

CÁLCULOS DOS FATORES DE RETROESPALHAMENTO E COEFICIENTES DE  
CONVERSÃO PARA O EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL PARA FEIXES DE  
RAIOS X UTILIZADO EM RADIODIAGNÓSTICO

Daniel Fernandes de Moraes

Dissertação de Mestrado apresentada ao  
Programa de Pós-graduação em Engenharia  
Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do  
Rio de Janeiro, como parte dos requisitos  
necessários à obtenção do título de Mestre em  
Engenharia Nuclear

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro

Março 2013

CÁLCULOS DOS FATORES DE RETROESPALHAMENTO E COEFICIENTES DE  
CONVERSÃO PARA O EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL PARA FEIXES DE  
RAIOS X UTILIZADO EM RADIODIAGNÓSTICO

Daniel Fernandes de Moraes

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

Examinada por:

---

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

---

Prof. Alphonse Germaine Albert Charles Kelecom, D.Sc

---

Dra. Samanda Cristina Arruda Correia, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO de 2013

Moraes, Daniel Fernandes

Cálculos dos fatores de retroespalhamento e coeficientes de conversão para o equivalente de dose pessoal para feixes de raios x em radiodiagnóstico./ Daniel Fernandes de Moraes. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

VII, 46 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2013.

Referências Bibliográficas: p.49 - 53

1. Fatores de Retroespalhamento. 2. Raios-X. 3. Dose Efetiva. 4. Fantomas de Voxel. 5. Coeficientes de Conversão I. Silva, Ademir Xavier. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

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

## CÁLCULOS DOS FATORES DE RETROESPALHAMENTO E COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA O EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL PARA FEIXES DE RAIOS X EM RADIODIAGNÓSTICOS

Daniel Fernandes de Moraes

Março/2013

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Neste trabalho foram calculados, utilizando o código de transporte de radiação MCNP, os coeficientes de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal ( $H_p$ ) e os fatores de retroespalhamento para feixes de raios X diagnóstico para os potenciais de 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 120 e 150 kVp. A dose efetiva também foi calculada usando os simuladores antropomórficos em voxels masculino e feminino da ICRP 110 e os fatores de peso para o tecido recomendados pela publicação da ICRP 103, para irradiação simulada de corpo inteiro. Os resultados mostram que a relação entre a grandeza operacional,  $H_p$ , e a de limitação de risco, dose efetiva, apresentam uma variação de 0,14 a 0,71 para a qualidade de feixe RQR e até 0,64 para a qualidade RQA. Comparando os valores obtidos para os coeficientes de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal com o valor adotado pela CNEN de 1,14Sv/Gy para a determinação da dose individual, verifica-se que, para baixas energias 40, 50 e 60 kVp os valores são superestimados em até 44%, e para altas energias, valores acima de 100 kVp os valores são subestimados em até 67%.

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

COEFFICIENTS OF CONVERSION OF THE EQUIVALENT OF PERSONAL DOSE  $H_p(d)$   
AND BACK SCATTERING FACTOR CALCULATION IN RADIOLOGIA

Daniel Fernandes de Moraes

March/2013

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

In this work they are calculated, using the code of radiation transport MCNP, the conversion coefficients of air kerma for the personal dose equivalent ( $H_p$ ) and the Back Scattering Factors (BSF) for beams of X rays diagnosis for the potentials of 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 120 and 150 kVp. The effective dose it is also calculated using the male anthropomorphic voxels-based simulator (REX) and female anthropomorphic voxels-based simulator (REGINA) recommended by the publication of ICRP 110 and the weight factors for the tissues recommended by the publication of ICRP 103, for simulate irradiation of whole body. The results show that the relationship among the operational greatness,  $H_p$ , and the one of risk limitation, effective dose, they present a variation from 0,14 to 0,71 for the quality RQR and up to 0,64 for the quality RQA. Comparing the values obtained for the conversion coefficients of air kerma for the equivalent of personal dose with the value adopted by CNEN 1,14Sv/Gy for the determination of the individual dose, it is verified that, for low energies the values are overestimated in up to 44%, and for high energies the values are underestimated in up to 67%.

# Sumário

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Motivação.....	3
1.2. Objetivo.....	3
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	5
2.1. Alguns aspectos sobre o feixe de raios X diagnóstico.....	5
2.1.1. Aparelhos de Raios x.....	5
2.1.1.1. O tubo de raios x.....	6
2.1.2. Produção de raios x.....	6
2.1.2.1. Radiação característica.....	7
2.1.2.2. Radiação de freamento.....	7
2.1.3. Qualidade de raios X.....	8
2.1.4. Interação de raios X com a matéria.....	9
2.1.4.1. Efeito fotoelétrico.....	9
2.1.4.2. Efeito Compton.....	9
2.1.4.3. Produção de pares.....	10
2.1.4.4. Dispersão clássica.....	10
2.1.4.5. Fotodesintegração.....	10
2.2. Norma IEC 61267.....	10
2.2.1. Qualidades de radiação dos feixes de saída do tubo de raios X, RQR.....	11
2.2.2. Qualidades de radiação baseadas em simulador compostos de um filtro adicional de alumínio, RQA.....	12
2.3. Energias médias e coeficientes de absorção mássica.....	13
2.4. Grandezas e unidades dosimetricas.....	15
2.4.1. Fluência $\Phi$ .....	16
2.4.2. Kerma, K.....	17
2.4.3. Dose Absorvida, D.....	17
2.5. Campo de Radiação Expandido e Alinhado .....	18
2.6. Grandezas de Limitação de Risco .....	19
2.6.1. Dose Absorvida Média num Tecido ou Órgão T, $D_t$ .....	18
2.6.2. Dose Equivalente ( $H_t$ ) .....	19
2.6.3. Dose Efetiva (E) .....	20

2.7. Fatores de Ponderação .....	20
2.7.1. Fatores de peso do tecido, $W_t$ .....	21
2.8. Modelos Antropomórficos de exposição.....	23
2.8.1. Simulador em voxel.....	23
2.9. O Método de Monte Carlo.....	23
2.9.1. O Código de Transporte de Radiação MCNP .....	24
2.9.2. Dados de saída, resultados do MCNP.....	25
CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA DE CÁLCULO .....	26
3.1. Modelagem do problema e espectros de radiação.....	26
3.1.1. O simulador.....	26
3.1.2. Geometria de irradiação .....	27
3.1.3. Produção do Espectro Raios X .....	29
3.1.4. Fator de Retroespalhameto.....	24
3.1.5. Coeficiente de conversão, $H_p(d) / K_{ar}$ .....	30
3.2 Os Modelos em voxel da ICRP 110.....	30
3.3 Cálculo da Dose Efetiva.....	31
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	33
4.1. Espectros Gerados .....	33
4.2. Coeficientes de Absorção Mássico.....	34
4.3. Coeficientes de conversão.....	36
4.4. Fator de retroespalhamento (BSF) .....	37
4.5. Resultados Experimentais e Modelados .....	39
4.5.1. Resultados Experimentais e Modelados para o Fator de retroespalhamento(BSF).....	39
4.5.2. Resultados Experimentais e Modelados para o coeficiente de conversão.....	41
4.6. Equivalente de Dose Pessoal $H_p(10)$ .....	42
4.7. Dose Efetiva.....	43
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES .....	47
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	49

# Capítulo 1

## 1. Introdução

Em atividades que envolvem o uso da radiação ionizante é necessária a observação e a manutenção dos níveis de radiação de maneira que a dose recebida pelo indivíduo esteja dentro dos limites legalmente estabelecidos. Este tema é amplamente discutido na comunidade científica. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*) estabelece que sejam implantados métodos de otimização que garantam que trabalhadores e indivíduos do público estejam submetidos aos menores níveis de radiação possíveis, obedecendo Princípio ALARA ou princípio da otimização que diz que as doses devem ser tão baixas, quanto, razoavelmente exequíveis. Para isso é necessário o uso da dosimetria. As grandezas a serem limitadas são: a dose equivalente calculada em órgãos ou tecidos diversos do indivíduo e a dose efetiva, soma ponderada sobre órgãos e tecidos de maior radiosensibilidade. Porém, essas grandezas não são diretamente mensuráveis, sendo preciso estabelecer uma relação com as grandezas físicas, fluência e kerma de medição direta. Para isso são usados os coeficientes de conversão. (ICRP 74, 1996)

Em proteção radiológica dois conjuntos de grandezas são importantes, as grandezas de proteção ou limitação de risco, (Dose Absorvida Média em um órgão ou tecido, a dose equivalente em um órgão ou tecido e a dose efetiva) e as grandezas operacionais, (Equivalente de Dose Ambiente e Equivalente de Dose Pessoal.) As grandezas de proteção podem ser relacionadas com o campo de radiação no qual ocorre a exposição. Isso é feito através de modelos de exposição, arranjos onde as grandezas de proteção são calculadas em simuladores antropomórficos, para as condições de interesse.

Para a determinação dos coeficientes de conversão é necessário definir uma região específica do corpo humano. A ICRU 47 (*International Commission on Radiological Units and Measurements*) sugere um simulador de polimetilmetacrilato (PMMA) tipo placa de 30cm x 30cm x 15 cm, como simulador de troco humano para calibração de dosímetros pessoais. (ICRU 47, 1992)

No Brasil, os limites anuais de dose individual de trabalhadores e indivíduos do público são estabelecidos pelas normas CNEN NN 3.01 (Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2005) e Portaria 453/98 (Ministério da Saúde, 1998), e seguem as recomendações da ICRP 60 (*International Commission on Radiological Protection*,

1991). Entretanto, diferindo da ICRU 51 (1993), que recomenda o uso do equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$ , as normas da CNEN adotam, para grandeza operacional de monitoração pessoal a dose individual  $H_x$ . A dose individual é definida como grandeza operacional para monitoração individual externa a feixes de fótons, obtida multiplicando-se o valor determinado pelo dosímetro individual utilizado na superfície do tronco do indivíduo (Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2005), calibrado em kerma no ar, pelo fator  $f = 1,14 \text{ Sv/Gy}$ .

A determinação dos coeficientes de conversão é necessária em proteção radiológica para a calibração dos dosímetros em termos do equivalente de dose pessoal. A determinação do coeficiente de conversão requer a medida de kerma no ar sem a presença do fantoma,  $K_{ar}$ , e o kerma em profundidades “d”,  $K_{ar}(d)$ , e a razão dos coeficientes de absorção de energia por massa do espectro de energia na profundidade de referência  $(\mu/\rho)_{Ar}^{PMMA}$ . Os coeficientes de conversão e os fatores de retroespalhamento devem ser determinados em campos de radiação que simulem condições de uso na prática. É essencial, portanto que as qualidades dos feixes de raios X utilizados simulem as de um feixe de raios X diagnóstico. As qualidades de feixes são determinadas por Normas Internacionais como as normas da Comissão Internacional de Eletrotécnica IEC (*International Electrotechnical Commission*). A IEC é uma organização, que prepara e publica normas internacionais para todas as questões aplicadas ao campo elétrico e tecnologias relacionadas. A norma da IEC 61267 em conjunto com a publicação da ISO estabelece condições específicas para caracterização de feixes de raios X. Esta norma foi elaborada pelo subcomitê 62 C: “Equipamento para radioterapia, medicina nuclear e dosimetria de radiação”. Este subcomitê faz parte do comitê técnico 62: “Equipamento à Prática Médica”.

A norma IEC 61267 (*International Electrotechnical Commission, 2005*) define as qualidades para os feixes de raios X diagnósticos que com boa aproximação, são livres de radiação espalhada (RQR, RQA, RQC RQT, RQR-M e RQA-M).

A qualidade de radiação de um feixe de raios X pode ser caracterizada por seu espectro. É recomendado que a qualidade da radiação do feixe de raios X utilizado em radiodiagnóstico seja caracterizada por uma combinação de parâmetros que incluem a primeira camada semi-redutora (CRS) ; a segunda camada semi-redutora ; o coeficiente de homogeneidade (razão entre a primeira e segunda camada semi-redutora), a tensão do tubo e a filtração total.

