

Mapeamento de curvas de isoe Exposição geradas por equipamentos de radiodiagnóstico móveis convencionais e dose em pacientes hospitalizados

Gabriela Hoff¹, José Rodrigo Mendes Andrade², Andréia Caroline Fischer da Silveira Fischer¹, André Accurso¹, Alexandre Bacelar³

¹ Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul/Grupo de Experimentação e Simulação Computacional em Física Médica, Porto Alegre, Brasil
ghoff.gesic@gmail.com, andreia.silveira.001@acad.pucrs.br,
andre.accurso@acad.pucrs.br
<http://www.gesic.com.br>

² Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre/Serviço de Atenção à Saúde e Qualidade de Vida, Porto Alegre, Brasil
Código Postal, País
jose.andrade@santacasa.tche.br

³ Hospital de Clínicas de Porto Alegre/Setor de Física Médica e Radioproteção, Porto Alegre, Brasil
abacelar@hcpa.ufrgs.br

Resumo. Este trabalho teve por objetivo medir curvas de isoe Exposição em áreas de uso de equipamentos móveis. Foram selecionados: um equipamento móvel Shimadzu e dois Siemens, sendo utilizado um espalhador não-antropomórfico. As medidas de exposição em malha de (4,20 x 4,20) cm², à meia altura do simulador e passos de 30 cm, foi realizada utilizando as técnicas radiográficas: 100 kVp e 63 mAs (Shimadzu) e 96 kVp e 40 mAs (Siemens). Para estimativa do equivalente de dose ambiente, em 12 meses, foram considerados: 3.55 mAs/exame e 44.5 procedimentos/mês (adultos); e 3.16 mAs/exame e 20.1 procedimentos/mês (pediátricos). Observou-se que somente os valores dentro da distância de 60 cm apresentaram-se acima do limite máximo de equivalente de dose ambiente definido para Área Livre (0,5 mSv/ano). Os pontos coletados a 2,1 m, do centro do feixe primário, mostraram ser sempre 12% do referido limite, mostrando ser uma distância segura para os pacientes hospitalizados.

1 Introdução

O Princípio ALARA (sigla em inglês de *as low as reasonable achievable*) define que a dose de radiação deve ser tão baixa quanto possível para garantir a informação diagnóstica desejada. A regulamentação brasileira [1,2,3] define o limiar de dose para fontes de radiação produzida pelo homem para indivíduos do público (1mSv/ano) e trabalhadores ocupacionalmente expostos (20mSv/ano). Entretanto, pacientes não se enquadram em nenhuma dessas definições, sendo uma classe especial de indivíduos onde se aplica de forma mais evidente o princípio ALARA e as considerações sobre a relação custo-risco-benefício[4]. Assim sendo, é importante garantir que o benefício para o paciente exposto é sempre maior que os possíveis danos que podem ser causados por 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 com possíveis adicionais de dose proveniente de exames realizados em outros pacientes, hospitalizados na mesma sala, quando exames de rotina são efetuados com equipamentos móveis. Os modelos divulgados atualmente fornecem resultados que podem ser relacionados diretamente com o aumento do risco de desenvolvimento de efeitos biológicos, como câncer [5,6] entre outros. Entretanto, quando se fala de radiação espalhada, esses modelos não se aplicam [7,8]. Atualmente não existe um consenso na metodologia a ser utilizada 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.

Para tanto, nesse trabalho, calculou-se a exposição na entrada da pele e propôs-se um modelo para determinação da dose efetiva adicional em pacientes hospitalizados em áreas onde são realizados exames com equipamentos de radiodiagnóstico móveis.

2 Metodologia

Com a finalidade de avaliar o mapa de distribuição da exposição gerada pela radiação espalhada ao redor do leito hospitalar durante um procedimento radiológico realizado por um equipamento móvel, foram selecionados três equipamentos de raios X móveis: um Shimadzu modelo MUX 10, e dois Siemens modelos 1809990X055I e 1813190G0371.

Tais equipamentos foram inicialmente avaliados quanto as 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. Todos os equipamentos avaliados apresentaram boas condições de uso, estando de acordo com as exigências mínimas brasileiras. A exceção foi o equipamento Siemens (modelo 1809990X055I) que apresentou problemas no alinhamento e na colimação do feixe de radiação. Os resultados dos testes realizados foram encaminhados para os responsáveis pelas instituições e as devidas providências foram tomadas antes que continuássemos com a coleta de dados.

