



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**MODELO PARA DETERMINAÇÃO DE ESPESSURAS
DE BARREIRAS PROTETORAS EM SALAS PARA
RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA**

PAULO ROBERTO COSTA

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações**

**Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas**

**São Paulo
1999**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

MODELO PARA DETERMINAÇÃO DE ESPESSURAS
DE BARREIRAS PROTETORAS EM SALAS PARA
RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA

Paulo Roberto Costa



Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do grau de
Doutor em Ciências na área de
Tecnologia Nuclear-Aplicações

Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas

São Paulo

1999

*O empenho de modelar a matéria incoerente e
vertiginosa de que se compõem os sonhos é o mais árduo que
pode empreender um homem, ainda que penetre todos os
enigmas da ordem superior e da inferior...*

As Ruínas Circulares
Jorge Luis Borges

*Dedico este trabalho
aos meus pais, irmãos e sobrinhos
por terem compreendido e respeitado
minha ausência
e
à Sol,
por iluminar meus passos.*

AGRADECIMENTOS

- À Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação e apoio sempre presentes;
- À Denise Y. Nersissian, pela amizade e pelo auxílio em etapas fundamentais deste trabalho;
- Ao Marco A. G. Pereira, pela presença marcante e por tantas vezes ter me ajudado a enxergar o óbvio;
- À Tânia A. C. Furquim pelo companheirismo e por, mais uma vez, ter suprido com sua energia minha ausência tantas vezes necessária;
- Aos colegas Silvio Herdade, Ricardo Terini e Marcia Carvalho pela presença marcante durante várias etapas deste trabalho;
- Ao Servus, pelo companheirismo em horas de harmonia e de conflito;
- Aos colegas Roberto C. Pitorri e Cintia L. Gomes pela amizade e pelo auxílio com o fornecimento de informações fundamentais à execução deste trabalho;
- Aos colegas Marcelo Medeiros e Renato Ros, pelo auxílio nas etapas de medição de parte deste trabalho;
- À Telma Oshiro, pelo auxílio nas etapas iniciais de coleta de dados em campo;
- Aos colegas da Seção Técnica de Aplicações em Diagnóstico por Imagens e do Laboratório de Ensaios em Equipamentos Eletromédicos do IEE/USP
- Ao Sergio e à Regina, pelo auxílio no desenho das plantas que compõe este trabalho;
- À Diretoria do IEE/USP, pelo apoio durante os anos de desenvolvimento deste programa de trabalho;
- À Direção das clínicas radiológicas que colaboraram com este trabalho permitindo a coleta de dados;
- Ao Sr. Paulo Hori, da Seiri, pelo fornecimento de materiais para o teste da metodologia desenvolvida no presente trabalho;
- Ao PADCT, pelo apoio financeiro parcial; e
- A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a elaboração deste trabalho

MODELO PARA DETERMINAÇÃO DE ESPESSURAS DE BARREIRAS PROTETORAS EM SALAS PARA RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA

Paulo Roberto Costa

RESUMO

A metodologia proposta pelo NCRP 49 para a determinação de barreiras protetoras para salas radiológicas foi revista no presente trabalho em face às novas tecnologias em equipamentos de uso em diagnóstico por imagens. A idéia central da investigação consistiu no desenvolvimento de um método de cálculo da espessura de barreira necessária à atenuação adequada dos espectros primário, espalhado e da radiação de fuga que atingem cada uma das barreiras estruturais em uma sala radiológica. Esta metodologia foi combinada a novas informações sobre as distribuições espectrais da radiação espalhada por simuladores de paciente de modo a viabilizar o cálculo completo das distribuições de equivalente de dose ambiente existentes em salas radiológicas. Foi também utilizado um modelo para a simulação computacional de espectros de raios X primários, baseado em um modelo semi-empírico, e uma função analítica que permite a determinação de curvas de atenuação de feixes de radiação policromáticos. O produto do trabalho consistiu-se de um modelo que garante um tratamento mais realista e otimizado para o problema da determinação das espessuras de barreiras necessárias para a proteção de uma sala radiológica.

MODEL FOR DETERMINATION OF PROTECTIVE SHIELDING THICKNESSES FOR DIAGNOSTIC RADIOLOGY ROOMS

Paulo Roberto Costa

ABSTRACT

The method proposed by NCRP 49 standard to determine protective shieldings for X-ray rooms was reviewed in the present work, taking into account the new technologies in diagnostic imaging systems. The main object of the investigation was the development of an evaluation method for the thickness determination of a given material required to correct attenuation of primary, scattered and leakage radiation spectra which reach a structural barrier in a radiological room. This methodology was combined to new information regarding spectral distributions of radiation scattered by a phantom in order to allow the determination of ambient dose equivalents in X-ray rooms. A method for computer simulation of primary X-ray spectra, based in a semi-empirical model, and an analytical function which allows the evaluation of attenuation curves from polychromatic radiation beams were also used. The product of this work consists of a model that provides an optimized treatment for the problem of determining shielding thicknesses of the barriers necessary for radiological room protection.

SUMÁRIO

Índice de Figuras	8
<i>Capítulo 1</i> - Introdução	11
<i>Capítulo 2</i> - Princípios de Otimização da Radioproteção em Radiologia Diagnóstica	18
2.1. Otimização da Radioproteção	18
2.2. Metodologia da Otimização da Proteção Radiológica	20
2.3. Otimização no Auxílio à Tomada de Decisão	24
2.4. A Prática da Otimização da Proteção Radiológica	28
2.4.1. Países Desenvolvidos	28
2.4.2. A Situação Nacional	29
<i>Capítulo 3</i> - Formulações Modernas para Cálculos de Blindagens de Salas Radiológicas.	32
3.1.1. Distribuição de Cargas de Trabalho	33
3.1.2. Fatores de Uso	34
3.1.3. Fatores de Ocupação	36
3.2. Barreiras Primárias	37
3.2.1. Metodologia do NCRP 49	37
3.2.2. Modelo de Archer aplicado ao cálculo de barreiras primárias	41
3.2.3. Considerações sobre os Materiais que Interceptam o Feixe	45
3.3. Barreiras Secundárias	49
3.3.1. A Metodologia do NCRP 49	49
3.3.2. Modelo de Archer Aplicado ao Cálculo de Barreiras Secundárias	52
<i>Capítulo 4</i> - Modelo Otimizado para o Cálculo de Barreiras	59
4.1. Modelo para Geração de Espectros de Raios X	60
4.1.1. O Espectro Contínuo (<i>Bremsstrahlung</i>)	60
4.1.2. Espectro Característico	63
4.1.3. Aplicação do Modelo de TBC para Espectros de Mamografia	64
4.1.4. Modelo de TBC Generalizado	66
4.1.5. Comparações dos Espectros Calculados com Medições	73
4.2. Modelo Otimizado para Atenuação por Barreiras Protetoras	79
4.2.1. Feixes Primários de Radiação	79
4.2.2. Radiação Secundária	81
4.2.3. Cálculo de uma Barreira Genérica	86
<i>Capítulo 5</i> - Resultados Experimentais e Simulações Computacionais	87
5.1. Levantamento de Cargas de Trabalho	87
5.2. Simulações Computacionais	92
5.2.1. Programas desenvolvidos	92
5.2.2. Resultados das simulações	93
5.3. Medições das Propriedades de Atenuação de Materiais	108
5.3.1. Condições Experimentais	109
5.3.2. Resultados Obtidos	111
5.4. Aplicação do Modelo a Departamentos de Radiologia Hipotéticos	114
<i>Capítulo 6</i> - Discussão	122
<i>Capítulo 7</i> - Conclusões	127
Anexo 1 – Extratos da Portaria Ministerial 453	128
Anexo 2 – Planilhas Utilizadas para a Avaliação das Cargas de Trabalho pelo Método II	133
Anexo 3 – Diagramas de Blocos dos Programas Utilizados	136
Referências Bibliográficas	139

Índice de Figuras

Figura 2-1 - Curvas típicas relacionando custo da proteção radiológica à dose coletiva em uma determinada população. Neste gráfico, a curva preta corresponde ao decréscimo do custo da proteção com o aumento do comprometimento de dose coletiva; a curva vermelha propõe uma relação linearmente crescente entre o valor monetário do detrimento e o comprometimento de dose coletiva; a curva azul representa a soma das duas curvas anteriores.	22
Figura 2-2 - Modelos de relação entre dose e efeito. Neste gráfico, a curva preta representa a relação linear entre dose e efeito, tipicamente aceita para cálculos de estimativas de danos biológicos. As curvas vermelha e azul representam modelos alternativos, relacionando dose e efeito quadraticamente ou numa composição linear-quadrática, respectivamente.	23
Figura 2-3 - Representação esquemática do procedimento de otimização. A seqüência apresentada assegura um julgamento sistemático para a decisão sobre a adequação de uma dada solução a um problema de proteção radiológica ⁽²⁷⁾ .	25
Figura 2-4 - Procedimento de otimização aplicado ao projeto. A seqüência lógica identifica as etapas a serem seguidas durante o projeto de uma instalação, de modo a garantir que sua construção seja mais vantajosa que danosa ⁽²⁷⁾ .	26
Figura 2-5 - Procedimento de otimização aplicado a operações. A seqüência lógica identifica as etapas a serem seguidas durante a definição de procedimentos operacionais de uma instalação, de modo a garantir que suas execuções sejam mais vantajosas que danosas ⁽²⁷⁾ .	27
Figura 3-1 - Diagrama esquemático com a disposição apresentada no NCRP 49 para o cálculo de barreiras ⁽⁹⁾ .	39
Figura 3-2 - Curvas relacionando espessuras de barreiras primárias em milímetros de chumbo e diferentes valores de WUT e distâncias ⁽¹⁶⁾ .	43
Figura 3-3 - Frações de espalhamento como função da tensão aplicada ao todo do ângulo de espalhamento segundo o modelo polinomial sugerido por Simpkin e Dixon ⁽⁴⁷⁾ .	54
Figura 4-1 - Geometria do tubo de raios X, enfatizando o caminho percorrido pelos elétrons (x) até o local de produção da radiação e o caminho percorrido pelos raios X produzidos (d) até saírem do alvo.	60
Figura 4-2 - Espectro de Bremsstrahlung de um feixe de 140 kVp gerado pelo modelo de TBC simulando um tubo de raios X com anodo composto por uma liga de 90% de tungstênio e 10% de rênio com 17,5° de ângulo de inclinação, filtrado por 2 mm de Al ⁽¹⁹⁾ .	61
Figura 4-3 - Interpolação dos valores da constante de Thompson-Whiddington apresentados na ref. 50 pela função linear $C(T) = 3,936 \times 10^4 + 3,021 \times 10^2 T$, onde as constantes foram obtidas por regressão linear.	64
Figura 4-4 - Espectro completo, incluindo o Bremsstrahlung e as linhas características, de um feixe de 100 kVp gerado pelo modelo de TBC ⁽¹⁹⁾ simulando um tubo de raios X com anodo de W/Re de 17,5° de ângulo, filtrado por 2 mm de Al.	60
Figura 4-5 - Espectro completo, incluindo o Bremsstrahlung e as linhas características, de um feixe de 35 kVp gerado pelo modelo de TBC ⁽⁵¹⁾ simulando um tubo de raios X com anodo de Mo de 13° de ângulo, filtrado por 0,1 mm de Al.	65
Figura 4-6 - Ciclo de onda de um gerador monofásico com retificação de meia onda. A ondulação percentual correspondente é de 100%	67
Figura 4-7 - Ciclo de onda de um gerador monofásico com retificação de onda completa. A ondulação percentual correspondente é de 100%	68
Figura 4-8 - Ciclo de onda de um gerador trifásico com retificação de seis pulsos. A ondulação percentual correspondente é de 13,4%	68
Figura 4-9 - Ciclo de onda de um gerador trifásico com retificação de doze pulsos. A ondulação percentual correspondente é de 3,41%	69
Figura 4-10 - Comparação entre os resultados de kerma no ar a um metro do ponto focal normalizado pelo mAs apresentados por Tucker e col. ⁽¹⁹⁾ , Archer e col. ⁽¹⁷⁾ e os calculados pela fórmula apresentada em Wolbarst ⁽⁵⁶⁾ e pelo modelo generalizado proposto para ondulações percentuais de 0,83%, 3,41%, e 100 %.	74
Figura 4-11 - Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um fotodiodo de Si operando à temperatura ambiente ⁽⁷²⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições	

	<i>experimentais estão apresentadas para 60 kVp na Tabela 4-7 e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional.</i>	76
Figura 4-12	<i>– Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um fotodiodo de Si operando à temperatura ambiente⁽⁷²⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 73 kVp na Tabela 4-7 e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional</i>	76
Figura 4-13	<i>– Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷³⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 60 kVp na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe IEC60 da referência 74, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional</i>	77
Figura 4-14	<i>– Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷³⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 80 kVp na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe IEC80 da referência 74, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional</i>	77
Figura 4-15	<i>Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷³⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 100 kVp como IEC100 na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe IEC100 da referência 74, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional</i>	78
Figura 4-16	<i>– Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷³⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 100 kVp como L100 na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe L100 da referência 75, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional</i>	78
Figura 4-17	<i>– Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷³⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 100 kVp como M100 na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe M100 da referência 75, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional</i>	79
Figura 4-18	<i>– Fator de conversão de kerma no ar (K_{ar}), para equivalente de dose ambiente à 10 mm de profundidade ($H^*(10)$), como função da energia. Os valores foram obtidos das refs. 77.e</i>	81
Figura 4-19	<i>– Espectros de radiação espalhada medidos por Fehrenbacher e col.⁽⁴³⁾ referentes a um feixe incidente de 100 kVp com ângulos de espalhamento de 10, 45, 90, 135.e 142 graus. O feixe primário foi espalhado por um objeto simulador (phantom) de água com paredes de Perspex, com dimensões de 30x30x15 cm³.</i>	82
Figura 4-20	<i>– Espectros de radiação espalhada medidos por Fehrenbacher e col.⁽⁴³⁾ referentes a feixes incidentes de 52, 60, 70, 80, 90, 100 e 110 kVp para um ângulo de espalhamento de 90°. O feixe primário foi espalhado por um objeto simulador (phantom) de água com paredes de Perspex, com dimensões de 30x30x15 cm³.</i>	83
Figura 4-21	<i>– Fator de conversão das unidades de kerma no ar para unidades de equivalente de dose ambiente em condições de filtração alta segundo Peixoto⁽⁷⁹⁾</i>	85
Figura 5-1	<i>– Distribuições de cargas de trabalho como função da tensão aplicada ao tubo de raios X para técnicas de Radiografia Geral. As barras vermelhas referem-se aos dados do presente trabalho obtidas segundo o Método I, as azuis ao presente trabalho segundo o Método II e as amarelas referem-se aos dados de Simpkin⁽¹⁵⁾.</i>	88
Figura 5-2	<i>– Distribuições de cargas de trabalho como função da tensão aplicada ao tubo de raios X para técnicas de Radiografia de Tórax. As barras azuis referem-se aos dados do presente trabalho obtidas segundo o Método II e as amarelas referem-se aos dados de Simpkin⁽¹⁵⁾.</i>	89
Figura 5-3	<i>– Distribuições de cargas de trabalho como função da tensão aplicada ao tubo de raios X para técnicas de Mamografia. As barras vermelhas referem-se aos dados do presente trabalho obtidas segundo o Método I, as azuis referem-se aos dados de Gomes⁽⁸²⁾ obtidos pelo Método II e as amarelas referem-se aos dados de Simpkin⁽¹⁵⁾.</i>	89
Figura 5-4	<i>– Equivalente de dose ambiente como função da espessura em chumbo para feixe primário. A figura mostra curvas para as cargas de trabalho referentes à Radiografia Geral, de Tórax e Angiografia Cardíaca obtidas pelo Método II e por Simpkin⁽¹⁵⁾.</i>	97
Figura 5-5	<i>– Equivalente de dose ambiente como função da espessura em chumbo para a radiação secundária. A figura mostra curvas para as cargas de trabalho referentes à Radiografia Geral, de Tórax com ângulo de espalhamento de 45° e Radiografia de Tórax e e Angiografia Cardíaca com ângulo de espalhamento de 90° obtidas pelo Método II e por Simpkin⁽¹⁵⁾.</i>	98
Figura 5-6	<i>– Arranjo experimental utilizado para as medições dos fatores de atenuação do material de proteção avaliado como função de sua espessura. As distâncias utilizadas foram $d_{ef} = 38$ cm</i>	

- para a distância entre o ponto focal e o detector de referência, $d_{pri} = 118$ cm para a distância entre o ponto focal e o detector principal e a face anterior das placas do material foi posicionada a 88 cm do ponto focal. A área de irradiação da amostra foi de 3600 cm^2 . _____ 110
- Figura 5-7 – Resultados obtidos pela medição dos fatores de atenuação do material utilizado para radioproteção avaliado e suas correspondentes curvas de atenuação obtidas pelo ajuste destes valores experimentais pelo método não-linear de mínimos quadrados. _____ 112
- Figura 5-8 – Equivalentes de dose ambiente para o feixe primário calculados utilizando materiais diferentes do chumbo e distribuições de cargas de trabalho referentes às técnicas de Tórax e Angiografia Cardíaca obtidas por Simpkin⁽¹⁵⁾. Foram utilizados os coeficientes α , β e γ do modelo de Archer para o material avaliado experimentalmente segundo a descrição do item anterior e valores para revestimento de parede obtidos por Archer e col.⁽¹⁷⁾. _____ 113
- Figura 5-9 – Detalhes arquitetônicos de um departamento de diagnóstico por imagens hipotético contendo salas para Radiologia geral, Mamografia, Tórax e Fluoroscopia. Os números próximos às paredes são referências utilizadas para o cálculo das barreiras cujos resultados estão apresentados na Tabela 5-18. _____ 117
- Figura 5-10 - Detalhes arquitetônicos de um departamento de diagnóstico por imagens hipotético contendo salas para Radiologia Geral, Tomografia Computadorizada, Angiografia Cardíaca e Fluoroscopia. Os números próximos às paredes são referências utilizadas para o cálculo das barreiras cujos resultados estão apresentados na Tabela 5-19. _____ 118
- Figura 6-1 – Espectro primário total incidente e transmitido por 0,5 mm de chumbo considerando a distribuição de cargas de trabalho obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾ para Radiografia Geral. No cálculo não foi considerado nenhum material absorvedor entre o tubo e a barreira primária. Além disso, por simplicidade, tomou-se um fator de uso $U=1$. _____ 124

- para a distância entre o ponto focal e o detector de referência, $d_{pri} = 118$ cm para a distância entre o ponto focal e o detector principal e a face anterior das placas do material foi posicionada a 88 cm do ponto focal. A área de irradiação da amostra foi de 3600 cm^2 . _____ 110
- Figura 5-7 – Resultados obtidos pela medição dos fatores de atenuação do material utilizado para radioproteção avaliado e suas correspondentes curvas de atenuação obtidas pelo ajuste destes valores experimentais pelo método não-linear de mínimos quadrados. _____ 112
- Figura 5-8 – Equivalentes de dose ambiente para o feixe primário calculados utilizando materiais diferentes do chumbo e distribuições de cargas de trabalho referentes às técnicas de Tórax e Angiografia Cardíaca obtidas por Simpkin⁽¹⁵⁾. Foram utilizados os coeficientes α , β e γ do modelo de Archer para o material avaliado experimentalmente segundo a descrição do item anterior e valores para revestimento de parede obtidos por Archer e col.⁽¹⁷⁾. _____ 113
- Figura 5-9 – Detalhes arquitetônicos de um departamento de diagnóstico por imagens hipotético contendo salas para Radiologia geral, Mamografia, Tórax e Fluoroscopia. Os números próximos às paredes são referências utilizadas para o cálculo das barreiras cujos resultados estão apresentados na Tabela 5-18. _____ 117
- Figura 5-10 - Detalhes arquitetônicos de um departamento de diagnóstico por imagens hipotético contendo salas para Radiologia Geral, Tomografia Computadorizada, Angiografia Cardíaca e Fluoroscopia. Os números próximos às paredes são referências utilizadas para o cálculo das barreiras cujos resultados estão apresentados na Tabela 5-19. _____ 118
- Figura 6-1 – Espectro primário total incidente e transmitido por 0,5 mm de chumbo considerando a distribuição de cargas de trabalho obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾ para Radiografia Geral. No cálculo não foi considerado nenhum material absorvedor entre o tubo e a barreira primária. Além disso, por simplicidade, tomou-se um fator de uso $U=1$. _____ 124

Capítulo 1 - Introdução

A manutenção de níveis de radiação ionizante abaixo dos limites exigidos pelas normas nacionais e internacionais é um tema amplamente abordado pela comunidade científica de todo o mundo. A publicação número 60 da *International Commission on Radiation Protection*⁽¹⁾ (ICRP) exige que sejam implantados métodos de otimização que garantam que o público exposto à radiação esteja submetido aos menores níveis de radiação possíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos. A proteção radiológica durante a utilização de fontes de radiação ionizante na Medicina deve seguir esta filosofia de trabalho. Para isto, paredes, biombos, visores, tetos e pisos de salas utilizadas em Radiologia Diagnóstica, Radioterapia e Medicina Nuclear devem ser corretamente dimensionados e revestidos com materiais atenuadores que garantam que os níveis de radiação em suas adjacências sejam compatíveis com os limites de dose para o tipo de público ocupante da área em questão.

“Uma grande parte das descobertas científicas, que trazem benefício à raça humana, trazem consigo também uma certa quantidade de danos pela produção, direta ou indireta, de algum mal ou doença em especial. Os raios X de Roentgen não aparentam ser uma exceção a esta regra – considerando-se estruturas da pele – e diversos casos já foram registrados”⁽²⁾. Com este relato, Crocker, um dos pioneiros na pesquisa dos efeitos da radiação X à saúde, demonstrava a preocupação de parte dos cientistas do final do século passado com as conseqüências da utilização dos raios X. Na verdade, semanas após a descoberta de Roentgen, em 1895, jornais já publicavam artigos descrevendo os efeitos dos misteriosos raios em pacientes e trabalhadores⁽³⁾.

As técnicas radiográficas utilizadas nos primórdios da Radiologia Diagnóstica apresentavam tempos de exposição que poderiam chegar a 40 ou 45 minutos. Existem relatos de uso de um equipamento durante uma hora e quinze minutos para a obtenção da imagem de uma bacia. Um manual de utilização de tubos de raios X do início do século considerava tempos de exposição de 1 a 2 minutos para imagens do antebraço e das mãos, 10 minutos para o ombro e o pulmão, 9 minutos para o joelho e 20 minutos para a bacia, cabeça e pélve, quando a distância do tubo ao paciente era de 25 cm.

Com o crescente aparecimento de efeitos na pele, como dermatites e escamações, bem como os primeiros efeitos em estruturas profundas, pesquisadores como E. Thompson, N. Tesla, entre outros, tentaram explicar a causa do aparecimento destes

efeitos. Em suas teorias, estes estudiosos supunham que os danos nos tecidos biológicos eram causados pelo aparecimento de ozônio com a interação da radiação, pelo calor gerado pelo anodo, por liberação de partículas de platina com a interação do feixe de elétrons com o anodo, pela emissão de radiação ultra-violeta, ou ainda pela ação de agentes infecciosos presentes na pele do paciente. Thompson foi um dos únicos a supor, já em 1896, que os danos poderiam ser causados diretamente pela radiação X. Porém, cético com relação a esta possibilidade, expôs sua própria mão a uma longa irradiação feita por um tubo de Crookes, experimento este que lhe causou uma grande dermatite.

Uma revisão histórica publicada por Archer⁽³⁾ descreve cinco períodos, desde o final do século passado até os dias atuais, em que foram fundamentados os conceitos de proteção utilizados atualmente em Radiologia Diagnóstica. O primeiro período, de 1895 a 1913, caracteriza-se pelas experiências iniciais que estudavam os danos causados pela radiação X e pela crescente conscientização de que métodos de proteção seriam necessários. Contudo, face à pouca experiência da comunidade envolvida com a produção ou a utilização dos raios X, nenhum método comprovadamente eficiente de radioproteção foi produzido. Na verdade, foi Crocker o primeiro pesquisador a propor um programa de proteção contra os danos causados pela radiação. Em sua proposta, Crocker sugeria a utilização de pigmentos pretos ou vermelhos, na forma de luvas ou vestimentas, ou ainda de tinta lavável, na região que seria radiografada. Ele acreditava, baseado em alguns experimentos, que pigmentos destas cores seriam eficientes na proteção contra os efeitos dos raios X.

Após estudos mais detalhados e experimentos com animais, os quais comprovavam os efeitos danosos que a radiação poderia causar aos tecidos biológicos, Rollins, em 1902, propôs três maneiras de reduzir a radiação que atingia os trabalhadores e os pacientes⁽³⁾:

1. Utilização de óculos absorvedores;
2. Encapsulamento dos tubos de raios X em chumbo; e
3. Limitação do campo de radiação à região de interesse clínico no paciente, sendo que as regiões adjacentes deveriam ser cobertas por materiais protetores.

Rollins propôs ainda, mais tarde, que cuidados fossem tomados para a prevenção contra a radiação espalhada. Contudo, infelizmente, as sugestões deste pesquisador foram ignoradas durante vários anos.

Um segundo período, que foi de 1913 a 1922, marcou uma etapa de tentativas de produção dos primeiros guias de referência para radioproteção em Radiologia. Estes guias,

publicados na Alemanha e na Inglaterra, recomendavam que os tubos de raios X deveriam ser encapsulados por um revestimento protetor de chumbo e que o operador deveria estar protegido por algum dispositivo, como uma parede ou um cubículo, durante o procedimento clínico. Neste mesmo período, apareceram, nos Estados Unidos, os primeiros estudos sobre equivalência em chumbo de alguns materiais para radioproteção, como vidros e borrachas plumbíferas.

No terceiro período descrito por Archer, que compreende os anos entre 1922 e 1928, ingleses e norte-americanos publicaram as primeiras recomendações oficiais de radioproteção para trabalhadores da área radiológica. Estas publicações especificavam que tubos de raios X precisavam estar protegidos por uma cúpula protetora de, pelo menos, 2mm de chumbo e o operador deveria trabalhar atrás de uma camada de material com equivalência mínima, também, de 2 mm de chumbo. Na mesma época, surgiram as primeiras investigações referentes às propriedades de atenuação de materiais utilizados em lugar do chumbo no revestimento de paredes.

Nesta época, surgiram também as primeiras tentativas de quantificação das espessuras necessárias de barreiras para proteger operadores e público somente a valores seguros de radiação. Introduziu-se, assim, o conceito de tolerância à dose, que representava a espessura necessária de uma barreira para proteger adequadamente um operador, durante um período prolongado de tempo, de modo que este não apresentasse doenças devidas à radiação.

Na determinação destes limites de dose tolerável, foram utilizadas referências quanto a determinados efeitos somáticos, como a dose eritema. Assim, níveis de referência foram adotados considerando seguros os níveis de radiação da ordem de 1/100 da dose eritema. Para isso, foram consideradas seguras as salas radiológicas protegidas por 1,2 mm de chumbo e as salas de fluoroscopia protegidas por 1,8 mm de chumbo, quando o tubo se situava a cerca de 3 metros de distância da barreira. Estes valores foram estimados para departamentos de Radiologia considerados de grande utilização. Deste modo, foi introduzida, pela primeira vez, a idéia de carga de trabalho.

O período seguinte, entre 1928 e 1934, foi marcado pela fundação da ICRP durante o Segundo Congresso Internacional de Radiologia em Estocolmo (1928). A partir de então, esta Comissão passou a definir os limites e as principais diretrizes de radioproteção que vêm sendo seguidas pela maior parte dos países do mundo. Alguns anos depois, o Comitê do *Nacional Bureau of Standards* (NBS) dos Estados Unidos, que mais tarde (1969) formaria o *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) iniciou a

publicação de relatórios onde foram descritas algumas recomendações específicas para a proteção de salas radiológicas. Estas recomendações detalhavam aspectos de construção das salas, como as características das portas e cantos, bem como as formas como materiais protetores que não o chumbo deviam ser marcados, levando em consideração a energia da radiação utilizada na medição da equivalência em chumbo. Marcações como estas ainda são utilizadas hoje em dia, nas técnicas de caracterização de materiais protetores^(4,5).

O NCRP iniciou também a publicação de recomendações de proteção específicas contra a radiação espalhada. Estas recomendações previam detalhes referentes à proteção da cabine de operação, que deveria incluir um vidro plumbífero de 2 mm de equivalência em chumbo. Além disso, prevenia que a utilização de biombo móveis era perigosa e deveria ser descontinuada.

O último período, descrito por Archer como “Era moderna”, iniciou-se pela crescente sofisticação nas técnicas de radioproteção para o Radiodiagnóstico. Nesta época, Bastrup⁽⁶⁾ publicou resultados de medições da radiação primária, espalhada e de fuga de equipamentos radiológicos convencionais e fluoroscópicos, realizadas com uma câmara de ionização portátil. Além disso, apresentou as primeiras curvas de atenuação para o chumbo em unidades de R/mA.min a 1 metro. Estas curvas foram utilizadas na publicação número 6 do NCRP⁽⁷⁾, de 1949. Esta publicação apresentava, também, as primeiras regras referentes à qualificação dos profissionais para a execução de projetos de blindagens.

As publicações seguintes do NCRP, que revisaram a publicação nº 6, somente detalharam algumas regras usuais na época, como a utilização de, pelo menos, 1,5 mm de chumbo para a proteção da cabine de controle operando até 100 kVp, adicionando-se 0,01mm de chumbo para cada kVp acima deste valor, ou regras específicas para a proteção dos filmes radiológicos não expostos.

Porém, a publicação nº 26⁽⁸⁾, de 1961, introduziu pela primeira vez os conceitos de carga de trabalho e de fatores de uso e de ocupação, além de outros princípios que acompanharam a proteção radiológica por décadas. Nesta publicação apareceram as primeiras equações que permitiriam o cálculo da radiação primária e secundária. Os modelos utilizados nestas quantificações eram bastante parecidos com os que seriam adotados, posteriormente, pelo NCRP 49⁽⁹⁾. As diferenças consistiam, por exemplo, na forma de considerar a fração da radiação espalhada com relação à radiação primária. Naquela publicação adotou-se um valor constante de 0,1% da radiação primária como sendo a quantidade de radiação espalhada a 1 metro do centro do espalhador. Além disso, este relatório introduziu, para a faixa de energias do Radiodiagnóstico, a regra do

“adicionar uma camada semi-redutora (CSR)”. Esta regra prática, anteriormente adotada apenas em casos de instalações terapêuticas, diz que, se as espessuras das barreiras necessárias para a proteção da radiação espalhada e da radiação de fuga forem aproximadamente iguais, uma espessura de material protetor equivalente a uma camada semi-redutora deverá ser adicionada à maior para que a espessura da barreira secundária seja adequada. Contudo, se estas espessuras diferirem por mais de 3 CSR's (ou uma camada deci-redutora CDR), a mais espessa pode ser considerada adequada.

A publicação nº 34 do NCRP⁽¹⁰⁾, de 1970, simplesmente revisou e atualizou as proposições e os dados do NCRP-26. Esta publicação unificou os métodos de proteção para radiação X e gama e modificou alguns níveis de dose permitidos e valores para os fatores de uso e de ocupação. Sua revisão, contudo, resultou no NCRP 49, que seria a publicação de referência para os cálculos de barreiras dos vinte e cinco anos seguintes.

O NCRP 49 manteve, praticamente, todo o texto da publicação anterior que dizia respeito à proteção para Radiologia. Além da modificação de alguns fatores, somente os dados de atenuação foram substituídos por medições mais modernas, realizadas por Kelley e Trout⁽¹¹⁾ e novos dados de CSR para alta atenuação foram apresentados.

Durante a década de oitenta, o NCRP 49 começou a ser revisto por diferentes autores, que consideravam suas informações ultrapassadas. Os principais pontos criticados eram⁽¹³⁾:

- A não inclusão de novas tecnologias, como a Mamografia, a Tomografia Computadorizada e a Radiologia Digital, nem a Radiologia Odontológica⁽¹²⁾;
- Os dados de atenuação não podiam mais ser utilizados, em face das novas tecnologias de equipamentos radiológicos;
- As cargas de trabalho sugeridas não mais representavam valores realistas devido à utilização de combinações tela/filme mais rápidas;
- Cálculos considerando salas com várias fontes não eram abordados;
- Poucas informações eram fornecidas sobre outros materiais para blindagem que não o chumbo ou concreto;
- A regra do “adicionar 1 CSR” mostrava-se muito conservadora;
- Os limites de segurança para o armazenamento de filmes estavam sendo questionados;
- Os fatores de uso e de ocupação publicados pareciam ser bastante irrealistas; e

- A utilização de placas de chumbo para cobrir pregos ou parafusos usados na fixação de placas de material protetor parecia desnecessária.

Os dados utilizados para compor os gráficos de atenuação apresentados no NCRP 49, contudo, estavam baseados em estudos realizados nas décadas de 60 e 70 e, no caso daqueles específicos para as energias utilizadas em Radiodiagnóstico, utilizando equipamentos monofásicos. O desenvolvimento tecnológico de equipamentos desta natureza foi bastante acentuado, com a introdução de sistemas trifásicos e multi-pulsados, o que acarretou diferenças significativas nos espectros gerados e, conseqüentemente, invalidou a utilização dos gráficos publicados no NCRP 49 para uma estimativa precisa das dimensões das barreiras para salas de Radiodiagnóstico. Várias tentativas de desenvolvimento de métodos de correção para permitir a utilização do NCRP 49 foram publicadas. Por exemplo, Kelley e Trout⁽¹¹⁾ propuseram que uma redução de 25 kVp na operação de um equipamento trifásico em 100, 125 e 150 kVp produziria curvas semelhantes às dos equipamentos monofásicos operando nestas tensões. Porém, a literatura^(13,14) mostra algumas discrepâncias com respeito a estes procedimentos.

Um estudo extenso sobre a adequação das cargas de trabalho à realidade atual foi publicado por Simpkin⁽¹⁵⁾, que se baseou em dados obtidos em clínicas radiológicas norte-americanas. De forma similar, um estudo foi realizado para o presente trabalho visando avaliar a adequação dos dados de Simpkin aos valores de carga de trabalho encontrados no Brasil e será utilizado no teste da metodologia a ser proposta.

Com base nestas discrepâncias e cientes da desatualização do NCRP 49 com respeito às novas unidades de radiação do Sistema Internacional e dos novos limites de dose publicados pela ICRP, este Conselho, juntamente com a *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), formou uma comissão mixta (Grupo de trabalho 9 do NCRP/AAPM) para promover a revisão desta publicação. Este grupo de trabalho vem fazendo uso de novos métodos de avaliação das propriedades de atenuação dos materiais utilizados em radioproteção de modo a atualizar os dados que serão publicados, em harmonia com a tecnologia moderna em Radiodiagnóstico. Uma das metodologias adotadas baseia-se no modelo publicado, em 1983, por Archer e col.⁽¹⁶⁾ onde, por uma formulação matemática, as características de diversos materiais atenuadores foram obtidas pelo ajuste de uma equação paramétrica utilizando um método não linear de mínimos quadrados. Esta comissão conta, ainda, com dados revisados, publicados em 1994 por Archer juntamente com pesquisadores do *Center for Devices and Radiological Health* do *Food and Drug Administration* (CDRH/FDA)⁽¹⁷⁾.

Uma das propostas do presente trabalho é aplicar a metodologia desenvolvida por Archer a materiais utilizados em radioproteção e estudar, com base nas características de atenuação resultantes, métodos de otimização das barreiras protetoras utilizadas, seguindo as recomendações do ICRP 60 e do princípio de que os níveis de radiação devem ser tão baixos quanto razoavelmente exequíveis - *as low as reasonably achievable* (ALARA)⁽¹⁸⁾.

Os trabalhos citados não levam em consideração, contudo, as informações espectrais relativas às emissões dos tubos de raios X encontrados atualmente nas diferentes técnicas radiográficas (Radiologia Convencional, Mamografia, Tomografia Computadorizada, Radiologia Odontológica, etc.). Assim, para uma melhor compreensão dos processos envolvidos na sistemática de proteção utilizada em Radiologia, espectros de raios X foram gerados utilizando-se o modelo semi-empírico originalmente elaborado por Tucker e col.⁽¹⁹⁾. O modelo original foi generalizado no presente trabalho para permitir o cálculo destes espectros para os diferentes valores de ondulação percentual (*ripple*) encontrados nos transformadores que alimentam os tubos de raios X atuais. Isto permitiu a simulação de situações diferentes, encontradas nos dias de hoje na prática clínica.

A partir destes conjuntos de espectros de raios X e das distribuições de cargas de trabalho, as contribuições energéticas reais encontradas nas salas radiológicas foram obtidas. Estes dados foram utilizados para a obtenção das curvas de atenuação, em unidades de equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, que deverão servir como referência para os projetos arquitetônicos.

Um resultado prático deste trabalho é a disponibilização de informações precisas sobre as propriedades de atenuação dos materiais, relacionadas aos conceitos aceitos modernamente na prática da proteção de salas radiológicas. Estas informações serão apresentadas na forma de gráficos de atenuação e tabelas dos coeficientes de ajuste do Modelo de Archer, e garantem meios qualificados de serem mantidos níveis de radiação compatíveis com os exigidos para a proteção correta de áreas adjacentes às instalações radiológicas. A utilização prática desta metodologia está sendo sintetizada em um aplicativo para plataformas utilizando Microsoft Windows[®] que poderá ser utilizado por profissionais que trabalham com cálculos de barreiras para salas radiológicas. Além disso, serão realizadas gestões junto ao Ministério da Saúde e à Comissão Nacional de Energia Nuclear visando a organização de levantamentos nacionais para as cargas de trabalho de instalações radiológicas no País, bem como a elaboração de um processo sistemático de avaliação das propriedades de atenuação dos materiais utilizados em radioproteção para Radiologia Diagnóstica no Brasil.

Capítulo 2 - Princípios de Otimização da Radioproteção em Radiologia Diagnóstica

2.1. Otimização da Radioproteção

Diversas áreas da ciência e da tecnologia têm, atualmente, seu desenvolvimento vinculado, em maior ou menor grau, à utilização da radiação ionizante. A radiação, contudo, só pode trazer benefícios à humanidade quando aplicada de forma consciente, por pessoas qualificadas e, principalmente, respeitando as recomendações da comunidade científica com respeito às formas racionais da sua utilização.

Com o desenvolvimento da Radiologia, no início do século, os cientistas perceberam que a aplicação da radiação acima de certos limites de dose pode causar danos à saúde. Com isto surgiu a necessidade da definição de normas de proteção contra os efeitos danosos da radiação⁽²⁰⁾, bem como o estabelecimento de técnicas de medição que permitissem comparações entre os diferentes valores encontrados.

Foi então criada, no Segundo Congresso Internacional de Radiologia, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP). Esta Comissão tem por objetivo estabelecer normas e recomendações para o uso seguro da radiação ionizante. Possuindo até hoje 78 publicações, a ICRP define os limites de dose individual para trabalhadores com radiação e para o público em geral. Com base nestas recomendações, cada país faz as adequações necessárias para sua aplicação. No caso do Brasil, o órgão responsável pela definição de recomendações e diretrizes nesta área é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

Com a evolução das pesquisas na área da Radiologia, bem como com os estudos de populações que foram atingidas por doses altas de radiação (por exemplo os sobreviventes das explosões de Hiroshima e Nagasaki), os limites de dose foram sendo sucessivamente modificados. Para se ter uma idéia, o limite recomendado pela ICRP, em 1934, para trabalhadores com radiação era de 730 mSv ao ano⁽²⁰⁾, enquanto em sua publicação número 26, de 1977, o valor adotado foi de 50 mSv ao ano⁽²¹⁾ e, atualmente, recomenda-se⁽¹⁾ que não seja ultrapassado o valor de 20 mSv ao ano ponderados sobre períodos de cinco anos, desde que, em um único ano a dose não ultrapasse os 50mSv. Propõe, ainda, a introdução de métodos de otimização para que estes valores possam ser constantemente reduzidos.

Inicialmente a ICRP recomendava limites de dose somente para trabalhadores com radiação, quando vigorava a idéia de “dose tolerável”, abaixo da qual não apareciam efeitos biológicos danosos. Somente após a Segunda Guerra foram introduzidos limites para o público em geral.

Nos últimos 30 anos, a abordagem adotada pela ICRP na determinação da limitação de dose baseia-se no risco da ocorrência de efeitos estocásticos devidos à exposição à radiação (efeitos hereditários, carcinogênese, etc) e na hipótese conservadora (relação linear entre efeito biológico e dose). A limitação de dose passou, então, a basear-se na idéia de “risco aceitável” em substituição à de “dose tolerável”.

A partir de 1955 a Comissão passou a fundamentar as limitações de dose de modo que os riscos associados à radiação sejam tão pequenos quanto outros riscos associados à vida⁽²²⁾. Estes são quantificados de forma que “os riscos de trabalhadores com radiação sejam tão pequenos quanto os de indústrias consideradas altamente seguras, nas quais o número anual de mortes por acidente de trabalho seja inferior a 1 em 10 mil trabalhadores”⁽²⁰⁾.

Outro fator que se modificou com a evolução das recomendações da ICRP foi a abordagem dada ao objeto da proteção radiológica. Inicialmente o interesse situava-se exclusivamente nos indivíduos expostos e no seu ambiente. Isto ocorria porque a importância das idéias de proteção radiológica na fase de projeto de uma fonte ou instalação radiativa era rara. Os limites de dose levavam em conta as doses individuais, e não a contribuição para a dose de uma fonte particular.

Hoje em dia existe, além da preocupação com a monitoração e limitação individual de doses, uma atuação das recomendações nos estágios de planejamento e projeto de instalações e fontes de radiação. Esta abordagem visa estabelecer um controle maior sobre o impacto radiológico total a ser causado por uma prática ou fonte ainda no estágio de projeto, de forma a otimizá-lo. É neste contexto que se insere o presente trabalho, particularmente no tratamento de instalações onde serão operados equipamentos para Radiologia médica.

O ICRP 22⁽²³⁾ introduziu a idéia da aplicação prática do princípio da otimização da proteção radiológica. Esta publicação tomou por base o ICRP 9, de 1965, onde foi introduzida a idéia de que qualquer exposição desnecessária deve ser evitada e que, como qualquer exposição envolve algum grau de risco, as doses devem ser tomadas “tão baixas quanto razoavelmente exequíveis”. Propõe também o uso da análise custo-benefício (ACB)

como forma de garantir que suas recomendações sejam praticadas, levando em conta fatores econômicos e sociais. Posteriormente, o ICRP 26⁽²¹⁾ aprimorou estes conceitos. É a partir deste aprimoramento, até a publicação número 60, de 1990, que serão discutidas, de forma bastante breve, algumas metodologias e aplicações práticas da otimização da proteção radiológica.

2.2. Metodologia da Otimização da Proteção Radiológica

Como visto, a publicação ICRP 22 introduziu a idéia de que as doses de radiação devem ser sempre tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. Este princípio, conhecido por ALARA, fundamenta a prática da otimização da proteção radiológica. Naquela publicação, o impacto radiológico aparece relacionado ao conceito de *detrimento*, definido como a esperança matemática de dano sobre uma população exposta a uma dada fonte de radiação.

O detrimento é função tanto das doses individuais quanto do número de pessoas expostas e pode ser subdividido em detrimento objetivo, relacionado aos efeitos estocásticos e não-estocásticos, e subjetivo, que leva em consideração os estados de ansiedade dos indivíduos em risco⁽²²⁾.

Para a avaliação do detrimento foi introduzido um índice unificado: a dose coletiva. Recomenda-se também que “mais esforços devem ser aplicados na prática para a redução da dose do que será esperado por considerações da dose coletiva somente”⁽²³⁾, mostrando a conscientização da comunidade científica a respeito da evolução da proteção radiológica.

Por fim, esta publicação da ICRP sugere que o detrimento devido à radiação seja expresso em unidades monetárias. Em termos da análise custo-benefício, isto permite a comparação entre a redução no detrimento à saúde (dose coletiva) e o custo para se obter esta redução. Esta abordagem foi alvo de inúmeras críticas por uma parte da comunidade científica, que a associou à atribuição de um valor monetário à vida humana. Esta associação representa, na verdade, um profundo mal entendido com respeito às intenções da ICRP. Na verdade não existe valor monetário associado à vida humana e nem mesmo um limite de custo da proteção necessária para manter os níveis de dose dos indivíduos dentro dos limites de dose adotados. O equivalente monetário do “homem - sievert” deve

ser visto como a quantidade alocada pela sociedade para evitar uma unidade de dose coletiva, no processo de redução de doses, de forma compatível com o princípio ALARA.

A síntese principal destes conceitos foi publicada no ICRP 26. Esta publicação expõe três princípios básicos para a proteção radiológica:

(a) Justificativa de uma prática: “nenhuma prática será adotada a menos que sua introdução produza um benefício total positivo”;

(b) ALARA : “todas as exposições devem ser tomadas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, com fatores econômicos e sociais sendo levados em consideração”; e

(c) Limitação de doses : “o equivalente de dose para indivíduos não excederá os limites recomendados pela Comissão (ICRP) para circunstâncias apropriadas”.

A introdução desses princípios permite que a limitação de dose individual seja mantida de modo a garantir que uma prática considerada otimizada para um grupo não permita que qualquer indivíduo seja exposto a níveis acima do aceitável.

Neste ponto se encontra a linha central da pesquisa e aplicação da otimização da proteção radiológica, ou seja, na necessidade de procedimentos de otimização vinculados à limitação de dose individual. Estes procedimentos podem (e devem) ser aplicados às mais diversas situações, desde o projeto de uma instalação nuclear até um componente específico, como a blindagem de uma parede em uma sala radiológica.

A principal base metodológica da otimização da proteção radiológica encontra-se na análise custo-benefício. Este recurso matemático parte do princípio de que todos os critérios podem ser expressos em termos monetários⁽²⁴⁾. O problema principal está relacionado ao conceito de custo do detrimento à saúde e em sua relação com o risco coletivo (ou detrimento objetivo). Nesta relação, o fator tempo também deve ser considerado.

De uma forma simplista, a otimização da proteção radiológica consiste em minimizar a relação entre o custo da proteção e da dose coletiva. A Figura 2-1 mostra uma curva hipotética desta relação (curva azul). O custo com a proteção inclui, essencialmente, todos os gastos dirigidos à prática da proteção, desde materiais e equipamentos, até a mão de obra especializada para a realização dos procedimentos. Pode ser representado pela curva preta da Figura 2-1. A parte linear, curva vermelha, é o detrimento à saúde, Y , que costuma ser apresentado na forma de uma função do tipo

$$Y = \alpha S + \beta N_i f_i(H_i) \quad (2-1)$$

onde S é a dose coletiva, N_i é o número de indivíduos do grupo i , H_i é a dose individual dos indivíduos do grupo i , f_i é uma função que se refere à distribuição de doses nos indivíduos, α é o valor monetário relacionado a uma unidade de dose coletiva, e β é o valor monetário relacionado à unidade dos componentes do dano (22).



Figura 2-1 - Curvas típicas relacionando custo da proteção radiológica à dose coletiva em uma determinada população. Neste gráfico, a curva preta corresponde ao decréscimo do custo da proteção com o aumento do comprometimento de dose coletiva; a curva vermelha propõe uma relação linearmente crescente entre o valor monetário do dano e o comprometimento de dose coletiva; a curva azul representa a soma das duas curvas anteriores(22).

A dose coletiva S , segundo o ICRP 37(24), é calculada considerando-se uma relação linear entre dose e efeito, mostrada na Figura 2-2 (curva preta). Contudo, existe uma controvérsia entre os pesquisadores a respeito da confiabilidade desta relação linear(20). Alguns modelos alternativos foram propostos e consideram as relações linear-quadrática ou quadrática simples (curvas azul e vermelha, respectivamente) entre dose e efeito. Além disso, pesquisadores de grande prestígio na comunidade científica(25) vêm propondo modificações mais radicais nos atuais paradigmas que permeiam a radioproteção, introduzindo abordagens que levem em conta a *hormesis* para a radiação ionizante. Nesta hipótese, abaixo de determinado limiar, não só a radiação não causa danos, mas pode promover benefícios à saúde.

Com as reavaliações que vêm sendo realizadas nas estimativas de doses recebidas pelas populações de Hiroshima e Nagasaki (sabe-se que as estimativas consideradas até aqui continham incorreções) e dados provenientes do acidente de Tchernobyl⁽²⁶⁾, pretende-se chegar a um modelo confiável da relação dose-efeito.

Existem polêmicas maiores na estimativa do parâmetro alfa. É este o parâmetro que parece induzir à atribuição de um valor monetário à vida humana. Existem vários métodos que permitem sua avaliação. O método mais simples consiste em se estimar a perda da expectativa de vida associada a todos os efeitos à saúde, pois o cálculo do custo de um ano de vida perdido pode ser feito a partir de um indicador sintético, como o produto interno bruto (PIB) anual, por habitante⁽²²⁾. Por hipóteses radiopatológicas, a ICRP adota que 1 homem-sievert conduz a uma perda da expectativa de vida de cerca de 0,4 ano.

Por fim, os valores adotados para o fator beta da equação (2-1) relacionam-se com proteções específicas de grupos de pessoas. Este fator tem grande importância em avaliações do detrimento de grupos isolados, em casos de acidentes envolvendo radiação.