Para feixes de radiação nas qualidades RQR - Feixe de Radiação Emergido do Sistema de Raios X (saída do tubo) - tem como suas principais características a tensão aplicada no tubo, que varia entre 40kVp e 150kVp e um filtro de alumínio de 2,5 mm. Os feixes de qualidade RQA - Feixe de Radiação Emergido do Objeto Irradiado que simula o paciente - se diferenciam dos feixes de qualidade RQR por um filtro adicional de alumínio que varia conforme a tensão do tubo. Para essas qualidades da IEC, os coeficientes de conversão e os fatores de retroespalhamento foram determinados experimentalmente por Rosado (2008) em sua dissertação de mestrado apresentada em 2008 CDTN (Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear). Rosado determinou o kerma no ar dentro e fora de um simulador tipo placa de 300mm x 300mm x150mm de polimetilmetacrilato (PMMA) com o intuito de determinar a dose na profundidade. Outro parâmetro importante determinado por Rosado foi a energia média dos espectros de raios X.

O presente trabalho apresenta o cálculo das grandezas usadas em Proteção Radiológica, para as qualidades RQR e RQA de feixes de raios X diagnóstico da IEC, proporcionando assim, a calibração dos dosímetros que serão utilizados para determinar a dose equivalente ou a dose efetiva em práticas de radiodiagnósticos ou ainda a dose na superfície da pele.

## **1.1. Motivação**

O número crescente de exposições ocupacionais e escassez de dados sobre os fatores de retroespalhamento e dos coeficientes de conversão para raios X diagnóstico motivaram a realização deste trabalho. Não são encontrados na literatura dados de comparação entre os coeficientes de conversão de kerma no ar ( $K_{ar}$ ) para o equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$  em termos da dose efetiva utilizando os simuladores antropomórficos em voxel, e também considerando os novos fatores de peso para tecido ( $w_t$ ) recomendado pela ICRP 103(ICRP, 2008).

## **1.2. Objetivo**

O presente trabalho tem como objetivo calcular os fatores de retroespalhamento e os coeficientes de conversão para o equivalente de dose pessoal de feixes de raios X

diagnóstico, nas qualidades RQR e RQA estabelecidas pelas normas da IEC utilizando o código MCNP e os simuladores antropomórficos de voxel masculino (REX) e feminino (REGINA) da ICRP 110.

Para atingir o objetivo foram adotados os seguintes procedimentos:

- Foram utilizados os valores de energias médias dos espectros de feixes de raios X obtidos experimentalmente por Rosado (2008);
- Geração através do software Xraygen (2004) dos espectros com as qualidades de RQA e RQR;
- Cálculo dos coeficientes de absorção mássico em função da energia  $(\mu/\rho)_{Ar}^{PMMA}$ ;
- Cálculo dos fatores de retroespalhamento(BSF);
- Cálculo dos coeficientes de conversão  $H_p(d)/K_{ar}$ ;
- Cálculo da dose efetiva usando os fatores de peso para o tecido recomendados pela ICRP 103 e simuladores (REX e REGINA) de voxel.

# Capítulo 2

## Fundamentos Teóricos

### 2.1. Alguns aspectos sobre o feixe de raios X diagnóstico

#### 2.1.1. Aparelhos de Raios X

Os aparelhos de raios X usados em medicina para diagnósticos apresentam múltiplas formas e tamanhos. Normalmente estas unidades funcionam em quilovoltagem compreendidas entre 25 e 150 kVp (quilovoltagem máxima) e com intensidade de corrente do tubo de 100 a 1200 mA (miliamper).

Todas as unidades de raios X contam com três partes principais:

- O tubo de raios X
- O painel de controle do operador
- O gerador de alta tensão.

Em alguns tipos aparelhos de raios X, como as unidades móveis e as dentais, estes três componentes formam um conjunto compacto. Não obstante, a maioria dos equipamentos tem um tubo de raios X situado em uma sala e o painel de controle do operador em uma sala separada por uma barreira de proteção. A barreira de proteção deve ter uma janela com vidro plumbífero para observar o paciente durante o exame.

O painel de controle do operador, a parte da máquina de raios X mais familiar para o técnico, é onde se permite comprovar os valores de corrente e tensão do tubo de raios X, de forma que o feixe útil tenha a intensidade e capacidade de penetração apropriada. A intensidade, o número de raios X do feixe, se expressa normalmente em mR ou mR/mAs (miliröntgens por miliamper-segundo). A capacidade de penetração se mede em kVp (quilovoltagem pico) ou camadas semi-redutora (CSR).

Quase todos os aparelhos de raios X são fabricados de modo que funcionem com uma fonte de alimentação de 220 V. Infelizmente, as companhias de eletricidades não são capazes de proporcionar 220 V de forma exata e contínua. A variação no sistema de

alimentação da rede hospitalar proporciona na unidade de raios X, uma variação de até 5%. Tal alteração na tensão de entrada conduz a uma variação maior na saída dos raios X, o que é inaceitável se o objetivo é obter consistentemente radiografias de alta qualidade.

A quantidade de elétrons emitidos pelo filamento é determinada pela temperatura do mesmo que, por sua vez, é controlada pela corrente medida em amper (A). Conforme aumenta a corrente do filamento, este se aquece e libera mais elétrons por emissão termiônica. Os filamentos operam normalmente em baixa corrente de 3 a 6A.

#### **2.1.1.1 O tubo de raios X**

A estrutura externa do tubo de raios X consta de três partes:

- a estrutura de suporte
- a carcaça protetora
- o invólucro de metal.

#### **2.1.2 Produção de raios X**

Os raios X são produzidos quando um material alvo é bombardeado por elétrons em alta velocidade. O tubo de raios X consiste de um cátodo e um ânodo, localizados em um invólucro de vidro sob vácuo. O cátodo consiste de um filamento de tungstênio que, quando submetido a uma diferença de potencial e aquecido em alta temperatura, libera elétrons em direção ao ânodo quando submetido a uma diferença de potencial, constituindo, portanto, uma corrente elétrica (Figura 2.1)

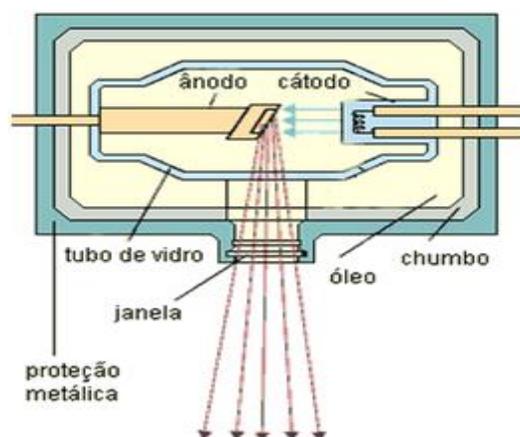


Figura 2.1 Feixe de raios X (Tahuata, 2003)

Devido ao fato do espaço entre o ânodo e o cátodo estarem em alto vácuo os elétrons não colidem com as moléculas de gás e adquirem velocidades máximas muito altas. Quando estes elétrons são bruscamente parados no ânodo, os raios X são produzidos e emitidos em todas as direções. Para as tensões usadas em radiologia diagnóstica menos de 1% da energia carregada pelos elétrons é convertida em raios X, o restante (99%) aparece em forma de calor e deve ser removida do ânodo.

### 2.1.2.1 Radiação característica

Os elétrons da camada mais interna estão fortemente unidos ao núcleo. Assim, o elétron do nível K tem uma energia de ligação superior a dos elétrons externos. O Tungstênio é um átomo de grande tamanho com 74 elétrons orbitais. Conforme aumenta a complexidade atômica, os elétrons possuem uma energia de ligação superior que dos átomos menos complexos.

### 2.1.2.2. Radiação de frenamento (Bremsstrahlung)

A produção de calor e raios X são conseqüências da interação entre os elétrons acelerados e os átomos do alvo. O elétron ao passar próximo do núcleo do alvo perde energia. Quanto maior sua proximidade do núcleo que alcança o elétron acelerado, maior será também a influência sobre o campo eletrostático do núcleo. Este campo é muito intenso, já que o núcleo contém um alto número de prótons e a distância entre o núcleo e o elétron é muito pequena. Ao passar próximo do núcleo, o elétron reduz sua

velocidade e muda de curso, com o qual sua energia cinética diminui e modifica a direção. A energia cinética perdida reaparece em forma de fótons. Estes tipos de raios X são conhecidos como radiação de freamento, (que também se utiliza o vocábulo alemão *bremsstrahlung* que significa; *Bremsen* = frear e *Strahlung* = radiação.) (Figura 2.2).

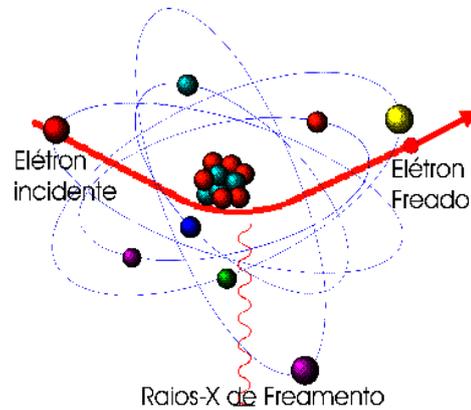


Figura 2.2 Produção de raios X de freamento (Tahuata, 2003)

### 2.1.3. Qualidade de raios X

A capacidade de penetração está relacionada com a atenuação de raios X quando interagem com a matéria. Os feixes de raios X de alta energia penetram na matéria muito mais que os de baixa energia.

A capacidade ou poder de penetração de um feixe de raios X é denominado qualidade de raios X. Um feixe de raios X de grande penetração denomina-se feixe de alta qualidade ou duro. Quando possui baixa capacidade de penetração, o feixe se diz de baixa qualidade ou mole. A qualidade de um feixe de raios X é identificada numericamente pela camada semi-redutora (CSR). A CSR é afetada pela filtração do feixe útil e pela tensão kVp. Portanto, a qualidade do feixe de raios X é influenciada pelo kVp e a filtração utilizada. Os fatores que influem sobre a qualidade do feixe também têm efeito sobre o contraste da imagem radiográfica.

## 2.1.4. Interação de raios X com a matéria

### 2.1.4.1. Efeito fotoelétrico

Acontece quando um fóton incide num átomo transferindo toda sua energia a um único elétron orbital, fazendo com que ele seja ejetado. A energia  $E_e$  do elétron ejetado é a diferença entre a energia  $E_f$  do fóton incidente e a energia  $E_B$  de ligação do elétron orbital (Eq. 2.1) :

$$E_e = E_f - E_B \quad (2.1)$$

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos de elevado número atômico  $Z$ , sendo proporcional a  $Z^5$ .

Devido à alta probabilidade de interação fotoelétrica com elementos de número atômico elevado, utiliza-se elementos como o chumbo na blindagem para raios X e para radiação gama de baixas energias (Tahuata, 2003).

### 2.1.4.2. Efeito Compton

Ocorre quando um fóton incide sobre um elétron periférico dos átomos do absorvedor. O fóton e o elétron são espalhados. O elétron recebe apenas parte da energia da radiação incidente e o fóton terá energia menor que a inicial, bem como outra direção de propagação.

O efeito Compton é predominante para radiações de energias intermediárias, de modo que o elétron de valência pareça "livre" devido à sua baixa energia de ligação com o átomo frente à energia da radiação incidente. Este efeito depende também da densidade do elemento, e decresce com a energia dos fótons incidentes. O efeito Compton é inversamente proporcional à energia do fóton e proporcional ao número atômico do átomo absorvedor.

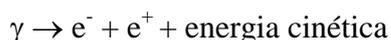
A energia dos fótons espalhados após a colisão é dada por (Eq. 2.2) :

$$h\nu' = h\nu / \{1 + [h\nu / m_0c^2 (1 - \cos\theta)]\}, \quad (2.2)$$

onde  $h\nu$  é a energia do fóton incidente,  $h\nu'$  a energia do fóton espalhado e  $m_0c^2$  a energia de repouso do elétron (Tahuata, 2003).

### 2.1.4.3. Produção de pares

A produção de pares ocorre quando fótons com energia maior ou igual a 1,02 MeV passam próximos a núcleos de número atômico elevado. A radiação incidente interage com o núcleo transformando-se em duas partículas, o par elétron-pósitron:



O pósitron, após ser criado, perde sua energia no meio e finalmente interagindo com algum elétron, ocorre a aniquilação de ambos, originando radiação gama.

A criação de pares ocorre para altas energias e para elementos de grande número atômico. É proporcional à  $Z^2$  (Tahuata, 2003).

