

# Ferramenta computacional para avaliação de kerma no ar em aplicações de radioproteção em áreas de internação de pacientes: proposição de um método simples para avaliação experimental\*

*Computational toolkit for evaluating air kerma with the purpose of radiation protection of hospital inpatients: proposal of a simple experimental evaluation method*

Gabriela Hoff<sup>1</sup>, José Rodrigo Mendes Andrade<sup>2</sup>, Andréia Caroline Fischer da Silveira Fischer<sup>3</sup>, Alexandre Bacelar<sup>4</sup>

**Resumo** **Objetivo:** Apresentar uma ferramenta de análise de dados que pode ser utilizada para proteção de pacientes e trabalhadores em áreas de uso de equipamentos móveis. **Materiais e Métodos:** Foi desenvolvida uma ferramenta, em planilha ativa Excel<sup>®</sup>, que utiliza medidas de exposição para gerar um banco de dados de fatores de forma e calcular o kerma no ar ao entorno de um leito. O banco de dados inicial foi coletado com três equipamentos móveis. Um espalhador não antropomórfico foi utilizado, sendo realizadas medidas de exposição em uma malha de (4,2 × 4,2) m<sup>2</sup>, ao passo de 0,3 m. **Resultados:** A ferramenta calcula o kerma no ar (associado à exposição de pacientes expostos e ao equivalente de dose ambiente) à radiação secundária. Para distâncias inferiores a 60,0 cm, valores acima do limite máximo de equivalente de dose ambiente definido para área livre (0,5 mSv/ano) foram verificados. Os dados coletados a 2,1 m foram sempre inferiores a 12% do referido limite. **Conclusão:** A ferramenta é capaz de auxiliar na proteção radiológica de pacientes e trabalhadores, quando associada à coleta de dados adequada, pois possibilita a determinação de áreas livres ao entorno de leitos em áreas onde equipamentos móveis geradores de radiação X são utilizados.

**Unitermos:** Radiologia; Proteção radiológica; Ferramenta computacional.

**Abstract** **Objective:** To present a data analysis toolkit that may be utilized with the purpose of radiation protection of hospital inpatients and workers in areas where mobile apparatuses are used. **Materials and Methods:** An Excel<sup>®</sup> ActiveSheet was utilized to develop a computational toolkit with exposure measurements to generate a database of shape factors and to calculate the air kerma around hospital beds. The initial database included data collected with three mobile apparatuses. A non-anthropomorphic phantom was utilized and exposure measurements were performed on a (4.2 × 4.2) m<sup>2</sup> mesh-grid at 0.3 m steps. **Results:** The toolkit calculates the air kerma (associated with patients' radiation exposure and with ambient equivalent dose) under secondary radiation. For distances lower than 60.0 cm, values above the maximum ambient equivalent dose threshold defined for radiation free areas (0.5 mSv/year) were verified. Data collected at 2.1 m have always presented values lower than 12% of that threshold. **Conclusion:** The toolkit can aid in the radiological protection of patients and workers, provided it is combined with appropriate data collection, since it allows the determination of radiation free areas around beds in rooms where mobile X-ray apparatuses are utilized.

**Keywords:** Radiology; Radiological protection; Software toolkit.

Hoff G, Andrade JRM, Fischer ACFS, Bacelar A. Ferramenta computacional para avaliação de kerma no ar em aplicações de radioproteção em áreas de internação de pacientes: proposição de um método simples para avaliação experimental. Radiol Bras. 2012 Mar/Abr;45(2):71–81.

## INTRODUÇÃO

Ferramentas computacionais têm sido utilizadas para auxiliar na proteção radio-

lógica das práticas médicas quanto ao uso de radiações ionizantes, como CalDose<sup>(1)</sup>, Mirdose<sup>(2)</sup>, Olinda/EXM<sup>(2)</sup>, Echo<sup>®</sup> Dose-Response Software<sup>(3)</sup> e Rad Pro Calculators<sup>(4)</sup>. Geralmente essas ferramentas buscam gerar informações úteis na área de dosimetria de pacientes que estão sendo expostos à radiação ionizante. Os modelos de determinação de dose para aplicações diagnósticas, divulgados atualmente, defi-

\* Trabalho realizado no Grupo de Experimentação e Simulação Computacional em Física Médica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Porto Alegre, RS, Brasil.

1. Doutora, Professora tempo integral da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Porto Alegre, RS, Brasil.

2. Graduado em Física, Físico do Serviço de Física Médica e Radioproteção do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), Porto Alegre, RS, Brasil.

3. Aluna de graduação do Curso de Física Médica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Porto Alegre, RS, Brasil.

4. Mestre, Chefe do Serviço de Física Médica e Radioprote-

ção do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), Porto Alegre, RS, Brasil.

Endereço para correspondência: Dra. Gabriela Hoff, Avenida Ipiranga, 6681, Prédio 10, Sala 207, Partenon. Porto Alegre, RS, Brasil, 91629-900. E-mail: ghoff.gesic@gmail.com

Recebido para publicação em 26/8/2011. Aceito, após revisão, em 23/2/2012.

nem que os efeitos biológicos podem ser relacionados diretamente com o aumento do risco de desenvolvimento de efeitos biológicos, como câncer<sup>(5,6)</sup>, entre outros. Entretanto, quando se busca trabalhar com radiação espalhada, a complexidade dos modelos aumenta para baixas doses e baixas taxas de dose<sup>(7,8)</sup>. Atualmente não existe um consenso quanto ao método a ser utilizado para calcular ou estimar o risco adicional causado por radiação espalhada proveniente de atividades profissionais ou para pacientes próximos a fontes de radiação X para uso diagnóstico. O princípio a ser observado é minimizar a exposição e maximizar os benefícios obtidos pelo indivíduo exposto. Exposições adicionais, ocasionadas a um paciente hospitalizado, procedentes de radiação espalhada por outros pacientes não traz benefícios diretos nem indiretos e devem ser evitadas ou minimizadas.

Quando se busca proteger indivíduos, utilizam-se grandezas dosimétricas para avaliar a quantidade de radiação a que estes possam estar se expondo. Neste trabalho foram selecionadas como grandezas dosimétricas de entrada ou de saída de dados: a exposição, o kerma e o equivalente de dose ambiente.

A exposição é a grandeza dosimétrica que mede a quantidade de ionizações produzidas por radiação X ou  $\gamma$  no ar. Pode ser quantificada diretamente com a resposta de câmaras de ionização. Foi selecionada como dado de entrada para as planilhas, por ser uma grandeza facilmente medida com o parque de medidores disponíveis em hospitais e clínicas no Brasil. O kerma no ar é definido como a energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas ionizantes não carregadas em uma massa definida de ar. Pode ser calculado através da exposição e está relacionado com a dosimetria de pacientes. A medição/determinação do kerma pode ser utilizada como uma forma de avaliação do risco de indivíduos, pois quanto maior o kerma, maior será a dose no indivíduo. Essa relação pode ser definida por fatores de conversão de kerma em dose efetiva, computacionalmente calculados ou determinados em simuladores antropomórficos. O equivalente de dose ambiente (em um ponto de um campo de radiação) equivale à dose que seria produzida por um campo alinhado e

expandido em uma esfera da ICRU a uma profundidade determinada, no raio oposto ao sentido do feixe de radiação incidente. Essa é uma grandeza dosimétrica diretamente relacionada à aplicação da proteção radiológica e pode ser utilizada para avaliar se a área pode ser considerada livre, segundo a Portaria nº 453/98 do Ministério da Saúde<sup>(9)</sup>. Essa é uma informação de grande importância na área de proteção radiológica, sendo classificada com área livre aquela onde os níveis de equivalente de dose ambiente devem ser inferiores a 0,5 mSv/ano<sup>(9)</sup>. Essa área é, por definição, isenta de controle especial de proteção radiológica ou uso de dosímetros<sup>(9)</sup>.

O objetivo principal deste trabalho é gerar uma ferramenta computacional e método de medidas de quantidades dosimétricas que possam ser úteis para a proteção de pacientes hospitalizados em áreas de utilização de equipamentos móveis, abrindo, assim, novos questionamentos para aplicações em proteção radiológica, buscando proteger também pacientes que não estão sendo expostos diretamente à radiação ionizantes, mas que podem estar recebendo doses devido ao local de sua hospitalização. Este trabalho apresenta as primeiras avaliações e mapeamentos para esse tipo de estudo. Geralmente, para pacientes que estão sendo submetidos a exames, não existe a limitação direta de dose, mas recomendações de níveis de referência. Entretanto, para pacientes hospitalizados, é possível que exista outra forma de irradiação, sendo ela a exposição à radiação secundária produzida por equipamentos móveis geradores de radiação X. Esses pacientes podem ter a dose equivalente aumentada por essa “exposição adicional” involuntária, causada pela radiação espalhada de exames de pacientes “vizinhos”. A avaliação dessa dose adicional torna-se importante para garantir a segurança e menor exposição às radiações ionizantes possíveis, durante o período de hospitalização do paciente, visto que essa exposição não traz nenhum benefício direto ao paciente. A não observância dessa ação de proteção radiológica nos leva à não aplicação adequada do princípio ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*), o qual define que a dose de radiação deve ser tão baixa quanto possível para garantir a infor-

mação diagnóstica desejada. A aplicação direta do princípio ALARA pode ser realizada através da avaliação dos mapas de equivalente de dose ambiente (gerados pela ferramenta apresentada neste trabalho) e a busca de um posicionamento de leitos e macas em áreas seguras (classificadas como áreas livres pela normativa nacional). Para tanto, se faz necessário conhecer o mapeamento de equivalente de dose ambiente ou de kerma no ar para colocar em prática essa ação de proteção radiológica.

