

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
ESCOLA DE ENGENHARIA DE PERNAMBUCO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

BEATRIZ VILLA-CHAN CANTALUPO PINTO

**ESTIMATIVA DA DOSE E RISCO EM PACIENTES
PEDIÁTRICOS DEVIDO A EXAMES RADIOGRÁFICOS DOS
SEIOS DA FACE**

Recife - PE

2015

BEATRIZ VILLA-CHAN CANTALUPO PINTO

**ESTIMATIVA DA DOSE E RISCO EM PACIENTES
PEDIÁTRICOS DEVIDO A EXAMES RADIOGRÁFICOS DOS
SEIOS DA FACE**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Federal de Pernambuco, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

ORIENTADOR: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Francisco Fernandes Amâncio

Recife

2015

Catálogo na fonte
Bibliotecária Valdicea Alves, CRB-4 / 1260

P659e Pinto, Beatriz Villa-Chan Cantalupo.
Estimativa da dose e risco em pacientes pediátricos devido a exames
radiográficos dos seios da face / Beatriz Villa-Chan Cantalupo Pinto. –
Recife: O Autor, 2015.
136folhas, Il., Abre. e Tabs.

Orientadora: Prof.^o Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.

Coorientador: Prof. Dr. Francisco Fernandes Amâncio.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação de Engenharia Biomédica, 2015.

Inclui Referências, Apêndices e Anexos.

1. Engenharia Biomédica. 2. Dosimetria. 3. Radiografia. 4. Seios
Paranasais.

5. ediatría. 6. Dosimetria Termoluminescente. I. Khoury, Helen Jamil
(Orientadora). II. Amâncio, Francisco Fernandes (Coorientador). III. Título.

UFPE

610.28 CDD (22. ed.)

BCTG/2015-248

ESTIMATIVA DA DOSE E RISCO EM PACIENTES PEDIÁTRICOS DEVIDO A EXAMES RADIOGRÁFICOS DOS SEIOS DA FACE

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientadora: _____

Profa. Dra. Helen Jamil Khoury, Doutora em Física pela Pontifícia Universidade Católica de São Paulo (PUC-SP) - São Paulo, Brasil.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Marcos Ely Almeida Andrade (FACIPE)

Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares pela Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Recife-PE, Brasil;

Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro Barros (UFPE)

Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares pela Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Recife-PE, Brasil;

Profa. Dra. Viviane Khoury Asfora (UFPE)

Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares pela Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Recife-PE, Brasil.

Coordenador do PPGEB: _____

Profa. Dra. Rosa Amália Fireman Dutra

Recife, julho de 2015.

À minha irmã Letícia Maria (*In Memoriam*),
pelo amor incondicional e verdadeiro.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, primeiramente, a oportunidade de conhecer, conviver e aprender a admirar pessoas maravilhosas e de extrema importância, como os mestres **Helen Jamil Khoury e Francisco Fernandes Amâncio**. Para mim, foi um privilégio e uma honra ser orientada por essas pessoas humanas, objetivas, sensatas e experientes. Para ambos, o meu muito obrigada.

À minha família, **Amaury**, meu esposo, **Heitor e Leticia**, meus filhos, **Marcelo e Édila**, meus pais, **Márcia e Édina**, minhas tias, por todo incentivo, ajuda, paciência e compreensão.

Ao Centro de Tecnologia e Geociência (CTG-UFPE), representada pela figura da coordenadora e secretária do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), respectivamente, Rosa e Juliana pelo apoio.

Aos funcionários, médicos, técnicos e colaboradores dos hospitais onde desenvolvi este projeto pela receptividade e colaboração.

Aos funcionários do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) Elias, Kendy, Itayana, Ana Dayse, Charles, Péricles, André, Clemanzy e, especialmente, à garotinha Égita pelos sorrisos e abraços calorosos para um dia produtivo de trabalho.

Aos professores Brandão, Vinícius e Marcos do Departamento de Energia Nuclear (DEN-UFPE) pelos conselhos e ensinamentos.

Aos colegas e estudantes do DEN Viviane, Leonardo, Edson, William, Renata, Maxwell, Lenon, Juliana, Robson, Boisguillerbert, Leôncio, Edyelle e, em especial, à grande amiga **Aline Carvalho** pela amizade, constante simpatia e os bons momentos do café.

À CAPES e à FACEPE pelo auxílio em projetos que ajudaram na área.

RESUMO

No presente trabalho, foi realizado um levantamento das doses recebidas por pacientes pediátricos, em exames radiográficos convencionais dos seios da face, realizados no Recife, PE. Para a realização do estudo, foram selecionados dois hospitais que atendem ao Sistema Único de Saúde, com alta demanda de exames pediátricos. Os dados dos pacientes e os parâmetros de irradiação utilizados em 159 exames radiográficos dos seios da face de crianças, com idades entre 0 e 15 anos, foram coletados, sendo 103 radiografias realizadas na projeção lateral (radiografia cavum) e 56 radiografias realizadas nas projeções pósterio-antérieures em fronto-naso (FN) e mento-naso (MN) (radiografias Caldwell e Waters, respectivamente). Inicialmente, foram efetuadas as avaliações de desempenho dos dois equipamentos de raios X pertencentes aos hospitais. A partir dos valores dos rendimentos dos tubos de raios X e dos parâmetros de irradiação empregados nos exames, foram estimados os valores de kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) e produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$). Os valores de kerma no ar nas regiões dos olhos e da tireoide foram estimados utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD-100). As doses absorvidas médias nos órgãos e a dose efetiva foram estimadas com o software PCXMC® a partir dos dados antropométricos, parâmetros de irradiação e do kerma no ar incidente ($K_{a,i}$), obtido com o rendimento. Os resultados mostraram que os valores de $K_{a,e}$ variaram entre 0,065 mGy e 1,113 mGy, para radiografias cavum, entre 0,13 mGy e 7,99 mGy, para radiografias na incidência Caldwell e entre 0,13 mGy e 10,12 mGy, para radiografias na incidência Waters. Os valores do kerma no ar na região dos olhos variaram entre 0,001 mGy e 0,968 mGy, nas radiografias cavum, e 0,011 mGy e 0,427 mGy, nas incidências Caldwell e Waters (conjuntamente). Na região da tireoide, os valores de kerma no ar variaram entre 5 μ Gy e 932 μ Gy, para as radiografias cavum, e 2 μ Gy e 972 μ Gy, para as incidências Caldwell e Waters. 90% dos valores de $K_{a,e}$ estimados para os exames realizados no Hospital B encontram-se dentro do recomendado pela comunidade britânica, enquanto todos no Hospital A encontram-se acima. O fato do Hospital B apresentar valores de $K_{a,e}$ dentro do aconselhado não significa que seu serviço esteja otimizado, devido a grande quantidade de filmes rejeitados, cuja imagem apresentava-se clara e inapropriada para o diagnóstico, elevando a dose final recebida pelo paciente pela repetição do exame. Os altos valores de $K_{a,e}$ devem-se, principalmente, à utilização indiscriminada da grade antiespalhamento, não recomendada para pacientes desta idade. Os valores de $P_{K,A}$ variaram entre 5,7 mGy.cm² e 92,3 mGy.cm² para as radiografias cavum, entre 24,4 mGy.cm² e 340,3 mGy.cm² para as radiografias Caldwell e, entre 34,0 mGy.cm² e 378,3 mGy.cm² para as radiografias Waters. A partir dos dados pode-se concluir que há necessidade de otimização dos procedimentos radiográficos.

Palavras-chaves: Dosimetria; Radiografia; Seios Paranasais; Pediatria; Dosimetria Termoluminescente.

ABSTRACT

In this study, a survey was conducted in order to assess doses received by pediatric patients ongoing conventional radiographs of the sinuses, performed in Recife, PE. For the study, two hospitals of SUS (Sistema Único de Saúde), with high demand for pediatric examinations, were selected. Patient data and irradiation parameters were collected for 159 radiographs of the children's sinuses with ages between 0 and 15. Among those, 103 radiographs were taken on the lateral projection (cavum radiography) and 56 radiographs were taken in postero-anterior projections in fronto-naso (FN) and mento-naso (MN) (Caldwell and Waters radiographs, respectively). Initially, the performance of the two X-ray equipment was evaluated. Air kerma values at the entrance surface ($K_{a,e}$), and air kerma area product ($P_{K,A}$) were estimated using X-ray tubes output and irradiation parameters used in the examinations. Air Kerma values on the eyes and thyroid were estimated using thermoluminescent dosimeters (TLD-100). The average absorbed organ doses and effective dose were estimated at the PCXMC® software using the anthropometric data, irradiation parameters and the incident air kerma ($K_{a,i}$) obtained with the x-ray tube output. The results showed that $K_{a,e}$ values varied between 0.065 and 1.113 mGy for cavum radiographs; between 0.13 and 7.99 mGy for Caldwell's view; and between 0.13 and 10.12mGy for Waters' view. The air kerma values in at the eye region varied from 0.001 mGy to 0.968 mGy for cavum radiographs, and from 0.011 mGy to 0.427 mGy for Caldwell and Waters' views (together). In the thyroid region air kerma values ranged from 5 μ Gy to 932 μ Gy for cavum view and from 2 μ Gy to 972 μ Gy for Caldwell and Waters' views. Tests performed at Hospital B have shown that 90% of the $K_{a,e}$ values estimated during exams are within the recommended values by British Commonwealth, while all the $K_{a,e}$ values in the Hospital A were above it. However, even though Hospital B presented $K_{a,e}$ values within recommended values, this service was not optimized, due to the large amount of rejected films, whose image were inappropriate for diagnosis resulting in increased dose by the patient re-examination. The high $K_{a,e}$ values are due mainly to the indiscriminate use of anti-scatter grid, not recommended for patient ages assessed in this study. $P_{K,A}$ values varied between 5.7 and 92.3 mGy.cm² for cavum radiographs, between 24.4 and 340.3 mGy.cm² for Caldwell's view and between 34.0 and 378.3 mGy.cm² for Waters' view. Thus, it was concluded that there is need for optimization of radiographic procedures.

Keywords: Dosimetry; Radiography; Paranasal sinuses; pediatrics; Thermoluminescent Dosimetry .

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1	RADIOPROTEÇÃO EM RADIOLOGIA PEDIÁTRICA	19
2.2	RADIOLOGIA DOS SEIOS DA FACE	25
2.2.1	Técnicas Radiográficas para os Seios da Face e suas Indicações	27
2.3	DOSIMETRIA DE PACIENTES EM RADIOLOGIA DOS SEIOS DA FACE	33
2.4	QUALIDADE DE IMAGEM PARA EXAMES RADIOGRÁFICOS DE SEIOS DA FACE E CRÂNIO EM PACIENTES PEDIÁTRICOS	51
3	MATERIAIS E MÉTODOS	54
3.1	TESTES DE DESEMPENHO DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X	55
3.1.1	Alinhamento do eixo central do feixe de raios X e exatidão do sistema de colimação	55
3.1.2	Exatidão e Reprodutibilidade do Indicador de Tensão	57
3.1.3	Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	59
3.1.4	Linearidade e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar	60
3.1.5	Determinação da Camada Semirredutora	62
3.1.6	Avaliação dos Sistemas de Processamento de Filmes Radiográficos	63
3.2	DOSIMETRIA DOS PACIENTES	64
3.2.1	Determinação do Kerma no Ar na Superfície de Entrada	64
3.2.2	Determinação do Produto Kerma no Ar-Área	65
3.2.3	Estimativa do Kerma no Ar na Região de Órgãos Radiossensíveis Utilizando dosímetros Termoluminescentes (TLDs)	67
3.2.4	Estimativa das Doses nos Órgãos Radiossensíveis Utilizando o Software PCXMC®	69
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	72
4.1	DESEMPENHO DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X	72
4.1.1	Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios X e Exatidão do Sistema de Colimação	72
4.1.2	Exatidão e Reprodutibilidade do Indicador de Tensão	73
4.1.3	Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	74
4.1.4	Linearidade e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar	75
4.1.5	Camada Semirredutora	76
4.1.6	Avaliação dos Sistemas de Processamento dos Filmes Radiográficos	77
4.2	DOSIMETRIA DOS PACIENTES	79
4.2.1	Caracterização dos Exames e dos Pacientes	79
4.2.2	Parâmetros de Irradiação	83
4.2.3	Kerma no Ar na Superfície de Entrada ($K_{a,e}$)	91
4.2.4	Produto Kerma no Ar-Área ($P_{K,A}$)	99
4.2.5	Estimativa da Dose na Região de Órgãos Radiossensíveis Utilizando Dosímetros Termoluminescentes (TLDs)	106
4.2.6	Estimativa das Doses Absorvidas Médias nos Órgãos Radiossensíveis Utilizando o Software PCXMC®	119
5	CONCLUSÃO	123
	REFERÊNCIAS	125
	ANEXO A: PARECER COSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA UFPE	136
	APÊNDICE A: FICHA DE COLETA PARA ACOMPANHAMENTO DOS EXAMES RADIOGRÁFICOS DOS SEIOS DA FACE	138

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 Número anual de procedimentos de radiodiagnóstico médico para cada 1000 pessoas, em países com um ou mais médicos para cada 1000 habitantes.	19
Figura 2 Risco atribuível ao tempo de vida a partir de uma pequena dose única de radiação para várias idades, desde o momento da exposição (observar a queda drástica da radiosensibilidade com a idade).	20
Figura 3 Esquema, em vista frontal, dos seios paranasais.	26
Figura 4 Radiografia dos seios paranasais em incidência lateral (radiografia do cavum).	28
Figura 5 Diagrama de posicionamento e direção do raio central do feixe de raios X.	29
Figura 6 Imagem do campo de radiação: (a) sem colimador; (b) com colimador.	30
Figura 7 Radiografias dos seios da face em projeção pósterio-anterior: a) radiografia de Caldwell (FN); b) radiografia de Waters (MN).	32
Figura 8 Diagrama de posicionamento e direção do raio central para as incidências: a) projeção de Caldwell; b) projeção de Waters.	33
Figura 9 Arranjo simples de uma exposição radiográfica, mostrando algumas das grandezas dosimétricas e geométricas recomendadas pela ICRU (2005), para determinação de dose no paciente.	35
Figura 10 Logaritmo do kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) em função do diâmetro equivalente (D_e) do paciente, para exames radiográficos da bacia em projeção AP (a), do abdômen em projeção AP (b) e do tórax em projeção AP (c).	39
Figura 11 Efeito da filtração adicional sobre o espectro de raios X, para tensão do tubo de 70 kV.	46
Figura 12 Placa retangular e o seu posicionamento acima do chassi carregado, com o cilindro acrílico acima.	56
Figura 13 Graus de desalinhamento do feixe de raios X. A esfera preta representa a esfera metálica do centro da base do cilindro acrílico, enquanto que a esfera vermelha representa a esfera da parte superior do cilindro.	57
Figura 14 Arranjo experimental para realização das medidas de kV e tempo de exposição ...	58
Figura 15 Arranjo experimental para o teste da linearidade e reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, mostrando o posicionamento correto da câmara de ionização, para leitura de doses e taxas de dose	60
Figura 16 Arranjo experimental para a determinação da camada semirredutora	62
Figura 17 Posicionamento da folha de transparência graduada na saída do colimador do tubo de raios X.	65
Figura 18 Relação entre a área do campo luminoso na saída do cabeçote do tubo de raios X, área A_1 do esquema, e a área do campo luminoso na pele do paciente, área A_2	66
Figura 19 Posição dos TLDs para estimativa da dose na região dos olhos e tireoide no paciente durante os exames radiográficos dos seios da face em: a) projeção lateral e b) projeção pósterio-anterior.	68

Figura 20	Curva de calibração dos TLDs obtida para a qualidade do feixe de raios X RQR 5.	69
Figura 21	Tela de entrada dos dados do exame, do software PCXMC.	70
Figura 22	Telas do software PCXMC para entrada dos dados do espectro de raios X e da grandeza dosimétrica utilizada.	71
Figura 23	Tela de saída do software PCXMC, mostrando os valores de doses absorvidas nos órgãos e dose efetiva, além do resumo dos dados de entrada.	71
Figura 24	Resultados dos teste de colimação e alinhamento do feixe de radiação do equipamento pertencente ao: a) Hospital A; b) Hospital B.	73
Figura 25	Curvas características dos sistemas de processamento obtidas no Hospital A (verde) e Hospital B (vermelho).	78
Figura 26	Distribuição dos pacientes por faixa etária para os exames radiográficos dos seios da face em incidência lateral.	80
Figura 27	Distribuição dos pacientes por faixa etária para os exames radiográficos em projeção pósterio-anterior, fronto-naso e mento-naso.	80
Figura 28	Distribuição do gênero dos pacientes em cada hospital participante, separados por tipo de exame.	82
Figura 29	Distribuição dos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X (em kV) selecionados nos hospitais A e B, <u>para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT)</u> , para cada faixa etária estudada. As linhas pontilhadas indicam os valores recomendados pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006).	85
Figura 30	Valores de produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$) estimados para espessuras de PMMA entre 1 e 15 cm, com e sem o uso de grades.	86
Figura 31	Distribuição dos valores de carga do tubo de raios X selecionados nos hospitais A e B, <u>para os exames dos seios da face (LAT)</u> . As linhas pontilhadas indicam os valores recomendados pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006).	88
Figura 32	Valores de rendimento do tubo (Y), em $\mu\text{Gy/mAs}$, em função da tensão (em kV) para o equipamento de raios X: a) do Hospital A; b) do Hospital B.	91
Figura 33	Representação da execução de um exame radiográfico de seios da face em projeção LAT, destacando, em vermelho, o local onde foram estimados os valores de kerma no ar na superfície de entrada.	92
Figura 34	Representação de: a) um exame radiográfico dos seios da face em projeção FN e b) um exame em projeção MN, destacando, em vermelho, o local onde foram estimados os valores de kerma no ar na superfície de entrada.	92
Figura 35	Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em mGy) estimados nos hospitais A e B, <u>para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT)</u> , para cada faixa etária estudada. As linhas pontilhadas indicam os valores recomendados pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006).	94
Figura 36	Distribuição dos valores de distâncias foco-pele (cm) adotados nos hospitais A e B, <u>para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT)</u> , para cada faixa etária estudada.	96
Figura 37	Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em mGy.cm^2) estimados nos hospitais A e B, <u>para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT)</u> , para cada faixa etária estudada. As linhas pontilhadas indicam os valores recomendados pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006).	101
Figura 38	Distribuição dos tamanhos de campo de irradiação (em cm^2) na pele do paciente adotados nos Hospitais A e B, <u>para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT)</u> , para cada faixa etária estudada.	104

Figura 39	Distribuição dos valores de kerma no ar (em mGy) estimados para região do olho de entrada do feixe primário de raios X, através da utilização de TLDs, para os <u>exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT)</u> , para cada faixa etária estudada.....	108
Figura 40	Simulação do posicionamento de uma paciente com 6 anos de idade para a realização de um exame de seios da face em projeção LAT no Hospital A.....	109
Figura 41	Simulação de exame radiográfico dos seios da face em projeção LAT, demonstrando o tamanho do campo de irradiação sem a utilização do cilindro colimador.	110
Figura 42	Distribuição dos valores de kerma no ar (em mGy) estimados para região de tireoide dos paciente pediátricos, através da utilização de TLDs, em <u>exames radiográficos dos seios da face, em projeção lateral (LAT)</u> , dentro de cada faixa etária estudada, para os hospitais participantes da pesquisa.	114
Figura 44	Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em mGy), estimadas para pacientes menores 15 anos de idade, submetidos a exames dos seios da face em projeção LAT, nos hospitais avaliados.	120
Figura 45	Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em mGy), estimadas para pacientes menores 15 anos de idade, submetidos a exames dos seios da face em projeção póstero-anterior (FN + MN), nos hospitais avaliados.	121

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Coefficientes de correlação (r) para a relação entre $K_{a,e}$, $P_{K,A}$, D_e , peso e idade do paciente, em exames radiográficos do abdômen em projeção AP, tórax em projeção PA e bacia em projeção AP.	40
Tabela 2	Valores médios, mínimos e máximos de $K_{a,e}$ (μGy) obtidos nos três ensaios dosimétricos pediátricos da Comunidade Europeia para exames de crânio AP/PA e LAT.....	41
Tabela 3	Fatores de exposição e doses, por faixa etária, propostas por Cook et al. (2006) para exames radiográficos pediátricos de seios da face, projeção mento-naso e projeção lateral (radiografia cavum).....	42
Tabela 4	Resultados do levantamento dosimétrico realizado por Mooney e Thomas (1998) para pacientes pediátricos submetidos a exames de crânio em projeções AP e LAT.	44
Tabela 5	Resultados do levantamento dosimétrico realizado por Billinger et al. (2010) para pacientes pediátricos submetidos a exames de crânio em projeções AP/PA e LAT.	45
Tabela 6	Comparação dos valores de níveis de referência de doses de publicações recentes para os exames de crânio (AP/PA e LAT), presentes no documento da IAEA (2013).....	47
Tabela 7	Doses fornecidas e parâmetros de técnica radiográfica empregados em exames convencionais de raios X de pacientes pediátricos (idades 0 a 15 anos) no estado de São Paulo.	48
Tabela 8	Valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os exames de Seios da face (FN/MN) nas três faixas etárias avaliadas nos hospitais estudados. .	49
Tabela 9	Valores mínimos, médios e máximos do $P_{K,A}$ (em $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$) estimado em pacientes submetidos a exames de seios da face (FN/MN), nos hospitais A, B e D.....	50
Tabela 10	Valores médios de $K_{a,e}$ (mGy) estimados em pacientes submetidos a exames de crânio (AP) e seios da face (FN/MN), por Ribeiro e Yoshimura (2008). Ao lado, níveis de referência de dose propostos por Cook et al. (2006) e pela CE (1996b)..	51
Tabela 11	Características dos equipamentos de raios X, receptores de imagem, dimensões do chassi e os dispositivos disponíveis em cada sala dos hospitais participantes.	55
Tabela 12	Valores mínimos de CSR em função do tipo de gerador e tensão no tubo de raios X.....	63
Tabela 13	Resultado do teste de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X, para os dois equipamentos avaliados.	72
Tabela 14	Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade da tensão do tubo para um dado valor nominal de kV, para os dois equipamentos de raios X.....	73
Tabela 15	Valores das medidas obtidas no estudo de exatidão da tensão do tubo, para os dois equipamentos de raios X.....	74

Tabela 16	Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade do tempo de exposição para um valor nominal de tempo (ms), para os dois equipamentos de raios X.	74
Tabela 17	Valores das medidas obtidas no estudo da exatidão do tempo de exposição para os dois equipamentos de raios X.	75
Tabela 18	Valores das medidas obtidas no estudo da linearidade da taxa de kerma no ar para os equipamentos de raios X avaliados.	76
Tabela 19	Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar para os equipamentos de raios X avaliados.	76
Tabela 20	Parâmetros de técnica radiográfica utilizados e valores de CSR obtidos para os equipamentos dos hospitais estudados.	77
Tabela 21	Temperatura das soluções reveladoras e tempo de revelação dos filmes radiográficos dos hospitais participantes do estudo.	78
Tabela 22	Valores mínimos, médios e máximos de tensão (em kV) empregados nos exames radiográficos de seios da face, nos hospitais A e B, nas projeções LAT e pósterio-anterior em FN e MN.	83
Tabela 23	Valores mínimos, médios e máximos de carga (em mAs) empregados nos exames radiográficos de seios da face, nos hospitais A e B, nas projeções LAT e pósterio-anterior em FN e MN.	87
Tabela 24	Valores de tensão (kV) do tubo adotados neste estudo e em estudos dosimétricos anteriores.	89
Tabela 25	Valores de carga do tubo (mAs) adotados neste estudo e em estudos dosimétricos anteriores.	90
Tabela 26	Parâmetros de ajuste e coeficientes de correlação das curvas obtidas para o rendimento em função da tensão do tubo, do tipo $R = a \cdot (kV)^b$, para os dois hospitais estudados.	91
Tabela 27	Valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ (mGy) estimados para os exames radiográficos de seios da face, realizados nos hospitais A e B, nas projeções LAT e pósterio-anterior em FN e MN.	93
Tabela 28	Valores mínimos, médios e máximos de distâncias foco-pele (cm) adotados para os exames radiográficos de seios da face, realizados nos hospitais A e B, nas projeções LAT e pósterio-anterior em FN e MN.	95
Tabela 29	Valores médios de $K_{a,e}$ encontrados neste estudo e em estudos dosimétricos anteriores.	98
Tabela 30	Valores de rendimento do tubo de raios X e valores médios de parâmetros de irradiação registrados por Lacerda (2007), Freitas (2005) e pelo presente estudo.	98
Tabela 31	Valores mínimos, médios e máximos de $P_{K,A}$ (em $mGy \cdot cm^2$) estimados para os exames de seios da face em projeção lateral (LAT) e para os exames em projeção pósterio-anterior (FN e MN).	100
Tabela 32	Valores mínimos, médios e máximos do tamanho do campo de irradiação (cm^2) adotados para os exames radiográficos de seios da face, realizados nos hospitais A e B, nas projeções LAT e pósterio-anterior em FN e MN.	103
Tabela 33	Comparação dos valores de $P_{K,A}$ estimados em exames dos seios da face em projeção FN / MN neste estudo com os obtidos por Lacerda (2007).	105
Tabela 34	Valores mínimos, médios e máximos de kerma no ar estimados para a região dos olhos de entrada e saída do feixe de raios X, <u>para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT)</u> , para cada faixa etária estudada.	106
Tabela 35	Valores mínimos, médios e máximos de kerma no ar estimados para a região do olho esquerdo e do olho direito dos pacientes pediátricos, em <u>exames radiográficos dos seios da face em projeções pósteros-antérieures (FN + MN)</u> , realizados em ambos hospitais estudados.	107

Tabela 36	Comparação dos parâmetros de irradiação e valores de kerma no ar na região do olho de entrada do feixe primário encontrados por Andrade et al (2007) e pelo presente estudo.....	111
Tabela 37	Valores mínimos, médios e máximos de kerma (em mGy) estimados para região da tireoide dos pacientes pediátricos, para os exames de seios da face em projeção lateral (LAT) e para os exames em projeção pósterio-anterior (FN e MN).....	113
Tabela 38	Comparação dos parâmetros de irradiação e valores de kerma no ar na região da tireoide encontrados por Andrade et al (2007) e pelo presente estudo.....	115
Tabela 39	Valores médios de doses estimados para a glândula tireoide em alguns procedimentos radiográficos.....	117
Tabela 40	Características físicas dos pacientes selecionados e parâmetros de irradiação utilizados durante a realização de seus exames FN e MN.....	118
Tabela 41	Valores de kerma no ar na região de órgãos radiosensíveis para as duas incidências radiográficas estudadas em pacientes selecionados.....	118
Tabela 42	Valores médios da Dose Efetiva (E), em μSv , estimados nos exames de seios da face em projeção LAT e em projeções pósterio-anterior (FN/MN), em pacientes menores de 15 anos de idade, nos hospitais estudados.....	122

LISTA DE ABREVIATURAS

- A_F: Área do filme exposta;
- AP: Incidência radiográfica em projeção anteroposterior;
- BSF: Fator de retroespalhamento;
- CE: Comunidade Europeia;
- CEP: Comitê de Ética em Pesquisa;
- CONEP: Comissão Nacional de Ética em Pesquisa;
- CR: Centro da radiação;
- \bar{D} : Densidade óptica média;
- D: Dose absorvida;
- D_e: Diâmetro equivalente;
- DFF: Distância foco-filme;
- DFP: Distância foco-pele;
- D_{ref}: Distância de 1m para o qual o rendimento foi ajustado;
- D_T: Dose nos órgãos;
- E: Dose efetiva;
- F: Foco fino;
- Exat(kV): Parâmetro de exatidão da tensão;
- Exat(T): Parâmetro de exatidão do tempo de exposição;
- FN: Radiografia dos seios da face em projeção pósterio-anterior em fronto-naso /
Radiografia Caldwell;
- G: Foco grosso;
- H: Altura;
- IAEA: Agência Internacional de Energia Atômica, do inglês *International Atomic Energy Agency*;
- ICRP: Comissão Internacional de Proteção Radiológica, do inglês *International Commission on Radiological Protection*;

IPSM: Instituto Britânico de Ciências Físicas na Medicina, do inglês *Institute of Physical Sciences in Medicine*;

K_a : Kerma no ar;

$K_{a,e}$: Kerma no ar na superfície de entrada;

$K_{a,i}$: Kerma no ar incidente;

LAT: Incidência radiográfica em projeção lateral / Incidência em perfil;

MN: Radiografia dos seios da face em projeção pósterio-anterior em mento naso /

Radiografia Waters;

NRD: Nível de referência em radiodiagnóstico;

OD: Olho direito;

OE: Olho de entrada do feixe de radiação;

OEsq: Olho esquerdo;

PA: Incidência radiográfica em projeção pósterio-anterior;

$P_{K,A}$: Produto Kerma no ar-área;

Rep(kV): Parâmetro de reprodutibilidade da tensão;

Rep(T): Parâmetro de reprodutibilidade do tempo de exposição;

Radiografia de Waters;

R_i : Rendimento do tubo de raios X;

SI: Sistema Internacional de Unidades;

SMV: Radiografia dos seios da face em projeção submento-vértice / Radiografia de

Hirtz;

TLD: Dosímetro termoluminescente, do inglês *Thermoluminescent Dosimetry*;

T: Tireoide;

UNCEAR: Comitê Científico das Nações Unidas, do inglês *The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*;

W: Massa corporal;

Y: Rendimento do tubo de raios X.

$\phi_{T,P}$: Fator de temperatura e pressão.

1 INTRODUÇÃO

Os exames radiográficos dos seios da face são muito solicitados pelos médicos, uma vez que a respiração bucal é um problema funcional relativamente comum em pacientes infantis e estes exames são os melhores métodos de diagnóstico. Estudos mostram que 85% das crianças com até 10 anos de idade sofrem de algum grau de insuficiência nasal e 20% respiram pela boca (FELCAR et al., 2010). As causas de obstrução das vias aéreas superiores em crianças incluem as anomalias congênitas, os processos inflamatórios ou infecciosos, as neoplasias, as obstruções devido à aspiração de algum corpo estranho e até mesmo as ocasionadas por algum trauma (LAYA; LEE, 2012). A radiografia lateral dos seios paranasais, também chamada de radiografia do cavum, é o exame mais solicitado pelos otorrinolaringologistas (WECKX et al., 2008) para a avaliação do espaço nasofaríngeo e para descartar ou confirmar a suspeita de hipertrofia da adenoide, que atinge o maior tamanho em crianças entre 2 e 10 anos de idade (VOGLER et al., 2000). Para o diagnóstico da sinusite, caracterizada como uma das patogenias mais frequentes em crianças, a radiografia convencional ocupa lugar de destaque, apesar do exame de tomografia computadorizada ser considerado o padrão-ouro dos métodos de imagem (ARAÚJO NETO et al., 2004).

Nestes exames radiológicos da face, estruturas anatômicas radiosensíveis, tais como os olhos e a tireoide, podem ficar expostos à radiação espalhada, representando um risco para o paciente, devido à possibilidade de produção de efeitos biológicos decorrentes da interação da radiação ionizante com os tecidos. Especial atenção deve ser dada aos exames radiográficos realizados em pacientes pediátricos, pois suas células apresentam maior radiosensibilidade do que nos adultos e eles têm maior expectativa de vida em comparação ao adulto, o que aumenta o risco de ocorrência de efeitos estocásticos (ICRP, 1991).

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), do inglês *International Commission on Radiological Protection*, estabelece que nenhuma prática que implique na exposição à radiação deve ser adotada a menos que os benefícios produzidos pela sua utilização sejam maiores que os detrimientos causados pela radiação. Além disso, a ICRP estabelece que toda a prática que faz uso de radiações ionizantes deve ser otimizada de modo que as doses recebidas sejam tão baixas quanto possíveis.

Na área de radiodiagnóstico, o princípio de otimização envolve três importantes aspectos dentro do processo de obtenção da imagem: a escolha da técnica radiográfica; a qualidade da imagem; a dose recebida pelo paciente.

Uma ferramenta importante no processo de otimização foi a determinação dos níveis de referência em radiodiagnóstico (NRDs), cujo conceito foi implementado pela ICRP 73 (ICRP, 1996) e tem caráter orientativo para médicos, técnicos e físicos. Para isso, são necessários estudos detalhados das doses utilizadas em cada procedimento de diagnóstico médico a fim de estabelecer níveis de referência próprios para cada país.

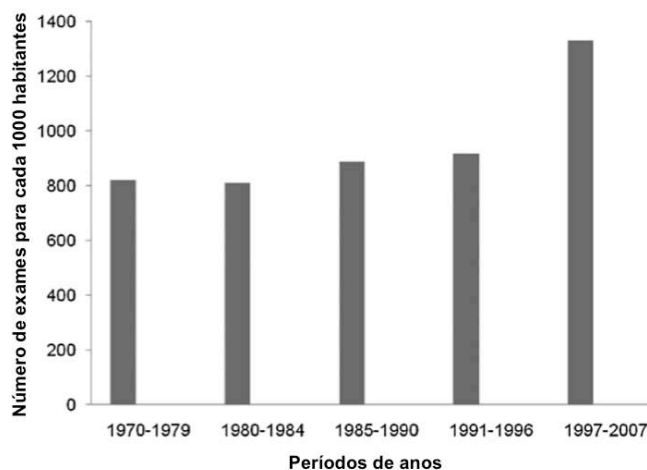
Considerando a grande demanda de exames de radiodiagnóstico para seios da face em pacientes pediátricos, há uma preocupação mundial na avaliação da dose de radiação absorvida pelos pacientes e na otimização destes procedimentos radiográficos. Neste sentido, é objetivo deste trabalho a avaliação dos procedimentos radiográficos dos seios da face realizados em Recife em pacientes pediátricos e a estimativa da dose de radiação absorvida em diversos órgãos dos pacientes. Espera-se, com este trabalho, obter informações que possibilitem a identificação dos parâmetros de irradiação utilizados em exames de seios da face realizados em pacientes pediátricos em Recife, contribuindo para implementar a otimização de procedimentos e para o estabelecimento de níveis de referência locais para estes exames.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Radioproteção em Radiologia Pediátrica

Dados do relatório de 2008 do Comitê Científico das Nações Unidas para os Efeitos das Radiações Atômicas (UNSCEAR, 2008) mostram que as exposições médicas e odontológicas para fins de diagnóstico tem aumentado ao longo dos últimos anos, conforme mostra a Figura 1, que representa o número de exames de radiodiagnóstico médico para cada 1000 habitantes, em países com, pelo menos, um médico para cada 1000 pessoas (UNSCEAR, 2008).

Figura 1 Número anual de procedimentos de radiodiagnóstico médico para cada 1000 pessoas, em países com um ou mais médicos para cada 1000 habitantes.



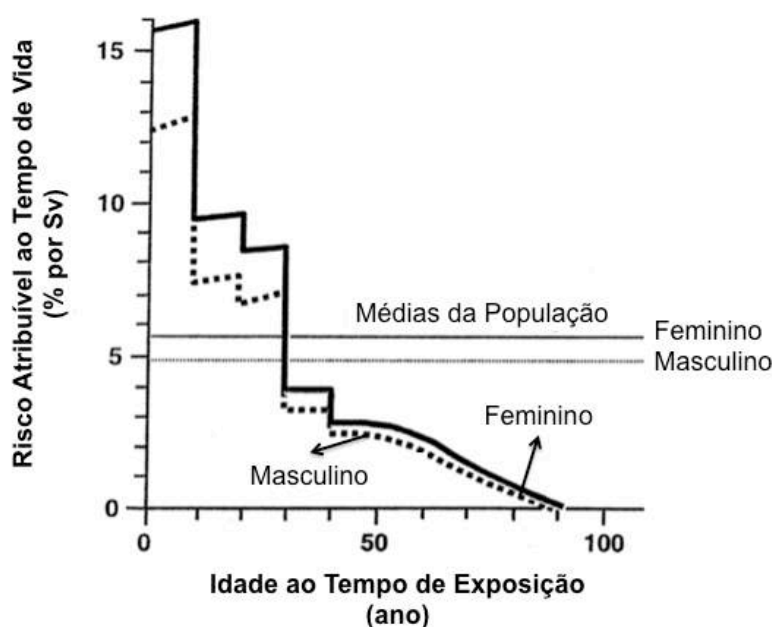
Fonte: adaptado de UNSCEAR, 2008.

Observa-se pelos dados um aumento da ordem de 30% no número de exames radiológicos realizados no período de 1997 a 2007 em relação ao período de 1991 a 1996. Como todo procedimento que utiliza radiação ionizante, os exames radiográficos devem ser justificados e otimizados.

Estudos realizados com sobreviventes das bombas de Hiroshima e Nagasaki revelaram que a exposição à radiação resulta numa maior prevalência de casos de leucemia e desenvolvimento de diversos tipos de tumores sólidos, tais como cânceres de mama, órgãos digestivos, cólon, tireoide e pulmão. Foi realizado um cálculo de estimativa de risco, estabelecendo uma média para a população em geral (composta por indivíduos de todas as idades), após meio século de estudo. O risco de radio-indução de câncer após exposição a

uma dose aguda de 1 Sv é de cerca de 10% para a população em geral; se esta dose é distribuída ao longo de um período de tempo, ou seja, uma série de frações de pequenas taxas de dose, o risco estimado é reduzido à metade, ou seja, cerca de 5 % (ICRP, 1991). Com o passar dos anos, tempo suficiente para que os pacientes jovens atinjam idade para o surgimento de tumores malignos, é evidente que o risco varie drasticamente com a idade, conforme mostra a Figura 2. Para indivíduos na primeira década de vida, este risco está mais perto dos 15% / Sv, enquanto que, para adultos no final da meia-idade, o risco cai para 1% ou 2% / Sv. Há também uma diferença clara de risco em função do gênero, especialmente em indivíduos com pouca idade, em que as meninas apresentam-se mais radiosensíveis (HALL, 2002).

Figura 2 Risco atribuível ao tempo de vida a partir de uma pequena dose única de radiação para várias idades, desde o momento da exposição (observar a queda drástica da radiosensibilidade com a idade).



Fonte: adaptado de HALL, 2002.

