

CÁLCULO ESTRUTURAL DE
BARREIRAS: DESENVOLVIMENTO DE
UM PROGRAMA COMPUTACIONAL DE
INTERFACE ONLINE

Lana Tahara Taniguti



LANA TAHARA TANIGUTI

CÁLCULO ESTRUTURAL DE BARREIRAS: DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL DE INTERFACE ONLINE

Monografia apresentada ao
Instituto de Biociências da
Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”, Campus
de Botucatu, para obtenção do
título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Costa
Supervisora: Profa. Dra. Diana Rodrigues de Pina Miranda

Botucatu 2010

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Professor Doutor Paulo Roberto Costa primeiramente pela oportunidade concebida. Pela dedicação para comigo, e principalmente, por todo conhecimento científico e prático pacientemente compartilhado.

Agradeço a minha supervisora Professora Doutora Diana Rodrigues de Pina Miranda pela confiança depositada durante o período de estágio.

Agradeço a todos os professores que participaram de minha formação, enriquecendo minha vida de tesouros imperecíveis.

Agradeço a colaboração da Dra. Tânia A. C. Furquim e a todo o corpo técnico da STADI (Seção Técnica de Aplicações em Diagnóstico por Imagem) que confiou e disponibilizou os materiais para realização da pesquisa de valores nacionais de carga de trabalho, fluxo de atendimento e rendimento do tubo de raios X.

Agradeço aos colegas que compuseram o cenário que atuo, e aos amigos que sobem ao palco comigo, seja em comédias ou dramas.

Agradeço em especial ao meu anjo da guarda, meu companheiro que sempre esteve presente: compartilhando e me auxiliando em todos os momentos de minha jornada acadêmica.

Agradeço a minha família pelo amor incondicional, pela fortaleza e sustentação em momentos difíceis, pela educação e investimento. Com certeza tudo que possuo de bom é devido aos ensinamentos e perseverança dedicados a mim.

Por fim, agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) que acreditou em meu trabalho auxiliando financeiramente este projeto.

Em suma, agradeço a todos que discretamente ou continuamente participaram de minha vida, cuja somatória ou integral resultou no que sou hoje.

CÁLCULO ESTRUTURAL DE BARREIRAS: DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL DE INTERFACE ONLINE.

RESUMO

Este trabalho visou o desenvolvimento de um programa computacional que sistematizasse o cálculo estrutural de barreiras em instalações de radiodiagnóstico. Para tal, utilizou-se a metodologia apresentada pelo *report 147* da *National Council of Radiation Protection and Measurements* (NCRP 147^[5]). Por meio de estudos estatísticos comparativos, verificou-se a correspondência de alguns parâmetros sugeridos pela publicação norte-americana aos valores médios nacionais.

Escolheu-se a *World Wide Web* como meio de disponibilização do site desenvolvido devido ao fato deste constituir um poderoso veículo de comunicação, principalmente em termos de diversidade de recursos e acessibilidade.

Para comparação dos valores de referência de alguns parâmetros propostos pelo NCRP 147 às médias brasileiras, realizaram-se estudos acerca da carga de trabalho normalizada por paciente, do rendimento do tubo de raios X e do kerma no ar primário, não blindado, a um metro de distância do ponto focal do tubo de raios X. Por meio destas pesquisas, observou-se que diferenças percentuais dos valores de carga de trabalho, em relação aos apresentados pelo NCRP 147, atingiram até 50% em mamografia; para o rendimento essas diferenças chegaram a 69% em radiologia odontológica, e em resultados de kerma no ar atingiram até 31% em fluoroscopia, evidenciando a importância da validação de protocolos internacionais para a realidade local.

DEVELOPMENT OF A COMPUTER PROGRAM, WITH ONLINE INTERFACE FOR STRUCTURAL SHIELDING DESIGN.

ABSTRACT

This study aimed to develop a computer program which systematizes the structural shielding design calculation in diagnostic radiology facilities. For this purpose methodology of the National Council of Radiation Protection and Measurements (NCRP 147^[5]) was used. By comparative statistics studies, it was verified if reference parameters values suggested by the US publication correspond to the average national values.

The World Wide Web was chosen because of its characteristics as a powerful mean of communication, especially in terms of the wide variety of useful resources and easy access.

To compare the reference values of some parameters proposed by NCRP 147 to Brazilian average, studies about the normalized workload per patient, performance of X-ray tube and primary air kerma, unshielded, at one meter from the focal point of the X-ray tube were made. Through this research, relative differences were found. In workload values this differences reached up to 50% in mammography compared to those presented by the NCRP 147; in X-ray tube performance the percentage differences reached 69% in dental radiology, and air kerma results amounted 31% in fluoroscopy. This demonstrates the importance of validation of international protocols to local realities.

A alegria não está em todas as coisas que conquistamos,
mas dentro de nós para conquistarmos todas as coisas.

Mamãe

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	3
RESUMO	4
ABSTRACT	5
 1. INTRODUÇÃO.....	 9
1.1. <u>Motivação</u>	13
1.2. <u>Objetivos</u>	13
1.3. <u>Fundamentação teórica</u>	
1.3.1. Distribuição de carga de trabalho	14
1.3.2. Distâncias (d)	14
1.3.3. Rendimento do tubo de raios X (R)	15
1.3.4. Kerma no ar (K)	15
1.3.5. Fator de uso (U).....	16
1.3.6. Fator de ocupação (T)	16
1.3.7. Nível de restrição (P)	16
1.3.8. Transmissão (B)	17
1.3.9. Parâmetros dos materiais atenuadores (α , β , γ)	17
 2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	 18
2.1. <u>Pesquisa regional</u>	
2.1.1. Carga de Trabalho	19
2.1.2. Rendimento do tubo de raios X.....	19
2.1.2.1. Distribuição do rendimento pela tensão para mamografia	20
2.1.3. Kerma no ar primário, não blindado, a um metro (Kp1(0))	20
2.2. <u>Construção do site de cálculo estrutural de barreiras</u>	21
2.2.1. Linguagem de programação.....	21
2.2.2. Banco de dados	21
2.2.3. Servidor Web.....	21
2.2.4. Algoritmo de cálculo	21
2.3. <u>Validação do algoritmo de cálculo</u>	23
 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	 24
3.1. <u>Pesquisa regional</u>	
3.1.1. Carga de Trabalho	24
3.1.2. Rendimento do tubo de raios X.....	27
3.1.2.1. Distribuição do rendimento pela tensão para mamografia	29
3.1.3. Kerma no ar primário, não blindado, a um metro (Kp1(0))	30
3.2. <u>Validação do algoritmo de cálculo</u>	32

4. CONCLUSÃO	35
5. PRÓXIMAS ETAPAS	38
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	39

1. INTRODUÇÃO

Desde a publicação do artigo de Wilhelm Conrad Röntgen (1845 – 1923) no *Proceedings of the Physical-Medical Society* de Würzburg em 28 de Dezembro de 1895, os nomeados “raios X” ganharam estrondosa repercussão: apenas um ano após sua descoberta mais de 1000 artigos haviam sido escritos por cientistas de todo o mundo. Fato que rendeu a Röntgen o primeiro Prêmio Nobel de Física, em 1901. ^[1]

Como Crocker já dizia: “grande parte das descobertas científicas que beneficiam a raça humana, trazem consigo certo mal, produzindo direta ou indiretamente alguma espécie de dano ou doença. Os raios X de Röntgen parecem não ser exceções a essa regra, sendo que diversos casos já foram reportados”. ^[2,3]

Apenas alguns meses após sua descoberta, malefícios foram atribuídos ao seu uso ^[4], dentre os quais se encontravam dermatites, escamações e epilações. ^[1,2] Pesquisas científicas realizadas em ratos por Kienbock (1900), e em porcos da Guinéa por Rollins (1902) fortaleceram ainda mais a evidência dos danos causados pelo uso dos raios X. Com tais estudos desenvolveram-se algumas recomendações embrionárias, como a proteção: do tubo de raios X por algum material atenuador e das áreas adjacentes ao órgão em análise. Nesta época já se observava que o chumbo consistia no metal que mais eficientemente barrava os raios X. ^[2,3]

A partir da necessidade evidente de proteção radiológica, em 1913 o *German Radiological Society on X-Ray Protection Measures* publicou recomendações dentre as quais incluíam o uso de 2 mm de chumbo, independentemente da tensão aplicada ao tubo, da carga de trabalho ou filtração. Em 1921 e 1922, o *British X-Ray and Radium Protection Committee* e o *American Roentgen Ray Protection Committee* também lançaram suas recomendações, as quais em contraste com as alemãs consideravam a tensão aplicada ao tubo: para tensões menores que 100 kV aconselhava-se a proteção do operador por 2 mm de chumbo, e para tensões maiores que 100 kV por 3 mm deste material. ^[2,4]

Em revisões posteriores do *report nº 1* do *British X-Ray and Radium Protection Committee* (1924 e 1927) ressaltam-se a atenção dedicada à proteção das vizinhanças da sala de raios X e à distância como fator atenuador. Entretanto, a ausência de recomendações acerca da quantificação de barreiras protetoras é atribuída à inexistência de uma limitação de dose, a qual fosse suficientemente “segura de efeitos biológicos”, por parte dos órgãos reguladores. ^[2]

Com a descoberta da indução de mutação genética pela radiação ionizante em 1927, a primeira recomendação de limite de dose da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) foi apresentada em 1934. Esses valores foram diminuindo conforme novos conhecimentos sobre radiobiologia

eram adquiridos, como mostra a Tabela 1, sendo que atualmente rege o conceito de detrimento.^[1]

Tabela 1: Evolução das recomendações em limites de dose para indivíduos ocupacionalmente expostos.^[1,2]

Ano	Órgão	Recomendação [mSv/ano]
1931	NCRP	500
1934	ICRP	730
1936	NCRP	300
1948	NCRP	150
1950	ICRP	150
1956	ICRP	50
1958	NCRP	50
1973	CNEN	50
1990	ICRP	20
2005	CNEN	20
2007	ICRP	20

Alguns anos após o 2º Congresso Internacional de Radiologia em 1928, o Comitê do *National Bureau of Standards (NBS)* dos Estados Unidos publicou algumas recomendações específicas para construção de salas radiológicas, ajudando a estabelecer o *Advisory Committee on X-Ray and Radium Protection* em 1929. Em 1964 este comitê se tornou conhecido como *National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP)*.^[2,3,4]

O desenvolvimento das recomendações advindas dos relatórios do NCRP, referentes ao cálculo de barreiras em instalações diagnósticas se encontram na Tabela 2.

