1467	2421
48	Coluna cervical, esponjosa	1917	4206
49	Coluna torácica, cortical	4085	6960
50	Coluna torácica, esponjosa	8546	15283
51	Coluna lombar, cortical	2654	5281
52	Coluna lombar, esponjosa	7437	14636
53	Sacro, cortical	1557	0
54	Sacro, esponjosa	4604	8754
55	Esterno, cortical	141	57
56	Esterno, esponjosa	1481	2890
57	Cartilagem da Cabeça	397	941
58	Cartilagem do Tronco	2206	18696
59	Cartilagem dos braços	147	5873
60	Cartilagem das pernas	864	13271
61	Cérebro	37794	81192

62	Mama esquerda, tecido adiposo	216	10355
63	Mama esquerda, tecido glandular	134	6429
64	Mama direita, tecido adiposo	216	10355
65	Mama direita, tecido glandular	134	6429
66	Lente do olho esquerda	5	13
67	Globo ocular esquerdo	190	456
68	Lente do olho direita	5	12
69	Globo ocular direito	191	456
70	Parede da vesícula biliar	370	652
71	Conteúdo da vesícula biliar	1437	2913
72	Parede do estômago	3947	8828
73	Conteúdo do estômago	6579	14503
74	Parede do intestino delgado	17105	37833
75	Conteúdo do intestino delgado	9211	17656
76	Parede do cólon ascendente	2368	5675
77	Conteúdo do cólon ascendente	1448	6306
78	Parede do cólon transversal direito	1579	3468
79	Conteúdo do cólon transversal direito	2500	3783
80	Parede do cólon transversal esquerdo	1579	3468
81	Conteúdo do cólon transversal esquerdo	1053	1892
82	Parede do cólon descendente	2368	5675
83	Conteúdo do cólon descendente	921	3153
84	Parede do sigmóide	1053	2838
85	Conteúdo do sigmóide	1973	5044
86	Parede do reto	789	1576
87	Parede do Coração	8601	15614
88	Conteúdo do coração (sangue)	13168	22891
89	Rim esquerdo, córtex	2792	6535
90	Rim esquerdo, medula	997	2334
91	Rim esquerdo, pelvis	199	467
92	Rim direito, córtex	2865	5488
93	Rim direito, medula	1023	1960
94	Rim direito, pelvis	205	392

95	Fígado	46917	87437
96	Pulmão esquerdo, sangue	2040	3664
97	Pulmão esquerdo, tecido	33982	64218
98	Pulmão direito, sangue	1847	2615
99	Pulmão direito, tecido	41261	80402
100	Nódulos linfáticos, vias aéreas extratorácica	60	85
101	Nódulos linfáticos, vias aéreas torácica	170	246
102	Nódulos linfáticos, cabeça	159	164
103	Nódulos linfáticos, tronco	2774	3671
104	Nódulos linfáticos, braços	208	248
105	Nódulos linfáticos, pernas	295	624
106	Tecido muscular, cabeça	31742	25105
107	Tecido muscular, tronco	391150	532007
108	Tecido muscular, braços	71692	95236
109	Tecido muscular, pernas	261299	440618
110	Esôfago (parede)	1063	2228
111	Ovário esquerdo	0	347
112	Ovário direito	0	347
113	Pâncreas	3649	7495
114	Glândula pituitária	16	38
115	Próstata	452	0
116	Tecido residual, cabeça	30206	61165
117	Tecido residual, tronco	356362	814763
118	Tecido residual, braços	47346	140986
119	Tecido residual, pernas	155464	611935
120	Glândulas salivares esquerda	1129	2228
121	Glândulas salivares direita	1129	2229
122	Pele da cabeça	7315	10432
123	Pele do Tronco	36789	60411
124	Pele dos braços	16045	28248
125	Pele das pernas	33455	64641
126	Cordão espinhal	973	1186
127	Baço	3947	8197

128	Dentes	498	954
129	Testículo esquerdo	460	0
130	Testículo direito	461	0
131	Timo	664	1273
132	Tiróide	526	1072
133	Língua (parte interna)	1102	2595
134	Amígdalas	80	191
135	Ureter esquerdo	226	478
136	Ureter direito	199	477
137	Parede da bexiga urinária	1316	2522
138	Conteúdo da bexiga urinária	5263	12611
139	Útero / Colo	0	5094
140	Ar dentro do corpo	4227	2439
141	Pele na parte superior e inferior	3880	1710
222	Ar	5211021	10367394