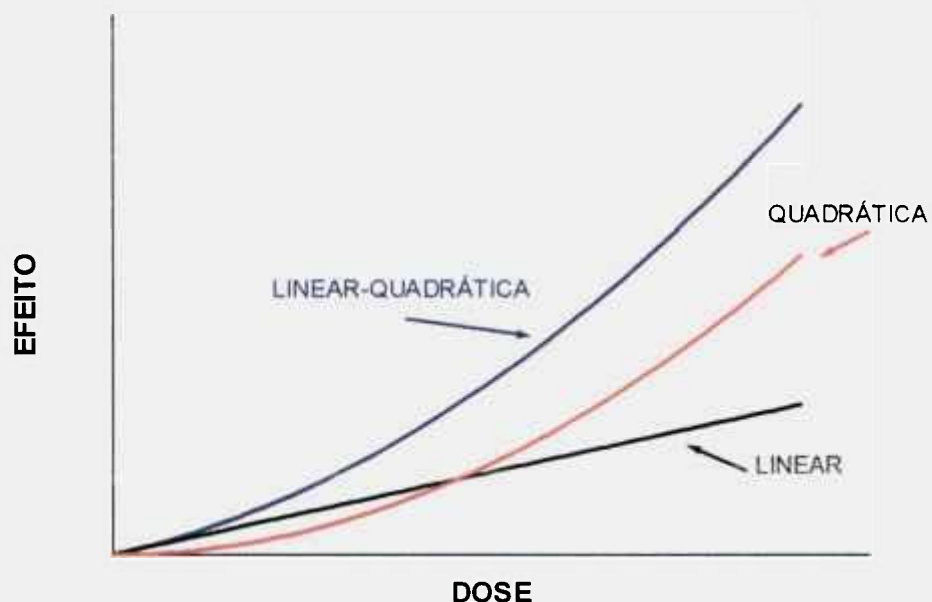


Figura 2-2 – Modelos de relação entre dose e efeito. Neste gráfico, a curva preta representa a relação linear entre dose e efeito, tipicamente aceita para cálculos de estimativas de danos biológicos. As curvas vermelha e azul representam modelos alternativos, relacionando dose e efeito quadraticamente ou numa composição linear-quadrática, respectivamente⁽²²⁾.

2.3. Otimização no Auxílio à Tomada de Decisão

A abordagem moderna da otimização da proteção radiológica pretende fornecer um esquema básico de trabalho onde são levados em conta os recursos dirigidos à proteção e o nível de proteção obtido. Com esta abordagem, o pessoal técnico responsável pelo controle de exposições de uma dada área é levado a um constante estado de questionamento ⁽²⁷⁾. Algumas das questões normalmente levantadas são:

“Tenho feito o possível para reduzir estas doses de radiação?” ou

“Tenho garantido conformidade com os limites de doses?”

A primeira destas questões requer um juízo da prática adotada, enquanto a segunda, baseada em dados de monitoração, requer respostas simples, do tipo sim ou não. As técnicas de otimização da proteção radiológica têm por função fornecer procedimentos e métodos de trabalho que auxiliem (sistematizem) este juízo (Figura 2-3). Estes procedimentos devem levar em consideração o grau de complexidade de cada situação específica. As Figuras 2-4 e 2-5 mostram representações esquemáticas de dois procedimentos de tomada de decisão, aplicados em situações diferentes: estágio de projeto e proteção operacional.

O processo de tomada de decisão deve levar em consideração todas as alternativas possíveis, avaliando fatores como: doses envolvidas, custo e dificuldade das proteções possíveis, impacto resultante, efeitos sociais e sócio-econômicos, etc. Estes processos podem ser divididos em dois grupos, agregativos e multicritérios⁽²⁷⁾. Nestes métodos encontra-se uma interação constante entre os princípios da otimização (ALARA) e da justificativa de uma prática. Neste contexto, uma prática justificada deve ser mais vantajosa do que danosa. Todos os procedimentos auxiliam na escolha dos mais apropriados entre os métodos disponíveis, maximizando o benefício à sociedade.

Por seu alto grau de generalidade, estas técnicas são aplicáveis aos mais variados problemas. Deve-se, contudo, distinguir entre o estado técnico de decisão fornecida pela aplicação de uma técnica de otimização, e a consequência política da solução escolhida. Inevitavelmente, a decisão final levará em conta fatores de proteção “não-radiológica”, como pressões sobre quem toma as decisões, reação da opinião pública e dos trabalhadores, etc ⁽²⁸⁾.

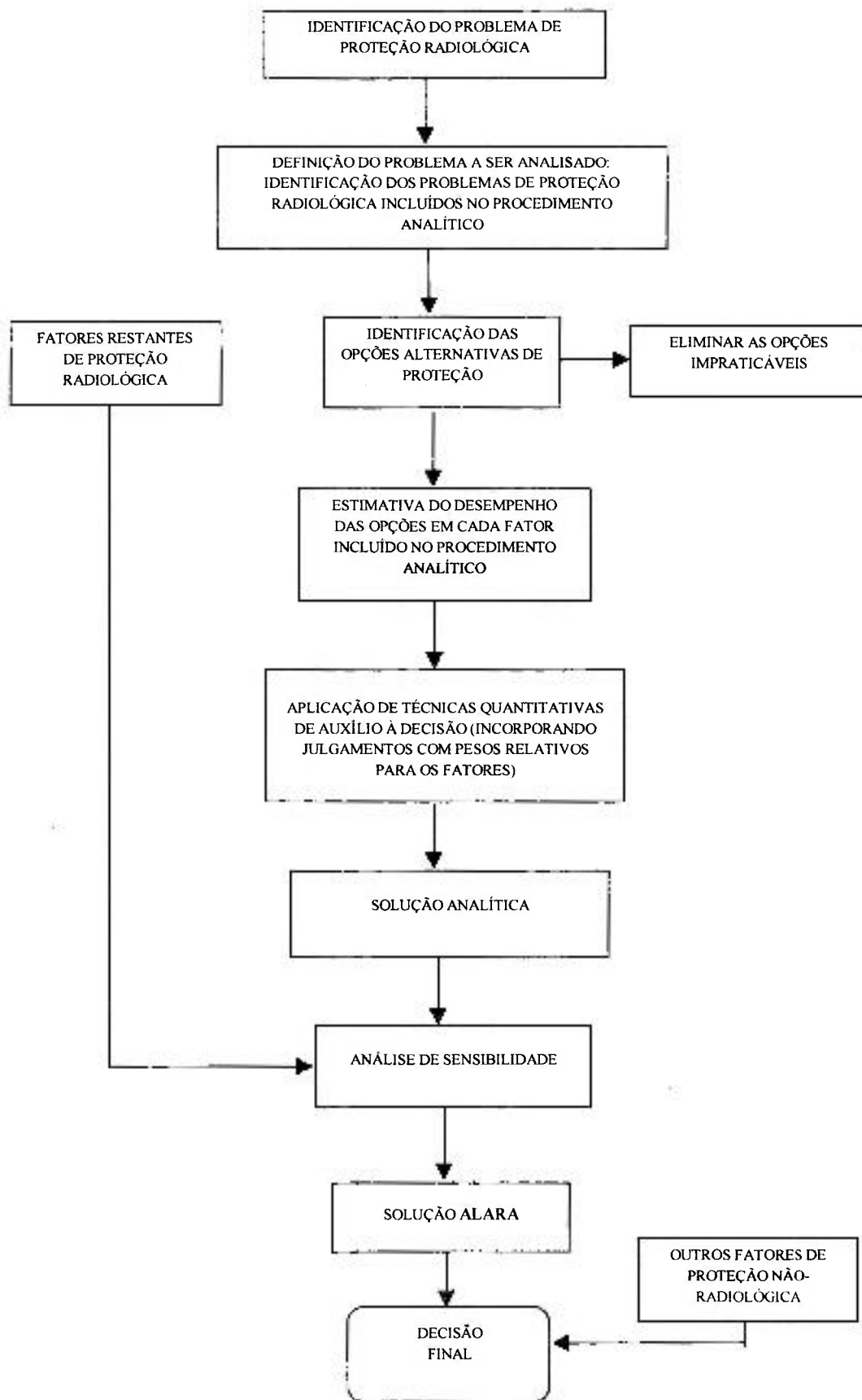


Figura 2-3 – Representação esquemática do procedimento de otimização. A seqüência apresentada assegura um julgamento sistemático para a decisão sobre a adequação de uma dada solução a um problema de proteção radiológica⁽²⁷⁾.

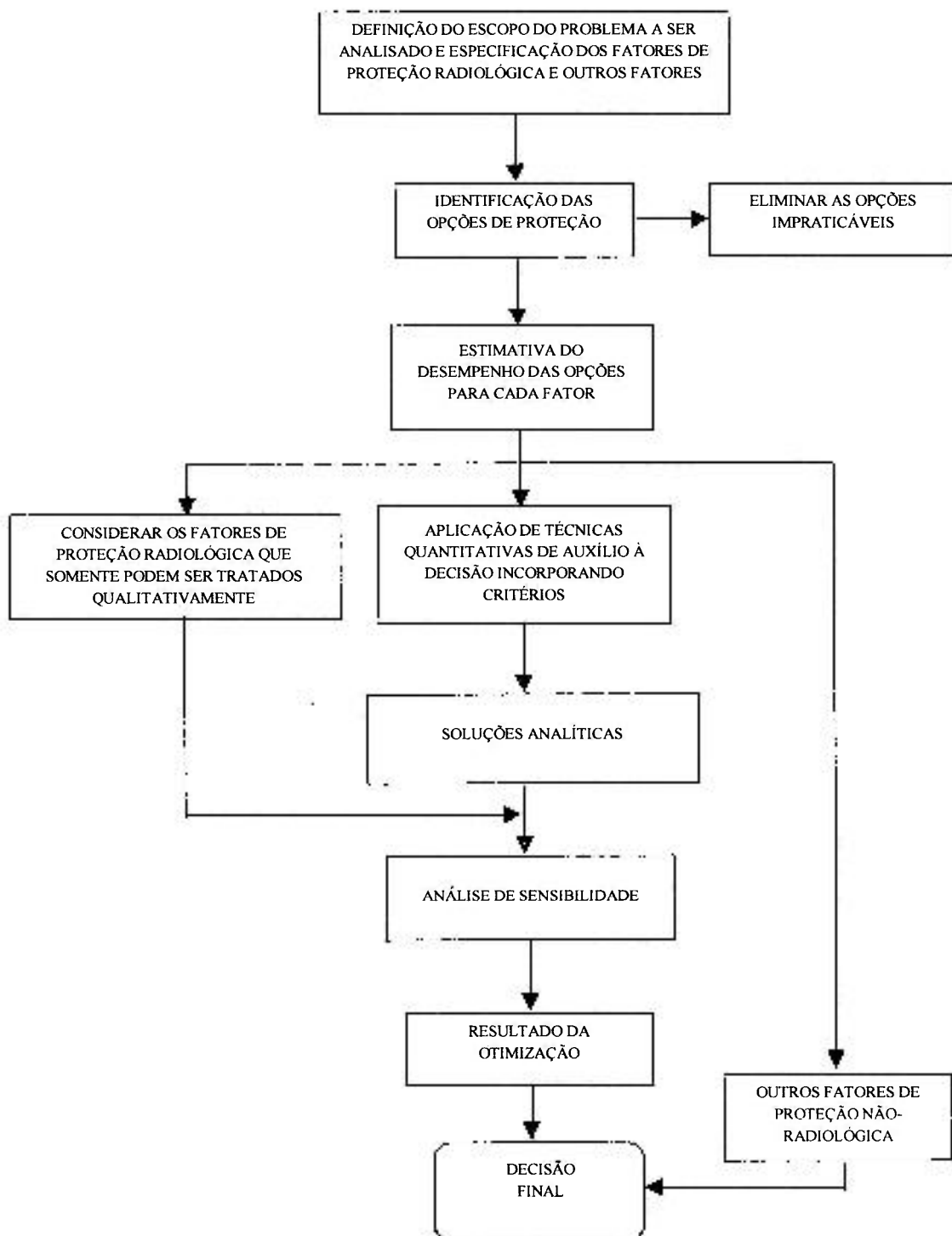


Figura 2-4— Procedimento de otimização aplicado ao projeto. A seqüência lógica identifica as etapas a serem seguidas durante o projeto de uma instalação, de modo a garantir que sua construção seja mais vantajosa que danosa⁽²⁷⁾.

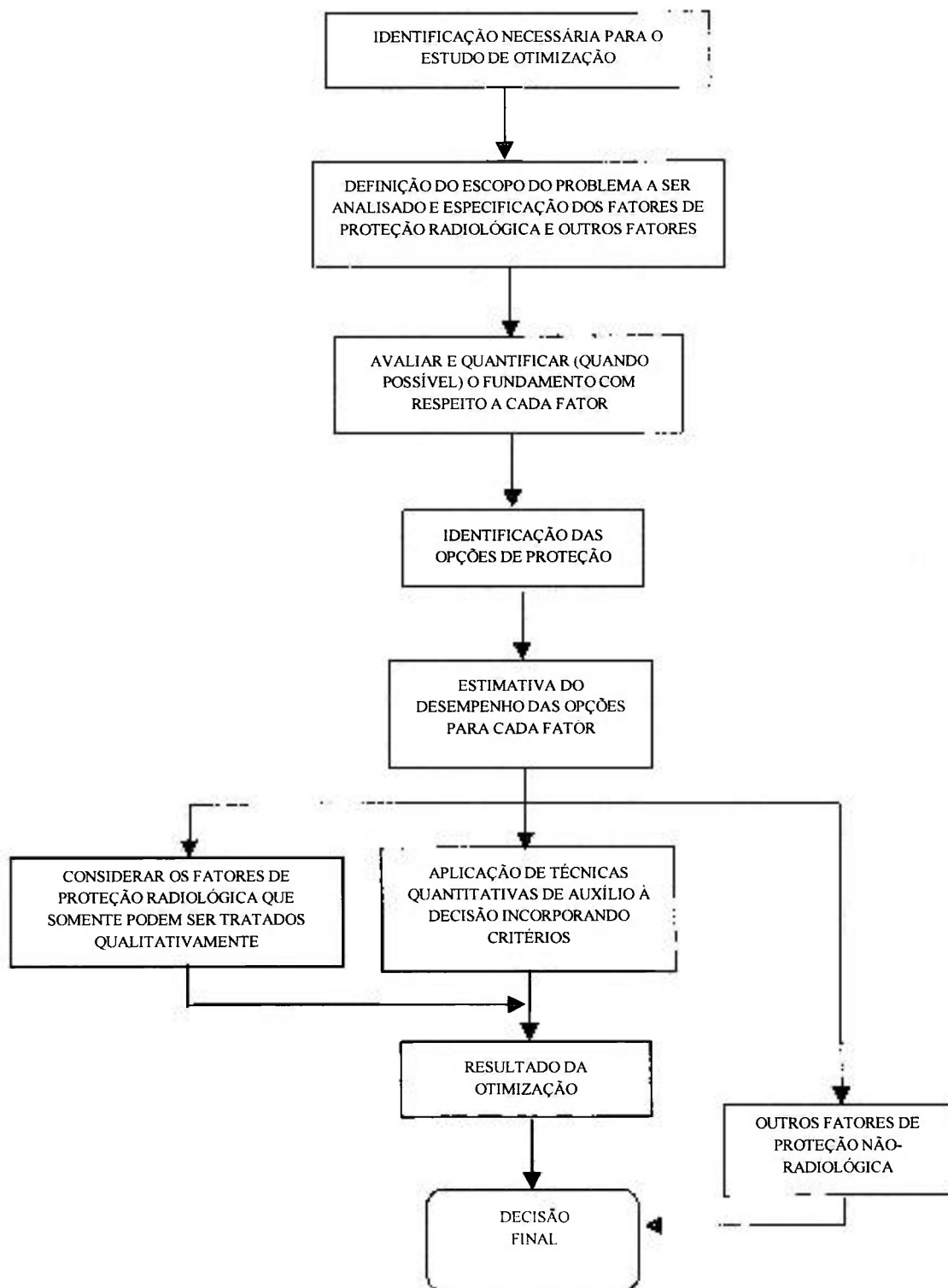


Figura 2-5 – Procedimento de otimização aplicado a operações. A seqüência lógica identifica as etapas a serem seguidas durante a definição de procedimentos operacionais de uma instalação, de modo a garantir que suas execuções sejam mais vantajosas que danosas⁽²⁷⁾.

A Comissão publicou as recomendações básicas, porém não deixou claro quem irá implementá-las. No ICRP 37⁽²⁴⁾, diz-se que as técnicas de análise custo-benefício desenvolvidas são recursos analíticos endereçados a projetistas, operadores e tomadores de decisão. Já no ICRP 55⁽²⁷⁾, um ponto de vista mais abrangente tenta clarificar os níveis de decisão na qual suas recomendações devem ser implementadas.

Este último ressalta que as autoridades competentes devem especificar critérios gerais para a implementação dos procedimentos de proteção radiológica. Lembra, ainda, que a responsabilidade final fica a cargo dos gerentes operacionais. Em seu contexto, afirma que tanto os engenheiros e projetistas (na aplicação ao projeto) quanto os operadores, supervisores e gerentes (na aplicação em operações) devem ser treinados de forma apropriada, incluindo conceitos básicos de proteção radiológica, pois é da perícia desses profissionais que dependerá a qualidade da decisão final.

2.4. A Prática da Otimização da Proteção Radiológica

2.4.1. Países Desenvolvidos

Conforme se pode verificar com o que foi exposto até aqui, o desenvolvimento conceitual da otimização da proteção radiológica avançou a passos largos nas últimas três décadas. Existem, hoje, técnicas matemáticas rigorosas e sofisticadas que possibilitam o auxílio na tomada de decisão, de modo a garantir níveis aceitáveis de radiação associados a custos mínimos de proteção. Neste ponto, surge a questão sobre a aplicabilidade desta teoria. Além disso, a generalidade dos métodos não restringe esta aplicabilidade a nenhuma área específica que utilize a radiação ionizante.

No Japão, a otimização da proteção radiológica é considerada dirigida a três grupos⁽²⁹⁾: o público em geral, o público local próximo às instalações e trabalhadores com radiação. No primeiro caso, as decisões levam em conta as justificativas sociais para o uso da radiação. No segundo, envolve o consentimento mútuo entre a gerência e o público das proximidades da instalação. Enfim, no terceiro caso, é utilizado o princípio ALARA. Cabe ressaltar a importância dada ao segundo caso neste país. Considerações detalhadas com respeito aos custos e aos benefícios de uma prática são tratadas segundo um ponto de vista social (custos e benefícios sociais).

Na Itália, vêm sendo obtidos bons resultados com respeito às exposições ocupacionais⁽³⁰⁾. Este é o resultado de esforços na pesquisa de procedimentos práticos de otimização da proteção radiológica, desenvolvidos pelas autoridades italianas. Segundo estes, os objetivos da otimização da proteção radiológica não podem ser alcançados por meio de procedimentos puramente formais, tais como análise custo-benefício ou métodos quantitativos de análise multicritérios. Ao contrário, são levados em consideração fatores como a escolha de locais adequados, com atenção à distribuição de populações, definição de projetos objetivos para condições normais e de acidentes e que permitam o enquadramento das doses individuais e coletivas dos trabalhadores expostos dentro dos limites internacionalmente aceitos. Além disso, incentivam a implementação de aperfeiçoamentos na proteção radiológica que permitam reduzir as doses individuais e coletivas abaixo dos limites considerados seguros.

Uma experiência de aplicação das práticas de otimização da proteção radiológica foi realizada na limpeza e descontaminação da Unidade 2 do reator de *Three Mile Island*. Este reator nuclear norte-americano foi acidentado em 28 de março de 1979, liberando grande quantidade de materiais radioativos na usina e na atmosfera. O término da descontaminação foi planejado para 1988. Os dados coletados até 1986 dos trabalhadores que realizaram esta descontaminação mostraram que os níveis de exposição obtidos foram todos menores que os níveis preditos⁽³¹⁾. Isto foi obtido como resultado da aplicação de procedimentos de otimização da proteção radiológica.

2.4.2. A Situação Nacional

No Brasil, como já citado no item 2.1, o órgão responsável pela regulamentação de normas concernentes à proteção radiológica é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). A norma atualmente vigente é a CNEN-NE 3.01⁽³²⁾, de julho de 1988, que concorda quase integralmente com as recomendações da ICRP.

Nesta norma encontra-se, como Princípio de Otimização, que “o projeto, o planejamento do uso e a operação de *instalação* e de *fontes de radiação* devem ser feitos de modo a garantir que as *exposições* sejam tão reduzidas quanto razoavelmente exequível, levando-se em consideração fatores sociais e econômicos”. Além disso, fornece noções de análise custo-benefício e define as “obrigações básicas da Direção ou Chefia da instalação”.

O princípio da otimização foi, recentemente, incluído em uma legislação específica que determina as diretrizes de proteção radiológica em Radiodiagnóstico médico e odontológico⁽³³⁾. Nesta Portaria, ficou estabelecido que as instalações e as práticas clínicas devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que as doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais (entendidas como aquelas que são involuntárias e imprevisíveis, ocorridas em condições de acidente) respeitem o princípio ALARA, bem como as restrições de dose aplicáveis. Além disso, determina que a otimização da proteção seja aplicada em dois níveis:

- Nos projetos e construções de equipamentos e instalações; e
- Nos procedimentos de trabalho.

Neste contexto, enfatiza que a utilização das radiações na Medicina e na Odontologia deve priorizar a otimização dos procedimentos de trabalho, de modo a influenciar, diretamente, a qualidade dos serviços e a segurança dos pacientes, garantindo-se que serão utilizadas as menores quantidades de radiação necessárias para a obtenção de um diagnóstico. Para isso, o processo de otimização deve considerar:

- A seleção adequada dos equipamentos e acessórios;
- Os procedimentos de trabalho;
- A garantia da qualidade;
- Os níveis de referência de Radiodiagnóstico para pacientes; e
- As restrições de dose para indivíduo que colabore, consciente e de livre vontade, fora do contexto de sua atividade profissional, no apoio e no conforto de um paciente, durante a realização de um procedimento radiológico.

Por fim, estabelece que, quando são utilizados processos quantitativos para a otimização de exposições ocupacionais e do público, seja utilizado o coeficiente monetário por unidade de dose coletiva estabelecido na resolução-CNEN no. 12 de 19/07/88⁽³²⁾, ou seja, $\alpha = \text{US\$}10000/\text{homem-sievert}$.

Os detalhes referentes às disposições que esta Portaria introduz, em seus capítulos 2 e 3, com referência ao Radiodiagnóstico médico e odontológico estão apresentados no Anexo 1.

Capítulo 3 - Formulações Modernas para Cálculos de Blindagens de Salas Radiológicas.

Conforme foi brevemente discutido na Introdução deste trabalho, o NCRP 49⁽⁹⁾ serviu de base, por muitos anos, para o projeto de instalações radiológicas em todo o mundo. Esta publicação, contudo, apresenta-se hoje desatualizada em face das novas tecnologias aplicadas a equipamentos que surgiram nas três últimas décadas, bem como frente aos novos limites de dose propostos pelo ICRP 60⁽¹⁾. Além disso, os valores sugeridos para as cargas de trabalho, fatores de uso e de ocupação no NCRP 49 não são mais representativos das situações encontradas na prática diagnóstica em nossos dias.

Uma das motivações que vem levando os pesquisadores a revisarem os conceitos apresentados no NCRP 49 está relacionada à redução dos limites de dose para trabalhadores e para o público com relação aos limites existentes anteriormente^(34,35). Na época em que foi publicado o NCRP 49, os limites aceitos internacionalmente eram de 50 mSv/ano (1mSv/semana) e 5mSv/ano (0,1 mSv/semana), respectivamente para trabalhadores com radiação e para o público em geral. Com a publicação do ICRP 60, estes limites foram reduzidos para 20 mSv/ano para trabalhadores e 1 mSv/ano para o público, o que já acarretava a necessidade de aumento das barreiras calculadas pela metodologia em vigência.

Num nível ainda mais drástico, a publicação NCRP-116⁽³⁶⁾, de 1993, reduziu ainda mais os níveis a serem utilizados para os projetos de salas radiológicas. Nesta publicação, está indicada a redução para 5 mSv/ano para o nível de referência para projetos de áreas cuja ocupação seja restrita a trabalhadores com radiação. Recomendações semelhantes foram adotadas no Brasil com a publicação da Portaria Ministerial 453⁽³³⁾.

Deste modo, verificou-se uma redução nos níveis aceitáveis de radiação para indivíduos do público por um fator cinco e para trabalhadores por um fator dez. A aplicação destes níveis, utilizando-se os conceitos conservadores do NCRP 49, acarretaria a necessidade de instalações de barreiras ainda mais espessas nas salas radiológicas, o que aparentava uma contradição com os dados dosimétricos recolhidos por vários anos dos operadores que trabalham nestes ambientes⁽³⁴⁾. Estes dados indicam que as barreiras especificadas, utilizando-se os valores antigos para a limitação de doses, são adequadas para a proteção destes indivíduos e, deste modo, o gasto com a aplicação de barreiras

protetoras adicionais poderia ser desnecessário. O trabalho do Grupo de Trabalho 9 da AAPM/NCRP vem buscando valores mais realistas para os parâmetros utilizados nos cálculos das blindagens das salas radiológicas.

3.1.1. Distribuição de Cargas de Trabalho

Quando o responsável pelo projeto de proteção de uma sala radiológica inicia os cálculos da espessura de um material protetor que deverá ser instalado nas barreiras, conta com as seguintes informações:

- Tipo de pessoas (trabalhadores com radiação ou membros do público) e fatores de ocupação em cada região adjacente, que definirão a quantidade de radiação que poderá atingir o local durante um período de tempo;
- Arquitetura da sala, com especial atenção às distâncias da fonte às barreiras;
- Carga de trabalho da fonte (e seus fatores de uso), que é proporcional à quantidade de radiação total gerada na sala e que atinge as barreiras; e
- Tensão de operação do equipamento.

Esta última informação é, em geral, utilizada de forma muito conservadora se forem seguidas diretamente as recomendações do NCRP 49, que sugere que as cargas de trabalho são geradas por tensões da ordem de 100 a 150 kVp. Contudo, a prática tem mostrado que, com exceção dos exames de tórax, as técnicas radiográficas se distribuem em uma faixa entre 55 e 95 kVp para a Radiologia Convencional⁽³⁵⁾. Sendo este o principal parâmetro determinante da habilidade de um material em atenuar a radiação, as barreiras calculadas, utilizando estes valores conservadores de tensão, serão superestimadas.

Além disso, o desenvolvimento das novas tecnologias de equipamentos radiológicos e a utilização de sistemas tela/filme mais rápidos introduziram reduções significativas nas cargas de trabalho indicadas no NCRP 49. Por outro lado, os procedimentos diagnósticos modernos como Tomografia Computadorizada, Angiografia Cardíaca e Periférica ou Cateterismo apresentam, normalmente, cargas de trabalho bastante altas, mas que não têm valores contemplados no NCRP 49.

Baseado nestas discrepâncias, o Grupo de Trabalho 9 da AAPM/NCRP realizou um levantamento das distribuições de cargas de trabalho em 14 instituições médicas norte-americanas envolvendo cerca de 2500 pacientes e cujos resultados foram apresentados por Simpkin^(15,35). Este autor propõe o conceito de distribuição de cargas de trabalho (*workload*

*spectrum**) para o cálculo mais realista das necessidades de proteção das salas radiológicas. Este conceito agrupa as informações referentes à quantidade de radiação utilizada como função das técnicas radiográficas, aplicadas em situações diagnósticas típicas.

Um levantamento similar, porém mais modesto, envolvendo quatorze clínicas radiológicas nas cidades de São Paulo, São Caetano do Sul e Curitiba, foi realizado no presente trabalho. Os resultados dos levantamentos realizados por Simpkin e do presente trabalho são apresentados no Capítulo 5.

Como exemplo^(37,38) do conservadorismo dos valores propostos no NCRP 49 para carga de trabalho, combinado com a hipótese de utilização de um único valor de tensão, considere-se uma exposição realizada com 100 kVp em um paciente de 20 cm de espessura. Se for utilizada uma combinação tela/filme de velocidade 400 e o ponto focal do tubo estiver a uma distância de 1 metro do filme, serão necessários cerca de 4 mAs para se obter uma boa imagem. Sendo a carga de trabalho recomendada pelo NCRP 49 de 1000mA.min por semana, seria necessário expor 15000 filmes radiográficos para que se atinja esta carga de trabalho em uma semana, ou seja, mais de seis filmes por minuto em uma instalação que opera durante 8 horas por dia, 5 dias por semana. Este valor é extremamente não-realista.

3.1.2. Fatores de Uso

Paralelamente ao levantamento de cargas de trabalho, Simpkin⁽¹⁵⁾ obteve informações que propiciaram a revisão dos fatores de uso para o feixe primário (U) propostos no NCRP 49. Os valores encontrados por esse autor estão apresentados na Tabela 3-1 e mostram-se inferiores aos valores propostos anteriormente para paredes onde não estão instaladas estativas para exames de tórax e coluna. Estes fatores de uso foram obtidos calculando-se, para cada sala, a fração da carga de trabalho total na qual o feixe encontra-se diretamente voltado a uma determinada barreira. Na Tabela 3-1, a coluna NENHUMA refere-se àquelas situações nas quais o feixe primário incide em dispositivos como intensificadores de imagem ou suportes de filme revestidos com chumbo. A linha NCRP 49 refere-se às sugestões daquela publicação aos valores correspondentes para os fatores de

* Foi escolhido o termo “distribuição” na tradução para que não haja conflito com o termo espectro, que será utilizado, posteriormente, no sentido convencional de espectro de energias.

uso do feixe primário para diferentes paredes em uma sala radiológica. A linha TUBO FLUOROSCÓPICO (R&F) refere-se aos tubos utilizados em exames de fluoroscopia em salas contendo equipamentos com dois tubos, um radiográfico e outro para procedimentos fluoroscópicos. No caso deste último, o feixe atinge um intensificador de imagens logo após atravessar o paciente e a mesa de exames. Como este tipo de dispositivo é altamente atenuante, o feixe fluoroscópico não atinge nenhuma barreira diretamente, justificando o valor $U = 1$ na coluna NENHUMA. Ainda na Tabela 3-1, a coluna PAREDE 1 identifica a parede onde se encontra a estativa vertical (mural), enquanto as colunas PAREDE 2 e PAREDE 3 são as paredes laterais, com incidências ocasionais de radiação primária devido a alguns poucos procedimentos de posicionamento radiográfico.

Os dados obtidos por Simpkin apresentam valores separados para as distribuições de cargas de trabalho em instalações onde está posicionada a estativa e nas demais paredes. Esta divisão é conveniente, uma vez que as exposições para este tipo de exame utilizam potenciais mais elevados. Esta divisão reflete-se na apresentação dos dados para os fatores de uso, onde a parede que possui a estativa aparece com valor $U=1$.

Tabela 3-1 – Fatores de uso conforme especificados no NCRP 49⁽⁹⁾ e segundo levantamento realizado por Simpkin⁽¹⁵⁾ para salas de exames radiológicos típicos.

Tipo de sala	Fator de uso (U)				
	Nenhuma *	Piso	Parede 1	Parede 2	Parede 3
NCRP 49**	--	1	0,25	0,25	0,25
Radiografia geral	0,001	0,690	0,215	0,065	0,016
Mamografia	0,980	0,009	0,008	0	0
Tubo fluoroscópico (R&F)	1	0	0	0	0
Tórax	0	0	1	0	0
Cateterismo	1	0	0	0	0
Angiografia periférica	0,987	0,013	0	0	0

* Nenhuma refere-se às situações onde o feixe primário atinge dispositivos como intensificadores de imagem ou carregadores de filme mamográficos

** NCRP 49 – relatório no. 49 do *National Council on Radiation Protection and Measurements*⁽⁹⁾

3.1.3. Fatores de Ocupação

Os fatores de ocupação (T) foram introduzidos nos cálculos de radioproteção com a função de ponderar a quantidade de radiação que alcança uma determinada área pela fração média do tempo que um indivíduo possa ocupar esta área. O fator de ocupação, contudo, não é a fração do tempo em que a área em questão é ocupada por qualquer pessoa, mas sim a fração do tempo em que o indivíduo que permanece mais naquela região, fica realmente lá.

Com isso, os níveis de radiação que uma área parcialmente ocupada pode receber poderão ser superiores aos níveis a que uma área totalmente ocupada possa estar submetida. Este conceito considera que o funcionamento do equipamento radiológico é distribuído aleatoriamente no tempo e o fator de ocupação será dado como uma fração de um período normal de trabalho, ponderado sobre todo o ano.

Quando informações detalhadas das frequências de ocupação das áreas adjacentes de uma sala não são disponíveis, valores tabelados podem ser utilizados. A Tabela 3-2 apresenta os valores sugeridos por Dixon e Simpkin⁽³⁷⁾ para fatores de ocupação típicos, considerando diferentes áreas ocupadas. A mesma tabela mostra os valores propostos pelo NCRP 49, novamente mais conservadores. Estes valores, contudo, devem ser usados com cautela, uma vez que cada instalação terá características particulares de funcionamento. Uma atenção especial deve ser tomada ao se utilizarem fatores de ocupação pequenos em áreas cuja vizinhança possa ter uma ocupação significativa. Nestes casos, os fatores de ocupação maiores devem ser adotados, a despeito da maior distância que esta área mais ocupada possa estar da fonte de radiação. Além disso, as formas de ocupação das regiões adjacentes às salas poderão, eventualmente, variar com o tempo, muitas vezes dependendo de fatores climáticos ou de períodos diferentes do ano.

Dixon e Simpkin⁽³⁷⁾ diferenciaram, ainda, fatores de ocupação para indivíduos do público e para trabalhadores com radiação. Os valores sugeridos para trabalhadores, tipicamente iguais à unidade no NCRP 49, podem ser distribuídos de forma mais realista, como exposto na Tabela 3-3. Estes valores permitem otimizar os cálculos das barreiras necessárias para a proteção de ambientes onde se encontram indivíduos ocupacionalmente expostos.

Tabela 3-2 – Fatores de ocupação sugeridos pelo NCRP 49⁽⁹⁾ por Dixon e Simpkin⁽³⁷⁾ para diferentes tipos de ocupação para pessoas não-ocupacionalmente expostas. Cuidados devem ser tomados ao se utilizarem fatores de ocupação pequenos em áreas cuja vizinhança possa ter uma ocupação significativa. Nestes casos, os fatores de ocupação maiores devem ser adotados, a despeito da maior distância que esta área mais ocupada possa estar da fonte de radiação.

LOCAL	T	
	NCRP 49 ⁽⁹⁾	Dixon & Simpkin ⁽³⁷⁾
Escritórios, lojas, alojamentos, áreas de recreação para crianças, locais ocupados nas construções adjacentes	1	1
Lavanderias	-	1
Salas de espera com recepcionista*	-	1
Posto de enfermeiras	1	1/2
Salas de tratamento e exame de pacientes	-	1/2
Cozinhas	-	1/2
Cafeterias	-	1/2
Quartos de pacientes**	-	1/8
Corredores	1/4	1
Salas de repouso de funcionários	1/4	1/8
Lavabos e banheiros	1/4	1/20
Áreas de vendas sem vendedores	-	1/20
Almoxarifados	-	1/20
Áreas externas com bancos ou cadeiras	-	1/20
Áreas externas de fluxo de pedestres ou veículos	1/16	1/40
Estacionamentos sem manobristas	1/4	1/40
Áreas de carga e descarga de veículos sem manobristas	-	1/40
Sótão	-	1/40
Salas de espera sem recepcionista	1/16	1/40
Escadarias	1/16	1/40
Elevadores sem ascensoristas	1/16	1/40
Vestiários de pacientes	1/16	1/40
Portarias	1/16	1/40

* limitado somente à recepcionista

** limitado somente ao corpo de enfermagem, não ao paciente ou aos familiares

3.2. Barreiras Primárias

3.2.1. Metodologia do NCRP 49

Existem três métodos básicos para garantir-se que os requisitos de proteção radiológica sejam respeitados. Estes métodos são:

- A proteção pela distância, que envolve a lei do inverso do quadrado da distância;
- A redução do tempo de permanência em um local onde exista radiação, que envolve a adequação dos procedimentos de trabalho; e
- A proteção pela interposição de uma barreira protetora entre a fonte e o ambiente que se deseja proteger.

Tabela 3-3 – Fatores de ocupação propostos por Dixon e Simpkin⁽³⁷⁾ para pessoas ocupacionalmente expostas (áreas controladas)

LOCAL	T	
	NCRP 49 ⁽⁹⁾	Dixon & Simpkin ⁽³⁷⁾
Gabinete de controle do equipamento de raios X	1	1
Área de leitura de filmes	1	1
Salas de exames de ultra-sonografia	1	1
Salas de Medicina Nuclear	1	1
Outros escritórios	1	1
Salas de trabalho	1	1
Salas de repouso de funcionários	1	1
Sala de raios X adjacente	1	1
Escritórios dos médicos	1	1/2
Escritório do administrador do departamento ou chefe dos técnicos	1	1/2
Cozinha para preparo de contrastes de bário	1	1/2
Quartos de repouso	1	1/4
Corredores	1	1/4
Áreas de espera de pacientes	1	1/4
Vestiários de pacientes	1	1/8

O NCRP 49⁽⁹⁾ trata dos requisitos práticos e da metodologia para o cálculo de barreiras protetoras para salas onde ocorre a emissão de radiação para fins médicos.

Basicamente, a metodologia apresentada neste relatório consiste em se calcular a espessura, em chumbo ou concreto, de barreiras protetoras contra a radiação primária e/ou secundária (espalhada pelo paciente e radiação de fuga) de fontes de raios X ou gama. Para isto, considera-se uma disposição conforme a apresentada Figura 3-1. Esta metodologia prevê a proteção por uma barreira primária (que protegerá o público e os trabalhadores que estiverem nas adjacências da sala, da radiação proveniente diretamente do feixe primário) para reduzir a níveis aceitáveis de radiação a uma distância d_p da fonte, e por uma barreira secundária (que protegerá o público e os trabalhadores que estiverem nas adjacências da sala da radiação de fuga da cúpula do sistema radiológico e da radiação espalhada pelo paciente), que manterá níveis aceitáveis de radiação a uma distância d_s da fonte.

A metodologia do NCRP 49 faz uso, ainda, dos fatores denominados de uso (U) e de ocupação (T), discutidos anteriormente. Além disso, a carga de trabalho (W) é considerada como o produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição médios utilizados para o acionamento da fonte de radiação. Nos casos que serão estudados no presente trabalho, em aplicações em Radiologia Diagnóstica, este parâmetro é dado em unidades de mA.min. Um estudo atualizado sobre as hipóteses do NCRP 49 com referência

às cargas de trabalho foi publicado, em 1996, por Simpkin⁽¹⁵⁾. Este estudo será amplamente utilizado no teste da metodologia que será proposta.

No caso do cálculo de barreiras primárias, o NCRP 49 reporta-se a uma série de curvas de atenuação para chumbo e concreto, apresentadas em um de seus apêndices. Curvas semelhantes foram reproduzidas por meio de um método analítico desenvolvido por Archer e col.⁽¹⁶⁾, que será abordado no próximo item. O presente estudo, como o de Archer, limita-se à parte da metodologia dedicada ao cálculo de barreiras para a faixa de energias utilizadas em Radiologia Diagnóstica.

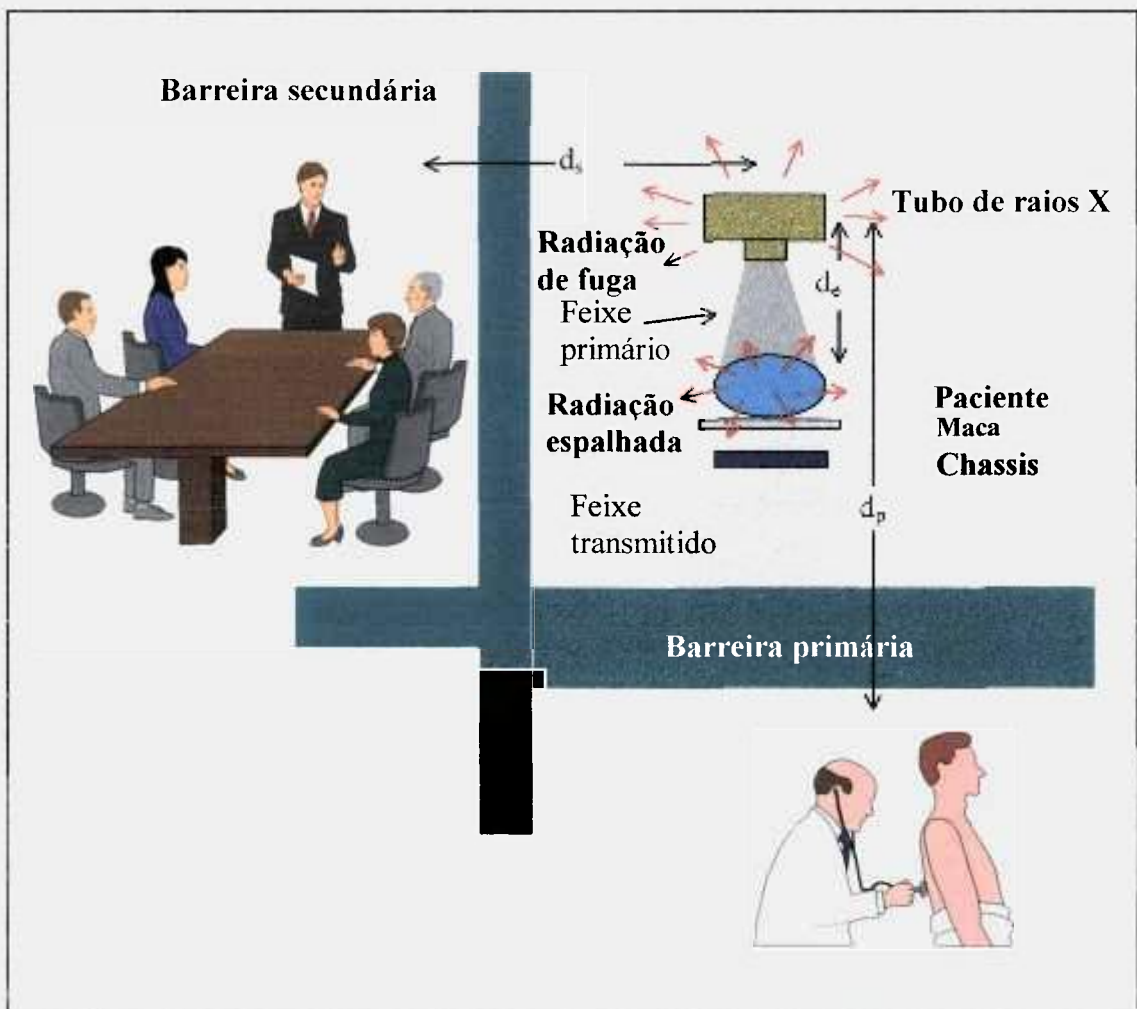


Figura 3-1 - Diagrama esquemático com a disposição apresentada no NCRP 49 para o cálculo de barreiras⁽⁹⁾.

Para se calcular a exposição semanal^(*), X_u , em um ponto de interesse posicionado à distância d_p da fonte, utiliza-se a taxa de exposição (X_u') a um metro e o

* Lembrando que o NCRP 49⁽⁹⁾ faz o tratamento analítico em termos da grandeza exposição.

tempo, em minutos, que a fonte emite radiação durante uma semana. Esta exposição semanal, observando-se a notação do NCRP 49⁽⁹⁾, é dada por

$$X_u = \frac{X'_u t}{d_p^2} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-1)$$

Se X_u for maior que a exposição semanal (P) correspondente a um equivalente de dose semanal que ultrapasse os limites de dose⁽³²⁾ para o tipo de ocupação (público geral ou trabalhadores com radiação) prevista para a área a ser protegida, uma barreira primária de espessura S_p deverá ser posicionada entre a fonte de radiação e a posição de interesse, tal que o limite de exposição semanal seja respeitado. Se a barreira necessária tiver um fator de transmissão B , então

$$P = B_{ux} X_u = B_{ux} \frac{X'_u t}{d_p^2} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-2)$$

Reescrevendo a equação acima em função da taxa de exposição normalizada (X'_n) pela corrente do tubo, I (em mA), medida a um metro, tem-se

$$P = B_{ux} \frac{X'_n I t}{d_p^2} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-3)$$

Como a carga de trabalho é definida como o produto entre a corrente e o tempo semanal que o equipamento emite radiação, tem-se $W = It$, e

$$K_{ux} = B_{ux} X'_n = P \frac{d_p^2}{W} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{A}^{-1}.\text{min}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-4)$$

onde K_{ux} é definido como a exposição a um metro por unidade de carga de trabalho semanal (mA.min/semana) para o feixe primário.

Mas, considerando-se que o feixe primário pode estar apontado diretamente para esta barreira somente por uma fração U do tempo total, e que a ocupação do ponto de interesse pode ser somente de uma fração T deste tempo, então

$$K_{ux} = \frac{P d_p^2}{WUT} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{A}^{-1}.\text{min}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-5)$$

Após a obtenção de um valor representativo para K_{ux} , o NCRP 49 indica a utilização de curvas de atenuação para a obtenção da espessura apropriada da barreira, S_p , para a proteção do ponto de interesse para o feixe primário. Além disso, o texto faz

referências ao cálculo de barreiras primárias quando o feixe incidente atinge a barreira obliquamente. Deve-se ressaltar, contudo, que o NCRP 49 despreza a atenuação do feixe primário pelo paciente e por componentes do equipamento como a mesa de exames, chassis e filme. Esta hipótese foi recentemente analisada por Dixon⁽³⁸⁾, que demonstrou que estes componentes podem ter uma influência significativa no comportamento do feixe incidente na barreira primária.

3.2.2. Modelo de Archer aplicado ao cálculo de barreiras primárias

Em artigo publicado em 1983⁽¹⁶⁾, Archer, Thornby e Bushong introduziram um modelo matemático que traz grande simplificação à formulação apresentada no NCRP 49 para o cálculo de barreiras protetoras. A motivação deste modelo tem origem em um estudo realizado anos antes por Stewart Bushong, no qual diversos profissionais norte-americanos foram consultados para especificar as barreiras protetoras necessárias para uma sala radiológica de uso geral. Apesar de todos os profissionais afirmarem terem utilizado o NCRP 49, os resultados tiveram grande variação.

O cerne da questão situa-se, em princípio, na complexidade em relacionar, de forma objetiva, as informações da sala (dimensões, carga de trabalho, etc.) com os cálculos, gráficos e tabelas apresentados na metodologia do NCRP 49. Deste modo, Archer e col.⁽¹⁶⁾ formularam o modelo matemático que, doravante denominado Modelo de Archer, que permite ajustar uma função paramétrica aos gráficos de atenuação apresentados no NCRP 49 a partir de informações típicas utilizadas em cálculos de barreiras.

O ponto de partida do desenvolvimento do Modelo de Archer foi a determinação das derivadas de cada curva de atenuação apresentadas na Figura 1 do Apêndice D no NCRP 49⁽⁹⁾. Pelo comportamento destas derivadas verificou-se que podiam ser representadas por curvas de crescimento. Estas curvas de crescimento, por sua vez, foram integradas, produzindo uma representação matemática da série original de curvas de atenuação. A equação resultante deste processo foi:

$$B(V) = \frac{K(V)}{K_0(V)} = \left[\left(1 + \frac{\beta(V)}{\alpha(V)} \right) e^{\alpha(V)\gamma(V)x} - \frac{\beta(V)}{\alpha(V)} \right]^{-\frac{1}{\gamma(V)}} \quad (3-6)$$

onde $K(V)$ é a exposição por unidade de mA.min por semana a 1 metro da fonte de radiação obtida aplicando-se um potencial V ao tubo, $K_0(V)$ é o valor de $K(V)$ sem que nenhum material atenuador intercepte o feixe, x é a espessura do material protetor em

milímetros e $\alpha(V)$, $\beta(V)$ e $\gamma(V)$ são parâmetros determinados utilizando-se um método não-linear de mínimos quadrados. Os resultados do ajuste por mínimos quadrados, quando comparados aos dados originais do NCRP 49, mostraram uma excelente concordância, sendo a maior discrepância da ordem de 0,03mm para o chumbo.

Uma aplicação direta da equação (3-6) é o cálculo de barreiras primárias. Desta equação e da metodologia apresentada no NCRP 49, tem-se:

$$\frac{Pd_p^2}{WUT} = K_0(V) \left[\left(1 + \frac{\beta(V)}{\alpha(V)} \right) e^{\alpha(V)\gamma(V)x} - \frac{\beta(V)}{\alpha(V)} \right]^{-\frac{1}{\gamma(V)}} \quad (3-7)$$

onde P é a exposição semanal admissível para o tipo de área a ser protegida (controlada ou não-controlada), d_p é a distância de uma fonte de radiação ao ponto a ser protegido, W é a carga de trabalho em mA.min por semana, U é o fator de uso e T, o fator de ocupação.

Um modo prático de se utilizar este modelo é escrever a equação (3-7) como

$$x(V) = \frac{1}{\alpha(V)\gamma(V)} \ln \left\{ \left(\frac{\alpha(V)}{\alpha(V) + \beta(V)} \right) \left[\left(\frac{WUTK_0(V)}{Pd_p^2} \right)^{\gamma(V)} + \frac{\beta(V)}{\alpha(V)} \right] \right\} \quad [\text{mm}] \quad (3-8)$$

e, a partir desta equação, obter gráficos de valores típicos de espessura em chumbo para proteger áreas com diferentes combinações de WUT e distâncias (d_p), considerando-se áreas controladas e não-controladas. A Figura 3-2 apresenta um gráfico deste tipo obtido utilizando os valores de $\alpha(V)$, $\beta(V)$ e $\gamma(V)$ para o chumbo publicados por Archer⁽¹⁶⁾. Posteriormente, Archer e col.⁽¹⁷⁾ publicaram valores de $\alpha(V)$, $\beta(V)$ e $\gamma(V)$ para outros materiais utilizados em radioproteção, além do chumbo, para diferentes valores de tensão e retificações monofásicas e trifásicas. Estes resultados, juntamente com outros obtidos para um material encontrado no Brasil, serão utilizados para a avaliação da metodologia a ser descrita nos capítulos seguintes.

