

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE DOSE EQUIVALENTE E DOSE EFETIVA EM TERMOS DO KERMA NO AR PARA FÓTONS UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO FEMININO VOXEL NA POSTURA SENTADA E O CÓDIGO VMC

FERNANDA ROCHA CAVALCANTE

Universidade Federal de Sergipe Cidade Universitária "Prof. José Aloísio de Campos" São Cristóvão – Sergipe – Brasil

# CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE DOSE EQUIVALENTE E DOSE EFETIVA EM TERMOS DO KERMA NO AR PARA FÓTONS UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO FEMININO VOXEL NA POSTURA SENTADA E O CÓDIGO VMC

Fernanda Rocha Cavalcante

Dissertação de Mestrado apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe como requisito para a obtenção do título de Mestre em Física.

Orientador: Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior

São Cristóvão 2013

#### Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a Deus pela realização deste trabalho.

Agradeço ao meu orientador Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior, por esclarecer minhas dúvidas e ampliar meus conhecimentos durante o mestrado.

Aos professores do Departamento de Física da UFS, Ana Maia, Divanízia, Diógenes, Luciara, Márcia, Milan, Susana e Zélia pelo aprendizado adquirido durante minha vida acadêmica.

À minha família, principalmente à minha mãe Maria Cleide, por todo amor e incentivo infindáveis. Ao meu pai, Antônio Sálvio, e aos meus irmãos, Stéphano e Daniel, por acreditarem em mim, vocês estão aqui.

Aos meus amigos Danilo, Diego, Fernanda, Lílian e Silvaneide que participaram da minha vida acadêmica e pela amizade verdadeira construída ao longo desses anos.

Agradeço a todos, embora não citados, que contribuíram direta ou indiretamente na conclusão deste trabalho.

À Universidade Federal de Sergipe, ao Departamento de Física, à CAPES e ao CNPq pelo suporte financeiro.

Produção Científica no período	i
Lista de Figuras	ii
Lista de Tabelas	v
Resumo	vi
Abstract	vii
1. Introdução	1
1.1.Objetivo Geral	2
1.2.Objetivos Específicos	3
2. Fundamentação teórica	4
2.1.Processos físicos de interação da radiação com a matéria	4
2.1.1. Efeito Fotoelétrico	5
2.1.2. Espalhamento Compton	5
2.1.3. Produção de Pares	7
2.2.Transporte de Fótons	9
2.2.1. Atenuação do feixe monoenergético de fótons	9
2.2.2. Seções de Choque	10
2.3.Grandezas e Unidades Dosimétricas	12
2.3.1. Fluência ( $\Phi$ ) e Fluência energética ( $\Psi$ )	13
2.3.2. Kerma ( <i>K</i> )	14
2.3.3. Dose Absorvida (D)	16
2.3.4. Dose equivalente ( $H_T$ ) e Dose efetiva ( $E$ )	17
2.4.Método Monte Carlo	19
2.4.1. Descrição do transporte de fótons através do Método Monte Carlo	19
2.4.2. Incertezas no Método Monte Carlo	22
2.5.Dosimetria Computacional	24
2.6.Coeficientes de conversão	25
3. Materiais e Métodos	28
3.1.Código Visual Monte Carlo – VMC	28
3.2.Simulador antropomórfico FAX	29
3.2.1. Mudança de postura do simulador FAX	32
3.2.2. Comparação do simulador FAX com os simuladores EVA e AF	
3.3.Cenários de exposição	
3.4.Cálculo dos coeficientes de conversão	

## Sumário

4. Resultados e Discussão	41
4.1.Aperfeiçoamento do simulador FAX na postura sentada	41
4.2.Coeficientes de conversão do simulador FAX e das publicações 74 e 116 d	a ICRP42
4.3.Coeficientes de conversão do simulador FAX nas posturas vertical e senta	da48
4.3.1. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para geometria AP	50
4.3.2. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para geometria PA	54
4.3.3. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para geometrias RLAT e LLAT	57
4.3.4. Coeficientes de conversão $E/K_{ar}$ para todas as geometrias	59
5. Conclusão	64
Referências Bibliográficas	66
ANEXO A	70
ANEXO B	89
ANEXO C	112

## Produção Científica no período

#### Artigos aceitos para publicação

**CAVALCANTE, F. R.**, GALEANO, D. C., CARVALHO JÚNIOR, A. B., HUNT, J. Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma using a sitting and standing female adult voxel simulators exposure to Photons in antero-posterior irradiation geometry. Radiat. Phys. Chem. (2013), <u>http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2012.12.028</u>

#### Trabalhos completos publicados em anais de eventos

**CAVALCANTE, F. R.**, GALEANO, D. C., CARVALHO JÚNIOR, A. B., HUNT, J. Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma using a sitting and standing female adult voxel simulators exposure to photons in antero-posterior irradiation geometry In: 12th International Symposium on Radiation Physics, 2012, Rio de Janeiro. ISRP 12., 2012.

GALEANO, D. C., **CAVALCANTE, F. R.**, CARVALHO JÚNIOR, A. B., HUNT, J. Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma for photons using male adult voxel simulator in sitting and standing posture with geometry of irradiation antero-posterior In: 12th International Symposium on Radiation Physics, 2012, Rio de Janeiro. ISRP 12., 2012.

## Lista de Figuras

Figura 1. Probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção
de pares em função do número atômico e da energia do fóton4
Figura 2. Cinemática do efeito fotoelétrico5
Figura 3. Cinemática do espalhamento Compton7
Figura 4. Cinemática da produção de pares8
Figura 5. Gráfico dos coeficientes mássicos para os processos físicos de interação de
fótons com o tecido mole em função da energia12
Figura 6. Fator $f$ para diversos meios em função da energia do fóton17
Figura 7. Ponto P randômico em uma esfera unitária21
Figura 8. Simuladores (a) Alderson-Rando, (b) EVA e (c) FAX24
Figura 9. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para ossos, bexiga e pele do simulador
matemático utilizado pela publicação 74 da ICRP26
Figura 10. Coeficientes de conversão $E/K_{ar}$ em função das geometrias de irradiação da
ICRP27
Figura 11. Interface gráfica da página inicial do código VMC com os comandos referentes
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator)
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator)
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 28 Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas30 Figura 13. Interface do Scion Image
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 28 Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas30 Figura 13. Interface do Scion Image
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 28 Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas30 Figura 13. Interface do Scion Image
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 28 Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas30 Figura 13. Interface do Scion Image
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 28 Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 28 Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 28 Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 28 Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas
ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator) 28 Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas

Figura 22. Comparação dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para pele do simulador FAX e das publicações 74 e 116 da ICRP para geometria de irradiação AP. ......43 Figura 23. Comparação dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para os pulmões do simulador FAX e das publicações 74 e 116 da ICRP para geometria de irradiação RLAT. Figura 24. Comparação dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para bexiga do simulador FAX e das publicações 74 e 116 da ICRP para geometria de irradiação AP. .....45 Figura 25. Posição e tamanho da bexiga dos simuladores voxel AF (fatia 187) e FAX (fatia 239)......45 Figura 26. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para o simulador FAX na postura vertical irradiado nas geometrias unidirecionais. ......46 Figura 27. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para o simulador AF na postura vertical irradiado nas geometrias unidirecionais......47 Figura 28. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para o simulador EVA na postura vertical irradiado nas geometrias unidirecionais......47 Figura 29. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para cérebro do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para as geometrias AP, PA, RLAT e LLAT. ......48 Figura 30. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para pulmões do simulador FAX nas Figura 31. Cenários de exposição do simulador FAX na postura sentada irradiado por Figura 32. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para ovários, bexiga e útero do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para a geometria AP. .....51 Figura 33. Posição dos órgãos da região abdominal do simulador FAX nas posturas (a) vertical e (b) sentada......52 Figura 34. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para músculo, ossos e medula óssea do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para a geometria AP......53 Figura 35. Redução da região de interação dos fótons incidentes na geometria PA quando a postura do simulador FAX é modificada para sentada......54 Figura 36. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para pele do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para a geometria PA. .....55

Figura 37. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para músculo do simulador FAX nas
posturas vertical e sentada para a geometria PA56
Figura 38. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para ossos do simulador FAX nas posturas
vertical e sentada para a geometria PA56
Figura 39. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para baço do simulador FAX nas posturas
vertical e sentada para as geometrias RLAT e LLAT57
Figura 40. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para estômago do simulador FAX nas
posturas vertical e sentada para as geometrias RLAT e LLAT58
Figura 41. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para fígado do simulador FAX nas posturas
vertical e sentada para as geometrias RLAT e LLAT59
Figura 42. Fatia do simulador FAX mostrando as posições anatômicas do fígado,
estômago e baço59
Figura 43. Coeficientes de conversão $E/K_{ar}$ para as posturas vertical e sentada do
simulador FAX irradiado na geometria AP61
Figura 44. Coeficientes de conversão $E/K_{ar}$ para as posturas vertical e sentada do
simulador FAX irradiado na geometria PA62
Figura 45. Coeficientes de conversão $E/K_{ar}$ para as posturas vertical e sentada do
simulador FAX irradiado na geometria RLAT63
Figura 46. Coeficientes de conversão $E/K_{ar}$ para as posturas vertical e sentada do
simulador FAX irradiado na geometria LLAT63

## Lista de Tabelas

Tabela 1. Coeficiente de atenuação linear $\mu$ em função da energia do fóton em alguns
materiais9
Tabela 2. Densidade ( $ ho$ ), coeficientes de atenuação linear ( $\mu$ ) e mássico ( $\mu/ ho$ ) da água
em diferentes estados físicos para fótons com energia de 50 keV10
Tabela 3. Coeficientes de conversão para kerma no ar por fluência para fótons
monoenergéticos15
Tabela 4. Fatores de ponderação para radiação recomendados pela ICRP 10318
Tabela 5. Fatores de ponderação teciduais recomendados pela ICRP 10318
Tabela 6. Classificação de uma grandeza calculada de acordo com os valores de CV23
Tabela 7. Massa dos órgãos e tecidos da mulher referência da ICRP 89 e dos simuladores
FAX, EVA e AF35
Tabela 8. Diferença relativa entre as massas dos órgãos e tecidos do simulador FAX, da
ICRP 89 e da AF
Tabela 9. Reponderação dos fatores $w_T$ dos órgãos e tecidos relevantes do simulador
FAX40
Tabela 10. Diferença relativa entre o número de voxels dos órgãos do simulador FAX nas
posturas sentada e vertical antes do aperfeiçoamento41
Tabela 11. Coeficientes de conversão $E/K_{ar}$ para o simulador FAX nas posturas vertical
e sentada irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT e LLAT60

#### Resumo

Grandezas dosimétricas são necessárias para avaliar exposições dos seres humanos à radiação de modo quantitativo e para descrever relações entre a dose e os efeitos biológicos causados pela interação da radiação com os órgãos e tecidos, fornecendo uma base para estimativas de riscos em proteção radiológica. No âmbito computacional, os simuladores antropomórficos são representações tridimensionais do corpo humano que quando acoplados a um código de transporte de radiação fornecem coeficientes de conversão para estimativa de dose equivalente e dose efetiva através de grandezas físicas, como por exemplo, o kerma no ar  $(K_{ar})$ . Na literatura, os cenários de exposição são, em geral, formados por simuladores implementados na postura vertical (em pé). Neste trabalho, foram elaborados cenários de exposição no código Visual Monte Carlo utilizando um simulador voxel adulto feminino nas posturas vertical e sentada. O simulador foi irradiado por uma fonte plana de fótons monoenergéticos de 10 keV a 2 MeV nas geometrias de irradiação antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direita (RLAT) e lateral esquerda (LLAT). Os coeficientes de conversão de dose equivalente e dose efetiva em termos do kerma no ar  $(H_T/K_{ar} \in E/K_{ar})$  foram calculados para ambos cenários e comparados. Os resultados mostram que a diferença relativa entre os coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para os órgãos da cabeça e do tórax não foi significante (menor que 6%) devido à posição anatômica dos órgãos ser a mesma para ambas posturas. Entretanto, a diferença relativa é significante para órgãos da região abdominal inferior, como ovários (71% para fótons de 20 keV), bexiga (39% em 60 keV) e útero (37% em 100 keV), principalmente quando o simulador é irradiado na geometria AP. Nesta mesma geometria, os coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$ apresentaram diferenças mais evidentes (27% em 10 keV), devido uma mudança na dose absorvida de órgãos com fatores de ponderação teciduais ( $w_T$ ) relevantes, situados na porção anterior do simulador. Assim, o cálculo dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  e  $E/K_{ar}$  utilizando simuladores antropomórficos em diferentes posturas é importante para estimar mais precisamente a dose em indivíduos submetidos a cenários reais de exposição à radiação.

#### Abstract

Dosimetric quantities are necessary for evaluate the human exposures to radiation quantitatively and to describe relationships between the dose and biological effects caused by the interaction of radiation with the organs and tissues, providing a basis for estimating risks in radiological protection. Anthropomorphic simulators are threedimensional representations of the human body and coupled to a radiation transport code provides conversion coefficients for estimating the equivalent and effective doses through physical quantities, such as air kerma  $(K_{air})$ . In most published papers the exposure scenarios consist of simulators implemented in the standing posture. In this work we developed exposure scenarios in the Visual Monte Carlo (VMC) code using a female adult voxel simulator in standing and sitting postures. The simulator was irradiated by a plane source of monoenergetic photons with energy from 10 keV to 2 MeV in the antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), right lateral (RLAT) and left lateral (LLAT) irradiation geometries. The conversion coefficients for equivalent and effective doses in terms of air kerma ( $H/K_{air}$  and  $E/K_{air}$ ) were calculated for both scenarios and compared. The results show that the relative difference of conversion coefficients for the organs of the head and thorax was not significant (less than 5%) since the anatomic position of the organs is the same in both postures. The relative difference is more significant for organs of abdominal region, such as the ovaries (71% for photon energy of 20 keV), the bladder (39% at 60 keV) and the uterus (37% at 100 keV), especially when the simulator is irradiated in AP geometry. In this same irradiation geometry, the conversion coefficients  $E/K_{air}$  presented relative differences until 27% (at 10 keV), due to a change in absorbed dose of organs with relevant  $w_T$ , which are located in the anterior portion of the simulator. Thus, the calculation of conversion coefficients  $H_T/K_{air}$  and  $E/K_{air}$  using anthropomorphic simulators in different postures is important for more precisely estimating of individual dose in real scenarios of radiation exposure.

## Capítulo 1

#### Introdução

As grandezas associadas à proteção de indivíduos submetidos à radiação ionizante devem ser estimadas tão precisamente quanto possível e os riscos sofridos por estes indivíduos irradiados e o seu impacto para população devem ser avaliados. A limitação de dose para exposições ocupacionais e públicas são especificados por estas grandezas de proteção radiológica (dose equivalente,  $H_T$  e dose efetiva, E), as quais são utilizadas para assegurar que a ocorrência de efeitos determinísticos seja mantida abaixo dos níveis aceitáveis (ICRP, 2007).

A grandeza física dose absorvida (*D*) é relacionada à transferência de energia da radiação no meio e serve de base para as grandezas de proteção radiológica (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A implementação de técnicas invasivas para estimativa de dose em seres humanos é difícil, por isso modelos de exposições que representem com maior fidelidade o cenário de exposição real são necessários.

A dosimetria computacional possibilita uma estimativa de dose de indivíduos expostos a fontes de radiação interna ou externa, através da utilização do método Monte Carlo (ULAM e NEUMANN, 1947) para simular o transporte e a deposição energética da radiação na matéria. Basicamente, duas classes de simuladores antropomórficos computacionais são utilizados em dosimetria computacional: os simuladores matemáticos (SNYDER et al., 1969) e os simuladores voxel, introduzidos por GIBBS et al. (1984).

Os simuladores matemáticos, cuja anatomia dos órgãos e as estruturas do corpo humano são representadas por equações matemáticas, foram utilizados na publicação 74 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 1996) para o cálculo de coeficientes de conversão de dose em termos de kerma no ar  $(D/K_{ar})$ . Devido à estrutura simplificada dos órgãos dos simuladores matemáticos, outra classe de simuladores foi desenvolvida representando mais realisticamente o homem e a mulher de referência (ICRP, 2002). Os simuladores voxel são construídos a partir de imagens médicas (tomografia computadorizada ou ressonância magnética) de indivíduos dos sexos masculino e feminino, que passam por um processo de segmentação para atribuição de números identificadores (ID) de cada órgão e tecido do corpo. Estes simuladores possuem características anatômicas mais realísticas e quando implementados em um código de transporte de radiação, compõem cenários computacionais de irradiação que permitem uma melhor estimativa de dose de indivíduos em cenários reais de exposição à radiação.

Nos cenários de exposição presentes na literatura (PATNI et al., 2011), a implementação dos simuladores antropomórficos é realizada na postura vertical (em pé), pois no momento da aquisição de imagens o paciente está na postura supina (deitado). Entretanto, num cenário de exposição real um indivíduo pode estar numa postura diferente da vertical quando irradiado. O cálculo de dose para indivíduos que estejam na postura sentada (SU et al., 2012) tem sido reportado na literatura, embora ainda sejam utilizados simuladores matemáticos (OLSHER e RIPER, 2005).

Neste trabalho, o simulador voxel FAX (KRAMER et al., 2004) foi implementado no código de transporte de radiação Visual Monte Carlo (VMC) (HUNT et al., 2004) em duas posturas, vertical e sentada, e irradiado por uma fonte plana de fótons monoenergéticos com energias de 10 keV a 2 MeV nas geometrias de irradiação unidirecionais da ICRP (2010). O intervalo de energia do fóton simulado foi escolhido devido à limitação do código VMC ao utilizar a aproximação kerma, na qual para energias de até 2 MeV esta aproximação é válida e os resultados do cálculo dos coeficientes de conversão para dose equivalente e dose efetiva em termos de kerma no ar  $(H_T/K_{ar} e E/K_{ar})$  são satisfatórios. Para ambos cenários de exposição elaborados, os coeficientes de conversão bara dos.

#### 1.1. Objetivo Geral

O objetivo principal deste trabalho foi o cálculo dos coeficientes de conversão de dose equivalente e dose efetiva em termos do kerma no ar  $(H_T/K_{ar} \in E/K_{ar})$  a partir da elaboração de cenários de exposição utilizando o código de transporte de radiação Visual Monte Carlo (VMC) e o simulador antropomórfico feminino voxel FAX (Female

Adult voXel), implementado nas posturas vertical e sentada. Foram consideradas uma fonte externa plana de fótons monoenergéticos com energias de 10 keV a 2 MeV e as geometrias de irradiação antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direita (RLAT) e lateral-esquerda (LLAT) para ambos cenários de irradiação.

## **1.2.** Objetivos Específicos

- Mudança de postura do simulador antropomórfico FAX
- Aperfeiçoamento do simulador FAX na postura sentada utilizando o programa Scion Image<sup>©</sup>
- Comparação dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  e  $E/K_{ar}$  do simulador FAX para as posturas vertical e sentada
- Comparação dos coeficientes de conversão H<sub>T</sub>/K<sub>ar</sub> e E/K<sub>ar</sub> do simulador FAX na postura vertical com os coeficientes de conversão calculados pelas publicações 74 e 116 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 1996; ICRP, 2010).

## Capítulo 2

### Fundamentação teórica

#### 2.1. Processos físicos de interação da radiação com a matéria

Os mecanismos físicos de interação da radiação quando esta atravessa um meio, ocasionando processos de ionização e excitação, depende fortemente da composição do material e do tipo da radiação (POWSNER, 2006). Radiações diretamente ionizantes são caracterizadas pelo seu poder de ionizar o meio devido sua carga elétrica, a exemplo das partículas alfa que possuem uma alta transferência linear de energia (LET) sendo altamente ionizantes em uma curta trajetória percorrida. Radiações indiretamente ionizantes (fótons e nêutrons) depositam sua energia no meio através da liberação de partículas carregadas que depositam energia através de interações coulombianas diretamente com elétrons dos átomos do meio (PODGORSAK, 2005).

Os três processos físicos principais de interação de fótons com a matéria são o efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton e a produção de pares, cuja probabilidade de ocorrência de cada um deles (seção de choque) depende do número atômico do material (*Z*) e da energia do fóton (KNOLL, 2000). A Figura 1 ilustra a probabilidade de ocorrência para esses três processos de interação.



Figura 1. Probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares em função do número atômico e da energia do fóton (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

#### 2.1.1. Efeito Fotoelétrico

Neste processo, o fóton incidente interage com um elétron orbital fortemente ligado do meio atenuador e deposita totalmente sua energia, ejetando o elétron do átomo com energia cinética  $E_K$  dada por:

$$E_K = h\nu - E_B \tag{1}$$

em que  $h\nu$  é a energia do fóton incidente e  $E_B$  é a energia de ligação do elétron (PODGORSAK, 2005). Na equação (1), a energia cinética de recuo do átomo ( $E_a$ ) é desprezível, devido sua massa ser muito maior que a massa do elétron. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico ou seção de choque por átomo ( $_a\tau$ ) é expressa por:

$$_{a}\tau = \frac{Z^{4}}{(h\nu)^{3}} \tag{2}$$

em que Z é o número atômico do material atenuador e hv é a energia do fóton (ATTIX, 2004). A Figura 2 ilustra a cinemática do efeito fotoelétrico.