### 2.1.4.4. Dispersão clássica ( Espalhamento Rayleigh)

Os raios X de baixa energia, interagem com a matéria através da chamada dispersão clássica, que às vezes se conhece também por dispersão coerente. Na dispersão clássica, o fóton de raios X incidente interage com o átomo de alvo induzindo neste uma excitação. O átomo do alvo libera imediatamente este excesso de energia emitindo um fóton secundário ou disperso com comprimento de onda igual ao do raio incidente ( $\lambda = \lambda'$ ) e, portanto, com a mesma energia.

## 2.2. Norma IEC 61267

Antes da publicação de uma norma dedicada à área de radiodiagnósticos, esforços substanciais vinham sendo realizados em diversos países voltados para o controle e garantia da qualidade. A partir dessas informações grupos de trabalho da *International Electrotechnical Commission*(IEC) elaboraram propostas para a qualidade da radiação em radiodiagnósticos.

A IEC é uma organização internacional para padronização que compreende os comitês eletrotécnicos nacionais de vários países. Seu objetivo é promover a cooperação internacional sobre todas as questões relativas à padronização nos campos da

eletricidade e eletrônica. Suas recomendações são publicadas sob forma de normas, cuja preparação é confiada a comitês técnicos.

A primeira edição da norma IEC 1267 foi publicada em outubro de 1994, sua finalidade básica era a de estabelecer características, aspectos ou propriedades de equipamentos para investigações físicas e médicas, disponibilizando condições de radiação bem definidas para aplicação em diversas situações em radiologia diagnóstica.

Nesta primeira edição da norma (IEC, 1994), ela descrevia as condições de radiação padrão para as qualidades não atenuadas e os procedimentos de ajuste para estabelecê-las. Os procedimentos de ajuste requeriam que o *ripple* percentual do gerador de raios X não excedesse 10%, de modo que o procedimento fosse válido. Para estabelecer uma determinada qualidade de radiação padrão, a primeira camada semi-redutora (CSR) nominal correspondente poderia ser obtida pelo ajuste da tensão do tubo de raios X em torno do valor da tensão prescrita para o tubo de raios X.

### **2.2.1. Qualidades de radiação dos feixes de saída do tubo de raios X, (RQR).**

Esta cláusula da norma IEC 61267 trata das qualidades da radiação que são usadas para medidas no feixe da radiação emergindo do sistema de raios X. As principais características das qualidades RQR estão apresentadas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 Principais parâmetros para caracterização da qualidade RQR

<b>Qualidade da radiação</b>	<b>Tensão aplicada ao tubo kV</b>	<b>Primeira camada semi-redutora (mm Al)</b>	<b>Coefficiente de Homogeneidade*</b>
<b>RQR2</b>	40	1,42	0,81
<b>RQR3</b>	50	1,78	0,76
<b>RQR4</b>	60	2,19	0,74
<b>RQR5</b>	70	2,58	0,71
<b>RQR6</b>	80	3,01	0,69
<b>RQR7</b>	90	3,48	0,68
<b>RQR8</b>	100	3,97	0,68
<b>RQR9</b>	120	5,00	0,68
<b>RQR10</b>	150	6,57	0,72

\*Razão entre a 1ª e 2ª camada semi-redutoras.

### **2.2.2. Qualidades de radiação baseadas em simulador compostos de um filtro adicional de alumínio, RQA**

Esta cláusula da norma IEC 61267 trata das qualidades da radiação que são usadas para determinação das características quando:

- as medidas são feitas no feixe de radiação emergente do objeto irradiado que simula o paciente;
- a qualidade da distribuição espectral detectada no feixe de radiação não é significativa;
- a simulação da distribuição espectral do feixe de radiação emergente do paciente não é um pré-requisito.

Na RQA utilizam-se camadas de alumínio, suas características estão na Tabela 2.2;

Tabela 2.2 Principais parâmetros para caracterização das qualidades RQA

<b>Qualidade da radiação</b>	<b>Tensão aplicada ao tubo kV</b>	<b>Filtro adicional (mm Al)</b>	<b>Primeira camada semi-redutora (mm Al)</b>
<b>RQA2</b>	40	4	2,2
<b>RQA3</b>	50	10	3,8
<b>RQA4</b>	60	16	5,4
<b>RQA5</b>	70	21	6,8
<b>RQA6</b>	80	26	8,2
<b>RQA7</b>	90	30	9,2
<b>RQA8</b>	100	34	10,1
<b>RQA9</b>	120	40	11,6
<b>RQA10</b>	150	45	13,3

### **2.3. Energias médias e coeficientes de absorção mássica**

Os valores de energia média dos espectros apresentados na Tabela 2.3 foram determinados experimentalmente por Rosado (2008).

Tabela 2.3 Energia média dos espectros de raios X (Rosado, 2008)

<b>Qualidade</b>	<b>Voltagem (kV)</b>	<b>Energia Média (keV)</b>
<b>RQR2</b>	40	27 ± 1
<b>RQR3</b>	50	30 ± 1
<b>RQR4</b>	60	34 ± 1
<b>RQR5</b>	70	38 ± 1
<b>RQR6</b>	80	41 ± 2
<b>RQR7</b>	90	44 ± 2
<b>RQR8</b>	100	48 ± 2
<b>RQR9</b>	120	56 ± 2
<b>RQR10</b>	150	66 ± 2
<b>RQA2</b>	40	32 ± 1
<b>RQA3</b>	50	40 ± 1
<b>RQA4</b>	60	45 ± 2
<b>RQA5</b>	70	52 ± 2
<b>RQA6</b>	80	57 ± 2
<b>RQA7</b>	90	64 ± 2
<b>RQA8</b>	100	68 ± 2
<b>RQA9</b>	120	76 ± 3
<b>RQA10</b>	150	87 ± 3

A variação do coeficiente de absorção mássico em função da energia foi calculada por Rosado (2008) usando o programa XCOM (National Institute of Standards and Technology, 2006). A partir desses valores foi plotada uma curva no programa Microcal Origin 6.0® e gerada uma equação de melhor ajuste dos valores.

A partir da curva de variação do coeficiente de absorção mássico em função da energia e do valor da energia média dos feixes de radiação nas qualidades da IEC podemos determinar a razão entre os coeficientes de absorção de energia ( $\bar{\mu}_{cm}/\rho$ ) entre o material do simulador e o ar.

As equações utilizadas por Rosado (2008) para o ajuste dos pontos para o cálculo do coeficiente de absorção mássico para o PMMA em função da energia são:

$$(\bar{\mu}_{en}/\rho) = 0,01277 + 6,27556e^{-(E/6,38154)} + 0,03226e^{-(E/66,87618)} \quad (2.3)$$

Onde E representa a energia em keV. As incertezas no uso da Equação 2.1 são da ordem de 3%.

A função usada para melhor ajuste do coeficiente de absorção mássico para o ar em função da energia é:

$$(\bar{\mu}_{en}/\rho) = 0,09049e^{-(E/56,63564)} + 9,98262e^{-(E/6,4379)} \quad (2.4)$$

As incertezas no uso dessa equação são da ordem de 7%.

Apesar do grande erro introduzido ao utilizar essas Equações 2.3 e 2.4 que ajustam os coeficientes de absorção mássico do simulador e do ar em função do espectro de energia, os valores disponíveis dos coeficientes de absorção mássicos variam com grande intervalo de energia o que dificulta um melhor ajuste.

#### 2.4. Grandezas e unidades dosimetricas

As primeiras grandezas a serem definidas foram as de proteção radiológica, que estão associadas ao campo de radiação, contabilizando o número de radiações e relacionando-as com outra grandeza do sistema de medição tradicional, como o tempo ou a área. Alternativamente, podem-se avaliar os efeitos da interação da radiação com um material, utilizando algum efeito ou subproduto desta. Essas grandezas também são chamadas dosimétricas, pois estão associadas á quantidade de radiação que o material absorveu ou foi submetido.

Com a intenção do uso adequado e seguro das radiações ionizantes foi criada a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), que fornece recomendações para elaboração das normas e regulamentos emitidos pelos órgãos nacionais de regulamentação de vários países. No Brasil em relação as instalações radioativas e nucleares cabe a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) emitir normais e regulamentos pertinentes ao uso do material radiativo e fontes de radiações ionizantes, assim como estabelecer normas de proteção (CNEN, 2005).

Na área de diagnósticos, o órgão regulador é o Ministério da Saúde, por meio da Vigilância Sanitária, estabeleceu as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica.

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

Em 1981, a ICRU definiu as unidades padrões para medidas da radiação ionizante. Onde as unidades pertencem ao chamado Sistema Internacional (SI).

Tabela 2.4 Unidades de Radiação

<b>Unidades</b>			
<b>Antigas</b>	<b>Fatores de Conversão</b>	<b>Sistema Internacional (SI)</b>	<b>Grandezas</b>
Röntgen	$2,58 \cdot 10^{-4}$	Coulomb/quilograma (C/Kg)	Exposição
Rad	$10^{-2}$	Gray (Gy)	Dose absorvida
Rem	$10^{-2}$	Sivert (Sy)	Dose equivalente
Curie(Ci)	$\frac{1}{3,7 \cdot 10^{10}}$	Becquerel (Bq)	Atividade

#### 2.4.1. Fluência, $\Phi$

A fluência,  $\Phi$ , é o quociente de  $dN$  por  $da$ , onde  $dN$  é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de seção de área  $da$  (ICRP, 2008), ou seja:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.5)$$

A fluência é expressa em *partículas/m<sup>2</sup>*, no Sistema Internacional de Unidades.

### 2.4.2. Kerma, K

O kerma (Kinetic Energy Released per unit of Mass), definido por  $dE_{tr}$ , é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas geradas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa  $dm$  (TAUHATA, 2003), ou seja:

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.6)$$

O kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com os outros elétrons, ou na produção de radiação de freamento, assim  $K = K_c + K_r$  onde  $K_c$  é o kerma de colisão, quando a energia é dissipada localmente, por ionizações ou excitações, e  $K_r$  é o kerma de radiação, quando a energia é dissipada longe do local, por meio de raio X.

O kerma é expresso em J/Kg, no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o gray (Gy).

### 2.4.3. Dose Absorvida, D

A dose absorvida é uma medida da energia depositada em um meio por uma radiação ionizante. É igual à energia entregue por unidade de massa, J/kg, unidade à qual é dado o nome especial de gray, (Gy). E é definida por:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (2.7)$$

Onde  $d\bar{E}$  é a energia média absorvida por um elemento de volume do material e  $dm$ , a massa desse volume.

## 2.5. Campo de Radiação Expandido e Alinhado

Campo expandido e alinhado é um campo de radiação homogêneo, alinhado a fluência e a distribuição de energia, onde a distribuição angular da fluência é unidirecional. Nesse campo, o valor do equivalente de dose em um ponto independe da distribuição direcional da radiação de um campo real.

## 2.6. Grandezas de Limitação de Risco

As grandezas de proteção radiológica ou limitação de risco da ICRP (ICRP, 1991) são usadas para indicar o risco para a saúde humana devido a radiação ionizante. Levam em consideração as atividades de radioproteção. As três grandezas de proteção radiológica recomendadas pela ICRP na publicação de número 60 são: a Dose Absorvida Média em um órgão ou tecido ( $D_t$ ), a Dose Equivalente em um órgão ou tecido ( $H_t$ ) e a Dose Efetiva ( $E$ ).

### 2.6.1. Dose Absorvida Média num Tecido ou Órgão T, $D_t$

A dose absorvida é definida para o cálculo em um determinado ponto da matéria. Porém, em aplicações práticas as doses absorvidas são calculadas em média para certo volume de tecido ou órgão. Então, a dose absorvida média T, no volume de um tecido ou órgão, que é definido por:

$$\overline{D}_t = \frac{\int_T D(x,y,z) \cdot \rho(x,y,z) dV}{\int_T \rho(x,y,z) dV} \quad (2.8)$$

onde  $V$  é o volume da região do tecido  $T$ ,  $D$  é a dose absorvida no ponto  $(x,y,z)$  nesta região e  $\rho$  é a densidade de massa nesse ponto. Na prática, a dose média absorvida no órgão ou tecido  $T$ ,  $\bar{D}_t$  é usualmente escrita com  $D_t$ .

