

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS
ENERGÉTICAS E NUCLEARES

**DOSIMETRIA E ASPECTOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM
EXAMES RADIOGRÁFICOS CONVENCIONAIS PEDIÁTRICOS
REALIZADOS EM BELO HORIZONTE**

MARCO AURÉLIO DE SOUSA LACERDA

RECIFE – PERNAMBUCO - BRASIL
JULHO - 2007

**DOSIMETRIA E ASPECTOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM
EXAMES RADIOGRÁFICOS CONVENCIONAIS PEDIÁTRICOS
REALIZADOS EM BELO HORIZONTE**

MARCO AURÉLIO DE SOUSA LACERDA

DOSIMETRIA E ASPECTOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM EXAMES RADIOGRÁFICOS CONVENCIONAIS PEDIÁTRICOS REALIZADOS EM BELO HORIZONTE

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Doutor em Ciências Nucleares, Área de concentração Dosimetria e Instrumentação.

Orientador: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury
Co-orientador: Prof. Dr. Teógenes Augusto da Silva

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

JULHO - 2007

L131d Lacerda, Marco Aurélio de Sousa

Dosimetria e aspectos de proteção radiológica em exames radiográficos convencionais pediátricos realizados em Belo Horizonte / Marco Aurélio de Sousa Lacerda. - Recife: O Autor, 2007.

183 f. : il. color., gráfs., tabs.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Dpto. de Energia Nuclear, 2007.

Inclui referências bibliográficas, apêndices e anexo.

1. Energia Nuclear. 2. Dosimetria. 3. Radiologia Pediátrica. 4. Proteção Radiológica. I. Título.

612.01448 CDD (22. ed.)

BCTG/2007-117

**DOSIMETRIA E ASPECTOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM
EXAMES RADIOGRÁFICOS CONVENCIONAIS PEDIÁTRICOS
REALIZADOS EM BELO HORIZONTE**

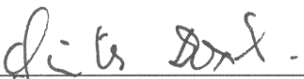
Marco Aurélio de Sousa Lacerda

APROVADO EM: 24.07.2007

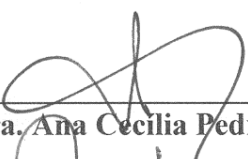
ORIENTADORA: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Teógenes Augusto da Silva

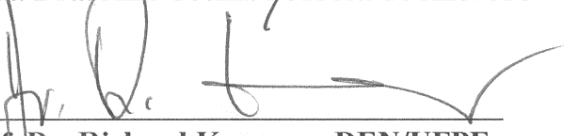
COMISSÃO EXAMINADORA:



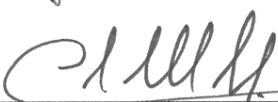
Prof. Dr. Ginter Gustav Drexler – LCR/UERJ



Profa. Dra. Ana Cecilia Pedrosa de Azevedo – FIOCRUZ/RJ



Prof. Dr. Richard Kramer – DEN/UFPE

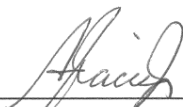


Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN/CNEN-PE



Profa. Dra. Helen Jamil Khoury – DEN/UFPE

Visto e permitida a impressão



Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

À minha esposa Sheila, meus pais e minhas irmãs,
pelo incentivo, amor e carinho.

AGRADECIMENTOS

A Deus, principalmente, por ter me apresentado dois seres humanos fantásticos, com quem tive a oportunidade de conviver, aprender e admirar. Essas duas figuras singulares serão sempre lembradas pela dedicação, competência técnica invulgar e pelo carinho dispensado aos privilegiados de receberem a sua orientação sempre objetiva e sensata. Eu só posso dizer: Muito obrigado por tudo: **Helen Jamil Khoury** e **Teógenes Augusto da Silva**!

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), por ter cedido as instalações e os equipamentos necessários para realização desse trabalho e à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) pelo auxílio.

A todos os funcionários dos Hospitais estudados, que contribuíram para a realização desse trabalho.

Ao saudoso (sempre presente) amigo Robertão, pela oportunidade de trabalho e sua incessante teimosia de querer sempre ajudar!

Ao bom anfitrião Djaniro (“Bussa”), pela amizade e a estadia na bela cidade de Recife.

Aos colegas do Laboratório de Irradiação Gama (LIG/CDTN): Ana, Fausto, Ferracini, Lili, Pablo, Perpétua e Temóteo, pela amizade, força e incentivos constantes.

Ao Márcio Tadeu Pereira pelo auxílio e amizade.

Às estagiárias Camila e Sheila e ao estagiário Alexandre, pela amizade e auxílio na coleta dos dados.

Ao Elton Carvalho Guedes pela amizade e auxílio nas medidas realizadas nos hospitais.

Aos colegas do SN/CDTN, em especial, Aloísio, Annibal, Betinha, Bitar, Carlinho, Elton Gomes, Elton Guedes, Flávio, Galileu, Maria do Socorro, Paulinho, Paulo Márcio e Peterson, pelo auxílio e amizade.

A Ana, Betinha, Marília, Perpétua e Roseli pela amizade e auxílios “estratégicos”.

À funcionária do DEN Edivânia e o aluno Sérgio pela amizade e auxílio.

Aos colegas do DEN/UFPE, especialmente, Eutrópio, Iran, Macilene, Poliana, Sérgio e Vinícius, que ajudaram a me sentir em casa, mesmo distante.

Aos funcionários do DEN, em especial: Edvaldo, Edivânia, Égida, Elias, Magali e Pércles, pela amizade e constante simpatia na realização de suas atividades.

Ao Ricardo Ferracini e Elton Gomes Pereira pela amizade e discussões proveitosas sobre os diversos assuntos da tese.

Às funcionárias da biblioteca do CDTN pelo auxílio.

Ao CNPq pelo auxílio em projetos que ajudaram na área.

RESUMO

No presente trabalho foi realizado um levantamento das condições de radioproteção e das doses recebidas pelos pacientes pediátricos em exames radiográficos convencionais realizados em instituições da cidade de Belo Horizonte, MG. Quatro hospitais com alta demanda de exames de radiodiagnóstico pediátrico foram selecionados para a realização do trabalho. Foram acompanhados os exames de tórax e seios da face em 942 pacientes, que resultaram em 1536 procedimentos radiográficos. Inicialmente, foram efetuadas as avaliações das instalações radiológicas dos hospitais selecionados, que envolveram os testes de desempenho dos equipamentos, bem como a avaliação das condições de radioproteção. A partir dos valores dos rendimentos dos tubos de raios X e dos parâmetros das técnicas radiográficas empregados nos exames foram estimados os valores de Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) e do Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$). As doses nos órgãos mais expostos e dose efetiva foram estimadas com o software PCXMC®, a partir dos dados antropométricos, parâmetros de irradiação e do Kerma no ar incidente ($K_{a,i}$). Foi constatado que os parâmetros de irradiação empregados nos exames de tórax e seios da face não estão de acordo com os dois principais guias de boas práticas em radiologia pediátrica. O emprego de tensões baixas e tempos de exposição / cargas altas são comuns em todos os hospitais. Os altos valores de carga empregados estão normalmente associados aos baixos rendimentos dos aparelhos, uso desnecessário de grades anti-espalhamento e restrições dos temporizadores dos equipamentos de raios X que não são apropriados para a realização de exames em pacientes pediátricos. Cerca de 75% dos exames de tórax incidências antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA) em pacientes entre 1 e 5 anos de idade forneceram valores de $K_{a,e}$ inferiores a 100 μGy . Para pacientes com idades entre 5 e 10 anos, esse percentual foi de aproximadamente 55%. No caso dos exames de tórax incidência lateral (LAT), cerca de 70% dos exames realizados em pacientes com idades entre 5 e 10 anos forneceram valores de $K_{a,e}$ inferiores a 200 μGy . No caso de pacientes com idades compreendidas entre 1 e 5 anos, esse percentual foi superior a 80%. Nos exames de seios da face incidências fronto-naso (FN) e mento-naso (MN), mais de 70% dos exames realizados em pacientes menores de 10 anos forneceram valores de $K_{a,e}$ superiores a 1000 μGy . Os valores de $P_{K,A}$ encontrados em exames de tórax AP/PA/LAT, realizados em pacientes maiores de 1 ano de idade foram, normalmente, superiores a 2 cGy.cm^2 . Para pacientes entre 10 e 16 anos, o $P_{K,A}$ foi superior a 10 cGy.cm^2 . Nos exames de seios da face FN/MN, realizados em pacientes maiores de 1 ano de idade, os valores de

$P_{K,A}$ foram, geralmente, maiores que $5 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$. Para pacientes entre 10 e 16 anos de idade, cerca de 70% dos exames forneceram valores de $P_{K,A}$ maiores que $10 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$. As doses nos órgãos e doses efetivas estimadas nos exames analisados mostraram a importância da colimação do campo de raios X, uma vez que tanto nos exames de tórax AP/PA/LAT, quanto nos exames de seios da face FN/MN, órgãos que não deveriam estar integralmente dentro do campo de radiação receberam doses relativamente altas. Exemplo disso é o caso da tireóide, órgão de moderada radiosensibilidade que, em um dos hospitais que utiliza cilindro de colimação nos exames de seios da face, recebeu dose menor que nos demais hospitais, apesar dos valores de $K_{a,e}$ nesse hospital terem sido substancialmente maiores. Comparando os resultados encontrados no presente trabalho com levantamentos dosimétricos realizados em outras instituições do Brasil e exterior, constatou-se que os valores de $K_{a,e}$ estimados foram abaixo dos encontrados em algumas instituições brasileiras e de países do primeiro mundo, como Inglaterra, Espanha e Itália. No entanto, os valores de $P_{K,A}$ e dose efetiva foram substancialmente maiores que os encontrados em outras instituições. Os resultados, de uma maneira geral, ressaltam a necessidade da otimização dos procedimentos radiográficos, com vista a diminuir a dose e, conseqüentemente, o risco para os pacientes pediátricos submetidos a exames convencionais nas instalações de Belo Horizonte.

Palavras-chave: Radiologia Pediátrica, Proteção Radiológica, Dosimetria.

ABSTRACT

An assessment of radiation protection conditions and doses to children submitted to conventional radiographic procedures in institutions of Belo Horizonte city was carried out. Four hospitals of the city with high frequency of pediatric diagnostic x-ray examinations were selected. Quality control tests were performed in x-ray machines of the hospitals and general conditions concerned with radiological protection of the patients were evaluated. Exposure parameters of 1536 examinations performed in 942 patients were recorded. Entrance Surface Air Kerma ($K_{a,e}$) and Air Kerma Area Product ($P_{K,A}$) per radiograph were obtained through x-ray output measurements for the most frequent x-ray examinations. Organ Doses and Effective Doses were estimated using the PCXMC® software, from anthropometric data, exposure parameters and Incident Air Kerma ($K_{a,i}$) values. Exposure parameters used in the x-ray examinations of the chest and paranasal sinuses were not in accordance with the two main guidelines for best practice in pediatric radiology. Low voltage (kV) and high exposure times / charges (mAs) were frequently utilized in all hospitals. The high charge values were usually associated with the low output of the x-ray machines, unnecessary use of antiscatter grids and restrictions of the equipment timers, which were not appropriated for pediatric x-ray examinations. About 75% of the chest examinations performed in 1 to 5 years old in the anterior-posterior and posterior-anterior projection (chest AP/PA) were lower than 100 μGy . For 5 to 10 years old patients this percentage was about 55%. For chest examinations in the lateral projection (chest LAT), about 70% of the examinations performed on patients with ages varying between 5 to 10 years were lower than 200 μGy . For patients in the age range from 1 to 5, the percentage was higher than 80%. In the examinations performed on paranasal sinuses (Caldwell and Waters views) of children with less than 10 years old, more than 70% of the procedures provided $K_{a,e}$ values higher than 1000 μGy . $P_{K,A}$ values found for patients with ages from 1 to 16 years were usually higher than 2 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$. For 10 to 16 years old patients, $P_{K,A}$ values were higher than 10 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$. In the sinuses examinations, $P_{K,A}$ values were generally higher than 5 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$. For patients with ages from 10 to 16 years, $P_{K,A}$ values were greater than 10 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ in about 70% of the examinations. In all examinations, Organ Doses and Effective Doses values showed the importance of the x-ray field collimation since in both procedures (chest and sinuses), organs that should be out or not entirely inside the x-ray field received relatively high doses. An example is the high dose values found in the thyroid during the sinuses examinations performed in hospitals that did not use cylinder

collimators. A comparison of the results found in the present work with others published elsewhere was done. $K_{a,e}$ values found in this work were generally lower than those from other Brazilian, English, Spanish and Italian institutions. On the other hand, $P_{K,A}$ and Effective Dose values were substantially higher than the ones found in those countries. Results show the necessity of radiographic procedures optimization, with the aim of reducing radiation doses, and consequently, the risks for pediatric patients submitted to conventional x-ray examinations in hospitals of Belo Horizonte city.

Key-words: Pediatric Radiology, Dosimetry, Radiation Protection.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. (a) Distribuição dos tipos de geradores observados nos levantamentos realizados em 1989/1991 e 1994/1995; (b) distribuição dos valores de tensão empregados em exames radiográficos de tórax (AP/PA) em crianças de 5 anos e 10 anos de idade e; (c) valores de $K_{a,e}$ com e sem grade antiespalhamento para exames radiográficos de tórax (AP/PA) para crianças de 10 meses, 5 anos e 10 anos de idade. n: número de departamentos de radiologia. FONTE: CE (1996b).	41
Figura 2. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ encontrados para exames radiográficos de tórax (AP/PA) para crianças de 10 meses, 5 anos e 10 anos de idade. FONTE: CE (1996b).	41
Figura 3. Arranjo experimental para realização das medidas simultâneas de Kerma no ar, kV e tempo.	56
Figura 4. Dependência energética da câmara RADCAL/MDH 10X5-6.	58
Figura 5. Vista da escala projetada sobre a mesa de exames, com a representação dos parâmetros a1, a2 (direção do eixo catodo-anodo) e b1, b2 (perpendicular ao eixo catodo-anodo).	68
Figura 6 – Tela de entrada de dados do exame, do software PCXMC.	71
Figura 7 – Tela de entrada dos dados do espectro de raios X.	71
Figura 8 – Tela de entrada do valor de dose.	72
Figura 9 – Tela de saída do software PCXMC, mostrando os valores de dose órgão e dose efetiva, além do resumo dos dados de entrada.	72
Figura 10. Porcentagem de exames de SAF que foram utilizados cilindros.	85
Figura 11. Porcentagem de exames de Tórax AP/PA/LAT em que foram utilizadas grades antiespalhamento.	86
Figura 12. Porcentagem de exames de SAF em que foram utilizadas grades antiespalhamento.	87
Figura 13. Distribuição dos pacientes por faixa etária.	89
Figura 14. Frequência dos exames por faixa etária.	89
Figura 15. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de tórax AP/PA, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.	92
Figura 16. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de tórax LAT, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.	93
Figura 17. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de SAF FN/MN, para pacientes menores de 10 anos.	94
Figura 18. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax AP/PA, tórax LAT e SAF FN/MN, para pacientes com idade entre 10 e 16 anos.	95
Figura 19. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.	96

Figura 20. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.....	96
Figura 21. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.....	96
Figura 22. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.	97
Figura 23. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.....	97
Figura 24. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.	97
Figura 25. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.	103
Figura 26. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.....	104
Figura 27. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de tórax LAT, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.....	105
Figura 28. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de tórax LAT, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.....	106
Figura 29. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de SAF FN/MN, para pacientes menores de 10 anos.	107
Figura 30. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de SAF FN/MN, para pacientes menores de 10 anos.	108
Figura 31. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA, Tórax LAT e SAF FN/MN, para pacientes com idade entre 10 e 16 anos.	109
Figura 32. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA, tórax LAT e SAF FN/MN, para pacientes com idade entre 10 e 16 anos.....	110
Figura 33. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.	111
Figura 34. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.....	111
Figura 35. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.....	111
Figura 36. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.	112
Figura 37. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.....	112
Figura 38. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.....	112

Figura 39. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.	113
Figura 40. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.	113
Figura 41. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados....	113
Figura 42. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.	114
Figura 43. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.	114
Figura 44. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.	114
Figura 45. Valores de rendimento do tubo (em $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) em função da tensão (em kV) para os equipamentos de raios X estudados.	118
Figura 46. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 0 e 1 ano, para os hospitais estudados.	120
Figura 47. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 1 e 5 anos, para os hospitais estudados.	121
Figura 48. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 5 e 10 anos, para os hospitais estudados.	121
Figura 49. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 10 e 16 anos, para os hospitais estudados.	122
Figura 50. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os pacientes submetidos a exames de Tórax AP/PA, nas quatro faixas etárias, em todos os hospitais estudados.	124
Figura 51. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 0 e 1 ano de idade, para os hospitais estudados..	125
Figura 52. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais estudados..	126
Figura 53. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais estudados	126
Figura 54. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para os hospitais estudados	127
Figura 55. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os pacientes submetidos a exames de Tórax LAT, nas quatro faixas etárias, em todos os hospitais estudados.	129

Figura 56. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais estudados.	130
Figura 57. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais estudados.	130
Figura 58. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para os hospitais estudados.	131
Figura 59. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os pacientes submetidos a exames de SAF FN/MN, nas três faixas etárias, em todos os hospitais estudados.	132
Figura 60. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 0 e 1 ano de idade, para os hospitais A, B e D.	135
Figura 61. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais A, B e D.	135
Figura 62. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais A, B e D.	136
Figura 63. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para o hospital A.	136
Figura 64. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados para os pacientes submetidos a exames de Tórax AP/PA, nas quatro faixas etárias, nos três hospitais avaliados.	139
Figura 65. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 0 e 1 ano de idade, para os hospitais A e B.	140
Figura 66. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais A e B.	141
Figura 67. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais A e B.	141
Figura 68. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para o hospital A.	142
Figura 69. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados para os pacientes submetidos a exames de Tórax LAT, nas quatro faixas etárias, nos dois hospitais avaliados.	144
Figura 70. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais A, B e D.	145

Figura 71. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais A, B e D.	146
Figura 72. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para os hospitais A, B e D.	146
Figura 73. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados para os pacientes submetidos a exames de SAF FN/MN, nas quatro faixas etárias, nos dois hospitais avaliados.	148
Figura 74. Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em μGy), estimadas para pacientes de 0 a 10 anos de idade, submetidos a exames de Tórax AP/PA, nos hospitais estudados.	149
Figura 75. Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em μGy), estimadas para pacientes de 0 a 10 anos de idade, submetidos a exames de Tórax LAT, nos hospitais estudados.	150
Figura 76. Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em μGy), estimadas em exames de tórax realizados nas duas incidências (AP / PA), separadamente, para pacientes com idades entre 5 e 10 anos, em todos os hospitais estudados.	152
Figura 77. Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em μGy), estimadas para pacientes menores 10 anos de idade, submetidos a exames de Seios da Face FN/MN, nos hospitais estudados.	154

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores de referência para o Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) e Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$), por radiografia, para um paciente adulto padrão.	30
Tabela 2. Valores de referência para o Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$), por radiografia, para pacientes pediátricos submetidos a exames radiográficos convencionais (CE, 1996b).....	30
Tabela 3. Valores de referência para o Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$), por radiografia, para pacientes pediátricos submetidos a exames radiográficos convencionais, normalizados para a espessura do paciente (HART et al., 2000).	37
Tabela 4. Valores de $K_{a,e}$ e $P_{K,A}$ encontrados no levantamento realizado por CHAPPLE et al. (1992) comparados com os valores encontrados por SHRIMPTON et al. (1986).	38
Tabela 5. Valores médios de $K_{a,e}$ e $P_{K,A}$, e informações dos parâmetros de técnica radiográfica, nos exames de tórax AP/PA, em dois hospitais infantis (C1 e C2) e dois hospitais gerais (G1 e G2).	40
Tabela 6. Frequência de atendimento aos critérios de qualidade relacionados à técnica radiográfica, para exames em crianças de 5 anos de idade (número de departamentos [N] e correspondentes valores de $K_{a,e}$ [μ Gy] – somente critérios de influência direta na dose).....	42
Tabela 7. Fatores de exposição e doses por faixa etária propostas por COOK et al. (2006) para exames radiográficos pediátricos de tórax e seios da face (projeção mento-naso).	44
Tabela 8. Resultados do levantamento dosimétrico realizado por MOONEY & THOMAS (1998) para pacientes pediátricos submetidos a exames radiográficos convencionais.	46
Tabela 9. Resumo dos valores dos parâmetros de técnica radiográfica utilizadas nas instalações (Inst.) estudadas por OLIVEIRA & KHOURY (2003), em exames de tórax AP/PA.....	48
Tabela 10. Resumo dos valores médios, mínimos (mín.) e máximos (máx.) de $K_{a,e}$ encontrados nas instalações (Inst.) estudadas por OLIVEIRA & KHOURY (2003), em exames de tórax AP/PA.....	48
Tabela 11. Valores médios da idade e peso do paciente, além dos parâmetros de técnica radiográfica, $K_{a,e}$ e DE em exames radiográficos pediátricos de tórax AP, realizados em dois hospitais da cidade do Rio de Janeiro, avaliados por MOHAMADAIN et al. (2004).....	49
Tabela 12. Doses fornecidas e parâmetros de técnica radiográfica empregados em exames convencionais de raios X em pacientes pediátricos (idades 0 a 15 anos) no estado de São Paulo.	51
Tabela 13. Classificação administrativa dos 107 estabelecimentos de saúde com equipamentos de raios X médico, segundo as definições do Ministério da Saúde (MS, 2004).....	52

Tabela 14. Distribuição dos equipamentos de raios X médico, em uso, nos estabelecimentos de Belo Horizonte.	53
Tabela 15. Características dos hospitais selecionados para a realização dos estudos.	54
Tabela 16. Características dos Equipamentos de Raios X deste estudo.....	55
Tabela 17. Especificações do eletrômetro RADCAL/MDH modelo 9010 e da câmara de ionização RADCAL/MDH modelo 10X5-6.....	57
Tabela 18. Especificações do sensor 40X5-W acoplado ao eletrômetro 9010.....	57
Tabela 19. Valores mínimos de CSR em função do número de fases e tensão no tubo.....	64
Tabela 20. Valores médios do Kerma no ar, livre no ar ($\overline{K}_a$), Rendimento (R_{kV}) e parâmetro reprodutibilidade (R%), além do coeficiente de variação (CV) e parâmetros de linearidade (L%) e de irradiação para o equipamento do Hospital A.....	73
Tabela 21. Valores médios do Kerma no ar, livre no ar ($\overline{K}_a$), Rendimento (R_{kV}) e parâmetro reprodutibilidade (R%), além do coeficiente de variação (CV) e parâmetros de linearidade (L%) e de irradiação para os equipamentos das salas 1 e 2 do Hospital B.....	74
Tabela 22. Valores médios do Kerma no ar, livre no ar ($\overline{K}_a$), Rendimento (R_{kV}) e parâmetro reprodutibilidade (R%), além do coeficiente de variação (CV) e parâmetro linearidade (L%) e de irradiação para os equipamentos das salas 1 e 2 do Hospital C.....	74
Tabela 23. Valores médios do Kerma no ar, livre no ar ($\overline{K}_a$), Rendimento (R_{kV}) e parâmetro reprodutibilidade (R%), além do coeficiente de variação (CV) e parâmetros de linearidade (L%) e de irradiação para o equipamento do Hospital D.....	74
Tabela 24. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(T) e REP(T) para o equipamento do Hospital A.....	77
Tabela 25. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(T) e REP(T) para o equipamento das salas 1 e 2 do Hospital B.	77
Tabela 26. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(T) e REP(T) para o equipamento das salas 1 e 2 do Hospital C.....	78
Tabela 27. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(T) e REP(T) para o equipamento do Hospital D.....	78
Tabela 28. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade da tensão (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(kV) e REP(kV) para o equipamento do Hospital A.	79

Tabela 29. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade da tensão (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(kV) e REP(kV) para os equipamentos das salas 1 e 2 do Hospital B.	80
Tabela 30. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade da tensão (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(kV) e REP(kV) para o equipamento da salas 1 e 2 do Hospital C.	81
Tabela 31. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade da tensão (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(kV) e REP(kV) para o equipamento do Hospital D.	82
Tabela 32. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados e valores de CSR obtidos para os equipamentos dos hospitais estudados.	83
Tabela 33 – Colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X.	84
Tabela 34. Valores mínimos, médios e máximos de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax AP/PA.	90
Tabela 35. Valores mínimos, médios e máximos de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax LAT	91
Tabela 36. Valores mínimos, médios e máximos de tensão (em kV) empregados nos exames de SAF FN/MN.	91
Tabela 37. Valores mínimos, médios e máximos de tempo de exposição (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA.	100
Tabela 38. Valores mínimos, médios e máximos de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA.	100
Tabela 39. Valores mínimos, médios e máximos de tempo de exposição (em ms) empregados nos exames de Tórax LAT	101
Tabela 40. Valores mínimos, médios e máximos de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax LAT.	101
Tabela 41. Valores mínimos, médios e máximos de tempo de exposição (em ms) empregados nos exames de SAF FN/MN.	102
Tabela 42. Valores mínimos, médios e máximos de carga (em mAs) empregados nos exames de SAF FN/MN.	102
Tabela 43. 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 todos os hospitais estudados e em duas outras unidades, monofásica (1 ϕ) e trifásica (3 ϕ), que apresentam rendimentos esperados (AAPM, 1988).	118
Tabela 44. Componentes de incerteza envolvidos na determinação do $K_{a,e}$, por radiografia, nos Hospitais / salas estudados.	119
Tabela 45. Valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ (em μ Gy) estimados para os exames de Tórax AP/PA nas quatro faixas etárias avaliadas nos hospitais estudados.	122
Tabela 46. Valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ (em μ Gy) estimados para os exames de Tórax LAT nas quatro faixas etárias avaliadas nos hospitais estudados.	127

Tabela 47. 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.	131
Tabela 48. Componentes de incerteza envolvidos na determinação do $P_{K,A}$, por radiografia, nos Hospitais / salas estudados.	134
Tabela 49. Valores mínimos, médios e máximos do $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimado em pacientes submetidos a exames de Tórax AP / PA, nos hospitais A, B e D.....	137
Tabela 50. Valores mínimos, médios e máximos do $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimado em pacientes submetidos a exames de Tórax LAT.	140
Tabela 51. Valores mínimos, médios e máximos do $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimado em pacientes submetidos a exames de SAF FN/MN, nos hospitais A, B e D.	145
Tabela 52. Valores médios da Dose Efetiva (E), em μSv , estimados nos exames de tórax AP/PA, tórax LAT e Seios da Face (FN/MN), em pacientes menores de 10 anos de idade, nos hospitais estudados.	153
Tabela 53. Parâmetros de técnica (kV, mAs), $K_{a,e}$ (em μGy) e E (em μSv), encontrados nos exames de tórax AP/PA, nas instalações estudadas em comparação com os resultados fornecidos pela literatura.	158
Tabela 54. Parâmetros de técnica (kV, mAs), $K_{a,e}$ (em μGy) e E (em μSv), encontrados nos exames de tórax LAT, nas instalações estudadas em comparação com os resultados fornecidos pela literatura.	160
Tabela 55. Parâmetros de técnica (kV, mAs), $K_{a,e}$ (em μGy) e E (em μSv), encontrados nos exames de SAF FN/MN, nas instalações estudadas em comparação com os resultados fornecidos pela literatura.	161
Tabela 56. Comparação dos valores de $P_{K,A}$ (em $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$) encontrados no presente trabalho com os resultados apresentados na literatura.....	162

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	24
2.1	OTIMIZAÇÃO DOS PROCEDIMENTOS RADIOGRÁFICOS.....	25
2.2	DOSIMETRIA DO PACIENTE EM RADIODIAGNÓSTICO.....	27
2.2.1	Níveis de Referência em Radiodiagnóstico.....	28
2.2.2	Estimativa de risco em radiodiagnóstico	30
2.3	DOSES EM PACIENTES PEDIÁTRICOS	35
2.4	ESTUDOS DOSIMÉTRICOS PEDIÁTRICOS APRESENTADOS NA LITERATURA	37
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	52
3.1	AVALIAÇÃO DAS INSTALAÇÕES RADIOLÓGICAS.....	54
3.1.1	Testes de desempenho dos equipamentos de raios X.....	54
3.1.2	Avaliação das condições de radioproteção	65
3.2	DETERMINAÇÃO DAS DOSES NOS PACIENTES	65
3.2.1	Determinação do Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$)	66
3.2.2	Determinação do Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$).....	67
3.2.3	Avaliação da Dose Órgão (D_T) e Dose Efetiva (E)	69
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	73
4.1	AVALIAÇÃO DAS INSTALAÇÕES RADIOLÓGICAS.....	73
4.1.1	Desempenhos dos equipamentos de raios X.....	73

4.1.2	Condições de radioproteção.....	84
4.2	DOSES NOS PACIENTES.....	88
4.2.1	Caracterização dos exames e pacientes	88
4.2.2	Parâmetros de irradiação	90
4.2.3	Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$).....	117
4.2.4	Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$)	133
4.2.5	Dose Órgão (D_T) e Dose Efetiva (E)	148
4.2.6	Comparação entre hospitais do Brasil e do mundo	155
5	CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS	163
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	167
	APÊNDICE A – Dosimetria em Radiologia Diagnóstica Convencional....	175
	APÊNDICE B – Exames Radiográficos dos Seios da Face	180
	ANEXO - A. Planilha de coleta dos dados dos exames.....	183

1 INTRODUÇÃO

O uso de técnicas radiográficas no auxílio do diagnóstico clínico do paciente é cada vez mais crescente, em função dos permanentes avanços tecnológicos na área de imaginologia. Entretanto, apesar das suas grandes vantagens, os exames radiológicos representam a principal causa de exposição do ser humano às fontes artificiais de radiação (UNSCEAR 2000).

Toda exposição médica¹ deve ser justificada, ponderando-se os benefícios que possam ser produzidos e o detrimento que possa ser associado à aquela exposição. Uma vez justificadas, estas práticas devem ser otimizadas, isto é, deve-se garantir a obtenção de uma imagem que apresente nitidez de detalhes e visibilidade das estruturas anatómicas de interesse, associada com a menor dose no paciente. A obtenção de radiografias com qualidade para o diagnóstico requer o uso de adequadas técnicas de irradiação, o controle do processamento do filme e adequadas condições de visualização da imagem (ICRP, 1991; CE, 1996a).

Especial atenção deve ser dada aos exames radiográficos realizados em pacientes pediátricos. As características particulares da radiologia pediátrica implicam no emprego de técnicas radiográficas específicas e na utilização de equipamentos de raios X e dispositivos próprios para esta prática médica. De fato, as diferenças de tamanho e composição do corpo das crianças em relação aos adultos, além de sua falta de cooperação durante o exame radiográfico, requerem que procedimentos específicos sejam adotados para a radiologia pediátrica. Além disso, a alta radiosensibilidade das suas células e a sua maior expectativa de vida comparada a um adulto, aumentam o risco de ocorrência de efeitos estocásticos devido aos exames radiológicos, em comparação aos exames de adultos (ICRP 1991; RON 2003).

¹ A ICRP (1991) define como exposição médica: a exposição de indivíduos como parte do seu diagnóstico ou tratamento médico (incluindo rastreamento e propósitos médico-legais), as exposições (diferentes da ocupacional) recebidas, com conhecimento e voluntariamente, por indivíduos tais como familiares ou amigos que colaboram para o conforto de pacientes submetidos a diagnóstico ou tratamento e as exposições de voluntários em pesquisas biomédicas.

A monitoração das doses recebidas pelos pacientes nos diferentes procedimentos radiográficos é um ponto chave para atestar a qualidade do serviço de radiologia. Nesse sentido, valores de referência para as doses recebidas pelos pacientes em cada tipo de exame têm sido estabelecidos, a partir de uma série de levantamentos realizados (CE, 1996a,b). Esses valores de doses, também conhecidos como níveis de referência em radiodiagnóstico (NRDs), têm sido sugeridos por diversas entidades de proteção radiológica, como instrumento regulador para otimização das exposições médicas (ICRP, 1996). Assim, os desempenhos das instalações de uma determinada região podem ser avaliados a partir desses valores de referência, determinados através de levantamentos periódicos, inseridos em um abrangente programa de garantia da qualidade em radiodiagnóstico (PGQR).

Vários levantamentos de doses em pacientes têm sido realizados ao redor do mundo, mostrando uma considerável variação em exames realizados em diferentes instalações e até na mesma instalação (HARRISON, 1983; SHRIMPTON et al., 1986; MACCIA, 1988; ZOETELIEF, 1998; AROUA, 2002). Recentemente, esforços também têm sido dirigidos para avaliações dosimétricas em pacientes pediátricos (RUIZ et al., 1991; CHAPPLE et al., 1992; MCDONALD et al., 1996; COOK et al., 1998; ARMPILIA et al., 2002). No Brasil, alguns levantamentos realizados em instalações de São Paulo, Rio de Janeiro, Belo Horizonte, Recife e Curitiba (TILLY, 1997; ROHRMANN, 2001; OLIVEIRA; KHOURY, 2003; MOHAMADAIN et al., 2004; FREITAS, 2005; LUNELLI, 2006; AZEVEDO et al., 2006) têm servido para traçar um panorama das atuais condições dos serviços prestados à população.

Apesar da atual legislação exigir que tais levantamentos sejam realizados com frequência, eles ainda não se firmaram como parte da cultura das instalações radiológicas brasileiras. As doses de referência estabelecidas pela norma técnica contida na Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS, 1998) são baseadas em publicações internacionais e, portanto, não refletem as atuais condições técnicas das instalações radiológicas brasileiras. No que se refere à radiologia pediátrica, a referida norma nem sequer fixa valores de referência para a dose.

O maior problema associado à dosimetria dos pacientes pediátricos é a grande variação de tamanhos e / ou dimensões dos mesmos. Como essas variações nas dimensões dos pacientes também têm efeitos diretos nos parâmetros de técnica radiográfica, torna-se necessária a subdivisão dos mesmos em pequenas faixas etárias (CE, 1996b; COOK et al., 2006). A seleção de pacientes dentro de faixas restritas de idade para a realização das avaliações dosimétricas pode dificultar, sobremaneira, a amostragem de um número

estatisticamente significativo de pacientes por procedimento radiográfico, aumentando o tempo necessário para a coleta dos dados.

O emprego de programas computacionais especialmente desenvolvidos para dosimetria de pacientes em radiodiagnóstico, que realizam cálculos através dos parâmetros de técnica radiográfica associados às medidas dos rendimentos dos tubos de raios X (método indireto), tem se mostrado uma alternativa tecnicamente viável para a dosimetria do paciente (KYRIOU, 1996, 2000; MOHAMADAIN, 2003). Desse modo, ele pode ser utilizado para medidas rotineiras, inseridas dentro de um abrangente programa de garantia da qualidade adotado pela instituição, atendendo as recomendações da norma contida na Portaria 453 (MS, 1998) e permitindo a realização de levantamentos dosimétricos em larga escala.

Seguindo a tendência mundial, de preocupação com a otimização das exposições médicas em radiodiagnóstico pediátrico, demonstrada pelos inúmeros trabalhos recentemente publicados, e, a iminente necessidade do Ministério da Saúde de implementar políticas que permitam disseminar a cultura da proteção ao paciente, sedimentando os preceitos da Portaria 453, é imperativo a avaliação das condições de radioproteção e das doses recebidas pelos pacientes em exames radiográficos realizados em instalações radiológicas brasileiras. Os procedimentos realizados em crianças assumem potencial importância, nesse sentido, não somente pela sua maior susceptibilidade aos efeitos deletérios das radiações, como, também, pelas inúmeras peculiaridades da radiologia pediátrica. A adoção de metodologias práticas e viáveis para a realização de levantamentos dosimétricos em larga escala, permite não somente acelerar o processo de coleta dos dados, como, também, auxiliar na disseminação da cultura da garantia da qualidade nas instalações radiológicas.

Nesse sentido, o presente trabalho tem como objetivo, avaliar a dose recebida pelo paciente, bem como as condições de proteção radiológica, em instalações que realizam exames radiográficos convencionais pediátricos na cidade de Belo Horizonte. Os resultados encontrados no presente estudo serão comparados com aqueles apresentados na literatura, fornecendo um panorama das atuais condições de exposição dos pacientes pediátricos na cidade, fornecendo dados que permitam compor um cenário nacional e sugerindo critérios e medidas práticas para melhorar a proteção desses pacientes.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Como foi dito anteriormente, os exames radiológicos representam a principal causa de exposição do ser humano às fontes artificiais de radiação (UNSCEAR, 2000). Nesse sentido, todos os esforços devem ser empregados para redução da exposição no paciente sem, contudo, prejudicar o propósito do exame, que adequadamente justificável, trará benefícios para o paciente.

A otimização dos procedimentos radiográficos é crucial para se obter uma imagem de qualidade que apresente as informações necessárias para o correto diagnóstico e que seja com doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. Nesse contexto, a cultura da garantia da qualidade tem ganhado cada vez mais espaço nas instalações radiológicas. Um programa de garantia da qualidade em radiodiagnóstico (PGQR) é definido pela Organização Mundial de Saúde (OMS, 1984) como sendo um esforço organizado por parte do pessoal de uma instalação para produzir, com segurança, imagens diagnósticas com qualidade suficientemente elevada, fornecendo, em todos os casos, uma informação diagnóstica adequada, com o menor custo possível e mínima exposição do paciente à radiação ionizante.

Um PGQR, em sua forma mais ampla, deve incidir em cada uma das fases do processo de radiodiagnóstico: marcação do exame, realização do mesmo, interpretação das informações obtidas e sua transmissão ao médico solicitante (SEFM, 2002). Um PGQR envolve dois aspectos: garantia da qualidade e controle da qualidade (GHILLARDI NETO, 1998).

A garantia da qualidade envolve todos os aspectos organizacionais e administrativos relacionados à implementação de procedimentos operacionais com vista à otimização das práticas, ou seja, contenção de custos, redução da dose no paciente e melhoria na qualidade da imagem. Nesse sentido, é imperativo a adoção de uma política de educação continuada, que abranja o treinamento dos funcionários nos diversos quesitos de proteção radiológica.

O controle da qualidade é o conjunto de operações (programação, coordenação, aplicação) destinadas a manter ou melhorar a qualidade, abrangendo a monitorização, avaliação e a manutenção aos níveis requeridos de todas as características de desempenho do equipamento que possam ser definidas, medidas e controladas (CE, 1999). Em síntese, CQ é o mais tangível e essencial aspecto de um PGQR, compreendendo a verificação periódica dos

parâmetros técnicos dos sistemas de registro de imagem e dos equipamentos de formação de imagem, visando assegurar a adequação dos mesmos às especificações dos fabricantes e de normas de organizações nacionais de proteção radiológica e agências governamentais.

O Ministério da Saúde, através da Portaria 453 (MS, 1998), estabelece um conjunto mínimo de testes de constância, com a frequência mínima de realização dos mesmos. Várias publicações e protocolos para a realização desses testes estão disponíveis na literatura (AAPM, 1985, 1988; CDTN, 1995; SEFM, 2002; IPEM, 1997; IEE, 1999; FDA, 2000; IRD, 2000). Recentemente, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde (ANVISA) publicou um documento intitulado: Manual de Segurança Radiológica (MS, 2005) que estabelece um protocolo para a realização dos referidos testes.

2.1 Otimização dos procedimentos radiográficos

A otimização dos procedimentos radiográficos possibilita a obtenção de imagens adequadas ao diagnóstico com a menor dose ao paciente. A redução das doses nos pacientes pode ser alcançada trabalhando adequadamente com os seguintes parâmetros (CE, 1996a):

- (a) anotação dos dados pertinentes no filme radiográfico;
- (b) teste e ajustes dos equipamentos;
- (c) uso de materiais de baixa atenuação em cassetes, grades, mesas e murais;
- (d) correto posicionamento e imobilização (quando necessário) do paciente;
- (e) atenção à colimação para uma correta delimitação do tamanho do campo de irradiação;
- (f) utilização de protetores plumbíferos em regiões próximas ao campo de radiação, que contém órgãos radiosensíveis, desde que sua utilização não interfira na realização do exame ou na qualidade da imagem;
- (g) especial atenção às condições de exposição (tamanho do ponto focal, filtração adicional, utilização de grades, distância foco-filme, alta tensão, tempo de exposição, etc.);
- (h) escolha da combinação tela-filme adequada;
- (i) nível de escurecimento (densidade ótica) do filme;
- (j) número de exposições por exame;
- (k) condições de processamento;
- (l) condições do negatoscópio;

(m) taxa de filmes rejeitados.

Atenção especial deve ser dada aos exames radiográficos em crianças. Embora esses exames constituam apenas 10% do total de exames radiológicos realizados, as crianças representam o segmento da população com o maior risco de apresentar efeitos radioinduzidos, uma vez que (SCHNEIDER et al., 1992; HINTENLANG et al., 2002):

- (a) seus tecidos que estão em fase de crescimento são mais susceptíveis aos efeitos nocivos da radiação que os tecidos maduros;
- (b) seu esqueleto apresenta grande fração de medula vermelha, que é um órgão de elevada radiosensibilidade;
- (c) apresentam uma maior expectativa de vida do que os adultos;
- (d) não cooperam na realização dos exames, aumentando a taxa de repetição dos exames;
- (e) diferenças funcionais (tais como: maior taxa de batimentos cardíacos, respiração mais rápida, aumento dos gases intestinais, etc.) e tamanho menor do corpo, fazem com que uma maior fração da anatomia da criança se localize dentro do campo de radiação, em comparação aos exames dos adultos nas mesmas projeções.

Em exames pediátricos, um fator essencial para a redução das doses desnecessárias é o correto posicionamento e imobilização do paciente. Como as crianças normalmente não cooperam na realização de exames, dispositivos de imobilização devem ser convenientemente aplicados de tal forma que (CE, 1996b):

- (a) o paciente não se mova;
- (b) o feixe possa ser centrado corretamente;
- (c) o filme seja obtido na projeção exata;
- (d) que a colimação do campo de radiação seja nos limites da área requerida;
- (e) protetores de chumbo possam ser utilizados no restante do corpo.

Os dispositivos de imobilização devem ser fáceis de usar e não devem incomodar ou traumatizar o paciente. Além disso, seu uso deve ser explicado para o acompanhante do paciente pediátrico.

2.2 Dosimetria do paciente em radiodiagnóstico

A monitoração das doses recebidas pelos pacientes nos diferentes procedimentos radiográficos é um ponto chave para atestar a qualidade do serviço de radiologia. O uso de métodos de dosimetria adequados e padronizados para esse propósito permite não só uma melhor avaliação do risco para o paciente, como também possibilita a comparação do desempenho das diferentes instalações radiológicas de uma determinada região ou país, para fins de otimização da proteção ao paciente.

As grandezas dosimétricas práticas recomendadas para determinar a dose no paciente e verificar as boas práticas de operação, com objetivo de otimizar a proteção do paciente e a qualidade da imagem em radiologia convencional são: o Kerma no ar na Superfície de Entrada ($K_{a,e}$) e o Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$) (LNMRI, 2002; ICRU, 2005). Os níveis de Referência em Radiodiagnóstico (NRDs) são dados em termos dessas duas grandezas práticas e, a partir delas, as Doses nos Órgãos (D_T) e Dose Efetiva (E), podem ser estimadas utilizando os coeficientes de conversão disponíveis na literatura (HART et al., 1994a,b;1996a,b) ou obtidos através de programas computacionais (LE HERON, 1994, 1996; KYRIOU, 2000). O APÊNDICE A apresenta uma revisão das grandezas dosimétricas básicas e práticas relevantes em radiologia convencional.

O Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) é determinado a partir da medida do Kerma no ar Incidente ($K_{a,i}$), que pode ser obtido através de medidas do rendimento do tubo de raios X com uma câmara de ionização adequada e devidamente calibrada (HARRISON et al., 1983; DAVIES et al., 1997; HUFTON et al., 1998; FAULKNER et al., 1999; AROUA et al., 2002). Assim, a partir do valor do $K_{a,i}$, o $K_{a,e}$ é obtido utilizando a seguinte equação:

$$K_{a,e} = K_{a,i} \cdot BSF \quad (1)$$

onde, BSF é o fator de retroespalhamento, que depende da qualidade do feixe e do tamanho do campo de radiação.

Por outro lado, o $K_{a,e}$ pode ser determinado diretamente através de medidas realizadas com detectores termoluminescentes (TLDs) posicionados diretamente na pele do paciente (CE, 1996a, 1996b; BURKE; SUTTON, 1997; IPSM, 1992; MOONEY; THOMAS, 1998) ou

na superfície do fantoma (ICRU, 1992; MARSHALL, 1994; ALMEN et al., 1996; RAMLI et al., 2005) para simular a irradiação do paciente.

A grandeza prática Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$) pode ser facilmente medida usando uma câmara especialmente construída (denominada medidor $P_{K,A}$), que é montada na estrutura do colimador, com a mínima interferência no exame (SHRIMPTON; WALL, 1982) ou pode ser avaliada, também, indiretamente, pelo produto do Kerma no ar Incidente ($K_{a,i}$) pela área do filme exposta (AF), corrigida pela lei do inverso do quadrado da distância (McPARLAND et al., 1996; ARMPILIA et al., 2002; WRAITH et al., 1995):

$$P_{K,A} = K_{a,i} \cdot AF \cdot [(DFF - De) / DFF]^2 \quad (2)$$

onde: DFF: distância foco-filme, em cm;

De: diâmetro equivalente do paciente, em cm, que tem a seguinte relação com a altura (H), em cm, e o peso (W), em gramas (LINDSKOUG, 1992).

$$De = 2 \cdot \sqrt{\frac{W}{\pi \cdot H}} \quad (3)$$

Diversos estudos realizados em vários países têm mostrado uma grande variação nos valores das doses recebidas pelos pacientes para os mesmos tipos de exames. Estes estudos mostraram a importância de se otimizar os procedimentos radiológicos. Tendo em vista que não há limites de dose para os pacientes, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), em sua publicação número 73 (ICRP, 1996), sugeriu a introdução de níveis de referência em radiodiagnóstico.