A regulamentação brasileira<sup>(9-11)</sup> define o limiar de dose para trabalhadores ocupacionalmente expostos (20,0 mSv/ano), entretanto, pacientes são uma classe especial de indivíduos em que se aplica de forma mais evidente o princípio ALARA e as considerações sobre a relação custo-risco-benefício<sup>(12)</sup>. Geralmente, os trabalhadores que atuam em áreas que utilizam equipamentos móveis não são classificados como ocupacionalmente expostos.

Este trabalho enquadra-se na proteção de pacientes e de trabalhadores não ocupacionalmente expostos que permanecem em áreas onde equipamentos móveis geradores de radiação X são utilizados. Em proteção radiológica é primordial garantir o máximo benefício e o mínimo risco durante a realização de exposições médicas à radiação ionizante. Dessa forma, nossas considerações vão além da preocupação com as exposições provenientes de exames diagnósticos realizados com o próprio paciente, mas também com possíveis adicionais de dose proveniente de exames realizados em outros pacientes, hospitalizados no mesmo ambiente, quando exames de rotina são efetuados com equipamentos móveis. Busca-se também garantir a segurança dos trabalhadores, não ocupacionalmente expostos, que devem permanecer na área onde equipamentos móveis são utilizados, garantindo que estejam localizados em áreas denominadas como livres.

Neste trabalho idealizou-se uma proposta metodológica fácil de ser aplicada e uma ferramenta computacional de gestão de dados para se calcular ou mapear o kerma no ar e o equivalente de dose ambiente em áreas de leito. A ferramenta foi validada e apresenta, além dos dados coletados de exposição/mAs para esses equipamentos, doravante denominados fator de forma, a

possibilidade de personalizar os dados de entrada, a fim de realizar o cálculo das grandezas dosimétricas supracitadas.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Uma ferramenta computacional foi desenvolvida para gerenciar dados experimentais provenientes de medidas de exposição e gerar um mapa de kerma no ar (relacionados, nesse caso, por um fator de 1 com o equivalente de dose ambiente) para radiação espalhada ao redor do leito hospitalar durante um procedimento radiológico realizado por um equipamento móvel. Não foi utilizada uma linguagem de programação e sim a geração de planilhas ativas Excel<sup>®</sup> com uso de recursos simples (sem a necessidade de ativação de macros externas). Este item de Materiais e Métodos será apresentado em dois subitens: a determinação do método utilizado para a geração dos fatores de forma para avaliação do equivalente de dose ambiente e kerma no ar, e a apresentação da ferramenta com as opções de entrada e saída de dados.

### A coleta dos dados de exposição

Para idealização do modelo de avaliação do equivalente de dose ambiente para diferentes equipamentos geradores de radiação X foram selecionados três equipamentos: um Shimadzu modelo MUX 10, e dois Siemens modelo Polymobil 10. Tais equipamentos foram inicialmente avaliados quanto às suas características de exatidão e de repetibilidade da taxa de kerma no ar e da tensão aceleradora, de exatidão e de linearidade do tempo de exposição, de colimação e do alinhamento do feixe central de radiação, assim como testes de radiação de fuga do cabeçote. Os equipamentos avaliados apresentaram boas condições de uso, de acordo com as exigências mínimas brasileiras. A exceção foi um dos equipamentos Siemens (n<sup>o</sup> de série 1809990X055I), que apresentou problemas no alinhamento e na colimação do feixe de radiação. Os resultados dos testes realizados foram encaminhados para os responsáveis da instituição e os devidos reparos foram realizados antes da realização da coleta de dados.

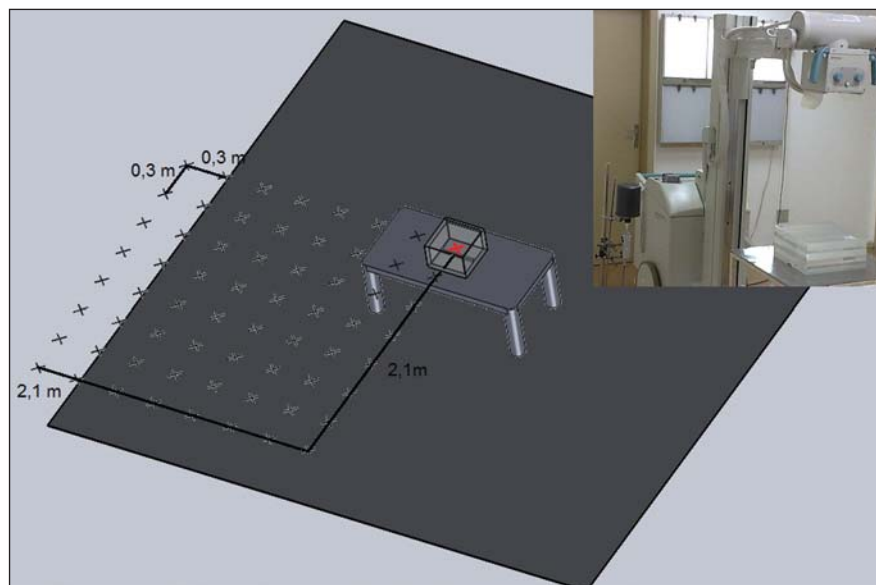
A estratégia de coleta de dados foi definida de modo a usar recursos comumente encontrados nos hospitais. A única infor-

mação de coleta de dados que pode ser adicionada, na geração dos fatores de forma para o estudo da radiação espalhada, é a exposição integrada (ou total) coletada por mAs nas posições de interesse da malha. Para realizar as medidas são necessários um equipamento móvel gerador de radiação X, um medidor de radiação secundária, um objeto espalhador e um suporte para fixar a câmara de ionização na mesma altura. Para tornar o método acessível, foi selecionado como objeto espalhador um simulador não antropomórfico de acrílico de  $(30,0 \times 30,0 \times 20,0)$  cm<sup>3</sup>, que pode ser utilizado para simular o tórax ou o abdome (depende da espessura de acrílico adicionada), que contém uma barra de alumínio de  $(2,0 \times 1,5 \times 30,0)$  cm<sup>3</sup>, para simular a coluna. Esse simulador vem sendo utilizado para testes de constância em equipamentos geradores de radiação X e avaliações comparativas de equipamentos, seguindo as recomendações de simuladores não antropomórficos<sup>(13-15)</sup>.

Para iniciar este estudo foram coletados dados com três equipamentos em uso em dois hospitais de Porto Alegre, RS, nas condições de uso dessas instituições (93 kVp e 100 kVp). Caso exista o interesse em utilizar dados com outras tensões de pico, basta seguir o método descrito a seguir e usar o modo de personalização de dados da ferramenta desenvolvida.

Para desenvolver o método proposto idealizou-se uma área de coleta de  $4,2 \text{ m} \times 4,2 \text{ m}$ , tendo como ponto de referência central, do sistema bidimensional cartesiano, o ponto de entrada do feixe central do campo primeiro de radiação. O simulador não antropomórfico foi colocado sobre um anteparo (em nosso estudo uma mesa de inox foi utilizada como suporte) e disposto em uma sala de exames vazia. Isto possibilitou a realização das medidas de exposição na malha definida e o mapeamento da área de interesse. Cabe ressaltar que o suporte pode ser uma base composta por outros materiais. Optou-se pelo suporte de inox, pois este era facilmente encontrado nos locais de coleta e tinha dimensões que possibilitavam a coleta de dados ao entorno do simulador. Com certeza, o suporte utilizado aumentou a quantidade de radiação espalhada, o que é aceitável para estudos conservativos de dosimetria e proteção radiológica.

A partir do ponto de referência central, foram realizadas medidas da exposição integrada a cada 0,3 m, formando uma malha no plano em altura medial do simulador. Foram coletadas sete medidas em cada direção na área de interesse, de modo a atingir a distância de 2,1 m para cada um dos lados do plano, conforme mostra a Figura 1. Os pontos de coleta de dados foram marcados no chão da sala com fita adesiva.



**Figura 1.** Ilustração da geometria de coleta de dados mostrando o material utilizado e a malha de medição (somente um dos quatro quadrantes de medição está marcado), sendo as medidas realizadas na altura referente ao centro do simulador. A marcação em vermelho refere-se ao centro da coleta e as demais marcações, aos outros pontos coletados.

As medidas de exposição coletadas na malha não consideram a contribuição do retroespalhamento causado pelo paciente, que recebe a dose adicional, ou seja, é uma medida livre em ar.