Atualmente o relatório nº 147 do NCRP^[5] constitui uma referência em cálculo estrutural de barreiras para instalações de radiodiagnóstico, fato que se observa em sua indicação por diversos autores como Turner^[6], Stabin^[7] e Cember^[8].

O termo cálculo estrutural é atribuído à intenção de proteger pessoas presentes em áreas externas à sala que contém a fonte de raios X, ou seja, necessitando de informações da estrutura operacional e civil da instalação.^[8]

Tabela 2: Comparação das considerações em cálculo de barreiras pelos relatórios do NCRP. ^[2,3,9]

	NCRP nº 6 (1949)	NCRP nº 26 (1961)	NCRP nº 34 (1970)
Barreira secundária	Para fins diagnósticos (< 100 kV) não era necessária	Necessária. Regra da CSR. ^a	Necessária. Regra da CSR. ^a Considerou-se o teto como barreira secundária
Carga de trabalho	-	Considerada. ^b	Considerada. ^b
Fator de uso	-	$U_{\text{Piso}} = 1;$ $U_{\text{Parede}} = 1/4;$ $U_{\text{Teto}} = 1/16$	$U_{\text{Piso}} = 1;$ $U_{\text{Parede}} = 1/16$
Fator de ocupação	-	T=1: Completo; T=1/4: Parcial; T=1/16: Ocasional	Sala de espera: T=1/4; Banheiros: T=1/16
Materiais	Chumbo. Curvas de Braestrup (1942) em R/mA.min a 1 m	Chumbo e concreto. Curvas de Braestrup (1944) e Trout et al (1959)	Chumbo e concreto. Curvas de Braestrup (1944) e Trout et al (1959)

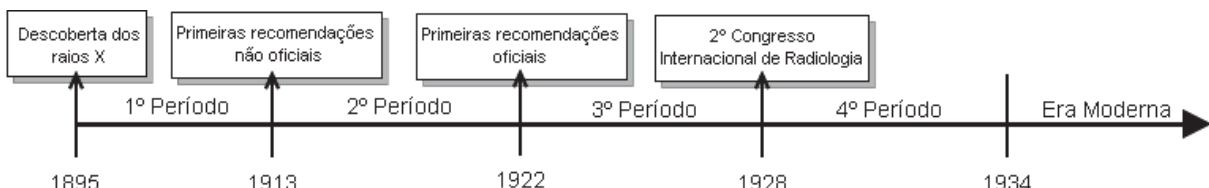
	NCRP nº 49 (1976) ^[10]	NCRP nº 147 (2004) ^[5]
Barreira secundária	Necessária. Regra da CSR. ^a	Necessária. Abolição da regra da CSR. ^a
Carga de trabalho	Considerada. ^b	Distribuição de carga de trabalho em função da tensão do tubo (kV).
Fator de uso	$U_{\text{Piso}} = 1;$ $U_{\text{Parede}} = 1/4$	$U_{\text{Piso}} = 0,89;$ $U_{\text{Parede}} = 0,11;$ $U_{\text{Estativa}} = 1$
Fator de ocupação	T=1: Completo; T=1/4: Parcial; T=1/16: Ocasional	Varia entre T = 1, 1/2, 1/5, 1/8, 1/20 e 1/40
Materiais	Chumbo e concreto. Curvas de Kelley e Trout (1972)	Chumbo, concreto, vidro plumbífero, <i>drywall</i> , aço e madeira de alta densidade. Curvas de Archer et al (1994) ^[11,12,13]

^a Se a espessura necessária para radiação espalhada for próxima a de fuga recomenda-se a adição de 1 camada semirredutora (CSR). Caso difiram de 3 CSR's, a mais espessa será suficiente.

^b 1000 mA.min (100 kVp); 400 mA.min (125 kVp); 200 mA.min (150 kVp).

Para ilustração desta evolução histórica da proteção radiológica, Archer (1995) ^[2] dividiu-a em cinco períodos, voltados para o desenvolvimento do cálculo de barreiras, como descrito na Tabela 3.

Tabela 3: Períodos da evolução histórica de proteção radiológica segundo Archer (1995) ^[2].



1º Período	(1895 – 1913)	Indícios de preocupações pelos profissionais, entretanto sem evidências de ações planejadas em proteção radiológica.
2º Período	(1913 – 1922)	Primeiras recomendações elaboradas por sociedades e comitês na Inglaterra, Alemanha e Estados Unidos, apesar de nenhuma concordar nas unidades físicas de quantificação da radiação ionizante.
3º Período	(1922 – 1928)	Realização do 1º Congresso Internacional de Radiologia em 1925. Neste período grandes avanços em dosimetria e propostas de blindagem do tubo de raios X foram realizados.
4º Período	(1928 – 1934)	Realização do 2º Congresso Internacional de Radiologia. Criação do ICRU ^c , do ICRP ^d e publicação das primeiras diretrizes internacionais em proteção radiológica, as quais estabeleceram o Röntgen como unidade oficial e recomendou-se a proteção da radiação espalhada por material equivalente a 1 mm de chumbo.
Era Moderna	(1934 – Atualmente)	Marcada pelo desenvolvimento de diversas recomendações pelas nações.

^c International Commission on Radiation Units and Measurements

^d International Commission on Radiological Protection

1.1 MOTIVAÇÃO

Atualmente no Brasil, a norma que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica é a CNEN – NN – 3.01 ^[14], redigida pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). Nesta, ressalta-se o dever de aplicação de um sistema de proteção, tanto da fonte quanto das instalações, por barreiras múltiplas (item 5.2.3 ^[14]), embora não especifique a metodologia nem a necessidade de apresentação de uma memória de cálculo.

Conforme a legislação brasileira, o documento oficial que apresenta os requisitos básicos de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico é a Portaria 453 do Ministério da Saúde, a qual aprova o regulamento técnico em todo território nacional. ^[15] Por meio desta Portaria se preconiza a apresentação do cálculo de barreiras, realizado por especialista em física do radiodiagnóstico, como requisito para o licenciamento de instalações radiológicas (item 3.6.d ^[15]). Tal fato evidencia a necessidade de um profissional qualificado que consiga discernir as devidas considerações técnicas a serem utilizadas.

Em ambos os documentos ^[14,15], observa-se a inexistência de qualquer indicação a respeito de uma metodologia de cálculo ou referência a publicações internacionais sobre o assunto.

Assim, atualmente os profissionais que realizam o cálculo de blindagem se baseiam em publicações estrangeiras, como o NCRP 147 ^[5]. Desta solução surge o questionamento da diferença dos valores propostos aos nacionais, principalmente em termos da estimativa de cargas de trabalho e atenuação dos materiais utilizados como barreiras.

1.2 OBJETIVOS

Desenvolver um programa computacional de interface online, para sistematização do cálculo estrutural de espessuras de barreiras, baseado na metodologia apresentada pelo NCRP 147 ^[5].

O presente trabalho teve como objetivo também, pesquisar parâmetros nacionais para que o usuário disponha de opções mais fidedignas do cenário radiológico atual.

1.3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

1.3.1. Distribuição de carga de trabalho (W(kV))

Carga de trabalho corresponde ao grau de utilização do tubo de raios X, ou seja, a somatória ou integral do produto corrente-tempo num dado intervalo de tempo, geralmente dado em mA.min/semana. [5]

Mutscheller, em 1928, foi o primeiro a estimar a carga de trabalho total de um serviço de grande movimento: aproximadamente 417 mA.min/semana para radiografias em geral e 2400 mA.min/semana para fluoroscopia. [2]

Graças à propriedade de atenuação dos materiais possuem forte dependência com a tensão (aproximadamente exponencial, e aproximadamente linear com a carga de trabalho), a distribuição das cargas de trabalho em função da tensão é muito mais significativa para cálculo de barreiras do que sua magnitude total. [5,9] Tais dependências foram pesquisadas por Simpkin [16] e consideradas no NCRP 147 [5].

Pesquisas nacionais realizadas em departamentos de diagnóstico por imagem, as quais seguiram a mesma metodologia utilizada por Simpkin [16], foram desenvolvidas e publicadas por Mello e Costa [17] em radiologia convencional e mamografia, e Rume [18] em procedimentos intervencionistas.

1.3.2. Distâncias (d)

Em cálculo estrutural de barreiras, as distâncias às áreas ocupadas são classificadas de acordo com os tipos de barreiras:

- Primária: direção do feixe de radiação primário, ou seja, distância do ponto focal do tubo de raios X ao local a ser protegido (d_P);
- Secundária: a radiação secundária abrange duas origens:
 - espalhamento pelo paciente: correspondendo à distância entre o espalhador (paciente) e o local a ser protegido (d_S);
 - fuga do cabeçote: correspondendo à distância entre o foco do tubo de raios X ao local a ser protegido (d_F).

Geralmente expressas em metros. [5]

1.3.3. Rendimento do tubo de raios X (R)

O rendimento do tubo de raios X significa, segundo o TRS 457 ^[19], o quociente do kerma no ar (item 1.3.4) a uma determinada distância do foco do tubo, pelo produto corrente - tempo de exposição, geralmente dado em mGy/mAs.

No NCRP 147 ^[5] o rendimento aparece como o parâmetro $K_w^1(kVp)$, que corresponde ao kerma no ar primário, não blindado, a 1 metro por unidade de carga de trabalho, ou seja mGy/mA.min. Portanto, o $K_w^1(kVp)$ utilizado pelo NCRP 147 é igual ao rendimento indicado neste trabalho como $R(kVp)$.