Figura 2. Cinemática do efeito fotoelétrico. (Adaptado de ATTIX, 2004).

#### 2.1.2. Espalhamento Compton

Este processo de interação também conhecido como espalhamento inelástico, ocorre entre fótons e elétrons externos da camada de valência. O fóton incidente (com energia hv e momento hv/c) é espalhado a um ângulo  $\varphi$  com energia hv' e momento

 $h\nu'/c$  e o elétron atingido é ejetado a um ângulo  $\theta$  com energia cinética ( $E_K$ ) e momento p (ATTIX, 2004). A conservação da energia requer que:

$$E_K = h\nu - h\nu' \tag{3}$$

A conservação do momento ao longo da direção do fóton incidente é expressa por:

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c}\cos\varphi + p\cos\theta \tag{4}$$

ou

$$h\nu = h\nu'\cos\varphi + pc\cos\theta \tag{5}$$

A conservação do momento perpendicular à direção de incidência resulta em:

$$h\nu' \operatorname{sen} \varphi = pc \operatorname{sen} \theta \tag{6}$$

A partir da relação entre energia e momento para o elétron relativístico dada por:

$$pc = \sqrt{E_K (E_K + 2m_0 c^2)}$$
(7)

em que  $m_0$  é a massa de repouso do elétron, as seguintes equações são obtidas:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0 c^2}\right)(1 - \cos\varphi)} \tag{8}$$

e

$$\cot \theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0 c^2}\right) tg\left(\frac{\varphi}{2}\right) \tag{9}$$

A perda da energia cinética do elétron ocorre através de excitação e ionização dos átomos ao redor do material e o fóton espalhado pode atravessar o material sem interagir ou sofrer subsequentes interações (BUSHBERG et al., 2002). O cálculo da seção de choque para o espalhamento Compton foi realizado por KLEIN e NISHINA (1929), utilizando o a teoria relativística de Dirac para o elétron. A fórmula de Klein-Nishina (K-N) para uma distribuição angular dos fótons espalhados é expressa por:

$$\frac{d_{e}\sigma}{d\Omega} = \frac{r_{0}^{2}}{2} \left(\frac{h\nu'}{h\nu}\right)^{2} \left(\frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - sen^{2}\varphi\right)$$
(10)

em que  $r_0$  é o raio do elétron,  $\Omega$  é o ângulo sólido pelo qual o fóton é espalhado a um ângulo  $\varphi$  (TURNER, 2007). Integrando a equação (10) no intervalo de  $0 \le \varphi \le \pi$ , em que  $d\Omega = 2\pi \operatorname{sen} \varphi \, d\varphi$ , obtém-se a seção de choque total de K-N por elétron:

$$_{e}\sigma = 2\pi \int_{0}^{\pi} \frac{d_{e}\sigma}{d\Omega} \operatorname{sen} \varphi \, d\varphi \tag{11}$$

A equação (11) indica a probabilidade, por elétron, de um fóton sofrer espalhamento Compton. A seção de choque atômica para o espalhamento Compton ( $_a\sigma$ ) depende linearmente do número atômico (Z) do material (PODGORSAK, 2005) e é expressa por:

$$_{a}\sigma = Z \cdot _{e}\sigma \tag{12}$$

A cinemática do espalhamento Compton é ilustrada na Figura 3.



Figura 3. Cinemática do espalhamento Compton. (Adaptado de ATTIX, 2004).

#### 2.1.3. Produção de Pares

Um fóton cuja energia excede 1,022 MeV (energia equivalente a duas vezes a energia de repouso do elétron,  $E = 2 m_0 c^2$ ) quando passa próximo ao núcleo do átomo

do meio tem uma alta probabilidade de ceder totalmente sua energia, criando um par elétron-pósitron cujas energias cinéticas são  $E_k^-$  e  $E_k^+$ , respectivamente. Considerando a energia de recuo do átomo ( $E_a$ ) desprezível, a conservação da energia requer que:

$$h\nu = 2 m_0 c^2 + E_k^- + E_k^+ \tag{13}$$

A seção de choque diferencial atômica para a produção de pares ( $d_a\kappa$ ) é nula para fótons com energias menores que 1,022 MeV e para energias maiores que este limiar, é expressa por:

$$d_{a}\kappa = \frac{\sigma_0 Z^2 P}{h\nu - 2 m_0 c^2} dE_k^+ \tag{14}$$

em que  $\sigma_0 = r_0/137$  e *P* é uma função de hv e *Z* (ATTIX, 2004). A seção de choque atômica da produção de pares é dada por:

$$_{a}\kappa = \sigma_{0}Z^{2} \int_{0}^{1} Pd\left(\frac{E_{k}^{+}}{h\nu - 2 m_{0}c^{2}}\right)$$
(15)

A probabilidade de ocorrência da produção de pares, representada por  $_a\kappa$ , é nula para energias menores que o 1,022 MeV e acima desse limiar é proporcional a  $Z^2$ . A cinemática da produção de pares é ilustrada na Figura 4.



Figura 4. Cinemática da produção de pares. (Adaptado de ATTIX, 2004).

#### 2.2. Transporte de Fótons

#### 2.2.1. Atenuação do feixe monoenergético de fótons

No caso de um feixe de fótons monoenergéticos, a atenuação é dada pela redução da intensidade (número de fótons) do feixe quando este atravessa uma espessura *x* de um material:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \tag{16}$$

Na equação (16),  $I_0$  e I representam, respectivamente, a intensidade do feixe antes e depois de atravessar o material e  $\mu$  representa o coeficiente de atenuação linear (BUSHBERG et al., 2002). Para uma dada espessura x de material, a probabilidade de interação do feixe monoenergético depende do número de átomos por unidade de distância, o qual é influenciado pela densidade do material. A Tabela 1 ilustra a dependência do valor de  $\mu$  com relação ao tipo de material e com a energia do fóton.

			$\mu$ (cm $^{-1}$ )		
Energia do fóton (MeV)	Água	Ar	Concreto	Alumínio	Chumbo
0.100	0,170	1,86 x $10^{-4}$	0,412	0,459	62,98
0.500	0,097	1,05 x 10 <sup>-4</sup>	0,211	0,228	1,83
1	0,071	7,65 x 10 <sup>-5</sup>	0,154	0,166	0,81
1.5	0,057	6,23 x 10 <sup>-5</sup>	0,125	0,135	0,59

Tabela 1. Coeficiente de atenuação linear  $\mu$  em função da energia do fóton em alguns materiais (Adaptado de OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

O coeficiente linear  $\mu$  depende da densidade  $\rho$  ( $g/cm^3$ ) do material, apresentando valores diferentes para diversos estados físicos de um mesmo material. A razão  $\mu/\rho$  ( $g/cm^2$ ), ou coeficiente de atenuação mássico, independe do estado físico do material, conforme mostra a Tabela 2 (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Estado físico	ho (g/cm <sup>3</sup> )	$\mu$ (cm <sup>-1</sup> )	$\mu/ ho$ (cm <sup>2</sup> /g)
Líquido	1,000	0,214	0,226
Sólido	0, 917	0,196	0,226
Gasoso	5,98 x 10 <sup>-4</sup>	$1,28 \times 10^{-4}$	0,226

Tabela 2. Densidade ( $\rho$ ), coeficientes de atenuação linear ( $\mu$ ) e mássico ( $\mu/\rho$ ) da água em diferentes estados físicos para fótons com energia de 50 *keV* (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

#### 2.2.2. Seções de Choque

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares é representada pelas seções de choque atômicas  $_{a}\tau$ ,  $_{a}\sigma$ , e  $_{a}\kappa$ , respectivamente. Para cada energia do fóton ( $h\nu$ ) e material (Z), o coeficiente de atenuação linear é dado pela soma das contribuições desses três processos multiplicadas pela densidade volumétrica de átomos:

$$\mu = (_{a}\tau + _{a}\sigma + _{a}\kappa)\frac{\rho N_{A}}{A}$$
(17)

em que  $N_A$  é o número de Avogadro, A é a massa atômica do material (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A partir da equação (17), o coeficiente mássico é dado por:

$$\frac{\mu}{\rho} = \left( {}_{a}\tau + {}_{a}\sigma + {}_{a}\kappa \right) \frac{N_{A}}{A} \tag{18}$$

Em dosimetria outros dois coeficientes de atenuação são definidos: o coeficiente mássico de transferência de energia ( $\mu_{tr}/\rho$ ) e o coeficiente mássico de absorção de energia ( $\mu_{ab}/\rho$ ), dados por:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \frac{E_{tr}}{h\nu} \tag{19}$$

е

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \frac{E_{ab}}{h\nu}$$
(20)

em que  $E_{tr}$  e é a energia média transferida para partículas carregadas no material e  $E_{ab}$ é a energia média depositada pelas partículas carregadas no material (PODGORSAK, 2005). Ambos coeficientes mássicos de transferência e absorção de energia se relacionam por:

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = (1-g)\frac{\mu_{tr}}{\rho} \tag{21}$$

em que g é a fração média da energia de elétrons secundários perdida através de processos radiativos (ATTIX, 2004). Os coeficientes mássicos de transferência e absorção de energia são iguais quando g = 0, que ocorre para materiais com baixo número atômico (Z) e para o intervalo de baixas energias do fóton incidente.

A composição dos tecidos e órgãos do corpo humano é dada por uma mistura de diversos elementos químicos (ICRP, 2009), de modo que o número atômico efetivo  $(Z_{eff})$  de cada um deles é calculado a partir dos números atômicos de cada elemento que os compõe. Para o efeito fotoelétrico, o número atômico efetivo é calculado por:

$$Z_{eff} = \sqrt[m]{a_1 Z_1^m + a_2 Z_2^m + \dots}$$
(22)

em que  $a_i$  representa a fração de elétrons de cada elemento  $Z_i$  presente na mistura (ATTIX, 2004). Um exemplo da influência do número atômico efetivo na diferença de atenuação sofrida por fótons em materiais com diferentes composições é a maior atenuação dos fótons pelo osso ( $Z_{eff} = 12$ ) comparado ao tecido mole ( $Z_{eff} = 7$ ), devido à elevada concentração de cálcio (Z = 20) e fósforo (Z = 15) no tecido ósseo (BUSHBERG et al., 2002).

A Figura 5 ilustra a influência dos processos físicos de interação da radiação indiretamente ionizante com o tecido mole ( $Z_{eff} = 7$ ), em que no intervalo de baixas energias (< 50 keV) há predominância do efeito fotoelétrico. Com o aumento da energia, o efeito Compton começa a predominar e a partir de energias acima de 1,022 MeV a produção de pares tem uma contribuição na curva total, embora seja mais significante para energias acima de 10 MeV.



Figura 5. Gráfico dos coeficientes mássicos para os processos físicos de interação de fótons com o tecido mole em função da energia (Adaptado de BUSHBERG et al., 2002)

O valor do coeficiente mássico  $\mu_{ab}/\rho$  decresce com o aumento da energia, indicando a diminuição da probabilidade de absorção da energia no tecido mole devido ao efeito fotoelétrico, ao passo que a probabilidade de absorção energética por espalhamento Compton aumenta (WILSON, 2004).

#### 2.3. Grandezas e Unidades Dosimétricas

As grandezas físicas estão relacionadas com a descrição do campo de radiação e podem ser definidas em qualquer ponto do campo. As grandezas físicas utilizadas em proteção radiológica para exposições externas são: a fluência ( $\Phi$ ), a fluência energética ( $\Psi$ ), o kerma (K) e a dose absorvida (D). As grandezas de proteção radiológica, associadas à limitação de dose para as exposições ocupacional e pública à radiação, são a dose equivalente ( $H_T$ ) e dose efetiva (E). A definição de cada uma delas é abordada nesta seção.

#### 2.3.1. Fluência ( $\Phi$ ) e Fluência energética ( $\Psi$ )

A fluência é dada pela razão entre o número de partículas (dN) que incide em uma seção de área (da):

$$\Phi = \frac{dN}{da} \tag{23}$$

A unidade de fluência no Sistema Internacional de unidades (S.I.) é o inverso da unidade de área, ou seja,  $m^{-2}$  (ICRP, 2010). Em cálculos de transporte de radiação, a fluência é expressa pela soma das trajetórias das partículas (dl) num volume (dV):

$$\Phi = \frac{dl}{dV} \tag{24}$$

Para um feixe monoenergético de fótons, a fluência energética é dada pela fluência ( $\phi$ ) multiplicada pelo valor da energia de cada partícula (E):

$$\Psi = \Phi \cdot E \tag{25}$$

Esta grandeza descreve a energia transportada pelo feixe por unidade de área (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A unidade de fluência energética no S.I. é o joule por metro quadrado ( $J/m^2$ ).

Para feixes de fótons polienergéticos, os conceitos de espectro de fluência  $\Phi_{\rm E}(E)$ e espectro de fluência energética  $\Psi_{\rm E}(E)$  são aplicados (PODGORSAK, 2005) de modo que as equações (23) e (25) são reescritas, respectivamente:

$$\Phi_{\rm E}(E) = \frac{d\Phi}{dE}(E) \tag{26}$$

е

$$\Psi_{\rm E}(E) = \frac{d\Psi}{dE}(E) = \frac{d\Phi}{dE}(E) \cdot E$$
(27)

#### 2.3.2. Kerma (K)

Na interação da radiação indiretamente ionizante (fótons e nêutrons) com a matéria, a transferência de energia ocasiona a liberação de partículas carregadas no meio.

A grandeza física kerma é definida como a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas liberadas ( $dE_{tr}$ ) por elemento de massa (dm):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{28}$$

A unidade de *kerma* no S.I. é o gray (Gy). O valor numérico do kerma se aproxima do valor da dose absorvida quando existe o equilíbrio de partículas carregadas, em que as perdas radiativas são desprezíveis, e que a energia cinética das partículas não carregadas é grande comparada com a energia de ligação das partículas carregadas liberadas (ICRP, 2007).

Para fótons monoenergéticos, as grandezas kerma e fluência se correlacionam através da equação:

$$K = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \Phi \cdot E \tag{29}$$

em que  $\mu_{tr}/\rho$  é o coeficiente mássico de transferência de energia. Para um feixe de fótons polienergético, a equação (29) é reescrita como:

$$K = \int_{0}^{E_{max}} \Psi_{E}(E) \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right) dE$$
(30)

em que  $\Psi_{\rm E}(E)$  é o espectro de fluência energética de fótons em unidades de  $J/m^2$ .

Na equação (29), a razão  $K/\Phi$  em função da energia do fóton (E) pode ser tratada como um coeficiente de conversão entre essas duas grandezas físicas. A publicação 74 da ICRP (1996) fornece os valores da razão  $K/\Phi$  para o intervalo de energia do fóton de 10 keV a 10 MeV (Tabela 3).

Energia do fóton	Kerma no ar/fluência
( <i>MeV</i> )	$(pGy.cm^2)$
0.010	7,43
0.015	3,12
0.020	1,68
0.030	0,721
0.040	0,429
0.050	0,323
0.060	0,289
0.080	0,307
0.100	0,371
0.150	0,599
0.200	0,856
0.300	1,38
0.400	1,89
0.500	2,38
0.600	2,84
0.800	3,69
1	4,47
1.5	6,14
2	7,55
3	9,96
4	12,1
5	14,1
6	16,1
8	20,1
10	24

Tabela 3. Coeficientes de conversão para kerma no ar por fluência para fótons monoenergéticos (ICRP,1996).

## 2.3.3. Dose Absorvida (D)

A principal grandeza física dosimétrica, a dose absorvida (D), é definida como a energia média (dE) depositada pela radiação ionizante em um determinado elemento de massa do tecido (dm):

$$D = \frac{dE}{dm} \tag{31}$$

No sistema internacional de unidades (S.I.), a unidade de dose absorvida é o gray (*Gy*), que é equivalente a 1 J/kg (ICRP, 2002).

A dose absorvida no meio é dada por:

$$D = \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{meio} \Psi \tag{32}$$

em que  $\mu_{ab}/\rho$  é o coeficiente mássico de absorção de energia para determinado meio. (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Para uma mesma fluência energética  $\Psi$  presente em dois meios ( $a \in b$ ) com diferentes coeficientes mássicos de absorção de energia,  $(\mu_{ab}/\rho)_a$  e  $(\mu_{ab}/\rho)_b$ , a razão das doses absorvidas nos dois meios, sob a condição de equilíbrio eletrônico, é dada por:

$$\frac{D_a}{D_b} = \frac{\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_a}{\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_b} = f$$
(33)

em que o fator f é a razão entre os coeficientes mássicos de absorção de energia dos meios (ATTIX, 2004)

A Figura 6 apresenta o comportamento do fator f para diversos meios. Para fótons com energias abaixo de 200 keV, o fator f para o osso indica que a dose absorvida neste órgão é maior que a dose no ar. Pode-se dizer que para energias acima de 200 keV, conforme os fatores f são próximos a 1, a dose absorvida no osso, na gordura e no músculo é praticamente a mesma que na água e no ar (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).



Figura 6. Fator f para diversos meios em função da energia do fóton (Okuno e Yoshimura, 2010).

## 2.3.4. Dose equivalente $(H_T)$ e Dose efetiva (E)

Os limites de dose são especificados em termos de grandezas de proteção radiológica definidas pela ICRP (2007), que inclui a dose equivalente em um órgão ( $H_T$ ) e a dose efetiva (E). A dose equivalente em um tecido (ou órgão) é definida como o produto da dose absorvida neste tecido ( $D_T$ ) por um fator de ponderação da radiação ( $w_R$ ):

$$H_T = w_R D_T \tag{34}$$

Os valores de  $w_R$  (Tabela 4) são baseados em dados experimentais da efetividade biológica relativa (RBE) para vários tipos de radiação, os quais levam em consideração os danos biológicos provocados por um determinado tipo de radiação no tecido. A unidade de dose equivalente no S.I. é o sievert (*Sv*) e equivale a 1 *J/kg* (ICRP, 2007).

Tipo de radiação	W <sub>R</sub>	
Fótons	1	
Elétrons e múons	1	
Prótons e píons carregados	2	
Partículas $lpha$ , fragmentos de fissão, íons pesados	20	
Nêutrons	Curva contínua em função	
Neutrons	da energia do nêutron	

Tabela 4. Fatores de ponderação para radiação<sup>1</sup> recomendados pela ICRP 103 (ICRP, 2007)

<sup>1</sup> Valores relacionados com a radiação incidente no corpo ou emitida por fontes internas

Outra grandeza de proteção radiológica é a dose efetiva (E). Ela é definida como a soma do produto das doses equivalentes ( $H_T$ ) dos órgãos e tecidos pelo respectivo fator de ponderação tecidual ( $w_T$ ):

$$E = \sum_{T} w_T H_T \tag{35}$$

Os valores de  $w_T$  são baseados em estudos epidemiológicos que abordam a indução de efeitos estocásticos em diversos tecidos e órgãos irradiados (Tabela 5). A unidade de dose efetiva no S.I. é o sievert (*Sv*), a mesma da dose equivalente (ICRP, 2007).

Tabela 5. Fatores de ponderação teciduais recomendados pela ICRP 103 (ICRP, 2007).

Órgão/Tecido	w <sub>T</sub>	$\sum_T w_T$
Medula óssea, cólon, pulmões, estômago, seios, tecidos residuais*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireoide	0,04	0,16
Tecido endosteal (ossos), cérebro, glândulas salivares, pele	0,01	0,04
Total		1,00

\* tecidos residuais: adrenais, vias respiratórias, vesícula biliar, coração, rins, nodos linfáticos, músculo esquelético, mucosa bucal, pâncreas, próstata, intestino delgado, timo e útero.

#### 2.4. Método Monte Carlo

O método Monte Carlo é um método numérico para resolução de muitos processos, sistemas e fenômenos físicos através da simulação de variáveis randômicas. Sua origem é atribuída em 1949 com a publicação do artigo dos matemáticos John von Neumann e Stanislav Ulam, entitulado "O método Monte Carlo" (METROPOLIS e ULAM, 1949). Antes de 1949, este método foi utilizado para estudos de desintegrações nucleares produzidas por partículas de alta energia (GOLDBERG, 1948). Certos problemas na estatística eram resolvidos através de amostragem randômica, entretanto, devido à simulação de variáveis randômicas manualmente ser um processo trabalhoso, o uso do método Monte Carlo como técnica numérica universal se tornou prática com o advento dos computadores (SOBOL, 1994).