A estratégia de coleta de dados foi definida a partir da utilização de um material espalhador não antropomórfico, isto é, um simulador de acrílico nas dimensões de $(30 \times 30 \times 20) \text{ cm}^3$, para simular o tórax, que contém uma barra de alumínio de $(2 \times 1,5 \times 30) \text{ cm}^3$, para simular a coluna. Este foi colocado sobre uma mesa de inox (utilizada como suporte) e disposto em uma sala de exames vazia. Isso possibilitou a realização das medidas de exposição na malha definida e o mapeamento da área de interesse.

A área de interesse foi definida com base num ponto central, onde foi disposto o centro do simulador. A partir deste ponto, foram realizadas medidas da exposição a cada 0,3 m, formando uma malha no plano medial do simulador que se estende 2,1 m para todos os lados do plano, conforme Figura 1.

O KERMA na entrada da pele foi medido sobre o simulador no centro de sua área superficial com câmara de ionização para feixe primário. Este KERMA considera o retroespalhamento do simulador. As demais exposições coletadas não consideram a contribuição do retroespalhamento em suas medidas.

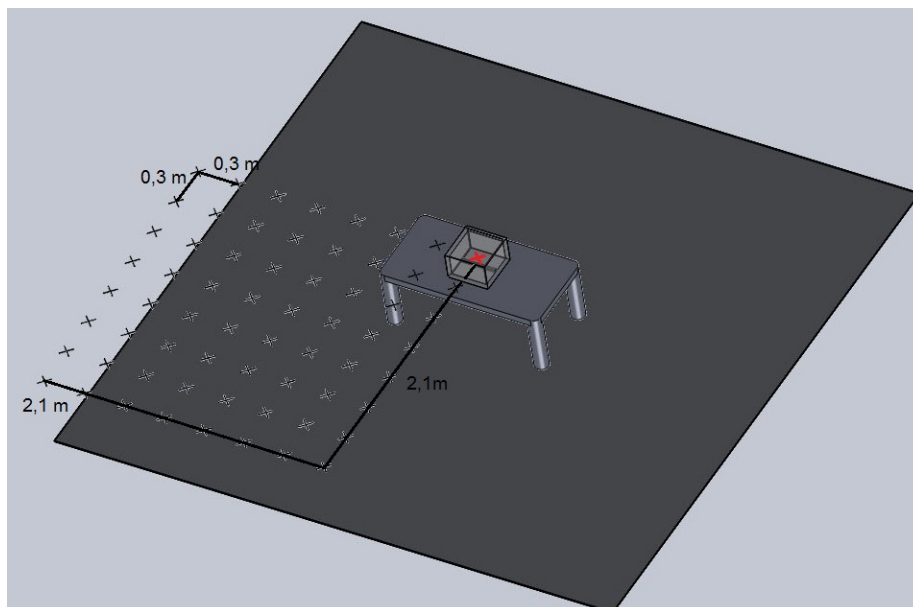


Figura 1. Esquema da malha de coleta (na ilustração somente um dos quatro quadrantes encontra-se marcado, mas as medidas foram realizadas nos quatro quadrantes); As medidas foram realizadas na altura referente ao centro do simulador. A marcação em vermelho refere-se ao centro da coleta e as demais marcações aos outros pontos coletados

A exposição foi mensurada utilizando câmaras de ionização para feixe de radiação secundário devidamente calibradas. Foram utilizados eletrômetros e câmaras de ionização da marca Radcal (modelo 180CC) 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. Estas estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1. Técnicas radiológicas utilizadas na coleta de dados de exposição

Característica	Siemens	Shimadzu
kV	96	100
mAs	40	63

As diferenças nas técnicas utilizadas decorrem das limitações dos equipamentos utilizados na coleta de dados, dessa forma, o kVp e mAs utilizados tiveram que variar. Para minimizar as variações causadas pelas diferenças no mAs das coletas os dados foram normalizados para exposição/mAs.