### 2.6.2. Dose Equivalente ( $H_t$ )

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo de energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades de radiação. Assim, alguns tipos de radiação são mais efetivos do que outros quando se trata de efeitos estocásticos. Para quantificar esse fato e permitir que a comparação seja possível, foi introduzida a grandeza *dose equivalente*,  $H_t$ , que é o somatório das doses médias absorvidas em um órgão ou tecido,  $(D_{t,R})$ , ponderadas por um fator de peso adimensional da radiação,  $W_R$  relativo ao tipo da radiação incidente  $R$  (ICRP 103, 2008), ou seja:

$$H_t = \sum_R D_{t,R} W_R \quad (2.9)$$

Onde  $D_{t,R}$  é a  $D_t$  proveniente de um único tipo de radiação. A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para não haver confusão com a dose absorvida, a unidade para a dose equivalente recebe o nome de *sivert* (Sv). A Tabela 2.5 apresenta os valores de  $W_R$  adotados na publicação 103 da ICRP.

Tabela 2.5 Valores dos fatores de peso da radiação,  $W_R$  (ICRP 103, 1991)

Tipo e faixa de energia	FATORES DE PESO DA RADIAÇÃO $W_R$
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias	1
Prótons e Píons carregados	2
Partículas $\alpha$ , fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Curva contínua em função da energia.

### 2.6.3. Dose Efetiva (E)

A dose efetiva,  $E$ , é a soma ponderadas doses equivalentes em todos os tecidos e órgão do corpo e é definida por:

$$E = \sum_t W_t H_t \quad (2.10)$$

Onde  $W_t$  é o fator de peso do tecido  $T$ ,  $H_t$  é a dose equivalente atribuída e o  $\sum H_t = 1$ , (ICRP 103, 2008). No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/Kg, e recebe o nome especial de *sivert*(Sv).

### 2.7. Fatores de Ponderação

A dose adsorvida é insuficiente para determinar o dano causado pela exposição as radiações ionizantes. Para estabelecer uma correlação entre as grandezas de doses usadas na proteção radiológica e os efeitos estocásticos, que não tem dose definida, (como câncer radio induzido e doenças hereditárias), dois tipos de fatores de ponderação foram introduzidos, um fator de ponderação da radiação,  $W_R$ , e um fator de ponderação do tecido,  $W_t$ .

### 2.7.1. Fatores de peso do tecido, $W_t$

A definição da dose efetiva considera a diferença de radiosensibilidade relativa de vários órgãos e tecidos no corpo humano com relação à radiação de detrimientos dos efeitos estocásticos. Com esta finalidade, fatores de ponderação,  $W_t$ , foram introduzidos na Publicação 26 (ICRP 26, 1977) para seis tecidos identificados e para um grupo de tecidos restantes. Na Publicação 60 (ICRP 60, 1991) fatores de peso para o tecido foram especificados para doze tecidos e órgãos e para o grupo de tecidos restantes. Os fatores de peso do tecido são valores relativos, e a sua soma é igual a 1, para que uma distribuição de dose uniforme no corpo todo, resultante numa dose efetiva numericamente igual à dose equivalente em cada órgão e tecido do corpo. Os fatores de ponderação determinados para a Recomendação de 2008 da ICRP 103 (ICRP 103, 2008) são baseados em coeficientes relacionados e ajustados de acordo com os riscos devido ao detrimento causado pelos efeitos estocásticos. Os coeficientes de risco nominal e não ajustados são calculados pela estimativa média do risco radiológico de incidência de câncer durante o tempo de vida para uma população composta igualmente de homens e mulheres. O detrimento é modelado como uma função de letalidade e redução da qualidade de vida. Os detrimientos relativos da radiação diferenciam-se dados na publicação 60, e isto resultou em modificações nos valores de  $W_t$ . As principais modificações são para a mama ( de 0,05 para 0,12), e gônadas ( de 0,2 para 0,08) e tecidos restantes de (0,05 para 0,12). Acrescentados os valores específicos de  $W_t$  de 0,01 são agora dados para as glândulas salivares e cérebro. (Os fatores de peso para os órgãos e tecidos recomendados pela ICRP (103, 2008) são apresentados na Tabela: 2.5.

Tabela: 2.5 Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para cálculo de dose efetiva (ICRP 60, 1991) e (ICRP 103, 2008).

<b>Tecido ou Órgão</b>	<b>Fator de peso do tecido ou órgão (<math>w_T</math>) ICRP 103</b>	<b>Fator de peso do tecido ou órgão (<math>w_T</math>) ICRP 60</b>
Gônadas	0,08	0,2
Medula óssea	0,12	0,12
Cólon	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	0,12	0,12
Bexiga	0,04	0,05
Mamas	0,12	0,05
Fígado	0,04	0,05
Esôfago	0,04	0,05
Tiróide	0,04	0,05
Pele	0,01	0,01
Glândulas Salivares	0,01	0,01
Cérebro	0,01	-
Superfície óssea	0,01	-
Restante	0,12	0,05

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

## **2.8. Modelos Antropomórficos de exposição**

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

### **2.8.1. Simulador em voxel**

Uma alternativa à limitação imposta pela complexidade da anatomia humana aos simuladores matemáticos, surgiu uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. Como resultado, simuladores mais realistas são obtidas a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano. Fantomas em voxel (*Volume pixel*) provem de uma seqüência de imagens digitais de pessoas reais que são superpostas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, que mostram áreas de seção, vistas do topo, ao longo do corpo do individuo a ser analisado. Esses modelos constituem o mais recente esforço para o aperfeiçoamento dos modelos computacionais de exposição. Os fantomas em voxel são a representação real do corpo humano e sua estrutura permite determinar a energia depositada, através da equação de transporte ao nível de órgãos ou tecidos.

## **2.9. O Método de Monte Carlo**

Ao longo dos últimos anos, a solução de problemas na área de Ciências Físicas e Engenharia Nuclear utilizando as técnicas de Monte Carlo, tem crescido significativamente. Esse fenômeno pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas últimas décadas, e está relacionado ao rápido

desenvolvimento de computadores cada vez mais velozes e acessíveis aos pesquisadores nestas áreas de pesquisas.

O método de Monte Carlo pode ser usado para representar teoricamente um processo estatístico, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo particularmente útil em problemas complexos que não podem ser simulados por métodos determinísticos. Nesse método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são simulados sequencialmente.

O processo de amostragem estatística é baseado na seleção de números aleatórios. No transporte de partículas da radiação, a técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada partícula, desde a fonte (onde ela surge), ao longo de sua vida, até o seu desaparecimento (escape, absorção etc.).

### **2.9.1. O Código de Transporte de Radiação MCNP**

O código de transporte de radiação MCNPX (X-5 Monte Carlo Team, 2003), baseado no método de Monte Carlo, desenvolvido em *Los Alamos National Laboratory* (EUA), é atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas tais como prótons, deutérios, partículas alfa, etc. A capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões e a variedade de opções de dados de entrada faz desse código, uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem da radiação.

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

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

### 2.9.2. Dados de saída, resultados do MCNP

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

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

$$R \cong \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{X}} \quad (2.11)$$

Nesta seção, não foram apresentadas todas as opções que podem ser utilizadas na representação de um problema no MCNP, que podem ser encontrados no manual do código (Pelowitz, 2005)

# Capítulo 3

## Metodologia de Cálculo

Neste capítulo são apresentados os modelos de exposição e a metodologia de cálculo que foram utilizados no presente trabalho. O código de MCNPX (Pelowitz, 2005) foi usado para simular o fantoma cúbico PMMA e na determinação dos fatores de retroespalhamento e coeficientes de conversão. Foram usados os fantasmas de voxel da ICRP 110 e fatores de peso para o tecido recomendados pela ICRP 103, para o cálculo da dose efetiva.

### 3.1. Modelagem do problema e espectros de radiação

Neste estudo foram utilizados, inicialmente, feixes monoenergéticos com energias médias das qualidades RQR e RQA determinadas por Rosado (2008) conforme apresentados na Tabela 2.3. Posteriormente como um modelo mais realístico foram utilizados feixes de espectros contínuos de energia gerado pelo programa Xraygen (2004). Para cálculo dos fatores de retroespalhamento e dos coeficientes de conversão os feixes de raios X foram direcionados em um cone de ângulo sólido de modo que a área irradiada no fantoma cúbico de PMMA fosse equivalente a área irradiada conforme no arranjo experimental usado por Rosado (2008). O comando “tally F6” do código MCNPX foi utilizado para obtenção da energia depositada nos pontos a 10 mm de profundidade da superfície do fantoma e na sua superfície.

Para o cálculo da dose efetiva foram usados campos de radiação expandidos e alinhados considerando feixes com espectros contínuos gerados pelo programa Xraygen (2004).

#### 3.1.1. O simulador

Para determinação dos coeficientes de conversão é necessário o kerma no ar dentro do simulador,  $K(d)$ . Foi utilizado um modelo do simulador cúbico de PMMA de 30 cm x 30 cm x 15 cm. O PMMA tem densidade de  $1,19 \text{ g/cm}^3$  e fração de peso por massa é

hidrogênio: 0,080; carbono:0,600; oxigênio:0,320. Este simulador satisfaz as exigências da ICRU47 para simular o tronco humano.

### 3.1.2 Geometria de irradiação

As Figuras 3.1, 3.2 e 3.2 mostram as geometrias de radiação usadas nas simulações dos feixes de raios X localizados a uma distância de 2 m o que resulta em um campo de radiação de 23,9 cm de raio. As mesmas geometrias foram usadas para os cálculos de kerma no ar.

Para a determinação do Kerma no ar obtido sem a presença do fantoma esse arranjo o usado experimentalmente por Rosado (2008) (Figuras 3.1, 3.2 e 3.3) onde foram medidos os fatores de retroespalhamento e os coeficientes de conversão.

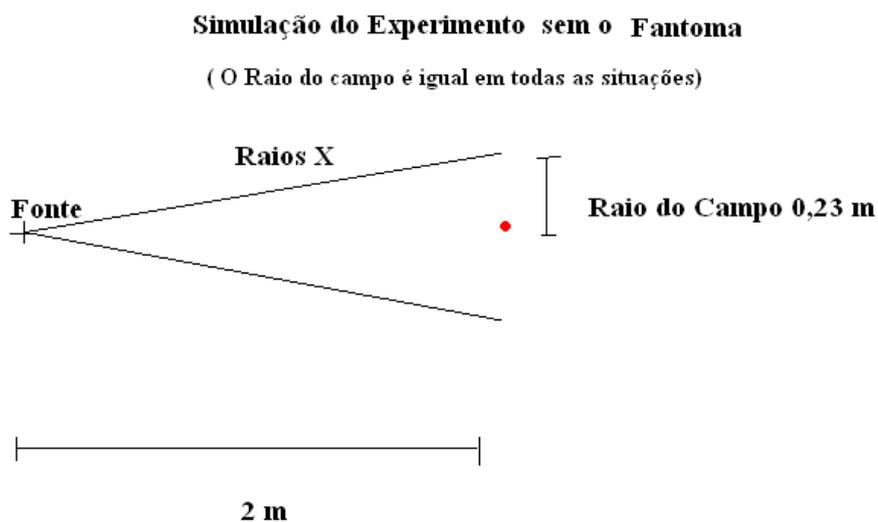


Figura 3.1. Geometria de irradiação do experimento sem a presença do fantoma.

### Simulação do Experimento na Superfície do Fantoma

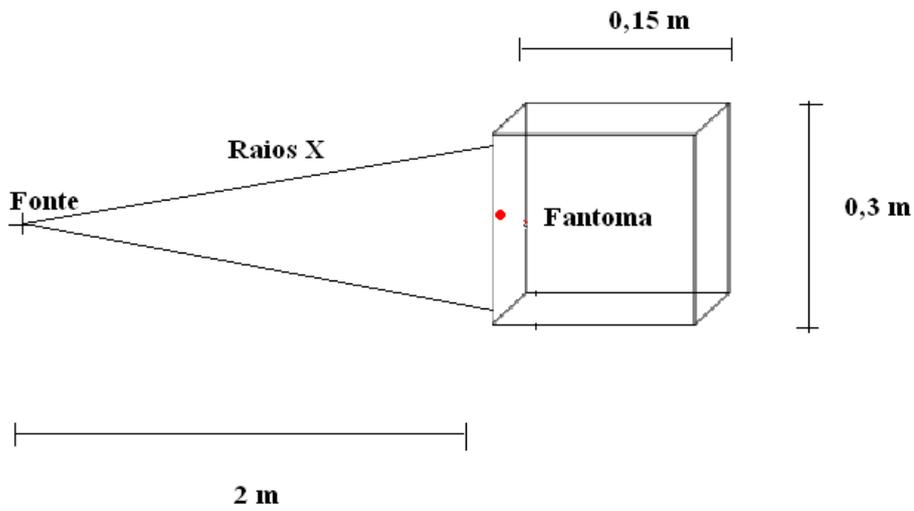


Figura 3.2 Geometria de irradiação com o ponto de interesse na superfície do fantoma.