Neste trabalho, a exposição foi mensurada utilizando câmaras de ionização específicas para feixe de radiação secundária devidamente calibradas. Foram utilizados eletrômetros e câmaras de ionização da marca Radcal (modelo 1800CC) na coleta com o equipamento Shimadzu, e da marca Victoreen (modelo 660-5) com os equipamentos da Siemens.

As características das técnicas radiográficas selecionadas foram dependentes das limitações de cada equipamento, sendo utilizadas as técnicas de 96 kVp e 40 mAs para os equipamentos Siemens e de 100 kVp e 63 mAs para o equipamento Shimadzu.

As diferenças nas técnicas utilizadas são decorrentes das limitações dos equipamentos utilizados na coleta de dados e da técnica usada nos hospitais participantes da pesquisa. Para minimizar as variações causadas pelas diferenças no mAs das coletas, os dados foram normalizados para exposição/mAs. Essas medidas normalizadas dos pontos da malha foram chamadas de fator de forma (FF), pois servem de base para dar a intensidade da grandeza dosimétrica calculada pela ferramenta computacional.

O modelo de cálculo proposto pela ferramenta desenvolvida considera a geometria de coleta de dados acima descrita. A partir da determinação dos FFs, estes poderão ser utilizados para a estimativa de kerma no ar e do equivalente de dose ambiente para as diferentes cargas trabalho do serviço e meses de hospitalização dos pacientes.

A ferramenta possibilita, para os usuários, a entrada de dados personalizados dos FFs. Os usuários podem coletar as medidas na malha da exposição/mAs, usando o método acima descrito, para diferentes tensões de tubo, e adicionarem esses dados quando for selecionada a opção “Meu fator de forma (FF)” no item “Selecione o fator de forma (FF)” disponível na planilha.

### A ferramenta

Dentre as possibilidades de implementação disponíveis, foi escolhida a interação com o usuário através do uso de planilha

ativa de dados. A planilha ativa pode ser utilizada de forma amigável e mostrar os resultados logo após a adição das informações de interesse. A planilha pode ser utilizada em diferentes programas, sendo os verificados Excel®, BrOffice e Gnumeric.

A estrutura proposta da ferramenta desenvolvida é muito simples, pois ela é composta de duas planilhas, denominadas de *Base\_de\_dados* (está ocultada por motivos de segurança) e *Planilha\_de\_cálculo*.

A planilha *Base\_de\_dados* contém o “banco de dados” proposto com os FFs (mR/mAs) para as malhas de dados coletadas e os equipamentos móveis. Os dados disponibilizados nesta planilha foram coletados em trabalhos prévios<sup>(16,17)</sup>.

A planilha que está disponível (visível) ao usuário é a *Planilha\_de\_cálculo*. Esta é a planilha de interface real com o usuário, onde são solicitados os seguintes dados: corrente média de tubo transportada por exame (mAs\_por\_exame, identificado como CAMPO 1 na Figura 2), número de exames por mês (no\_de\_exames\_mes, identificado como CAMPO 2 na Figura 2), número de meses de interesse no estudo (no\_de\_meses, identificado como CAMPO 3 na Figura 2) e o FF a ser utilizado, que pode ser selecionado da lista de opções (identificado como CAMPO 4 na Figura 2). O CAMPO 4 da Figura 2 disponibiliza uma lista de opções que consta com os dados dos equipamentos inseridos no banco de dados. Estas opções são: mapa de FF definido pelo grupo de equipamentos no banco de dados; medidas realizadas em equipamento Shimadzu (FF composto por um equipamento operando a 100 kVp e 63 mAs); medidas realizadas em equipamentos Siemens (FF composto pela média de medidas realizadas em dois equipamentos operando a 96 kVp e 40 mAs). Esta lista também possibilita a entrada de dados do FF de maneira personalizada. Selecionando o modo de personalização, uma tabela de entrada de dados aparecerá abaixo da planilha dos resultados, possibilitando ao usuário entrar com as medidas de exposição coletadas por ele mesmo (nas tensões aceleradoras médias utilizadas em seu equipamento). A lista com as atuais possibilidades de seleção de FF está ilustrada na Figura 3.

Os parâmetros supracitados servem de base para determinar o kerma<sub>total</sub> em cada

ponto de interesse da malha. A relação definida na equação 1 é aplicada a cada ponto da malha para formar o mapa final apresentado na “Tabela com os valores de dose absorvida por um volume de ar (kerma livre no ar), em mGy”.

$$kerma_{total} = \frac{kerma}{mAs} \cdot \frac{mAs}{procedimento} \cdot \frac{n^{\circ} \text{ procedimento}}{tempo} \cdot tempo$$

Para iniciar a utilização da ferramenta, o usuário deve abrir o arquivo *rx\_movel\_KERMAar\_portugues.xls*. Nesse momento o usuário poderá visualizar a *Planilha\_de\_cálculo*, ilustrada na Figura 2.

Depois da inserção dos dados de base obrigatórios para o cálculos nos campos 1, 2, 3 e 4 (Figura 2), o resultado será automaticamente demonstrado, nessa mesma planilha, na “Tabela com os valores de dose absorvida por um volume de ar (kerma livre no ar), em mGy”. O formato selecionado para a apresentação dos dados foi em uma tabela descrita por 15 colunas (nominais de “a” a “o”) e 15 linhas (numeradas de 1 a 15). Cada célula dessa planilha corresponde a um ponto de medida, sendo a distância entre cada ponto de medida de 30,0 cm. O equipamento de raios X móvel foi colocado no centro do campo de interesse, ou seja, o feixe central de referência está localizado na célula “h8” da tabela de resultados. As células mostradas na tabela como NA (“não se aplica”) representam as células onde as medidas não puderam ser realizadas ou porque o comando do equipamento móvel estava ocupando essa posição ou porque essa é uma região onde o simulador de tórax estava localizado (sendo esta uma região de exposição ao feixe primário). A posição do tubo do equipamento móvel foi definida de modo que o comando do equipamento móvel ficasse sempre localizado nas regiões do mapa definidas pelas linhas “1” e “8” e as colunas “f” e “j”.

A ferramenta possibilita o uso da variação nos resultados do teste de rendimento de tubo como forma de ajustar os FFs às variações no rendimento do tubo dos diferentes equipamentos ou do mesmo equipamento em função do tempo. Dessa forma, pode-se utilizar os dados coletados no período de vida útil do equipamento, sem a necessidade de nova coleta dos dados de FF, para esse equipamento. Os dados de

**Planilha ativa para estimativa do KERMA no ar para uma dada carga de trabalho em um tempo determinado para equipamentos móveis convencionais**  
 Modelo de cálculo:  $(\text{KERMA/mAs}) \cdot \text{mAs}_{\text{por\_exame}} \cdot \text{no\_de\_exames}_{\text{por\_unidade\_de\_tempo}} \cdot \text{tempo}$   
 A equação considera o mAs/procedimento e não o mAs/exposição. Para calcular o mAs/procedimento faça a soma dos mAs de todas as exposições para cada procedimento e divida pelo número de procedimentos

Selecione o fator de forma (FF) **CAMPO 4** (Média do banco de dados cadastrado)

mAs\_por\_exame **CAMPO 1 (1)** Rendimento de tubo no aceite/coleta de dados inicial\* **CAMPO 5** ± **CAMPO 6** mGy/mAs de tubo no aceite/coleta de dados inicial\* se optar por "Meu fator de forma"  
 no\_de\_exames\_mes **CAMPO 2 (10)** Rendimento de tubo atual\*\* **CAMPO 7** ± **CAMPO 8** mGy/mAs  
 no\_de\_meses **CAMPO 3 (2)** Fator rendimento **CAMPO 1** \*\*Caso seja sua primeira medida deixe o campo "Rendimento de tubo atual" sem preenchimento, pois o valor default é 1

Tabela com os valores de dose absorvida por um volume de ar (KERMA livre no ar), em mGy.