2.2.1 Níveis de Referência em Radiodiagnóstico

Os níveis de referência em radiodiagnóstico (NRDs) são níveis orientativos e não representam limites de doses. Caso se comprove que eles estão sendo sistematicamente excedidos em procedimentos radiográficos realizados na instituição, deve-se efetuar um

reavaliação dos procedimentos e / ou do equipamento e, se necessário, adotar medidas corretivas (IAEA, 1996; ICRP, 1996; CE, 1999) de modo a reduzir a dose.

Os NRDs são baseados em medidas realizadas em pacientes ou fantasmas em vários hospitais e clínicas de um país ou região, para cada tipo de exame. Eles se aplicam a uma grandeza facilmente medida na superfície de um fantoma padrão ou paciente representativo. Ou seja, são níveis fixados para grupos de pacientes de tamanho médio ou para modelos padrão e não para exposições individuais e para pacientes individuais. A grandeza Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) é adequada para esse propósito em situações onde o campo de radiação não muda apreciavelmente de procedimento para procedimento. Em muitas situações, no entanto, incluindo fluoroscopia, é mais apropriado usar o Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$), uma vez que ele leva em consideração as variações no tamanho do campo durante ou entre os procedimentos (ICRU, 2005). Convencionou-se adotar o terceiro quartil (75 percentil) da distribuição de doses observadas como o nível de referência (IPSM, 1992; IAEA, 1996; CE, 1996a,b; WALL; SHRIMPTON, 1998).

A Tabela 1 apresenta valores de referência para o Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$), fornecidos pela publicação da Comunidade Européia (CE, 1996b) e pela Portaria 453 (MS, 1998), para um paciente padrão adulto típico², para diversos tipos de exames radiográficos. São também apresentados na mesma Tabela os valores de referência para o Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$), fornecidos pelo órgão regulador britânico de proteção radiológica, denominado National Radiological Protection Board (NRPB - Inglaterra) (HART et al., 2002). Cabe ressaltar que os NRDs propostos pela Portaria 453 (MS, 1998) são baseados em publicações internacionais e não em levantamentos realizados em instalações radiológicas brasileiras.

A Tabela 2 mostra valores de referência para o $K_{a,e}$, por radiografia, para pacientes pediátricos submetidos a exames radiográficos convencionais, publicados pela Comunidade Européia (CE, 1996b). É importante salientar que a Portaria 453 (MS, 1998) não fixa níveis de referência para pacientes pediátricos.

² A definição de paciente padrão adulto típico a que a Portaria 453 se refere, é a apresentada na publicação número 23 da ICRP (ICRP, 1975), que define o mesmo como tendo peso igual a 70 kg e altura igual a 170 cm.

Tabela 1. Valores de referência para o Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) e Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$), por radiografia, para um paciente adulto padrão.

Exame	$K_{a,e}$ de referência (CE 1996a) (mGy)	$K_{a,e}$ de referência (MS 1998) (mGy)	$P_{K,A}$ de referência NRPB (HART et. al. 2002) (Gy . cm²)
Coluna Lombar			
AP	10	10	1,6
LAT	30	30	3,0
JLS	40	40	3,0
Abdômen			
AP	10	10	3,0
Pelve			
AP	10	10	3,0
Tórax			
PA	0,3	0,4	0,12
LAT	1,5	1,5	-
Crânio			
AP	5	5	-
PA	5	-	-
LAT	3	3	-

Tabela 2. Valores de referência para o Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$), por radiografia, para pacientes pediátricos submetidos a exames radiográficos convencionais (CE, 1996b).

Exame Projeção	$K_{a,e}$ (μGy)		
	Recém-nascido	10 meses	5 anos
Tórax AP / PA	80		100
Tórax LAT			200
Crânio AP / PA			1500
Crânio LAT			1000
Pelvis AP		200	900
Abdome AP / PA			1000

2.2.2 Estimativa de risco em radiodiagnóstico

A exposição de um indivíduo a altas doses de radiação ocasiona a morte de um grande número de suas células e, em consequência, danos graves aos seus órgãos e tecidos, que podem perder a função e, em certos casos, ocasionar a morte do indivíduo. Este tipo de dano é chamado de efeito determinístico e apresenta um limiar de dose acima do qual a sua

severidade aumenta. A exposição às baixas doses ou baixas taxas de doses ocasiona reações nos tecidos que não são usualmente percebidas, mas que podem ocasionar danos ao material genético das células, resultando em um aumento do risco de incidência de câncer muitos anos mais tarde ou em efeitos hereditários nas gerações futuras. Esses danos são chamados estocásticos e sua probabilidade de ocorrência (e não sua severidade) aumenta com a dose, não apresentando um limiar para a sua ocorrência (ICRP, 1991).

O objetivo da proteção radiológica é, portanto, controlar as exposições às radiações de forma a prevenir a ocorrência de efeitos determinísticos (mantendo as doses abaixo dos limiares relevantes) e assegurar que o risco de ocorrência de efeitos estocásticos seja o mínimo possível, dentro de níveis aceitáveis. Nesse sentido, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) tem desenvolvido grandezas dosimétricas específicas para propósitos de radioproteção, permitindo se quantificar a extensão da exposição à radiação. Um indicador dosimétrico é a dose absorvida média em um tecido ou órgão D_T (ICRP, 1991), definida como a energia total depositada (“energy imparted”) no tecido ε_T dividido pela sua massa m_T :

$$D_T = \frac{\varepsilon_T}{m_T} \quad (4)$$

onde, a unidade da dose absorvida no órgão (ou simplesmente dose no órgão) é o Gy.

Entretanto, a probabilidade de ocorrer efeitos estocásticos depende não somente da dose absorvida, mas também, do tipo e energia da radiação. Por isso, a ICRP recomenda que, para propósitos de radioproteção, a dose no órgão deve ser ponderada por um fator w_R , que depende da qualidade da radiação. Valores de w_R foram selecionados pela ICRP para representar a eficácia biológica relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos biológicos para baixas doses e baixas taxas de dose. A dose absorvida multiplicada pelo fator w_R é chamada de Dose Equivalente no Órgão (ICRP, 1991; ICRU, 2005):

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (5)$$

onde $D_{T,R}$ é a dose absorvida média no tecido ou órgão T devido a radiação R e w_R o correspondente fator de ponderação para a energia e tipo de radiação. A ICRP (1991) recomenda um fator de ponderação w_R igual a 1 (um) para fótons de todas as energias.

A relação entre a probabilidade de efeitos estocásticos e a dose equivalente depende não só das características da radiação, como também do órgão ou tecido irradiado. Assim, a ICRP definiu uma grandeza mais apropriada, derivada da dose equivalente, para indicar a combinação de diferentes doses em diferentes tecidos, de modo que se correlacione com a probabilidade total de ocorrência dos efeitos estocásticos. Essa grandeza, denominada Dose Efetiva (E), é definida como (ICRP, 1991):

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (6)$$

onde, H_T é a dose ponderada no tecido ou órgão T e w_T é o fator de ponderação para o tecido T. Este fator representa a contribuição relativa do dano produzido em um órgão ou tecido para o detrimento³ total, devido a uma irradiação uniforme de corpo inteiro. Os valores de w_T para os diferentes órgãos são os seguintes (ICRP, 1991): (a) $w_T = 0,20$ para as gônadas; (b) $w_T = 0,12$ para medula, pulmões, cólon e estômago; (c) $w_T = 0,05$ para o fígado, tireóide, esôfago, mama e bexiga; (d) $w_T = 0,01$ para superfície óssea e pele e; (e) $w_T = 0,05$ para os demais órgãos agrupados, que incluem: glândula supra-renal, cérebro, rins, pâncreas, intestinos, baço, timo, útero e músculos.

A grandeza Dose Efetiva, embora definida pela ICRP para propósitos de limitação de dose de pessoas ocupacionalmente expostas e indivíduos do público, tem sido utilizada também como indicador de risco para pacientes em radiologia diagnóstica (JONES et al., 2001; ARMPILIA et al., 2002; MAZONAKIS et al., 2004).

³ A ICRP usa o termo detrimento para representar a combinação da probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos e o grau de severidade desses efeitos. Os quatro principais componentes do detrimento são: probabilidade de câncer fatal, probabilidade ponderada de câncer não fatal, probabilidade ponderada de efeitos hereditários graves e o tempo de vida perdido se o dano ocorrer.

Entretanto, em documento recente da ICRP, (ICRP, 2006), as seguintes ponderações são feitas a esse respeito:

- O uso da Dose Efetiva para avaliação da exposição de pacientes tem severas limitações que devem ser levadas em consideração. A Dose Efetiva pode ter valor para comparar doses de diferentes procedimentos diagnósticos (e em poucos casos especiais para procedimentos terapêuticos) e para comparar o uso de tecnologias e procedimentos similares em diferentes hospitais e países, bem como, o uso de diferentes tecnologias para o mesmo exame médico. No entanto, para planejar a exposição de pacientes e avaliar risco-benefício, a dose (ou dose equivalente) nos órgãos irradiados é a grandeza mais relevante. Este é especialmente o caso quando se pretende estimar o risco;
- A Dose Efetiva não deve ser usada para avaliação da exposição humana em estudos epidemiológicos para avaliação de risco. Em tais casos, as doses absorvidas em órgãos específicos devem ser consideradas.

Por outro lado, a ICRU (2005) faz as seguintes ponderações:

- Para a estimativa das consequências prováveis de uma exposição à radiação, para uma população conhecida, é melhor usar a dose absorvida e dados específicos relacionando a eficácia biológica da radiação (EBR) e os coeficientes de probabilidade relacionados à população exposta. Em radiodiagnóstico médico, tanto as condições de irradiação quanto o grupo de pacientes expostos são conhecidos, em princípio;
- A dose efetiva não deve ser usada para aplicação dos coeficientes nominais de fatalidade (ICRP, 1991), para avaliação do detrimento ocasionado pela exposição aos raios X, uma vez que pode existir diferenças significativas, tanto no status médico, quanto no sexo e idade, entre um grupo particular de pacientes e a população de referência para a qual a ICRP derivou esses coeficientes.

Assim, para a determinação da dose no paciente ser indicativa dos riscos é necessário estimar as doses absorvidas médias nos órgãos radiosensíveis e tecidos do corpo. A dose absorvida média para certos órgãos compactos e superficiais, como a tireóide, pode ser medida com TLDs posicionados em locais apropriados na pele do paciente, embora correções

sejam necessárias para se levar em consideração a atenuação através do órgão. Na radiologia intervencionista, as doses em certos pontos dos tecidos ou órgãos mais severamente irradiados são úteis para verificar se elas se mantiveram abaixo do limiar para indução de efeitos determinísticos. TLDs posicionados nas regiões mais severamente irradiadas da pele do paciente podem ser utilizados para determinação da dose local.

As doses nos órgãos e em determinados pontos da pele podem ser medidas nas diferentes condições de técnica, típicas para um exame particular, usando modelos físicos do corpo humano, com dosímetros posicionados em pontos específicos ou através de programas computacionais que simulem os exames, usando fantasmas matemáticos ou tomográficos (ICRU, 2005). Cabe ressaltar que tanto os fantasmas físicos quanto os matemáticos e tomográficos foram desenvolvidos para representar pacientes padrões adultos ou pediátricos e, portanto, eles são representativos para medidas realizadas em um número significativo de pacientes para uma prática ou técnica particular. Existem disponíveis inúmeras Tabelas e arquivos de dados com os resultados dos cálculos obtidos utilizando as técnicas mencionadas, na forma de coeficientes para converter grandezas dosimétricas mensuráveis em doses nos órgãos para diferentes técnicas radiográficas (ROSENSTEIN; WARNER, 1979; ROSENSTEIN, 1988; HART et al., 1994a,b; 1996a,b; KRAMER et al., 2003, 2004).

Os softwares XDOSE, CHILDOSE e DOSECAL (LEHERON, 1994, 1996; KYRIOU, 2000), utilizam os coeficientes de conversão fornecidos pelo “National Radiological Protection Board” (NRPB - Inglaterra) (HART et al., 1994a,b; 1996a,b), para determinação das doses nos órgãos e doses efetivas. O DOSECAL (desenvolvido pelo Radiological Protection Center of Saint Georges’s Hospital of London) tem sido utilizado em levantamentos dosimétricos realizados em instalações radiológicas brasileiras (MOHAMADAIN et al., 2003, 2004; AZEVEDO et al., 2005, 2006; KHOURY et al., 2005; LACERDA et al., 2005). O Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety (STUK) desenvolveu um programa de Monte Carlo, denominado PCXMC, que utiliza modelos de fantasmas matemáticos para o cálculo das doses nos órgãos e dose efetiva para pacientes de diferentes idades e tamanhos, permitindo a escolha livre da projeção radiográfica e outras condições de técnica usadas em radiografia e fluoroscopia (TAPIOVAARA et al., 1997). Este último software permite uma flexibilidade quanto ao ajuste do tamanho de campo empregado para a realização do exame radiográfico e das dimensões dos pacientes, provendo, assim, uma estimativa mais acurada das doses nos órgãos e dose efetiva, principalmente em exames realizados sem a colimação adequada.

2.3 Doses em pacientes pediátricos

Apesar de se reconhecer que as crianças apresentavam maior risco que os adultos de sofrerem efeitos deletérios radioinduzidos, a maior parte dos levantamentos dosimétricos realizados no passado, se concentraram, basicamente, em pacientes adultos. Recentemente porém, esforços têm sido dirigidos para avaliações dosimétricas em pacientes pediátricos. Inspirados pela iniciativa da comunidade européia (CE, 1992, 1996b), inúmeros trabalhos têm mostrado os resultados de levantamentos dosimétricos realizados em pacientes pediátricos ao redor do mundo (MARTIN et al., 1994; KYRIOU et al., 1996; GOGOS et al., 2003; MOHAMADAIN et al., 2004; BRINDHABAN et al., 2004).

O maior problema associado à dosimetria dos pacientes pediátricos é a grande variação de tamanhos e / ou dimensões dos mesmos. Como essas variações nas dimensões dos pacientes também têm efeitos diretos nos parâmetros de técnica radiográfica, torna-se necessária a subdivisão dos mesmos em pequenas faixas etárias. A CE (1992) recomenda a seguinte subdivisão dos pacientes: (a) $0 \text{ mês} \leq 1 \text{ mês}$; (b) $1 \text{ mês} \leq 1 \text{ ano}$; (c) $1 \text{ ano} \leq 5 \text{ anos}$; (d) $5 \text{ anos} \leq 10 \text{ anos}$; (e) $10 \text{ anos} \leq 16 \text{ anos}$. Inúmeros trabalhos na literatura apresentam resultados de doses e / ou riscos para pacientes pediátricos utilizando essas faixas etárias, bem como valores de doses de referência (RUIZ et al., 1991; MARTIN et al., 1994; McDONALD et al., 1996; KYRIOU et al., 1996; HUFTON et al., 1998; MOHAMADAIN et al., 2004; COOK et al., 2006).

A seleção de pacientes dentro de faixas restritas de idade para a realização das avaliações dosimétricas pode dificultar, sobremaneira, a amostragem de um número estatisticamente significativo de pacientes por procedimento radiográfico, aumentando o tempo necessário para a coleta dos dados (MARTIN et al., 1994). Uma dos principais documentos que trata de dosimetria do paciente em radiodiagnóstico (IPSM, 1992), sugere que uma amostra de no mínimo dez pacientes deve ser monitorada para se ter uma estimativa confiável da média do Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) para um dado procedimento radiográfico.

É importante salientar, entretanto, que na mesma faixa etária, há uma grande variação da espessura do paciente pediátrico. Por isso, torna-se interessante ter uma metodologia que permita estimar o $K_{a,e}$ a partir de algum parâmetro anatômico do paciente, como, por exemplo: a altura e o peso. Neste sentido, MARTIN et al. (1994) realizaram um estudo no

qual efetuaram medidas do $K_{a,e}$ utilizando detectores termoluminescentes (TLDs) e procuraram correlacionar estes valores de dose com o diâmetro equivalente do paciente (De), obtido pela Equação 3.

Os resultados obtidos pelos autores mostraram uma relação linear entre o logaritmo do $K_{a,e}$ e o Diâmetro Equivalente, para exames radiográficos realizados em equipamentos de raios X com gerador monofásico. Estes dados permitem concluir que em casos onde se deseje estimar o $K_{a,e}$ para pacientes de diferentes dimensões, é possível aplicar fatores de correção obtidos pela curva entre o log do $K_{a,e}$ e o De. Estudos similares foram realizados por MOONEY & THOMAS (1998) para equipamentos de raios X trifásicos, obtendo resultados similares.

HART et al. (2000) utilizaram os dados coletados nos levantamentos realizados na Europa no período de 1989 a 1995⁴ para derivar doses de referência para radiografias individuais. Dados de pacientes de todas as espessuras foram incluídos e as doses normalizadas para a espessura padrão mais próxima. A espessura da seção do paciente radiografada foi derivada dos dados coletados de altura (H) e peso (W), utilizando um método desenvolvido pelos autores. Assim, as doses de referência para pacientes pediátricos de tamanho padrão, baseados nos valores do terceiro quartil da distribuição das doses normalizadas para o tamanho do paciente, do levantamento realizado na Europa, estão mostradas na Tabela 3.

⁴ Os referidos dados foram utilizados para a publicação da Comunidade Européia, intitulada: “Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics” (CE, 1996b).

Tabela 3. Valores de referência para o Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$), por radiografia, para pacientes pediátricos submetidos a exames radiográficos convencionais, normalizados para a espessura do paciente (HART et al., 2000).

Exame / Projeção	$K_{a,e}$ de Referência (μGy)				
	Recém-nascido	1 ano	5 anos	10 anos	15 anos
Espessura padrão (cm)	8,5	12	14	16	18
Tórax AP / PA	50	50	70	120	-
Abdome AP / PA		400	500	800	1200
Pelvis AP		500	600	700	2000
Espessura padrão (cm)	12	16	18,5	18,5	18,5
Crânio AP / PA		800	1100	1100	1100
Espessura padrão (cm)	9	12	14,5	14,5	14,5
Crânio LAT		500	800	800	800

2.4 Estudos dosimétricos pediátricos apresentados na literatura

CHAPPLE et al. (1992) realizaram medidas do Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) e Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$) utilizando, respectivamente, dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio e um medidor $P_{K,A}$. Foram monitorados 10 a 20 pacientes por exame radiográfico (tórax, abdome, pélvis, crânio, etc) divididos nas seguintes faixas etárias: (a) < 1 ano; (b) 1 - 5 anos e; (c) 6 - 18 anos. Os autores encontraram diferenças significativas nos valores de doses para pacientes nas diferentes faixas etárias (fator 100 entre os valores de $P_{K,A}$ e 4 entre os valores de $K_{a,e}$) e até dentro da mesma faixa de idade. Isso foi atribuído às grandes diferenças tanto nas dimensões dos pacientes quanto nas condições clínicas dos mesmos. Os valores de doses foram comparados aos encontrados em um levantamento anterior realizado na Inglaterra (SHRIMPTON et al., 1986). A Tabela 4 mostra os resultados obtidos pelos autores.

Tabela 4. Valores de $K_{a,e}$ e $P_{K,A}$ encontrados no levantamento realizado por CHAPPLE et al. (1992) comparados com os valores encontrados por SHRIMPTON et al. (1986).

Exame	$K_{a,e}$ (mGy)		$P_{K,A}$ (cGy . cm ²)	
	CHAPPLE et al. (1992)	SHRIMPTON et al. (1986)	CHAPPLE et al. (1992)	SHRIMPTON et al. (1986)
Tórax	0,47	0,18 (PA)	6,9	14
Pelvis	1,62	2,94 (AP)	106	226
Abdome	1,10	1,79 (AP)	84	149
Crânio	1,19	2,47 (AP)	110	228

*PA = postero-anterior; AP = antero-posterior.

A Tabela 4 mostra que os valores de $P_{K,A}$ e $K_{a,e}$ foram geralmente menores do que os encontrados no levantamento nacional anteriormente realizado. CHAPPLE et al. (1992) atribuíram os menores valores de $P_{K,A}$ encontrados ao fato dos hospitais selecionados para o estudo em questão serem dedicados à pediatria, onde certos cuidados, principalmente referentes à colimação do feixe eram tomados. Os valores geralmente mais baixos de $K_{a,e}$ foram atribuídos ao uso de sistemas tela-filmes de elementos terras-raras. O fato de se ter encontrado valores mais altos de $K_{a,e}$ nos exames de tórax é atribuído ao número comparativamente maior de pacientes amostrados no levantamento nacional citado. Eles também atribuem as diferenças nos resultados encontrados em relação à SHRIMPTON et al. (1986) às diferenças nas faixas etárias e dimensões dos pacientes amostrados, além da pequena amostragem de pacientes em alguns grupos.

KYRIOU et al. (1996) realizaram um levantamento dosimétrico entre os anos de 1993 e 1995 em seis hospitais da Inglaterra (2 hospitais infantis e 4 hospitais gerais), estudando 10 procedimentos radiográficos convencionais comumente realizados em pacientes pediátricos, divididos nas seguintes faixas etárias: (a) 1m -< 12m; (b) 1 - 5 anos; (c) 5 - 10 anos e; (d) 10 - 16 anos. Medidas de $K_{a,e}$ e $P_{K,A}$ foram realizadas e a dose efetiva foi determinada a partir da aplicação dos coeficientes de conversão apropriados.

O $K_{a,e}$ foi determinado indiretamente utilizando um programa computacional especialmente desenvolvido para esse propósito e o $P_{K,A}$ foi determinado com um medidor $P_{K,A}$ calibrado de acordo com o procedimento descrito por IPSM (1992).

O programa computacional desenvolvido requer a entrada da tensão (kV), carga (mAs), distância foco-filme (DFF) e idade do paciente para cada exame radiográfico. A partir disso, o programa "busca" a curva de rendimento relevante para a determinação do $K_{a,e}$, sendo que as curvas de rendimento haviam sido previamente determinadas com uma câmara de

ionização adequada para várias condições de técnica radiográfica. A distância foco-pele (DFP) foi estimada subtraindo da DFF a espessura média da parte do corpo radiografada e espessura da mesa / bucky (quando o bucky era usado). A espessura média da parte do corpo do paciente a ser radiografada foi estimada pelo programa a partir de uma base de dados obtidos através de medidas realizadas em cerca de 20 crianças. Assim, a espessura foi calculada por interpolação ou extrapolação dos dados (quando necessário), permitindo-se selecionar a espessura do corpo radiografada de acordo com a idade e o tipo de exame. Foram adotados os fatores de retroespalhamento publicados por WALL et al. (1988). O método foi validado a partir de comparações com medidas realizadas empregando TLDs em três hospitais, sendo considerado o método mais adequado para a realização do levantamento dosimétrico, devido principalmente à facilidade e rapidez do método. Nenhum fator de correção foi empregado para corrigir as diferenças encontradas nos dois métodos. A Tabela 5 apresenta os valores médios de $K_{a,e}$ e $P_{K,A}$, e informações dos parâmetros de técnica radiográfica, nos exames de tórax AP/PA, em dois hospitais infantis (C1 e C2) e dois hospitais gerais (G1 e G2).

KYRIOU et al. (1996) concluíram que os valores de $K_{a,e}$ e $P_{K,A}$ foram consistentes com os encontrados em outros trabalhos publicados no Reino Unido e significativamente mais baixos que os encontrados em outros países da Europa. As diferenças nos valores médios das doses entre os hospitais estudados para a maior parte dos exames radiográficos foram relativamente baixas. Além disso, as diferenças significativas encontradas entre alguns hospitais não foram favoráveis aos hospitais infantis. Ou seja, para os principais exames de tronco / crânio os centros especializados forneceram doses maiores para as crianças mais jovens como resultado do uso difundido das grades antiespalhamento. Os hospitais infantis também apresentaram, geralmente, imagens radiográficas de qualidades “desnecessariamente altas”, vislumbrando-se um enorme potencial para redução da dose.

Tabela 5. Valores médios de $K_{a,e}$ e $P_{K,A}$, e informações dos parâmetros de técnica radiográfica, nos exames de tórax AP/PA, em dois hospitais infantis (C1 e C2) e dois hospitais gerais (G1 e G2).

Hospital Faixa Etária	kV	mAs	DFF (cm)	Grade	Veloc.	$K_{a,e}$ (mGy)	$P_{K,A}$ (cGy . cm ²)
C1							
1 m - < 12 m	67	3,8	178	S	200	0,06	1,9
1 a - < 5 a	69	4	180	N	200	0,07	2,2
5 a - < 10 a	70	4	180	N	200	0,07	3,4
10 a - < 16 a	71	4	180	N	200	0,07	4,7
C2							
1 m - < 12m	57	3,3	158	N	375	0,04	1,1
1 a - < 5 a	58	3,4	155	N	375	0,05	2,1
5 a - < 10 a	59	3,4	153	N	375	0,06	2,8
10 a - < 16 a	62	3,6	155	N	375	0,07	4,7
G1							
1 m - < 12m	57	3,5	167	N	400	0,05	2,9
1 a - < 5 a	58	3,9	176	N	400	0,06	2,5
5 a - < 10 a	61	3,6	182	N	400	0,05	3,7
10 a - < 16 a	66	4,1	181	N	400	0,07	6,2
G2							
1 m - < 12m	61	3,9	116	N	400	0,13	2,5
1 a - < 5 a	67	4,5	159	N	400	0,11	3,6
5 a - < 10 a	69	4,6	181	N	400	0,08	4,7
10 a - < 16 a	82	4,9	181	N	400	0,10	6,8

No período entre 1989 e 1991, foi realizado um estudo, que envolveu os exames de raios X de tórax e crânio (projeções PA e AP), coluna e abdome (AP) para crianças de 10 meses de idade e pélvis (AP) para crianças de 4 meses, realizados em instalações fixas de 89 departamentos de radiologia (do universo de 121 departamentos convidados para o estudo, distribuídos entre 11 estados membros). Para equipamentos de raios X móveis foram estudados os exames de tórax AP em crianças de 10 meses de idade e bebês prematuros (peso aproximado de 1 kg). Em 1992, este estudo preliminar foi estendido para exames de raios X em crianças de 5 anos de idade, realizados em 105 departamentos de radiologia distribuídos em 16 estados membros. E, no período entre 1994 e 1995, crianças de 10 anos de idade foram incluídas em levantamentos realizados em 115 departamentos de 17 países membros.

O $K_{a,e}$ foi determinado utilizando dosímetros termoluminescentes posicionados na pele do paciente no centro do campo de radiação. Os parâmetros de técnica radiográfica foram anotados e as qualidades das imagens radiográficas foram avaliadas por cerca de 7 a 9 radiologistas, segundo os critérios de qualidade adotados previamente (CE, 1992). As Figuras 1 e 2 e a Tabela 6 mostram um resumo de alguns resultados encontrados nesse trabalho.

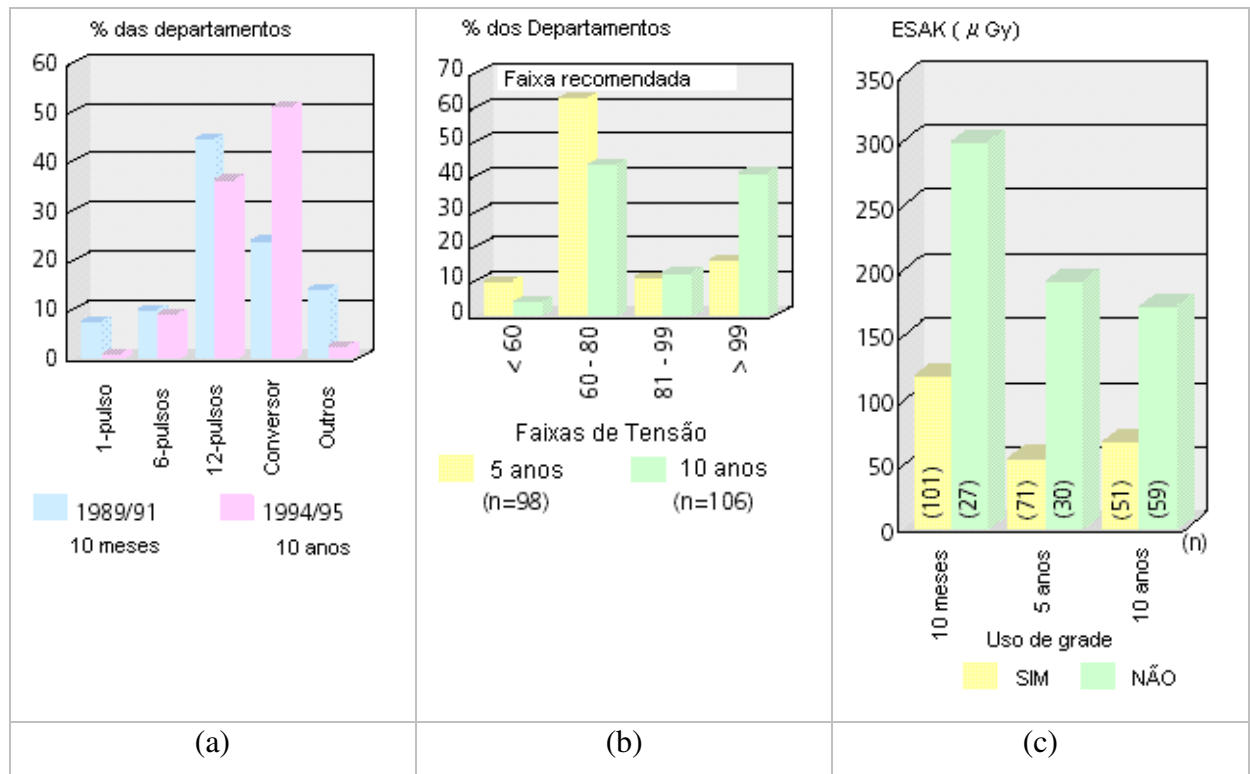


Figura 1. (a) Distribuição dos tipos de geradores observados nos levantamentos realizados em 1989/1991 e 1994/1995; (b) distribuição dos valores de tensão empregados em exames radiográficos de tórax (AP/PA) em crianças de 5 anos e 10 anos de idade e; (c) valores de $K_{a,e}$ com e sem grade antiespalhamento para exames radiográficos de tórax (AP/PA) para crianças de 10 meses, 5 anos e 10 anos de idade. n: número de departamentos de radiologia. FONTE: CE (1996b).

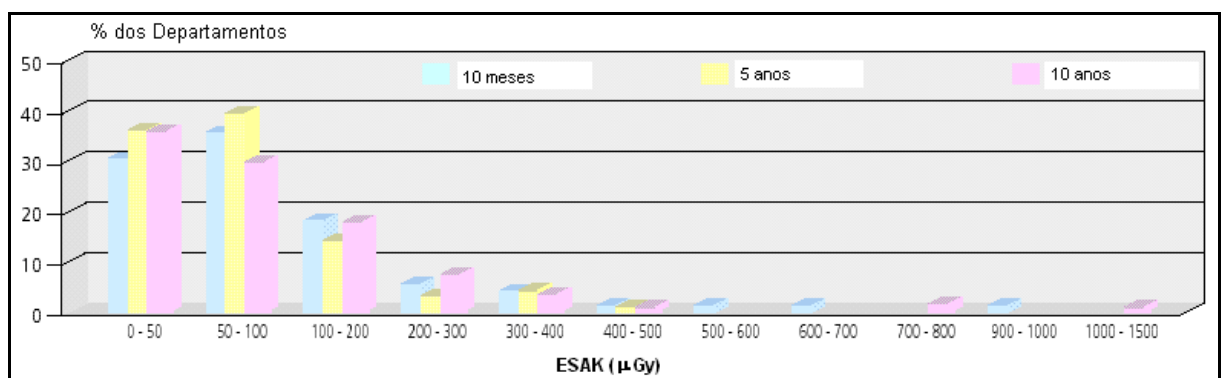


Figura 2. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ encontrados para exames radiográficos de tórax (AP/PA) para crianças de 10 meses, 5 anos e 10 anos de idade. FONTE: CE (1996b).

Tabela 6. Frequência de atendimento aos critérios de qualidade relacionados à técnica radiográfica, para exames em crianças de 5 anos de idade (número de departamentos [N] e correspondentes valores de $K_{a,e}$ [μ Gy] – somente critérios de influência direta na dose).

Núm.	Zero		Um		Dois		Três		Quatro		Cinco		Seis	
Crítérios*	N	μ Gy	N	μ Gy	N	μ Gy	N	μ Gy	N	μ Gy	N	μ Gy	N	μ Gy
Tórax AP/PA					8	143	13	193	40	80	18	54	6	25
Tórax AP (equip. móvel)							9	131	19	88	13	88		
Tórax LAT			1	120	3	273	14	246	30	214	17	103	4	53
Crânio AP/PA					2	1422	7	1358	24	1637	19	881	4	654
Crânio LAT					1	435	10	1149	26	865	19	771	6	464
Pelvis AP			1	1085	9	1307	24	533	11	851	5	302		
Abdome AP/PA					2	386	10	1171	25	769	9	470	5	270

* Número de critérios atendidos. FONTE: CE (1996b).

Os resultados dos levantamentos realizados na Europa mostraram diversos aspectos importantes acerca dos procedimentos radiográficos pediátricos realizados em países europeus, que são citados a seguir:

(a) As informações referentes aos aspectos técnicos do equipamento de raios X (como a filtração, tamanho nominal do foco, etc.) não são suficientemente conhecidos pelos profissionais dos departamentos de radiologia. Como exemplo, 50% dos departamentos não conheciam as velocidades dos sistemas tela-filme empregados em exames de abdome;

(b) Uma proporção extremamente alta de departamentos empregam tensões mais baixas que os valores recomendados para uma criança de 5 anos de idade. É imperativo o uso de faixas de tensão mais apropriadas para se beneficiar adequadamente do uso de sistemas tela-filme mais rápidos;

(c) O uso de geradores de raios X que permitam a utilização de baixos valores de carga (mAs), freqüentemente requeridas em exames pediátricos é crucial se – a fim de se controlar o rendimento do tubo – o valor da tensão (kV) aplicada possa ser aumentada;

(d) Em uma proporção significativa (54%) dos exames de raios X foram empregados sistemas tela-filme com velocidades nominais menores ou iguais a 200, sendo que a faixa

recomendada situa-se entre 400 e 800. Assim, recomenda-se que sistemas com velocidades maiores que 400 devam sempre ser empregados com apropriados valores de tensão;

(e) O terceiro quartil dos valores de dose encontrados para crianças de 5 anos de idade (Tabela 6) foram adotados como níveis de referência para pacientes pediátricos. Todo esforço deve ser dirigido para a redução das doses em crianças com idades inferiores a 5 anos para valores mais baixos que os apresentados;

(f) Uma rigorosa atenção em todos os fatores de técnica radiográfica recomendados pode levar a uma significativa redução do $K_{a,e}$.

COOK et al. (2006) publicaram um guia similar ao da Comunidade Européia, com a adição de critérios de referência, preparação do paciente, instruções práticas, fatores de exposição e doses em função da idade (5 faixas etárias). A Tabela 7 apresenta os fatores de exposição e doses por faixa etária propostas pelos autores para exames radiográficos de tórax e seios da face.

COOK et al. (2006) mostraram que a adoção de combinações tela filme mais rápidas, o não uso de grades antiespalhamento (se não necessário), uso de filtração adicional, escolha de altos valores de tensão e curtos tempos de exposição são os fatores determinantes para se minimizar a dose fornecida aos pacientes pediátricos em exames de raios X diagnóstico.

Tabela 7. Fatores de exposição e doses por faixa etária propostas por COOK et al. (2006) para exames radiográficos pediátricos de tórax e seios da face (projeção mento-naso).

Faixa Etária (anos)	Foco* (F/G)	Filtração Total	kV	mAs	DFF (cm)	Veloc.	Grade	AEC	K_{a,e} (mGy)	P_{K,A} (cGy.cm ²)	E (mSv)
Tórax AP/PA											
0 - 1/12	F	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	70	2	180	400	Não	Não	0,02	0,2	≤0,01
1/12 - 1	G	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	73	2,5	180	400	Não	Não	0,02	0,3	≤0,01
1 - 5	G	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	75	2,5	180	400	Não	Não	0,03	0,5	≤0,01
5 - 10	G	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	75	3,5	180	400	Não	Não	0,04	1,6	≤0,01
10 - 15	G	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	80	3	180	400	Não	Não	0,05	2,9	≤0,01
Tórax LAT: raramente solicitada											
0 - 1/12	F	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	75	4	180	400	Não	Não	0,04	0,4	≤0,01
1/12 - 1	G	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	78	5	180	400	Não	Não	0,06	1,0	≤0,01
1 - 5	G	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	78	6	180	400	Não	Não	0,08	2,3	≤0,01
5 - 10	G	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	78	6	180	400	Não	Não	0,08	2,3	≤0,01
10 - 15	G	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	80	8	180	400	Não	Não	0,14	4,4	≤0,01
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	N/A
10 - 15	F	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	78	16	100	400	Sim	Não	1,07	7,0	N/A

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

MOONEY & THOMAS (1998) realizaram um levantamento dosimétrico em uma sala de um hospital da Irlanda dedicada à radiologia pediátrica. O Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) e o Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$) 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 diagnóstico. As incertezas associadas à determinação do $K_{a,e}$ com TLDs foram determinadas, variando de $\pm 12\%$ para doses maiores que 0,2 mGy a $\pm 25\%$ para 0,15 mGy, que foi a mínima dose detectável (MDD). A incerteza associada às medidas com o $P_{K,A}$ foi estimada em $\pm 14\%$ para todas as qualidades de raios X estudadas.

Os dados de 277 radiografias de pacientes com idades até 15 anos foram coletados, anotando-se, também: o 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. O diâmetro equivalente (D_e) foi determinado e os coeficientes de correlação entre o logaritmo do $K_{a,e}$ e o logaritmo do $P_{K,A}$ e os parâmetros idade, peso e D_e foram calculados.

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

$$K_{a,e} = \frac{P_{K,A} \cdot BSF}{A_F \cdot [(DFF - D_e - L) / DFF]^2} \quad (7)$$

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

BSF: é o fator de retroespalhamento, considerado igual a 1,32, que foi a média encontrada para esse parâmetro para a faixa de fatores de exposição e tamanhos de campo usados durante o levantamento, e foi determinado através de medidas em um fantoma de acrílico.

O erro sistemático máximo introduzido no cálculo do $K_{a,e}$, a partir do $P_{K,A}$, pela não uniformidade do feixe e variação do BSF com o tamanho de campo foi de $\pm 5\%$.

Medidas do $K_{a,e}$, obtidos com TLDs, maiores que 0,2 mGy, mostraram uma significativa correlação com os valores correspondentes de $K_{a,e}$, obtidos com o $P_{K,A}$. As incertezas nas medidas deste último foram estimadas em $\pm 22\%$. Assim, os resultados do levantamento foram apresentados em termos de $K_{a,e}$ (obtido com TLDs), quando $K_{a,e} \geq 0,2$ mGy e em termos de $K_{a,e}$ (obtido com o $P_{K,A}$) quando $K_{a,e} < 0,2$ mGy.

Além do levantamento dosimétrico com a subsequente comparação com dados previamente publicados e com os critérios de qualidade propostos pela CE (1996b), MOONEY & THOMAS (1998) estudaram, também, o efeito do incremento da filtração do tubo na dose e qualidade da imagem.

Os resultados do levantamento dosimétrico estão mostrados na Tabela 8 para quatro faixas etárias (≤ 1 ano, $1 \text{ a } \leq 5$ anos, $5 \text{ a } \leq 10$ anos e $10 \text{ a } \leq 15$ anos), para os exames radiográficos cujo número de pacientes amostrados foram superiores a 2, comparativamente aos valores médios obtidos após o incremento na filtração do tubo.

Tabela 8. Resultados do levantamento dosimétrico realizado por MOONEY & THOMAS (1998) para pacientes pediátricos submetidos a exames radiográficos convencionais.

Exame Projeção	Idade (anos)	N	$K_{a,e}^{(a)}$ (μGy)	$P_{K,A}^{(a)}$ (mGy.cm^2)	$K_{a,e}^{(b)}$ (mGy)	$P_{K,A}^{(b)}$ (mGy.cm^2)
Abdome AP	< 1	5	170 (90 – 350)	29 (20 - 50)	120	20
Tórax PA / AP	< 1	16	60 (40 – 100)	12 (4 - 21)	36	7
Pelvis AP	< 1	18	170 (49 – 270)	24 (7 - 65)	120	17
Crânio LAT	< 1	3	150 (100 – 170)	22 (14 -26)	110	15
Abdome AP	1 - 5	15	250 (190 – 350)	70 (18 – 104)	180	49
Tórax PA / AP	1 - 5	16	53 (33 – 120)	17 (11 - 43)	37	12
Pelvis AP	1 - 5	49	280 (100 – 600)	63 (15 – 150)	200	44
Crânio AP	1 - 5	11	360 (270 – 510)	107 (60 – 147)	250	75
Crânio LAT	1 - 5	15	320 (250 – 400)	113 (80 – 158)	220	79
Abdome AP	5 - 10	20	420 (310 – 750)	185 (110 – 380)	290	130
Tórax PA / AP	5 - 10	30	46 (32 – 87)	23 (10 - 65)	32	16
Pelvis AP	5 - 10	16	430 (120 – 700)	135 (59 – 266)	300	95
Crânio AP	5 - 10	8	500 (390 – 620)	182 (112 – 326)	350	127
Crânio LAT	5 - 10	5	370 (310 – 450)	122 (79 – 172)	260	85
Abdome AP	10 - 15	7	530 (250 – 830)	248 (140 – 460)	370	174
Tórax PA / AP	10 - 15	14	54 (32 – 87)	27 (17 - 40)	38	19
Pelvis AP	10 - 15	11	620 (450 – 810)	256 (122 – 356)	430	179
Crânio AP	10 - 15	10	760 (370 – 1810)	263 (107 – 522)	530	184
Crânio LAT	10 - 15	8	320 (170 – 410)	126 (53 – 220)	220	88

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

MOONEY & THOMAS (1998) concluíram que:

- (a) O $K_{a,e}$ pode ser determinado a partir de medidas do $P_{K,A}$ com incertezas de $\pm 22\%$.
No entanto, para doses $> 0,2 \text{ mGy}$, as medidas com TLDs são preferíveis, por apresentarem incertezas mais baixas ($\pm 12\%$);
- (b) Todos os valores de $K_{a,e}$ encontrados no presente estudo foram mais baixos que as doses de referência propostas pela CE (1996b);
- (c) A utilização do $P_{K,A}$ como critério para proposição de NRDs foi investigada comparando como os valores de $K_{a,e}$, $P_{K,A}$ e Dose Efetiva (E) variavam com a idade do paciente. Os autores constataram que os valores de $P_{K,A}$ aumentam mais rapidamente com a idade que os valores de $K_{a,e}$ e DE, notando, também, que a taxa

de mudança do $K_{a,e}$ é relativamente similar à da dose efetiva. Com isso, constataram que o $K_{a,e}$ é um indicador de risco melhor que o $P_{K,A}$;

- (d) As doses nos bebês em exames radiográficos realizados em uma unidade trifásica de 12 pulsos podem ser significativamente reduzidas, sem perda de qualidade da imagem, pela adição de filtração adicional ao tubo de raios X. Os valores relativamente mais altos encontrados para os bebês, quando comparados com as crianças em idades mais avançadas foram explicados pela incapacidade da unidade trifásica de 12 pulsos produzir cargas (mAs) suficientemente baixas para a realização de exames radiográficos em bebês. Isso explicita a necessidade das salas de radiologia pediátrica possuírem modernos geradores multi-pulsos ou de potencial constante, que possam produzir baixas cargas e tempos de exposição curtíssimos, necessários para a otimização da prática radiográfica em pediatria;
- (e) A comparação entre os valores de $K_{a,e}$ e parâmetros de técnica radiográfica medidos durante o presente levantamento com os critérios propostos pela CE (1996b) provaram ser um método efetivo para a redução da dose em departamentos de radiologia pediátrica. Esses critérios foram adotados com sucesso para redução do $K_{a,e}$ através do incremento na filtração do tubo. Assim, os autores concluem que os critérios de qualidade, recomendados pela Comunidade Européia, fornecem um parâmetro útil para comparação do desempenho dos departamentos de radiologia e uma ótima ferramenta para promover a otimização da técnica radiográfica.

No Brasil, estudos realizados no Rio de Janeiro, em São Paulo e no Recife têm servido para mostrar o panorama das exposições dos pacientes pediátricos em instalações radiológicas brasileiras (MOHAMADAIN et al., 2003, 2004; AZEVEDO, 2006; FREITAS, 2005; OLIVEIRA; KHOURY, 2003).

OLIVEIRA & KHOURY (2003) avaliaram o $K_{a,e}$ e os procedimentos radiográficos adotados em exames radiográficos pediátricos de tórax (AP/PA) realizados em três hospitais do Recife. A dosimetria foi realizada com TLDs posicionados diretamente na pele dos pacientes. As Tabelas 9 e 10 mostram, respectivamente, os valores dos parâmetros de técnica radiográfica e $K_{a,e}$ encontrados nesse trabalho.

Tabela 9. Resumo dos valores dos parâmetros de técnica radiográfica utilizadas nas instalações (Inst.) estudadas por OLIVEIRA & KHOURY (2003), em exames de tórax AP/PA.