Com os dados normalizados foi possível investigar a média de carga transportada por procedimento radiológico e o número médio de exames por mês em diferentes hospitais da cidade de Porto Alegre. A Tabela 2 mostra a média de mAs/exame e o

número de exames por mês de procedimentos radiodiagnósticos utilizando equipamentos móveis em UTI adulta e UTI pediátrica.

Tabela 2. Média dos valores de carga transportada pelo tubo de raios X e o número de procedimentos das áreas de hospitalização adulta e pediátrica

Técnica radiográfica	Média mAs/exame	Número de procedimentos/mês
Adulta	3,55	44,5
Pediátrica	3,16	20,1

Formam gerados mapas (Figura 2) a partir das exposições coletadas. Estas exposições foram normalizados para fornecer um fator de forma para as isolinhas e para a exposição por mAs. Isto foi realizado dividindo todas as medidas da coleta de dados pelo mAs da coleta.

Como todos os testes de controle de qualidade dos equipamentos apresentaram-se dentro dos limites normativos nacionais, dentre eles o teste da linearidade de resposta de KERMA com o mAs, foi possível estimar o KERMA na entrada da pele devido à radiação X espalhada por exame, multiplicando o valor da tabela de dados pelo valor de mAs do exame no local. Todavia, isso só pode ser realizado para exames que apresentem um kVp semelhante ao da coleta da exposição (Tabela 1). Foram considerados os parâmetros KERMA médio por mAs (KERMA/mAs), o mAs médio por procedimento (mAs/procedimento), o número de procedimentos por unidade de tempo (nº procedimento/tempo) e o tempo de interesse do estudo (tempo). A relação é para determinar o $KERMA_{total}$, em considerações conservativas de análise, é evidenciada pela Equação 1.

$$KERMA_{total} = \frac{KERMA}{mAs} \frac{mAs}{procedimento} \frac{n^{\circ} procedimento}{tempo} tempo \quad (1)$$

Cabe ressaltar que esta estimativa é realizada, considerado o pior caso dos exames serem realizados na mesma posição, lateral ao paciente de referência de cálculo. Isso é uma forma extremamente conservativa de avaliar a situação em questão. Na verdade existe uma distribuição entre os leitos que não foi determinada. Sugerimos que, caso se possa determinar a frequência de exames realizados em cada leito, no total de exames realizados, que esta normalização seja considerada na estimativa total de KERMA na entrada da pele.

Este dado será a base experimental para o modelo semi-empírico proposto nesse trabalho onde 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 de

espectro utilizados. As equações 2 e 3 mostram os modelos semi-empíricos propostos, onde w_R é o fator de ponderação da radiação.

$$D = KERMA_{total} CC_{absorvida} \quad (2)$$

$$E = KERMA_{total} CC_{efetiva} w_T \quad (3)$$

Os coeficientes $CC_{absorvida}$ e $CC_{efetiva}$ serão futuramente avaliados em dados de simulação computacional. Como o Fator de ponderação da radiação vale 1 para radiação X esse 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.

Acreditamos que esse modelo tenha resultados efetivos para pacientes no raio a menos de 1 m do feixe central de radiação, em casos onde esse paciente não possa ser removido do local.

3 Resultados e Análises

Os gráficos apresentados na Figura 2 mostram as curvas de isoe Exposição geradas com base nas coletas realizadas em cada equipamento. As linhas internas 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 2 (a) e (b), relativamente retangulares. A exceção é o gráfico da Figura 2 (c) que apresenta uma distorção que torna o formato triangular.

Considerando a linha externa das curvas geradas, constata-se que todos os equipamentos apresentam taxas de exposição por mAs seguras, evidenciando que o limite de 2 m (para determinadas áreas) especificado na legislação nacional [1,2,3] para técnicos radiologistas e leitos é satisfatória. Portanto, a área fora do limite de 2 m de distância será nominada doravante de *área de segurança*.

Porém, existem outras áreas em que equipamentos móveis são utilizados nas quais a distância entre o eixo central do feixe de radiação e o indivíduo de interesse não é determinada pela legislação, a exemplo cita-se: a pediatria e a UTI neonatal. A Tabela 3 mostra as especificações de distância entre leitos definida pela normativa nacional [3].