Segundo recente relatório da UNSCEAR, as estimativas de risco de desenvolvimento de câncer para crianças expostas à radiação ionizante ainda são incertas e ocorre com um fator 2 a 3 vezes maior que as estimativas para a população adulta exposta à radiação. Esta conclusão foi baseada em um modelo de projeção que combina as estimativas de riscos para o desenvolvimento de todos os tipos de tumores em conjunto. O Comitê revisou materiais científicos evolutivos e notas sobre a incidência de tumores radiogênicos e concluiu que

ocorre uma grande variabilidade entre a população pediátrica quando comparada à adulta e que depende de alguns fatores como o tipo do tumor, idade e sexo do indivíduo. O termo "radiossensibilidade" em relação à indução de tumores refere-se à taxa de indução de tumores radiogênicos. Foi realizada, também, uma análise de 23 diferentes tipos de câncer. Em termos gerais, em cerca de 25 % destes cânceres, incluindo leucemia e câncer de tireoide, de pele, de mama e cerebral, as crianças eram claramente mais radiossensíveis, sendo o risco de alguns destes tumores ser consideravelmente maior para as crianças do que para os adultos. Por causa de todas essas considerações anteriores, o Comitê recomenda que generalizações sobre os riscos dos efeitos da exposição à radiação durante a infância devem ser evitadas e que uma atenção especial deve ser dada, dependendo da idade do indivíduo quando exposto à radiação e da dose absorvida por determinados tecidos (UNSCEAR, 2013).

Por conseguinte, especial atenção deve ser dada aos pacientes pediátricos, devido às seguintes razões:

- (a) os seus tecidos estão em fase de desenvolvimento celular, o que torna as células mais susceptíveis aos efeitos nocivos da radiação quando comparados aos tecidos de pacientes adultos. Além disso, o efeito biológico das radiações ionizantes é maior nas células menos diferenciadas¹;
- (b) o esqueleto infantil apresenta grande fração de medula óssea vermelha, que é um tecido de alta radiossensibilidade, o que aumenta o risco de leucemia induzida e efeitos genéticos (COOK et al., 2006). Os efeitos da radioindução nesta unidade corporal vêm preocupando pesquisadores do mundo inteiro. A medula óssea vermelha constitui-se como o tecido de origem da leucemia (ICRP, 2007; UNSCEAR, 2000). Tamanha é a importância da exposição à radiação da medula óssea vermelha à radiação que, recentemente, Kendall et al. (2009) estimaram as doses de radiação natural recebidas por fetos em fase intrauterina e crianças com até 15 anos de idade. Segundo os autores, as contribuições mais significativas para o desenvolvimento da leucemia infantil são as radiações ionizantes do tipo eletromagnética (os raios X e os raios gama), os radionuclídeos presentes em alimentos e a inalação de radônio e seus produtos de decaimento;
- (c) os pacientes pediátricos apresentam uma expectativa de vida maior do que os adultos, o que pode possibilitar o surgimento do câncer;

¹ A radiossensibilidade é inversamente proporcional ao grau de diferenciação, ou seja, especialização celular (BERGONIÉ; TRIBONDEAU, 1904). As células de uma criança são mais radiossensíveis por possuírem uma maior taxa de proliferação.

- (d) geralmente não colaboram durante a execução do exame, o que aumenta a repetição dos exames, uma das principais causas de aumento da dose-paciente;
- (e) particularidades do organismo da criança, ou seja, as diferenças funcionais como maiores frequências respiratória e cardíaca, maior produção de gases intestinais, entre outras, aumentam a possibilidade de repetição do exame por movimentação e, conseqüentemente, borramento da imagem radiográfica. Além disso, proporções corporais menores da criança em relação ao adulto, fazem com que uma maior fração da anatomia da criança localize-se dentro do campo de radiação e significa que mais estruturas da criança são expostas durante a realização do exame, quando se comparam as mesmas projeções realizadas num corpo adulto (CE, 1996b).

A ICRP emitiu recomendações específicas de proteção em exames de radiodiagnóstico e intervencionista realizados em pediatria. O principal objetivo do relatório ICRP 121 é fornecer orientações de radioproteção para os profissionais envolvidos, técnicos e médicos radiologistas, orientando quanto aos cuidados no manejo do paciente pediátrico. O relatório possui requisitos sobre como os parâmetros técnicos devem ser ajustados para proporcionar uma qualidade de imagem suficiente, sem reduzir a capacidade de diagnóstico do radiologista, e requisitos de posicionamento do paciente, imobilização e proteção individual (KHONG et al., 2013).

Em 2011, os efeitos da radiação foram alvo de discussão da *US Joint Commission* que, diante da crescente demanda por imagens médicas nas últimas décadas e ciente dos benefícios do diagnóstico por imagem, debateu os riscos da exposição à radiação para o desenvolvimento do câncer. Um dos problemas relatados foi o aumento no número de prescrições desnecessárias de exames de radiodiagnóstico, principalmente em pacientes pediátricos, e sugeriu aumentar a atuação junto aos médicos e os fabricantes de equipamentos de modo a conscientizá-los dos riscos associados com a radiação ionizante nos pacientes. Esta Comissão enfatizou a necessidade de se implementar a filosofia da justificação e otimização do exame e aprovou a elaboração de um registro nacional para acompanhamento das doses recebidas durante os procedimentos radiográficos como o início de um processo para estabelecer protocolos de otimização e níveis de referência (JOINT COMMISSION, 2011).

A adequada utilização das radiações ionizantes na área de diagnóstico envolve a articulação de três importantes aspectos: qualidade da imagem radiográfica para o diagnóstico, redução da dose de radiação para o paciente e seleção adequada da técnica radiográfica (CE, 1996a). Em termos gerais, a ICRP propõe que as medidas de proteção contra as radiações possam ser aplicadas e otimizadas em dois níveis:

- (a) na concepção, desenvolvimento e fabricação de equipamentos, o que pode reduzir a influência de fatores humanos subjetivos sobre a otimização dos procedimentos radiológicos;
- (b) durante a operação do equipamento na rotina clínica, onde a otimização da proteção radiológica durante a execução dos exames de raios X pode ter influência direta no atendimento ao paciente (ICRP, 1996).

O ajuste de alguns parâmetros durante a realização dos exames radiográficos torna possível a obtenção de imagens adequadas para o diagnóstico clínico de diversas patologias, associado com a menor dose paciente. Portanto, é através da otimização de alguns fatores e procedimentos radiográficos que, de fato, consegue-se alcançar a redução das doses nos pacientes (CE, 1996a), entre os quais se destacam:

- (a) registro dos dados importantes no filme radiográfico. Deve-se ter a preocupação de identificar claramente o paciente e incluir informações pertinentes, como data do exame e marcadores de posição com o cuidado de não sobrepô-las a regiões anatomicamente relevantes;
- (b) verificação e ajustes dos equipamentos, através da execução periódica dos testes de controle de qualidade nos mesmos. Os programas de garantia da qualidade devem ser estimulados em todas as instalações de Radiologia Médica e devem abranger os parâmetros físicos e técnicos mais importantes dos exames radiológicos;
- (c) uso de materiais de baixa atenuação em cassetes, grades, mesas e murais. Os exemplos de boa prática especificam as condições em que a grade não é necessária. A não utilização da grade diminui à metade ou a um terço as doses para o paciente. Aliás, deve-se dar preferência a cassetes que incorporem materiais com reduzida atenuação, como fibra de carbono ou outros materiais não metálicos. Particular atenção deve ser dispensada ao alinhamento correto da grade em relação ao paciente e ao feixe de radiação, bem como à correção da distância foco-grade;
- (d) correto posicionamento e imobilização (quando necessário) do paciente. As técnicas de imobilização dos pacientes constituem-se numa etapa crucial de um procedimento de obtenção de exames radiológicos. Não são necessários dispositivos sofisticados e recomenda-se sempre o uso de dispositivos atraumáticos, como tiras de velcro, tiras para sustentação no *Bucky*, sacos de areia, cunhas de espuma, almofadas de tamanhos variados (COOK et al., 2006). Neste sentido, os procedimentos de imobilização deverão assegurar que o paciente não se mova durante a execução do exame, que o feixe esteja corretamente centralizado, que o filme corresponda à incidência adequada, que uma

- colimação rigorosa limite o tamanho do campo de radiação apenas à área necessária e que seja possível proteger a parte restante do corpo. Caso seja necessário, um acompanhante deve reforçar a imobilização física da criança, sempre protegidos contra a radiação secundária e totalmente fora do feixe primário de radiação aplicado ao paciente;
- (e) atenção à colimação para uma correta delimitação do tamanho do campo de irradiação. O erro mais pertinente de técnica radiográfica pediátrica é a dimensão inadequada do campo de radiação. A delimitação do tamanho do campo de radiação à área de interesse da imagem é o primeiro método de controle da radiação espalhada. É importante ressaltar que a radiação espalhada, além de contribuir para o aumento da dose absorvida pelo paciente, também contribui para a diminuição do contraste na imagem radiográfica;
- (f) utilização de protetores plumbíferos em regiões próximas ao campo de radiação, que contém órgãos radiosensíveis. Estes protetores devem ser utilizados de modo a não interferir na realização do exame ou na qualidade da imagem. Segundo Cook et al. (2006), a proteção das gônadas dos pacientes pediátricos é extremamente importante, bem como a proteção das células formadoras da medula óssea, nas crianças, presentes na maioria dos ossos em formação ou em desenvolvimento. No caso das incidências radiográficas dos seios da face, recomenda-se o uso de proteção da tireoide, órgão radiosensível muito próximo da região de interesse. A Comunidade Europeia (CEC, 1996b) é enfática ao afirmar que "o tecido tireoideo deve ser protegido sempre que possível, como por exemplo, no decurso de exames dentários ou faciais". Além disso, orienta, logo que a idade e o grau de colaboração da criança permitam, a execução das radiografias em incidência pósterio-anterior (PA) em substituição à incidência anteroposterior (AP), nos estudos radiográficos das estruturas craniofaciais. Esta manobra diminui em cerca de 50 a 70% da dose absorvida pelos olhos;
- (g) especial atenção às condições de exposição (tamanho do ponto focal, filtração adicional, utilização de grades, distância foco-filme, tensão, tempo de exposição, etc.);
- (h) escolha da combinação tela-filme adequada;
- (i) nível de escurecimento (densidade ótica) do filme; Recomenda-se que o intervalo da densidade ótica média (\bar{D}) de uma radiografia para fins clínicos flutue entre $\bar{D}=1,0$ e $\bar{D}=1,4$ e as densidades óticas do véu e da base não ultrapassem $D = 0,25$. Define-se para regiões diagnosticamente relevantes do filme radiográfico um intervalo global de densidades óticas entre 0,5 e 2,2. Embora o escurecimento do filme radiográfico seja uma questão relativa, que varia conforme a preferência do radiologista, um filme mais denso opticamente denota a doses mais elevadas para o paciente. Portanto, antes de optar

por uma repetição de uma incidência radiográfica, com o argumento de filme demasiadamente enegrecido, deve-se observá-la junto a uma fonte de luz de alta intensidade. Assim, diminui-se a dose para o paciente em, no mínimo, 50%;

- (j) número de exposições por exame, que deve ser o mínimo necessário à obtenção da informação diagnóstica requerida;
- (k) condições de processamento. Os aparelhos de revelação devem ser mantidos em condições ótimas de funcionamento e, frequentemente, devem ser avaliados por métodos de controle de qualidade, conforme estabelecido pelo Ministério da Saúde (BRASIL, 1998);
- (l) condições de visualização e interpretação dos filmes radiográficos, através da utilização de salas com iluminação adaptada (luminosidade de fundo reduzida) e uso de negatoscópios adequados quanto à cor da luz, à iluminância e à presença de dispositivos de limitação da área iluminada à área da radiografia, evitando ofuscamento;
- (m) controle da taxa de filmes rejeitados, no sentido de avaliar os motivos de rejeito, a fim de corrigi-los posteriormente.

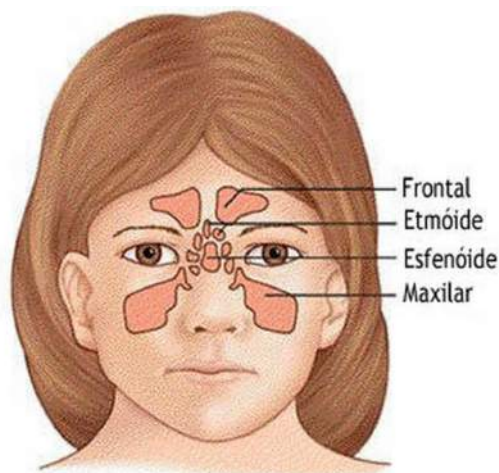
Os exames radiográficos dos seios paranasais, em particular, expõem órgãos considerados críticos no tocante aos danos ocasionados pelas radiações ionizantes. São eles: cristalino dos olhos, glândulas salivares e tireoide.

2.2 Radiologia dos Seios da Face

Seios da face são grandes cavidades preenchidas por ar. São encontrados nos ossos maxilar, frontal, esfenóide e etmoide. Esses seios podem ser divididos em quatro grupos, de acordo com os ossos que os contém (Figura 3). São eles:

1. maxilar, presente nos ossos maxilares (faciais), em número de dois;
2. frontal, presente nos ossos frontais (cranianos), em número de dois;
3. etmoides, presente nos ossos etmoides (cranianos), sendo muitos;
4. esfenóide, presente nos ossos esfenoidais (craniano), em número de um ou dois.

Figura 3 Esquema, em vista frontal, dos seios paranasais.



Fonte: EBIX INC, 2015.

De maneira geral, pode-se dizer que os seios formam:

- (a) uma unidade anatômica, devido à possibilidade de comunicação entre o seio frontal e maxilar; entre o seio maxilar e as células etmoidais;
- (b) uma unidade funcional, pois trabalham conjuntamente na promoção da respiração. Além disso, são responsáveis pelo aquecimento do ar; auxiliam na fonação e tem função de defesa do organismo através da secreção de lisozima pelas células ciliares, um antibacteriano natural;
- (c) por fim, uma unidade histológica com a mucosa do trato respiratório (VELAYOS; SANTANA, 1994).

Essas cavidades ampliam a fossa nasal para ossos vizinhos e constituem uma unidade ontogênica com eles, uma vez que existe uma relação de dependência entre seu desenvolvimento e um prolongamento, seguido de uma pneumatização da fossa nasal. Em particular, a pneumatização do osso esfenoidal é lenta até a puberdade, porém, em geral, termina na parte inicial da vida adulta. A pneumatização das outras porções do osso esfenóide, em especial dos processos pterigóides, é comum. A ausência de pneumatização ocorre ocasionalmente, resultando em aspecto infantil permanente (JUHL et al., 2000).

Uma criança, ao nascer, já apresenta seio maxilar, que se desenvolve durante a 11ª e 12ª semana de gestação, podendo ser observado radiograficamente como uma pequena fenda. Também existem, ao nascimento, os seios etmoidais. Os seios esfenoidais e os frontais são muito pequenos. Aproximadamente, até o segundo ou terceiro ano de uma criança, já se pode observar claramente os seios frontais e esfenoidais e, a partir da puberdade, o desenvolvimento dos seios acontece de forma muito rápida, para tomar a forma definitiva que

apresentarão quando adulto. Na puberdade, outros fatores influenciam o crescimento dos seios, dentre eles os fatores hormonais; no homem, sua amplitude é maior que nas mulheres (VELAYOS; SANTANA, 1994). Depois dos 10 anos de idade, os seios frontais adquirem mais importância clínica, dado que são locais mais comuns de infecção e podem ser focos de complicações intracranianas que, ainda que sejam raras, são mais sérias. Antes dessa idade, os seios mais comumente afetados são os maxilares (RODRÍGUEZ, 1998). Segundo Bontrager e Lampignano (2014), os seios frontais e esfenoidais começam a ser visíveis nas radiografias aos seis ou sete anos de idade. Os seios etmoidais desenvolvem-se por último. Todos os seios paranasais estão totalmente desenvolvidos na adolescência.

Sendo assim, os seios desenvolvem-se como invaginações da cavidade nasal e, por isso, todos eles drenam, direta ou indiretamente, nessa cavidade. Essa drenagem se faz por meio de ação ciliar e talvez, também por sucção feita no ato de assoar o nariz. Durante um processo de infecção nasal, doença conhecida como rinite, adquirida e desencadeada por um resfriado, por exemplo, ou por processos de infecção por quadros alérgicos, pode ocorrer o processo de disseminação das bactérias da cavidade nasal para o revestimento interno do seio, provocando uma patologia com alta frequência entre a população infantil, a sinusite. A radiografia convencional é considerada uma ferramenta clínica de extrema importância na investigação inicial de pacientes com suspeita de sinusite aguda (BROOK, 2013), especialmente quando o diagnóstico clínico, baseado na sintomatologia do paciente, não for possível, quando não ocorre uma resposta positiva de um quadro infeccioso ao tratamento ou quando existe a suspeita do comprometimento de estruturas adjacentes (JACOMELLI et al., 2003).

2.2.1 Técnicas Radiográficas para os Seios da Face e suas Indicações

A radiografia convencional pode ser realizada nas seguintes incidências (BIASOLI JR., 2006; BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014; JACOMELLI et al., 2003):

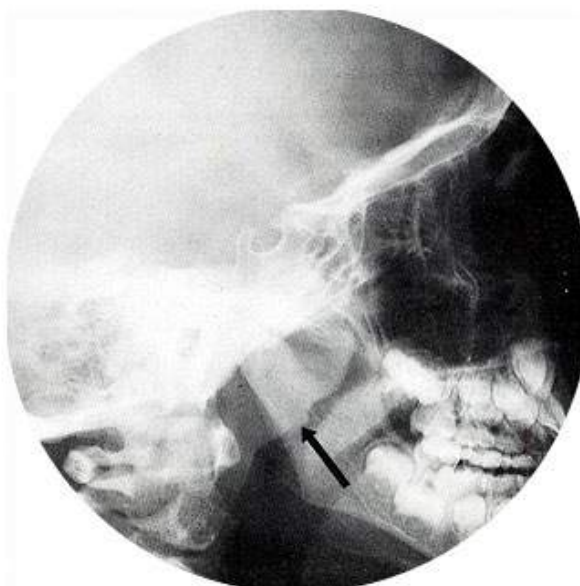
- 1) Incidência em perfil (LAT), que permite a avaliação de todos os seios, principalmente o frontal e o esfenoidal e também o espaço rinofaríngeo;
- 2) Waters ou mento-naso (MN), para avaliação preferencial dos seios maxilares;
- 3) Caldwell ou fronto-naso (FN), para estudo dos seios frontais e etmoidais anteriores;
- 4) Hirtz ou submento-vértice (SMV), para estudo dos seios etmoidais posteriores e esfenoidal.

As incidências mais comuns são apresentadas a seguir.

a) Incidência em Perfil (Radiografia do Cavum)

A radiografia lateral dos seios paranasais permite a avaliação de todos os seios, especialmente o frontal e o esfenoidal, o assoalho e a parede posterior dos seios maxilares, as fossas nasais e, também, a rinofaringe ou espaço nasofaríngeo, conforme mostra a seta contida na Figura 4 (BIASOLI JR, 2006; BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014; JACOMELLI et al., 2003).

Figura 4 Radiografia dos seios paranasais em incidência lateral (radiografia do cavum).



Fonte: BARRIONUEVO, 2010.

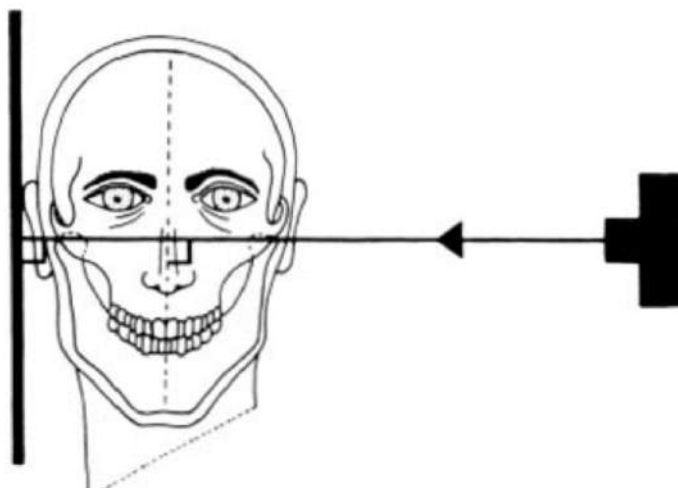
Para obtenção da radiografia lateral dos seios da face, o paciente deve ser orientado a permanecer em posição ortostática², sempre que for possível, uma vez que esta posição possibilita a visualização do nível de líquidos dentro das cavidades sinusais, e a porção lateral da cabeça deve ser posicionada contra a mesa ou superfície do *bucky* vertical, com o lado de interesse mais próximo do filme radiográfico (ajuste da cabeça em perfil verdadeiro). O líquido presente nas cavidades sinusais é espesso, gelatinoso e requer que o paciente permaneça por um curto período (cerca de 5 minutos) para que ele se assente após uma

²Entende-se por posição ortostática a configuração anatômica do corpo estudado em posição ereta (de pé ou bípede), sendo uma convenção adotada em anatomia para descrever as posições espaciais dos órgãos, ossos e demais componentes do corpo humano (DANGELO, 1995).

mudança de posição. É importante que se siga esta recomendação para que seja possível o correto diagnóstico de processos inflamatórios (sinusites) em desenvolvimento nos seios maxilares e frontal, principalmente (BIASOLI JR., 2006; BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014).

O raio central deve ser perpendicular ao filme radiográfico, conforme Figura 5 (WHAITES; DRAGE, 2013).

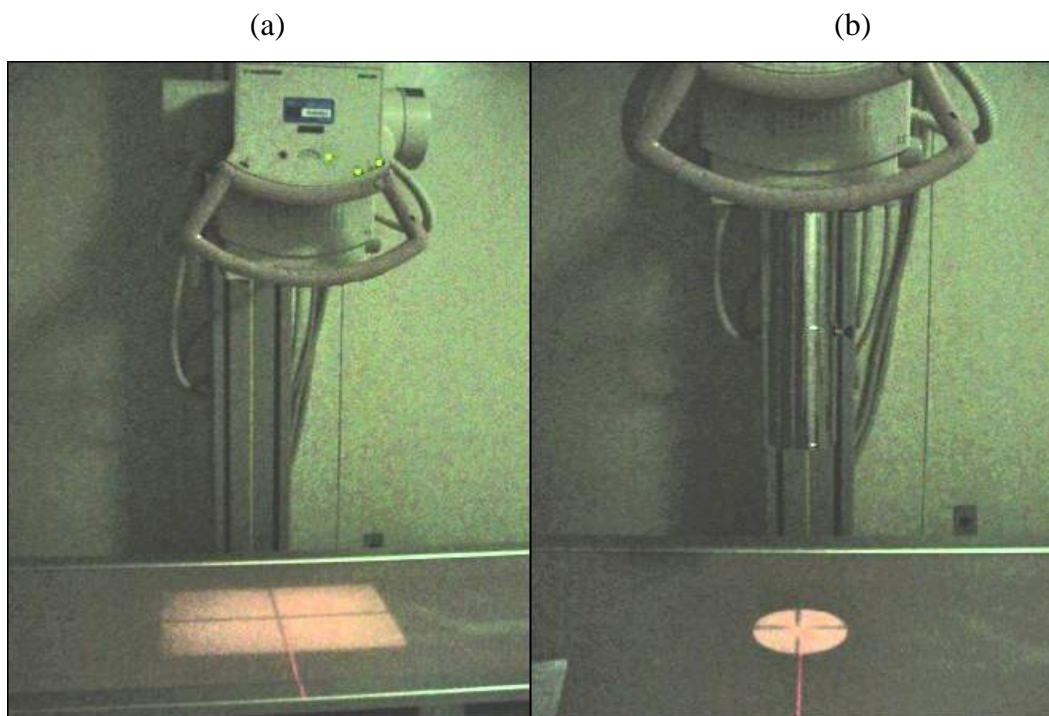
Figura 5 Diagrama de posicionamento e direção do raio central do feixe de raios X.



Fonte: WHAITES; DRAGE 2013.

Os fatores técnicos recomendados, para todas as incidências dos seios paranasais, são filmes radiográficos de tamanho 18 x 24 cm, ponto focal pequeno, para melhor visualização de detalhes na radiografia (BIASOLI, 2006; BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014), e uso de colimador circular, para restringir o feixe de radiação primário para a área de interesse do exame. A Figura 6b mostra a imagem do colimador circular, que deve ser acoplado à saída do tubo de raios X para restringir a área do campo de radiação. Na Figura 6a, observa-se como seria a dimensão do campo de radiação caso este colimador não seja utilizado.

Figura 6 Imagem do campo de radiação: (a) sem colimador; (b) com colimador.



Alguns autores denominam a radiografia do cavum como *radiografia lateral verdadeira*, para diferenciá-la da radiografia cefalométrica que, apesar de ser também um exame de imagem obtido com o paciente em perfil, compreende algumas peculiaridades. A radiografia cefalométrica é realizada utilizando um cefalostato, aparelho que auxilia na manutenção de uma relação constante entre o crânio, a película e o feixe de raios X. A radiografia lateral verdadeira não requer rigidez quanto ao posicionamento da cabeça do paciente ou quanto a parâmetros de irradiação. Já a radiografia cefalométrica compreende uma técnica radiográfica padronizada e reproduzível, elemento essencial para o desenvolvimento da cefalometria (avaliação de medidas e posterior comparação com pontos específicos, distâncias e linhas dentro do esqueleto facial). Para realização da cefalometria, estruturas esqueléticas, estruturas dentárias e tecidos moles formam marcos anatômicos a fim de delinearem linhas, planos, ângulos e distâncias, que são usados para gerar medições e classificar características morfológicas craniofaciais do paciente (WHITE; PHAROAH, 2014). Essa peculiaridade da radiografia cefalométrica impede a utilização do cilindro colimador, pois exige que a película radiográfica reproduza toda a anatomia do crânio do paciente e possibilite os cálculos inerentes à técnica.

A radiografia cefalométrica é utilizada por otorrinolaringologistas para avaliação do espaço nasofaríngeo e auxílio de diagnóstico e acompanhamento da hipertrofia da adenoide, igualmente à radiografia lateral verdadeira. Contudo, este tipo de incidência é mais utilizada por ortodontistas para avaliação das relações dos dentes e crescimento dos ossos faciais (em particular a maxila e a mandíbula), informações importantes para o monitoramento do progresso do tratamento ortodôntico (WHAITES; DRAGE, 2013).

A radiografia cefalométrica lateral mostrou-se um exame eficiente, com sensibilidade, especificidade e altos valores preditivos para o diagnóstico da hipertrofia da adenoide (BARBOSA et al., 2009). Estudo recente, realizado por Almeida et al. (2011), concluiu que, quando avaliadas as radiografias cavum e cefalométrica, sem especificar qual era o tipo de radiografia, os otorrinolaringologistas escolheram, na maioria dos casos, a técnica cefalométrica para avaliação do espaço nasofaríngeo.

Em alguns casos, são utilizadas outras incidências para o estudo radiológico dos seios da face. Entre estes, destacam-se as incidências em projeção pósterio-anterior (PA), as quais serão discutidas a seguir.

b) Incidências Pósterio-Anteriores (PA): Incidência Caldwell ou Pósterio-Anterior em Fronto-Naso (FN) e Incidência Waters ou Pósterio-Anterior em Mento-Naso (MN)

A radiografia pósterio-anterior de Waters ou mento-naso (MN) permite a avaliação, preferencialmente, dos seios maxilares. Já a radiografia pósterio-anterior de Caldwell ou fronto-naso (FN) é mais indicada para estudo dos seios frontais e etmoidais anteriores (Figura 7) (BIASOLI JR., 2006; BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014; JACOMELLI et al., 2003).

Figura 7 Radiografias dos seios da face em projeção pósterio-anterior: a) radiografia de Caldwell (FN); b) radiografia de Waters (MN).

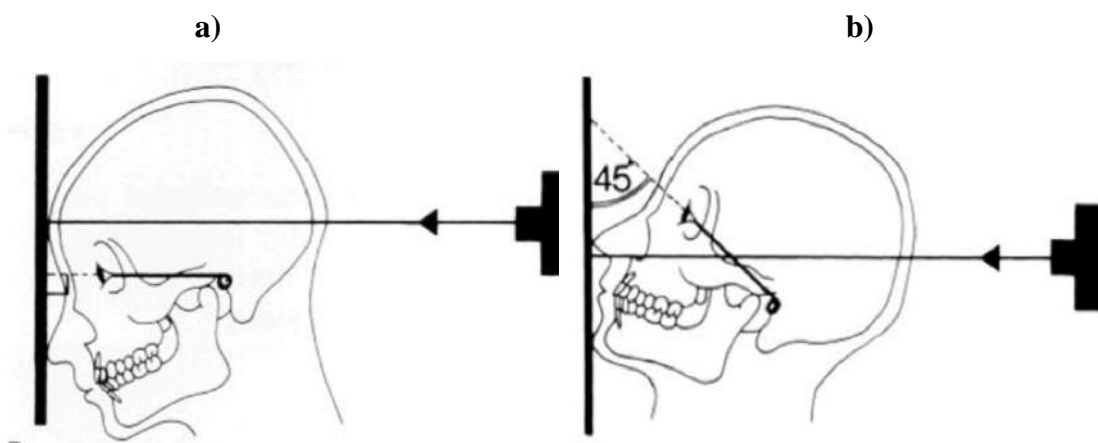


Fonte: JA MEDICARE, 2010.

Da mesma forma que para a incidência lateral, as radiografias em projeção PA devem ser realizadas com o paciente em posição ortostática, a fim de visualizar os níveis de líquidos das cavidades sinusais (BIASOLI JR., 2006; BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014).

Para obtenção da radiografia em projeção de Caldwell, orienta-se a colocação do nariz e da testa do paciente contra o *bucky* vertical ou mesa. Para a radiografia Waters, orienta-se o paciente a estender o pescoço, de maneira que a região mentoniana fique mais próxima do filme radiográfico, colocando o nariz contra a mesa ou superfície do *bucky* vertical, conforme Figura 8 (BIASOLI JR., 2006; BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014).

Figura 8 Diagrama de posicionamento e direção do raio central para as incidências: a) projeção de Caldwell; b) projeção de Waters.



Fonte: WHAITES; DRAGE, 2013.

Uma prática clínica comum na radiologia pediátrica é a realização das duas incidências em conjunto sempre que se deseja visualizar os seios paranasais com fins diagnósticos.

As incidências em projeção pósterio-anterior são especialmente úteis na detecção e acompanhamento da evolução dos processos inflamatórios dos seios paranasais, como nas sinusites, ou no diagnóstico dos processos infecciosos dos ossos faciais, como nas osteomielites agudas (BIASOLI JR., 2006; BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014; JACOMELLI et al., 2003).

2.3 Dosimetria de Pacientes em Radiologia dos Seios da Face

Conforme descrito anteriormente, o procedimento radiológico otimizado é aquele que produz uma imagem de qualidade, isto é, que apresente informações necessárias para o diagnóstico, com a menor dose de radiação absorvida pelo paciente. Neste sentido, a estimativa da dose de radiação recebida em diferentes órgãos do paciente é de fundamental importância para a proteção radiológica deste e para a otimização do procedimento radiográfico.

Em proteção radiológica, a grandeza dosimétrica fundamental é a dose absorvida (ICRP, 1991). A dose absorvida em um órgão ou tecido do corpo humano, em baixos níveis, constitui-se em um indicador de probabilidade de efeitos estocásticos subsequentes. Quando em níveis mais altos, a dose absorvida nas regiões mais expostas dentro do corpo humano

pode indicar a severidade dos efeitos determinísticos causados pela radiação ionizante (ICRU, 2005).

Devido à dificuldade em medir a distribuição da dose absorvida em órgãos e tecidos durante as exposições médicas, grandezas dosimétricas práticas, que podem ser diretamente medidas ou facilmente estimadas, foram estudadas e desenvolvidas. As finalidades destas grandezas incluem a determinação do risco e a verificação das boas práticas de operação, visando à otimização dos procedimentos e à qualidade das imagens produzidas (ICRU, 2005).

As grandezas dosimétricas básicas relevantes na radiologia são:

- (a) kerma (K): definida pela ICRU como sendo “a razão entre dE_{tr} e dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por interações de partículas sem carga em um volume de massa dm ” (ICRU, 1998). Assim:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1)$$

A unidade de kerma é o $J \cdot kg^{-1}$ com o nome especial de gray (Gy).

O kerma é definido em um ponto e envolve a transferência de energia pelas partículas não carregadas para a matéria. Para feixes de raios X diagnóstico e intervencionista, o kerma é usualmente expresso no ar (K_a).

- (b) dose absorvida (D), usada para quantificar a deposição de energia pela radiação ionizante. Ela é definida como "o quociente de $d\bar{E}$ por dm , onde $d\bar{E}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm " (ICRU, 2005). Assim:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (2)$$

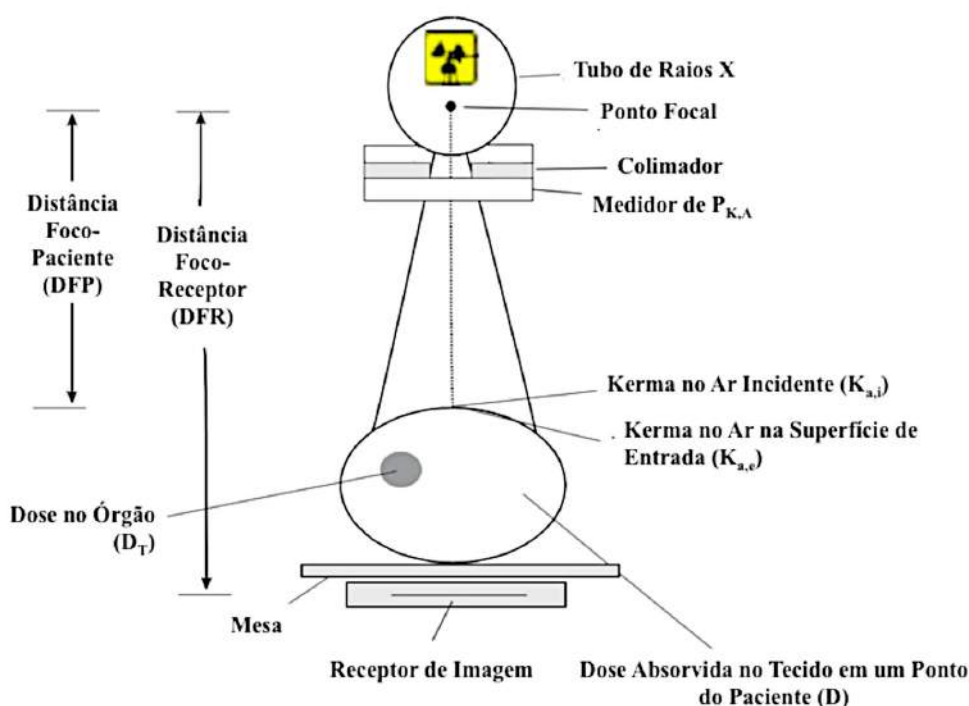
A unidade de dose absorvida é o $J \cdot kg^{-1}$ com o nome especial de gray (Gy).

Três grandezas dosimétricas práticas têm sido recomendadas em radiologia diagnóstica convencional (ICRU, 2005): (a) o kerma no ar incidente ($K_{a,i}$); (b) o kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$); (c) e o produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$). Os Níveis de Referência em Radiodiagnóstico (NRDs) são geralmente dados em termos de uma destas duas últimas grandezas práticas citadas e, a partir delas, é possível estimar as Doses nos Órgãos (D_T) e Dose Efetiva (E), utilizando os coeficientes de conversão disponíveis na literatura

(HART et al., 1994a,b;1996a,b) ou obtidos através de programas computacionais baseados em Monte Carlo (KRAMER et al, 2008; KYRIOU et al., 2000; LE HERON, 1994, 1996).

As grandezas $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ são obtidas pela medida do kerma no ar no ponto onde o eixo central do feixe de raios X intercepta o plano correspondente à superfície de entrada do paciente ou do fantoma (Figura 9).

Figura 9 Arranjo simples de uma exposição radiográfica, mostrando algumas das grandezas dosimétricas e geométricas recomendadas pela ICRU (2005), para determinação de dose no paciente.



Fonte: adaptado do ICRU, 2005.

O kerma no ar incidente ($K_{a,i}$) é o kerma no ar medido no eixo central do feixe de raios X, em uma distância (DFP) igual à distância do foco ao plano de entrada da pele, não incluindo a radiação espalhada. Sua unidade no Sistema Internacional de Unidades (SI) é o Gy (ICRU, 2005).

Vale salientar que o $K_{a,i}$ pode ser estimado a partir da determinação do kerma no ar, livre no ar, em qualquer outra distância “d” do foco do tubo de raios X. Para tanto, basta corrigir o valor medido pela lei do inverso do quadrado da distância, através da equação a abaixo:

$$K_{a,i} = K_a(d) \cdot \left(\frac{d}{DFP}\right)^2 \quad (3)$$

onde $K_a(d)$ é o valor do kerma em uma distância "d" conhecida, em cm;

DFP é a distância foco-paciente, em cm.

O kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) é o kerma no ar medido no eixo central do feixe de raios X, na superfície de entrada do paciente ou fantoma, incluindo a radiação espalhada. Ele pode ser relacionado ao kerma no ar incidente através do fator de retroespalhamento (BSF), conforme Equação 4 (ICRU, 2005):

$$K_{a,e} = K_{a,i} \cdot BSF \quad (4)$$

O fator de retroespalhamento (BSF) é estimado em função do espectro de raios X, do tamanho do campo e da espessura do paciente ou fantoma. Para esta finalidade, podem ser utilizadas duas metodologias: a metodologia experimental ou a simulada pela técnica de Monte Carlo. Este fator pode variar de 1,18 a 1,60 para espectros de raios X e tamanhos de campo típicos em exames diagnósticos convencionais de adultos (PETOUSSI-HENSS et al., 1998). Em crianças, esse fator varia com a faixa etária, podendo assumir valor mínimo próximo a 1,10 (BENMAKHLOUF et al., 2013; CHAPPLE et al., 1994; HART et al., 1996b).

O kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) pode ser determinado de maneira indireta, a partir da medida do kerma no ar incidente ($K_{a,i}$), obtido através do rendimento do tubo de raios X, medido com uma câmara de ionização calibrada e posicionada a uma distância conhecida do foco. Assim, conhecendo-se o rendimento do tubo, a tensão aplicada, a corrente, o tempo de exposição e a distância foco-pele é possível deduzir o $K_{a,i}$ em um ponto correspondente à posição da pele do paciente, conforme mostrado na Equação 5 (AROUA et al., 2002; DAVIES et al., 1997; FAULKNER et al., 1999; HARRISON et al., 1983; HUFTON et al., 1998; SAEED; AL-QAHTANI, 2012)

$$K_{a,i} = R_i \cdot Q \cdot \left(\frac{D_{ref.}}{DFP}\right)^2 \quad (5)$$

onde R_i : é o rendimento do tubo de raios X (em mGy por mA.s) a 1m para a técnica radiográfica empregada no exame, interpolado a partir da curva do rendimento em função da tensão;

Q: é o produto da corrente do tubo (I) pelo tempo de exposição (t), empregado no exame, em miliampère-segundo (mAs);

D_{ref} : é a distância em que o rendimento foi medido (1 m);

DFP: é a distância entre o foco e a pele do paciente, em metros.

Após a estimativa do $K_{a,i}$, o kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) pode ser determinado aplicando-se a Equação 4.

O $K_{a,e}$ também pode ser estimado a partir de um método dosimétrico direto, através da utilização de Dosímetros Termoluminescentes (TLDs) posicionados sobre a pele do paciente (MOONEY; THOMAS, 1998) ou na superfície de um fantoma antropomórfico, que simula a irradiação de um paciente padrão (GROVES et al., 2014; ICRU, 1992; RAMLI et al., 2005).

O produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$) é a integral do kerma no ar, medido livre no ar, sobre toda a área do campo de radiação, perpendicular ao eixo do feixe de raios X (ICRU, 2005):

$$P_{K,A} = \int_A K_a(A) \cdot dA \quad (6)$$

Na situação em que o kerma no ar é constante sobre toda a área do campo de radiação, que é aproximadamente verdadeiro para áreas pequenas de feixe, então:

$$P_{K,A} = \int_A K_a(A) \cdot dA = K_a \cdot A \quad (7)$$

O $P_{K,A}$ é determinado usando uma câmara de ionização de transmissão, montada na estrutura do colimador, com mínima interferência no exame. Esta câmara possui uma área suficiente para cobrir todo o campo de radiação e é colocada perpendicularmente ao eixo do feixe de raios X. As placas são de material transparente à luz visível, de maneira a permitir o uso do campo luminoso (SHRIMPTON; WALL, 1982).

A grandeza produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$) é especialmente importante na dosimetria pediátrica, uma vez que apresenta uma maior correlação com o risco, pois leva em consideração o tamanho do campo de irradiação, dando uma indicação da quantidade de energia depositada no paciente. Além disso, possibilita evidenciar inadequação na colimação do exame radiográfico, através de sua análise (IAEA, 2013).

A grande variação no padrão antropométrico nas crianças é o maior problema associado à dosimetria dos pacientes pediátricos. A falta de uma relativa padronização em relação às dimensões das crianças dificulta comparações significativas na dosimetria pediátrica. Como essas variações nas dimensões dos pacientes refletem diretamente nas escolhas dos parâmetros de técnica radiográfica, torna-se importante comparar pacientes com tamanhos e padrões corporais similares, utilizando faixas de tamanhos padrão ou uma série de tamanhos com referências comuns. Para isso, deve-se adotar uma métrica comumente aceita e facilmente mensurável. Uma solução plausível frente a esta problemática é a subdivisão dos pacientes em pequenas faixas etárias-padrão. A Comunidade Europeia (CE, 1992) recomenda a seguinte subdivisão dos pacientes, em função da sua idade de: (a) 0 mês a 1 mês; (b) 1 mês a 1 ano; (c) 1 ano a 5 anos; (d) 5 anos a 10 anos; (e) 10 anos a 16 anos. Esta metodologia foi adotada por diversos trabalhos existentes na literatura (AZEVEDO et al., 2006; BILLINGER et al., 2010; COOK et al., 2006; LACERDA et al., 2007; MATTHEWS et al., 2014; NFAOUI; BENTAYEB, 2010).

A grande desvantagem desse método de subdivisão de pacientes para análises dosimétricas está no fato de exigir uma grande amostragem para ter um número estatisticamente significativo de pacientes por procedimento radiográfico, tornando o tempo de coleta muito longo (MARTIN et al., 1994). O Instituto Britânico de Ciências Físicas na Medicina, do inglês *Institute of Physical Sciences in Medicine* (IPSM), publicou um documento que trata de dosimetria do paciente em radiodiagnóstico (IPSM, 1992). Nele, recomenda-se para a obtenção de uma estimativa confiável das medidas de kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$), para um dado procedimento radiográfico, valores de $K_{a,e}$ de, no mínimo, dez pacientes para cada faixa etária.

Devido à grande variação de espessura do paciente pediátrico, Martin et al. (1994) realizaram um estudo da relação entre a dose e a espessura do paciente em radiologia pediátrica, na qual efetuaram medidas do $K_{a,e}$ utilizando dosímetros termoluminescentes (TLDs) e procuraram correlacionar estes valores de dose com o diâmetro equivalente do paciente (D_e), obtido pela Equação 8.

$$D_e = 2. \sqrt{\frac{W}{\pi \cdot H}} \quad (8)$$

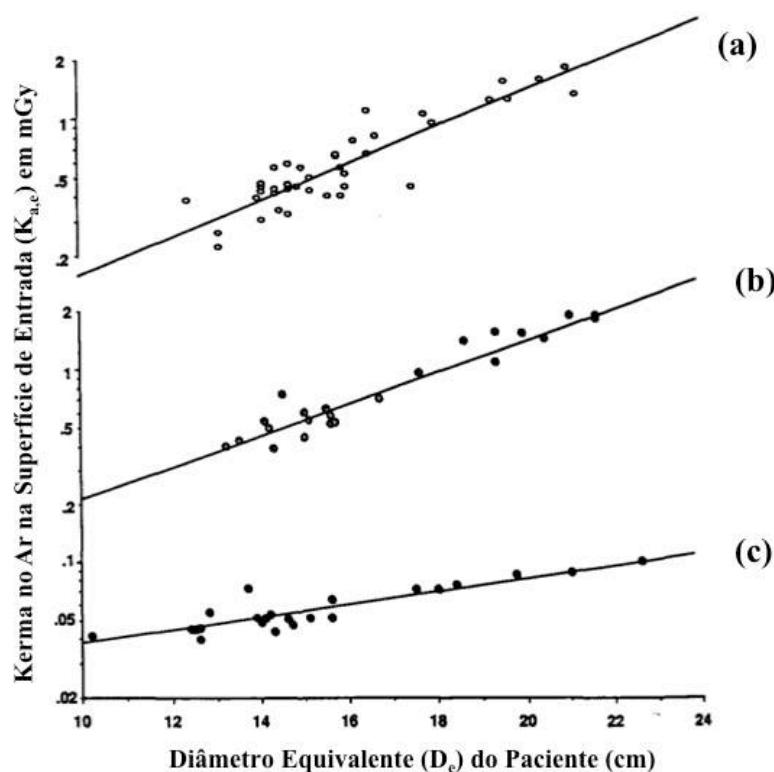
onde D_e : é o diâmetro equivalente do paciente, em cm;

H: é a altura do paciente, em cm;

W: é o massa corporal do paciente, em gramas.

A Figura 10 mostra o gráfico do logaritmo do $K_{a,e}$, em mGy, em função do D_e , em cm, do paciente para exames de tórax, abdômen e bacia, todos em projeção anteroposterior, obtidos por Martin et al (1994). Observa-se que existe uma relação linear entre o logaritmo do $K_{a,e}$ e o Diâmetro Equivalente (D_e) quando se realizavam exames radiográficos em equipamentos com geradores de raios X monofásicos. De posse da curva entre o log do $K_{a,e}$ e o D_e , é possível estimar o $K_{a,e}$ para pacientes com diferentes dimensões, aplicando, simplesmente, os fatores de correções, obtidos da própria curva.

Figura 10 Logaritmo do kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) em função do diâmetro equivalente (D_e) do paciente, para exames radiográficos da bacia em projeção AP (a), do abdômen em projeção AP (b) e do tórax em projeção AP (c).



Fonte: adaptado de MARTIN et al., 1994.

Resultados similares foram obtidos por Mooney e Thomas (1998) para equipamentos de raios X trifásicos, cujos coeficientes de correlação para a relação entre o logaritmo do $K_{a,e}$ / logaritmo do $P_{K,A}$ e o peso, idade e o D_e do paciente estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 Coeficientes de correlação (r) para a relação entre $K_{a,e}$, $P_{K,A}$, D_e , peso e idade do paciente, em exames radiográficos do abdômen em projeção AP, tórax em projeção PA e bacia em projeção AP.

	Abdômen AP		Tórax PA		Bacia AP	
	Log $K_{a,e}$	Log $P_{K,A}$	Log $K_{a,e}$	Log $P_{K,A}$	Log $K_{a,e}$	Log $P_{K,A}$
Idade	0,72	0,86	0,30 ^a	0,73	0,58	0,78
Peso	0,66	0,83	0,49	0,80	0,67	0,67
D_e	0,63	0,81	0,50	0,79	0,62	0,79

Nível de significância de $p < 0,001$, exceto para ^a $p < 0,05$

Fonte: adaptado de Mooney e Thomas (1998).

Os autores concluíram que, em exames radiográficos do abdômen, ocorreu uma maior correlação entre os valores de $P_{K,A}$ e a idade do paciente, em exames de tórax, entre os valores de $P_{K,A}$ e a idade dos pacientes, e em exames de bacia, entre o $P_{K,A}$ e o diâmetro equivalente. Desta forma, por levar em consideração o tamanho de campo de irradiação, o $P_{K,A}$ é uma grandeza dosimétrica que fornece uma informação mais real de risco e avaliação de dose (HUDA, 2014).

Um estudo dosimétrico foi realizado entre os anos de 1989 e 1991 pela Comunidade Europeia, envolvendo exames radiográficos mais frequentes em lactentes, dentre estes, os exames de crânio (projeções PA e AP), para crianças de 10 meses de idade. Participaram da pesquisa 89 departamentos de radiologia, distribuídos em 11 estados membros da União Europeia. Posteriormente, em 1992, o estudo foi estendido para os exames de raios X em crianças de 5 anos de idade, participando um total de 105 departamentos de radiologia, distribuídos em 16 estados membros. No período entre 1994 e 1995, um terceiro levantamento foi realizado em 115 departamentos de 17 países europeus e incluiu crianças de 10 anos de idade. Nestes estudos, foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TLDs) para determinar o kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$). Estes dosímetros foram posicionados na pele do paciente, no centro do campo de radiação. Os parâmetros de técnicas radiográficas foram registrados (CEC, 1992). A Tabela 2 mostra o número (N) de exames analisados nos três ensaios dosimétricos pediátricos da Comunidade Europeia (CEC, 1996b) e os valores de $K_{a,e}$ (μGy) obtidos, para os exames de crânio (projeções AP/PA e LAT).

Tabela 2 Valores médios, mínimos e máximos de $K_{a,e}$ (μGy) obtidos nos três ensaios dosimétricos pediátricos da Comunidade Europeia para exames de crânio AP/PA e LAT.

Idade do Paciente	Valores de $K_{a,e}$ (μGy)					
	Crânio AP/PA			Crânio LAT		
	Médio	Mín-Máx	N	Médio	Mín-Máx	N
Lactante	930	152 - 4514	66	-	-	-
5 anos	967	242 - 4626	67	703	138 - 2358	68
10 anos	1036	130 - 5210	56	577	113 - 3787	61

Fonte: adaptado de CEC, 1996b.

As conclusões acerca dos procedimentos radiográficos realizados em pacientes pediátricos nos países europeus mostraram aspectos importantes:

- (a) os profissionais de radiologia que participaram das pesquisas demonstraram um conhecimento restrito quanto aos aspectos técnicos do equipamento de raios X (como filtração do tubo, tamanho nominal do foco, velocidades dos sistemas tela-filme entre outros);
- (b) os valores de tensão (kV) utilizados nos exames radiográficos de pacientes com 5 anos de idade, na maioria das instituições participantes, foram mais baixos que os valores recomendados para esta faixa etária. O uso de faixas de tensão apropriadas é imprescindível para que haja algum benefício na utilização de sistemas tela-filme mais rápidos;
- (c) Em cerca de 54% dos exames de raios X, foram empregados sistemas tela-filme de velocidade inferior ou igual a 200, quando a faixa de velocidade recomendada deve variar entre 400 e 800.

Cook et al. (2006) publicaram um guia similar ao da Comunidade Europeia (CE), em que estabeleceram critérios de indicação, critérios de imagem, orientações quanto à preparação e ao posicionamento do paciente, instruções práticas, fatores representativos de exposição e doses em função da idade. Os valores de $K_{a,e}$ foram determinados de maneira indireta, através do rendimento do tubo de raios X, utilizando uma câmara de ionização previamente calibrada, e das técnicas radiográficas empregadas nos exames. Os valores de produto kerma no ar-área foram obtidos através de uma câmara medidora de $P_{K,A}$, de placas paralelas. A Tabela 3 apresenta as técnicas radiográficas (fatores de exposição) e doses de referência por faixa etária, propostas pelos autores para os exames radiográficos dos seios da face em crianças.

Tabela 3 Fatores de exposição e doses, por faixa etária, propostas por Cook et al. (2006) para exames radiográficos pediátricos de seios da face, projeção mento-naso e projeção lateral (radiografia cavum).

Faixa Etária (anos)	Foco* (F/G)	Filtração Total	kV	mAs	DFD (cm)	Veloc.	Grade	AEC	$K_{a,e}$ (mGy)	$P_{K,A}$ (cGy.cm ²)
Seios da face Mento-Naso										
5 - 10	F	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	65	10	100	400	Não	Não	0,34	2,4
10 - 15	F	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	78	16	100	400	Sim	Não	1,07	7,0
Radiografia do Cavum										
1 - 5	F	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	62	4	100	400	Não	Não	0,11	1,3
5 - 10	F	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	65	5	100	400	Não	Não	0,16	2,3
10 - 15	F	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	70	8	100	400	Sim	Não	0,37	4,7

* Foco Fino (F) ou Foco Grosso (G)

Fonte: adaptado de COOK et al., 2006.

Em seu estudo, Cook et al. (2006) demonstraram, na prática, que a adoção de algumas medidas, como utilização de combinação tela/filme mais rápida, não uso da grade antiespalhamento, uso da filtração adicional, seleção de valores mais altos de tensão associados a curtos tempo de exposição, são fatores determinantes para se alcançar uma otimização efetiva das doses na radiologia pediátrica.

Mooney e Thomas (1998) realizaram um levantamento dosimétrico em uma sala pediátrica de um hospital da Irlanda. O $K_{a,e}$ e o $P_{K,A}$ dos exames radiográficos mais frequentes em crianças foram determinados utilizando, respectivamente, dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti (TLD-700) e um medidor $P_{K,A}$ apropriado, ambos devidamente calibrados para qualidades de raios X diagnósticos. Foram coletados dados de 277 radiografias de pacientes com idades de até 15 anos. Além disso, foram anotados as características dos pacientes e alguns parâmetros radiográficos utilizados durante o exame, como sexo, peso, altura, idade,

tensão (kV), carga (mAs), distância foco-filme (DFF), área do filme exposta (A_F), uso de grades antiespalhamento e se a imagem radiográfica resultante foi de qualidade adequada para o diagnóstico. Além destes parâmetros, os autores determinaram o Diâmetro Equivalente (D_e), juntamente com os coeficientes de correlação entre o logaritmo de $K_{a,e}$ e o logaritmo do $P_{K,A}$. Isto possibilitou estimar os parâmetros de idade, peso e D_e .

O $K_{a,e}$ foi determinado, também, de maneira indireta, através do $P_{K,A}$, utilizando a seguinte equação:

$$K_{a,e} = \frac{P_{K,A} \cdot BSF}{A_F \cdot [(DFF - D_e - L)/DFF]^2} \quad (9)$$

onde L : é a distância entre o filme e a superfície da mesa de exames, em cm;

DFF: é a distância foco-filme;

D_e : é o diâmetro equivalente;

A_F : é a área do filme exposta;

BSF: é o fator de retroespalhamento, considerado igual a 1,32, determinado através de medidas em um fantoma de acrílico, correspondente ao valor médio estimado para este parâmetro para a faixa de fatores de exposição e os tamanhos de campo usados durante o levantamento dosimétrico.

Mooney e Thomas (1998) também estudaram o efeito do incremento da filtração do tubo na dose e qualidade da imagem. Os resultados do levantamento dosimétrico para os exames de crânio, em projeções AP e LAT, estão mostrados na Tabela 4 para quatro faixas etárias (menor que 1 ano, de 1 a 5 anos, de 5 a 10 anos e 10 a 15 anos), comparativamente aos valores médios obtidos após o incremento na filtração do tubo.

Os autores concluíram que o $K_{a,e}$ pode ser determinado a partir de medidas do $P_{K,A}$ com incertezas de $\pm 22\%$. No entanto, para valores maiores que 0,2 mGy, as medidas com TLDs são preferíveis por apresentarem incertezas menores ($\pm 12\%$). Os valores de $K_{a,e}$ encontrados no estudo foram mais baixos que as doses de referência propostas pela CE (1996b). Além disso, provaram que a adoção de critérios como o incremento da filtração total do tubo são métodos efetivos para a redução de doses em radiologia pediátrica.

Tabela 4 Resultados do levantamento dosimétrico realizado por Mooney e Thomas (1998) para pacientes pediátricos submetidos a exames de crânio em projeções AP e LAT.

Exame	Idade	N^(a)	K_{a,e}^(b)	P_{K,A}^(b)	K_{a,e}^(c)	P_{K,A}^(c)
Projeção	(anos)		(μGy)	(mGy.cm²)	(μGy)	(mGy.cm²)
Crânio	< 1	-	-	-	-	-
AP	1 - 5	11	360 (270 - 510)	107 (60 - 147)	250	75
	5 - 10	8	500 (390 - 620)	182 (112 - 326)	350	127
	10 - 15	10	760 (370 - 1810)	263 (107 - 522)	530	184
Crânio	< 1	3	150 (100 - 170)	22 (14 - 26)	110	15
LAT	1 - 5	15	320 (250 - 400)	113 (80 - 158)	220	79
	5 - 10	5	370 (310 - 450)	122 (79 - 172)	260	85
	10 - 15	8	320 (170 - 410)	126 (53 - 220)	220	88

^(a) número de pacientes da amostra; ^(b) Dados obtidos antes da otimização; ^(c) dados obtidos após aumento da filtração do tubo de raios X.

Fonte: adaptado de MOONEY; THOMAS, 1998.

Billinger et al. (2010) determinaram as doses e as variações médias nas doses aplicadas em crianças com idades entre 1 e 15 anos para exames de raios X convencionais frequentemente solicitados para esta faixa etária. Os valores de $K_{a,e}$ foram determinados de maneira indireta, através do rendimento do tubo de raios X, medido com uma câmara de ionização, e das técnicas radiográficas empregadas nos exames, obtidas através de questionários enviados aos hospitais participantes. Os valores de $P_{K,A}$ foram obtidos utilizando um medidor de $P_{K,A}$. A Tabela 5 mostra os valores de $K_{a,e}$ e $P_{K,A}$ que representam os terceiros quartis da amostra total dos exames de crânio AP/PA e LAT, bem como seus respectivos valores mínimos e máximos, dentro de cada faixa etária estudada. Ao todo, foram avaliados 682 valores de $K_{a,e}$ e 549 valores de $P_{K,A}$ de exames de crânio AP/PA e 531 valores de $K_{a,e}$ e 429 valores de $P_{K,A}$ de exames de crânio LAT.

Tabela 5 Resultados do levantamento dosimétrico realizado por Billinger et al. (2010) para pacientes pediátricos submetidos a exames de crânio em projeções AP/PA e LAT.

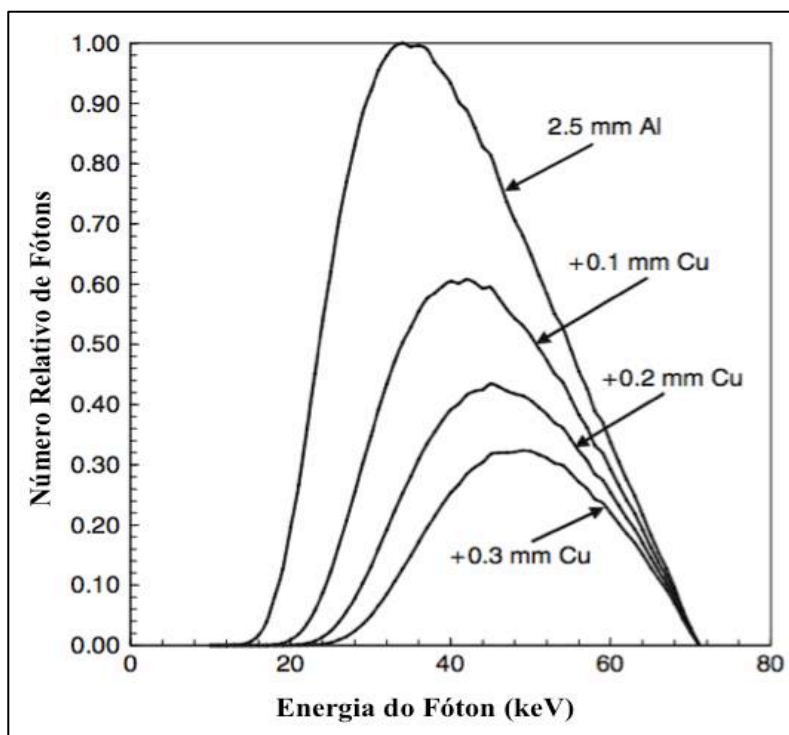
Exames / Projeções	Idade (anos)	N	K _{a,e} (μGy)		P _{K,A} (μGy.m ²)	
			3° Quartil	Mín-Máx	3° Quartil	Mín-Máx
Crânio AP/PA	0	6	287	62 - 417	10	1,9 - 10
	1	8	523	127 - 967	19	4,6 - 21
	5	8	667	178 - 1522	31	7,0 - 66
	10	8	756	211 - 1904	37	8,6 - 89
	15	7	851	247 - 2345	-	-
Crânio LAT	0	9	223	27 - 425	7,7	1,5 - 7,7
	1	9	530	83 - 780	23	4,1 - 31
	5	9	383	117 - 1131	20	6,5 - 59
	10	10	422	143 - 1447	25	8,4 - 86
	15	9	512	171 - 1831	33	11 - 122

N = número de salas de raios X que forneceram dados para os respectivos exame e grupo etário.

Fonte: adaptado de BILLINGER et al., 2010.

Os resultados mostraram que a variação do K_{a,e} individual para um único tipo de exame era consideravelmente grande, como, por exemplo, para crianças de 5 anos de idade, o terceiro quartil corresponde a 383 μGy e existiram valores de K_{a,e} de até 1131 μGy, um valor, aproximadamente, 3 vezes superior. A explicação é o efeito da filtração adicional do tubo, utilizado apenas em algumas instituições participantes (BILLINGER et al., 2010). O processo de filtração refere-se à remoção seletiva dos fótons que emergem do tubo de raios X, cuja finalidade está na absorção de fótons de baixa energia presentes no espectro de raios X, que não irão contribuir para a formação da imagem radiográfica (BUSHONG, 2011). A utilização de filtros adicionais leva ao aumento da camada semi-redutora e, conseqüentemente, à redução K_{a,e}. Ocorre, portanto, o aumento da energia média do feixe de raios X. Isto é referido como "endurecimento" do feixe e resulta também na redução do número de fótons (AICHINGER et al., 2011), conforme demonstrado a seguir (Figura 11).

Figura 11 Efeito da filtração adicional sobre o espectro de raios X, para tensão do tubo de 70 kV.



Fonte: adaptado de AICHINGER et al., 2011.

Recentemente, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2013) publicou um documento intitulado "Dosimetria em Radiologia Diagnóstica para Pacientes Pediátricos", em que aborda e discute diversos aspectos e particularidades dos exames de radiodiagnóstico em crianças. Esse documento apresenta resultados de estudos dosimétricos realizados em alguns países. Os valores de níveis de referência de doses ($K_{a,e}$, $K_{a,i}$ e $P_{K,A}$) para os exames de crânio (projeções AP/PA e LAT) em pacientes pediátricos, citados nesse documento, estão mostrados na Tabela 6.

Tabela 6 Comparação dos valores de níveis de referência de doses de publicações recentes para os exames de crânio (AP/PA e LAT), presentes no documento da IAEA (2013).

Exames / Projeções	Idades	$K_{a,e}$ ou $K_{a,i}$ (mGy)		$P_{K,A}$ (mGy.cm ²)	
		Áustria	Reino Unido	Áustria	Alemanha
Crânio AP/PA	RN*	$K_{a,i}$	$K_{a,e}$		
		BFG (2010)	Hart et al. (2000)	BFG (2010)	Strahlenschutz (2010)
	1 ano	0,35	-	150	-
	5 anos	0,60	0,8	250	200
	10 anos	0,75	1,1	350	300
	15 anos	0,90	1,1	450	-
Crânio LAT	RN*	1,00	1,1	500	-
	1 ano	0,30	-	100	-
	5 anos	0,40	1,5	200	200
	10 anos	0,50	0,8	250	250
	15 anos	0,55	0,8	300	-
		0,60	0,8	350	-

*RN = Recém-nascidos.

Fonte: adaptado de IAEA, 2013.

No Brasil, Freitas (2005) realizou uma pesquisa dosimétrica em pacientes adultos e pediátricos submetidos a exames de radiodiagnóstico convencionais no estado de São Paulo. Para realização de seu estudo, enviou para as instituições um kit dosimétrico postal, constituído de 21 dosímetros termoluminescentes (TLDs), agrupados dois a dois, prontos para serem dispostos na pele dos pacientes, além de um questionário sobre informações do paciente (sexo, peso, idade e altura), dados sobre os equipamentos de raios X (marca, filtração total, tipo de gerador, tamanho focal), parâmetros de técnica radiográfica (kV, mAs, distância foco-filme, combinação tela-filme) e dados da instalação (sistema de processamento da imagem, sistema de proteção radiológica, entre outros). Um total de 83 equipamentos e 868 pacientes foram incluídos no estudo e 1415 valores de $K_{a,e}$ foram estimados. Os resultados deste levantamento para os exames radiográficos do crânio e dos seios da face realizados em pacientes pediátricos (0 a 15 anos) estão, resumidamente, mostrados na Tabela 8. Alguns valores de $K_{a,e}$ encontrados para os pacientes infantis foram, pelo menos, duas vezes

superiores aos propostos internacionalmente, a exemplo do recomendado pela Comunidade Europeia (CE, 1996b) e, além disso, apresentaram uma grande variação. No entanto, como o número de pacientes amostrados foi relativamente pequeno e a variação no biotipo com a idade, extremamente significativa, as comparações com dados fornecidos pela literatura tiveram um caráter restrito.

Tabela 7 Doses fornecidas e parâmetros de técnica radiográfica empregados em exames convencionais de raios X de pacientes pediátricos (idades 0 a 15 anos) no estado de São Paulo.

Exames / Projeções	n	3° Quartil	Valor médio (mínimo - máximo)			
		$K_{a,e}$ (mGy)	$K_{a,e}$ (mGy)	Tensão (kV)	Carga (mAs)	DFF* (cm)
Crânio AP	15	1,06	0,90 (0,25 - 2,09)	65 (50 - 75)	23 (5 - 50)	100 (100 - 110)
Crânio LAT	15	0,83	0,74 (0,20 - 2,20)	61 (50 - 80)	21 (4 - 50)	100 (100 - 110)
Seios da face (MN)	28	2,01	1,36 (0,03 - 3,43)	69 (60 - 77)	40 (20 - 90)	100 (25 - 130)
Seios da face (FN)	24	1,98	1,30 (0,05 - 2,79)	67 (60 - 75)	40 (15 - 90)	100 (25 - 130)

Fonte: adaptado de FREITAS, 2005.

* DFF: Distância foco-filme.

Lacerda (2007) realizou um levantamento dosimétrico em quatro hospitais (sendo três infantis e um geral) da cidade de Belo Horizonte, Minas Gerais. Dos quatro hospitais participantes, dois dispunham de duas salas equipadas com aparelhos de raios X. Foram acompanhados os exames de 942 pacientes, que resultaram em 1536 procedimentos radiográficos. Foram avaliadas as condições de radioproteção, através da observação de dispositivos e adoção de algumas práticas recomendadas pela Comunidade Europeia (CE, 1996b) para o paciente pediátrico, e as doses recebidas pelos pacientes em exames radiográficos convencionais de tórax e seios da face. A partir dos rendimentos dos tubos de raios X e dos parâmetros de irradiação empregados nos exames, foram estimados os valores de $K_{a,e}$ e do $P_{K,A}$. As doses absorvidas nos órgãos mais expostos e a dose efetiva foram estimadas com o software PCXMC® (TAPIOVAARA et al., 1997), a partir dos dados antropométricos, parâmetros de irradiação e do $K_{a,i}$. Os valores mínimos, médios e máximos

de $K_{a,e}$ estimados para os exames de seios da face em projeções FN e MN, nas três faixas etárias avaliadas nos hospitais estudados, estão mostrados na Tabela 8. A Tabela 9 mostra os valores mínimos, médios e máximos de $P_{K,A}$ estimados em pacientes submetidos a exames de seios da face (FN/MN), nos hospitais A, B e D.

Tabela 8 Valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os exames de Seios da face (FN/MN) nas três faixas etárias avaliadas nos hospitais estudados.

Faixa Etária		$K_{a,e}$ (μGy) para cada Hospital-sala				
		Hosp. A	Hosp. B	Hosp. C1	Hosp. C2	Hosp. D
1 a 5 anos	Mínimo	1052	197	492	998	1420
	Média	1398	829	877	1168	3886
	Máximo	2032	1562	1316	1361	8294
5 a 10 anos	Mínimo	907	688	659	696	863
	Média	1561	1107	1184	1327	4401
	Máximo	2175	1518	1745	1697	9189
10 a 16 anos	Mínimo	1247	494	851	1249	2697
	Média	1614	960	1520	1518	5091
	Máximo	1900	1312	2368	1938	6884

Fonte: adaptado de LACERDA, 2007.

Lacerda (2007) constatou que os parâmetros de irradiação empregados nos exames de tórax e seios da face não estavam de acordo com os dois principais guias de boas práticas em radiologia pediátrica, o guia britânico (COOK, et al. 2006) e o guia da Comunidade Europeia (CE, 1996b). O emprego de tensões baixas e tempos de exposição / cargas altas foram comuns em todos os hospitais. Os altos valores de carga empregados estão normalmente associados aos baixos rendimentos dos aparelhos, uso desnecessário de grades antiespalhamento e restrições dos temporizadores dos equipamentos de raios X, que não são apropriados para a realização de exames em pacientes pediátricos. Além disso, concluiu que, em um dos hospitais que utiliza cilindro de colimação nos exames de seios da face, a dose absorvida na tireoide foi menor que nos demais hospitais.

Tabela 9 Valores mínimos, médios e máximos do $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimado em pacientes submetidos a exames de seios da face (FN/MN), nos hospitais A, B e D.

Faixa Etária		$P_{K,A}$ (cGy.cm^2) para cada Hospital-sala		
		Hosp. A	Hosp. B2	Hosp. D
1 a 5 anos	Mínimo	7,2	2,9	9,2
	Média	28,0	4,6	28,5
	Máximo	38,5	6,0	54,7
	Amostragem	20,0	10,0	28,0
5 a 10 anos	Mínimo	12,0	2,8	15,5
	Média	35,8	5,2	33,7
	Máximo	82,8	6,3	57,6
	Amostragem	40,0	20,0	18,0
10 a 16 anos	Mínimo	21,7	4,9	23,3
	Média	37,4	5,6	36,0
	Máximo	61,4	6,0	41,0
	Amostragem	8,0	10,0	7,0

Fonte: adaptado de LACERDA, 2007.

Ribeiro e Yoshimura (2008) desenvolveram uma pesquisa dosimétrica em exames radiográficos convencionais pediátricos, realizada em um hospital pediátrico de referência de São Paulo. O $K_{a,e}$ para exames radiográficos típicos foi estimado com dosímetros termoluminescentes posicionados sobre a pele dos pacientes. Fantomas foram utilizados a fim de se obterem os valores de $K_{a,e}$ de exames realizados em pacientes mais jovens, uma vez que eram selecionadas técnicas com valores de tensão muito baixos. Dentre os exames pediátricos investigados, foram estimados valores de $K_{a,e}$ para exames de crânio (AP) e seios da face (FN/MN), divididos nas seguintes faixas etárias: 2 a 4 anos, 5 a 9 anos e 10 a 15 anos (Tabela 10).

Tabela 10 Valores médios de $K_{a,e}$ (mGy) estimados em pacientes submetidos a exames de crânio (AP) e seios da face (FN/MN), por Ribeiro e Yoshimura (2008). Ao lado, níveis de referência de dose propostos por Cook et al. (2006) e pela CE (1996b).

Exame / projeção	$K_{a,e}$ (mGy)			Níveis de Referência (mGy)					
	Ribeiro e Yoshimura			Cook et al. (2006)			CEC (1996b)		
	(2008)								
	2 - 4	5 - 9	10 - 15	1 - 5	5 - 10	10 - 15	Lacta	5	10
	anos	anos	anos	anos	anos	anos	n	anos	anos
Crânio (AP)	-	0,73	3,44	0,48	0,73	0,94	0,93	0,97	1,036
Seios da Face (FN/MN)	1,1	2,59	2,82	-	0,34	1,07	-	-	-

Os autores concluíram que os valores de $K_{a,e}$ encontrados para os exames de crânio AP e para os exames de seios da face FN/MN eram, em geral, superiores aos níveis de referências internacionais, recomendados pela comunidade europeia (CE, 1996b) e pelo guia britânico (COOK et al., 2006), e a outros estudos dosimétricos realizados anteriormente. Os resultados apontam para a necessidade da implementação de programas de garantia de qualidade nos centros radiológicos pediátricos e de incluir um treinamento para os técnicos em radiologia, a fim de reduzir as doses, sem comprometimento da qualidade de imagem.

2.4 Qualidade de Imagem para Exames Radiográficos de Seios da Face e Crânio em Pacientes Pediátricos

Segundo a diretrizes da Comunidade Europeia (CE, 1996b), os critérios de qualidade quanto à imagem poderão constituir uma referência para os programas de garantia da qualidade e uma base para construção de uma prática apropriada e segura. Eles permitem uma avaliação imediata da qualidade da imagem radiográfica.

Sabe-se, porém, que a qualidade diagnóstica é mais difícil de ser obtida com crianças, pois nem sempre cooperam com os exames e suas frequências cardíaca e respiratória mais elevadas aumentam a probabilidade de borramento da imagem por movimentação (COOK et al., 2006). São parâmetros considerados pela Comunidade Europeia (CE, 1996b) como sendo

"compatíveis com a idade", indicando que tais critérios quanto à imagem dependem essencialmente da idade do doente.

De maneira geral, a avaliação regular da qualidade de imagem é importante para a melhoria dos serviços e o bom senso deve orientar as avaliações das imagens, uma vez que um exame não deve ser repetido para concordar com critérios meramente estéticos e sim considerar, apenas, que suas informações sejam suficientes para uma decisão diagnóstica (COOK et al., 2006). Deve-se sempre ter a preocupação em associar uma qualidade de imagem que satisfaça exigências diagnósticas, com a menor dose possível para obtê-la. Assim, a observância dos critérios de qualidade de imagem e das orientações quanto a uma boa técnica radiográfica irá assegurar a não omissão de características patológicas importantes da imagem e a otimização das doses para os pacientes.

De acordo com as Diretrizes da Comunidade Europeia (CE, 1996b), são critérios quanto à imagem, para as radiografias do crânio em incidências pósterio-anterior e anteroposterior (PA/AP), para fins diagnósticos em pediatria:

- (a) Reprodução simétrica do crânio, em especial da abóbada craniana, das órbitas e das apófises rochosas;
- (b) Incidência das margens superiores das apófises rochosas dos ossos temporais na metade inferior das órbitas, na incidência AP;
- (c) Reprodução dos seios paranasais e estrutura dos ossos temporais compatíveis com a idade;
- (d) Reprodução visualmente precisa das tábuas externa e interna de toda abóbada craniana, compatível com a idade;
- (e) Reprodução visualmente precisa das suturas lambdoide e sagital.

Para as radiografia de crânio em incidência em perfil, são critérios quanto à imagem (CE, 1996b):

- (a) Reprodução visualmente precisa das tábuas externa e interna de toda a abóbada craniana e do leito da sela turca, compatível com a idade;
- (b) Sobreposição dos tetos orbitais e da parte anterior das grandes asas dos ossos esfenoides;
- (c) Reprodução visualmente precisa dos canais vasculares e da estrutura trabecular, compatível com a idade;
- (d) Reprodução das suturas e fontanelas, compatível com a idade.

O Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006) segue as recomendações previstas nas Diretrizes Europeias de Critério de Qualidade de Imagens Radiográficas

Diagnósticas em Pediatria, porém propõe alguns parâmetros específicos para avaliação da qualidade de imagem para exames radiográficos do seios da face.

Para os exames radiográficos de seios da face em projeção lateral, Cook et al. (2006) recomendam que:

- (a) a colimação deve incluir os seios frontais e a faringe posterior;
- (b) todas as radiografias devem ser realizadas com o paciente com a boca fechada. E, caso a rinofaringe esteja obliterada, pode ser necessária uma repetição, no momento em que a criança estiver aspirando com força e com ruído (mais conhecido como ato de fungar);
- (c) detalhe ósseo deve ser reproduzido com precisão;
- (d) partes moles adenoideanas devem ser individualizadas;
- (e) no perfil rigoroso, os côndilos da mandíbula devem estar superpostos.

Quanto aos exames radiográficos dos seios da face em projeção pósterio-anterior em mento-naso, Cook et al. (2006) propõem que:

- (a) a colimação deve incluir os seios frontais, se desenvolvidos (em maiores de seis anos) e incluir as bases dos seios maxilares e os dentes posteriores;
- (b) os rochedos devem ficar na base dos seios maxilares;
- (c) órbita, seios da face e rochedos devem estar simétricos;
- (d) os limites ósseos devem ser reproduzidos com precisão;
- (e) partes moles e mucosa dos seios devem ser visíveis.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho foi desenvolvido em dois hospitais (Hospital A e Hospital B) localizados na cidade de Recife que são especializados no atendimento a pacientes infantis e apresentam demanda elevada de exames de radiodiagnóstico pediátrico. O Hospital B é um hospital escola, onde grande parte de seus técnicos em radiologia são aprendizes.