Inst.	Faixa Etária	N	Espessura (cm)	Tensão (kV)	Tempo (ms)	Carga (mAs)	DFF (cm)
A	< 1	20	$10,3 \pm 1,0$	$58,4 \pm 2,9$	$28,5 \pm 3,3$	$4,29 \pm 0,5$	$106,3 \pm 2,9$
	1,1 – 4	34	$12,8 \pm 1,2$	$64,4 \pm 5,0$	$27,8 \pm 2,6$	$4,18 \pm ,39$	$106,8 \pm 5,0$
	4,1 – 6	11	$13,6 \pm 0,84$	$65,8 \pm 5,9$	$27,9 \pm 2,7$	$4,18 \pm 0,40$	$118,0 \pm 18,0$
	6,1 – 10	15	$14,8 \pm 1,5$	$71,8 \pm 6,0$	$27,2 \pm 1,9$	$4,18 \pm 0,29$	$130,0 \pm 19,0$
	> 10	5	$17,1 \pm 1,4$	$76,2 \pm 2,2$	$26,7 \pm 1,9$	$4,0 \pm 0,0$	$150,0 \pm 0,0$
B	1,1 – 4	3	$12,7 \pm 0,58$	$70,0 \pm 0$	$25,0 \pm 0,0$	$8,0 \pm 0,0$	$160,0 \pm 17,0$
	4,1 – 6	4	$14,5 \pm 1,0$	$73,3 \pm 3,5$	$25,0 \pm 0,0$	$8,0 \pm 0,0$	$160,0 \pm 17,0$
C	< 1	3	$9,5 \pm 0,71$	$39,5 \pm 7,8$	$74,0 \pm 0,0$	$14,8 \pm 0,0$	$100,0 \pm 0,0$
	1,1 – 4	6	$11,6 \pm 1,5$	$55,3 \pm 7,8$	$46,0 \pm 22,0$	$9,2 \pm 4,3$	$115,0 \pm 19,0$
	6,1 – 10	3	$12,3 \pm 0,58$	$65,3 \pm 0,58$	$74,0 \pm 0,0$	$14,8 \pm 0,0$	$150,0 \pm 0,0$
	> 10	3	$14,0 \pm 0,0$	$66,0 \pm 5,7$	$66,0 \pm 11,0$	$16,1 \pm 1,8$	$150,0 \pm 0,0$

Tabela 10. Resumo dos valores médios, mínimos (mín.) e máximos (máx.) de $K_{a,e}$ encontrados nas instalações (Inst.) estudadas por OLIVEIRA & KHOURY (2003), em exames de tórax AP/PA.

Inst.	Faixa Etária	N	$K_{a,e}$ (mGy)		
			Média	Mín	Máx
A	< 1	20	$0,210 \pm 0,076$	0,109	0,379
	1,1 – 4	34	$0,260 \pm 0,074$	0,120	0,421
	4,1 – 6	11	$0,232 \pm 0,074$	0,167	0,375
	6,1 – 10	15	$0,194 \pm 0,070$	0,123	0,313
	> 10	5	$0,124 \pm 0,058$	0,070	0,177
B	1,1 – 4	3	$0,180 \pm 0,03$	0,151	0,211
	4,1 – 6	4	$0,181 \pm 0,060$	0,132	0,248
C	< 1	3	$0,340 \pm 0,160$	0,231	0,457
	1,1 – 4	6	$0,460 \pm 0,140$	0,259	0,588
	6,1 – 10	3	$0,450 \pm 0,150$	0,355	0,622
	> 10	3	$0,644 \pm 0,091$	0,579	0,708

OLIVEIRA & KHOURY (2003) concluíram que os procedimentos radiográficos adotados nas três instituições não eram adequados para a radiologia pediátrica, o que resultou no elevado valor de $K_{a,e}$ encontrado. Fatores como o tempo de exposição longo, filtração inadequada e utilização inapropriada de grades antiespalhamento contribuíram para os elevados valores de $K_{a,e}$ encontrados.

MOHAMADAIN et al. (2004) avaliaram o $K_{a,e}$, dose nos órgãos e Dose Efetiva (E), em exames radiográficos pediátricos de tórax realizados em 2 hospitais da cidade do Rio de Janeiro e 3 hospitais de 2 cidades no Sudão. As doses foram determinadas utilizando um software denominado DOSECAL, desenvolvido pelo Radiological Protection Center of Saint George's Hospital, de Londres. O software já havia sido testado com sucesso em exames radiográficos pediátricos de tórax em hospitais do Rio de Janeiro (MOHAMADAIN et al., 2003). O DOSECAL calcula o $K_{a,e}$ a partir dos parâmetros de técnica radiográfica e do rendimento do tubo de raios X. As doses nos órgãos e dose efetiva são determinadas a partir da aplicação dos coeficientes de conversão fornecidos por HART et al. (1996a, 1996b). A Tabela 11 apresenta os valores médios dos parâmetros de técnica radiográfica, $K_{a,e}$, E, além de dados dos pacientes amostrados em dois Hospitais do Rio de Janeiro.

Tabela 11. Valores médios da idade e peso do paciente, além dos parâmetros de técnica radiográfica, $K_{a,e}$ e DE em exames radiográficos pediátricos de tórax AP, realizados em dois hospitais da cidade do Rio de Janeiro, avaliados por MOHAMADAIN et al. (2004).

Hospital	n*	Faixa Etária	Idade (anos)	Peso (kg)	Tensão (kV)	Carga (mAs)	$K_{a,e}$ ** (μGy)	E (μSv)
Instituto Fernandes Figueira (IFF – FIOCRUZ) Sala 01	12	0 – 1	0,50	6,8	62,8	3,8	32 (17 – 50)	6
	12	1 – 5	2,50	11,7	70,7	3,2	41 (25 – 65)	6
	7	5 – 10	6,50	18,6	74,6	2,5	38 (32 – 40)	6
Instituto Fernandes Figueira (IFF – FIOCRUZ) Sala 02	12	0 – 1	0,40	8,1	68,1	2,5	74 (45 – 149)	15
	25	1 – 5	2,90	12,4	70,5	2,7	86 (65 – 165)	15
	11	5 – 10	6,90	21,9	67,9	4,7	101 (51 – 252)	16
Instituto de Puericultura e Pediatria Martagão Gesteira (IPPMG)	8	0 – 1	0,50	6,3	65	6,3	32 (17 – 50)	8
	13	1 – 5	2,80	14,7	69,2	7,2	66 (41 – 136)	11

*n: número de pacientes amostrados; ** valor médio, mínimo e máximo.

MOHAMADAIN et al. (2004) constataram que a qualidade da imagem radiográfica era o parâmetro primordial considerado pelos técnicos de radiologia, não importando os meios de se obter essa imagem. Assim, os altos valores de doses encontrados estavam normalmente associados aos altos valores de carga (mAs) empregados nos exames. No entanto, os valores de $K_{a,e}$ avaliados foram normalmente comparáveis aos encontrados em instalações da Suécia, Alemanha, Espanha e Itália, além das doses de referência propostas pela comunidade européia.

FREITAS (2005) realizou um estudo dosimétrico em pacientes adultos e pediátricos submetidos a exames de radiodiagnóstico convencionais no estado de São Paulo. Para isso, foi utilizado um kit dosimétrico postal constituído de 21 dosímetros, compostos de detectores termoluminescentes (TLDs), agrupados dois a dois (prontos para serem dispostos na pele dos pacientes), que eram enviados para as instituições, juntamente com um manual de instruções do kit e um questionário sobre informações do paciente (sexo, peso, idade e altura), dados do equipamento (marca, filtração total, tipo de gerador, tamanho focal), parâmetros de técnica radiográfica (kV, mAs, DFF, combinação tela-filme) e dados da instalação (sistema de processamento da imagem, físico responsável pelo estabelecimento, sistema de proteção radiológica, etc). A Tabela 12 mostra um resumo dos dados levantados para pacientes pediátricos (idade inferior a 15 anos) em exames de tórax e crânio.

Tabela 12. Doses fornecidas e parâmetros de técnica radiográfica empregados em exames convencionais de raios X em pacientes pediátricos (idades 0 a 15 anos) no estado de São Paulo.

Exame Projeção	n	3º Quartil	Valor médio (mínimo – máximo)			
		K_{a,e} (mGy)	K_{a,e} (mGy)	Tensão (kV)	Carga (mAs)	DFE (cm)
Tórax AP	33	0,20	0,15 (0,03 – 0,30)	61 (42 – 75)	9 (3 – 15)	125 (80 – 180)
Tórax PA	26	0,35	0,22 (0,05 – 0,48)	71 (50 – 104)	11 (4 – 80)	175 (100 – 200)
Tórax LAT	33	0,56	0,44 (0,07 – 1,22)	75 (50 – 94)	14 (4 – 48)	150 (80 – 180)
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: Freitas (2005).

FREITAS (2005) concluiu que os parâmetros de técnica radiográfica empregados nos exames e os valores das doses encontrados 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.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho foi desenvolvido na cidade de Belo Horizonte que possui, segundo cadastro do Ministério da Saúde (MS, 2004), 107 estabelecimentos de saúde⁵ com equipamentos de raios X diagnóstico médico (não considerando os equipamentos para densitometria óssea e hemodinâmica). A Tabela 13 mostra a classificação dos estabelecimentos de saúde de acordo com o tipo de administração. A classificação dos equipamentos de raios X encontrados nestes estabelecimentos é apresentada na Tabela 14.

Tabela 13. Classificação administrativa dos 107 estabelecimentos de saúde com equipamentos de raios X médico, segundo as definições do Ministério da Saúde (MS, 2004).

Tipos de Unidade	Esfera Administrativa			
	Federal	Estadual	Municipal	Privada
Centro de Saúde			1	3
Clínica Especializada / Ambulatório Especializado				15
Consultório				2
Hospital Dia				2
Hospital Especializado		5		13
Hospital Geral	1	4	1	28
Policlínica		1	4	1
Pronto Socorro Especializado		1		
Pronto Socorro Geral		1	6	
Unidade de Serviço de Apoio à Diagnose e Terapia				18
Total	1	12	12	82

⁵ Denominação dada a qualquer local destinado à prestação de assistência à saúde da população que demande o acesso de pacientes, em regime de internação ou não, qualquer que seja seu porte ou nível de complexidade.

Tabela 14. Distribuição dos equipamentos de raios X médico, em uso, nos estabelecimentos de Belo Horizonte.

Esfera Administrativa	N*	Equipamentos de Raios X				Equip / Estabelecimento**
		até 100 mA	100 – 500 mA	> 500 mA	c/ Fluorosc.	
Federal	1	3	7	2	4	16,0
Estadual	12	17	35	13	11	6,3
Municipal	12	5	12	6	1	2,0
Privada	82	57	102	49	44	3,1
TOTAL	107	82	156	70	60	3,4

*N: número de estabelecimentos. ** Número de equipamentos por estabelecimento.

Os dados mostram que o número de estabelecimentos com administração privada que possuem equipamentos de raios X médico é substancialmente maior que o número de estabelecimentos administrados por órgãos públicos. No entanto, apesar de apresentar número maior de estabelecimentos, o número médio de equipamentos por estabelecimento é a metade dos encontrados em instituições administradas por órgãos estaduais e 1/5 do encontrado na instituição administrada por um órgão federal. Os estabelecimentos municipais são os que possuem, em média, menor número de equipamentos de raios X médico.

A maior parte dos 107 estabelecimentos de saúde com equipamentos de raios X diagnóstico médico é classificada como hospital geral ou hospital especializado. É também significativo o número de unidades de Serviço de Apoio à Diagnose e Terapia e Clínicas Especializadas, sendo estes dois tipos de unidades exclusivas das instituições privadas. Dentro da categoria de hospital especializado estão seis hospitais infantis (1 estadual e 5 privados) e um hospital estadual classificado como amigo da criança. Dois outros hospitais privados com esta mesma última denominação estão dentro da categoria hospital geral.

Dentre estes estabelecimentos, foram selecionados, para a realização do trabalho, quatro hospitais que apresentam alta demanda de exames de radiodiagnóstico pediátrico e cujo corpo técnico (médicos, enfermeiros, técnicos, etc) e administrativo aceitou participar deste estudo. As características dos referidos hospitais estão mostradas na Tabela 15.

Três hospitais infantis e um hospital geral foram escolhidos, sendo dois privados e dois públicos. Todos apresentam número significativo de equipamentos de raios X cadastrados, leitos pediátricos de neonatologia e de UTI neonatal. Todos apresentam, também,

uma demanda elevada de exames de radiodiagnóstico pediátrico, sendo que apenas o hospital D não realiza exames pelo Sistema Único de Saúde (SUS).

Tabela 15. Características dos hospitais selecionados para a realização dos estudos.

	Hospital A	Hospital B	Hospital C	Hospital D
Esfera Administrativa	Municipal	Estadual	Privado	Privado
Classificação*	H. G.	H. I.	H. I.	H. I.
Equipamentos de raios X				
até 100 mA	5	1	0	1
de 100 a 500 mA	2	1	2	1
mais de 500 mA	3	0	0	0
c/ fluoroscopia	1	1	1	0
Leitos				
Pediátricos	43	138	20	83
UTI infantil	20	12	8	0
Neonatologia	30	0	0	0
UTI neonatal	26	0	0	0

* H. G. hospital geral e H. I. hospital infantil.

O trabalho foi realizado após aprovação do projeto de pesquisa pelos respectivos Comitês de Ética das instituições. Inicialmente, foram efetuadas as avaliações das instalações radiológicas dos hospitais selecionados, que envolveram os testes de desempenho dos equipamentos, bem como, avaliação das condições de radioproteção.

3.1 Avaliação das instalações radiológicas

3.1.1 Testes de desempenho dos equipamentos de raios X

Tendo em vista que o desempenho dos equipamentos de raios X interfere na dose no paciente bem como, na qualidade da imagem radiográfica, foram efetuados os seguintes testes de controle de qualidade nos equipamentos de raios X: (a) rendimento do tubo de raios X; (b) linearidade do Kerma no ar com a carga (mAs) e reprodutibilidade do Kerma no ar; (c) exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição; (d) exatidão e reprodutibilidade do

indicador de tensão; (e) camada semi-redutora; (f) alinhamento do eixo central do feixe de raios X e exatidão do sistema de colimação.

A Tabela 16 apresenta as principais características dos equipamentos avaliados em cada instituição. Nas instituições B, C e D, que são hospitais infantis, todos os equipamentos de raios X fixos foram avaliados. Já na instituição A, que é um hospital geral, foi avaliado apenas o aparelho de raios X fixo mais frequentemente utilizado em exames radiográficos pediátricos convencionais.

Tabela 16. Características dos Equipamentos de Raios X deste estudo

HOSPITAL / SALA	EQUIPAMENTO	DISPOSITIVOS
Hospital A	SIEMENS – Trifásico – Alta Frequência	Mesa /Mural com grade
Hospital B		
Sala 1	MEDICOR – Monofásico – Onda completa	Mural sem grade
Sala 2	MEDICOR – Monofásico – Onda completa	Mesa /Mural com grade
Hospital C		
Sala 1	VMI – Monofásico – Onda completa	Mesa /Mural com grade
Sala 2	SIEMENS – Monofásico – Onda completa	Mesa /Mural com grade
Hospital D		
	INTECAL – Monofásico – Onda completa	Mesa /Mural com grade

A coleta dos dados para os testes da tensão, tempo de exposição e rendimento do aparelho de raios X foi realizada simultaneamente. Para tanto, utilizou-se o medidor não invasivo da RADCAL/MDH modelo 4081 com o sensor 40X5-W, para medida da tensão e tempo de exposição. A câmara de ionização da RADCAL/MDH modelo 10X5-6, acoplada ao eletrômetro da RADCAL/MDH modelo 9010 foi utilizada para as medidas de Kerma no ar. Os aparelhos utilizados possuem calibração rastreável a um laboratório nacional padrão secundário.

A câmara de ionização e o sensor não invasivo foram posicionados sobre a mesa de exames, conforme mostra a Figura 3, sendo que a câmara foi fixada a 100 cm do foco e o sensor 40X5-W a 120 cm. Cuidado foi tomado de modo que a câmara não cobrisse o sensor. As Tabelas 17 e 18 mostram, respectivamente, as características do conjunto eletrômetro-câmara de ionização e do sensor não invasivo utilizado neste trabalho. Na Figura 4 é mostrada

a variação da resposta da câmara de ionização em função da energia da radiação, conforme dados fornecidos pelo fabricante (RADCAL s.d.). Observa-se pela figura que a câmara de ionização utilizada apresenta pequena dependência energética ($< 2\%$ entre 20 keV e 150 keV).



Figura 3. Arranjo experimental para realização das medidas simultâneas de Kerma no ar, kV e tempo.

Tabela 17. Especificações do eletrômetro RADCAL/MDH modelo 9010 e da câmara de ionização RADCAL/MDH modelo 10X5-6.

Especificações eletrômetro	
Faixa de dose:	0,1 μ Gy - 600 Gy;
Resolução:	0,01 μ Gy
Exatidão na calibração:	$\pm 3\%$ depois de correção de temperatura e pressão em 75 kV _p e 3,4 mm de Al.
Dependência da taxa de dose:	$\pm 5\%$, 0,2 mGy/min a 10Gy/min, até 5 Gy/s para pulsos de 10 ms.
Dependência energética:	$\pm 5\%$, 30 keV a 1,33MeV (com material de build-up).
Especificações câmara de ionização	
Exatidão	$\pm 4\%$ da leitura, ± 1 dígito, ± 2 vezes a resolução.
Repetibilidade	$\pm 1\%$ da leitura, ± 1 dígito, ± 2 vezes a resolução.
Auto temperatura	Exatidão 2%.
Auto pressão	Exatidão 0,2%, +2% da pressão de referência.

FONTE: RADCAL/MDH. www.radcal.com.

Tabela 18. Especificações do sensor 40X5-W acoplado ao eletrômetro 9010.

Especificações	
Faixa de Tensão	40 – 160 kV
Faixa de tempo	5 ms – 6,5 s
Exatidão da tensão	$\pm 1\%$ ou 1 kV, o que for maior
Exatidão do tempo	0,05 % do valor
Resolução em tensão	0,1 kV
Resolução em tempo	100 μ s
Repetibilidade	< 0,5 kV CV para 10 medidas
Influência da distância entre o foco e o sensor	< ± 1 kV para distância > 50 cm

FONTE: RADCAL/MDH. www.radcal.com.

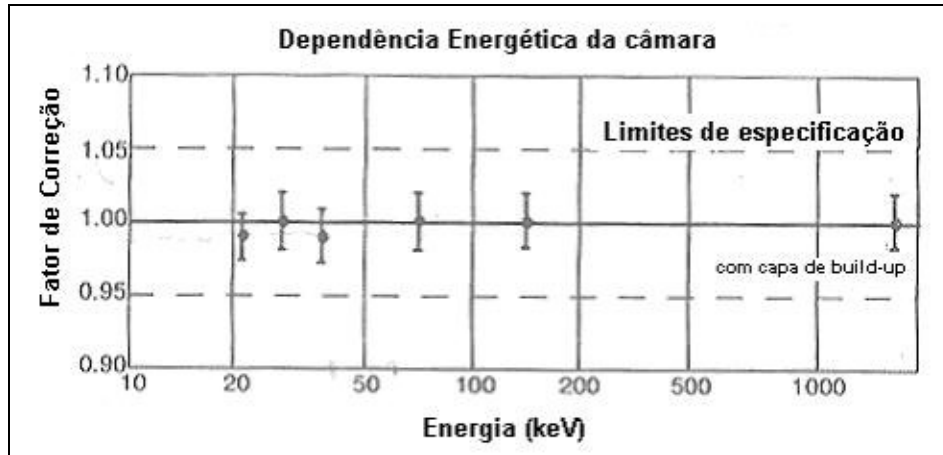


Figura 4. Dependência energética da câmara RADCAL/MDH 10X5-6.

FONTE: RADCAL/MDH. www.radcal.com.

A. Medida do Rendimento do tubo de raios X

Foram efetuadas medidas com uma tensão fixa de 80 kV (ou valor mais próximo, dependendo do equipamento), e com três valores de corrente (mA) e quatro tempos de exposição, cobrindo toda a faixa clinicamente utilizada. Foram realizadas três medidas para cada combinação corrente – tempo (mAs). Assim, a média do rendimento (R_{kV}), para cada mAs, foi determinada utilizando as Equações 8 e 9.

$$K_a = M \cdot \phi(T, P) \cdot N_k \cdot K_q \quad (8)$$

$$R_{kV} = \frac{\overline{K_a}}{mA.s} \quad (9)$$

Onde,

K_a : valor do Kerma no ar em cada disparo, em mGy;

M : leitura obtida pela câmara de ionização, em cada disparo, em mGy;

$\phi(T, P)$: fator de correção para a temperatura e pressão dado pela Equação 10.

N_k : fator de calibração da câmara na energia do Cobalto-60;

K_q : fator de correção da câmara para a qualidade da radiação.

$$\phi(T, P) = \left(\frac{101,3}{P} \right) \cdot \left(\frac{273+T}{273+t} \right) \quad (10)$$

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

t : é a temperatura em que a câmara foi calibrada, em °C.

$\bar{K}_a$: é a média do valor de Kerma no ar, para cada mAs.

O rendimento a 80 kV (R_{80}), em $(mGy \cdot m^2)/(mA \cdot \min)$, conforme os padrões de desempenho estabelecidos pela Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS, 1998), foi determinado através da seguinte equação:

$$R_{80} = \bar{R}_{kV} \times \left(\frac{80}{kV_{real}} \right)^2 \times \left(\frac{DFC}{1} \right)^2 \times 60 \quad (11)$$

Onde,

$\bar{R}_{kV}$: é a média do R_{kV} encontrado para cada mAs;

kV_{real} é o valor da tensão mais próxima de 80 kV, empregada para determinação do R_{kV} .

A Portaria 453 (MS, 1998) fixa os seguintes intervalos de tolerância para o rendimento:

- $2,4 \leq R_{80} \leq 4,8 \text{ (mGy} \cdot \text{m}^2\text{)/(mA} \cdot \text{min)}$ para gerador monofásico com retificação de onda completa e;
- $4,8 \leq R_{80} \leq 6,4 \text{ (mGy} \cdot \text{m}^2\text{)/(mA} \cdot \text{min)}$ para gerador trifásico ou multipulso.

No entanto, publicação mais recente da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (MS, 2005) apenas sugere que se os valores de tensão, corrente e a camada semi-redutora estiverem corretos, o valor encontrado de R_{80} deve ser considerado como linha de base para os testes futuros.

B. Linearidade do Kerma no ar com a carga e reprodutibilidade do Kerma no ar

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 (MS, 2005):

$$L(\%) = \frac{R_{m\acute{a}x} - R_{m\acute{i}n}}{[R_{m\acute{a}x} + R_{m\acute{i}n}]/2} \times 100\% \quad (12)$$

$$R(\%) = \frac{K_{m\acute{a}x.} - K_{m\acute{i}n.}}{(K_{m\acute{a}x.} + K_{m\acute{i}n.})/2} \times 100\% \quad (13)$$

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

$R_{m\acute{a}x}$ e $R_{m\acute{i}n}$: valores máximos e mínimos do rendimento médio encontrado para cada mAs selecionado, em mGy/mAs;

$K_{m\acute{a}x}$ e $K_{m\acute{i}n}$: maior e menor valor de Kerma no ar para uma mesma carga;

A Portaria 453 (MS, 1998) fixa os seguintes padrões de desempenho para os parâmetros linearidade e reprodutibilidade:

- $L(\%) \leq 20\%$ e $R(\%) \leq 10\%$

C. Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

Para a avaliação da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição foram utilizadas as medidas obtidas com o sensor não invasivo 40X5-W para uma tensão fixa de 80 kV. Assim a exatidão e reprodutibilidade foram determinadas utilizando, respectivamente, as seguintes equações (MS, 2005):

$$Exat(T) = \frac{T_{sel} - T_{med}}{T_{sel}} \times 100\% \quad (14)$$

$$Re\ p(T) = \frac{T_1 - T_2}{(T_1 + T_2)/2} \times 100\% \quad (15)$$

onde, $Exat(T)$ e $Rep(T)$: parâmetros exatidão e reprodutibilidade, determinados para cada valor nominal de tempo de exposição;

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;

A Portaria 453 (MS, 1998) fixa os seguintes padrões de desempenho para a exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição:

- $Exat(T) \pm 10\%$ e $Re\ p(T) \leq 10\%$

D. Exatidão e reprodutibilidade da tensão de operação

Para a avaliação da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo, foram utilizadas as séries de medidas realizadas para a tensão de 80 kV e para três outros valores de tensão cobrindo toda a faixa clinicamente utilizada. Para os demais valores de tensão foram

utilizados os mesmos três valores de corrente e, se possível, um valor de carga constante e igual a um dos valores utilizados com a tensão de 80 kV. Assim, os parâmetros exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão foram determinados utilizando, respectivamente, as seguintes equações (MS, 2005):

$$Exat(kV) = \frac{kV_{sel} - kV_{med}}{kV_{sel}} \times 100\% \quad (16)$$

$$Re\ p(kV) = \frac{kV_1 - kV_2}{(kV_1 + kV_2)/2} \times 100\% \quad (17)$$

onde, $Exat(kV)$ e $Rep(kV)$: parâmetros exatidão e reprodutibilidade, determinados para cada valor nominal de tensão de operação;

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

kV_{med} : valor da tensão medida pelo quilovoltímetro, em kV;

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

kV_2 : valor mínimo das três medidas realizadas para cada tensão, em kV;

A Portaria 453 (MS, 1998) fixa os seguintes padrões de desempenho para a exatidão e reprodutibilidade da tensão de operação:

- $Exat(kV) \pm 10\%$ e $Re\ p(kV) \leq 10\%$

E. Determinação da Camada Semi-Redutora (CSR)

A camada semi-redutora (CSR) foi determinada utilizando, também, o mesmo conjunto câmara-eletrômetro-sensor, posicionado conforme descrito no item anterior. A técnica radiográfica empregada foi normalmente: 80 kV (ou valor próximo), carga entre 20 e 30 mAs e tempo de exposição maior ou igual a 0,1 segundo. Placas de alumínio comerciais (pureza $\geq 98,9\%$) de 0,50 mm de espessura foram dispostas a uma distância de 30 a 50 cm do

foco do equipamento de raios X, entre a saída do tubo e o volume sensível da câmara (LACERDA, 2002).

Foram realizadas três leituras com a câmara de ionização para a condição sem atenuador e para outras espessuras de alumínio, até a obtenção de uma leitura inferior à metade do valor inicial. Assim, a CSR foi determinada através da seguinte expressão (MS, 2005):

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

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;

A Portaria 453 (MS, 1998) estabelece os padrões de desempenho mostrados na Tabela 19 para a CSR.

Tabela 19. Valores mínimos de CSR em função do número de fases e tensão no tubo.

kV _p	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

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

Para realização dos testes de alinhamento do eixo central do feixe de raios X e exatidão do sistema de colimação, um chassi carregado com um filme radiográfico foi posicionado a 100 cm do foco, sobre a mesa de exames, e exposto por duas vezes, utilizando uma técnica radiográfica adequada. Sobre o chassi foi colocada uma placa retangular de fibra de vidro com escalas em chumbo-estanho e um cilindro de acrílico com uma pequena esfera de chumbo no centro (GHILLARDI NETO, 1998). 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.

Para a realização do teste, a placa e o cilindro são posicionados sobre o chassi carregado, coincidindo o centro dos círculos da placa com o centro da esfera do cilindro. Assim, uma exposição é feita para um campo luminoso ajustado exatamente nas linhas do retângulo e, em seguida, realizando-se uma nova exposição com o campo luminoso cobrindo todo o chassi carregado. Após a revelação do filme, avalia-se a distância entre as linhas do retângulo (que corresponde ao campo luminoso) e o campo de radiação e a posição da imagem da esfera.

Com relação à exatidão do sistema de colimação, a Portaria 453 (MS, 1998) estabelece que a diferença entre as bordas do campo de radiação e as bordas do campo luminoso não deve exceder 2% da distância entre o ponto focal e a mesa (≤ 2 cm). O alinhamento do eixo central do feixe é avaliado através da verificação do posicionamento da imagem da esfera em

relação aos círculos da placa. Se a mesma estiver dentro do primeiro círculo, o ângulo de desalinhamento é inferior a $1,5^\circ$, se a imagem estiver entre o 1° e o 2° círculo, o ângulo é inferior a 3° . Caso contrário se a imagem da esfera estiver fora dos círculos, o ângulo será maior que 3° . A Portaria 453 estabelece que o ângulo de inclinação em relação ao eixo central do feixe deve ser inferior a 3° .

3.1.2 Avaliação das condições de radioproteção

Para avaliação das condições de radioproteção e determinação das doses nos pacientes, os exames realizados nas seis salas dos quatro hospitais estudados foram acompanhados e foram anotadas as características dos pacientes (sexo, peso, altura e idade), o tipo de exame / projeção e as técnicas radiográficas empregadas (kV, mAs, distância foco-pele, tempo de exposição, tamanho do campo luminoso). As condições de radioproteção foram avaliadas através da observação dos seguintes quesitos: uso de protetores plumbíferos para o paciente e acompanhante, uso de cilindros de colimação, grades antiespalhamento e de filtração adicional. O período de coleta de dados em cada hospital variou de 2 a 4 meses, em horários variados. A planilha utilizada durante a coleta está mostrada no ANEXO 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 16 anos.

3.2 Determinação das doses nos pacientes

Para avaliação das doses nos pacientes foram estimados o Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) e o Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$) para os exames radiográficos cujas imagens foram aceitas para diagnóstico. Os próximos sub-itens descrevem as metodologias empregadas para a avaliação dessas duas grandezas práticas.

3.2.1 Determinação do Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$)

Para a determinação do Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) foi utilizada a câmara de ionização da RADCAL/MDH modelo 10X5-6, posicionada sobre a mesa de exames a 20 cm de sua superfície e a 1 metro de distância do foco, conforme mostra a Figura 3.

Para um valor fixo de carga (mAs), foram efetuadas medidas com diferentes valores de tensão aplicada ao tubo de raios X, cobrindo a faixa comumente utilizada em pacientes pediátricos. Para cada condição, foram efetuadas cinco leituras com a câmara de ionização e o valor médio foi calculado e utilizado para traçar o gráfico da variação do rendimento (em $\mu\text{Gy/mAs}$) em função da tensão (kV). As leituras obtidas com a câmara de ionização foram corrigidas para a pressão, temperatura e fator de calibração da câmara, conforme Equação 8.

A partir dos parâmetros de técnica radiográfica (kV, mAs, DFP) empregados nos exames, o $K_{a,e}$ foi estimado utilizando a seguinte equação.

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

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;

Q : é o produto da corrente do tubo (I) pelo tempo de exposição (t), empregados 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;

BSF é o fator de retroespalhamento, adimensional. Este é função do tamanho de campo, filtração do equipamento e técnica radiográfica empregada no exame. Foi adotado, nesse trabalho, um valor fixo de 1,30 para o BSF (PETOUSSI-HENSS, 1998).

As componentes de incerteza consideradas na determinação do $K_{a,e}$, por radiografia, foram: (a) rendimento (R_i); (b) fator de retroespalhamento (BSF) e; (c) distância foco-pele (DFP). A combinação quadrática dessas componentes forneceu a incerteza combinada (uc),

que multiplicada pelo fator de abrangência k igual a 2, forneceu a incerteza expandida (U), para um intervalo com nível de confiança de 95% (INMETRO, 1998).

3.2.2 Determinação do Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$)

O Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$) foi determinado para pacientes submetidos a exames radiográficos convencionais em três dos hospitais estudados (A, B e D). O método utilizado para isso foi o indireto, no qual o valor do $P_{K,A}$ é estimado a partir do produto da área do campo de raios X (ARX), corrigido pela lei do inverso do quadrado da distância, pelo valor do rendimento (R_i) e da carga (Q) utilizada no exame, conforme mostra a Equação 20.

$$P_{K,A} = R_i \cdot Q \cdot (ARX) \cdot \left(\frac{D_{ref.}}{DFF} \right)^2 \quad (20)$$

Durante a realização dos exames, foram anotados, além dos dados dos pacientes e dos parâmetros de técnica radiográfica, as medidas do tamanho do campo de radiação, obtidos na saída do cabeçote do tubo de raios X. Para tanto, foi fixada uma transparência, com escala graduada em milímetros, diretamente na saída do cabeçote do tubo de raios X (distância DFT do foco) e foram anotados, durante a realização do procedimento, as dimensões do campo luminoso nos eixos X (a_1 , a_2) e Y (b_1 , b_2), determinando-se a área do campo luminoso na distância DFT ($A_{LUZ}(DFT)$), dado pela Equação 21. Na Figura 5 é mostrada a vista da escala da transparência, projetada sobre a mesa de exames.

Como o rendimento foi determinado a 1 metro do foco, foi efetuada a correção do tamanho do campo luminoso, que corresponde ao campo de radiação, para a distância de 1 metro ($A_{LUZ}(100cm)$). Desse modo, as dimensões do campo de raios X, a 1 m do foco, empregado no exame radiográfico (e_{exame} e f_{exame}) foram determinadas com as Equações 22 a 25 e o Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$) foi determinado pela Equação 26.

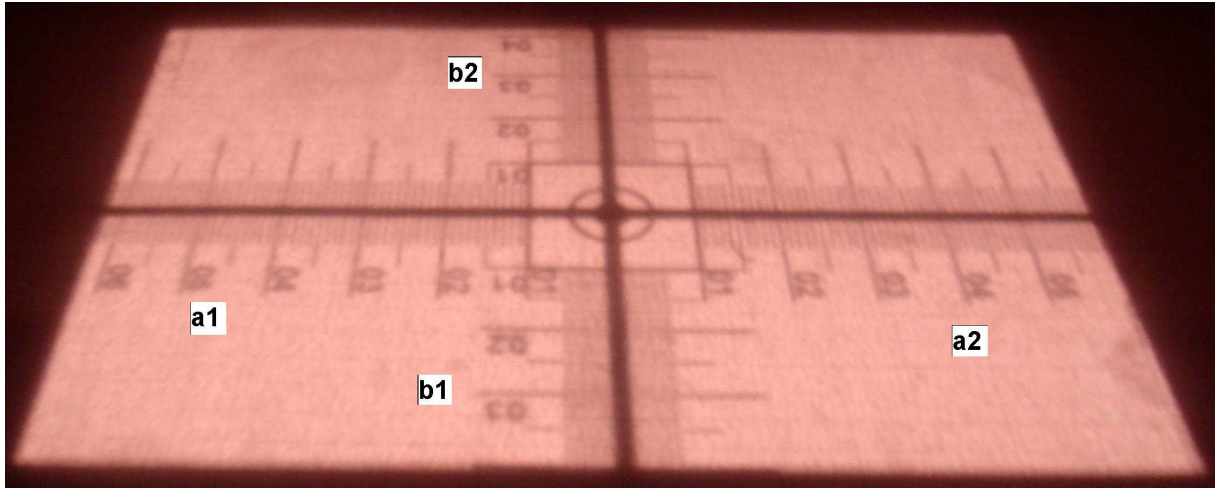


Figura 5. Vista da escala projetada sobre a mesa de exames, com a representação dos parâmetros a1, a2 (direção do eixo catodo-anodo) e b1, b2 (perpendicular ao eixo catodo-anodo).

$$A_{LUZ}(DFT) = (a1 + a2) \cdot (b1 + b2) = a \cdot b \quad (21)$$

$$A_{LUZ}(100cm) = \left(\frac{a \cdot 100}{DFT} \right) \cdot \left(\frac{b \cdot 100}{DFT} \right) = c \cdot d \quad (22)$$

$$\Delta a = (e_{calib} - c_{calib}) / c_{calib} \quad \Delta b = (f_{calib} - d_{calib}) / d_{calib} \quad (23)$$

$$c_{calib} = \frac{a_{calib} \cdot 100}{DFT} \quad d_{calib} = \frac{b_{calib} \cdot 100}{DFT} \quad (24)$$

$$e_{exame} = c + (\Delta a \cdot c) \quad f_{exame} = d + (\Delta b \cdot d) \quad (25)$$

$$P_{K,A} = R_i \cdot Q \cdot [(e_{exame}) \cdot (f_{exame})] = R_i \cdot Q \cdot (ARX100) \quad (26)$$

onde, Δa e Δb : são fatores de correção, determinados previamente, através da medida das dimensões do campo de radiação no eixo X (e_{calib}) e no eixo Y (f_{calib}), a uma distância de 1 m do foco (medido em um filme radiográfico exposto), e as correspondentes dimensões do campo luminoso nos eixos X (a_{calib}) e Y (b_{calib}) na distância DFT.

As componentes de incerteza consideradas na determinação do $P_{K,A}$, por radiografia, foram: (a) rendimento (R_i) e; (b) área do campo de radiação (ARX100). A combinação quadrática dessas duas componentes forneceu a incerteza combinada (uc), que multiplicada pelo fator de abrangência k igual a 2, forneceu a incerteza expandida (U), para um intervalo com nível de confiança de 95%.

É importante ressaltar que o valor do $P_{K,A}$ independe da distância da medida, uma vez que a intensidade da radiação varia com o inverso do quadrado da distância da medida, enquanto que o tamanho do campo varia diretamente com o quadrado da distância do foco. Portanto, o Produto permanece constante independente da distância em que foi medido.

Essa metodologia de avaliação do Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$) foi adotada devido à dificuldade de se avaliar o tamanho do campo de raios X pela radiografia do paciente, uma vez que esse procedimento, além de afetar a rotina de exames da clínica, pode fornecer valores de tamanho de campo não reais. Isso ocorre porque existe uma dificuldade de se distinguir os limites do campo de raios X no filme radiográfico, devido às pequenas diferenças nas densidades óticas do filme nas regiões próximas às bordas, ocasionada pela radiação espalhada. Além disso, foi constatado durante a coleta de dados, que esse procedimento não poderia ser utilizado nos hospitais estudados, uma vez que os técnicos de radiologia dessas instituições empregavam tamanhos de campo maiores que o tamanho do chassi. Dessa forma, o tamanho do campo no filme não corresponderia à área irradiada.

3.2.3 Avaliação da Dose Órgão (D_T) e Dose Efetiva (E)

Como foi dito no *item 2.2.2*, os riscos para os pacientes podem ser avaliados a partir da estimativa das doses nos órgãos. Já a Dose Efetiva (E) é útil para fins de comparação dos procedimentos radiográficos realizados em diferentes hospitais e / ou países. Assim, no presente estudo, as Doses nos Órgãos e Doses Efetivas foram avaliadas para os referidos propósitos. Para isso, foi utilizado o software PCXMC (TAPIOVAARA et al., 1997). As telas de entrada dos dados referentes ao exame, espectro de raios X e dose, para o PCXMC, estão mostrados, respectivamente, nas Figuras 6 a 8. A Figura 9 apresenta a tela de resultados gerada pelo software.

Para cada exame avaliado foi informado no software:

- (a) Idade mais próxima do paciente: 0, 1, 5, 10 ou 15 anos;
- (b) Altura (H) e peso (W) do paciente;
- (c) Distância foco-pele (DFP);
- (d) Dimensões X (BW) e Y (BH) do campo de raios X na superfície de entrada do paciente;
- (e) Posição do raio central do feixe de raios X (X_{ref} , Y_{ref} , Z_{ref});
- (f) Projeção do exame (AP / PA / LAT);
- (g) Número máximo de níveis discretos de energia simulados (NElevels). O PCXMC calcula as doses nos órgãos para fótons monocromáticos de energias 10, 20, 30, ... 150 keV, em 10 diferentes lotes para cada valor de energia e obtém a estimativa final da absorção em cada valor de energia, através do valor médio obtido pelos lotes e o erro estatístico é estimado pelo desvio padrão. Assim, ao se adotar NElevels = 9 (como no exemplo da Figura 6) a energia máxima dos fótons simulados será 90 keV, o que restringe o uso dos dados para tensões superiores a 90 kV;
- (h) Número total de fótons simulados para cada valor discreto de energia (NPhotos). Assim, ao se adotar 100.000 fótons (como no exemplo da Figura 6), significa que o software irá simular 10.000 fótons para cada um dos 10 lotes para cada energia.
- (i) Tensão, ângulo do anodo e filtração do tubo;
- (j) Kerma no ar incidente ($K_{a,i}$).

DelForm [C:\Marco Aurelio\DOCTORADO\Figura-PCXMC-Tese.DEF]

File Exit New Form Open Form Save Form Save Form As ... Print As Text

Header text: **Tórax AP-Hosp.B-122** ☐ Energy exists

Phantom: **Idade** Age: ☐ 0 ☒ 1 ☐ 5 ☐ 10 ☐ 15 ☐ Adult **Altura** Phantom height: Standard: 74.96 **Peso (W)** Phantom mass: Standard: 9.36 ☐ Arms in phantom

Beam data: **BW** FSD **DFP** Beam width: Beam height: Xref: Yref: Zref: ☒ Draw x-ray field

ProjAngle: Cranio-caudal angle:

LATL=0 PA=90 LATR=180 AP=270 (pos) Cranial X-ray tube (neg) Caudal X-ray tube

Simulation: NElevels: Nphots:

Field size calculator: FID: Image width: Image height: Phantom exit- image distance: FSD: Beam width: Beam height:

☒ Skeleton ☒ Brain ☒ Heart ☒ Testes ☒ Spleen ☒ Lungs ☒ Ovaries ☒ Kidneys ☒ Thymus ☒ Stomach ☒ Pancreas ☒ Uterus ☒ Liver ☒ Upper large intestines ☒ Lower large intestines ☒ Small intestines ☒ Thyroid ☒ Urinary bladder ☒ Gall bladder ☒ Oesophagus

Rotation increment: View angle:

☐ Quick ☒ Sharp

Figura 6 – Tela de entrada de dados do exame, do software PCXMC.

Calculation of x-ray spectrum

X-ray tube potential: **Tensão** kV

X-ray tube Anode Angle: **Ângulo do anodo** degree

Filter #1 : Material: Atomic Number: Chemical Symbol

Filter #1 : Thickness: mm g/cm²

Filter #2 : Material: Atomic Number: Chemical Symbol

Filter #2 : Thickness: mm g/cm²

Filtração do tubo

Figura 7 – Tela de entrada dos dados do espectro de raios X.

Patient input dose

INAK

Input dose value:
 mGy

Entrance air kerma value
 used in calculations:
 mGy

[Corresponds to about
 4.6mAs]

Input dose quantity and unit:
☒ Entrance air kerma (mGy)
☐ Dose-Area Product (mGycm²)
☐ Entrance exposure (mR)
☐ Exposure -Area Product (Rcm²)
☐ Current -Time Product (mAs)

(Input dose quantities are for
 measurements without BSF)

OK ! Cancel

Figura 8 – Tela de entrada do valor de dose.

PCXMC- Dose Calculation

File Run

Exit Change Spectrum Calculate doses Print Save As ...

X-ray tube potential: 52 kV Filtration: 3.5 mm Al + 0 mm Cu
 Anode angle: 17.5 deg

File: C:\Marco Aurelio\Doutorado\teste-PCXMC-Tese.ene
 Torax AP - Hosp.B - 122 "Phantom's age": 1 y Simulation: Photons/Energy level: 100000 Number of energy levels: 9
 Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 270.000 Obl. angle: 0.000
 Field's width: 19.21 cm and height: 18.34 cm FSD: 96.930 cm Focus (x,y,z)(cm): (-0.000,-103.967, 25.259)
 Phantom's length: 82.000 cm and mass: 12.000 kg Scaling factors: sx(=sy): 1.083 and sz: 1.094
 Surface dose:..... 0.062 mGy Tube voltage: 52 kV Filter:.....3.5 mm Al + 0 mm Cu

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Lungs.....	0.025797	0.6	Pancreas	0.014618	3.9
Skull	0.000521	3.5	Small intestine	0.000968	4.6
UpperSpine	0.003967	3.5	Gall bladder	0.007993	4.4
MiddleSpine	0.013165	1.8	Upper large intestine	0.001373	6.6
LowerSpine	0.004293	2.9	Lower large intestine	0.000237	11.1
Ribs	0.101169	0.4	Urinary bladder	0.000128	32.8
Scapulae	0.018917	2.0	Uterus	0.000393	39.7
Clavicles	0.139291	1.4	Adrenals	0.006087	6.6
Upper arm bones	0.000000	NA	Thymus	0.050105	1.2
Middle arm bones	0.000000	NA	Oesophagus	0.009371	4.5
Lower arm bones	0.000000	NA	Thyroid	0.025567	5.1
Upper leg bones	0.000027	27.7	Brain	0.000067	4.1
Middle leg bones	0.000002	61.0	Testes	0.000000	NA
Lower leg bones	0.000000	NA	Ovaries	0.000960	29.5
Pelvis	0.000455	3.9	Skin	0.009583	1.0
Heart	0.035291	0.9	Remainder (muscle)	0.007293	0.2
Breasts	0.050207	5.5	Total Body	0.008433	0.1
Liver	0.020917	0.6	Active bone marrow	0.002930	0.3
Stomach	0.022968	1.4	Skeleton	0.015816	0.3
Spleen	0.009231	2.9	Effective dose	0.012292	1.3
Kidneys	0.003305	2.7	Abs.fraction (%)	56.362934	

Figura 9 – Tela de saída do software PCXMC, mostrando os valores de dose órgão e dose efetiva, além do resumo dos dados de entrada.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Avaliação das instalações radiológicas

4.1.1 Desempenhos dos equipamentos de raios X

A. Rendimentos dos aparelhos de raios X

Nas Tabelas 20 a 23 estão apresentados os dados obtidos do rendimento (R_{kV}) dos aparelhos de raios X a 1 metro de distância do foco e com a tensão de 80 kV (ou valor mais próximo) e diferentes valores de carga, para os quatro hospitais estudados. O valor do Kerma no ar médio ($\overline{K}_a$), apresentados nas tabelas, correspondem à média de três medidas. O coeficiente de variação (CV) das três medidas é também apresentado nas tabelas.

Tabela 20. Valores médios do Kerma no ar, livre no ar ($\overline{K}_a$), Rendimento (R_{kV}) e parâmetro reprodutibilidade (R%), além do coeficiente de variação (CV) e parâmetros de linearidade (L%) e de irradiação para o equipamento **do Hospital A**.

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (ms)	Carga (mAs)	$\overline{K}_a$ (μ Gy)	CV (%)	R_{kV} (μ Gy / mAs)	R_{kV} (mGy / mAmin)	R% (%)	L% (%)
81	80	40	3,2	193,9	2,0	60,60	3,64	3,92	
81	200	40	8	467,2	1,8	58,40	3,50	3,08	8,9
81	400	40	16	937,6	1,1	58,60	3,52	1,99	

Tabela 21. Valores médios do Kerma no ar, livre no ar ($\bar{K}_a$), Rendimento (R_{kV}) e parâmetro reprodutibilidade (R%), além do coeficiente de variação (CV) e parâmetros de linearidade (L%) e de irradiação para os equipamentos das salas 1 e 2 do **Hospital B**.