A simulação do método de Monte Carlo parte do princípio de criar um modelo mais próximo possível da realidade do sistema analisado através de eventos aleatórios (ZAIDI, 2003). Por este método, o transporte de radiação através da matéria pode ser tratado como um fenômeno probabilístico, no qual os coeficientes de atenuação (seção de choque) representam a probabilidade de ocorrência de um determinado processo físico de interação da radiação com a matéria. Os eventos simulados randomicamente são as histórias das partículas, que descrevem a emissão da partícula na fonte, o seu transporte através da matéria até sua deposição de energia no meio. Uma análise detalhada dos dados simulados requer um grande número de histórias das partículas para se obter uma menor incerteza estatística e certo grau de confiança nos resultados (TURNER, 2007).

## 2.4.1. Descrição do transporte de fótons através do Método Monte Carlo

Diferentemente dos métodos determinísticos, nos quais a descrição do transporte da radiação é realizada através da resolução da equação de transporte de Boltzmann, no método Monte Carlo, os processos físicos de interação das partículas são simulados e seu comportamento médio é inferido pelo Teorema do Limite Central (CARVALHO JÚNIOR, 2007). No transporte de fótons, a probabilidade que uma interação ocorra entre x e x + dx segue uma distribuição de Poisson e é dada por:

$$p(x)dx = \mu e^{-\mu x} dx \tag{36}$$

em que  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear, representando a probabilidade de interação de um fóton por unidade de distância (cm<sup>-1</sup> ou m<sup>-1</sup>).

Para uma variável aleatória  $\gamma$  uniformemente distribuída no intervalo (0,1), existe uma variável x (distância percorrida pelo fóton até um ponto onde há interação), cuja função de distribuição acumulada obedece à relação:

$$\gamma = \int_0^x p(x) dx = 1 - e^{-\mu x}$$
(37)

ou

$$x = -\frac{\ln(1-\gamma)}{\mu} \tag{38}$$

 $(1 - \gamma)$  também é uniformemente distribuído no intervalo (0,1) e pode ser substituído por  $\gamma$ , de modo que o caminho médio entre duas interações é dado por:

$$x = -\lambda \ln(\gamma) \tag{39}$$

em que  $\lambda = \mu^{-1}$ .

A direção do fóton pode ser especificada por um vetor unitário da origem até um ponto final (*P*) na superfície de uma esfera unitária. Todas as direções possíveis são igualmente prováveis quando *P* é um ponto uniformemente distribuído na superfície da esfera, cuja probabilidade de *P* pertencer a um elemento de volume *dS* da superfície é igual a  $dS/(4\pi)$  (SOBOL, 1994).



Figura 7. Ponto P randômico em uma esfera unitária (Adaptado de Sobol, 1994).

Da Figura 7, o elemento de superfície dS pode ser escrito em coordenadas polares como:

$$dS = \operatorname{sen} \varphi d\varphi d\psi \tag{40}$$

em que  $0 \le \varphi \le \pi$ ,  $0 \le \psi \le 2\pi$ . A densidade de probabilidade do ponto  $P = (\varphi, \psi)$  é expressa por:

$$p(\varphi,\psi) = \frac{\operatorname{sen}\varphi}{4\pi} \tag{41}$$

A partir da identidade  $p(\varphi, \psi) = p_1(\varphi)p_2(\psi)$ , as densidades das variáveis independentes  $\varphi \in \psi$  são dadas por:

$$p_{1}(\varphi) = \int_{0}^{2\pi} p(\varphi, \psi) d\psi = \frac{sen \varphi}{2}$$

$$p_{2}(\psi) = \int_{0}^{\pi} p(\varphi, \psi) d\varphi = \frac{1}{2\pi}$$
(42)

Da equação (37), substituindo  $p(x) = p_2(\psi)$ , a seguinte equação é obtida:

$$\psi = 2\pi\gamma \tag{43}$$

Para simulação de  $\varphi$ , mediante  $p(x) = p_1(\varphi) e \frac{1}{2} \int_0^{\varphi} sen x \, dx = \gamma$  obtém-se:

$$\cos\varphi = 1 - 2\gamma \tag{44}$$

As equações (43) e (44) possibilitam simular direções equiprováveis no espaço a partir de valores independentes de  $\gamma$  (SOBOL, 1994).

#### 2.4.2. Incertezas no Método Monte Carlo

Para *n* histórias simuladas randomicamente, com função probabilidade p(x) cada, o valor médio da variável *x*, representado pela esperança desta variável (*Mx*) é dado por:

$$Mx = \int_{a}^{b} xp(x)dx \tag{45}$$

A estimativa do valor médio da variável randômica x através do método Monte Carlo é dada por:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} x_i \tag{46}$$

em que cada história é representada por  $x_i$  e N é o número total de histórias simuladas (CARVALHO JÚNIOR, 2007).

A variância ( $\sigma^2$ ) é o valor esperado do desvio quadrado da variável x (SOBOL, 1994) expressa por:

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N} (x_i - \bar{x})^2 \tag{47}$$

Para um grande número de histórias ( $N \gg 1$ ), o desvio padrão de  $\bar{x}$  dado pela raiz quadrada da equação (47) pode ser escrito na forma:

$$\sigma_{\bar{x}} = \frac{\sigma}{\sqrt{N}} \tag{48}$$

O cálculo do desvio padrão da energia média  $\overline{E}$  depositada pelo fóton é realizado através da equação:

$$\sigma_{\bar{E}}^2 = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^{N} (E_i - \bar{E})^2$$
(49)

em que  $E_i$  é a energia depositada pelo i-ésimo fóton (LOUREIRO, 2002). Conforme a dose absorvida está relacionada à deposição de energia nos órgãos e tecidos, o coeficiente de variação (*CV*) que está relacionado ao grau de confiabilidade dos cálculos do transporte de radiação utilizando o método Monte Carlo, é dado por:

$$CV = \frac{\sigma_{\overline{D}}}{\overline{D}} \tag{50}$$

A Tabela 6 mostra a classificação de uma grandeza calculada para os valores de *CV*, indicando alto grau de confiabilidade para valores de *CV* menores que 10% (BRIESMEISTER, 1986).

Valores de CV	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1	Descartável
0,2 a 0,5	Pouco confiável
0,1 a 0,2	Questionável
<0,1	Digna de confiança

Tabela 6. Classificação de uma grandeza calculada de acordo com os valores de CV (BRIESMEISTER, 1986).

No Anexo C, são fornecidos valores de CV para os coeficientes de conversão calculados neste trabalho.

#### 2.5. Dosimetria Computacional

Uma das formas de estimar experimentalmente a grandeza física dose absorvida (*D*) é através da leitura de dosímetros, geralmente os termoluminescentes (TLDs), posicionados nas extremidades ou no tórax de indivíduos ocupacionalmente expostos, ou em pontos específicos das fatias de simuladores físicos. Um simulador físico amplamente utilizado em proteção radiológica é o simulador Alderson-Rando (ALDERSON et al., 1962), o qual consiste em um esqueleto incorporado em um material tecido equivalente no formato do corpo humano subdividido em fatias de 2,5 cm de espessura, cada uma com furos para posicionar dosímetros TLDs (Figura 8-a).

No caso dos simuladores físicos, a dose absorvida em um órgão específico é a média de diversas medidas de dosímetros posicionados em vários pontos das fatias do simulador que correspondem ao volume do órgão. Entretanto, existe uma dificuldade na estimativa da dose absorvida em alguns órgãos que não possuem um formato regular como intestino delgado, cólon, pâncreas e estômago, ou até mesmo é impossível mensurar a dose, como exemplo na medula óssea, devido ao tamanho do órgão (KRAMER et al., 2004).



Figura 8. Simuladores (a) Alderson-Rando, (b) EVA e (c) FAX.
Na dosimetria computacional, a utilização de simuladores antropomórficos computacionais matemático ou voxel (Figura 8-b e c) acoplados a códigos de transporte de radiação utilizando o método Monte Carlo permite simular diversos cenários de exposição para estimativa de dose absorvida nos volumes de órgãos e tecidos relevantes do indivíduo exposto à radiação.

## 2.6. Coeficientes de conversão

Introduzidos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, os coeficientes de conversão relacionam grandezas físicas com grandezas de proteção radiológica, a exemplo da dose equivalente e dose efetiva em termos do kerma no ar  $(H_T/K_{ar} \ e K/K_{ar})$ , e são calculados através da simulação de cenários de exposição elaborados a partir da implementação de simuladores antropomórficos em códigos de transporte de radiação. Sob mesmas condições de exposição, o cálculo dos coeficientes de conversão é importante para estimar grandezas dosimétricas em termos de grandezas mensuráveis, a partir da multiplicação da leitura de um detector pelo correspondente coeficiente de conversão. Para uma dada energia, uma medida de kerma no ar  $(K_{ar})$  pode ser interpretada como uma medida em um órgão ou tecido, a partir da multiplicação do valor de  $K_{ar}$  pelo coeficiente de conversão  $H_T/K_{ar}$  do referente órgão ou tecido (REIS JÚNIOR, 2007).

Inicialmente os simuladores matemáticos foram utilizados na publicação 74 da ICRP (1996) para o cálculo dos coeficientes de conversão de dose absorvida nos órgãos e tecidos em termos de kerma no ar,  $D/K_{ar}$ . Na publicação 116 da ICRP (2010), os coeficientes de conversão são dados como a dose absorvida nos órgãos e tecidos em termos da fluência de partículas ( $D/\phi$ ) e são calculados utilizando simuladores voxel.

O valor dos coeficientes de conversão de dose equivalente e efetiva ( $H_T \in E$ ) em termos de grandezas físicas ( $K_{ar} \in \phi$ ) depende das características do feixe incidente (tipo, energia e direção da radiação), dos parâmetros anatômicos dos órgãos e tecidos do corpo (composição, posicionamento e tamanho), assim como do sexo do indivíduo exposto. A dependência energética dos coeficientes de conversão está associada à probabilidade da radiação sofrer diferentes processos de atenuação, espalhamento e absorção quando interage com os órgãos e tecidos de acordo com diversos parâmetros, incluindo as seções de choque de interação, o posicionamento dos órgãos e, no caso da dose efetiva, os fatores de ponderação teciduais ( $w_T$ ).

Em cenários de exposição externa à radiação indiretamente ionizante, fótons mais energéticos, consequentemente mais penetrantes, depositam energia em órgãos localizados mais internamente no corpo, ao passo que fótons com menor energia contribuem para dose em órgãos e tecidos superficiais como a pele. Este comportamento é observado na diferença entre as curvas dos coeficientes de dose na pele e na bexiga para baixas energias (Figura 9). Devido à bexiga ser um órgão mais internamente localizado no corpo, a contribuição de fótons com energias em torno de 100 keV na dose absorvida neste órgão comparada com a dose absorvida na pele é evidente.



Figura 9. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para ossos, bexiga e pele do simulador matemático utilizado pela publicação 74 da ICRP (1996).

Para fótons, o formato da curva dos coeficientes de conversão em função da energia apresenta um pico na região de 80~100 keV, devido principalmente aos ângulos de espalhamento dos fótons, maiores nessa faixa energética (ICRP, 1996). Nos órgãos superficialmente localizados (pele), este pico ocorre devido ao retroespalhemento, entretanto o mesmo é mais evidente para órgãos mais internos do corpo (ossos) devido à alta deposição energética dos fótons de 80~100 keV nesses órgãos (Figura 9). Com o aumento da energia a probabilidade de ângulos de espalhamento menores aumenta e os fótons mais penetrantes interagem menos ao atravessar os órgãos e tecidos do corpo, contribuindo para uma diminuição na curva dos coeficientes de conversão.

A dependência angular dos coeficientes de conversão está relacionada à direção do feixe incidente, que é estabelecida pela escolha da geometria de irradiação simulada. Essa dependência é vista na Figura 10, em que os coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  em função das geometrias de irradiação são ilustrados. A maior contribuição nos valores de  $E/K_{ar}$  ocorre para a geometria antero-posterior (AP) devido aos órgãos com maiores fatores de ponderação  $w_T$ , relevantes para o cálculo da dose efetiva, estarem preferencialmente localizados na região anterior do corpo.



Figura 10. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  em função das geometrias de irradiação da ICRP (1996).

# Capítulo 3

## Materiais e Métodos

## 3.1. Código Visual Monte Carlo – VMC

O Visual Monte Carlo (VMC) é um código de transporte de radiação desenvolvido em linguagem de programação Visual Basic versão 6.0 (VB6) e utilizado para o cálculo de dose em um simulador antropomórfico a partir da simulação de exposições a fontes de radiação internas ou externas (HUNT et al., 2004). O código VMC consiste basicamente num projeto formado por um conjunto de formulários e módulos, os quais contêm sub-rotinas organizadas numa estrutura lógica que permite a execução do programa para simulação de cenários de exposição.

Os formulários (frm) possuem uma interface gráfica do programa, possibilitando ao usuário uma visualização dos comandos, menus e cenário de exposição (formado pelo simulador antropomórfico e a fonte). Os principais formulários são: o *frmFirstPage*, referente à página inicial do programa (Figura 11); o *frm3D*, que está relacionado aos diferentes modos de visualização (coronal, sagital e transaxial) do cenário de exposição; o *frmDefineSource*, relacionado à definição da fonte; o e o *frmPrintReport*, relacionado ao arquivo de saída (relatório com os valores dos coeficientes de conversão calculados).



Figura 11. Interface gráfica da página inicial do código VMC com os comandos referentes ao simulador FAX nas posturas sentada (FAX Sit simulator) e vertical (FAX Up simulator).

Os módulos (mod) são utilizados para declarar procedimentos públicos (não restritos) ou privados (restritos ao módulo) em que funções públicas minimizam o trabalho da escrita do código e reduzem o tamanho do executável final. Dentre os módulos no código VMC, existem: o *modCalculations*, relacionado ao cálculo da deposição energética nos órgãos e tecidos relevantes do simulador; o **modPhotonCalculations**, relacionado ao cálculo dos vetores e cossenos diretores para o transporte de fótons; o *modCompton*, que contém a cinemática do espalhamento Compton; o *modPhantomTransport* relacionado ao transporte da radiação no simulador, no qual as interações visualizadas pelo usuário através de pontos amarelos e azuis representam, respectivamente, o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton.

A aleatoriedade dos eventos simulados é resultante do gerador de números aleatórios (ranmar) dentro do código. Números randômicos (randnum) no intervalo (0,1) são gerados e utilizados na cinemática dos processos de interação, que envolve os ângulos responsáveis pelas direções dos fótons durante a simulação do transporte na matéria.

O transporte de fótons no código VMC é baseado na aproximação kerma, na qual a energia transferida pelo fóton para um tecido é depositada no ponto de interação, ou seja, os elétrons secundários produzidos são extintos no local onde eles foram originados (ICRP, 2010). Esta aproximação kerma, na qual o transporte de elétrons secundários é desconsiderado, ocorre na condição de equilíbrio eletrônico no volume em questão, ou seja, para cada partícula carregada que sai do volume uma partícula idêntica e com mesma energia entra nele (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

## **3.2.** Simulador antropomórfico FAX

Os simuladores voxel são representações tridimensionais da anatomia humana baseados em imagens de tomografia computadorizada ou ressonância magnética de pacientes ou feitos a partir de fotografias de cadáveres (KRAMER et al., 2004). As imagens tomográficas do banco de dados passam por um processo de segmentação, no qual um número identificador (ID) é atribuído para cada pixel da imagem, em substituição ao número Hounsfield associado ao tom de cinza de cada pixel. Conforme cada fatia de imagem tomográfica possui uma espessura anatômica, cada pixel define um elemento de volume denominado voxel (*volume pixel*), de modo que um órgão ou tecido do corpo é representado pelo conjunto de voxels com mesmo ID (ICRP, 2009). A Figura 12 ilustra esquematicamente o processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas.



Figura 12. Processo de segmentação de um conjunto de imagens tomográficas.

KRAMER et al. (2004) desenvolveram o simulador antropomórfico FAX (<u>F</u>emale <u>A</u>dult vo<u>X</u>el) a partir de dois bancos de dados de imagens de tomografia computadorizada de pacientes do sexo feminino. O primeiro consiste em 151 imagens do tronco, pescoço e parte inferior da cabeça de uma mulher de 37 anos, 63,4 kg e 1,65 m de altura. Estas imagens possuem pixels de (0,073 x 0,073) cm<sup>2</sup> e 0,5 cm de espessura. O segundo banco de dados consiste em 206 imagens de uma mulher de 62 anos, com pixels de (0,07 x 0,07) cm<sup>2</sup> e 0,25 cm de espessura.

A parte superior da cabeça do VOXELMAN (ZUBAL, 2001) foi introduzida e após correções anatômicas, a FAX consiste em 453 fatias de imagens segmentadas, com 5.296.476 voxels de  $(0,36 \times 0,36 \times 0,36) = 0,046656 \text{ cm}^3$ , referente a uma mulher

adulta com 1,63 m e 62 kg. As matrizes com valores ASCII referentes a cada imagem segmentada são formadas por 74 linhas e 158 colunas.

Através do programa Scion Image<sup>©</sup> (Figura 13) é possível visualizar cada uma das fatias do simulador.



Figura 13. Interface do Scion Image.

Na Figura 14, são ilustradas as fatias 132, 134, 179 e 233 do simulador FAX na postura vertical visualizadas no programa Scion Image<sup>©</sup>.



Figura 14. Fatias correspondentes à região dos membros inferiores do simulador FAX na postura vertical.

A Figura 15 ilustra tridimensionalmente o simulador FAX na postura vertical, em que os eixos x, y e z correspondem, respectivamente, ao número de linhas, colunas e fatias do simulador.



Figura 15. Simulador FAX na postura vertical.

Na seção 3.2.2 deste trabalho, a comparação entre as massas dos órgãos do simulador FAX e da Mulher Referência (ICRP, 2002) é apresentada (Tabela 7).

## 3.2.1. Mudança de postura do simulador FAX

Utilizando o código VMC, a postura do simulador foi modificada para sentada através da rotação do conjunto de matrizes correspondentes às imagens dos membros inferiores do simulador, especificamente às fatias da coxa do simulador. Neste processo, algumas imperfeições nos órgãos e tecidos dessa região ocorreram principalmente nas fatias que correspondem às junções da perna com o tronco e da perna com o joelho. Estas imperfeições foram corrigidas através da modificação dos valores ASCII de cada matriz de imagem utilizando o programa Scion Image<sup>©</sup>. O simulador antropomórfico FAX na postura sentada contém 353 imagens (eixo z) formadas por uma matriz de 288 linhas (eixo x) e 158 colunas (eixo y) cada, com voxels de  $(0,36 \times 0,36 \times 0,36) = 0,046656$  cm<sup>3</sup> (Figura 16).



Figura 16. Simulador FAX na postura sentada.

## 3.2.2. Comparação do simulador FAX com os simuladores EVA e AF

O cálculo dos coeficientes de conversão  $D/K_{ar}$  para fótons na publicação 74 da Comissão internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 1996) utiliza o simulador matemático EVA (KRAMER et al., 1982), que representa um indivíduo do sexo feminino. Na publicação 116 (ICRP, 2010), os coeficientes de conversão  $D/\phi$  para fótons são calculados utilizando o simulador antropomórfico voxel AF (ICRP, 2009), representando um indivíduo do sexo feminino.

A partir dos coeficientes de conversão entre as grandezas kerma no ar e a fluência (Tabela 3), foi possível traçar os perfis dos coeficientes de conversão de dose em termos de kerma no ar  $(D/K_{ar})$  da publicação 116 e compará-los com os valores da publicação 74 e com os valores calculados neste trabalho, utilizando a FAX na postura vertical.

A Figura 17 ilustra simuladores matemático e voxel com suas diferenças anatômicas. Nela é possível observar a estrutura simplificada dos órgãos do simulador matemático feminino EVA enquanto que os simuladores antropomórficos FAX e AF apresentam maior realismo anatômico de um indivíduo adulto do sexo feminino.



Figura 17. Simuladores: (a) matemático EVA, (b) voxel FAX e (c) voxel AF.

A Tabela 7 apresenta a comparação entre as massas dos órgãos e tecidos da mulher referência da ICRP 89 (2002), do simulador matemático EVA e dos simuladores voxel FAX e AF.

	Mulher Referência	Simulador	Simulador	Simulador
Orgaos/Tecidos	ICRP 89 (g)	matemático EVA (g)	voxel FAX (g)	voxel AF (g)
Tecido adiposo	18000	-	15787	
Adrenais	13	12,9	13	13
Bexiga (parede)	40	45	40	40
Esqueleto	7760	8360	9071	7760
Cérebro	1300	1120	1300	1300
Seios	500	532	453	500
Cólon	680	600	674	680
Rins	275	236	275	275
Fígado	1400	1471	1400	1400
Pulmões	950	830	1396	950
Músculo	17500	-	17552	17500
Esôfago	35	39,7	34	35
Ovário	11	10,9	11	11
Pâncreas	120	79,6	118	120
Medula óssea	900	1246	855	889,1
Intestino delgado	880	849	872	880
Pele	2300	2803	4992	2721,5
Ваçо	130	144	128	130
Estômago	370	330	366	370
Timo	20	20	20	20
Tireoide	17	16,4	17	17
Útero	80	80	78	80
Massa total	60000	59193	62426	60000
Altura	163 cm	160 cm	163 cm	163 cm

Tabela 7. Massa dos órgãos e tecidos da mulher referência da ICRP 89 (2002) e dos simuladores FAX (Kramer et al., 2004), EVA (ICRP 74) e AF (ICRP 110).