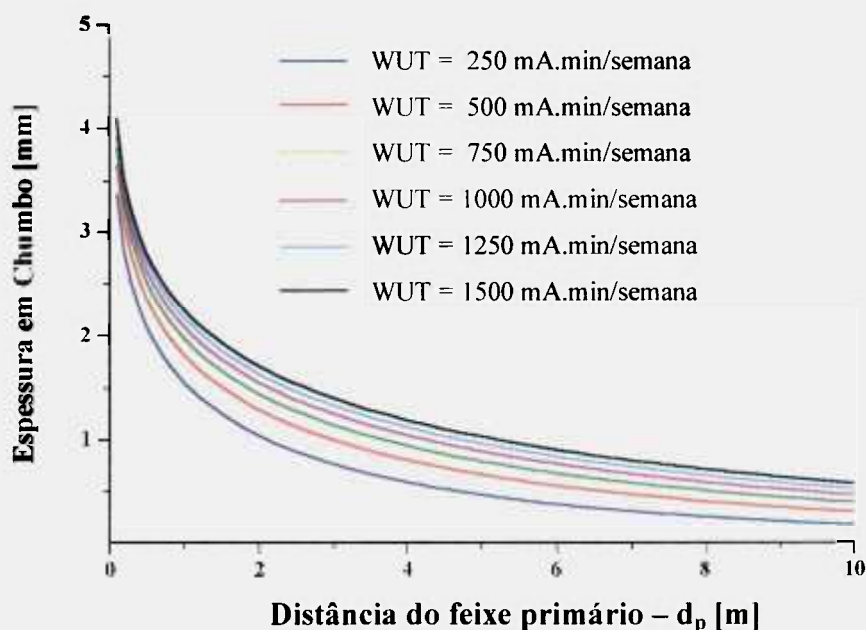


Figura 3-2 - Curvas relacionando espessuras de barreiras primárias em milímetros de chumbo e diferentes valores de WUT e distâncias⁽¹⁶⁾

MODELO DE ARCHER COMBINADO ÀS DISTRIBUIÇÕES DE CARGAS DE TRABALHO

Utilizando o conceito de distribuição de cargas de trabalho, a dose absorvida no ar por unidade de carga de trabalho, D_o^w , nas unidades de mGy/mA.min, referente ao feixe primário, por paciente, a 1 metro do ponto focal, pode ser obtida por meio da integração sobre todas as cargas de trabalho, utilizando uma função de peso igual à dose por mA.min para uma dada retificação como uma função da tensão aplicada ao tubo de raios X, V, em unidades de kVp. Valores deste tipo para a faixa de tensões utilizadas em radiologia foram medidos por Archer e col.⁽¹⁷⁾ e, para uma retificação trifásica, modelados por Dixon e Simpkin⁽³⁹⁾ pelo polinômio:

$$D_o^w(V) = 1,222 - 5,664 \times 10^{-2} \cdot V + 1,227 \times 10^{-3} \cdot V^2 - 3,136 \times 10^{-6} \cdot V^3 \quad (3-9)$$

ou pela lei de potência:

$$D_o^w(V) = 3,881 \times 10^{-4} V^{2,031} \quad (3-10)$$

De forma semelhante a Dixon e Simpkin, os dados de Archer⁽¹⁷⁾ foram ajustados no presente trabalho para um feixe monofásico utilizando-se um polinômio de terceiro grau. O resultado encontrado foi:

$$D_0^w(V) = -0,373 - 2,58 \times 10^{-3} \cdot V + 5,370 \times 10^{-4} \cdot V^2 - 1,200 \times 10^{-6} \cdot V^3 \quad (3-11)$$

ou

$$D_0^w(V) = 5,30 \times 10^{-4} \cdot V^{1,904} \quad (3-12)$$

As equações (3-10) e (3-12) serão utilizadas no próximo capítulo na calibração dos espectros de raios X que serão utilizados em unidades convenientes para a proposta do presente trabalho.

Além de depender da retificação utilizada na alimentação do tubo de raios X, estes valores irão depender da filtração inerente e da adicional utilizada, do tipo de material que constitui o anodo e de seu ângulo de inclinação.

Pode-se calcular a dose que atinge um ponto a 1 metro do alvo do tubo devido a sua operação sob um potencial, V , e uma dada carga de trabalho $W(V)$ como

$$D_0(V) = D_0^w(V)W(V) \quad (3-13)$$

Para se obter a dose após a radiação referente a toda distribuição de cargas de trabalho atravessar a espessura x de um material, m , cuja curva de transmissão é dada por $B^m(x, V)$ posicionada a uma distância d_p do ponto focal, basta calcular:

$$D^m(x) = \frac{1}{d_p^2} \sum_V D_0^w(V)W(V)B^m(x, V) \quad (3-14)$$

A dose que este mesmo ponto receberia caso a barreira não estivesse posicionada pode ser obtida por:

$$D(0) = \frac{1}{d_p^2} \sum_V D_0^w(V)W(V) = \frac{D^1(0)N}{d_p^2} = \frac{D^1(0)W_{tot}}{d_p^2 W_{norm}} \quad (3-15)$$

uma vez que $B(0, V) = 1$ para qualquer valor de V . Nesta equação, $D^1(0)$ é a dose sem blindagem, por paciente, a 1 metro do tubo, e $W_{tot} = NW_{norm}$, onde N é o número de pacientes para uma dada carga de trabalho normalizada W_{norm} .

Assim, uma curva de transmissão, para um dado material m , representando o comportamento da radiação existente em uma vizinhança distante d metros do ponto focal, quando o equipamento de raios X é utilizado segundo uma carga de trabalho distribuída segundo a função $W(V)$, pode ser obtida utilizando-se as equações (3-14) e (3-15) como:

$$B^m(x) = \frac{D^m(x)}{D(0)} \quad (3-16)$$

Deste modo, a dose que poderá ser medida após uma barreira de espessura x construída com o material m e posicionada à distância d do ponto focal após o exame de N pacientes será:

$$D^m(x) = \frac{D^1(0)N}{d_p^2} B^m(x) = \frac{D^1(0)W_{tot}}{d_p^2 W_{norm}} B^m(x) \quad (3-17)$$

Por fim, redefinindo P agora como o valor máximo admissível da grandeza utilizada para verificar a conformidade com os níveis de restrição de dose em monitoração de área⁽³³⁾ (por exemplo, o equivalente de dose ambiente) para aquela região, valor que dependerá do tipo de público existente nas adjacências da sala radiológica, e esta área estiver submetida a um fator de ocupação T , então a dose máxima após a radiação atravessar a espessura x do material m será $D^m(x) = (P/T)$ e, assim, a transmissão deve ser tal que

$$B^m(x) = \left(\frac{P}{T} \right) \frac{d_r^2}{D^1(0)N} = \left(\frac{P}{T} \right) \frac{d_p^2 W_{norm}}{D^1(0)W_{tot}} \quad (3-18)$$

Utilizando-se a equação (3-18) e a curva de transmissão adequada (ou valores correspondentes de α_p , β_p e γ_p na equação (3-6)) para o material escolhido e a distribuição de cargas de trabalho considerada, pode-se obter a espessura de barreira necessária para proteger adequadamente a região que está diretamente sujeita ao feixe primário do tubo de raios X como:

$$x = \frac{1}{\alpha_p \gamma_p} \ln \left\{ \left(\frac{\alpha_p}{\alpha_p + \beta_p} \right) \left[\left(\left(\frac{T}{P} \right) \frac{D^1(0)N}{d_p^2} \right)^{\gamma_p} + \frac{\beta_p}{\alpha_p} \right] \right\} \quad (3-19)$$

3.2.3. Considerações sobre os Materiais que Interceptam o Feixe

O processo de produção de imagens radiográficas prevê que o feixe de raios X emitido pelo equipamento radiológico vai atravessar o paciente e ser registrado em algum tipo de receptor de imagens. Existem diversas combinações distintas de receptores de imagem e serão utilizados conforme a aplicação diagnóstica indicada. Na Radiologia

Convencional, usualmente o feixe que emerge do paciente vai atravessar a mesa de exames, uma grade anti-espalhamento, as duas faces do chassis radiográfico, os écrans, o filme e o porta-cassete antes de atingir a barreira estrutural utilizada para fins de radioproteção. Contudo, uma grande quantidade de variações a esta configuração pode existir. Por exemplo, em Radiologia Ortopédica de extremidades, na maioria das vezes a grade anti-espalhamento não está presente. Os exames de tórax são, em geral, realizados em sistemas tipo “Bucky vertical de parede”. Técnicas de fluoroscopia utilizam intensificadores de imagem que atenuam quase totalmente o feixe primário etc. O mesmo acontece na Tomografia Computadorizada, onde a matriz de detectores é capaz de absorver praticamente toda a radiação emergente do paciente. Na Odontologia, os exames periapicais são realizados com campos de radiação maiores que os filmes utilizados, enquanto em radiografias panorâmicas isto não ocorre.

Estes materiais que interceptam o feixe atenuam e modificam as propriedades do feixe incidente de radiação que atinge a barreira primária e, pela metodologia do NCRP 49, este efeito não é considerado. Com o objetivo de quantificar a influência destes materiais na estruturação das barreiras necessárias para salas radiológicas típicas, Dixon⁽³⁸⁾ mediu a transmissão de diversos dispositivos utilizados em equipamentos radiológicos existentes no mercado, quantificando suas espessuras equivalentes de atenuação em milímetros de chumbo. Os resultados de Dixon estão apresentados na Tabela 3-4.

Das medições realizadas e cujos resultados estão apresentados na Tabela 3-4, Dixon e Simpkin⁽³⁷⁾ verificaram que as transmissões de algumas combinações destes conjuntos poderiam ser representadas por uma lei de potência simples como:

$$B_{pre}(V) = A \cdot V^B \quad (3-20)$$

O sub-índice “pre” desta equação segue a nomenclatura adotada por Dixon⁽³⁹⁾ referindo-se aos materiais posicionados anteriormente à barreira primária (*pré-barreira*). A Tabela 3-5 apresenta os valores de A e B para combinações diferentes de materiais encontrados nos equipamentos radiológicos atuais medidos por Dixon⁽³⁸⁾ e por Dixon e Simpkin⁽³⁷⁾. Os dispositivos avaliados foram uma grade anti-espalhamento Mitaya 12:1 de 40,6 linhas/cm com alumínio como material inter-espacos e cobertura de fibra de carbono, um cassete marca DuPont modelo ultravision UV Rapid e mesas de exame GE RTE e Advantix, Siemens Multix-T e Picker Clinix-T. As medições foram realizadas, também, considerando-se três espessuras diferentes de paciente, utilizando-se objetos simuladores (*phantoms*).

Tabela 3-4– Resultados obtidos por Dixon⁽³⁸⁾ para equivalência em atenuação de diversos dispositivos utilizados em equipamentos radiológicos.

COMPONENTE OU COMBINAÇÃO DE COMPONENTES	EQUIVALÊNCIA EM CHUMBO [*]			
	[mmPb]			
	60 kVp	80 kVp	100 kVp	125 kVp
Paciente, grade, cassete Quanta III** e porta cassete	--	1,80	1,60	1,50
Grade Mitaya 12:1 e cassete Quanta Fast Detail**	0,23	0,27	0,29	0,30
Mesa de exames GE RTE com Bucky e cassete Quanta Fast Detail	--	0,90	0,84	0,80
Bucky GE e cassete Quanta Fast Detail	0,66	0,65	0,65	0,62
Mesa de exames GE SFX 90/90 Advantix com cassete Quanta Fast Detail	--	0,93	0,92	0,83
Mesa de exames Siemens Multix-T com cassete Quanta Fast Detail	0,77	0,81	0,86	0,85
Mesa de exames Picker Clinic-T com cassete Quanta V	--	0,83	0,86	0,82
Bucky de parede Siemens Vertex E	--	--	--	1,1
Bucky de parede GE SG-100	--	--	--	0,96
Bucky de parede Picker 250075	--	--	--	0,70
Média de cassetes de várias marcas e modelos com telas intensificadoras	0,16	0,20	0,25	0,20

* valores obtidos em um equipamento trifásico, CSR @ 80 kVp = 3,3 mmAl e com filtração inerente calculada de 3,7 mm Al

** fabricado pela Dupont®

Tabela 3-5 – Coeficientes da lei de potência $B_{pre}(V)=A.V^B$, que representa a transmissão por combinações diferentes de materiais utilizados em equipamentos radiológicos convencionais e espessuras diferentes de paciente^(37,38).

Combinação	Parâmetros	
	A	B
Grade + Cassete Sem paciente	$4,7 \times 10^{-6}$	2,181
Grade + Cassete Paciente de 5 cm	$4,5 \times 10^{-7}$	2,489
Grade + Cassete Paciente de 10 cm	$2,8 \times 10^{-8}$	2,894
Grade + cassete + estruturas de suporte do cassete, mesa radiográfica Sem paciente	$9,36 \times 10^{-13}$	4,920

$$D(x) = \frac{D^1(0)N}{d_p^2} B(x + x_{pre}) = \frac{D^1(0)W_{tot}}{d_p^2 W_{norm}} B(x + x_{pre}) \quad (3-24)$$

Seguindo o mesmo raciocínio utilizado no desenvolvimento da equação (3-19), pode-se calcular a espessura necessária para atenuar a radiação primária a um nível P da grandeza de referência para cálculos de blindagem, num ambiente onde a fração de ocupação é T e o fator de uso do feixe primário nesta barreira é U. Esta barreira será:

$$x = \frac{1}{\alpha_p \gamma_p} \cdot \ln \left\{ \left[\frac{\alpha_p}{\alpha_p + \beta_p} \right] \left[\left(\frac{T}{P} \right) \frac{D^1(0)NU}{d_p^2} \right]^{\gamma_p} + \frac{\beta_p}{\alpha_p} \right\} - \frac{1}{\alpha_{pre} \gamma_{pre}} \ln \left\{ \left[\frac{\alpha_{pre}}{\alpha_{pre} + \beta_{pre}} \right] \left[(A \cdot V^2) \right]^{\gamma_{pre}} + \frac{\beta_{pre}}{\alpha_{pre}} \right\} \quad (3-25)$$

As constantes α_{pre} , β_{pre} e γ_{pre} são obtidas aplicando-se o método de mínimos quadrados não-linear conforme descrito por Archer⁽¹⁶⁾ em valores de atenuação obtidos por meio da equação (3-23). Um estudo similar poderia ser realizado com a finalidade de se estimar a influência dos materiais que compõem as estruturas utilizadas na construção das salas radiológicas (tijolos, blocos, lajes de concreto, etc.). A disponibilização de informações desta natureza tornará o cálculo das espessuras de material protetor necessárias à correta proteção dos ambientes adjacentes às salas de Radiologia ainda mais realista.

Os cálculos descritos neste item não levam em consideração as variações na forma do espectro de radiação primário (“endurecimento do feixe”) ao atravessar estes diversos materiais que compõem estas barreiras. Este será um dos objetos de estudo do presente trabalho e que está descrito no próximo capítulo.

3.3. Barreiras Secundárias

3.3.1. A Metodologia do NCRP 49

RADIAÇÃO ESPALHADA

O cálculo da barreira secundária é realizado em duas etapas: a primeira, avaliando-se a espessura de material de blindagem necessário para reduzir a contribuição da radiação de fuga a valores aceitáveis; a outra, calculando-se a espessura necessária para proteger a região de interesse contra a radiação que é espalhada pelo paciente.

Para o cálculo da barreira contra a radiação espalhada no paciente, o NCRP 49⁽⁹⁾ utiliza a razão entre a dose referente à radiação espalhada e a dose referente à radiação incidente, a , e a área do campo de radiação, F . A partir de uma tabela de valores de a para um campo de 400 cm^2 , propõe o cálculo da taxa de exposição devido à radiação espalhada (X'_s) a um metro do espalhador como

$$X'_s = aX'_u \frac{F}{400} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}] \quad (3-26)$$

Com isto, sendo t o tempo que em minutos que a fonte fica ligada por semana, a exposição em um ponto de interesse distante d_s do espalhador é

$$X_s = \frac{X'_s t}{d_s^2} = \frac{aX'_u Ft}{400d_s^2} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-27)$$

Esta equação vale para uma distância fonte-espalhador de um metro. Considerando uma distância genérica d_e , tem-se

$$X_s = \frac{aX'_u Ft}{400d_s^2 d_e^2} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-28)$$

Aqui, sendo B_{sx} o fator de transmissão da barreira para a radiação espalhada, pode-se escrever

$$P = B_{sx} X_s = \frac{B_{sx} aX'_u It aF}{400d_s^2 d_e^2} = \frac{B_{sx} aX'_u W T aF}{400d_s^2 d_e^2} \quad (3-29)$$

lembrando que $It = W$ e introduzindo o fator de ocupação, T . Por fim

$$K_{sx} = B_{sx} X_n = \frac{P}{aWT} d_s^2 d_e^2 \frac{400}{F} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{A}^{-1}.\text{min}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-30)$$

Com este valor em mãos, obtém-se a espessura necessária para proteger a região de interesse contra a radiação espalhada pelo paciente onde, para raios X gerados com tensões inferiores a 500kV, “a capacidade de penetração pela barreira para os fótons espalhados é a mesma que para o feixe útil”. Neste trabalho, esta afirmação será avaliada com base em estudos recentes sobre a distribuição espectral de raios X em energias utilizadas em Radiodiagnóstico⁽⁴⁰⁻⁴³⁾.

RADIAÇÃO DE FUGA

A avaliação da barreira contra radiação de fuga depende da taxa de exposição (ou taxa de kerma no ar) permissível para este tipo de emissão da fonte. Os valores de kerma no ar a um metro de distância atualmente aceitos para a fabricação de equipamentos de raios X^(33,44) são de 1 mGy/h para raios X utilizados em diagnóstico médico e 0,25 mGy/h para diagnóstico odontológico. Estes valores diferem um pouco daqueles apresentados no NCRP 49 e são válidos quando o tubo é operado com corrente máxima para funcionamento em regime contínuo, utilizando-se a maior tensão de acionamento do tubo. Além disso, esta taxa deve ser medida com um detector de 100 cm² de área, sem dimensões lineares maiores que 20 cm, posicionado a 1 metro do ponto focal.

Assim, a taxa de kerma no ar devido à radiação de fuga em um ponto de interesse, posicionado a uma distância d_s do ponto focal do equipamento, considerando que $U=1$ para a radiação de fuga (bem como para a radiação espalhada), será

$$K_L = \frac{L t}{60 d_s^2} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-31)$$

onde L é a taxa de kerma no ar máxima admissível para a radiação de fuga a 1 metro do ponto focal. Assim, sendo B_{Lx} o fator de transmissão da barreira para a radiação de fuga, temos

$$\frac{P}{T} = B_{Lx} K_L = \frac{B_{Lx} L W}{60 I d_s^2} \quad [\text{C.kg}^{-1}.\text{sem}^{-1}] \quad (3-32)$$

onde

$$B_{Lx} = \frac{60 P I d_s^2}{L W T} \quad (3-33)$$

A partir do cálculo deste fator, o NCRP 49 reporta-se a um gráfico que relaciona o valor encontrado a um número de camadas semi-redutoras (ou deci-redutoras) que serão necessárias para a proteção adequada.

O texto do NCRP 49 propõe, ainda, que a barreira necessária para a proteção contra a radiação secundária (espalhada + fuga) seja tal que, se os valores de espessura para cada tipo de radiação forem aproximadamente iguais, a espessura de uma camada semi-redutora (CSR) deve ser adicionada à maior delas e considerada como a espessura ideal. Contudo, se os valores diferirem por mais de uma camada deci-redutora (CDR), a

mais espessa entre as duas deverá ser considerada a adequada. Archer e col.⁽¹⁶⁾ demonstraram que esta “regra do adicionar 1 CSR” pode acarretar superestimativas das espessuras necessárias.

3.3.2. Modelo de Archer Aplicado ao Cálculo de Barreiras Secundárias

A formulação do NCRP 49 para a estimativa das barreiras secundárias necessárias para proteger os ambientes adjacentes a uma sala radiológica leva a valores superestimados de espessura para as barreiras^(37,45). Isto se dá porque, em primeiro lugar, a quantificação da radiação de fuga é feita supondo que o equipamento opera, durante todo o tempo, em seu máximo valor de tensão, o que é bastante irrealista. Além disso, o NCRP 49 reporta-se a tabelas para os fatores de espalhamento que são baseados no trabalho de Trout e Kelley⁽⁴⁶⁾ que apresentam valores para 50 e 70 kVp que não reproduzem as propriedades de espalhamento de equipamentos radiológicos modernos. Segundo Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾, que produziram uma revisão extensa do modelo apresentado no NCRP 49, estes valores levavam a subestimativas das frações de espalhamento da ordem de duas vezes nestes potenciais. A seguir estão apresentados alguns resultados recentes da revisão destes modelos para a quantificação da radiação espalhada e da radiação de fuga em equipamentos radiológicos.

RADIAÇÃO ESPALHADA

O modelo revisado para o espalhamento proposto por Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾ parte das seguintes considerações:

- A intensidade da radiação espalhada em um dado ângulo depende da quantidade e da qualidade da radiação primária, da localização do feixe de raios X no paciente e de suas condições anatômicas;
- O número de fótons de raios X primários incidentes no paciente varia linearmente com a área do feixe; e
- Para uma técnica radiográfica fixa (tensão (kVp) , produto corrente-tempo (mAs) e abertura do colimador), a dose no ar devida à radiação espalhada é independente da distância entre o ponto focal e o paciente.

Com base nestas hipóteses, tome-se $D_0(V)$ como a dose no ar devida à radiação primária, a um metro de distância do ponto focal, medida em um ambiente livre de

espalhamento e $D_{e,0}^1(V,\theta)$ a dose no ar devido à radiação espalhada em um ângulo θ com relação à direção do feixe primário, correspondente àquela radiação primária, medida a um metro do centro do espalhador. Neste caso, o campo de radiação primária possui uma área de F^1 centímetros quadrados, segundo a notação da referência (45) quando o ponto focal está distante um metro. A quantidade de interesse, em termos de cálculos de barreiras, é a fração de espalhamento por unidade de área do feixe primário, $a_1(V,\theta)$, definida como:

$$a_1(V,\theta) = \frac{1}{F^1} \left[\frac{D_{e,0}^1(V,\theta)}{D_0(V)} \right] \quad [\text{cm}^{-2}] \quad (3-34)$$

Lembrando que para uma distância arbitrária do ponto focal d_F a área do campo de radiação será $F = F^1 \times d_F^2$, a dose causada pela radiação espalhada a uma distância d_e do centro do objeto espalhador* será

$$D_{e,0}(V,\theta) = \frac{a_1'(V,\theta) \times 10^{-6} D_0(V) F}{d_e^2 d_F^2} \quad [\text{Gy}] \quad (3-35)$$

Nesta equação, o fator $a_1'(V,\theta)$ leva em consideração o fator de escala 10^{-6} , que é a ordem de grandeza dos valores medidos de $a_1(V,\theta)$.

Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾ revisaram os dados medidos por Trout e Kelley⁽⁴⁶⁾, identificando problemas relacionados aos equipamentos utilizados para as medições, alguns deles bastante diferentes dos utilizados atualmente na prática radiológica. Com esta revisão, estes autores verificaram que os valores apresentados no NCRP 49 subestimam a fração de espalhamento por fatores de 1,1 a 2,2 vezes com relação aos valores obtidos após a tarefa de revisão. Assim, usando os valores originais revisados e as novas medições realizadas por Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾ estes autores ajustaram um polinômio que serve de modelo aproximado para a função de espalhamento na escala de 10^{-6} . Para V dado em kilovolts e θ em graus, o resultado obtido foi

$$a_1'(V,\theta) = 0,016(V - 125) + 8,434 - 0,1105 \cdot \theta + 9,824 \times 10^{-4} \cdot \theta^2 - 1,741 \times 10^{-6} \cdot \theta^3 \quad (3-36)$$

Este modelo aproxima adequadamente os valores para a fração de espalhamento, fornecendo valores entre as médias e os máximos das distribuições de 100, 125 e 150 kVp

* Em Radiologia é mais conveniente utilizar d_F como a distância do ponto focal ao receptor de imagens e F como a área do receptor de imagens, uma vez que estas são informações mais fáceis de serem obtidas.

baseadas nas medições de Trout e Kelley⁽⁴⁶⁾ e se ajustam bem aos valores adicionais de Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾ para 50 e 70 kVp. A Figura 3-3 mostra alguns casos destas frações de espalhamento como função da tensão e do ângulo de espalhamento.

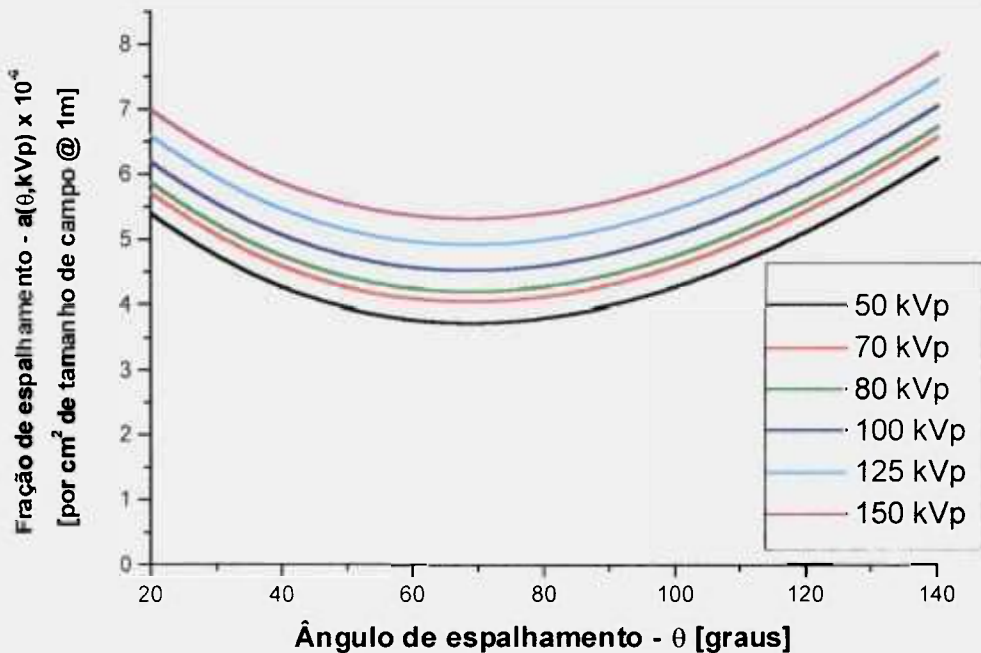


Figura 3-3 – Frações de espalhamento como função da tensão aplicada ao tubo de raios X e do ângulo de espalhamento segundo o modelo polinomial sugerido por Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾.

Tomando a dose no ar devido à radiação primária a um metro de distância do ponto focal proveniente de uma distribuição de cargas de trabalho como definido na equação (3-13), a fração da dose de radiação espalhada em um dado ângulo fica sendo

$$D_{e,0}(V, \theta) = \frac{a'_1(V, \theta) \times 10^{-6} D_0^*(V) W(V) F}{d_c^2 d_r^2} \quad (3-37)$$

Se, entre a fonte de radiação espalhada e o detector, existir uma barreira de material m com espessura x que fornece uma atenuação $B_e^m(x, V)$, então a dose devida à radiação espalhada atrás desta barreira será dada por

$$D_e^m(x, V, \theta) = \frac{a'_1(V, \theta) \times 10^{-6} D_0^*(V) W(V) F}{d_c^2 d_r^2} B_e^m(x, V)$$

Apesar de existirem evidências de que o “endurecimento do feixe” devido à interação da radiação com o paciente torna a transmissão da radiação espalhada maior que a da primária, Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾ supõem que estas transmissões são iguais. Assim,

supondo que uma fração U da carga de trabalho do tubo seja utilizada com o tubo apontando diretamente para esta barreira, somente uma fração $(1-U)$ desta carga de trabalho irá gerar radiação espalhada nesta barreira. Com isso, pode-se calcular a dose devido à radiação espalhada levando-se em consideração todas as contribuições da carga de trabalho da sala como

$$D'_e(x, \theta) = \sum_V \frac{a'_1(V, \theta) \times 10^{-6} D_0^w(V) (1-U) W(V) F}{d_e^2} B'_e(x, V) \quad (3-38)$$

RADIAÇÃO DE FUGA

Um modelo consistente para a radiação de fuga pode ser desenvolvido supondo-se conhecer a taxa de dose para determinadas condições de operação se o tubo funcionasse sem a cúpula protetora. A partir destas taxas de dose, a espessura equivalente em chumbo da cúpula pode ser determinada conhecendo-se as condições de ensaio de fuga segundo a Portaria 453 do Ministério da Saúde⁽³³⁾, a curva de transmissão para a radiação primária para o chumbo, o limite máximo da taxa de kerma no ar admissível para radiação de fuga (L) e a dose devido à radiação primária. Supondo que a dose devido à radiação primária varia com o quadrado da tensão, V^2 , Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾ propõem que a taxa de kerma no ar devido à radiação de fuga a um metro do ponto focal, quando o tubo de raios X opera a uma tensão V e uma corrente I , segue a seguinte proporcionalidade:

$$D'_f(V) \propto V^2 \cdot I \cdot B_c(V) \quad (3-39)$$

Nesta equação, $B_c(V)$ representa a transmissão da radiação através da cúpula do equipamento quando este opera à tensão V .

As condições de ensaio de fuga segundo a legislação nacional⁽³³⁾ são definidas nas seguintes condições:

- Para equipamentos com energia armazenada em capacitores: tensão máxima e número máximo de exposições especificadas pelo fabricante para 1 hora com o menor produto corrente-tempo (mAs) disponível, desde que superior a 10 mAs;
- Para equipamentos com exposição pulsada: número máximo de pulsos especificado pelo fabricante para 1 hora de operação na tensão máxima; e

- Demais tipos de equipamentos: tensão máxima especificada e a máxima corrente contínua do tubo especificada pelo fabricante para a tensão máxima.

A corrente contínua máxima indicada anteriormente refere-se àquela corrente anódica tal que, para a máxima tensão de operação possível, a taxa de aquecimento do anodo é igual à taxa de resfriamento ou dissipação térmica. Estas condições de operação são semelhantes às indicadas pelas normas de segurança na fabricação de equipamentos de raios X⁽⁴⁴⁾. Contudo, estes valores para os parâmetros técnicos de acionamento dos equipamentos para avaliação da radiação de fuga diferem bastante dos valores encontrados durante a prática clínica. Assim, redefinindo L como a taxa de kerma no ar máxima admissível para a radiação de fuga em condições de ensaio de fuga^(33,44), ou seja, tensão máxima V_{max} e corrente máxima em regime contínuo I_{max} , a razão entre a taxa de dose a um metro do ponto focal devido à radiação de fuga quando se utiliza uma técnica clínica com tensão V e corrente I, por esta grandeza, é dada por

$$\frac{D'_f(V)}{L} = \frac{V^2 \cdot B_c(V) \cdot I}{V_{max}^2 \cdot B_c(V_{max}) \cdot I_{max}} \quad (3-40)$$

O kerma no ar total devido à radiação de fuga ocasionada pela carga de trabalho $W(V)$ pode ser obtido integrando-se a corrente I no tempo, cujo valor é igual ao da carga de trabalho num dado potencial V, ou seja

$$D'_f(V) = \frac{L \cdot V^2 \cdot B_c(V) \int I dt}{V_{max}^2 \cdot B_c(V_{max}) I_{max}} = \frac{L \cdot V^2 \cdot B_c(V) W(V)}{V_{max}^2 \cdot B_c(V_{max}) I_{max}} \quad (3-41)$$

Se a área a ser protegida está distante d_f do tubo de raios X, então

$$D_f(V) = \frac{L \cdot kVp^2 \cdot B_c(V) W(V)}{V_{max}^2 \cdot B_c(V_{max}) I_{max} \cdot d_f^2} \quad (3-42)$$

No modelo proposto por Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾ para a radiação de fuga, estes autores supõem que o “endurecimento do feixe” neste caso será tão grande que o comportamento do feixe em termos de transmissão será semelhante ao da radiação monocromática, ou seja, exponencial. Assim, para um dado material, m , a transmissão será dada por

$$B_f^m(x, V) = \exp\left(\frac{-\ln 2 \cdot x}{CSR^m(V)}\right) \quad (3-43)$$

Nesta equação, CSR^m é a camada semi-redutora no material m obtida com um feixe submetido à alta filtração. Simpkin⁽⁴⁷⁾ sintetizou valores de CSR obtidos por outros autores nestas condições de feixe.

Utilizando-se do mesmo raciocínio exposto no cálculo da dose devido à radiação espalhada, se U é a fração do tempo que o feixe fica dirigido à barreira em consideração, então $(1-U)$ é a fração do tempo da carga de trabalho que pode gerar radiação de fuga nesta barreira. Com isso, a dose devido à radiação de fuga para toda distribuição de cargas de trabalho é

$$D_f^m(x) = \sum_V \frac{L \cdot V^2 B_c(V) (1-U) W(V) \exp\left(\frac{-\ln 2 \cdot x}{CSR^m(V)}\right)}{V_{max}^2 \cdot B_c(V_{max}) I_{max}} d_f^2 \quad (3-44)$$

Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾ compararam os valores de kerma no ar devido à radiação de fuga calculados pelo modelo acima e pela metodologia proposta no NCRP 49. Em todos os casos estudados, os valores do NCRP 49 superestimam bastante os valores calculados. Isso ocorre porque, naquela metodologia, supõe-se que o tubo opera, durante todo o tempo, em seus valores máximos de tensão e corrente.

RADIAÇÃO SECUNDÁRIA TOTAL

A dose no ar devido à radiação secundária, ou seja, radiação espalhada mais radiação de fuga*, após estas componentes terem atravessado a espessura x do material protetor m pode ser calculada pelas equações (3-38) e (3-44) como

$$D_s^m(x, \theta) = D_e^m(x, \theta) + D_f^m(x) = \frac{P}{T} \quad (3-45)$$

Nesta expressão, P é o valor máximo admissível da grandeza operacional utilizada para verificar a conformidade com os níveis de restrição de dose em monitoração de área⁽³³⁾ para a região em questão, considerando a ocupação por trabalhadores com radiação ou membros do público, e T é a fração do tempo que a área a ser protegida fica ocupada.

Se for adotado, por simplicidade, que a área a ser protegida está a uma distância $d_s = d_f = d_c$ (em metros) de uma fonte de radiação que opera segundo uma carga de trabalho total W_{tot} para uma dada condição de operação (que leva em consideração a distribuição de

* Fazendo-se a conversão de unidades de kerma no ar para dose, no caso da radiação de fuga.

cargas de trabalho), o ângulo de espalhamento e a área do feixe de radiação primária ao atingir o receptor de imagens, então a dose sem a barreira protetora será dada por

$$D_s(0) = \frac{D_s^1 W_{tot}}{d_s^2 W_{norm}} \quad (3-46)$$

Assim, deve-se prever uma espessura, x , de um material protetor, m , tal que a transmissão da radiação secundária total seja

$$B_s^m(x, V) = \frac{D_s^m(x, V)}{D_s(0, V)} = \left[\left(1 + \frac{\beta_s(V)}{\alpha_s(V)} \right) e^{\alpha(V)_s \gamma(V)_s x} - \frac{\beta_s(V)}{\alpha_s(V)} \right]^{-\frac{1}{\gamma(V)_s}} \quad (3-47)$$

Simpkin e Dixon⁽⁴⁵⁾ obtiveram curvas de transmissão para a radiação secundária a partir das séries de valores de $\alpha(V)$, $\beta(V)$ e $\gamma(V)$ apresentadas por Archer e col.⁽¹⁷⁾ e Simpkin⁽⁴⁷⁾ para diferentes materiais utilizados como barreiras protetoras. Estes autores encontraram valores para estas constantes levando-se em consideração valores fixos de tensão, bem como para diferentes distribuições de cargas de trabalho apresentadas por Simpkin⁽¹⁵⁾. Estes valores deste tipo foram obtidos para o presente trabalho a partir de uma metodologia complementar à apresentada aqui, que leva em conta a contribuição energética (espectros de radiação primária, espalhada e de fuga) na avaliação das espessuras de material protetor.

Capítulo 4 - Modelo Otimizado para o Cálculo de Barreiras

As considerações apresentadas no Capítulo 3 permitem estimar as espessuras das barreiras necessárias para salas radiológicas de uma forma mais exata do que simplesmente utilizando as recomendações do NCRP 49. Contudo, estas considerações não levam em conta a variação da forma espectral quando o feixe de radiação atravessa o material protetor. Esta variação é resultado da atenuação diferenciada de cada parte do espectro de raios X, e tem efeitos na dose que um trabalhador ou um membro do público pode receber por estar posicionado em algum ponto da periferia da sala. Além disso, a fração da radiação que é espalhada pelo paciente e que emerge da cúpula devem ser tratadas de forma diferenciada da radiação primária, uma vez que suas formas espectrais são distintas. Por fim, a estimativa das curvas de atenuação em unidades de kerma no ar já não são suficientemente convenientes para um cálculo otimizado das barreiras, uma vez que a legislação atual⁽³³⁾ prevê o cálculo em unidades de equivalente de dose ambiente.

Tendo em vista estas limitações nos métodos publicados até hoje para corrigir a metodologia do NCRP 49, este trabalho propõe um modelo que considera a influência dos espectros dos feixes de raios X utilizados em Radiodiagnóstico na estimativa de curvas de atenuação consistentes com as distribuições de cargas de trabalho encontradas em departamentos de diagnóstico por imagens. Para isto, foi utilizado um modelo semi-empírico que permite o cálculo de espectros de raios X típicos dos feixes primários encontrados na prática clínica moderna. O modelo original foi modificado de modo a fornecer boas estimativas destes espectros para as diferentes modalidades diagnósticas encontradas atualmente. Para o cálculo destes espectros foi desenvolvido um programa, utilizando-se o software MathCad 7.0[®] (Mathsoft, Inc)⁽⁴⁸⁾, onde as equações previstas no modelo foram implementadas. Os detalhes sobre os programas desenvolvidos serão apresentados no Capítulo 5.

Além disso, medições de espectros de raios X espalhados por um objeto simulador de água, realizadas em 1996 por Fehrenbacher^(42,43), foram utilizadas na determinação das propriedades de atenuação de barreiras secundárias.

Por fim, os dados publicados dos fatores de conversão de kerma no ar para unidades de equivalente de dose ambiente foram adotados para a avaliação destas propriedades de atenuação em condições que permitam a estimativa otimizada das barreiras protetoras.

4.1. Modelo para Geração de Espectros de Raios X

O modelo proposto por Tucker e col.⁽¹⁹⁾, conhecido por modelo de TBC, propõe duas formulações para a previsão do espectro emitido por um tubo de raios X: uma considerando o espectro contínuo (*Bremsstrahlung*) e outra levando em conta as linhas características. A geometria adotada por aqueles autores para a estimativa do espectro de radiação emitido por um tubo de raios X é apresentada na Figura 4-1.

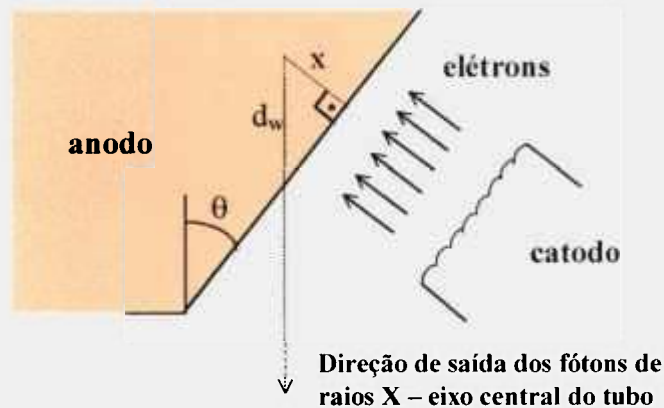


Figura 4-1 - Geometria do tubo de raios X, enfatizando o caminho percorrido pelos elétrons (x) até o local de produção da radiação e o caminho percorrido pelos raios X produzidos (d) até saírem do alvo.

4.1.1. O Espectro Contínuo (*Bremsstrahlung*)

O modelo de TBC parte de considerações sobre o material do alvo, a estrutura do tubo e a composição dos materiais que atenuam o feixe antes deste emergir pela janela da cúpula protetora do tubo. Sendo $N^B(E)$ o espectro de *Bremsstrahlung*, a equação proposta pelos autores deste modelo para esta radiação é:

$$N^B(E)dE = \frac{\sigma_0 Z^2}{A} \frac{dE}{E} \int_E^{T_0} \frac{\beta(E, T)}{T} F(E, T) \left(\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx} \right)^{-1} dT \quad (4-1)$$

Nesta equação $\sigma_0 = \alpha r_e^2$, sendo α a constante de estrutura fina e r_e o raio clássico do elétron, Z é o número atômico efetivo do material do alvo, A é a massa dos átomos do alvo, T_0 é a energia cinética dos elétrons ao atingirem o alvo, T é a energia cinética dos elétrons dentro do alvo, E é a energia dos fótons produzidos na interação, $(1/\rho)(dT/dx)$ é o poder de freamento por unidade de massa (*mass stopping power*) para o material do alvo, $\beta(E, T)$ é uma função proporcional ao número de fótons produzidos por elétron incidente; e

$$F(E, T) = e^{-[\mu_w(E)d_w + \mu_m(E)d_m]} = e^{-[\mu_w(E)\frac{x}{\sin\theta} + \mu_m(E)d_m]} = e^{-[\mu_w(E)\frac{(T_0^2 - T^2)}{\rho x} + \mu_m(E)d_m]} \quad (4-2)$$

Onde $\mu_w(E)$ é o coeficiente de atenuação linear do material do alvo para os fótons de energia E , d_w é a espessura do alvo atravessada pelos fótons de raios X produzidos, μ_m é o coeficiente de atenuação linear de um material de referência, m , utilizado para caracterizar os materiais que atenuam o feixe (por exemplo, alumínio), d_m é a espessura equivalente tomando por referência o material m dos componentes da arquitetura do conjunto emissor que atenuam o feixe de raios X (por exemplo, janela do tubo, óleo isolante, janela da cúpula, filtro adicional, etc.), θ ângulo de inclinação do alvo (Figura 4-1), e $C(T) = (T_0^2 - T^2)/\rho x$ é a constante de Thomson-Whiddington.

A Figura 4-2 apresenta um espectro de *Bremsstrahlung* gerado a partir da equação (4-1) para um tubo de raios X acionado com 140 kVp.

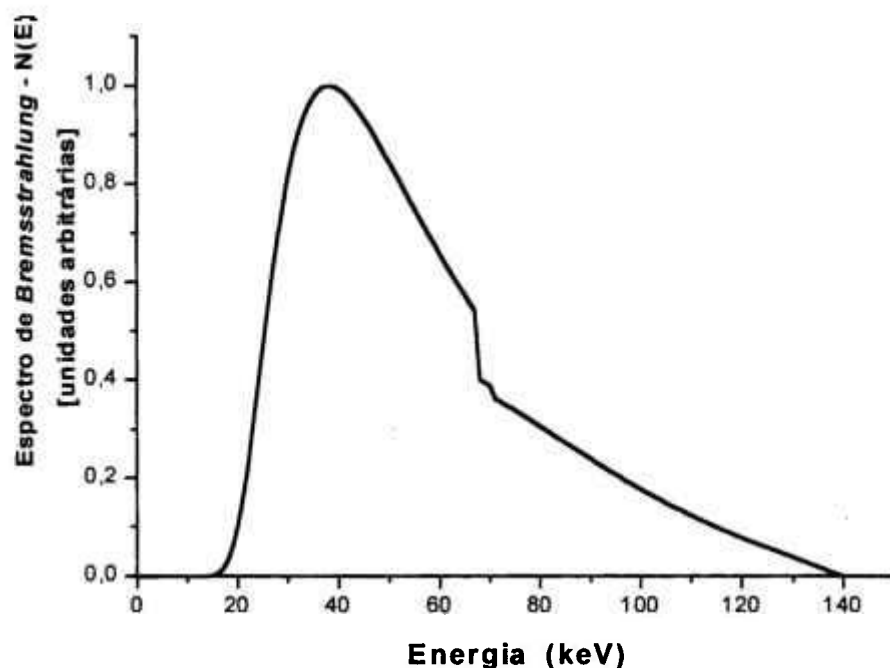


Figura 4-2 – Espectro de *Bremsstrahlung* de um feixe de 140 kVp gerado pelo modelo de TBC simulando um tubo de raios X com anodo composto por uma liga de 90% de tungstênio e 10% de rênio com 17,5° de ângulo de inclinação, filtrado por 2 mm de Al⁽¹⁹⁾.

Para o cálculo de $N^B(E)$, as funções $[(1/\rho)(dT/dx)]$, $\beta(E, T)$ e os coeficientes de atenuação de massa foram parametrizados segundo as indicações de Tucker e col.⁽¹⁹⁾ como segue:

$$\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx} = A_m + B_m e^{-TC_m} \quad [\text{keV m}^2 \text{ kg}^{-1}] \quad (4-3)$$

$$\beta(E, T) = \begin{cases} [A_0 + A_1 T] \left[1 + B_1 \left(\frac{E}{T} \right) + B_2 \left(\frac{E}{T} \right)^2 + B_3 \left(\frac{E}{T} \right)^3 + B_4 \left(\frac{E}{T} \right)^4 \right] & \text{para } E \leq T \\ 0 & \text{para } E > T \end{cases}$$

[fótons/elétron] (4-4)

com T e E dados em keV, e

$$\frac{\mu_w}{\rho} = a_1 + \frac{a_2}{u^{1,6}} + \frac{a_3}{u^{1,7}} + \frac{a_4}{u^{3,3}} + \frac{a_5}{u^{4,5}} \quad \text{com } u = E/100 \quad [\text{m}^2 \text{ kg}^{-1}] \quad (4-5)$$

Os parâmetros de ajuste indicados, extraídos do trabalho de Tucker e col.⁽¹⁹⁾, estão apresentados na Tabela 4-1 para a equação (4-3), na Tabela 4-2 para a equação (4-4) e na Tabela 4-3 para a equação (4-5).

Tabela 4-1- Parâmetros de ajuste da equação (4-3), que modela o poder de freamento por unidade de massa, para o tungstênio e para o rênio⁽¹⁹⁾

ELEMENTO	A _m	B _m	C _m
Tungstênio	202,41 keV m ² kg ⁻¹	1036,1 keV m ² kg ⁻¹	0,04695 keV ⁻¹
Rênio	201,44 keV m ² kg ⁻¹	1027,6 keV m ² kg ⁻¹	0,04688 keV ⁻¹

Tabela 4-2 – Parâmetros de ajuste da função B, apresentada na equação (4-4), que dá a forma do espectro de Bremsstrahlung⁽¹⁹⁾

A ₀		A ₁	
3,685 X 10 ⁻² fótons/elétron		2,900 X 10 ⁻⁵ fóton/(elétron keV)	
B ₁	B ₂	B ₃	B ₄
- 5,049	10,847	-10,516	3,842

Tabela 4-3 – Parâmetros de ajuste utilizados na equação (4-5), que calcula os coeficientes de atenuação de massa, para os diferentes materiais utilizados na representação dos espectros de radiação⁽¹⁹⁾

MATERIAL	PARÂMETROS				
	a ₁	a ₂	a ₃	a ₄	a ₅
Alumínio	9,680 x 10 ⁻³	9,710 x 10 ⁻³	-5,653 x 10 ⁻³	3,531 x 10 ⁻³	-2,466 x 10 ⁻⁴
Tungstênio, E<69,5 keV	2,394 x 10 ⁻²	-1,401 x 10 ⁻²	1,023 x 10 ⁻¹	-4,795 x 10 ⁻³	1,318 x 10 ⁻⁴
Tungstênio, E≥69,5 keV	4,312 x 10 ⁻²	-3,636 x 10 ⁻¹	1,486 x 10 ⁰	-9,404 x 10 ⁻¹	2,184 x 10 ⁻¹
Rênio, E<71,5 keV	-2,987 x 10 ⁻²	5,815 x 10 ⁻²	6,230 x 10 ⁻²	7,727 x 10 ⁻³	-6,155 x 10 ⁻⁴
Rênio, E≥71,5 keV	-5,803 x 10 ⁻²	3,336 x 10 ⁻¹	3,292 x 10 ⁻¹	1,502 x 10 ⁻¹	0
Ar	1,088 x 10 ⁻²	6,004 x 10 ⁻³	-2,581 x 10 ⁻³	8,473 x 10 ⁻⁴	-3,613 x 10 ⁻⁵
Óleo	1,240 x 10 ⁻²	6,838 x 10 ⁻³	-3,215 x 10 ⁻³	8,711 x 10 ⁻⁴	-3,906 x 10 ⁻⁵
Lexan	1,086 x 10 ⁻²	9,124 x 10 ⁻³	-6,055 x 10 ⁻³	2,163 x 10 ⁻³	-1,548 x 10 ⁻⁴
Vidro Pyrex	1,015 x 10 ⁻²	9,136 x 10 ⁻³	-5,394 x 10 ⁻³	2,785 x 10 ⁻³	-1,905 x 10 ⁻⁴

4.1.2. Espectro Característico

No modelo de TBC a probabilidade de emissão de fótons característicos, $J(x/R)$ foi modelada considerando-se uma distribuição parabólica, que cai a zero quando a energia do elétron se iguala à energia de ligação da camada K, E_K , ou seja,

$$J(x/R) = \begin{cases} \left(\frac{3}{2}\right) \left[1 - \left(\frac{x}{R}\right)^2\right] & \text{para } x \leq R \\ 0 & \text{para } x > R \end{cases} \quad (4-6)$$

onde R é a distância na qual a energia cinética média dos elétrons se iguala a E_K . Assim, a produção de radiação característica fica modelada como:

$$N^c(E_i) = A_k \left(\frac{T_0}{E_k} - 1\right)^{n_k} f(E_i) \int_0^R J\left(\frac{x}{R}\right) \cdot e^{-\mu_w(E_i)x/\sin\theta} dx \quad (4-7)$$

onde A_k e n_k são parâmetros do modelo, obtidos pelo ajuste por um método não-linear de mínimos quadrados, e $f(E_i)$ é a fração de raios X característicos emitidos com energia E_i . A_k representa o número de fótons característicos emitidos por elétron incidente (fótons/elétron). O alcance R pode ser calculado como $R = (T_0^2 - E_k^2)/\rho C(T_0)$ onde $C(T)$ é a constante de Thomson-Whiddington que, na verdade, é uma função da energia. No presente trabalho, os dados de Birch e Marshall⁽⁴⁹⁾ para esta constante, apresentados no trabalho de Tucker e col.⁽¹⁹⁾, foram interpolados por uma função linear utilizando o método dos mínimos quadrados. A Figura 4-3 apresenta os valores experimentais desta constante e a reta obtida pelo ajuste, cujo resultado é

$$C(T) = 3,936 \times 10^4 + 3,021 \times 10^2 T \quad (4-8)$$

A Figura 4-4 apresenta um espectro de radiação completo, incluindo as linhas características, para um tubo de raios X com anodo de tungstênio/rênio, na proporção 90/10, acionado com 100 kVp, obtido pela aplicação do modelo de TBC. Esta figura mostra a superposição da radiação de *Bremsstrahlung* com a radiação característica de um tubo de raios X tipicamente encontrado na prática clínica. Para o cálculo de espectros a partir das equações e tabelas apresentadas, foi desenvolvido um programa computacional utilizando o software MathCad 7.0[®] (Mathsoft, Inc.). Os detalhes sobre este programa serão apresentados no Capítulo 5.