SALA 01									
Tensão	Corrente	Tempo	Carga	$\overline{K}_a$	CV	R_{kV}	R_{kV}	R%	L%
(kV)	(mA)	(ms)	(mAs)	(μGy)	(%)	(μGy / mAs)	(mGy / mAmin)	(%)	(%)
80	50	40	2	47,3	10,7	23,65	1,42	21,2	11,2
80	125	40	5	113,9	13,8	22,78	1,37	26,7	
80	200	40	8	169,3	3,5	21,16	1,27	6,7	
SALA 02									
80	150	80	12	252,4	2,7	21,03	1,26	5,1	8,8
80	300	80	24	534,4	5,4	22,27	1,34	9,9	
80	500	80	40	918,6	3,5	22,97	1,38	7,0	

Tabela 22. Valores médios do Kerma no ar, livre no ar ($\bar{K}_a$), Rendimento (R_{kV}) e parâmetro reprodutibilidade (R%), além do coeficiente de variação (CV) e parâmetro linearidade (L%) e de irradiação para os equipamentos das salas 1 e 2 do **Hospital C**.

SALA 1									
Tensão	Corrente	Tempo	Carga	$\overline{K}_a$	CV	R_{kV}	R_{kV}	R%	L%
(kV)	(mA)	(ms)	(mAs)	(μ Gy)	(%)	(μ Gy / mAs)	(mGy / mAmin)	(%)	(%)
80	100	60	6	135,9	6,3	22,66	1,36	12,46	10,1
80	200	60	12	273,1	9,2	22,76	1,37	18,25	
80	300	60	18	451,1	3,1	25,06	1,50	6,10	
SALA 2									
81	80	62,5	5	106,4	4,06	21,27	1,28	7,82	72,0
81	160	62,5	10	264,3	2,35	26,43	1,59	4,68	
81	320	62,5	20	903,7	10,40	45,19	2,71	19,28	

Tabela 23. Valores médios do Kerma no ar, livre no ar ($\bar{K}_a$), Rendimento (R_{kV}) e parâmetro reprodutibilidade (R%), além do coeficiente de variação (CV) e parâmetros de linearidade (L%) e de irradiação para o equipamento do **Hospital D**.

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (ms)	Carga (mAs)	$\bar{K}_a$ (μGy)	CV (%)	R_{kV} ($\mu\text{Gy} / \text{mAs}$)	R_{kV} (mGy / mAmin)	R% (%)	L% (%)
70	50	100	5	102,9	3,4	20,6	1,24	6,6	34,9
70	150	100	15	428,0	5,6	28,5	1,71	10,9	
70	250	100	25	732,1	4,0	29,3	1,76	7,6	

Os dados do equipamento do hospital A, que é trifásico, mostram rendimento inferior a $4,0 \text{ mGy/mAmin}$ e, portanto, inferior aos valores recomendados pela Portaria 453 do Ministério da Saúde, que são entre $4,8 \text{ mGy/mAmin}$ e $6,4 \text{ mGy/mAmin}$.

Com relação aos equipamentos monofásicos das instituições B, C e D foi observado que o rendimento é inferior a $2,0 \text{ mGy/mAmin}$, também abaixo do mínimo estabelecido pela Portaria 453, cuja faixa aceitável está entre $2,4 \text{ mGy/mAmin}$ e $4,8 \text{ mGy/mAmin}$. Exceção para o aparelho da sala 2 do Hospital C que apresentou valor de rendimento superior ao mínimo especificado pela Portaria 453, porém, somente para um valor de corrente que foi 320 mA.

Vale ressaltar que a análise dos relatórios técnicos fornecidos pelos profissionais credenciados pela Vigilância Sanitária do Estado de Minas Gerais para a realização dos testes de controle de qualidade dos equipamentos de raios X, tem mostrado que são poucos os aparelhos que apresentam rendimentos superiores ao mínimo recomendado pela Portaria 453 (PEREIRA, E. G., comunicação pessoal). Este baixo valor de rendimento, comumente encontrado nos aparelhos de raios X do Estado de Minas Gerais, pode ser em decorrência da idade avançada dos equipamentos, do excesso de filtração dos tubos (metalização da ampola), das condições das instalações elétricas das instituições e da frequência dos geradores dos tubos de raios X.

A inadequação dos aparelhos quanto aos padrões de desempenho estabelecidos pela Portaria 453 para o rendimento é discutível, uma vez que estes limites foram compilados de documentos da Comunidade Européia, que não são compatíveis com as condições encontradas no país. Por outro lado, no atual documento do Ministério da Saúde (MS, 2005), os padrões de desempenho para o rendimento foram retirados. A referida publicação apenas sugere que se os valores de tensão, corrente e a camada semi-redutora estiverem corretos, o valor encontrado de R_{80} deve ser considerado como valor de referência para os testes futuros.

B. Reprodutibilidade e linearidade do Kerma no ar com a carga

A análise dos dados das Tabelas 20 a 23 mostra que em termos de reprodutibilidade, somente o equipamento do Hospital A e o da sala 2 do Hospital B apresentaram variações inferiores a 10%.

Os equipamentos das salas 1 e 2 do Hospital C, sala 1 do Hospital B e o equipamento do Hospital D apresentaram uma resposta variável com o valor da corrente, de modo que, para alguns valores de corrente, houve reprodutibilidade aceitável.

Com relação à linearidade do Kerma no ar com a carga (mAs), os dados mostram que, com exceção do equipamento da sala 2 do Hospital C e do equipamento do Hospital D, todos os demais apresentaram uma variação menor que 20% e, portanto, atendem aos requisitos do Ministério da Saúde (MS, 1998).

C. Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

Para avaliação da reprodutibilidade e exatidão do tempo de exposição, foram efetuadas medidas mantendo fixo o valor de tensão e de corrente e utilizando os valores de tempo que são mais empregados clinicamente. Procurou-se efetuar medidas no intervalo de menor ao maior tempo clinicamente utilizado em cada hospital, observando as limitações dos aparelhos. Os dados obtidos estão resumidos nas Tabelas 24 a 27.

Observa-se, pelos dados apresentados, que para os menores tempos de exposição testados, a diferença entre o valor do tempo medido e o valor nominal é maior que 10% (ou bem próximo deste valor), que é o limite aceitável pela Portaria 453. É importante ressaltar que, pelo Guia Europeu de boas práticas para radiologia pediátrica (CE, 1996b), é recomendado, em alguns exames, o emprego de tempos de exposição menores que 10 ms (exames de Tórax AP/PA em pacientes na faixa de 5 anos de idade) e, para exames de tórax em recém-nascidos, tempos menores que 4 ms. Somente o aparelho do Hospital A é capaz de fornecer valores de tempo de exposição dessa magnitude. O equipamento da sala 2 do Hospital C pode fornecer tempo de exposição mínimo igual 12,5 ms e os equipamentos das salas 1 do Hospital B e C e o equipamento do Hospital D fornecem valores de tempo de exposição mínimos, respectivamente iguais a 30 ms, 20 ms e 60 ms. Os valores inexatos de tempo encontrados para os aparelhos monofásicos (Hospitais B, C e D) podem ser explicados pelas dificuldades técnicas de se ajustar o temporizador para tempos mais baixos, sem prejudicar o ajuste do mesmo para tempos mais altos. No entanto, em geradores de alta frequência (caso do aparelho do Hospital A), essa falta de exatidão para tempos menores não pode ser justificada.

Com relação à reprodutibilidade do tempo de exposição, apenas o equipamento da sala 2 do Hospital B apresentou valor inferior a 10% para este parâmetro, conforme o padrão

estabelecido pela Portaria 453. Pode-se perceber, também, que em grande parte dos aparelhos, a reprodutibilidade melhora com o aumento do tempo de exposição.

Com base nos requisitos da Portaria 453 é difícil de classificar os equipamentos, uma vez que, dependendo do valor do tempo ajustado no painel, a resposta do equipamento atende os requisitos de exatidão e reprodutibilidade. Com certeza, esta variabilidade influencia a dose no paciente.

Tabela 24. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(T) e REP(T) para o equipamento do **Hospital A**.

Tensão (kV)	Corr. (mA)	Tempo (ms)	Carga mAs	Tmed* (ms)	EXAT(T) (%)	REP(T) (%)
81	250	8	2	6,2	22,5	8,0
81	250	10	2,5	8,8	12,0	11,8
81	250	64	16	62,6	2,2	0,3
81	250	100	25	99,3	0,7	0,4

*Valor médio

Tabela 25. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(T) e REP(T) para o equipamento das salas 1 e 2 do **Hospital B**.

SALA 1						
Tensão (kV)	Corr. (mA)	Tempo (ms)	Carga mAs	Tmed* (ms)	EXAT(T) (%)	REP(T) (%)
80	200	30	6	27,1	9,7	13,2
80	200	40	8	39,4	1,5	15,0
80	200	60	12	56,9	5,1	12,4
80	200	100	20	92,2	7,8	1,2
SALA 2						
80	300	20	6	15,5	22,7	3,9
80	300	50	15	52,0	-4,1	7,8
80	300	80	24	85,2	-6,5	2,4
80	300	100	30	102,3	-2,3	1,0

*Valor médio

Tabela 26. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(T) e REP(T) para o equipamento das salas 1 e 2 do **Hospital C**.

SALA 1						
Tensão (kV)	Corr. (mA)	Tempo (ms)	Carga mAs	Tmed* (ms)	EXAT(T) (%)	REP(T) (%)
80	300	20	6	18,1	9,5	5,0
80	300	40	12	37,6	6,1	19,3
80	300	60	18	53,8	10,4	12,8
80	300	150	45	160,0	-6,7	0,0
SALA 2						
81	160	12,5	2	9,4	24,8	19,6
81	160	50	8	46,2	7,5	11,5
81	160	62,5	10	66,9	-7,0	0,9
81	160	125	20	132,7	-6,1	6,1

*Valor médio

Tabela 27. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(T) e REP(T) para o equipamento do **Hospital D**.

Tensão (kV)	Corr. (mA)	Tempo (ms)	Carga mAs	Tmed* (ms)	EXAT(T) (%)	REP(T) (%)
70	250	60	15	78,0	-29,9	17,9
70	250	80	20	87,8	-9,7	7,5
70	250	100	25	106,7	-6,7	5,7
70	250	300	75	278,0	7,3	0,0

D. Exatidão e reprodutibilidade da tensão

As Tabelas 28 a 31 mostram os resultados obtidos no teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão. Nota-se que os equipamentos dos Hospitais A e D apresentam valores de exatidão e reprodutibilidade dentro dos limites aceitáveis, estabelecidos na Portaria 453. Os equipamentos dos Hospitais B e C apresentam reprodutibilidade dentro dos limites, porém, a diferença entre o valor nominal e o valor real de tensão foi acima do limite aceitável.

É importante notar que, para algumas combinações tensão-corrente, os aparelhos apresentam parâmetros exatidão e reprodutibilidade aceitáveis ou bem próximos do limite de

aceitação, como é o caso da sala 1 do Hospital B (aceitável para as tensões maiores ou iguais a 60 kV e correntes de 125 e 200 mA) e sala 2 do Hospital B (próximas ao limite de aceitação para tensões maiores ou iguais a 60 kV e correntes 300 e 500 mA). É difícil de se avaliar a adequação desses aparelhos aos requisitos de exatidão e reprodutibilidade da Portaria 453, uma vez que, em alguns deles não é possível realizar um ajuste apropriado para todas as combinações tensão-corrente. Assim, se as combinações tensão-corrente que não se apresentam adequadas não forem utilizadas rotineiramente, o desempenho dos aparelhos com relação a esse parâmetro pode ser considerado aceitável, mesmo considerando que essa restrição possa limitar o uso do equipamento. No entanto, essa restrição quanto ao uso das combinações tensão-corrente não exatas nos exames radiográficos deve ser explícita para que não se prejudique, acidentalmente, a qualidade da imagem ou ocasione a repetição do exame.

Tabela 28. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade da tensão (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(kV) e REP(kV) para o equipamento do **Hospital A**.

Tensão (kV)	Corrente (mA)	KVmed.* (kV)	EXAT(kV) (%)	REP(kV) (%)
50	250	49,5	1,0	0,9
	400	50,1	-0,2	0,6
	500	50,6	-1,2	1,0
60	250	62,1	-3,5	1,5
	400	61,8	-3,0	1,8
	500	62,2	-3,6	2,6
70	250	71,4	-1,9	2,1
	400	71,3	-1,8	1,6
	500	71,2	-1,7	1,5
81	250	82,2	-1,5	1,0
	400	81,6	-0,8	0,9
	500	83,0	-2,5	1,7

*Valor médio de 3 medidas.

Tabela 29. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade da tensão (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(kV) e REP(kV) para os equipamentos das salas 1 e 2 do **Hospital B**.

SALA 1				
Tensão (kV)	Corrente (mA)	KVmed.* (kV)	EXAT(kV) (%)	REP(kV) (%)
40	50	47,6	-19,0	8,8
	125	44,7	-11,8	8,7
	200	43,7	-9,3	9,8
50	50	57,6	-15,2	2,5
	125	54,5	-9,0	1,9
	200	60,0	-20,0	1,3
60	50	75,6	-26,0	4,3
	125	64,7	-7,8	3,8
	200	62,7	-4,5	0,6
80	50	90,2	-12,8	1,6
	125	87,0	-8,8	1,2
	200	84,8	-6,0	0,4
SALA 2				
40	150	46,6	-16,5	3,4
	300	45,8	-14,5	4,1
	500	47,4	-18,5	4,6
50	150	58,4	-16,8	4,9
	300	55,6	-11,2	5,3
	500	56,9	-13,8	5,8
60	150	67,7	-12,8	2,4
	300	66,1	-10,2	2,6
	500	66,5	-10,8	2,6
80	150	95,3	-19,1	9,7
	300	87,5	-9,4	6,8
	500	86,5	-8,1	9,0

*Valor médio de 3 medidas.

Tabela 30. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade da tensão (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(kV) e REP(kV) para o equipamento da salas 1 e 2 do **Hospital C**.

SALA 1				
Tensão (kV)	Corrente (mA)	KVmed.* (kV)	EXAT(kV) (%)	REP(kV) (%)
50	100	45,6	8,8	0,4
	200	42,1	15,7	1,7
	300	45,3	9,5	0,7
60	100	54,8	8,6	0,7
	200	53,0	11,6	1,1
	300	56,2	6,3	0,5
70	100	65,0	7,2	0,6
	200	63,7	9,0	0,5
	300	66,7	4,7	0,1
80	100	75,1	6,1	0,3
	200	73,5	8,2	1,6
	300	80,9	-1,1	2,0
SALA 2				
44	80	48,4	-9,9	0,8
	160	51,4	-16,7	1,2
	320	52,8	-19,9	2,3
55	80	59,9	-8,8	0,3
	160	62,1	-12,9	0,8
	320	64,0	-16,4	1,4
66	80	71,3	-8,1	0,6
	160	73,3	-11,1	1,4
	320	77,8	-17,9	1,3
81	80	90,0	-11,1	2,4
	160	90,2	-11,4	2,0
	320	91,1	-12,4	4,2

*Valor médio de 3 medidas.

Tabela 31. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados na realização do teste da exatidão e reprodutibilidade da tensão (teste d), com os correspondentes valores encontrados para EXAT(kV) e REP(kV) para o equipamento do **Hospital D**.

Tensão (kV)	Corrente (mA)	KVmed.* (kV)	EXAT(kV) (%)	REP(kV) (%)
50	50	45,6	8,8	1,3
	150	46,5	7,1	3,9
	250	44,8	10,3	1,1
60	50	57,6	3,9	0,2
	150	60,6	-1,1	1,8
	250	58,6	2,4	1,5
70	50	68,8	1,7	2,0
	150	73,1	-4,4	1,4
	250	73,6	-5,1	2,6

*Valor médio de 3 medidas.

E. Camada Semi-Redutora (CSR)

A Tabela 32 mostra os valores das camadas semi-redutoras (CSR) e os respectivos parâmetros de irradiação encontrados para os equipamentos de raios X de todos os hospitais. As incertezas no valor da CSR foram estimadas pela média dos coeficientes de variação determinados para cada espessura de alumínio. Observa-se pelos dados, que com exceção do equipamento do Hospital D, todos os demais apresentam valores de CSR maiores que 2,6 mm de Al, que é o valor mínimo exigido pela Portaria 453 para equipamentos trifásicos. Como para equipamentos monofásicos o valor mínimo é 2,1 mm para tensão de 70 kV e 2,3 mm para tensão de 80 kV, pode-se constatar que apenas o Hospital D apresenta CSR abaixo do mínimo exigido pela Portaria 453.

Outro fato importante de se destacar é o valor relativamente elevado de CSR encontrado para os equipamentos monofásicos dos Hospitais B e C. Apesar da Portaria 453 não estabelecer um valor máximo para a CSR, o excesso de filtração do aparelho, que pode ser decorrência da metalização da ampola de raios X, tem como consequência a diminuição do rendimento do aparelho. Aparelhos com rendimentos mais baixos podem requerer o emprego de tempos de exposição maiores, o que pode prejudicar a qualidade da imagem radiográfica, principalmente quando se trata de pacientes pediátricos.

Tabela 32. Parâmetros de técnica radiográfica utilizados e valores de CSR obtidos para os equipamentos dos hospitais estudados.

Hospital / Sala	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (ms)	mAs (mAs)	CSR (mm de Al)
Hosp. B	81	160	125	20	$3,40 \pm 3\%$
Hosp. C					
Sala 1	80	200	100	20	$3,56 \pm 6\%$
Sala 2	80	300	100	30	$3,61 \pm 2\%$
Hosp. D					
Sala 1	80	200	100	20	$3,00 \pm 4\%$
Sala 2	81	160	125	20	$3,12 \pm 5\%$
Hosp. E	70	200	100	20	$1,70 \pm 5\%$

F. Colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X

A Tabela 33 mostra um resumo dos resultados encontrados para colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X. Pode-se constatar que todos os aparelhos possuem colimação e alinhamento adequado, segundo as especificações do Ministério da Saúde. Com relação à colimação, a Tabela 33 mostra que a diferença entre as bordas do campo de radiação e as bordas do campo luminoso não excederam 2% da distância entre o ponto focal e o filme, sendo inferior a 1% em quase todas as salas. O ângulo de inclinação do eixo central do feixe de raios X foi inferior a 1,5° para quase a totalidade dos equipamentos, ou seja, inferior à metade do limite de 3° estabelecido pela Portaria 453 (MS, 1998).

Tabela 33 – Colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X.

HOSPITAL / SALA	COLIMAÇÃO (%)	ALINHAMENTO (°)
Hospital A	< 1,0	< 1,5
Hospital B		
Sala 1	< 1,5	< 1,5
Sala 2	< 1,0	< 1,5
Hospital C		
Sala 1	< 1,0	< 1,5
Sala 2	< 1,0	< 3,0
Hospital D	< 1,5	< 1,5

4.1.2 Condições de radioproteção

O acompanhamento dos exames radiográficos pediátricos mostrou que todos os hospitais avaliados possuem protetores plumbíferos (aventais e protetores de tireóide) nas salas, em número suficiente para serem fornecidos aos acompanhantes e aos pacientes, atendendo, assim, a exigência do Ministério da Saúde. Entretanto, em nenhum exame de tórax foi utilizado protetor para a região das gônadas. No caso dos exames de seios da face, somente no Hospital C eram utilizados protetores de tireóide. Neste caso, foi constatado o uso deste protetor somente em exames realizados por um técnico, o que correspondeu a 25% dos exames. Este fato mostra que não há, por parte dos técnicos e da instituição, a cultura da Proteção Radiológica.

Com relação aos acompanhantes, constatou-se que, para os hospitais estudados (A, B, C e D), a porcentagem de procedimentos em que os aventais foram oferecidos aos mesmos foram respectivamente: 52%, 55%, 89% e 20%. Esse “esquecimento” era freqüente, principalmente, quando o fluxo de pacientes era mais intenso. Para o Hospital B, esse fato é agravado pelo método empregado para imobilização dos pacientes menores de 5 anos (ou que não cooperavam durante a realização do procedimento), nos exames de Tórax AP / LAT. Nesse caso, o acompanhante se posicionava atrás do paciente, na direção do feixe primário, para segurar a criança. Em contrapartida, no método empregado para imobilização do paciente na sala 1 do Hospital B, se utiliza um avental de chumbo na região da pelve, o que, indiretamente, acaba contribuindo para a proteção das gônadas do paciente. Em exames de

tórax AP /LAT, este foi o único hospital a utilizar, mesmo que de forma involuntária, esse tipo de protetor para o paciente.

Com relação aos protetores de tireóide, somente em procedimentos radiográficos nos seios da face, realizados no Hospital C, foi constatada a sua utilização, porém somente em 25% dos exames. Em contrapartida, nesse mesmo hospital e no hospital A, não são adotados o cilindro de colimação, requeridos para os exames de Seios da Face. O não uso de cilindro em exames radiográficos de Seios da Face, pode expor, desnecessariamente, a região da tireóide, que é um órgão de moderada radiosensibilidade. De fato, o Guia Britânico de boas práticas (COOK 2006) e um dos principais tratados de técnica radiológica (BONTRAGER 1999), recomendam a utilização de um colimador cilíndrico acoplado ao colimador do aparelho de raios X, para a realização desses exames. A Figura 10 mostra a porcentagem de exames de seios da face em que foram utilizados cilindros de colimação. O APÊNDICE B fornece informações acerca desses exames.

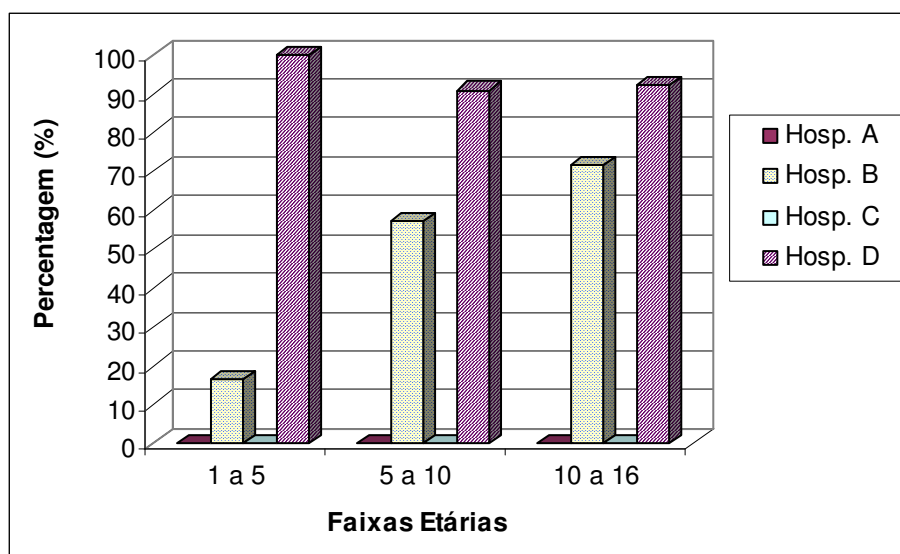


Figura 10. Porcentagem de exames de SAF que foram utilizados cilindros.

A Figura 10 mostra que o cilindro de colimação não é utilizado nos Hospitais A e C, o que com certeza contribui para altas doses na tireóide dos pacientes. Fato interessante observado no Hospital C é que uma placa de chumbo, com um orifício central é colocada no chassi, de modo que a imagem fique com a aparência similar a que seria obtida caso se utilizasse o cilindro. Este fato reforça a falta de cultura de Proteção Radiológica, uma vez que

procuram atender as exigências médicas (visualização da imagem circular) sem a preocupação com a proteção ao paciente.

Com relação ao uso de grade, pode-se observar nas Figuras 11 e 12, que o hospital D faz uso indiscriminado de grades antiespalhamento na maior parte dos exames radiográficos. Isso está em desacordo com os requisitos da Comunidade Européia (CE, 1996b), que recomenda, tanto para exames de tórax quanto para exames no crânio, o uso de grades somente em casos especiais e em adolescentes. O guia de boas práticas britânico (COOK, 2006), também não recomenda o uso de grades em exames de tórax de pacientes com idades inferiores a 15 anos. No caso de exames de Seios da Face MN e LAT, o referido guia recomenda a utilização de grades para pacientes com idades superiores a 10 e 15 anos, respectivamente. O uso da grade é importante porque reduz a radiação espalhada. Entretanto, também reduz a intensidade do feixe de radiação que incide no filme e, portanto, requer técnicas com maior valor de carga (mAs), o que aumenta a dose no paciente. Como a intensidade da radiação espalhada depende, entre outros fatores, da espessura do paciente, e como os pacientes pediátricos possuem pequenas espessuras, então o uso de grades não é importante do ponto de vista de reduzir a radiação espalhada. O seu uso somente irá aumentar a dose no paciente. Por esta razão é que os guias de boas práticas não recomendam o seu uso para pacientes com menos de 10 anos.

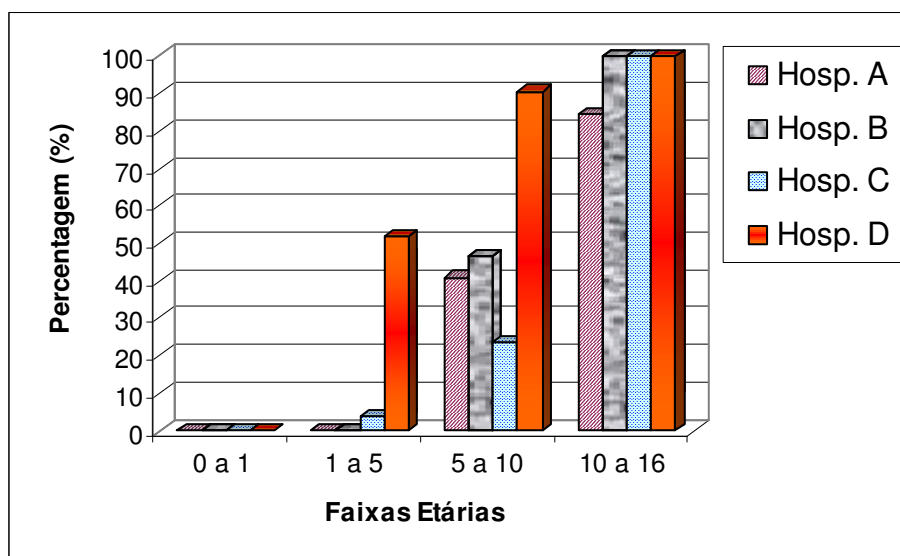


Figura 11. Porcentagem de exames de Tórax AP/PA/LAT em que foram utilizadas grades antiespalhamento.

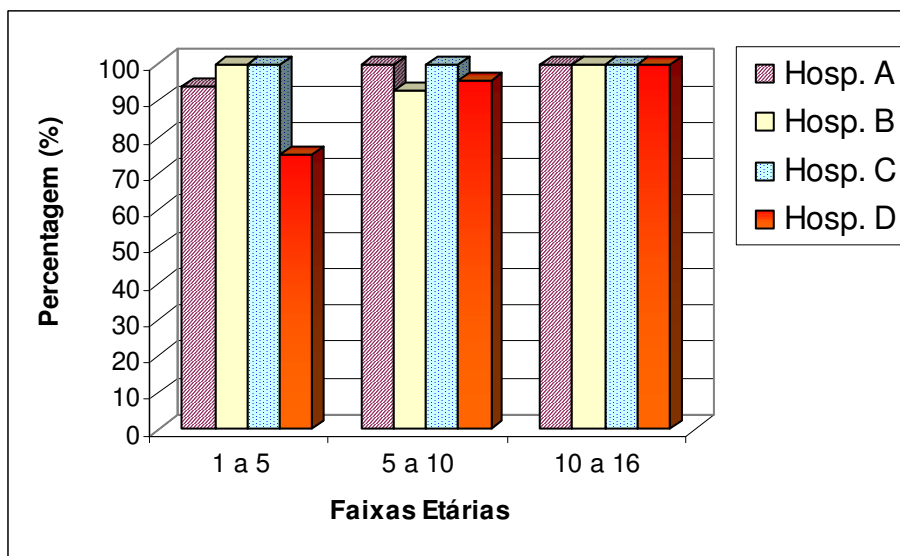


Figura 12. Porcentagem de exames de SAF em que foram utilizadas grades antiespalhamento.

Nos guias de Boas Práticas Britânico e Europeu, há também a recomendação quanto ao uso de filtros de cobre adicionais em exames de tórax e crânio para pacientes pediátricos. No nosso estudo, porém, não foi constatado o uso de filtros adicionais de cobre em nenhum procedimento radiográfico realizado nos hospitais avaliados.

Por outro lado, foi observado que em todos os hospitais havia tabelas de exposição ou de técnicas radiográficas, de acordo com o procedimento e anatomia do paciente. No entanto, essas tabelas serviam apenas para atender os requisitos da Portaria 453. Entretanto, em nenhum hospital foi constatado o uso dessas tabelas por parte dos técnicos de radiologia. Cartazes com instruções para os pacientes e acompanhantes, com relação a alguns aspectos da Portaria 453, tais como: alerta para grávidas e recomendações quanto ao uso de avental, também estavam presentes em todos os hospitais.

Portanto, de modo geral, pode-se concluir que: os hospitais atendem alguns requisitos da Portaria 453, porém, não assimilaram nas atividades diárias as recomendações e os conceitos de proteção radiológica.

4.2 Doses nos pacientes

4.2.1 Caracterização dos exames e pacientes

A Figura 13 mostra a distribuição dos pacientes, amostrados por hospital, classificados de acordo com as faixas etárias propostas pela Comunidade Européia (CE, 1992). Neste estudo foram acompanhados os exames de 942 pacientes, que realizaram 1536 procedimentos radiográficos (média de 1,6 exames por paciente). A maior parte dos pacientes, em todos os Hospitais, apresenta idades compreendidas na faixa de 1 a 5 anos, sendo que o percentual de pacientes com idades inferiores a 10 anos foi de aproximadamente 90%. O Hospital A, único entre os estudados que não é infantil, apresentou uma maior uniformidade na distribuição do número de pacientes entre as faixas etárias, apesar de a maior parte dos pacientes amostrados nesse hospital também apresentarem idades entre 1 e 5 anos.

A distribuição de freqüência dos exames é apresentada na Figura 14, onde se percebe, como esperado, a grande predominância de exames radiográficos de Tórax AP/PA/LAT para quase todas as faixas etárias, excluindo a faixa de 10 a 16 anos que apresentou número significativo de exames radiográficos de seios da face, incidência fronto-naso (SAF FN) e mento-naso (SAF MN). Pode-se perceber, também, no gráfico, que o número de exames de Tórax AP / PA, é quase o dobro do número de exames de Tórax LAT. Ou seja, esses dois exames nem sempre eram realizados em conjunto para cada paciente, o que do ponto de vista da proteção radiológica é um ponto positivo. A publicação da Comunidade Européia (CE, 1996b) e o Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006) recomendam a solicitação da incidência lateral somente após avaliação da radiografia realizada na projeção AP/PA e em circunstâncias especiais. O Hospital D foi aquele que apresentou menor número de solicitações de exames de tórax na projeção lateral, sendo o hospital que melhor atendeu as recomendações dos guias de boas práticas nesse sentido. Pode-se destacar, ainda, com base na Figura 14, que o número de exames de seios da face incidência mento-naso (SAF MN) é superior ao da incidência fronto-naso (SAF-FN), embora na maior parte dos hospitais, esses exames sejam solicitados em conjunto. Apenas o Hospital D, apresenta uma solicitação menor de exames de SAF FN em relação aos de exames de SAF MN. O Guia Britânico (COOK et al., 2006) recomenda a realização de somente a incidência mento-naso. Para cerca de 12% dos pacientes, foram solicitados os quatro exames radiográficos (SAF-FN, SAF-MN, Tórax AP / PA, Tórax LAT).

Considerando apenas os exames radiográficos pediátricos analisados neste estudo, as porcentagens de exames repetidos em cada hospital foram, respectivamente, 5,3%, 6,5%, 8,3%, 6,4%. As causas das repetições foram: (a) uso de técnica radiográfica inadequada (61%), (b) posicionamento incorreto ou movimentação do paciente durante o exame (22%), (c) falha no equipamento de raios X ou processadora (17%).

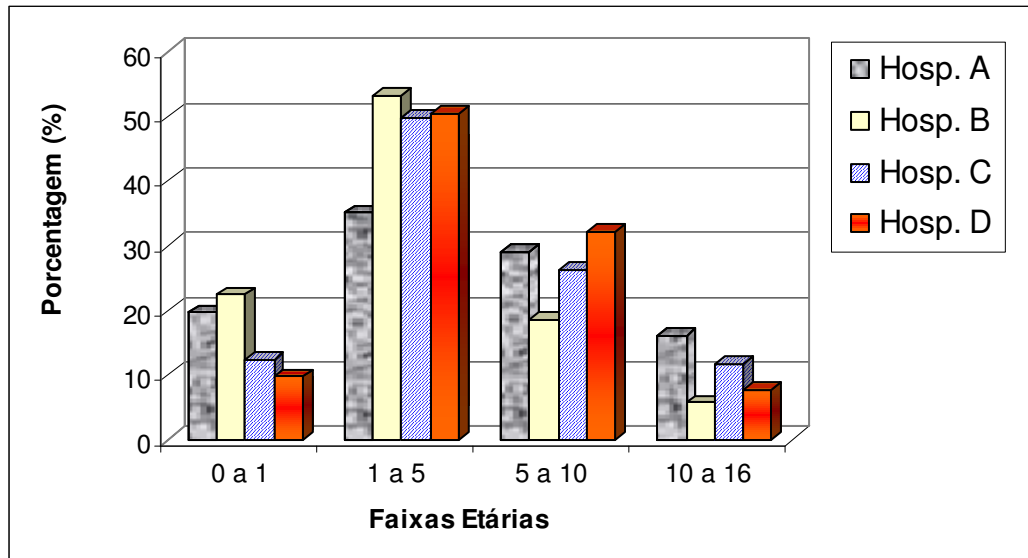


Figura 13. Distribuição dos pacientes por faixa etária.

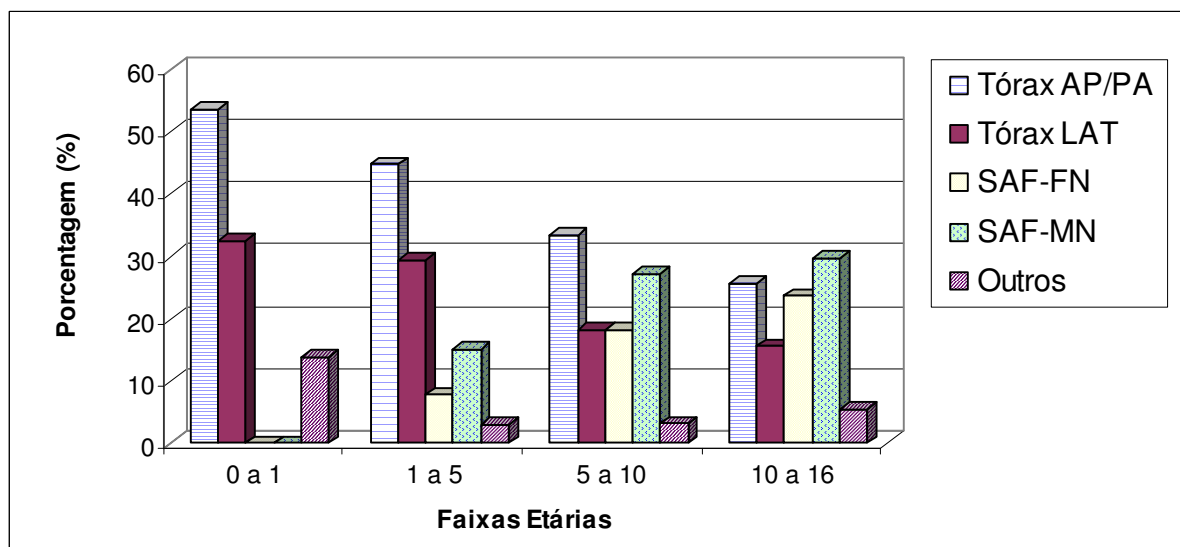


Figura 14. Frequência dos exames por faixa etária.

4.2.2 Parâmetros de irradiação

A partir da caracterização dos exames, pode-se constatar que os procedimentos radiográficos mais freqüentemente realizados em crianças nas instituições estudadas são os exames de tórax AP/PA/LAT e Seios da Face FN/MN. Assim, na apresentação dos dados referentes aos parâmetros de irradiação e dose paciente foram considerados apenas os exames de tórax e seios da face cujo número de pacientes amostrados por faixa etária foi maior ou igual a 5 (cinco).

Os valores mínimos, médios e máximos de tensão utilizados nos exames de tórax (AP/PA), tórax LAT e seios da face (SAF-FN / SAF-MN) são apresentados, respectivamente, nas Tabelas 34 a 36. As Figuras 15 a 17 mostram, respectivamente, para os mesmos exames, a distribuição dos valores de tensão empregados para pacientes com idade entre 0 e 10 anos. A Figura 18 apresenta os mesmos dados para pacientes com idades entre 10 e 16 anos. As Figuras 19 a 24 apresentam os mesmos dados para todos os hospitais agrupados. Cabe ressaltar, no entanto, que a porcentagem apresentada nesses últimos gráficos, para cada faixa de tensão, é uma média da porcentagem encontrada para cada Hospital. Isso foi realizado para evitar que o número diferente de exames amostrados em cada hospital provocasse uma tendência enganosa nos resultados, privilegiando o hospital / sala com maior número de exames coletados.

Tabela 34. Valores mínimos, médios e máximos de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax AP/PA.

Faixa Etária		Tensão (kV) para cada Hospital-Sala					
		A	B1	B2	C1	C2	D
0-1 ano	Mínimo	43,0	45,0		45,0		51,0
	Média	47,8	50,9		49,1		52,8
	Máximo	52,0	63,0		54,0		62,0
1-5 anos	Mínimo	46,0	47,0		45,0	46,0	49,0
	Média	50,2	51,3		51,3	51,0	55,9
	Máximo	55,0	60,0		66,0	57,0	68,0
5-10 anos	Mínimo	46,0	50,0	52,0	48,0	46,0	50,0
	Média	59,3	52,4	61,2	54,9	54,0	61,7
	Máximo	77,0	53,0	71,0	68,0	66,0	70,0
10-16 anos	Mínimo	57,0		58,0	64,0		56,0
	Média	72,5		62,6	67,3		63,2
	Máximo	81,0		68,0	74,0		70,0

Tabela 35. Valores mínimos, médios e máximos de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax LAT

Faixa Etária		Tensão (kV) para cada Hospital-Sala					
		A	B1	B2	C1	C2	D
0-1 ano	Mínimo	50,0	53,0		50,0		
	Média	55,5	59,5		53,0		
	Máximo	60,0	63,0		56,0		
1-5 anos	Mínimo	50,0	50,0		46,0	55,0	55,0
	Média	56,6	60,2		55,1	59,5	60,6
	Máximo	63,0	65,0		73,0	63,0	66,0
5-10 anos	Mínimo	55,0	60,0	62,0	51,0	57,0	
	Média	67,1	62,4	72,1	60,1	66,6	
	Máximo	85,0	63,0	80,0	77,0	77,0	
10-16 anos	Mínimo	73,0		67,0	74,0		
	Média	89,6		73,1	77,4		
	Máximo	102,0		80,0	86,0		

Tabela 36. Valores mínimos, médios e máximos de tensão (em kV) empregados nos exames de SAF FN/MN.

Faixa Etária		Tensão (kV) para cada Hospital-Sala					
		A	B1	B2	C1	C2	D
1-5 anos	Mínimo	63,0		50,0	68,0	70,0	52,0
	Média	70,0		63,8	75,5	74,3	67,4
	Máximo	77,0		80,0	83,0	77,0	71,0
5-10 anos	Mínimo	60,0		58,0	68,0	66,0	60,0
	Média	68,9		64,5	74,3	74,9	68,2
	Máximo	77,0		78,0	81,0	81,0	71,0
10-16 anos	Mínimo	66,0		58,0	65,0	70,0	65,0
	Média	71,3		61,9	73,8	74,9	68,2
	Máximo	77,0		74,0	82,0	81,0	70,0

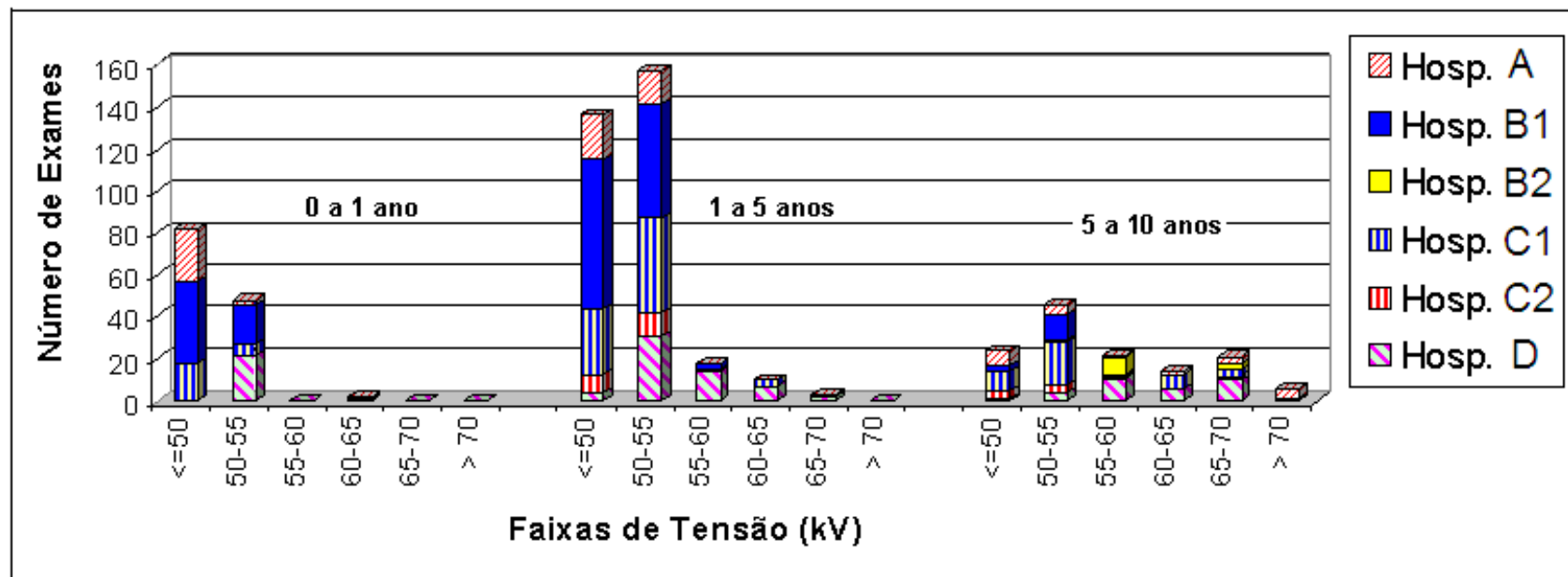


Figura 15. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de tórax AP/PA, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.

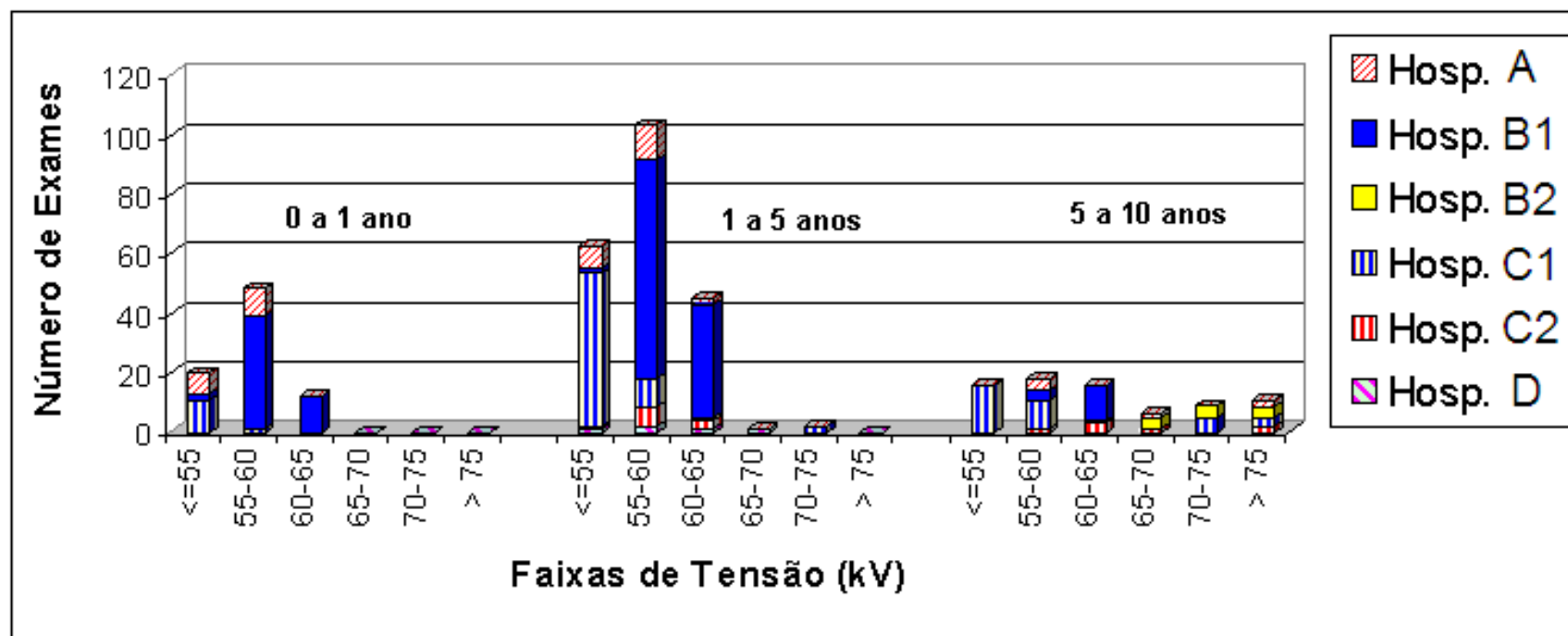


Figura 16. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de tórax LAT, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.