Os simuladores baseados em imagens médicas (simuladores voxel FAX e AF) têm valores consistentes com os parâmetros anatômicos da mulher referência da publicação 89 (ICRP, 2002) enquanto que o simulador matemático (EVA) tem valores dos

parâmetros anatômicos diferentes, além de não possuir alguns órgãos e tecidos como cérebro, gordura (tecido adiposo) e músculo.

A Tabela 8 apresenta diferenças relativas entre as massas dos órgãos do simulador FAX com os valores de referência da ICRP 89 e com as massas do simulador AF.

Orgãos /Tacidos	Diferença relativa	Diferença relativa
Orgaos/ recidos	FAX/ICRP 89 (%)	FAX/AF (%)
Tecido adiposo	12%	-
Adrenais	-	-
Bexiga (parede)	-	-
Esqueleto	-17%	-17%
Cérebro	-	-
Seios	9%	9%
Cólon	1%	1%
Rins	-	-
Fígado	-	-
Pulmões	-47%	-47%
Músculo	-	-
Esôfago	3%	3%
Ovário	-	-
Pâncreas	2%	2%
Medula óssea	5%	4%
Intestino delgado	1%	1%
Pele	-117%	-83%
Baço	2%	2%
Estômago	1%	1%
Timo	-	-
Tireoide	-	-
Útero	3%	3%
Massa total	-4%	-4%

Tabela 8. Diferença relativa entre as massas dos órgãos e tecidos do simulador FAX, da ICRP 89 e da AF.

As maiores diferenças relativas entre os simuladores voxel FAX e AF apresentadas pelo esqueleto (17%), pulmões (47%) e pele (83%), são ocasionadas pelos diferentes ajustes realizados em cada um dos simuladores. O simulador AF apresenta voxels de 0,0176 cm<sup>3</sup> enquanto que o simulador FAX voxels de 0,046656 cm<sup>3</sup>, o que indica que, além das diferenças anatômicas do banco de dados tomográficos, existe uma diferença no número de voxels de um mesmo órgão para os dois simuladores. Por exemplo, embora as massas sejam as mesmas, a bexiga do simulador AF possui maior número de voxels e um diferente posicionamento anatômico em comparação à bexiga do simulador FAX.

## 3.3. Cenários de exposição

A elaboração dos cenários de exposição foi feita através da implementação do simulador voxel feminino FAX no código de transporte de radiação VMC nas posturas vertical e sentada. Para ambas posturas, o simulador foi irradiado por uma fonte plana de fótons monoenergéticos com energias de 10 keV a 2 MeV, considerando as geometrias de irradiação: antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direita (RLAT) e lateral esquerda (LLAT).

A Figura 18 e a Figura 19 ilustram as geometrias de irradiação da fonte plana de fótons paralelos e unidirecionais para o simulador FAX nas posturas sentada e vertical, respectivamente. Para a geometria de irradiação AP, a distância entre a fonte e o tórax do simulador na postura vertical foi ajustada para o mesmo posicionamento da fonte ao irradiar o simulador na postura sentada (42,84 cm). Em cada cenário de exposição simulado, um número total de 10<sup>8</sup> histórias dos fótons foi considerado para manter o erro estatístico dentro de 5%.



Figura 18. Geometrias de irradiação do simulador FAX na postura sentada.



Figura 19. Geometrias de irradiação do simulador FAX na postura vertical.

## 3.4. Cálculo dos coeficientes de conversão

No caso de uma fonte plana, a fluência de fótons é calculada pela razão entre o número total de histórias dos fótons simulado (dN) e a área de irradiação (da), a qual depende da geometria utilizada e da postura do simulador. Para as geometrias de irradiação AP e PA, nas quais o feixe de fótons paralelos e unidirecionais incide na frente e nas costas do simulador, respectivamente, a área de irradiação é igual a (57,24 x 163,44) cm<sup>2</sup> para a FAX na postura vertical e (57,24 x 127,44) cm<sup>2</sup> para a FAX

na postura sentada. Para as geometrias de irradiação LLAT e RLAT, em que o feixe de fótons paralelos e unidirecionais incide pelo lado esquerdo e direito do simulador, respectivamente, a área de irradiação é igual a  $(27 \times 163,44)$  cm<sup>2</sup> para a FAX vertical e  $(71,64 \times 127,44)$  cm<sup>2</sup> para a FAX sentada. A Figura 20 ilustra as diferentes áreas de irradiação para o simulador FAX nas posturas vertical e sentada.



Figura 20. Áreas de irradiação das geometrias unidirecionais (AP, PA, RLAT e LLAT) para o simulador FAX nas posturas (a) vertical e (b) sentada.

Para cada geometria de irradiação, a grandeza kerma foi determinada através da multiplicação dos valores da fluência de fótons pelo respectivo coeficiente fornecido pela Tabela 3. De acordo com a Tabela 4, para fótons ( $w_R = 1$ ) a dose equivalente ( $H_T$ ) de um órgão ou tecido é igual à dose absorvida (D) no mesmo. Assim, os coeficientes de conversão de dose equivalente por kerma no ar ( $H_T/K_{ar}$ ) são calculados a partir da determinação da dose absorvida nos órgãos e tecidos do simulador FAX, que está relacionada à deposição energética do feixe de fótons em cada um deles. Conforme os

coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  foram calculados para 21 órgãos e tecidos relevantes do simulador FAX, uma reponderação dos fatores  $w_T$  para alguns órgãos foi realizada para o cálculo dos coeficientes de conversão de dose efetiva em termos do kerma no ar  $(E/K_{ar})$ .

A Tabela 9 mostra os fatores de ponderação teciduais ( $w_T$ ) para os órgãos do simulador FAX. Em comparação aos valores da ICRP 103 (Tabela 5), os fatores  $w_T$  de cada tecido residual foram ajustados para 0,015, enquanto que para ossos, cérebro e pele, o fator  $w_T$  foi ajustado para 0,013.

Γabela 9. Reponderação dos fatores w <sub>2</sub>	dos órgãos e tecidos	relevantes do simulador FAX.
---	----------------------	------------------------------

Órgão/Tecido	W <sub>T</sub>	$\sum_T w_T$
Medula óssea, cólon, pulmões, estômago, seios	0,12	0,6
Tecidos residuais*	0,015	0,12
Gônadas (ovários)	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireoide	0,04	0,16
Ossos, cérebro, pele	0,013	0,04
Total		1,00

\* tecidos residuais: adrenais, rins, músculo, pâncreas, baço, intestino delgado, timo e útero.

A diferença relativa entre os coeficientes de conversão para as posturas vertical  $(CC_{vertical})$  e sentada  $(CC_{sentada})$  do simulador FAX é calculada pela equação:

$$Diferença Relativa = \frac{(CC_{vertical} - CC_{sentada})}{CC_{vertical}} * 100\%$$
(51)

# Capítulo 4

## Resultados e Discussão

## 4.1. Aperfeiçoamento do simulador FAX na postura sentada

Devido às correções anatômicas, alguns órgãos da região inferior do simulador FAX na postura sentada apresentaram diferenças no número de voxels com relação à FAX na postura vertical (Tabela 10). O aperfeiçoamento desses órgãos foi realizado através da remoção ou acréscimo de voxels do simulador FAX na postura sentada, de modo que o número de voxels destes órgãos em ambas as posturas foi igualado. Assim, a diferença relativa de cada órgão apresentada na Tabela 10 foi zerada.

		Número	de voxels	Diferença Relativa	
ID	Órgão	FAX: postura	FAX: postura		
		sentada	vertical	(70)	
49	Pele	103438	98162	5,4	
52	Músculo	376696	358291	5,1	
99	Gordura	394255	356189	10,7	
108	Tecido mole	39124	39293	-0,4	
110	Osso	107244	101260	5,9	
111	Medula óssea	19111	18706	2,2	
121	Sangue	85204	83875	1,6	

Tabela 10. Diferença relativa entre o número de voxels dos órgãos do simulador FAX nas posturas sentada e vertical antes do aperfeiçoamento.

A Figura 21 ilustra as fatias 126, 135, 149 e 151 do simulador FAX na postura sentada antes e após o aperfeiçoamento das estruturas anatômicas.



Figura 21. Fatias correspondentes à região dos membros inferiores do simulador FAX na postura sentada antes e depois do aperfeiçoamento.

# 4.2. Coeficientes de conversão do simulador FAX e das publicações 74 e 116 da ICRP

A Figura 22 mostra a comparação dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para a pele, calculados pelas publicações 74 e 116 da ICRP e por este trabalho para a geometria de irradiação AP. A diferença entre as curvas dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  é observada para fótons com energia superior a 400 keV. Nessa faixa energética, nem todos os elétrons liberados na pele são absorvidos localmente resultando numa diminuição dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  calculados pela publicação 116 comparados com os  $H_T/K_{ar}$  da publicação 74 e deste trabalho, os quais utilizam a aproximação kerma.



Figura 22. Comparação dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para pele do simulador FAX e das publicações 74 e 116 da ICRP para geometria de irradiação AP.

Devido às diferenças anatômicas entre o simulador matemático EVA e os simuladores voxel FAX e AF, maiores valores dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  nos pulmões para geometria RLAT são observados para o simulador matemático. Isto se deve a maior blindagem dos pulmões pelas costelas nos simuladores voxel, reduzindo os coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  dos simuladores FAX e AF (Figura 23).



Figura 23. Comparação dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para os pulmões do simulador FAX e das publicações 74 e 116 da ICRP para geometria de irradiação RLAT.

Embora sejam simuladores voxel, a FAX e a AF apresentam diferentes volumes e posições anatômicas de órgãos devido aos diferentes bancos de dados tomográficos e também às dimensões dos voxels de cada simulador. Para a geometria de irradiação AP, os coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  na bexiga ( $w_T = 0,04$ ) para o simulador FAX são menores que os valores de  $H_T/K_{ar}$  do simulador AF (Figura 24), devido ao maior volume da bexiga do simulador AF e da posição anatômica mais frontal em comparação à bexiga do simulador FAX (Figura 25).



Figura 24. Comparação dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para bexiga do simulador FAX e das publicações 74 e 116 da ICRP para geometria de irradiação AP.



Figura 25. Posição e tamanho da bexiga dos simuladores voxel AF (fatia 187) e FAX (fatia 239).

Na Figura 26 são comparadas as curvas dos coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  do simulador FAX na postura vertical para as geometrias de irradiação unidirecionais (AP, PA, RLAT e LLAT). As curvas dos coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  do simulador AF e do simulador EVA para as geometrias de irradiação unidirecionais são apresentadas, respectivamente, na Figura 27 e na Figura 28.

Para todas as geometrias de irradiação unidirecionais, as curvas dos coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  do simulador FAX apresentam concordância com as curvas de  $E/K_{ar}$  dos simuladores AF e EVA. A geometria AP apresentou os maiores valores de  $E/K_{ar}$  devido os órgãos e tecidos com maiores fatores de ponderação teciduais ( $w_T$ ) estarem preferencialmente localizados na região frontal de ambos simuladores.



Figura 26. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para o simulador FAX na postura vertical irradiado nas geometrias unidirecionais.



Figura 27. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para o simulador AF na postura vertical irradiado nas geometrias unidirecionais.



Figura 28. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para o simulador EVA na postura vertical irradiado nas geometrias unidirecionais.

## 4.3. Coeficientes de conversão do simulador FAX nas posturas vertical e sentada

No intervalo de energia do fóton simulado, de 10 keV a 2 MeV, o processo de deposição de energia nos órgãos e tecidos do simulador FAX ocorreu principalmente através de dois processos de interação: o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton.

Para todas as geometrias de irradiação unidirecionais (AP, PA, RLAT e LLAT), a diferença relativa entre os coeficientes de conversão de dose nos órgãos da região da cabeça (Figura 29) e do tórax (Figura 30) do simulador FAX não ultrapassaram 6%. Esta diferença relativa é esperada devido à semelhança anatômica destes órgãos quando o simulador é irradiado em ambas as posturas vertical e sentada.



Figura 29. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para cérebro do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para as geometrias AP, PA, RLAT e LLAT.



Figura 30. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para pulmões do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para as geometrias AP, PA, RLAT e LLAT .

As tabelas com todos os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  e  $E/K_{ar}$ , assim como os valores das diferenças relativas, em função das geometrias de irradiação, calculados neste trabalho são apresentados no Anexo A.

No Anexo B, estão presentes as figuras das comparações dos perfis das curvas dos coeficientes de conversão  $H/K_{ar}$  e  $E/K_{ar}$  em função das geometrias de irradiação consideradas para o simulador FAX nas posturas vertical e sentada.

#### 4.3.1. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para geometria AP

A dependência energética dos processos de interação de fótons com a matéria é visualizada no programa VMC conforme ilustra a Figura 31, na qual uma fonte plana de fótons monoenergéticos com energias de 10 keV, 100 keV e 2 MeV incidentes na geometria de irradiação AP é simulada. Para baixas energias dos fótons incidentes, há predominância de efeito fotoelétrico (pontos em amarelo), enquanto que aumentando a energia dos fótons, o efeito Compton prevalece (pontos em azul).



Figura 31. Cenários de exposição do simulador FAX na postura sentada irradiado por fótons de (a) 10 keV (b) 100 keV e (c) 2 MeV na geometria AP.

Para a geometria de irradiação AP, as diferenças nas curvas dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  das posturas vertical e sentada são notadas para os órgãos da região abdominal inferior do simulador FAX, tais como ovários, bexiga e útero (Figura 32). Nos ovários, a diferença relativa varia de 71% (para fótons de 20 keV) a 29% (2 MeV). Na bexiga, a diferença relativa varia de 17% (20 keV), aumenta para 39% (60 keV) e diminui para 5% (2 MeV). A diferença relativa no útero aumenta de 18% (20 keV) para 37% (60 a 100 keV) e reduz para 5% (2 MeV). Estas diferenças relativas são significantes

devido aos diferentes processos de espalhamento, atenuação e absorção dos fótons com os membros inferiores do simulador quando a postura é modificada.

A Figura 32 ilustra o perfil da curva dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para os órgãos da região abdominal inferior, que apresentam menor dose para a postura sentada. Isto se deve à blindagem que os ovários, o útero e a bexiga sofrem pelas pernas do simulador, as quais estão posicionadas à frente destes órgãos quando o simulador é irradiado na postura sentada (Figura 33). Assim, a energia do feixe de fótons é parcialmente depositada nas pernas do simulador FAX, reduzindo os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para os órgãos da região abdominal.



Figura 32. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para ovários, bexiga e útero do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para a geometria AP.



Figura 33. Posição dos órgãos da região abdominal do simulador FAX nas posturas (a) vertical e (b) sentada.

Para uma mesma postura, o posicionamento anatômico do útero (Figura 33) reflete em valores de  $H_T/K_{ar}$  menores (Figura 32), visto que este órgão sofre uma blindagem adicional devido à localização anatômica da bexiga. Devido ao pequeno tamanho, os ovários apresentam valores de  $H_T/K_{ar}$  menores que os da bexiga, porém, a contribuição nestes valores deve-se ao espalhamento dos fótons com energias no intervalo de 80 keV a 100 keV nos órgãos vizinhos aos ovários, como a bexiga. Os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para bexiga são maiores que os outros dois órgãos da região abdominal devido este órgão estar mais superficialmente localizado que os demais.

A Figura 34 apresenta os coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para músculo, ossos e medula óssea. No intervalo de baixas energias, a diferença relativa para o músculo aumenta de 15% (10 keV) para 31% (50 keV), enquanto que para fótons com energias acima de 50 keV varia de 30% (100 keV) a 22% (2 MeV). Nos ossos, a diferença relativa varia de 7% (15 keV) a 21% (100 keV) e diminui para 15% (2 MeV). A diferença relativa

para medula óssea varia de 7% (15 keV) para 14% (50 keV), alcançando 17% (100 keV) e diminui para 13% (2 MeV).

A mudança de postura do simulador FAX provoca uma diferente distribuição dos voxels referentes aos órgãos e tecidos das pernas do simulador, de modo que a área da coxa do simulador na postura vertical é maior que a da postura sentada (Figura 33). Para uma fatia da coxa do simulador na postura sentada (Figura 21), a disposição dos voxels de músculo, ossos e medula óssea também ocasiona uma blindagem desses órgãos por eles próprios, comparando com uma fatia da coxa do simulador na postura vertical (Figura 14). As diferenças relativas para músculo, ossos e medula óssea refletem uma redução na interação dos fótons com a parte superior da coxa do simulador na postura sentada, reduzindo assim as doses nesses órgãos e consequentemente os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$ .



Figura 34. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para músculo, ossos e medula óssea do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para a geometria AP.

## 4.3.2. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para geometria PA

Quando o simulador FAX é irradiado unidirecionalmente pelas costas, a mudança de postura ocasiona diferenças relativas significativas para pele, músculo e ossos. Nos cenários de irradiação PA com fótons de energias de 10 keV a 40 keV, a diferença relativa para a pele varia de 25% a 22%, respectivamente, e para fótons com energias acima de 50 keV (20%), varia de 21% (60 keV) a 12% (2 MeV). No músculo, a diferença relativa aumenta de 4% (10 keV) para 22% (50 a 80 keV) e diminui para 14% (2 MeV). A diferença relativa para os ossos varia de 2% (10 keV) para 10% (60 keV), alcançando 12% (100 keV) e diminui para 10% (2 MeV).

Essas diferenças relativas ocorreram devido ao simulador na postura sentada estar com suas pernas mais afastadas da fonte, o que influenciou na redução da interação e deposição de energia do feixe de fótons na pele, no músculo e nos ossos (Figura 35).



Figura 35. Redução da região de interação dos fótons incidentes na geometria PA quando a postura do simulador FAX é modificada para sentada.

Para pele, as maiores diferenças são para baixas energias devido a maior influência destes fótons nos valores de dose equivalente, consequentemente nos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  (Figura 36). A comparação das curvas dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para o músculo é ilustrada na Figura 37. A Figura 38 apresenta a comparação das curvas dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para o músculo é ilustrada na Figura 37. A Figura 38 apresenta a comparação das curvas dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para os ossos, as quais apresentam maiores valores na faixa energética de 50 a 100 keV devido ao processo de retroespalhamento, que contribui para o aumento da dose absorvida neste órgão, evidenciando o pico no gráfico.



Figura 36. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para pele do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para a geometria PA.



Figura 37. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para músculo do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para a geometria PA.



Figura 38. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para ossos do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para a geometria PA.

#### 4.3.3. Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ para geometrias RLAT e LLAT

Para as geometrias de irradiação laterais (RLAT e LLAT), as diferenças relativas entre os coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para os órgãos relevantes do simulador FAX nas posturas vertical e sentada não foram significantes (menores que 6%), com exceção dos ovários, da bexiga e do útero que para fótons de 100 keV apresentaram diferenças relativas de 16%, 21% e 16% respectivamente. Os valores de  $H_T/K_{ar}$  para postura sentada foram maiores que os valores para postura vertical. Isto se deve à proximidade dos órgãos da região abdominal com as coxas do simulador na postura sentada, resultando numa contribuição extra por retroespalhamento para essa postura.

A comparação das curvas dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para o baço, estômago e fígado do simulador FAX em ambas as posturas mudando a geometria de irradiação lateral, é ilustrada na Figura 39, Figura 40 e Figura 41, respectivamente.



Figura 39. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para baço do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para as geometrias RLAT e LLAT.

A diferença nas curvas dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  se deve ao baço e ao estômago estarem preferencialmente localizados no sagito esquerdo do simulador enquanto que o fígado tem seu posicionamento anatômico no sagito direito do simulador (Figura 42).

Para baço e estômago, o perfil das curvas do simulador FAX em ambas as posturas irradiado na geometria RLAT apresenta um aumento dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para fótons com energias acima de 200 keV. Isto ocorre devido aos fótons mais penetrantes depositarem sua energia nos volumes dos órgãos localizados no sagito esquerdo do simulador, contribuindo para um aumento da dose absorvida nestes órgãos. No caso do fígado, este comportamento ocorre para a geometria de irradiação LLAT.



Figura 40. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para estômago do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para as geometrias RLAT e LLAT.



Figura 41. Coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para fígado do simulador FAX nas posturas vertical e sentada para as geometrias RLAT e LLAT.



Figura 42. Fatia do simulador FAX mostrando as posições anatômicas do fígado, estômago e baço.

## 4.3.4. Coeficientes de conversão $E/K_{ar}$ para todas as geometrias

Os perfis das curvas dos coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  das posturas vertical e sentada do simulador FAX são ilustrados para as geometrias AP (Figura 43), PA (Figura 44), RLAT (Figura 45) e LLAT (Figura 46). A dependência energética de  $E/K_{ar}$  é determinada por diversos parâmetros, incluindo a localização anatômica dos órgãos, os fatores de ponderação teciduais ( $w_T$ ) e as geometrias de irradiação.