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o
1	0.000559	0.000666	0.000734	0.000830	0.000891	0.000885	0.000541	0.000432	0.000565	0.000868	0.000891	0.000795	0.000733	0.000637	0.000539
2	0.000660	0.000752	0.000865	0.001002	0.001157	0.001218	0.002723	0.002583	0.002518	0.001206	0.001181	0.000956	0.000826	0.000726	0.000613
3	0.000742	0.000871	0.001054	0.001249	0.001518	0.001749	0.001350	0.003425	0.001183	0.001663	0.001391	0.001194	0.001008	0.000841	0.000700
4	0.000805	0.000994	0.001262	0.001589	0.002005	0.002557	0.002113	NA	0.001898	0.002328	0.001870	0.001504	0.001198	0.000983	0.000770
5	0.000914	0.001122	0.001454	0.001961	0.002739	0.003906	0.004025	NA	0.003295	0.003558	0.002605	0.002002	0.001448	0.001156	0.000985
6	0.000953	0.001214	0.001656	0.002340	0.003668	0.005951	0.011181	0.015129	0.010209	0.005960	0.003349	0.002420	0.001668	0.001255	0.000931
7	0.001035	0.001313	0.001780	0.002592	0.004538	0.010029	NA	NA	NA	0.010651	0.005114	0.002954	0.001932	0.001392	0.001074
8	0.001239	0.001592	0.002158	0.003335	0.006120	0.015961	NA	NA	NA	0.012132	0.005227	0.002994	0.002194	0.001410	0.001091
9	0.001207	0.001578	0.002140	0.003240	0.005755	0.012555	0.048200	NA	NA	0.011236	0.005103	0.002907	0.002128	0.001338	0.001065
10	0.000597	0.001393	0.002053	0.002860	0.004510	0.007753	0.011681	0.017216	0.011145	0.006119	0.004443	0.002519	0.001871	0.001262	0.000993
11	0.001044	0.001317	0.001798	0.002393	0.003502	0.004797	0.005795	0.006857	0.005726	0.003855	0.002987	0.002119	0.001653	0.001151	0.000914
12	0.000962	0.001128	0.001392	0.001939	0.002509	0.003105	0.003472	0.003884	0.003365	0.002543	0.002119	0.001703	0.001408	0.000991	0.000789
13	0.000840	0.000980	0.001171	0.001545	0.001840	0.002169	0.002330	0.002426	0.002376	0.001781	0.001569	0.001350	0.001158	0.000861	0.000734
14	0.000753	0.000918	0.001096	0.001351	0.001523	0.001694	0.001769	0.001809	0.001640	0.001351	0.001240	0.001096	0.000996	0.000785	0.000662
15	0.000675	0.000737	0.000828	0.001024	0.001145	0.001258	0.001351	0.001327	0.001252	0.001187	0.001147	0.001051	0.000918	0.000712	0.000622

\*O Fator de Forma é baseado em dados experimentais e é fornecido em mGy/mAs.  
 O fator de qualidade da radiação X é 1, logo o módulo não se altera para calcular a dose equivalente, em mSv. Entretanto, este seria um dado de dose na entrada da pel sem considerar o fator de retro-espalhamento.  
 Pode ser usado como base para cálculo da dose absorvida por um volume de ar, seguindo um modelo que extrapola a exposição real (modelo conservativo), pois considera que o indivíduo esteja presente em todas as exposições bem como o fato da fonte de radiação X estar fixa próxima ao ponto de interesse.  
 Caso você tenha a estimativa de percentual de tempo (dentro do tempo total de exposição) em cada posição, você poderá fazer a simulação para cada situação e realizar a soma ponderada da dose em cada uma das posições de interesse. Isso tornará a sua estimativa mais próxima do kerma ou dose equivalente ambiente reais."

Figura 2. Apresentação da planilha de dados, que mostra a forma de busca dos dados cadastrados, sendo os campos marcados em cinza os de interação com o usuário.

**Planilha ativa para estimativa do KERMA no ar para uma dada carga de trabalho em um tempo determinado para equipamentos móveis convencionais**  
 Modelo de cálculo:  $(\text{KERMA/mAs}) \cdot \text{mAs}_{\text{por\_exame}} \cdot \text{no\_de\_exames}_{\text{por\_unidade\_de\_tempo}} \cdot \text{tempo}$   
 A equação considera o mAs/procedimento e não o mAs/exposição. Para calcular o mAs/procedimento faça a soma dos mAs de todas as exposições para cada procedimento e divida pelo número de procedimentos

Selecione o fator de forma (FF) **Meu fator de forma**

Média do banco de dados cadastrado  
 Equipamento: marca Shimadzu, modelo MUX10 (FF: 1 aparelho, operando a 100kVp e 63mAs)  
 Equipamento: Siemens, modelos 1809990X0551 e 1813190G0371 (FF: média de 2 aparelhos, operando a 96kVp e 40mAs)

Só adicione dado neste campo se optar por digita seu fator de forma  
 Caso seja sua primeira medida deixe o campo "Rendimento de tubo atual", pois o valor default é 1

**A**

**Equipamento:** Quando você digitar seus dados a lógica dessa área da planilha será deletada. Recomenda-se que você salve esta planilha com outro nome.  
**Marca:** Digite a Marca do equipamento  
**Modelo:** Digite o Modelo do equipamento  
**kVp:** kVp utilizado  
**Carga Transportada:** mAs utilizado mAs

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o
1	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
2	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
3	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
4	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
5	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
6	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
7	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
8	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
9	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
10	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
11	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
12	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
13	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
14	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)
15	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)	X (mR)

**B**

Figura 3. Seleção do modo personalizado (A) através da opção "Meu fator de forma", e (B) área de digitação dos dados personalizados (campos com definição em letra vermelha).

rendimento de tubo devem ser adicionados nos campos 5, 6, 7 e 8 (Figura 2). Nos campos 5 e 6 devem ser adicionados os rendimentos de tubo e o desvio-padrão dos mesmos, respectivamente, para o dado de referência, ou seja, os valores de rendimento de tubo válidos para o período de coleta do FF. Nos campos 7 e 8 devem ser adicionados os dados de rendimento de tubo válidos para o período de interesse para a realização do cálculo. Esta correção também serve para ajustar os dados para equipamentos de mesma marca e modelo, quando forem utilizados na mesma tensão de tubo que os dados do banco de dados.

### Limitações do modelo implementado na ferramenta computacional

Os resultados apresentados, pelo método proposto, consideram o caso que produz maior exposição. Assim sendo, o método aqui apresentado é conservativo e considera que todos os exames foram realizados na mesma posição, ao lado do paciente de referência, para o cálculo. Isso é uma forma extremamente conservativa de avaliar a situação em questão, mas é válida. Na verdade, existe uma distribuição entre os leitões que não foi determinada. Sugere-se que, caso se possa determinar a frequência de exames realizados em cada leito, as diferentes possibilidades sejam consideradas separadamente na planilha e o  $kerma_{total}$  seja determinado através da soma das participações de cada proporção no total de exames realizados, a fim de que esta normalização seja considerada na estimativa total de kerma na entrada da pele.

É importante observar que este método apresenta limitações, sendo as mais evidentes a necessidade de verificação dos testes de controle da qualidade para o equipamento móvel em questão, a necessidade da tensão de tubo ser similar à utilizada no exame, e a utilização de fatores de correção para a variação da taxa de kerma emitida pelo equipamento gerador de radiação X com o passar do tempo. Dessa forma, para que os cálculos reflitam a real dose nos pacientes, esta tomada de dados deveria ser realizada uma vez em toda a malha e correções nos FFs devem ser aplicadas a cada ano com base na variação dos dados de rendimento de tubo para a mesma tensão aceleradora. Se o equipamento gerador de radiação X

passar em todos os testes de controle da qualidade, ou seja, apresentarem-se dentro dos limites normativos nacionais, especialmente o teste da linearidade de resposta de kerma com o mAs, torna-se possível estimar o kerma na entrada da pele decorrente da radiação X espalhada por exame, multiplicando o valor da tabela de dados pelo valor de mAs do exame no local.

## RESULTADOS

### Apresentação da ferramenta computacional

Associada à coleta de dados proposta, a ferramenta computacional desenvolvida se mostra adequada e segura, dentro das limitações do método citado no parágrafo de apresentação do item Materiais e Métodos.

A Figura 2 apresenta um exemplo de entrada de dados e o resultado obtido para o banco de dados interno ao programa. Neste exemplo o CAMPO 4 “Selecione o fator de forma (FF)” foi definido pela opção “Média do banco de dados cadastrado”, e os demais campos foram definidos como: CAMPO 1 = “mAs\_por\_exame” foi definido como 1 mAs; CAMPO 2 = “no\_de\_exames\_mes” foi definido como 10 exames realizados por mês; CAMPO 3 = “no\_de\_meses” foi definido como dois meses de hospitalização. Estas são as entradas de dados obrigatórias que devem ser definidas pelo usuário.

Os campos 5 e 6, referentes a “Rendimento de tubo no aceite/coleta de dados inicial”, são automaticamente preenchidos se o usuário optar por utilizar os dados dos equipamentos já cadastrados na ferramenta. Este campo só deve ser preenchido caso o usuário pretenda usar dados personalizados que não tenham sido coletados recentemente, necessitando de correção (caso o equipamento utilizado apresente alteração no valor do teste de rendimento de tubo). Os campos referentes ao “Rendimento de tubo atual” (campos 7 e 8) só devem ser preenchidos caso o usuário queira utilizar este fator de correção nos resultados. Caso o usuário não tenha os dados de “Rendimento de tubo atual” ou não queira usar o fator de correção, ele só precisa deixar esse campo em branco, que o fator de correção utilizado será, por definição, 1.