### Simulação do Experimento a 0,01m da Superfície do Fantoma

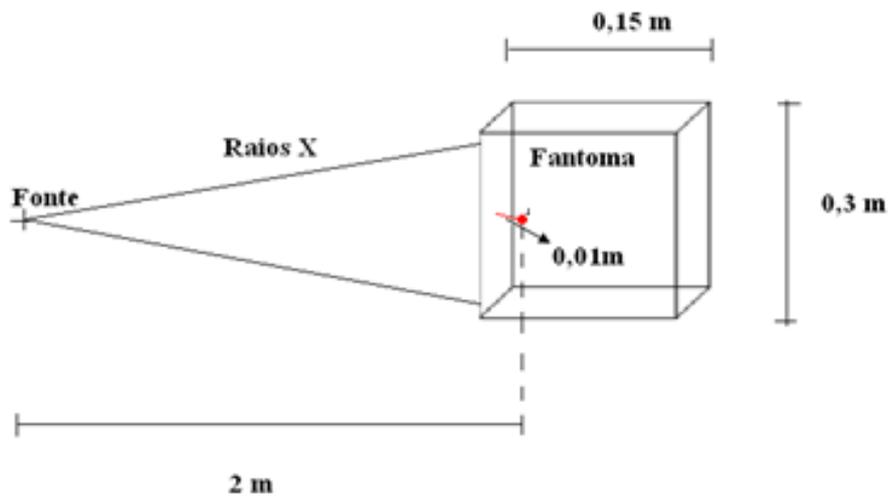


Figura 3.3 Geometria de irradiação com o ponto de interesse a 0,01m de profundidade da superfície do fantoma.

### 3.1.3 Espectro de Raios X

Com a intenção de uma simulação mais realística do experimento realizado por Rosado (2008) foram gerados espectros multi-energéticos para cada uma das qualidades RQR e RQA. Foi usado o programa Xraygen (2004) onde para a simulação e construção do espectro é fornecido ao programa a tensão no tubo, o material do alvo, o percentual de *ripple* e a filtragem. Como saída o programa fornece as energias e as probabilidades de emissão dos fótons. Esses arquivos de saída foram plotados no programa *Microcal Origin 6.0*® e comparados com os resultados encontrados na literatura e os resultados experimentais obtidos por Rosado (2008).

### 3.1.4. Fator de Retroespalhameto

A determinação do fator de retroespalhamento (BSF) requer o valor de kerma no ar na superfície do fantoma e o kerma no ar obtido sem o fantoma. (Rosado 2008)

$$\frac{K_{ar}(0)}{K_{ar}} = BSF \quad (3.3)$$

onde  $K_{ar}(0)$  é o kerma no ar na superfície do fantoma e  $K_{ar}$  é o kerma no ar obtido sem o fantoma.

### 3.1.5 Coeficiente de conversão, $H_p(d) / K_{ar}$

Segundo Will (1989) a equação que determina os coeficientes de conversão  $H_p(d)/K_{ar}$  é:

$$\frac{H_p(d)}{K_{ar}} = \frac{K_{ar}(d)}{K_{ar}} \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}^{PMMA} \quad (3.4)$$

onde  $H_p(d) / K_{ar}$  é o coeficiente de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal;  $K_{ar}$  kerma no ar livre;  $K_{ar}(d)$  o kerma nas profundidades, “d” e  $(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}^{PMMA}$  a razão dos coeficientes de absorção de energia por massa do espectro de energia na profundidade de referência.

## 3.2 Os Modelos em voxel da ICRP 110

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

Uma imagem tomográfica de corpo de corpo inteiro de um indivíduo de 38 anos, 176 cm de altura e 70kg foi selecionada para a construção do fantoma masculino de referência. Os dados constituíam em 220 fatias de 256x256 pixels. O tamanho original de cada voxel era de 8mm de altura com uma resolução de 2,08mm resultando em um voxel de 34,6mm<sup>3</sup>. Foram segmentados um total de 122 conjuntos individuais entre ossos órgãos e tecidos. Como cada fatia faz referencia a certa densidade anatômica cada pixel também define um elemento de volume ou voxel. O conjunto de todos os voxels numerados com mesmo número de identificação define um órgão ou tecido. O corpo inteiro é assim representado. A Tabela 3.1 apresenta alguns dos conjuntos de voxels que formam os órgãos e tecidos do fantoma masculino (REX).

Tabela 3.1 Órgãos, números de identificação dos voxels (ID), volume do conjunto de voxels, densidade do voxel do conjunto e massa total do órgão ou tecido do fantoma masculino.

Órgãos / ID	nº de voxels	Volume Total(cm <sup>3</sup> )	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Massa (g)
Estomago 72	3947	144,29	1,040	149,97
Bexiga 137	1316	48,08	1,040	50,00
Fígado 95	46917	1714,07	1,050	1799,78
Esôfago 110	1063	38,84	1,030	40,01
Tireóide 132	526	19,22	1,040	19,99
Cerebro 61	37794	1380,77	1,050	1449,81

O fantoma feminino de referência foi baseado na tomografia computadorizada de um indivíduo de 43 anos de idade, com altura de 167 cm e massa igual a 59 kg. O conjunto de dados possui um total de 346 fatias de 256x256 pixels. O tamanho do voxel foi então de 5 mm de altura com resolução de 1,875 mm resultando num voxel de 17,6 mm<sup>3</sup>. A Tabela 3.2 apresenta alguns dos conjuntos de voxels que formam os órgãos e tecidos do fantoma feminino (REGINA).

Tabela 3.2 Órgãos, números de identificação dos voxels (ID), volume do conjunto de voxels, densidade do voxel do conjunto e massa total do órgão ou tecido do fantoma feminino.

Órgãos / ID	nº de voxels	Volume Total(cm <sup>3</sup> )	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Massa (g)
Estomago 72	8828	134,61	1,040	140,0
Bexiga 137	2522	38,46	1,040	40,00
Fígado 95	87437	1333,3	1,050	1400,00
Esôfago 110	2228	33,97	1,030	34,99
Tireóide 132	1072	16,34	1,040	17,00
Cerebro 61	81192	1238,10	1,050	1300,00

### 3.3 Cálculo da Dose Efetiva

Neste trabalho foram utilizados os simuladores de voxels masculino (REX) e feminino (REGINA) e o código MCNP para o cálculo de dose efetiva normalizada pela fluência de fótons, para espectros de raios X, encontrados em ambientes onde estão instalados equipamentos de raios X para diagnósticos.

A dose efetiva pode ser computada a partir da avaliação da dose equivalente para um órgão ou tecido do homem padrão,  $H_T^M$  e da mulher de referência,  $H_T^F$ , conforme mostra a equação 3.5.

$$E = \sum W_T \left[ \frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right] \quad (3.5)$$

No MCNP utilizou-se o comando \*F8, para os cálculos das energias depositadas nos órgãos radiosensíveis. Para obtenção da dose equivalente normalizada pela fluência, os valores das energias depositadas foram multiplicadas pelo fator que leva em consideração as seguintes transformações:

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

A etapa seguinte foi multiplicar o valor de dose equivalente pelo fator de peso associado ao órgão ou tecido radiosensível, considerando os fatores de peso ( $w_T$ ) para os tecidos recomendados pela ICRU 103 conforme a Tabela 2.5. Este procedimento repetido a todos os órgãos e tecidos relevantes, visando calcular a dose efetiva, E, conforme a equação 3.5.

# Capítulo 4

## Resultados e Discussões

Nas seções seguintes deste capítulo são apresentados os espectros em energia de raios X gerados pelo software xraygen (2004) e os resultados obtidos nos cálculos dos coeficientes de conversão, dos fatores de retroespalhamento, assim como os cálculos do Equivalente de dose pessoal e da dose efetiva, para as qualidades RQR e RQA.

### 4.1. Espectros em energia de raios X gerados

A Figura 4.1 apresenta dos espectros em energia de raios X gerados de acordo com a qualidade RQR, onde estão representados os espectros RQR2 ao RQR10.

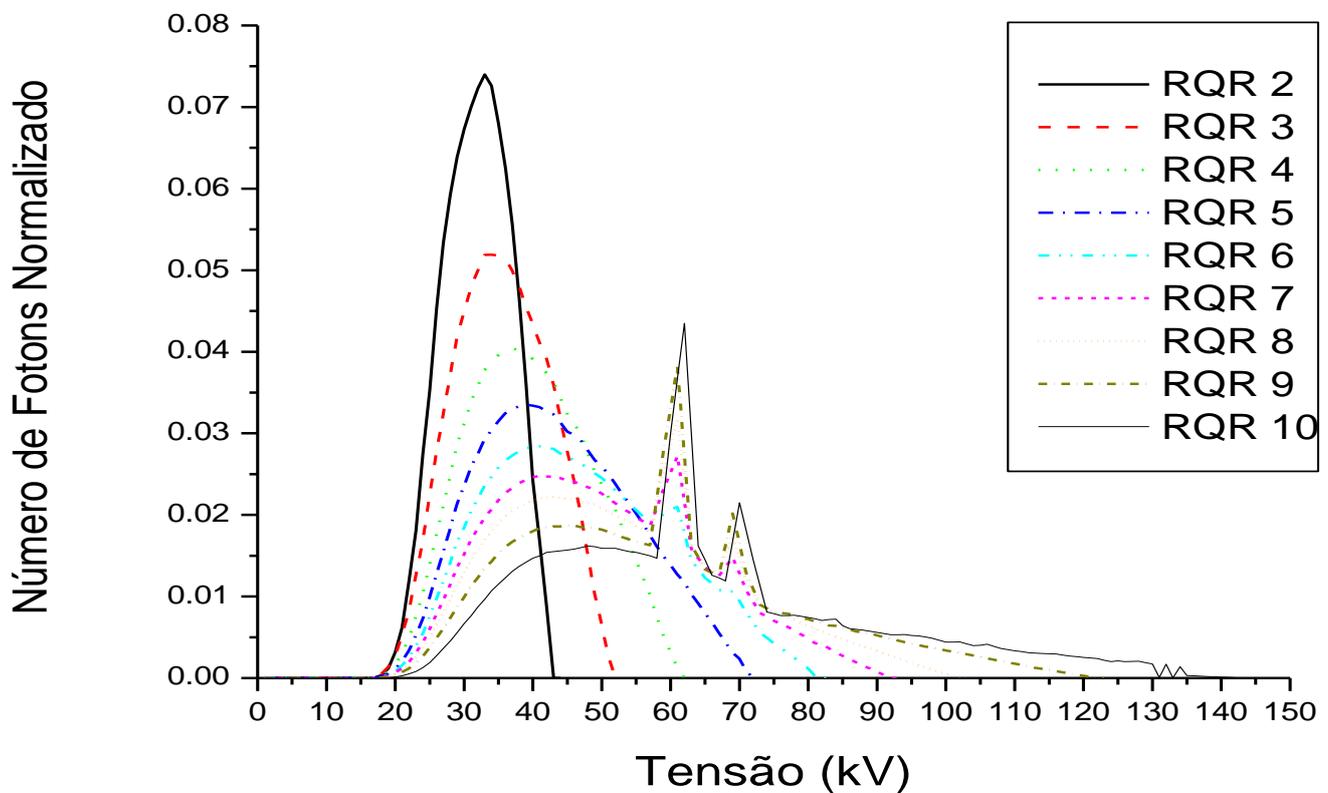


Figura 4.1 Espectros gerados através do software Xraygen (2004) normalizados pela fluência, para as qualidades RQR (RQR2 a RQR10).

A Figura 4.2 apresenta o gráfico dos espectros gerados de acordo com a qualidade RQA. Foram representados os espectros RQA2 ao RQA10.