A pesquisa foi iniciada após anuência do Comitê de Ética em Pesquisa da UFPE - CEP, vinculada à Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP, para pesquisa envolvendo humanos. O parecer consubstanciado emitido pela comissão de ética, após análise de seu colegiado, está apresentado no ANEXO A.

A Tabela 12 apresenta as principais características dos equipamentos de raios X, receptores de imagem, dimensões de chassi e os dispositivos disponíveis em cada instituição participante deste estudo. Em ambas as instituições, o sistema de aquisição de imagem é baseado em filmes radiográficos.

Durante cada exame, foram coletados os dados do paciente (sexo, massa corporal e altura), o tipo de exame / projeção e os parâmetros de irradiação empregados (tensão, carga aplicada ao tubo de raios X, distância foco-pele, distância foco-filme, tempo de exposição, tamanho do campo luminoso).

Foram acompanhados exames de pacientes com idades entre 0 a 15 anos. A coleta de dados foi realizada em diferentes períodos e horários de modo a se obter melhor representatividade do processo de radiodiagnóstico realizado em cada instituição. A ficha utilizada durante a coleta está apresentada no APÊNDICE A. Para análise dos resultados, os pacientes foram distribuídos nas seguintes faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos, 5 a 10 anos e 10 a 15 anos.

Inicialmente, foram efetuadas as avaliações do desempenho dos equipamentos de raios X disponíveis nas instituições em estudo, com base nos requisitos da Portaria 453 do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998).

Tabela 11 Características dos equipamentos de raios X, receptores de imagem, dimensões do chassi e os dispositivos disponíveis em cada sala dos hospitais participantes.

	Equipamentos		Receptores de Imagem		Chassi	Dispositivos
	Fabricante	Modelo	Ecrã	Filme	Incidência	Tamanho (cm x cm)
Hospital						
Hosp. A	Shimadzu	R-20	KODAK	AGFA veloc.: 400	Lateral Póstero- anteriores	18 x 24 24 x 30 <u>cilindro</u> <u>colimador</u>
Hosp. B	Philips	Bucky Diagnost Trifásico	LUMAX	FUJIFILM veloc.: 400	Lateral Póstero- anteriores	18 x 24 24 x 30 Mesa/Mural com grade

3.1 Testes de Desempenho dos Equipamentos de Raios X

Os seguintes testes foram realizados em cada equipamento de raios X, para avaliar se o seu funcionamento atende aos requisitos da Portaria 453 do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998):

- alinhamento do eixo central do feixe de raios X e exatidão do sistema de colimação;
- exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão;
- exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição;
- linearidade e reprodutibilidade do valor de kerma no ar;
- determinação da camada semi-redutora.

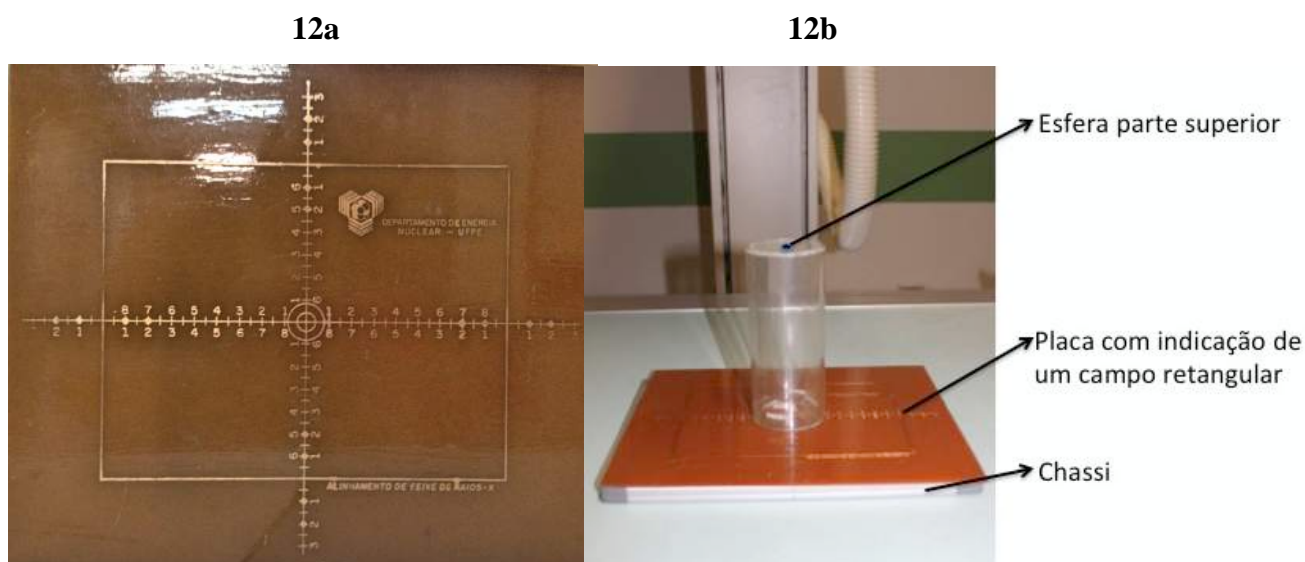
3.1.1 Alinhamento do eixo central do feixe de raios X e exatidão do sistema de colimação

A avaliação da colimação e do alinhamento do feixe central da radiação foi realizada utilizando um padrão para teste, que consiste em uma placa retangular impressa com escalas

de cobre e um cilindro de acrílico com uma pequena esfera de chumbo no centro (NETTO, 1998), mostrados na Figura 12. Na placa, há um retângulo, onde se projeta o feixe de luz do colimador. O retângulo possui os lados afastados cerca de 3,5 cm das bordas e, no seu centro, dois pequenos círculos concêntricos (Figura 12a).

Um chassi carregado com um filme radiográfico foi posicionado a 100 cm do foco, sobre a mesa de exames. Sobre o chassi, foram posicionados a placa e o cilindro de acrílico, que possui uma esfera metálica no centro da base e outra no centro da parte superior. Tomou-se o cuidado de garantir que o centro dos círculos da placa fosse coincidente com a esfera do cilindro (Figura 12b). Posteriormente, foi realizada uma exposição, utilizando-se uma técnica radiográfica de baixa tensão do tubo e ajustando o campo luminoso nas dimensões do retângulo, indicado na Figura 12.

Figura 12 Placa retangular e o seu posicionamento acima do chassi carregado, com o cilindro acrílico acima.

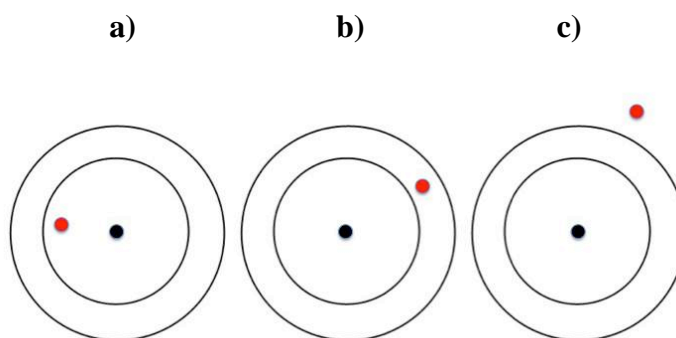


Após a revelação do filme, foi determinado o desvio entre o campo de radiação e o campo luminoso, que não deve exceder 2% da distância entre o ponto focal e a mesa, conforme estabelecido pela Portaria 453 (BRASIL, 1998).

Quanto ao alinhamento do eixo central do feixe, é avaliada a imagem das duas esferas e seu posicionamento em relação aos círculos da placa. A imagem da esfera da parte inferior do cilindro sempre estará no centro do círculo, enquanto que a imagem da esfera da parte superior do cilindro ficará deslocada dependendo do ângulo de desalinhamento do feixe. Caso

as imagens das duas esferas fique dentro do primeiro círculo (Figura 13a), isso indica um ângulo de desalinhamento menor que 1,5 grau.

Figura 13 Graus de desalinhamento do feixe de raios X. A esfera preta representa a esfera metálica do centro da base do cilindro acrílico, enquanto que a esfera vermelha representa a esfera da parte superior do cilindro.



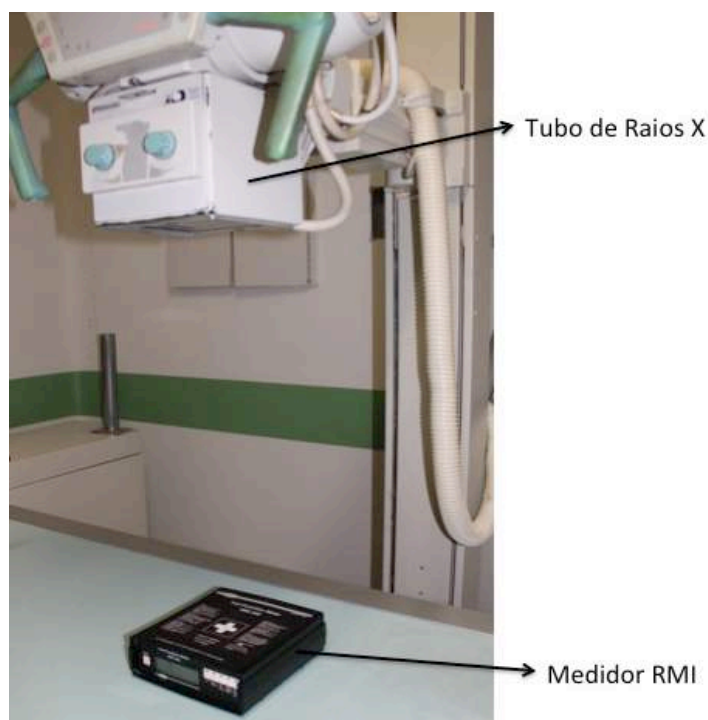
A imagem da segunda esfera entre o primeiro e o segundo círculo (Figura 13b), corresponde a um ângulo de 3 graus, e fora do segundo círculo (Figura 13c) o desalinhamento é superior a 3 graus, que é o limite de tolerância estabelecido pela Portaria 453 (BRASIL, 1998).

3.1.2 Exatidão e Reprodutibilidade do Indicador de Tensão

Para a avaliação da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X, utilizou-se o método de medição não invasiva. Para tanto, o equipamento RMI 242, marca Gammex, foi utilizado.

O medidor não invasivo de tensão e tempo de exposição foi posicionado sobre a mesa, a 100 cm do foco, como mostra a Figura 14.

Figura 14 Arranjo experimental para realização das medidas de kV e tempo de exposição



Para a avaliação da reprodutibilidade, com a tensão do tubo ajustada para um valor nominal de 80 kV, foram efetuadas três exposições, registrando os valores de tensão medidos. A reprodutibilidade do valor da tensão aplicada ao tubo de raios X foi determinada utilizando a Equação 10 (BRASIL, 1998):

$$Rep(kV) = \frac{(kV_1 - kV_2)}{\frac{(kV_1 + kV_2)}{2}} \times 100\% \quad (10)$$

onde $Rep(kV)$: parâmetro de reprodutibilidade;

kV_1 : valor máximo das três medidas realizadas, em kV;

kV_2 : valor mínimo das três medidas realizadas, em kV.

Os resultados da reprodutibilidade foram interpretados comparando os valores obtidos com o limite de aceitação de 10%, conforme orientação do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998).

Para a exatidão do indicador da tensão do tubo, foram efetuadas medidas com diferentes tensões nominais, dentro da faixa normalmente utilizada pelos hospitais. O cálculo da exatidão foi realizado utilizando a Equação 11 (BRASIL, 1998):

$$Exat(kV) = \frac{(kV_{sel} - kV_{med})}{kV_{sel}} \times 100\% \quad (11)$$

onde $Exat(kV)$: é o parâmetro de exatidão;

kV_{sel} : é o valor nominal de tensão (selecionada no painel do equipamento), em kV;

kV_{med} : é o valor da tensão medida pelo medidor não invasivo RMI, em kV.

O valor obtido do desvio entre o valor nominal e o medido foi comparado com o limite de aceitação do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998), que é de 10%.

3.1.3 Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

Para avaliação da reprodutibilidade do tempo de exposição, foi utilizado o mesmo arranjo experimental para a medida de tensão do tubo de raios X (Figura 14) e foram efetuadas três leituras utilizando um tempo de exposição selecionado clinicamente.

Para avaliar a exatidão do tempo de exposição, foram efetuadas medidas, usando três valores diferentes de tempo de exposição nominais e, posteriormente, foram calculados os desvios percentuais com relação aos valores medidos.

Assim a exatidão e reprodutibilidade foram determinadas utilizando, respectivamente, as seguintes equações (BRASIL, 1998):

$$Exat(T) = \frac{(T_{sel} - T_{med})}{T_{sel}} \times 100\% \quad (12)$$

$$Rep(T) = \frac{(T_1 - T_2)}{\frac{(T_1 + T_2)}{2}} \times 100\% \quad (13)$$

onde $Exat(T)$ e $Rep(T)$: são parâmetros exatidão e reprodutibilidade;

T_{sel} : valor nominal de tempo (selecionado no painel do equipamento), em s;

T_{med} : valor do tempo medido, em s;

T_1 : valor máximo das três medidas realizadas para cada tempo, em s;

T_2 : valor mínimo das três medidas realizadas para cada tempo, em s.

3.1.4 Linearidade e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar

Para avaliar a linearidade e reprodutibilidade da intensidade do kerma no ar produzido pelo equipamento de raios X, utilizou-se uma câmara de ionização Radcal, modelo 20x6-3. A câmara de ionização foi posicionada a 70 cm do foco e a 30 cm da mesa do equipamento de raios X, a fim de reduzir o efeito da radiação espalhada (Figura 15). Fixou-se o valor de tensão em 80 kV e foram realizadas medidas com diferentes valores de produto de corrente pelo tempo de exposição (mAs). A temperatura e a pressão atmosférica foram medidas e os seus valores foram utilizados para corrigir a leitura da câmara de ionização, através da equação:

$$\phi_{T,P} = \left(\frac{P_0}{P}\right) \cdot \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0}\right) \quad (14)$$

onde $\phi_{T,P}$: é o fator de correção para temperatura e pressão;

T e P: são, respectivamente, os valores da temperatura e pressão ambientais, em °C e kPa;

P_0 e T_0 : são, respectivamente, a pressão e a temperatura de referência, cujos valores correspondem a 20°C e a 101,325 kPa;

Figura 15 Arranjo experimental para o teste da linearidade e reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, mostrando o posicionamento correto da câmara de ionização, para leitura de doses e taxas de dose



As leituras da câmara de ionização também foram corrigidas pelo fator de calibração, obtido através do certificado de calibração da câmara de ionização, que é 1,142.

O valor médio das medidas obtidas para cada valor de mAs, corrigido pelo fator de temperatura e pressão ($\phi_{T,P}$) e pelo fator de calibração, foi dividido pelo valor da carga (mAs) do tubo de raios x correspondente, obtendo-se a relação:

$$R = \frac{L_{med}}{mAs} \quad (15)$$

onde R é a relação entre a média das leituras e a carga (mAs) do tubo de raios X correspondentes;

L_{med} é a leitura média dos valores de kerma obtidos par uma mesma carga (mAs) do tubo de raios X;

mAs é o valor da carga, correspondendo ao produto da corrente (mA) do tubo de raios X pelo tempo de exposição (s).

A partir dos dados coletados para tensão de 80 kV, foi avaliada a linearidade do Kerma no ar com a carga (mAs) e a reprodutibilidade do Kerma no ar. Esses dois parâmetros foram avaliados através das seguintes equações (BRASIL, 1998):

$$L (\%) = \frac{R_{máx} - R_{mín}}{[R_{máx} + R_{mín}]/2} X 100\% \quad (16)$$

$$R (\%) = \frac{K_{máx} - K_{mín}}{(K_{máx} + K_{mín})/2} X 100\% \quad (17)$$

onde $L(\%)$ e $R(\%)$: são parâmetros linearidade e reprodutibilidade, respectivamente;

$R_{máx}$ e $R_{mín}$: são, respectivamente, os valores máximos e mínimos do rendimento médio encontrado para cada mAs selecionado, em mGy/mAs;

$K_{máx}$ e $K_{mín}$: são, respectivamente, o maior e menor valor de kerma no ar para uma mesma carga;

A Portaria 453 (BRASIL, 1998) fixa como critério de aceitação para o parâmetro linearidade um valor igual a 20 % e para a reprodutibilidade, 10%.

3.1.5 Determinação da Camada Semirredutora

Para a estimativa da camada semirredutora, utilizou-se o mesmo arranjo descrito anteriormente (Seção 3.1.4), e foram realizadas medidas do kerma no ar, com o valor de tensão aplicada ao tubo de raios X fixo em 80 kV e a carga em 10 mAs.

Inicialmente, foram realizadas três leituras com a câmara de ionização posicionada a 70 cm do foco e sem nenhum atenuador entre a saída do tubo de raios X e a câmara de ionização. Posteriormente, o mesmo procedimento foi repetido para outras espessuras de alumínio, até a obtenção de uma leitura inferior à metade do valor inicial, conforme mostra a Figura 16.

Figura 16 Arranjo experimental para a determinação da camada semirredutora



O valor da camada semirredutora foi determinado utilizando a Equação 18 (BRASIL, 1998):

$$CSR = \frac{x_b \cdot \ln \left(2 \cdot \frac{L_a}{L_0} \right) - x_a \cdot \ln \left(2 \cdot \frac{L_b}{L_0} \right)}{\ln \left(\frac{L_a}{L_b} \right)} \quad (18)$$

onde L_0 : é a média das três leituras da câmara, realizadas sem atenuador, em mGy;

L_a : é a média de três leituras da câmara realizadas para uma espessura de alumínio imediatamente superior a $(L_0 / 2)$, em mGy;

L_b : é a média de três leituras da câmara realizadas para uma espessura de alumínio imediatamente inferior a $(L_0 / 2)$, em mGy;

x_a : é a espessura de alumínio correspondente à leitura L_a , em mm;

x_b : é a espessura de alumínio correspondente à leitura L_b , em mm;

O valor da camada semirredutora encontrada foi comparada com o valor mínimo estabelecido pelo Ministério da Saúde (BRASIL, 1998) para garantir a qualidade do feixe de raios X, conforme apresentado na Tabela 12.

Tabela 12 Valores mínimos de CSR em função do tipo de gerador e tensão no tubo de raios X.

kVp	CSR (mm Al)	
	Monofásico	Trifásico
70	2,1	2,3
80	2,3	2,6
90	2,5	3,0
100	2,7	3,2
110	3,0	3,5
120	3,2	4,9
130	3,5	4,1

Fonte: BRASIL, 1998.

3.1.6 Avaliação dos Sistemas de Processamento de Filmes Radiográficos

Os sistemas de processamento dos filmes radiográficos dos dois hospitais foram verificados. Para análise da temperatura dos reveladores e da água de lavagem, foi utilizado um termômetro digital da marca Victoreen, modelo 07-402, previamente calibrado. A fim de relacionar a densidade óptica com diferentes intensidades de luz, foram traçadas as curvas características dos filmes dos dois hospitais, com o auxílio de um sensitômetro Victoreen, modelo 07-417, e um densitômetro óptico de transmissão da mesma marca, modelo 07-443.

Uma vez avaliado o equipamento de raios X, iniciou-se a coleta dos dados referentes às doses absorvidas pelos pacientes.

3.2 Dosimetria dos Pacientes

Para o estudo dosimétrico do paciente, foram estimados o kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$), o produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$) e valores de kerma no ar na região de órgãos radiosensíveis. A metodologia utilizada é descrita a seguir.

3.2.1 Determinação do Kerma no Ar na Superfície de Entrada

Os valores de kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) foram estimados a partir do valor do rendimento do tubo de raios X e dos parâmetros de irradiação (método indireto).

Utilizando-se o mesmo arranjo descrito no item 3.1.4, mostrado na Figura 15 (página 57), uma câmara de ionização Radcal, modelo 20x6-3, com 3 cm³ de volume sensível, posicionado no centro do campo de radiação, a uma distância conhecida do foco e 30 cm da mesa (Figura 15), foram realizadas medidas do kerma no ar para diferentes valores de tensão com o valor da carga fixo. Para cada valor de tensão foram realizadas três medidas. O valor médio obtido foi corrigido pelo fator de temperatura e pressão (Equação 14, página 57) e pelo fator de calibração da câmara de ionização. O rendimento do equipamento de raios X corresponde ao valor do kerma no ar por mAs, a 1 m de distância do foco. A curva de rendimento, para diferentes valores de tensão do tubo, foi traçada e utilizada para a determinação do rendimento nas condições de irradiação em cada exame avaliado. O valor de $K_{a,e}$ para cada paciente foi determinado pela Equação 19:

$$K_{a,e} = R_i \cdot Q \cdot \left(\frac{D_{ref}}{DFP} \right)^2 \cdot BSF \quad (19)$$

onde R_i : é o rendimento do tubo de raios X para a técnica radiográfica empregada no exame, interpolado a partir da curva do rendimento em função da tensão, do tipo $R_i = a \cdot (kV)^b$, sendo a e b os parâmetros de ajuste da curva (AAPM, 1988);

Q : é a carga do tubo de raios X (mA.s) utilizada no exame;

D_{ref} : é a distância de 1m para o qual o rendimento foi ajustado;

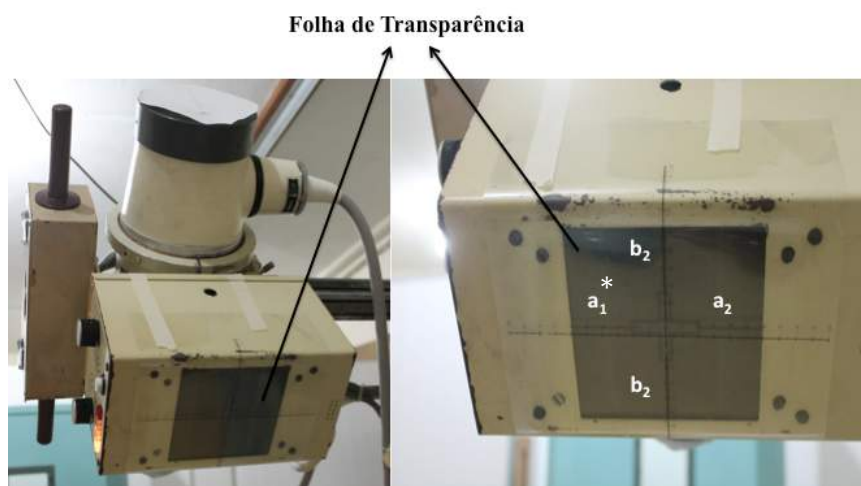
DFP é a distância entre o ponto focal e a pele do paciente;

BSF: é o fator de retroespalhamento, que é função do tamanho do campo, da filtração do equipamento e da técnica radiográfica empregada no exame. O BSF adotado neste trabalho foi de 1,30 (PETOUSSI-HENSS & ZANKL, 1998).

3.2.2 Determinação do Produto Kerma no Ar-Área

Durante a realização do exame, além dos dados dos pacientes e dos parâmetros das técnicas de radiografia utilizadas, foram também registradas as medidas do tamanho do campo de radiação, obtidas na saída do cabeçote do tubo de raios X. Para tanto, foi fixada uma folha de transparência com escala graduada em milímetros na saída do colimador do tubo de raios X (Figura 17) e foram registradas as dimensões do campo luminoso nos eixos X ($a_1 + a_2$) e Y ($b_1 + b_2$), em centímetros, determinando-se a área do campo luminoso (A_1) na distância foco-transparência.

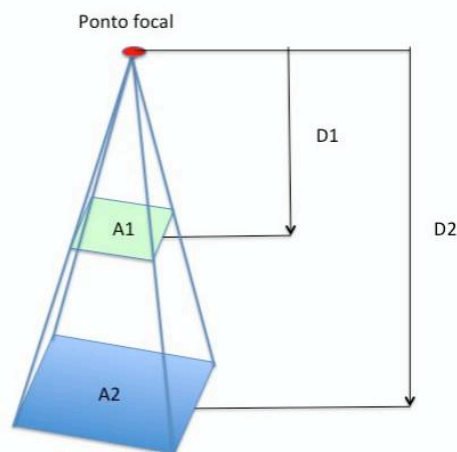
Figura 17 Posicionamento da folha de transparência graduada na saída do colimador do tubo de raios X.



* $a_1 + a_2$ e $b_1 + b_2$ são as dimensões dos lados do campo luminoso.

Para calcular o produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$), estimou-se a área do campo de radiação na pele do paciente, através da relação entre a área do campo luminoso na saída do cabeçote do tubo de raios X e a área do campo luminoso na pele do paciente e suas respectivas distâncias a partir do ponto focal, como demonstrado na Figura 18.

Figura 18 Relação entre a área do campo luminoso na saída do cabeçote do tubo de raios X, área A_1 do esquema, e a área do campo luminoso na pele do paciente, área A_2 .



Assim, utilizando a Equação 20, pode-se concluir que:

$$A_2 = \frac{(A_1 \cdot D_2^2)}{D_1^2} \quad (20)$$

onde A_1 : corresponde à área do campo luminoso na saída do cabeçote do tubo de raios X;

A_2 : corresponde à área do campo luminoso na pele do paciente;

D_1 : é a distância do ponto focal até a saída do cabeçote do tubo de raios X, cujo valor é de 27,5 cm;

D_2 : é a distância foco-pele (DFP).

A validação desta metodologia foi discutida no trabalho de Lacerda et al. (2008).

Nos exames em que foram utilizados dispositivos colimadores, a área A_1 corresponderá à área circular da saída do cilindro colimador.

Por semelhança de triângulos, a área do campo luminoso foi corrigida para o campo de radiação real, medido no teste de exatidão do sistema de colimação (item 3.1.1, página 52).

Após a determinação da dimensão da área de irradiação na pele do paciente, o valor do $P_{K,A}$, em $\text{mGy} \cdot \text{cm}^2$, foi estimado a partir do produto da área do campo de raios X na pele (A_2) pelo valor do kerma no ar incidente ($K_{a,i}$), obtido através do método do cálculo do rendimento do tubo de raios X (item 3.2.1). O $K_{a,i}$ é obtido através da equação:

$$K_{a,i} = \frac{K_{a,e}}{BSF} \quad (21)$$

onde $K_{a,e}$: é o valor do kerma no ar na superfície de entrada;

BSF : é o fator de retroespalhamento.

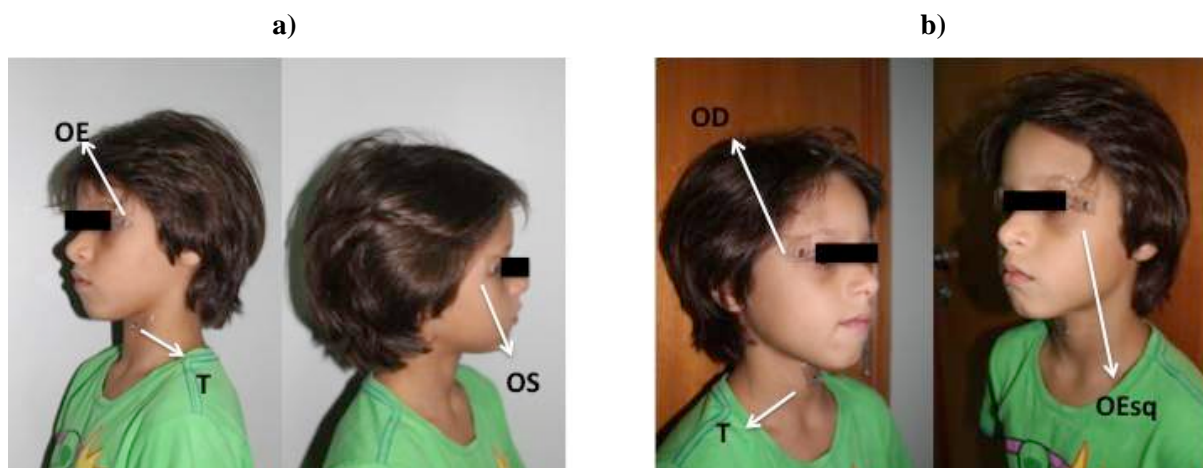
Vale ressaltar que o valor do $P_{K,A}$ independe da distância do foco em que foi realizada a medida. Partindo do princípio que a intensidade da radiação varia com o inverso do quadrado da distância da medida e que o tamanho do campo varia diretamente com o quadrado da distância do foco, o produto destes dois fatores permanece sempre constante, independente da distância em que foi medido.

3.2.3 Estimativa do Kerma no Ar na Região de Órgãos Radiossensíveis Utilizando dosímetros Termoluminescentes (TLDs)

Para a estimativa do kerma no ar na região de órgãos radiossensíveis, como olhos e tireoide, utilizou-se o método direto, em que foram utilizados dosímetros termoluminescentes LiF:Mg,Ti (TLD-100), selecionados de modo que o lote de dosímetros apresenta sensibilidade à radiação com variação menor que 3%.

Estes dosímetros possuem número atômico efetivo de aproximadamente 7,42, próximo ao tecido humano (DEL REAL et al., 1998), o que contribui para que não apareçam na imagem radiográfica. Os dosímetros foram encapsulados aos pares em um invólucro plástico e posicionados na pele do paciente, nas regiões dos órgãos escolhidos para a estimativa do kerma no ar, com o auxílio de uma fita adesiva. A Figura 19 mostra o locais onde foram posicionados os TLDs no paciente.

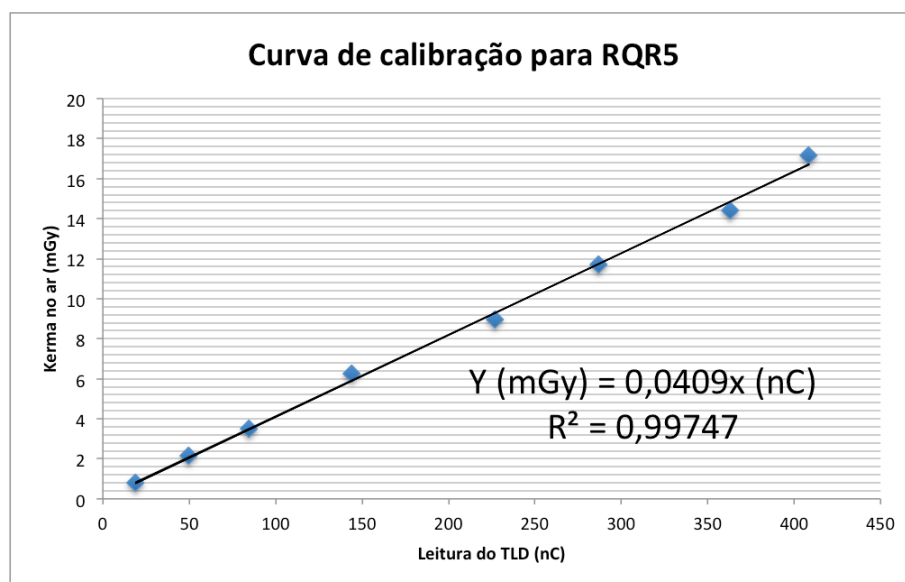
Figura 19 Posição dos TLDs para estimativa da dose na região dos olhos e tireoide no paciente durante os exames radiográficos dos seios da face em: a) projeção lateral e b) projeção pósterio-anterior.



*OE: olho entrada do feixe de radiação; OS: olho saída do feixe; OEsq: olho esquerdo; OD: olho direito; T: tireoide.

O conjunto de dosímetros levados a cada instituição sempre era acompanhado de um par de dosímetros TLDs que não eram irradiados (registro da radiação de fundo ou de *background*). A leitura destes dosímetros (brancos) era subtraída da leitura dos dosímetros irradiados. A leitura líquida média dos dois dosímetros contidos em cada envelope plástico foi convertida em kerma no ar, utilizando a curva de calibração para a qualidade do feixe de raios X RQR-5, cuja tensão aplicada no tubo corresponde a 70 kV, obtida previamente pela calibração dos dosímetros no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes, do Departamento de Energia Nuclear/UFPE (LMRI-DEN/UFPE), e mostrada na Figura 20. A curva de calibração foi obtida livre no ar, sem incluir a radiação de retro-espalhamento.

Figura 20 Curva de calibração dos TLDs obtida para a qualidade do feixe de raios X RQR 5.



3.2.4 Estimativa das Doses nos Órgãos Radiossensíveis Utilizando o Software PCXMC®

Para a estimativa das doses absorvidas nos órgãos, foi utilizado o PCXMC® (TAPIOVAARA; SIISKONEN, 2008), software que utiliza coeficientes de conversão entre doses absorvidas em órgãos radiossensíveis e grandezas dosimétricas mensuráveis, como o $K_{a,i}$. O PCXMC® possibilita executar simulações Monte Carlo para estimar doses absorvidas e riscos radiológicos em pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico, levando em consideração posicionamento, massa corporal, altura e idade do paciente, além dos parâmetros técnicos, como tensão do tubo de raios X e carga aplicada.

Os seguintes dados são informados no PCXMC® para o cálculo das doses:

- idade: 0, 1, 5, 10 ou 15 anos (ou o valor mais próximo);
- altura (H) e peso (W) do paciente;
- distância foco-pele (DFP);
- Dimensões X (BW) e Y (BH) do campo de raios X na superfície de entrada do paciente;
- Posição do raio central do feixe de raios X (X_{ref} ; Y_{ref} ; Z_{ref});
- Projeção do exame (AP / PA / LAT);
- máxima energia. O PCXMC® calcula as doses nos órgãos para fótons de energias 10, 20, 30, ... 150 keV e obtém a estimativa final da absorção em cada valor de energia, através do valor médio obtido, e a incerteza é estimada pelo desvio padrão. Assim, se

a energia máxima dos fótons simulados for de 80 keV, restringe o uso dos dados para tensões superiores a 80 kV;

- h) número total de fótons simulados para cada valor discreto de energia. Assim, ao se adotar 200.000 fótons, significa que o software irá simular 20.000 fótons para cada um dos 10 lotes para cada energia;
- i) Tensão do tubo, ângulo do anodo e filtração do tubo, cujo valor selecionado foi de 2,5 mm de Al, segundo as especificações dos fabricantes dos equipamentos avaliados;
- j) Kerma no ar incidente ($K_{a,i}$).

Nos exames de seios da face realizados com cilindro de colimação, foi considerado, no software PCXMC (TAPIOVAARA; SIISKONEN, 2008), um campo de radiação quadrado cuja área se aproxima, em cm^2 , da área apresentada pelo dispositivo de colimação.

As Figuras 21 e 22 apresentam, respectivamente, as telas de entrada dos dados referentes ao exame e do espectro de raios X e dose. A Figura 23 apresenta a tela de resultados gerada pelo software.

Figura 21 Tela de entrada dos dados do exame, do software PCXMC.

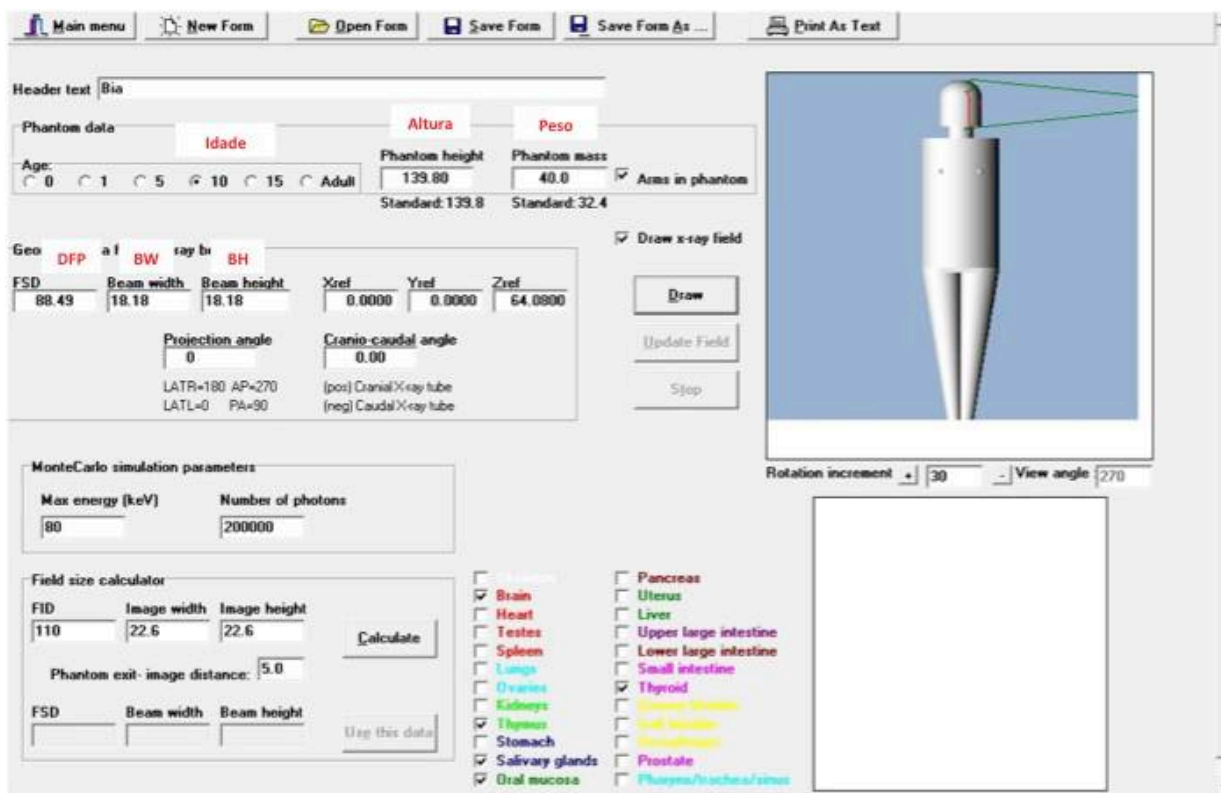


Figura 22 Telas do software PCXMC para entrada dos dados do espectro de raios X e da grandeza dosimétrica utilizada.

Calculation of x-ray spectrum

Tensão X-ray tube potential: 70 kV

Ângulo do Anodo X-ray tube Anode Angle: 14.00 degree

Filter #1 : Material: 13 Atomic Number, Al Chemical Symbol

Filter #1 : Thickness: 3.20 mm, 0.8646 g/cm²

Filter #2 : Material: 29 Atomic Number, Cu Chemical Symbol

Filtração do tubo Filter #2 : Thickness: 0.10 mm, 0.0894 g/cm²

Exit: Generate this spectrum!

Exit: Keep old spectrum!