O NCRP 147 sugere uma estimativa através do cálculo por uma função dependente da tensão (kVp), separadamente para tubos radiográficos convencionais (ânodo de tungstênio com filtração por alumínio – W/Al), apresentado na Equação 1, e tubos mamográficos (ânodo de molibdênio com filtração por molibdênio – Mo/Mo), na Equação 2.

$$R(kVp) = 1,222 - 5,644 \cdot 10^{-2} \cdot kVp + 1,227 \cdot 10^{-3} \cdot kVp^2 - 3,126 \cdot 10^{-6} \cdot kVp^3 \quad (1)$$

$$R(kVp) = -1,335 + 4,385 \cdot 10^{-3} \cdot kVp^2 \quad (2)$$

1.3.4. Kerma no ar (K)

A grandeza física kerma (*kinetic energy released per unit of mass*) indica a transferência de energia ao meio, neste caso o ar. Usualmente dado como mGy (10^{-3} J/kg). ^[1,19]

Segundo o NCRP 147, o kerma no ar é utilizado no estabelecimento dos níveis de restrição (P). ^[5]

Conforme classificação das barreiras, o kerma no ar primário se calcula como mostra as Equação 3. ^[5]

$$K_p(x) = \sum_{kVp} \frac{R(kVp) \cdot W(kVp) \cdot U}{d_p^2} \cdot B_p(x, kVp) \quad (3)$$

Onde $R(kVp)$ corresponde ao rendimento (item 1.3.3), $W(kVp)$ à carga de trabalho (item 1.3.1), U ao fator de uso (item 1.3.5), d_p à distância primária (item 1.3.2) e $B_p(x, kVp)$ à transmissão (item 1.3.8).

O kerma no ar primário, não blindado, a 1 metro, correspondente ao parâmetro $K_p^1(0)$ utilizado pelo NCRP 147, consiste no produto entre rendimento (R) e carga de trabalho (W) presente na Equação 3. ^[5]

1.3.5. Fator de uso (U)

Fator de uso, ou fator de direcionamento do feixe, consiste na fração da carga de trabalho do feixe em questão que está direcionado para uma determinada barreira. ^[5]

Valor que varia dependendo da rotina clínica da instalação.

1.3.6. Fator de ocupação (T)

Fator de ocupação indica o grau de ocupação do indivíduo mais exposto à radiação enquanto a fonte estiver ligada. Quantitativamente consiste na fração de tempo durante a semana que tal local está ocupado pela pessoa que mais o frequenta. ^[5]

A Tabela 4 compara as sugestões de valores de fatores de ocupação dados pela Portaria 453 e pelo NCRP 147.

Tabela 4: Comparação dos valores de fator de ocupação sugeridos pela Portaria 453 ^[15] e pelo NCRP 147 ^[5].

Locais	Portaria 453 ^[15]	NCRP 147 ^[5]
Áreas controladas		
Adjacências com permanência constante	T = 1	T = 1
Recepção		
Vestiário		
Circulação interna	T = 1/4	T = 1/5
Banheiro		T = 1/20
Circulação externa	T = 1/16	
Escada		T = 1/40

1.3.7. Nível de restrição (P)

Nível de restrição consiste no valor máximo de dose possível de ser atingida após inserção da barreira, utilizando-se operacionalmente de limites de dose estabelecidos conforme ocupação do ambiente. ^[5]

Tais ocupações são divididas em: áreas livres, onde não há controle especial de proteção radiológica, e áreas controladas, em que se necessitam regras especiais de proteção e segurança radiológica, segundo níveis estabelecidos por legislação local. ^[15]

Pelo NCRP 147, estabelece-se os níveis em kerma no ar (mGy), sendo que pela Portaria 453 exige-se o uso da grandeza dosimétrica

operacional equivalente de dose ambiente ($H^*(d)$ - mSv). Sua diferença é evidenciada na Tabela 5. ^[5,15]

Tabela 5: Comparação dos níveis de restrição estabelecidos pelo NCRP 147 ^[5] e pela Portaria 453 ^[15].

	NCRP 147 ^[5] $K = [\text{mGy/semana}]$	Portaria 453 ^[15] $H^*(d) = [\text{mSv/semana}]$
Áreas controladas	0,10	0,10
Áreas livres	0,02	0,01

Equivalente de dose ambiente é a grandeza dosimétrica utilizada para monitoração de área, correspondendo ao produto da dose absorvida em um ponto pelo fator de qualidade da radiação, que para raios X é equivalente a 1. ^[1]

1.3.8. Transmissão (B)

Transmissão corresponde à fração do kerma transmitido por uma dada barreira em relação ao kerma não blindado. Este parâmetro é dependente da energia da radiação incidente, do material e espessura da barreira utilizada. ^[5]

Em 1983, Archer et al ^[20] propôs um modelo matemático para determinação da transmissão, utilizando-se de três parâmetros de ajuste (α , β , γ) advindos do material a ser utilizado como barreira como mostra a Equação 4. ^[5]

$$B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) \cdot e^{\alpha \gamma x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}} \quad (4)$$

1.3.9. Parâmetros dos materiais atenuadores (α , β , γ)

Os parâmetros de ajuste da equação de transmissão (α , β , γ), mostrados na Equação 4, são dependentes da tensão e do material da barreira, sendo apresentados no NCRP 147 distribuídos por intervalos de 5 kV para seis materiais: chumbo, concreto, *drywall*, vidro plumbífero, aço e madeira de alta densidade. ^[5]

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 PESQUISA REGIONAL

Este estudo consistiu de uma amostragem indireta, ou seja, por meio de consultas ao banco de dados da Seção Técnica de Aplicações em Diagnóstico por Imagem (STADI) do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE - USP). Um total de 2139 dados, dentre valores de carga de trabalho semanal, fluxo de atendimento e rendimento do tubo de raios X foram coletados, advindos de 2002 relatórios de levantamento radiométrico e controle de qualidade, realizados durante o período de 1999 a 2009.

A pesquisa abrangeu 43 diferentes instituições, localizadas na região Sul e Sudeste do Brasil, totalizando mais de 100 modelos de equipamentos diferentes, distribuídos em 13 modalidades radiológicas, apresentadas na Tabela 6.

Tabela 6: Modalidades clínicas identificadas no levantamento de dados realizado.

Categoria	Modalidade radiológica
I. Radiologia convencional	1. Radiografia em geral 2. Portátil 3. Radiografias de tórax - Estativa
II. Fluoroscopia	4. Fluoroscopia e Radiografia 5. Arco cirúrgico - Portátil 6. Hemodinâmica 7. Litotripsia
III. Mamografia	8. Mamografia 9. Estereotaxia
IV. Radiologia odontológica	10. Radiografia Intra-Oral 11. Radiografia Extra-Oral – Panorâmica
V. Radiologia veterinária	12. Radiografia veterinária em geral 13. Portátil

A Figura 1 ilustra a distribuição dos dados coletados nas cinco principais categorias.

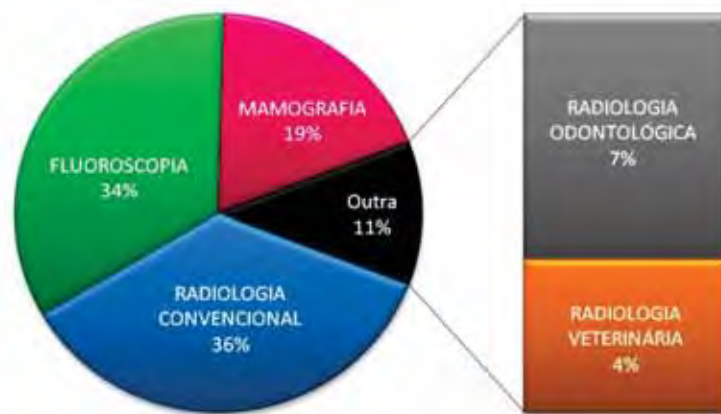


Figura 1: Gráfico da distribuição dos dados coletados nas cinco principais categorias.

Por meio da metodologia estatística de quantificação da tendência central e de dispersão dos dados, realizaram-se estimativas da média nacional de carga de trabalho normalizada por paciente (W_{norm}), rendimento do tubo de raios X (R) e kerma no ar (K), conjuntamente com seus respectivos desvios padrão (s) e erros médios (σ) para cada modalidade clínica estudada. Como mostra as equações Equação 5 e 6.

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2}{N-1}} \quad (5)$$

$$\sigma = \frac{s}{\sqrt{N}} \quad (6)$$

Onde $\bar{X}$ corresponde à média do parâmetro X analisado e N ao número de dados.

2.1.1. Carga de Trabalho

As cargas de trabalho médias para cada modalidade foram estimadas a partir da média aritmética dos dados coletados.

Seus valores foram obtidos de relatórios de levantamento radiométrico, cujos testes possuem frequência mínima de quatro anos estabelecida pela Portaria 453 [15].

2.1.2. Rendimento do tubo de raios X

Tais valores foram coletados de relatórios de testes de controle de qualidade, cuja frequência mínima é de dois anos estabelecida pela Portaria 453 [15].

2.1.2.1. Distribuição do rendimento pela tensão para mamografia

Visando uma análise qualitativa da distribuição de rendimento pela tensão em mamografia, utilizou-se dados publicados e disponibilizados por Alcântara [22], a qual avaliou três diferentes mamógrafos (dois analógicos: *GE Senographe 700 T* e *Siemens Mammomat 3000 Nova*, e um digital: *GE Senographe DS*) [22]), comparando-os com a função apresentada pelo NCRP 147 [5].

Para radiologia convencional e fluoroscopia a ANVISA, por meio da Resolução 1016[21], descreve o teste para determinação do rendimento, porém para mamografia tal teste não é mencionado nesta publicação. Portanto, para quantificação de tal parâmetro em função da tensão do tubo de raios X, Alcântara [22] se utilizou do código de prática da IAEA [19] e do manual do Colégio Americano de Radiologia (ACR) [23], realizando 3 leituras de kerma no ar em cada valor de tensão, variando de 23 a 32 kV com passo unitário.