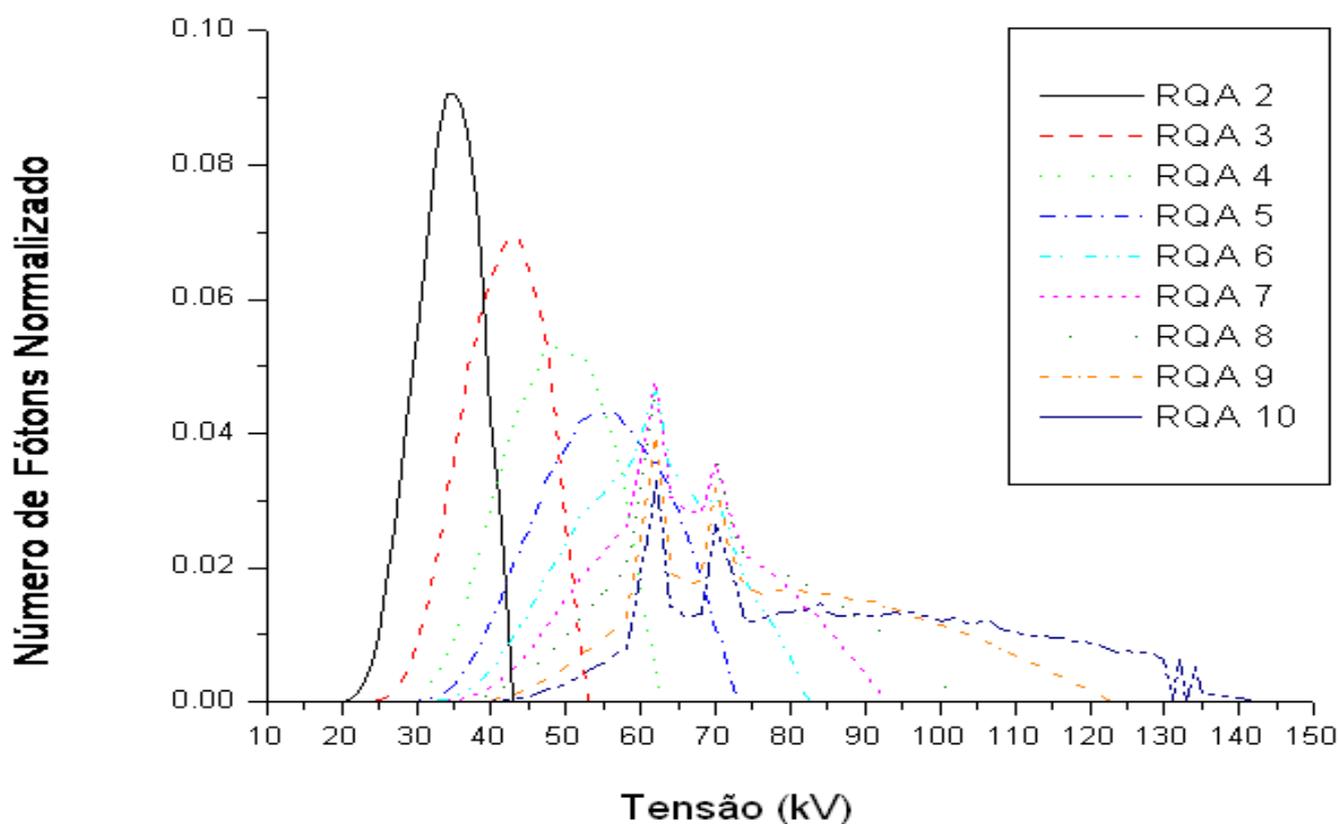


Figura 4.2 Espectros gerados através do software Xraygen (2004) normalizados pela fluência para as qualidades RQA (RQA2 a RQA10).

Os gráficos apresentados nas figuras 4.1 e 4.2 mostram que para a qualidade RQA o pico médio do espectro está em uma energia maior que os obtidos para a qualidade RQR. Isso se deve ao filtro adicional de alumínio que ao reter os fótons de menor energia faz com que a energia média do espectro que passa pelo filtro seja maior.

#### 4.2. Coeficientes de Absorção Mássico

Usando as equações 2.3, 2.4 (seção 2.3) e os valores das energias médias dos espectros de raios X apresentados na Tabela 2.3 foram obtidos os valores dos coeficientes de absorção mássico para o PMMA e para o ar, sendo os resultados apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 Coeficientes de absorção mássico obtidos a partir dos valores de energias médias dos espectros para as qualidades RQR e RQA.

Qualidade	Voltagem (kV)	Energia Média (keV)	$(\mu/\rho)^{pmma}$	$(\mu/\rho)_{Ar}$	$(\mu/\rho)_{Ar}^{pmma}$
<b>RQR2</b>	40	27	0,126	0,207	0,607
<b>RQR3</b>	50	30	0,090	0,148	0,612
<b>RQR4</b>	60	34	0,063	0,100	0,624
<b>RQR5</b>	70	38	0,047	0,074	0,644
<b>RQR6</b>	80	41	0,040	0,061	0,663
<b>RQR7</b>	90	44	0,036	0,052	0,685
<b>RQR8</b>	100	48	0,032	0,045	0,716
<b>RQR9</b>	120	56	0,028	0,035	0,784
<b>RQR10</b>	150	66	0,025	0,029	0,875
<b>RQA2</b>	40	32	0,074	0,121	0,617
<b>RQA3</b>	50	40	0,042	0,065	0,656
<b>RQA4</b>	60	45	0,035	0,050	0,692
<b>RQA5</b>	70	52	0,029	0,039	0,750
<b>RQA6</b>	80	57	0,027	0,035	0,793
<b>RQA7</b>	90	64	0,025	0,030	0,856
<b>RQA8</b>	100	68	0,025	0,027	0,894
<b>RQA9</b>	120	76	0,023	0,024	0,977
<b>RQA10</b>	150	87	0,022	0,019	1,106

Os valores dos coeficientes de absorção mássicos para o PMMA e para o ar, foram calculados usando a razão entre os valores obtidos para o PMMA e o ar.

A Tabela 4.1 mostra que para a qualidade RQA os valores dos coeficientes de absorção mássicos são superiores aqueles obtidos para qualidade RQR. Isso ocorre devido à baixa absorção de energia do ar para fótons mais energéticos, fazendo com que a razão entre o coeficiente de absorção mássico para o PMMA e para o ar aumente.

### 4.3. Coeficientes de conversão

A partir dos valores de  $(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}^{PMMMA}$  apresentados na Tabela 4.1, da equação 3.4 e das energias médias ( $\bar{E}$ ) dos espectros, foram calculados os valores dos coeficientes de conversão do equivalente de dose pessoal,  $H_p(10)$ , em relação ao kerma no ar.

Ainda com os resultados obtidos na seção 4.2 foram calculados os coeficientes de conversão utilizando os espectros gerados com o software Xraygen (2004) de acordo com as condições impostas para as características de cada qualidade. Os valores para os coeficientes de conversão para as qualidades RQR e RQA obtidos são representados na Tabela 4.2

Tabela 4.2 Coeficientes de conversão para energia média,  $C.C(\bar{E})$ , e para espectros de raios x( $E'$ ),  $C.C(E')$ . (Figuras 4.1 e 4.2 para as qualidades RQR e RQA.)

Qualidade	Voltagem (KV)	C. C ( $\bar{E}$ ) (Gy/Sv)	C. C ( $E'$ ) (Gy/Sv)	Diferença Relativa
				$\frac{C.C(\bar{E}) - C.C(E')}{C.C(E')}$
<b>RQR2</b>	40	0,51	0,50	0,02
<b>RQR3</b>	50	0,53	0,58	0,08
<b>RQR4</b>	60	0,66	0,65	0,01
<b>RQR5</b>	70	0,68	0,73	0,06
<b>RQR6</b>	80	0,81	0,79	0,03
<b>RQR7</b>	90	0,88	0,86	0,03
<b>RQR8</b>	100	1,12	0,91	0,18
<b>RQR9</b>	120	1,22	1,06	0,13
<b>RQR10</b>	150	1,50	1,19	0,21
<b>RQA2</b>	40	0,62	0,58	0,07
<b>RQA3</b>	50	0,78	0,76	0,03
<b>RQA4</b>	60	0,93	0,95	0,02
<b>RQA5</b>	70	1,10	1,08	0,01
<b>RQA6</b>	80	1,34	1,18	0,13
<b>RQA7</b>	90	1,43	1,34	0,07
<b>RQA8</b>	100	1,58	1,43	0,10
<b>RQA9</b>	120	1,69	1,57	0,08
<b>RQA10</b>	150	1,90	1,77	0,07

Os resultados mostram uma variação dos coeficientes de conversão, para  $\bar{E}$ , entre 0,51 e 1,50Sv/Gy para as qualidades RQR. Para as qualidades RQA a variação dos coeficientes de conversão observada é de 0,62 a 1,90Sv/Gy.

Quando foram utilizados os espectros de energia de raios X os coeficientes de conversão apresentaram uma variação entre 0,50 e 1,19 Sv/Gy para as qualidades RQR. Para as qualidades RQA a variação dos coeficientes de conversão resultou entre de 0,58 e 1,77 Sv/Gy.

#### **4.4. Fator de retroespalhamento**

Utilizando a Equação 3.3, os valores de kerma no ar na superfície do fantoma e os valores de kerma no ar livre obtidos com a energia média, ( $\bar{E}$ ), de cada espectro, calculou-se os fatores de retroespalhamento para as qualidades RQR e RQA. Seguindo o mesmo procedimento foram calculados os fatores de retro espalhamento para os espectros gerados através do software Xraygen (2004).

Os valores dos fatores de retroespalhamento (BSF) para as qualidades RQR e RQA estão apresentados na Tabela 4.3

Tabela 4.3 Valores dos fatores de retroespalhamento obtidos para a energia média  $BSF(\bar{E})$  e para espectros realísticos  $BSF(E')$ , nas qualidades RQR e RQA

Qualidade	Tensão(kV)	BSF ( $\bar{E}$ )	BSF( $E'$ )	Diferença Relativa
				$\left  \frac{BSF(E') - BSF(\bar{E})}{BSF(E')} \right $
<b>RQR2</b>	40	1,36	1,42	0,04
<b>RQR3</b>	50	1,47	1,50	0,02
<b>RQR4</b>	60	1,56	1,50	0,04
<b>RQR5</b>	70	1,61	1,54	0,04
<b>RQR6</b>	80	1,67	1,57	0,06
<b>RQR7</b>	90	1,73	1,60	0,08
<b>RQR8</b>	100	1,76	1,38	0,28
<b>RQR9</b>	120	1,77	1,66	0,07
<b>RQR10</b>	150	1,81	1,62	0,12
<b>RQA2</b>	40	1,52	1,44	0,06
<b>RQA3</b>	50	1,61	1,56	0,03
<b>RQA4</b>	60	1,74	1,63	0,07
<b>RQA5</b>	70	1,79	1,73	0,03
<b>RQA6</b>	80	1,82	1,77	0,03
<b>RQA7</b>	90	1,84	1,78	0,03
<b>RQA8</b>	100	1,89	1,73	0,09
<b>RQA9</b>	120	1,72	1,69	0,02
<b>RQA10</b>	150	1,64	1,65	0,01

Analisando a Tabela 4.3 observa-se que os valores dos fatores de retroespalhamento variam, para  $\bar{E}$ , de 1,36 a 1,81 para as qualidades RQR, e de 1,52 a 1,89 para as qualidades RQA. As diferenças relativas entre os resultados obtidos com a energia média e os obtidos com o uso dos espectros, com exceção a qualidade RQR8 se mantiveram inferiores a 10%. O que sugere a possibilidade da utilização do uso da energia média dos espectros para o cálculo do BSF. Estes resultados são úteis para o cálculo da dose na entrada da pele.

O valor do fator de retroespalhamento em função da energia média para a qualidade RQA apresentou seu máximo para a qualidade RQA8 e seguindo a tendência de queda. Isso ocorre devido ao processo da interação da radiação com a matéria, que neste intervalo de energia, começa a predominar o efeito Compton.

#### **4.5. Resultados experimentais e modelados**

Tanto os coeficientes de conversão quanto os fatores de retroespalhamento foram medidos experimentalmente por Rosado (2008). Ao simular o arranjo experimental utilizando a mesma geometria de irradiação e espectros semelhantes aos que foram utilizados por Rosado (2008) era esperada uma conformidade nos resultados.