Patient input dose

K_{a,i} Input dose value: 0.078 mGy

Incident air kerma value used in calculations: 0.0780 mGy

[Corresponds to about 3.8mAs]

Input dose quantity and unit:

- Incident air kerma (mGy)
- Dose-Area Product (mGy·cm²)
- Entrance exposure (mR)
- Exposure -Area Product (R·cm²)
- Current -Time Product (mAs)

(Input dose quantities are for measurements without BSF)

OK ! Cancel

Figura 23 Tela de saída do software PCXMC, mostrando os valores de doses absorvidas nos órgãos e dose efetiva, além do resumo dos dados de entrada.

File Run

Main menu Change X-ray Spectrum Open MC data for dose calculation Print Save As ...

X-ray tube potential: 70 kV Filtration: 3.2 mm Al + 0.1 mm Cu
Anode angle: 14 deg

File: C:\Program Files (x86)\PCXMC\MCRUNS\bia.en2
Bia Phantom: 10 y ... Arms included Simulation: Photons/Energy level: 200000 Maximum energy: 80 keV
Projection angle (LATL=0,PA=30,LATR=180)AP=270): 0.000 Obl. angle: 0.000
Field width: 18.19 cm and height: 18.19 cm FSD: 88.490 cm Fiel.point (x,y,z[cm]): (0.000, 0.000, 64.080)
Phantom height: 139.800 cm and mass: 40.000 kg Scaling factors sx(=xy): 1.111 and sz: -1.000
Incident air kerma:..... 0.060 mGy Tube voltage: 70 kV Filter:.....3.2 mm Al + 0.1 mm Cu

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	0.003832	0.1	(Scapulae)	0.000707	4.0
Adrenals	0.000002	62.5	(Clavicles)	0.004702	2.9
Brain	0.022401	0.2	(Ribs)	0.000591	1.9
Breasts	0.000000	NA	(Upper arm bones)	0.000840	2.3
Colon (Large intestine)	0.000001	35.5	(Middle arm bones)	0.000045	10.7
(Upper large intestine)	0.000001	35.5	(Lower arm bones)	0.000003	42.4
(Lower large intestine)	0.000000	NA	(Pelvis)	0.000001	65.8
Extrathoracic airways	0.016392	1.8	(Upper leg bones)	0.000000	NA
Gall bladder	0.000005	50.8	(Middle leg bones)	0.000000	NA
Heart	0.000085	6.2	(Lower leg bones)	0.000000	NA
Kidneys	0.000008	28.0	Skin	0.004299	0.4
Liver	0.000015	8.3	Small intestine	0.000002	30.5
Lungs	0.000279	2.3	Spleen	0.000035	17.7
Lymph nodes	0.005085	0.9	Stomach	0.000016	15.9
Muscle	0.001366	0.2	Testicles	0.000000	NA
Oesophagus	0.000267	11.4	Thymus	0.000375	7.9
Oral mucosa	0.023998	1.0	Thyroid	0.005472	3.9
Ovaries	0.000000	NA	Urinary bladder	0.000000	NA
Pancreas	0.000021	25.5	Uterus	0.000000	NA
Prostate	0.000000	NA			
Salivary glands	0.030310	0.8	Average dose in total body	0.004356	0.1
Skeleton	0.017827	0.1	Effective dose ICRP60 (mSv)	0.01597	0.7
(Skull)	0.085613	0.2	Effective dose ICRP103 (mSv)	0.01911	0.5
(Upper Spine)	0.039551	0.6			
(Middle Spine)	0.000633	2.6			
(Lower Spine)	0.000006	44.9	Abs. energy fraction (%)	53.107517	

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Desempenho dos Equipamentos de Raios X

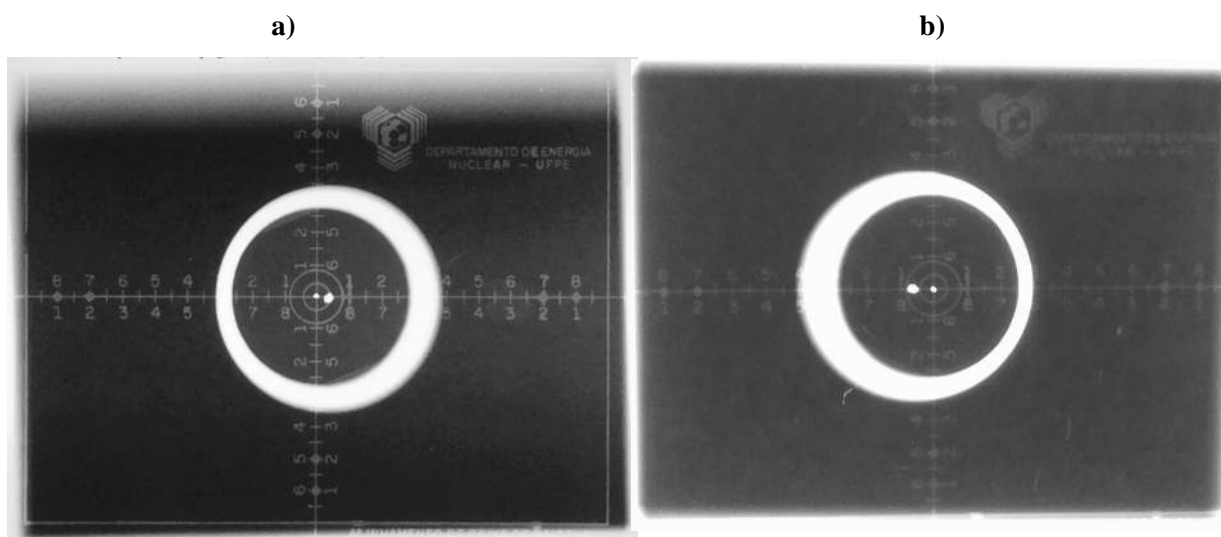
4.1.1 Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios X e Exatidão do Sistema de Colimação

A Figura 24 mostra os resultados obtidos dos testes de colimação e alinhamento do feixe de radiação dos equipamentos avaliados. Os resultados mostram que o desvio entre o campo luminoso e o campo de radiação é menor que 1% da distância foco-filme para ambos equipamentos avaliados. Com relação ao alinhamento do feixe de raios X, os resultados mostram que, para os dois equipamentos, a angulação foi inferior ou igual a 1,5°. A Tabela 13 mostra um resumo dos resultados encontrados para o alinhamento e para a colimação do feixe de raios X, evidenciando que todos os equipamentos estão em acordo com as exigências da Portaria 453 (BRASIL, 1998), para este requisito.

Tabela 13 Resultado do teste de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X, para os dois equipamentos avaliados.

HOSPITAL	COLIMAÇÃO	ALINHAMENTO
	(%)	(°)
Hospital A	0,5	< 1,5
Hospital B	1,0	< 3,0

Figura 24 Resultados dos teste de colimação e alinhamento do feixe de radiação do equipamento pertencente ao: a) Hospital A; b) Hospital B.



4.1.2 Exatidão e Reprodutibilidade do Indicador de Tensão

A Tabela 14 mostra os resultados obtidos nos testes de reprodutibilidade da tensão aplicada ao tubo de raios X para os equipamentos avaliados. Os resultados mostram que a reprodutibilidade do valor da tensão atende aos requisitos da Portaria 453 do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998), cuja tolerância é de 10%.

Tabela 14 Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade da tensão do tubo para um dado valor nominal de kV, para os dois equipamentos de raios X.

	Tensão Nominal	Valor Medido				Rep(kV)
	(kV)	(kV)				(%)
HOSPITAL		Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média*	
Hospital A	80	79,9	79,9	79,8	79,9	0,1
Hospital B	81	86,4	86,2	86,6	86,3	0,1

*Valor médio de 3 medidas.

Com relação à avaliação da exatidão entre o valor nominal da tensão e o valor medido, a Tabela 15 mostra os resultados obtidos. Os resultados obtidos mostram que, nos dois

equipamentos analisados, o desvio entre o valor da tensão aplicada ao tubo de raios X e o valor nominal estão em acordo com o recomendado pelo Portaria 453 (BRASIL, 1998), que prevê valores menores que 10%.

Tabela 15 Valores das medidas obtidas no estudo de exatidão da tensão do tubo, para os dois equipamentos de raios X.

HOSPITAL	Tensão Nominal (kV)	Valor Medido (kV)	Exat(kV) (%)
Hospital A	60,0	58,7	2,2
	80,0	79,9	0,2
	95,0	96,6	1,7
Hospital B	63,0	65,5	4,0
	81,0	86,4	6,7
	90,0	96,1	6,8

4.1.3 Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

A Tabela 16 mostra os resultados da avaliação da reprodutibilidade do tempo de exposição. Os resultados dos cálculos da reprodutibilidade (Rep(T)) do tempo de exposição dos equipamentos de raios X avaliados mostram que os valores encontrados são inferiores a 10%, que é o limite de aceitação estabelecido pelo Ministério da Saúde (BRASIL, 1998).

Tabela 16 Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade do tempo de exposição para um valor nominal de tempo (ms), para os dois equipamentos de raios X.

	Tensão (kV)	Valor Nominal do Tempo (ms)	Valor Medido do Tempo (ms)				Rep(T) (%)
			Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média*	
HOSPITAL							
Hospital A	80	50	50,0	50,0	49,9	49,9	0,1
Hospital B	81	100	99,8	99,8	99,8	99,8	0,0

*Valor médio de 3 medidas.

Quanto aos resultados da exatidão entre o valor nominal e o valor medido do tempo de exposição, os resultados obtidos, apresentados na Tabela 17, mostram que os desvios percentuais são menores que o limite de aceitação de 10% recomendado pela Portaria 453 (BRASIL, 1998).

Tabela 17 Valores das medidas obtidas no estudo da exatidão do tempo de exposição para os dois equipamentos de raios X.

HOSPITAL	Tensão Nominal (kV)	Tempo Nominal (ms)	Valor Medido (kV)	Exat(T) (%)
Hospital A		50,0	50,0	0,1
	80	63,0	62,8	0,3
		80,0	79,9	0,1
Hospital B		63,0	63,1	0,2
	81	100,0	99,8	0,2
		160,0	160,0	0,0

4.1.4 Linearidade e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar

A Tabela 18 apresenta os resultados das medidas da linearidade da taxa do kerma no ar para diferentes valores de carga (mAs) para os equipamentos pertencentes aos hospitais avaliados. As medidas foram efetuadas para um valor fixo de tensão aplicada ao tubo de raios X e distância foco-câmara de 70 cm. Os resultados mostram que ambos os equipamentos analisados apresentaram linearidade menor que 20% e, portanto, atendem aos requisitos do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998).

Tabela 18 Valores das medidas obtidas no estudo da linearidade da taxa de kerma no ar para os equipamentos de raios X avaliados.

HOSPITAL/ TENSÃO (kV)	Carga do Tubo de Raios X (mAs)	Leitura Média do Kerma no Ar (mGy)	Razão Kerma ar / mAs (mGy/mAs)	Percentual de Variação (%)
HOSPITAL A/ 80 kV	6,3	0,6386	0,1014	1,7
	10	0,9969	0,0997	
	16	1,6110	0,1007	
HOSPITAL B/ 81 kV	6,3	0,2400	0,0380	1,2
	10	0,3810	0,0380	
	16	0,6027	0,0377	

Os resultados do teste de reprodutibilidade da taxa kerma no ar estão mostrados na Tabela 19. Para o teste do equipamento de raios X do Hospital A, os parâmetros de tensão, carga do tubo e distância foco-detector são, respectivamente, 80 kV, 10 mAs, 70 cm. Para o teste do equipamento do Hospital B, os parâmetros selecionados foram: 81 kV, 10 mAs e 70 cm. Observa-se que, para ambos os equipamentos, o coeficiente de variação (CV) encontrado é menor que o limite de aceitação de 10 % estabelecido pelo Ministério da Saúde (BRASIL, 1998).

Tabela 19 Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar para os equipamentos de raios X avaliados.

HOSPITAL	Medida 1 (mGy/mAs)	Medida 2 (mGy/mAs)	Medida 3 (mGy/mAs)	Média (mGy/mAs)	CV (%)
HOSPITAL A	0,099	0,099	0,099	0,099	0,28
HOSPITAL B	0,038	0,038	0,038	0,038	0,00

4.1.5 Camada Semirredutora

A Tabela 20 apresenta os valores das camadas semirredutoras (CSR) e os respectivos parâmetros de irradiação para os equipamentos de raios X dos dois hospitais.

Os resultados demonstram que ambos os equipamentos apresentam camadas semirredutoras superiores ao recomendado pela Portaria 453 (BRASIL, 1998) para equipamentos trifásicos com 80 kV, que é de 2,6 mm de Al.

Um fato importante de se destacar é o valor relativamente elevado de CSR encontrado para o equipamento de raios X do Hospital B. Apesar da Portaria 453 não estabelecer um valor máximo de CSR, o excesso de filtração do aparelho, que pode ter como causa a metalização da ampola de raios X, que tem como consequência a diminuição do rendimento do equipamento. A qualidade da imagem radiográfica, nesse caso, pode estar prejudicada, principalmente em exames pediátricos, pois tubos com rendimento baixo necessitam de tempos de exposição maiores, o que pode aumentar o borramento da imagem devido à movimentação do paciente.

Tabela 20 Parâmetros de técnica radiográfica utilizados e valores de CSR obtidos para os equipamentos dos hospitais estudados.

PARÂMETROS	HOSPITAL A	HOSPITAL B
Tensão (kV)	80	86
Carga (mAs)	10	10
Espessura 1 de atenuador (mm de Al)	3,0	5,5
Espessura 2 de atenuador (mm de Al)	4,0	6,0
Leitura sem atenuador (mGy)	0,98	0,38
Leitura Espessura 1 (mGy)	0,51	0,20
Leitura Espessura 2 (mGy)	0,43	0,19
CSR (mm de Al)	3,2	6,2

4.1.6 Avaliação dos Sistemas de Processamento dos Filmes Radiográficos

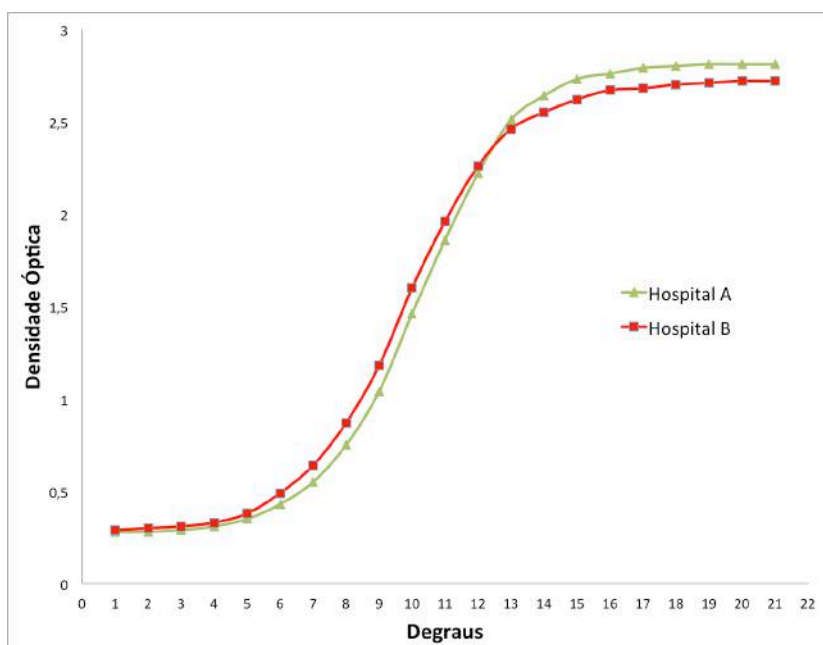
Os sistemas de processamento dos filmes radiográficos dos dois hospitais foram verificados. A Tabela 21 apresenta a temperatura das soluções reveladoras e o tempo de revelação dos filmes radiográficos dos hospitais A e B.

Tabela 21 Temperatura das soluções reveladoras e tempo de revelação dos filmes radiográficos dos hospitais participantes do estudo.

Hospital A	Revelador (°C)	32,8
	Água (°C)	25,5
	Tempo de revelação (s)	90
Hospital B	Revelador (°C)	30,3
	Água (°C)	31,7
	Tempo de revelação (s)	120

A fim de relacionar a densidade óptica e a intensidade de luz, foram traçadas as curvas características dos filmes. A Figura 25 apresenta as curvas sensitométricas resultantes para os dois hospitais estudados.

Figura 25 Curvas características dos sistemas de processamento obtidas no Hospital A (verde) e Hospital B (vermelho).



Segundo especificações do fabricantes, recomenda-se a manutenção da temperatura do revelador a cerca de $36,5 \text{ °C} \pm 1,5 \text{ °C}$, enquanto que a água de lavagem deve ser mantida geralmente em 3 °C mais baixo (BUSHONG, 2011). Com o aumento do tempo ou da temperatura de revelação, ocorrem mudanças na forma da curva. Assim, a velocidade e o velamento da radiografia aumentam com o aumento do tempo de revelação ou com o

aumento da temperatura do revelador. Dentro de uma pequena faixa, uma variação na temperatura ou no tempo pode ser compensada por uma variação do outro. Por apresentar temperatura de revelador um pouco mais baixa, o tempo de revelação dos filmes radiográficos do Hospital B é maior que o tempo do Hospital A. Vale salientar, contudo, que mesmo uma pequena variação no tempo ou na temperatura pode levar a uma grande variação nas características sensitométricas do filme. A análise da Figura 25 permite concluir que ambos os hospitais apresentam curvas sensitométricas semelhantes, embora os filmes do Hospital B saturem mais rapidamente que os do Hospital A e apresentem velocidade um pouco superior, como mostra a densidade óptica medida no degrau 9, cujos valores obtidos foram de 1,04 para o Hospital A e 1,18 o Hospital B. Isto significa que, no Hospital B, é necessário um pouco menos radiação para sensibilizar os filmes.

A taxa de rejeitos apresentada pelo Hospital B, cujos principais motivos foram a obtenção de radiografias claras, de baixa qualidade de imagem, e movimentação do paciente durante o exame, associada a uma maior velocidade de seus filmes radiográficos quando comparada aos filmes do Hospital A explicam o fato dos valores de mAs utilizados pelos dois hospitais serem tão discrepantes.

4.2 Dosimetria dos Pacientes

4.2.1 Caracterização dos Exames e dos Pacientes

As Figuras 26 e 27 mostram, respectivamente, a distribuição dos pacientes por faixa etária, dos hospitais A e B, que realizaram exames em projeção lateral dos seios da face e as incidências póstero-anteriores fronto-naso (FN) e mento-naso (MN).

Figura 26 Distribuição dos pacientes por faixa etária para os exames radiográficos dos seios da face em incidência lateral.

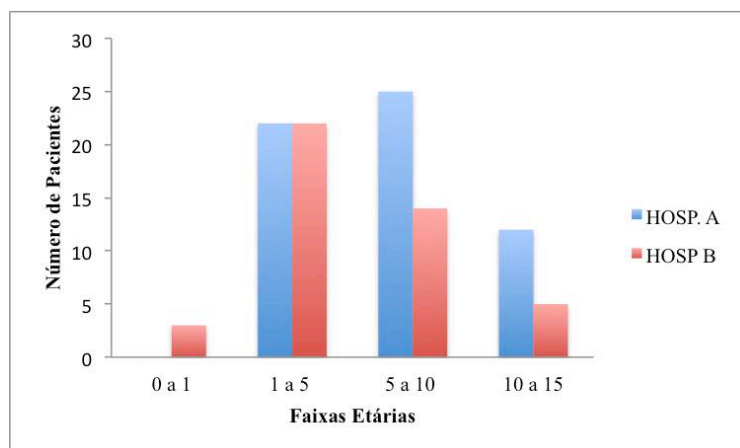
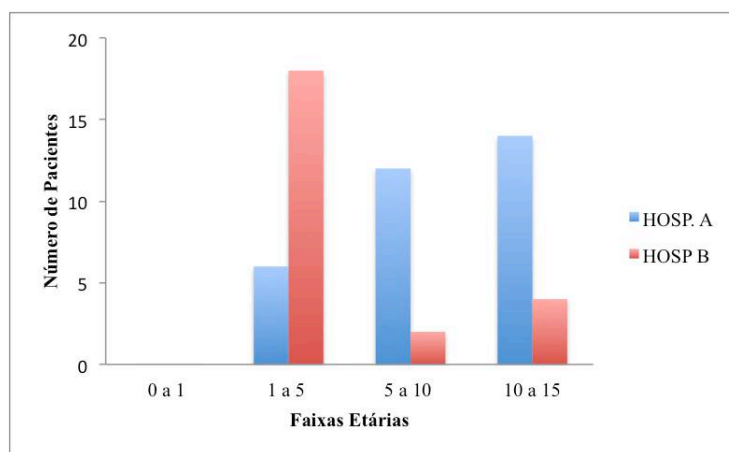


Figura 27 Distribuição dos pacientes por faixa etária para os exames radiográficos em projeção pósterio-anterior, fronto-naso e mento-naso.



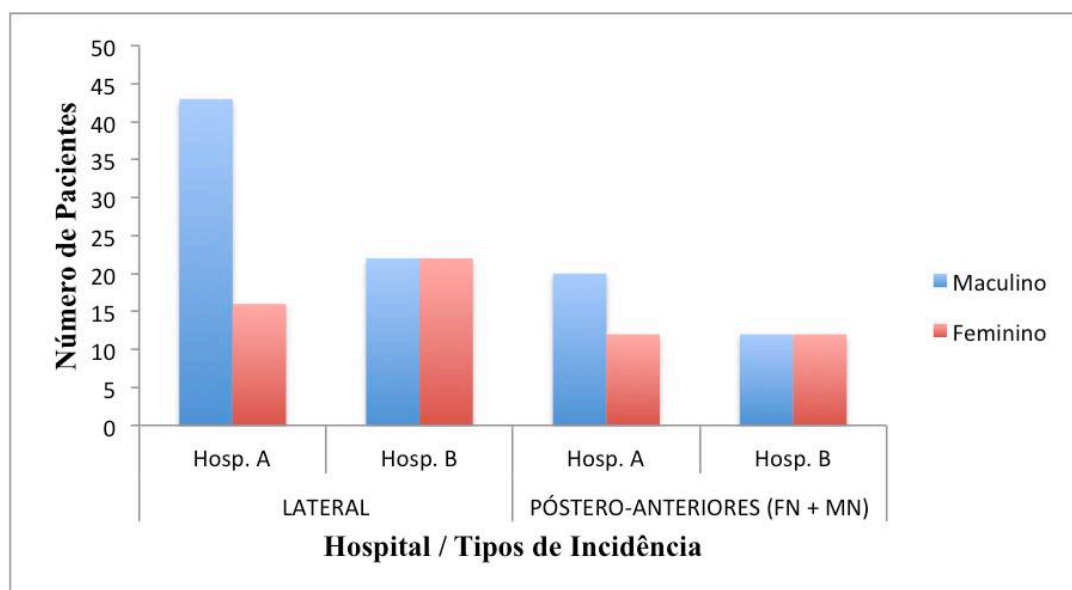
Foram acompanhados 159 exames radiográficos dos seios da face, sendo 103 radiografias realizadas na projeção lateral dos seios da face (radiografia cavum) e 56 radiografias realizadas nas projeções pósterio-anteriores em fronto-naso (FN) e mento-naso (MN) (radiografias Caldwell e Waters, respectivamente). No Hospital A, a maior parte dos pacientes apresenta idade entre 5 e 10 anos, quando se analisa os exames radiográficos do cavum (LAT), e 10 a 15 anos, observando as incidências pósterio-anteriores (FN e MN). No Hospital B, foram realizados mais exames radiográficos dos seios da face em pacientes com idades entre 1 e 5 anos, com maioria dos pacientes com idade de 5 anos ou muito próxima. Contudo, os resultados mostraram que, aproximadamente, 45% dos pacientes com faixa etária de 1 a 5 anos, que realizaram exames radiográficos dos seios da face na projeções pósterio-

anteriores em FN e em MN no hospital B, tem idades menores do que 5 anos, enquanto que no Hospital A este percentual é de 33%. A realização deste exame radiográfico em pacientes nesta idade não tem justificativa clínica, pois os seios paranasais só são claramente visualizados radiograficamente por volta dos 6 anos de idade e, só após os 10 anos de idade, é que os seios frontais, local comumente acometido por doenças inflamatórias, como sinusites, adquirem maior importância clínica. Radiografia dos seios da face em projeção lateral é permitida em pacientes com idades abaixo de 5 anos, pois possibilita a visualização de obstruções nasais causadas pela hipertrofia da adenoide, causa comum em crianças (RODRÍGUEZ, 1998; VELAYOS; SANTANA, 1994).

É por esta razão que o Guia Britânico de Boas Prática (COOK et al. 2006) propõe práticas ideais para realização dos exames de seios da face em incidência lateral somente para pacientes com idades entre 1 a 5 anos, entre 5 a 10 anos e entre 10 a 15 anos e exames em projeção pósterio-anterior em mento-naso (apenas a radiografia Waters) para pacientes pediátricos com idades entre 5 e 10 anos e 10 e 15 anos. Além disso, durante a coleta de dados, observou-se que os exames radiográficos dos seios da face em projeção pósterio-anterior (FN e MN) são sempre solicitados em conjunto.

A Figura 28 apresenta a distribuição do gênero do paciente por exames em cada instituição participante da pesquisa. Em termos de gênero dos pacientes, a grande maioria é do sexo masculino (aproximadamente 61% do total de pacientes dos dois hospitais). Analisando os pacientes que realizaram o exame em incidência lateral, constata-se que, no Hospital A, 72,8% dos pacientes pertencem ao sexo masculino e 27,2% pertencem ao sexo feminino. Quanto aos exames em incidências pósterio-anteriores, observa-se que, no Hospital A, o percentual de pacientes do sexo masculino corresponde a 62,5%. Considerando os exames realizados no Hospital B, verifica-se que, para ambas as incidências estudadas, o percentual de pacientes do sexo masculino e feminino é de 50%, revelando uma distribuição mais equilibrada quanto ao gênero de seus pacientes.

Figura 28 Distribuição do gênero dos pacientes em cada hospital participante, separados por tipo de exame.



Considerando apenas os exames radiográficos pediátricos analisados neste estudo, foram repetidos 2,2% do total de exames realizados no Hospital A e 14,4% realizados no Hospital B. A única causa de repetição dos exames no Hospital A foi posicionamento incorreto do chassi e, portanto, o corte de estruturas importantes da imagem radiográfica. Embora a causa mais comum de repetição de exames ser

As causas da repetição no Hospital B foram:

- (a) imagem muito clara (35 %);
- (b) posicionamento incorreto do paciente ou movimentação do paciente durante a execução do exame (29 %);
- (c) esquecimento do marcador de chumbo e do chassi carregado com o filme (26 %);
- (d) posicionamento incorreto do chassi (10 %).

Como já esperado, a maior parte destes erros ocorreu no Hospital B, já que se trata de um hospital escola, no qual há muitos técnicos principiantes. Imagens claras podem estar associadas ao baixo rendimento do tubo de raios X do Hospital B (item 4.1.5, página 73), uma vez que apresenta um valor de CSR alto, e à utilização de parâmetros insuficientes, como será abordado a seguir.

4.2.2 Parâmetros de Irradiação

Os valores mínimos, médios e máximos de tensão (kV) utilizados nos exames radiográficos dos seios da face em incidência lateral (LAT) e nas incidências póstero-anterior em fronto-naso (FN) e em mento-naso (MN), bem como os valores de referência propostos pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006), são apresentados na Tabela 22.

Tabela 22 Valores mínimos, médios e máximos de tensão (em kV) empregados nos exames radiográficos de seios da face, nos hospitais A e B, nas projeções LAT e póstero-anterior em FN e MN.

Tipo de Exame	Faixa Etária	Tensão (kV) para cada Hospital						Valores de referência Cook et al. (2006)
		A			B			
		Mín	Méd	Máx	Mín	Méd	Máx	
LAT	0 - 1 ano	-	-	-	70	70 ± 0	70	-
	1 - 5 anos	61	68,8 ± 2,2	72	70	71,1 ± 1,5	73	62
	5 - 10 anos	60	69,4 ± 3,6	74	66	71,7 ± 2,6	77	65
	10 - 15 anos	69	74,1 ± 5,5	91	70	71,8 ± 1,6	73	70
FN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	55	58,3 ± 2,9	60	70	75,3 ± 3,3	81	-
	5 - 10 anos	60	60,33 ± 0,82	62	-	70*	-	-
	10 - 15 anos	60	60,6 ± 1,1	63	-	77*	-	-
MN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	63	65,3 ± 2,5	68	73	76,1 ± 1,8	77	-
	5 - 10 anos	63	64,66 ± 0,82	65	-	70*	-	65
	10 - 15 anos	65	65,28 ± 0,49	66	73	75,0 ± 2,8	77	78

*Amostra com apenas um exame coletado.

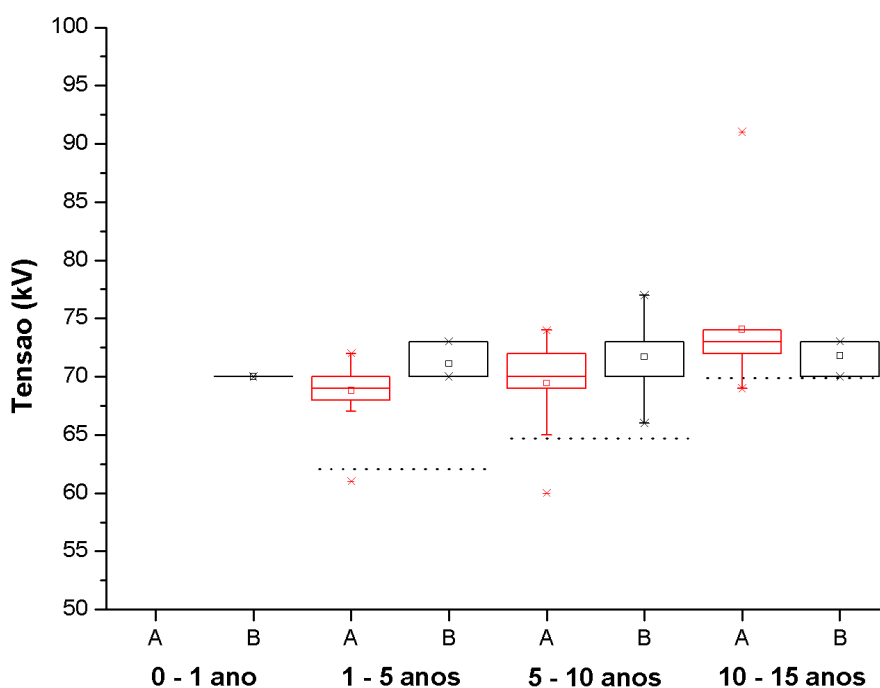
A análise dos resultados obtidos neste trabalho para radiografias em MN realizadas com pacientes com idades entre 5 e 10 anos mostra que, no Hospital A, o valor utilizado varia entre 63 a 65 kV, próximo do valor indicado pelo Guia Britânico de Boas Práticas, que é de 65 kV para este tipo de exame. Por outro lado, o valor de tensão utilizado no Hospital B (70 kV) é superior ao valor recomendado. Este fato deve-se provavelmente à elevada filtração

total do tubo de raios X e ao menor valor de rendimento do tubo. Os técnicos tentam compensar esta deficiência aumentando a tensão aplicada ao tubo de raios X.

No caso das radiografias LAT realizadas em pacientes com idades entre 1 e 5 anos, foram utilizados, em ambos os hospitais, valores de tensões superiores ao recomendado pelo Guia Britânico, cujo valor aconselhado é de 62 kV. O mesmo ocorre para exames com pacientes com idades entre 5 e 10 anos, em que o valor recomendado pelo Guia Britânico é de 65 kV e os resultados obtidos neste trabalho mostram que em 90% do total de exames o valor de kV utilizado é superior a este valor. Para pacientes com idades entre 10 e 15 anos, os resultados mostram que em 83% dos exames o valor da tensão utilizado é superior ao referido guia (70 kV).

A distribuição dos valores de tensão selecionados para os exames em projeção LAT, para cada faixa etária, é mostrada na Figura 29. Os dados são apresentados em gráficos Box & Whiskers, que representam, através do retângulo, os valores contidos entre o primeiro e terceiro quartil, isto é, 25% e 75% dos dados. A linha no interior do retângulo indica a mediana dos dados e o ponto, o valor da média. As semi-retas indicam os valores máximo e mínimo da distribuição, excluindo os outliers, que correspondem a valores fora da distribuição e são indicados por asteriscos. Os gráficos referentes aos exames radiográficos em projeção pósterio-anterior (FN e MN) não foram plotados, devido ao tamanho limitado das amostras obtidas. Não houveram exames realizados em pacientes com idades entre 0 e 1 ano no Hospital A.

Figura 29 Distribuição dos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X (em kV) selecionados nos hospitais A e B, para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT), para cada faixa etária estudada. As linhas pontilhadas indicam os valores recomendados pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006).

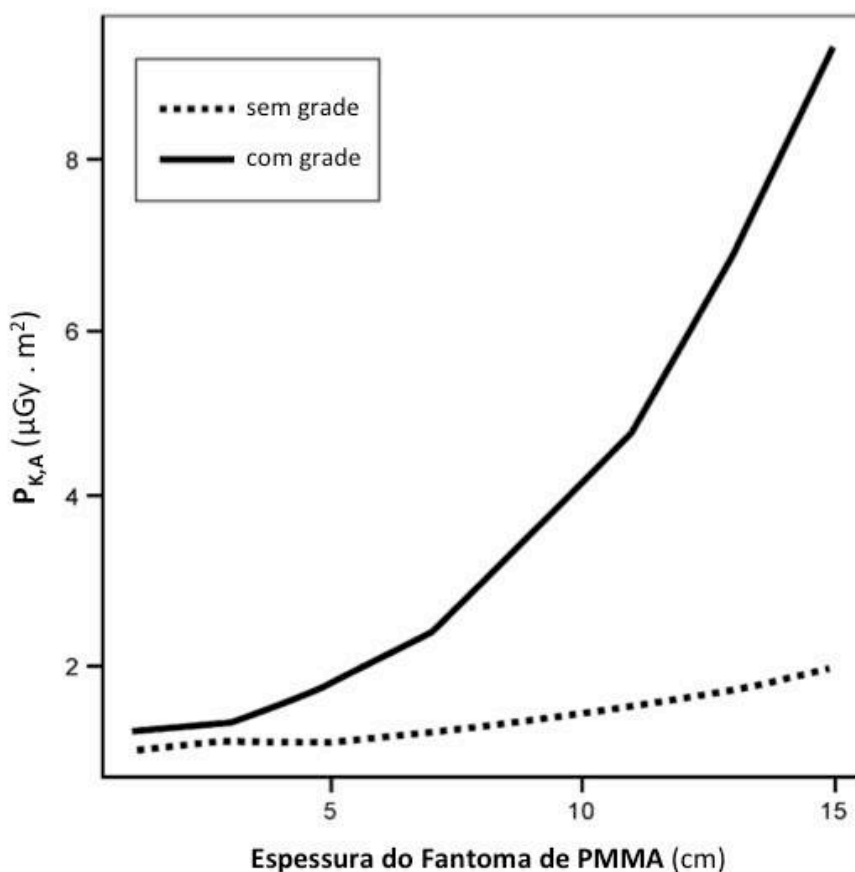


A análise da figura permite ver com clareza os valores de tensão adotados pelos hospitais estudados, que, de maneira geral, se mostraram superiores ao recomendado pela comunidade britânica (COOK et al.; 2006). Uma explicação para a seleção de valores de tensão mais altos deve-se ao uso da grade antiespalhamento, que não é recomendada para esta faixa etária, pois a espessura do paciente geralmente é pequena, não acarretando radiação espalhada significativa. O uso da grade antiespalhamento obriga o emprego de tensões do tubo mais altas para aumentar o poder de penetração do feixe de raios X, a fim de não comprometer a qualidade de imagem, uma vez que a tensão é o principal fator de controle de contraste nas imagens em filmes radiográficos. Tensão mais elevada produz menos variação na atenuação (absorção diferencial), resultando em um contraste menor (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014).

Wenn et al. (2009) investigaram a utilidade da grade antiespalhamento na radiografia digital de tórax pediátrica através de um estudo da avaliação da qualidade das imagens de um fantoma, com diferentes espessuras de PMMA, e medições de dose. A Figura 30 apresenta

valores de produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$) estimados, com e sem o uso de grades, para espessuras de PMMA entre 1 e 15 cm.

Figura 30 Valores de produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$) estimados para espessuras de PMMA entre 1 e 15 cm, com e sem o uso de grades.



Os autores concluíram que o uso da grade antiespalhamento em radiografia de tórax de pacientes pediátricos pode melhorar a qualidade de imagem para espessuras com mais de 5 cm. No entanto, observou-se um aumento significativo da dose para o paciente. A melhora em termos de qualidade de imagem através do uso deste dispositivo deve ser avaliada, uma vez que a dose para o paciente deve a mais baixa possível, principalmente quando se trata de paciente jovens. A espessura de cabeça dos pacientes avaliados no presente estudo variou entre 10 e 12 cm. Nesta faixa, nos dados apresentados por Wenn et al. (2009), as doses foram até quatro vezes superiores com o uso da grade.

Os valores mínimos, médios e máximos de carga (mAs) do tubo de raios X utilizados nos exames de seios da face (LAT, FN e MN), bem como os valores de referência propostos pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006), estão apresentados na Tabela 23.

Tabela 23 Valores mínimos, médios e máximos de carga (em mAs) empregados nos exames radiográficos de seios da face, nos hospitais A e B, nas projeções LAT e pósterio-anterior em FN e MN.

Tipo de Exame	Faixa Etária	Carga (mAs) para cada Hospital						Valores de referência Cook et al. (2006)
		A			B			
		Mín	Méd	Máx	Mín	Méd	Máx	
LAT	0 - 1 ano	-	-	-	4,00	4,67 ± 0,58	5,00	-
	1 - 5 anos	2,88	3,37 ± 0,55	5,76	4,00	4,95 ± 0,21	5,00	4
	5 - 10 anos	2,88	3,74 ± 0,93	5,76	4,00	5,15 ± 0,75	6,50	5
	10 - 15 anos	3,24	3,51 ± 0,58	5,04	5	5,0 ± 0,0	5	8
FN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	20,2	37,9 ± 2,9	50,4	5,0	9,7 ± 2,8	12,5	-
	5 - 10 anos	43,2	45,6 ± 3,7	50,4	-	5*	-	-
	10 - 15 anos	50,4	50,4 ± 0,0	50,4	-	20*	-	-
MN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	18,0	37,2 ± 2,5	50,4	6,3	10,3 ± 2,4	12,5	-
	5 - 10 anos	43,2	46,8 ± 3,9	50,4	-	5*	-	10
	10 - 15 anos	50,4	50,4 ± 0,0	50,4	20	20 ± 0	20	16

*Amostra com apenas um exame coletado.