2.1.3. Kerma no ar primário, não blindado, a um metro ($K_p^1(0)$)

Para estimação deste parâmetro, sugerido pelo NCRP 147 [5], realizou-se uma multiplicação do valor de rendimento com a carga de trabalho normalizada (W_{norm}), determinando a incerteza por propagação de erros. A Figura 2 ilustra a metodologia adotada.

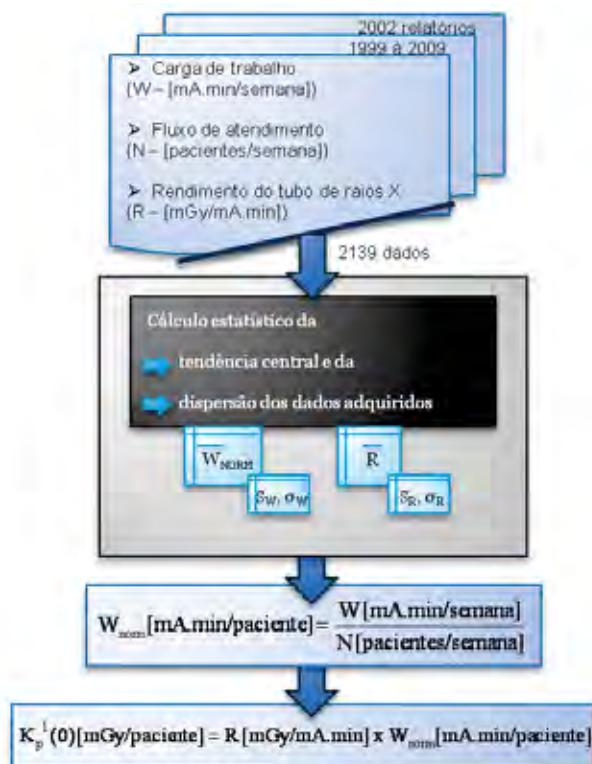


Figura 2: Metodologia da pesquisa regional de valores de carga de trabalho, rendimento do tubo de raios X e fluxo de atendimento do serviço, visando à estimação do kerma no ar primário, não blindado, a um metro.

2.2 CONSTRUÇÃO DO SITE DE CÁLCULO ESTRUTURAL DE BARREIRAS

A Internet, rede remota internacional criada em 1969 pela ARPA (*Advanced Research and Projects Agency*) [24], representa atualmente uma das principais ferramentas de comunicação e prestação de serviços, graças a sua fácil acessibilidade e disponibilização de conteúdo. Motivo pela escolha desta como plataforma para elaboração do programa de cálculo estrutural de barreiras.

A escolha das ferramentas utilizadas na construção deste portal web, para cálculo estrutural de barreiras, visou especialmente à compatibilidade com diferentes sistemas operacionais e o uso de recursos de código livre, os quais proporcionem segurança e robustez na dinâmica dos dados.

2.2.1. Linguagem de programação

A linguagem de programação utilizada para dinâmica de dados foi o PHP (*Hypertext Preprocessor*), a qual é executada no servidor, retornando ao cliente uma página eletrônica estática em linguagem HTML. Isto significa a não exposição do código fonte do programa, garantindo a segurança na interação com o banco de dados. [25]

2.2.2. Banco de dados

O Sistema Gerenciador de Banco de Dados (SGBD) utilizado foi o MySQL, graças à sua rapidez e consistência de performance, além de sua popularidade: portais como o Yahoo!, Google e YouTube o utilizam. [26]

2.2.3. Servidor Web

O servidor Web utilizado foi o Apache, por ser um dos servidores mais utilizados no mundo, pois provê segurança, confidencialidade e confiabilidade dos dados, além de possuir compatibilidade com diversas versões de diferentes sistemas operacionais como Linux, Windows, entre outras. [25]

2.2.4. Algoritmo de cálculo

O algoritmo de cálculo se fundamentou na metodologia de cálculo proposta pelo NCRP 147 [5], a qual se baseia na grandeza física kerma no ar, diferenciando formulações para barreiras primárias e secundárias. Tal divisão é devida as diferentes considerações de

dependência, como a dependência angular do espalhamento considerada para barreiras secundárias, sendo desnecessárias para barreiras primárias.

O fluxograma da Figura 3 ilustra a metodologia de cálculo adotada.

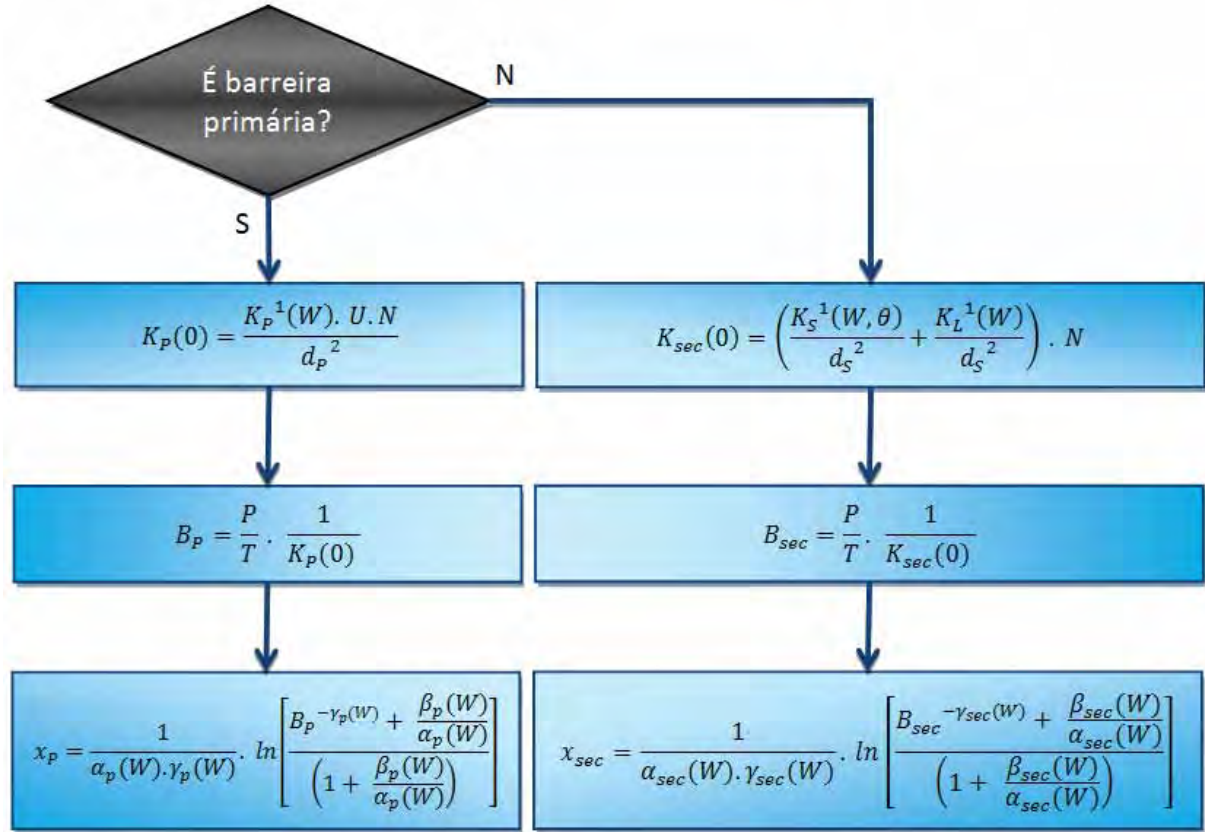


Figura 3: Fluxograma da metodologia de cálculo utilizada neste trabalho.

Onde:

- $K_p(0)$: Kerma primário não blindado, gerado por modalidade radiológica de carga de trabalho igual a W ;
- $K_{sec}(0)$: Kerma secundário não blindado, gerado por modalidade radiológica de carga de trabalho igual a W ;
- $K_p^1(W)$: Kerma primário, não blindado, a 1 metro do tubo de raios X, dependente da carga de trabalho (W) da modalidade radiológica;
- $K_s^1(W)$: Kerma secundário espalhado, não blindado, a 1 metro da fonte espalhadora, dependente da carga de trabalho (W) da modalidade radiológica;
- $K_L^1(W)$: Kerma secundário de fuga, não blindado, a 1 metro do tubo de raios X, dependente da carga de trabalho (W) da modalidade radiológica;
- U : Fator de uso (item 1.3.5);
- N : Fluxo de atendimento semanal - nº de pacientes/semana;
- d_p : Distância primária (item 1.3.2);
- d_s : Distância secundária de espalhamento (item 1.3.2);

- d_L : Distância secundária de fuga (item 1.3.2);
- B_p : Transmissão do feixe primário (item 1.3.8);
- B_{sec} : Transmissão do feixe secundário (item 1.3.8);
- P : Nível de restrição (item 1.3.7);
- T : Fator de ocupação (item 1.3.6);
- x_p : Espessura da barreira primária;
- x_{sec} : Espessura da barreira secundária;
- $\alpha_p(W)$, $\beta_p(W)$, $\gamma_p(W)$: Parâmetros primários do material atenuador (item 1.3.9);
- $\alpha_{sec}(W)$, $\beta_{sec}(W)$, $\gamma_{sec}(W)$: Parâmetros secundários do material atenuador (item 1.3.9).

A principal preocupação com a engenharia computacional foi a logística de entrada de dados pelo usuário, priorizando-se a construção de uma interface mais sucinta possível.

2.3 VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE CÁLCULO

A validação do algoritmo de cálculo consistiu no teste dos exemplos resolvidos do capítulo 5 do NCRP 147 ^[5], quantificando a diferença de espessuras obtidas.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 PESQUISA REGIONAL

Os resultados apresentados nesta seção foram previamente apresentados e publicados em anais de simpósios e congresso. [27,28,29]

3.1.1. Carga de Trabalho

Os resultados deste trabalho se encontram reunidos na Tabela 7.

Tabela 7: Resultados de cargas de trabalho normalizadas estimadas por este trabalho.