A ferramenta também possibilita que o usuário entre com dados personalizados para seu equipamento (coletado em seu hospital), desde que selecione a opção “Meu fator de forma” no CAMPO 4 em “Selecione o fator de forma (FF)”, conforme ilustra a Figura 3A. Automaticamente, abaixo dos avisos da tabela de saída de dados, aparecerá uma tabela para digitação dos dados personalizados (Figura 3B). Os campos para preenchimento são marcados em vermelho, informando o dado a ser digitado. Os dados de exposição devem ser adicionados, na unidade de mR, no espaço reservado para entrada de dados, marcado por X (mR), conforme ilustra a Figura 3B. A planilha automaticamente normalizará por mAs (se o campo de carga transportada for informado) e realizará os cálculos para geração dos resultados. É importante notar que a coleta de dados para a formação da malha é desgastante para o tubo e deve ser feita em etapas diferentes para evitar o superaquecimento do mesmo. Durante este trabalho o grupo utilizou, em média, 18 horas para a coleta de cada malha completa, sendo os dados de cada quadrante coletados em dias diferentes.

Os autores do presente trabalho encorajam os usuários a encaminhar seus FFs para serem adicionados à ferramenta, com a finalidade de constituir um grande banco de dados de uso comum. O usuário que quiser participar adicionando dados do seu equipamento móvel deve, após coletar os dados conforme o método proposto nos artigos publicados (citados anteriormente), enviar um e-mail para GESiC (ghoff.gesic@gmail.com) contendo a planilha de dados com a exposição normalizada, em mR/mAs, e os dados de rastreabilidade do equipamento móvel (marca, modelo e demais informações que julgar importante), bem como o valor de rendimento de tubo do seu equipamento válido para o período da coleta de dados.

A ferramenta encontra-se disponível para *download* no endereço eletrônico: [http://www.gesic.com.br/conteudo/equipamento\\_movel\\_planilha.html](http://www.gesic.com.br/conteudo/equipamento_movel_planilha.html), bem como todas as informações necessárias para participar, incluindo seus dados no banco de dados da ferramenta, e entrar em contato com a equipe executora deste trabalho.

**Aplicações para a ferramenta: estudo de casos reais**

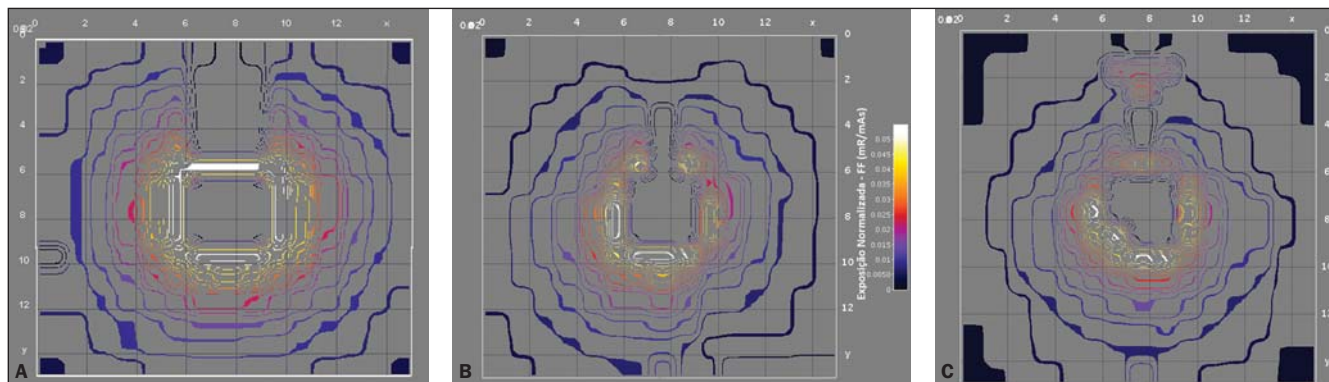
De modo geral, esta ferramenta utiliza dados dos FFs para iniciar a estimativa de grandeza dosimétrica. Os gráficos da Figura 4 mostram as curvas de isoexposição que são base de dados da ferramenta desenvolvida neste trabalho. As linhas internas, próximas ao equipamento gerador de radiação X, apresentam os maiores valores de exposição, e as externas, os menores valores. Observa-se uma tendência comum das linhas em circundar a área de feixe primário. Além disso, o formato das curvas é semelhante nos gráficos da Figura 4A e 4B, relativamente retangulares. A exceção é o gráfico da Figura 4C, que apresenta uma distorção que torna o formato triangular.

**Estudo de caso 1 – Proteção de pacientes que estão internados/hospitalizados em leitos de áreas onde se utilizam equipamentos móveis geradores de radiação X.**

Considerando aplicações de proteção radiológica de pacientes, é importante ressaltar que existem diferentes áreas em que equipamentos móveis geradores de radiação X são utilizados em hospitais. Geralmente, a distância entre o eixo central do feixe de radiação e o indivíduo de interesse não é determinada pela legislação, e a exemplo citam-se a emergência pediátrica e UTI adulta e neonatal. A normativa nacional RDC 50<sup>(18)</sup> recomenda a distância entre leitos de 0,8 m para áreas de recuperação de anestesia e 2,0 m para área coletiva de trabalho, não sendo especificadas distâncias obrigatórias para a área neonatal.

Áreas onde não existe determinação, ou não seja possível, manter distância mínima de 2,0 m entre leitos de pacientes ou incubadoras pediátricas, podem ser problemáticas para a avaliação de proteção radiológica. Nesses casos, os resultados deste trabalho permitem definir distâncias seguras para os pacientes hospitalizados, quando mover o leito for possível, ou possibilitam estimar o kerma no ar na entrada da pele de pacientes para avaliação dos níveis de exposição. As Tabelas 1 e 2 mostram resultados calculados pela ferramenta com base nos dados experimentais coletados para a validação dessa ferramenta para aplicações de proteção radiológica de pacientes.

As Tabelas 1 e 2 expõem, em vermelho, os dados iguais ou acima do nível determinado para área livre. Os dados em amarelo



**Figura 4.** Mapas de isoexposição, em mR/mAs, gerados para cada equipamento avaliado: Shimadzu (A), Siemens modelo 1809990X055I (B) e Siemens modelo 1813190G0371 (C). Escala das dimensões X e Y é de 18,8:1. A escala de cores se mantém constante para os três gráficos desta figura.

**Tabela 1** Dados de kerma de entrada na pele, em mGy, com base nos mapas de kerma/mAs, considerando um paciente hospitalizado na área pediátrica que esteja presente em todos os exames realizados, tendo como parâmetros de cálculo a carga transportada no tubo média por exame de 3,16 mAs e o número de exames por mês de 20,1.\*

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o
1	0,021310	0,025399	0,027959	0,031617	0,033959	0,033723	0,020606	0,016476	0,021537	0,033065	0,033956	0,030291	0,027952	0,024262	0,020534
2	0,025163	0,028673	0,032981	0,038182	0,044098	0,046405	0,103753	0,098418	0,095941	0,045960	0,044994	0,036449	0,031492	0,027660	0,023355
3	0,028260	0,033203	0,040173	0,047594	0,057844	0,066640	0,051448	0,130525	0,045065	0,063361	0,053026	0,045521	0,038423	0,032056	0,026662
4	0,030696	0,037897	0,048093	0,060562	0,076410	0,097449	0,080507	NA	0,072313	0,088719	0,071266	0,057320	0,045650	0,037446	0,029339
5	0,034825	0,042773	0,055410	0,074742	0,104365	0,148845	0,153391	NA	0,125571	0,135603	0,099286	0,076305	0,055194	0,044070	0,033718
6	0,036337	0,046278	0,063122	0,089190	0,139804	0,226804	0,426116	0,576574	0,389080	0,227150	0,127637	0,092227	0,063567	0,047821	0,035461
7	0,039459	0,050030	0,067841	0,098764	0,172944	0,382185	NA	NA	NA	0,405901	0,194888	0,112571	0,073619	0,053059	0,040942
8	0,047199	0,060670	0,082258	0,127077	0,233242	0,608272	NA	NA <sup>†</sup>	NA	0,462356	0,199199	0,114095	0,083595	0,053748	0,041585
9	0,045989	0,060146	0,081537	0,123482	0,219305	0,478457	1,836883	NA	NA	0,428189	0,194489	0,110798	0,081110	0,050986	0,040580
10	0,022739	0,053083	0,078228	0,108992	0,171891	0,295480	0,445167	0,656090	0,424720	0,233192	0,169317	0,095996	0,071306	0,048084	0,037838
11	0,039775	0,050180	0,068515	0,091211	0,133465	0,182815	0,220863	0,261313	0,218215	0,146895	0,113829	0,080770	0,062984	0,043861	0,034836
12	0,036674	0,042975	0,053065	0,073883	0,095608	0,118313	0,132312	0,148018	0,128243	0,096895	0,080770	0,064900	0,053676	0,037767	0,030446
13	0,032013	0,037358	0,044614	0,058893	0,070117	0,082673	0,088795	0,092435	0,090561	0,067871	0,059781	0,051444	0,044120	0,032806	0,027984
14	0,028715	0,034980	0,041752	0,051470	0,058040	0,064552	0,067424	0,068936	0,062510	0,051494	0,047245	0,041782	0,037968	0,029923	0,025235
15	0,025706	0,028071	0,031538	0,039021	0,043619	0,047946	0,051492	0,050573	0,047712	0,045234	0,043728	0,040062	0,035002	0,027121	0,024092

\* As zonas que apresentam NA representam os locais onde as medidas não puderam ser realizadas por estarem na área primária de irradiação ou estarem sendo ocupadas por alguma parte do equipamento móvel gerador de radiação X.