A diferença entre os valores de  $E/K_{ar}$  para as posturas vertical e sentada em função da energia dos fótons, mais evidente para a geometria AP (Tabela 11), indica que a mudança de postura do simulador modifica a dose absorvida em órgãos com fatores  $w_T$  relevantes, situados na porção anterior do simulador.

	Coeficientes de conversão $E/K_{ar}$ (Sv/Gy)							
Energia do	AP		ΡΑ		RLAT		LLAT	
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0036	0,0026	0,0022	0,0016	0,0015	0,0015	0,0015	0,0015
0.015	0,0257	0,0234	0,0050	0,0041	0,0088	0,0089	0,0088	0,0089
0.020	0,0866	0,0821	0,0128	0,0117	0,0318	0,0321	0,0318	0,0321
0.030	0,3510	0,3251	0,0876	0,0853	0,1301	0,1314	0,1301	0,1314
0.040	0,6703	0,6173	0,2562	0,2571	0,2716	0,2762	0,2716	0,2762
0.050	0,9841	0,8985	0,4727	0,4785	0,4268	0,4401	0,4268	0,4401
0.060	1,1628	1,0572	0,6469	0,6583	0,5312	0,5481	0,5312	0,5481
0.080	1,2808	1,1631	0,8213	0,8343	0,6225	0,6492	0,6225	0,6492
0.100	1,2539	1,1339	0,8593	0,8743	0,6365	0,6631	0,6365	0,6631
0.200	1,0925	0,9949	0,8235	0,8384	0,6149	0,6378	0,6149	0,6378
0.400	1,0067	0,9276	0,8107	0,8263	0,6343	0,6535	0,6343	0,6535
0.500	0,9916	0,9181	0,8150	0,8288	0,6487	0,6675	0,6487	0,6675
0.600	0,9859	0,9183	0,8224	0,8348	0,6642	0,6812	0,6642	0,6812
0.800	0,9764	0,9139	0,8324	0,8450	0,6878	0,7055	0,6878	0,7055
1.0	0,9721	0,9136	0,8404	0,8568	0,7132	0,7259	0,7132	0,7259
1.5	0,9686	0,9179	0,8623	0,8796	0,7530	0,7651	0,7530	0,7651
2.0	0,9681	0,9221	0,8756	0,8915	0,7815	0,7911	0,7815	0,7911

Tabela 11. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para o simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT e LLAT.
Para fótons com energias de 10 keV, o coeficiente de conversão  $E/K_{ar}$ apresentou diferenças relativas de 27% e 25% para as geometrias de irradiação AP e PA, respectivamente. Para geometria de irradiação AP, os valores dos coeficientes  $H_T/K_{Ar}$ dos seios ( $w_T = 0,12$ ) e da pele ( $w_T = 0,013$ ) contribuíram, respectivamente, em até 70% (15 keV) e 59% (10 keV) da dose efetiva do simulador FAX na postura vertical.



Figura 43. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para as posturas vertical e sentada do simulador FAX irradiado na geometria AP.



Figura 44. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para as posturas vertical e sentada do simulador FAX irradiado na geometria PA.

Para as geometrias de irradiação laterais (RLAT e LLAT), as diferenças relativas dos coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  não ultrapassam 4% (100 keV). Para fótons de 100 keV, os valores dos coeficientes  $H_T/K_{Ar}$  dos pulmões ( $w_T = 0,12$ ) contribuíram com 10% (RLAT) e 9% (LLAT) no valor da dose efetiva do simulador FAX nas posturas vertical e sentada. Para a mesma energia, fígado ( $w_T = 0,04$ ) e estômago ( $w_T = 0,12$ ) contribuíram com 7% (RLAT) e 18% (LLAT) na dose efetiva para ambas posturas do simulador.



Figura 45. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para as posturas vertical e sentada do simulador FAX irradiado na geometria RLAT.



Figura 46. Coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  para as posturas vertical e sentada do simulador FAX irradiado na geometria LLAT.

# Capítulo 5

#### Conclusão

Cenários de exposição foram elaborados utilizando o código de transporte Visual Monte Carlo e um simulador voxel adulto feminino (FAX), implementado nas posturas vertical e sentada. Dependendo da postura na qual o simulador é implementado no código de transporte de radiação, os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para órgãos e tecidos relevantes do simulador variam devido a diferenças anatômicas proporcionadas pela mudança de postura.

Para as geometrias de irradiação unidirecionais (AP, PA, RLAT e LLAT), a diferença relativa entre os coeficientes de conversão de dose nos órgãos da região da cabeça e do tórax do simulador FAX não foram relevantes devido à semelhança anatômica destes órgãos quando o simulador é irradiado em ambas as posturas vertical e sentada.

Para geometria de irradiação AP, diferenças relativas de até 71% (ovários) entre os coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  para diferentes posturas são observadas nos órgãos da região abdominal inferior devido à blindagem desses órgãos pelas pernas do simulador quando a postura é modificada para sentada. Nos cenários de irradiação PA, diferenças relativas significativas para pele, músculo e ossos foram ocasionadas devido às pernas do simulador na postura sentada estarem mais afastadas da fonte, reduzindo a interação e deposição de energia do feixe de fótons nesses órgãos.

A dependência energética dos coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$  é determinada pela localização anatômica dos órgãos, pelos fatores de ponderação teciduais ( $w_T$ ) e geometrias de irradiação. A geometria de irradiação AP apresentou diferenças mais evidentes entre as curvas de  $E/K_{ar}$  para diferentes posturas, devido uma mudança na dose absorvida nos órgãos com fatores de ponderação teciduais ( $w_T$ ) relevantes que contribuem para doses efetivas diferentes.

A comparação entre os coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  e  $E/K_{ar}$  do simulador FAX na postura vertical com os coeficientes de conversão calculados pelas publicações 74 e 116 da ICRP mostram que as diferenças entre os valores calculados são ocasionadas pelas diferenças anatômicas entre os simuladores matemático e voxel, pela utilização da aproximação kerma, além de diferenças anatômicas entre os simuladores voxel devido aos diferentes dados tomográficos.

Os processos físicos de interação dos fótons com os órgãos e tecidos do corpo humano podem ser diferentes para postura vertical em relação à postura sentada do simulador. Assim, o cálculo dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  e  $E/K_{ar}$  utilizando simuladores antropomórficos em diferentes posturas é importante para uma estimativa mais precisa da dose em indivíduos submetidos a cenários reais de exposição à radiação.

Devido à importância da postura do simulador na estimativa de dose absorvida nos órgãos relevantes, a modificação de postura de outros simuladores, como os simuladores voxel AF e AM da publicação 110 da ICRP (2009), através do procedimento realizado neste trabalho, possibilita estudos futuros sobre o cálculo dos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  e  $E/K_{ar}$ .

### **Referências Bibliográficas**

ALDERSON, S.W., Lanzl, L.H., Rollins, M., Spira, J., 1962. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. Am. J. Roentgenol. 87, 185.

ATTIX, F.H, 2004. Introduction to Radiological Dosimetry. 2nd ed, New York, N.Y.: John Wiley & Sons.

BRIESMEISTER, J.F., 1986. *MCNP* – A general Monte Carlo code for neutron and photon transport. Los Alamos National Laboratory, report LA – 7396.

BUSHBERG, J.T., Seibert, J.A., Leitholdt, E.M., Boone, J.M., 2002. *The essential physics of medical imaging.* 2nd ed, Lippincott Williams & Wilkins.

CARVALHO JÚNIOR, A.B., 2007. *Aplicação do método Monte Carlo para cálculo da dose efetiva em indivíduos expostos a pacientes submetidos a iodoterapia*. Tese de doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro.

GIBBS, S.J., Pujol, A., Chen, T.S., Malcolm, A.W., James, A.E., 1984. Patient risk from interproximal radiography. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 58:347-354

HUNT, J.G., Silva, F.C., Mauricio, C.L., 2004. *The validation of Voxel phantoms and Monte Carlo methods applied to external irradiations*. Radiation Prot. Dosim. 108 (1), 85-89.

ICRP, 2010. *Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures*. ICRP Publication 116, Ann. ICRP 40 (2–5).

ICRP, 2009. *Adult reference computational phantoms*. ICRP Publication 110. Ann. ICRP 39 (2).

ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2–4). ICRP, 2002. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3/4).

ICRP, 1996. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation.

ICRP Publication 74. Ann. ICRP 26 (3/4).

KLEIN, O, NISHINA, Y., 1929. Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantendynamik von Dirac. Z. Phys. <u>doi:10.1007/BF01366453</u>

KNOLL, G.F., 2000. *Radiation Detection and Measurement*. 3rd ed., New York, N.Y.: John Wiley & Sons.

KRAMER, R., Khoury, H.J., Vieira, J.W., Loureiro, E.C.M., Lima, V.J.M., Lima, F.R.A., Hoff, G., 2004. All about FAX: a female adult voxel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. Phys. Med. Biol. 49, 5203-5216.

KRAMER, R., Zankl, M., Williams, G., Drexler, G., 1982. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods, Part I: The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms. Neuherberg, Germany: GSF-Report S-885, GSF-National Research Center for Environment and Health.

LOUREIRO, E.C.M., 2002. *Construção de simuladores baseados em elementos de volume a partir de iagens tomográficas coloridas.* Tese de doutorado. Universidade Federal de Pernambuco.

METROPOLIS, N. and Ulam, S., 1949. *The Monte Carlo method*. J. Am. Stat. Assoc., 44, N 247, 335-341.

OKUNO, E., Yoshimura, E.M., 2010. Física das radiações. São Paulo: Oficina de textos.

OLSHER, R.H., Riper, K.A.V., 2005. *Application of a sitting MIRD phantom for effective dose calculations*. Radiation Prot. Dosim. 116 (1-4), 392-395

PATNI, H.K., Nadar, M.Y., Akar, D.K., Bhati, S., Sarkar, P.K., 2011. Selected organ dose conversion coefficients for external photons calculated using ICRP adult voxel phantoms and Monte Carlo code FLUKA. Radiation Prot. Dosim. 147 (3), 406-416.

PODGORSAK, E.B., 2005. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. IAEA, Vienna.

POWSNER, R.A., Powsner, E.R., 2006. *Essential nuclear medicine*. 2nd ed., Oxford, UK: Blackwell Publishing Ltd.

REIS JÚNIOR, J.P., 2007. Cálculos dos coeficientes de conversão para dose efetiva em termos de kerma no ar para fótons utilizando simulador antropomórfico de voxels e o cógigo MCNPX. Dissertação de mestrado. Universidade Federal do Rio de Janeiro.

SCION IMAGE<sup>©</sup> for Windows 95/98, Windows 2000, and Windows NT 4.0 version alpha 4.0.3.2. National Institutes of Health. USA. Scion Corporation, 2000-2001. Web site: <a href="http://www.scioncorp.com/">http://www.scioncorp.com/</a>.

SNYDER, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G., Fisher, H.L., 1969. *Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, MIRD Pamphlet No. 5.* Society of Nuclear Medicine, New York.

SOBOL, I.M., 1994. A primer for the Monte Carlo method. 4th ed. Florida, CRC Press.

SU, L., Han, B., Xu, X.G., 2012. *Calculated organ equivalent doses for individuals in a sitting posture above a contaminated ground and PET imaging room*. Radiation Prot. Dosim. 148 (4), 439-443.

TURNER, J.E., 2007. Atoms, Radiation, and Radiation Protection. 3rd ed. Weinheim: Wiley-VCH.

ULAM, S.M., Neumann J.V., 1947. *On combination of stochastic and deterministic processes*. Bull. Amer. Math Soc. 53 1120.

WILSON, J.W., 2004. Construção de um modelo computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantomas voxel. Tese de doutorado. Universidade Federal de Pernambuco.

ZAIDI, H., 2003. *Therapeutic applications of Monte Carlo calculations in nuclear medicine*. London: Institute of Physics Publishing, 133-153.

ZUBAL, I.G., 2001. The Zubal Phantom Data, Voxel-Based Anthropomorfic Phantoms. http://noodle.med.yale.edu/phantom

## **ANEXO A**

Neste Anexo são apresentados:

- Os valores dos coeficientes de conversão *H/K<sub>ar</sub>* dos 21 órgãos relevantes do simulador FAX em ambas posturas vertical e sentada, calculados para as geometrias de irradiação AP (Tabela A. 1 a Tabela A. 3), PA (Tabela A. 5 a Tabela A. 7), RLAT (Tabela A. 9 a Tabela A. 11) e LLAT (Tabela A. 13 a Tabela A. 15)
- As diferenças relativas dos coeficientes de conversão *H/K<sub>ar</sub>* para as geometrias AP (Tabela A. 4), PA (Tabela A. 8), RLAT (Tabela A. 12) e LLAT (Tabela A. 16)
- Os valores dos coeficientes de conversão *E/K<sub>ar</sub>* em função das geometrias de irradiação AP, PA, RLAT e LLAT (Tabela A. 17)
- As diferenças relativas dos coeficientes de conversão *E / K<sub>ar</sub>* em função das geometrias de irradiação AP, PA, RLAT e LLAT (Tabela A. 18).

					C	oeficientes	de conver	são $H_T/K_a$	r (Sv/Gy)					
Energia do	Ová	rios	Medul	a óssea	Có	lon	Puln	nões	Estôi	nago	Be	kiga	Se	ios
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0002	0,0002	0,0000	0,0000	0,0001	0,0001	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0117	0,0095
0.015	0,0000	0,0000	0,0019	0,0018	0,0031	0,0027	0,0073	0,0069	0,0007	0,0007	0,0001	0,0001	0,1498	0,1408
0.020	0,0054	0,0016	0,0057	0,0055	0,0507	0,0446	0,0519	0,0503	0,0293	0,0286	0,0153	0,0126	0,4156	0,4046
0.030	0,1800	0,0700	0,0400	0,0400	0,3800	0,3400	0,3000	0,2900	0,3300	0,3200	0,2700	0,2000	0,9500	0,9400
0.040	0,5200	0,2600	0,1400	0,1200	0,7700	0,7000	0,6000	0,5900	0,7500	0,7500	0,6700	0,4400	1,2400	1,2400
0.050	0,8500	0,4400	0,2800	0,2400	1,1300	1,0200	0,8800	0,8700	1,1500	1,1400	1,0500	0,6600	1,5300	1,5200
0.060	1,1000	0,5800	0,4300	0,3600	1,3200	1,1900	1,0400	1,0400	1,3700	1,3800	1,2800	0,7800	1,6100	1,6100
0.080	1,2500	0,6800	0,6200	0,5200	1,4400	1,2900	1,1600	1,1500	1,5000	1,5000	1,4300	0,8800	1,6200	1,6300
0.100	1,2500	0,6700	0,7200	0,6000	1,3900	1,2400	1,1400	1,1400	1,4400	1,4400	1,4200	0,8900	1,5400	1,5500
0.200	1,1000	0,6200	0,8000	0,6600	1,1800	1,0600	1,0200	1,0200	1,1900	1,2000	1,2100	0,8200	1,3100	1,3200
0.400	1,0100	0,6000	0,8100	0,6800	1,0600	0,9700	0,9600	0,9600	1,0600	1,0700	1,0800	0,8200	1,1800	1,1800
0.500	0,9900	0,5900	0,8200	0,6900	1,0400	0,9500	0,9500	0,9500	1,0300	1,0500	1,0500	0,8400	1,1500	1,1600
0.600	1,0000	0,6300	0,8200	0,7000	1,0200	0,9500	0,9500	0,9500	1,0200	1,0400	1,0500	0,8500	1,1400	1,1400
0.800	0,9600	0,6200	0,8400	0,7100	1,0100	0,9400	0,9500	0,9500	1,0000	1,0100	1,0200	0,8700	1,1100	1,1200
1.0	0,9700	0,6500	0,8400	0,7200	1,0000	0,9300	0,9500	0,9500	0,9900	1,0100	1,0000	0,8800	1,1000	1,1000
1.5	0,9300	0,6500	0,8600	0,7500	0,9900	0,9400	0,9500	0,9500	0,9800	0,9900	0,9900	0,9300	1,0800	1,0800
2.0	0,9400	0,6700	0,8800	0,7700	0,9800	0,9400	0,9500	0,9500	0,9800	0,9800	0,9800	0,9300	1,0600	1,0700

Tabela A. 1. Coeficientes de conversão de dose para ovários, medula óssea, cólon, pulmões, estômago, bexiga e seios do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria AP.

					C	Coeficiente	s de conve	rsão H <sub>T</sub> /K	ar (Sv/Gy	)				
Energia do	Fíg	ado	Esô	fago	Tire	oide	Pe	ele	Adre	enais	Cér	ebro	Intestino	delgado
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0001	0,0001	0,1586	0,1064	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
0.015	0,0026	0,0024	0,0002	0,0002	0,0324	0,0308	0,3193	0,2467	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0012	0,0008
0.020	0,0352	0,0342	0,0103	0,0098	0,1993	0,1935	0,4313	0,3573	0,0002	0,0002	0,0012	0,0012	0,0315	0,0248
0.030	0,2900	0,2800	0,1500	0,1400	0,7000	0,6900	0,6300	0,5500	0,0300	0,0400	0,0500	0,0500	0,3200	0,2700
0.040	0,6500	0,6500	0,3900	0,3800	1,1900	1,1800	0,7500	0,6600	0,1700	0,1900	0,2500	0,2500	0,7300	0,6500
0.050	1,0000	0,9900	0,6500	0,6500	1,6100	1,6500	0,9100	0,8000	0,3800	0,3700	0,5600	0,5500	1,1000	0,9900
0.060	1,2000	1,2000	0,8300	0,8300	1,7400	1,7300	0,9800	0,8700	0,5400	0,5400	0,8100	0,8000	1,3200	1,1900
0.080	1,3200	1,3200	1,0100	1,0100	1,7200	1,7600	1,0500	0,9300	0,7200	0,7200	1,0800	1,0700	1,4500	1,3100
0.100	1,2800	1,2800	1,0100	1,0100	1,6000	1,5900	1,0500	0,9400	0,7300	0,7600	1,1600	1,1500	1,4100	1,2700
0.200	1,0800	1,0800	0,9300	0,9200	1,3000	1,3100	1,0000	0,9100	0,7100	0,7100	1,1900	1,1800	1,1800	1,0800
0.400	0,9800	0,9900	0,8900	0,8800	1,1800	1,1800	0,9600	0,9000	0,7300	0,7200	1,2600	1,2600	1,0600	0,9900
0.500	0,9700	0,9800	0,8900	0,8800	1,1500	1,1600	0,9600	0,9000	0,7200	0,7400	1,2900	1,2900	1,0300	0,9700
0.600	0,9600	0,9700	0,8800	0,8800	1,1300	1,1200	0,9500	0,9000	0,7400	0,7300	1,3300	1,3200	1,0200	0,9700
0.800	0,9500	0,9600	0,9000	0,8800	1,1000	1,1200	0,9600	0,9100	0,7500	0,7800	1,3900	1,3800	1,0000	0,9600
1.0	0,9500	0,9500	0,8800	0,8900	1,0900	1,0900	0,9500	0,9200	0,7700	0,7700	1,4300	1,4200	0,9900	0,9600
1.5	0,9500	0,9500	0,9000	0,9100	1,0800	1,0500	0,9600	0,9300	0,8000	0,7800	1,5200	1,5100	0,9800	0,9600
2.0	0,9500	0,9500	0,9200	0,8900	1,0400	1,0500	0,9600	0,9300	0,8200	0,8600	1,5700	1,5600	0,9700	0,9500

Tabela A. 2. Coeficientes de conversão de dose para fígado, esôfago, tireoide, pele, adrenais, cérebro e intestino delgado do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria AP.