Categoria	Modalidade radiológica	Carga de trabalho normalizada (mA.min/paciente)		
		Média	Desvio Padrão	Erro Médio
Radiologia Convencional	Radiografia em geral	1,8	1,5	0,2
	Raios X Portátil	0,6	0,8	0,2
	Radiografias de tórax - Estativa	0,35	0,04	0,02
Fluoroscopia	Fluoroscopia e radiografia	3,2	3,1	0,4
	Arco cirúrgico Portátil	8,8	13,3	3,1
	Hemodinâmica	71,5	69,8	20,1
	Litotripsia	5,7	6,3	3,2
Mamografia	Mamografia	11,1	5,9	0,8
	Estereotaxia	20,9	7,2	4,2
Radiologia Odontológica	Radiografia Intra-Oral	0,26	0,13	0,02
	Radiografia Extra-Oral - Panorâmico	3,0	2,4	0,8
Radiologia Veterinária	Radiografia veterinária	1,4	1,2	0,5
	Raios X veterinário portátil	0,7	1,0	0,4

Os elevados valores de desvios padrão encontrados podem ser atribuídos à grande variação de técnicas radiológicas encontradas, fato bastante pronunciado em fluoroscopia. A Figura 4 mostra a

distribuição dos dados de carga de trabalho normalizada por paciente em fluoroscopia.

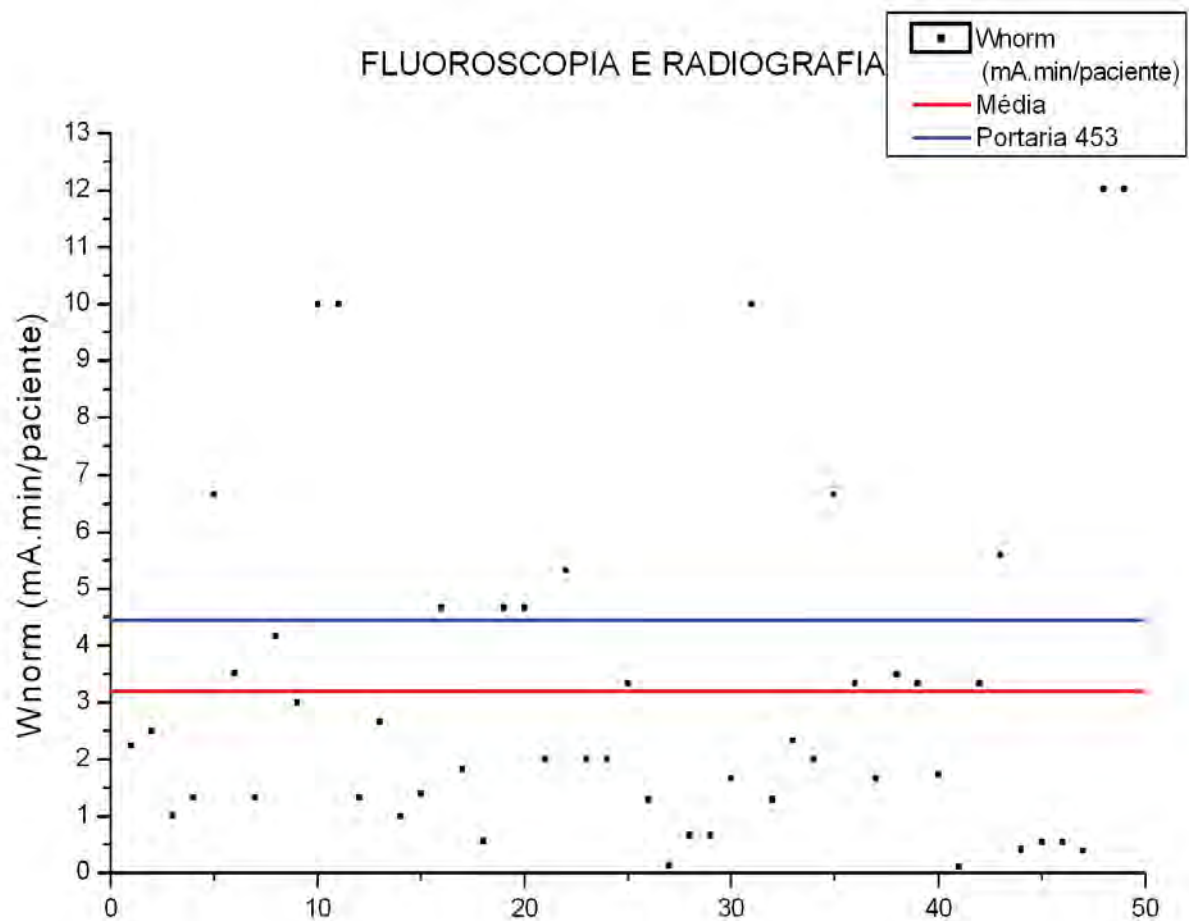


Figura 4: Distribuição dos dados de carga de trabalho normalizada por paciente em fluoroscopia, indicando os valores propostos pela publicação nacional Portaria 453.

Importante salientar que a metodologia deste trabalho consistiu em uma amostragem indireta, baseando-se nas informações fornecidas por técnicos ou responsáveis pelo setor de diagnóstico por imagem.

Em pesquisa à literatura, Costa [3] e Mello et al [17] estimaram a carga de trabalho normalizada para radiologia convencional, e Rume [18] em procedimentos intervencionistas. As Tabela 8 e Tabela 9 comparam os resultados de radiologia convencional e intervencionismo, respectivamente.

Tabela 8: Comparação de valores de carga de trabalho em radiologia convencional, advindos de trabalhos nacionais publicados.

	Cargas de trabalho [mA.min/paciente]		
	Presente trabalho (2009)	MELLO (2006) ^[17]	COSTA (1999) ^[3]
Radiografia geral	1,8 ± 1,5	1,56 ± 0,06	2,7 ± 0,3 5 ± 1
Radiografias de tórax	0,35 ± 0,04	0,30 ± 0,02	0,23 ± 0,06
Mamografia	11 ± 6	9,3 ± 0,1	10 ± 5 4 ± 2

Tabela 9: Comparação de valores de carga de trabalho em procedimentos intervencionistas, advindos de trabalhos nacionais publicados.

	Cargas de trabalho [mA.min/paciente]	
	Presente trabalho (2009)	RUME (2007) ^[18]
Fluoroscopia e radiografia	3,2 ± 3,1	75,9 ± ND ^a
Arco cirúrgico Portátil	8,8 ± 13,3	(Diagnóstico)
Hemodinâmica	71,5 ± 69,8	131,6 ± ND ^a
Litotripsia	5,7 ± 6,3	(Terapia)

^a Não-disponível

Em contraste com a metodologia adotada neste trabalho, os resultados de Costa ^[3], Mello et al ^[17] e Rume ^[18] adotaram uma amostragem direta de coleta de dados, acompanhando cada procedimento diagnóstico dentro do hospital, resultando muitas vezes em desvios padrão menores que os encontrados neste trabalho.

Analizando os valores médios da Tabela 8 observa-se que em radiologia convencional esses resultados se encontram próximos ao encontrado por este trabalho, fato não encontrado nos dados de procedimentos intervencionista, contidos na Tabela 9. Como em fluoroscopia o bom-senso e a experiência do operador são essenciais para o controle do tempo de exposição ^[18], para diferentes casos clínicos o tempo pode atingir elevadas variações, influenciando diretamente na estimativa da carga de trabalho.

A Portaria 453 ^[15] sugere alguns valores de carga de trabalho. A Tabela 10 mostra os valores apresentados por publicação nacional (Portaria 453) e internacional (NCRP 147 ^[5]).

Pela Tabela 10 observa-se que os valores médios encontrados pelo presente trabalho se aproximam mais dos propostos pela Portaria 453

e pela ANVISA [30], do que os sugeridos pelo NCRP 147, principalmente em referência a mamografia.

Extrapolando os resultados regionais adquiridos neste trabalho para uma análise da tendência média dos valores nacionais de carga de trabalho, conclui-se que os valores descritos na Portaria 453 constituem referências mais representativas da prática radiológica brasileira em relação aos propostos pelo NCRP 147.

Tabela 10: Comparação dos resultados de carga de trabalho em relação às publicações oficiais.

	Cargas de trabalho [mA.min/paciente]		
	Presente trabalho	Portaria 453 [15,30] ^a	NCRP 147 [5,16]
Radiografia Geral	1,8 ± 1,5	1,90	2,5 ± 2,5
Radiografia de Tórax	0,35 ± 0,04	0,38	0,22 ± 0,21
Fluoroscopia e Radiografia	3,2 ± 3,1	4,46	<u>Tubo radiográfico</u>
			1,5 ± 1,4
			<u>Tubo fluoroscópico</u>
			13 ± 10
Radiografia Intra-Oral	0,26 ± 0,13	0,18	-
Radiografia Extra-Oral - Panorâmica	3,0 ± 2,4	1,19	-
Mamógrafo	11,1 ± 5,9	11,9 ^b	6,7 ± 3,4

^a Para tensão de pico de 100 kVp e funcionamento de 5 dias por semana

^b Para tensões de pico menores que 50 kVp

3.1.2. Rendimento do tubo de raios X

Os valores encontrados por este trabalho estão reunidos na Tabela 11. Nesta compara-se os resultados médios estimados com a função proposta pelo NCRP 147 [5] (Equação 1 e Equação 2).

Apesar de o rendimento constituir um parâmetro característico do equipamento, uma representação média deste se torna importante como referência em planejamentos de proteção radiológica, principalmente em planejamentos arquitetônicos de instalações de diagnóstico por imagem a serem construídas.

Pela Tabela 11 observa-se que para radiologia odontológica os valores de rendimento medidos pelo corpo técnico da STADI^e apresentaram maior diferença com os propostos pelo NCRP 147, principalmente pelo

^e Seção Técnica de Aplicações em Diagnóstico por Imagem

fato dos equipamentos intra-orais estudados serem monofásico de retificação de meia-onda, sendo que a função dada pela publicação norte-americana considera equipamentos trifásicos e de potencial constante.

As diferenças observadas evidenciam a importância do conhecimento técnico acerca do equipamento utilizado e sua utilização por determinada prática radiológica.