<sup>†</sup> Célula de referência (h8) que representa o ponto de entrada do feixe central do campo primário de radiação. As demais células formam a malha com pontos de medida a 30,0 cm de distância. Assim sendo, os pontos definidos pelas células h1, h15, a8 e o8 estão a 2,1 m do ponto de referência h8.

**Tabela 2** Dados de kerma de entrada na pele, em mGy, gerados com base nos mapas de kerma/mAs, considerando um paciente hospitalizado na área UTI adulta que esteja presente em todos os exames realizados, tendo como parâmetros de cálculo a carga transportada no tubo média por exame de 3,55 mAs e o número de exames por mês de 40,5.\*

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o
1	0,048238	0,057494	0,063288	0,071568	0,076869	0,076335	0,046645	0,037296	0,048751	0,074845	0,076863	0,068567	0,063272	0,054920	0,046480
2	0,056960	0,064904	0,074656	0,086429	0,099821	0,105042	0,234856	0,222779	0,217172	0,104036	0,101847	0,082506	0,071285	0,062611	0,052866
3	0,063968	0,075158	0,090937	0,107733	0,130936	0,150847	0,116458	0,295458	0,102008	0,143424	0,120029	0,103041	0,086975	0,072563	0,060351
4	0,069484	0,085783	0,108863	0,137088	0,172961	0,220585	0,182235	NA	0,163688	0,200824	0,161318	0,129749	0,103333	0,084763	0,066413
5	0,078830	0,096822	0,125427	0,169187	0,236241	0,336926	0,347217	NA	0,284243	0,306950	0,224743	0,172724	0,124938	0,099757	0,076324
6	0,082253	0,104755	0,142883	0,201890	0,316460	0,513393	0,964557	1,305135	0,880722	0,514178	0,288919	0,208766	0,143891	0,108249	0,080270
7	0,089319	0,113249	0,153565	0,223563	0,391477	0,865115	NA	NA	NA	0,918798	0,441150	0,254815	0,166644	0,120105	0,092676
8	0,106841	0,137333	0,186200	0,287653	0,527967	1,376885	NA	NA <sup>†</sup>	NA	1,046591	0,450908	0,258266	0,189226	0,121663	0,094132
9	0,104100	0,136146	0,184568	0,279515	0,496419	1,083037	4,157973	NA	NA	0,969249	0,440246	0,250803	0,183601	0,115413	0,091856
10	0,051471	0,120159	0,177076	0,246716	0,389094	0,668850	1,007680	1,485127	0,961398	0,527855	0,383265	0,217297	0,161409	0,108842	0,085651
11	0,090035	0,113587	0,155090	0,206465	0,302112	0,413821	0,499947	0,591509	0,493952	0,332513	0,257663	0,182832	0,142570	0,099285	0,078855
12	0,083015	0,097279	0,120118	0,167242	0,216418	0,267814	0,299502	0,335055	0,290291	0,219332	0,182832	0,146908	0,121501	0,085489	0,068918
13	0,072465	0,084565	0,100989	0,133311	0,158716	0,187138	0,200997	0,209236	0,204993	0,153634	0,135320	0,116449	0,099871	0,074259	0,063345
14	0,065000	0,079181	0,094510	0,116508	0,131378	0,146121	0,152621	0,156044	0,141497	0,116563	0,106943	0,094579	0,085946	0,067734	0,057122
15	0,058188	0,063542	0,071390	0,088328	0,098737	0,108530	0,116558	0,114477	0,108000	0,102393	0,098982	0,090684	0,079230	0,061392	0,054535

\* As zonas que apresentam NA representam os locais onde as medidas não puderam ser realizadas por estarem na área primária de irradiação ou estarem sendo ocupadas por alguma parte do equipamento móvel gerador de radiação X.

<sup>†</sup> Célula de referência (h8) que representa o ponto de entrada do feixe central do campo primário de radiação. As demais células formam a malha com pontos de medida a 30 cm de distância. Assim sendo, os pontos definidos pelas células h1, h15, a8 e o8 estão a 2,1 m do ponto de referência h8.

mostram os valores que estão abaixo, mas considerando as possíveis flutuações e variações na resposta dos equipamentos, podem alcançar o limite. Os dados em azul marcam o contorno da área de coleta, sendo os dados coletados nas maiores distâncias. Com base na regulamentação nacional, recomenda-se que as macas/leitos/incubadoras sejam posicionadas a mais de 2,0 m. Em caso de impossibilidade disso, os resultados deste trabalho podem auxiliar na determinação de área de segurança para modificação da posição das mesmas no momento da irradiação. No caso dos equipamentos avaliados neste trabalho, a distância de segurança seria acima de 70,0 cm entre o feixe central do campo primário de irradiação e a borda da maca/leito/incubadora. Os dados foram calculados considerando um paciente hospitalizado pelo período de um ano e que se encontre, durante a realização dos exames radiológicos, sempre ao lado do leito onde os exames estão sendo realizados.

**Estudo de caso 2** – Proteção de trabalhadores não ocupacionalmente expostos que atuam em áreas de internação/hospitalização onde se utilizam equipamentos móveis geradores de radiação X.

Outra forma de utilizar a ferramenta computacional desenvolvida é aplicar na proteção radiológica de trabalhadores que atuam em áreas que usam equipamentos

móveis. A regulamentação nacional exige que trabalhadores que se encontram em área de realização de exames diagnósticos por equipamentos móveis posicionem-se a, pelo menos, 2,0 m de distância do feixe central do campo de irradiação primário. Na prática, solicita-se que somente em casos indispensáveis esses trabalhadores permaneçam na sala de realização do exame.

As Tabelas 3 e 4 listam o kerma na entrada da pele considerando o valor médio para os três equipamentos avaliados neste trabalho e um ano de atividade do trabalhador (11 meses de atividades em área de leito) para duas áreas diferentes (pediátrica e UTI adulta). Estes dados podem ser utilizados para definir o risco associado à irradiação adicional, bem como para verificar a possível exposição na entrada da pele adicional causada pela radiação espalhada.

As Tabelas 3 e 4 mostram, em vermelho, os dados iguais ou acima do nível determinado para área livre. Os dados em amarelo expõem os valores que estão abaixo, mas, considerando possíveis flutuações e variações na resposta dos equipamentos, podem alcançar o limite. Os dados em azul marcam o contorno da área de coleta, sendo os dados coletados nas maiores distâncias. As tabelas mostram que para os equipamentos avaliados neste trabalho a distância de segurança seria acima de 70,0 cm de distância entre o feixe central do campo primário de

irradiação e a borda da maca/leito/incubadora. Os dados foram calculados para um trabalhador não ocupacionalmente exposto que trabalhe durante 11 meses de um ano.

## DISCUSSÃO

A ferramenta de cálculo desenvolvida, associada ao método de coleta de dados proposto, mostrou-se adequada e rastreável, desde que o equipamento de raios X móvel em questão esteja funcionando dentro dos parâmetros de conformidade dos testes de controle da qualidade. Esta planilha pode ser personalizada, possibilitando a entrada de dados específicos do equipamento do usuário.

Para a realização das medidas basta um simulador não antropomórfico de acrílico com coluna de alumínio, que pode ser confeccionado, e câmara de ionização calibrada para feixe secundário. Durante a elaboração da ferramenta optou-se por disponibilizar a entrada de dados de caracterização da instituição no cabeçalho, bem como a possibilidade de entrar com as medidas de kerma pelo usuário, dadas as peculiaridades e particularidades de cada instituição e das técnicas aplicadas<sup>(11-13)</sup>. Em nosso ponto de vista, isso torna a ferramenta ágil e adaptável para a aplicação do método proposto em diferentes áreas de uso de equipamentos móveis.