Tabela 3. Distâncias entre leitos definidas pela RDC 50 [3]

Área	Distância entre leitos (m)
Recuperação pós-anestesia	0,8
Coletiva de tratamento	2,0
Neonatal	Sem especificações

Nessas áreas não existe a exigência legal de manter 2 m de distância entre as camas dos pacientes ou incubadoras pediátricas. Assim sendo, os resultados deste trabalho apontam que, nesses casos, é importante que os profissionais atuantes nessas áreas, bem como os pacientes, mantenham-se a, no mínimo, 2 m de distância do feixe central de radiação X. Dessa forma, recomenda-se que as macas ou incubadoras posicionadas a menos de 2 m sejam movidas para a *área de segurança* no momento da irradiação.

A Tabela 4 mostra a média dos dados reais coletados nos três equipamentos. Estes dados podem ser utilizados para definir o risco associado à irradiação adicional, bem como para verificar o a possível exposição na entrada da pele adicional causada pela radiação espalhada.

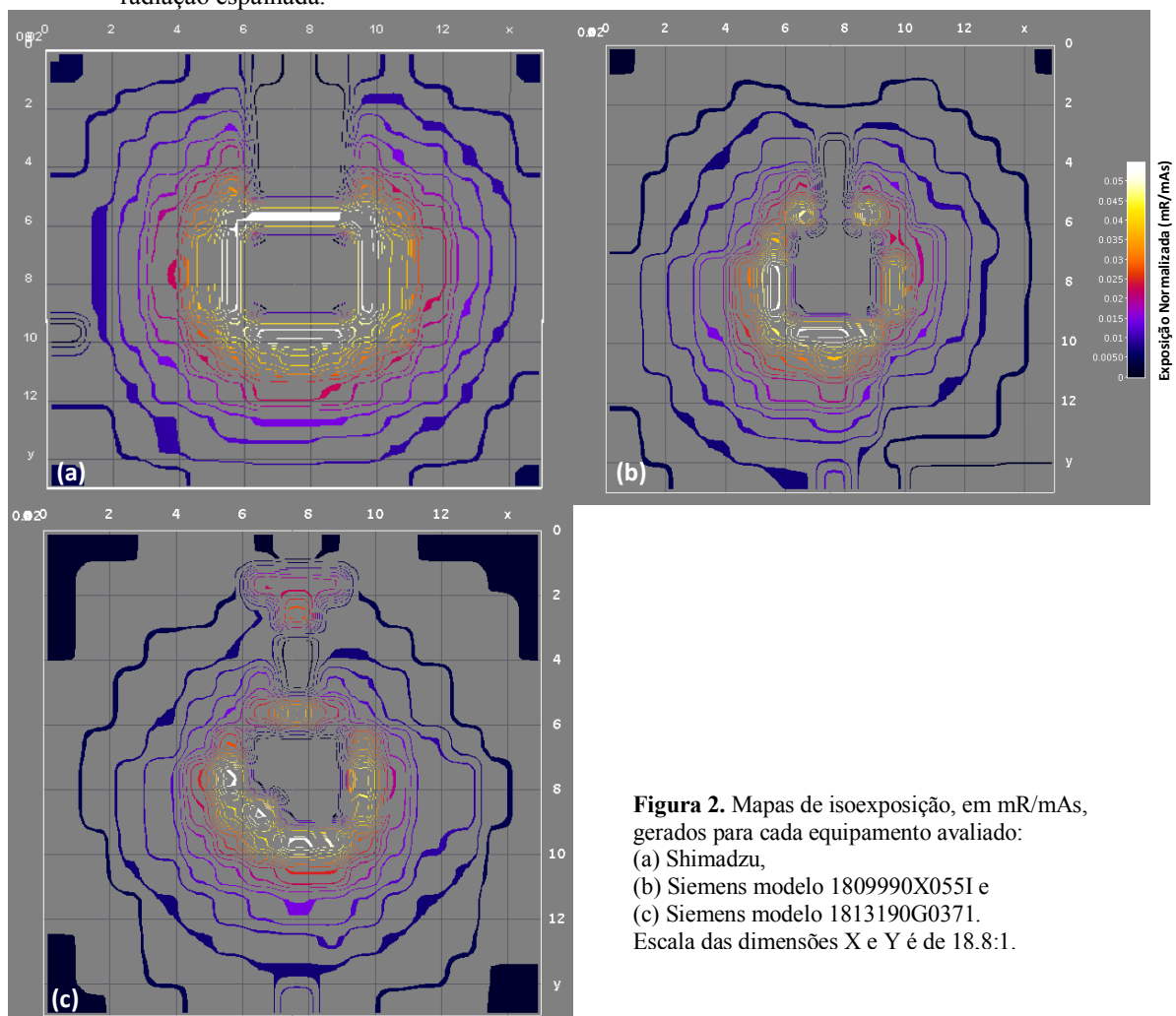


Figura 2. Mapas de isoexposição, em mR/mAs, gerados para cada equipamento avaliado: (a) Shimadzu, (b) Siemens modelo 1809990X055I e (c) Siemens modelo 1813190G0371. Escala das dimensões X e Y é de 18.8:1.

Tabela 4. Media aritmética dos valores de KERMA na entrada da pele em diferentes pontos, em mGy/mAs, de todos os equipamentos investigados nesse trabalho.¹

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o
1	0.000028	0.000033	0.000037	0.000041	0.000045	0.000044	0.000027	0.000022	0.000028	0.000043	0.000045	0.000040	0.000037	0.000032	0.000027
2	0.000033	0.000038	0.000043	0.000050	0.000058	0.000061	0.000136	0.000129	0.000126	0.000060	0.000059	0.000048	0.000041	0.000036	0.000031
3	0.000037	0.000044	0.000053	0.000062	0.000076	0.000087	0.000068	0.000171	0.000059	0.000083	0.000070	0.000060	0.000050	0.000042	0.000035
4	0.000040	0.000050	0.000063	0.000079	0.000100	0.000128	0.000106	NA	0.000095	0.000116	0.000094	0.000075	0.000060	0.000049	0.000038