Tabela 11: Resultados de rendimento do tubo de raios X encontrados por este trabalho comparados aos sugeridos pelo NCRP 147 ^[5].

Categoria	Modalidade radiológica	Rendimento (mGy/mA.min)			NCRP 147 ^[5]	Diferença (%)
		Presente trabalho				
		Média	Desvio Padrão	Erro Médio		
Radiologia Convencional	Radiografia em geral	3,17	1,32	0,06	2,9 ^a	7,8
	Raios X Portátil	3,56	1,36	0,08		21,1
	Radiografias de tórax - Estativa	3,4	1,2	0,4		15,6
Fluoroscopia	Fluoroscopia e radiografia	3,65	1,40	0,08	2,9 ^a	24,1
	Arco cirúrgico Portátil	2,7	1,5	0,1		-8,2
	Hemodinâmica	2,3	3,7	0,6		-21,8
	Litotripsia	2,1	2,7	0,4		-28,6
Mamografia	Mamografia	2,47	0,93	0,06	2,1 ^b	17,6
	Estereotaxia	2,2	0,5	0,1		4,8
Radiologia Odontológica	Radiografia Intra-Oral	3,7	2,2	0,5	2,2 ^c	68,2
	Radiografia Extra-Oral - Panorâmico	1,6	1,0	0,2	3,8 ^d	-57,9
Radiologia Veterinária	Radiografia veterinária	4,2	1,8	0,2	2,9 ^a	42,9
	Raios X veterinário portátil	2,9	1,8	0,4		-1,4

^a Para tensão de pico igual a 80 kVp; ^b Para tensão de pico igual a 28 kVp; ^c Para tensão de pico igual a 70 kVp;

^d Para tensão de pico igual a 90 kVp;

3.1.2.1. Distribuição do rendimento pela tensão para mamografia

Assim como o NCRP 147 ^[5] surgiu da necessidade de atualização das considerações tecnológicas no cálculo estrutural de blindagens (como retificação de onda, novas modalidades diagnósticas e materiais), com o advento da tecnologia digital intencionou-se verificar se a função dada por esta publicação (Equação 2) é representativa desta nova modalidade.

Embora a função apresentada pelo NCRP 147 seja referente a um tubo com ânodo de molibdênio e filtro de molibdênio (Mo/Mo), na Figura 5 comparam-se curvas de um equipamento digital e um analógico compostos por anodo de molibdênio e filtro de ródio (Mo/Rh), indicando também a distribuição de mamografia sugerida pelo NCRP 147.

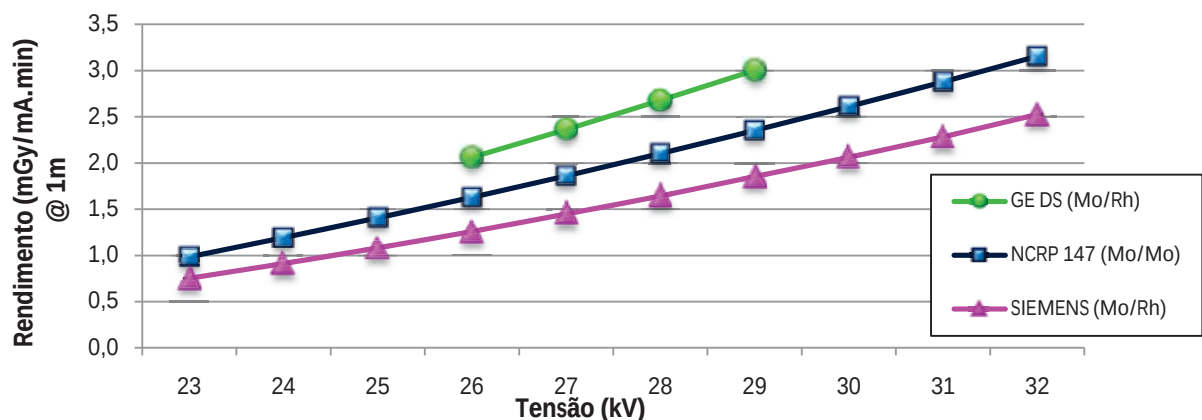


Figura 5: Gráfico comparativo das distribuições de rendimento de um equipamento de mamografia digital (GE DS) e um analógico (SIEMENS), ambos Mo/Rh, situando a curva estimada pelo NCRP 147 ^[5].

Observou-se que todos os equipamentos digitais apresentaram valores de rendimento maiores que os analógicos.

Dentre os mamógrafos analógicos Mo/Mo, calculou-se o rendimento médio e seu desvio padrão. A Figura 6 mostra a curva que representa os valores médios e a área que representa o intervalo de confiança dos dados experimentais, igual a 68,3%. Esta figura mostra a inserção da curva presente no NCRP 147 dentro deste intervalo de confiança, indicando que esta representa a classe dos mamógrafos analógicos Mo/Mo. Nesta mesma figura os resultados dos equipamentos digitais foram inseridos permitindo a comparação com os analógicos e a função do NCRP 147.

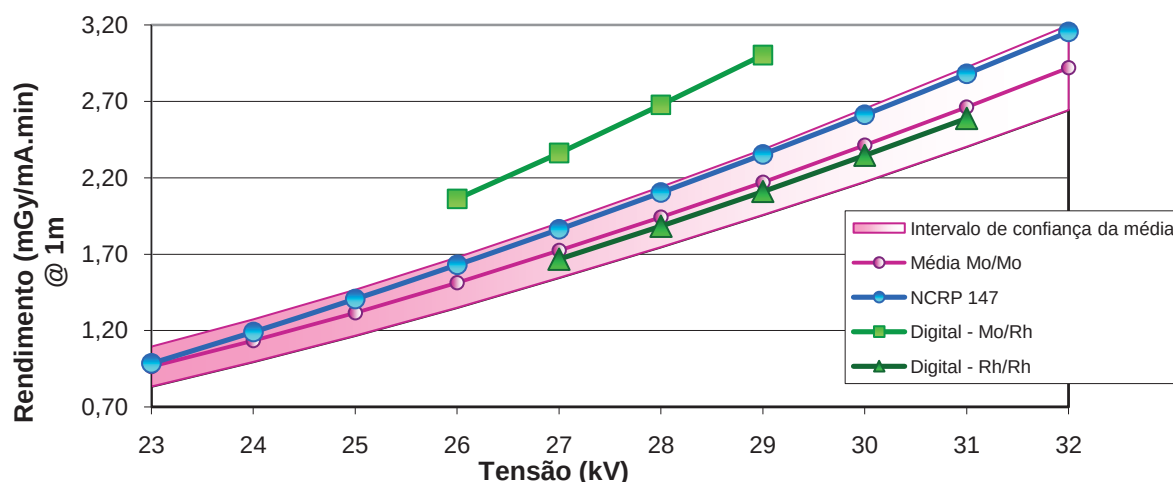


Figura 6: Gráfico da distribuição média de rendimentos dos mamógrafos analógicos Mo/Mo e seu intervalo de confiança (68,3%), indicando a inclusão da função proposta pelo NCRP 147 ^[5]. Este também mostra as distribuições dos dois mamógrafos digitais pesquisados por Alcântara ^[22].

3.1.3. Kerma no ar primário, não blindado, a um metro ($K_p^1(0)$)

O kerma no ar primário, não blindado, a um metro constitui um parâmetro fundamental para o cálculo da transmissão. Sua estimativa realizada por este trabalho representa somente o kerma no ar primário, não considerando contribuições secundárias.

Os resultados obtidos pela multiplicação dos valores de carga de trabalho (Tabela 7) e rendimento do tubo de raios X (Tabela 11) se encontram na Tabela 12.

Realizando-se uma comparação dos resultados estimados por este trabalho aos apresentados pelo NCRP 147 ^[5], observa-se que a diferença percentual para radiografias de tórax foi a menor encontrada, ao passo que para fluoroscopia esta consistiu na maior, como mostra a Tabela 13. Tamanha diferença é atribuída ao valor do NCRP 147 corresponder a um tubo dedicado a radiografias (na publicação norte-americana os equipamentos de fluoroscopia foram divididos em tubo dedicado a fluoroscopia e outro para radiografias), sendo que no Brasil dificilmente encontram-se equipamentos de fluoroscopia com dois tubos.

Tabela 12: Resultados de kerma no ar primário, não blindado, a um metro de distância do foco do tubo de raios X.

Categoria	Modalidade radiológica	$K_p^{-1}(0)$ – [mGy/semana]		
		Média	Desvio Padrão	Erro Médio
Radiologia Convencional	Radiografia em geral	5,6	5,3	0,3
	Raios X Portátil	2,2	3,1	0,2
	Radiografias de tórax - Estativa	1,19	0,43	0,02
Fluoroscopia	Fluoroscopia e radiografia	11,8	12,1	0,7
	Arco cirúrgico Portátil	23	38	5
	Hemodinâmica	165	309	84
	Litotripsia	12	20	9
Mamografia	Mamografia	27,4	17,8	0,9
	Estereotaxia	46	19	2
Radiologia Odontológica	Radiografia Intra-Oral	0,96	0,75	0,08
	Radiografia Extra-Oral - Panorâmico	4,82	4,76	0,91
Radiologia Veterinária	Radiografia veterinária	5,9	5,5	1,0
	Raios X veterinário portátil	2,1	3,2	0,8

Tabela 13: Comparação dos valores de kerma no ar primário, não blindado, a um metro estimados neste trabalho aos apresentados no NCRP 147 ^[5].

	$K_p^{-1}(0)$ - [mGy/semana]		
	Presente trabalho	NCRP 147 ^[5,12]	Diferença (%)
Radiografia geral	5,6 ± 5,3	5,2	7,7
Radiografias de tórax	1,2 ± 0,4	1,2	-1,8
Fluoroscopia e radiografia	11,8 ± 12,1	5,9	100

3.2 VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE CÁLCULO

A dinâmica de interface e inserção de dados pelo usuário não será dissertada neste trabalho, focando-se na análise dos resultados segundo a metodologia descrita no item 2.2.4.