					C	oeficientes	de conver	são $H_T/K_a$	r (Sv/Gy)					
Energia do	Ri	ns	Mús	sculo	Pâno	creas	Ва	ço	Tir	no	Út	ero	Os	so
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0007	0,0006	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0005	0,0004
0.015	0,0000	0,0000	0,0160	0,0139	0,0000	0,0000	0,0003	0,0003	0,0029	0,0026	0,0000	0,0000	0,0152	0,0142
0.020	0,0005	0,0005	0,0703	0,0559	0,0051	0,0049	0,0128	0,0125	0,0392	0,0364	0,0024	0,0020	0,0890	0,0835
0.030	0,0600	0,0600	0,2700	0,1900	0,1600	0,1600	0,1900	0,1800	0,3800	0,3700	0,1300	0,0900	0,6000	0,5300
0.040	0,2500	0,2500	0,4800	0,3400	0,5000	0,5000	0,5000	0,4900	0,8400	0,8200	0,4200	0,2800	1,5800	1,3200
0.050	0,4800	0,4700	0,7100	0,4900	0,8500	0,8400	0,8100	0,8100	1,2400	1,2400	0,7300	0,4800	2,4900	2,0400
0.060	0,6500	0,6500	0,8400	0,5900	1,0900	1,0800	1,0100	1,0100	1,4500	1,4100	0,9500	0,6000	2,9100	2,3500
0.080	0,8100	0,7900	0,9600	0,6700	1,2600	1,2600	1,1500	1,1500	1,5600	1,6000	1,1300	0,7100	2,7600	2,2000
0.100	0,8300	0,8100	0,9700	0,6800	1,2400	1,2400	1,1300	1,1300	1,5300	1,5000	1,1400	0,7200	2,2300	1,7700
0.200	0,7600	0,7400	0,9000	0,6400	1,0600	1,0600	0,9800	1,0000	1,3200	1,3200	1,0200	0,6900	1,1700	0,9300
0.400	0,7400	0,7400	0,8700	0,6300	0,9600	0,9700	0,9200	0,9300	1,1500	1,1700	0,9400	0,7200	0,9100	0,7300
0.500	0,7400	0,7400	0,8700	0,6300	0,9500	0,9500	0,9100	0,9100	1,1500	1,1200	0,9300	0,7300	0,8800	0,7100
0.600	0,7500	0,7500	0,8700	0,6400	0,9400	0,9500	0,9100	0,9100	1,1200	1,1400	0,9300	0,7400	0,8600	0,7100
0.800	0,7600	0,7700	0,8800	0,6500	0,9400	0,9500	0,9100	0,9100	1,1000	1,1200	0,9200	0,7700	0,8500	0,7000
1.0	0,7800	0,7800	0,8800	0,6600	0,9300	0,9400	0,9100	0,9100	1,0800	1,0700	0,9300	0,8000	0,8500	0,7100
1.5	0,8100	0,8200	0,9000	0,6900	0,9200	0,9300	0,9200	0,9200	1,0600	1,0600	0,9300	0,8400	0,8500	0,7200
2.0	0,8200	0,8400	0,9100	0,7100	0,9300	0,9400	0,9200	0,9200	1,0400	1,0700	0,9300	0,8800	0,8600	0,7300

Tabela A. 3. Coeficientes de conversão de dose para rins, músculo, pâncreas, baço, timo, útero, e osso do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria AP.

Órgãos	Energia do fóton (MeV)																
Orgaus	0.010	0.015	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.080	0.100	0.200	0.400	0.500	0.600	0.800	1.0	1.5	2.0
Ovários	0%	0%	71%	61%	50%	48%	47%	46%	46%	44%	41%	40%	37%	35%	33%	30%	29%
Medula óssea	0%	7%	4%	0%	14%	14%	16%	16%	17%	18%	16%	16%	15%	15%	14%	13%	13%
Cólon	0%	14%	12%	11%	9%	10%	10%	10%	11%	10%	8%	9%	7%	7%	7%	5%	4%
Pulmões	29%	6%	3%	3%	2%	1%	0%	1%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
Estômago	0%	4%	2%	3%	0%	1%	-1%	0%	0%	-1%	-1%	-2%	-2%	-1%	-2%	-1%	0%
Bexiga	0%	0%	17%	26%	34%	37%	39%	38%	37%	32%	24%	2-	19%	15%	12%	6%	5%
Seios	19%	6%	3%	1%	0%	1%	0%	-1%	-1%	-1%	0%	-1%	0%	-1%	0%	0%	-1%
Fígado	0%	7%	3%	3%	0%	1%	0%	0%	0%	0%	-1%	-1%	-1%	-1%	0%	0%	0%
Esôfago	0%	6%	5%	7%	3%	0%	0%	0%	0%	1%	1%	1%	0%	2%	-1%	-1%	3%
Tireoide	21%	5%	3%	1%	1%	-2%	1%	-2%	1%	-1%	0%	-1%	1%	-2%	0%	3%	-1%
Pele	33%	23%	17%	13%	12%	12%	11%	11%	10%	9%	6%	6%	5%	5%	3%	3%	3%
Adrenais	0%	0%	0%	-33%	-12%	3%	0%	0%	-4%	0%	1%	-3%	1%	-4%	0%	3%	-5%
Cérebro	0%	0%	2%	0%	0%	2%	1%	1%	1%	1%	0%	0%	1%	1%	1%	1%	1%
Intestino delgado	0%	32%	21%	16%	11%	10%	10%	10%	10%	8%	7%	6%	5%	4%	3%	2%	2%
Rins	0%	0%	6%	0%	0%	2%	0%	2%	2%	3%	0%	0%	0%	-1%	0%	-1%	-2%
Músculo	15%	13%	21%	30%	29%	31%	30%	30%	30%	29%	28%	28%	26%	26%	25%	23%	22%
Pâncreas	0%	0%	3%	0%	0%	1%	1%	0%	0%	0%	-1%	0%	-1%	-1%	-1%	-1%	-1%
Ваçо	0%	9%	2%	5%	2%	0%	0%	0%	0%	-2%	-1%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
Timo	0%	10%	7%	3%	2%	0%	3%	-3%	2%	0%	-2%	3%	-2%	-2%	1%	0%	-3%
Útero	0%	0%	18%	31%	33%	34%	37%	37%	37%	32%	23%	22%	20%	16%	14%	10%	5%
Ossos	16%	7%	6%	12%	16%	18%	19%	20%	21%	21%	20%	19%	17%	18%	16%	15%	15%

Tabela A. 4. Diferença relativa percentual entre os coeficientes de conversão de dose das posturas vertical e sentada do simulador FAX irradiado na geometria AP.

					(	Coeficiente	s de conve	ersão $H_T/K$		)				
Energia do	Ová	rios	Medula	a óssea	Có	lon	Puln	nões	Estôi	nago	Be	kiga	Se	ios
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
0.015	0,0000	0,0000	0,0008	0,0008	0,0000	0,0000	0,0011	0,0011	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
0.020	0,0000	0,0000	0,0057	0,0062	0,0019	0,0021	0,0238	0,0243	0,0006	0,0006	0,0000	0,0000	0,0001	0,0002
0.030	0,0100	0,0100	0,0500	0,0500	0,0600	0,0600	0,2400	0,2400	0,0400	0,0400	0,0200	0,0200	0,0200	0,0200
0.040	0,1000	0,1000	0,1600	0,1700	0,2100	0,2200	0,5300	0,5400	0,1800	0,1900	0,1300	0,1400	0,1100	0,1100
0.050	0,2700	0,3000	0,3300	0,3400	0,4200	0,4300	0,8200	0,8400	0,3800	0,3900	0,3200	0,3400	0,2200	0,2300
0.060	0,4500	0,5100	0,5100	0,5300	0,5800	0,6000	1,0100	1,0300	0,5400	0,5600	0,5100	0,5300	0,3100	0,3200
0.080	0,6700	0,7500	0,7600	0,7800	0,7500	0,7700	1,1500	1,1800	0,7100	0,7200	0,7000	0,7300	0,4100	0,4200
0.100	0,7700	0,8000	0,8800	0,9000	0,7800	0,8100	1,1600	1,1900	0,7400	0,7600	0,7600	0,7800	0,4400	0,4600
0.200	0,7500	0,8100	0,9600	0,9700	0,7500	0,7700	1,0600	1,0900	0,7000	0,7200	0,7300	0,7500	0,5000	0,5100
0.400	0,7400	0,8000	0,9400	0,9500	0,7400	0,7600	1,0000	1,0300	0,7000	0,7200	0,7300	0,7400	0,5800	0,6000
0.500	0,7600	0,7900	0,9300	0,9400	0,7500	0,7700	1,0000	1,0200	0,7100	0,7300	0,7300	0,7400	0,6100	0,6300
0.600	0,7700	0,7900	0,9300	0,9400	0,7600	0,7800	0,9900	1,0200	0,7200	0,7400	0,7500	0,7600	0,6400	0,6500
0.800	0,7700	0,8000	0,9200	0,9400	0,7700	0,7900	0,9900	1,0100	0,7400	0,7600	0,7600	0,7700	0,6800	0,6900
1.0	0,7800	0,8200	0,9200	0,9400	0,7800	0,8000	0,9800	1,0100	0,7600	0,7800	0,7700	0,7800	0,7100	0,7200
1.5	0,8000	0,8600	0,9300	0,9400	0,8100	0,8300	0,9800	1,0100	0,7900	0,8100	0,8000	0,8200	0,7600	0,7700
2.0	0,8300	0,8500	0,9300	0,9400	0,8300	0,8500	0,9800	1,0000	0,8100	0,8300	0,8200	0,8300	0,7800	0,8100

Tabela A. 5. Coeficientes de conversão de dose para ovários, medula óssea, cólon, pulmões, estômago, bexiga e seios do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria PA.

						Coeficiente	s de conve	rsão $H_T/K$	ar (Sv/Gy	)				
Energia do	Fíga	ado	Esô	fago	Tire	oide	Pe	le	Adre	enais	Cére	ebro	Intestino	delgado
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,1590	0,1188	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
0.015	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,3113	0,2441	0,0001	0,0000	0,0003	0,0003	0,0000	0,0000
0.020	0,0037	0,0038	0,0002	0,0002	0,0001	0,0002	0,4175	0,3326	0,0052	0,0050	0,0034	0,0034	0,0002	0,0002
0.030	0,0900	0,0900	0,0200	0,0200	0,0100	0,0100	0,6200	0,4900	0,1200	0,1300	0,1000	0,1000	0,0200	0,0300
0.040	0,3000	0,3100	0,1500	0,1600	0,1200	0,1100	0,7400	0,5800	0,3800	0,3800	0,5400	0,5500	0,1400	0,1400
0.050	0,5400	0,5600	0,3800	0,3900	0,3000	0,3100	0,8900	0,7100	0,6800	0,7000	1,1200	1,1400	0,3100	0,3300
0.060	0,7300	0,7500	0,6100	0,6200	0,4700	0,4900	0,9700	0,7700	0,9300	0,9500	1,5200	1,5700	0,4800	0,5000
0.080	0,9000	0,9200	0,8600	0,8800	0,6300	0,6700	1,0300	0,8300	1,1800	1,1800	1,8800	1,9100	0,6700	0,7000
0.100	0,9100	0,9400	0,9200	0,9600	0,6800	0,7100	1,0300	0,8300	1,2400	1,2500	1,9200	1,9500	0,7100	0,7500
0.200	0,8400	0,8600	0,9100	0,9400	0,6700	0,6900	0,9800	0,8000	1,1300	1,1700	1,7900	1,8200	0,7000	0,7300
0.400	0,8100	0,8300	0,8900	0,9000	0,7000	0,7200	0,9400	0,7900	1,0500	1,0600	1,7300	1,7700	0,7000	0,7300
0.500	0,8100	0,8300	0,8700	0,8900	0,7000	0,7400	0,9400	0,7900	1,0100	1,0500	1,7300	1,7700	0,7100	0,7400
0.600	0,8100	0,8300	0,8700	0,9000	0,7300	0,7500	0,9400	0,7900	1,0000	1,0300	1,7400	1,7700	0,7200	0,7400
0.800	0,8200	0,8400	0,8800	0,8900	0,7500	0,7700	0,9400	0,8000	0,9900	1,0100	1,7500	1,8000	0,7400	0,7600
1.0	0,8300	0,8500	0,8700	0,8900	0,7600	0,8000	0,9400	0,8100	0,9700	1,0200	1,7700	1,8000	0,7600	0,7800
1.5	0,8500	0,8700	0,8900	0,9100	0,7800	0,8300	0,9500	0,8300	0,9600	0,9800	1,8100	1,8400	0,7900	0,8100
2.0	0,8600	0,8800	0,8900	0,9200	0,8200	0,8600	0,9500	0,8400	0,9500	0,9800	1,8200	1,8600	0,8100	0,8300

Tabela A. 6. Coeficientes de conversão de dose para fígado, esôfago, tireoide, pele, adrenais, cérebro e intestino delgado do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria PA.

						Coeficiente	s de conve	rsão $H_T/K$	f <sub>ar</sub> (Sv/Gy	)				
Energia do	Ri	ns	Mús	culo	Pâno	creas	Ва	ço	Tir	no	Úte	ero	Os	so
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0016	0,0015	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0005	0,0005
0.015	0,0002	0,0002	0,0287	0,0281	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0136	0,0142
0.020	0,0159	0,0162	0,1115	0,1047	0,0003	0,0003	0,0020	0,0019	0,0002	0,0002	0,0001	0,0001	0,0827	0,0856
0.030	0,2400	0,2500	0,4000	0,3400	0,0300	0,0300	0,1000	0,1000	0,0200	0,0200	0,0300	0,0300	0,6000	0,5900
0.040	0,5900	0,6000	0,6700	0,5300	0,1600	0,1700	0,3700	0,3700	0,1000	0,1100	0,1900	0,2000	1,6000	1,5100
0.050	0,9400	0,9600	0,9300	0,7300	0,3700	0,3800	0,6600	0,6800	0,2500	0,2600	0,4200	0,4400	2,5400	2,3300
0.060	1,1600	1,1800	1,0600	0,8300	0,5700	0,5900	0,8500	0,8800	0,4000	0,4000	0,6400	0,6800	2,9700	2,6800
0.080	1,3300	1,3600	1,1600	0,9000	0,8000	0,8100	1,0300	1,0500	0,5500	0,5600	0,8800	0,9000	2,8300	2,5100
0.100	1,3300	1,3600	1,1400	0,9000	0,8400	0,8600	1,0300	1,0700	0,5900	0,6100	0,9300	0,9600	2,2800	2,0100
0.200	1,1600	1,1900	1,0300	0,8200	0,7900	0,8200	0,9300	0,9600	0,6000	0,6100	0,8800	0,9000	1,1900	1,0400
0.400	1,0500	1,0800	0,9700	0,7800	0,7700	0,7900	0,8800	0,9100	0,6300	0,6400	0,8400	0,8600	0,9100	0,8000
0.500	1,0300	1,0600	0,9600	0,7800	0,7700	0,8000	0,8800	0,9000	0,6400	0,6500	0,8300	0,8500	0,8800	0,7700
0.600	1,0200	1,0500	0,9500	0,7800	0,7800	0,8000	0,8700	0,9000	0,6400	0,6600	0,8400	0,8500	0,8700	0,7600
0.800	1,0000	1,0300	0,9500	0,7800	0,7900	0,8100	0,8800	0,9100	0,6700	0,6900	0,8500	0,8600	0,8600	0,7500
1.0	0,9900	1,0200	0,9500	0,7900	0,8000	0,8200	0,8800	0,9000	0,7000	0,7200	0,8400	0,8600	0,8500	0,7500
1.5	0,9800	1,0100	0,9500	0,8100	0,8200	0,8300	0,8900	0,9100	0,7300	0,7500	0,8700	0,8800	0,8600	0,7600
2.0	0,9700	1,0000	0,9500	0,8200	0,8300	0,8600	0,9000	0,9200	0,7600	0,7700	0,8700	0,8900	0,8600	0,7700

Tabela A. 7. Coeficientes de conversão de dose para rins, músculo, pâncreas, baço, timo, útero, e osso do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria PA.

Órgãos							E	nergia do	fóton (N	1eV)							
Orgaus	0.010	0.015	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.080	0.100	0.200	0.400	0.500	0.600	0.800	1.0	1.5	2.0
Ovários	0%	0%	0%	0%	0%	-11%	-13%	-12%	-4%	-8%	-8%	-4%	-3%	-4%	-5%	-7%	-2%
Medula óssea	0%	-4%	-10%	0%	-6%	-3%	-4%	-3%	-2%	-1%	-1%	-1%	-1%	-2%	-2%	-1%	-1%
Cólon	0%	0%	-12%	0%	-5%	-2%	-3%	-3%	-4%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-2%	-2%
Pulmões	0%	-3%	-2%	0%	-2%	-2%	-2%	-3%	-3%	-3%	-3%	-2%	-3%	-2%	-3%	-3%	-2%
Estômago	0%	0%	-2%	0%	-6%	-3%	-4%	-1%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-2%
Bexiga	0%	0%	0%	0%	-8%	-6%	-4%	-4%	-3%	-3%	-1%	-1%	-1%	-1%	-1%	-2%	-1%
Seios	0%	0%	-14%	0%	0%	-5%	-3%	-2%	-5%	-2%	-3%	-3%	-2%	-1%	-1%	-1%	-4%
Fígado	0%	0%	-2%	0%	-3%	-4%	-3%	-2%	-3%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%
Esôfago	0%	0%	4%	0%	-7%	-3%	-2%	-2%	-4%	-3%	-1%	-2%	-3%	-1%	-2%	-2%	-3%
Tireoide	0%	0%	-7%	0%	8%	-3%	-4%	-6%	-4%	-3%	-3%	-6%	-3%	-3%	-5%	-6%	-5%
Pele	25%	22%	20%	21%	22%	20%	21%	19%	19%	18%	16%	16%	16%	15%	14%	13%	12%
Adrenais	0%	0%	3%	-8%	0%	-3%	-2%	0%	-1%	-4%	-1%	-4%	-3%	-2%	-5%	-2%	-3%
Cérebro	0%	0%	-1%	0%	-2%	-2%	-3%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-3%	-2%	-2%	-2%
Intestino delgado	0%	0%	-6%	-50%	0%	-6%	-4%	-4%	-6%	-4%	-4%	-4%	-3%	-3%	-3%	-3%	-2%
Rins	0%	-10%	-2%	-4%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%
Músculo	4%	2%	6%	15%	21%	22%	22%	22%	21%	20%	20%	19%	18%	18%	17%	15%	14%
Pâncreas	0%	0%	4%	0%	-6%	-3%	-4%	-1%	-2%	-4%	-3%	-4%	-3%	-3%	-2%	-1%	-4%
Ваçо	0%	0%	4%	0%	0%	-3%	-4%	-2%	-4%	-3%	-3%	-2%	-3%	-3%	-2%	-2%	-2%
Timo	0%	0%	-20%	0%	-10%	-4%	0%	-2%	-3%	-2%	-2%	-2%	-3%	-3%	-3%	-3%	-1%
Útero	0%	0%	-56%	0%	-5%	-5%	-6%	-2%	-3%	-2%	-2%	-2%	-1%	-1%	-2%	-1%	-2%
Ossos	2%	-4%	-3%	2%	6%	8%	10%	11%	12%	13%	12%	13%	13%	13%	12%	12%	10%

Tabela A. 8. Diferença relativa percentual entre os coeficientes de conversão de dose das posturas vertical e sentada do simulador FAX irradiado na geometria PA.

	Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ (Sv/Gy)													
Energia do	Ová	irios	Medul	a óssea	Có	lon	Puln	nões	Estôr	nago	Вех	(iga	Sei	ios
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0023	0,0024
0.015	0,0000	0,0000	0,0003	0,0003	0,0022	0,0022	0,0024	0,0024	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0367	0,0369
0.020	0,0001	0,0001	0,0017	0,0017	0,0222	0,0223	0,0159	0,0159	0,0001	0,0001	0,0000	0,0000	0,1208	0,1217
0.030	0,0100	0,0100	0,0200	0,0200	0,1500	0,1500	0,0900	0,1000	0,0200	0,0200	0,0100	0,0100	0,3500	0,3500
0.040	0,1000	0,1100	0,0700	0,0700	0,3200	0,3300	0,2200	0,2200	0,1000	0,1000	0,0600	0,0600	0,5200	0,5300
0.050	0,2300	0,2500	0,1500	0,1600	0,5000	0,5200	0,3600	0,3700	0,2000	0,2100	0,1500	0,1600	0,6800	0,6900
0.060	0,3500	0,3800	0,2400	0,2500	0,6100	0,6500	0,4600	0,4600	0,2900	0,3000	0,2400	0,2800	0,7400	0,7600
0.080	0,4700	0,5400	0,3600	0,3800	0,7000	0,7400	0,5400	0,5500	0,3800	0,4000	0,3500	0,4100	0,7900	0,8100
0.100	0,5100	0,5900	0,4300	0,4500	0,7100	0,7500	0,5500	0,5600	0,4000	0,4200	0,3800	0,4600	0,7800	0,8000
0.200	0,5200	0,5800	0,5100	0,5300	0,6700	0,7000	0,5400	0,5400	0,4100	0,4300	0,3900	0,4600	0,7400	0,7600
0.400	0,5600	0,6100	0,5500	0,5700	0,6800	0,7100	0,5700	0,5700	0,4700	0,4800	0,4200	0,4800	0,7500	0,7600
0.500	0,5700	0,6300	0,5700	0,5900	0,6900	0,7200	0,5800	0,5900	0,5000	0,5100	0,4400	0,5000	0,7600	0,7700
0.600	0,6000	0,6400	0,5900	0,6100	0,7000	0,7300	0,6000	0,6100	0,5200	0,5300	0,4600	0,5100	0,7700	0,7800
0.800	0,6200	0,6700	0,6100	0,6300	0,7300	0,7500	0,6300	0,6300	0,5600	0,5700	0,4900	0,5500	0,7900	0,8000
1.0	0,6500	0,7100	0,6400	0,6500	0,7500	0,7700	0,6600	0,6600	0,5900	0,6000	0,5100	0,5600	0,8100	0,8100
1.5	0,7000	0,7300	0,6800	0,7000	0,7800	0,8000	0,7100	0,7100	0,6600	0,6600	0,5700	0,6200	0,8400	0,8400
2.0	0,7400	0,7800	0,7200	0,7300	0,8100	0,8200	0,7400	0,7400	0,6900	0,6900	0,6200	0,6500	0,8500	0,8600

Tabela A. 9. Coeficientes de conversão de dose para ovários, medula óssea, cólon, pulmões, estômago, bexiga e seios do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria RLAT.