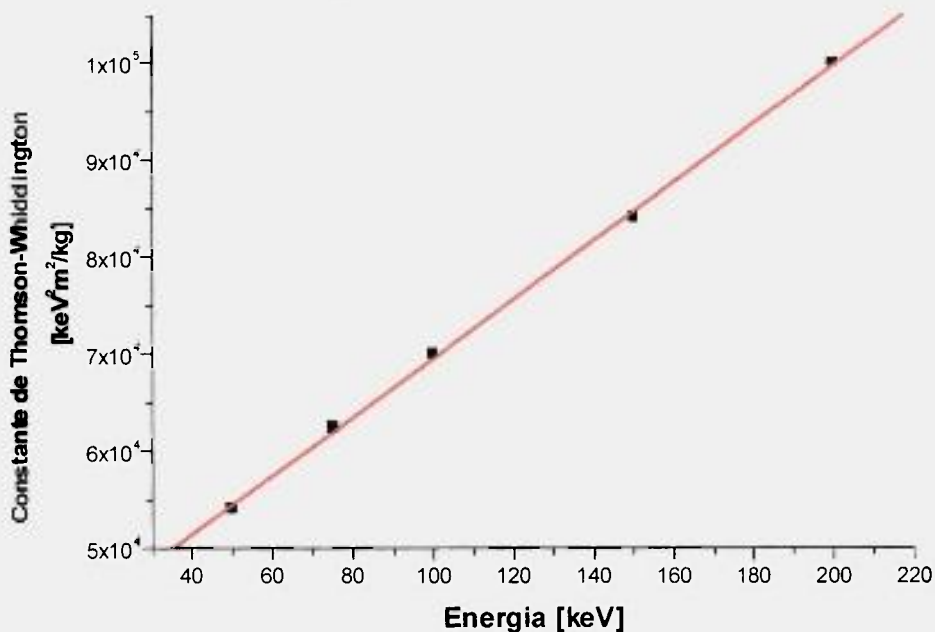


Figura 4-3 - Interpolação dos valores da constante de Thomson-Whiddington apresentados na ref. 49 pela função linear $C(T) = 3,936 \times 10^4 + 3,021 \times 10^{-2} T$, onde as constantes foram obtidas por regressão linear.

4.1.3. Aplicação do Modelo de TBC para Espectros de Mamografia

O modelo de TBC foi originalmente criado para permitir o cálculo de espectros utilizados na Radiologia Convencional, ou seja, utilizando-se os dados para tubos com anodos formados por ligas de tungstênio e rênio. Contudo, na Mamografia, devido às características dos tecidos que são radiografados nesta técnica, os tubos de raios X têm anodos compostos por molibdênio. Para suprir esta classe de equipamentos, Tucker e col.⁽⁵⁰⁾ publicaram outro trabalho no qual o modelo original foi adaptado para o cálculo de espectros de Mamografia.

Este modelo complementar segue o mesmo sistema de equações semi-empíricas utilizado no cálculo dos espectros de tungstênio, porém com outros parâmetros nas constantes de ajuste utilizadas. Para o presente trabalho, este modelo complementar também foi implementado utilizando-se o software MathCad 7.0[®], cujas características também serão apresentadas no Capítulo 5. A Figura 4-5 apresenta um espectro de molibdênio obtido com este programa onde se nota a distribuição de *Bremsstrahlung* de energias baixas e a contribuição das linhas características do molibdênio, tipicamente encontradas nos sistemas mamográficos.

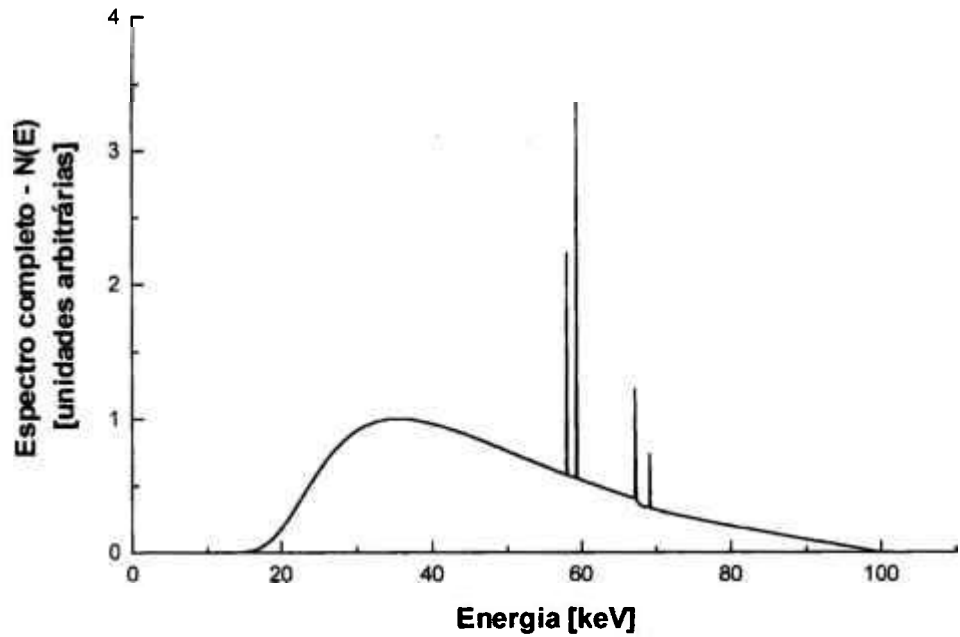


Figura 4-4 - Espectro completo, incluindo o *Bremsstrahlung* e as linhas características, de um feixe de 100 kVp gerado pelo modelo de TBC⁽¹⁹⁾ simulando um tubo de raios X com anodo de W/Re de 17,5° de ângulo, filtrado por 2 mm de Al.

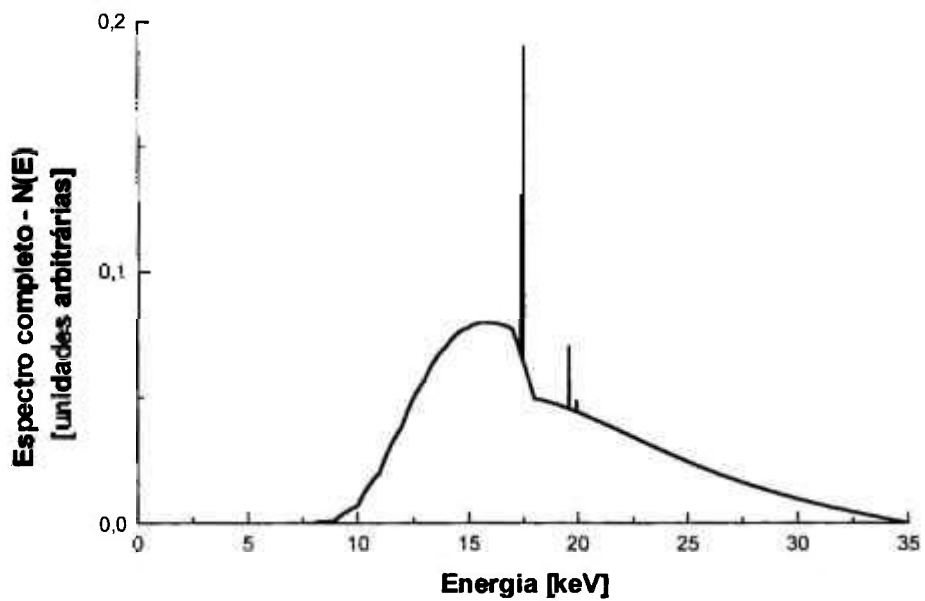


Figura 4-5 - Espectro completo, incluindo o *Bremsstrahlung* e as linhas características, de um feixe de 35 kVp gerado pelo modelo de TBC⁽⁵⁰⁾ simulando um tubo de raios X com anodo de Mo de 13° de ângulo, filtrado por 0,1 mm de Al.

4.1.4. Modelo de TBC Generalizado

Para poder ser utilizado como ferramenta para o cálculo otimizado de espessuras de barreiras para salas radiológicas, objeto do presente trabalho, o modelo de TBC precisou ser generalizado para poder fornecer estimativas corretas dos espectros de radiação, independentemente do tipo de retificação utilizada no equipamento radiológico em questão. Além disso, o modelo deve fornecer dados numa escala que possa, facilmente, ser convertida em unidades dosimétricas.

Os modelos originais publicados por Tucker e col.^(19,50) permitem o cálculo dos espectros de radiação gerados por transformadores de potencial constante com valores em unidades arbitrárias ou em termos da fluência de fótons. Para satisfazer os requisitos de utilização na metodologia de cálculo das barreiras protetoras para Radiologia, foram realizadas modificações na formulação original apresentada nos itens anteriores e que permitem estimar os espectros para retificações genéricas e que estes sejam calculados em unidades de kerma no ar por unidade de carga de trabalho (mGy/mA.min). As modificações propostas estão descritas a seguir.

GENERALIZAÇÃO PARA DIFERENTES FORMAS DE ONDA

O modelo de TBC, em sua concepção original, é calculado para feixes obtidos pela alimentação elétrica de um tubo de raios X por um gerador de potencial constante. Geradores deste tipo são bastante comuns em Radioterapia e em Radiografia Industrial, mas somente nos últimos anos começam a ser populares em Radiodiagnóstico. Os geradores utilizados em Radiologia podem ser separados entre geradores convencionais, cobrindo os geradores de um, dois, seis e doze pulsos, os de potencial constante e os geradores de alta frequência⁽⁵¹⁾.

Os geradores de um pulso, também conhecidos por monofásicos de meia onda*, foram utilizados, principalmente, em equipamentos odontológicos ou unidades de pequeno porte. Neste tipo de sistema, em geral, o próprio tubo de raios X serve como retificador e a forma de onda resultante assemelha-se à apresentada na Figura 4-6. Se a rede elétrica que alimenta o sistema for de 60 Hz, isso resultará em um pulso de radiação a cada 16ms, ocasionando um feixe de radiação de eficiência bastante baixa.

* Equipamentos utilizando este tipo de gerador foram proibidos de serem utilizados com a publicação da portaria 453⁽³³⁾

Geradores de dois pulsos, também chamados de geradores monofásicos de retificação de onda completa, utilizados, atualmente, em equipamentos radiológicos odontológicos e transportáveis, produzem formas de onda como a apresentada na Figura 4-7. Neste caso, uma série de quatro diodos retificadores, dispostos em “ponte”, faz com que a parte negativa da forma de onda original seja transformada em um potencial positivo, provocando a geração de radiação durante todo o período⁽⁵²⁾. Comparando-a com a retificação de meia onda, este tipo de forma de onda produzirá um feixe de raios X com as mesmas características, porém com o dobro de intensidade, pois, durante praticamente todo o tempo de exposição, o potencial aplicado ao tubo é diferente de zero.

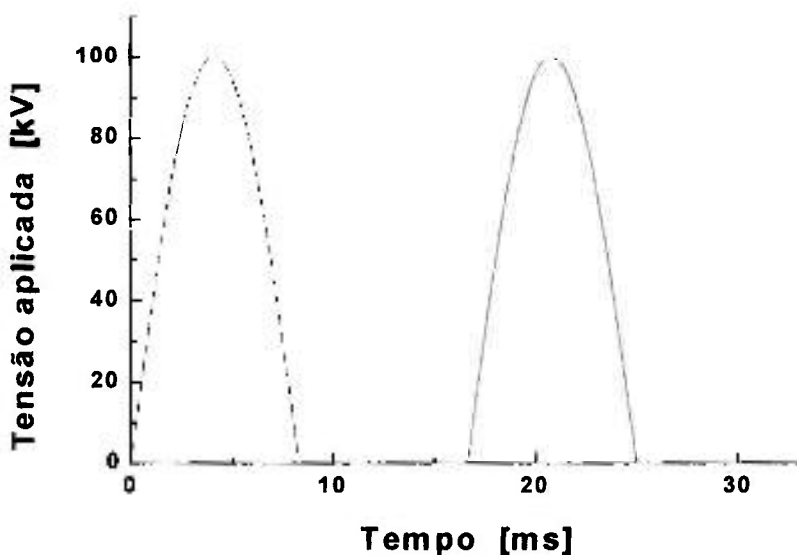


Figura 4-6 – Ciclo de onda de um gerador monofásico com retificação de meia onda de um sistema de raios X. A ondulação percentual correspondente é de 100%

Grande parte dos equipamentos radiológicos fabricados atualmente para fins diagnósticos são construídos com geradores trifásicos de seis ou doze pulsos. Estes sistemas utilizam uma alimentação principal trifásica e, por meio de técnicas convenientes de retificação, permitem que sejam geradas formas de onda com seis (Figura 4-8) ou doze (Figura 4-9) pulsos por ciclo. Com isso, ocorre um aumento considerável de eficiência destes equipamentos em transformar energia elétrica em radiação X.

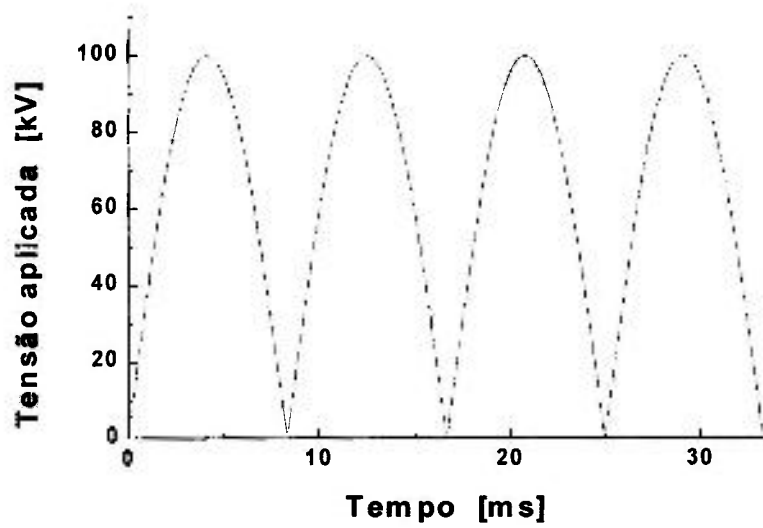


Figura 4-7 - Ciclo de onda de um gerador monofásico com retificação de onda completa de um sistema de raios X. A ondulação percentual correspondente é de 100%

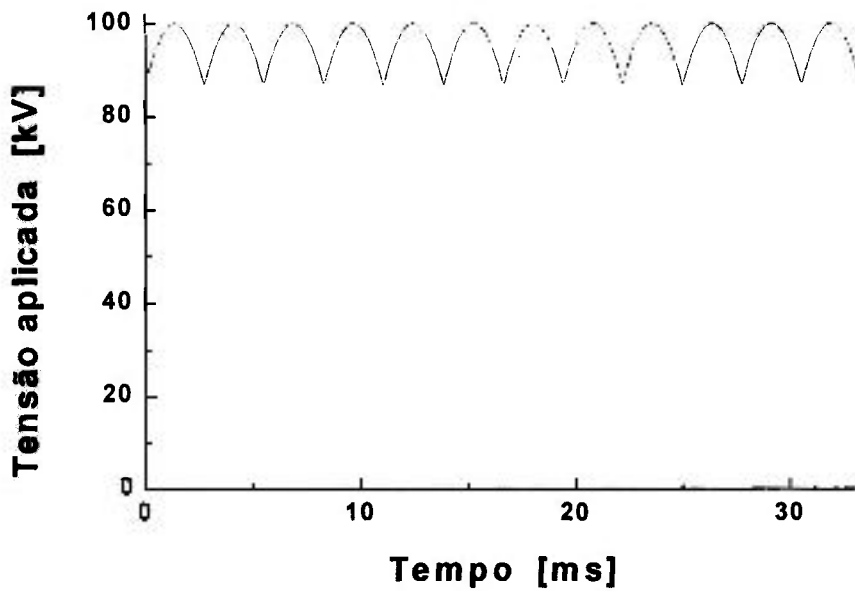


Figura 4-8 - Ciclo de onda de um gerador trifásico com retificação de seis pulsos de um sistema de raios X. A ondulação percentual correspondente é de 13,4%

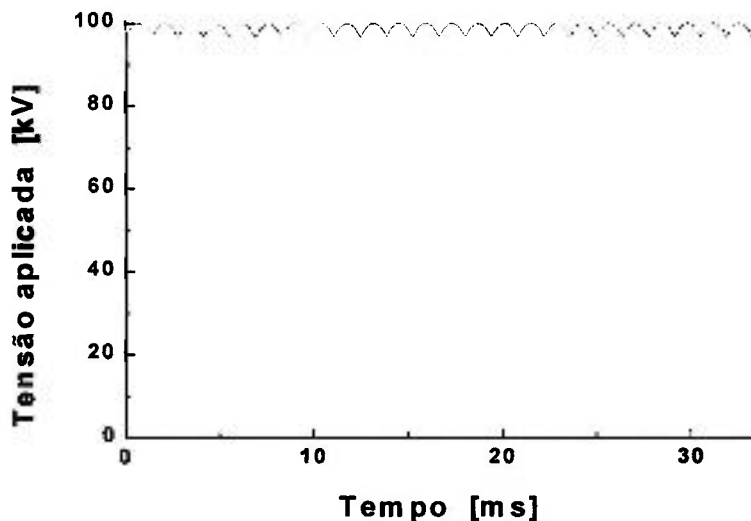


Figura 4-9 - Ciclo de onda de um gerador trifásico com retificação de doze pulsos de um sistema de raios X. A ondulação percentual correspondente é de 3,41%

Uma grandeza normalmente utilizada para classificar o grau de proximidade de uma onda com relação a uma constante é a ondulação percentual (*ripple*), definida⁽⁵¹⁻⁵³⁾ como

$$r = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\max}} \times 100\% \quad (4-9)$$

onde V_{\max} e V_{\min} são, respectivamente, os valores da tensão máxima e mínima da onda. Por esta definição, facilmente vê-se que a ondulação percentual para retificações monofásicas de meia onda ou de onda completa são, ambas, de 100%.

Uma maneira bastante prática de se gerar as ondas apresentadas nas Figuras 4-6 a 4-9 é utilizar a equação

$$V(t) = \frac{1}{f} \sum_{j=1}^f V_{\max} \left| \text{sen} \left[\pi \left(12 \cdot 10^{-3} t - \frac{j-1}{f} \right) \right] \right| \quad (4-10)$$

onde f é um parâmetro que dependerá do número de pulsos por período e t é dado em milissegundos. Com esta formulação, adotando $f = 1$, tem-se como resultado uma retificação monofásica de onda cheia, com $f = 3$ uma retificação trifásica de seis pulsos e com $f = 6$ uma retificação trifásica de doze pulsos. As ondulações percentuais correspondentes a cada caso podem ser calculadas pelas as equações (4-9) e (4-10). Os resultados estão apresentados na Tabela 4-4. Na mesma tabela são apresentados valores geralmente encontrados na prática para estes tipos de transformadores. As diferenças entre

os valores teóricos e reais desta grandeza devem-se, em geral, a desbalanços entre alimentação elétrica e o sistema de retificação. Cabe destacar que, no presente trabalho, foram considerados os valores teóricos para a ondulação percentual. Esta escolha foi feita com o intuito de se garantir valores seguros para as barreiras protetoras, uma vez que os espectros teóricos utilizados nas simulações computacionais que serão apresentadas no Capítulo 5, por terem ondulações percentuais menores ou iguais às reais, produzem feixes ligeiramente mais intensos e mais penetrantes.

Com o desenvolvimento de técnicas diagnósticas como a angiografia por subtração digital e a fluoroscopia intervencionista, precisaram ser desenvolvidos geradores que permitissem a produção de feixes de radiação de grande intensidade e com reprodutibilidade suficiente para reduzir a níveis imperceptíveis qualquer tipo de artefato devido a movimento. Este é o caso dos sistemas classificados como de potencial constante e de alta frequência. Os detalhes da arquitetura destes geradores modernos podem ser obtidos na referência 51 e não serão expostos aqui por fugirem do escopo deste trabalho. Para a presente proposta, basta saber que as formas de onda geradas por estes sistemas podem ser simuladas, simplesmente, adotando-se valores mais altos para o parâmetro f na equação (4-10). Por exemplo, com $f = 12$, obtém-se uma ondulação percentual teórica de apenas 0,83%. Os espectros gerados com ondulação percentual desta ordem não apresentam diferenças perceptíveis quando comparados aos calculados pelo modelo de TBC original, considerando espectros gerados com potencial constante.

Tabela 4-4 - Ondulações percentuais de diferentes tipos de geradores utilizados em radiodiagnóstico. Os valores teóricos foram calculados pela equação (4-9), enquanto os reais foram extraídos da referência 51.

Tipo de gerador	Retificação	Ondulação percentual	
		Teórica	Real
Monofásico	Meia-onda	100 %	100 %
	Onda completa	100 %	100 %
Trifásico	Seis pulsos	13,4 %	25 %
	Doze pulsos	3,41 %	10 %
Alta frequência	Multipulsada	0,83 %	4 - 10 %

Com a formulação generalizada para o cálculo da tensão aplicada ao tubo como função do tempo, o modelo de TBC pode ser generalizado considerando-se o espectro de raios X primário instantâneo como uma função da tensão aplicada ao tubo, $V(t)$, num determinado intervalo de tempo, t , e somando todas as suas contribuições geradas durante o tempo de exposição, t_{exp} , ou seja,

$$N_p^\phi(E) = \sum_{t=0}^{t_{exp}} N(E, V(t)) \quad (4-11)$$

Neste somatório, $N(E, V(t))$ é dado pelas equações (4-1) e (4-7), porém com o valor da tensão aplicada ao tubo variando com o tempo segundo a equação (4-10).

CALIBRAÇÃO DOS ESPECTROS EM UNIDADES DOSIMÉTRICAS

Para que possam ser utilizados para a proposta do presente trabalho, os espectros de raios X calculados devem ser “calibrados” em unidades convenientes para o cálculo de barreiras, ou seja, em unidades de kerma no ar por carga de trabalho (mGy/mA.min). Para isso, pode ser utilizada a definição de kerma no ar⁽⁵⁴⁾, ou seja,

$$D^\phi(V) = C^\phi(V) \int_0^V N_p^\phi(E) \left(\frac{\mu(E)}{\rho} \right)_{ar} E_{tr}^{ar}(E) dE \quad (4-12)$$

Nesta expressão foi introduzida a função $C^\phi(V)$, que permite obter o espectro normalizado em unidades dosimétricas por mA.min. Além disso, $(\mu(E)/\rho)$ é o coeficiente de atenuação de massa do ar e E_{tr}^{ar} é a energia média transferida aos elétrons do ar.

Para calcular $C^\phi(V)$, toma-se a equação (3-10) ou a equação (3-12), representadas de forma genérica como

$$D^\phi(V) = A^\phi \cdot V^{B^\phi} \quad (4-13)$$

que fornece a dose por unidade de carga de trabalho para um dado valor de tensão aplicada, V , em uma dada ondulação percentual, ϕ . As constantes A^ϕ e B^ϕ são obtidas ajustando-se dados obtidos experimentalmente a este modelo. A Tabela 4-5 apresenta os valores obtidos para estas constantes, calculadas a partir de medições efetuadas por Archer e col.⁽¹⁷⁾ para equipamentos monofásicos de retificação de onda completa e trifásicos de 12 pulsos e por Tucker e col.⁽¹⁹⁾ para um equipamento de potencial constante. Para a retificação monofásica auto-retificada (meia onda) considerou-se que a intensidade do feixe tem a metade do valor para a retificação monofásica de onda completa, porém com o mesmo comportamento com relação à tensão aplicada ao tubo.

Com isso, a constante $C^\phi(V)$ poderá ser obtida:

$$C^\phi (V) = \frac{A^\phi \cdot V^{B^\phi}}{\int_0^\infty N_p^\phi(E) \left(\frac{\mu(E)}{\rho} \right) \bar{E}_r(E) dE} \quad (4-14)$$

Tabela 4-5 – Valores das constantes A^ϕ e B^ϕ para diferentes retificações calculadas a partir de medições efetuadas por Archer e col.⁽¹⁷⁾ para equipamentos monofásicos de retificação de onda completa e trifásicos de 12 pulsos e por Tucker e col.⁽¹⁹⁾ para um equipamento de potencial constante.

RETIFICAÇÕES	CONSTANTES	
	A^ϕ	B^ϕ
Monofásica – auto-retificada	$2,65 \times 10^{-4}$	1,904
Monofásica-onda completa	$5,30 \times 10^{-4}$	1,904
Trifásica – doze pulsos	$7,30 \times 10^{-4}$	1,898
Potencial constante	$2,12 \times 10^{-3}$	1,679

Deste modo, o espectro de raios X primário calculado utilizando esta função de normalização será dado por:

$$N_{p,n}^{\phi,V}(E) = C^\phi(V) \cdot N_p^\phi(E) \quad (4-15)$$

A Tabela 4-6 apresenta os resultados para o kerma no ar a 1 metro do ponto focal normalizado pelo mAs segundo Tucker e col.⁽¹⁹⁾, que utilizaram medições realizadas por Fewell e col.⁽⁵⁵⁾ para tubos de raios X utilizados em Tomografia Computadorizada acionados por um transformador de potencial constante. Mostra também resultados obtidos segundo uma equação aproximada apresentada em Wolbarst⁽⁵²⁾ para sistemas trifásicos de doze pulsos e monofásicos e pelos resultados da integração da equação (4-15), que sintetiza o modelo generalizado proposto, para ondulações percentuais correspondentes a equipamentos de alta frequência (0,83%), trifásicos de doze pulsos (3,41%) e monofásicos de onda completa (100%). A Figura 4-10 apresenta estes resultados. Por esta figura nota-se a boa concordância do modelo generalizado com os resultados dos autores citados para o cálculo dos valores de kerma no ar. Esta concordância garantirá a confiabilidade dos resultados que serão utilizados na forma de curvas de atenuação para a estimativa de barreiras protetoras para salas radiológicas.

Tabela 4-6 – Resultados para o kerma no ar a um metro do ponto focal, normalizado pelo produto corrente-tempo (mAs), calculados segundo Taker e col.⁽¹⁹⁾, segundo Wolbarst⁽⁵²⁾ e segundo o modelo generalizado proposto para diferentes valores de tensão aplicada e diferentes ondulações percentuais. Foi considerada uma filtração total de 3 mm de alumínio.

Tensão [kVp]	TBC	WOLBARST		MODELO GENERALIZADO		
	[$\mu\text{Gy/mAs @ 1m}$]	[$\mu\text{Gy/mAs @ 1m}$]		[$\mu\text{Gy/mAs @ 1m}$]		
	0 %	3,41 %	100 %	0,83 %	3,41 %	100 %
70	42,7	42,11	25,26	44,23	38,68	28,84
80	54,8	55,00	33,00	55,35	49,84	37,19
90	67,9	69,61	41,77	67,45	62,33	46,54
100	81,1	85,94	51,56	80,50	76,13	56,88
110	95,3	103,98	62,38	94,47	91,23	68,20
120	109,9	123,75	74,25	109,32	107,62	80,49
130	124,9	145,23	87,13	125,05	125,27	93,74
140	140,9	168,44	101,06	141,61	144,20	107,95

4.1.5. Comparações dos Espectros Calculados com Medições

Diversos modelos foram propostos com o objetivo de se estimar espectros de radiação provenientes de tubos de raios X. No início do século Kulenkampff⁽⁵⁶⁾ e Kramers⁽⁵⁷⁾ introduziram o que, aparentemente, foi o primeiro modelo analítico para o cálculo da distribuição de *Bremsstrahlung* para um alvo espesso. Na década de setenta, Soole publicou uma série de trabalhos⁽⁵⁸⁻⁶²⁾, onde introduziu as principais idéias presentes no modelo de TBC, ou seja, considerações sobre a atenuação pelo alvo e a parametrização da secção de choque para o *Bremsstrahlung* segundo a teoria quântica da radiação. Além disso, ajustou os parâmetros de seu modelo de modo a adequar seus resultados às medições de atenuação. O trabalho de Birch e Marshall⁽⁴⁹⁾ teve por base o modelo de Soole, tendo estes autores comparado seus cálculos com medições realizadas com um detector de Ge(Li).

Além desta categoria de modelo, que leva em consideração a teoria quântica para o *Bremsstrahlung*, estudos foram realizados na década de oitenta na tentativa de se obter boas estimativas de espectros de raios X a partir de curvas de atenuação⁽⁶³⁻⁶⁶⁾. Estes métodos utilizavam o formalismo da Transformada de Laplace para, a partir de curvas de transmissão em alumínio, reconstruir espectros de raios X.

Mais recentemente, Boone e col.^(67,68) apresentaram outra forma para a previsão do comportamento espectral de tubos de raios X operados em potenciais na faixa radiológica. Estes autores desenvolveram uma equação polinomial que se ajusta, de forma bastante adequada, aos dados experimentais obtidos utilizando-se tubos com anodos de tungstênio, rênio e ródio.

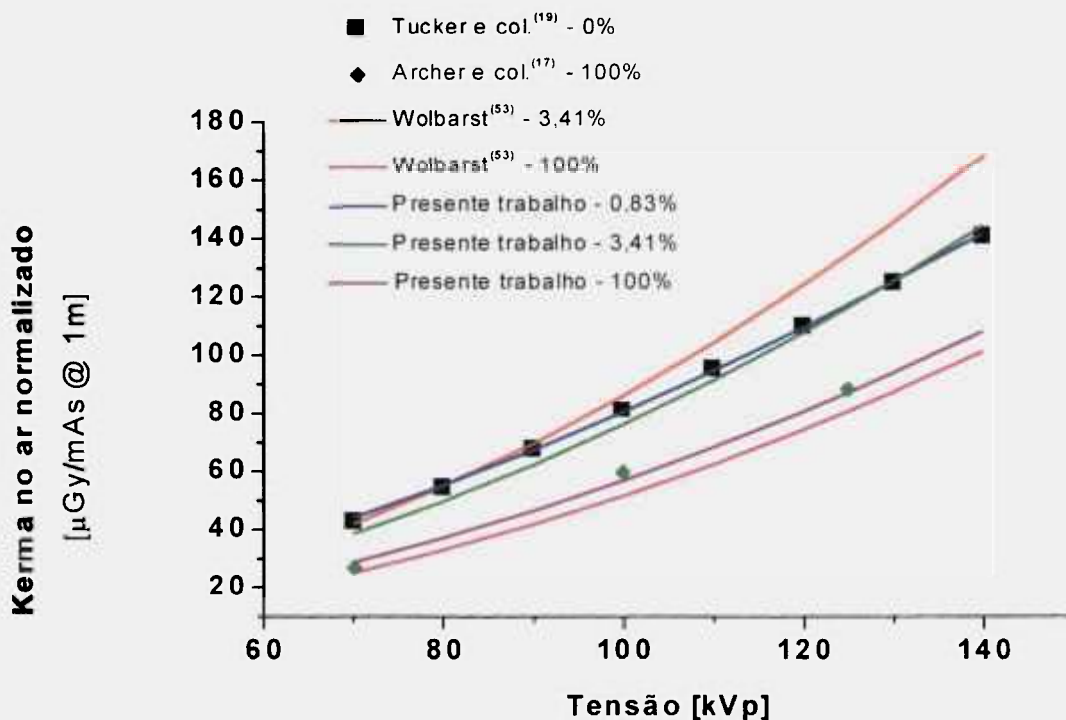


Figura 4-10 – Comparação entre os resultados de kerma no ar a um metro do ponto focal normalizado pelo mAs apresentados por Tucker e col.⁽¹⁹⁾, Archer e col.⁽¹⁷⁾ e os calculados pela fórmula apresentada em Wolbarst⁽⁵²⁾ e pelo modelo generalizado proposto para ondulações percentuais de 0,83% , 3,41% e 100%.

O modelo apresentado no presente trabalho, para ser utilizado de forma segura na previsão dos padrões de exposição existentes nas salas radiológicas, deve representar com fidelidade o comportamento energético de feixes de raios X reais. Bissonnette e Schreiner⁽⁶⁹⁾ apresentaram um estudo comparativo entre os modelos de Birch e Marshall⁽⁴⁹⁾ e de TBC, concluindo que, apesar de poucas diferenças em termos conceituais, o último apresenta-se mais adequado, tanto por ter um desenvolvimento mais claro, quanto por se estender a uma faixa maior de condições. Mais recentemente, o modelo original desenvolvido por Tucker e col.⁽¹⁹⁾ foi estudado por Bhat e col.⁽⁷⁰⁾, comparando-o, também, com o modelo de Birch e Marshall⁽⁴⁹⁾ e com resultados experimentais de espectros e de curvas de atenuação. Este estudo respalda o modelo de TBC como sendo adequado para a determinação dos espectros de raios X para a faixa diagnóstica.

Além dos resultados de outros autores, descritos nos parágrafos acima, foram realizadas comparações entre o modelo de TBC generalizado e medições experimentais de espectros de raios X. Terini e col.⁽⁷¹⁾ apresentaram resultados comparativos entre o modelo

de TBC e medições realizadas com um fotodiodo de Si operando à temperatura ambiente. As Figuras 4-11 e 4-12 apresentam alguns dos resultados desse trabalho, nos quais o modelo de TBC e as medições foram realizados nas condições experimentais descritas na Tabela 4-7.

Os espectros experimentais medidos por Fewell⁽⁷²⁾ no *Center for Devices and Radiological Health/US-Food and Drug Administration*, utilizando um detector de Ge, também foram utilizados para a avaliação da qualidade do modelo de TBC na previsão dos espectros de raios X em condições experimentais diferentes. Fewell mediu uma extensa série de espectros padronizados segundo a *International Electrotechnical Commission (IEC)*⁽⁷³⁾ e o *National Institute of Standards and Technology (NIST)*⁽⁷⁴⁾. Foram simulados espectros utilizando as mesmas condições (Tabela 4-8) e os resultados comparativos estão apresentados nas Figuras 4-13 a 4-15 para feixes da IEC e nas Figuras 4-16 e 4-17 para feixes do NIST. Tanto nestes casos, quanto na comparação com os espectros medidos por Terini e col.⁽⁷¹⁾, nota-se a excelente concordância entre os valores experimentais e as previsões do modelo generalizado. Esta concordância reflete-se na proximidade numérica dos valores para a camada semi-redutora dos espectros medidos por Fewell e dos simulados correspondentes, apresentados na Tabela 4-8.

Tabela 4-7 – Condições experimentais utilizadas por Terini e col.⁽⁷¹⁾ para a obtenção dos espectros apresentados nas Figuras 4-11 e 4-12. Os espectros gerados pelo modelo de TBC correspondentes utilizaram os mesmos parâmetros durante a etapa de simulação das curvas apresentadas nestas figuras.

Equipamento emissor		Modo de operação	Tensão [kVp]	Corrente (mA)	Filtração adicional		Anodo (%)	Figura
Gerador	tubo				mm Al	mm Cu		
Heliophos 4B (Siemens)	Rörlix 150/30/50	Fluoro	60	~ 2	3,4	0,6	~2	4-11
Heliophos 4B (Siemens)	Rörlix 150/30/50	Fluoro	73	~ 2	1,2	0	~2	4-12

Tabela 4-8 - Condições experimentais utilizadas por Fewell⁽⁷²⁾ para a obtenção dos espectros apresentados nas Figuras 4-13 a 4-17. Os espectros gerados pelo modelo de TBC correspondentes utilizaram os mesmos parâmetros na etapa de simulação das curvas apresentadas nestas figuras.

Feixe padrão	Tensão (kVp)	CSR Fewell ⁽⁷²⁾ (mm Al)		CSR simulação (mm Al)		Filtração Fewell ⁽⁷²⁾ (mm Al)		Filtração simulação (mm Al)		Figura
		P-CSR	T-CSR	P-CSR	T-CSR	inerente	adicional	inerente	Adicional	
IEC60	60	2,01	4,83	2,01	4,80	~ 0	2,48	0,55	2,18	4-13
IEC80	80	2,59	6,52	2,59	6,42	~ 0	2,48	0,55	2,29	4-14
IEC100	100	3,22	8,39	3,22	8,13	~ 0	2,48	0,55	2,50	4-15
L100	100	2,70	7,28	2,70	7,03	~ 0	1,866	0,55	1,75	4-16
M100	100	4,89	11,61	4,89	11,42	~ 0	5,258	0,55	5,70	4-17

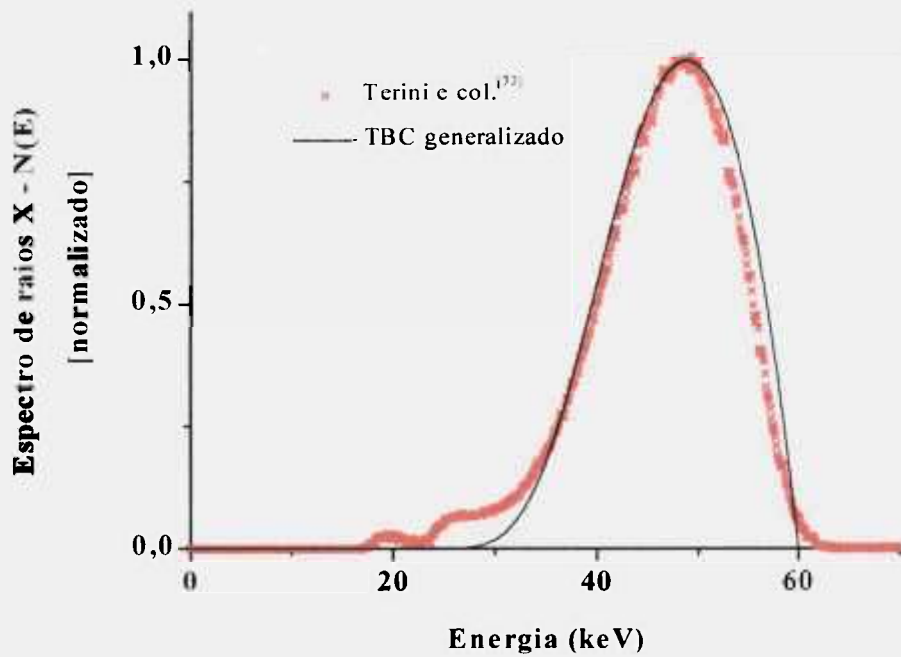


Figura 4-11 – Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um fotodiodo de Si operando à temperatura ambiente⁽⁷¹⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 60 kVp na Tabela 4-7 e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional.

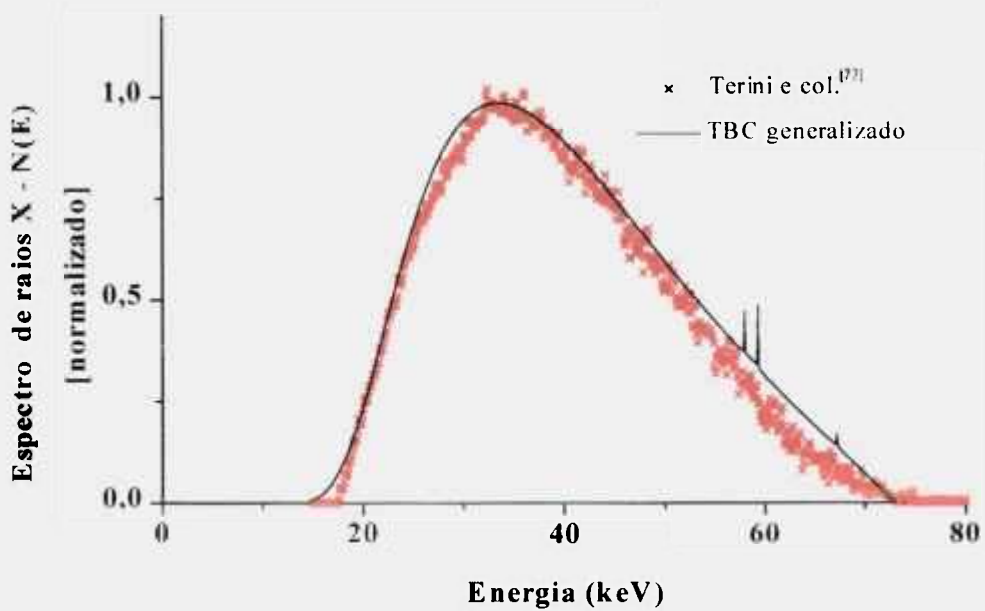


Figura 4-12 – Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um fotodiodo de Si operando à temperatura ambiente⁽⁷¹⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 73 kVp na Tabela 4-7 e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional.

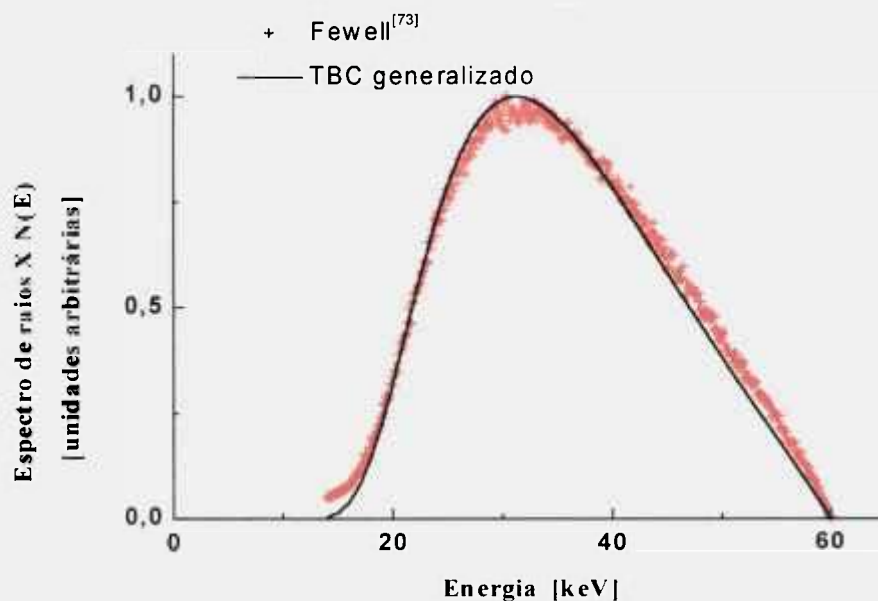


Figura 4-13 - Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷²⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 60kVp na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe IEC60 da referência 73, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional

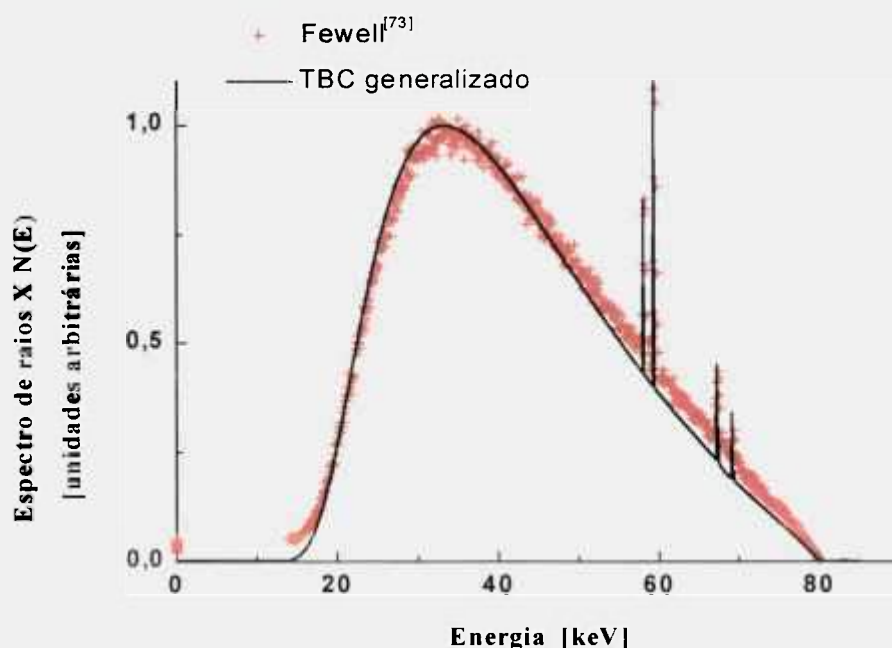


Figura 4-14 - Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷²⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 80kVp na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe IEC80 da referência 73, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional

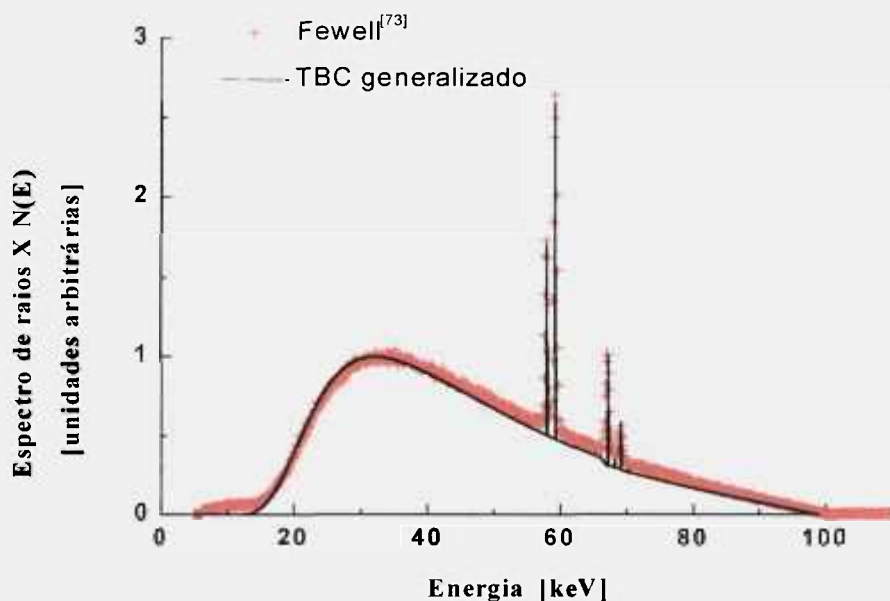


Figura 4-15 - Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷²⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 100kVp como IEC100 na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe IEC100 da referência 73, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional

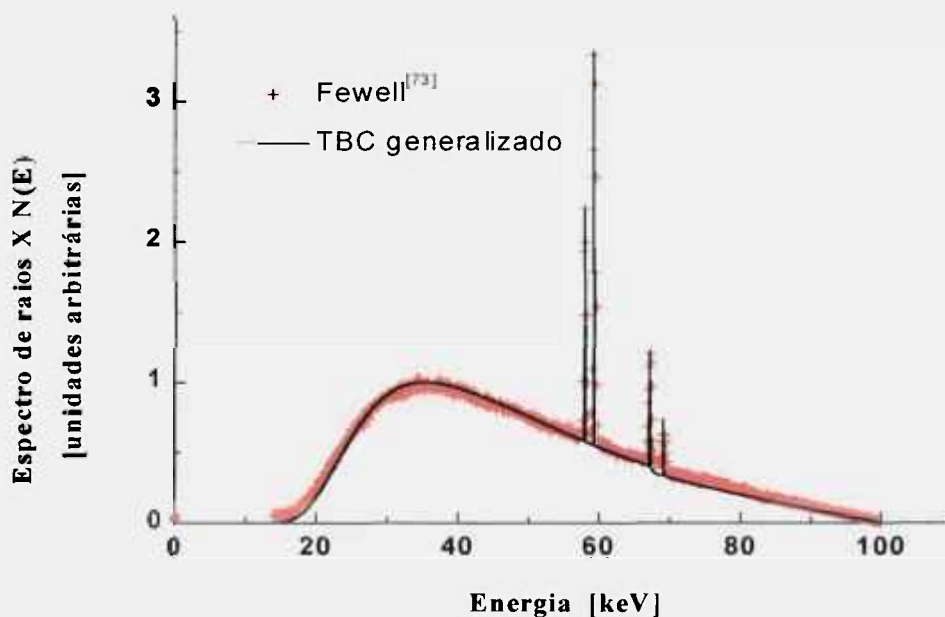


Figura 4-16 - Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷²⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 100kVp como L100 na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe L100 da referência 74, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional

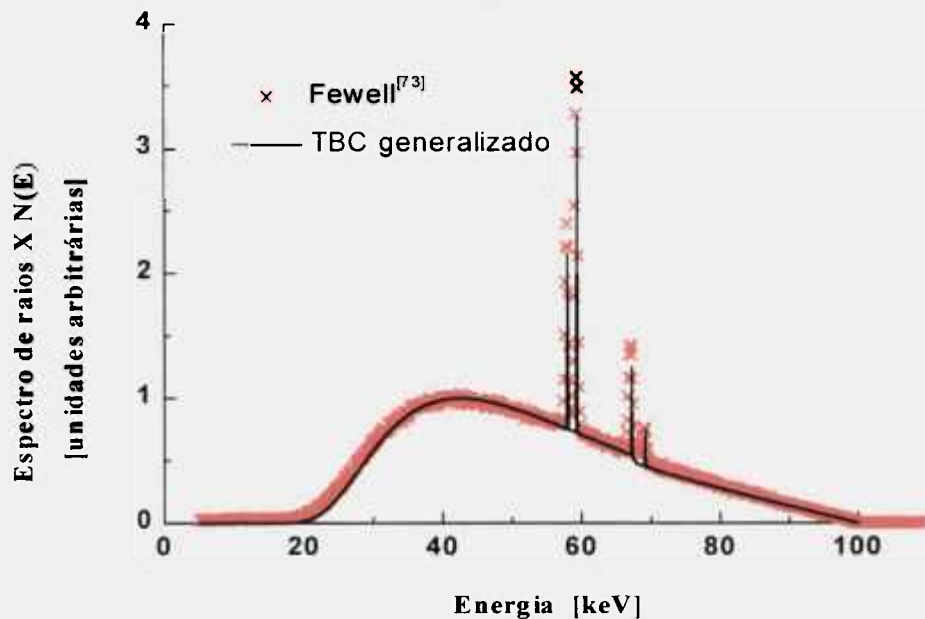


Figura 4-17 - Resultados comparativos entre medições efetuadas utilizando um detector de Ge⁽⁷²⁾ e uma simulação utilizando o modelo de TBC. As condições experimentais estão apresentadas para 100 kVp como M100 na Tabela 4-8, correspondendo ao feixe M100 da referência 74, e foram as mesmas utilizadas na execução da simulação computacional

4.2. Modelo Otimizado para Atenuação por Barreiras Protetoras

4.2.1. Feixes Primários de Radiação

Conforme introduzido por Costa e Caldas⁽⁷⁵⁾, a distribuição energética de radiação, $S_0^p(E)$, que atinge uma barreira primária posicionada a uma distância d_p da fonte de radiação, ponderada pelas cargas de trabalho, correspondentes a cada faixa de tensão, desprezando-se a influência dos materiais que interceptam o feixe antes de atingir a barreira, será dada por:

$$S_0^p(E) = \frac{1}{d_p^2} \sum_V N_{p,n}^{\phi,V}(E) W(V) \quad (4-16)$$

Da mesma maneira, o espectro transmitido através de uma barreira primária de espessura x_p será determinado, de forma aproximada, por:

$$S^p(E, x_p) = \frac{1}{(d_p + x_p)^2} \sum_V N_{p,n}^{\phi,V}(E) W(V) B^m(x_p, V) \quad (4-17)$$

Nesta equação, $B^m(x_p, V)$ é a função que descreve a curva de atenuação característica do material m , de espessura x_p em uma dada tensão, V , que pode ser obtida aplicando-se o Modelo de Archer^(16,17) a dados experimentais.