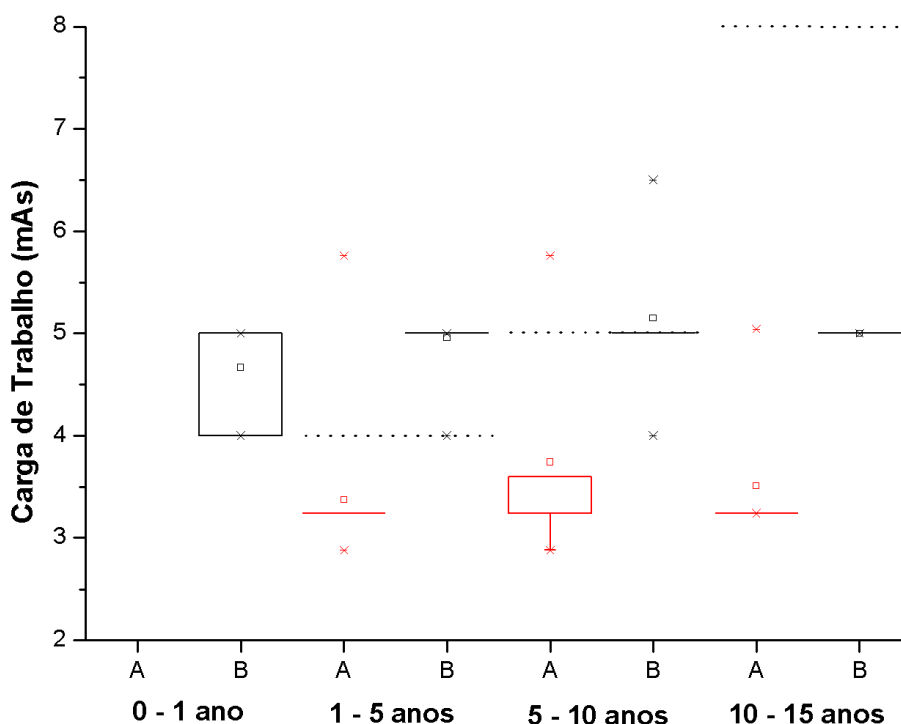
Durante a realização das radiografias laterais dos seios da face (LAT), ambos os hospitais empregaram valores de carga dentro do recomendado pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006), que aconselha o emprego de valores de cargas de 4 mAs, 5 mAs e 8 mAs para os exames radiográficos do cavum em crianças com idades entre 1 e 5 anos, 5 e 10 anos e 10 e 15 anos, respectivamente, exceto os selecionados nos exames realizados pelo Hospital B em pacientes com idades entre 1 e 5 anos.

Levando em consideração os exames de seios da face em projeção pósterio-anterior em mento-naso, os valores de carga utilizados pelo Hospital B para os exames realizados em pacientes com idades de 5 a 10 anos estão dentro do valor recomendado pelo Guia Britânico, que é de 10 mAs. O guia recomenda a utilização de 16 mAs para exames em MN realizados em pacientes com 10 a 15 anos de idade. Desta forma, os exames realizados no Hospital B

estão acima do aconselhado. Todos os exames MN do Hospital A, por sua vez, foram realizados com carga acima do recomendado, existindo exames em que foram utilizados cerca de cinco vezes mais carga do que o valor que aconselham Cook et al. (2006).

A distribuição dos valores de carga do tubo selecionados para os pacientes pediátricos, para cada faixa etária, em exames radiográficos dos seios da face em projeção LAT, realizados nos hospitais avaliados, está mostrada na Figura 31.

Figura 31 Distribuição dos valores de carga do tubo de raios X selecionados nos hospitais A e B, para os exames dos seios da face (LAT). As linhas pontilhadas indicam os valores recomendados pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006).



A Figura 31 mostra que, ao contrário do que ocorreu com exames em PA, o Hospital A emprega valores de carga mais baixos que os utilizados pelo Hospital B em exames LAT. Os valores de mAs adotados para os exames realizados nos pacientes pertencentes à última faixa etária estão muito inferiores ao que recomenda o Guia Britânico (COOK et al.; 2006). Vale ressaltar, porém, que a seleção dos valores de carga do tubo de raios X é relativa, uma vez que sua escolha depende do rendimento do tubo. A utilização de valores maiores de carga pode refletir o baixo rendimento do aparelho de raios X. É

exatamente o que ocorre neste caso. Tomando como base a faixa de tensão média do tubo em que foram realizados os exames, que foi de 70 kV, o valor do rendimento do tubo de raios X do Hospital A, é de 0,0469 mGy/mAs, enquanto que o valor de rendimento do tubo de raios X pertencente ao Hospital B é de 0,0122 mGy/mAs, ou seja, cerca de quatro vezes menor. Todavia, o aumento da carga significa aumento da dose-paciente, enquanto que valores muito baixos de carga do tubo implicam em radiografias com qualidade de imagem baixa, o que pode levar à repetição do exame por técnica inadequada. Além disso, o uso indiscriminado da grade antiespalhamento por parte dos hospitais, contrariando as recomendações do Guia Britânico, também contribui para o aumento dos valores de carga do tubo de raios X.

As Tabelas 24 e 25 apresentam os valores de tensão e de carga do tubo de raios X, respectivamente, adotados em vários hospitais do Brasil estudados em levantamentos dosimétricos anteriores.

Tabela 24 Valores de tensão (kV) do tubo adotados neste estudo e em estudos dosimétricos anteriores.

				1 - 5 anos	5 - 10 anos	10 - 15 anos
Tensão do tubo de raios X (kV)	Este estudo	FN	Hosp. A	58,3	60,3	60,6
			Hosp. B	75,3	70,0	77,0
		MN	Hosp. A	65,3	64,7	65,3
			Hosp. B	76,1	70,0	75,0
	Lacerda (2007)	FN / MN	Hosp. A	70,0	68,9	71,3
			Hosp. B2	63,8	64,5	61,9
			Hosp. C1	75,5	74,3	73,8
			Hosp. C2	74,3	74,9	74,9
			Hosp. D	67,4	68,2	68,2
Freitas* (2005)	FN	-		67,0		
	MN	-		69,0		

* Média de todos os hospitais estudados;

OBS: O Hospital A do presente estudo e os Hospitais B2 e D de Lacerda (2007) utilizam cilindro colimador.

Tabela 25 Valores de carga do tubo (mAs) adotados neste estudo e em estudos dosimétricos anteriores

			1 - 5 anos	5 - 10 anos	10 - 15 anos	
Carga do tubo de raios X (mAs)	Este estudo	FN	Hosp. A	37,9	45,6	50,4
			Hosp. B	9,7	5,0	20,0
		MN	Hosp. A	37,2	46,8	50,4
			Hosp. B	10,3	5,0	20,0
	Lacerda (2007)	FN / MN	Hosp. A	17,9	20,2	18,8
			Hosp. B2	39,1	43,0	46,3
			Hosp. C1	22,3	29,0	36,2
			Hosp. C2	25,0	23,3	24,3
	Freitas* (2005)	FN	-		40,0	
		MN	-		40,0	

* Média de todos os hospitais estudados;

OBS: O Hospital A do presente estudo e os Hospitais B2 e D de Lacerda (2007) utilizam cilindro colimador.

Analisando os parâmetros de irradiação utilizados em outros hospitais, pode-se observar que os valores de mAs utilizados pelo Hospital A do presente estudo estão próximos ou até mais baixos que os utilizados em outros hospitais do Brasil. O Hospital B do presente levantamento, por sua vez, utiliza valores inferiores aos demais estudos, além do fato de seu tubo de raios X apresentar um baixo rendimento. Não foi possível, durante os períodos de coleta, avaliar a qualidade das imagens radiográficas produzidas no referido hospital, devido à grande demanda de exames e da rotina de trabalho da instituição. Porém, a causa mais comum de repetição de radiografias no Hospital B foi a baixa qualidade das imagens (radiografias claras), o que leva à conclusão de que os valores de carga do tubo estão inadequados. O Hospital A do presente estudo foi, dentre todos os hospitais citados, o que utilizou valores de tensão mais baixos. Desta forma, o ajuste para valores um pouco mais altos de tensão do tubo pode levar à seleção de valores de carga mais baixos. Talvez, o aumento da temperatura do revelador e a redução do tempo de processamento poderiam contribuir para o ajuste dos valores de carga do tubo. O mesmo vale para o Hospital B. Altos valores de carga irão contribuir para o aumento da dose absorvida pelo paciente, porém é importante um ajuste coerente dos parâmetros de irradiação para que não haja comprometimento da imagem radiográfica, que deve apresentar requisitos mínimos para terem valor diagnóstico.

4.2.3 Kerma no Ar na Superfície de Entrada ($K_{a,e}$)

A Figura 32 mostra os valores de rendimento (Y) em função da tensão para os dois equipamentos estudados. A Tabela 26 mostra os parâmetros das curvas de ajuste, do tipo $Y = a \cdot (kV)^b$, e os respectivos valores dos coeficientes de correlação (R^2).

Observa-se que o equipamento do Hospital A apresenta rendimento significativamente superior, cerca de quatro vezes maior a uma tensão de 70 kV, ao encontrado no Hospital B.

Figura 32 Valores de rendimento do tubo (Y), em $\mu\text{Gy/mAs}$, em função da tensão (em kV) para o equipamento de raios X: a) do Hospital A; b) do Hospital B.

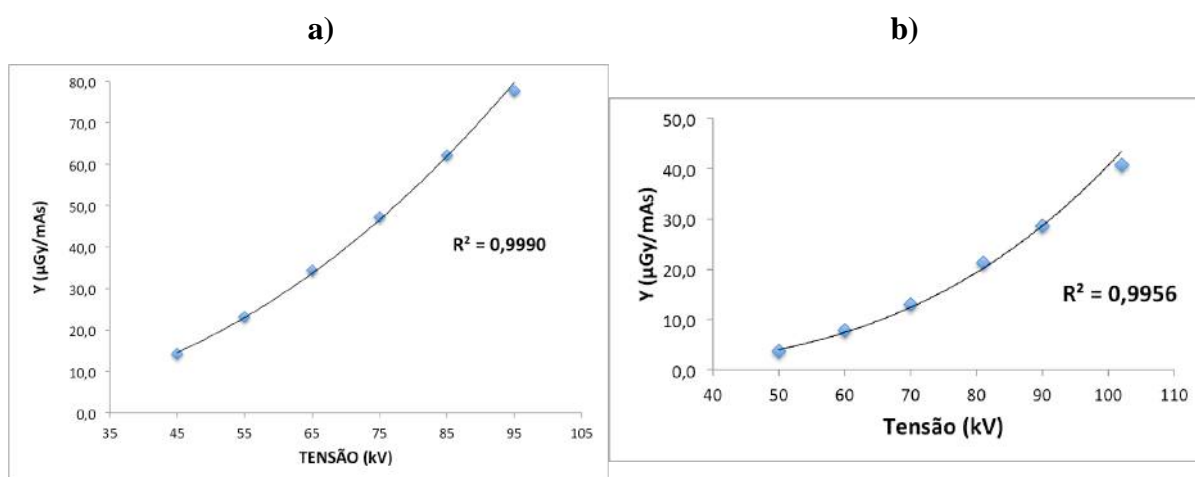


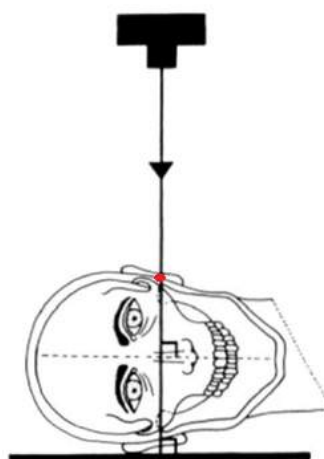
Tabela 26 Parâmetros de ajuste e coeficientes de correlação das curvas obtidas para o rendimento em função da tensão do tubo, do tipo $R = a \cdot (kV)^b$, para os dois hospitais estudados

Hospital	Parâmetros da Curva		
	a	b	R^2
Hosp. A	2,6E-06	2,2729	0,9990
Hosp. B	9,0E-09	3,3228	0,9955

As Figuras 33 e 34 apresentam, respectivamente, uma representação da realização de um exame de seios da face em projeção LAT e projeção pósterio-anterior em FN e MN, a fim de melhor visualizar os pontos onde foram estimados os valores de $K_{a,e}$ para cada incidência. Todos exames coletados foram realizados na mesa de exames, com a utilização de grade antiespalhamento. Como visto anteriormente, recomenda-se a realização do exame em

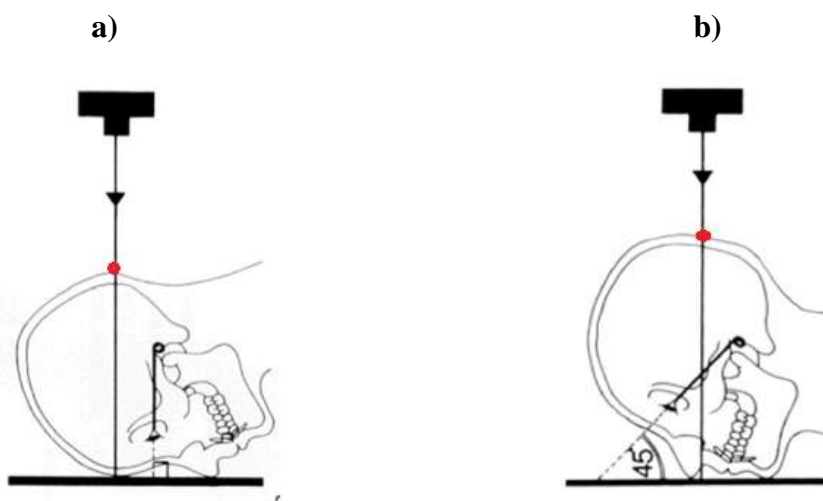
posição ortostática, sem a utilização do dispositivo de grade por se tratar de pacientes pediátricos. A Tabela 27 apresenta os valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$, estimados a partir do rendimento do equipamento, e os parâmetro de irradiação utilizados nos dois hospitais do estudo e os valores de referência propostos pelo Guia Britânico de Boas Práticas para as faixas etárias estudadas (COOK et al., 2006).

Figura 33 Representação da execução de um exame radiográfico de seios da face em projeção LAT, destacando, em vermelho, o local onde foram estimados os valores de kerma no ar na superfície de entrada.



Fonte: adaptado de WHAITES; DRAGE 2013.

Figura 34 Representação de: a) um exame radiográfico dos seios da face em projeção FN e b) um exame em projeção MN, destacando, em vermelho, o local onde foram estimados os valores de kerma no ar na superfície de entrada.



Fonte: adaptado de WHAITES; DRAGE 2013.

Tabela 27 Valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ (mGy) estimados para os exames radiográficos de seios da face, realizados nos hospitais A e B, nas projeções LAT e pósterio-anterior em FN e MN.

Tipo de Exame	Faixa Etária	$K_{a,e}$ (mGy) por exame						Valores de referência Cook et al. (2006)
		A			B			
		Mín	Méd	Máx	Mín	Méd	Máx	
LAT	0 - 1 ano	-	-	-	0,069	0,082 ± 0,011	0,090	-
	1 - 5 anos	0,563	0,733 ± 0,087	0,925	0,072	0,097 ± 0,037	0,259	0,11
	5 - 10 anos	0,43	0,82 ± 0,16	1,11	0,065	0,089 ± 0,022	0,153	0,16
	10 - 15 anos	0,711	0,860 ± 0,092	1,040	0,082	0,129 ± 0,090	0,290	0,37
FN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	1,4	2,7 ± 1,2	3,7	0,127	0,234 ± 0,066	0,316	-
	5 - 10 anos	2,9	4,5 ± 1,8	8,0	-	0,098*	-	-
	10 - 15 anos	4,3	45,0 ± 0,85	6,7	-	0,054*	-	-
MN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	1,5	3,7 ± 2,0	5,6	0,129	0,242 ± 0,079	0,399	-
	5 - 10 anos	4,2	5,9 ± 2,2	10,1	-	0,11*	-	0,34
	10 - 15 anos	5,1	6,5 ± 1,2	8,6	0,534	0,571 ± 0,052	0,608	1,07

*Amostra com apenas um exame coletado.

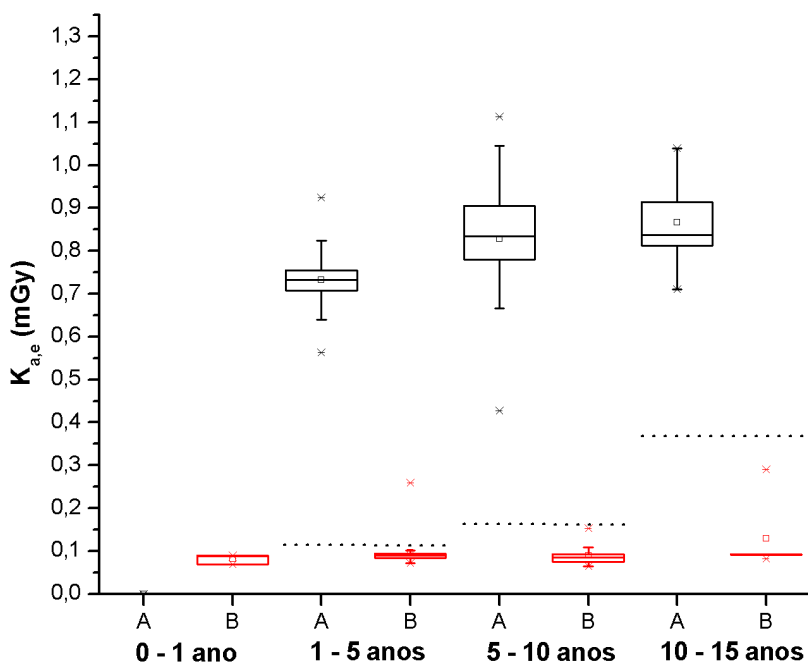
Analisando os valores de $K_{a,e}$ estimados para os exames em projeção lateral (LAT), observa-se que quase todos os exames realizados no Hospital B estão em acordo com o Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006), que aconselha valores de $K_{a,e}$ de 0,11 mGy, 0,16 mGy e 0,37 mGy para pacientes com idades entre 1 e 5 anos, 5 e 10 anos e 10 e 15 anos, respectivamente (Figura 36). Apenas 2% dos valores de $K_{a,e}$ estimados neste hospital estavam acima do valor aconselhado, todos pertencentes à faixa etária compreendida entre 1 e 5 anos. Por outro lado, o Hospital A apresentou todos valores de $K_{a,e}$ acima do recomendado, ocorrendo casos em que o valor estimado é até oito vezes superior.

Para os exames radiográficos dos seios da face em projeção pósterio-anterior em mento-naso (MN), encontram-se, novamente, valores de $K_{a,e}$ mais elevados no Hospital A, quando comparados aos realizados no Hospital B, e todos muito superiores ao recomendado pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006), cujos valores são 0,34 mGy e 1,07 mGy para

pacientes com idades compreendidas entre 5 e 10 anos e entre 10 e 15 anos, respectivamente (Tabela 3, página 39). Com relação aos exames em MN coletados no Hospital B, os valores médios de $K_{a,e}$ calculados estão dentro do aconselhado pelo referido guia para as duas faixas etárias.

A distribuição dos valores de $K_{a,e}$ estimados para os pacientes pediátricos, para cada faixa etária, em exames radiográficos dos seios da face em projeção LAT, realizados nos hospitais avaliados, estão mostrados na Figura 35.

Figura 35 Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em mGy) estimados nos hospitais A e B, para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT), para cada faixa etária estudada. As linhas pontilhadas indicam os valores recomendados pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006).



A análise dos dados evidencia que, de maneira geral, os valores de $K_{a,e}$ estimados para os exames radiográficos realizados no Hospital A estão acima dos valores estimados no Hospital B, alcançando valores até dez vezes superiores. A explicação para valores de $K_{a,e}$ mais altos encontrados no Hospital A podem ser atribuídos aos seguintes fatores:

- (a) O Hospital A, realiza duas incidências para todos os pacientes submetidos a exames em projeção LAT: uma incidência com o paciente com a boca fechada e outra com a boca aberta. Não foi encontrada citação na literatura de que a realização do exame

com o paciente com a boca aberta ou fechada acarrete qualquer benefício para o diagnóstico clínico. Este fato só contribui para duplicar a dose absorvida pelo paciente;

- (b) Comparando-se as distâncias foco-pele (DFPs) utilizadas pelos hospitais, devido ao fato do Hospital A utilizar cilindros colimadores para a realização de todos os exames de seios da face, as DFPs adotadas durante os exames devem ficar restritas ao comprimento do dispositivo e, portanto, menores que as usadas no Hospital B (Tabela 28), que não faz uso deste dispositivo. A análise da Tabela 28 permite observar uma diferença de até cerca de 20 cm entre as DFPs usadas pelos dois hospitais, dentro de uma mesma faixa etária.

Tabela 28 Valores mínimos, médios e máximos de distâncias foco-pele (cm) adotados para os exames radiográficos de seios da face, realizados nos hospitais A e B, nas projeções LAT e pósterio-anterior em FN e MN.

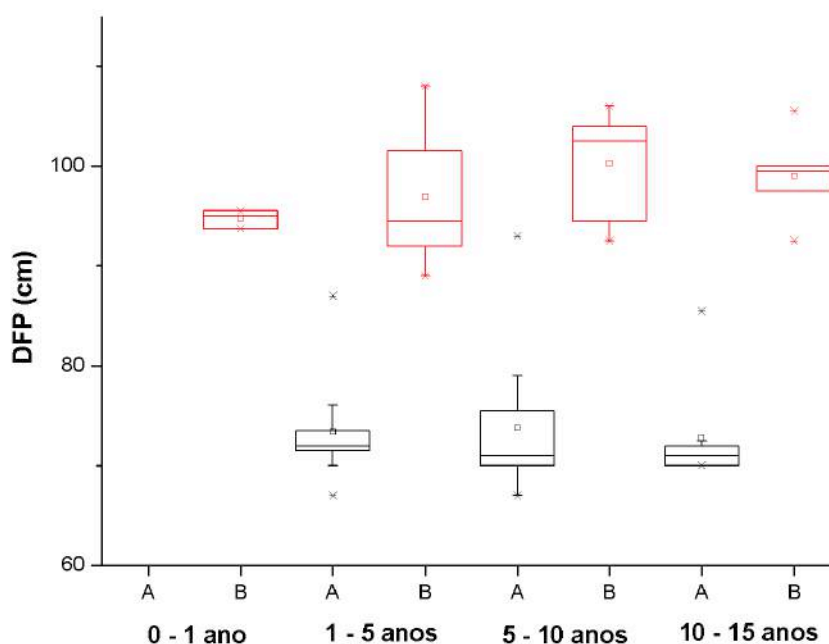
Tipo de Exame	Faixa Etária	Distâncias Foco-Pele (cm)					
		A			B		
		Mín	Méd	Máx	Mín	Méd	Máx
LAT	0 - 1 ano	-	-	-	93,70	94,73 ± 0,93	95,50
	1 - 5 anos	67,0	73,4 ± 4,1	87,0	89,0	96,9 ± 5,7	108,0
	5 - 10 anos	67,0	73,8 ± 6,1	93,0	92,5	100,2 ± 4,8	106,0
	10 - 15 anos	70,0	72,8 ± 4,4	85,5	92,5	99,0 ± 4,7	105,5
FN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	71,0	75,0 ± 2,9	78,0	84,0	95,4 ± 7,6	105,0
	5 - 10 anos	66,0	70,6 ± 5,4	76,5		90,0*	-
	10 - 15 anos	66,0	71,4 ± 7,4	87,5	-	88,5*	-
MN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	66,5	73,8 ± 2,5	80,0	82,5	95,3 ± 6,0	103,0
	5 - 10 anos	66,0	69,0 ± 4,0	76,5	-	86,5*	-
	10 - 15 anos	66,0	70,2 ± 6,3	83,5	82,5	83,5 ± 1,4	84,5

*Amostra com apenas um exame coletado.

- (c) Tomando como base os exames do cavum realizados em pacientes com idades compreendidas entre 1 e 5 anos, a distância foco-paciente média empregada pelo

Hospital A foi de $73,4 \pm 4,1$ cm, enquanto que, no hospital B, foi de $96,9 \pm 5,7$ cm. Como a intensidade da radiação varia com o inverso do quadrado da distância, pode-se concluir que a intensidade de radiação na pele do paciente nos exames realizados no Hospital B corresponderia a, aproximadamente, 57% da intensidade de radiação na pele dos pacientes do Hospital A, se fossem utilizados os mesmos parâmetros com o mesmo rendimento do tubo de raios X. Entretanto, por fazer uso do cilindro colimador, o Hospital A não deveria variar tanto as DFPs dentro da mesma faixa etária (Figura 36). Na prática, isto foi observado por falta de conhecimento dos profissionais acerca dos benefícios e importância do uso do dispositivo em termos de qualidade de imagem e redução de dose. Os cilindros colimadores contribuem com a qualidade de imagem através da redução da radiação espalhada e redução da penumbra da imagem radiográfica.

Figura 36 Distribuição dos valores de distâncias foco-pele (cm) adotados nos hospitais A e B, para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT), para cada faixa etária estudada.



- (d) Outro fator está associado à grade antiespalhamento, utilizada por ambos os hospitais. Seu uso obriga o técnico a aumentar os valores de tensão utilizados, o que aumenta o

kerma no ar ou, alternativamente, leva ao aumento da carga do tubo. Valores de carga mais altos foram utilizados nos exames em incidência pósterio-anterior pelo Hospital A (Tabela 23, página 84), porém os valores de tensão foram menores (Tabela 22, página 80). Mesmo sendo a carga do tubo o principal fator de controle do escurecimento do filme, através da quantidade de raios X emitidos pela ampola, a tensão é, contudo, um fator de controle secundário. A prática radiográfica determina uma regra geral: um aumento de 15 % na tensão do tubo aumenta a densidade do filme de forma similar à duplicação da carga. Dessa maneira, é de se esperar que, dentro da faixa de tensão que vai de 50 até 70 kV, se duplique a densidade ao aumentar a tensão em 8 a 10 kV, que equivale a duplicar a carga do tubo. Isso denota que, conforme seja aumentada a tensão, o mAs pode ser significativamente diminuído, o que resulta em menor dose ao paciente (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2014). Na tentativa de encontrar um equilíbrio entre a imagem ideal e a menor dose possível para o paciente, o Hospital A poderia adotar valores de tensão maiores com a finalidade de reduzir a carga do tubo de raios X e, conseqüentemente, o $K_{a,e}$ na pele da criança. Como discutido anteriormente, o fato do Hospital B adotar valores de mAs mais baixos não implica em afirmar que este possui um serviço otimizado, uma vez que a baixa qualidade de imagem produzida, evidente pela alta taxa de repetição de exames por técnica inadequada, eleva indiretamente a dose final absorvida pelo paciente.

Pode-se observar, adicionalmente, que os valores de $K_{a,e}$ estimados para os pacientes submetidos a exames do seios da face em projeções pósterio-anterior (FN e MN) no Hospital A apresentaram maior variação que os estimados para os pacientes do Hospital B. As conclusões com relação às faixas etárias de 5 a 10 anos e 10 a 15 anos estão limitadas devido ao pequeno tamanho da amostra dos exames do Hospital B. Contudo, a observação das Tabelas 22 e 23 (páginas 80 e 84), referentes, respectivamente, aos valores de tensão empregados e carga do tubo de raios X, permite concluir que a dispersão nos valores de $K_{a,e}$ estimados para os exames de pacientes com idades entre 1 e 5 anos está associada à maior variação desses parâmetros por parte do Hospital A. Este fato denota a falta um critério para a seleção dos parâmetros de irradiação por parte do técnico em radiologia deste hospital.

A Tabela 29 compara os valores de $K_{a,e}$ encontrados neste estudo com o valores estimados em estudos dosimétricos anteriores. Uma comparação dos parâmetros de irradiação registrados por Lacerda (2007), Freitas (2005) e os coletados durante os exames realizados no Hospital A e B do presente levantamento, bem como dos rendimentos dos tubos de raios X

para a tensão selecionada durante os exames está apresentada na Tabela 30. Os valores de tensão e de carga do tubo de raios X correspondem à média dos valores selecionados.

Tabela 29 Valores médios de $K_{a,e}$ encontrados neste estudo e em estudos dosimétricos anteriores.

			1 - 5 anos	5 - 10 anos	10 - 15 anos	
$K_{a,e}$ (mGy) FN e MN	Este estudo	FN	Hosp. A	2,728	4,509	4,984
			Hosp. B	0,234	0,098	0,054
		MN	Hosp. A	3,72	5,911	6,486
			Hosp. B	0,242	0,106	0,571
	Lacerda (2007)	FN / MN	Hosp. A	1,398	1,561	1,614
			Hosp. B2	0,829	1,107	0,96
			Hosp. C1	0,877	1,184	1,52
			Hosp. C2	1,168	1,327	1,518
Hosp. D			3,886	4,401	5,091	
Freitas* (2005)	FN	-		1,3		
	MN	-		1,36		
			2 - 4 anos	5 - 9 anos	10 - 15 anos	
Ribeiro e Yoshimura* (2008)		FN / MN	-	1,1	2,59	2,89

* Média de todos os hospitais estudados;

OBS: O Hospital A do presente estudo e os Hospitais B2 e D de Lacerda (2007) utilizam cilindro colimador.

Tabela 30 Valores de rendimento do tubo de raios X e valores médios de parâmetros de irradiação registrados por Lacerda (2007), Freitas (2005) e pelo presente estudo.

Hospital	Tensão	Carga	Rendimento do Tubo*
	(kV)	(mAs)	(μ Gy/mAs)
Lacerda (2007) / Hospital B2	63,4	42,8	13,5
Lacerda (2007) / Hospital D	68,0	63,6	25,9
Presente estudo / Hospital A	62,0	44,7	33,0
Lacerda (2007) / Hospital A	70,1	19,0	42,9
Lacerda (2007) / Hospital C1	74,5	29,2	19,4
Lacerda (2007) / Hospital C2	74,7	24,2	29,8
Presente estudo / Hospital B	73,9	11,7	14,6
Freitas (2005)	68,0	40,0	-

*Rendimento do tubo a 1 m na tensão média utilizada para execução do exame.

Observa-se que os valores de $K_{a,e}$ estimados para os exames dos seios da face FN e MN realizados no Hospital A são superiores a todos os estudos dosimétricos citados, porém próximos aos valores estimados por Lacerda (2007) para os exames realizados pelo Hospital D, participante de seu estudo. A comparação dos parâmetros de irradiação utilizados nos hospitais demonstra coerência ao observar que o fato do rendimento do tubo de raios X do Hospital D do estudo de Lacerda (2007) ser inferior ao do Hospital A deste estudo seja compensado pela seleção de valores de carga mais altos. Isso resulta em valores de $K_{a,e}$ semelhantes entre os dois hospitais.

De maneira geral, os valores de $K_{a,e}$ estimados no Hospital B do presente levantamento estão inferiores aos valores estimados pelos demais estudos (Tabela 27). Interessante ressaltar que o rendimento do tubo de raios X deste hospital foi semelhante ao do Hospital B2 do estudo de Lacerda (2007). Apesar do Hospital B deste estudo selecionar valores de tensão mais altos, os valores de carga utilizados foram muito abaixo dos adotados pelo Hospital B2 de Lacerda (2007) e por todos os outros levantamentos citados, o que justifica encontrar valores de $K_{a,e}$ tão baixos. Como dito anteriormente, encontrar baixos valores de dose não significa que o serviço esteja otimizado. A qualidade da imagem radiográfica não deve ser comprometida, ou seja, deve-se determinar um grau apropriado de radiação a ser fornecido sem limitar, indevidamente, ações benéficas que envolvam o uso da radiação X, ou seja, os benefícios do uso dos raios X não justificam subestimar seus riscos.

4.2.4 Produto Kerma no Ar-Área ($P_{K,A}$)

Tendo em vista que o valor do $K_{a,e}$ não leva em consideração as dimensões do campo de radiação, medidas foram realizadas a fim de se obter o $P_{K,A}$. Os valores mínimos, médios e máximos de $P_{K,A}$ estimados para os hospitais avaliados e os valores de referência propostos pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006) para cada faixa etária estão apresentados na Tabela 31.

Tabela 31 Valores mínimos, médios e máximos de $P_{K,A}$ (em $mGy.cm^2$) estimados para os exames de seios da face em projeção lateral (LAT) e para os exames em projeção póstero-anterior (FN e MN).

Tipo de Exame	Faixa Etária	$P_{K,A}$ ($mGy.cm^2$)						Valores de referência Cook et al. (2006)
		A			B			
		Mín	Méd	Máx	Mín	Méd	Máx	
LAT	0 - 1 ano	-	-	-	15	53 ± 39	92	-
	1 - 5 anos	44,7	55,3 ± 5,3	72,3	6	23 ± 17	74	13
	5 - 10 anos	42	62 ± 11	87	7,2	21,2 ± 8,4	32,4	23
	10 - 15 anos	51	64 ± 10	92	8,6	23,2 ± 9,4	33,6	47
FN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	122	214 ± 91	305	24	93 ± 61	190	-
	5 - 10 anos	261	281 ± 31	334	-	20,9*	-	-
	10 - 15 anos	305	311 ± 14	340	-	203,8*	-	-
MN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	122	278 ± 136	365	34	102 ± 62	190	-
	5 - 10 anos	292	337 ± 34	371	-	20,9*	-	24
	10 - 15 anos	365,4	369,7 ± 6,3	378,3	203,8	228,8 ± 1,4	253,7	70

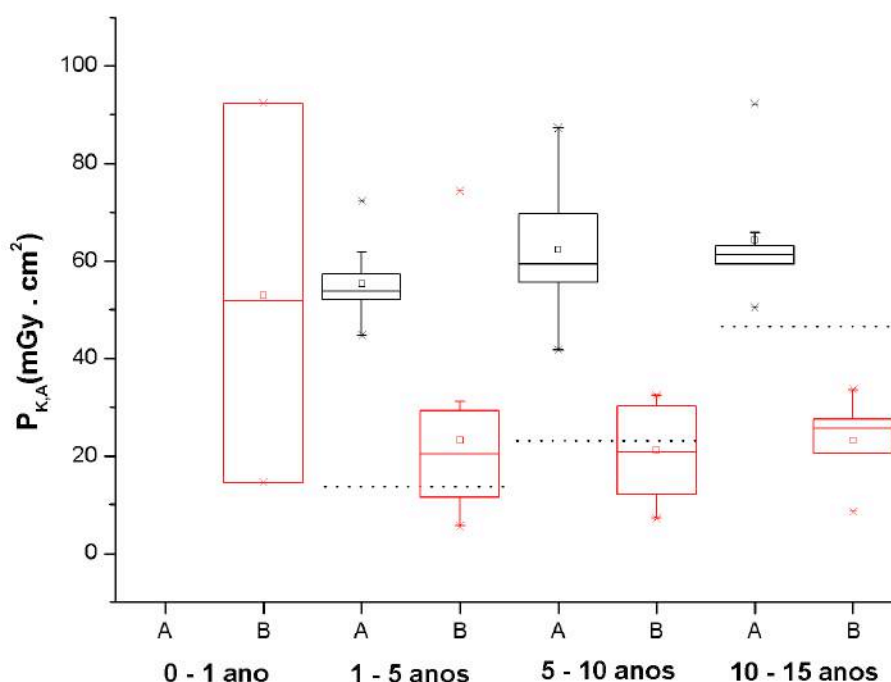
*Amostra com apenas um exame coletado.

Comparando-se os valores de $P_{K,A}$ estimados nos hospitais com os recomendados pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006), observa-se, na Tabela 3 (página 39), que os valores estimados para os exames em projeção LAT realizados no Hospital A encontram-se acima dos valores aconselhados. No Hospital B, aproximadamente 73% dos exames LAT realizados em pacientes com idades compreendidas entre 1 e 5 anos e 50% entre 5 e 10 anos apresentaram valores de $P_{K,A}$ acima do que recomenda o referido Guia. Contudo, os exames realizados em pacientes com idades entre 10 e 15 anos apresentaram valores de $P_{K,A}$ iguais ou inferiores à referência (Tabela 31).

Ambos os hospitais apresentaram $P_{K,A}$ acima dos valores propostos pelo Guia Britânico de Boas Práticas para os exames dos seios da face MN, cuja recomendação é de 24 $mGy.cm^2$ (5 a 10 anos) e 70 $mGy.cm^2$ (10 a 15 anos), excetuando-se, apenas, o exame realizado no Hospital B em um paciente com 6 anos, cujo valor foi de 20,89 $mGy.cm^2$.

A distribuição dos valores de $P_{K,A}$ estimados para os pacientes pediátricos, para cada faixa etária, em exames radiográficos dos seios da face em projeção LAT, realizados nos hospitais avaliados, estão mostrados na Figura 37.

Figura 37 Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em $mGy \cdot cm^2$) estimados nos hospitais A e B, para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT), para cada faixa etária estudada. As linhas pontilhadas indicam os valores recomendados pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006).



Os valores de $P_{K,A}$ estimados para os exames realizados no Hospital B estão claramente próximos ou inferiores aos valores de referência e os exames do Hospital A encontram-se sempre superiores.

Uma vez que o produto kerma no ar-área leva em consideração o tamanho do campo de irradiação utilizado no exame, as menores distâncias foco-paciente e o emprego de valores de carga e rendimento do tubo de raios X mais altos foram, de certa forma, compensados por um tamanho de campo de radiação menor utilizado pelo Hospital A, uma vez que este fez uso de cilindros colimadores em todos os exames coletados, o que contribuiu para uma diminuição significativa em seus valores de $P_{K,A}$. Um exame realizado no Hospital A em um paciente com 12 anos apresentou $P_{K,A}$ mais próximo do aconselhado ($51 mGy \cdot cm^2$). Neste exame, foram utilizados kV mais alto, mAs mais baixo e distância foco-pele menor. Desta forma, o uso de valores de tensão mais altos e carga mais baixos acarretam em uma redução

efetiva de dose. Desta maneira, é imperativo para o Hospital A a otimização das técnicas radiográficas, principalmente a não utilização da grade antiespalhamento em pacientes menores de 10 anos, o que contribuiria para uma redução nos valores de carga empregados nos exames e, conseqüentemente, resultariam na diminuição das doses, sem prejudicar as imagens.