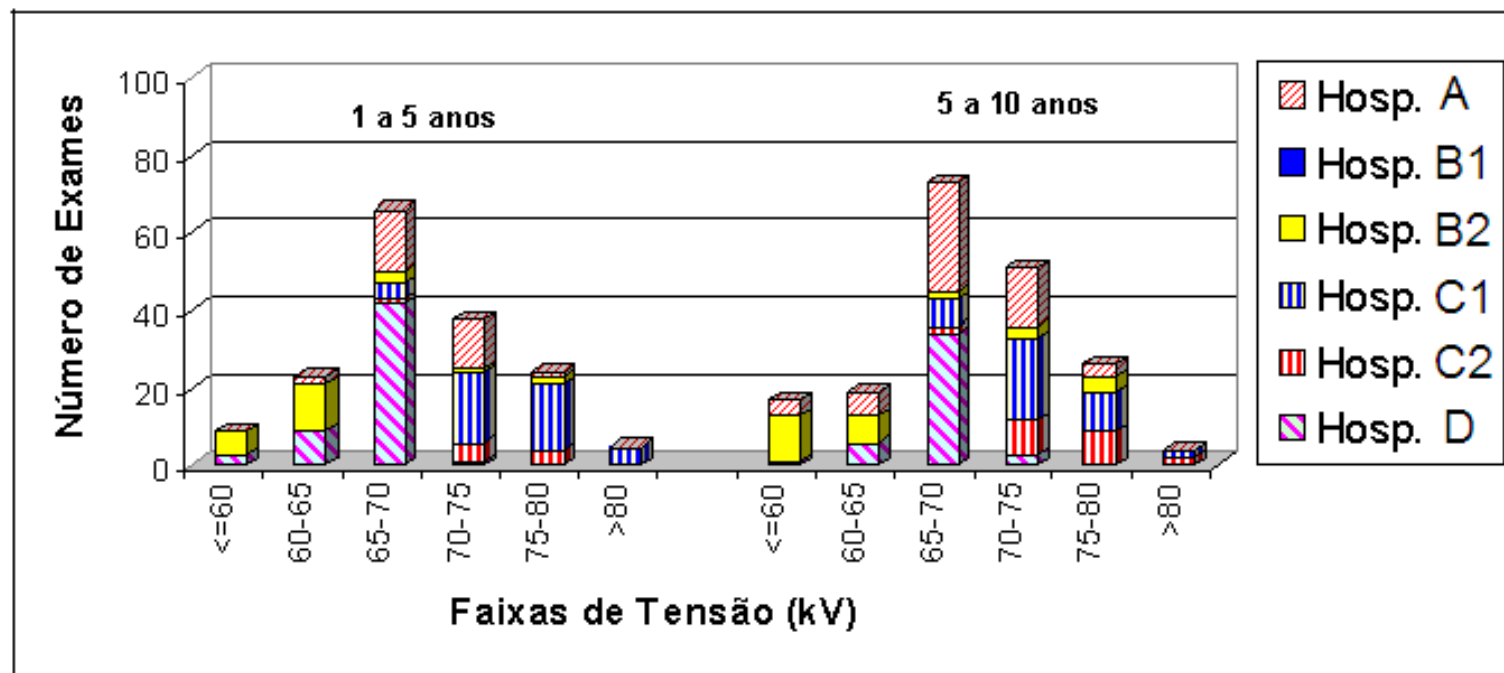


Figura 17. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de SAF FN/MN, para pacientes menores de 10 anos.

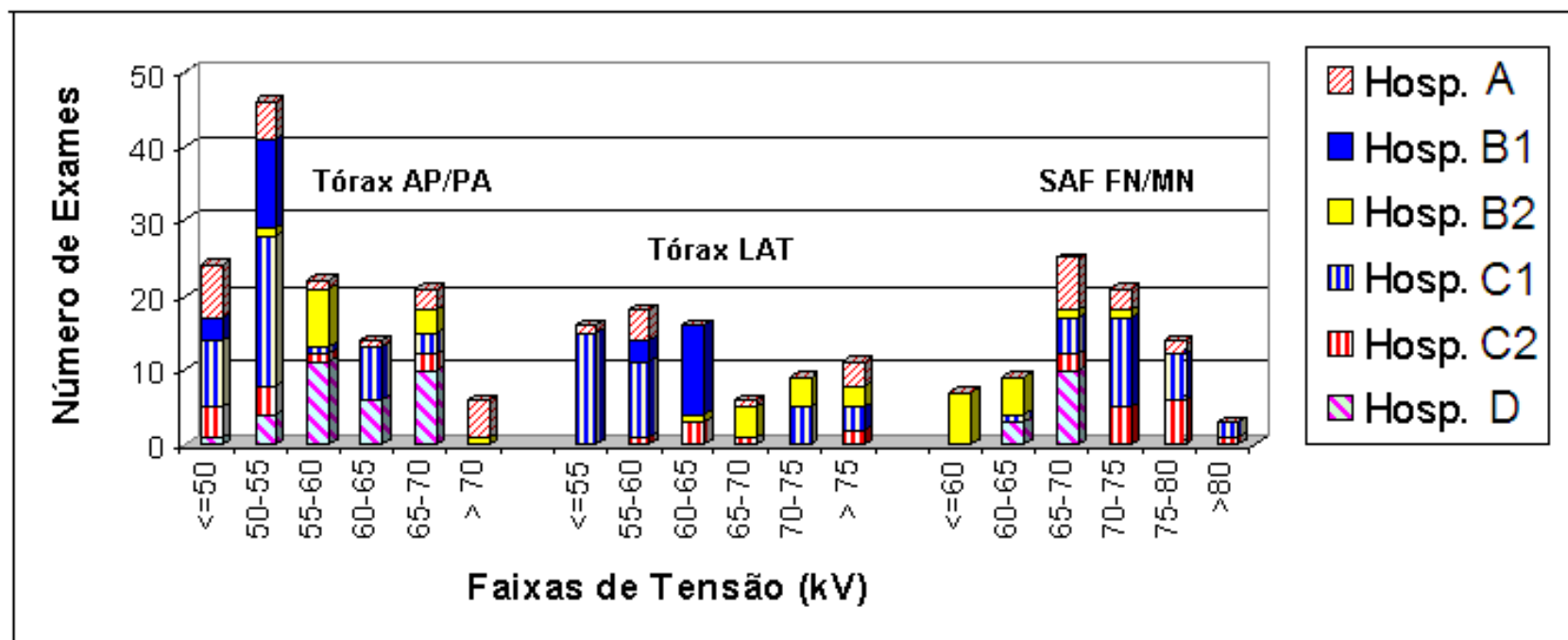


Figura 18. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax AP/PA, tórax LAT e SAF FN/MN, para pacientes com idade entre 10 e 16 anos.

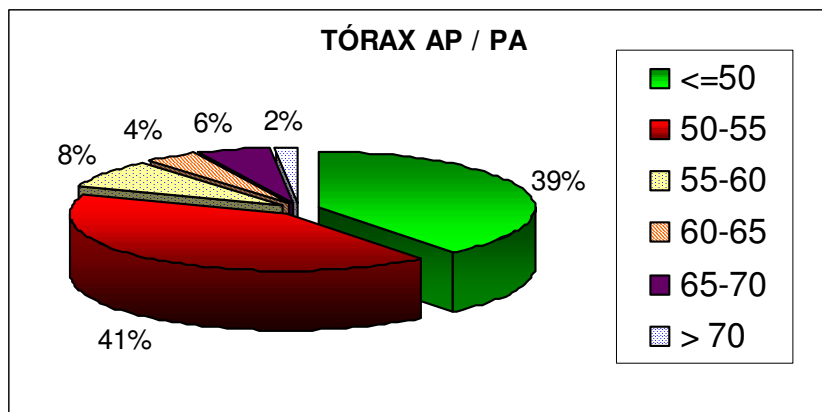


Figura 19. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.

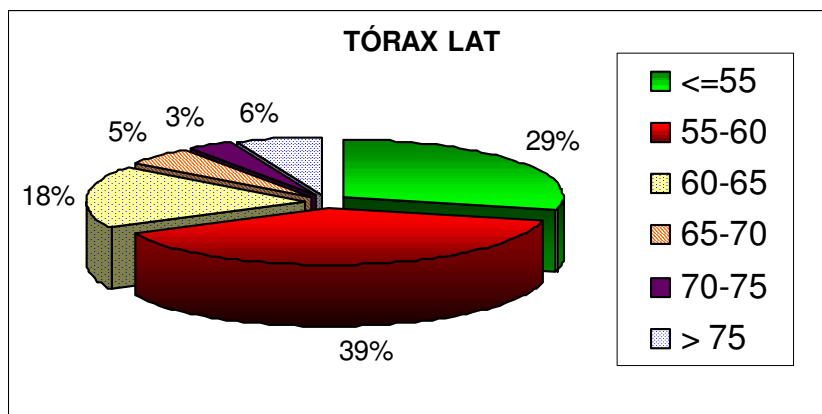


Figura 20. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.

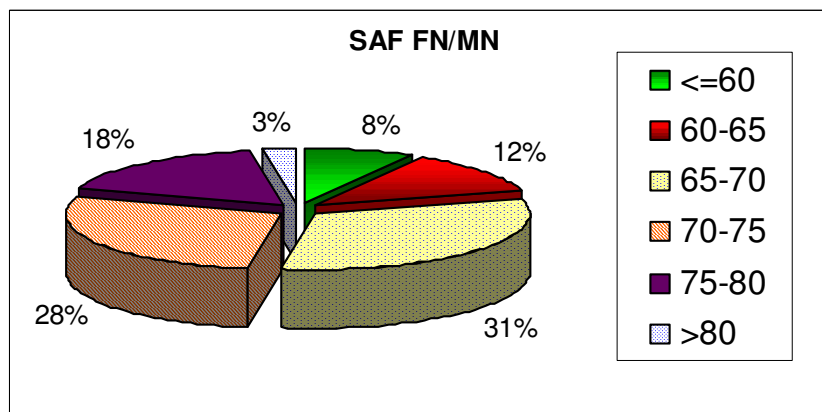


Figura 21. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.

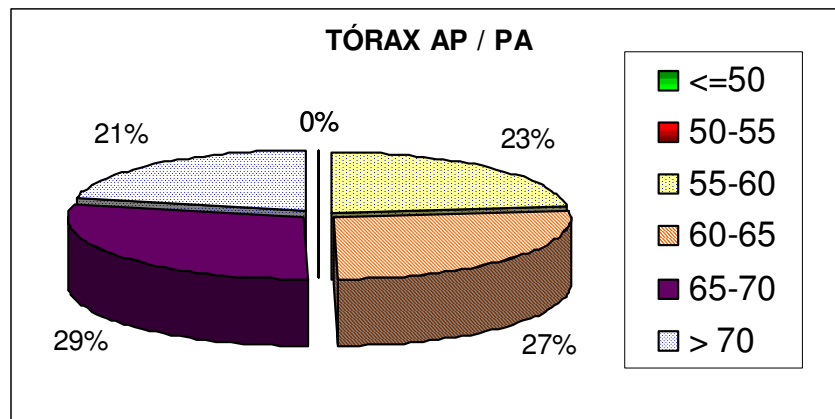


Figura 22. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.

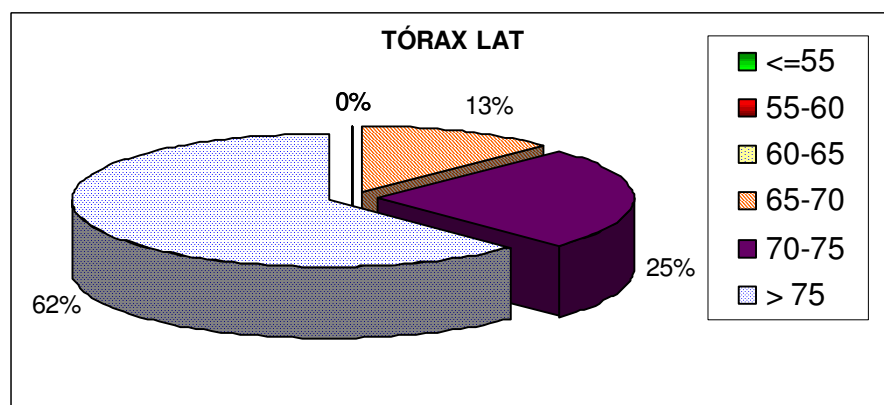


Figura 23. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.

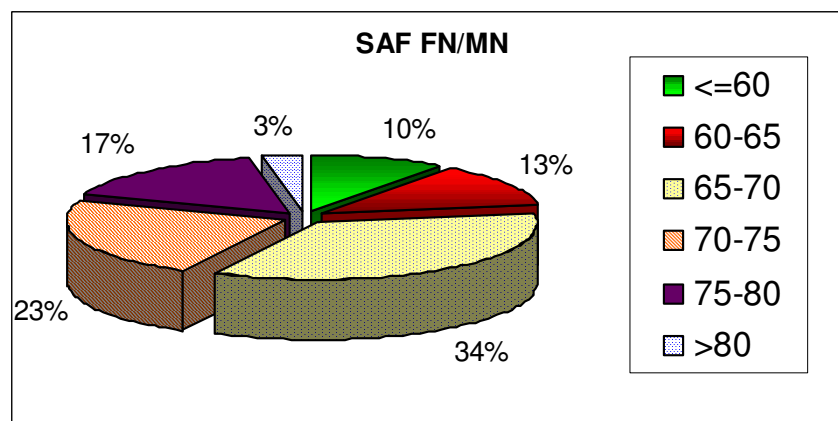


Figura 24. Distribuição dos valores de tensão (em kV) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.

A publicação da Comunidade Européia (CE, 1996b) recomenda, para exames de tórax AP/PA/LAT, a utilização de tensões entre 60 e 80 kV para crianças mais jovens e entre 100 e 150 kV para adolescentes e crianças mais velhas. Neste último caso, as tensões sugeridas são maiores devido à recomendação do uso de grades antiespalhamento. O Guia Britânico de boas práticas (COOK et al., 2006) recomenda para crianças menores de 15 anos a utilização de tensões entre 70 e 80 kV, sem a utilização de grades (Tabela 7). A partir da análise da Tabela 34 e Figuras 15, 18, 19 e 22, pode-se observar que, respectivamente, 12% e 77% dos exames de tórax AP/PA, em pacientes menores de 10 anos e entre 10 e 16 anos foram realizados com tensões superiores a 60 kV. Para crianças menores de 5 anos, as tensões utilizadas foram, geralmente, menores ou iguais a 55 kV. No caso dos exames de tórax na projeção lateral, pode-se constatar na Tabela 35 e Figuras 16, 18, 20 e 23 que 68% dos exames em pacientes menores de 10 anos foram realizados com tensões inferiores a 60 kV. Já, no caso de pacientes com idades compreendidas entre 10 e 16 anos, todos os exames foram realizados com tensões superiores a 65 kV. Essa inversão pode ser atribuída ao uso de grades antiespalhamento para pacientes maiores de 10 anos, na maior parte dos hospitais. Foi constatado, durante a coleta dos dados, que o fator determinante para o uso da grade era a colaboração do paciente durante a realização do exame. Nesse caso, posicionava-se o mesmo paciente no mural, na projeção PA, e colocava-se o chassi dentro do bucky. Tanto a publicação da Comunidade Européia (CE, 1996b), quanto o Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006) recomendam o uso de projeções PA, quando há colaboração por parte do paciente, pois isso acarreta uma menor exposição de órgãos radiosensíveis como a tireóide e as gônadas. No entanto, o fato de se usar a projeção PA, no mural, não incorre, necessariamente, na utilização da grade. Pode-se utilizar, como sugerido por COOK et al. (2006), projeções PA, sem grade antiespalhamento, para pacientes com idades inferiores a 15 anos que colaborem durante a realização dos exames. Isso possibilitaria uma redução significativa das doses nos pacientes. Apenas no Hospital A, foi constatado, em 15% dos exames de tórax, a utilização de projeções PA sem a utilização de grades. Esse era o procedimento adotado por um dos técnicos do hospital, quando havia colaboração por parte do paciente.

O Hospital D, que utiliza de maneira indiscriminada, grades antiespalhamento (Figura 10), é aquele que opera com as maiores tensões em exames de Tórax AP/PA. No entanto, por limitações também do aparelho, este hospital não utiliza tensões superiores a 70 kV. Para crianças menores de 10 anos, o Hospital B é o que utiliza, normalmente, os maiores valores de

tensão nos exames de Tórax LAT. Já, para crianças entre 10 e 16 anos, este é o caso do Hospital A.

No caso dos exames de seios da face FN/MN, os resultados dos parâmetros de irradiação podem ser comparados apenas com o Guia Britânico (COOK et al., 1998), uma vez que a comunidade européia (CE, 1996b) não estabelece critérios de qualidade para esses procedimentos. Assim, o Guia Britânico recomenda para exames de SAF MN a utilização de tensões de 65 kV e 78 kV, para pacientes com idades entre 5 e 10 anos e entre 10 e 15 anos, respectivamente, não recomendando como citado no APÊNDICE B, a realização desses exames em pacientes menores de 5 anos (Tabela 7). Pela análise da Tabela 36 e Figuras 17, 18, 21 e 24 pode-se constatar que 80% dos exames em pacientes menores de 10 anos de idade são realizados com tensões superiores a 65 kV. Quase o mesmo percentual encontrado para pacientes com idades entre 10 e 16 anos (77%). É importante destacar, neste caso, que a amostragem de exames em pacientes maiores de 10 anos foi relativamente pequena, uma vez que três dos hospitais estudados são pediátricos e, portanto, possuem uma maior demanda para pacientes menores de 10 anos. O Hospital C é o que utiliza os maiores valores de tensão nesses exames, apresentando uma média de 75 kV, para pacientes nas três faixas etárias analisadas. Já o Hospital B é o que emprega os menores valores de tensão: média de 63 kV. Fato interessante, é que, para cada hospital, os valores médios encontrados para as três faixas etárias são muito próximos, fato que não se verifica nos casos dos exames de tórax AP/PA/LAT. Isso pode ser atribuído à maior variação de dimensão anatômica do tronco em relação à cabeça para pacientes distribuídos nas diferentes faixas etárias e ao uso indiscriminado de grades antiespalhamento nos exames de seios da face, em todos os hospitais, ao contrário do que ocorre nos exames de tórax. Assim, o fato de não se utilizar sempre grades antiespalhamento nos exames de tórax, causa uma maior variação nos valores de tensão empregados nesses exames, quando comparados aos empregados nos exames de SAF.

Os valores mínimos, médios e máximos de tempo de exposição e carga (mAs) utilizados nos exames de tórax (AP/PA), tórax LAT e seios da face (SAF-FN / SAF-MN) são apresentados, respectivamente, nas Tabelas 37 a 42. As Figuras 25 a 30 mostram, respectivamente, para os mesmos exames, a distribuição dos valores de tempo e carga empregados para pacientes com idade entre 0 e 10 anos. As Figuras 31 e 35 apresentam os mesmos dados para pacientes com idades entre 10 e 16 anos. As Figuras 36 a 38 apresentam, respectivamente, para os exames de tórax (AP/PA), tórax LAT e seios da face (SAF-FN /

SAF-MN), a distribuição dos valores de tempo e carga empregados para pacientes com idade entre 0 e 10 anos em todos os hospitais agrupados. As porcentagens de exames para cada faixa de carga e tempo foram calculadas do mesmo modo descrito na discussão sobre a tensão de operação . As Figuras 39 a 43 apresentam a distribuição destes dados para pacientes com idades entre 10 e 16 anos.

Tabela 37. Valores mínimos, médios e máximos de tempo de exposição (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA.

Faixa Etária		Tempo (ms) para cada Hospital-Sala					
		A	B1	B2	C1	C2	D
0-1 ano	Mínimo	5,0	40,0		20,0		60,0
	Média	7,9	43,1		27,0		60,0
	Máximo	16,0	50,0		40,0		60,0
1-5 anos	Mínimo	5,0	30,0		20,0	15,6	60,0
	Média	7,9	43,9		27,8	17,4	101,0
	Máximo	10,0	60,0		80,0	25,0	200,0
5-10 anos	Mínimo	8,0	40,0	20,0	20,0	12,5	60,0
	Média	13,2	44,0	30,0	34,0	16,6	146,3
	Máximo	50,0	50,0	40,0	60,0	20,0	300,0
10-16 anos	Mínimo	8,0		20,0	20,0		60,0
	Média	15,7		32,5	56,7		152,0
	Máximo	32,0		40,0	60,0		200,0

Tabela 38. Valores mínimos, médios e máximos de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA.

Faixa Etária		Carga (mAs) para cada Hospital-Sala					
		A	B1	B2	C1	C2	D
0-1 ano	Mínimo	2,5	5,0		6,0		6,0
	Média	3,2	7,6		8,1		6,0
	Máximo	5,0	10,0		12,0		6,0
1-5 anos	Mínimo	3,2	3,8		6,0	2,5	6,0
	Média	3,6	7,9		8,3	2,8	19,8
	Máximo	4,0	12,0		24,0	4,0	50,0
5-10 anos	Mínimo	2,5	5,0	9,0	6,0	2,0	6,0
	Média	4,4	7,1	11,8	10,2	3,2	32,2
	Máximo	8,0	10,0	20,0	18,0	6,4	50,0
10-16 anos	Mínimo	3,2		9,0	6,0		18,0
	Média	5,3		11,0	17,0		38,6
	Máximo	12,5		15,0	18,0		50,0

Tabela 39. Valores mínimos, médios e máximos de tempo de exposição (em ms) empregados nos exames de Tórax LAT

Faixa Etária		Tempo (ms) para cada Hospital-Sala					
		A	B1	B2	C1	C2	D
0-1 ano	Mínimo	5,0	40,0		20,0		
	Média	9,1	43,5		38,3		
	Máximo	16,0	50,0		60,0		
1-5 anos	Mínimo	4,0	30,0		20,0	15,6	60,0
	Média	10,1	44,4		41,9	24,1	88,0
	Máximo	16,0	60,0		80,0	31,3	200,0
5-10 anos	Mínimo	8,0	40,0	20,0	20,0	25,0	
	Média	14,4	44,0	31,7	50,9	30,4	
	Máximo	32,0	50,0	40,0	100,0	37,5	
10-16 anos	Mínimo	8,0		20,0	80,0		
	Média	26,6		37,5	88,0		
	Máximo	50,0		50,0	100,0		

Tabela 40. Valores mínimos, médios e máximos de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax LAT.

Faixa Etária		Carga (mAs) para cada Hospital-Sala					
		A	B1	B2	C1	C2	D
0-1 ano	Mínimo	2,5	5,0		6,0		
	Média	3,7	7,5		11,5		
	Máximo	5,0	10,0		18,0		
1-5 anos	Mínimo	3,2	3,8		6,0	2,5	6,0
	Média	4,2	7,9		12,6	4,3	23,6
	Máximo	6,4	12,0		24,0	8,0	50,0
5-10 anos	Mínimo	2,5	5,0	10,0	6,0	4,0	
	Média	5,8	7,1	12,5	15,2	6,3	
	Máximo	12,5	10,0	20,0	30,0	12,0	
10-16 anos	Mínimo	4,0		10,0	24,0		
	Média	8,2		12,5	26,4		
	Máximo	16,0		15,0	30,0		

Tabela 41. Valores mínimos, médios e máximos de tempo de exposição (em ms) empregados nos exames de SAF FN/MN.

Faixa Etária		Tempo (ms) para cada Hospital-Sala					
		A	B1	B2	C1	C2	D
1-5 anos	Mínimo	20,0		40,0	100,0	156,3	80,0
	Média	37,6		181,7	111,4	156,3	224,7
	Máximo	50,0		340,0	150,0	156,3	400,0
5-10 anos	Mínimo	25,0		80,0	100,0	50,0	60,0
	Média	46,4		243,6	145,0	140,9	246,8
	Máximo	64,0		340,0	200,0	156,3	300,0
10-16 anos	Mínimo	32,0		80,0	100,0	125,0	200,0
	Média	43,8		240,0	180,8	151,8	292,3
	Máximo	64,0		340,0	250,0	156,3	400,0

Tabela 42. Valores mínimos, médios e máximos de carga (em mAs) empregados nos exames de SAF FN/MN.

Faixa Etária		Carga (mAs) para cada Hospital-Sala					
		A	B1	B2	C1	C2	D
1-5 anos	Mínimo	12,5		15,0	20,0	25,0	20,0
	Média	17,9		39,1	22,3	25,0	56,2
	Máximo	25,0		60,0	30,0	25,0	100,0
5-10 anos	Mínimo	16,0		24,0	20,0	16,0	15,0
	Média	20,2		43,0	29,0	23,3	61,7
	Máximo	32,0		60,0	40,0	25,0	75,0
10-16 anos	Mínimo	16,0		24,0	20,0	20,0	50,0
	Média	18,8		46,3	36,2	24,3	73,1
	Máximo	25,0		60,0	50,0	25,0	100,0

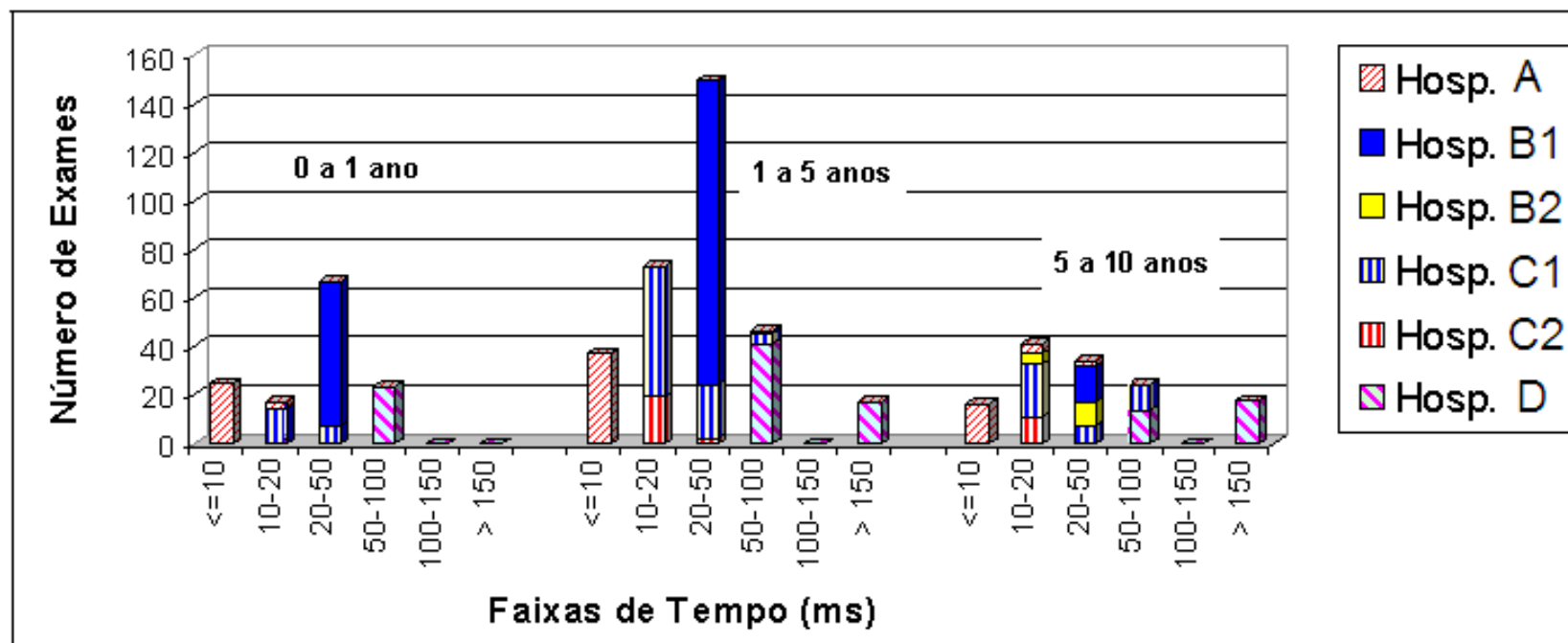


Figura 25. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.

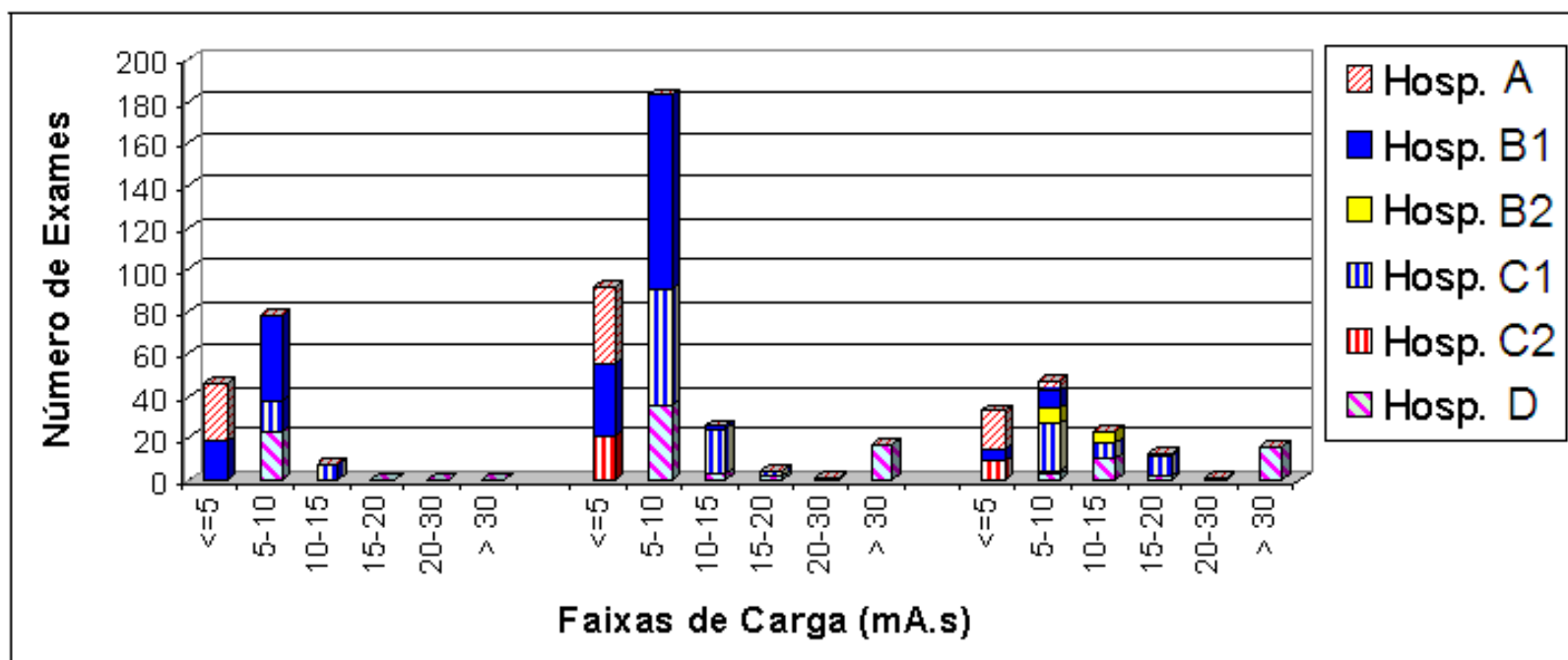


Figura 26. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.

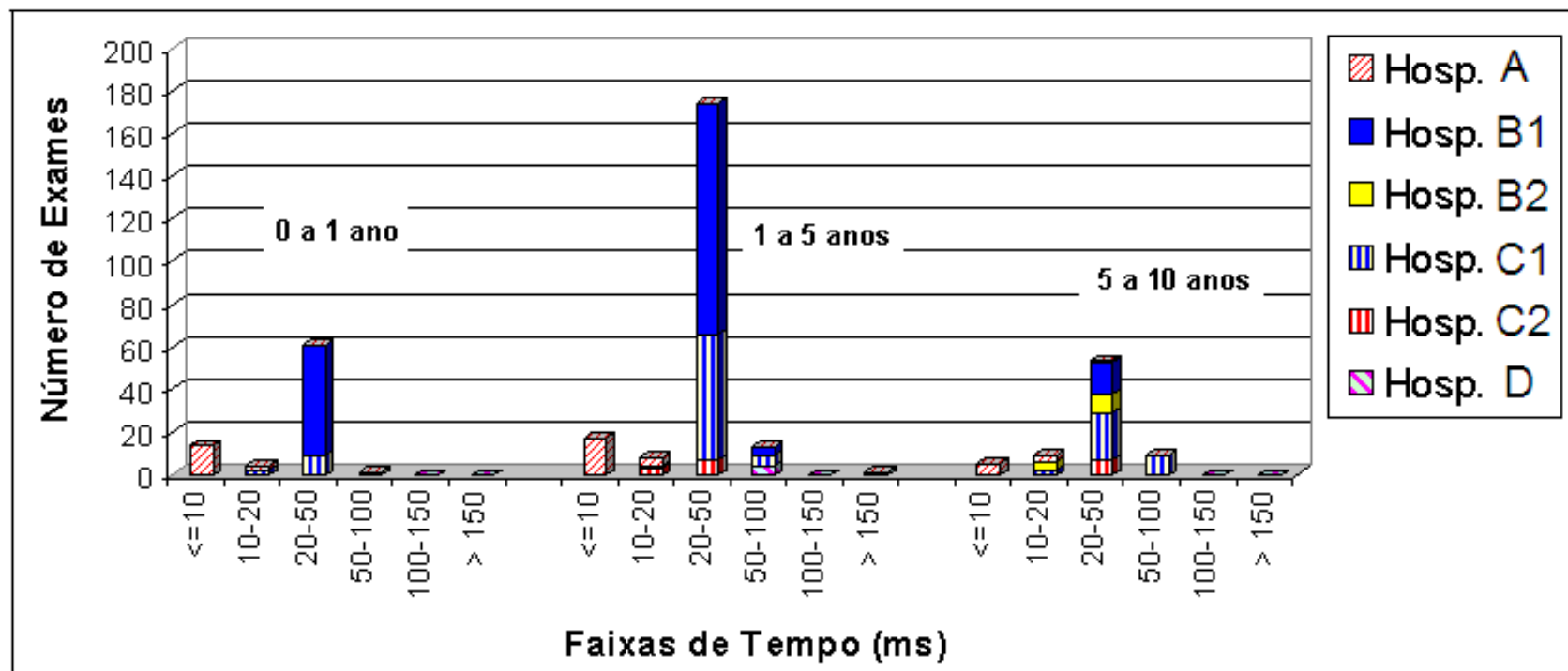


Figura 27. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de tórax LAT, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.

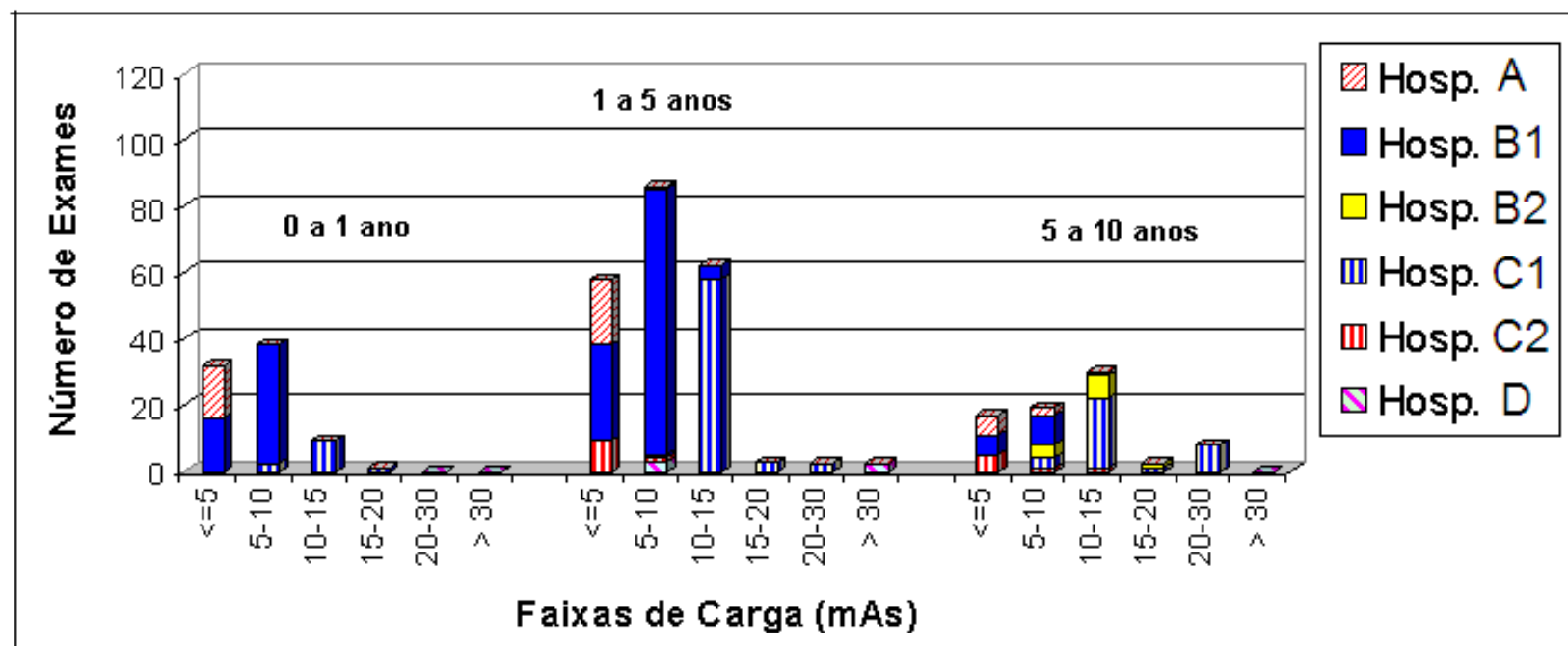


Figura 28. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de tórax LAT, para as três faixas etárias: 0 a 1 ano, 1 a 5 anos e 5 a 10 anos.

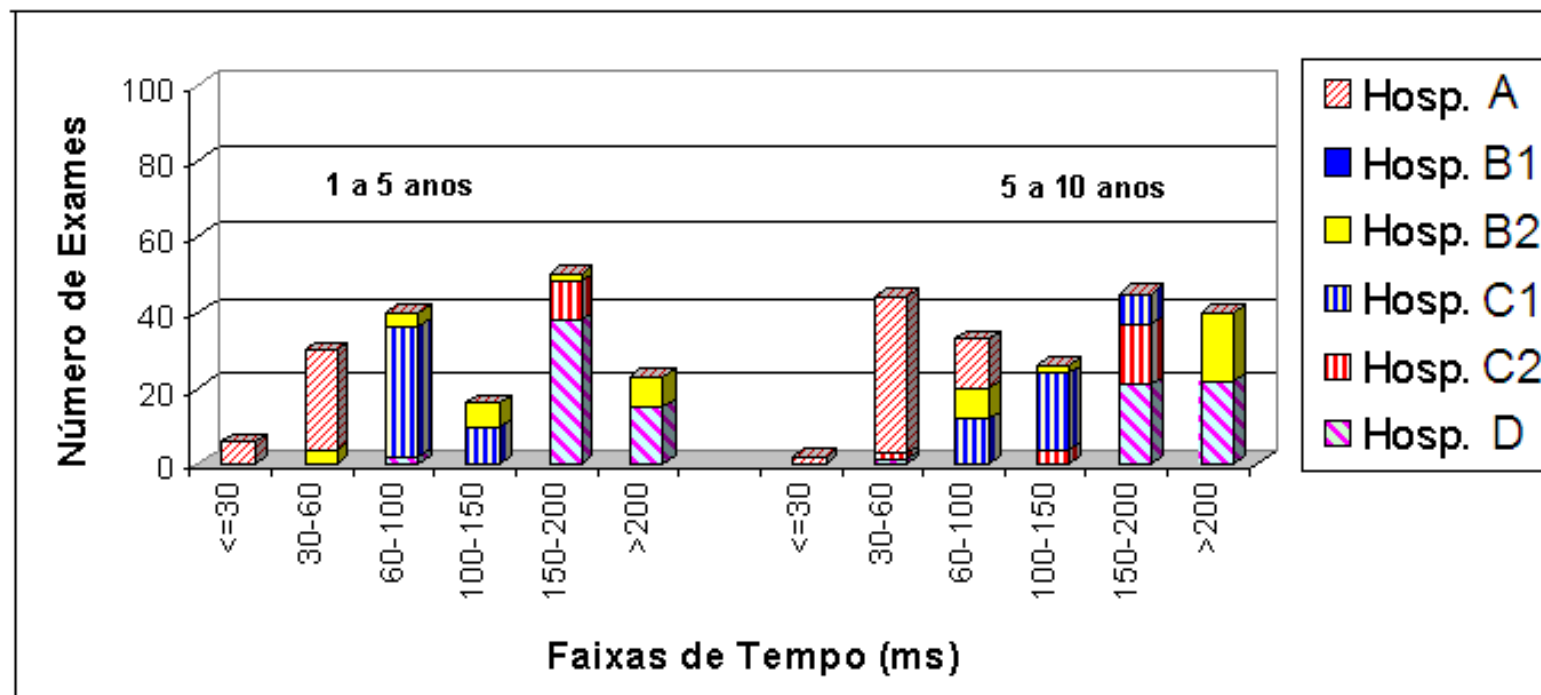


Figura 29. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de SAF FN/MN, para pacientes menores de 10 anos.

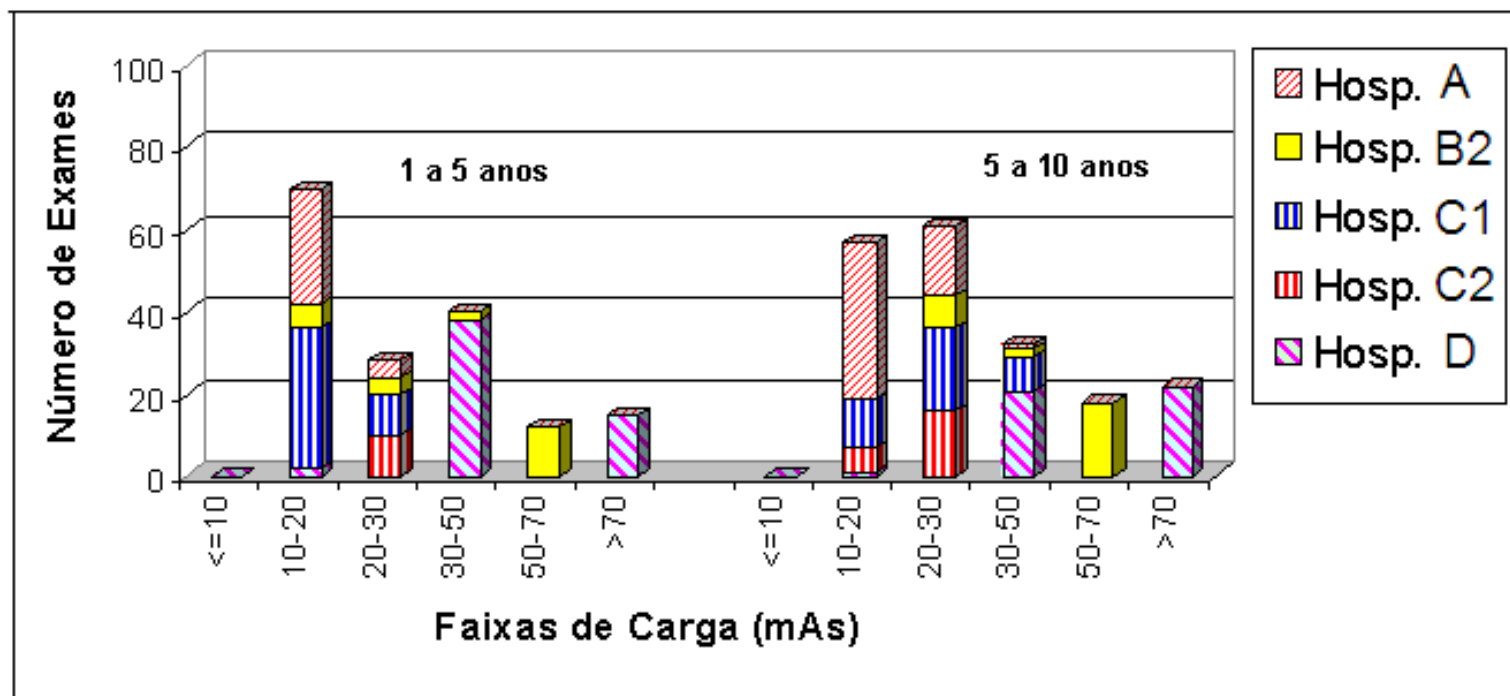


Figura 30. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de SAF FN/MN, para pacientes menores de 10 anos.