No entanto, a grandeza operacional que deve ser utilizada como referência na verificação de conformidade com níveis de restrição de doses em monitorações de área, ou que devem ser tomadas como base para o planejamento de barreiras ou avaliações radiométricas⁽³³⁾, é o equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, onde d é a profundidade dentro da esfera da ICRU em que a dose é calculada[#]. Assim, propõe-se a seguinte função para a representação do equivalente de dose ambiente a um metro do ponto focal

$$H_p^{m,\phi}(10, x_p) = \sum_V \int_0^V \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_{p,n}^{\phi,V}(E) W(V) e^{-\mu_m(E)x_p} dE \quad (4-18)$$

$$= H_p^{0,\phi}(10) \left[\left(1 + \frac{\beta_p^m}{\alpha_p^m} \right) e^{\alpha_p^m x_p} - \frac{\beta_p^m}{\alpha_p^m} \right] \frac{1}{x_p}$$

sendo

$$H_p^{0,\phi}(10) = \sum_V \int_0^V \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_{p,n}^{\phi,V}(E) W(V) dE \quad (4-19)$$

Nestas equações, o termo $(H^*(10)/K_{ar})(E)$ promove a conversão de unidades de kerma no ar (gray) em unidades de equivalente de dose ambiente (sievert) para todo o espectro. Estes fatores foram publicados no ICRU-47⁽⁷⁶⁾, tendo sido mantidos no mais recente ICRU-57⁽⁷⁷⁾ e estão apresentados graficamente na Figura 4-18.

A formulação apresentada nas equações (4-18) e (4-19) foi julgada a mais adequada por considerar a variação da forma espectral do feixe à medida que este atravessa o material de blindagem. A equação (4-18) é válida quando o material a ser utilizado tem o coeficiente de atenuação linear como função da energia, $\mu_m(E)$, conhecido. Caso a composição química ou o coeficiente de atenuação do material forem desconhecidos, o termo $\exp[-\mu_m(E).x_p]$ pode ser substituído pela expressão de Archer para a atenuação (item 3.2.2). Além disso, utilizando-se a curva de atenuação representada pela primeira parte da equação (4-18), pode-se calcular as constantes α_p^m , β_p^m e γ_p^m pelo método de mínimos quadrados não-linear. Estas constantes podem ser utilizadas para a obtenção da espessura necessária para a proteção de uma região contra a radiação primária, utilizando a expressão

[#] Neste trabalho foram utilizados valores de $H^*(d)$ para $d = 10$ mm em todos os casos.

$$X_p^m = \frac{1}{\alpha_p^m \gamma_p^m} \ln \left\{ \left(\frac{\alpha_p^m}{\alpha_p^m + \beta_p^m} \right) \left[\left(\frac{H_p^0 T U N_p}{P d_p^2} \right)^{\gamma_p^m} + \frac{\beta_p^m}{\alpha_p^m} \right] \right\} \quad (4-20)$$

sendo T o fator de ocupação, U o fator de uso, N o número médio de pacientes por semana, d_p a distância em que está posicionada a barreira contra a radiação primária e P o limite semanal para o equivalente de dose ambiente para o tipo de ocupação (público ou trabalhadores) da área a ser protegida.

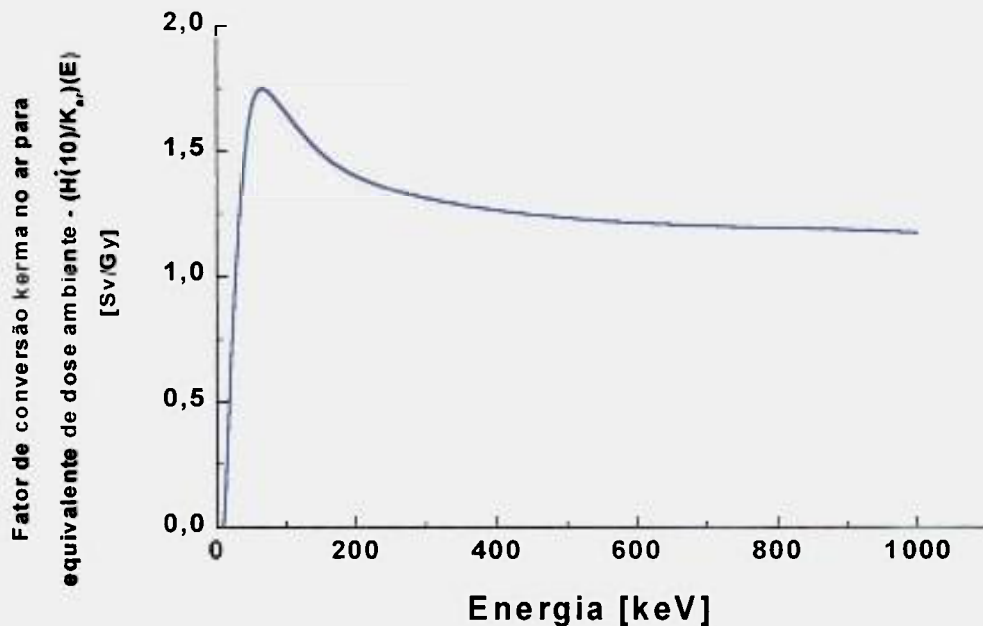


Figura 4-18 – Fator de conversão de kerma no ar (K_{ar}), para equivalente de dose ambiente a 10 mm de profundidade ($H^*(10)$), como função da energia. Os valores foram obtidos das refs. 76 e 77

4.2.2. Radiação Secundária

RADIAÇÃO ESPALHADA

De forma similar ao utilizado para o cálculo das propriedades de atenuação para radiação primária, é conveniente considerar a distribuição espectral da radiação espalhada na avaliação das doses antes e após uma barreira. Para isso, considera-se conhecido o espectro da radiação espalhada como função da tensão e do ângulo de espalhamento, $N_e^V(E, \theta)$, para uma dada área de irradiação, F' , do objeto espalhador, obtida quando a distância entre o ponto focal e o objeto espalhador é de d' centímetros. Espectros deste tipo foram medidos por Fehrenbacher e col.⁽⁴²⁾. Estes autores mediram espectros espalhados por

um objeto simulador (*phantom*) de água com paredes de Perspex, com dimensões de 30x30x15 cm³ em ângulos de 10, 45, 90, 135, e 142 graus. A Figura 4-19 mostra espectros nestes ângulos, para um feixe incidente de 100 kVp. Os feixes primários foram gerados por um equipamento multipulsado (Polymat 50, Siemens) acionado nas tensões de 52, 60, 70, 80, 90, 100, e 110 kVp. A Figura 4-20 mostra espectros nestas tensões para um ângulo de espalhamento de 90°. Estes feixes atingiam o simulador em uma área de 16x16 cm². As medições dos espectros foram realizadas com um detector de germânio de alta pureza.

A utilização destes espectros referentes à radiação espalhada é de grande importância na formulação apresentada no presente trabalho para a o cálculo otimizado das barreiras necessárias para a proteção de salas radiológicas. Estes espectros representam, de forma aproximada, a distribuição energética da radiação espalhada por pacientes em condições clínicas e, deste modo, garantem o cálculo adequado das barreiras contra radiação secundária. Estas considerações corrigem a descrição do NCRP 49 de que o comportamento energético da radiação secundária é semelhante ao da primária.

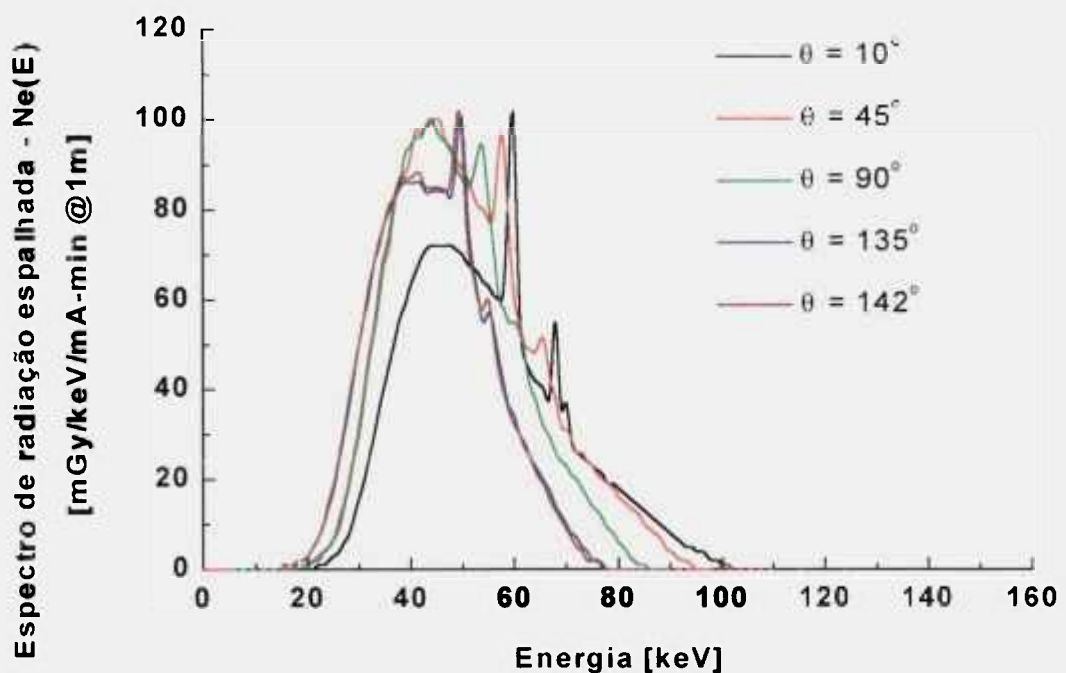


Figura 4-19 – Espectros de radiação espalhada medidos por Fehrenbacher e col.⁽⁴²⁾ referentes a um feixe incidente de 100 kVp com ângulos de espalhamento de 10, 45, 90, 135 e 142 graus. O feixe primário foi espalhado por um objeto simulador (*phantom*) de água com paredes de Perspex, com dimensões de 30x30x15 cm³.

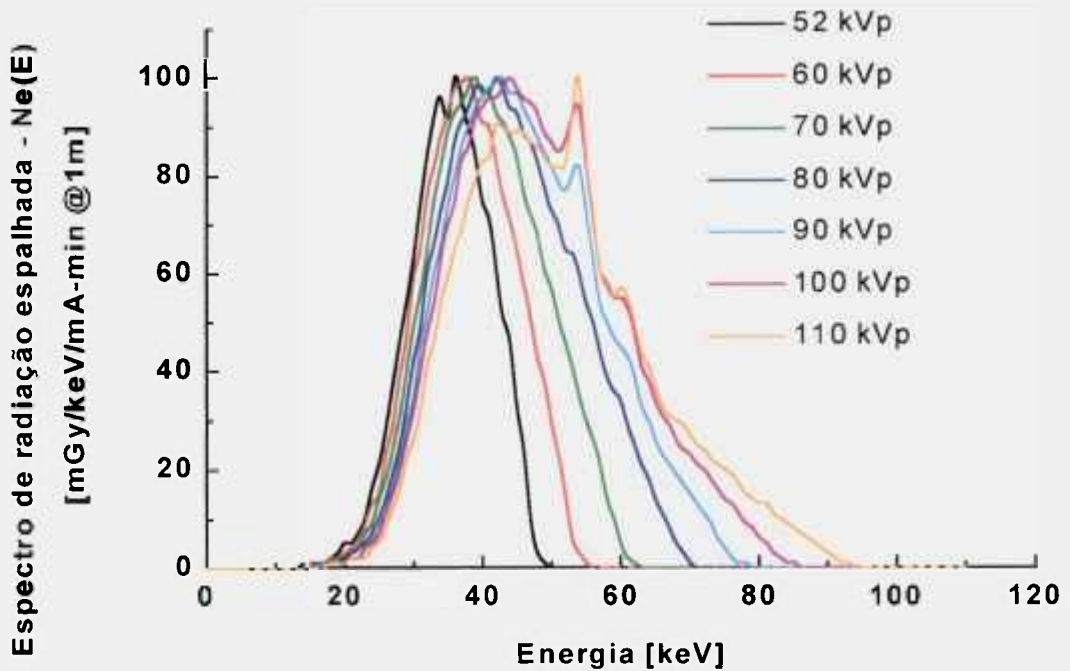


Figura 4-20 - Espectros de radiação espalhada medidos por Fehrenbacher e col.⁽⁴²⁾ referentes a feixes incidentes de 52, 60, 70, 80, 90, 100 e 110 kVp para um ângulo de espalhamento de 90°. O feixe primário foi espalhado por um objeto simulador (*phantom*) de água com paredes de Perspex, com dimensões de 30x30x15 cm³.

Assim, se o espectro for obtido em unidades de kerma no ar por mA.min, propõe-se, no presente trabalho, a seguinte equação para representar o equivalente de dose ambiente que será resultante de uma distribuição de cargas de trabalho $W(V)$, medida a uma distância de um metro do espalhador, quando a distância entre o ponto focal e o objeto espalhador for d_F , correspondendo a uma área de irradiação $F=F'x(d_F/d')^2$:

$$H_{e,\theta}^{0,\phi}(10) = \sum_{kVp} a'(V, \theta) \times 10^{-6} \frac{F}{d_F^2} \int_0^{E_{max}} \left(\frac{H'_{K_{ar}}(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_e^{\phi,V}(E, \theta) W(V) dE \quad (4-21)$$

Nesta equação, a fração de espalhamento como função da tensão de aceleração e do ângulo de espalhamento é dada por

$$a'(V, \theta) = \frac{10^6 \int_0^{E_{max}} \left(\frac{H'_{K_{ar}}(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_e^{\phi,V}(E, \theta) W(V) dE}{\Gamma' \int_{fl}^{E_{max}} \left(\frac{H'_{K_{ar}}(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_p^{\phi,V}(E) W(V) dE} \quad (4-22)$$

De modo semelhante, se uma barreira de espessura x_e de um dado material m de composição química conhecida é posicionada a um metro entre a fonte espalhadora e o

ambiente externo, o equivalente de dose ambiente que irá ser medido após a barreira é dado por

$$H_{e,\theta}^{m,\phi}(10, x_c) = \sum_V a'(V, \theta) \times 10^{-6} \frac{F}{d_F^2} \int_0^V \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_e^{\phi,V}(E, \theta) W(V) e^{-\mu^m(E)x_c} dE \quad (4-23)$$

Nesta equação, $\mu^m(E)$ é o coeficiente de atenuação linear do material como função da energia. Se o material for de composição química desconhecida, o termo correspondente à atenuação, $\exp(-\mu^m(E)x_c)$, poderá ser substituído pela função $B^m_c(x_c, V)$, obtida aplicando-se o Modelo de Archer a valores experimentais de atenuação no material, obtidos com feixes espalhados.

RADIAÇÃO DE FUGA

Supondo que se pode conhecer o espectro primário emitido pelo tubo de raios X numa dada tensão gerada com uma ondulação percentual ϕ , $N_p^{\phi,V}(E)$, pode-se estimar a espessura em chumbo necessária para garantir que L, definido como o limite de taxa de kerma no ar em condições de ensaio de fuga^(33,44), seja respeitado. Esta espessura, x_c , pode ser calculada resolvendo-se a equação integral

$$L = I_{max} \cdot 60 \int_0^{V_{max}} N_p^{\phi,V_{max}}(E) e^{-\mu_{pb}(E)x_c} dE \quad (4-24)$$

Nesta equação, I_{max} é a máxima corrente, em mA, para funcionamento do tubo em regime contínuo na tensão máxima, V_{max} , $N_p^{\phi,V_{max}}(E)$ é dado em unidades de mGy/mA.min a 1 metro do ponto focal e L é dado em unidades de mGy/h, também a um metro do ponto focal. Assim, o equivalente de dose ambiente devido à radiação de fuga a um metro do ponto focal quando o equipamento é operado com técnicas clínicas que resultam em uma distribuição de cargas de trabalho $W(V)$ é,

$$H_f^{0,\phi}(10) = L \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}} \right)_{V_{max}}^{x_{pb}} \frac{\sum_V \int_0^V \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_{p,n}^{\phi,V}(E) W(V) e^{-\mu_{pb}(E)x_c} dE}{I_{max} \cdot 60 \int_0^{V_{max}} \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_{p,n}^{\phi,V_{max}}(E) e^{-\mu_{pb}(E)x_c} dE} \quad (4-25)$$

onde $(H^*(10)/K_{ar})_{V_{max}}^{x_{pb}}$ é o fator de conversão das unidades de kerma no ar para unidades de equivalente de dose ambiente em condições de filtração alta. Coeficientes deste tipo foram calculados por Peixoto⁽⁷⁸⁾ para toda a faixa de energias utilizadas em Radiologia

Diagnóstica e considerando filtrações de até 1 mm de chumbo. A Figura 4-21 apresenta, a título de exemplo, os resultados encontrados por Peixoto⁽⁷⁸⁾ para um feixe de 150 kVp com camada semi-redutora de 4,0 mm de alumínio.

Deste modo, o equivalente de dose ambiente medido após a radiação proveniente da cúpula protetora gerada sob uma distribuição de cargas de trabalho $W(V)$ atravessar uma barreira de espessura x_f composta pelo material m , será

$$H_f^{m,\phi}(10, x_f) = I_0 \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}} \right)_{V_{max}} \frac{\sum_V \int_0^V \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_{p,n}^{\phi,V}(E) W(V) e^{-\mu_{pb}(E)x_c} e^{-\mu_m(E)x_f} dE}{I_{max} \cdot 60 \int_0^{V_{max}} \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}} \right) (E) N_{p,n}^{\phi,V_{max}}(E) e^{-\mu_{pb}(E)x_c} dE} \quad (4-26)$$

Como nos casos dos cálculos das barreiras primária e espalhada, nesta equação $\mu^m(E)$ é o coeficiente de atenuação linear do material como função da energia. Se o material for de composição química desconhecida, o termo correspondente à atenuação, $\exp(-\mu^m(E)x_f)$, poderá ser substituído pela função $B^m(x_f, V)$, obtida aplicando-se o Modelo de Archer a valores experimentais de atenuação no material, obtidos com feixes altamente atenuados como os que emergem das cúpulas na forma de radiação de fuga.

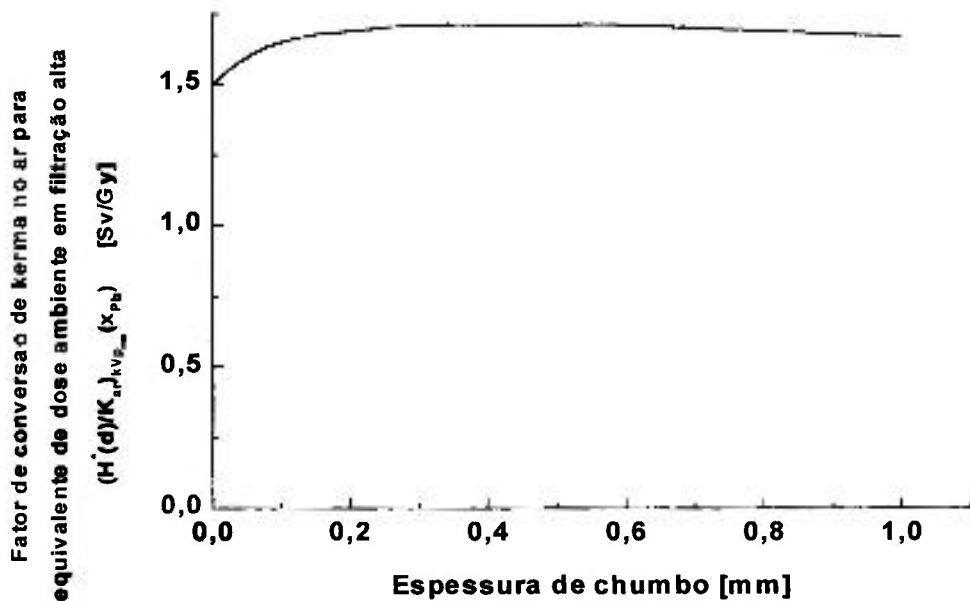


Figura 4-21 - Fator de conversão das unidades de kerma no ar para unidades de equivalente de dose ambiente em condições de filtração alta segundo Peixoto⁽⁷⁸⁾. As medições foram realizadas com um feixe de 150 kVp com camada semi-redutora de 4 mm de alumínio.

BARREIRA SECUNDÁRIA TOTAL

Com os resultados obtidos nas equações (4-21), (4-23), (4-25) e (4-26), pode-se obter o valor do equivalente de dose ambiente após a radiação secundária atravessar a espessura x_s do material m como

$$H_{s,0}^{m,\phi}(10, x_s) = \frac{H_{e,\theta}^{m,\phi}(10, x_s)}{d_e^2} + \frac{H_f^{m,\phi}(10, x_s)}{d_f^2} = H_{s,0}^{0,\phi} \left[\left(1 + \frac{\beta_s^m}{\alpha_s^m} \right) e^{-\alpha_s^m x_s} - \frac{\beta_s^m}{\alpha_s^m} \right]^{\frac{1}{\alpha_s^m}} \quad (4-27)$$

sendo

$$H_{s,0}^{0,\phi} = \frac{H_{e,\theta}^{m,\phi}(10)}{d_e^2} + \frac{H_f^{m,\phi}(10)}{d_f^2} \quad (4-28)$$

Com isso, a espessura do material necessário para atenuar de forma correta a radiação secundária, supondo, por simplificação, que a barreira está posicionada a uma distância $d_e = d_f = d_s$ do espalhador e que o feixe primário fica direcionado para esta parede por uma fração U da carga de trabalho do tubo, deve ser

$$x_s^m = \frac{1}{\alpha_s^m \gamma_s^m} \ln \left\{ \left(\frac{\alpha_s^m}{\alpha_s^m + \beta_s^m} \right) \left[\left(\frac{H_{s,0}^{0,\phi} T (1-U) N_p}{P d_s^2} \right)^{\alpha_s^m} + \frac{\beta_s^m}{\alpha_s^m} \right] \right\} \quad (4-29)$$

4.2.3. Cálculo de uma Barreira Genérica

Uma alternativa complementar às equações (4-20) e (4-29) para o cálculo das barreiras protetoras de forma genérica, ou seja, sem separá-las em primária ou secundária, é utilizar a inequação

$$\frac{H_p^{m,\phi}(10, x_t^m)}{d_p^2} \cdot U + \left[\frac{H_{e,\theta}^{m,\phi}(10, x_t^m)}{d_e^2} + \frac{H_f^{m,\phi}(10, x_t^m)}{d_f^2} \right] \cdot (1-U) \leq \frac{P}{T} \quad (4-30)$$

Resolvendo-se esta inequação para x_t encontra-se, para determinado padrão de uso da sala, a espessura necessária para garantir que o nível de radiação nos ambientes adjacentes seja, no máximo, igual a P/T .

Capítulo 5 - Resultados Experimentais e Simulações Computacionais

5.1. Levantamento de Cargas de Trabalho

Simpkin^(15,35) propõe que a avaliação da taxa de utilização de um equipamento radiológico seja feita considerando-se a distribuição dos produtos corrente-tempo (em unidades de mA.min/paciente) como função da tensão aplicada ao tubo de raios X. Para o presente trabalho, dois métodos de levantamento destas informações foram utilizados⁽⁷⁹⁾:

- **Método I:** acompanhando-se a rotina dos serviços e anotando-se, em planilhas, os valores de tensão de aceleração (kVp), produto corrente-tempo (mAs) e número de exposições realizadas; e
- **Método II:** entrevistando-se técnicos de radiologia, que eram questionados sobre quais as técnicas usuais para os diferentes exames.

Para cada caso foram criadas planilhas especiais (ver Anexo II) onde as informações eram registradas individualmente. Um grupo de onze clínicas radiológicas, em sua maioria clientes do Programa de Controle de Qualidade do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP, colaboraram na coleta destas informações referentes às técnicas de Radiografia Geral, Radiografia de Tórax, Mamografia e Tomografia Computadorizada. Esta colaboração deu-se pela disponibilização de seus técnicos para as entrevistas e/ou permitindo que membros da equipe do IEE/USP observassem os procedimentos radiológicos e coletassem as informações. Os dados de Angiografia Cardíaca e parte dos dados para Radiografia de Tórax foram obtidos pelo Método II em entrevistas a clientes da empresa Optimagem S/C Ltda e gentilmente cedidas para compor o presente trabalho⁽⁸⁰⁾. Os dados de Mamografia pelo Método II foram obtidos na Clínica Imax de Curitiba por Gomes⁽⁸¹⁾. Ao final do levantamento, um total de 605 exames foram acompanhados (Método I) e um grupo de 51 técnicos foram entrevistados (Método II). Estes dados foram coletados nas seguintes Instituições (em ordem alfabética):

BENEFICÊNCIA PORTUGUESA DE SÃO CAETANO DO SUL
BENEFICÊNCIA PORTUGUESA DE SÃO PAULO
CENTRO HOSPITALAR DOM SILVÉRIO GOMES PIMENTA
CLÍNICA Dr. GODOY MOREIRA
CLÍNICA IMAX
DIAGNOSTIC CENTER
E. J. IMAGEM - SERVIÇO DE RADIOLOGIA
HOSPITAL E MATERNIDADE BOM CLIMA
HOSPITAL E MATERNIDADE SÃO CAMILO
HOSPITAL SANTA PAULA

SER - SEVIÇO ESPECIALIZADO EM RADIODIAGNÓSTICO
UNIDADE RADIOLÓGICA PAULISTA – HOSPITAL EVALDO FÓZ
UNIDADE RADIOLÓGICA PAULISTA – POSTO IBIRAPUERA
UNIDADE RADIOLÓGICA PAULISTA – POSTO PAULISTA

As distribuições de cargas de trabalho como função da tensão aplicada para as técnicas de Radiografia Geral, Radiografia de Tórax e Mamografia estão apresentadas nas Figuras 5-1 a 5-3. Estas figuras apresentam comparações dos valores obtidos para o presente trabalho, incluindo os de Pitorri⁽⁸⁰⁾ e Gomes⁽⁸¹⁾, aos de Simpkin⁽¹⁵⁾. Os resultados médios obtidos por estes métodos para salas de Radiografia Geral, Radiografia de Tórax, Mamografia, Angiografia Cardíaca e Tomografia Computadorizada foram comparados aos valores da literatura. A Tabela 5-1 apresenta os valores médios de carga de trabalho por paciente, número médio de pacientes por semana e carga de trabalho média semanal para cada modalidade diagnóstica avaliada. Para efeitos comparativos, são apresentados também valores publicados por Simpkin⁽¹⁵⁾, Archer⁽³⁴⁾ e no NCRP 49⁽⁹⁾. A metodologia estatística de avaliação destas médias, bem como o cálculo de suas incertezas, seguiram a formulação proposta por Simpkin⁽¹⁵⁾, respeitando-se, porém, as limitações impostas pelos métodos de coleta dos dados entre aquele autor e os utilizados no presente trabalho.

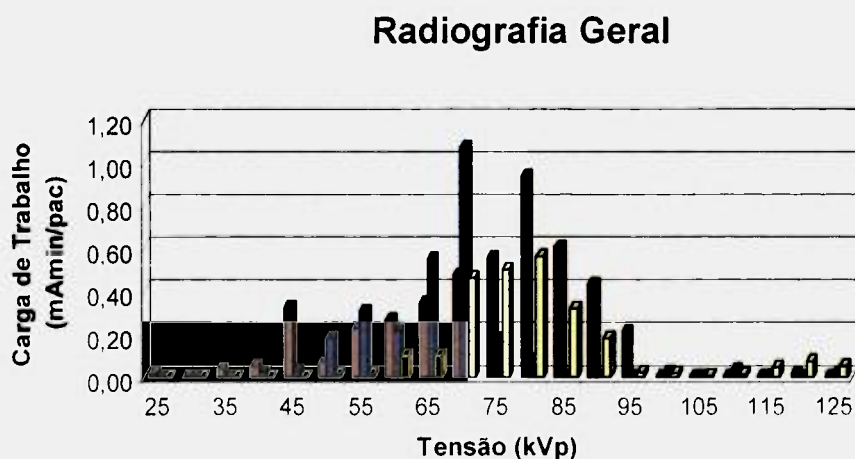


Figura 5-1 – Distribuições de cargas de trabalho como função da tensão aplicada ao tubo de raios X para técnicas de Radiografia Geral. As barras vermelhas referem-se aos dados do presente trabalho obtidas segundo o Método I, as azuis ao presente trabalho segundo o Método II e as amarelas referem-se aos dados de Simpkin⁽¹⁵⁾.

Radiografia de Tórax

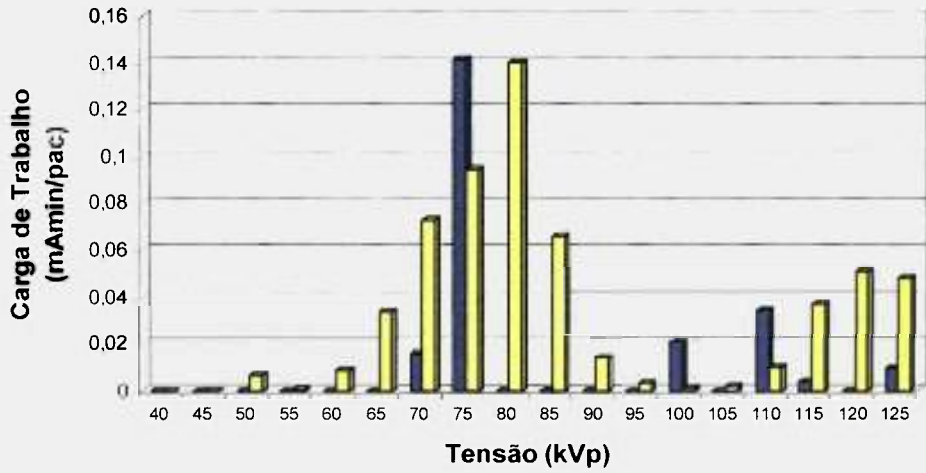


Figura 5-2 - Distribuições de cargas de trabalho como função da tensão aplicada ao tubo de raios X para técnicas de Radiografia de Tórax. As barras azuis referem-se aos dados do presente trabalho obtidas segundo o Método II e as amarelas referem-se aos dados de Simpkin⁽¹⁵⁾.

Mamografia

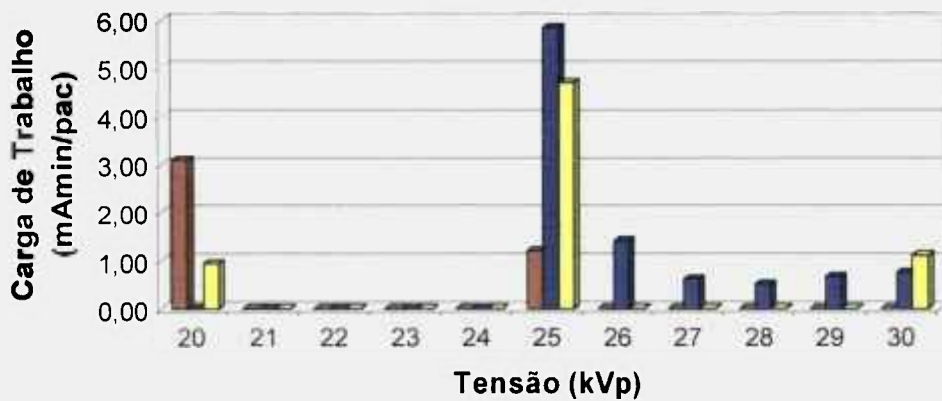


Figura 5-3 - Distribuições de cargas de trabalho como função da tensão aplicada ao tubo de raios X para técnicas de Mamografia. As barras vermelhas referem-se aos dados do presente trabalho obtidas segundo o Método I, as azuis referem-se aos dados de Gomes⁽⁸¹⁾ obtidos pelo Método II e as amarelas referem-se aos dados de Simpkin⁽¹⁵⁾.

Tabela 5-1 – Resultados médios da avaliação das cargas de trabalho por tipo de sala radiológica⁽⁷⁹⁾. A coluna “NCRP 49” apresenta valores extraídos da referência 9. A coluna “Outros Autores” apresenta valores extraídos da referência 15 para Radiografia Geral, Tórax, Mamografia e Angiografia Cardíaca e da referência 34 para Tomografia Computadorizada. A coluna “PT” apresenta os dados obtidos para o presente trabalho⁽⁷⁹⁾, incluindo os levantamentos feitos por Gomes⁽⁸¹⁾ (linha inferior em Mamografia) e Pitorri⁽⁸⁰⁾ (Angiografia Cardíaca). Os dados de Tórax incluem valores obtidos para o presente trabalho e valores determinados por Pitorri⁽⁸⁰⁾ pelo Método II. As indicações ND representam valores não determinados.

TIPO DE SALA	CARGA DE TRABALHO POR PACIENTE (mA.min.paciente ⁻¹)			NÚMERO DE PACIENTES POR SEMANA			CARGA DE TRABALHO TOTAL (mA.min.semana ⁻¹)		
	NCRP 49	Outros autores	PT	NCRP 49	Outros autores	PT	NCRP 49	Outros autores	PT
RADIOGRAFIA GERAL	8,3	2,45±0,09	4,55±1,28 2,68±0,30	120	112±34	196±14 346±12	1000	274±84	890±111 928±107
TÓRAX	0,5	0,22±0,01	0,23±0,06	300	206±103	181±14	150	44±22	41±11
MAMOGRAFIA	ND	6,69±0,14	4,3±1,5 9,7±4,9	ND	47,4±5,3	118,0±6,4 41,2±1,8	ND	317±36	504±178 400±41
ANGIOGRAFIA CARDÍACA	ND	160±11	183±ND	ND	19,1±3,7	25	ND	3050±628	4575±ND
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	ND	205±ND	288±95	ND	64±ND	44,5±1,9	ND	13000±ND	12800±4261

Pela observação dos histogramas apresentados nas Figuras 5-1 a 5-3 verifica-se que as distribuições de cargas de trabalho obtidas para o presente trabalho se assemelham às obtidas por Simpkin em seu comportamento geral. Porém, os valores nacionais são sistematicamente maiores, ou seja, utilizam-se valores mais altos do produto corrente-tempo (mAs) para uma prática diagnóstica do que seria esperado pelos valores obtidos na literatura recente⁽¹⁵⁾.

Observa-se também que, para o caso dos valores apresentados para a técnica de Radiografia Geral, os resultados obtidos pelo Método II encontram-se deslocados em cerca de 10 kVp para menos em relação aos valores obtidos pelo Método I e pelos dados de Simpkin⁽¹⁵⁾. Este fato pode estar relacionado a um certo grau de conservadorismo dos técnicos entrevistados, acreditando que, declarando utilizarem valores ligeiramente inferiores de tensão do que realmente ocorre na prática, estariam demonstrando preocupação com a proteção radiológica dos pacientes. Pode também relacionar-se ao porte físico dos pacientes cujas técnicas foram observadas no levantamento pelo Método I. Como os dados foram obtidos, em sua maioria, em clínicas particulares, onde o público usuário é, normalmente, de classe social média ou alta, a estrutura física destes pode ser ligeiramente superior àquela considerada normal para a população brasileira, mas assemelhando-se aos valores normais da população norte-americana.

Comportamento semelhante pode ser observado nas informações apresentadas na Figura 5-2. Neste caso, porém, observa-se uma variabilidade menor de técnicas utilizadas nos exames de tórax nas clínicas nacionais. Isto pode estar refletindo a deficiência tecnológica dos equipamentos, muitos deles não possuindo sistemas de controle automático de exposição (AEC), ou simplesmente o fato de que os dados obtidos pelo Método II referem-se somente a pacientes normais brasileiros.

Estas distribuições de cargas de trabalho serão utilizadas nas simulações computacionais a serem apresentadas nos itens subseqüentes para alguns exemplos de situações arquitetônicas. Estes exemplos levam em consideração tanto as diferenças nas distribuições de cargas de trabalho consideradas no presente trabalho e nos levantamentos realizados por Simpkin⁽¹⁵⁾ e por Archer⁽³⁴⁾, quanto comparações com a metodologia tradicional do NCRP 49⁽⁹⁾ e seus valores propostos para cargas de trabalho.

Deve-se destacar, porém, que o levantamento realizado não tem a intenção de proporcionar valores conclusivos que demonstrem o comportamento das distribuições de cargas de trabalho utilizadas em clínicas nacionais. Esta etapa do trabalho teve como

objetivo somente avaliar o comportamento geral destas distribuições para poder compará-las a dados muito mais completos como os publicados por Simpkin⁽¹⁵⁾ e Archer⁽³⁴⁾ e enriquecer os exemplos que serão apresentados a seguir.

5.2. Simulações Computacionais

5.2.1. Programas desenvolvidos

Um conjunto de programas para calcular as equações apresentadas no capítulo 4 foi desenvolvido utilizando o aplicativo Mathcad Professional versão 7.0[®] (MathSoft, Inc.). Este aplicativo permite a execução de cálculos matemáticos de grande complexidade, sem a necessidade de utilização de linguagens de programação como Fortran ou C. Seu funcionamento adota um formalismo gráfico muito semelhante ao utilizado pelos profissionais de ciências exatas, permitindo a edição e o cálculo de equações de maneira bastante simples.

Para a realização das simulações computacionais cujos resultados serão apresentados a seguir, foram desenvolvidos quatro programas utilizando o aplicativo Mathcad 7.0[®]. Estes programas permitem:

- O cálculo de espectros primários pelo modelo de TBC generalizado (equações 4-1 e 4-7);
- Cálculo das curvas de atenuação para o chumbo e outros materiais para o feixe primário utilizando diferentes distribuições de cargas de trabalho (equações 4-18 e 4-19);
- Cálculo das curvas de atenuação para o chumbo e outros materiais para a radiação secundária utilizando diferentes distribuições de cargas de trabalho (equações 4-21, 4-23, 4-25 e 4-26); e
- Cálculo das espessuras necessárias em chumbo para barreiras primárias e secundárias utilizando a metodologia proposta no Capítulo 4 (equação 4-30).

Os diagramas de blocos de cada programa estão apresentados no Anexo III. A Tabela 5-2 apresenta detalhes destes programas como sua função e seus parâmetros de entrada e de saída. Além destes programas, foi utilizada uma rotina computacional desenvolvida por Archer⁽⁸²⁾, o programa LNKUXFIT, para o cálculo das constantes α , β e

γ do Modelo de Archer a partir de curvas de atenuação. Este programa executa o processo de ajuste da equação (3-6) pelo método não-linear de mínimos quadrados tendo como parâmetros de entrada as curvas de atenuação calculadas pelos programas desenvolvidos para esta finalidade.

Para permitir a comparação entre a metodologia desenvolvida e a tradicional, foi também utilizado um programa desenvolvido por Simpkin⁽⁸³⁾ (KUX) para o cálculo de barreiras utilizando a metodologia tradicional do NCRP 49⁽⁹⁾.

5.2.2. Resultados das simulações

Os programas desenvolvidos foram utilizados para gerar curvas de atenuação em unidades de equivalente de dose ambiente segundo as equações (4-18) e (4-19) para o feixe primário e (4-27) e (4-28) para a radiação secundária. A seqüência de execução destes programas inicia-se com a geração de um conjunto de espectros de radiação primária, segundo o modelo de TBC generalizado, em unidades de kerma no ar por produto corrente-tempo (mGy/mAs). Este conjunto de espectros foi gerado em intervalos de 5 kVp na faixa de 40 a 140 kVp para espectros de raios X convencionais (anodo de W/Re) e em intervalos de 1 kVp entre 20 e 35 kVp para espectros de Mamografia (anodo de Mo). Estes conjuntos de espectros foram gerados para as retificações monofásica, trifásica de doze pulsos e de potencial constante. Cada um destes espectros foi calculado em intervalos de energia de 0,01 keV.

Além desses espectros primários, espectros de radiação X espalhados por um simulador de acrílico obtidos por Fehrenbacher e col.^(42,43) foram transcritos diretamente do catálogo publicado por estes autores e transformados em arquivos de dados que podiam ser lidos pelos programas a serem utilizados. Estes espectros estavam disponíveis para tensões de acionamento do tubo de 52, 60, 70, 80, 90, 100 e 110 kVp e em ângulos de 10, 45, 90, 135 e 142 graus, sendo 0 grau a direção do feixe primário e 180 graus a radiação retro-espalhada. Como estes espectros obtidos da literatura são apresentados em intervalos de 1keV, um procedimento de interpolação linear foi utilizado, aplicando-se uma função interna do programa Mathcad 7.0[®], para reduzir a escala de energias para intervalos de 0,01keV.

Tabela 5-2 – Detalhes de funcionamento dos programas desenvolvidos para a simulação computacional do modelo proposto no presente trabalho.

PROGRAMA	FUNÇÃO	PRINCIPAIS PARÂMETROS DE ENTRADA	RESULTADOS DE SAÍDA
TBC_W/Re TBC_Mo	Cálculo de espectros de tubos de raios X de anodo de W/Re ou Mo	<ul style="list-style-type: none"> • Tensão • Ângulo do anodo • Filtrações inerente e adicional • Retificação 	Espectro de radiação em unidades de mGy/keV/mAs a 1 metro do ponto focal
BP_1F BP_3F12 BP_PC	Cálculo das curvas de atenuação para barreiras primárias considerando diferentes retificações e distribuições de cargas de trabalho	<ul style="list-style-type: none"> • Espectros primários entre 20 e 30 kVp em intervalos de 1 kVp para tubos de Mo (TBC_Mo) • Espectros primários entre 40 e 140 kVp em intervalos de 5 kVp para tubos de W/Re (TBC_W/Re) • Coeficientes de atenuação linear ($\mu(E)$) obtidos pelo programa MUCALC⁽⁸⁴⁾ para o chumbo, ou parâmetros α, β e γ, obtidos pelo programa LNKXFIT⁽⁸²⁾ a partir de medições das propriedades de atenuação de outros materiais • Distribuições de cargas de trabalho 	Curvas de atenuação para feixes primários para o chumbo ou outros materiais em unidades de equivalente de dose ambiente por carga de trabalho (mSv/pac)
BS_1F BS_3F12 BS_PC	Cálculo das curvas de atenuação para barreiras secundárias considerando diferentes retificações e distribuições de cargas de trabalho	<ul style="list-style-type: none"> • Espectros primários entre 20 e 30 kVp em intervalos de 1 kVp para tubos de Mo • Espectros primários entre 40 e 140 kVp em intervalos de 5 kVp para tubos de W/Re • Espectros de raios X espalhados em diferentes ângulos ^(42,43) • Coeficientes de atenuação linear ($\mu(E)$) obtidos pelo programa MUCALC⁽⁸⁴⁾ para o chumbo, ou parâmetros α, β e γ, obtidos pelo programa LNKXFIT⁽⁸²⁾ a partir de medições das propriedades de atenuação de outros materiais • Distribuições de cargas de trabalho 	Curvas de atenuação para a radiação secundária para o chumbo ou outros materiais em unidades de equivalente de dose ambiente por carga de trabalho (mSv/pac)
BARREIRAS	Cálculo das espessuras de barreiras necessárias para a proteção de salas radiológicas segundo o presente trabalho	<ul style="list-style-type: none"> • Valores de α, β e γ para feixes primários calculados pelo programa LNKXFIT⁽⁸²⁾ segundo diferentes distribuições de cargas de trabalho • Valores de α, β e γ para radiação secundária calculados pelo programa LNKXFIT⁽⁸²⁾ segundo diferentes distribuições de cargas de trabalho • Dados arquitetônicos e funcionais da sala • Tipo de ocupação dos ambientes adjacentes à sala e fatores de uso do feixe primário 	Espessura em milímetros de chumbo ou outros materiais, necessária à proteção adequada dos ambientes adjacentes à sala radiológica considerada

O conjunto de espectros de radiação primária, acrescidos de informações sobre as distribuições de cargas de trabalho publicadas por Simpkin⁽¹⁵⁾, avaliadas por Gomes⁽⁸¹⁾ e Pitorri⁽⁸⁰⁾ e as obtidas para o presente trabalho, além dos fatores de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente⁽⁷⁷⁾, foram introduzidos nos programas geradores das curvas de atenuação em chumbo para a radiação primária. Os coeficientes de atenuação para o chumbo foram obtidos pelo programa MUCALC⁽⁸⁴⁾ e conferidos com os dados publicados por Higgins e col.⁽⁸⁵⁾.

No caso dos programas geradores das curvas de atenuação para a radiação secundária, além deste elenco de dados, foram introduzidos os espectros de radiação espalhada, interpolados conforme discutido anteriormente, os valores da área do feixe de radiação que atinge o paciente e da distância entre este e o ponto focal em cada situação clínica avaliada. Além disso, foram utilizados valores para os fatores de conversão entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente em situações de alta filtração avaliados por Peixoto⁽⁷⁸⁾. Estes coeficientes foram utilizados para o cálculo da radiação de fuga das cúpulas protetoras (equação (4-26)), em unidades de equivalente de dose ambiente. Para cada caso estimou-se que as cúpulas dos equipamentos de raios X são revestidas por camadas de material com equivalência em atenuação de cerca de 1,5 mm de chumbo de modo a garantir os limites atualmente aceitos para a radiação de fuga⁽³³⁾.

Cada um destes programas gerou conjuntos de arquivos com 21 pares de valores compostos por uma espessura em chumbo e um valor de equivalente de dose ambiente por paciente. Deste modo, foram obtidos arquivos deste tipo para distribuições de cargas de trabalho para as técnicas de Radiografia Geral, para salas com tubos Radiográficos e Fluoroscópicos, Radiografia de Tórax, Angiografia Cardíaca e Periférica e Mamografia obtidas por Simpkin⁽¹⁵⁾. Além disso, foram gerados arquivos representando as curvas de atenuação ponderadas por distribuições de cargas de trabalho para Radiografia Geral, Radiografia de Tórax, Tomografia Computadorizada, Angiografia Cardíaca e Mamografia obtidas para o presente trabalho e por Gomes⁽⁸¹⁾ e Pitorri⁽⁸⁰⁾ pelos Métodos I e II.