Observa-se, pela distribuição dos dados apresentados na Figura 37, que há uma grande dispersão nos valores de $P_{K,A}$ obtidos no Hospital B em relação ao Hospital A, exceto para os exames realizados em pacientes com idades entre 10 e 15 anos. Isto ocorre pelo fato do Hospital A utilizar cilindro colimador e, portanto, apresentar pequena variação na área do campo de radiação na pele do paciente, enquanto que, no Hospital B, o técnico ajusta o tamanho de campo para cada exame. A Tabela 32 apresenta as dimensões do campo de irradiação adotadas pelos dois hospitais, durante a realização dos exames. A variação de tamanho de campo nos dois hospitais está melhor apresentada na Figura 38. Portanto, como os tamanhos de campo de radiação adotados pelo Hospital B apresentam flutuações, os valores de $P_{K,A}$ estimados para os exames realizados neste hospital possuem grande variação.

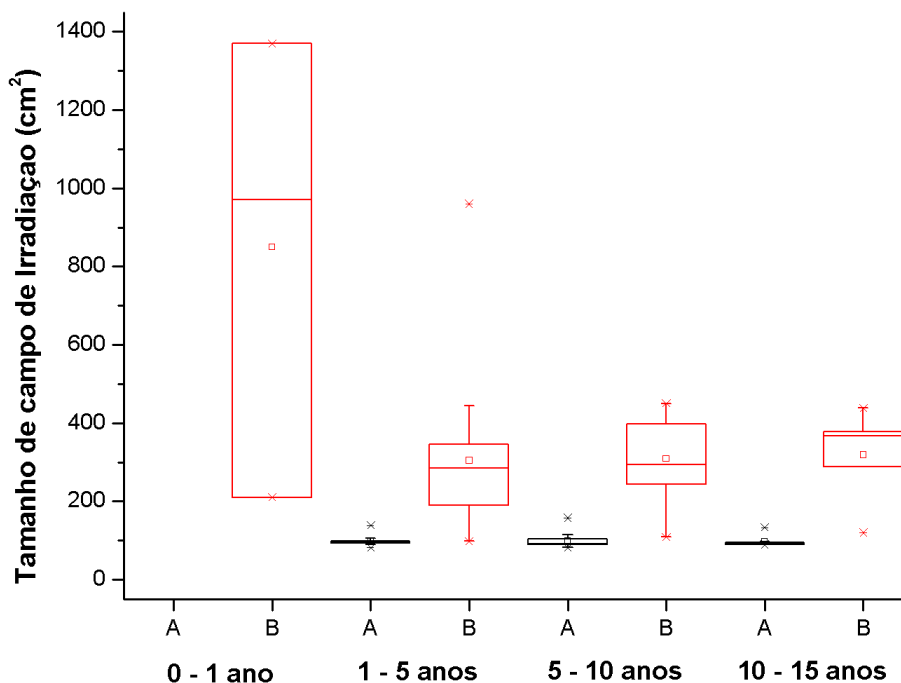
A inexperiência e a falta de conhecimento de protocolos de otimização por parte dos técnicos do Hospital B estão claras após a constatação da falta de colimação dos exames. Adotando a justificativa de receio de a radiografia ser descartada por excluir partes anatômicas importantes, em alguns casos os técnicos abrem completamente o campo de radiação, irradiando áreas maiores do corpo dos pacientes do que as recomendadas para o procedimento. Foi constatado que os exames em que ocorreram esse tipo de erro pertenciam, principalmente, à faixa etária de pacientes com 0 a 1 ano, onde, por exemplo, em uma criança com 10 meses de idade, foi utilizado um tamanho de campo de irradiação de $1\,369,7\text{ cm}^2$ na pele do paciente. Desta forma, os valores altos de $P_{K,A}$ encontrados para o Hospital B podem ser explicados tanto pela falta de otimização dos parâmetros de técnica radiográfica empregados nos exames, como pela colimação inadequada do campo de irradiação dos pacientes por parte dos técnicos. Assim, áreas fora de interesse para diagnóstico são irradiadas e, no caso específico dos exames dos seios da face, aumenta a dose em órgãos radiosensíveis como tireoide e cristalino dos olhos.

Tabela 32 Valores mínimos, médios e máximos do tamanho do campo de irradiação (cm²) adotados para os exames radiográficos de seios da face, realizados nos hospitais A e B, nas projeções LAT e pósterio-anterior em FN e MN.

Tipo de Exame	Faixa Etária	Tamanho de Campo de Irradiação (cm ²)					
		A			B		
		Mín	Méd	Máx	Mín	Méd	Máx
LAT	0 - 1 ano	-	-	-	210	850 ± 589	1370
	1 - 5 anos	82	99 ± 12	139	99	305 ± 180	960,2
	5 - 10 anos	82	100 ± 18	158	109	309 ± 102	451
	10 - 15 anos	90	97 ± 13	134	121	319 ± 123	439
FN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	92,3	103,1 ± 2,9	111,4	221	526 ± 271	1039
	5 - 10 anos	80	92 ± 15	117	-	278,2*	-
	10 - 15 anos	80	94 ± 21	140	-	478,0*	-
MN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	81,0	100,4 ± 2,5	117,2	239,5	560,7 ± 6,0	971,0
	5 - 10 anos	80	87 ± 10	107,1	-	257,0*	-
	10 - 15 anos	80	91 ± 17	128	617	527 ± 129	436

*Amostra com apenas um exame coletado.

Figura 38 Distribuição dos tamanhos de campo de irradiação (em cm^2) na pele do paciente adotados nos Hospitais A e B, para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT), para cada faixa etária estudada.



Com relação às dimensões do campo de irradiação encontradas nos exames do Hospital A, devido ao uso do dispositivo colimador, deveriam ser fixas e corresponderem à área da abertura do cilindro. Por este não ser posicionado próximo à pele do paciente, seja por motivo de falta de colaboração da criança durante a realização de alguns exames, seja por erro do técnico, ocorreram variações nos tamanhos de campo devido às diferenças de distâncias foco-paciente utilizadas.

A Tabela 33 compara os resultados dos $P_{K,A}$ obtidos para exames de FN e MN neste estudo com dados publicados, anteriormente, por Lacerda (2007), em Belo Horizonte.

Tabela 33 Comparação dos valores de $P_{K,A}$ estimados em exames dos seios da face em projeção FN / MN neste estudo com os obtidos por Lacerda (2007).

				1 - 5 anos	5 - 10 anos	10 - 15 anos
$P_{K,A}$ (mGy.cm²) FN / MN	Este estudo	FN	Hosp. A	213,55	280,47	311,36
			Hosp. B	92,45	20,89*	203,8*
		MN	Hosp. A	277,97	336,56	369,67
			Hosp. B	102,28	20,89*	228,77
	Lacerda (2007)	FN / MN	Hosp. A	280	358	374
			Hosp. B2	46	52	56
Hosp. D			285	337	360	

*Amostra com apenas um exame coletado;

OBS: O Hospital A do presente estudo e os Hospitais B2 e D de Lacerda (2007) utilizam cilindro colimador.

Da mesma forma que para o $K_{a,e}$, observa-se que os valores médios de $P_{K,A}$ estimados para os exames realizados no Hospital A deste levantamento estão próximos aos estimados no Hospital D por Lacerda (2007). Assim como nos exames realizados no Hospital A do presente estudo, Lacerda (2007) afirma que foram utilizados cilindros de colimação em 100% dos procedimentos nos exames avaliados para estimativa do $P_{K,A}$ no Hospital D e no Hospital B2 de sua pesquisa. Além disso, os valores de $K_{a,e}$ encontrados por Lacerda (2007) para o Hospital D foram significativamente superiores aos demais hospitais e foram verificadas flutuações significativas nos valores de $P_{K,A}$, semelhante ao que ocorreu com os exames do Hospital A do presente estudo em comparação com o Hospital B.

O cilindro colimador não foi utilizado tanto nos exames realizados no Hospital A do estudo de Lacerda (2007) quanto nos exames do Hospital B do presente estudo. A análise dos valores de $P_{K,A}$ estimados para a faixa etária que compreende pacientes com idades entre 5 e 10 anos foi inconclusiva devido ao tamanho restrito da amostra. Porém, para as demais faixas etárias estudadas, os valores de $P_{K,A}$ estimados no Hospital B do presente levantamento encontram-se mais baixos que os estimados por Lacerda (2007) para o Hospital A de seu estudo, devido ao baixo rendimento do seu tubo de raios X (Tabela 31, página 97), embora os parâmetros de irradiação adotados pelos dois hospitais sejam relativamente similares e o tamanho de campo de radiação varie de forma semelhante.

Ficam evidentes a falta de conhecimento e a necessidade da consolidação dos conceitos de proteção radiológica a fim de se otimizarem as doses encontradas nos dois hospitais participantes deste levantamento. Por se tratar de um hospital escola, a importância do uso do cilindro colimador deve ser fixada durante a formação dos novos técnicos do Hospital B. Desta forma, a implementação de uma rotina de exames otimizados e a promoção

de mais proteção e saúde, tanto para as crianças atendidas nos hospitais quanto para os profissionais, são necessidades primárias para os dois hospitais estudados.

4.2.5 Estimativa da Dose na Região de Órgãos Radiossensíveis Utilizando Dosímetros Termoluminescentes (TLDs).

A Tabela 34 apresenta os valores mínimos, médios e máximos de kerma no ar estimados para a região dos olhos que corresponde ao local de entrada e de saída do feixe primário raios X em exames radiográficos dos seios da face em projeção LAT, realizados em ambos hospitais estudados. Os valores mínimos, médios e máximos de kerma no ar estimados para a região dos olhos, esquerdo e direito, em exames radiográficos dos seios da face em projeção pósterio-anterior (FN + MN), estão contidos na Tabela 35.

Tabela 34 Valores mínimos, médios e máximos de kerma no ar estimados para a região dos olhos de entrada e saída do feixe de raios X, para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT), para cada faixa etária estudada.

		Kerma no ar (mGy) na Região do Olho na Entrada do Feixe de Raios X					
Exam e	Faixa Etária	A			B		
		Mín	Méd	Máx	Mín	Méd	Máx
LAT	0 - 1 ano	-	-	-	0,0653	0,0677 ± 0,0024	0,0701
	1 - 5 anos	0,01	0,26 ± 0,27	0,80	0,038	0,088 ± 0,065	0,314
	5 - 10 anos	0,02	0,24 ± 0,30	0,82	0,043	0,083 ± 0,058	0,265
	10 - 15 anos	0,01	0,13 ± 0,27	0,97	0,06	0,12 ± 0,11	0,32
		Kerma no ar (mGy) na Região do Olho na Saída do Feixe de Raios X					
LAT	0 - 1 ano	-	-	-	0,012	0,012 ± 0,000	0,012
	1 - 5 anos	0,004	0,020 ± 0,017	0,078	0,002	0,021 ± 0,022	0,085
	5 - 10 anos	0,001	0,022 ± 0,025	0,108	0,001	0,022 ± 0,035	0,108
	10 - 15 anos	0,002	0,014 ± 0,013	0,046	0,008	0,032 ± 0,025	0,066

Tabela 35 Valores mínimos, médios e máximos de kerma no ar estimados para a região do olho esquerdo e do olho direito dos pacientes pediátricos, em exames radiográficos dos seios da face em projeções pósteros-anteriores (FN + MN), realizados em ambos hospitais estudados.

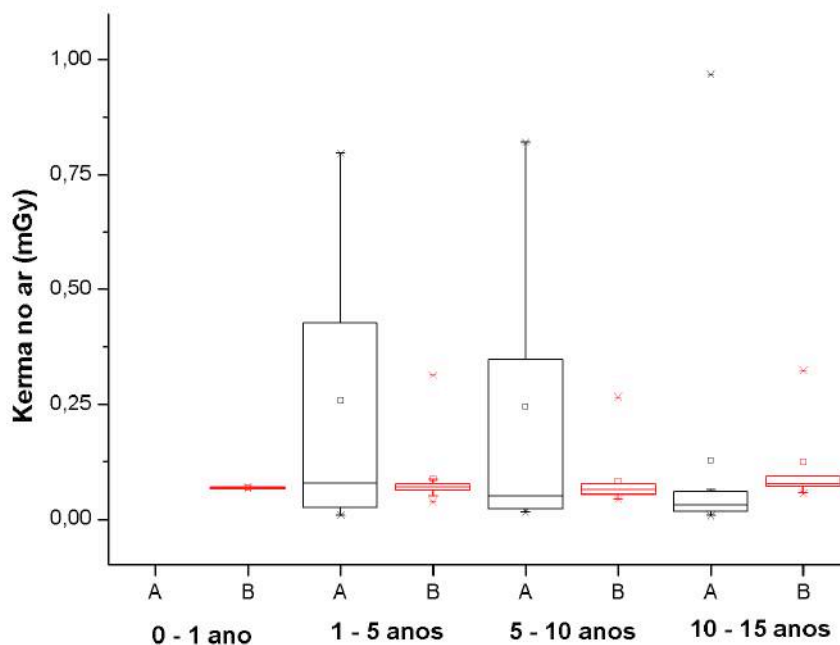
Tipo de Exame	Faixa Etária	Kerma no ar (mGy) na Região do Olho Esquerdo					
		A			B		
		Mín	Méd	Máx	Mín	Méd	Máx
FN +MN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	0,0600	0,0650 ± 0,0071	0,0700	0,03	0,12 ± 0,13	0,43
	5 - 10 anos	0,026	0,076 ± 0,034	0,121	-	0,013*	-
	10 - 15 anos	0,030	0,048 ± 0,020	0,088	0,0295	0,0350 ± 0,0078	0,0373
		Kerma no ar (mGy) na Região do Olho Direito					
FN + MN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	0,050	0,060 ± 0,014	0,070	0,01	0,11 ± 0,16	0,43
	5 - 10 anos	0,058	0,082 ± 0,029	0,128	-	0,021*	-
	10 - 15 anos	0,019	0,037 ± 0,019	0,070	0,023	0,030 ± 0,010	0,037

*Amostra com apenas um exame coletado.

Devido ao fato do Hospital A fazer uso do cilindro colimador para a realização dos exames radiográficos dos seios da face, esperava-se encontrar valores de kerma no ar na região dos olhos mais baixos que no Hospital B. Porém, com exceção dos exames em projeção LAT realizados em pacientes com idade entre 10 e 15 anos e entre 1 e 5 anos que realizaram exames póstero-anteriores, os valores de kerma no ar encontrados na região dos olhos, em alguns casos, foram mais elevados nos exames realizados no hospital A. Devido ao tamanho reduzido da amostra no Hospital B e a incertezas associadas ao TLD em doses perto do limite de detecção, as estimativas para os exames radiográficos em FN e MN realizados em crianças com 5 a 10 anos e 10 a 15 anos são inconclusivas.

Para uma melhor visualização dos dados, a Figura 39 apresenta a distribuição destes valores de kerma no ar estimados em pacientes pediátricos na região do olho de entrada do feixe para os exames dos seios da face em projeção LAT, realizados nos hospitais estudados.

Figura 39 Distribuição dos valores de kerma no ar (em mGy) estimados para região do olho de entrada do feixe primário de raios X, através da utilização de TLDs, para os exames radiográficos dos seios da face em projeção lateral (LAT), para cada faixa etária estudada.



Verifica-se uma maior flutuação nos dados de kerma no ar na região dos olhos de entrada estimados para os exames realizados no Hospital A quando comparados aos do Hospital B. Este fato tem relação com o posicionamento inadequado dos pacientes, discutido a seguir. A Figura 40 mostra o posicionamento de uma paciente com 6 anos de idade para a realização de um exame de seios da face em projeção LAT no Hospital A.

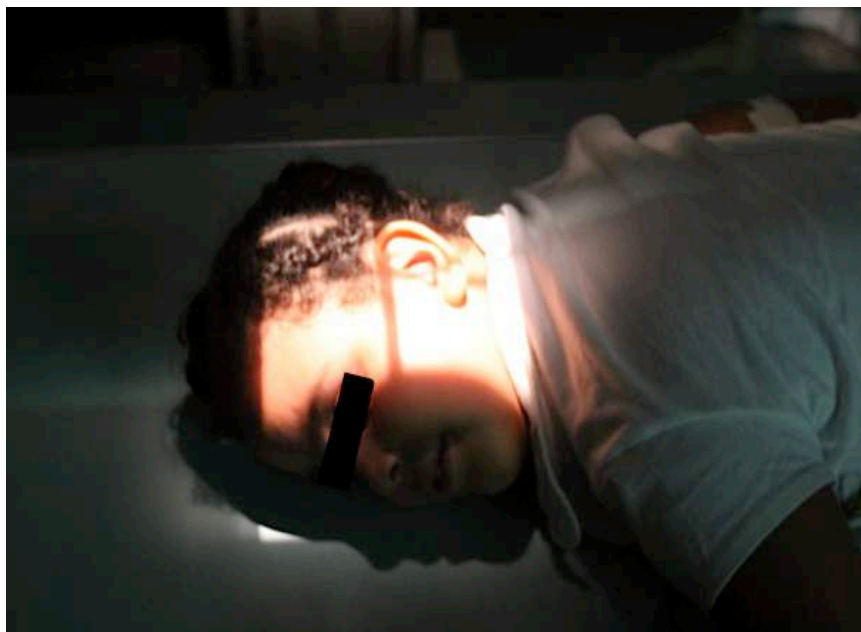
Figura 40 Simulação do posicionamento de uma paciente com 6 anos de idade para a realização de um exame de seios da face em projeção LAT no Hospital A.



Como pode ser observado na figura, a não aproximação do cilindro colimador na pele da paciente resulta em exposição direta dos olhos. Em outros pacientes, porém, o técnico aproxima a saída do colimador, diminuindo o kerma no ar nesta região. Esta explicação justifica o fato de os dados do kerma no ar na região dos olhos estimados para o Hospital A apresentarem uma variação maior que os do Hospital B, cujo campo de irradiação inclui sempre a região dos olhos do paciente (Figura 41). Os pacientes pertencentes à última faixa etária estudada possuem uma melhor compreensão do exame e colaboram durante a sua realização. Por isso, os valores de kerma no ar não variaram tanto como nos demais grupos avaliados.

Ademais, os valores de kerma no ar na região dos olhos do Hospital A refletem, mais uma vez, o emprego de parâmetros de irradiação superiores e rendimento do tubo mais alto, somado ao fato de realizar as incidências duplas (boca aberta e fechada) quando há a solicitação do exame dos seios da face em projeção LAT.

Figura 41 Simulação de exame radiográfico dos seios da face em projeção LAT, demonstrando o tamanho do campo de irradiação sem a utilização do cilindro colimador.



No Hospital A, foi realizado um exame radiográfico em FN e outro em MN, ambos em projeção anteroposterior (AP), em uma criança de 1 ano de idade. A mudança de direção do feixe primário de radiação de PA para AP refletiu nos valores de kerma no ar estimados na região dos olhos, que se apresentaram até 48 vezes maiores do que a média determinada para todas as faixas etárias. Neste exame o valor de kerma no ar estimado para a região do olho esquerdo foi de 2,8 mGy e 2,9 mGy para o olho direito. Como dito anteriormente, só se realizam exames radiográficos de seios da face em projeção anteroposterior quando não há colaboração do paciente.

Como esperado, os valores estimados para o kerma no ar na região do olho de entrada do feixe de raios X correspondem a cerca de 10 vezes os valores estimados para o olho de saída do feixe, quando se considera os exames radiográficos em projeção LAT.

Andrade et al. (2007) também avaliaram valores de kerma no ar para a região do olho de entrada do feixe primário em radiografias dos seios da face em projeção LAT, utilizando TLD-100, em pacientes com idades de 2 a 13 anos, em Recife-PE. A Tabela 36 apresenta uma comparação entre os parâmetros de irradiação e os valores de kerma no ar estimados no presente estudo e no trabalho de Andrade et al. (2007). Foi estimado um valor médio de kerma no ar de 0,120 mGy na região do olho de entrada do feixe de raios X nos exames com o cilindro colimador, aproximadamente a metade da média estimada (0,210 mGy) para os exames realizados no Hospital A, instituição que faz uso deste dispositivo durante a

realização dos exames. O valor estimado por Andrade et al. (2007) para os exames em que não foi utilizado o cilindro colimador foi de 0,175 mGy, ou seja, maior que o dobro do valor estimado para os exames realizados no Hospital B (que não utiliza cilindro colimador), cuja média foi de 0,079 mGy.

Tabela 36 Comparação dos parâmetros de irradiação e valores de kerma no ar na região do olho de entrada do feixe primário encontrados por Andrade et al (2007) e pelo presente estudo.

Estudo / Hospital		Tensão	Carga	DFP	Kerma no ar na Região do Olho de Entrada do Feixe	
		(kV)	(mAs)	(cm)	(mGy)	
					com cilindro colimador	sem cilindro colimador
Presente estudo / Hospital A ^a	Mínimo	60,0	2,9	67,0	0,210	-
	Máximo	91,0	5,8	93,0		
Presente estudo / Hospital B ^b	Mínimo	66,0	4,0	89,0	-	0,079
	Máximo	77,0	6,5	108,0		
Andrade et al. (2007)	Mínimo	60,0	6,3	75,0	0,120	0,175
	Máximo	73,0	8,0	126,0		

^a Utiliza cilindro colimador;

^b Não utiliza cilindro colimador.

Analisando a Tabela 36, pode-se observar que as distâncias foco-pele utilizadas pelo Hospital A do presente estudo são menores que as adotadas pelo hospital estudado por Andrade et al. (2007), o que justifica encontrar valores de kerma no ar maiores. Apesar dos valores de carga registrados por Andrade et al. (2007) serem mais altos, isto pode refletir as diferenças de rendimento dos dois tubos de raios X analisados.

As DFPs registradas por Andrade et al. (2007) para os exames em que não foi utilizado o dispositivo apresentaram uma variação maior que as adotadas pelo Hospital B do presente estudo no presente levantamento, além do que foram utilizados valores de carga maiores. Por isso, foram encontrados valores de kerma no ar mais elevados nos exames coletados por Andrade et al. (2007), em seu estudo.

A radiação ionizante é um carcinógeno e um cataratogênico humano comprovado. A lente do cristalino do olho é, entre os tecidos do corpo humano, um dos mais radiosensíveis.

A opacificação desta lente, normalmente transparente (ou seja, a catarata), é muito comum, embora ela continue seu crescimento ao longo da vida sem desenvolver tumores (HAMADA; FUJIMICHI, 2015).

Estudos epidemiológicos recentes dos efeitos da radiação ionizante tem considerado o surgimento de efeitos tardios, não cancerígenos, relacionados a alterações teciduais. Por esta razão, novas recomendações foram sugeridas pela ICRP com base nos recentes conhecimentos sobre os efeitos biológicos das radiações, dentre as quais se destaca o novo limiar de efeitos no cristalino do olhos, que é de 0,5 Gy (ICRP, 2011). Recentes estudos epidemiológicos tem motivado um debate sobre a possibilidade das cataratas serem consideradas um efeito estocático, sem limiar de dose para o seu desenvolvimento (HAMADA et al., 2014; MARTIN, 2014; THORNE, 2012).

Desta forma, apesar dos valores de kerma no ar encontrados neste trabalho serem inferiores ao novo limiar de efeitos estabelecido pela ICRP, é importante otimizar o procedimento radiográfico de modo a reduzir a dose absorvida no cristalino.

A Tabela 37 apresenta os valores mínimos, médios e máximos de kerma no ar estimados para a região da tireoide, em exames radiográficos dos seios da face em projeções LAT e pósterio-anterior (FN + MN), realizados em ambos hospitais estudados.

Nos exames realizados em projeção LAT, os valores de kerma no ar na região da tireoide dos pacientes do Hospital A foram superiores aos estimados no Hospital B, refletindo mais uma vez o emprego de parâmetros de irradiação não otimizados. A proteção provida pela utilização do cilindro colimador à glândula tireoide pôde ser claramente observada quando são analisados os valores de kerma no ar estimados para os exames em projeção PA, onde o Hospital A, que utiliza este dispositivo, apresentou valores mais baixos que o Hospital B, que não faz uso do colimador .

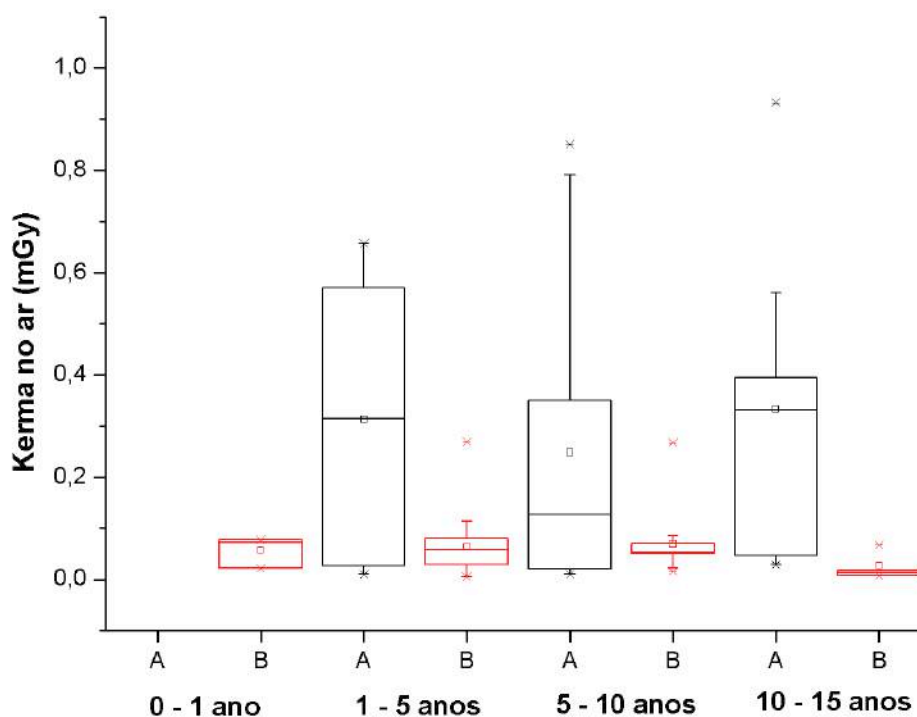
Tabela 37 Valores mínimos, médios e máximos de kerma (em mGy) estimados para região da tireoide dos pacientes pediátricos, para os exames de seios da face em projeção lateral (LAT) e para os exames em projeção póstero-anterior (FN e MN).

Tipo de Exame	Faixa Etária	Kerma no ar (mGy) na Região da Tireoide					
		A			B		
		Mín	Méd	Máx	Mín	Méd	Máx
LAT	0 - 1 ano	-	-	-	0,021	0,057 ± 0,031	0,077
	1 - 5 anos	0,01	0,31 ± 0,25	0,657	0,005	0,063 ± 0,056	0,269
	5 - 10 anos	0,01	0,25 ± 0,27	0,851	0,016	0,070 ± 0,060	0,267
	10 - 15 anos	0,03	0,33 ± 0,26	0,93	0,007	0,027 ± 0,028	0,067
		Kerma no ar (mGy) na Região da Tireoide					
FN + MN	0 - 1 ano	-	-	-	-	-	-
	1 - 5 anos	0,020	0,020 ± 0,000	0,020	0,03	0,21 ± 0,35	0,97
	5 - 10 anos	0,011	0,022 ± 0,021	0,064	-	0,031*	-
	10 - 15 anos	0,0020	0,0088 ± 0,0046	0,0167	0,013	0,025 ± 0,016	0,036

*Amostra com apenas um exame coletado.

A Figura 42 apresenta a distribuição dos valores de kerma no ar estimados na região da tireoide de pacientes pediátricos para os exames dos seios da face LAT, nos hospitais estudados.

Figura 42 Distribuição dos valores de kerma no ar (em mGy) estimados para região de tireoide dos paciente pediátricos, através da utilização de TLDs, em exames radiográficos dos seios da face, em projeção lateral (LAT), dentro de cada faixa etária estudada, para os hospitais participantes da pesquisa.



Da mesma maneira que para a região do olho de entrada do feixe de radiação, os valores de kerma no ar calculados para a região da tireoide nos exames realizados no Hospital A apresentaram-se mais dispersos que os estimados nos exames realizados no Hospital B. Desta forma, alguns exames do Hospital A apresentaram altos valores de kerma no ar, porém, em outros exames, os valores estimados apresentaram-se baixos, variando conforme a inclusão ou não desta região no campo de radiação à medida que se aproxima ou se afasta o cilindro colimador da pele do paciente (Figura 42). A pequena flutuação dos dados correspondentes aos valores de kerma no ar apresentada pelo Hospital B deve-se ao fato de a região da tireoide está sempre dentro dos limites do campo de radiação devido à não utilização do dispositivo colimador.

A Tabela 38 apresenta um resumo dos parâmetros de irradiação e dos valores de kerma no ar na região da tireoide encontrados no presente estudo comparados com os dados de Andrade et al. (2007).

Tabela 38 Comparação dos parâmetros de irradiação e valores de kerma no ar na região da tireoide encontrados por Andrade et al (2007) e pelo presente estudo.

Estudo / Hospital		Tensão (kV)	Carga (mAs)	DFP (cm)	Kerma no ar na Região da Tireoide (mGy)	
					com cilindro colimador	sem cilindro colimador
					Presente estudo / Hospital A	Mínimo Máximo
Presente estudo / Hospital B	Mínimo Máximo	66,0 77,0	4,0 6,5	89,0 108,0	-	0,054
Andrade et al. (2007)	Mínimo Máximo	60,0 73,0	6,3 8,0	75,0 126,0	0,045	0,075

O valor médio de kerma no ar estimado nesta região para os exames realizados no Hospital B (0,054 mGy) foi um pouco inferior ao encontrado por Andrade et al. (2007) para os exames radiográficos em que o cilindro colimador não foi utilizado (0,075 mGy). Por utilizar distâncias foco-pele menores e valores de carga do tubo superiores, Andrade et al. (2007) encontraram valores maiores de kerma no ar na região estudada. Já o valor médio estimado para os exames realizados no Hospital A (0,298 mGy), onde o cilindro colimador foi utilizado em todos os exames, foi maior que o encontrado por Andrade et al. (2007), que estimaram um valor médio de kerma no ar de 0,045 mGy para região da glândula tireoide. Neste caso, igualmente ao anterior, a adoção de DFPs menores contribuíram para o aumento do kerma no ar.

Com relação aos exames em FN e MN realizados em projeção AP no Hospital B, a mudança de direção do feixe primário de radiação também refletiu nos valores de kerma no ar estimados na região da tireoide, que se apresentou cerca de 9 vezes maior do que a média determinada para todas as faixas etárias, cujo valor estimado foi de 0,017 mGy. Neste exame, o valor de kerma no ar estimado para a região da tireoide foi de 0,164 mGy.

O câncer de tireoide é um dos tumores sólidos cuja incidência mais cresceu nas últimas 3 décadas nos Estados Unidos e é considerado o quinto tipo de câncer mais

diagnosticado em mulheres (SIEGEL et al., 2012), cuja taxa de incidência corresponde a um fator três vezes maior quando comparada à incidência entre pessoas do sexo masculino (SCHOTTENFELD; FRAUMENI, 2006).

A Agência Internacional de Pesquisa sobre o Câncer (programa GLOBOCAN) estima em todo o mundo, as taxas de incidência e mortalidade de câncer de regiões específicas, em cada país (GLOBOCAN, 2008; GLOBOCAN, 2012). Em 2008, as taxas mundiais de estimativa de incidência de câncer de tireoide para faixas etárias padrões foram de 4,7 e 1,5 para cada 100.000 mulheres e homens, respectivamente (FERLAY et al., 2010). As últimas estimativas, ocorridas em 2012, demonstram que estas taxas aumentaram para 6,1 e 1,9 para cada 100.000 mulheres e homens, respectivamente (FERLAY et al., 2015). Por outro lado, a contribuição global da incidência do câncer de tireoide às estimativas de incidência de câncer em todo o mundo é relativamente pequena. Uma hipótese para esta tendência é o reflexo de uma combinação de avanços tecnológicos, que permitem eficiência na detecção dos casos patológicos, mas também mudanças de ordem ambiental, incluindo a exposição da população à radiação ionizante natural, exames de radiodiagnóstico e tratamento radioterápico de doenças benignas e malignas (SCHONFELD et al., 2011).

Há poucas pesquisas sobre o risco de câncer de tireoide devido a exames radiográficos. A maior parte de estudos do risco de câncer na tireoide devido à radiação está associada aos acidentes de Fukushima e Chernobyl e aos estudos com sobreviventes das bombas atômicas de Hiroshima e Nakasaki (LEUNG, 2015; SINNOTT et al., 2010, YAMASHITA; SUZUKI, 2013) Os estudos sobre os efeitos das exposições às baixas doses de radiação na tireoide estão associados a alterações em seu funcionamento, como o surgimento de doenças autoimunes e cistos, principalmente em pacientes do sexo feminino, de todas as idades (MEMON et al., 2010)

Trabalhos recentes apontam a contribuição dos exames radiológicos da cabeça e da face para o aumento do risco de incidência de câncer de tireoide (INSKIP et al., 1995; MEMON et al., 2010; SCHONFELD et al., 2011; NETA et al., 2012). A Tabela 39 apresenta valores de doses estimados para a glândula tireoide em alguns procedimentos radiográficos.

Tabela 39 Valores médios de doses estimados para a glândula tireoide em alguns procedimentos radiográficos.

Tipo de Exame Radiográfico	Dose de Radiação na Glândula Tireoide (mGy)
1. Cabeça e seios da face LAT	
<i>Bengtsson et al. (1978)</i>	7,900
<i>Andrade et al. (2007)</i>	0,040 (com colimador)
	0,075 (sem colimador)
<i>Presente estudo</i>	
Hospital A	0,298 (com colimador)
Hospital B	0,054 (sem colimador)
2. Crânio	
<i>Kereiakes, Rosenstein (1980)</i>	2,220
3. Radiografias dentais	
<i>Johnson e Goetz (1986); Ludlow et al. (2008):</i>	
Documentações odontológicas	
completas	0,700
Panorâmica	0,400
Interproximal (Bite-wing)	< 0,100

Fonte: Neta, 2012, exceto para o trabalho publicado por Andrade et al. (2007).

Torna-se pertinente, contudo, uma análise mais aprofundada sobre a importância do uso de cilindros colimadores para restrição da área de irradiação e, por conseguinte, diminuição do kerma no ar na região dos olhos e na região tireoidea do paciente. Analisando os pacientes submetidos a exames de seios da face em projeção pósterio-anterior (FN + MN), a Tabela 40 mostra uma comparação entre exames de dois pacientes (paciente 1 do Hospital A e paciente 4 do Hospital B) com características físicas semelhantes (altura, massa corporal, idade).

Tabela 40 Características físicas dos pacientes selecionados e parâmetros de irradiação utilizados durante a realização de seus exames FN e MN.

Paciente / Hospital	Idade (anos)	Massa Corporal (Kg)	Altura (m)	Carga (mAs)	Tensão (kV)	Rendimento do Tubo* (µGy/mAs)
Pct. 1 / Hosp. A	6	22,1	1,1	50,4	65,0	39,6
Pct. 4 / Hosp. B	6	23,0	1,2	5,0	70,0	12,2
Pct. 21 / Hosp. A	9	21,0	1,2	3,24	72,0	50,0
Pct.28 / Hosp. B	8	18,0	1,3	5,00	70,0	12,2

*Rendimento do tubo a 1 m na tensão utilizada para execução do exame.

Os valores de kerma no ar em cada região radiosensível estudada, estimados durante os exames radiográficos de seios da face coletados, estão mostrados na Tabela 42. Nos exames em projeção LAT, a medida do kerma no ar na região do olho de entrada do feixe primário do exame coletado no Hospital A corresponde ao valor estimado para uma incidência em perfil, uma vez que esta instituição realiza duas incidências para cada solicitação de radiografia do cavum.

Tabela 41 Valores de kerma no ar na região de órgãos radiosensíveis para as duas incidências radiográficas estudadas em pacientes selecionados.

Paciente / Hospital	Incidência	Kerma no ar (Olhos*) (µGy)	Kerma no ar (Tireoide) (µGy)
Pct. 1 / Hosp. A	FN + MN	105,63	64,46
Pct. 4 / Hosp. B		16,93	31,14
Pct. 21 / Hosp. A	LAT	173,56	334,85
Pct. 28 / Hosp. B		265,15	267,14

*Para os exames radiográficos em projeção PA, o valor do kerma no ar na região dos olhos corresponde à média entre os valores encontrados para o olho esquerdo e olho direito; Nos exames radiográficos em projeção LAT, a medida do kerma no ar na região do olho de entrada do feixe primário do exame coletado no Hospital A, através da leitura TLD, corresponde ao valor estimado para uma incidência em perfil (metade do valor da leitura TLD).

Ao se dividir o valor de kerma no ar encontrado na região dos olhos do Paciente 1 do Hospital A pelo valor de carga selecionado no tubo de raios X, encontra-se uma proporção de 2,1 $\mu\text{Gy/mAs}$, que, por sua vez, dividido pelo valor do rendimento para a tensão selecionada, fornece um fator de 0,053. Procedendo-se da mesma forma para o Paciente 4 do Hospital B, o valor estimado deste mesmo fator foi de 0,278. Desta forma, sendo o cilindro colimador apenas utilizado pelo Hospital A, o uso deste dispositivo diminuiu cerca de 5,6 vezes o kerma no ar na região dos olhos do paciente em exames radiográficos dos seios da face em projeção PA. Repetindo as etapas anteriormente descritas e considerando dois pacientes (paciente 21 do Hospital A e paciente 28 do Hospital B) submetidos a exames de seios da face em projeção LAT, o fator estimado para a região do olho de entrada do feixe de raios X para o paciente pertencente ao Hospital A foi de 1,07, enquanto que o fator encontrado para o paciente do Hospital B foi de 4,36. Isso significa que, no caso dos exames radiográficos dos seios da face em projeção LAT, o uso do dispositivo colimador reduziu o kerma no ar na região do olho de entrada do feixe primário de radiação em cerca de 4,1 vezes. As características físicas desses pacientes, bem como os parâmetros de irradiação utilizados para a realização de seus exames estão mostrados na Tabela 41.