5	0.000046	0.000056	0.000073	0.000098	0.000137	0.000195	0.000201	NA	0.000165	0.000178	0.000130	0.000100	0.000072	0.000058	0.000044
6	0.000048	0.000061	0.000083	0.000117	0.000183	0.000298	0.000559	0.000756	0.000510	0.000298	0.000167	0.000121	0.000083	0.000063	0.000047
7	0.000052	0.000066	0.000089	0.000130	0.000227	0.000501	NA	NA	NA	0.000533	0.000256	0.000148	0.000097	0.000070	0.000054
8	0.000062	0.000080	0.000108	0.000167	0.000306	0.000798	NA	NA	NA	0.000607	0.000261	0.000150	0.000110	0.000071	0.000055
9	0.000060	0.000079	0.000107	0.000162	0.000288	0.000628	0.002410	NA	NA	0.000562	0.000255	0.000145	0.000106	0.000067	0.000053
10	0.000030	0.000070	0.000103	0.000143	0.000226	0.000388	0.000584	0.000861	0.000557	0.000306	0.000222	0.000126	0.000094	0.000063	0.000050
11	0.000052	0.000066	0.000090	0.000120	0.000175	0.000240	0.000290	0.000343	0.000286	0.000193	0.000149	0.000106	0.000083	0.000058	0.000046
12	0.000048	0.000056	0.000070	0.000097	0.000125	0.000155	0.000174	0.000194	0.000168	0.000127	0.000106	0.000085	0.000070	0.000050	0.000040
13	0.000042	0.000049	0.000069	0.000077	0.000092	0.000108	0.000117	0.000121	0.000119	0.000089	0.000078	0.000067	0.000058	0.000043	0.000037
14	0.000038	0.000046	0.000055	0.000068	0.000076	0.000085	0.000088	0.000090	0.000082	0.000068	0.000062	0.000055	0.000050	0.000039	0.000033
15	0.000034	0.000037	0.000041	0.000051	0.000057	0.000063	0.000068	0.000066	0.000063	0.000059	0.000057	0.000053	0.000046	0.000036	0.000032

Tabela 5. Dados de dose absorvida 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, 20,1 número de exames por mês e 11 meses trabalhados em 1 ano (considerando que esse indivíduo tire férias de um mês).¹

	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	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

Tabela 6. Dados de dose absorvida 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 1 ano (considerando que esse indivíduo tire férias).¹