Para cada caso, foram consideradas retificações monofásicas, trifásicas de doze pulsos e de potencial constante, conforme a existência de equipamentos com estas características no mercado. No caso de tubos para Fluoroscopia, foram consideradas somente retificações de potencial constante, pelas características apresentadas por equipamentos desta natureza. Nestes casos, a capacitância dos cabos de alta tensão dos equipamentos, aliada à baixa corrente utilizada nestas técnicas, provoca o amortecimento

da forma de onda do potencial aplicado ao tubo, fazendo-o assemelhar-se a um sistema de potencial constante⁽⁸⁶⁾. Para as curvas de atenuação para a radiação secundária, estas situações foram exploradas para cada um dos cinco ângulos de espalhamento cujos espectros correspondentes estavam disponíveis (10, 45, 90, 135 e 142 graus).

Ao final, foram geradas 26 curvas de atenuação para a radiação primária e 130 curvas de atenuação para a radiação secundária. Um a um estes arquivos foram, sequencialmente, introduzidos no programa LNKUXFIT⁽⁸²⁾ que, para cada caso, gerou um conjunto de parâmetros H_0 , α , β e γ correspondentes a cada situação clínica e geométrica para as radiações primária e secundária.

A Figura 5-4 apresenta, a título de ilustração, curvas de atenuação para o feixe primário para as técnicas de Radiografia Geral com distribuição de cargas de trabalho obtida pelo Método II para um tubo acionado com gerador de potencial constante, para Radiografia de Tórax com distribuição de cargas de trabalho obtida pelo Método II para tubos acionados com geradores trifásico e de potencial constante e para a técnica de Angiografia Cardíaca para um tubo acionado com um gerador trifásico segundo a carga de trabalho avaliada por Simpkin⁽¹⁵⁾.

Nota-se que as técnicas de Radiografia Geral com tubo acionado com potencial constante e Angiografia Cardíaca com tubo acionado com gerador trifásico possuem um comportamento semelhante em termos de atenuação. Porém, devido às características de acionamento dos tubos de Angiografia, onde os produtos corrente-tempo (e consequentemente as doses nos pacientes) são significativamente maiores que para técnicas radiográficas convencionais, a curva de atenuação para esta técnica aparece deslocada de um fator 10^3 em relação à curva correspondente para Radiografia Geral. Esta semelhança em termos de atenuação pode ser explicada pelo fato de que, apesar das tensões médias aplicadas em exames de Angiografia serem cerca de 20 kVp superiores às tensões médias utilizadas em técnicas de Radiografia Geral, esta diferença é compensada pelo fato de estarem sendo representadas, na Figura 5-4, comportamentos de feixes gerados por equipamentos com retificações distintas. A retificação de potencial constante produz feixes de radiação com energias médias maiores que aqueles gerados por equipamentos trifásicos.

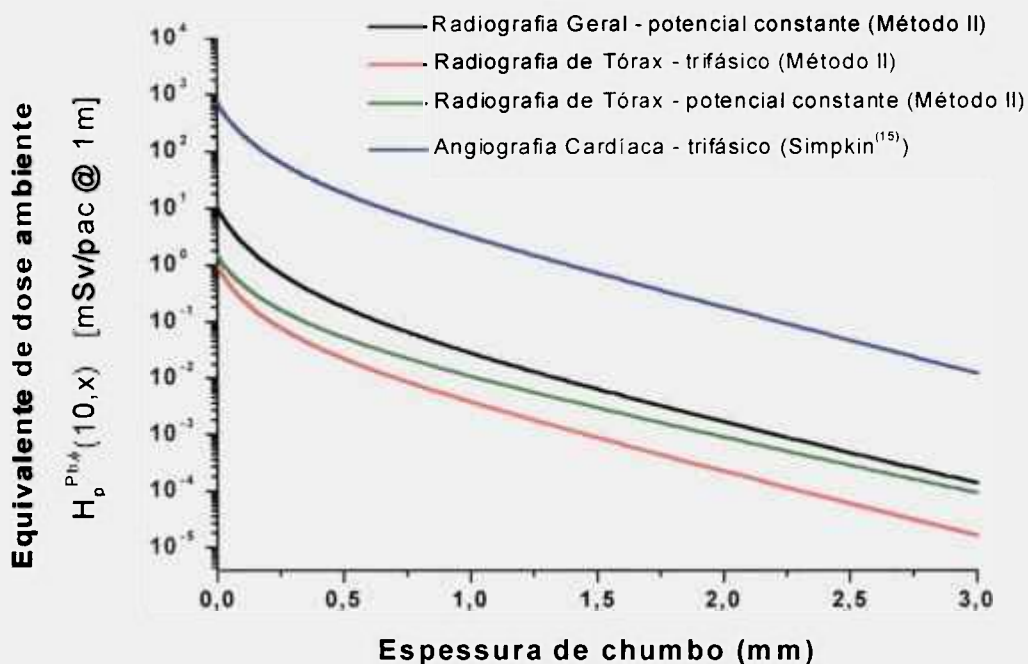


Figura 5-4 – Equivalente de dose ambiente como função da espessura em chumbo para feixe primário. A figura mostra curvas para as cargas de trabalho referentes à Radiografia Geral, de Tórax e Angiografia Cardíaca obtidas pelo Método II e por Simpkin⁽¹⁵⁾.

Para as curvas representando a técnica de Radiografia de Tórax obtidas a partir de distribuições de cargas de trabalho avaliadas pelo Método II, nota-se comportamento semelhante. Como um sistema equipado com transformador de potencial constante é capaz de gerar feixes de radiação ligeiramente mais intensos e com energia média maior, a curva de atenuação referente a esta situação inicia-se, ligeiramente, acima (cerca de 10%) e a taxa de redução da intensidade do feixe com a espessura do material é menos acentuada quando comparada à curva para o feixe gerado por um sistema trifásico. Esta avaliação demonstra a consistência do método de geração das curvas de atenuação para o feixe primário.

A observação da Figura 5-5, referente às curvas de atenuação para as mesmas cargas de trabalho representadas na Figura 5-4, porém para a radiação secundária que seria medida em ângulos de 45 e 90 graus com relação à direção do feixe primário, apresenta comportamentos semelhantes. Contudo, observam-se três diferenças:

- As intensidades dos feixes secundários são cerca de 10^3 vezes inferiores à da radiação primária correspondente;

- A diferença de intensidade do feixe espalhado a 90° com relação ao feixe espalhado a 45° é proporcionalmente maior do que a diferença que aparece, simplesmente, pelo fato do primeiro ter sido gerado por um transformador de potencial constante, enquanto o outro por um gerador trifásico; e
- As taxas de redução da intensidade dos feixes para Radiografia de Tórax são, praticamente, semelhantes, o que indica uma homogeneidade no comportamento energético da radiação secundária nestas situações.

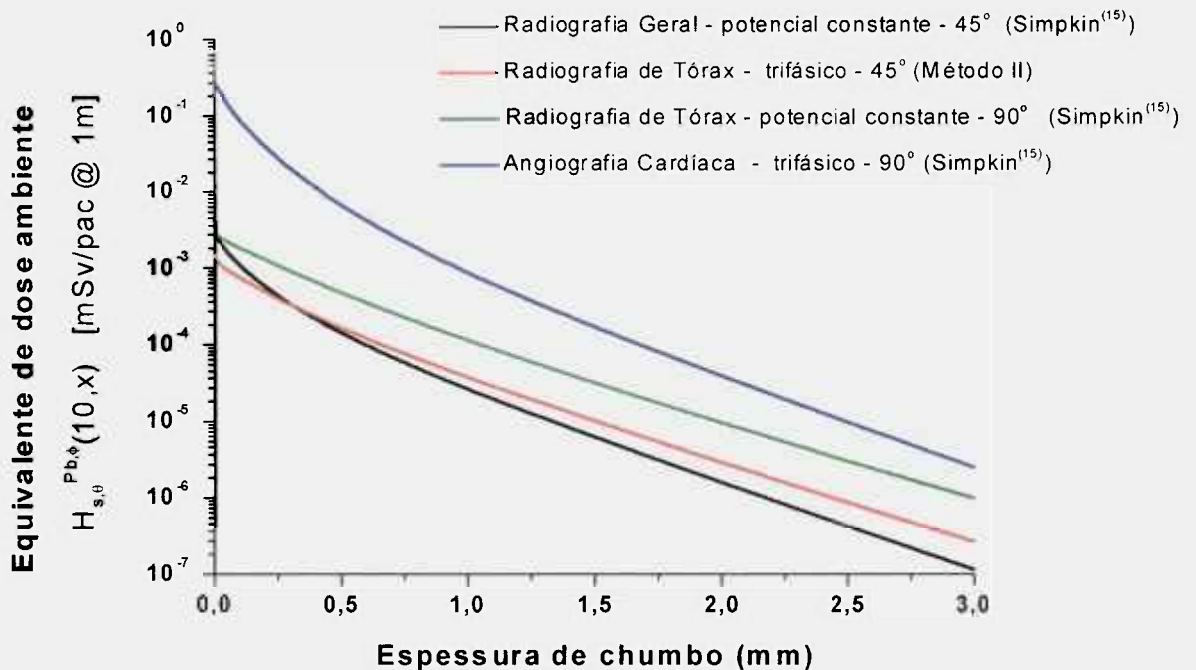


Figura 5-5 - Equivalente de dose ambiente como função da espessura em chumbo para a radiação secundária. A figura mostra curvas para as cargas de trabalho referentes à Radiografia Geral, de Tórax com ângulo de espalhamento de 45° e Radiografia de Tórax e e Angiografia Cardíaca com ângulo de espalhamento de 90° obtidas pelo Método II e por Simpkin⁽¹⁵⁾.

Além destas observações, nota-se que as curvas de atenuação apresentam comportamento mais linear (notando que o gráfico está representado em escala mono-log) quando comparadas a suas correspondentes na Figura 5-4. Isto significa que os espectros de radiação secundária são mais endurecidos do que os da radiação primária obtidos para as mesmas técnicas. Este comportamento é oriundo, principalmente, da componente referente à radiação de fuga, altamente filtrada pela cúpula protetora do sistema radiológico, mas que também reflete o fato de que boa parte da radiação espalhada é auto-atenuada pelo objeto espalhador. Estes fatos demonstram que não está correta a afirmação

que “para raios X gerados por tensões de até 500 kV é usualmente considerado que a capacidade de penetração dos fótons espalhados é a mesma que para o feixe primário”, que aparece no Apêndice B do NCRP 49⁽⁹⁾. Mais uma vez, o comportamento das curvas de atenuação obtidas pelas simulações demonstram a consistência do modelo proposto.

A Tabela 5-3 apresenta os valores das constantes H_0 , α , β e γ das curvas de atenuação para o feixe primário para diferentes distribuições de cargas de trabalho publicadas por Simpkin⁽¹⁵⁾, avaliadas por Gomes⁽⁸¹⁾ e Pitorri⁽⁸⁰⁾ e as obtidas para o presente trabalho. As Tabelas 5-4 a 5-17 apresentam resultados semelhantes, porém para o feixe espalhado em diferentes ângulos relativos ao feixe incidente. Nas Tabelas, H_0 representa o equivalente de dose ambiente por paciente a 1 metro do ponto focal, 1F representa a retificação monofásica de onda completa, 3F12P representa a retificação trifásica de doze pulsos e PC representa retificação de potencial constante.

Para cada conjunto de parâmetros foram calculadas as dispersões médias percentuais entre os valores calculados e os originais obtidos pelas simulações para a faixa de valores utilizados no cálculo de α , β e γ . Esta grandeza foi definida como:

$$D(x_i, \alpha, \beta, \gamma) = \frac{1}{n-1} \sum_i \frac{|H(x_i, \alpha, \beta, \gamma) - H'(x_i)|}{H'(x_i)} \cdot 100 \quad (5-1)$$

Nesta expressão, $H(x_i, \alpha, \beta, \gamma)$ representa as equações (4-18) ou (4-27) calculada no ponto x_i e $H'(x_i)$ é o valor do equivalente de dose ambiente obtido a partir da aplicação dos programas desenvolvidos.

A escolha da função (5-1), e não de parâmetros usualmente utilizados na análise estatística de dados como a variância ou o chi-quadrado⁽⁸⁷⁾, foi feita por esta permitir uma noção mais intuitiva da magnitude da dispersão dos pontos calculados a partir dos programas desenvolvidos em torno da curva calculada pelo Modelo de Archer.

Para os casos dos resultados para radiação secundária para salas de Mamografia (Tabelas 5-10, 5-16 e 5-17), foram utilizados valores da razão entre a radiação espalhada e a primária, $a(\theta)$, medidos por Simpkin⁽⁸⁸⁾, uma vez que não foram encontrados dados espectrométricos de espalhamento para este tipo de sistema radiológico na literatura. Deste modo, a aplicação da equação (4-22) não foi possível nestes casos.

Para o tratamento de salas possuindo um conjunto fluoroscópico completo e mais um tubo de raios X radiográfico independente (salas R&F), foi utilizada a técnica de determinação de barreiras em salas com fontes múltiplas, desenvolvido por Simpkin⁽⁸⁹⁾.

Tabela 5-3 – Valores de H_0 , α , β e γ (equação 3-6) para o chumbo obtidos pelo método não-linear de mínimos quadrados aplicado aos dados de atenuação para feixe primário ponderados pelas distribuições de cargas de trabalho obtidas por Simpkin⁽¹⁵⁾ para técnicas de Radiografia Geral, Fluoroscopia e Radiografia em salas com dois tubos (R&F), Tórax e Angiografia Cardíaca e Periférica. São apresentados valores de α , β e γ calculados com distribuições de cargas de trabalho obtidas para o presente trabalho e por Gomes⁽⁸¹⁾ (Mamografia-Método II) e Pitorri⁽⁸⁰⁾ (Angiografia Cardíaca-Método II). Na Tabela, H_0 representa o equivalente de dose ambiente por paciente a 1 metro do ponto focal em mSv/paciente, 1F representa a retificação monofásica de onda completa, 3F12P representa a retificação trifásica de doze pulsos e PC representa retificação de potencial constante.

Distribuição de cargas de trabalho	Retificação	PARÂMETROS				
		H_0 [mSv/pac @ 1m]	α [mm ⁻¹]	β [mm ⁻¹]	γ	D [%]
Radiografia geral (Simpkin)	1F	6,696	2,422	20,5090	0,5164	1,7
	3F 12P	9,224	2,3711	16,9877	0,5160	2,1
	PC	10,16	2,3839	16,7113	0,5128	2,4
Tubo fluoroscópico sala R&F (Simpkin)	PC	76,17	2,6444	14,8862	0,6890	1,8
Tubo radiográfico sala R&F(Simpkin)	3F 12P	7,31	2,1857	14,4593	0,5379	3,9
	PC	7,824	2,2097	14,4239	0,5403	3,8
Tórax (Simpkin)	3F 12P	1,437	2,2669	14,2801	0,6859	1,3
	PC	1,489	2,2275	13,9596	0,6655	1,5
Angiografia cardíaca (Simpkin)	3F 12P	741,8	2,6518	16,1019	0,6472	1,7
	PC	799,3	2,6510	16,0166	0,6508	1,7
Angiografia periférica (Simpkin)	3F 12P	232,7	2,7796	18,4663	0,5302	1,9
	PC	260,2	2,7750	18,3346	0,5344	1,9
Mamografia (Simpkin)	PC	3,1310	34,1588	21,4515	0,1362	
Radiografia geral (Método I)	1F	10,290	2,9111	21,3928	0,5010	2,1
	3F 12P	14,20	2,8917	18,7998	0,5527	1,9
	PC	15,91	2,8785	18,8733	0,5622	1,8
Radiografia geral (Método II)	1F	4,4170	4,2570	20,0669	0,3877	2,9
	3F 12P	6,1330	4,2134	19,2339	0,4205	2,9
	PC	7,1150	4,1557	19,2244	0,4286	2,8
Tórax (Método II)	3F 12P	0,9716	2,5845	17,1021	0,6318	1,4
	PC	1,0540	2,5945	16,9612	0,6277	1,4
Tomografia Computadorizada (Método II)	PC	1241	2,5033	12,2329	0,6960	1,6
Angiografia Cardíaca (Método II)	3F 12P	968,20	2,6830	15,5908	0,6796	4,7
	PC	1034,0	2,6153	15,4506	0,6822	1,6
Mamografia (Método I)	PC	0,6509	36,9763	62,8227	0,1471	2,3
Mamografia (Método II)	PC	5,1849	34,2226	25,8794	0,1284	2,1

Tabela 5-4 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Radiografia Geral, obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 24x30 cm² e uma distância de 1 metro entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 1,6%.

Radiografia geral (Simpkin)				
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação		
		1F	3F 12P	PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	1.38×10^{-1}	9.98×10^{-2}	9.97×10^{-2}
	α [mm ⁻¹]	3.3953	3.3922	3.3897
	β [mm ⁻¹]	0.8487	0.8428	0.8232
	γ	0.8233	0.8169	0.7823
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	6.41×10^{-3}	4.87×10^{-3}	4.57×10^{-3}
	α [mm ⁻¹]	2.5300	2.5803	2.5916
	β [mm ⁻¹]	10.0585	9.4560	9.0098
	γ	0.5162	0.5710	0.5882
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	3.72×10^{-3}	2.94×10^{-3}	2.82×10^{-3}
	α [mm ⁻¹]	2.5126	2.5946	2.6179
	β [mm ⁻¹]	10.5792	9.4159	8.7395
	γ	0.5443	0.6261	0.6480
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	8.65×10^{-2}	6.21×10^{-2}	5.66×10^{-2}
	α [mm ⁻¹]	2.2834	2.2981	2.3067
	β [mm ⁻¹]	12.2135	12.2417	12.1953
	γ	0.3495	0.3612	0.3707
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	1.07×10^{-1}	7.70×10^{-2}	6.99×10^{-2}
	α [mm ⁻¹]	3.0913	2.9161	2.8654
	β [mm ⁻¹]	11.7448	11.8567	11.8825
	γ	0.3505	0.3480	0.3519

Tabela 5-5 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para o tubo fluoroscópico de uma sala com dois tubos, um radiográfico e outro fluoroscópico (R&F), obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 730cm², referente à utilização de um tubo intensificador de imagens de 12 polegadas, e uma distância de 80 centímetros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 1,1%.

Tubo fluoroscópico sala R&F (Simpkin)		
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação
		PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	2.83
	α [mm ⁻¹]	3.3943
	β [mm ⁻¹]	0.2716
	γ	0.6331
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	5.33×10^{-2}
	α [mm ⁻¹]	2.4832
	β [mm ⁻¹]	9.0431
	γ	0.5662
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	3.06×10^{-2}
	α [mm ⁻¹]	2.4960
	β [mm ⁻¹]	10.1811
	γ	0.5391
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	8.10×10^{-1}
	α [mm ⁻¹]	2.5058
	β [mm ⁻¹]	10.3820
	γ	0.4567
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	9.35×10^{-1}
	α [mm ⁻¹]	3.1396
	β [mm ⁻¹]	11.0048
	γ	0.4330

Tabela 5-6 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para o tubo radiográfico de uma sala R&F, obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 24x30 cm² e uma distância de 1 metro entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 1,2%.

Tubo radiográfico sala R&F (Simpkin)			
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação	
		3F 12P	PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$1,74 \times 10^{-1}$	$1,74 \times 10^{-1}$
	α [mm ⁻¹]	3,3996	3,3853
	β [mm ⁻¹]	0,1150	0,1170
	γ	0,1503	0,1048
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$4,54 \times 10^{-3}$	$4,42 \times 10^{-3}$
	α [mm ⁻¹]	2,5377	2,5410
	β [mm ⁻¹]	6,9941	6,5642
	γ	0,7126	0,7167
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$3,07 \times 10^{-3}$	$3,05 \times 10^{-3}$
	α [mm ⁻¹]	2,5526	2,5529
	β [mm ⁻¹]	6,2554	5,7362
	γ	0,7687	0,7611
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$4,96 \times 10^{-2}$	$4,64 \times 10^{-3}$
	α [mm ⁻¹]	2,3716	2,3821
	β [mm ⁻¹]	11,2169	11,1148
	γ	0,4569	0,4669
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$5,89 \times 10^{-2}$	$5,49 \times 10^{-2}$
	α [mm ⁻¹]	2,6281	2,6188
	β [mm ⁻¹]	11,7861	11,8253
	γ	0,4022	0,4121

Tabela 5-7 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Radiografia de Tórax, obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 1500 cm² e uma distância de 2 metros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 1,5%.

Tórax (Simpkin)			
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação	
		3F 12P	PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$4,29 \times 10^{-3}$	$4,34 \times 10^{-3}$
	α [mm ⁻¹]	2,3808	2,3696
	β [mm ⁻¹]	3,5536	3,3914
	γ	0,7122	0,6922
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$2,85 \times 10^{-3}$	$2,96 \times 10^{-3}$
	α [mm ⁻¹]	2,2203	2,2259
	β [mm ⁻¹]	1,9898	1,9657
	γ	0,4538	0,4549
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$2,70 \times 10^{-3}$	$2,81 \times 10^{-3}$
	α [mm ⁻¹]	2,2118	2,1326
	β [mm ⁻¹]	1,8372	1,8527
	γ	0,4298	0,3791
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$7,42 \times 10^{-3}$	$7,37 \times 10^{-3}$
	α [mm ⁻¹]	2,4343	2,4288
	β [mm ⁻¹]	6,3375	6,0758
	γ	0,7664	0,7628
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$7,91 \times 10^{-3}$	$7,83 \times 10^{-3}$
	α [mm ⁻¹]	2,4581	2,4555
	β [mm ⁻¹]	8,4959	8,1332
	γ	0,8105	0,8139

Tabela 5-8 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Angiografia Cardíaca, obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 730 cm², referente à utilização de um tubo intensificador de imagens de 12 polegadas, e uma distância de 90 centímetros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 4,9%.

Angiografia Cardíaca (Simpkin)			
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação	
		3F 12P	PC
10	Ho [mSv/pac @ 1m]	3.40	3.17
	α [mm ⁻¹]	2.9880	2.9990
	β [mm ⁻¹]	6.0206	5.8832
	γ	0.6289	0.6327
45	Ho [mSv/pac @ 1m]	4.78x10 ⁻¹	4.44x10 ⁻¹
	α [mm ⁻¹]	2.5556	2.5467
	β [mm ⁻¹]	9.8306	9.7790
	γ	0.5063	0.5075
90	Ho [mSv/pac @ 1m]	2.75x10 ⁻¹	2.55x10 ⁻¹
	α [mm ⁻¹]	2.6027	2.5890
	β [mm ⁻¹]	10.7558	10.7208
	γ	0.4252	0.4276
135	Ho [mSv/pac @ 1m]	6.88	6.88
	α [mm ⁻¹]	2.5889	2.5844
	β [mm ⁻¹]	10.7496	10.7350
	γ	0.4310	0.4298
142	Ho [mSv/pac @ 1m]	8.72	8.10
	α [mm ⁻¹]	3.2617	3.2595
	β [mm ⁻¹]	10.9903	10.9876
	γ	0.4187	0.4200

Tabela 5-9 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Angiografia Periférica, obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 730 cm², referente à utilização de um tubo intensificador de imagens de 12 polegadas, e uma distância de 90 centímetros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 1,6%.

Angiografia Periférica (Simpkin)			
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação	
		3F 12P	PC
10	Ho [mSv/pac @ 1m]	9.93x10 ⁻¹	8.82x10 ⁻¹
	α [mm ⁻¹]	2.4653	2.4720
	β [mm ⁻¹]	10.2090	10.1078
	γ	0.4167	0.4227
45	Ho [mSv/pac @ 1m]	1.40x10 ⁻¹	1.26x10 ⁻¹
	α [mm ⁻¹]	2.6520	2.6475
	β [mm ⁻¹]	11.2455	11.2105
	γ	0.4276	0.4319
90	Ho [mSv/pac @ 1m]	1.26x10 ⁻¹	6.98x10 ⁻²
	α [mm ⁻¹]	2.6475	2.8864
	β [mm ⁻¹]	11.2105	11.7694
	γ	0.4319	0.3830
135	Ho [mSv/pac @ 1m]	2.18x10 ⁻¹	1.96
	α [mm ⁻¹]	2.9963	2.9948
	β [mm ⁻¹]	12.0578	12.0035
	γ	0.3694	0.3722
142	Ho [mSv/pac @ 1m]	2.78	2.50
	α [mm ⁻¹]	3.0211	3.0201
	β [mm ⁻¹]	12.0475	12.0009
	γ	0.3662	0.3691

Tabela 5-10 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Mamografia, obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 24x30 cm² e uma distância de 60 centímetros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 1,8%.

Mamografia (Simpkin)		
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação
		PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	2.07×10^{-3}
	α [mm ⁻¹]	37,1843
	β [mm ⁻¹]	-0,0045
	γ	0,9413
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	2.07×10^{-3}
	α [mm ⁻¹]	37,1843
	β [mm ⁻¹]	-0,0045
	γ	0,9411
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	2.07×10^{-3}
	α [mm ⁻¹]	37,1843
	β [mm ⁻¹]	-0,0045
	γ	0,9411
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	2.07×10^{-3}
	α [mm ⁻¹]	37,1843
	β [mm ⁻¹]	-0,0045
	γ	0,9411
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	2.07×10^{-3}
	α [mm ⁻¹]	37,1843
	β [mm ⁻¹]	-0,0045
	γ	0,9411

Tabela 5-11 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Radiografia Geral, obtida pelo Método I. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 24x30 cm² e uma distância de 1 metro entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 1,9%.

Radiografia geral (Método I)				
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação		
		1F	3F 12P	PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	5.67×10^{-2}	4.07×10^{-2}	3.65×10^{-2}
	α [mm ⁻¹]	2,6445	2,6494	2,6448
	β [mm ⁻¹]	9,6844	9,6464	9,5387
	γ	0,4694	0,4761	0,4803
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	9.55×10^{-3}	7.03×10^{-3}	4.57×10^{-3}
	α [mm ⁻¹]	2,8096	2,7857	2,5916
	β [mm ⁻¹]	10,6463	10,4884	9,0098
	γ	0,4697	0,5081	0,5882
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	5.54×10^{-3}	4.17×10^{-3}	3.89×10^{-3}
	α [mm ⁻¹]	2,8436	2,7745	2,7505
	β [mm ⁻¹]	11,2925	11,1328	10,7516
	γ	0,4374	0,5116	0,5409
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	1.43×10^{-1}	1.03×10^{-1}	9.22×10^{-2}
	α [mm ⁻¹]	3,1424	3,0734	3,0267
	β [mm ⁻¹]	12,0055	12,0613	12,0113
	γ	0,3683	0,3693	0,3705
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	1.78×10^{-1}	1.27×10^{-1}	1.14×10^{-1}
	α [mm ⁻¹]	3,2731	3,2012	3,1579
	β [mm ⁻¹]	11,8729	11,9218	11,8795
	γ	0,3737	0,3730	0,3737

Tabela 5-12 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Radiografia Geral, obtida pelo Método II. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de $24 \times 30 \text{ cm}^2$ e uma distância de 1 metro entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 2,2%.

Radiografia geral (Método II)				
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação		
		1F	3F 12P	PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$6,27 \times 10^{-2}$	$4,47 \times 10^{-2}$	$3,87 \times 10^{-2}$
	α [mm^{-1}]	4.3979	4.3843	4.3653
	β [mm^{-1}]	9.4859	9.4785	9.4636
	γ	0.3756	0.3754	0.3750
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$9,55 \times 10^{-5}$	$3,56 \times 10^{-5}$	$3,13 \times 10^{-5}$
	α [mm^{-1}]	2.8151	4.0485	3.9874
	β [mm^{-1}]	10.6707	11.4230	11.2765
	γ	0.4715	0.3816	0.3918
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$2,18 \times 10^{-5}$	$1,61 \times 10^{-5}$	$1,45 \times 10^{-5}$
	α [mm^{-1}]	3.9692	3.8650	3.8269
	β [mm^{-1}]	12.8790	12.7622	12.4062
	γ	0.3193	0.3678	0.4005
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$8,36 \times 10^{-2}$	$5,96 \times 10^{-2}$	$5,14 \times 10^{-2}$
	α [mm^{-1}]	4.5767	4.4443	4.3342
	β [mm^{-1}]	12.9793	13.0513	13.0858
	γ	0.2724	0.2684	0.2660
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$1,02 \times 10^{-1}$	$7,28 \times 10^{-2}$	$6,29 \times 10^{-2}$
	α [mm^{-1}]	4.5954	4.4823	4.3955
	β [mm^{-1}]	12.8002	12.8257	12.8735
	γ	0.2766	0.2719	0.2711

Tabela 5-13 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Radiografia de Tórax, obtida pelo Método II. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 1500 cm^2 e uma distância de 2 metros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 3,2%.

Tórax (Método II)			
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação	
		3F 12P	PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$3,95 \times 10^{-3}$	$3,90 \times 10^{-3}$
	α [mm^{-1}]	2.6853	2.6234
	β [mm^{-1}]	2.9257	2.7959
	γ	0.4811	0.4422
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$1,50 \times 10^{-3}$	$1,55 \times 10^{-3}$
	α [mm^{-1}]	2.4093	2.3970
	β [mm^{-1}]	3.6318	3.3884
	γ	0.6472	0.6175
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$1,28 \times 10^{-3}$	$1,35 \times 10^{-3}$
	α [mm^{-1}]	2.3701	2.3535
	β [mm^{-1}]	2.9917	2.8461
	γ	0.5894	0.5574
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$8,44 \times 10^{-3}$	$7,97 \times 10^{-3}$
	α [mm^{-1}]	2.4099	2.4251
	β [mm^{-1}]	10.5280	10.1767
	γ	0.5785	0.5948
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$9,99 \times 10^{-3}$	$9,35 \times 10^{-3}$
	α [mm^{-1}]	2.3563	2.3811
	β [mm^{-1}]	12.0155	11.7537
	γ	0.5232	0.5454

Tabela 5-14 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Tomografia Computadorizada, obtida pelo Método II. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 5 cm^2 e uma distância de 80 centímetros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 1,6%.

Tomografia Computadorizada (Método II)		
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação
		PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$8,56 \times 10^{-1}$
	α [mm^{-1}]	2.8087
	β [mm^{-1}]	3.4092
	γ	0.9437
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$2,26 \times 10^{-1}$
	α [mm^{-1}]	1.9057
	β [mm^{-1}]	8.3443
	γ	0.5275
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$1,08 \times 10^{-1}$
	α [mm^{-1}]	2.1263
	β [mm^{-1}]	9.5081
	γ	0.5335
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	3.34
	α [mm^{-1}]	2.0170
	β [mm^{-1}]	9.8405
	γ	0.4867
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	3.55
	α [mm^{-1}]	3.3407
	β [mm^{-1}]	11.8182
	γ	0.4739

Tabela 5-15 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Angiografia Cardíaca, obtida pelo Método II. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de 730 cm^2 , referente à utilização de um tubo intensificador de imagens de 12 polegadas, e uma distância de 90 centímetros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 3,0%.

Angiografia Cardíaca (Método II)			
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação	
		3F 12P	PC
10	H_0 [mSv/pac @ 1m]	4.40	4.14
	α [mm^{-1}]	2.5781	2.5756
	β [mm^{-1}]	7.5702	7.5550
	γ	0.5604	0.5602
45	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$6,42 \times 10^{-1}$	$6,03 \times 10^{-1}$
	α [mm^{-1}]	2.5846	2.5812
	β [mm^{-1}]	9.3670	9.3408
	γ	0.5377	0.5388
90	H_0 [mSv/pac @ 1m]	$3,80 \times 10^{-1}$	$3,56 \times 10^{-1}$
	α [mm^{-1}]	2.6799	2.6703
	β [mm^{-1}]	10.2672	10.2417
	γ	0.4591	0.4604
135	H_0 [mSv/pac @ 1m]	10,52	9,87
	α [mm^{-1}]	2.6802	2.6750
	β [mm^{-1}]	10.1983	10.1712
	γ	0.4611	0.4616
142	H_0 [mSv/pac @ 1m]	12,17	11,41
	α [mm^{-1}]	3.1599	3.1599
	β [mm^{-1}]	10.7851	10.7989
	γ	0.4412	0.4422

Tabela 5-16 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Mamografia, obtida pelo Método I. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de $24 \times 30 \text{ cm}^2$ e uma distância de 60 centímetros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 2,6%.

Mamografia (Método I)		
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação
		PC
10	Ho [mSv/pac @ 1m]	7.19×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	36.5851
	β [mm ⁻¹]	4.6522
	γ	1.0902
45	Ho [mSv/pac @ 1m]	7.19×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	35.5747
	β [mm ⁻¹]	4.0478
	γ	0.9520
90	Ho [mSv/pac @ 1m]	7.19×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	35.5747
	β [mm ⁻¹]	4.0478
	γ	0.9520
135	Ho [mSv/pac @ 1m]	7.19×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	36.5855
	β [mm ⁻¹]	4.6487
	γ	1.0897
142	Ho [mSv/pac @ 1m]	7.19×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	36.5847
	β [mm ⁻¹]	4.1698
	γ	0.9792

Tabela 5-17 - Valores de H_0 , α , β e γ para o chumbo obtidos para radiação secundária para uma distribuição de cargas de trabalho para Mamografia, obtida pelo Método II. No cálculo, considerou-se uma área de irradiação de $24 \times 30 \text{ cm}^2$ e uma distância de 60 centímetros entre o ponto focal e o paciente⁽⁴⁵⁾. O maior valor encontrado para a dispersão média percentual destes ajustes foi de 1,8%.

Mamografia (Método II)		
Ângulo de espalhamento	Parâmetros	Retificação
		PC
10	Ho [mSv/pac @ 1m]	3.81×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	36.2557
	β [mm ⁻¹]	0.3940
	γ	0.0971
45	Ho [mSv/pac @ 1m]	3.81×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	36.2861
	β [mm ⁻¹]	2.4388
	γ	0.9898
90	Ho [mSv/pac @ 1m]	3.81×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	36.2811
	β [mm ⁻¹]	2.3688
	γ	0.9619
135	Ho [mSv/pac @ 1m]	3.81×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	36.2810
	β [mm ⁻¹]	2.3692
	γ	0.9620
142	Ho [mSv/pac @ 1m]	3.81×10^{-4}
	α [mm ⁻¹]	36.2816
	β [mm ⁻¹]	2.4380
	γ	0.9901

As Tabelas 5-3 a 5-17 permitem a representação do comportamento das curvas de atenuação em chumbo para as mais importantes modalidades diagnósticas existentes atualmente. Na apresentação destes resultados foram mantidas as quantidades de algarismos significativos disponibilizados pelo programa LNKUXFIT. Esta forma de apresentação visa, somente, a coerência com os valores publicados na literatura sobre o Modelo de Archer^(16,17,34,37,39,47), todos apresentando estas informações com o mesmo padrão de algarismos significativos.

Além disso, neste trabalho não foi elaborado nenhum tipo de técnica de propagação de erros com o objetivo de estimar as incertezas nos parâmetros $H_0(V)$, $\alpha(V)$, $\beta(V)$ e $\gamma(V)$. Para avaliar a qualidade dos ajustes optou-se por utilizar a dispersão percentual média de cada conjunto de curvas (equação (5-1)). Observando os valores obtidos para esta grandeza, nota-se que, para os ajustes representativos dos feixes primários (Tabela 5-3), nenhum valor foi superior a 4,7%. Por sua vez, pelos valores máximos obtidos para cada grupo de curvas ajustadas para a radiação secundária, nota-se que, no pior caso, a dispersão percentual média foi de 4,9%. Assim, verifica-se que as curvas ajustadas representam adequadamente os valores simulados dentro de um limite de $\pm 5\%$.

5.3. Medições das Propriedades de Atenuação de Materiais

Conforme discutido no Capítulo 4, as curvas de atenuação em unidades de equivalente de dose ambiente obtidas pela aplicação do modelo para radiação primária ($H_p^{m,\phi}(d,x)$) e para radiação secundária ($H_{s,0}^{m,\phi}(d,x)$) podem ser utilizadas para calcular, diretamente, os valores das espessuras de barreiras necessárias para proteção de salas radiológicas quando o material considerado tem suas propriedades de atenuação conhecidas (como por exemplo o chumbo). Em casos onde a sala será protegida por um material cujo coeficiente de atenuação como função da energia ($\mu^m(E)$) não está estabelecido, o modelo pode ser adaptado substituindo-se o termo exponencial de atenuação pela equação proposta por Archer e col.^(16,17) (eq. 3-6) com valores de α , β e γ para o material considerado. Neste contexto, a equação (4-18) para o feixe primário fica:

$$H_p^{m,\phi}(d, x_p) = \sum_V \int_0^V \left(\frac{H^*(d)}{K_{ar}} \right) (E) N_{p,n}^{\phi,V}(E) W(V) \left[\left(1 + \frac{\beta^m}{\alpha^m} \right) e^{\alpha^m \gamma^m x} - \frac{\beta^m}{\alpha^m} \right]^{\gamma^m} dE \quad (5-2)$$

Da mesma maneira, para a radiação secundária tem-se, da equação (4-23):

$$H_{e,\theta}^{m,\phi}(d, x_e) = \sum_V a'(V, \theta) \times 10^{-6} \frac{F}{d_F^2} \int_0^V \left(\frac{H^*(d)}{K_{ar}} \right) (E) N_e^{\phi,V}(E, \theta) W(V) \left[\left(1 + \frac{\beta^m}{\alpha^m} \right) e^{\alpha^m \gamma^m x} - \frac{\beta^m}{\alpha^m} \right]^{-\frac{1}{\gamma^m}} dE \quad (5-3)$$

para a radiação espalhada e da equação (4-26):

$$H_f^{m,\phi}(d, x_f) = L \left(\frac{H^*(d)}{K_{ar}} \right)_{V_{max}}^{\gamma_{max}} \frac{\sum_V \int_0^V \left(\frac{H^*(d)}{K_{ar}} \right) (E) N_{p,n}^{\phi,V}(E) W(V) e^{-\mu_{pb}(E)x_c} \left[\left(1 + \frac{\beta^m}{\alpha^m} \right) e^{\alpha^m \gamma^m x} - \frac{\beta^m}{\alpha^m} \right]^{-\frac{1}{\gamma^m}} dE}{I_{max} - 60 \int_0^{V_{max}} \left(\frac{H^*(d)}{K_{ar}} \right) (E) N_{p,n}^{\phi,V_{max}}(E) e^{-\mu_{pb}(E)x_c} dE} \quad (5-4)$$

para a radiação de fuga.

A obtenção dos valores dos parâmetros $\alpha(V)$, $\beta(V)$ e $\gamma(V)$ pode ser realizada pela aplicação do programa LNKUXFIT a dados provenientes de medições das propriedades de atenuação de materiais utilizados em radioproteção, que têm sido realizadas por diversos autores nos últimos anos^(17,90-95).

Usando técnicas similares a estes autores, foi realizado um estudo experimental que consistiu na preparação de amostras de um material desenvolvido para ser utilizado como elemento de alvenaria para paredes de salas radiológicas* e na realização de medições de seu poder de atenuação para diferentes espessuras. As medições foram realizadas no Laboratório de Ensaios em Equipamentos Eletromédicos do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP. Os resultados das medições foram utilizados no programa LNKUXFIT⁽⁸²⁾ para a obtenção dos valores de $\alpha(V)$, $\beta(V)$ e $\gamma(V)$ para uma faixa de tensões utilizadas em diagnóstico por imagens.

5.3.1. Condições Experimentais

Foram realizadas medições de atenuação em seis amostras do material. As medições foram realizadas segundo as recomendações da norma IEC 1331-1⁽⁴⁾ utilizando-se um equipamento radiológico trifásico (Gigantus, Siemens), projetado para as aplicações

* Por questões de sigilo industrial, não serão fornecidos detalhes sobre o material utilizado nesta etapa de medições.

do Laboratório de Ensaios em Equipamentos Eletromédicos do IEE/USP. O sistema foi acionado em 50, 70, 80, 100 e 125 kVp, sempre com 190 mAs.

O feixe de radiação foi configurado para corresponder a uma primeira camada semi-redutora de 2,80 mmAl em 100 kVp, com coeficiente de homogeneidade igual a 58. Este sistema foi controlado por um divisor de tensão Dynalyzer III (Radcal Co.) e por um osciloscópio digital Tektronics modelo 2230 (Tektronics, Inc). A ondulação percentual (*ripple*) foi inferior a 9% durante todo o processo de medição.

As medições foram realizadas utilizando-se uma câmara de ionização de 1800cm³ e outra de 6 cm³, ambas fabricadas pela Radcal Co., acopladas a dois monitores de radiação, modelos 1515 e 9015, também fabricados pela Radcal.

Durante as medições, a câmara de 6 cm³ foi utilizada como referência para a monitoração da constância da intensidade do feixe de radiação. A Figura 5-6 apresenta, de forma esquemática, a configuração experimental utilizada durante as medições. A área de irradiação da amostra foi escolhida seguindo os critérios propostos por Wohni⁽⁹⁰⁾, Trout e col.⁽⁹¹⁾ e Glaze e col.⁽⁹⁵⁾ para garantir a constância da razão entre a radiação transmitida e a radiação primária em função da área irradiada.

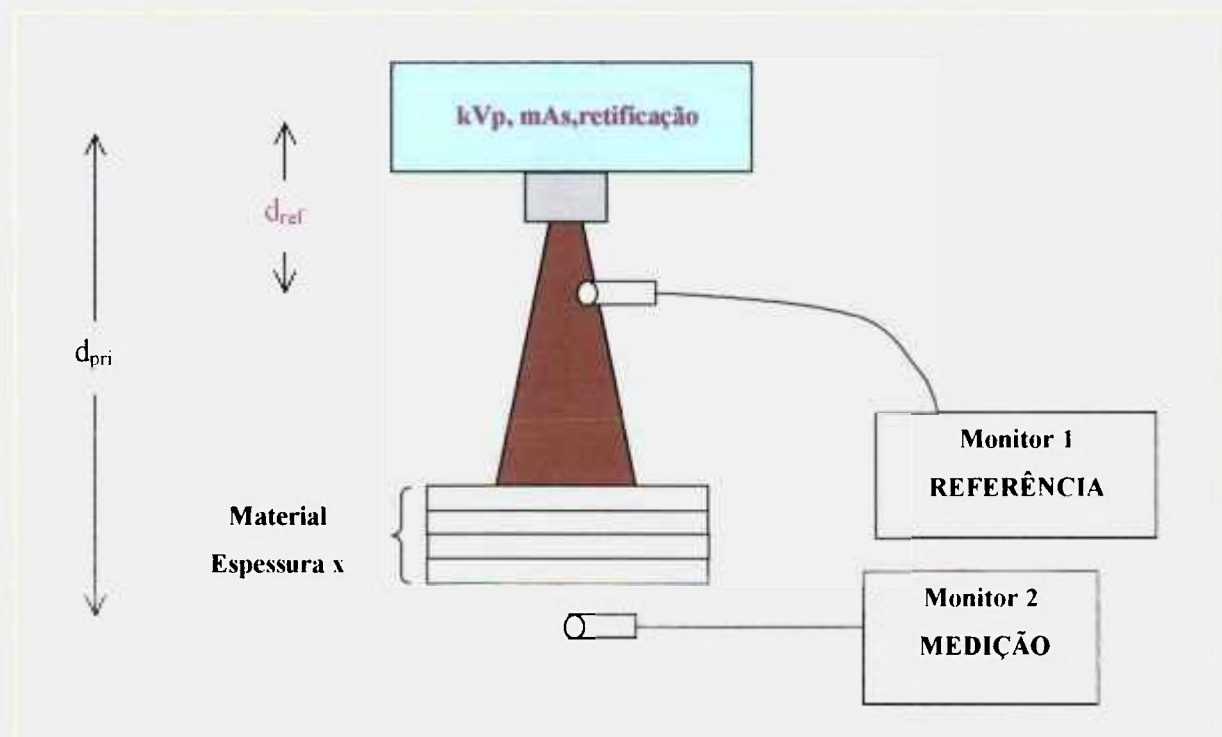


Figura 5-6 – Arranjo experimental utilizado para as medições dos fatores de atenuação do material de proteção avaliado como função de sua espessura. As distâncias utilizadas foram $d_{ref} = 38$ cm para a distância entre o ponto focal e o detector de referência, $d_{pri} = 118$ cm para a distância entre o ponto focal e o detector principal e a face anterior das placas do material foi posicionada a 88 cm do ponto focal. A área de irradiação da amostra foi de 3600 cm².

5.3.2. Resultados Obtidos

Os resultados das medições realizadas são apresentados na Tabela 5-16. Os valores de $\alpha(V)$, $\beta(V)$ e $\gamma(V)$ correspondentes a estes valores de intensidade como função da espessura do material, obtidos pela aplicação do método não-linear de mínimos quadrados por meio do programa LNKXFIT, são apresentados Tabela 5-17. Os pontos experimentais e as curvas ajustadas são apresentados na Figura 5-7.

Tabela 5-16 - Médias dos valores de kerma no ar transmitidos, normalizados pelo produto corrente-tempo, resultantes das medições para diferentes espessuras e diferentes tensões. As incertezas apresentadas correspondem ao desvio padrão da média de cinco medições

Espessura do material (mm)	Kerma no ar transmitido normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mA}\cdot\text{min}$ @ 1m)				
	50 kVp	70 kVp	80 kVp	100 kVp	125 kVp
0	870 ± 29	1410 ± 27	1879 ± 35	4110 ± 50	6850 ± 100
60	$1,140 \pm 0,023$	$3,67 \pm 0,05$	$4,33 \pm 0,17$	$16,4 \pm 0,4$	$40,6 \pm 0,7$
100	$0,894 \pm 0,019$	$2,52 \pm 0,03$	$3,02 \pm 0,06$	$10,1 \pm 0,7$	$19,5 \pm 0,9$
160	$0,344 \pm 0,006$	$0,828 \pm 0,031$	$0,984 \pm 0,023$	$3,35 \pm 0,06$	$7,94 \pm 0,12$
200	$0,220 \pm 0,005$	$0,739 \pm 0,015$	$1,080 \pm 0,015$	$4,28 \pm 0,08$	$7,64 \pm 0,08$
260	$0,122 \pm 0,003$	$0,422 \pm 0,019$	$0,519 \pm 0,007$	$2,01 \pm 0,03$	$3,88 \pm 0,12$
300	$0,109 \pm 0,003$	$0,348 \pm 0,023$	$0,505 \pm 0,004$	$1,750 \pm 0,017$	$3,04 \pm 0,05$
360	$0,056 \pm 0,002$	$0,197 \pm 0,011$	$0,294 \pm 0,005$	$0,925 \pm 0,006$	$1,770 \pm 0,017$

A Figura 5-8 apresenta curvas de atenuação para o feixe primário calculadas pelo modelo desenvolvido (equações 4-18 e 4-19) considerando-se outros materiais (diferentes do chumbo). Para o cálculo destas curvas foram utilizados valores de α , β e γ para o material avaliado para o presente trabalho e valores obtidos por Archer e col.⁽¹⁷⁾ para revestimento de parede (*gypsum wallboard*) medidos com um equipamento trifásico (Tabela 5-17). Os valores destes parâmetros, obtidos aplicando-se o programa LNKXFIT aos dados de atenuação para radiação primária e secundária, ponderados pela distribuição de cargas de trabalho para Radiografia Geral obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾, estão apresentados na Tabela 5-18.

Observando-se a Figura 5-8 nota-se que o material avaliado experimentalmente para a proposta do presente trabalho proporciona um grau de atenuação superior ao material avaliado por Archer⁽¹⁷⁾. Este comportamento reproduz-se tanto para técnicas de Radiografia de Tórax quanto para Angiografia Cardíaca. Em ambos os casos, porém, não são notadas diferenças significativas com respeito à taxa de atenuação, tendo estas curvas formas similares.

Tabela 5-17 - Parâmetros de ajuste do Modelo de Archer para os valores de tensão avaliados, obtidos pela aplicação do método não-linear de mínimos quadrados aos dados de atenuação obtidos no presente trabalho e por Archer e col.⁽¹⁷⁾ no caso do revestimento de parede (*gypsum wallboard*).