**Tabela 3** Dados do kerma em volume de ar, em mGy, gerados com base nos mapas de kerma/mAs, considerando um trabalhador que atue na área pediátrica e esteja presente em todos os exames realizados, tendo como fatores reais 3,16 mAs por exame, número de exames por mês de 20,1 e 11 meses trabalhados em um ano (considerando que esse indivíduo tire férias de um mês).\*

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o
1	0,019534	0,023283	0,025629	0,028982	0,031129	0,030913	0,018889	0,015103	0,019742	0,030309	0,031126	0,027767	0,025623	0,022240	0,018823
2	0,023066	0,026284	0,030233	0,035000	0,040423	0,042538	0,095107	0,090217	0,087946	0,042130	0,041244	0,033412	0,028868	0,025355	0,021409
3	0,025905	0,030436	0,036826	0,043628	0,053024	0,061087	0,047161	0,119648	0,041309	0,058081	0,048607	0,041727	0,035221	0,029385	0,024440
4	0,028138	0,034739	0,044085	0,055515	0,070042	0,089328	0,073798	NA	0,066287	0,081326	0,065327	0,052543	0,041846	0,034326	0,026894
5	0,031923	0,039209	0,050793	0,068514	0,095668	0,136441	0,140609	NA	0,115107	0,124302	0,091012	0,069946	0,050595	0,040398	0,030908
6	0,033309	0,042421	0,057862	0,081757	0,128153	0,207903	0,390606	0,528526	0,356657	0,208221	0,117001	0,084542	0,058270	0,043836	0,032506
7	0,036170	0,045861	0,062188	0,090534	0,158532	0,350336	NA	NA	NA	0,372075	0,178648	0,103190	0,067484	0,048637	0,037530
8	0,043266	0,055614	0,075403	0,116488	0,213805	0,557582	NA	NA <sup>†</sup>	NA	0,423826	0,182599	0,104587	0,076629	0,049269	0,038119
9	0,042156	0,055133	0,074743	0,113192	0,201029	0,438586	1,683809	NA	NA	0,392506	0,178282	0,101565	0,074351	0,046737	0,037198
10	0,020844	0,048660	0,071709	0,099910	0,157567	0,270857	0,408069	0,601416	0,389327	0,213760	0,155207	0,087996	0,065364	0,044077	0,034685
11	0,036461	0,045998	0,062805	0,083610	0,122343	0,167581	0,202458	0,239537	0,200030	0,134654	0,104343	0,074039	0,057735	0,040206	0,031933
12	0,033618	0,039394	0,048643	0,067726	0,087640	0,108454	0,121286	0,135684	0,117556	0,088821	0,074039	0,059492	0,049203	0,034620	0,027909
13	0,029345	0,034245	0,040897	0,053986	0,064274	0,075783	0,081396	0,084732	0,083014	0,062215	0,054799	0,047157	0,040444	0,030072	0,025652
14	0,026322	0,032065	0,038273	0,047181	0,053203	0,059173	0,061805	0,063191	0,057301	0,047203	0,043308	0,038301	0,034804	0,027430	0,023132
15	0,023564	0,025732	0,028910	0,035769	0,039984	0,043950	0,047201	0,046358	0,043736	0,041465	0,040084	0,036723	0,032085	0,024861	0,022085

\* As zonas que apresentam NA representam os locais onde as medidas não puderam ser realizadas por estarem na área primária de irradiação ou estarem sendo ocupadas por alguma parte do equipamento móvel gerador de radiação X.

<sup>†</sup> Célula de referência (h8) que representa o ponto de entrada do feixe central do campo primário de radiação. As demais células formam a malha com pontos de medida a 30,0 cm de distância. Assim sendo, os pontos definidos pelas células h1, h15, a8 e o8 estão a 2,1 m do ponto de referência h8.

**Tabela 4** Dados de kerma em volume de ar, em mGy, gerados com base mapas de kerma/mAs, considerando um trabalhador que atue na área adulta e esteja presente em todos os exames realizados, tendo como fatores reais o mAs por exame de 3,55, número de exames por mês de 40,5 e 11 meses trabalhados em um ano (considerando que esse indivíduo tire férias de um mês).\*

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o
1	0,044218	0,052703	0,058014	0,065604	0,070464	0,069974	0,042758	0,034188	0,044689	0,068608	0,070457	0,062853	0,058000	0,050343	0,042607
2	0,052213	0,059495	0,068434	0,079227	0,091503	0,096289	0,215285	0,204214	0,199074	0,095366	0,093360	0,075631	0,065345	0,057393	0,048460
3	0,058638	0,068895	0,083359	0,098755	0,120024	0,138277	0,106753	0,270836	0,093508	0,131472	0,110027	0,094454	0,079727	0,066516	0,055322
4	0,063694	0,078635	0,099791	0,125664	0,158548	0,202203	0,167049	NA	0,150047	0,184089	0,147875	0,118937	0,094722	0,077700	0,060878
5	0,072261	0,088754	0,114974	0,155088	0,216554	0,308849	0,318282	NA	0,260556	0,281371	0,206015	0,158330	0,114527	0,091444	0,069964
6	0,075399	0,096025	0,130976	0,185066	0,290089	0,470610	0,884177	1,196373	0,807329	0,471330	0,264843	0,191369	0,131900	0,099228	0,073581
7	0,081875	0,103812	0,140768	0,204933	0,358853	0,793022	NA	NA	NA	0,842231	0,404387	0,233580	0,152757	0,110096	0,084953
8	0,097937	0,125888	0,170683	0,263682	0,483970	1,262145	NA	NA <sup>†</sup>	NA	0,959375	0,413332	0,236743	0,173457	0,111525	0,086287
9	0,095425	0,124800	0,169188	0,256222	0,455050	0,992783	3,811475	NA	NA	0,888478	0,403559	0,229903	0,168301	0,105795	0,084202
10	0,047182	0,110146	0,162320	0,226156	0,356669	0,613113	0,923707	1,361367	0,881282	0,483867	0,351327	0,199188	0,147958	0,099772	0,078514
11	0,082532	0,104121	0,142166	0,189260	0,276936	0,379336	0,458285	0,542216	0,452789	0,304803	0,236191	0,167596	0,130689	0,091011	0,072284
12	0,076097	0,089172	0,110108	0,153305	0,198383	0,245496	0,274543	0,307134	0,266100	0,201055	0,167596	0,134666	0,111376	0,078365	0,063175
13	0,066426	0,077518	0,092574	0,122202	0,145490	0,171543	0,184248	0,191800	0,187911	0,140831	0,124043	0,106745	0,091549	0,068070	0,058067
14	0,059583	0,072583	0,086635	0,106799	0,120430	0,133944	0,139902	0,143040	0,129706	0,106849	0,098032	0,086697	0,078783	0,062090	0,052362
15	0,053339	0,058247	0,065441	0,080967	0,090509	0,099485	0,106845	0,104937	0,099000	0,093860	0,090734	0,083127	0,072628	0,056276	0,049991

\* As zonas que apresentam NA representam os locais onde as medidas não puderam ser realizadas por estarem na área primária de irradiação ou estarem sendo ocupadas por alguma parte do equipamento móvel gerador de radiação X.

<sup>†</sup> Célula de referência (h8) que representa o ponto de entrada do feixe central do campo primário de radiação. As demais células formam a malha com pontos de medida a 30,0 cm de distância. Assim sendo, os pontos definidos pelas células h1, h15, a8 e o8 estão a 2,1 m do ponto de referência h8.

A Portaria nº 453/98<sup>(1)</sup> define área livre como área isenta de controle especial de proteção radiológica, onde os níveis equivalente de dose ambiente devem ser inferiores a 0,5 mSv/ano. De acordo com os dados das Tabelas 1 e 2, base para o estudo de caso 1, que consideram um paciente presente em todos os exames realizados com equipamentos móveis nas áreas pediátrica e UTI adulta, observam-se 4 pontos de medida (área pediátrica) e 19 pontos de medida (UTI adulta) acima do limite norma-

tivo (pontos em vermelho) apresentando valores acima da recomendação para área livre. Estes pontos estão situados 30,0 cm (área pediátrica) e 60,0 cm (UTI adulta) distantes do feixe central do campo primário de radiação, ou seja, alguém que esteja encostado na maca/leito/incubadora do paciente irradiado. Os pontos em amarelo representam pontos com dados limítrofes, ou seja, que poderiam estar na área limite da definição de área livre, dada as variações nos dados experimentais. Para os pontos localiza-

dos a 2,1 m, todas as medidas estão abaixo do recomendado como valor máximo para dose ambiente em área livre, tendo a maioria dos pontos valores inferiores a 12% desse limite, e todos os valores abaixo de 20% do limite para área livre.

Observando-se os dados das Tabelas 3 e 4, que consideram um trabalhador presente em todos os exames realizados em equipamentos móveis na área pediátrica, o pior caso (UTI adulta) mostra que 15 pontos (em vermelho) estão acima da recomendação

para a área livre, que estão localizados dentro do raio de 60,0 cm do feixe central do campo primário de radiação, ou seja, alguém que esteja encostado na cama do paciente. Os pontos em amarelo representam pontos com dados limítrofes, ou seja, que poderiam estar na área limite da definição de área livre, dada as variações nos dados experimentais. Para os pontos localizados a 2,1 m, todas as medidas estão abaixo do recomendado como valor máximo para dose ambiente em área livre, ficando todos os pontos com valores inferiores a 15% desse limite.

Tendo em vista questões de segurança e de proteção radiológica, comuns às áreas onde exames de radiodiagnóstico são realizados com equipamentos móveis, torna-se importante considerar a definição de área livre. Essa definição, segundo a Portaria nº 453/98, é “área isenta de controle especial de proteção radiológica”. Assim sendo, com base nos dados experimentais deste trabalho, mostra-se que é segura a área acima de 2,0 m de distância do eixo central do feixe primário, não sendo necessário o uso de dosímetros ou de outros tipos de monitores ou de blindagens. Na verdade, para indivíduos que ficam a 2,0 m do centro do campo primário de irradiação, os dados evidenciam valores sempre inferiores a 20% (para o pior caso avaliado) do estipulado como valor máximo limite de dose ambiente para a definição de área livre. Assim, pode-se afirmar, para os equipamentos avaliados e parâmetros de cálculo avaliados, ser seguro transitar na área acima de 2,0 m, sendo esta considerada como área livre pela definição da Portaria nº 453/98<sup>(1)</sup>.