Os valores encontrados na simulação ao serem comparados com os valores obtidos experimentalmente apresentaram uma diferença relativa de até 0,16 para os fatores de retroespalhamento e de até 0,33 para os coeficientes de conversão. O que já era esperado devido não só as flutuações estatísticas, mas principalmente devido as aproximações feitas na modelagem. Para modelagem foram usados espectros gerados pelo software, Xraygen (2004), que não reproduziam com total fidelidade a situação experimental uma vez que não eram idênticos os espectros reais da situação experimental e os obtidos com o software Xraygen (2004). As grandes fontes de incerteza que envolvem os trabalhos experimentais também podem ter contribuído bastante para essas diferenças.

##### **4.5.1. Resultados experimentais e modelados para o fator de retroespalhamento (BSF)**

Os valores e as diferenças relativas entre os resultados do fator de retroespalhamento obtidos experimentalmente por Rosado (2008) e os calculados pela modelagem com o código MCNPX para as qualidades RQR e RQA são apresentados na Tabela 4.4

Tabela 4.4 Diferença relativa entre os fatores de retroespalhamento determinado experimentalmente  $BSF(E')_{Exp}$  e obtidos no presente trabalho  $BSF(E')_{MCNP}$  para as qualidades RQR e RQA.

Qualidade	Tensão (kV)	$BSF(E')_{Exp}$	$BSF(E')_{MCNP}$	Dif. Relativa $\frac{ BSF_{Exp} - BSF_{MCNP} }{BSF_{MCNP}}$
<b>RQR 2</b>	40	1,2	1,42	0,15
<b>RQR 3</b>	50	1,36	1,50	0,09
<b>RQR 4</b>	60	1,41	1,50	0,06
<b>RQR 5</b>	70	1,53	1,54	0,01
<b>RQR 6</b>	80	1,53	1,57	0,03
<b>RQR 7</b>	90	1,54	1,60	0,04
<b>RQR 8</b>	100	1,6	1,38	0,16
<b>RQR 9</b>	120	1,7	1,66	0,03
<b>RQR 10</b>	150	1,7	1,62	0,05
<b>RQA 2</b>	40	1,4	1,44	0,02
<b>RQA 3</b>	50	1,58	1,56	0,01
<b>RQA 4</b>	60	1,6	1,63	0,02
<b>RQA 5</b>	70	1,9	1,73	0,10
<b>RQA 6</b>	80	1,9	1,77	0,08
<b>RQA 7</b>	90	2,1	1,78	0,18
<b>RQA 8</b>	100	1,9	1,73	0,10
<b>RQA 9</b>	120	2,0	1,69	0,19
<b>RQA 10</b>	150	1,8	1,65	0,09

Analisando a Tabela 4.4 verifica-se que as diferenças relativas entre os resultados experimentais e modelados, com exceção para as qualidades RQR2, RQR8, RQA7 e RQA9, resultaram em valores abaixo de 0,10. Considerando a propagação de erro que se tem inerente à trabalhos experimentais essas diferenças pode ser considerada pequena.

#### 4.5.2. Resultados experimentais e modelados para o coeficiente de conversão

Os valores experimentais medidos por Rosado (2008) e os calculados pela modelagem com o código MCNPX para as qualidades RQR e RQA e a diferença relativa entre os resultados são apresentados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 Diferença relativa entre os valores dos coeficientes de conversão determinado experimentalmente, ( $C.C_{Exp}$ ) Rosado (2008) e obtidos neste trabalho, ( $C.C_{MCNP}$ ) para as qualidades RQR e RQA.

Qualidade	Tensão (kV)	C.C <sub>Exp</sub> Rosado(2008)	C.C <sub>MCNP</sub>	Dif. Relativa
				$\left  \frac{C.C_{Exp} - C.C_{MCNP}}{C.C_{MCNP}} \right $
<b>RQR 2</b>	40	0,64	0,50	0,27
<b>RQR 3</b>	50	0,75	0,58	0,30
<b>RQR 4</b>	60	0,79	0,65	0,22
<b>RQR 5</b>	70	0,88	0,73	0,21
<b>RQR 6</b>	80	0,91	0,79	0,15
<b>RQR 7</b>	90	0,95	0,86	0,11
<b>RQR 8</b>	100	1,06	0,91	0,16
<b>RQR 9</b>	120	1,2	1,06	0,14
<b>RQR 10</b>	150	1,6	1,19	0,35
<b>RQA 2</b>	40	0,8	0,58	0,38
<b>RQA 3</b>	50	0,95	0,76	0,25
<b>RQA 4</b>	60	1,1	0,95	0,15
<b>RQA 5</b>	70	1,4	1,08	0,29
<b>RQA 6</b>	80	1,5	1,18	0,27
<b>RQA 7</b>	90	1,9	1,34	0,42
<b>RQA 8</b>	100	1,8	1,43	0,25
<b>RQA 9</b>	120	2,11	1,57	0,34
<b>RQA 10</b>	150	2,4	1,77	0,35

As diferenças relativas entre os coeficientes de conversão obtidas com o MCNP e os determinados experimentalmente apresentam uma variação entre 0,11 e 0,35 na qualidade RQR, e entre 0,15 e 0,38 para a qualidade RQA. Esses resultados possivelmente se devem ao fato de que para o cálculo do coeficiente de conversão são

usados vários parâmetros como a energia média dos espectros e as equações 2.3 e 2.4 que introduzem erros não só nas medidas, mas também nos cálculos.

#### 4.6. O Equivalente de Dose Pessoal $H_p(10)$

Utilizando os valores encontrados para os coeficientes de conversão (Tabela 4.2) e os valores de kerma no ar, foi possível calcular os valores do equivalente de dose pessoal,  $H_p(10)$ , para as qualidades RQR e RQA. Os resultados são apresentados na Tabela 4.6

Tabela 4.6 Valores obtidos para Equivalente de Dose Pessoal para energia média  $H_p(10)(\bar{E})$  e para espectros de raios X  $H_p(10)(E')$  para as qualidades RQR e RQA.

Qualidade	Tensão (kV)	$H_p(10)(\bar{E})$ (pSV)	$H_p(10)(E')$ (pSV)	Diferença Relativa
				$\left  \frac{H_p(E') - H_p(10)(\bar{E})}{H_p(10)(E')} \right $
<b>RQR2</b>	40	0,42	0,35	0,20
<b>RQR3</b>	50	0,36	0,32	0,13
<b>RQR4</b>	60	0,35	0,31	0,13
<b>RQR5</b>	70	0,30	0,32	0,06
<b>RQR6</b>	80	0,32	0,32	0,01
<b>RQR7</b>	90	0,31	0,33	0,05
<b>RQR8</b>	100	0,36	0,27	0,33
<b>RQR9</b>	120	0,35	0,38	0,08
<b>RQR10</b>	150	0,43	0,42	0,02
<b>RQA2</b>	40	0,37	0,35	0,06
<b>RQA3</b>	50	0,32	0,32	0,01
<b>RQA4</b>	60	0,32	0,33	0,02
<b>RQA5</b>	70	0,32	0,34	0,05
<b>RQA6</b>	80	0,37	0,36	0,04
<b>RQA7</b>	90	0,40	0,40	0,01
<b>RQA8</b>	100	0,44	0,43	0,03
<b>RQA9</b>	120	0,49	0,50	0,01
<b>RQA10</b>	150	0,62	0,61	0,02

A Tabela 4.6 mostra que, exceto para as qualidades RQR2 que resultou em 0,20 e para qualidade RQR8 que resultou em 0,33, as diferenças relativas entre,  $H_p(10)(\bar{E})$  e  $H_p(10)(E')$  resultaram em valores abaixo de 0,10, que sugere a possibilidade de utilização da energia média do espectro no cálculo o equivalente de dose pessoal.

#### **4.7. Dose Efetiva**

Com o código computacional MCNPX e o fantomas masculino (REX) e feminino (REGINA) de voxel recomendado pela ICRP 110 (ICRP, 2009) foram calculadas as doses efetivas considerando os feixes de raios X com energia média,  $(\bar{E})$ , e para os espectros gerados  $(E')$  com o software Xraygen (2004).

Os resultados apresentados nas Tabelas 4.7 e 4.8 mostram que para ambas as qualidades RQR e RQA, tanto a dose efetiva quanto o equivalente de dose pessoal, se encontram na faixa de décimos de pSv. As duas grandezas apresentam diferenças significativas que resultaram entre 0,13 e 0,71 para a qualidade RQR e de até 0,64 para a qualidade RQA.

Tabela 4.7 Diferença relativa entre dose efetiva para feixes monoenergéticos  $E(\bar{E})$  e considerando os espectros gerados através do software Xraygen  $E(E')$  para as Qualidades RQR e RQA.

Qualidade	Voltagem (KV)	E ( $\bar{E}$ ) (pSv)	E(E') (pSv)	Diferença Relativa
				$\left  \frac{E(E') - E(\bar{E})}{E(E')} \right $
<b>RQR2</b>	40	0,21	0,31	0,32
<b>RQR3</b>	50	0,28	0,48	0,41
<b>RQR4</b>	60	0,41	0,62	0,34
<b>RQR5</b>	70	0,58	0,72	0,19
<b>RQR6</b>	80	0,64	0,80	0,20
<b>RQR7</b>	90	0,73	0,85	0,14
<b>RQR8</b>	100	0,85	0,93	0,08
<b>RQR9</b>	120	1,02	0,89	0,15
<b>RQR10</b>	150	1,13	0,90	0,26
<b>RQA2</b>	40	0,34	0,35	0,02
<b>RQA3</b>	50	0,61	0,57	0,06
<b>RQA4</b>	60	0,76	0,77	0,02
<b>RQA5</b>	70	0,97	0,91	0,06
<b>RQA6</b>	80	1,06	0,99	0,08
<b>RQA7</b>	90	1,14	1,09	0,05
<b>RQA8</b>	100	1,17	1,09	0,07
<b>RQA9</b>	120	1,21	1,12	0,08
<b>RQA10</b>	150	1,18	1,12	0,05

Os resultados da Tabela 4.7 mostram que para a qualidade RQA a diferença relativa entre a dose efetiva calculada com o feixe monoenergéticos e o espectro gerado pelo Xraygen apresentam valores entre 0,02 e 0,08, o que sugere a possibilidade da utilização da energia média dos espectros para o cálculo da dose efetiva na qualidade RQA.

No entanto, para a qualidade RQR os valores da diferença relativa foram significativos entre 0,08 e 0,41 não sendo portanto apropriado o uso da energia média do feixe para o cálculo da dose efetiva.

A discrepância nos resultados para as qualidades RQR e RQA provavelmente se deve ao fato de que por ter filtro extra o feixe da qualidade RQA possui um espectro menos amplo. Com a filtração dos fótons de menor energia a dispersão em torno do valor médio é menor com isso deixando o espectro mais semelhante ao feixe mono energético.

Tabela 4.8 Diferença relativa entre dose efetiva  $E(E')$  e equivalente de dose pessoal  $H_p(10)(E')$  para os espectros  $E'$  para as qualidades RQR e RQA

Qualidade	Voltagem (kV)	$H_p(10)(E')$ (pSv)	$E(E')$ (pSv)	Diferença Relativa
				$\left  \frac{E(E') - H_p(10)(E')}{E(E')} \right $
<b>RQR2</b>	40	0,35	0,31	0,13
<b>RQR3</b>	50	0,32	0,48	0,33
<b>RQR4</b>	60	0,31	0,62	0,50
<b>RQR5</b>	70	0,32	0,72	0,56
<b>RQR6</b>	80	0,32	0,80	0,60
<b>RQR7</b>	90	0,33	0,85	0,61
<b>RQR8</b>	100	0,27	0,93	0,71
<b>RQR9</b>	120	0,38	0,89	0,57
<b>RQR10</b>	150	0,42	0,90	0,53
<b>RQA2</b>	40	0,35	0,35	0,00
<b>RQA3</b>	50	0,32	0,57	0,44
<b>RQA4</b>	60	0,33	0,77	0,57
<b>RQA5</b>	70	0,34	0,91	0,63
<b>RQA6</b>	80	0,36	0,99	0,64
<b>RQA7</b>	90	0,40	1,09	0,63
<b>RQA8</b>	100	0,43	1,09	0,61
<b>RQA9</b>	120	0,50	1,12	0,55
<b>RQA10</b>	150	0,61	1,12	0,46

A Tabela 4.8 mostra que os valores do equivalente de dose pessoal,  $H_p(10)(E')$ , e da dose efetiva  $E(E')$ , apresentam uma diferença considerável principalmente nas faixas intermediárias de energia, RQR5 a RQR8, e RQA5 a RQA8.