Tensões aplicadas ao tubo de raios X					
Material avaliado					
Parâmetros	50 kVp	70 kVp	80 kVp	100 kVp	125 kVp
K_0 [mGy/mA.min @ 1m]	0,87	1,41	1,88	4,11	6,85
α [mm ⁻¹]	-0,1343	-0,1339	-0,1439	-0,1365	-0,1214
β [mm ⁻¹]	0,9918	0,3087	0,3289	0,2983	0,2643
γ	0,1000	0,1000	0,1000	0,1000	0,1000
Revestimento de parede (<i>gypsum wallboard</i>)					
	50 kVp	70 kVp	100 kVp	125 kVp	150 kVp
K_0 [mGy/mA.min @ 1m]	1,0730	2,1740	4,7220	7,1700	9,7580
α [mm ⁻¹]	0,3883	0,2302	0,1465	0,1193	0,1028
β [mm ⁻¹]	0,8732	0,7164	0,4165	0,2862	0,2197
γ	0,5106	0,7300	0,8919	0,9699	1,0100

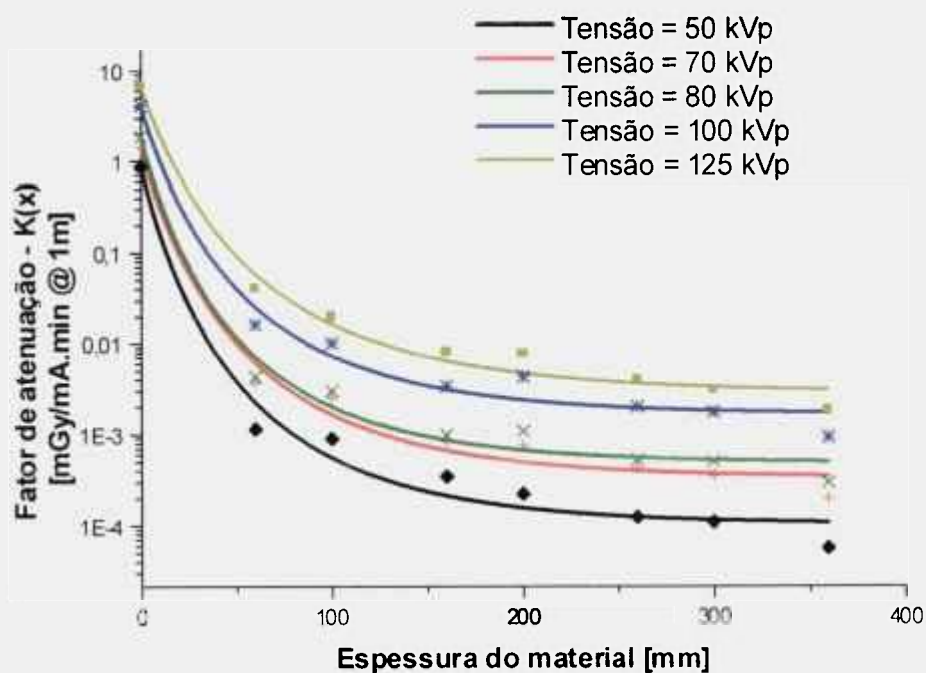


Figura 5-7 – Resultados obtidos pela medição dos fatores de atenuação do material utilizado para radioproteção avaliado e suas correspondentes curvas de atenuação obtidas pelo ajuste destes valores experimentais pelo método não-linear de mínimos quadrados.

Tabela 5-18 – Resultados da aplicação do modelo desenvolvido no presente trabalho utilizando-se outros materiais. O exemplo refere-se à aplicação para a distribuição de cargas de trabalho obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾ para a técnica de Radiografia Geral. Foram utilizados dados de atenuação do material avaliado para o presente trabalho e obtidos por Archer e col.⁽¹⁷⁾ para um revestimento de parede (*gypsum wallboard*).

Radiografia Geral (Simpkin)					
Material avaliado					
		H_0 [mSv/pac @ 1m]	α [mm ⁻¹]	β [mm ⁻¹]	γ
Radiação primária		9,22	-0,9367	2,7007	0,1324
Radiação secundária	10°	$9,98 \times 10^{-2}$	0,6038	-0,1616	-1,1225
	45°	$4,87 \times 10^{-2}$	0,8484	-0,1731	-1,0583
	90°	$2,94 \times 10^{-3}$	0,6754	-0,0384	-2,2922
	135°	$6,21 \times 10^{-2}$	0,8124	-0,1272	-1,2670
	142°	$7,70 \times 10^{-2}$	0,8238	-0,1294	-1,2475
Revestimento de parede (<i>gypsum wallboard</i>)					
Radiação primária		9,22	0,1711	0,6949	0,10601
Radiação secundária	10°	$9,98 \times 10^{-2}$	0,5132	-0,2771	-0,1597
	45°	$4,87 \times 10^{-2}$	0,4803	-0,3022	-0,1329
	90°	$2,94 \times 10^{-3}$	0,4884	-0,3113	-0,1206
	135°	$6,21 \times 10^{-2}$	0,4908	-0,3091	-0,1333
	142°	$7,70 \times 10^{-2}$	0,2964	-0,1148	-0,3443

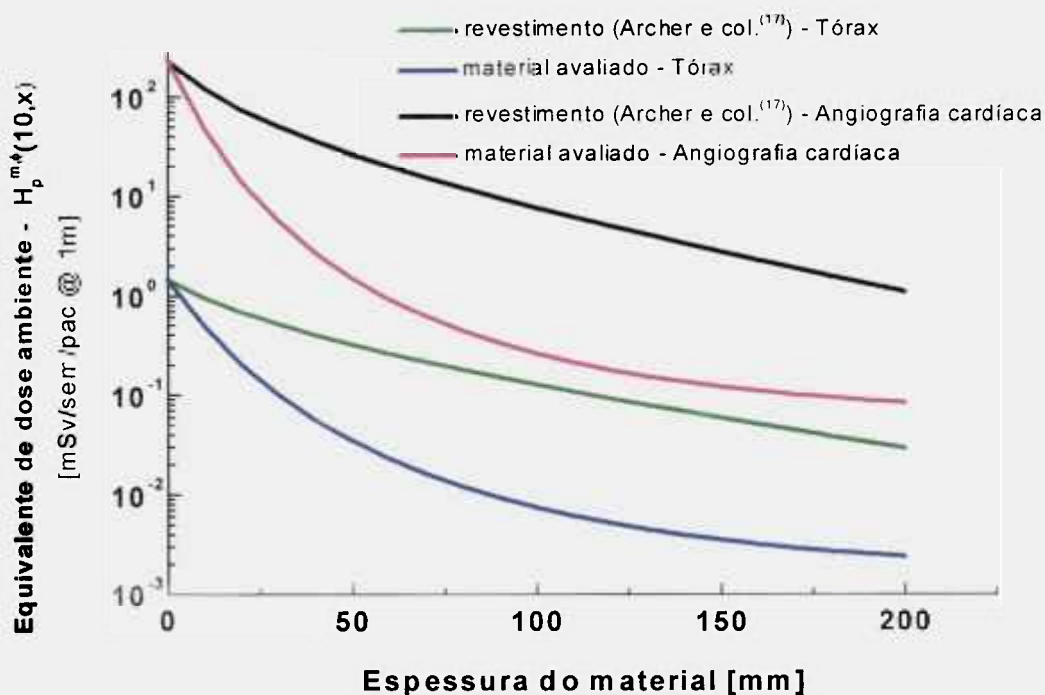


Figura 5-8 – Equivalentes de dose ambiente para o feixe primário calculados utilizando-se outros e distribuições de cargas de trabalho referentes às técnicas de Tórax e Angiografia Cardíaca, obtidas por Simpkin⁽¹⁵⁾. Foram utilizados os coeficientes α , β e γ do modelo de Archer para o material avaliado experimentalmente segundo a descrição do item anterior e valores para revestimento de parede obtidos por Archer e col.⁽¹⁷⁾.

5.4. Aplicação do Modelo a Departamentos de Radiologia Hipotéticos

O modelo desenvolvido foi aplicado a dois departamentos de diagnóstico por imagens hipotéticos, possuindo salas de radiologia das principais modalidades existentes atualmente. Os detalhes arquitetônicos das salas consideradas neste estudo estão apresentados nas Figuras 5-9 e 5-10.

A Figura 5-9 descreve um departamento de diagnóstico por imagens de grande porte⁽⁹⁶⁾ possuindo duas salas para Radiografia Geral, uma delas com estativa vertical, uma sala dedicada à Radiografia de Tórax, ambas com sistemas trifásicos, uma sala R&F com um tubo radiográfico e gerador trifásico e outro fluoroscópico e um tubo intensificador de imagens e, por fim, duas salas dedicadas a exames mamográficos com geradores de potencial constante.

O departamento de diagnóstico por imagens apresentado na Figura 5-10 é composto por uma sala com um tubo radiográfico e gerador trifásico e outro fluoroscópico (R&F), uma sala para Angiografia Cardíaca com gerador de potencial constante, uma sala para Radiografia Geral com gerador de potencial constante e outra para Tomografia Computadorizada. Esta instalação também é considerada de grande porte⁽⁹⁶⁾.

Alguns detalhes arquitetônicos podem ser facilmente notados pela observação destas figuras. Em primeiro lugar, verifica-se que a posição escolhida para a câmara escura no departamento apresentado na Figura 5-9 é muito mais conveniente em termos de radioproteção do que aquela apresentada no departamento mostrado na Figura 5-10. No primeiro caso, as paredes da câmara escura não fazem fronteira com nenhuma sala radiológica, o que não ocorre na arquitetura apresentada na Figura 5-10. Além disso, as salas mais próximas à câmara escura no primeiro caso são as de Mamografia, que produzem feixes de radiação com espectros de energias bastante baixas durante sua operação normal. Nota-se, também, que entre os tubos de raios X das salas de Radiografia Geral 01 e 02 e a câmara escura aparecem duas paredes, uma do posto de comando do equipamento e outra da estrutura normal de sustentação da sala. Estes detalhes são importantes quando se executa o projeto de um departamento deste tipo, uma vez que nas câmaras escuras são armazenados os filmes radiológicos a serem utilizados nos procedimentos clínicos e o excesso de radiação atingindo estes ambientes pode elevar significativamente o nível do véu (*fog*) dos filmes após seu processamento⁽⁹⁷⁾.

Outra situação que deve ser tratada de forma especial aparece na sala R&F da arquitetura apresentada na Figura 5-10. Neste caso observa-se que a barreira 4 separa a sala

de um vestiário utilizado normalmente por pacientes ao serem preparados para os exames. Esta região, pela Tabela 3-2, pode receber um fator de ocupação de 1/40 para cálculos de barreiras. Porém, o ambiente adjacente é uma sala dedicada à confecção de laudos, normalmente ocupada durante todo o período de funcionamento do departamento, recebendo um fator de ocupação igual a 1.

Numa situação como esta é conveniente estimar a blindagem necessária para a proteção da região mais ocupada, considerando a distância maior, e avaliar se existe a necessidade de uma suplementação de material protetor do que seria necessário se fosse considerada somente a área menos ocupada. Os resultados apresentados a seguir levam em consideração estes fatores.

A Tabela 5-19 apresenta os resultados da aplicação do modelo proposto, obtidos pela aplicação do programa BARREIRAS (Tabela 5-2), desenvolvido para o presente trabalho, para cada uma das salas radiológicas consideradas na Figura 5-9. Da mesma maneira, a Tabela 5-20 apresenta os resultados com referência à arquitetura apresentada na Figura 5-10. Em ambos os casos são apresentados valores comparativos obtidos com a aplicação do modelo tradicional do NCRP 49⁽⁹⁾ obtidos pela aplicação do programa KUX⁽⁸³⁾. Para os cálculos para Tomografia Computadorizada e para as técnicas onde o sistema de detecção é um intensificador de imagens (salas R&F e Angiografia) considerou-se que a radiação primária residual (transmitida através do receptor de imagens) é desprezível, e os cálculos consideraram somente a radiação espalhada pelo paciente^(34,98).

A Tabela 5-21 apresenta os resultados desta metodologia para outros materiais (o material avaliado no presente trabalho e o revestimento de parede avaliado por Archer e col.⁽¹⁷⁾) servindo de revestimento protetor para a sala de Radiografia Geral 01 apresentada na Figura 5-9.

Os resultados obtidos pela aplicação do modelo proposto levam a valores significativamente inferiores de espessuras de chumbo necessárias para a proteção dos ambientes adjacentes às salas radiológicas do que os valores equivalentes calculados pela formulação tradicional do NCRP 49⁽⁹⁾. Cabe notar que, nos cálculos efetuados pelo método do NCRP 49⁽⁹⁾ e apresentados nas Tabelas 5-19 e 5-20 foram utilizados valores de cargas de trabalho que refletem as médias das distribuições utilizadas para o cálculo segundo o modelo proposto (Tabela 5-1). Se fossem utilizados os valores de cargas de trabalho originalmente propostos no NCRP 49⁽⁹⁾, estas espessuras seguramente seriam ainda maiores.

Pelos resultados obtidos, verifica-se que a redução média na espessura em chumbo pode chegar a 79% com relação aos valores obtidos pela formulação tradicional. A redução média na espessura em chumbo foi de 34% para a arquitetura apresentada na Figura 5-9 e de 23% para a arquitetura apresentada na Figura 5-10.

Além de permitir um cálculo mais realista das espessuras necessárias para a proteção das salas, o método oferece uma maneira direta para este cálculo utilizando-se qualquer material protetor. Para isso, bastam ser conhecidas as propriedades de atenuação do material, sintetizadas nos valores dos parâmetros α , β e γ para uma determinada situação.

Cabe lembrar que, nestes exemplos, não foram utilizadas as informações sobre a atenuação proporcionada pelos materiais que interceptam o feixe primário antes que este atinja a barreira. Esta possibilidade foi preconizada no item 3.2.2 do presente trabalho. Assim, se o equipamento da sala de Radiografia Geral 01 (Figura 5-9) estivesse equipado com uma estativa Bucky de parede Vertex (Siemens), pela Tabela 3-4 os valores de espessura em chumbo necessários para atenuar o feixe primário poderiam ser reduzidas em 1,1mm de chumbo. Com isso, os valores de espessura que deveriam ser instaladas na parede 5 se reduziriam para 0,55 mm para a distribuição de cargas de trabalho obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾, para 0,51 mm para a distribuição de cargas de trabalho obtida pelo Método I e zero para a distribuição de cargas de trabalho obtida pelo Método II.

O Capítulo 6 reserva-se à discussão destes resultados, onde se compõe uma análise global do modelo proposto. Serão avaliados os aspectos econômicos relativos à redução de custos de proteção quando se aplicam as metodologias propostas na literatura recente e no presente trabalho em comparação com a formulação original do NCRP 49. Serão discutidas também, entre outras coisas, as limitações e as vantagens de utilização de cada um destes métodos.

CIRCULAÇÃO EXTERNA

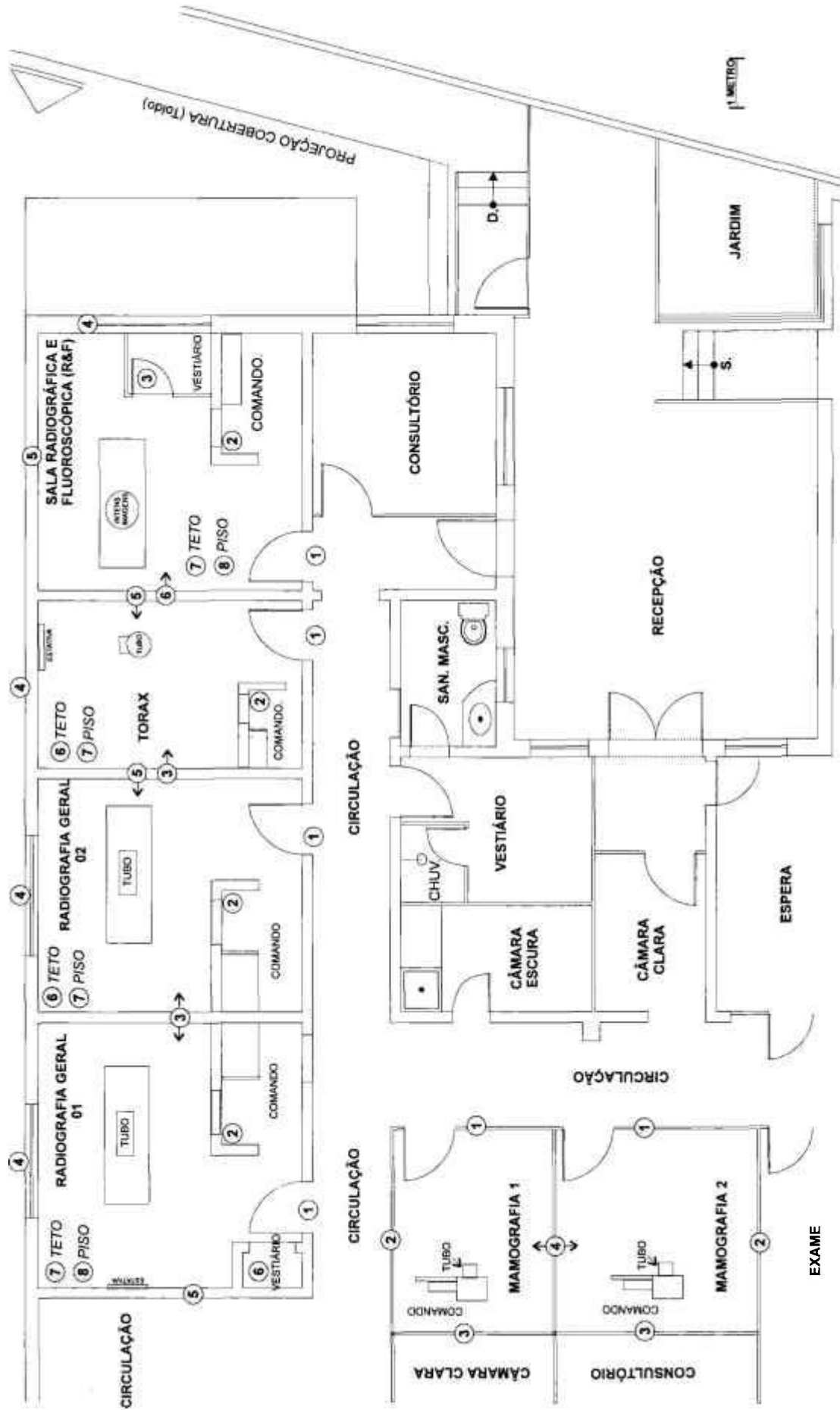


Figura 5-9 – Detalhes arquitetônicos de um departamento de diagnóstico por imagens hipotético contendo salas para Radiologia Geral, Mamografia, Tórax e Fluoroscopia. Os números próximos às paredes são referências utilizadas para o cálculo das barreiras cujos resultados estão apresentados na Tabela 5-19.

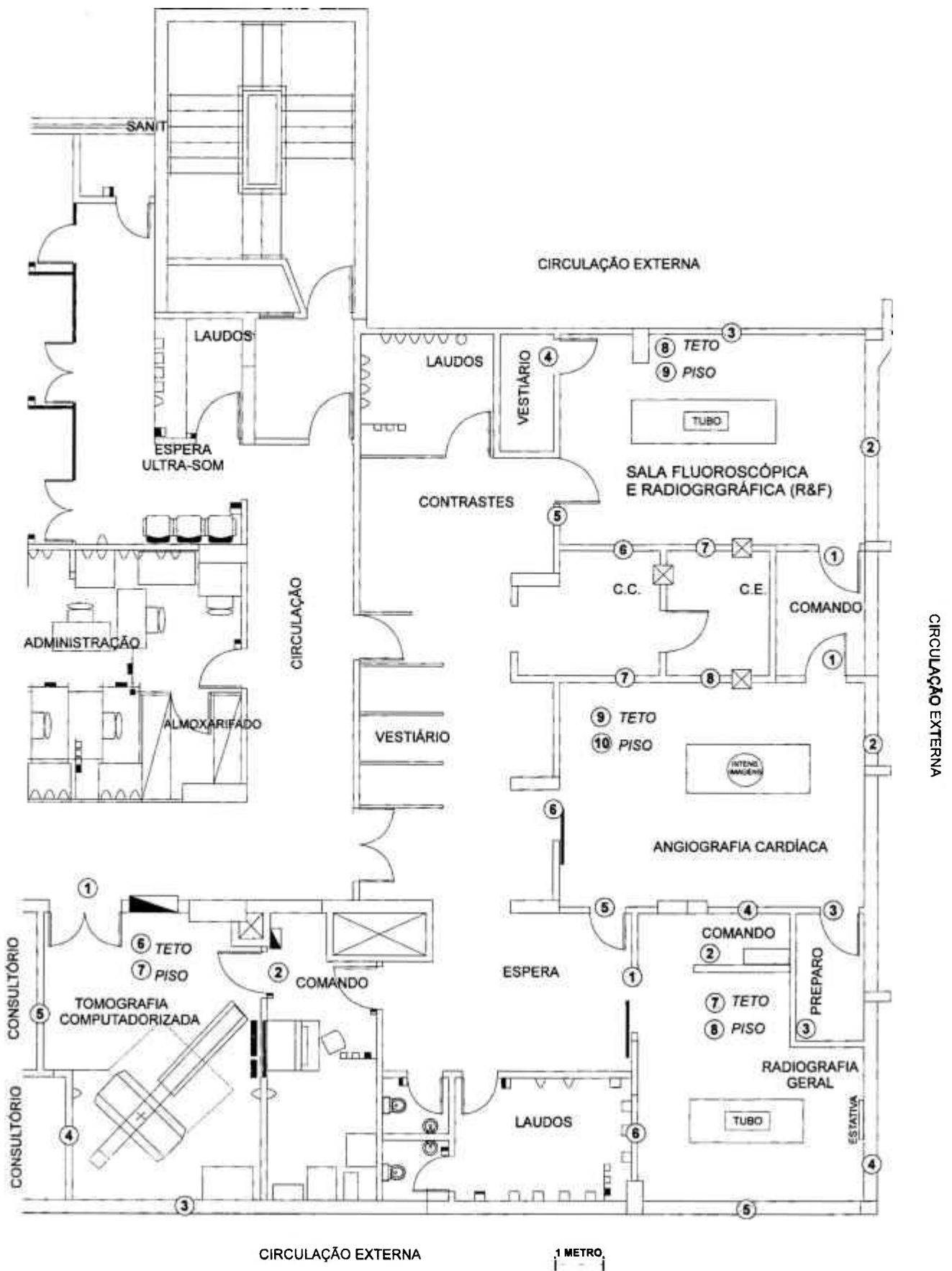


Figura 5-10 - Detalhes arquitetônicos de um departamento de diagnóstico por imagens hipotético contendo salas para Radiologia Geral, Tomografia Computadorizada, Angiografia Cardíaca e Fluoroscopia. Os números próximos às paredes são referências utilizadas para o cálculo das barreiras cujos resultados estão apresentados na Tabela 5-20.

Tabela 5-19 – Resultados dos cálculos de barreiras utilizando a metodologia proposta no presente trabalho e a formulação indicada no NCRP 49⁽⁹⁾ para a configuração arquitetônica apresentada na Figura 5-9. Para as salas de Radiografia Geral e Fluoroscopia, a área de irradiação média considerada correspondeu às dimensões de um filme de 24 x 30 cm² (F = 720 cm²), a máxima corrente para funcionamento do tubo de raios X em regime contínuo, I, de 5 mA e a distância média de 80cm entre o ponto focal e o paciente. No caso da sala exclusiva para Tórax, foi utilizado o valor de F = 1200 cm² e, para a Mamografia, F = 430 cm².

SALA	VIZINHANÇA	REF	d _p [m]	d _s [m]	T	P [mSv/sem]	U	ESPESSURA [mmPb]			
								W(V)			NCRP 49
								S ⁽⁹⁾	PT-I	PT-II	
RADIOGRAFIA GERAL 01 N _p = 320	Circulação	1	-	4,0	1	0,01	0	0,22	0,23	0	1,42
	Comando	2	-	2,0	1	0,1	0	0,09	0,11	0	1,09
	Sala - Rad. Geral 2	3	2,0	2,5	1	0,1	0,065	1,10	1,12	0,59	1,91
	Circulação Externa	4	1,6	2,0	0,025	0,01	0,016	0,47	0,52	0,26	1,14
	Circulação	5	1,5	3,0	1	0,01	0,215	2,65	2,44	1,41	3,38
	Vestiário	6	-	3,5	0,025	0,01	0	0	0	0	0,29
	Teto-escritório	7	-	2,0	1	0,01	0	0,96	1,07	0,65	1,92
	Piso-estacionamento	8	1,8	1,0	0,025	0,01	0,69	1,55	1,49	0,81	2,33
RADIOGRAFIA GERAL 02 N _p = 250	Circulação	1	-	4,0	1	0,01	0	0,18	0,20	0,06	1,46
	Comando	2	-	2,0	1	0,1	0	0,06	0,08	0	1,13
	Sala - Rad. Geral 1	3	-	3,0	1	0,1	0	0	0,01	0	0,84
	Circulação Externa	4	1,6	2,0	0,025	0,01	0,07	0,77	0,81	0,42	1,60
	Sala - Torax	5	2,0	2,0	1	0,1	0,03	0,80	0,84	0,43	1,69
	Teto-escritório	6	-	2,0	1	0,01	0	0,90	1,01	1,38	1,96
	Piso-estacionamento	7	1,8	1,0	0,025	0,01	0,9	1,53	1,49	0,90	2,43
TÓRAX N _p = 200	Circulação	1	-	5,0	1	0,01	0	0,29	-	0,23	0,68
	Comando	2	-	4,2	1	0,1	0	0	-	0	0,15
	Sala - Rad. Geral 2	3	-	3,0	1	0,1	0	0,06	-	0,06	0,21
	Circulação Externa	4	2,0	1,0	0,025	0,01	1	1,18	-	0,78	1,70
	Sala - R&F	5	-	1,5	1	0,1	0	0,34	-	0,25	0,62
	Teto-almoxarifado	6	-	1,5	0,05	0,1	0	0	-	0	0
	Piso-estacionamento	7	-	1,5	0,025	0,01	0	0	-	0	0,21
SALA RADIOGRÁFICA E FLUOROSCÓPICA (R&F) N _p = 100 – radiogr. N _p = 80– fluoro.	Circulação	1	-	4,0	1	0,01	0	0,43	-	-	1,51
	Comando	2	-	2,5	1	0,1	0	0,17	-	-	1,02
	Vestiário	3	-	2,5	0,025	0,01	0	0,01	-	-	0,55
	Circulação Externa	4	-	4,0	0,025	0,01	0	0	-	-	0,28
	Circulação Externa	5	-	2,5	0,025	0,01	0	0,01	-	-	0,55
	Sala – Tórax	6	-	2,0	1	0,1	0	0,24	-	-	1,18
	Teto-almoxarifado	7	-	2,0	0,05	0,01	0	1,65	-	-	1,94
	Piso-estacionamento	8	1,2	1,0	0,025	0,01	0	1,81	-	-	2,09
MAMOGRAFIA 01 N _p = 50	Circulação	1	-	3,0	1	0,01	0	0	0	0	0,07
	Circulação	2	-	2,0	1	0,01	0	0,03	0	0	0,09
	Câmara clara	3	-	1,5	1	0,1	0	0	0	0	0,05
	Sala – Mamografia 2	4	-	2,0	1	0,1	0	0	0	0	0,04
MAMOGRAFIA 02 N _p = 50	Circulação	1	-	3,0	1	0,01	0	0	0	0	0,07
	Circulação	2	-	2,0	1	0,01	0	0,03	0	0	0,09
	Consultório	3	-	1,5	1	0,01	0	0,04	0,01	0	0,11
	Sala – Mamografia 1	4	-	2,0	1	0,1	0	0	0	0	0,04

d_p = distância do ponto focal à barreira protetora para feixes primários

d_s = distância entre o centro do paciente (objeto espalhador) e a barreira protetora para a radiação secundária

T = fator de ocupação

U = fator de uso do feixe primário

P = equivalente de dose ambiente máximo para o ambiente considerado

W(V) = distribuição de cargas de trabalho utilizada na avaliação

PT-I e PT II = distribuições de cargas de trabalho avaliadas para o presente trabalho pelos Métodos I e II

Tabela 5-20 - Resultados dos cálculos de barreiras utilizando a metodologia proposta no presente trabalho e a formulação indicada no NCRP 49⁽⁹⁾ para a configuração arquitetônica apresentada na Figura 5-10. Para as salas de Radiografia Geral e Fluoroscopia, a área de irradiação média considerada correspondeu às dimensões de um filme de 24 x 30 cm² (F = 720 cm²), a máxima corrente para funcionamento do tubo de raios X em regime contínuo, I, de 5 mA e a distância média de 80 cm entre o ponto focal e o paciente. Para a sala exclusiva para tórax, foi utilizado o valor de F = 1200 cm² e, para a Tomografia Computadorizada, F = 50 cm².

SALA	VIZINHANÇA	REF	d _p [m]	d _s [m]	T	P [mSv/sem]	U	ESPESSURA [mmPb]			
								W(V)			NCRP 49
								S ⁽¹⁵⁾	PT-I	PT-II	
SALA RADIOGRÁFICA E FLUOROSCÓPICA (R&F) N _p = 150 – radiogr. N _p = 200 – fluoro.	Comando	1	-	4,0	1	0,1	0	0,16	-	-	1,00
	Circulação Externa	2	-	4,0	0,025	0,01	0	0	-	-	0,53
	Play ground	3	-	2,0	1	0,01	0	1,05	-	-	2,33
	Vestiário/laudos	4	-	4,5	1	0,1	0	0,12	-	-	0,10
	Sala de contrastes	5	-	4,0	0,5	0,1	0	0,07	-	-	0,76
	Câmara clara	6	-	3,5	1	0,1	0	0,20	-	-	1,09
	Câmara escura	7	-	3,0	1	0,1	0	0,25	-	-	1,20
	Teto-enfermeiras	8	-	2,0	0,5	0,01	0	2,58	-	-	2,78
	Piso-lojas	9	1,2	1,0	1	0,01	0/1	3,43	-	-	3,61
ANGIOGRAFIA CARDÍACA N _p = 40	Comando	1	-	3,0	1	0,1	0	0,27	-	0,35	1,23
	Circulação Externa	2	-	3,0	0,025	0,01	0	0,09	-	0,14	0,74
	Preparo	3	-	4,0	0,025	0,1	0	0	-	0	0,03
	Sala - Rad. Geral	4	-	3,0	1	0,1	0	0,27	-	0,35	1,23
	Sala de espera	5	-	5,0	0,25	0,01	0	0,26	-	0,33	1,19
	Vestiários/circulação	6	-	4,5	1	0,01	0	0,55	-	0,66	1,76
	Câmara clara	7	-	3,0	1	0,1	0	0,27	-	0,35	1,23
	Câmara escura	8	-	2,0	1	0,1	0	0,41	-	0,51	1,52
	Teto - berçário	9	-	2,0	1	0,01	0	2,12	-	2,30	2,35
	Piso-lojas	10	-	1,0	1	0,01	0	2,14	-	2,35	2,97
RADIOGRAFIA GERAL N _p = 200	Sala de espera	1	-	4,0	0,25	0,1	0	0	0,31	0	0,24
	Comando	2	-	3,5	1	0,1	0	0	0,63	0	0,74
	Preparo-Angio Card.	3	-	2,0	0,025	0,1	0	0	0,18	0	0,07
	Circulação Externa	4	1,5	1,0	0,025	0,01	0,215	0,87	1,04	0,48	2,06
	Circulação Externa	5	2,0	2,0	0,025	0,01	0,065	0,44	0,66	0,26	1,50
	Laudos	6	2,5	3,0	1	0,1	0,016	0,36	0,74	0,21	1,35
	Teto-berçário	7	-	2,0	1	0,01	0	1,85	2,63	1,66	1,96
	Piso-estacionamento	8	1,8	1,0	0,025	0,01	0,69	1,12	1,40	0,84	2,33
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA N _p = 60	Circulação	1	-	4,0	1	0,01	0	-	-	0,32	2,13
	Comando	2	-	3,0	1	0,1	0	-	-	0,26	1,50
	Circulação externa	3	-	2,5	0,025	0,01	0	-	-	0,10	1,24
	Consultório	4	-	2,0	1	0,01	0	-	-	0,16	2,63
	Consultório	5	-	3,5	1	0,01	0	-	-	0,03	2,22
	Teto - almoxarifado	6	-	2,0	0,05	0,01	0	-	-	1,12	1,54
	Piso-estacionamento	7	-	1,0	0,025	0,01	0	-	-	1,66	1,79

d_p = distância do ponto focal à barreira protetora para feixes primários

d_s = distância entre o centro do paciente (objeto espalhador) e a barreira protetora para a radiação secundária

T = fator de ocupação

U = fator de uso do feixe primário

P = equivalente de dose ambiente máximo para o ambiente considerado

W(V) = distribuição de cargas de trabalho utilizada na avaliação

PT-I e PT II = distribuições de cargas de trabalho avaliadas para o presente trabalho pelos Métodos I e II

Tabela 5-21 – Aplicação do modelo desenvolvido utilizando-se o material avaliado experimentalmente no presente trabalho e o revestimento de parede avaliado por Archer e col.⁽¹⁷⁾.

SALA	VIZINHANÇA	REF	d _p (m)	d _s (m)	T	P (mSv/sem)	U	ESPESSURA (mm)	
								Material avaliado	Revestimento de parede ⁽¹⁷⁾
RADIOGRAFIA GERAL 01 N _p = 320	Circulação	1	-	4,0	1	0,01	0	2,66	12,84
	Comando	2	-	2,0	1	0,1	0	1,30	5,35
	Sala - Rad. Geral 2	3	2,0	2,5	1	0,1	0,065	8,99	10,00
	Circulação Externa	4	1,6	2,0	0,025	0,01	0,016	3,56	5,63
	Circulação	5	1,5	3,0	1	0,01	0,215	14,12	21,08
	Vestiário	6	-	3,5	0,025	0,01	0	0	0
	Teto-escritório	7	-	2,0	1	0,01	0	8,35	35,09
	Piso-estacionamento	8	1,8	1,0	0,025	0,01	0,69	16,83	25,12

Capítulo 6 - Discussão

Propostas de métodos para disponibilizar formulações mais simplificadas e precisas para o cálculo de barreiras protetoras vêm sendo publicadas há mais de dez anos⁽⁹⁹⁻¹⁰¹⁾. Da mesma maneira, modelos utilizando o método de Monte Carlo para a avaliação quantitativa das propriedades de atenuação de barreiras protetoras contra a radiação primária⁽¹³⁾ e secundária⁽¹⁰²⁾ foram introduzidos ao longo da última década. Muitos destes trabalhos serviram de suporte, conceitual e quantitativo, para a decisão pela necessidade de novas abordagens relativas à determinação de propriedades de proteção para salas radiológicas.

A metodologia para o cálculo de barreiras protetoras apresentada no Capítulo 4 diferencia-se das demais, encontradas na literatura^(16,17,37,45) e que devem compor a revisão do NCRP 49⁽⁹⁾, por levar em consideração as propriedades energéticas do feixe de radiação primária e da radiação espalhada na estimativa das curvas de atenuação apropriadas para as diversas situações clínicas. Além disso, faz-se uso desta informação energética em unidades de equivalente de dose ambiente, em conformidade com as recomendações nacionais recentes⁽³³⁾.

Esta adequação foi testada no Capítulo 5, onde se verificou que estas considerações promovem a redução nas necessidades de proteção para os principais métodos de diagnóstico por imagens utilizando radiação X existentes atualmente. A utilização de uma técnica desta natureza vem corroborar as recomendações de otimização da radioproteção introduzidas no Capítulo 2. Na Figura 2-1 deste trabalho encontra-se um conjunto de curvas relacionando o comprometimento de dose coletiva e o custo da radioproteção. A disponibilização de uma formulação capaz de garantir níveis baixos de dose coletiva associada ao menor custo de proteção permite encontrar o ponto de mínimo real da curva resultante deste tipo de relação, minimizando-se o custo e maximizando-se o benefício social de uma instalação radiativa. Este princípio de otimização da radioproteção norteou grande parte da história do presente trabalho.

Partindo de resultados de avaliações experimentais e utilizando o método de Monte Carlo para a determinação da dose efetiva, Peixoto⁽⁷⁸⁾ atenta para o fato de que a determinação das espessuras de barreiras em termos da grandeza operacional $H^*(10)$ pode ocasionar o subdimensionamento das barreiras protetoras para instalações radiológicas. O

mesmo autor aponta que a grandeza mais adequada para a estimativa da dose efetiva é o equivalente de dose ambiente à profundidade de 60 mm, $H^*(60)$.

Nogueira⁽¹⁰³⁾ e Nogueira e col.⁽¹⁰⁴⁾ concluíram, a partir de medições dos fatores de conversão entre o equivalente de dose ambiente nas profundidades de 10, 50 e 60 mm em uma esfera de PMMA que simulou a esfera ICRU⁽⁷⁷⁾ e o kerma no ar, que os valores destes coeficientes para feixes polienergéticos são apropriados para aplicações como levantamentos radiométricos de instalações radiológicas. Porém, concordam com Peixoto⁽⁷⁸⁾ que, para a estimativa da dose efetiva, a grandeza $H^*(60)$ é mais adequada.

No entanto, no presente trabalho optou-se por efetuar os cálculos dos parâmetros de atenuação em unidades de equivalente de dose ambiente a 10 mm, $H^*(10)$, pois esta é a grandeza recomendada para a calibração de instrumentos para monitoração de área^(105,106). Deste modo, as situações apresentadas no presente trabalho fornecem referências para se estimar a leitura esperada em um instrumento convenientemente calibrado que realize o levantamento radiométrico em uma área protegida segundo a metodologia aqui proposta. Um detector como este, se estivesse posicionado após uma barreira protetora que recebesse radiação primária proveniente da operação normal de uma sala para Radiografia Geral, funcionando segundo a distribuição de cargas de trabalho determinada por Simpkin⁽¹⁵⁾ para este tipo de situação, iria receber um espectro de radiação como o da curva vermelha da Figura 6-1.

Curvas de atenuação em unidades de equivalente de dose ambiente podem ser geradas seja para prever os valores que seriam medidos por um instrumento na execução de um levantamento radiométrico (como as apresentadas no Capítulo 5), seja para avaliar a dose efetiva em um indivíduo que ocupe, regularmente, uma área adjacente a uma sala radiológica. Para este último caso, seguindo as indicações de Peixoto⁽⁷⁸⁾, Nogueira⁽¹⁰³⁾ e Nogueira e col.⁽¹⁰⁴⁾, basta recalcular as curvas de atenuação considerando-se fatores de conversão ($H^*(60)/K_{ar}$)(E) no lugar dos ($H^*(10)/K_{ar}$)(E) utilizados nas equações (4-18), (4-19), (4-21), (4-23), (4-25) e (4-26).

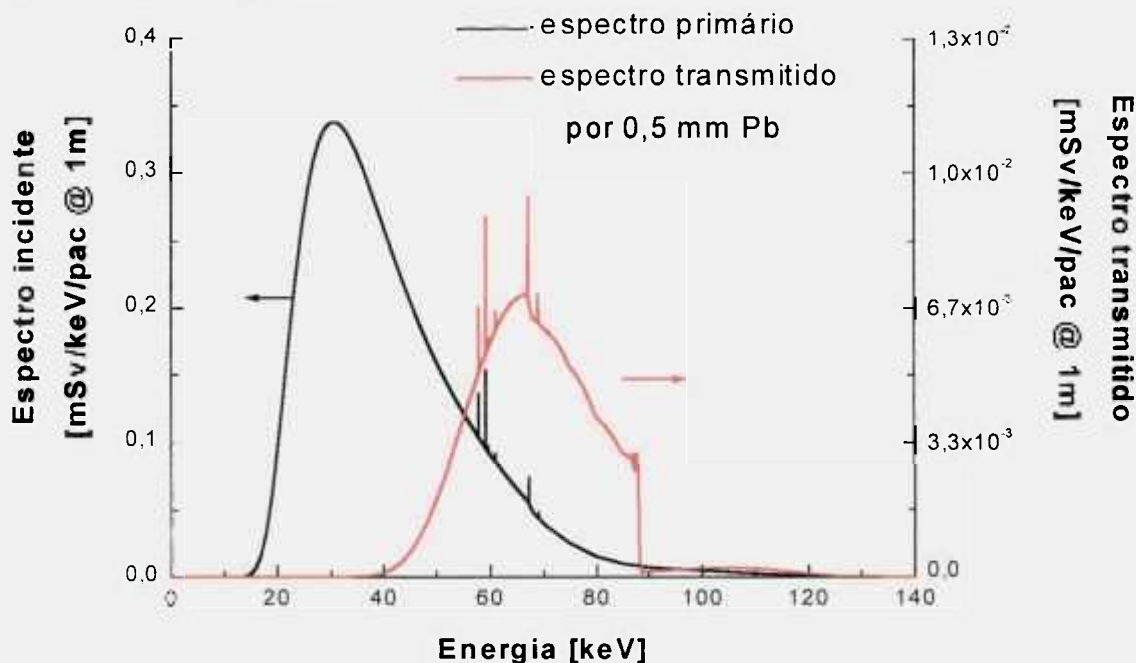


Figura 6-1 – Espectro primário total incidente e transmitido por 0,5 mm de chumbo considerando a distribuição de cargas de trabalho obtida por Simpkin⁽¹⁵⁾ para Radiografia Geral. No cálculo não foi considerado nenhum material absorvedor entre o tubo e a barreira primária. Além disso, por simplicidade, tomou-se um fator de uso $U=1$.

Introduzida a técnica analítica, devem ser incentivados esforços para a produção das informações acessórias que permitam o cálculo de um conjunto de curvas de atenuação que represente, com total fidelidade, as características necessárias para a proteção de salas radiológicas. Entre estas informações, destacam-se:

- Um levantamento completo das distribuições de cargas de trabalho e do número de pacientes por semana para todas as modalidades radiológicas atuais, que seja representativo das características de funcionamento das instalações radiológicas nacionais. Este levantamento deverá levar em consideração as diversidades regionais que caracterizam o País;
- A determinação das propriedades de atenuação e dos coeficientes α , β e γ do Modelo de Archer para as tensões de interesse na área radiológica, dos materiais utilizados localmente como revestimento protetor em salas de uso radiológico. Estas informações poderiam ser enriquecidas por avaliações similares das propriedades de atenuação dos materiais utilizados como elementos de alvenaria convencionais como tijolos, blocos, concreto, etc.

- A determinação das propriedades de atenuação dos dispositivos que atenuam o feixe primário (grades anti-espalhamento, cassetes radiográficos, mesas radiológicas, etc.) dos sistemas radiológicos comercializados no País; e
- Medições completas dos espectros de radiação espalhada para as técnicas convencionais utilizando outros tipos de geradores (monofásicos, trifásicos de 6 e 12 pulsos, etc.) e para técnicas de Mamografia (não encontrados na literatura), consistentes com os espectros primários utilizados nos cálculos apresentados.

Como a metodologia proposta utiliza parâmetros relacionados, por exemplo, à radiação de fuga de cúpulas, condições operacionais dos equipamentos de raios X e características físicas dos materiais utilizados nas blindagens, a eficiência em sua aplicação será evidenciada uma vez estabelecidos processos de controle de qualidade desses parâmetros e o acompanhamento de condições de fabricação dos itens envolvidos. Tal filosofia está atualmente se iniciando no País, uma vez que têm sido exigidos dos fabricantes nacionais e importadores de equipamentos médicos, laudos de conformidade com normas internacionais⁽¹⁰⁷⁾ bem como a implementação de procedimentos de controle de qualidade^(33,96) em serviços de saúde que utilizam radiações ionizantes.

O produto do trabalho desenvolvido poderá ser utilizado como um guia para o projeto otimizado de salas radiológicas. Esta ferramenta, contudo, não dispensa outros requisitos propostos no ICRP 60, como a descrição de procedimentos de trabalho otimizados e a existência de um sistema de gerenciamento global que minimize as doses. Contudo, um julgamento que se pode obter previamente é que, uma vez obtido um projeto de sala que garanta a proteção adequada com redução de custos, a diferença, em termos financeiros, possa ser alocada em outros requisitos necessários ao correto gerenciamento da instalação.

Por exemplo, se a proteção das salas descritas na Figura 5-9 fosse feita com placas de chumbo*, a administração da clínica precisaria gastar** R\$ 16000,00 se os cálculos fossem realizados segundo a metodologia do NCRP 49. Por sua vez, utilizando a

* Na prática atual, a maioria dos projetos prevê a utilização de revestimentos de parede especiais, utilizando argamassas baritadas.

** Valores baseados em preços de mercado atualizados.

formulação otimizada e considerando as distribuições de cargas de trabalho obtidas por Simpkin⁽¹⁵⁾ estes valores cairiam para R\$ 8300,00. Isto equivale a uma redução cerca de 50% nos custos alocados à radioproteção. Se fossem ainda considerados fatores como a atenuação proporcionada pelos materiais de alvenaria, esta redução seria ainda maior.

Pode-se supor que, em uma administração ciente da importância da proteção contra os efeitos danosos da radiação, esta economia poderia ser alocada na melhoria dos procedimentos de trabalho, treinamento de pessoal, aquisição de EPI's, etc.

Capítulo 7 - Conclusões

A principal contribuição original do presente trabalho reside na introdução de um método analítico que permite o cálculo das curvas de atenuação, em unidades de equivalente de dose ambiente, para diferentes situações clínicas, considerando-se as propriedades polienergéticas das radiações primária e secundária que atingem as barreiras. Este procedimento torna o cálculo de barreiras protetoras muito mais realista do que as metodologias anteriores.

Pela análise das curvas de atenuação geradas utilizando o modelo proposto, podem ser notados comportamentos que reproduzem os efeitos da atenuação seletiva dos espectros de radiação primária e secundária proporcionados pelos materiais atenuadores. Estes comportamentos comprovam a eficácia da metodologia introduzida no presente trabalho na previsão das propriedades de atenuação dos materiais utilizados em radioproteção uma vez submetidos a diferentes distribuições de cargas de trabalho.

O teste do modelo comprova que a utilização de distribuições de cargas de trabalho associada às informações sobre o comportamento energético dos feixes primário e secundário e do cálculo em termos do equivalente de dose ambiente levam a uma redução nos valores previstos para espessuras de materiais protetores para as salas radiológicas, em relação aos cálculos executados pelas metodologias tradicionais. A economia ocasionada por esta redução está em harmonia com as exigências em termos de otimização da proteção radiológica prevista na legislação vigente.

Por ser um método analítico de implementação computacional relativamente simples, o modelamento apresentado viabiliza a criação de soluções simples, porém eficientes, para a execução de cálculos de barreiras para salas radiológicas. Nesta linha, dando continuidade a este trabalho, um programa para ser executado em plataformas Microsoft Windows[®] servirá de ferramenta a projetistas interessados na construção de salas radiológicas para fins médicos levando em consideração processos de otimização.

ANEXO 1 – Extratos da Portaria Ministerial 453⁽³³⁾

CAPÍTULO 2 - SISTEMA DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PRINCÍPIOS BÁSICOS

2.1 Os princípios básicos que regem este Regulamento são:

- a) Justificação da *prática* e das *exposições médicas* individuais.
- b) Otimização da *proteção radiológica*.
- c) Limitação de *doses* individuais.
- d) Prevenção de *acidentes*.

JUSTIFICAÇÃO

2.2 A justificação é o princípio básico de *proteção radiológica* que estabelece que nenhuma *prática* ou fonte adscrita a uma *prática* deve ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade, de modo a compensar o *detrimento* que possa ser causado.

2.3 O princípio da justificação em Medicina e Odontologia deve ser aplicado considerando:

- a) Que a *exposição médica* deve resultar em um benefício real para a saúde do indivíduo e/ou para sociedade, tendo em conta a totalidade dos benefícios potenciais em matéria de diagnóstico ou terapêutica que dela decorram, em comparação com o *detrimento* que possa ser causado pela *radiação* ao indivíduo.
- b) A eficácia, os benefícios e riscos de técnicas alternativas disponíveis com o mesmo objetivo, mas que envolvam menos ou nenhuma exposição a *radiações ionizantes*.

2.4 Na área da saúde existem dois níveis de justificação: justificação genérica da *prática* e justificação da exposição individual do paciente em consideração.

a) Justificação genérica

(i) todos os novos tipos de *práticas* que envolvam *exposições médicas* devem ser previamente justificadas antes de serem adotadas em geral.

(ii) os tipos existentes de *práticas* devem ser revistos sempre que se adquiram novos dados significativos acerca de sua eficácia ou de suas conseqüências.

b) Justificação da exposição individual

(i) todas as *exposições médicas* devem ser justificadas individualmente, tendo em conta os objetivos específicos da exposição e as características do indivíduo envolvido.

2.5 Fica proibida toda exposição que não possa ser justificada, incluindo:

- a) Exposição deliberada de seres humanos aos *raios X diagnósticos* com o objetivo único de demonstração, treinamento ou outros fins que contrariem o princípio da justificação.
- b) Exames radiológicos para fins empregatícios ou periciais, exceto quando as informações a serem obtidas possam ser úteis à saúde do indivíduo examinado, ou para melhorar o estado de saúde da população.
- c) Exames radiológicos para rastreamento em massa de grupos populacionais, exceto quando o Ministério da Saúde julgar que as vantagens esperadas para os indivíduos examinados e para a população são suficientes para compensar o custo econômico e social, incluindo o *detrimento* radiológico. Deve-se levar em conta, também, o potencial de detecção de doenças e a probabilidade de tratamento efetivo dos casos detectados.
- d) Exposição de seres humanos para fins de pesquisa biomédica, exceto quando estiver de acordo com a Declaração de Helsinque, adotada pela 18ª Assembléia Mundial da OMS de 1964; revisada em 1975 na 29ª Assembléia, em 1983 na 35ª Assembléia e em 1989 na 41ª Assembléia, devendo ainda estar de acordo com resoluções específicas do Conselho Nacional de Saúde.
- e) Exames de rotina de tórax para fins de internação hospitalar, exceto quando houver justificativa no contexto clínico, considerando-se os métodos alternativos.

OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

2.6 O princípio de otimização estabelece que as *instalações* e as *práticas* devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que a magnitude das *doses* individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de *exposições acidentais* sejam tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos, além das *restrições de dose* aplicáveis.

2.7 A otimização da proteção deve ser aplicada em dois níveis, nos projetos e construções de equipamentos e *instalações*, e nos procedimentos de trabalho.