					C	Coeficiente	s de conve	rsão H <sub>T</sub> /K	ar (Sv/Gy	)				
Energia do	Fíg	ado	Esô	fago	Tire	oide	Pe	ele	Adre	enais	Cére	ebro	Intestino	delgado
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0001	0,0001	0,0891	0,0914	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
0.015	0,0045	0,0045	0,0001	0,0001	0,0202	0,0198	0,1854	0,1881	0,0000	0,0000	0,0009	0,0009	0,0005	0,0004
0.020	0,0389	0,0390	0,0027	0,0027	0,1365	0,1373	0,2559	0,2586	0,0000	0,0001	0,0062	0,0062	0,0090	0,0084
0.030	0,2500	0,2500	0,0400	0,0400	0,5500	0,5400	0,3900	0,4000	0,0100	0,0100	0,1500	0,1500	0,1000	0,1000
0.040	0,5400	0,5400	0,1200	0,1200	0,9800	0,9800	0,4800	0,5000	0,0700	0,0700	0,6400	0,6400	0,2900	0,2900
0.050	0,8200	0,8300	0,2400	0,2400	1,3100	1,3400	0,5900	0,6200	0,1700	0,1700	1,2600	1,2700	0,4900	0,5000
0.060	0,9800	0,9900	0,3400	0,3300	1,4300	1,4300	0,6500	0,6800	0,2700	0,2700	1,6900	1,7000	0,6200	0,6500
0.080	1,0900	1,1000	0,4500	0,4500	1,4500	1,4600	0,7100	0,7400	0,3700	0,3800	2,0500	2,0500	0,7300	0,7800
0.100	1,0700	1,0800	0,4900	0,4800	1,4000	1,3900	0,7200	0,7500	0,4100	0,4000	2,0800	2,0800	0,7400	0,7900
0.200	0,9400	0,9500	0,5000	0,5100	1,2200	1,2300	0,7200	0,7500	0,4200	0,4300	1,9500	1,9400	0,7100	0,7500
0.400	0,9000	0,9100	0,5400	0,5500	1,1300	1,1500	0,7300	0,7600	0,4500	0,4600	1,8800	1,8700	0,7300	0,7500
0.500	0,9000	0,9000	0,5600	0,5600	1,1400	1,1400	0,7400	0,7700	0,4600	0,4600	1,8700	1,8600	0,7400	0,7600
0.600	0,9000	0,9000	0,5900	0,5800	1,1300	1,1300	0,7500	0,7800	0,4900	0,4800	1,8700	1,8700	0,7500	0,7700
0.800	0,9000	0,9100	0,6100	0,6200	1,1100	1,1300	0,7700	0,7900	0,5100	0,5100	1,8800	1,8800	0,7700	0,7900
1.0	0,9100	0,9100	0,6600	0,6500	1,1300	1,1100	0,7900	0,8100	0,5400	0,5500	1,8900	1,8800	0,7900	0,8100
1.5	0,9200	0,9300	0,7100	0,6900	1,0800	1,1100	0,8200	0,8300	0,6100	0,5900	1,9000	1,9000	0,8300	0,8400
2.0	0,9300	0,9300	0,7300	0,7300	1,0800	1,0900	0,8300	0,8500	0,6500	0,6300	1,9200	1,9200	0,8500	0,8600

Tabela A. 10. Coeficientes de conversão de dose para fígado, esôfago, tireoide, pele, adrenais, cérebro e intestino delgado do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria RLAT.

	Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ (Sv/Gy)													
Energia do	Ri	ns	Mús	sculo	Pâno	creas	Ва	ço	Tir	no	Úte	ero	Os	so
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0006	0,0006	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0004	0,0004
0.015	0,0000	0,0000	0,0115	0,0121	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0001	0,0001	0,0000	0,0000	0,0133	0,0132
0.020	0,0008	0,0008	0,0483	0,0509	0,0002	0,0001	0,0000	0,0000	0,0048	0,0047	0,0000	0,0000	0,0723	0,0738
0.030	0,0400	0,0400	0,1900	0,1900	0,0300	0,0300	0,0000	0,0000	0,0900	0,0900	0,0000	0,0100	0,4200	0,4400
0.040	0,1400	0,1400	0,3300	0,3400	0,1400	0,1400	0,0200	0,0200	0,2500	0,2500	0,0500	0,0600	1,0300	1,0900
0.050	0,2800	0,2800	0,4700	0,4900	0,2900	0,3000	0,0500	0,0600	0,4300	0,4200	0,1400	0,1500	1,6000	1,6900
0.060	0,3800	0,3900	0,5600	0,5800	0,4100	0,4200	0,1000	0,1000	0,5400	0,5400	0,2300	0,2600	1,8700	1,9700
0.080	0,4800	0,5000	0,6300	0,6600	0,5300	0,5400	0,1500	0,1600	0,6500	0,6600	0,3400	0,4000	1,7900	1,8900
0.100	0,5000	0,5100	0,6300	0,6600	0,5600	0,5800	0,1700	0,1800	0,6800	0,6800	0,3800	0,4400	1,4500	1,5400
0.200	0,4800	0,4900	0,6100	0,6400	0,5500	0,5600	0,2000	0,2200	0,6900	0,6800	0,3900	0,4500	0,7900	0,8300
0.400	0,5000	0,5100	0,6200	0,6400	0,5800	0,5900	0,2600	0,2700	0,7200	0,7200	0,4200	0,4800	0,6400	0,6700
0.500	0,5100	0,5200	0,6300	0,6500	0,6000	0,6100	0,2900	0,3000	0,7400	0,7200	0,4400	0,4900	0,6400	0,6600
0.600	0,5300	0,5300	0,6400	0,6600	0,6200	0,6300	0,3100	0,3200	0,7500	0,7600	0,4500	0,5100	0,6300	0,6600
0.800	0,5600	0,5600	0,6700	0,6800	0,6500	0,6600	0,3600	0,3700	0,7700	0,7800	0,4800	0,5400	0,6400	0,6700
1.0	0,5800	0,5900	0,6800	0,7000	0,6800	0,6800	0,3900	0,4000	0,8000	0,8000	0,5000	0,5600	0,6500	0,6700
1.5	0,6200	0,6300	0,7200	0,7400	0,7300	0,7300	0,4700	0,4700	0,7900	0,8300	0,5700	0,6200	0,6800	0,7000
2.0	0,6700	0,6700	0,7500	0,7700	0,7500	0,7600	0,5200	0,5200	0,8400	0,8400	0,6100	0,6400	0,7100	0,7200

Tabela A. 11. Coeficientes de conversão de dose para rins, músculo, pâncreas, baço, timo, útero, e osso do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria RLAT.

Órgãos							E	nergia do	fóton (N	leV)							
Orgaus	0.010	0.015	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.080	0.100	0.200	0.400	0.500	0.600	0.800	1.0	1.5	2.0
Ovários	0%	0%	0%	0%	-10%	-9%	-9%	-15%	-16%	-12%	-9%	-11%	-7%	-8%	-9%	-4%	-5%
Medula óssea	0%	0%	0%	0%	0%	-7%	-4%	-6%	-5%	-4%	-4%	-4%	-3%	-3%	-2%	-3%	-1%
Cólon	0%	0%	0%	0%	-3%	-4%	-7%	-6%	-6%	-4%	-4%	-4%	-4%	-3%	-3%	-3%	-1%
Pulmões	0%	0%	0%	-11%	0%	-3%	0%	-2%	-2%	0%	0%	-2%	-2%	0%	0%	0%	0%
Estômago	0%	0%	0%	0%	0%	-5%	-3%	-5%	-5%	-5%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	0%	0%
Bexiga	0%	0%	0%	0%	0%	-7%	-17%	-17%	-21%	-18%	-14%	-14%	-11%	-12%	-10%	-9%	-5%
Seios	-1%	0%	-1%	0%	-2%	-1%	-3%	-3%	-3%	-3%	-1%	-1%	-1%	-1%	0%	0%	-1%
Fígado	0%	-1%	0%	0%	0%	-1%	-1%	-1%	-1%	-1%	-1%	0%	0%	-1%	0%	-1%	0%
Esôfago	0%	0%	3%	0%	0%	0%	3%	0%	2%	-2%	-2%	0%	2%	-2%	2%	3%	0%
Tireoide	0%	2%	-1%	2%	0%	-2%	0%	-1%	1%	-1%	-2%	0%	0%	-2%	2%	-3%	-1%
Pele	-3%	-1%	-1%	-3%	-4%	-5%	-5%	-4%	-4%	-4%	-4%	-4%	-4%	-3%	-3%	-1%	-2%
Adrenais	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	-3%	2%	-2%	-2%	0%	2%	0%	-2%	3%	3%
Cérebro	0%	3%	0%	0%	0%	-1%	-1%	0%	0%	1%	1%	1%	0%	0%	1%	0%	0%
Intestino delgado	0%	4%	7%	0%	0%	-2%	-5%	-7%	-7%	-6%	-3%	-3%	-3%	-3%	-3%	-1%	-1%
Rins	0%	0%	-1%	0%	0%	0%	-3%	-4%	-2%	-2%	-2%	-2%	0%	0%	-2%	-2%	0%
Músculo	-5%	-5%	-5%	0%	-3%	-4%	-4%	-5%	-5%	-5%	-3%	-3%	-3%	-1%	-3%	-3%	-3%
Pâncreas	0%	0%	13%	0%	0%	-3%	-2%	-2%	-4%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	0%	0%	-1%
Ваçо	0%	0%	0%	0%	0%	-20%	0%	-7%	-6%	-10%	-4%	-3%	-3%	-3%	-3%	0%	0%
Timo	0%	0%	2%	0%	0%	2%	0%	-2%	0%	1%	0%	3%	-1%	-1%	0%	-5%	0%
Útero	0%	0%	0%	0%	-20%	-7%	-13%	-18%	-16%	-15%	-14%	-11%	-13%	-13%	-12%	-9%	-5%
Ossos	0%	0%	-2%	-5%	-6%	-6%	-5%	-6%	-6%	-5%	-5%	-3%	-5%	-5%	-3%	-3%	-1%

Tabela A. 12. Diferença relativa percentual entre os coeficientes de conversão de dose das posturas vertical e sentada do simulador FAX irradiado na geometria RLAT.

	Coeficientes de conversão $H_T/K_{ar}$ (Sv/Gy)													
Energia do	Ovários		Medul	a óssea	Có	lon	Puln	nões	Estô	mago	Be	kiga	Se	ios
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0024	0,0024
0.015	0,0000	0,0000	0,0002	0,0002	0,0006	0,0006	0,0007	0,0007	0,0001	0,0001	0,0000	0,0000	0 <i>,</i> 0373	0,0372
0.020	0,0000	0,0000	0,0017	0,0017	0,0114	0,0114	0,0099	0,0099	0,0075	0,0075	0,0000	0,0000	0,1205	0,1210
0.030	0,0100	0,0100	0,0200	0,0200	0,1200	0,1200	0,0800	0,0800	0,1600	0,1600	0,0000	0,0000	0,3400	0,3400
0.040	0,0700	0,0800	0,0700	0,0700	0,2900	0,2900	0,2000	0,2000	0,4400	0,4400	0,0500	0,0500	0,5000	0,5000
0.050	0,1900	0,2000	0,1400	0,1500	0,4600	0,4800	0,3300	0,3300	0,7200	0,7300	0,1300	0,1400	0,6400	0,6600
0.060	0,2900	0,3300	0,2300	0,2400	0,5800	0,6100	0,4300	0,4300	0,9000	0,9100	0,2100	0,2400	0,7100	0,7200
0.080	0,4100	0,4600	0,3500	0,3700	0,6800	0,7200	0,5100	0,5100	1,0200	1,0400	0,3200	0,3600	0,7500	0,7700
0.100	0,4600	0,5300	0,4200	0,4300	0,6900	0,7300	0,5200	0,5300	1,0100	1,0300	0,3500	0,4200	0,7500	0,7700
0.200	0,4800	0,5400	0,4900	0,5100	0,6600	0,7000	0,5100	0,5200	0,9100	0,9300	0,3700	0,4200	0,7200	0,7300
0.400	0,5200	0,5600	0,5400	0,5600	0,6800	0,7000	0,5400	0,5500	0,8800	0,8900	0,4000	0,4500	0,7300	0,7400
0.500	0,5500	0,5900	0,5500	0,5700	0,6900	0,7100	0,5600	0,5600	0,8800	0,9000	0,4200	0,4600	0,7400	0,7500
0.600	0,5700	0,6100	0,5700	0,5900	0,7000	0,7300	0,5800	0,5800	0,8900	0,9000	0,4300	0,4800	0,7500	0,7600
0.800	0,6100	0,6400	0,6000	0,6100	0,7300	0,7500	0,6100	0,6100	0,9000	0,9000	0,4700	0,4800	0,7800	0,7800
1.0	0,6300	0,6700	0,6200	0,6400	0,7500	0,7600	0,6300	0,6300	0,9000	0,9000	0,4900	0,5300	0,7900	0,7900
1.5	0,6900	0,7000	0,6700	0,6900	0,7900	0,8000	0,6800	0,6800	0,9200	0,9300	0,5400	0,5800	0,8200	0,8200
2.0	0,7100	0,7600	0,7100	0,7200	0,8100	0,8200	0,7200	0,7300	0,9300	0,9300	0,5900	0,6500	0,8400	0,8700

Tabela A. 13. Coeficientes de conversão de dose para ovários, medula óssea, cólon, pulmões, estômago, bexiga e seios do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria LLAT.

	$Coeficientes de conversão H_T/K_{ar} (Sv/Gy)$														
Energia do	Fíg	ado	Esô	fago	Tire	oide	Pe	ele	Adre	enais	Cére	ebro	Intestino	delgado	
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	
0.010	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0001	0,0001	0,0888	0,0900	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	
0.015	0,0000	0,0000	0,0001	0,0001	0,0203	0,0200	0,1852	0,1875	0,0000	0,0000	0,0001	0,0001	0,0000	0,0000	
0.020	0,0001	0,0001	0,0035	0,0036	0,1365	0,1384	0,2556	0,2585	0,0000	0,0000	0,0032	0,0031	0,0023	0,0023	
0.030	0,0100	0,0100	0,0500	0,0500	0,5400	0,5400	0,3900	0,4000	0,0100	0,0100	0,1400	0,1400	0,0700	0,0700	
0.040	0,0600	0,0600	0,1600	0,1600	0,9700	0,9700	0,4800	0,5000	0,0600	0,0600	0,6400	0,6400	0,2200	0,2200	
0.050	0,1400	0,1500	0,3000	0,3000	1,3000	1,3300	0,5900	0,6200	0,1400	0,1500	1,2600	1,2600	0,3900	0,4000	
0.060	0,2100	0,2200	0,4100	0,4200	1,4200	1,4200	0,6500	0,6800	0,2300	0,2300	1,6900	1,6900	0,5100	0,5300	
0.080	0,2900	0,3000	0,5400	0,5300	1,4700	1,4500	0,7100	0,7400	0,3300	0,3300	2,0500	2,0500	0,6100	0,6500	
0.100	0,3100	0,3200	0,5700	0,5600	1,3800	1,3900	0,7200	0,7500	0,3600	0,3700	2,0800	2,0900	0,6300	0,6700	
0.200	0,3300	0,3400	0,5800	0,5700	1,2200	1,2100	0,7200	0,7500	0,3800	0,3900	1,9500	1,9400	0,6100	0,6500	
0.400	0,3900	0,4000	0,6100	0,6100	1,1400	1,1400	0,7300	0,7600	0,4200	0,4200	1,8800	1,8700	0,6400	0,6700	
0.500	0,4100	0,4200	0,6200	0,6200	1,1300	1,1200	0,7400	0,7700	0,4400	0,4400	1,8700	1,8700	0,6600	0,6800	
0.600	0,4400	0,4400	0,6400	0,6300	1,1100	1,1100	0,7500	0,7700	0,4600	0,4700	1,8800	1,8700	0,6700	0,7000	
0.800	0,4800	0,4900	0,6600	0,6500	1,1100	1,1000	0,7700	0,8000	0,4900	0,4900	1,8800	1,8300	0,7000	0,7200	
1.0	0,5100	0,5200	0,6800	0,7100	1,1100	1,0800	0,7900	0,8100	0,5100	0,5000	1,8900	1,8800	0,7200	0,7400	
1.5	0,5800	0,5800	0,7300	0,7300	1,0800	1,1100	0,8200	0,8400	0,5700	0,5800	1,9100	1,9100	0,7700	0,7800	
2.0	0,6200	0,6300	0,7600	0,7200	1,0700	1,1100	0,8300	0,8500	0,6200	0,6000	1,9200	1,9200	0,8000	0,8100	

Tabela A. 14. Coeficientes de conversão de dose para fígado, esôfago, tireoide, pele, adrenais, cérebro e intestino delgado do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria LLAT.

					C	oeficientes	de conver	são $H_T/K_a$	r (Sv/Gy)					
Energia do	Ri	ns	Mús	sculo	Pâne	creas	Ва	ço	Tiı	no	Út	ero	Os	so
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0000	0,0000	0,0004	0,0005	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0004	0,0004
0.015	0,0000	0,0000	0,0101	0,0106	0,0000	0,0000	0,0010	0,0010	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0133	0,0132
0.020	0,0004	0,0004	0,0442	0,0468	0,0002	0,0002	0,0274	0,0273	0,0036	0,0036	0,0000	0,0000	0,0737	0,0747
0.030	0,0300	0,0300	0,1800	0,1800	0,0300	0,0300	0,2500	0,2500	0,0800	0,0800	0,0000	0,0000	0,4300	0,4500
0.040	0,1200	0,1200	0,3200	0,3300	0,1600	0,1700	0,5700	0,5800	0,2400	0,2500	0,0500	0,0500	1,0500	1,1000
0.050	0,2400	0,2400	0,4600	0,4800	0,3300	0,3400	0,9000	0,9000	0,4200	0,4200	0,1300	0,1400	1,6300	1,7100
0.060	0,3400	0,3500	0,5400	0,5700	0,4700	0,4800	1,0900	1,1000	0,5400	0,5400	0,2200	0,2500	1,8900	1,9900
0.080	0,4400	0,4400	0,6100	0,6500	0,6000	0,6100	1,2000	1,2300	0,6500	0,6700	0,3300	0,3800	1,8100	1,9000
0.100	0,4500	0,4700	0,6200	0,6600	0,6200	0,6300	1,1800	1,1900	0,6900	0,6800	0,3700	0,4200	1,4700	1,5500
0.200	0,4400	0,4500	0,6000	0,6300	0,6000	0,6200	1,0300	1,0500	0,6900	0,6800	0,3900	0,4400	0,8000	0,8400
0.400	0,4600	0,4700	0,6100	0,6400	0,6300	0,6400	0,9600	0,9700	0,7200	0,7300	0,4200	0,4600	0,6500	0,6700
0.500	0,4800	0,4900	0,6200	0,6500	0,6400	0,6600	0,9500	0,9600	0,7400	0,7400	0,4300	0,4800	0,6400	0,6600
0.600	0,4900	0,5000	0,6300	0,6600	0,6600	0,6700	0,9500	0,9500	0,7500	0,7600	0,4500	0,5000	0,6400	0,6600
0.800	0,5300	0,5500	0,6500	0,6800	0,6900	0,7100	0,9500	0,9400	0,7800	0,8300	0,4700	0,5400	0,6500	0,6600
1.0	0,5500	0,5500	0,6700	0,6900	0,7100	0,7200	0,9500	0,9300	0,7900	0,8200	0,5000	0,5500	0,6600	0,6700
1.5	0,6000	0,6100	0,7100	0,7300	0,7600	0,7600	0,9500	0,9600	0,8400	0,8300	0,5600	0,6000	0,6900	0,7000
2.0	0,6400	0,6400	0,7400	0,7600	0,7800	0,8100	0,9600	0,9700	0,8600	0,9200	0,6000	0,6600	0,7100	0,7200

Tabela A. 15. Coeficientes de conversão de dose para rins, músculo, pâncreas, baço, timo, útero, e osso do simulador FAX nas posturas vertical e sentada irradiado na geometria LLAT.