Os dados e valores apresentados a seguir foram retirados do relatório (em formato *pdf*) que o próprio site gera.

Nesta seção serão apresentados somente os três primeiros exemplos presentes no NCRP 147 [5], a título de ilustração do que foi realizado.

3.2.1. Sala de angiografia cardíaca (Exemplo 5.1 [5])

A Figura 7 apresenta os dados do problema e os resultados calculados pelo site.

DADOS DO SERVIÇO

- 1 posicionamento do tubo de raios-X
- 1 vizinhança a ser protegida
- Sala dedicada a Fluoroscopia (R&F)

POSICIONAMENTO 1 :

Carga de Trabalho: NCRP 147 - Cardiac Angiography

Atende aproximadamente: 25 pacientes por semana

Para a VIZINHANÇA 1

Barreira: Secundária

Distância de fuga: 4 m

Nível de restrição: 0.02 mGy/semana

Distância de espalhamento: 4 m

Fator de ocupação: 1

Espalhamento: Retroespalhamento

VIZINHANÇA	TIPO DE BARREIRA	NÍVEL DE RESTRIÇÃO	FATOR DE OCUPAÇÃO	Espessuras em mm					
				CHUMBO	CONCRETO	DRY WALL	AÇO	VIDRO	MADEIRA
1	Secundária	0.02 mGy/semana	1	1.3	95	296	11	106	773

Figura 7: Dados e resultados apresentados pelo site do exemplo 5.1 [5].

O resultado apresentado pelo site mostrou-se igual ao calculado pelo NCRP 147.

3.2.2. Sala dedicada a exames de tórax (Exemplo 5.2 ^[5])

A Figura 8 apresenta os dados do problema e os resultados calculados pelo site.

POSICIONAMENTO 1 :

Carga de Trabalho:

NCRP 147 - Chest Room

Atende aproximadamente:

300 pacientes por semana

Para a VIZINHANÇA 1

Barreira:

Primária

Fator de uso:

1

Nível de restrição:

0.02 mGy/semana

Distância primária:

3 m

Fator de ocupação:

1

Para a VIZINHANÇA 2

Barreira:

Secundária

Distância de fuga:

2.1 m

Nível de restrição:

0.02 mGy/semana

Distância de espalhamento:

2.1 m

Fator de ocupação:

1

Espalhamento:

Lateral

VIZINHANÇA

TIPO DE BARREIRA

NÍVEL DE RESTRIÇÃO

FATOR DE OCUPAÇÃO

CHUMBO

CONCRETO

DRY WALL

AÇO

VIDRO

MADEIRA

1

Primária

0.02 mGy/semana

1

2.2

153

482

19

168

1.099

1

Secundária em torno da primária

0.02 mGy/semana

1

0.2

20

59

2

23

222

2

Secundária

0.02 mGy/semana

1

0.4

34

103

3

38

327

Figura 8: Dados e resultados apresentados pelo site do exemplo 5.2 ^[5].

Os resultados apresentados pelo site de espessura da barreira primária e secundária foram iguais aos calculados pelo NCRP 147 ^[5], sendo que a barreira secundária em torno da primária não é calculada na publicação em referência.

3.2.3. Sala radiográfica (Exemplo 5.3 ^[5])

As Figura 9 e Figura 10 ilustram a sala radiográfica do exemplo 5.3^[5], indicando as referências numéricas para cada vizinhança adotada no cálculo. Sendo os resultados apresentados pela Figura 11.

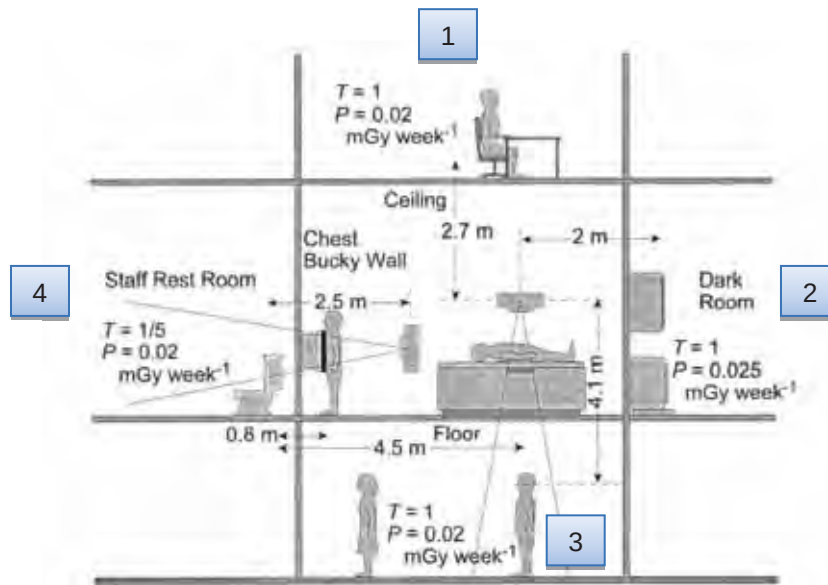


Figura 9: Corte da sala radiográfica do exemplo 5.3 ^[5].

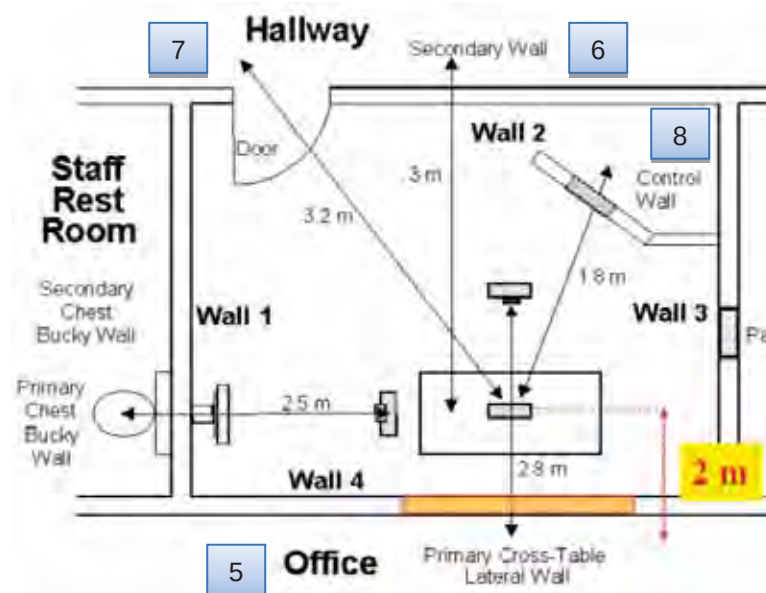


Figura 10: Planta baixa da sala radiográfica do exemplo 5.3 ^[5].

VIZINHANÇA	TIPO DE BARREIRA	NÍVEL DE RESTRIÇÃO	FATOR DE OCUPAÇÃO	Espessuras em mm					
				CHUMBO	CONCRETO	DRY WALL	AÇO	VIDRO	MADEIRA
1	Secundária	0.02 mGy/semana	1	0,5	48	145	3	60	721
2	Secundária	0.025 mGy/semana	1	0,7	65	203	5	80	850
2	Caixa de passagem de filmes	0.0005 mGy/semana	1	2,1	174	546	16	204	1.758
3	Primária	0.02 mGy/semana	1	1,3	105	322	10	121	931
3	Secundária em torno da primária	0.02 mGy/semana	1	0,6	61	186	4	75	861
4	Primária	0.02 mGy/semana	0.2	1,3	108	339	13	120	855
4	Secundária em torno da primária	0.02 mGy/semana	0.2	0,4	32	97	3	38	401
5	Primária	0.02 mGy/semana	1	0,9	73	232	6	87	735
5	Secundária em torno da primária	0.02 mGy/semana	1	1,1	95	299	7	116	1.180
6	Secundária	0.02 mGy/semana	1	0,7	65	201	5	81	907
7	Secundária	0.02 mGy/semana	1	0,6	58	175	4	72	829
8	Secundária	0.1 mGy/semana	1	0,4	35	103	2	44	533

Figura 11: Resultados apresentados pelo site do exemplo 5.2 ^[5].

Neste exemplo do NCRP 147 ^[5] o tubo de raios X é posicionado em três diferentes direções, para as vizinhanças 3, 4 e 5. A distribuição de carga de trabalho considerada pelo NCRP 147 (*RadRoom (all barriers)*) reúne as duas práticas radiológicas: exames gerais realizados na mesa (*RadRoom (floor and others)*) e os exames de tórax realizados na estativa ou *bucky* mural (*RadRoom (chest bucky)*). Entretanto, o algoritmo de cálculo do site discrimina a contribuição advinda de cada prática individualmente, fato que resulta em resultados maiores de espessura de barreiras secundárias em relação aos encontrados na publicação norte-americana.

O cálculo realizado no site tentou representar fielmente a geometria do problema (Figura 9 e Figura 10), diferentemente do exemplo apresentado no NCRP 147, no qual realiza aproximações, geralmente para os casos mais conservadores.

Comparando os resultados obtidos por meio do site e os apresentados pelo NCRP 147 ^[5] observam-se diferenças percentuais de até 85% para o piso da sala radiográfica (item 3.2.3), devido à consideração individual das contribuições espalhadas advindas de cada posicionamento, com sua carga de trabalho específica (*RadRoom(floor and others)* para exames realizados na mesa e *RadRoom(chest bucky)* para exames realizados na estativa). O NCRP 147 geralmente reúne as práticas em uma carga de trabalho total (*RadRoom(all barriers)*), simplificando o problema ao considerar apenas uma geometria de contribuição secundária. A Tabela 14 mostra essa comparação.

Tabela 14: Resultados de espessura calculados pelo site, comparando-os aos apresentados pelo NCRP 147 ^[5].