2.8 No emprego das *radiações* em Medicina e Odontologia, deve-se dar ênfase à otimização da proteção nos procedimentos de trabalho, por possuir uma influência direta na qualidade e segurança da assistência aos pacientes.

2.9 As *exposições médicas* de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico (diagnóstico e terapêutico), compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem. Para tanto, no processo de otimização de *exposições médicas* deve-se considerar:

- a) A seleção adequada do equipamento e acessórios.
- b) Os procedimentos de trabalho.

- c) A *garantia da qualidade*.
- d) Os *níveis de referência de Radiodiagnóstico* para pacientes.
- e) As *restrições de dose* para indivíduo que colabore, conscientemente e de livre vontade, fora do contexto de sua atividade profissional, no apoio e conforto de um paciente, durante a realização do *procedimento radiológico*.

2.10 As *exposições ocupacionais* e as *exposições do público* decorrentes das *práticas de Radiodiagnóstico* devem ser otimizadas a um valor tão baixo quanto exequível, observando-se:

- a) As *restrições de dose* estabelecidas neste Regulamento.
- b) O coeficiente monetário por unidade de *dose coletiva* estabelecido pela Resolução-CNEN n.º 12, de 19/07/88, quando se tratar de processos quantitativos de otimização.

LIMITAÇÃO DE DOSES INDIVIDUAIS

2.11 Os *limites de doses individuais* são valores de *dose efetiva* ou de *dose equivalente*, estabelecidos para *exposição ocupacional* e *exposição do público* decorrentes de *práticas* controladas, cujas magnitudes não devem ser excedidas.

2.12 Os *limites de dose*:

- a) Incidem sobre o indivíduo, considerando a totalidade das exposições decorrentes de todas as *práticas* a que ele possa estar exposto.
- b) Não se aplicam às *exposições médicas*.
- c) Não devem ser considerados como uma fronteira entre “seguro” e “perigoso”.
- d) Não devem ser utilizados como objetivo nos projetos de *blindagem* ou para avaliação de conformidade em *levantamentos radiométricos*.
- e) Não são relevantes para as *exposições potenciais*.

2.13 *Exposições ocupacionais*

a) As *exposições ocupacionais normais* de cada indivíduo, decorrentes de todas as *práticas*, devem ser controladas de modo que os valores dos *limites* estabelecidos na Resolução-CNEN n.º 12/88 não sejam excedidos. Nas *práticas* abrangidas por este Regulamento, o controle deve ser realizado da seguinte forma:

(i) a *dose efetiva* média anual não deve exceder 20 mSv em qualquer período de 5 anos consecutivos, não podendo exceder 50 mSv em nenhum ano.

(ii) a *dose equivalente* anual não deve exceder 500 mSv para extremidades e 150 mSv para o cristalino.

b) Para mulheres grávidas devem ser observados os seguintes requisitos adicionais, de modo a proteger o embrião ou feto:

(i) a gravidez deve ser notificada ao *titular do serviço* tão logo seja constatada;

(ii) as condições de trabalho devem ser revistas para garantir que a *dose* na superfície do abdômen não exceda 2 mSv durante todo o período restante da gravidez, tornando pouco provável que a *dose* adicional no embrião ou feto exceda cerca de 1 mSv neste período.

c) Menores de 18 anos não podem trabalhar com *raios X diagnósticos*, exceto em treinamentos.

d) Para estudantes com idade entre 16 e 18 anos, em estágio de treinamento profissional, as exposições devem ser controladas de modo que os seguintes valores não sejam excedidos:

(i) *dose efetiva* anual de 6 mSv ;

(ii) *dose equivalente* anual de 150 mSv para extremidades e 50 mSv para o cristalino.

e) É proibida a *exposição ocupacional* de menores de 16 anos.

2.14 As *exposições normais de indivíduos do público* decorrentes de todas as *práticas* devem ser restringidas de modo que a *dose efetiva* anual não exceda 1 mSv.

PREVENÇÃO DE ACIDENTES

2.15 No projeto e operação de equipamentos e de *instalações* deve-se minimizar a probabilidade de ocorrência de *acidentes (exposições potenciais)*.

2.16 Deve-se desenvolver os meios e implementar as ações necessárias para minimizar a contribuição de erros humanos que levem à ocorrência de *exposições acidentais*.

CAPÍTULO 3 - REQUISITOS OPERACIONAIS

OBRIGAÇÕES BÁSICAS

3.1 Nenhuma *instalação* pode ser construída, modificada, operada ou desativada, nenhum equipamento de *Radiodiagnóstico* pode ser vendido, operado, transferido de local, modificado e nenhuma *prática* com *raios X diagnósticos* pode ser executada sem que estejam de acordo com os requisitos estabelecidos neste Regulamento.

REGISTRO

3.2 Nenhum tipo ou modelo de equipamento de *raios X diagnósticos*, componentes (tubo, cabeçote, sistema de colimação, mesa “bucky”, “bucky” mural, seriógrafo, sistema intensificador de imagem) e acessórios de *proteção radiológica* em *Radiodiagnóstico* pode ser comercializado sem possuir *registro* do Ministério da Saúde.

3.3 Os *fornecedores* de equipamentos de raios X diagnósticos devem informar semestralmente por escrito a cada *autoridade sanitária* estadual, sobre cada equipamento comercializado a ser instalada no respectivo estado, incluindo o seu número de série, de modo a permitir a rastreabilidade dos equipamentos instalados no país.

LICENCIAMENTO

3.4 Nenhum *serviço de Radiodiagnóstico* pode funcionar sem estar devidamente licenciado pela *autoridade sanitária* local.

3.5 O *licenciamento* de um *serviço de Radiodiagnóstico* segue o seguinte processo:

- a) Aprovação, sob os aspectos de *proteção radiológica*, do projeto básico de construção das *instalações*.
- b) Emissão do *alvará de funcionamento*.

3.6 A aprovação de projeto está condicionada à análise e parecer favorável sobre os seguintes documentos:

a) Projeto básico de arquitetura das *instalações* e áreas adjacentes, conforme Portaria 1884/94 do Ministério da Saúde ou outra que venha a substituí-la, incluindo:

- (i) planta baixa e cortes relevantes apresentando o leiaute das salas de raios X e salas de controle, posicionamento dos equipamentos, *painel de controle*, visores, limites de deslocamento do tubo, janelas, mesa de exame, “bucky” vertical e mobiliário relevante;
- (ii) classificação das áreas do *serviço* indicando os *fatores de uso* e os *fatores de ocupação* das vizinhanças de cada *instalação*;
- (iii) descrição técnica das *blindagens* (portas, paredes, piso, teto, etc.) incluindo material utilizado, espessura e densidade.

b) Relação dos equipamentos de raios X diagnósticos (incluindo fabricante, modelo, mA e kVp máximas), componentes e acessórios, previstos para as *instalações*.

c) Relação dos exames a serem praticados, com estimativa da *carga de trabalho* semanal máxima, considerando uma previsão de operação de cada *instalação* por, no mínimo, 5 anos.

d) Planilha de cálculo de *blindagem* assinada por um *especialista em física de Radiodiagnóstico*, ou certificação equivalente, reconhecida pelo Ministério da Saúde.

3.7 Ficam dispensadas do item 3.5-a) as *instalações* que dispõem apenas de *equipamentos móveis*, desde que não utilizados como fixos, e os consultórios odontológicos com somente equipamentos de radiografia intra-oral.

3.8 O *alvará de funcionamento* inicial do *serviço* deve ser solicitado instruído dos seguintes documentos:

- a) Requerimento, conforme modelo próprio da *autoridade sanitária* local, assinado pelo *responsável legal* do estabelecimento;
- b) Ficha cadastral devidamente preenchida e assinada, conforme apresentado no Anexo B.
- c) Termos de responsabilidade, conforme modelo próprio da *autoridade sanitária*:
 - (i) *termo de responsabilidade primária*, assinado pelo *responsável legal*;
 - (ii) *termo de responsabilidade técnica*, assinado pelo *responsável técnico (RT)* do *serviço*;
 - (iii) *termo de proteção radiológica*, assinado pelo *supervisor de proteção radiológica em Radiodiagnóstico (SPR)* do *serviço*.
- d) *Memorial descritivo de proteção radiológica*, assinado pelo *responsável legal* do estabelecimento e pelo *SPR*.

3.9 O *memorial descritivo de proteção radiológica* deve conter, no mínimo:

- a) Descrição do estabelecimento e de suas *instalações*, incluindo:
 - (i) identificação do *serviço* e seu *responsável legal*;
 - (ii) relação dos *procedimentos radiológicos* implementados;
 - (iii) descrição detalhada dos equipamentos e componentes, incluindo modelo, número de série, número de registro no Ministério da Saúde, tipo de gerador, ano de fabricação, data da instalação, mobilidade e situação operacional;
 - (iv) descrição dos sistemas de registro de imagem (cassetes, tipos de combinações tela/filme, vídeo, sistema digital, etc.);
 - (v) descrição da(s) câmara(s) escura(s), incluindo sistema de processamento.
- b) Programa de *proteção radiológica*, incluindo:
 - (i) relação nominal de toda a equipe, suas atribuições e responsabilidades, com respectiva qualificação e carga horária;
 - (ii) instruções a serem fornecidas por escrito à equipe, visando a execução das atividades em condições de segurança;
 - (iii) programa de treinamento periódico e atualização de toda a equipe;
 - (iv) sistema de sinalização, avisos e controle das áreas;
 - (v) programa de monitoração de área incluindo verificação das blindagens e dispositivos de segurança;
 - (vi) programa de *monitoração individual* e controle de saúde ocupacional;
 - (vii) descrição das *vestimentas de proteção individual*, com respectivas quantidades por sala;

- (viii) descrição do sistema de assentamentos;
- (ix) programa de *garantia de qualidade*, incluindo programa de manutenção dos equipamentos de raios X e processadoras;
- (x) procedimentos para os casos de exposições acidentais de pacientes, membros da equipe ou do público, incluindo sistemática de notificação e registro.

c) Relatórios de aceitação da *instalação*:

- (i) relatório do *teste de aceitação* do equipamento de raios X, emitido pelo *fornecedor* após sua instalação com o aceite do *titular* do estabelecimento;
- (ii) relatório de *levantamento radiométrico*, emitido por *especialista em física de Radiodiagnóstico* (ou certificação equivalente), comprovando a conformidade com os níveis de *restrição de dose* estabelecidos neste Regulamento;
- (iii) certificado de adequação da *blindagem* do cabeçote emitido pelo fabricante.

3.10 Validade e renovação

- a) O *alvará de funcionamento* do *serviço* tem validade de, no máximo, dois anos.
- b) A renovação do *alvará de funcionamento* do *serviço* deve ser solicitada pelo *titular* instruída de:
 - (i) requerimento e termos de responsabilidade, conforme modelos próprios da *autoridade sanitária*;
 - (ii) relatório do programa de *garantia de qualidade*, assinado por um *especialista em física de Radiodiagnóstico*, ou certificação equivalente, reconhecida pelo Ministério da Saúde;
 - (iii) documento de atualização do *memorial descritivo de proteção radiológica*, caso tenham ocorrido alterações não notificadas no período.

3.11 A concessão e renovação de *alvará de funcionamento* do *serviço* está condicionada à aprovação dos documentos apresentados e à comprovação do cumprimento dos requisitos técnicos especificados neste Regulamento, mediante inspeção sanitária.

3.12 Quaisquer *modificações* a serem introduzidas nas dependências do *serviço* ou nos equipamentos de raios X devem ser notificadas previamente à *autoridade sanitária* local para fins de aprovação, instruídas dos documentos relevantes do processo de aprovação de projeto.

3.13 Um novo relatório de *levantamento radiométrico* deve ser providenciado:

- a) Após a realização das *modificações* autorizadas.
- b) Quando ocorrer mudança na *carga de trabalho* semanal ou na característica ou ocupação das áreas circunvizinhas.
- c) Quando decorrer 4 anos desde a realização do último levantamento.

3.14 O *alvará de funcionamento*, contendo identificação dos equipamentos, deve ser afixado em lugar visível ao público no estabelecimento

3.15 Todo *serviço* deve manter uma cópia do projeto básico de arquitetura de cada *instalação* (nova ou modificada), conforme especificado no item 3.6-a), disponível à *autoridade sanitária* local, inclusive nos consultórios odontológicos e nas *instalações* com *equipamentos móveis*, dispensados do processo de aprovação de projeto.

3.16 A desativação de equipamento de raios X deve ser comunicada à *autoridade sanitária*, por escrito, com solicitação de baixa de responsabilidade e notificação sobre o destino dado ao equipamento.

3.17 A desativação de um *serviço de Radiodiagnóstico* deve ser notificada à *autoridade sanitária* local informando o destino e a guarda dos arquivos e assentamentos, inclusive dos históricos ocupacionais, conforme especificado neste Regulamento.

...

CONTROLE DE ÁREAS DO SERVIÇO

3.39 Os ambientes do *serviço* devem ser delimitados e classificados em áreas livres ou em áreas controladas, segundo as características das atividades desenvolvidas em cada ambiente.

3.40 Nos ambientes classificados como *áreas controladas*, devem ser tomadas medidas específicas de proteção e segurança para controlar as exposições *normais* e prevenir ou limitar a extensão de *exposições potenciais*.

3.41 As salas onde se realizam os *procedimentos radiológicos* e a sala de comando devem ser classificadas como *áreas controladas* e:

- a) Possuir barreiras físicas com *blindagem* suficiente para garantir a manutenção de níveis de *dose* tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, não ultrapassando os níveis de *restrição de dose* estabelecidos neste Regulamento.
- b) Dispor de *restrição de acesso* e de *sinalização adequada*, conforme especificado neste Regulamento.
- c) Ser exclusivas aos profissionais necessários à realização do *procedimento radiológico* e ao paciente submetido ao procedimento. Excepcionalmente, é permitida a participação de acompanhantes, condicionada aos requisitos apresentados neste Regulamento.

3.42 Em *instalações* de *Radiodiagnóstico*, toda circunvizinhança da *área controlada* deve ser classificada como *área livre*, sob o aspecto de *proteção radiológica*.

3.43 Um programa de *monitoração de área* deve ser implantado para comprovar os níveis mínimos de *radiação*, incluindo verificação de *blindagem* e dos dispositivos de segurança.

3.44 A *grandeza operacional* que deve ser usada para verificar a conformidade com os níveis de *restrição de dose* em *monitoração de área* é o *equivalente de dose ambiente*, $H^*(d)$.

3.45 Para fins de planejamento de barreiras físicas de uma *instalação* e para verificação de adequação dos níveis de *radiação* em *levantamentos radiométricos*, os seguintes níveis de *equivalente de dose ambiente* devem ser adotados como *restrição de dose*:

- a) 5 mSv/ano em *áreas controladas*,
- b) 0,5 mSv/ano em *áreas livres*.

ANEXO 2 – Planilhas Utilizadas para a Avaliação das Cargas de Trabalho pelo Método II^(*)

Instituição: _____
 _____ / _____ /99

Data: _____

Técnico Entrevistado: _____
 Sala: _____ Equipamento: _____

1. Tipo de Exame

Radiografia Geral (RG)	
1	Crânio
2	Seios da Face
3	Estativa - Coluna - Cervical
4	Estativa - Coluna - Dorsal
5	Estativa - Coluna - Lombar
6	Estativa - Bacia (Ortostática)
7	Mesa - Coluna - Cervical
8	Mesa - Coluna - Dorsal
9	Mesa - Coluna - Lombar
10	Mesa - Bacia
11	Mão
12	Punho
13	Ante-Braço
14	Ombro
15	Pé
16	Calcaneo
17	Tornozelo
18	Tíbia
19	Joelho - Buck
20	Joelho - Sem Buck
21	Fêmur
22	Quadril
23	Cavum
24	Abdômen
25	
26	
Tubo Radiografia (TR)	
1	Crânio
2	Seios da Face
3	Estativa - Coluna - Cervical
4	Estativa - Coluna - Dorsal
5	Estativa - Coluna - Lombar
6	Estativa - Bacia (Ortostática)
7	Mesa - Coluna - Cervical

8	Mesa - Coluna - Dorsal
9	Mesa - Coluna - Lombar
10	Mesa - Bacia
11	Mão
12	Punho

13	Ante-Braço
14	Ombro
15	Pé
16	Calcaneo
17	Tornozelo
18	Tíbia
19	Joelho - Buck
20	Joelho - Sem Buck
21	Fêmur
22	Quadril
23	Cavum
24	Abdômen
25	
26	

Tubo Fluoroscopia (TF)	
1	Digestivo - TI
2	Digestivo - EED
3	Digestivo - EO
4	
5	
6	
7	
8	
9	
10	
11	
12	
13	
14	
15	

* Planilhas desenvolvidas por Denise Y. Nersissian

16		19	Joelho - Buck
17		20	Joelho - Sem Buck
18		21	Fêmur
Tórax – Pulmão (TP)		22	Quadril
1	Antero-Posterior	23	
2	Postero-Anterior	24	
3	Perfil	25	
4			
Mamografia (M)		Tomografia Convencional (TCv)	
1	Jovem – C C / M L	1	Crânio
2	>45 anos – C C / M L	2	Seios da Face
3	Prótese – C C / M L	3	Órbita
4		4	Fossa Posterior
5		5	Ouvido
Angiografia Cardíaca (AC)		6	Sela Túrcica
1		7	Coluna
2		8	Tórax
3		9	Abdômem/Pelve
4		10	Extremidades
5		11	
6		12	
7		13	
8		14	
Angiografia Periférica (AP)		15	
1		Tomografia Computadorizada (TC)	
2		1	Crânio
3		2	Seios da Face
4		3	Órbita
5		4	Fossa Posterior
6		5	Ouvido
7		6	Sela Túrcica
8		7	Coluna
Radiografia Digital (RD)		8	Tórax
1	Crânio	9	Abdômem/Pelve
2	Seios da Face	10	Extremidades
3	Estativa - Coluna - Cervical	11	
4	Estativa - Coluna - Dorsal	12	
5	Estativa - Coluna - Lombar	13	
6	Estativa - Bacia (Ortostática)	14	
7	Mesa - Coluna - Cervical	15	
8	Mesa - Coluna - Dorsal	Odontológico (O)	
9	Mesa - Coluna - Lombar	1	
10	Mesa - Bacia	2	
11	Mão	3	
12	Punho	Outros (OT)	
13	Ante-Braço	1	
14	Ombro	2	
15	Pé	3	
16	Calcaneo	4	
17	Tornozelo	5	
18	Tibia		

2. _____

			<i>TÉCNICA UTILIZADA</i>	
			kVp	mAs
Tipo de Paciente:	<input type="checkbox"/> Adulto:	Abaixo do Peso		
		Normal		
		Acima do Peso		
	<input type="checkbox"/> Criança:	Abaixo do Peso		
		Normal		
		Acima do Peso		
Número de Pacientes/Dia	Máximo:		Típico:	Mínimo:
	Dias/Semana:			
Núm. de Pacientes/Semana	Total:			

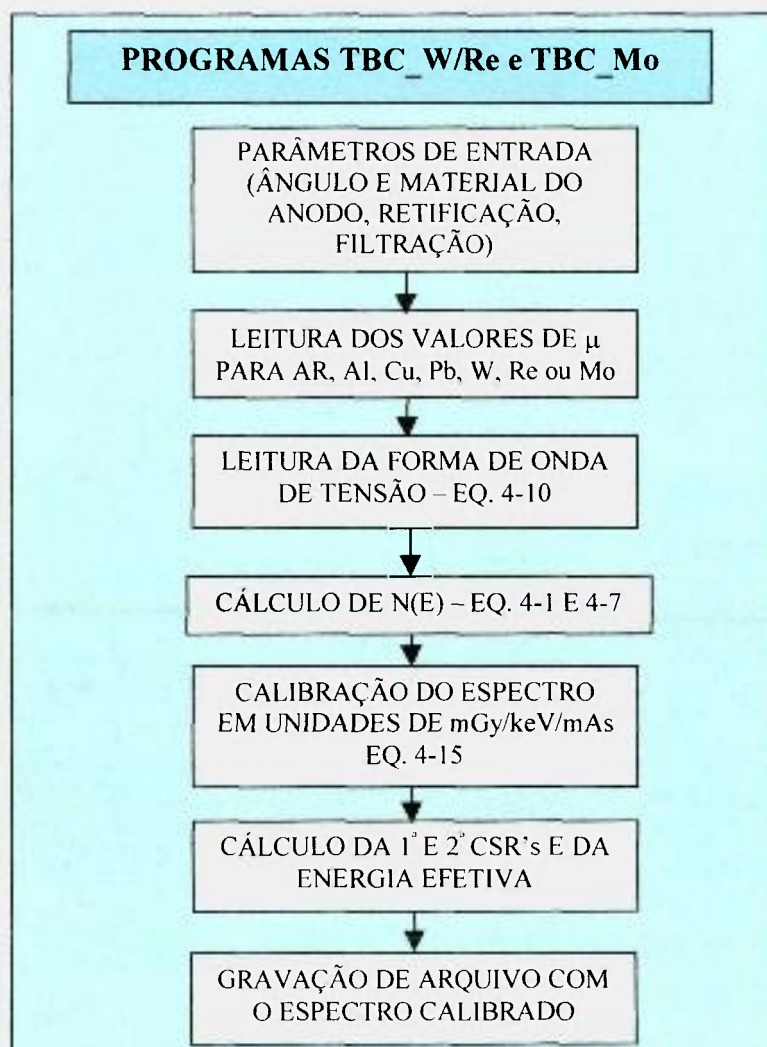
3. _____

			<i>TÉCNICA UTILIZADA</i>	
			kVp	mAs
Tipo de Paciente:	<input type="checkbox"/> Adulto:	Abaixo do Peso		
		Normal		
		Acima do Peso		
	<input type="checkbox"/> Criança:	Abaixo do Peso		
		Normal		
		Acima do Peso		
Número de Pacientes/Dia	Máximo:		Típico:	Mínimo:
	Dias/Semana:			
Núm. de Pacientes/Semana	Total:			

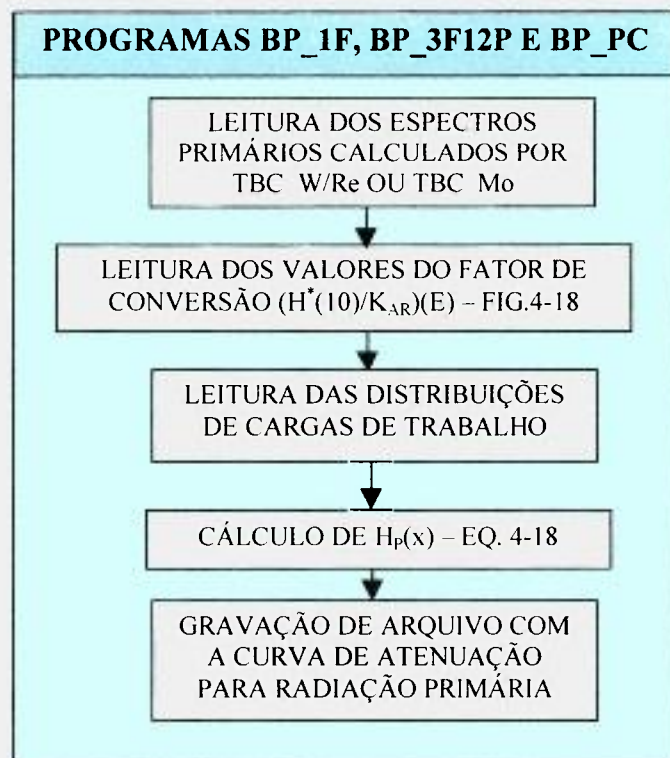
4. _____

			<i>TÉCNICA UTILIZADA</i>	
			kVp	mAs
Tipo de Paciente:	<input type="checkbox"/> Adulto:	Abaixo do Peso		
		Normal		
		Acima do Peso		
	<input type="checkbox"/> Criança:	Abaixo do Peso		
		Normal		
		Acima do Peso		
Número de Pacientes/Dia	Máximo:		Típico:	Mínimo:
	Dias/Semana:			
Núm. de Pacientes/Semana	Total:			

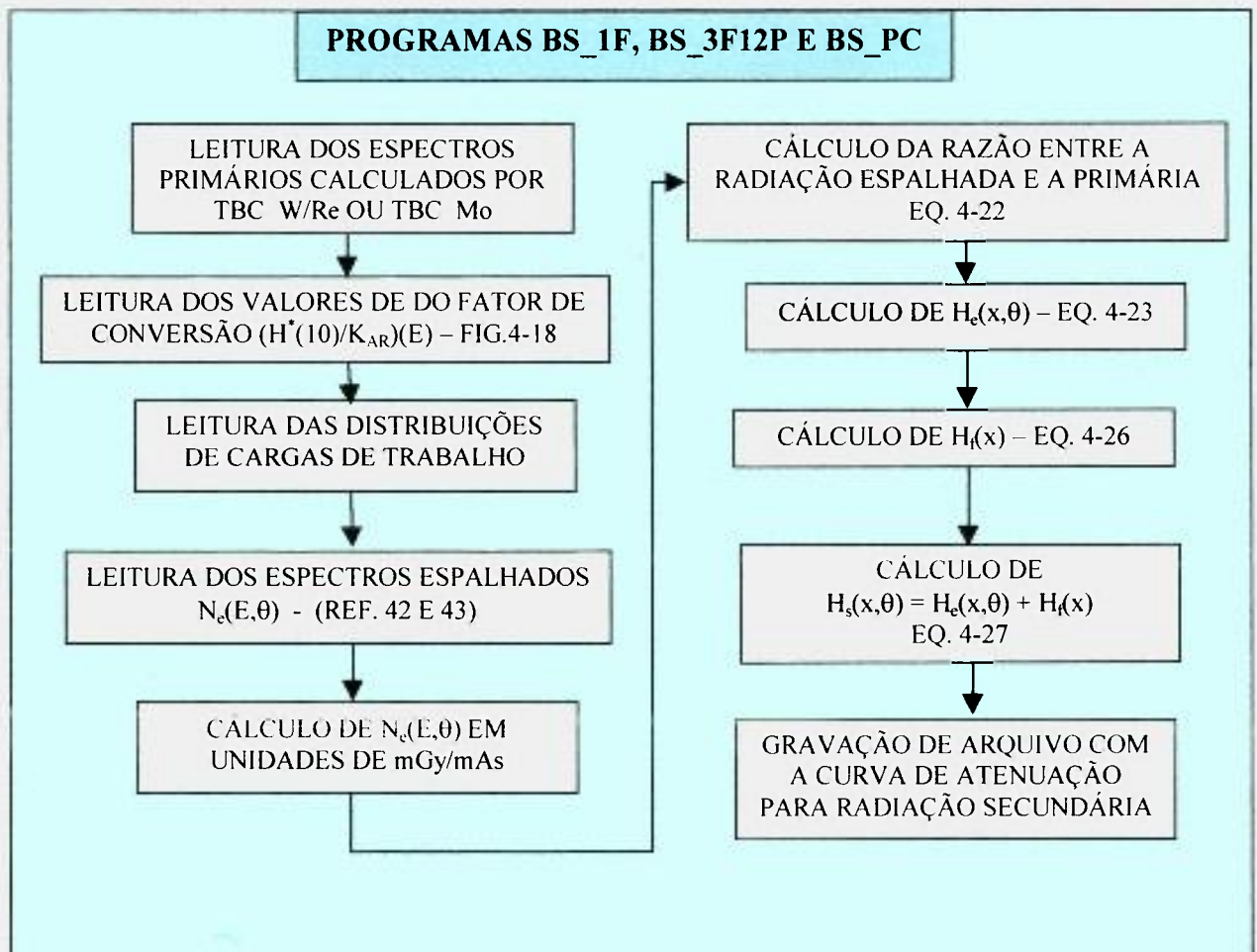
ANEXO 3 – Diagramas de Blocos dos Programas Utilizados



PROGRAMAS BP_1F, BP_3F12P E BP_PC



PROGRAMAS BS_1F, BS_3F12P E BS_PC



PROGRAMA BARREIRAS

LEITURA DOS VALORES DE α , β e γ OBTIDOS PELO PROGRAMA LNKXFIT⁽⁸²⁾ A PARTIR DAS CURVAS DE ATENUAÇÃO CALCULADAS PELOS PROGRAMAS BP_1F, BP_3F12P, BP_PC, BS_1F, BS_3F12P E BS_PC PARA DIFERENTES DISTRIBUIÇÕES DE CARGAS DE TRABALHO

ENTRADA DOS PARÂMETROS ARQUITETÔNICOS DA SALA E DO TIPO DE DISTRIBUIÇÃO DE CARGAS DE TRABALHO A SER CONSIDERADA

ENTRADA DOS VALORES PARA OS FATORES DE USO (U) E DE OCUPAÇÃO (T) E DOS TIPOS DE OCUPAÇÃO NAS REGIÕES ADJACENTES (PÚBLICO OU OCUPACIONAL)

CÁLCULO DOS VALORES DE x PARA CHUMBO OU OUTROS MATERIAIS QUE SATISFAÇAM A EQ. 4-30.

Referências Bibliográficas

- 1 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Pergamon Press, New York, 1990. (Publication 60)
- 2 CROCKER, H.R. A Case of Dermatitis from Roentgen Rays. *British Medical Journal*, v. 2, p. 8-9, 1897.
- 3 ARCHER, B.R. History of the Shielding of Diagnostic X-ray Facilities. *Health Physics*, v.69, n. 5, p. 750-758, 1995.
- 4 INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Protective Devices Against Diagnostic Medical X-radiation – Determination of Attenuation Properties of Materials*. Genève, 1994 (International Standard 1331-1).
- 5 INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Protective Devices Against Diagnostic Medical X-radiation – Protective Glass Plates*. Genève, 1994 (International Standard 1331-2).
- 6 BAESTRUP, C. B. X-ray Protection in Diagnostic Radiology. *Radiology* v. 38, p.207-216, 1944.
- 7 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Medical X-ray Protection up to Two Million Volts*. NCRP Publications, Bethesda, MD, 1949 (NCRP Report 6).
- 8 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Medical X-ray Protection up to Three Million Volts*. NCRP Publications, Bethesda, MD, 1961 (NCRP Report 26).
- 9 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*. NCRP Publications, Bethesda, MD, 1976 (NCRP Report 49).
- 10 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS *Medical X-ray and Gamma rays Protection up to 10 MeV*. NCRP Publications, Bethesda, MD, 1970 (NCRP Report 34).
- 11 KELLEY, J.P.; TROUT, E.D. Broad-beam Attenuation in Lead for X-rays from 50-300 keV. *Radiology* v. 104, p.171-175, 1972.
- 12 JOHNSTON, W. F. *Medphys mailing list communication*, American Association of Physicists in Medicine, 16 de fevereiro de 1999.
- 13 SIMPKIN, D.J. Shielding Requirements for Constant-potential Diagnostic X-ray Beams Determined by a Monte Carlo Calculation. *Health Physics*, v.56, p. 151-164, 1989.
- 14 ROSSI, R.P.; RITENOUR, R.; CHRISTODOULOU, E. Broad-beam Transmission Properties of Some Common Shielding Materials for Use in Diagnostic Radiology. *Health Physics*, v. 61, p.601-608, 1991.
- 15 SIMPKIN, D. Evaluation of NCRP Report No. 49 Assumptions on Workloads and Use Factors in Diagnostic Radiology Facilities. *Medical Physics*, v. 23, n.4, p.577-584, 1996.
- 16 ARCHER, B.R.; THORNBY, J.I.; BUSHONG, S.C. Diagnostic X-ray Shielding Design Based on an Empirical Model of Photon Attenuation. *Health Physics*, v. 44, n.5, p.507-517, 1983.
- 17 ARCHER, B.R.; FEWELL, T.R.; CONWAY, B.J.; QUINN, P.W. Attenuation Properties of Diagnostic X-ray Shielding Materials. *Medical Physics*, v. 21, n.9, p.1499-1507, 1994.
- 18 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Implementation of the Principle of As Low As Reasonably Achievable (ALARA) for Medical and Dental Personnel*. NCRP Publications, Bethesda, MD, 1990 (NCRP Report 107).
- 19 TUCKER, D. M.; BARNES, G.T.; CHAKRABORTY, D.P. Semiempirical Model for Generating Tungsten Target X-ray Spectra. *Medical Physics*, v.18, n.2, p.211-218, 1991.
- 20 OKUNO, E. *Radiação: Efeitos, Riscos e Benefícios*. Ed. Harbra, São Paulo, SP, 1988.
- 21 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Pergamon Press, Oxford, 1977 (ICRP Publication 26).
- 22 ILARI, O. The Concept of Optimization of Protection in the Evolution of ICRP Recommendations. In International Atomic Energy Agency. *Optimization of Radiation Protection*. Vienna, IAEA, p. 3-15, 1986.
- 23 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Pergamon Press, Oxford, 1973 (ICRP Publication 22).

-
- 24 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Pergamon Press, Oxford, 1983 (ICRP Publication 37).
- 25 CAMERON, J. R. *Medphys mailing list communication*, American Association of Physicists in Medicine, 15 de fevereiro de 1999
- 26 GROSS, B. Tchernobyl 1 ano depois – O que houve afinal?. *Ciência Hoje*, v. 6, n. 32, p.28-35, 1987.
- 27 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Pergamon Press, Oxford, 1989 (ICRP Publication 55).
- 28 WEBB, G.A.; M., OUDIZ, A; LOCHARD, J.; LOMBARD, J.; CROFT, J. R.; FLEISHMAN, A B. Development of a General Framework for the Practical Implementation of ALARA. *In International Atomic Energy Agency. Optimization of Radiation Protection*. Vienna, IAEA, p. 3-15, 1986.
- 29 DOI, M.; NAKASHIMA, Y. The Optimization of Radiation Protection in Japan.. *In International Atomic Energy Agency. Optimization of Radiation Protection*. Vienna, IAEA, p. 3-15, 1986.
- 30 BENASSAI, S.; FRITELLI, L.; PIERMATTEI, S. Regulatory Trends in Implementing Optimization Requirements in Italy *In International Atomic Energy Agency. Optimization of Radiation Protection*. Vienna, IAEA, p. 3-15, 1986.
- 31 HILDEBRAND, J.E. Experience in Optimization of Radiation Protection Practices during the Clean-up of Three Mile Island Unit 2. *In International Atomic Energy Agency. Optimization of Radiation Protection*. Vienna, IAEA, p. 3-15, 1986.
- 32 COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Diretrizes Básicas de Radioproteção*. Rio de Janeiro, 1988 (CNEN-NE-3.01).
- 33 Portaria 453 do Ministério da Saúde. *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Brasília, Diário Oficial da União de 02 de junho de 1998.
- 34 ARCHER, B.R. Diagnostic X-ray Shielding Design – New Data and Concepts. *in* D. FREY and P. SPRAWS, eds. *The Expanding Role in Medical Physics in Diagnostic Imaging*. Proceedings of the 1997 AAPM Summer School. Advanced Medical Publishing, Wisconsin, Madison, 1997.
- 35 SIMPKIN, D.J. Shielding a Spectrum of Workloads in Diagnostic Radiology. *Health Physics*, v. 61, n.2, p.259-261, 1991.
- 36 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Limitations of Exposure to Ionizing Radiations*. Bethesda, MD, 1993 (NCRP Report 116).
- 37 DIXON, R.L.; SIMPKIN, D.J. New Concepts for Radiation Shielding of Medical Diagnostic X-ray Facilities. *in* D. FREY and P. SPRAWS, eds. *The Expanding Role in Medical Physics in Diagnostic Imaging*. Proceedings of the 1997 AAPM Summer School. Advanced Medical Publishing, Wisconsin, Madison, 1997.
- 38 DIXON, R. On the Primary Barrier in Diagnostic X-ray Shielding. *Medical Physics* v. 21, n.11, p.1785-1793, 1994.
- 39 DIXON, R.L.; SIMPKIN, D.J. Primary Shielding Barriers for Diagnostic X-Ray Facilities: A New Model. *Health Physics*, n.74, v.2, p. 181-189, 1998.
- 40 CHENG, C-W.; TAYLOR, K.W.; HOLLOWAY, A.F. The Spectrum and Angular Distribution of X-rays Scattered from a Water Phantom. *Medical Physics*, v. 22, n.8, p. 1235-1245, 1995.
- 41 MARSHALL, N.W.; FAULNER, K.; WARREN, H. Measured Scattered X-ray Energy Spectra for Simulated Irradiation Geometries in Diagnostic Radiology. *Medical Physics*, v. 23, n.7, p.1271-1276, 1996.
- 42 FEHRENBACHER, G.; PANZER, W.; TESFU, K. *Spectra of Diagnostic X-rays Scattered by a Water Phantom*. Institut für Strahlenschutz, Neuheberg, GSF Publication 9/96, 1996.
- 43 FEHRENBACHER, G.; TESFU, K., G.; PANZER, W.; REGULLA, D. Determination of Diagnostic X Ray Spectra Scattered by a Phantom. *Radiation Protection Dosimetry*, v.71, n.4, p. 305-308, 1997.
- 44 INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION *Medical Electrical Equipment. Part 1: General Requirements for Safety. 3. Collateral Standard: General Requirements for Radiation Protection in Diagnostic X-ray Equipment*. Genève, 1994 (IEC STANDARD 601.1.3).
- 45 SIMPKIN, D.J.; DIXON, R.L. Secondary Shielding Barriers for Diagnostic X-ray Facilities: Scatter and Leakage Revisited. *Health Physics*, v.74, n. 3, p. 350-365, 1998.
- 46 TROUT, E.; KELLEY, J.P. Scattered Radiation from a Tissue Equivalent Phantom for X- Rays from 50 to 300 kVp. *Radiology*, v. 104, p. 161-169, 1972.

-
- 47 SIMPKIN, D.J. Transmission Data for Shielding Diagnostic X-ray Facilities. *Health Physics*, v.68, p.704-709, 1995.
- 48 MathCad 7.0 Professional – Mathsoft, Inc. Cambridge, MA, 1997.
- 49 BIRCH, R.; MARSHALL, M. Computation of Bremsstrahlung X-ray Spectra and Comparison with Spectra Measured with a Ge(Li) Detector. *Physics in Medicine and Biology*, v. 24, n. 3, p. 505-517, 1979.
- 50 TUCKER, D. M.; BARNES, G. T.; WU, X. Molybdenum Target X-Ray Spectra: A semiempirical Model. *Medical Physics*, v. 18, n. 3, p. 402-407, 1991.
- 51 VAN LOON, R. E. X-ray Tubes and Generators. in D. FREY and P. SPRAWS, eds. *The Expanding Role in Medical Physics in Diagnostic Imaging*. Proceedings of the 1997 AAPM Summer School. Advanced Medical Publishing, Wisconsin, Madison, 1997.
- 52 WOLBARST, A. B. *Physics of Radiology*. Norwalk: Appleton & Lange, 1993.
- 53 GRAY, J. E.; WINKLER, N. T.; STEARS, J.; FRANK, E.D. Quality Control in Diagnostic Imaging. *Aspen Publications*, Gaithersburg, Maryland, 1983.
- 54 JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. *The Physics of Radiology*. 4th ed., Charles C. Thomas Publ., Springfield, 1983
- 55 FEWELL, T. R.; SHUPING, R. E.; HAWKINS Jr., K.R. *Handbook of Computed Tomography x-ray Spectra*. HHS Publication (FDA), 81-8162, US Government Printing Office, Washington, DC, 1981.
- 56 KULENKAMPFF, H. Über das Kontinuerliche Röntgenspektrum. *Ann. Phys Leipzig*, v. 69, p. 548-596, 1922.
- 57 KRAMERS, H.A. On the Theory of X-ray Absorption and the Continuous X-ray Spectrum. *Philosophical Magazine*, v. 46, p. 836-871, 1923.
- 58 SOOLE, B.W., JAGER, W.F. Attenuation of Bremsstrahlung Generated at Constant Medium Potentials. *Physics in Medicine and Biology*, v.15, p. 107-116, 1970.
- 59 SOOLE, B.W. The Attenuation of X-radiation Generated at Constant Potentials Sufficient to Excite K-radiation in Tungsten Target. *Physics in Medicine and Biology*, v. 16, p. 427-437, 1971.
- 60 SOOLE, B.W. The Effect of Target Absorption on the Attenuation Characteristics of Bremsstrahlung Generated at Constant Medium Potentials. *Journal of Physics*, v. B5, p. 1583-1595, 1972.
- 61 SOOLE, B.W. A Method of X-ray Attenuation Analysis for Approximating the Intensity Distribution at its Point of Origin of Bremsstrahlung Exited in a Thick Target by Incident Electrons of Constant Medium Energy. *Physics in Medicine and Biology*, v. 21, p. 369-389, 1976.
- 62 SOOLE, B.W. Determination by an Analysis of X-ray Attenuation in Aluminum of the Intensity Distribution at its Point of Origin in a Thick Tungsten Target of Bremsstrahlung Excited by a Constant Potential. *Physics in Medicine and Biology*, v. 22, p. 187-207, 1977.
- 63 ARCHER, B.R.; ALMOND, P. R.; WAGNER, L. K. Application of a Laplace Transform Pair Model for High-energy X-ray Spectral Reconstruction. *Medical Physics*, v. 12, n. 5, p. 630-633, 1985.
- 64 HUANG, P-H.; CHEN, T-S.; KASE, K. R. Reconstruction of Diagnostic X-ray Spectra by Numerical Analysis of Transmission Data. *Medical Physics*, v. 13, n. 5, p. 707-710, 1986.
- 65 ARCHER, B.R.; WAGNER, L.K. Determination of Diagnostic X-ray Spectra with Characteristic Radiation using Attenuation Analysis. *Medical Physics*, v. 15, n. 4, p. 637-641, 1988.
- 66 ARCHER, B.R.; FEWELL, T. R.; WAGNER, L.K. Laplace Reconstruction of Experimental Diagnostic X-ray Spectra. *Medical Physics*, v. 15, n.6, p. 832-837, 1988.
- 67 BOONE, J.M.; SEIBERT, J.A. An Accurate Method for Computer-generating Tungsten Anode X-ray Spectra from 30 to 140 kV. *Medical Physics*, v. 24, n. 11, p. 1661-1670, 1997.
- 68 BOONE, J.M.; FEWELL, T.R.; JENNINGS,R.J. Molybdenum, Rhodium, and Tungsten Anode Spectral Models using Interpolating Polynomials with Application to Mammography. *Medical Physics*, v. 24, n. 12, p. 1863-1874, 1997.
- 69 BISSONNETTE, J-P.; SCHREINER, J.L. A Comparison of Semiempirical Models for Generating Tungsten Target X-ray Spectra. *Medical Physics*, v. 19, n. 3, p. 579-582, 1992.
- 70 BHAT, M.; PATTISON, J.; BIBBO, G.; CAON, M. Diagnostic X-ray Spectra: A Comparison of Spectra Generated by Different Computational Methods with a Measured Spectrum. *Medical Physics*, v. 25, n. 1 p. 114-120, 1998.
- 71 TERINI, R.A.; COSTA, P.R.; FURQUIM, T.A.C.; HERDADE, S.B. Measurements of Discrete and Continuous X-ray spectra with a Photodiode at Room Temperature. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 50, p. 343-353, 1999.

- 72 FEWELL, T.R. Comunicação pessoal, 1998.
- 73 INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical Diagnostic X-ray Equipment – Radiation Condition for Use in the Determination of Characteristics*. Genève, 1994. (IEC 1267).
- 74 CRICKENBERGER, J.M. *Calibration Laboratories Technical Guide*. U. S. Department of Commerce, USA, 1995.
- 75 COSTA, P.R.; CALDAS, L.V.E. Diagnostic X-ray Room Design using Photon Attenuation and Spectrum Evaluation Models: Simulation and Partial Results. In: WORLD CONGRESS OF MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, September 14-19, 1997, Nice. *Medical & Biological Engineering & Computing* 33, Nice: 1997. v. 2, p. 1162.
- 76 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS. *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*. Bethesda, MD, 1992. (ICRU Report 47).
- 77 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS. *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation*. Bethesda, MD, 1998. (ICRU Report 57)
- 78 PEIXOTO, J.E. *Determinação dos Fatores de Atenuação e dos Coeficientes de Conversão em Termos do Equivalente de Dose Ambiental e da Dose Efetiva para Raios X gerados na Faixa de 50 a 150 kVp*. Rio de Janeiro: 1994. Tese (Doutoramento) - Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- 79 COSTA, P.R.; NERISSIAN, D.Y.; PITORRI, R.C.; CALDAS, L.V.E. Distribuição de Cargas de Trabalho Utilizadas em Exames Radiológicos. *Poster apresentado na 29ª Jornada Paulista de Radiologia*. São Paulo, Abril 22-25, 1999, São Paulo.
- 80 PITORRI, R.C. Comunicação pessoal.
- 81 GOMES, C. L. Comunicação pessoal.
- 82 ARCHER, B. R. Programa LNKUXFIT.EXE. Comunicação pessoal.
- 83 SIMPKIN, D.J. Programa KUX.EXE. X-ray Shielding Specifications, 1991.
- 84 JENNINGS, R. Programa MUCALC.EXE. Comunicação pessoal.
- 85 HIGGINS, P.D.; ATTIX, F.H.; HUBBELL, J.H.; SELTZER, S.M.; BERGER, M.J.; SIBATA, C.H. *Mass Energy-transfer and Mass Energy-absorption Coefficients, Including In-flight Annihilation for Photon Energies 1 keV to 100 MeV*. NIST Publication 4812, US Department of Commerce, Gaithersburg, MD, 1992.
- 86 MATSUMOTO, M.; KUBOTA, H.; HAYASHI, H.; KANAMORI, H. Effects of Voltage Ripples and Current Mode on Diagnostic X-ray Spectra and Exposures. *Medical Physics*, v. 18, n. 5, p. 921-927, 1991.
- 87 BEVINGTON, P. R. *Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences*. McGraw Hill, New York, 1969.
- 88 SIMPKIN, D.J. Scatter Radiation Intensities about Mammography Units. *Health Physics*, v. 70, n. 2, p. 238-244, 1996.
- 89 SIMPKIN, D.J. Radiation Shielding of Multiple X-ray Sources in Diagnostic Radiology. *Health Physics*, v. 50, n. 1, p. 117-122, 1986.
- 90 WOJNI, T. Broad Beam Attenuation in Leca for 50-140 kVp X-rays. *Health Physics*, v. 40, p. 205-209, 1980.
- 91 TROUT, E.D.; KELLEY, J.P.; LARSON, V.L. The Use of Plate Glass as Shielding Material in Diagnostic Radiologic Installations. *Journal of Canadian Association of Radiologists*, v. 25, n. 3, p. 173-177, 1974.
- 92 O'RIORDAN, M.C.; CATT, B.R. Low-energy X-ray Shielding with Common Materials. *Health Physics*, v. 17, p. 516-518, 1969.
- 93 CHRISTENSEN, R.C. Shielding Calculations Below 100 kVp in Concrete-equivalent Materials. *Health Physics*, v. 36, p. 69-70, 1979.
- 94 CHRISTENSEN, R.C.; SAYEG, J.A. Attenuation Characteristics of Gypsum Wallboard. *Health Physics*, v. 36, p. 595-600, 1979.
- 95 GLAZE, S.A.; SCHNEIDERS, N.J.; BUSHONG, S.C. Use of Gypsum Wallboard for Diagnostic X-ray Protective Barriers. *Health Physics*, v. 36, p. 587-593, 1979.

-
- 96 Resolução Estadual SS-625. Norma Técnica que dispõe sobre o Uso, Posse e Armazenamento de Fontes de Radiação Ionizante no Âmbito do Estado de São Paulo. *Diário Oficial do Estado*, 14 de dezembro de 1994.
- 97 SULEIMAN, O. H.; CONWAY, B.J.; FEWELL, T.R.; SLAYTON, R.J.; RUETER, F.G. Radiation Protection Requirements for Medical X-ray Film. *Medical Physics*, v. 22, n. 10, p. 1691-1693, 1995.
- 98 HARPEN, M.D. An analysis of the Assumptions and their Significance in the Determination of Required Shielding of CT Installations. *Medical Physics*, v. 25, n. 2, 1998.
- 99 McGUIRE, E.L. A Revised Schema for Performing Diagnostic X-Ray Shielding Calculations. *Health Physics*, v. 50, n. 1, p.99-105, 1986.
- 100 SIMPKIN, D. J. A General Solution to the Shielding of Medical X and γ Rays by the NCRP Report no. 49 Methods. *Health Physics*, v. 52, n. 4, p. 431-436, 1987.
- 101 CHAMBERLIAN, A. C.; STRYDOM, W.J. A Computerized Implementation of a Non-Linear Equation to Predict Barrier Shielding Requirements. *Health Physics*, v. 72, n. 4, p. 568-573, 1997.
- 102 SIMPKIN, D.J. Transmission of Scatter Radiation from Computed Tomography (CT) Scanners Determined By a Monte Carlo Calculation. *Health Physics*, v. 58, n. 3, p. 363-367, 1990.
- 103 NOGUEIRA, M.S. *Determinação dos Fatores de Conversão de Kerma no Ar e de Fluência para o Equivalente de Dose Ambiental para Raios X Gerados no Intervalo de 50 a 125 kVp*. São Paulo: 1997. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
- 104 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, p. 123-132, 1999.
- 105 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION *Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation*. Pergamon Press, New York, 1997 (ICRP Publication 74).
- 106 CARLSSON, C.A.; CARLSSON, G.A.; LUND, E.; MATSCHEKO, G.; PETTERNON, H.B.L. An Instrument for Measuring Ambient Dose Equivalent, $H^*(10)$. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 67 n. 1, p. 33-39, 1996.
- 107 Portaria Ministerial 2663. *Diário Oficial da União*, 26 de dezembro de 1995.