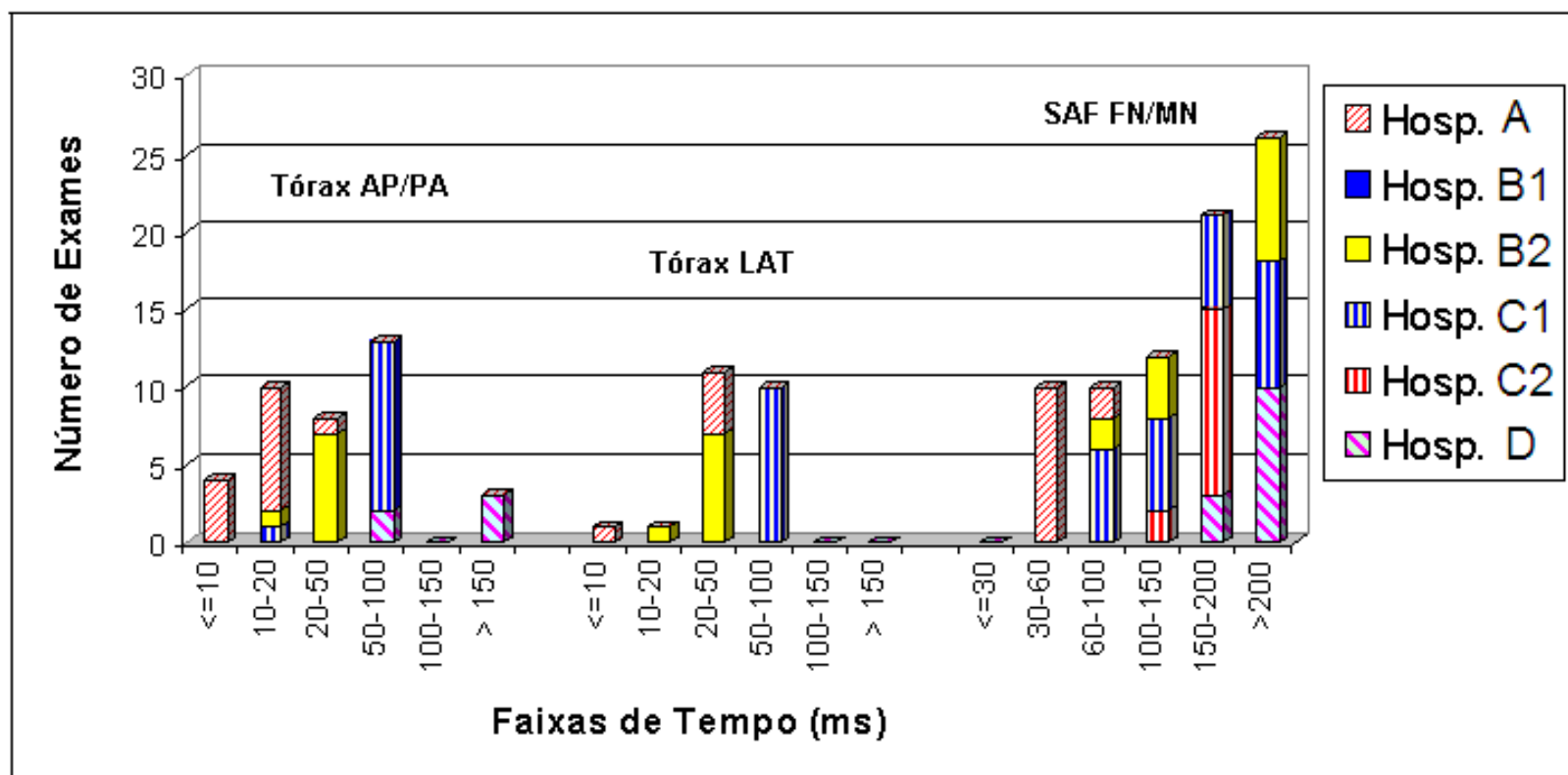


Figura 31. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA, Tórax LAT e SAF FN/MN, para pacientes com idade entre 10 e 16 anos.

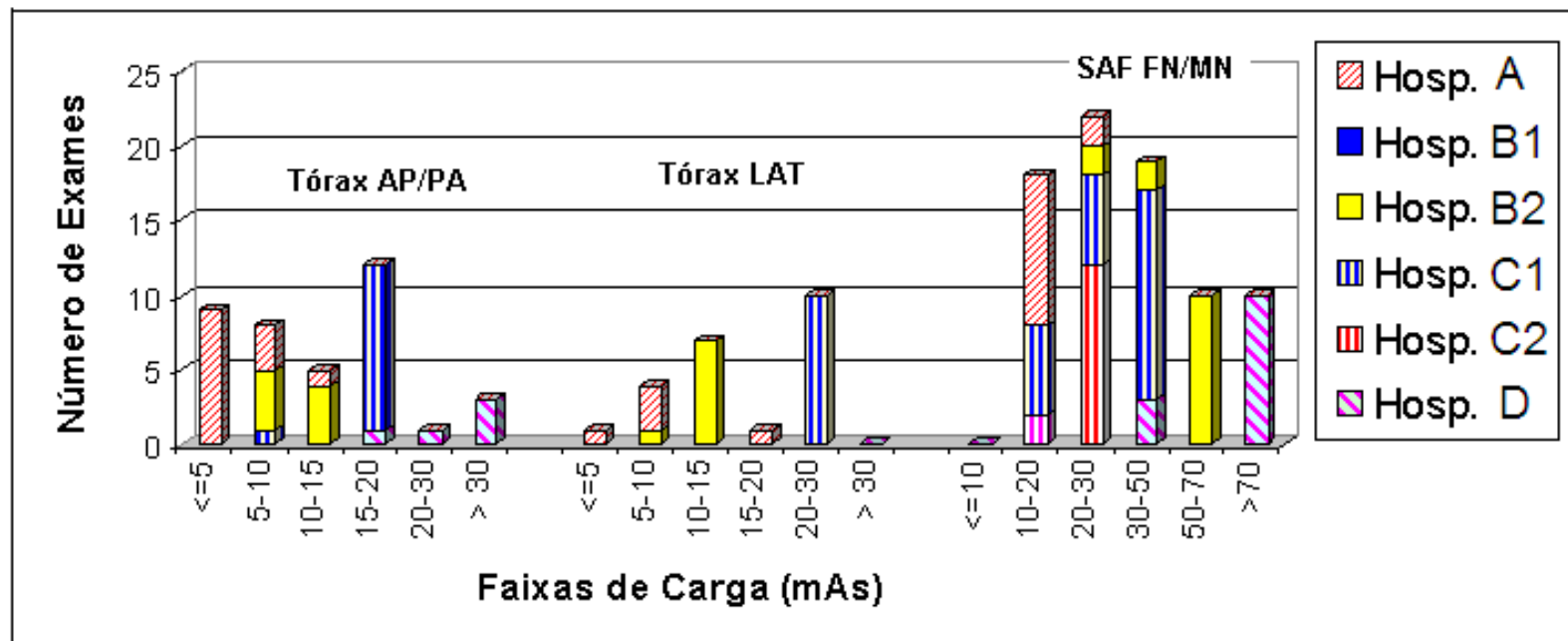


Figura 32. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA, tórax LAT e SAF FN/MN, para pacientes com idade entre 10 e 16 anos.

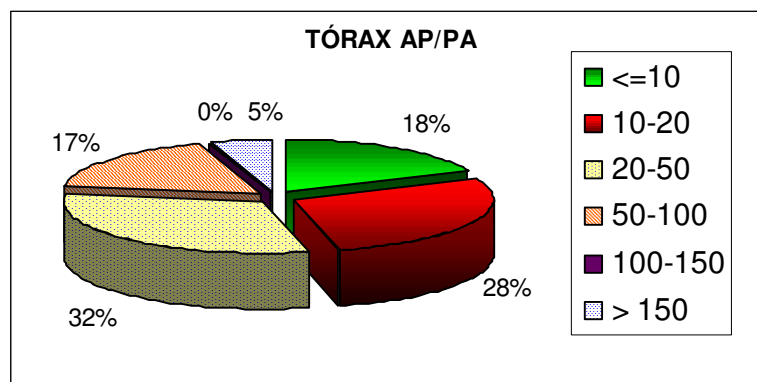


Figura 33. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.

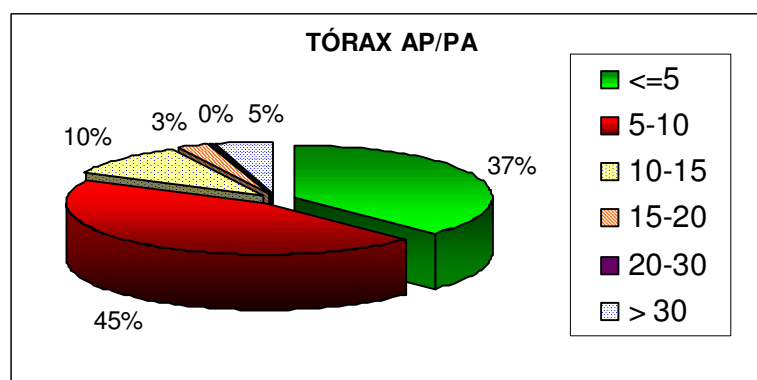


Figura 34. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.

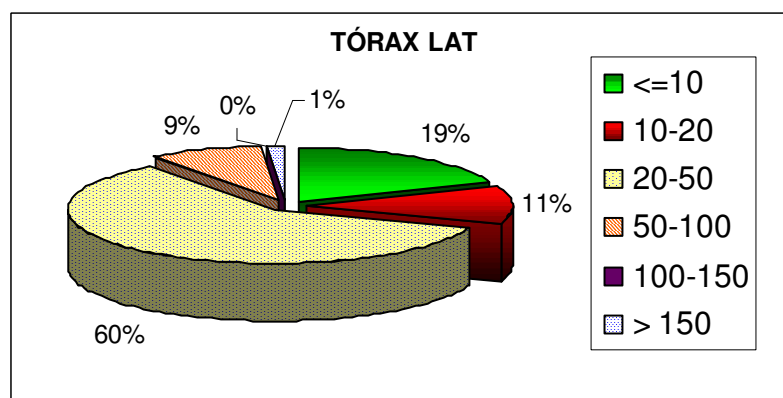


Figura 35. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.

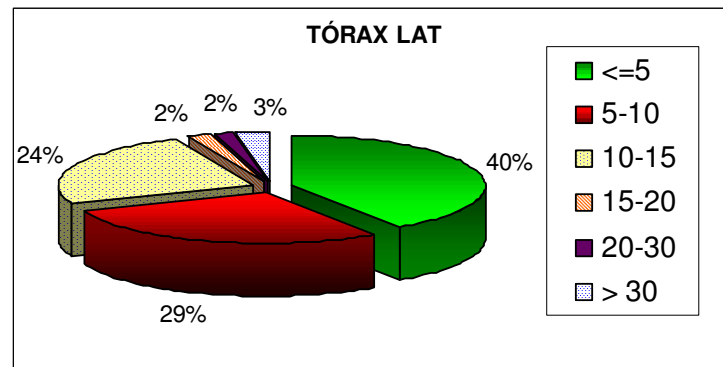


Figura 36. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.

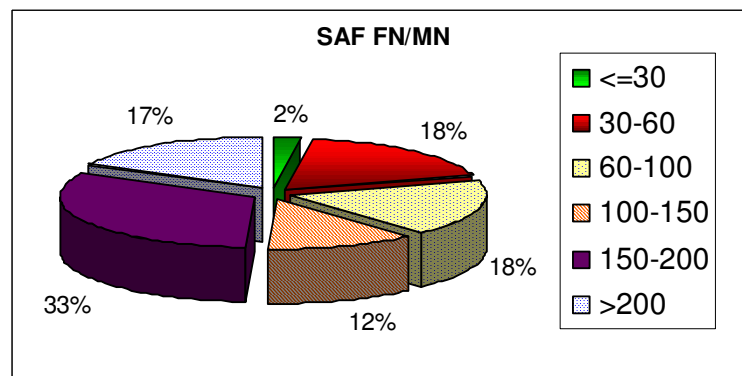


Figura 37. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.

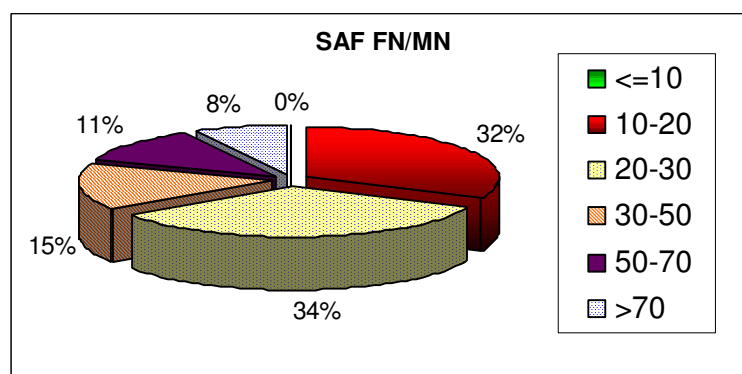


Figura 38. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes menores de 10 anos, para todos os hospitais estudados.

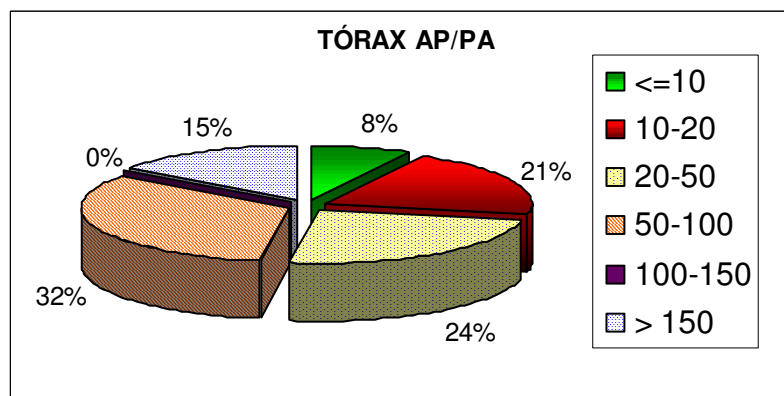


Figura 39. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.

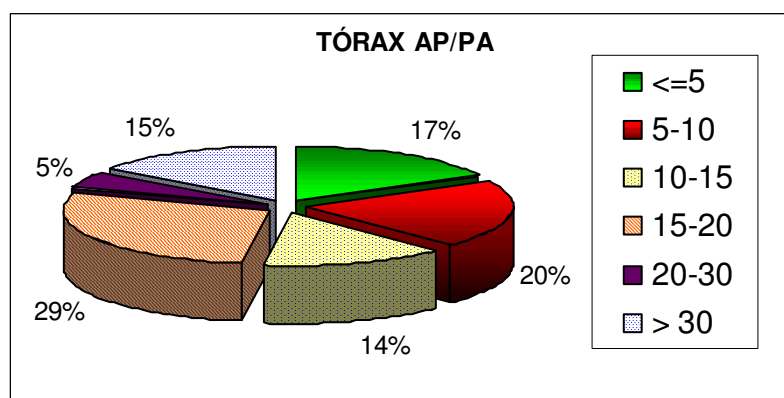


Figura 40. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax AP/PA em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.

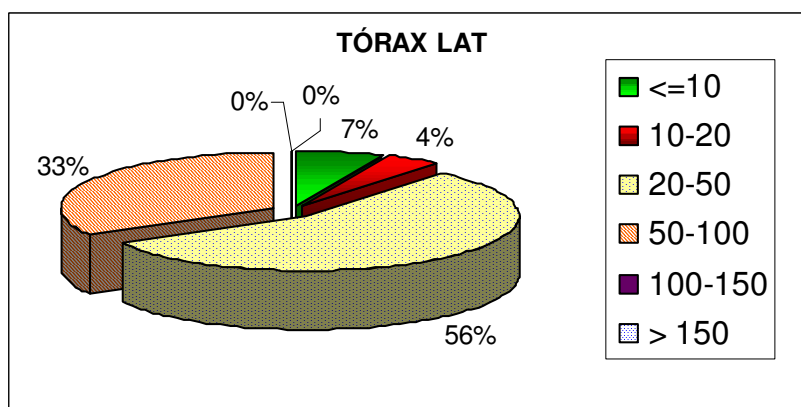


Figura 41. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.

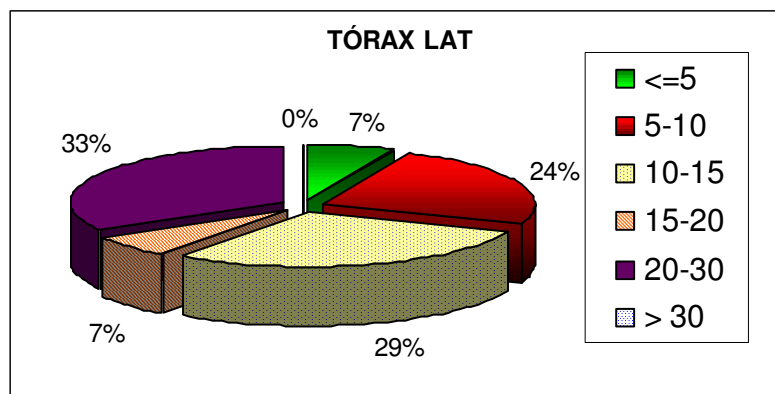


Figura 42. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de Tórax LAT em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.

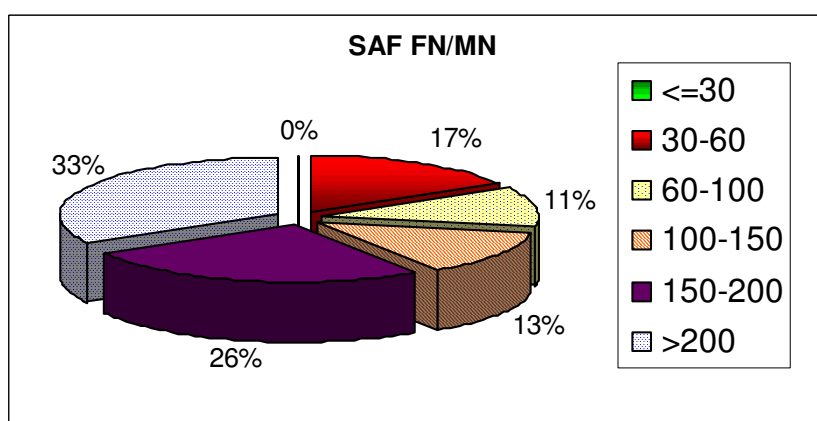


Figura 43. Distribuição dos valores de tempo (em ms) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.

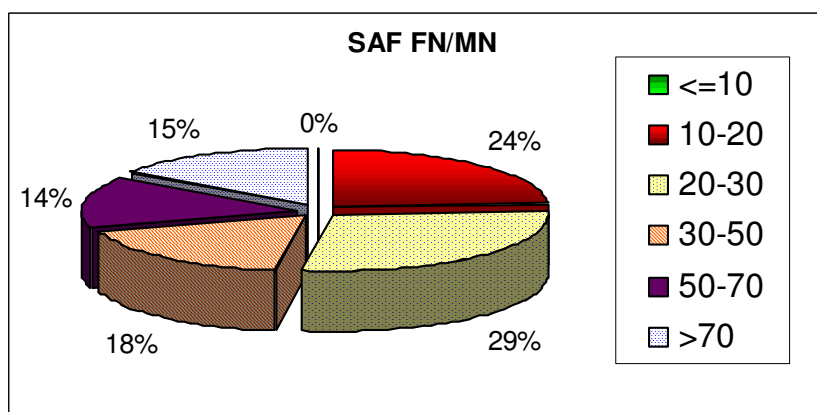


Figura 44. Distribuição dos valores de carga (em mAs) empregados nos exames de SAF FN/MN em pacientes com idade entre 10 e 16 anos, para todos os hospitais estudados.

A publicação da Comunidade Européia (CE, 1996b) recomenda a utilização de tempos de exposição respectivamente menores ou iguais a 10 e 20 ms, para exames de Tórax AP/PA e Tórax LAT. Já a publicação britânica (COOK et al., 2006), não especifica valores de tempo de exposição, mas, sim, valores de carga (mAs). Nesse caso, para pacientes menores de 15 anos, os valores de carga sugeridos para exames de Tórax AP/PA variam de 2 a 3,5 mAs e para exames de Tórax LAT entre 4 e 8 mAs (Tabela 7).

Pela análise das Tabelas 37 e 39 e Figuras 25, 27, 31, 33, 35 pode-se constatar que em apenas 18% e 30%, respectivamente, dos exames de Tórax AP/PA e Tórax LAT em pacientes com idades inferiores a 10 anos foram utilizados tempos de exposição de acordo com os sugeridos pela publicação européia. Para pacientes entre 10 e 16 anos, esse percentual foi respectivamente igual a 8% e 11%. Nos exames de Tórax AP/PA/LAT, apenas o Hospital A atende (geralmente) a recomendação européia para pacientes com idades inferiores a 10 anos. Na sala 2 do Hospital C o valor de tempo mais utilizado clinicamente em exames de tórax AP/PA foi 15,6 ms e os valores médios de tempo utilizados em pacientes nas faixas etárias 1 a 5 anos e 5 a 10 anos foram aproximadamente iguais a 17 ms. Em exames de tórax na projeção lateral, os valores médios encontrados foram respectivamente próximos de 24 e 30 ms. Os Hospitais B e D utilizaram tempos de exposição significativamente maiores que os valores máximos sugeridos pela Comunidade Européia nesses exames.

Com relação aos valores de carga, pode-se constatar, pela análise das Tabelas 38 e 40 e Figuras 26, 28, 32, 34 e 36 que, cerca de 37% dos exames de tórax AP/PA em pacientes menores de 10 anos foram realizados com valores de carga menores ou iguais a 5 mAs. Para os exames de tórax LAT, 69% dos mesmos foram realizados com cargas menores ou iguais a 10 mAs. Os Hospitais A e C (sala 2) foram os que utilizaram, geralmente, os menores valores de carga. Nos demais hospitais, o emprego de baixos valores de carga era impossibilitado não somente pelas restrições impostas pelo temporizador dos equipamentos, como, também, pelo não freqüente uso, por parte dos técnicos de radiologia dos hospitais, de baixos valores de corrente (mA) nesses exames. Além disso, o emprego de valores de carga relativamente mais altos visa compensar o baixo rendimento dos aparelhos de raios X desses hospitais. Novamente, o Hospital D foi aquele que empregou os maiores valores de carga, o que pode ser atribuído, não somente ao baixo rendimento do aparelho, como, também, ao uso indiscriminado, por parte dos técnicos do hospital, de grades anti-espalhamento nos exames. Fato interessante é que os valores médios de carga empregados pelo Hospital B nos dois exames são muito próximos, o que não ocorre para nenhum outro hospital. Para o Hospital C,

por exemplo, o valor médio de carga empregado nos exames de tórax LAT foi superior a 40% daqueles empregados em exames de tórax AP/PA.

Os resultados dos parâmetros de irradiação empregados nos exames de seios da face FN/MN, podem ser comparados com aqueles publicados pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006), uma vez que, como foi dito, a comunidade européia (CE, 1996b) não estabelece critérios de qualidade para esses procedimentos. Nos exames de SAF-MN é recomendado o emprego de cargas entre 10 e 16 mAs para pacientes entre 5 e 15 anos (Tabela 7).

As Tabelas 42 e Figuras 30, 32, 38 e 44 mostram que em 32% dos exames realizados em pacientes menores de 10 anos são empregadas cargas menores ou iguais a 20 mAs. Já, para pacientes com idades entre 10 e 16 anos, apenas 24% dos exames são realizados com cargas menores ou iguais a esse valor. Os Hospitais A e C (sala 2) são, novamente, aqueles que empregam os menores valores de carga e o Hospital D os maiores valores. Os altos valores de carga empregados nos exames de pacientes com idades menores ou iguais a 10 anos podem ser atribuídos, não somente ao baixo rendimento dos aparelhos, como, também, pelo uso indiscriminado de grades antiespalhamento por parte de todos os hospitais, contrariando as recomendações do Guia Britânico. No caso de pacientes com idades superiores a 10 anos, a discrepância entre o valor de carga sugerido pelo Guia Britânico e os empregados nos hospitais estudados não é tão acentuada. Para essa faixa etária, o Hospital A, apresentou valor médio de carga próximo do sugerido por COOK et al. (2006).

Fato interessante de se observar é que os valores médios de tempo de exposição empregados em quase todos os hospitais são maiores que 100 ms, com exceção do Hospital A, que apresentou um tempo de exposição médio inferior a 50 ms (Tabela 41 e Figuras 29, 31, 37 e 43). Como as crianças mais jovens normalmente não cooperam durante a realização dos exames, o emprego de altos tempos de exposição pode ocasionar um maior número de repetições de radiografias, aumentando a dose no paciente. A publicação da Comunidade Européia (CE, 1996b) sugere, por exemplo, em exames de crânio AP/PA/LAT, o emprego de tempos de exposição inferiores a 50 ms.

De uma maneira geral, pode-se concluir que os parâmetros de irradiação empregados nos exames de tórax AP/PA/LAT e seios da face FN/MN não estão de acordo com os dois principais guias de boas práticas (CE, 1996b, COOK et al., 2006). O emprego de tensões baixas e tempos de exposição / cargas altas são comuns em todos os hospitais. Os altos

valores de carga empregados, normalmente estão associados aos baixos rendimentos dos aparelhos, uso desnecessário de grades antiespalhamento e restrições dos temporizadores dos equipamentos de raios X. Contribuem, também, para a não otimização dos procedimentos radiográficos, a falta de uma cultura de proteção radiológica por parte das instituições, que não apresentam uma política de treinamento continuado dos profissionais e planos de manutenção preventiva dos aparelhos de raios X. Como foi mencionado anteriormente, os aparelhos apresentam, de uma maneira geral, desempenhos inadequados ou bem próximos dos limites de aceitação (MS 1998), de parâmetros técnicos importantes dos equipamentos. O aumento da distância foco-filme, conforme recomendado por COOK et al. (2006) (Tabela 7), poderia, também, contribuir para a adequação dos parâmetros de irradiação e, conseqüentemente, na redução das doses recebidas pelos pacientes.

4.2.3 Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$)

A Figura 45 mostra os valores de rendimento (R), em $\mu\text{Gy/mAs}$, em função da tensão (kV), para todos os equipamentos de raios X estudados. A Tabela 43 mostra as equações das curvas de ajuste (do tipo $R = a \cdot (kV)^b$) obtidas e os respectivos valores dos coeficientes de correlação (R^2), não somente para os equipamentos dos hospitais estudados, como, também, para duas unidades de raios X (monofásica e trifásica) que apresentam valores de rendimento dentro do esperado (AAPM, 1988).

Observa-se pelos dados que o equipamento do Hospital A, que possui gerador trifásico de alta frequência, apresenta rendimento significativamente superior ao encontrado nos outros hospitais, que possuem equipamentos monofásicos com retificação de onda completa. Os coeficientes de correlação (R^2) para todas as curvas ajustadas foram superiores a 0,97, sendo os Hospitais A e sala 2 do Hospital C, os que apresentaram maiores valores para esse coeficiente. Esses mesmos dois hospitais foram, também, aqueles que apresentaram valores para os parâmetros “a” e “b” das equações de ajuste, mais próximos do esperado (AAPM, 1988). Os equipamentos das salas 1 e 2 do Hospital B, sala 1 do Hospital C e Hospital D, apresentaram, para o parâmetro “b”, valores superiores a 2, em, respectivamente, 76%, 30%, 100% e 83%. Logo, para os aparelhos desses hospitais o rendimento aumenta com a tensão aplicada numa proporção significativamente maior do que o esperado.

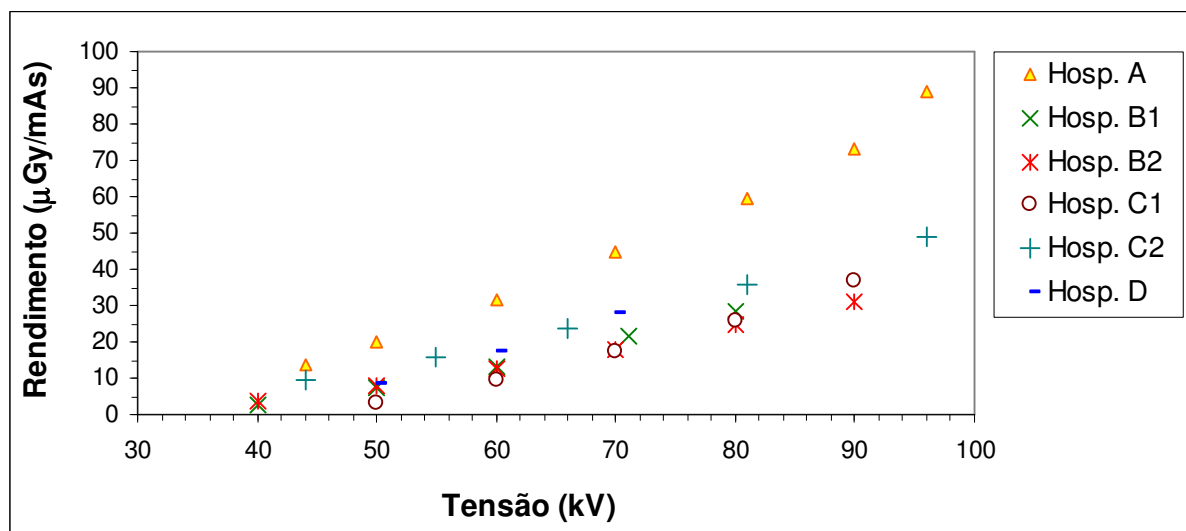


Figura 45. Valores de rendimento do tubo (em $\mu\text{Gy/mAs}$) em função da tensão (em kV) para os equipamentos de raios X estudados.

Tabela 43. 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 todos os hospitais estudados e em duas outras unidades, monofásica (1 ϕ) e trifásica (3 ϕ), que apresentam rendimentos esperados (AAPM, 1988).

Hospitais Salas	Parâmetros das Curvas		
	a	b	R ²
Hosp. A	2,1774E-03	2,3270E+00	9,9563E-01
Hosp. B1	6,5045E-06	3,5198E+00	9,7785E-01
Hosp. B2	2,8025E-04	2,5979E+00	9,9156E-01
Hosp. C1	5,3111E-07	4,0397E+00	9,7309E-01
Hosp. C2	3,7411E-03	2,0827E+00	9,9828E-01
Hosp. D	5,0188E-06	3,6632E+00	9,9450E-01
Esperado-1 ϕ	1,5699E-02	1,9117E+00	9,9975E-01
Esperado-3 ϕ	6,2896E-03	2,0322+00	9,9967E-01

Os valores das componentes de incerteza envolvidas na determinação do $K_{a,e}$, por radiografia, para cada sala dos hospitais estudados, são apresentados na Tabela 44. Pode-se constatar na tabela, que a incerteza expandida (U) é menor que 25%, que é o valor máximo recomendado para dosimetria do paciente em radiodiagnóstico (IPSM, 1992), para todas as salas dos hospitais estudados. O Hospital A foi o que apresentou o menor valor de incerteza e, a sala 1 do Hospital B o maior valor.

Tabela 44. Componentes de incerteza envolvidos na determinação do $K_{a,e}$, por radiografia, nos Hospitais / salas estudados.

Componentes de Incerteza	Valor (%)	Tipo de Distribuição de Probabilidade	Divisor	Incerteza (%)
Hosp. A				
Rendimento*	2,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	1,15
BSF	5,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	2,89
DFP	2,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	1,15
Incerteza combinada				3,32
Incerteza expandida para k=2				6,6
Hosp. B1				
Rendimento*	13,8	Retangular (tipo B)	raiz(3)	7,97
BSF	5,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	2,89
DFP	2,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	1,15
Incerteza combinada				8,55
Incerteza expandida para k=2				17,1
Hosp. B2				
Rendimento*	5,4	Retangular (tipo B)	raiz(3)	3,12
BSF	5,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	2,89
DFP	2,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	1,15
Incerteza combinada				4,40
Incerteza expandida para k=2				8,8
Hosp. C1				
Rendimento*	9,2	Retangular (tipo B)	raiz(3)	5,31
BSF	5,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	2,89
DFP	2,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	1,15
Incerteza combinada				6,15
Incerteza expandida para k=2				12,3
Hosp. C2				
Rendimento*	10,4	Retangular (tipo B)	raiz(3)	6,00
BSF	5,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	2,89
DFP	2,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	1,15
Incerteza combinada				6,76
Incerteza expandida para k=2				13,5
Hosp. D				
Rendimento*	5,6	Retangular (tipo B)	raiz(3)	3,23
BSF	5,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	2,89
DFP	2,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	1,15
Incerteza combinada				4,49
Incerteza expandida para k=2				9,0

* Foi considerado para essa componente de incerteza, o valor máximo do coeficiente de variação (CV), encontrado nas medidas realizadas para avaliação do rendimento, linearidade e reprodutibilidade (Tabelas 20 a 23).

4.2.3.1 Radiografia de Tórax AP / PA

Os valores de $K_{a,e}$, estimados para os pacientes distribuídos em quatro faixas etárias (0 a 1 ano; 1 a 5 anos; 5 a 10 anos e 10 a 16 anos), em exames radiográficos de Tórax AP / PA realizados nos quatro hospitais avaliados são apresentados, respectivamente, nas Figuras 46 a 49. A Tabela 45 apresenta os valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ estimados para este exame nos hospitais estudados.

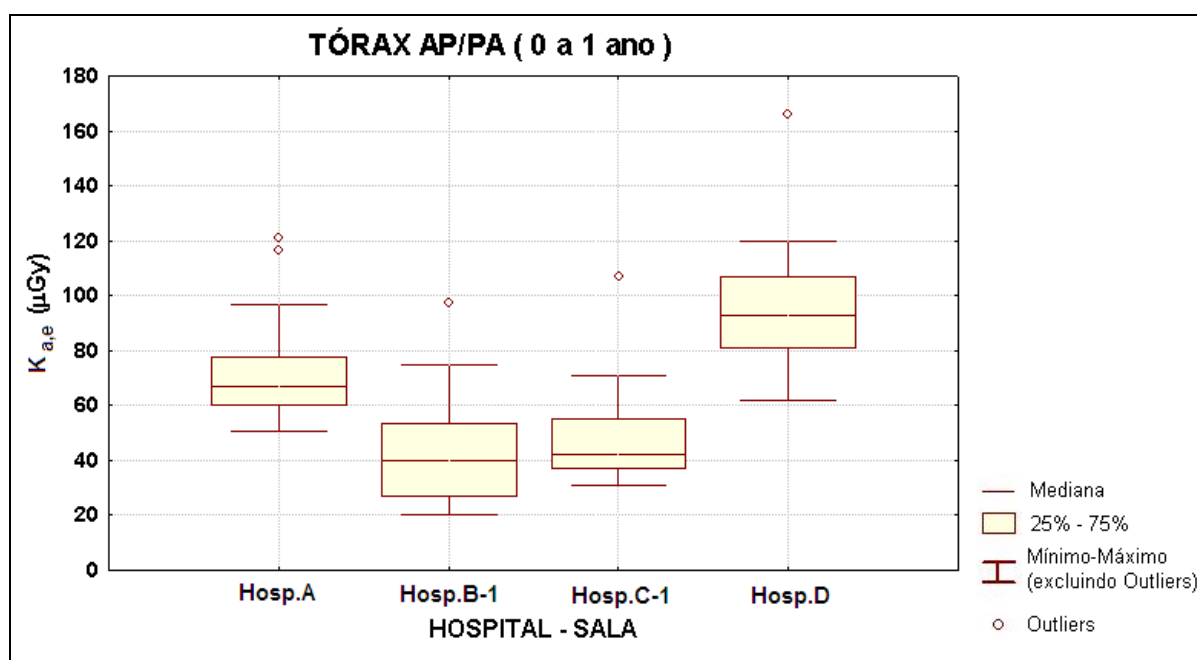


Figura 46. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 0 e 1 ano, para os hospitais estudados.

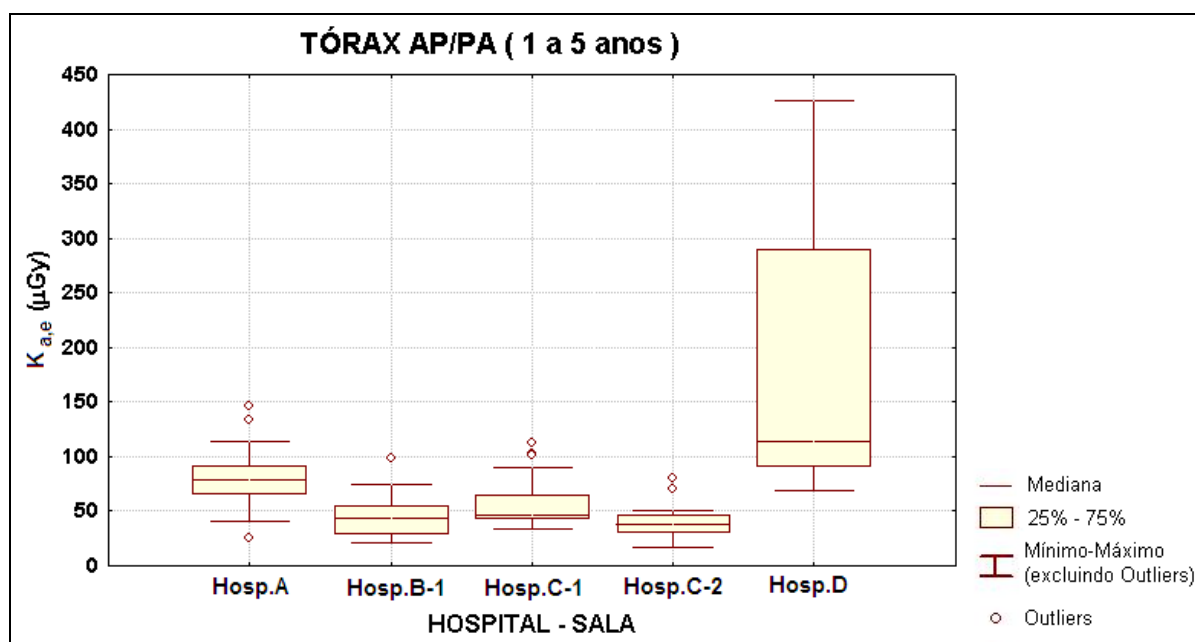


Figura 47. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 1 e 5 anos, para os hospitais estudados.

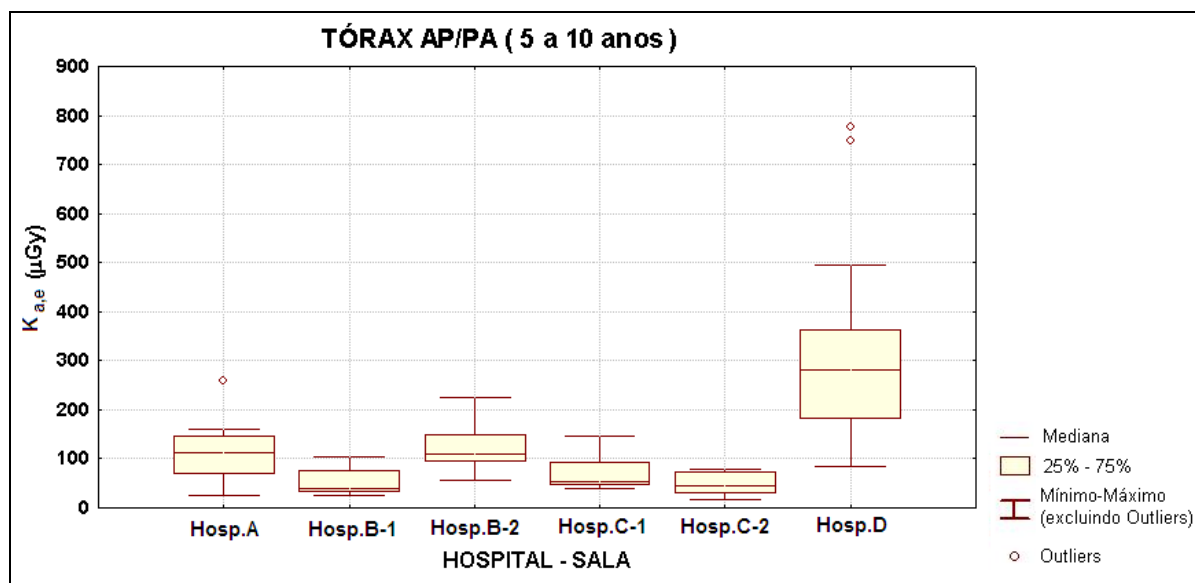


Figura 48. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 5 e 10 anos, para os hospitais estudados.

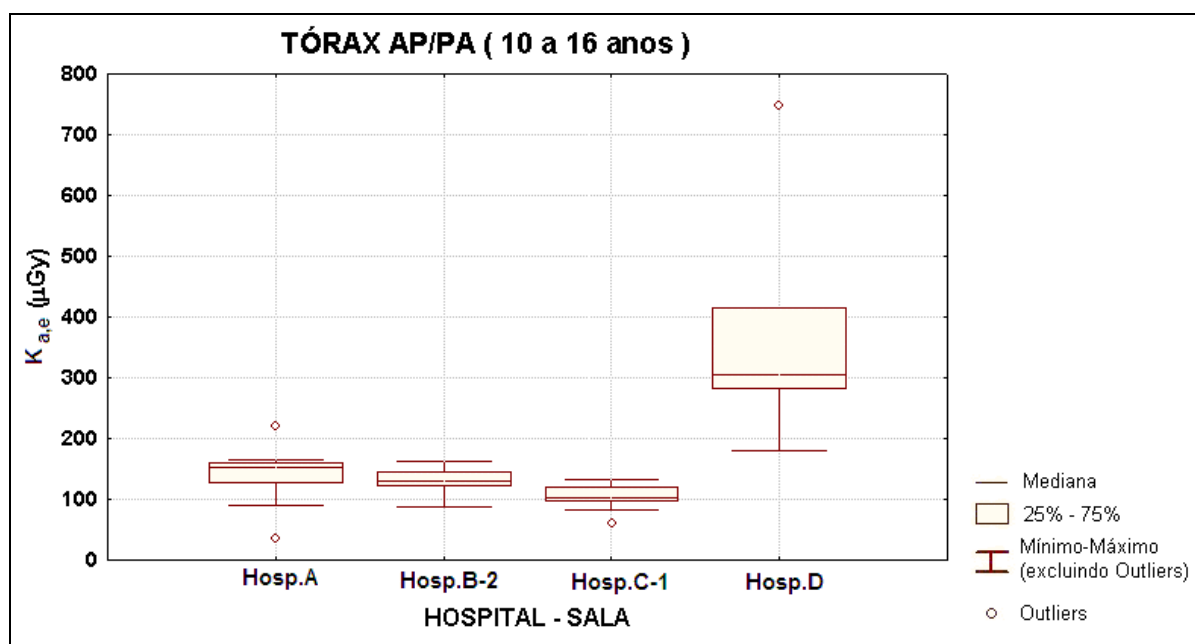


Figura 49. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 10 e 16 anos, para os hospitais estudados.

Tabela 45. Valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os exames de Tórax AP/PA nas quatro faixas etárias avaliadas nos hospitais estudados.

Faixa Etária		$K_{a,e}$ (μGy) para cada Hospital-Sala					
		Hosp. A	Hosp. B1	Hosp. B2	Hosp. C1	Hosp. C2	Hosp. D
0 a 1 ano	Mínimo	50,8	20,4		30,9		61,8
	Média	72,4	41,7		46,7		97,3
	Máximo	120,7	97,1		106,6		166,1
1 a 5 anos	Mínimo	25,3	21,4		34,2	16,8	68,3
	Média	80,1	44,8		54,2	42,1	180,8
	Máximo	146,6	98,6		113,0	93,3	426,2
5 a 10 anos	Mínimo	25,3	26,1	56,9	38,2	18,1	83,6
	Média	122,7	52,4	117,9	69,7	49,9	301,1
	Máximo	407,0	103,2	224,7	145,7	78,9	775,7
10 a 16 anos	Mínimo	36,0		87,8	59,0		179,1
	Média	140,4		130,9	109,9		385,2
	Máximo	219,2		162,0	192,7		746,8

Os dados mostram que no Hospital D os valores de $K_{a,e}$ são superiores aos encontrados nos demais hospitais, para todas as faixas etárias. Este fato pode ser explicado pelo alto valor de carga (mAs) empregado nos exames, consequência do uso indiscriminado de grades antiespalhamento, das limitações do temporizador do equipamento, que fornece, como foi

mentionado, tempo de exposição mínimo igual a 60 ms e do baixo rendimento do aparelho de raios X dessa instituição.

A flutuação nos valores de $K_{a,e}$, que foi apreciavelmente maior para o Hospital D, pode ser atribuída às grandes variações anatômicas dos pacientes nas mesmas faixas etárias e a falta de padronização das técnicas radiográficas, por parte dos técnicos de radiologia dos hospitais. Para todos os hospitais, a variação do $K_{a,e}$ é maior para os exames realizados em pacientes na faixa de 5 a 10 anos de idade, o que pode ser explicado pelo fato de existir, nessa faixa etária, tanto pacientes que colaboram na realização do exame, quanto os que não colaboram. Assim, como o fator determinante para o uso da grade era a colaboração do paciente durante a realização do exame (destacado no *item 1.2.2*), existe uma flutuação maior nos valores de $K_{a,e}$ para essa faixa etária, comparativamente às demais. No hospital D, a variação nos valores de $K_{a,e}$ é significativa tanto para pacientes na faixa de 5 a 10 anos, quanto para a faixa de 1 a 5. Isso decorre do número significativo de procedimentos realizados com grades antiespalhamento mesmo em exames de pacientes mais jovens (Figura 11). Assim, as acentuadas discrepâncias entre as cargas empregadas nos exames com e sem grade, pelos técnicos dessa instituição (Tabela 38), proporcionam uma variação significativa nos valores de $K_{a,e}$ estimados para pacientes entre 1 e 10 anos de idade. Para os exames em pacientes com idades entre 0 e 1 ano, a flutuação nos valores de $K_{a,e}$ foi similar em todos os hospitais. Para pacientes maiores de 10 anos, o Hospital A apresentou uma variação nos valores de $K_{a,e}$ levemente maior que a observada nos hospitais B e C, o que pode ser explicado não somente pela falta de padronização das técnicas radiográficas, por parte dos técnicos de radiologia, como pelo fato de 17% dos exames em pacientes dessa faixa etária terem sido realizados sem grade antiespalhamento (Figura 11), o que não se verificou nos demais hospitais. O Hospital D foi, também, o que apresentou as maiores flutuações nos valores de $K_{a,e}$ para essa faixa etária, o que é explicado, principalmente, pela falta de padronização das técnicas radiográficas empregadas. Os valores médios de $K_{a,e}$ estimados para todos os hospitais ficaram acima da dose de referência (NRD) proposta pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006). Apenas na sala 1 do Hospital B e no Hospital C, foram obtidos, nos exames de pacientes com idades entre 5 e 10 anos, valores médios de $K_{a,e}$ inferiores a 100 μGy , que é o valor de referência proposto pelo Guia Europeu de boas práticas (CE, 1996b) para uma criança padrão de 5 anos de idade. No Hospital D o valor médio de $K_{a,e}$ chegou a ser quase três vezes superior ao estimado nos demais hospitais.