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m	n	o
1	0.048585	0.057908	0.063744	0.072083	0.077423	0.076885	0.046981	0.037565	0.049102	0.075384	0.077416	0.069061	0.063728	0.055315	0.046815
2	0.057370	0.065372	0.075193	0.087052	0.100540	0.105799	0.236548	0.224384	0.218736	0.104785	0.102581	0.083100	0.071798	0.063061	0.053247
3	0.064429	0.075699	0.091591	0.108509	0.131879	0.151934	0.117296	0.297585	0.102743	0.144456	0.120894	0.103783	0.087601	0.073086	0.060786
4	0.069985	0.086401	0.109647	0.138076	0.174207	0.222174	0.183547	NA	0.164867	0.202270	0.162480	0.130683	0.104077	0.085374	0.068891
5	0.079397	0.097519	0.126330	0.170405	0.237942	0.339353	0.349717	NA	0.286290	0.309161	0.226362	0.173968	0.125838	0.100475	0.076874
6	0.082845	0.105509	0.143912	0.203344	0.318739	0.517090	0.971503	1.314534	0.887065	0.517881	0.291000	0.210269	0.144928	0.109028	0.080848
7	0.089962	0.114065	0.154671	0.225173	0.394296	0.871345	NA	NA	NA	0.925414	0.444327	0.256650	0.167844	0.120970	0.093343
8	0.107610	0.138322	0.187541	0.289724	0.531769	1.386801	NA	NA	NA	1.054128	0.454155	0.260125	0.190589	0.122539	0.094809
9	0.104850	0.137126	0.185897	0.281528	0.499994	1.090836	4.187917	NA	NA	0.976229	0.443416	0.252609	0.184923	0.116244	0.092518
10	0.051842	0.121025	0.178351	0.248492	0.391896	0.673667	1.014937	1.495823	0.968322	0.531657	0.386025	0.218861	0.162572	0.109626	0.086268
11	0.090684	0.114405	0.156207	0.207952	0.304288	0.416801	0.503547	0.595768	0.497509	0.334907	0.259519	0.184148	0.143597	0.100000	0.079423
12	0.083613	0.097979	0.120983	0.168447	0.217976	0.269743	0.301658	0.337468	0.292381	0.220912	0.184148	0.147966	0.122376	0.086105	0.069415
13	0.072987	0.085174	0.101717	0.134271	0.159859	0.188486	0.202445	0.210743	0.206470	0.154740	0.136294	0.117287	0.100590	0.074793	0.063802
14	0.065468	0.079751	0.095191	0.117347	0.132325	0.147173	0.153720	0.157168	0.142516	0.117402	0.107714	0.095260	0.086564	0.068222	0.057533
15	0.058607	0.063999	0.071904	0.088964	0.099448	0.109311	0.117398	0.115301	0.108778	0.103130	0.099695	0.091337	0.079801	0.061834	0.054928

¹ As zonas que apresentam NA representam os locais onde as medidas não puderam ser realizadas por estar na área primária de irradiação ou estar sendo ocupada por alguma parte do equipamento móvel gerador de radiação X.

A estimativa da exposição adicional causada pela radiação espalhada dentro da área de 2 m pode ser realizada segundo o modelo evidenciado na Equação 1 citada anteriormente². Segue como exemplo na Tabela 5 a análise do caso de um trabalhador de uma área onde se utilizam equipamentos móveis de raios X, que não se mantém a 2 m de distância do feixe central de radiação. Considerou-se que este trabalhador exerça sua atividade por 11 meses por ano. Cabe ressaltar que esta tabela foi gerada através da aplicação da Equação 1 em cada um dos pontos da Tabela 4.

Com base na definição de Área Livre da Portaria 453[1] essa área é isenta de controle especial de proteção radiológica, onde os níveis equivalente de dose ambiente devem ser inferiores a 0,5 mSv/ano. Observando-se os dados da Tabela 5, que considera um trabalhador presente em todos os exames realizados em equipamentos móveis na área pediátrica, somente 4 pontos (em vermelho) estão acima da recomendação para área livre, que estão localizados dentro do raio de 30 cm do feixe de radiação, ou seja, alguém que esteja encostado na cama do paciente irradiado. Os pontos em Amarelo representam pontos com dados limítrofes, ou seja, que poderia estar na área limite da definição de área livre, dada as variações nos dados experimentais. Já para a Tabela 6, que considera a média dos dados reais de uma área adulta, a área cima da especificação de Área Livre normativa aumentou de 30 para 60 cm de distância entre o feixe central de irradiação e o ponto de observação da medida. Mas 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 25% desse limite.