Quando for impossível a remoção ou transporte dos pacientes para esta área, pode-se, com base nas curvas, definir regiões seguras, posicionando o equipamento móvel de modo que esses indivíduos que não possam ser removidos para a área de segurança fiquem fora da área descrita pelos dados em vermelho e amarelo nas Tabelas 1, 2, 3 e 4, minimizando a exposição.

Entretanto, observa-se que os dados apresentados neste trabalho são baseados na média dos dados de exposição por mAs coletados em diferentes equipamentos e que cada um desses equipamentos possui suas particularidades. A ferramenta possibilita que esses dados sejam utilizados por

equipamentos que compõem o banco de dados. Entretanto, em razão das particularidades dos equipamentos móveis utilizados nos hospitais, sugere-se que os dados da malha de exposição por mAs sejam coletados para cada equipamento móvel de seu hospital, se possível. Assim, a avaliação poderá apresentar dados próximos aos da situação existente em seu hospital ou clínica. Caso isso não seja possível, a planilha deste trabalho apresenta uma aproximação aceitável das curvas para equipamentos em geral, desde que os parâmetros de cálculos adicionados sejam baseados na realidade de seu hospital ou clínica.

A proposta deste trabalho permite a personalização dos dados obtidos em um hospital ou clínica e sua utilização para definir o risco associado a essa exposição na entrada da pele. Para transformar essa exposição em dose em um órgão ou tecido e/ou em dose de corpo inteiro, é necessário que se usem coeficientes de conversão da exposição em dose. Esses fatores de conversão de kerma ou exposição em dose efetiva são bem definidos para radiação primária, mas ainda não foram calculados para exposições provenientes de radiação secundária. Sugere-se a determinação desses fatores de conversão para que se complete a análise.

## CONCLUSÕES E SUGESTÕES

A ferramenta desenvolvida é amigável e o usuário não precisa conhecer programação para utilizá-la. O método apresentado neste trabalho, associado ao uso da ferramenta computacional desenvolvida, em Excel<sup>®</sup>, permite, a partir da utilização dos dados de rendimento de tubo do equipamento utilizado em um hospital, calcular a dose ambiente ou a dose de entrada na pele de pacientes (sem considerar o retroespalhamento).

Os resultados, calculados pela ferramenta desenvolvida, podem ser diretamente utilizados para avaliação da segurança de pacientes que estão hospitalizados em áreas onde as dimensões/distâncias entre os leitos não são definidas legalmente ou a distância entre leitos seja inferior a 2,0 m. Além disso, os mapas de dose podem ser utilizados para avaliar a alteração da dose ambiente através da alteração da carga de

trabalho do local. Com a coleta adicional de exposição para outras tensões aceleradoras, a ferramenta pode, também, ser útil na avaliação das alterações dos FFs e, conseqüentemente, nas doses ambientes com a alteração da técnica radiográfica. Isso possibilita a avaliação do impacto da otimização da técnica radiográfica na proteção radiológica de pacientes e funcionários que atuam nas áreas de utilização de equipamentos móveis. Além disso, este método proposto, associado à utilização da ferramenta (planilha Excel<sup>®</sup>) desenvolvida, pode ser aplicado para otimizar a dose de pacientes e avaliar a dose ambiente de todas as áreas que utilizam equipamentos móveis do hospital/clínica, possibilitando o acompanhamento desses parâmetros dosimétricos e avaliando a possibilidade de otimização da proteção radiológica.

Sugere-se avaliar os riscos adicionais associados a essa condição de exposição. Para isso, é fundamental que sejam determinadas as doses efetivas dos pacientes que ficam especialmente dentro ou no limiar da área controlada. Os pacientes fora da área controlada podem ser avaliados, mas deve-se observar que eles estão em área caracterizada como livre. Entretanto, para que esse cálculo seja realizado, faz-se necessária a determinação de fatores de conversão de kerma em dose efetiva para radiação espalhada. Assim, os dados de kerma da malha poderão ser convertidos em dose efetiva, especialmente nos casos de leitos que ficam dentro da área de 2,0 m, possibilitando avaliar o risco associado a essa exposição adicional. Este dado seria a base experimental para o modelo semiempírico proposto por este trabalho, em que entram como entes de participação teóricos do modelo o retroespalhamento e coeficientes de conversão de kerma em dose efetiva ( $cc_{efetiva}$ ) e de kerma em dose absorvida ( $cc_{absorvida}$ ), para a geometria e considerações do espectro utilizado. As equações 2 e 3 mostram os modelos semiempíricos propostos, onde  $W_T$  representa o fator de ponderação da radiação.

$$D = kerma_{total} \cdot cc_{absorvida} \quad (2)$$

$$E = kerma_{total} \cdot cc_{efetiva} W_T \quad (3)$$

Os coeficientes  $cc_{absorvida}$  e  $cc_{efetiva}$  serão futuramente avaliados em dados de simulação computacional. Como o fator de pon-

deração da radiação vale 1 para radiação X, este fator não foi mostrado na equação 2. O  $cc_{efetiva}$  representa o somatório de todos os  $cc_{absorvida}$  para os órgãos e tecidos do corpo de interesse.

Estima-se que este modelo tenha resultados efetivos para avaliação de risco de pacientes localizados a menos de 1,0 m do feixe central de radiação, em casos nos quais esses pacientes não possam ser removidos do local.

O GESiC está iniciando as simulações para a determinação de fator de retroespalhamento,  $cc_{absorvida}$  e  $cc_{efetiva}$ , nas considerações de espectro espalhado para a geometria apresentada neste trabalho.

#### REFERÊNCIAS

- Kramer R, Khoury HJ, Vieira JW. CALDose\_X – a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. *Phys Med Biol*. 2008;53:6437–59.
- Standard dosimetry. Radar software: Mirdose and Olinda/EXM. [acessado em 26 de outubro de 2011]. Disponível em: <http://www.doseinfo-radar.com/RADARSoft.html#MDOL>
- Labcity. Echo® dose-response software. [acessado em 26 de outubro de 2011]. Disponível em: [http://www.labcity.com/Echo%20%AE\\_DoseResponse\\_Software/Default.288.html](http://www.labcity.com/Echo%20%AE_DoseResponse_Software/Default.288.html)
- Rad Pro Calculators. Gamma emitter point source dose-rate to activity and shielding calculations (in air). [acessado em 26 de outubro de 2011]. Disponível em: <http://www.radprocalculator.com/Gamma.aspx>
- International Commission on Radiological Protection. Radiological protection in medicine. ICRP Publication 105. *Ann ICRP*. 2007;37(6).
- International Commission on Radiological Protection. The optimization of radiological protection – broadening the process. ICRP Publication 101b. *Ann ICRP*. 2006;36(3).
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. Annex A: Dose assessment methodologies. Vol 1, p. 29–82; 2000.
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. Annex G: Biological effects at low radiation doses. Vol 2, p. 73–175; 2000.
- Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453/98. Brasília, DF: Diário Oficial da União, 2 de junho de 1998.
- Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução 1016. Brasília, DF: Diário Oficial da União, 5 de abril de 2006.
- Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico médico: desempenho de equipamentos e segurança. Brasília, DF; Ministério da Saúde; 2005.
- National Council on Radiation Protection & Measurement. NCRP Report No. 107. Implementation of the principle of As Low As Reasonable Achievable (ALARA) for medical and dental personnel. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection & Measurements; 1990.
- American Association of Physicists in Medicine. Standardized methods for measuring diagnostic X-ray exposures. AAPM Report no. 31. New York, NY: American Association of Physicists in Medicine; 1990.
- American College of Radiology. ACR practice guideline for diagnostic reference levels in medical X-ray imaging (Revised 2008). Reston, VA: American College of Radiology; 2008.
- Compagnone G, Pagan L, Bergamini C. Comparison of six phantoms for entrance skin dose evaluation in 11 standard X-ray examinations. *J Appl Clin Med Phys*. 2005;6:101–13.
- Hoff G, Andrade JRM, Fisher ACFS, et al. Mapeamento de curvas de isoexposição geradas por equipamentos de radiodiagnóstico móveis convencionais e dose em pacientes hospitalizados. In: II Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica. Recife, PE, Brasil; 2011.
- Bacelar A, Andrade JRM, Fisher ACFS, et al. Mapeamento de curvas de isoexposição para avaliação de equivalente de dose ambiente para equipamentos móveis de radiodiagnóstico. In: II Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica. Recife, PE, Brasil; 2011.
- Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução RDC nº 50, de 21 de fevereiro de 2002. Dispõe sobre o Regulamento Técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde. Brasília, DF: Diário Oficial da União, 20 de março de 2002.