A Figura 50, a seguir, apresenta a distribuição dos valores de $K_{a,e}$ estimados para os pacientes nas quatro faixas etárias em todos os hospitais. Cabe ressaltar que nesse caso, a

porcentagem apresentada no gráfico para cada faixa de $K_{a,e}$, é uma média da porcentagem encontrada para cada Hospital. Isso foi realizado para evitar que o número diferente de exames amostrados em cada hospital provocasse uma tendência enganosa nos resultados, privilegiando o hospital / sala com maior número de exames coletados. A Figura 50 mostra que, para pacientes com idades inferiores a 10 anos, mais de 50% dos exames forneceram valores de $K_{a,e}$ inferiores a 100 μGy , que é o NRD proposto pelo Guia Europeu de boas práticas (CE, 1996b) para uma criança padrão de 5 anos de idade. Para pacientes com idades inferiores a 5 anos, mais de 75% dos exames foram com $K_{a,e}$ inferior a 100 μGy e cerca de 30% com $K_{a,e}$ inferior a 50 μGy . Para pacientes maiores de 10 anos, os valores de $K_{a,e}$ ficaram abaixo de 150 μGy em aproximadamente 50% dos exames. Em cerca de 25% dos exames, os valores de $K_{a,e}$ ficaram entre 150 μGy e 200 μGy .

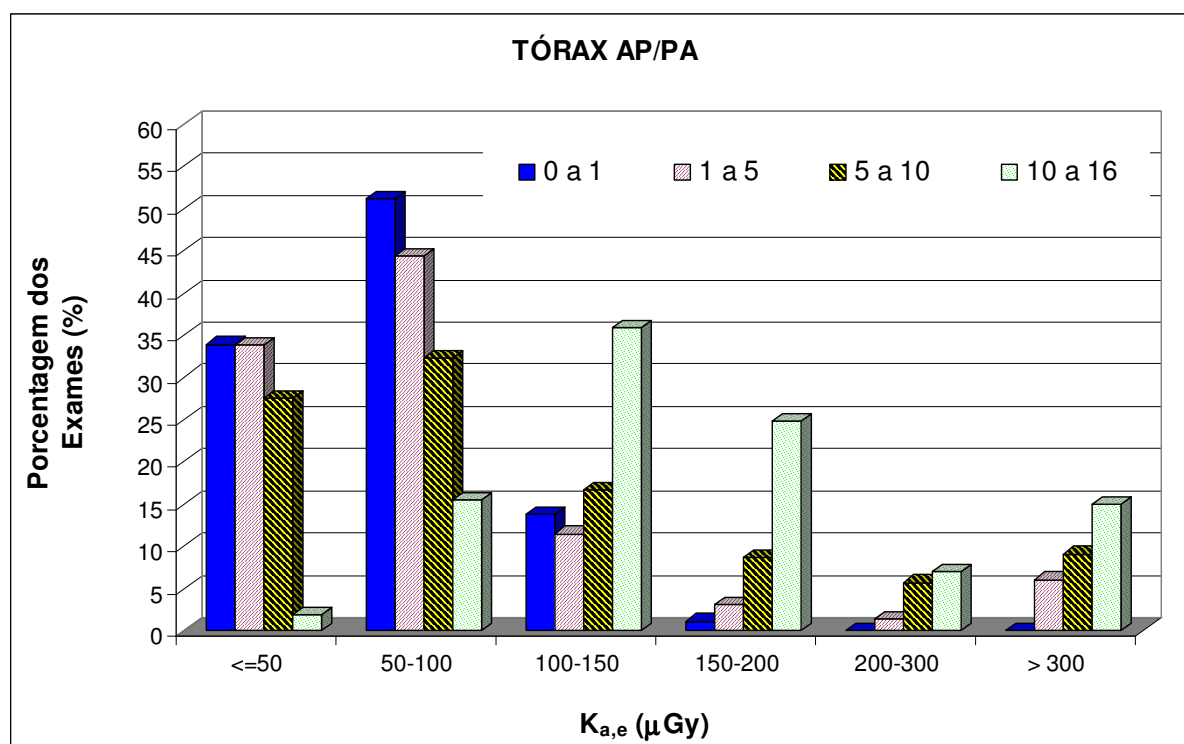


Figura 50. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os pacientes submetidos a exames de Tórax AP/PA, nas quatro faixas etárias, em todos os hospitais estudados.

4.2.3.2 Radiografia de Tórax LAT

Os valores de $K_{a,e}$, estimados para os pacientes distribuídos em quatro faixas etárias (0 a 1 ano; 1 a 5 anos; 5 a 10 anos e 10 a 16 anos), em exames radiográficos de tórax LAT realizados nos hospitais avaliados são apresentados, respectivamente, nas Figuras 51 a 54. A Tabela 46 apresenta os valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ estimados para este exame nos hospitais estudados.

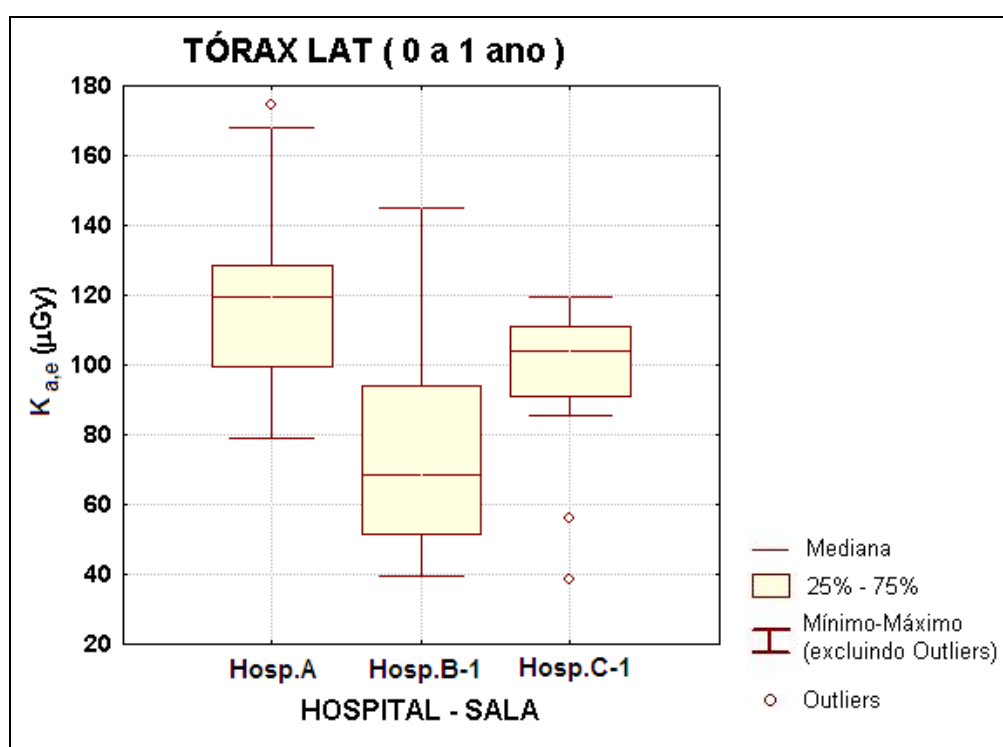


Figura 51. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 0 e 1 ano de idade, para os hospitais estudados.

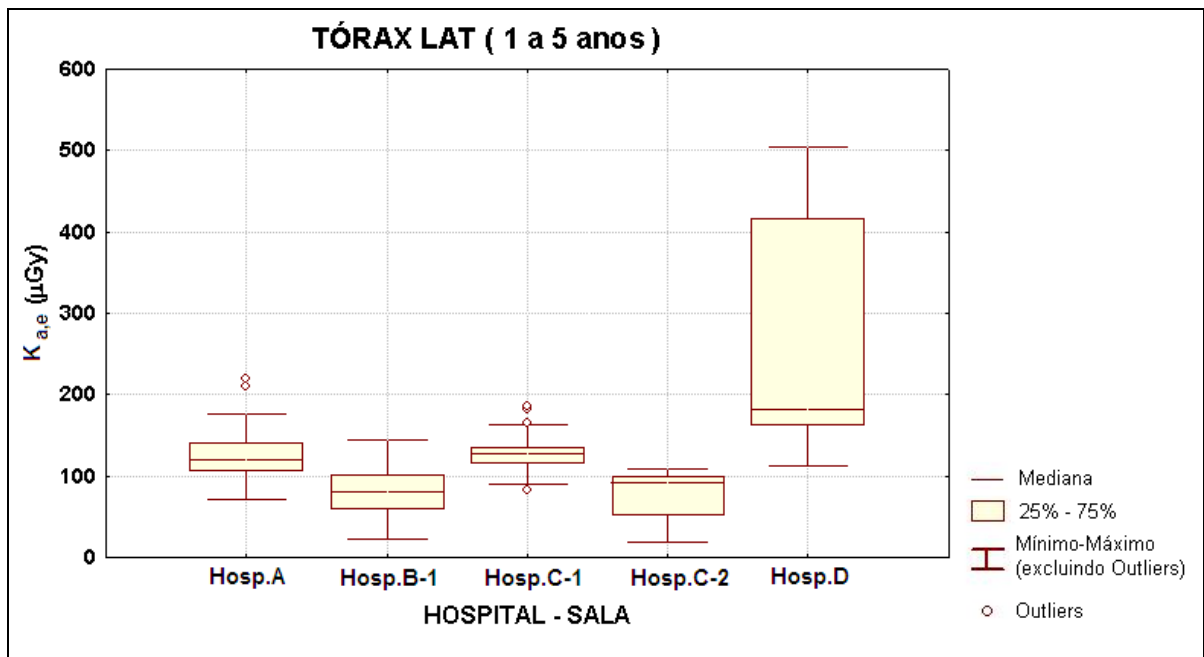


Figura 52. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais estudados

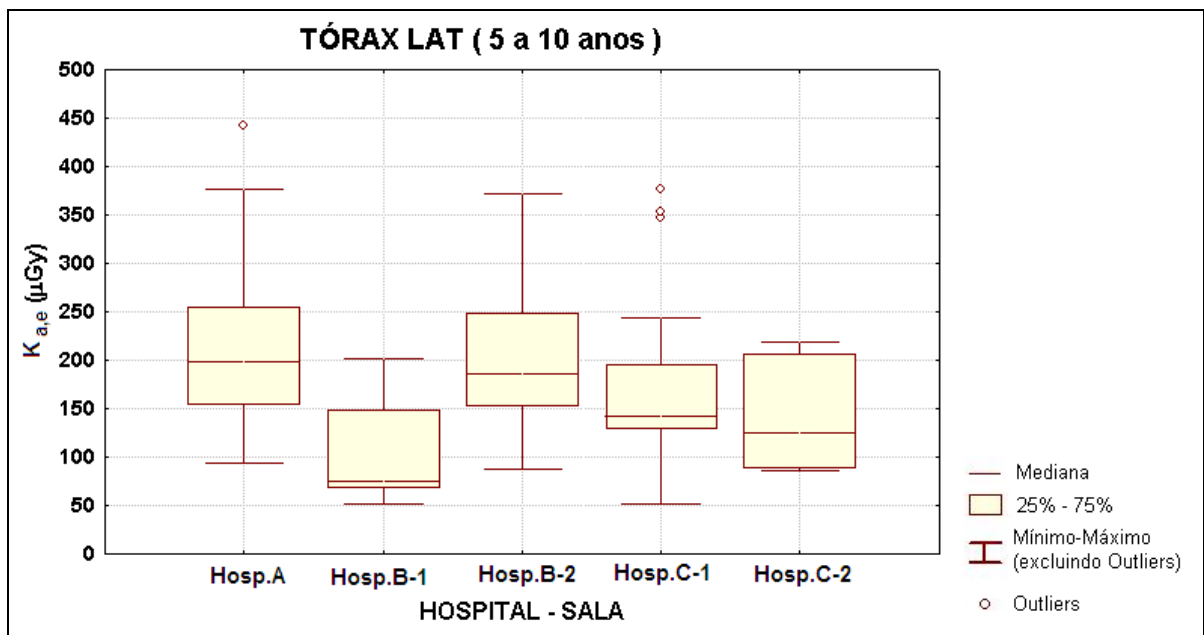


Figura 53. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais estudados

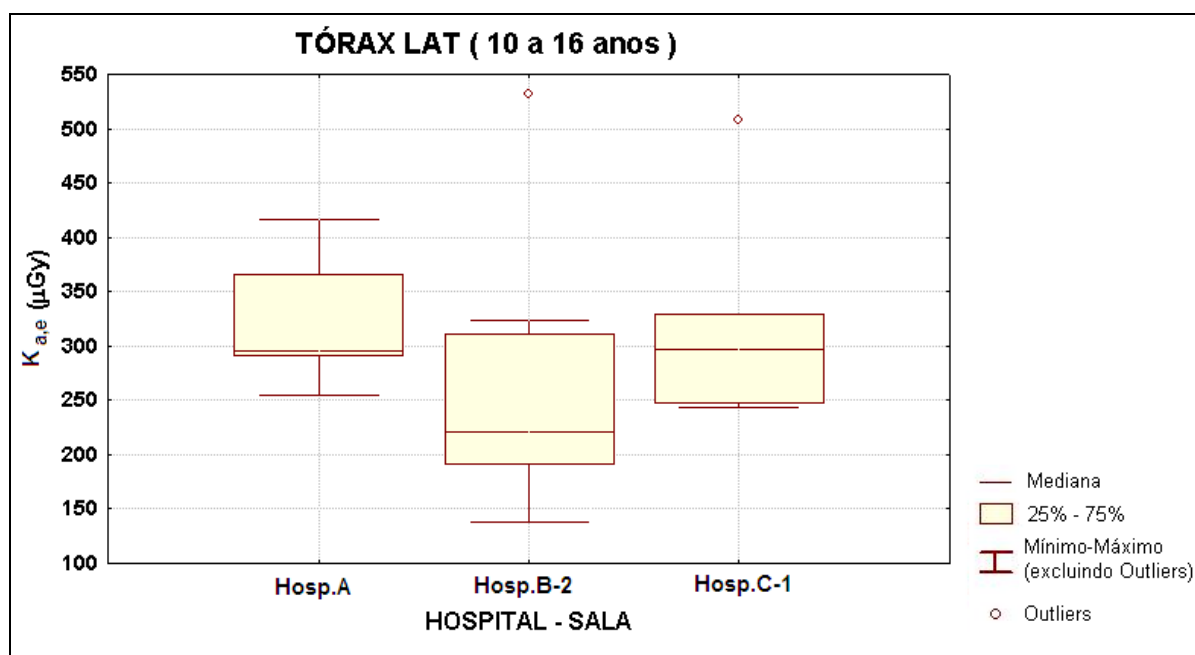


Figura 54. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para os hospitais estudados

Tabela 46. Valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os exames de Tórax LAT nas quatro faixas etárias avaliadas nos hospitais estudados.

Faixa Etária		$K_{a,e}$ (μGy) para cada Hospital-Sala					
		Hosp. A	Hosp. B1	Hosp. B2	Hosp. C1	Hosp. C2	Hosp. D
0 a 1 ano	Mínimo	79,0	39,7		38,4		
	Média	117,9	74,5		95,8		
	Máximo	174,4	145,2		119,5		
1 a 5 anos	Mínimo	71,0	22,5		43,2	19,5	112,5
	Média	128,0	82,3		128,1	91,7	275,5
	Máximo	218,9	144,6		206,9	256,4	504,2
5 a 10 anos	Mínimo	93,8	52,0	88,3	52,1	85,7	
	Média	223,7	102,7	206,1	169,2	138,3	
	Máximo	441,6	201,9	372,4	377,1	218,8	
10 a 16 anos	Mínimo	254,6		138,1	243,1		
	Média	324,8		264,8	339,9		
	Máximo	416,1		531,5	646,9		

Os dados mostram que a flutuação nos valores de $K_{a,e}$, para os exames em pacientes na faixa de 0 a 1 ano de idade, foi superior à verificada em exames de Tórax AP/PA, e que o Hospital B / sala 1, apesar de apresentar as maiores flutuações, apresentou o menor valor médio de $K_{a,e}$. Os valores de $K_{a,e}$ estimados para o Hospital D em pacientes dessa faixa etária não são apresentados na Figura 51 e Tabela 46, uma vez que a amostragem de exames foi

inferior a 5. Somente para pacientes na faixa de 1 a 5 de idade, o Hospital D apresentou amostragem estatisticamente significativa. Nesse caso, a flutuação verificada nos valores de $K_{a,e}$ foi sensivelmente superior à encontrada nos demais Hospitais. Da mesma forma, o valor médio de $K_{a,e}$ estimado para esse hospital foi mais de duas vezes superior ao encontrado nos demais hospitais. Para a faixa etária de 5 a 10 anos o Hospital A foi o que apresentou a maior flutuação e o maior valor médio. Novamente, os valores médios de $K_{a,e}$ estimados para todos os hospitais foram superiores aos recomendados pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006), sendo que na sala 1 do Hospital B, o valor médio estimado para pacientes entre 1 e 5 anos foi bem próximo do proposto pelo mesmo guia. Apenas na sala 1 do Hospital B e no Hospital C, foram obtidos, nos exames de pacientes com idades entre 5 e 10 anos, valores médios de $K_{a,e}$ inferiores a 200 μGy , que é o NRD proposto pelo Guia Europeu de boas práticas (CE, 1996b) para uma criança padrão de 5 anos de idade.

A Figura 55 apresenta, para todos os hospitais, a distribuição dos valores de $K_{a,e}$ estimados para os pacientes nas quatro faixas etárias, sendo que a porcentagem foi calculada da mesma maneira descrita para os exames de tórax AP/PA. Pode-se constatar que em mais de 50% dos exames realizados em pacientes com idades entre 0 e 1 ano, o $K_{a,e}$ foi inferior a 100 μGy . Para pacientes com idades entre 1 e 5 anos, 35% dos exames forneceram doses inferiores a 100 μGy e em mais de 70% dos exames o $K_{a,e}$ foi inferior a 150 μGy . Para pacientes com idades entre 5 e 10 anos, cerca de 70% dos exames realizados forneceram valores de $K_{a,e}$ inferiores a 200 μGy , que é o NRD proposto pelo Guia Europeu (CE, 1996b).

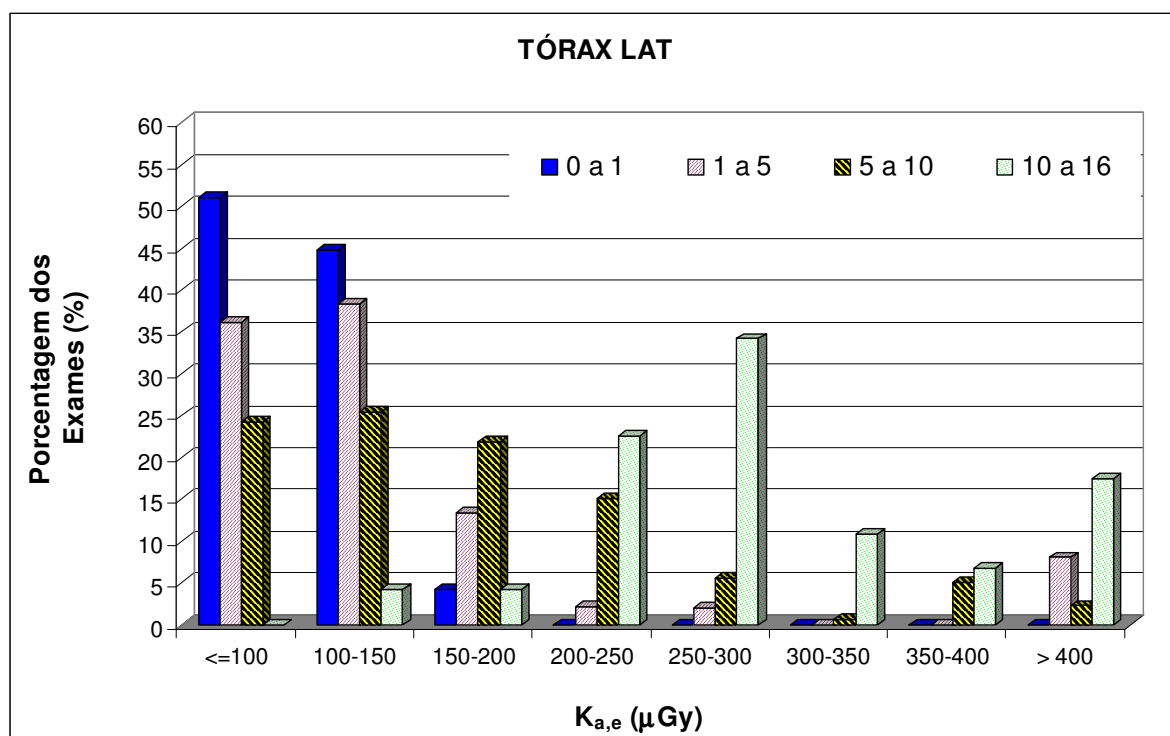


Figura 55. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os pacientes submetidos a exames de Tórax LAT, nas quatro faixas etárias, em todos os hospitais estudados.

4.2.3.3 Radiografia de Seios da Face FN/MN

Os valores de $K_{a,e}$, estimados para os pacientes distribuídos em três faixas etárias (1 a 5 anos; 5 a 10 anos e 10 a 16 anos), em exames radiográficos dos Seios da Face FN/MN, realizados nos hospitais avaliados, são apresentados, respectivamente, nas Figuras 56 a 58. A Tabela 47 apresenta os valores mínimos, médios e máximos de $K_{a,e}$ estimados para este exame nos hospitais estudados.

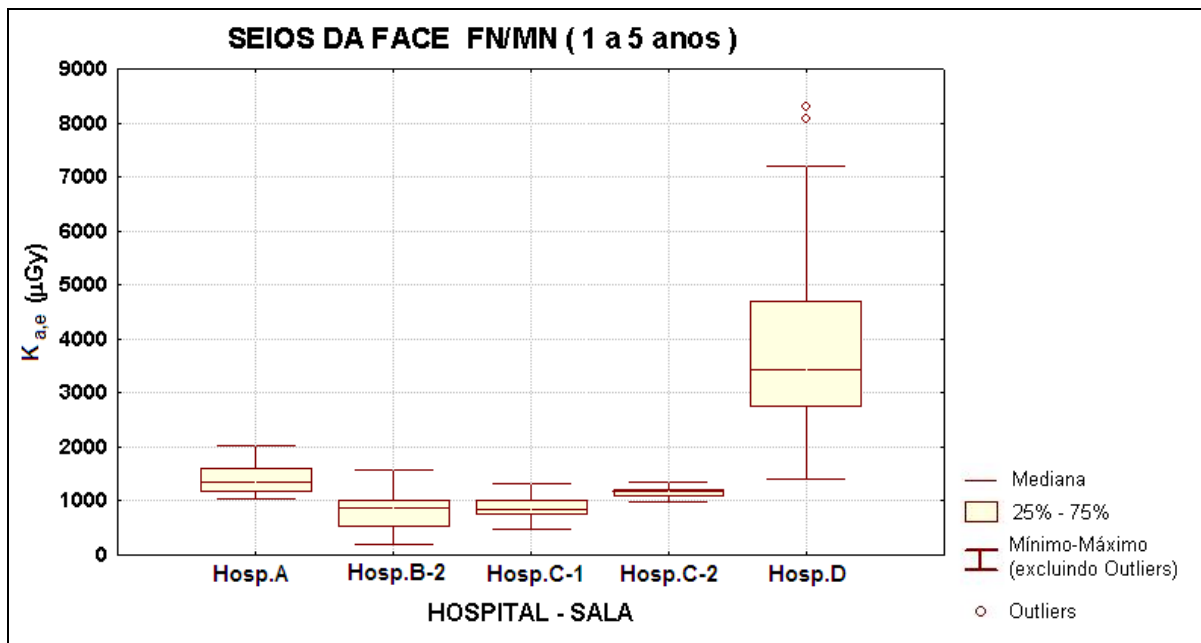


Figura 56. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais estudados.

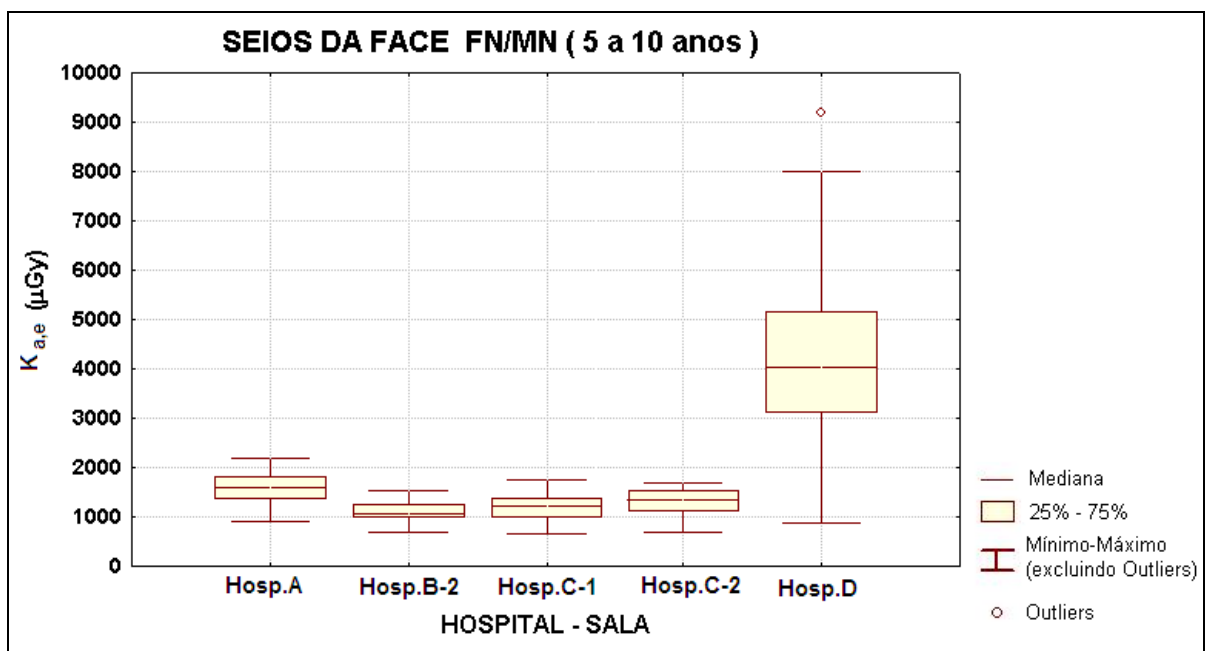


Figura 57. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais estudados.

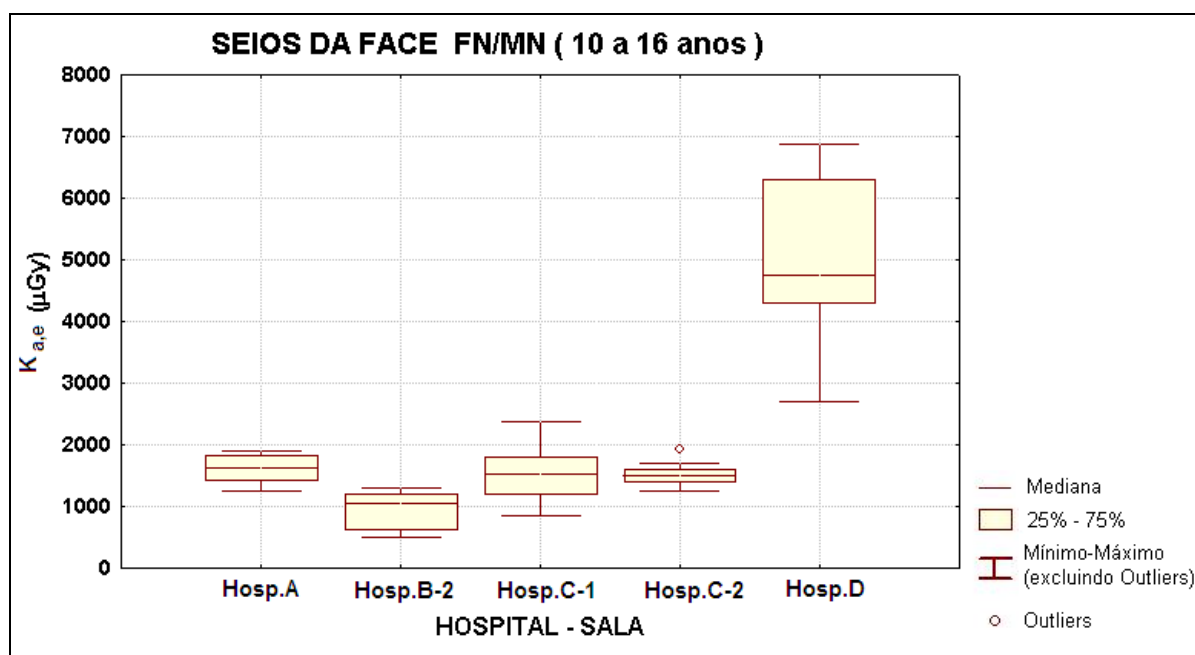


Figura 58. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em µGy) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para os hospitais estudados.

Tabela 47. 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. B1	Hosp. B2	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

Os dados mostram que o Hospital D foi, novamente, o que apresentou a maior flutuação nos valores de $K_{a,e}$ para as três faixas etárias. O valor médio de $K_{a,e}$ estimado para esse hospital foi significativamente superior (fator > 2,5) ao encontrado nos demais hospitais. Para pacientes com idades entre 10 e 16 anos, o valor médio de $K_{a,e}$ estimado na sala 2 do Hospital B foi inferior ao valor de referência proposto pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006). Nas demais salas, os valores médios de $K_{a,e}$ foram superiores aos sugeridos pelo Guia Britânico, sendo que, para pacientes entre 1 e 5 anos (faixa etária em que não é recomendado

a realização desse exame) os valores médios de $K_{a,e}$ foi mais de duas vezes superior ao NRD britânico para a faixa de 5 a 10 anos de idade. Os valores relativamente altos de $K_{a,e}$ encontrados nos hospitais estudados, comparativamente aos NRDs propostos pelo Guia Britânico pode ser atribuído ao uso indiscriminado de grades antiespalhamento, nesse tipo de exame, em praticamente todos os hospitais, procedimento não recomendado pelo Guia Britânico para pacientes menores de 10 anos de idade.

A Figura 59 apresenta, para todos os hospitais, a distribuição dos valores de $K_{a,e}$ estimados para os pacientes nas três faixas etárias, sendo que a porcentagem foi calculada da mesma maneira descrita para os exames de tórax AP/PA/LAT. Pode-se constatar que, na maior parte dos exames, os valores de $K_{a,e}$ ficaram entre 1000 μGy e 1500 μGy . Para pacientes maiores de 10 anos, mais de 50% dos exames forneceram valores de $K_{a,e}$ superiores a 1500 μGy .

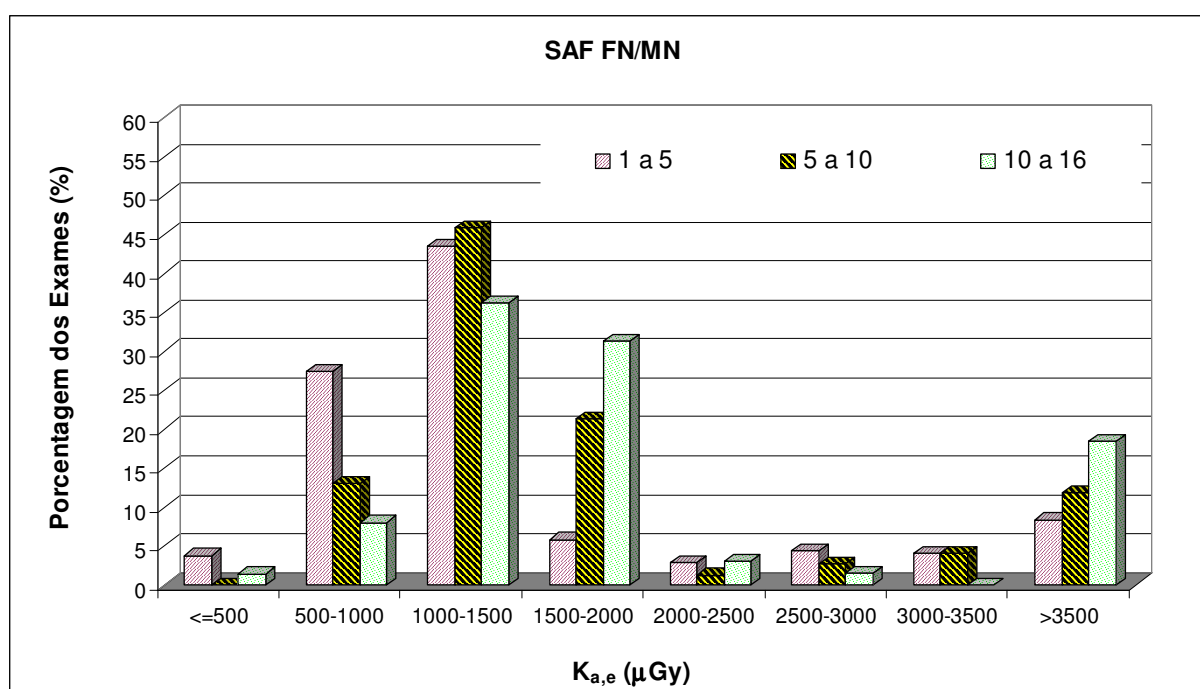


Figura 59. Distribuição dos valores de $K_{a,e}$ (em μGy) estimados para os pacientes submetidos a exames de SAF FN/MN, nas três faixas etárias, em todos os hospitais estudados.

4.2.4 Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$)

Os próximos sub-itens apresentam os valores do Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$), estimados para os exames de Tórax AP/PA/LAT e SAF FN/MN, nos Hospitais A, B e D. Novamente, são apresentados, apenas, os dados obtidos em exames cujo número de pacientes amostrados foi maior ou igual a 5.

Os valores das componentes de incerteza envolvidas na determinação do $P_{K,A}$, por radiografia, para cada sala dos hospitais estudados, são apresentados na Tabela 48. Pode-se constatar na tabela, que a incerteza expandida (U) é menor que 25%, que é o valor máximo recomendado para dosimetria do paciente em radiodiagnóstico (IPSM, 1992), para todas as salas dos hospitais estudados, sendo que, na sala 1 do Hospital B, a incerteza foi bem próxima de 25%.

Tabela 48. Componentes de incerteza envolvidos na determinação do $P_{K,A}$, por radiografia, nos Hospitais / salas estudados.

Componentes de Incerteza	Valor (%)	Tipo de Distribuição de Probabilidade	Divisor	Incerteza (%)
Hosp. A				
Rendimento*	2,0	Retangular (tipo B)	raiz(3)	1,15
Área	15	Retangular (tipo B)	raiz(3)	8,66
Incerteza combinada				8,74
Incerteza expandida para k=2				17,5
Hosp. B1				
Rendimento*	13,8	Retangular (tipo B)	raiz(3)	7,97
Área	15	Retangular (tipo B)	raiz(3)	8,66
Incerteza combinada				11,77
Incerteza expandida para k=2				23,5
Hosp. B2				
Rendimento*	5,4	Retangular (tipo B)	raiz(3)	3,12
Área	15	Retangular (tipo B)	raiz(3)	8,66
Incerteza combinada				9,20
Incerteza expandida para k=2				18,4
Hosp. D				
Rendimento*	5,6	Retangular (tipo B)	raiz(3)	3,23
Área	15	Retangular (tipo B)	raiz(3)	8,66
Incerteza combinada				9,24
Incerteza expandida para k=2				18,5

* Foi considerado para essa componente de incerteza, o valor máximo do coeficiente de variação (CV), encontrado nas medidas realizadas para avaliação do rendimento, linearidade e reprodutibilidade (Tabelas 20 a 23).

4.2.4.1 Radiografia de Tórax AP / PA

Os valores de $P_{K,A}$, estimados para os pacientes distribuídos em quatro faixas etárias (0 a 1 ano; 1 a 5 anos; 5 a 10 anos e 10 a 16 anos), em exames radiográficos de Tórax AP / PA realizados nos Hospitais A, B e D são apresentados, respectivamente, nas Figuras 60 a 63. A Tabela 49 apresenta os valores mínimos, médios e máximos de $P_{K,A}$ estimados para este exame nos hospitais estudados.

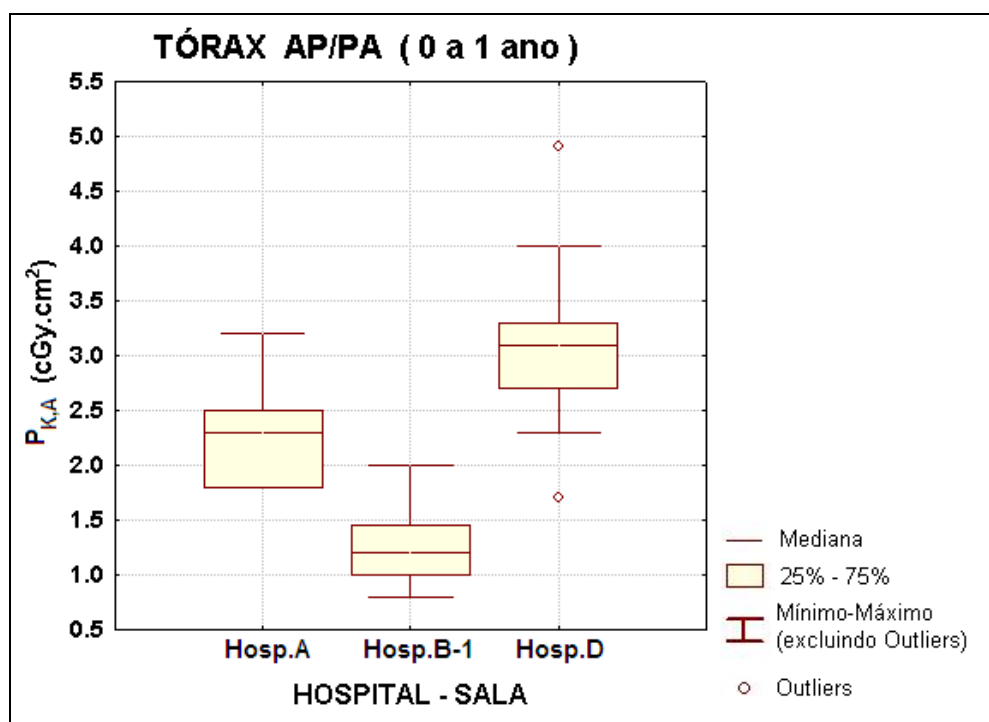


Figura 60. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 0 e 1 ano de idade, para os hospitais A, B e D.

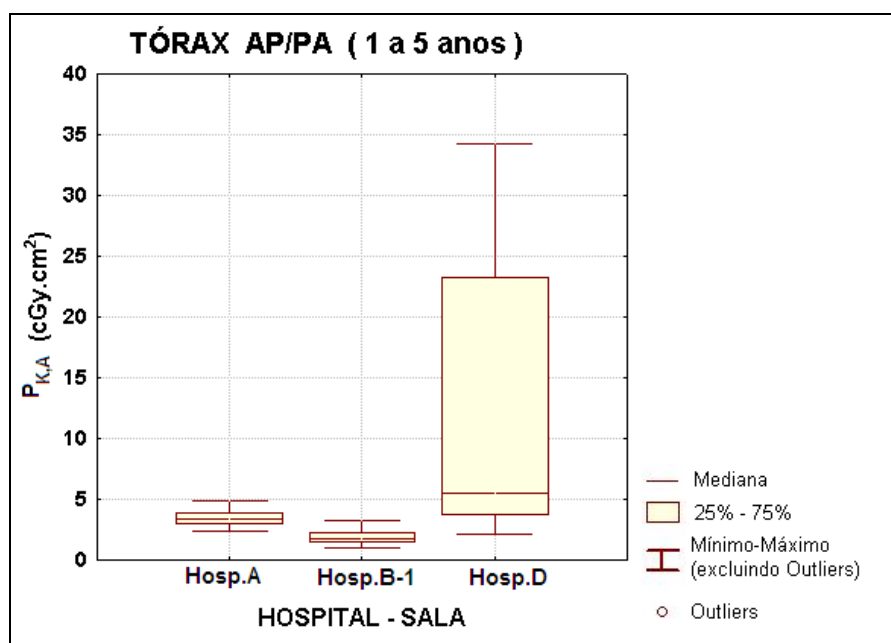


Figura 61. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais A, B e D.

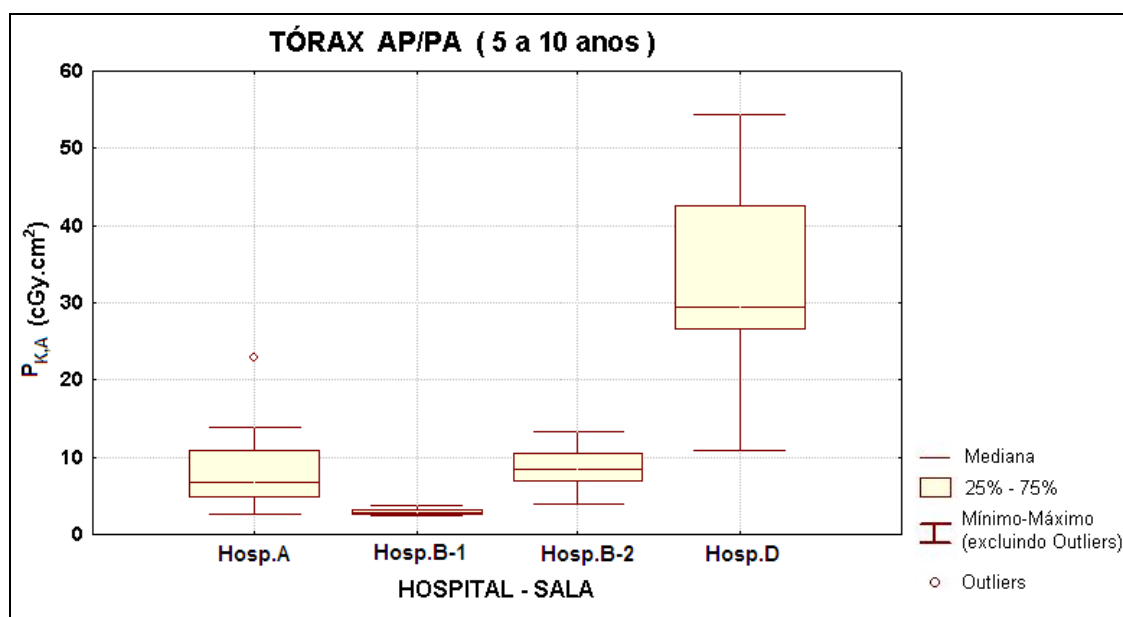


Figura 62. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais A, B e D.

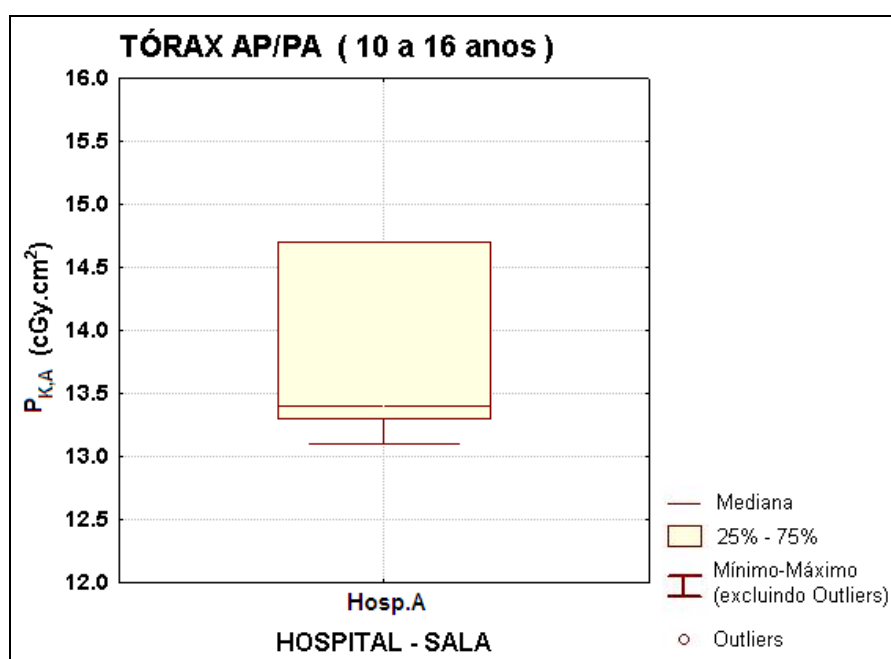


Figura 63. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados em exames de Tórax AP/PA em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para o hospital A.

Tabela 49. Valores mínimos, médios e máximos do $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimado em pacientes submetidos a exames de Tórax AP / PA, nos hospitais A, B e D.

Faixa Etária		$P_{K,A}$ ($\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$) para cada Hospital-Sala			
		Hosp. A	Hosp. B1	Hosp. B2	Hosp. D
0 a 1 ano	Mínimo	1,8	0,8		1,7
	Média	2,3	1,3		3,2
	Máximo	3,2	2,0		4,9
	Amostragem	5	20		9
1 a 5 anos	Mínimo	2,4	1,0		2,1
	Média	4,0	1,9		13,1
	Máximo	9,4	3,2		34,3
	Amostragem	10	36		26
5 a 10 anos	Mínimo	2,6	2,4	3,9	10,9
	Média	8,8	2,9	8,6	32,7
	Máximo	22,8	3,7	13,4	54,4
	Amostragem	8	8	5	12
10 a 16 anos	Mínimo	13,1			
	Média	15,2			
	Máximo	21,2			
	Amostragem	5			

Os dados mostram que no Hospital D os valores de $P_{K,A}$ foram superiores aos encontrados nos demais hospitais, para todas as faixas etárias, o que pode ser explicado pelo alto valor de carga (mAs) empregado nos exames, consequência do uso indiscriminado de grades antiespalhamento, das limitações do temporizador do equipamento e do baixo rendimento do aparelho de raios X dessa instituição. O Hospital B foi o que apresentou os menores valores médios de $P_{K,A}$, em todas as faixas etárias. Para pacientes com idades compreendidas entre 5 e 10 anos, o valor médio de $P_{K,A}$ encontrado na sala 2 do Hospital B foi quase três vezes superior ao encontrado na sala 1. Isso pode ser explicado, principalmente, pela não utilização de grade antiespalhamento nos exames realizados na sala 1, ao contrário, do que ocorre nos exames realizados na sala 2, que foram todos com grade antiespalhamento.