Após a verificação da relevante contribuição do cilindro colimador para a diminuição do kerma no ar na região dos olhos, convém analisar a proteção que este dispositivo fornece à tireoide. Tomando como base para os cálculos os mesmos pacientes selecionados anteriormente para análise da importância do cilindro colimador para a região dos olhos, no caso dos exames radiográficos dos seios da face em projeção pósterio anterior (FN + MN), a estimativa do valor do fator chega a aproximadamente 0,032, para os exames realizados no Hospital A, contra os aproximadamente 0,512 estimados para os exames do Hospital B. Esta análise permite concluir que o uso do cilindro colimador reduziu a o kerma no ar na região da tireoide em cerca de 15,9 vezes, uma diminuição significava quando se trata de pacientes pediátricos. A redução do kerma no ar obtida com o uso do dispositivo circular de colimação em exames em projeção LAT ultrapassou os 50% na região tireoidea.

4.2.6 Estimativa das Doses Absorvidas Médias nos Órgãos Radiossensíveis Utilizando o Software PCXMC®.

As Figuras 44 e 45 mostram os valores médios das Doses nos Órgãos de maior radiosensibilidade (ICRP, 2006) estimadas para pacientes menores de 15 anos de idade, submetidos aos exames radiográficos nos seios da face em projeção LAT e projeção pósterio-

anterior (FN + MN), respectivamente, nos hospitais estudados. Como dito anteriormente, nos exames de seios da face realizados com cilindro de colimação (os do Hospital A), foi considerado, no software PCXMC (TAPIOVAARA; SIISKONEN, 2008), um campo de radiação quadrado cuja área se aproxima, em cm^2 , da área apresentada pelo dispositivo de colimação.

Figura 43 Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em mGy), estimadas para pacientes menores 15 anos de idade, submetidos a exames dos seios da face em projeção LAT, nos hospitais avaliados.

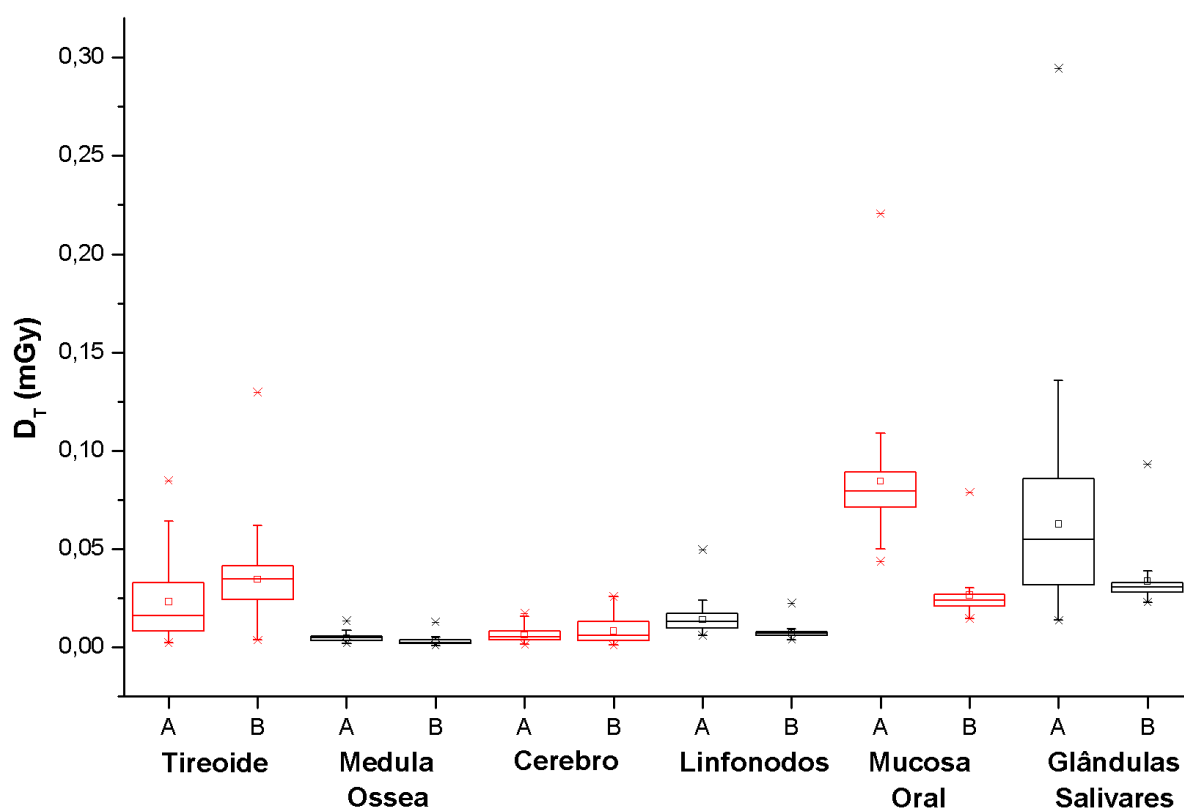
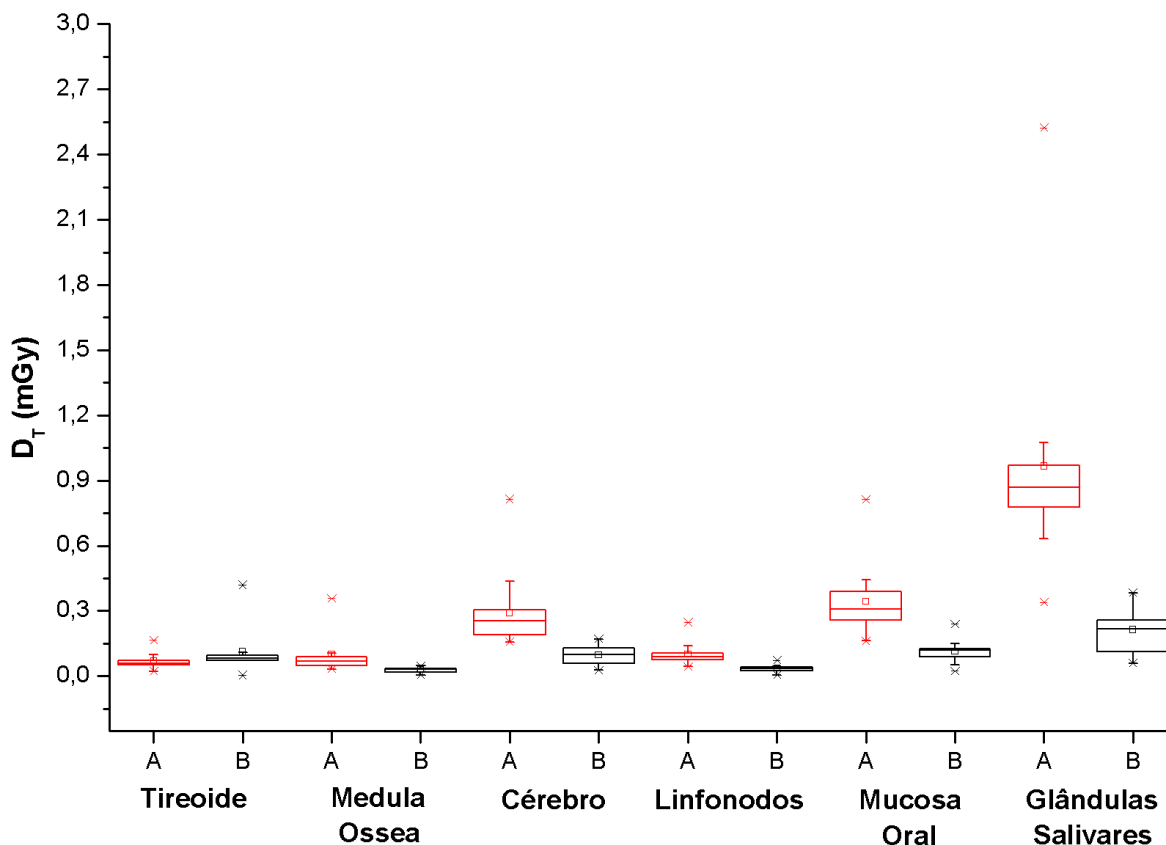


Figura 44 Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em mGy), estimadas para pacientes menores 15 anos de idade, submetidos a exames dos seios da face em projeção pósterio-anterior (FN + MN), nos hospitais avaliados.



A análise das figuras permite constatar que nos exames de seios da face, a mucosa oral, a tireoide e as glândulas salivares foram os órgãos mais irradiados. Não houve diferença significativa entre as doses em órgãos como medula óssea, cérebro e linfonodos, quando se verificam os exames de seios da face em projeção LAT, e na tireoide, medula óssea e linfonodos, no caso dos exames em projeção pósterio-anterior (FN e MN). Devido ao fato das glândulas salivares e da mucosa oral posicionarem-se exatamente na direção do feixe primário de radiação, as doses absorvidas nesses órgãos apresentaram-se mais altas nos pacientes que se submeteram a exames no Hospital A, onde os valores de $K_{a,e}$ estimados foram mais altos. Mesmo nessa análise, o uso do cilindro colimador por parte do Hospital A e a proteção real por este dada à glândula tireoide não pôde ser claramente visualizada devido à adoção de técnicas radiográficas com parâmetros de irradiação muito mais altos por parte deste hospital, em relação aos selecionados pelo Hospital B. A influência do colimador cilíndrico está ligeiramente perceptível nos exames em projeção LAT, em que esses parâmetros não foram tão discrepantes. Além disso, no Hospital A, onde foram observados

nesses exames, valores muito altos de $K_{a,e}$, a dose na medula não foi significativamente mais alta que no outro hospital. Isso pode ser atribuído ao uso de cilindro de colimação nos exames realizados nesse hospital.

Os valores médios da Dose Efetiva (E) estimados nos exames de seios da face em projeção LAT e projeção pósterio-anterior (FN/MN), estimados para pacientes menores de 15 anos de idade, nos hospitais estudados, são apresentados na Tabela 41.

Tabela 42 Valores médios da Dose Efetiva (E), em μSv , estimados nos exames de seios da face em projeção LAT e em projeções pósterio-anterior (FN/MN), em pacientes menores de 15 anos de idade, nos hospitais estudados.

	E (μSv)			
	LAT	FN	MN	FN + MN
Hospital A	4,1 \pm 1,9	12 \pm 12	23,2 \pm 6,4	35,31 \pm 18,4
Hospital B	3,3 \pm 2,0	8,2 \pm 4,6	9,7 \pm 4,2	17,17 \pm 8,8

A grandeza dose efetiva é usada para otimização de procedimentos, comparando tecnologias de proteção radiológica, com ênfase no conceito de exposição ocupacional. Desta forma, não é recomendada para avaliações epidemiológicas, nem deve ser usada para análise de exposição individual e de risco (ICRP, 2007). O Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006) não sugere valores de Dose Efetiva em exames de seios da face. No entanto, para exames realizados no crânio (incidências AP/PA/LAT), o referido guia estabelece, também, para todas as faixas etárias, valores menores que 10 μSv . A Tabela 35 mostra que a dose efetiva (E) média estimada para os pacientes submetidos a exames dos seios da face em projeção LAT, em ambos os hospitais (A e B), ficou abaixo da sugerida pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et. al. 2006). Já os valores médios de Dose Efetiva estimados para os pacientes submetidos a exames dos seios da face em projeção pósterio-anterior (FN e MN) no Hospital A encontram-se acima do recomendado pelo referido guia, atingindo um fator superior a 2 (exames em projeção MN). Já as estimativas de valores de E para os exames FN e MN realizados no Hospital B encontram-se no limite do aconselhado. Esses valores altos de Dose Efetiva estão associados, também, com a adoção de técnicas radiográficas que utilizam parâmetros de irradiação altos, associados com pequena distância foco-paciente.

5 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que os parâmetros de irradiação empregados nos exames dos seios da face LAT/FN/MN não estão de acordo com o principal guia internacional de boas práticas. No caso dos exames em projeção LAT, o emprego de tensões e cargas mais altas são comuns nos dois hospitais, especialmente nos exames realizados no Hospital B. Os valores de carga mais altos empregados pelo Hospital B, estão associados ao baixo rendimento do aparelho de raios X e ao uso desnecessário de grades antiespalhamento em todos os procedimentos radiográficos coletados. Contribuem, também, para a não otimização dos procedimentos radiográficos, a falta de uma cultura de proteção radiológica por parte das instituições. No casos dos exames realizados em projeção pósterio-anterior (FN e MN), a taxa de exames radiográficos descartados devido a imagem clara por parte do Hospital B denota a necessidade de ajuste dos parâmetros de irradiação para associar uma boa qualidade de imagem com baixas doses para os pacientes.

Os valores médios de Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) estimados para os exames do Hospital A ficaram acima das doses de referência propostas pelo Guia Britânico de Boas Práticas. O Hospital B, por sua vez, apresentou valores de $K_{a,e}$ mais baixos, porém não significa afirmar que possui um serviço otimizado. A alta taxa de rejeitos devido a radiografias claras leva ao aumento da dose final recebida pelo paciente. É imprescindível o ajuste dos parâmetros de irradiação, a fim de encontrar um perfeito equilíbrio entre a qualidade de imagem e as doses absorvidas. Desta forma, as doses recebidas pelos pacientes devem ser as mais baixas possíveis, sem prejuízo na imagem radiográfica, que, caso não possua qualidade adequada, pode conduzir a diagnósticos errados, anulando o benefício que traz a realização do exame radiográfico e, conseqüentemente, convertendo-o em uma prática injustificável.

Nos exames radiográficos dos seios da face, é recomendado o uso do colimador circular para restringir o campo de radiação à área anatômica de interesse. Embora apenas a instituição A utilize este colimador, verificou-se que os valores de $K_{a,e}$ e $P_{K,A}$ estimados para os exames realizados neste hospital foram maiores do que os encontrados no Hospital B. Os valores encontrados são superiores aos valores de referência estabelecidos pelo Guia Britânico, indicando a necessidade de otimização destes procedimentos.

A análise dos valores médios das doses absorvidas nos órgãos estimados com o auxílio do programa computacional PCXMC permitiu constatar que, nos exames de seios da face, a mucosa oral, a tireoide e as glândulas salivares foram os órgãos mais irradiados.

Nos exames em projeção LAT, os valores médios da dose efetiva encontrados nos hospitais estudados foram menores que os sugeridos pelo Guia Britânico em exames de crânio (AP/PA/LAT). Todavia, as estimativas de Dose Efetiva para os exames em projeção pósterio-anterior (FN e MN) encontram-se no limite estabelecido, no caso do Hospital B, e acima do valor aconselhado, no caso do Hospital A, por um fator superior a 2. Esses valores altos de dose efetiva estão associados, também, a uma colimação inadequada do campo de raios X.

Um estudo que avalie conjuntamente a dose e a qualidade da imagem pode dar informações adicionais a respeito da otimização da proteção ao paciente pediátrico nas instalações radiológicas estudadas.

REFERÊNCIAS

AAPM. American Association of Physicists in Medicine. **Protocols for the radiation safety surveys of diagnostic radiological equipment**. AAPM Report No 25. New York, NY: American Institute of Physics, 1988.

AICHINGER, H.; DIERKER, J.; JOITE-BARFUß, S.; SÄBEL, M. **Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology: physical principles and clinical applications**. Springer Science & Business Media, 2011.

ALMEIDA, R. C. C.; ARTESE F.; CARVALHO, F. A. R.; CUNHA, R. D.; ALMEIDA, M. A. O. Comparação entre a radiografia de cavum e a cefalométrica de perfil na avaliação da nasofaringe e das adenoides por otorrinolaringologistas. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 16, n. 1, p. e1-e10, 2011.

ANDRADE, M. E. A.; BRASILEIRO, I. V.; BARROS, V. S. M.; KHOURY, H. J. Estudo das doses em exames radiográficos da face de pacientes pediátricos, 2007. In: XII Congresso Brasileiro de Física Médica. **Anais eletrônicos**, Foz do Iguaçu, junho 2007.

ARAÚJO NETO, S. A.; QUEIROZ, S. M.; BARACAT, E. C. E.; PEREIRA, I. M. R. Avaliação radiográfica da adenoide em crianças: métodos de mensuração e parâmetros da normalidade. **Radiologia Brasileira**, v. 37, n. 6, p. 445-448, 2004.

AROUA, A.; DECKA, I.; BURNAND, B. et. al. Dosimetric aspects of a national survey of diagnostic and interventional radiology in Switzerland. **Medical Physics**, vol. 29, p.2247-2258, 2002.

AZEVEDO, A. C. P.; OSIBOTE, O. A.; BOECHAT, M. C. B. Paediatric x-ray examinations in Rio de Janeiro. **Physics in medicine and biology**, v. 51, n. 15, p. 3723, 2006.

BARBOSA, M. C.; KNOP, L. A. H.; LESSA, M. M.; ARAUJO, T. M. Avaliação da radiografia cefalométrica lateral como meio de diagnóstico da hipertrofia de adenóide. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 14, n. 4, p. 83-91, 2009.

BARRIONUEVO, Ricardo. Orientação: Hipertrofia Adenoamigdaliana. **Pacienteipo**, 2010. Disponível em: <<http://www.pacienteipo.com.br/janelas/doencas/dc-HAA.htm>> Acesso em 15 jan. 2014.

BENMAKHLOUF, H.; FRANSSON, A.; ANDREO, P. Influence of phantom thickness and material on the backscatter factors for diagnostic x-ray beam dosimetry. **Physics in medicine and biology**, v. 58, n. 2, p. 247, 2013.

BERGONIÉ, J.; TRIBONDEAU, L. Action des rayons X sur le testicule du rat blanc. **CR Société Biologie (Paris)**, v. 57, n. 400, p. 592, 1904.

BIASOLI JR, A. **Técnicas radiográficas: princípios físicos, anatomia básica e posicionamento**. Livraria e editora Rubió. Rio de Janeiro, 2006.

BILLINGER, J.; NOWOTNY, R.; HOMOLKA, P. Diagnostic reference levels in pediatric radiology in Austria. **European radiology**, v. 20, n. 7, p. 1572-1579, 2010.

BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Bontrager: Manual Prático de Técnicas e Posicionamento Radiográfico**. Elsevier Brasil. Rio de Janeiro, 2014.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Portaria 453. **Diário Oficial da União**. Brasília, 1998.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança**. Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

BROOK, I. Acute sinusitis in children. **Pediatric clinics of North America**, v. 60, n. 2, p. 409-424, 2013.

BUSHONG, S. **Ciência radiológica para tecnólogos**. Elsevier Brasil, Rio de Janeiro, 2011.

CE. Commission of European Communities. **Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics**. Draft Working Document, Brussels: CEC XII/307/91, 1992.

CE. Commission of European Communities. **European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images**. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg: EUR16260, 1996a.

CE. Commission of European Communities. **European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics**. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg: EUR16261, 1996b.

CHAPPLE, C. L.; FAULKNER, K.; LEE, R. E. J.; HUNTER, E. W. Results of a survey of doses to pediatric patients undergoing common radiological examinations. **British Journal of Radiology**, v. 65, p.225–231, 1992.

COOK, J.V.; SHAH, K.; PABLOT S.; et al. **Melhor prática em radiologia pediátrica: um manual para todos os serviços de radiologia**. Tradução de Ana Cecília Pedroza de Azevedo; Antônio Carlos Pires Carvalho; Arnaldo Levy Lassance Cunha; Marise Ribeiro Nogueira Guebel. Rio de Janeiro: Editora FIOCRUZ, 2006.

DANGELO, J. G. **Anatomia básica dos sistemas orgânicos**. Atheneu, 1995.

DAVIES, M.; MC-CAILUM, H.; WHITE, G.; BROWN, J.; HLEM, M. Patient dose audit in diagnostic radiography using custom designed software. **Radiography**, vol. 3, p.17-25, 1997.

DEL REAL, R. PIFARRÉ, X.; ROSELLÓ, J. **Efectos de orientación de los dosímetros de termoluminiscencia (TLD-100) para rayos-X de diagnóstico**. Radioprotección, 1998.

EBIX INC. **A.D.A.M. Suite of Healthcare Products**, 2015. Disponível em: <<http://www.adam.com/>>. Acesso em 15 jan. 2014.

FAULKNER, K.; BROADHEAD, D.A.; HARRISON, R.M. Patient dosimetry measurement methods. **Applied Radiation and Isotopes**, vol. 50, p.113–123, 1999.

FELCAR, J. M.; BUENO, I. R.; MASSAN, A. C. S.; TOREZAN, R. P.; CARDOSO, J. R. Prevalence of mouth breathing in children from an elementary school. **Ciência & Saúde Coletiva**, v. 15, n. 2, p. 427-435, 2010.

FERLAY, J.; SHIN, H. R.; BRAY F.; FORMAN, D.; MATHERS, C.; PARKIN, D. M. Estimates of worldwide burden of cancer in 2008: GLOBOCAN 2008. **International Journal of Cancer**, v. 127, n. 12, p. 2893-2917, 2010.

FERLAY, J.; SOERJOMATARAM, I.; DIKSHIT, R.; ESER, S.; MATHERS, C.; REBELO, M.; PARKIN, D. M.; FORMAN, D.; BRAY, F. Cancer incidence and mortality worldwide: sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012. **International Journal of Cancer**, v. 136, n. 5, p. E359-E386, 2015.

FREITAS, M. B. **Panorama das exposições médicas em radiologia convencional no estado de São Paulo**. São Paulo: Universidade de São Paulo (USP), tese de doutorado, 2005.

GLOBOCAN 2008. Cancer incidence and mortality worldwide: IARC Cancer Base No. 10 [database on the Internet] Lyon: **International Agency for Research on Cancer**. 2010. Available at: <http://globocan.iarc.fr>.

GLOBOCAN 2012. Cancer Incidence and Mortality Worldwide: IARC CancerBase No. 11. Lyon, France: **International Agency for Research on Cancer**; 2013. Visit: <http://globocan.iarc.fr>, 2014.

GROVES, A.; OWEN, K. E.; COURTNEY, H. M.; YATES, S. J.; GOLDSTONE, K. E.; BLAKE, G. M.; DIXON, A. K. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. **The British journal of radiology**, v. 77, n. 920, 2014.

HALL, E. J. Lessons we have learned from our children: cancer risks from diagnostic radiology. **Pediatric radiology**, v. 32, n. 10, p. 700-706, 2002.

HAMADA, N.; FUJIMICHI, Y.; IWASAKI, T.; FUJII, N.; FURUHASHI, M.; KUBO, E.; MINAMINO, T. NOMURA, T.; SATO, H. Emerging issues in radiogenic cataracts and cardiovascular disease. **Journal of radiation research**, v. 55, n. 5, p. 831-846, 2014.

HAMADA, N.; FUJIMICHI, Y. Role of carcinogenesis related mechanisms in cataractogenesis and its implications for ionizing radiation cataractogenesis. **Cancer letters**, 2015.

HARRISON, R. M., CLAYTON, C. B., DAY, M. J.; OWEN, J. J. P.; YORK, M. F. A survey of radiation doses to patients in five common diagnostic examinations. **British Journal of Radiology**, v. 56, p. 383-395, 1983.

HART, D.; JONES, D.G.; WALL, B.F. **Normalised Organ Doses for Medical X-Ray Examinations Calculated using Monte Carlo Techniques**. National Radiological Protection Board, Oxon: NRPB-SR262, 1994a.

HART, D.; JONES, D.G.; WALL, B.F. **Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose-Area Product Measurements**. National Radiological Protection Board, Oxon: NRPB-R262, 1994b.

HART, D.; JONES, D.G.; WALL, B.F. **Normalised organ dose for paediatric x-ray examinations calculated using Monte-Carlo techniques**. National Radiological Protection Board, Oxon: NRPB-SR279, 1996a.

HART, D.; JONES, D.G.; WALL, B.F. **Coefficients for estimating effective doses for paediatric x-ray examinations**. National Radiological Protection Board, Oxon: NRPB-R279, 1996b.

HUDA, W. Kerma-area product in diagnostic radiology. **American Journal of Roentgenology**, v. 203, n. 6, p. W565-W569, 2014.

HUFTON, A. D.; DOYLE, S. M.; CARTY, H. M. L. Digital radiography in paediatrics: radiation dose considerations and magnitude of possible dose reduction. **British Journal of Radiology**, v.71, p.186-199, 1998.

IAEA. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology for Paediatric Patients. **IAEA Human Health Series n° 24**, Vienna, IAEA, 2013.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the ICRP. Pergamon Press, Oxford, UK: **Annals of ICRP**, v. 21, n. 1-3, ICRP Publication 60, 1991.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Radiological protection and safety in medicine. Pergamon Press, Oxford, UK: **Annals of ICRP**, v. 26, n. 2, ICRP Publication 73, 1996.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Basis for dosimetric quantities used in radiological protection. Pergamon Press, Oxford, **Annals of ICRP**, 2006.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. Publication 103. **Annals of ICRP**, v. 37, n. 2.4, p. 2, 2007.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. ICRP ref 4825-3093-1464. **Statement on tissue reactions**. Approved by the Commission on April 21, 2011

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection. Bethesda, Maryland: **ICRU Report 48**, 1992.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental Quantities and Units for ionizing radiation. Bethesda, Maryland: **ICRU Report 60**, 1998.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient Dosimetry For X Rays Used In Medical Imaging. Bethesda, Maryland: **Journal of the ICRU**, v. 5, n.2, Report 74, 2005.

INSKIP, P. D.; EKBOM, A.; GALANTI, M. R.; GRIMELIUS, L.; BOICE JR.; J. D. Medical diagnostic x rays and thyroid cancer. **Journal of the National Cancer Institute**, v. 87, n. 21, p. 1613-1621, 1995.

IPSM, NRPB, CoR. Institute of Physical Sciences in Medicine, National Radiological Protection Board and College of Radiographers. **National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology**. Chilton, UK: Dosimetry Working Party of the IPSM, 1992.

JACOMELLI, M.; SOUZA, R.; PEDREIRA JÚNIOR, W. L. Abordagem diagnóstica da tosse crônica em pacientes não-tabagistas. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v.29, p.413-429, 2003.

JA MEDICARE. **Odontodoc**, Radiografia Odontológica e Documentação Ortodôntica, 2010. Disponível em: <http://www.odontodoc.com.br/index.php?option=com_content&view=featured&Itemid=43>. Acesso em 18 de jun 2014, 18:00:00.

JUHL, J. H.; CRUMMY, A. B.; KUHLMAN, J. E. **Interpretação radiológica**. In: Paul & Juhl Interpretação Radiológica. Guanabara Koogan, 2000.

KENDALL, G. M.; FELL, T. P.; HARRISON, J. D. Dose to red bone marrow of infants, children and adults from radiation of natural origin. **Journal of Radiological Protection**, v. 29, n. 2, p. 123, 2009.

KHONG, P. L. et al. ICRP publication 121: radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. **Annals of the ICRP**, v. 42, n. 2, p. 1-63, 2013.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W. CALDose_X—a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. **Physics in medicine and biology**, v. 53, n. 22, p. 6437, 2008.

KYRIOU, J.C.; NEWAY, V.; FITZGERALD, M.C. Patient doses in diagnostic radiology at the touch of a button. London, UK: **St. George's Hospital**, 2000.

LACERDA, M. A. S. **Dosimetria e Aspectos de proteção Radiológica em exames radiográficos convencionais pediátricos realizados em Belo Horizonte**. Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), tese de doutorado, 2007.

LACERDA, M. A. S.; et al. Radioproteção, dose e risco em exames radiográficos nos seios da face de crianças, em hospitais de Belo Horizonte, MG; Radioprotection, doses and risks in the radiological assessment of paranasal sinuses in children, in hospitals of Belo Horizonte, MG. **Radiologia Brasileira**, v. 40, n. 6, p. 409-413, 2007.

LACERDA, M. A. S.; SILVA, T. A.; KHOURY, H. J. Assessment of dosimetric quantities for patients undergoing X-ray examinations in a large public hospital in Brazil—a preliminary study. **Radiation protection dosimetry**, v. 132, n. 1, p. 73-79, 2008.

LAYA, B. F.; LEE, E. Y. **Congenital causes of upper airway obstruction in pediatric patients: updated imaging techniques and review of imaging findings**. In: Seminars in roentgenology. WB Saunders, p. 147-158, 2012.

LE HERON, J. C. **XDOSE: a user's guide**. Software and manual. National Radiation Laboratory. Christchurch, New Zealand, 1994.

LE HERON, J. C. **CHILDOSE: a user's guide**. Software and manual. National Radiation Laboratory. Christchurch, New Zealand, 1996.

LEUNG, A. M. The Dose of Ionizing Radiation During Childhood Is Associated with the Prevalence of Thyroid Nodules Even Nearly 60 Years Later. **Clinical Thyroidology**, v. 27, n. 2, p. 37-39, 2015.

MARTIN, C. J. Personal dosimetry for interventional operators: when and how should monitoring be done?. **The British journal of radiology**, 2014.

MARTIN, C. J.; FARQUHAR, B.; STOCKDALE, E.; MCDONALD, S. A study of the relationship between patient dose and size in paediatric radiology. **British Journal of Radiology**, v.67, p.864-871, 1994

MATTHEWS, K.; BRENNAN, P. C.; MCENTEE, Mark F. An evaluation of paediatric projection radiography in Ireland. **Radiography**, v. 20, n. 3, p. 189-194, 2014.

MEMON, A.; GODWARD, S.; WILLIAMS, D.; SIDDIQUE, I; KHALID, A. S. Dental x-rays and the risk of thyroid cancer: a case-control study. **Acta Oncologica**, v. 49, n. 4, p. 447-453, 2010.

MOONEY, R.; THOMAS, P. S. Dose reduction in a paediatric X-ray department following optimization of radiographic technique. **British Journal of Radiology**, v.71, p.852-860, 1998.

NETA, G.; RAJARAMAN, P.; GONZALEZ, A. B.; DOODY, M. M.; ALEXANDER, B. H.; PRESTON, D.; SIMON, S. L.; MELO, D.; MILLER, J.; FREEDMAN, D. M.; LINET, M. S.; SIGURDSON, A. J. A prospective study of medical diagnostic radiography and risk of thyroid cancer. **American journal of epidemiology**, v. 177, n. 8, p. 800-809, 2013.

NETTO, T. G. **Garantia e controle de qualidade em radiodiagnóstico**. São Paulo: USP, v. 58, 1998.

NFAOUI, K.; BENTAYELO, F.; BASRAOUI, F.; AZEVEDO, A. C. P. Evaluation of paediatric X-ray doses in Moroccan university hospitals. **Radiation protection dosimetry**, p. ncq278, 2010.

PETOUSSI-HENS, N.; ZANKL, M.; DREXLER, G.; PANZER, W.; REGULLA, D. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. **Physics in Medicine and Biology**, v. 43, p. 2237-2250, 1998.

RAMLI, K.; ABDULLAH, B. J. J.; NG, K. H.; MAHMUD, R.; AF HUSSAIN, A. F. Computed and conventional chest radiography: A comparison of image quality and radiation dose. **Australasian Radiology**, v.49, p.460-466, 2005.

RIBEIRO, L. A.; YOSHIMURA, E. M. Entrance surface dose measurements in pediatric radiological examinations. **Radiation Measurements**, v. 43, n. 2, p. 972-976, 2008.

RODRÍGUEZ, R.S. **Infecções respiratórias agudas das vias respiratórias superiores. Infecções respiratórias em crianças**. OPAS, série HCT/AIEPI-1.P, Cap. 10. Organização Pan- Americana da Saúde, p. 197-202, 1998.

SAEED, M. K.; AL-QAHTANI, J. M. Paediatric dose measurements for chest X-ray examinations at Maternity and Children Hospital in Najran-Saudi Arabia. **Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine**, v. 35, n. 2, p. 215-219, 2012.

SCHONFELD, S. J.; LEE, C.; DE GONZALEZ, A. B. Medical exposure to radiation and thyroid cancer. **Clinical Oncology**, v. 23, n. 4, p. 244-250, 2011.

SCHOTTENFELD, D.; FRAUMENI, J. F. **Cancer Epidemiology and Prevention**. 3rd ed. New York, NY: Oxford University Press; 2006.

SHRIMPTON, P. C.; WALL, B. F. An evaluation of the Diamantor transmission ionisation chamber in indicating exposure-area product ($R \text{ cm}^2$) during diagnostic radiological examinations. **Physics in Medicine and Biology**, v. 27, n. 6, p. 871-878, 1982.

SIEGEL, R.; NAISHADHAM, D.; JEMAL, A. Cancer statistics, 2012. **CA: a cancer journal for clinicians**, v. 62, n. 1, p. 10-29, 2012.

SINNOTT, B.; RON, E.; SCHNEIDER, A. B. Exposing the thyroid to radiation: a review of its current extent, risks, and implications. **Endocrine reviews**, 2013.

TAPIOVAARA, M.; LAKKISTO, M.; SERVOMAA, A. PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. **Report STUK- A139**. Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, 1997.

TAPIOVAARA, M.; SIISKONEN, T. A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations, **Report STUK-A231**. Helsinki: Radiation and Nuclear Safety Authority, 2008.

THORNE, M. C. Regulating exposure of the lens of the eye to ionising radiations. **Journal of Radiological Protection**, v. 32, n. 2, p. 147, 2012.

UNSCEAR. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. **Sources and effect of ionizing radiation**. Vienna: Report to the General Assembly, with scientific annexes, v.1, 2000.

UNSCEAR. United Nations. Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. **Sources and effects of ionizing radiation: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation: Volume I: Sources - Report to the General Assembly Scientific Annexes A and B.** New York: United Nations, 2008.

UNSCEAR. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. **Annex B: Effects of radiation exposure of children.** Vienna: Report to the General Assembly, with scientific annexes, v. 2, 2013.

VELAYOS, J. L.; SANTANA, H. D. **Anatomía de la cabeza: con enfoque odontoestomatológico.** Editorial Medica Panamericana, 1994.

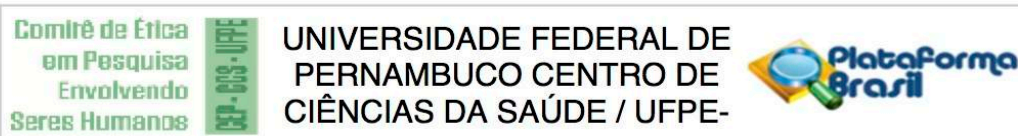
VOGLER, R. C.; II, F. J. W.; PILGRAM, T. K. Age-specific size of the normal adenoid pad on magnetic resonance imaging. **Clinical Otolaryngology & Allied Sciences**, v. 25, n. 5, p. 392-395, 2000.

WECKX, L. L. M.; et al. Atendimento otorrinolaringológico do Sistema Único de Saúde de crianças e adolescentes em três municípios brasileiros. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v. 74, n. 4, p. 571-578, 2008.

WHAITES, E.; DRAGE, N. **Essentials of dental radiography and radiology.** Elsevier Health Sciences, 2013.

WHITE, S. C.; PHAROAH, M. J. **Oral radiology: principles and interpretation.** Elsevier Health Sciences, 2014.

YAMASHITA, S.; SUZUKI, S. Risk of thyroid cancer after the Fukushima nuclear power plant accident. **Respiratory investigation**, v. 51, n. 3, p. 128-133, 2013.



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ESTIMATIVA DA DOSE E RISCO EM PACIENTES PEDIÁTRICOS DEVIDO A EXAMES RADIOGRÁFICOS DOS SEIOS DA FACE

Pesquisador: Beatriz Villa-Chan Cantalupo Pinto

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 24964314.7.0000.5208

Instituição Proponente: CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 572.526

Data da Relatoria: 03/04/2014

Apresentação do Projeto:

Indicado na relatoria inicial.

Objetivo da Pesquisa:

Indicado na relatoria inicial.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Indicado na relatoria inicial.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Indicado na relatoria inicial.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Indicado na relatoria inicial.

Recomendações:

S/recomendações.

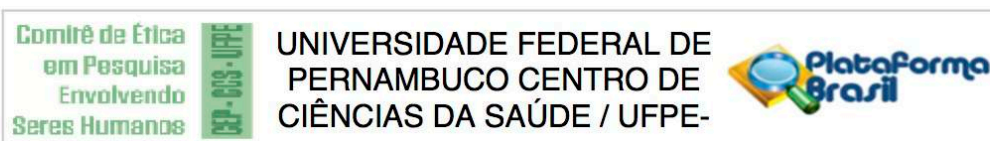
Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **Fax:** (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 572.526

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado aprova o parecer do protocolo em questão e o pesquisador está autorizado para iniciar a coleta de dados.

Projeto foi avaliado e sua APROVAÇÃO definitiva será dada, após a entrega do relatório final, na PLATAFORMA BRASIL, através de Notificação e, após apreciação, será emitido Parecer Consubstanciado .

RECIFE, 28 de Março de 2014

Assinador por:
GERALDO BOSCO LINDOSO COUTO
(Coordenador)

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **Fax:** (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br

APÊNDICE A: FICHA DE COLETA PARA ACOMPANHAMENTO DOS EXAMES RADIOGRÁFICOS DOS SEIOS DA FACE



GDOIN
DEN - UFPE

DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR – UFPE
GRUPO DE DOSIMETRIA E INSTRUMENTAÇÃO
Av. Professor Luiz Freire, 1000; CEP: 50740-540 - Recife – PE.
Fone: (81) 2126-8708 / Fax: (81) 2126-7988

Projeto de Pesquisa

ESTIMATIVA DA DOSE E RISCO EM PACIENTES PEDIÁTRICOS DEVIDO A EXAMES RADIOGRÁFICOS DOS SEIOS DA FACE

1. Dados do Paciente: / Nº do TLD: CR : 1 OE: 2 OD/OS: 3 T: 4

Identificação do Paciente: 04.02.14 / 01

Idade: 6 Sexo: F M Peso: 22,1kg Altura: 1,26 m

Largura Facial (LAT): 14cm Exame solicitado: RADIOGRAFIA CAUUM SAF-LAT

Largura Facial (MN): —

Largura Facial (FN): —

Motivo do médico solicitante:

HIPERTROFIA DA ADENOIDE (INVESTIGAÇÃO)

2. Parâmetros de Irradiação

SAF-LAT ou SAF-MN:

kV: 70

Foco Fino/grosso: GRUSSO

Corrente: 5,04

SAF-FN

kV: —

Foco Fino/grosso: —

Corrente: —

Tamanho e formato do Campo de Irradiação: CILINDRO COLIMADOR (r = 5cm)

Distância Foco-Filme: 98cm

Distância Foco-Paciente: 57cm

Tamanho do Chassis: 18x24

Condições de Radioproteção:

Uso de protetores plumbíferos para o paciente:

SIM NÃO

Uso de grades antiespalhamento:

SIM NÃO

Uso de cilindro de colimação:

SIM NÃO

Uso de filtração adicional no tubo de raios-X:

SIM NÃO