Considerando questões de segurança e proteção radiológica comuns a áreas onde exames são realizados com equipamentos móveis em hospitais e clínicas, sugere-se observar outra informação importante na definição de área livre, sendo ela, “área isenta de controle especial de proteção radiológica”. Assim sendo, com base nos dados experimentais desse trabalho mostra-se que é segura a área acima de 2 m de distância do eixo central do feixe primário, não sendo necessário o uso de dosímetros ou quaisquer outros tipos de monitores ou de blindagens, visto que esta área é classificada como Área Livre. Na verdade, para indivíduos que fiquem a 2 m do centro de irradiação (valores em azul na Tabela 5), os dados evidenciam valores sempre inferiores a 10% do estipulado como valor máximo limite de dose ambiente para a definição de área livre. Assim, pode-se afirmar ser seguro transitar na área acima de 2 m, sendo esta considerada como área livre pela definição da Portaria 453[1].

Logo, 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 forma que esses indivíduos que não possam ser removidos para a *área de segurança* fiquem fora da área descrita pelos dados em vermelho e amarelo da Tabela 5, minimizando a exposição.

Entretanto, observa-se que esta tabela representa a média dos dados de exposição por mAs coletados em diferentes equipamentos e que cada um desses equipamentos possui suas particularidades. Assim sendo, sugere-se que os dados da malha de

² A planilha Excel® contando a base de dados e saída das tabelas de avaliação está disponível em www.gesic.com.br/conteudo/downloads.html

exposição por mAs seja coletado para cada equipamento móvel de seu hospital, se possível. Caso contrário, esta tabela nos dá uma boa aproximação das curvas para equipamentos em geral.

Assim, pode-se personalizar os dados obtidos em um hospital ou clínica e definir um risco associado a essa exposição na entrada da pele. Para transformar esta 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. Estes 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 destes fatores de conversão para que se complete a análise.

4 Conclusões e Sugestões

Para pacientes internados em área pediátrica ou adulta, somente valores dentro da distância de 60 cm apresentaram-se acima do limite máximo de equivalente de dose ambiente definido para Área Livre (0,5 mSv/ano). Os pontos coletados a 2,1 m do centro do feixe primário mostraram ser sempre 12% do referido limite, mostrando ser uma distância segura para os pacientes hospitalizados.

Sugere-se avaliar os riscos associados a essa condição. Para isso é fundamental que sejam determinadas as doses efetivas desses pacientes, fazendo-se necessária a determinação de fatores de conversão de KERMA em dose efetiva para radiação espalhada. Assim sendo os dados de KERMA da malha poderão ser convertidos em dose efetiva, especialmente nos casos de leitos que ficam dentro da área de 2 m, possibilitando avaliar o risco associado a essa exposição adicional. As instruções para preparação do trabalho completo serão dadas a seguir.

O GESiC está iniciando as simulações para a determinação de FRE e $CC_{absorvida}$ e $CC_{efetiva}$ na considerações de espectro espalhado bem como retroespelhamento para a geometria apresentada nesse trabalho.

Referências

1. BRASIL, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Portaria Federal 453 de 1989.
2. BRASIL, Comissão Nacional de Energia Nuclear. Diretrizes Básicas de Radioproteção. CNEN – NN 3.01 de 2005.
3. BRASIL, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Regulamento Técnico Para Planejamento, Programação, Elaboração E Avaliação De Projetos Físicos De Estabelecimentos Assistenciais De Saúde. Resolução – RDC nº 50, 2002.
4. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological Protection and Safety in Medicine/ ICRP Publication 73. 1996
5. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological Protection in Medicine / ICRP Publication 105. 2007.
6. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The Optimization of Radiological Protection - Broadening the Process. ICRP Publication 101b. 2006.
7. UNSCEAR. Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation to the General Assembly ANNEX A: Dose assessment methodologies. Vol 1, p. 29 – 82. 2000.

8. UNSCEAR. Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation to the General Assembly ANNEX G: Biological Effects At Low Radiation Doses. Vol 2, p. 73 – 175. 2000.