Apesar de terem a mesma unidade de medida, (Sv), o equivalente de dose pessoal, é uma grandeza operacional, enquanto a dose efetiva é uma grandeza de limitação de risco, sendo os cálculos dessas grandezas distintos. A dose efetiva segundo a ICRP 103 (ICRP, 2008) leva em conta uma grande quantidade de parâmetros como o fator de peso para órgãos e tecidos,  $w_t$ , o volume e da massa dos órgãos e tecidos além de ser uma representação bem mais detalhada e considerado todo o corpo humano. Para o equivalente de dose pessoal o fantoma usado é o cubo de PMMA que simula somente o tronco humano. Além de simular apenas o tronco humano seu formato cúbico e sua composição homogênea de oxigênio, hidrogênio e carbono são extremamente simples e se distanciam muito do complexo modelo de fantoma de voxels. Essas diferenças sugerem não ser muito adequada, do ponto de vista da proteção radiológica uma relação direta entre o equivalente de dose pessoal e a dose efetiva.

# Capítulo 5

## Conclusões

Neste trabalho foram calculados os coeficientes de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal e os fatores de retroespalhamento para feixe de raios X diagnóstico. Os resultados mostram que estes valores têm uma considerável variação dentro da faixa de energia de feixes de raios X diagnóstico, o que sugere não ser apropriado o uso de um único valor para o coeficiente de conversão para a faixa de energia estudada.

Comparando os valores obtidos para os coeficientes de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal com o valor único adotado pela CNEN de 1,14Sv/Gy para a determinação da dose individual, verifica-se que, para baixas energias, qualidades RQR2 a RQR5; RQA2 e RQA3, os valores do coeficiente de conversão são superestimados em até 44%, e para altas energias qualidades RQR10 e RQA8 a RQA10 os valores são subestimados em até 67%.

Também foi possível observar que a diferença relativa entre os fatores de retroespalhamento quando calculados com a energia média,  $BSF(\bar{E})$ , e quando calculados com o espectro gerado,  $BSF(E')$ , com exceção para a qualidade RQR8 que foi de 0,33, para todas as outras qualidades tanto de RQR quanto de RQA ficaram em valores inferiores a 0,10. Esses resultados sugerem ser possível a utilização das energias médias dos espectros para o cálculo dos fatores de retroespalhamento.

De maneira semelhante foi observado, exceto para as qualidades RQR2 que ficou em 0,20 e para qualidade RQR8 que ficou em 0,33, que as diferenças relativas entre o  $H_{p(10)}(\bar{E})$  calculado com a energia média e o  $H_{p(10)}(E')$  calculado com o espectro gerado resultam em valores inferiores a 0,10 indicando a possibilidade da utilização da energia média no cálculo da grandeza equivalente de dose pessoal.

Para a dose efetiva ao se fazer a comparação entre o cálculo com o feixe mono energético e com espectro foram observados comportamentos diferentes entre as qualidades RQR e RQA. Para a qualidade RQA os resultados se mostraram próximos com diferenças relativas entre 0,02 e 0,08 indicando, portanto, a possibilidade da

utilização da energia média para o cálculo da dose efetiva. Para a qualidade RQR as diferenças relativas resultaram entre 0,08 e 0,41 sendo grande diferença atribuída ao fato de que o espectro da qualidade RQR é mais amplo que na qualidade RQA que possui filtração extra.

Os resultados também mostram que a diferença relativa entre as grandezas equivalente de dose pessoal,  $(H_p(10)(E'))$ , e dose efetiva,  $(E(E'))$ , apresentam uma variação de 0,14 a 0,71 para a qualidade RQR e de até 0,64 para a qualidade RQA. Estes resultados sugerem não ser totalmente apropriado o uso do equivalente de dose pessoal para estimar a dose efetiva dentro da faixa de energia de radiodiagnóstico. A diferença encontrada nos valores dessas duas grandezas talvez possa ser atribuída a simplificação que é feita ao se usar o cubo de PMMA como simulador do tronco humano.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alghamdi, A. A., Ma, A., Tzortzis, M. and Spyrou, N. M., Neutron-Fluence-to-Dose Conversion Coefficients in an Anthropomorphic Phantom, *Radiation Protection Dosimetry*, 115, 606-611, 2005.
- Attix, F. H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, New York, John Wiley & Sons, 1986.
- Binks, W., Protection in industrial radiography, *Br. J. Radiol.* 16, 49-53, 1943.
- Birch, R. & Marshall, M., Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector, *Phys. Med. Biol.*, 24, 505-517, 1979.
- Birch, R., Marshall, M., Ardran, G. M., *Catalogue of Spectral Data For Diagnostic X-rays*, The Hospital Physicists' Association, 1979
- Boutillon, M. & Perroche-Roux, A.M., Re-evaluation of the W value for electrons in dry air, *Phys. Med. Biol.*, 32, 213-219, 1987.
- Briesmeister, J. F., *MCNP -A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B.*, Los Alamos National Laboratory; LA - 12625-M, Los Alamos, 1997.
- Balthar, M. C. V., *Cálculo de Dose em Órgãos, Fora do Volume Alvo, em Crianças Submetidas a Terapia Gama Externa, para Avaliação do Risco de Surgimento de Tumores Secundários*, Tese de Doutorado, Centro Biomédico, Universidade dos Estado do Rio de Janeiro, 2002.
- Bozkurt, A., *Assessment of Organ Doses from Exposure to Neutrons Using the Monte Carlo Technique and an Image-Based Anatomical Model*, Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2000.
- Bozkurt, A., Chao, T. C. and Xu, X. G., Fluence-to-Dose Conversion Coefficients from Monoenergetic Neutrons Below 20 MeV Based on the VIP-Man Anatomical Model, *Phys. Med. Biol.*, 45, 3059-3079, 2000.
- Chao, T., *The Development and Application of a Tomographic Whole-Body Model for Monte Carlo Organ Dose Calculation*, Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2001.
- Devderstandt, J. J., Hamilton L.J., *Nuclear Reactor Analysis*, New York, Wiley, 1976.
- CNEN-NN-3.01. *Diretrizes básicas de Proteção Radiológica*. D.O.U. Brasília, janeiro de 2005.

Dimbylow, P. J., The Development of Realistic Voxel Phantoms for Elettromagnetic Field Dosimetry. In. Proceedings of an International Workshop on Voxel Phantom Development Held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 1995.

Gibbs, S.J., Pujol, A., Chen, T. S., Malcolm, A. W., James, A. E., Patient Risk from Interproximal Radiography. *Oral Surg. Oral Med. Pathol.*, vol. 58, pp. 347-354, 1984.

Gualdrini, G. and Ferrari, P., Preliminary Studies on Neutron Conversion Coefficients Calculated with MCNPX in Norman Voxel Phantom, *Radiation Protection Dosimetry*, 1-4, 2007.

Hwang, J. M. L., Shoup, R. L. And Poston, J. W., Mathematical Description of a Newborn Human for Use in Dosimetry Calculations, Report n. ORNL-5453, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn.,USA, 1976.

IEC 61267: Medical Diagnostic x-ray Equipment – Radiation Conditions for use in the determination of characteristics. Geneva, Switzerland, 2005.

ICRP 22, Recommendations of the International Commission Radiological Protection, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1973.

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

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

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

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

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

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

ICRP 103, Recommendations of the ICRP, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2008.

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

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

ICRU 47, Measurement of Equivalents from External Photon and Electron Radiation. International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD, 1992.

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

Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. And Drexler, G., The Calculation of Dose from External Photon Expousures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms, GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Enviroment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

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

King, S. D. And Spiers, F. W., Photoelectron Enhacement of the Absorbed Dose from X Rays to a Humam Bone Marrow: Experimental and Theoretical Studies, Br. J. of Radiol., 58, 345-356, 1985.

Kim, J. O., Kim, J. K., A new approach for the calculation of photon dose conversion factor in the PMMA slab phantom, Health Physics, v. 73, n. 4, pp. 639-643, 1997.

Kim, J. O., Kim, J. K., 1999, Dose equivalent per unit fluence near the surface of the icru phantom by including the secondary electron transport photon, Radiation Protection Dosimetry, v. 83, n. 3, pp. 211-219, 1999.

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

Ministério da Saúde. Portaria 453/98, Diretrizes Básicas de proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médio e Odontológico, D.O.U. Brasília, outubro de 1998

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

NCRP 51, Radiation Protection Design Guidelines for 0.1 – 100 MeV particle accelerator facilities, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD, USA, 1979.

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

- Nogueira, M.S., Campos, L.L., Mota, H.C., Determination of Conversion Coefficients Between air Kerma or Photon Fluence and Ambient Dose Equivalent for Diagnostic X-Ray beams, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 81, n. 2, pp. 123-132, 1999.
- Loureiro, E. C. M., Construção de Simuladores Baseados em Elementos de Volume a partir de Imagens Tomográficas Coloridas, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2002.
- Pelowitz, D. B. ed, MCNPX<sup>TM</sup>User's Manual, Version 2.5.0. Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369, April. 2005.
- Rosado, P. H. G., Determinação experimental dos coeficientes de conversão de kerma no ar para o Equivalente de dose pessoal e Hp(d), e fatores de retroespalhamento em feixe de raios X diagnóstico, Dissertação (Mestrado) , Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear 2008.
- Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G. And Fisher, H. L., Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom, *MIRD Pamphlet n. 5, J. Nucl. Med.*, 10, [Suppl.]: 3, 1969.
- Stabin, M. And Youriyaz, H. Photon Specific Absorbed Fractions Calculated in the Trunk of an Adult Male Voxel-Based Phantom. *Health Physics*, v. 82(1), p.21-44, January, 2002.
- Veit, R., Panzer W., Zankl, M., Scheurer, C., Vergleich Berechneter and Gemessener Dosen an Einem Anthropomorphen Phantom. *Z. Med. Phys.*, vol. 2, pp. 123-126, 1992.
- Vieira, J. W., Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo Egs4 e Fantomas em Voxels, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2004.
- Williams, G., Zankl, M., Abmayr, W., Veit, R., Drexler, G., The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference and Realistic Human Phantoms and Monte Carlo Methods. *Phys. Med. Biol.*, vol. 31, pp. 347-354, 1986.
- WILL, W. Radiation protection Dosimetry. Measurement of Conversion Coefficients for Estimating Photon Individual Dose Equivalent For Cuboid Water Phantom, v.27, p.9-14 1989.
- Xu, X. G., Chao T. C., Bozkurt, A., A. VIP-MAN: An Image-Based Whole-Body Adult Male Constructed from Color Photographs of the Visible Human Project for Multi-Particle Monte Carlo Calculations. *Health Phys.*, Vol. 78, No. 5, 476-486, May 2000.
- X-5 Monte Carlo Team, 2003. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory, LA-UR-03-1987. Los Alamos National Laboratory, USA.
- Yamaguchi, Y. Age-dependent Effective Doses for External Photons. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 55, n. 2, pp. 123-129, 1994.

Youriyaz, H. Desenvolvimento de uma Metodologia Computacional para Cálculos em Dosimetria Interna. Tese (Doutorado em Ciências) – IPEN Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, 2003.

Siewerdsen J.H. et al, Spektr: A computational tool for x-ray spectral analysis and imaging system optimization, *Med. Phys.* 31 (11), 2004

Zankl, M., Drexler, G., Petoussi-Henss, N., Saito, K., The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods: Part. VII. Organ doses due to parallel and Environmental Exposures Geometries GSF-Report 8/97 (Neuhenberg-Muenchen: Institut für Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit).

Zhang, G., Liu, Q. and Luo, Q. Monte Carlo Simulations for External Neutron Dosimetry Based on the Visible Chinese Human Phantom, *Phys. Med. Biol.*, 52, 7367-7383, 2007.

Zubal, G., Harrel, C., Smith, E., Ratner, A., Gindi, G. and Hoffer, P. Computerized Three-Dimensional Segmented Human Anatomy. *Math. Phys.* v.21, p.299-302, 1994.