Instalação	Barreira	Material	Espessura (mm)	
			Site	NCRP 147 ^[5]
Angiografia cardíaca Exemplo 5.1 – item	secundária	Pb	1,3	1,3
Radiografia de tórax Exemplo 5.2 - item	primária	Pb	2,2	2,2
	secundária	Pb	0,4	0,4
Radiografias em geral Exemplo 5.3 – item	1 – secundária	concreto	48	44
	2 – secundária	Pb	0,7	0,5
	2 – secundária	Pb	2,1	1,3
	3 – primária	concreto	105	107
	3 - secundária	concreto	61	33
	4 – primária	Pb	1,3	1,3
	4 – secundária	Pb	0,4	0,4
	5 – primária	Pb	0,9	0,9
	5 - secundária	Pb	1,1	1,0
	8 - secundária	Pb	0,4	0,3

Analisando-se os resultados de espessuras das barreiras primárias, observa-se que para a barreira 3 do exemplo da sala radiográfica (item 3.2.3) o valor calculado pelo site constitui uma espessura menor que o apresentado pelo NCRP 147. Isto é devido à consideração conservadora da distância pelo NCRP 147 (3 metros) ao invés da distância real dada pela planta arquitetônica (igual a 4,1 metros), considerada pelo algoritmo do site.

4. CONCLUSÃO

Por meio do estudo regional realizado neste trabalho, a carga de trabalho nacional média, normalizada por paciente, apresentou significantes diferenças em relação aos valores propostos pelo NCRP 147 [5], atingindo até 50% em mamografia. Observou-se também uma maior proximidade dos resultados com os valores sugeridos pela Portaria 453 [15], em relação aos apresentados pelo NCRP 147.

Em análise dos valores de rendimento, os pertencentes à radiologia odontológica foram os que apresentaram maiores diferenças em oposição aos propostos pelo NCRP 147. Pelo estudo da distribuição de rendimento em mamografia, observou-se que os equipamentos digitais pesquisados apresentaram maiores rendimentos em todas as tensões, em relação às funções de rendimento (Equação 2) fornecidas pelo NCRP 147.

Para valores de kerma no ar primário, não blindado a um metro, diferenças aos valores apresentados no NCRP 147 foram encontradas, cuja utilização no cálculo pode resultar em sub ou superestimações de espessuras das barreiras a serem construídas.

Tais pesquisas demonstraram a existência de diferenças entre os valores brasileiros e os norte-americanos apresentados no NCRP 147, evidenciando as consequências do uso indiscriminado dos parâmetros envolvidos no cálculo estrutural de barreiras.

Os resultados deste trabalho serão disponibilizados no site de cálculo estrutural de barreiras, o qual agregará resultados de diversas pesquisas, principalmente acerca das propriedades atenuadoras de materiais nacionais, como argamassas baritadas [31], e distribuições de cargas de trabalho [3,17,18].

Nesta primeira etapa de validação, o site apresentou bom desempenho, embora resulte em espessuras de barreiras secundárias maiores aos calculados pelo NCRP 147. Isto é devido à consideração individual de distribuição de carga de trabalho, específica da prática radiológica de cada posicionamento, ao invés da utilização de uma única distribuição de carga de trabalho que engloba todas as práticas realizadas nesta sala, como exemplificado no item 3.2.3.

5. PRÓXIMAS ETAPAS

O site passará por outros dois processos de validação: comparações dos resultados de espessuras de barreiras de salas acompanhadas pela Seção Técnica de Aplicações em Diagnóstico por Imagem (STADI – IEE – USP) com levantamentos radiométricos realizados pela mesma, e por avaliação de profissionais atuantes na área de diagnóstico por imagem.

Pretende-se incluir o cálculo estrutural de barreiras em tomografia computadorizada, descrito no próprio NCRP 147 ^[5], em radiologia odontológica, seguindo o NCRP 145 ^[32], e em radiologia veterinária, descrito no NCRP 148 ^[33].

Acerca das distribuições de carga de trabalho, objetiva-se a inclusão de diferentes combinações de carga de trabalho e seus respectivos parâmetros de kerma no ar e atenuação dos materiais disponíveis no site. Possibilitando-se assim, cálculos mais refinados em que o usuário treinado possa inserir dados que mais mimetizem a situação a ser calculada.

A meta deste trabalho consiste em criar uma ferramenta que se torne referência no cálculo estrutural de barreiras em instalações de radiodiagnóstico, proporcionando parâmetros atuais e fidedignos com a realidade radiológica brasileira. Futuramente, podendo servir para uma eventual padronização e/ou fiscalização de planilhas de cálculo, cuja apresentação atualmente se faz necessária para licenciamento de instalações radiológicas, segundo legislação brasileira ^[15].

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. Física das Radiações. 1ª edição, *Oficina de Textos*, 2010.
- 2 ARCHER, B. R. History of Shielding of Diagnostic X-ray Facilities. *Health Physics*, v.69, n 5, p. 750-758, 1995.
- 3 COSTA, P. R. Modelo para Determinação de Espessuras de Barreiras Protetoras em Salas para Radiologia Diagnóstica. *Tese de Doutorado apresentada ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Universidade de São Paulo*, São Paulo, 1999.
- 4 SHUTIS, J. K.; FAW, R. E. Radiation Shielding Technology. *Health Physics*, v.88, n 4, p. 297-322, 2005.
- 5 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities. *NCRP Publications*, Bethesda, MD, 2004. (NCRP 147).
- 6 TURNER, J. E. Atoms, radiation, and radiation protection. *Wiley-VCH*, 585 p., 2007.
- 7 STABIN, M. G. Radiation Protection and Dosimetry: Na introduction to Health Physics. *Springer*, 308 p., 2007.
- 8 CEMBER, H.; JOHNSON, T. E. Introduction to Health Physics. *Fourth Edition, McGraw-Hill*, 843 p., 2008.
- 9 ARCHER, B. R. Recent History of the Shielding of Medical X-Ray Imaging Facilities. *Health Physics*, v.88, n. 6, 2005.
- 10 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).
- 11 ARCHER, B. R.; FEWELL, T. R.; CONWAY, B. J.; QUINN, P. W. Attenuation properties of diagnostic x-ray shielding materials. *Medical Physics*, 21(9), 1994.
- 12 DIXON, R. L.; SIMPKIN, D. J. Primary Shielding Barriers for Diagnostic X-Ray Facilities: A New Model. *Health Physics*, v.74, n. 2, 1998.
- 13 SIMPKIN, D. J.; DIXON, R. L. Secondary Shielding Barriers for Diagnostic X-Ray Facilities: Scatter and Leakage Revisited. *Health Physics*, v.74, n. 3, 1998.
- 14 COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. *CNEN-NN-3.01, Diário Oficial da União*, 2005.
- 15 MINISTÉRIO DA SAÚDE Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. *Portaria 453, Diário Oficial da União*, Brasília, 1998.
- 16 SIMPKIN, D. Evaluation of NCRP Reprt no. 49 Assumptions on Workload and Use Factors in Diagnostic Radiology Facilities. *Medical Physics*, v.23, n. 4, p. 577-584, 1996.
- 17 MELLO, L. B.; COSTA, P. R. Comparação entre distribuições de cargas de trabalho de salas de radiologia convencional entre os hospitais de São Paulo e outros estados. *Anais do XIII Congresso Brasileiro de Física Médica, XIII Congresso Brasileiro de Física Médica*, Belo Horizonte, 2008.

- 18 RUME, M. S. R. Avaliação de Cargas de Trabalho e Doses Ocupacionais em Procedimentos Intervencionistas. *Monografia de graduação apresentada à Pontifícia Universidade Católica de São Paulo*, São Paulo, 2007.
- 19 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) Dosimetry in Diagnostic Radiology: Na International Code of Practice *Technical Report series no. 457, AIEA, Áustria*, 2007.
- 20 ARCHER, B. R.; THOMBY, J. I.; BUSHONG, S. C. Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation *Health Physics*, 44, p. 507-517, 1983.
- 21 Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança *Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária*, Brasília, 2005.
- 22 ALCÂNTARA, M. C. Avaliação dos critérios de qualidade de imagem e estudos de doses em um departamento de mamografia *Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo*, 2009.
- 23 AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (ACR) Mammographic Quality Control Manual *American Cancer Society*, 1999.
- 24 WIKIPEDIA Internet. *Wikipedia – the free encyclopedia*, modificada pela última vez em 31 de Outubro de 2010. Disponível em <http://en.wikipedia.org/wiki/Internet>, acessado em 2 de Novembro de 2010.
- 25 GROFF, S. G. P. Desenvolvimento de um sistema on-line para a avaliação de doses fetais em radiologia diagnóstica. *Dissertação de mestrado apresentada ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo*, São Paulo, 2008.
- 26 MYSQL Why MySQL? *Oracle Corporation*, 2010. Disponível em <http://www.mysql.com/why-mysql/>, acessado em 2 de Novembro de 2010.
- 27 TANIGUTI, L. T.; COSTA, P. R.; FURQUIM, T. A. C Estudo comparativo entre valores brasileiros e norte-americanos de carga de trabalho e rendimento de equipamentos radiológicos. *XV Congresso Brasileiro de Física Médica*, Sergipe, 2010.
- 28 TANIGUTI, L. T.; COSTA, P. R.; FURQUIM, T. A. C Comparative study of Brazilian and North-american unshielded primary air kerma of radiological equipment..*International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS)*, IAEA-CN-182, Paper No. 331, p. 639-640, Vienna, 2010.
- 29 TANIGUTI, L. T.; COSTA, P. R.; FURQUIM, T. A. C Estudo comparativo entre valores brasileiros e norte-americanos de carga de trabalho e rendimento de equipamentos radiológicos. *18º Simpósio de Iniciação Científica da Universidade de São Paulo*, São Paulo, 2010.
- 30 AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA (ANVISA) Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança *Ministério da Saúde, ANVISA*, Brasília, 2005.
- 31 COSTA, P. R.; YOSHIMURA, E. M. Determinação das propriedades de transmissão de argamassas baritadas *Anais do XVI Congresso Brasileiro de Física Médica*, Aracaju, 2010.
- 32 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS Radiation Protection in Dentistry. *NCRP Publications*, Bethesda, MD, 2003. (NCRP 145).
- 33 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS Radiation Protection in Veterinary Medicine. *NCRP Publications*, Bethesda, MD, 2004. (NCRP 148).