Órgãos							E	nergia do	fóton (N	/leV)							
Orgaos	0.010	0.015	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.080	0.100	0.200	0.400	0.500	0.600	0.800	1.0	1.5	2.0
Ovários	0%	0%	0%	0%	-14%	-5%	-14%	-12%	-15%	-13%	-8%	-7%	-7%	-5%	-6%	-1%	-7%
Medula óssea	0%	0%	1%	0%	0%	-7%	-4%	-6%	-2%	-4%	-4%	-4%	-4%	-2%	-3%	-3%	-1%
Cólon	0%	0%	0%	0%	0%	-4%	-5%	-6%	-6%	-6%	-3%	-3%	-4%	-3%	-1%	-1%	-1%
Pulmões	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	-2%	-2%	-2%	0%	0%	0%	0%	0%	-1%
Estômago	0%	0%	1%	0%	0%	-1%	-1%	-2%	-2%	-2%	-1%	-2%	-1%	0%	0%	-1%	0%
Bexiga	0%	0%	0%	0%	0%	-8%	-14%	-13%	-20%	-14%	-13%	-10%	-12%	-2%	-8%	-7%	-10%
Seios	0%	0%	0%	0%	0%	-3%	-1%	-3%	-3%	-1%	-1%	-1%	-1%	0%	0%	0%	-4%
Fígado	0%	0%	0%	0%	0%	-7%	-5%	-3%	-3%	-3%	-3%	-2%	0%	-2%	-2%	0%	-2%
Esôfago	0%	0%	-1%	0%	0%	0%	-2%	2%	2%	2%	0%	0%	2%	2%	-4%	0%	5%
Tireoide	0%	1%	-1%	0%	0%	-2%	0%	1%	-1%	1%	0%	1%	0%	1%	3%	-3%	-4%
Pele	-1%	-1%	-1%	-3%	-4%	-5%	-5%	-4%	-4%	-4%	-4%	-4%	-3%	-4%	-3%	-2%	-2%
Adrenais	0%	0%	0%	0%	0%	-7%	0%	0%	-3%	-3%	0%	0%	-2%	0%	2%	-2%	3%
Cérebro	0%	0%	2%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	1%	1%	0%	1%	3%	1%	0%	0%
Intestino delgado	0%	0%	2%	0%	0%	-3%	-4%	-7%	-6%	-7%	-5%	-3%	-4%	-3%	-3%	-1%	-1%
Rins	0%	0%	0%	0%	0%	0%	-3%	0%	-4%	-2%	-2%	-2%	-2%	-4%	0%	-2%	0%
Músculo	-14%	-5%	-6%	0%	-3%	-4%	-6%	-7%	-6%	-5%	-5%	-5%	-5%	-5%	-3%	-3%	-3%
Pâncreas	0%	0%	-6%	0%	-6%	-3%	-2%	-2%	-2%	-3%	-2%	-3%	-2%	-3%	-1%	0%	-4%
Ваçо	0%	1%	0%	0%	-2%	0%	-1%	-3%	-1%	-2%	-1%	-1%	0%	1%	2%	-1%	-1%
Timo	0%	0%	-1%	0%	-4%	0%	0%	-3%	1%	1%	-1%	0%	-1%	-6%	-4%	1%	-7%
Útero	0%	0%	0%	0%	0%	-8%	-14%	-15%	-14%	-13%	-10%	-12%	-11%	-15%	-10%	-7%	-10%
Ossos	0%	1%	-1%	-5%	-5%	-5%	-5%	-5%	-5%	-5%	-3%	-3%	-3%	-2%	-2%	-1%	-1%

Tabela A. 16. Diferença relativa percentual entre os coeficientes de conversão de dose das posturas vertical e sentada do simulador FAX irradiado na geometria LLAT.

		(	Coeficiente	s de conve	rsão E/Ka	r (Sv/Gy)		
Energia do	A	P	Р	A	RL	AT	LL	AT
fóton (MeV)	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX	FAX
	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada	vertical	sentada
0.010	0,0036	0,0026	0,0022	0,0016	0,0015	0,0015	0,0015	0,0015
0.015	0,0257	0,0234	0,0050	0,0041	0,0088	0,0089	0,0088	0,0089
0.020	0,0866	0,0821	0,0128	0,0117	0,0318	0,0321	0,0318	0,0321
0.030	0,3510	0,3251	0,0876	0,0853	0,1301	0,1314	0,1301	0,1314
0.040	0,6703	0,6173	0,2562	0,2571	0,2716	0,2762	0,2716	0,2762
0.050	0,9841	0,8985	0,4727	0,4785	0,4268	0,4401	0,4268	0,4401
0.060	1,1628	1,0572	0,6469	0,6583	0,5312	0,5481	0,5312	0,5481
0.080	1,2808	1,1631	0,8213	0,8343	0,6225	0,6492	0,6225	0,6492
0.100	1,2539	1,1339	0,8593	0,8743	0,6365	0,6631	0,6365	0,6631
0.200	1,0925	0,9949	0,8235	0,8384	0,6149	0,6378	0,6149	0,6378
0.400	1,0067	0,9276	0,8107	0,8263	0,6343	0,6535	0,6343	0,6535
0.500	0,9916	0,9181	0,8150	0,8288	0,6487	0,6675	0,6487	0,6675
0.600	0,9859	0,9183	0,8224	0,8348	0,6642	0,6812	0,6642	0,6812
0.800	0,9764	0,9139	0,8324	0,8450	0,6878	0,7055	0,6878	0,7055
1.0	0,9721	0,9136	0,8404	0,8568	0,7132	0,7259	0,7132	0,7259
1.5	0,9686	0,9179	0,8623	0,8796	0,7530	0,7651	0,7530	0,7651
2.0	0,9681	0,9221	0,8756	0,8915	0,7815	0,7911	0,7815	0,7911

Tabela A. 17. Coeficientes de conversão de dose efetiva do simulador FAX nas posturas vertical e sentada em função das geometrias de irradiação AP, PA, RLAT e LLAT.

Geometrias	Energia do fóton (MeV)																
de irradiação	0.010	0.015	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.080	0.100	0.200	0.400	0.500	0.600	0.800	1.0	1.5	2.0
AP	27%	9%	5%	7%	8%	9%	9%	9%	10%	9%	8%	7%	7%	6%	6%	5%	5%
PA	25%	18%	8%	3%	0%	-1%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%	-2%
RLAT	-2%	-1%	-1%	-1%	-2%	-3%	-3%	-4%	-4%	-4%	-3%	-3%	-3%	-3%	-2%	-2%	-1%
LLAT	-1%	0%	-1%	0%	-1%	-3%	-3%	-3%	-4%	-3%	-3%	-2%	-2%	-1%	-1%	-1%	-2%

Tabela A. 18. Diferença relativa percentual entre os coeficientes de conversão de dose efetiva das posturas vertical e sentada do simulador FAX para as geometrias de irradiação AP, PA, RLAT e LLAT.

# ANEXO B

Neste Anexo são apresentados:

- A comparação dos perfis das curvas dos coeficientes de conversão *H/K<sub>ar</sub>* para as geometrias de irradiação AP (Figura B. 1 a Figura B. 21), PA (Figura B. 22 a Figura B. 42), RLAT (Figura B. 43 a Figura B. 63) e LLAT (Figura B. 64 a Figura B. 84)
- A comparação dos perfis das curvas dos coeficientes de conversão  $E/K_{ar}$ em função das geometrias de irradiação AP, PA, RLAT e LLAT para as posturas vertical (Figura B. 85) e sentada (Figura B. 86) do simulador FAX.



Figura B. 1. Dose equivalente nas adrenais por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 2. Dose equivalente no baço por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 3. Dose equivalente na bexiga por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 4. Dose equivalente no cérebro por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 5. Dose equivalente no cólon por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 6. Dose equivalente no esôfago por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 7. Dose equivalente no estômago por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 8. Dose equivalente no fígado por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 9. Dose equivalente no intestino por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 10. Dose equivalente na medula óssea por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 11. Dose equivalente no músculo por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 12. Dose equivalente nos ossos por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 13. Dose equivalente nos ovários por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 14. Dose equivalente no pâncreas por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 15. Dose equivalente na pele por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 16. Dose equivalente nos pulmões por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 17. Dose equivalente nos rins por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 18. Dose equivalente nos seios por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 19. Dose equivalente no timo por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 20. Dose equivalente na tireoide por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 21. Dose equivalente no útero por kerma no ar para geometria AP.



Figura B. 22. Dose equivalente nas adrenais por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 23. Dose equivalente no baço por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 24. Dose equivalente na bexiga por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 25. Dose equivalente no cérebro por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 26. Dose equivalente no cólon por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 27. Dose equivalente no esôfago por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 28. Dose equivalente no estômago por kerma no ar para geometria PA.


Figura B. 29. Dose equivalente no fígado por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 30. Dose equivalente no intestino por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 31. Dose equivalente na medula óssea por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 32. Dose equivalente no músculo por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 33. Dose equivalente nos ossos por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 34. Dose equivalente nos ovários por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 35. Dose equivalente no pâncreas por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 36. Dose equivalente na pele por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 37. Dose equivalente nos pulmões por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 38. Dose equivalente nos rins por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 39. Dose equivalente nos seios por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 40. Dose equivalente no timo por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 41. Dose equivalente na tireoide por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 42. Dose equivalente no útero por kerma no ar para geometria PA.



Figura B. 43. Dose equivalente nas adrenais por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 44. Dose equivalente no baço por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 45. Dose equivalente na bexiga por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 46. Dose equivalente no cérebro por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 47. Dose equivalente no cólon por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 48. Dose equivalente no esôfago por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 49. Dose equivalente no estômago por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 50. Dose equivalente no fígado por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 51. Dose equivalente no intestino por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 52. Dose equivalente na medula óssea por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 53. Dose equivalente no músculo por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 54. Dose equivalente nos ossos por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 55. Dose equivalente nos ovários por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 56. Dose equivalente no pâncreas por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 57. Dose equivalente na pele por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 58. Dose equivalente nos pulmões por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 59. Dose equivalente nos rins por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 60. Dose equivalente nos seios por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 61. Dose equivalente no timo por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 62. Dose equivalente na tireoide por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 63. Dose equivalente no útero por kerma no ar para geometria RLAT.



Figura B. 64. Dose equivalente nas adrenais por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 65. Dose equivalente no baço por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 66. Dose equivalente na bexiga por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 67. Dose equivalente no cérebro por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 68. Dose equivalente no cólon por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 69. Dose equivalente no esôfago por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 70. Dose equivalente no estômago por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 71. Dose equivalente no fígado por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 72. Dose equivalente no intestino por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 73. Dose equivalente na medula óssea por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 74. Dose equivalente no músculo por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 75. Dose equivalente nos ossos por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 76. Dose equivalente nos ovários por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 77. Dose equivalente no pâncreas por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 78. Dose equivalente na pele por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 79. Dose equivalente nos pulmões por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 80. Dose equivalente nos rins por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 81. Dose equivalente nos seios por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 82. Dose equivalente no timo por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 83. Dose equivalente na tireoide por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 84. Dose equivalente no útero por kerma no ar para geometria LLAT.



Figura B. 85. Dose efetiva por kerma no ar para FAX vertical.



Figura B. 86. Dose efetiva por kerma no ar para FAX sentada.

## ANEXO C

Neste Anexo é apresentada uma amostra para avaliar o grau de confiabilidade (CV) dos resultados deste trabalho. Um cenário de exposição com simulador FAX vertical irradiado na geometria antero-posterior foi simulado variando o número de histórias  $(1 \cdot 10^7, 5 \cdot 10^7 \text{ e } 1 \cdot 10^8)$  no intervalo de energia de 10 keV a 2 MeV.

A incerteza u dos coeficientes de conversão, determinada através da equação C.1, fornece uma medida do grau de dispersão dos coeficientes de conversão ( $CC_i$ ) em relação ao valor médio ( $\overline{CC}$ ). Os valores de u são apresentados na Tabela C. 1.

$$u = \sqrt{\sum_{i=1}^{n} \frac{(CC_i - \overline{CC})^2}{n-1}}$$
(C.1)

A Tabela C. 2 apresenta os valores dos CV calculados a partir da razão entre u e o valor médio  $\overline{CC}$ .

Órgãos	Energia do fóton (MeV)												
Orgaos	0.010	0.015	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.080					
Ovários	0,00E+00	0,00E+00	1,75E-03	2,08E-02	2,08E-02	1,53E-02	6,51E-02	1,00E-02					
Medula óssea	1,73E-05	1,02E-03	1,76E-03	5,77E-03	5,77E-03	1,15E-02	1,15E-02	0,00E+00					
Cólon	5,77E-06	1,68E-03	1,57E-02	4,62E-02	4,04E-02	2,89E-02	1,53E-02	5,77E-03					
Pulmões	1,15E-05	3,93E-03	1,64E-02	3,46E-02	3,21E-02	2,31E-02	1,73E-02	5,77E-03					
Estômago	0,00E+00	3,72E-04	9,42E-03	4,04E-02	4,04E-02	3,79E-02	1,73E-02	5,77E-03					
Bexiga	0,00E+00	5,51E-05	5,57E-03	3,21E-02	4,16E-02	2,65E-02	1,53E-02	1,00E-02					
Seios	1,20E-03	8,02E-02	1,30E-01	1,04E-01	5,20E-02	3,46E-02	1,15E-02	5,77E-03					
Fígado	0,00E+00	1,39E-03	1,11E-02	3,46E-02	3,46E-02	2,89E-02	1,73E-02	0,00E+00					
Esôfago	0,00E+00	6,03E-05	3,22E-03	1,73E-02	2,65E-02	1,53E-02	1,53E-02	1,00E-02					
Tireoide	5,00E-05	1,71E-02	6,32E-02	8,08E-02	6,24E-02	7,64E-02	5,00E-02	1,53E-02					
Pele	1,72E-02	1,71E-01	1,35E-01	6,93E-02	3,46E-02	2,31E-02	1,15E-02	5,77E-03					
Adrenais	0,00E+00	0,00E+00	8,00E-05	0,00E+00	1,15E-02	1,00E-02	1,00E-02	2,65E-02					
Cérebro	0,00E+00	2,31E-05	4,01E-04	5,77E-03	1,53E-02	1,53E-02	1,15E-02	0,00E+00					
Intestino delgado	0,00E+00	6,12E-04	9,79E-03	4,04E-02	4,04E-02	2,89E-02	1,53E-02	0,00E+00					
Rins	0,00E+00	0,00E+00	1,96E-04	5,77E-03	1,15E-02	1,15E-02	1,15E-02	5,77E-03					
Músculo	7,51E-05	8,58E-03	2,22E-02	2,89E-02	2,31E-02	2,31E-02	1,15E-02	5,77E-03					
Pâncreas	0,00E+00	1,00E-05	1,73E-03	1,73E-02	3,21E-02	2,52E-02	2,65E-02	2,52E-02					
Ваçо	0,00E+00	1,94E-04	4,04E-03	2,31E-02	3,21E-02	1,73E-02	1,00E-02	1,00E-02					
Timo	5,77E-06	1,43E-03	1,21E-02	4,62E-02	4,93E-02	2,08E-02	2,65E-02	1,15E-02					
Útero	0,00E+00	0,00E+00	7,79E-04	1,73E-02	2,65E-02	2,52E-02	2,31E-02	5,77E-03					
Ossos	4,93E-05	8,13E-03	2,80E-02	6,93E-02	8,66E-02	6,93E-02	4,36E-02	1,00E-02					

Tabela C 1. Incertezas associadas aos coeficientes de conversão  $H_T/K_{ar}$  do simulador FAX na posturas vertical irradiado na geometria AP.

Órañas	Energia do fóton (MeV)														
Orgaos	0.100	0.200	0.400	0.500	0.600	0.800	1.0	1.5	2.0						
Ovários	1,53E-02	1,53E-02	1,00E-02	1,73E-02	5,77E-03	1,53E-02	2,08E-02	4,04E-02	3,00E-02						
Medula óssea	1,36E-16	1,36E-16	5,77E-03	0,00E+00	5,77E-03	1,00E-02	0,00E+00	5,77E-03	1,15E-02						
Cólon	0,00E+00	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	1,15E-02	5,77E-03	0,00E+00	1,15E-02	1,15E-02						
Pulmões	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	1,15E-02	1,15E-02						
Estômago	5,77E-03	1,15E-02	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	1,15E-02	5,77E-03	1,15E-02	1,53E-02						
Bexiga	3,61E-02	1,53E-02	5,77E-03	3,00E-02	5,77E-03	5,77E-03	1,15E-02	2,00E-02	2,52E-02						
Seios	5,77E-03	1,73E-02	1,00E-02	1,53E-02	1,53E-02	5,77E-03	5,77E-03	1,53E-02	1,53E-02						
Fígado	5,77E-03	5,77E-03	1,00E-02	5,77E-03	5,77E-03	1,15E-02	5,77E-03	1,00E-02	5,77E-03						
Esôfago	1,15E-02	5,77E-03	1,15E-02	2,31E-02	0,00E+00	5,77E-03	2,89E-02	1,00E-02	5,77E-03						
Tireoide	5,77E-03	1,73E-02	1,15E-02	1,15E-02	1,15E-02	2,65E-02	3,79E-02	3,79E-02	1,53E-02						
Pele	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	1,00E-02	1,15E-02	5,77E-03	5,77E-03	1,15E-02						
Adrenais	2,08E-02	2,52E-02	1,15E-02	5,77E-03	1,53E-02	2,52E-02	5,77E-03	3,00E-02	2,00E-02						
Cérebro	1,00E-02	1,00E-02	5,77E-03	5,77E-03	1,00E-02	1,53E-02	5,77E-03	1,00E-02	1,73E-02						
Intestino delgado	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	1,15E-02	5,77E-03	1,15E-02	5,77E-03	1,53E-02	1,15E-02						
Rins	0,00E+00	1,36E-16	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	1,00E-02	1,36E-16	1,00E-02	1,53E-02						
Músculo	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03						
Pâncreas	5,77E-03	5,77E-03	1,53E-02	1,00E-02	5,77E-03	1,15E-02	1,53E-02	1,53E-02	5,77E-03						
Ваçо	0,00E+00	5,77E-03	1,00E-02	5,77E-03	5,77E-03	1,00E-02	5,77E-03	1,15E-02	5,77E-03						
Timo	3,21E-02	2,08E-02	3,06E-02	1,73E-02	1,53E-02	1,00E-02	2,08E-02	5,77E-03	2,31E-02						
Útero	0,00E+00	5,77E-03	1,00E-02	1,53E-02	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	2,00E-02						
Ossos	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	1,00E-02	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	5,77E-03	1,15E-02						

## Tabela C 1. (cont.)

Órgãos	Energia do fóton (MeV)																
	0.010	0.015	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.080	0.100	0.200	0.400	0.500	0.600	0.800	1.0	1.5	2.0
Ovários	0%	0%	7%	4%	4%	2%	6%	1%	1%	1%	1%	2%	1%	2%	2%	4%	3%
Medula óssea	10%	1%	2%	0%	4%	4%	3%	0%	0%	0%	1%	0%	1%	1%	0%	1%	1%
Cólon	3%	1%	0%	0%	5%	3%	1%	0%	0%	0%	1%	1%	1%	1%	0%	1%	1%
Pulmões	18%	0%	0%	0%	6%	3%	2%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%
Estômago	0%	1%	2%	0%	6%	3%	1%	0%	0%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	2%
Bexiga	0%	10%	1%	3%	6%	3%	1%	1%	2%	1%	1%	3%	1%	1%	1%	2%	3%
Seios	11%	0%	0%	0%	4%	2%	1%	0%	0%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%
Fígado	0%	1%	0%	0%	5%	3%	1%	0%	0%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%
Esôfago	0%	34%	1%	0%	7%	2%	2%	1%	1%	1%	1%	3%	0%	1%	3%	1%	1%
Tireoide	4%	1%	1%	0%	5%	5%	3%	1%	0%	1%	1%	1%	1%	2%	3%	4%	1%
Pele	12%	0%	0%	0%	5%	3%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%
Adrenais	0%	0%	0%	0%	7%	3%	2%	4%	3%	4%	2%	1%	2%	3%	1%	4%	2%
Cérebro	0%	0%	1%	0%	6%	3%	1%	0%	1%	1%	0%	0%	1%	1%	0%	1%	1%
Intestino delgado	0%	1%	0%	0%	6%	3%	1%	0%	0%	0%	1%	1%	1%	1%	1%	2%	1%
Rins	0%	0%	15%	0%	5%	2%	2%	1%	0%	0%	1%	1%	1%	1%	0%	1%	2%
Músculo	12%	0%	0%	0%	5%	3%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%
Pâncreas	0%	5%	1%	0%	7%	3%	2%	2%	0%	1%	2%	1%	1%	1%	2%	2%	1%
Ваçо	0%	6%	0%	0%	7%	2%	1%	1%	0%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%
Timo	9%	1%	3%	0%	6%	2%	2%	1%	2%	2%	3%	2%	1%	1%	2%	1%	2%
Útero	0%	0%	1%	0%	6%	4%	2%	1%	0%	1%	1%	2%	1%	1%	1%	1%	2%
Ossos	12%	0%	0%	0%	6%	3%	2%	0%	0%	0%	1%	1%	1%	1%	1%	1%	1%

Tabela C 2. Valores dos coeficientes de variação (CV).