A flutuação nos valores de $P_{K,A}$, que foi apreciavelmente maior para o Hospital D, pode ser atribuída às grandes variações anatômicas dos pacientes nas mesmas faixas etárias e à falta de padronização das técnicas radiográficas por parte dos técnicos de radiologia dos hospitais. No Hospital D, essa falta de padronização das técnicas é agravada pelo uso de grades antiespalhamento em pacientes com idades entre 1 e 10 anos, o que acarreta uma acentuada discrepância entre as cargas empregadas nos exames com e sem grade, pelos técnicos dessa instituição, proporcionando, assim, uma variação significativa nos valores de $P_{K,A}$ estimados. O Hospital B foi o que apresentou as menores flutuações nos valores de $P_{K,A}$.

Para os exames em pacientes com idades entre 0 e 1 ano, a flutuação nos valores de $P_{K,A}$ foi similar em todos os hospitais. Para pacientes maiores de 10 anos, a flutuação nos valores de $P_{K,A}$ encontrados para o Hospital A (único que apresentou amostragem de exames maior ou igual a 5) foi relativamente baixa. Os valores médios de $P_{K,A}$, estimados para os três hospitais, ficaram acima da dose de referência (NRD) proposta pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006) para todas as faixas etárias. Foi na sala 1 do Hospital B, que os valores médios de $P_{K,A}$ mais se aproximaram dos NRDs britânicos.

A Figura 64 apresenta, para os três hospitais A, B e D, juntos, a distribuição dos valores de $P_{K,A}$ estimados para os pacientes nas quatro faixas etárias. Cabe ressaltar que nesse caso, a porcentagem apresentada no gráfico para cada faixa de $P_{K,A}$, é uma média da porcentagem encontrada para cada Hospital. Pode-se notar, no gráfico, que em cerca de 45% dos exames realizados em pacientes menores de 1 ano, o valor do $P_{K,A}$ foi inferior a 2,0 cGy.cm². Para pacientes com idades entre 1 e 5 anos, pouco mais de 40% dos exames foram realizados com $P_{K,A}$ inferior a 3,0 cGy.cm². Para pacientes com idades entre 5 e 10 anos, cerca de 20% dos exames foram realizados com $P_{K,A}$ inferior a 3,0 cGy.cm², sendo que, mais de 50% dos exames foram realizados com $P_{K,A}$ superior a 5,0 cGy.cm². Para pacientes maiores de 10 anos de idade, cerca de 80% dos exames foram realizados com $P_{K,A}$ superior a 10 cGy.cm².

Os valores relativamente altos de $P_{K,A}$ encontrados em todos os hospitais podem ser explicados, não somente pela falta de otimização dos parâmetros de técnica radiográfica empregados nos exames, como, também, pela colimação inadequada do campo de radiação, por parte dos técnicos de radiologia dos hospitais estudados, uma vez que é prática comum dos técnicos desses hospitais, irradiar áreas do corpo do paciente maiores do que as necessárias para o procedimento. Ou seja, áreas sem interesse no diagnóstico. Isso explica o fato das discrepâncias entre os valores de $P_{K,A}$ encontradas nos hospitais estudados em relação aos valores sugeridos pelo Guia Britânico de Boas Práticas serem mais acentuadas que as verificadas no caso dos valores de $K_{a,e}$.

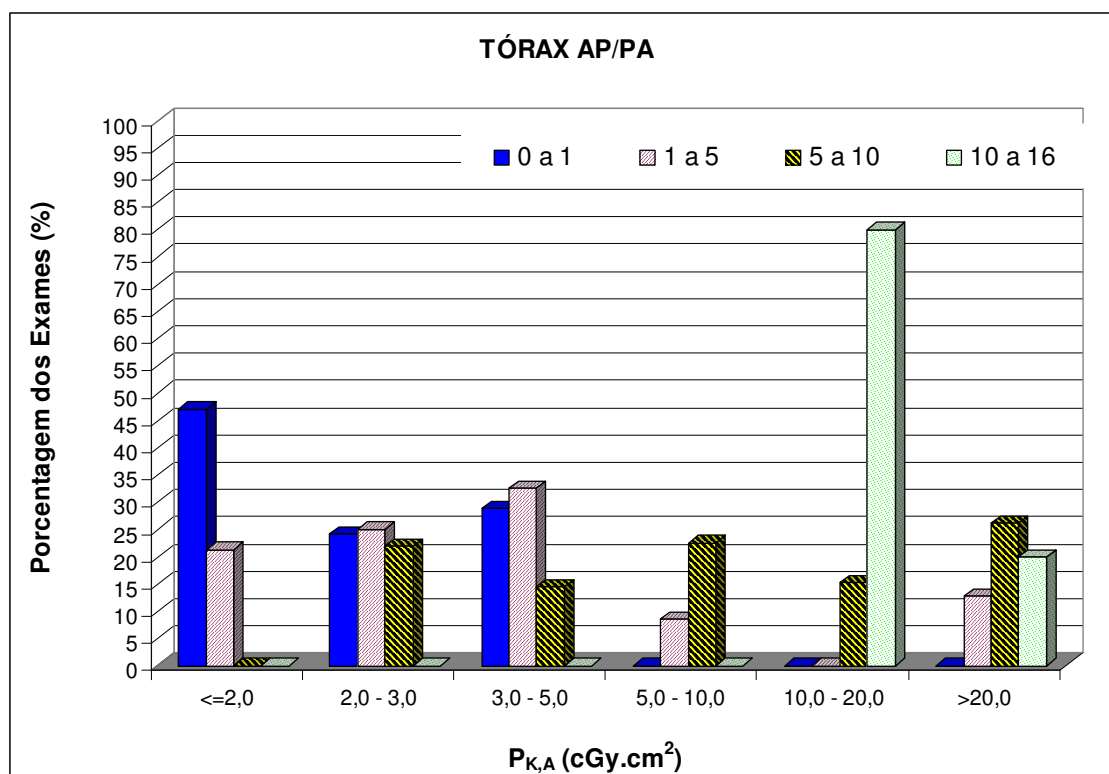


Figura 64. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados para os pacientes submetidos a exames de Tórax AP/PA, nas quatro faixas etárias, nos três hospitais avaliados.

4.2.4.2 Radiografia de Tórax LAT

Os valores de $P_{K,A}$, estimados para os pacientes distribuídos nas quatro faixas etárias (0 a 1 ano; 1 a 5 anos; 5 a 10 anos e 10 a 16 anos), em exames radiográficos de Tórax LAT, realizados nos Hospitais A e B (o hospital D não apresentou amostragem de exames maior ou igual a 5 para nenhuma faixa etária) são apresentados, respectivamente, nas Figuras 65 a 68. A Tabela 50 apresenta os valores mínimos, médios e máximos de $P_{K,A}$ estimados para este exame nos hospitais estudados.

Tabela 50. Valores mínimos, médios e máximos do $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimado em pacientes submetidos a exames de Tórax LAT.

Faixa Etária		$P_{K,A}$ ($\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$) para cada Hospital-Sala			
		Hosp. A	Hosp. B1	Hosp. B2	Hosp. D
0 a 1 ano	Mínimo	1,4	1,4		
	Média	3,4	2,4		
	Máximo	6,5	3,8		
	Amostragem	15	20		
1 a 5 anos	Mínimo	2,5	1,8		
	Média	5,7	3,5		
	Máximo	11,8	6,0		
	Amostragem	12	36		
5 a 10 anos	Mínimo	3,2	4,4	5,8	
	Média	7,5	5,4	13,9	
	Máximo	13,6	6,8	20,9	
	Amostragem	6	8	5	
10 a 16 anos	Mínimo	13,3			
	Média	26,6			
	Máximo	51,2			
	Amostragem	5			

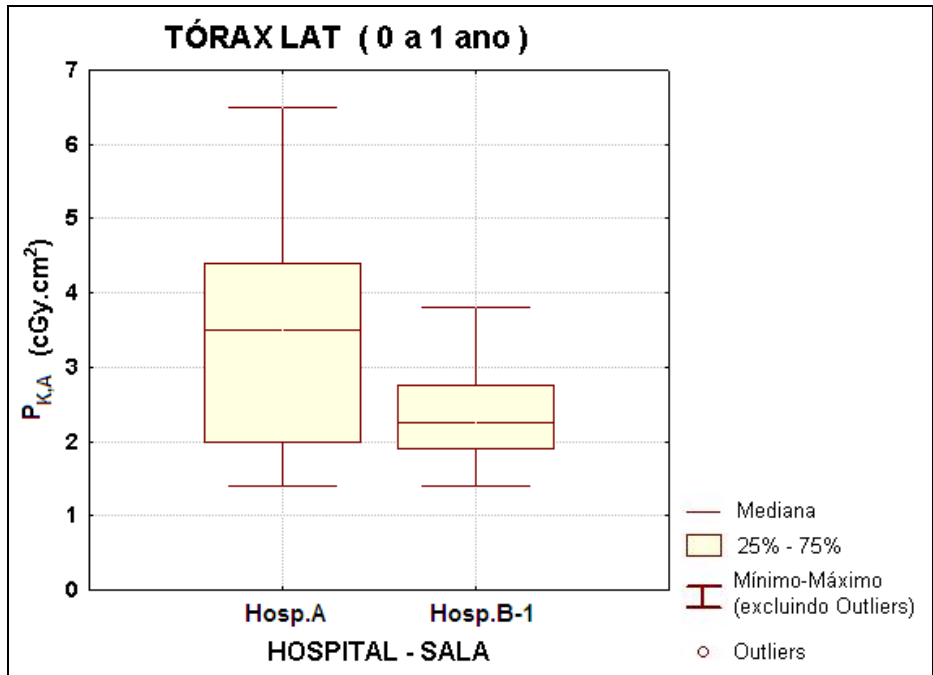


Figura 65. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 0 e 1 ano de idade, para os hospitais A e B.

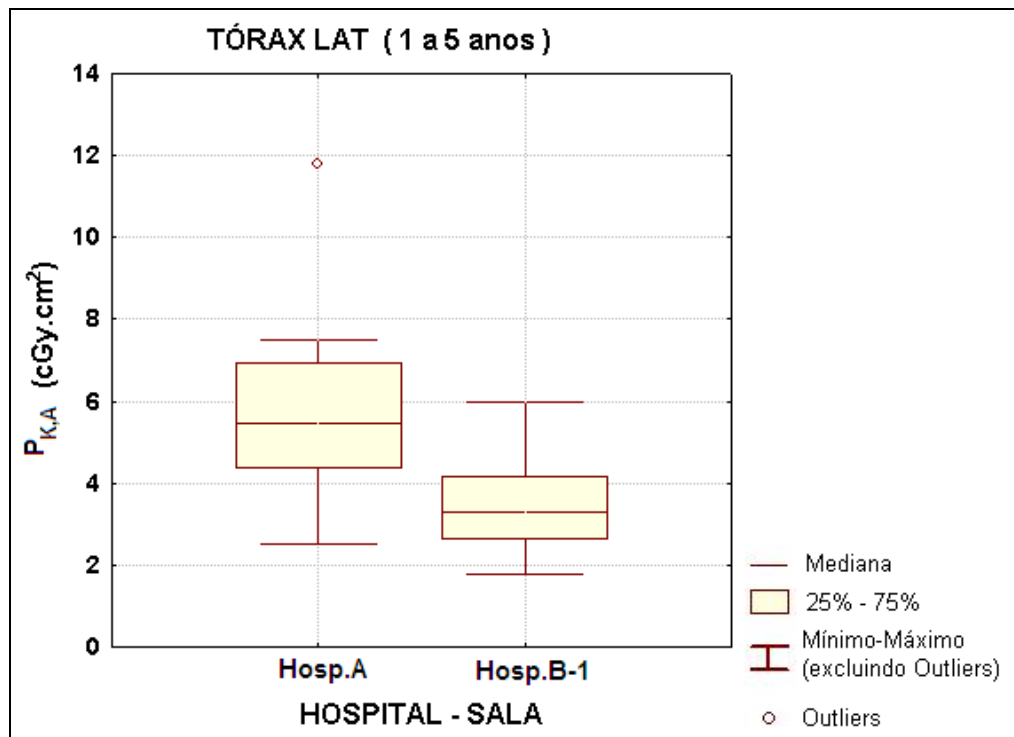


Figura 66. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais A e B.

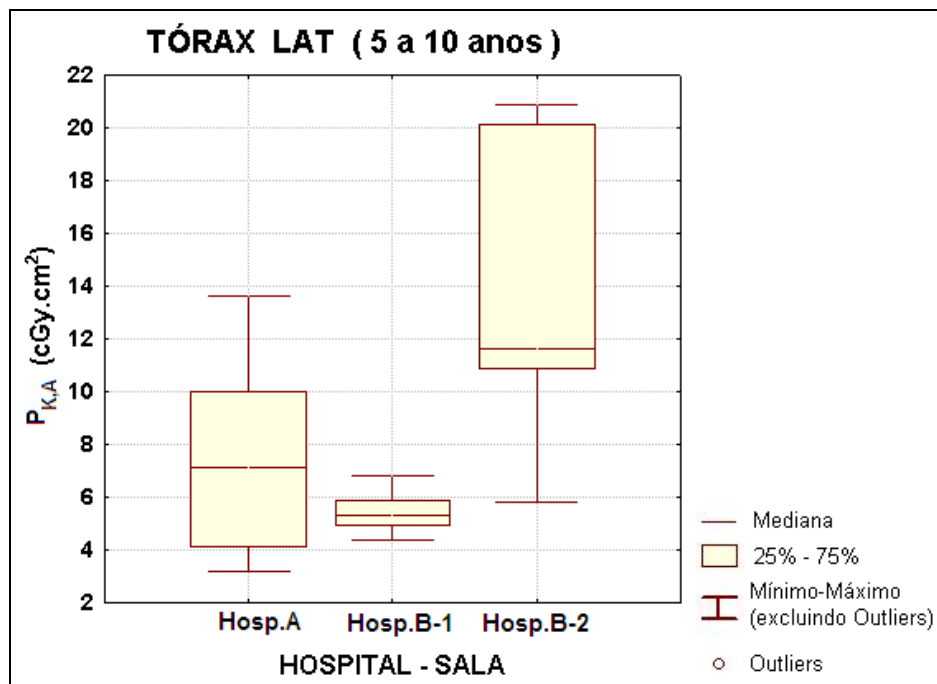


Figura 67. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais A e B.

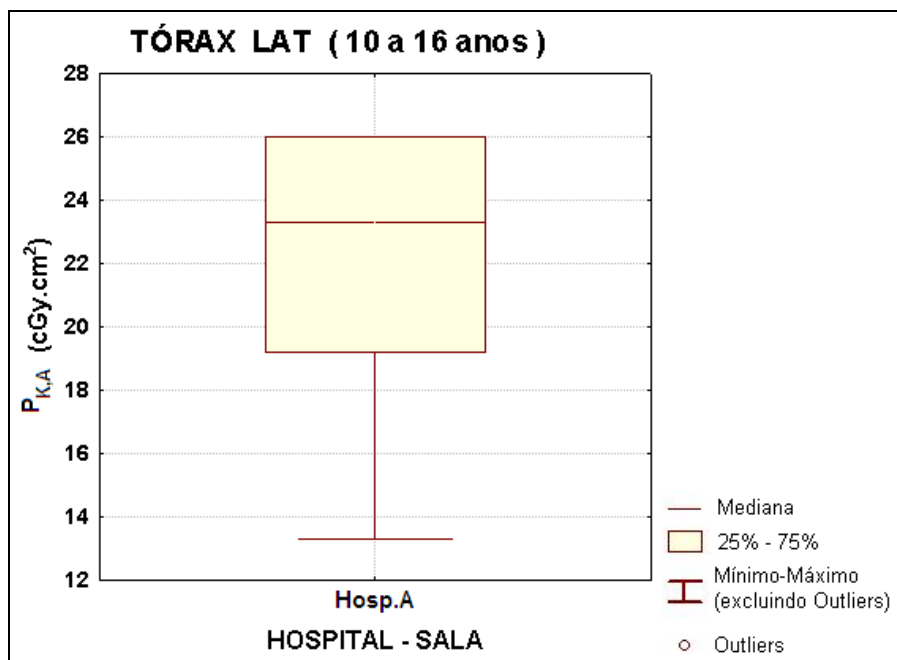


Figura 68. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados em exames de Tórax LAT em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para o hospital A.

Os dados mostram que os menores valores médios de $P_{K,A}$, para todas as faixas etárias, foram encontrados na sala 1 do Hospital B. Para pacientes com idades compreendidas entre 5 e 10 anos, o valor médio de $P_{K,A}$ encontrado na sala 2 do Hospital B foi mais de 2,5 vezes superior ao encontrado na sala 1. Isso pode ser explicado, principalmente, pela não utilização de grade antiespalhamento nos exames realizados na sala 1, ao contrário, do que ocorre nos exames realizados na sala 2, que foram todos com grade antiespalhamento. A sala 1 do Hospital B foi, também, a que apresentou as menores flutuações nos valores de $P_{K,A}$. Fato interessante é que, para os exames de Tórax LAT, as flutuações nos valores de $P_{K,A}$ tanto nas duas salas do hospital B quanto no Hospital A foram maiores que as verificadas nos exames de Tórax AP/PA. Isso pode ser explicado pela maior variação no tamanho do campo de radiação em exames de tórax LAT, ocasionado pela falta de consenso dos técnicos de radiologia quanto à diminuição do tamanho do campo (na direção perpendicular ao feixe de raios X e à altura do paciente), quando se muda a projeção de AP/PA para LAT. Ou seja, como não há uma padronização a esse respeito, a magnitude dessa variação será maior nos exames de tórax LAT, aumentando, assim, a flutuação no valor do $P_{K,A}$.

Os valores médios do $P_{K,A}$ encontrado para todas as faixas etárias, nos exames de tórax LAT, foram, geralmente, maiores que os valores encontrados nos exames de tórax AP/PA, com exceção dos exames realizados em pacientes na faixa de 5 a 10 anos no Hospital A. Esse fato pode ser explicado pelo número relativamente pequeno de exames amostrados (respectivamente 8 e 6 nos exames Tórax AP/PA e LAT). Os valores médios de $P_{K,A}$ estimados para os três hospitais ficaram acima da dose de referência (NRD) proposta pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006) para todas as faixas etárias. Novamente, foi na sala 1 do Hospital B, que os valores médios de $P_{K,A}$ mais se aproximaram dos NRDs britânicos.

A Figura 69 apresenta, para os dois hospitais A e B, juntos, a distribuição dos valores de $P_{K,A}$ estimados para os pacientes nas quatro faixas etárias, sendo que a porcentagem foi calculada da mesma maneira descrita para os exames de tórax AP/PA. Pode-se notar, no gráfico, que em cerca de 50% dos exames realizados em pacientes menores de 1 ano, o valor do $P_{K,A}$ foi inferior a $3,0 \text{ cGy.cm}^2$. Para pacientes com idades entre 1 e 5 anos, pouco mais de 25% dos exames foram realizados com $P_{K,A}$ inferior a $3,0 \text{ cGy.cm}^2$. Para pacientes com idades entre 5 e 10 anos, cerca de 65% dos exames foram realizados com $P_{K,A}$ inferior a $10,0 \text{ cGy.cm}^2$. Para pacientes maiores de 10 anos de idade, quase 60% dos exames foram realizados com $P_{K,A}$ superior a 20 cGy.cm^2 .

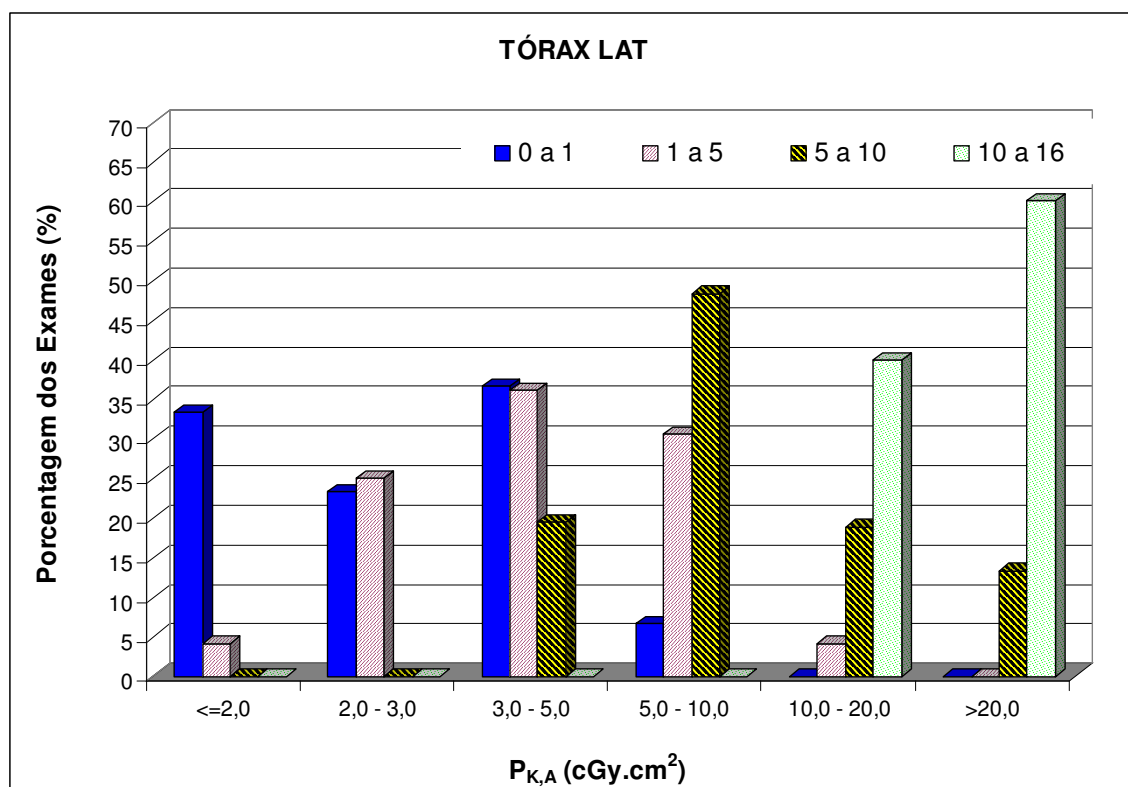


Figura 69. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados para os pacientes submetidos a exames de Tórax LAT, nas quatro faixas etárias, nos dois hospitais avaliados.

4.2.4.3 Radiografia de SAF FN / MN

Os valores de $P_{K,A}$, estimados para os pacientes distribuídos em três faixas etárias (1 a 5 anos; 5 a 10 anos e 10 a 16 anos), em exames radiográficos de Seios da Face FN/MN, realizados nos Hospitais A, B e D são apresentados, respectivamente, nas Figuras 70 a 72. A Tabela 51 apresenta os valores mínimos, médios e máximos de $P_{K,A}$ estimados para este exame nos hospitais estudados.

Tabela 51. Valores mínimos, médios e máximos do $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimado em pacientes submetidos a exames de SAF FN/MN, nos hospitais A, B e D.

Faixa Etária		$P_{K,A}$ ($\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$) para cada Hospital-Sala			
		Hosp. A	Hosp. B1	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
5 a 10 anos	Amostragem	20		10	28
	Mínimo	12,0		2,8	15,5
	Média	35,8		5,2	33,7
10 a 16 anos	Máximo	82,8		6,3	57,6
	Amostragem	40		20	18
	Mínimo	21,7		4,9	23,3
	Média	37,4		5,6	36,0
	Máximo	61,4		6,0	41,0
	Amostragem	8		10	7

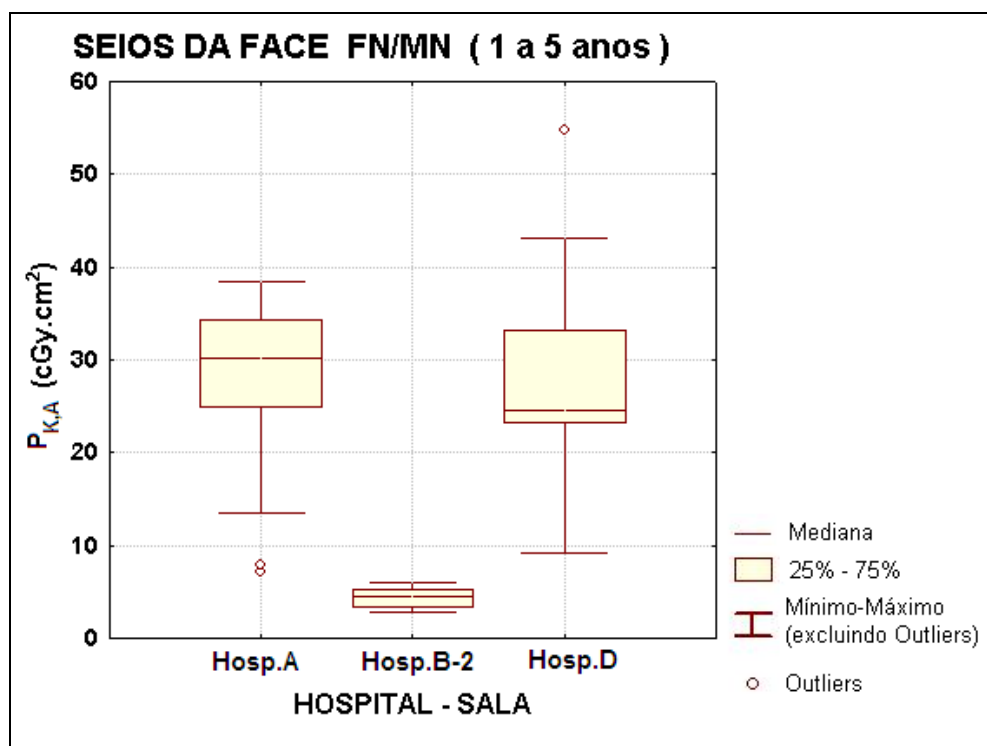


Figura 70. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm^2) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 1 e 5 anos de idade, para os hospitais A, B e D.

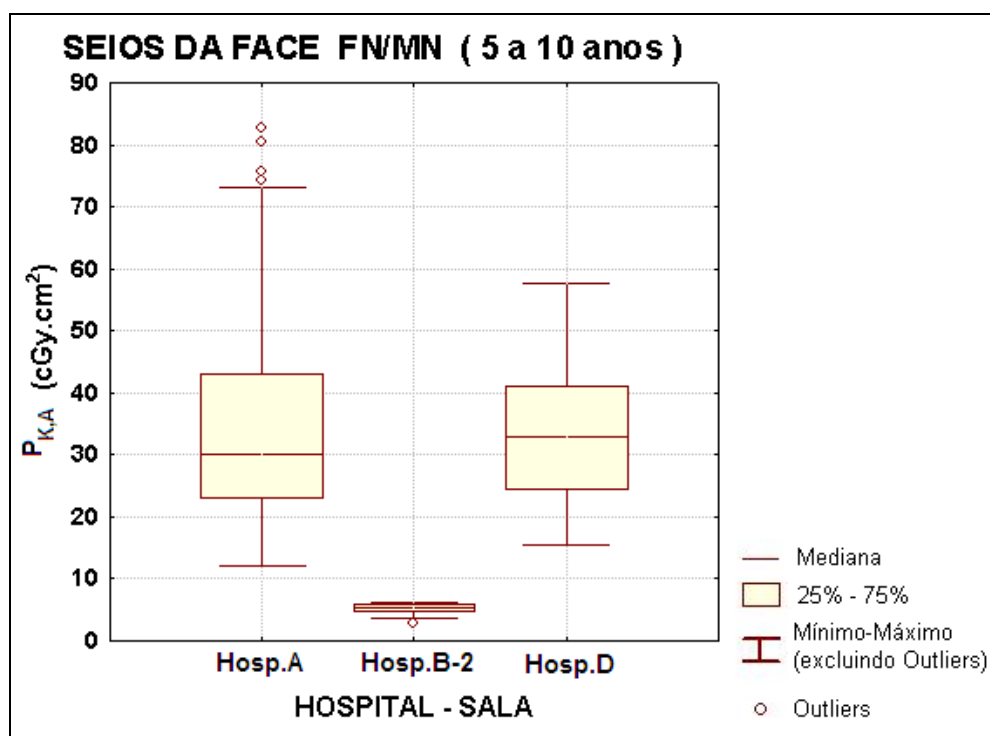


Figura 71. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 5 e 10 anos de idade, para os hospitais A, B e D.

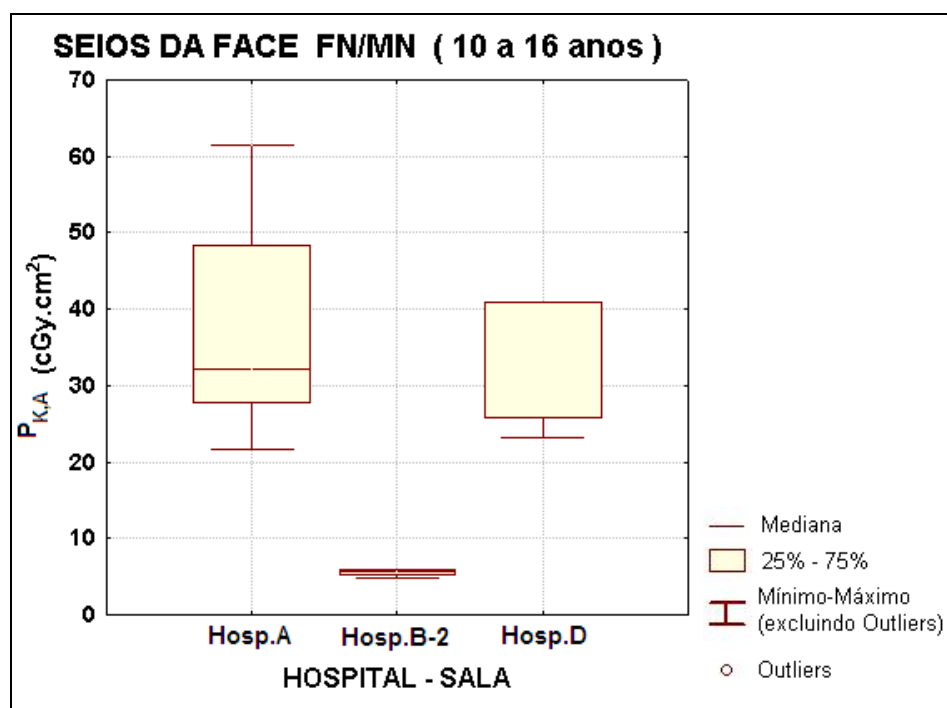


Figura 72. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados em exames de SAF FN/MN em pacientes com idades entre 10 e 16 anos de idade, para os hospitais A, B e D.

Os dados mostram que o Hospital D apresentou valores médios de $P_{K,A}$ comparáveis aos encontrados no Hospital A. No entanto, os valores médios de $P_{K,A}$ encontrados nesses dois hospitais foram mais de 5 vezes maiores que os encontrados no Hospital B. Nos exames avaliados para estimativa do $P_{K,A}$, tanto o Hospital D, quanto o Hospital B, utilizaram cilindros de colimação em 100% dos procedimentos. Isso explica o valor significativamente baixo do $P_{K,A}$ encontrado no Hospital B e o fato do valor médio do $P_{K,A}$ encontrado para o Hospital D ser comparável ao encontrado no Hospital A, mesmo que os valores de $K_{a,e}$ encontrados para o Hospital D tenham sido significativamente superiores aos demais hospitais. O Hospital B foi, também, o que apresentou as menores flutuações nos valores de $P_{K,A}$. O Hospital A e D apresentaram flutuações significativas nos valores de $P_{K,A}$, para todas as faixas etárias.

O Hospital B apresentou valor médio de $P_{K,A}$ inferior ao nível de referência proposto pelo Guia Britânico (COOK et al., 1998) para pacientes com idades entre 10 e 15 anos. Para pacientes com idades entre 5 e 10 anos, o valor médio de $P_{K,A}$ encontrado para este hospital foi mais de duas vezes superior ao sugerido pelo Guia Britânico. Isso pode ser explicado pelo fato desse hospital, assim como todos os demais, utilizarem de maneira indiscriminada, grades antiespalhamento nos exames de seios da face de crianças de todas as idades. Assim, para pacientes de 10 a 15 anos, que o Guia Britânico de Boas Práticas recomenda o uso de grade, o valor de $P_{K,A}$ encontrado no Hospital B foi dentro do que sugere o Guia Britânico. O mesmo não ocorre para os Hospitais A e D, que apresentaram valores médios de $P_{K,A}$ mais de 5 (cinco) vezes superior ao sugerido pelo Guia Britânico. No caso do Hospital A, o uso do cilindro poderia contribuir para uma diminuição significativa no $P_{K,A}$. Mas, mesmo assim, é imperativo para todos os hospitais, a otimização das técnicas radiográficas, principalmente, a não utilização de grades antiespalhamento em pacientes menores de 10 anos, o que contribuiria para uma redução nos valores de carga empregados nos exames e, consequentemente, acarretaria na redução das doses fornecidas aos pacientes.

A Figura 73 apresenta, para os hospitais A, B e D, juntos, a distribuição dos valores de $P_{K,A}$ estimados para os pacientes nas três faixas etárias, sendo que a porcentagem foi calculada da mesma maneira descrita para os exames de tórax AP/PA/LAT. Pode-se constatar que, para pacientes com idade entre 1 e 5 anos de idade, cerca de 35% dos exames forneceram valores de $P_{K,A}$ inferiores a 10 cGy.cm^2 . Para pacientes entre 5 e 10 anos, cerca de 30% dos

exames forneceram $P_{K,A}$ inferior a esse último valor. Para pacientes maiores de 10 anos, mais de 40% dos exames forneceram valores de $P_{K,A}$ superiores a 30 cGy.cm².

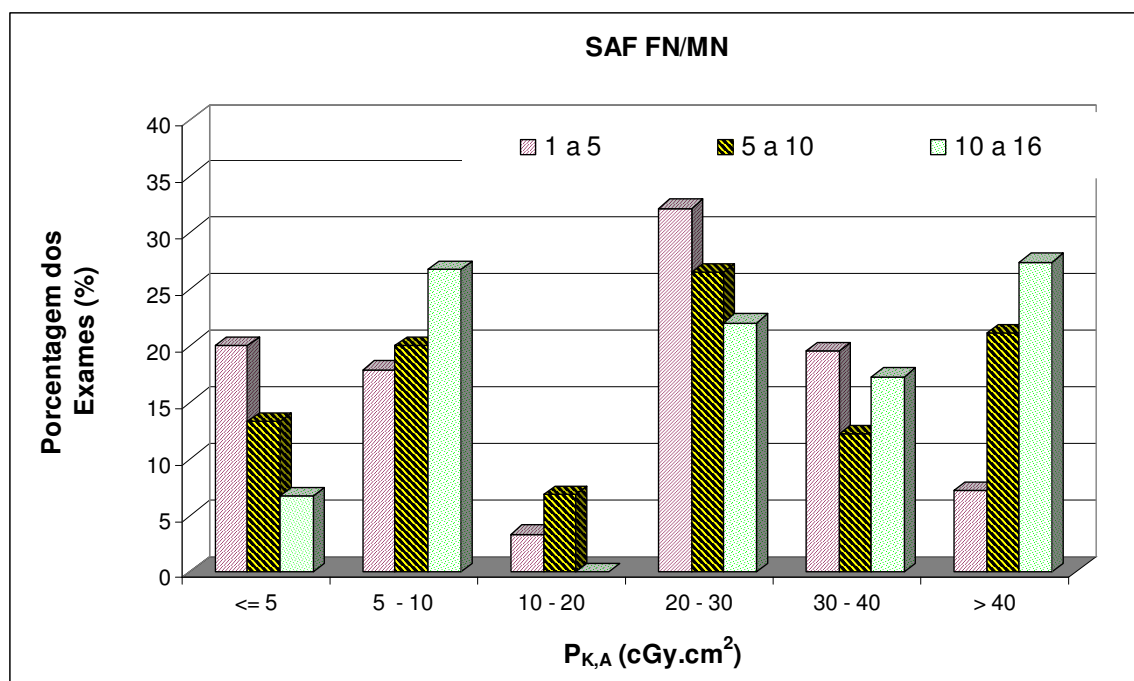


Figura 73. Distribuição dos valores de $P_{K,A}$ (em cGy.cm²) estimados para os pacientes submetidos a exames de SAF FN/MN, nas quatro faixas etárias, nos dois hospitais avaliados.

4.2.5 Dose Órgão (D_T) e Dose Efetiva (E)

As Figuras 74 e 75 mostram os valores médios das Doses nos Órgãos de maior radiosensibilidade (ICRP 2006), estimadas para pacientes menores de 10 anos de idade, submetidos aos exames radiográficos de tórax AP/PA e tórax LAT nos hospitais estudados.

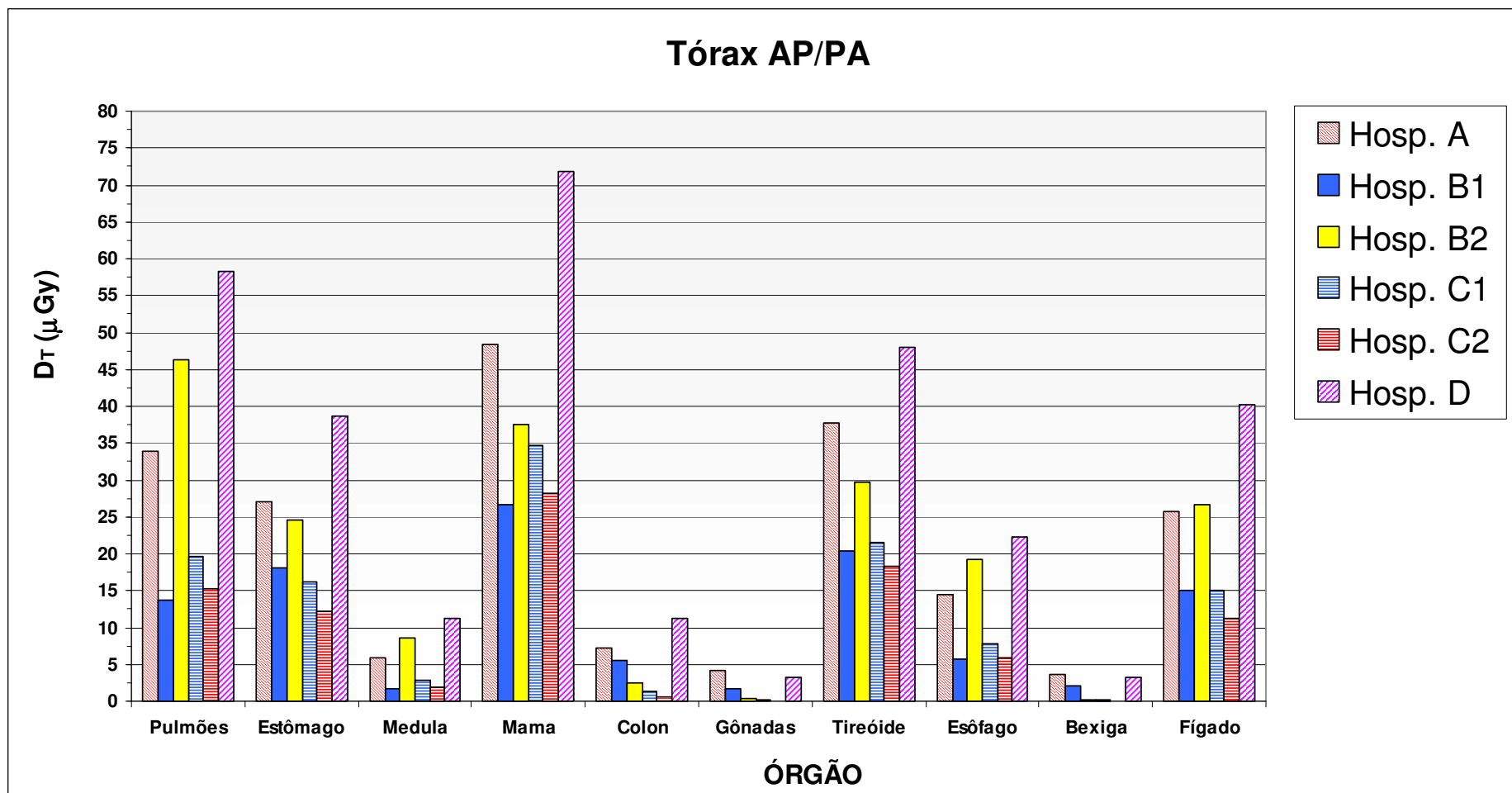


Figura 74. Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em μGy), estimadas para pacientes de 0 a 10 anos de idade, submetidos a exames de Tórax AP/PA, nos hospitais estudados.

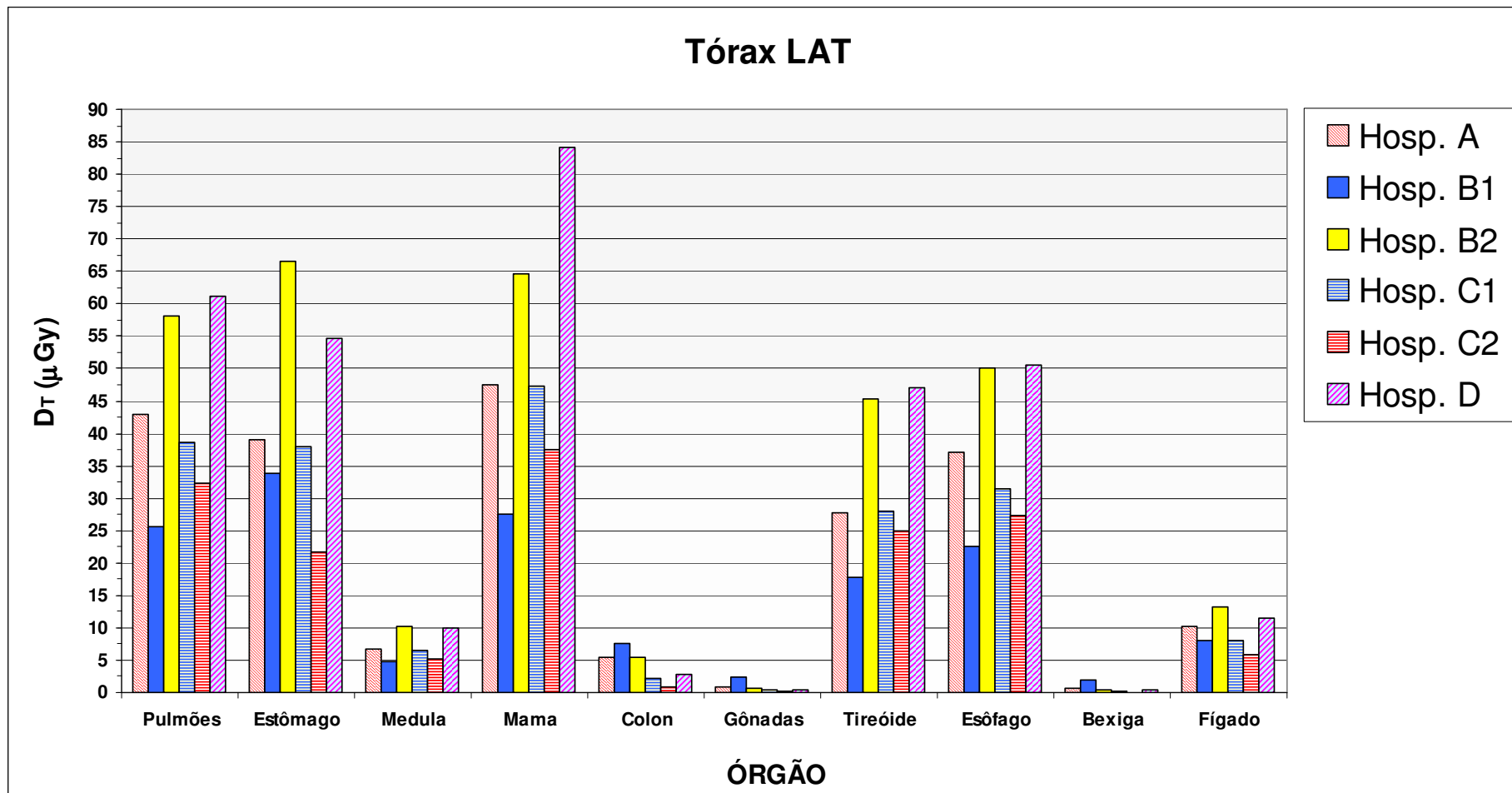


Figura 75. Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em μGy), estimadas para pacientes de 0 a 10 anos de idade, submetidos a exames de Tórax LAT, nos hospitais estudados.

Pela análise das Figuras 74 e 75, pode-se constatar que nos exames de tórax AP/PA/LAT, a medula, o cólon, as gônadas (ovários e testículos) e bexiga receberam doses relativamente baixas. Os valores médios das doses encontradas nesses órgãos para ambos os exames foram, geralmente, inferiores a 10 μGy .

Os órgãos que, necessariamente, se localizavam inteiramente dentro do campo de radiação, como pulmões e mama, receberam doses relativamente altas em ambos os exames. No Hospital D, os valores médios das doses nesses órgãos foram, respectivamente, maiores que 55 μGy e 70 μGy nos exames de Tórax AP/PA e 60 μGy e 80 μGy nos exames de Tórax LAT. Pode-se observar que órgãos que não deveriam estar integralmente dentro do campo de radiação, como o estômago, tireóide, esôfago e fígado, receberam doses também significativas. Na sala 1 do Hospital B, onde foram observadas, geralmente, as menores doses nesses exames, os valores médios das doses nesses quatro órgãos foram, respectivamente, 18 μGy , 20 μGy , 6 μGy e 15 μGy nos exames de Tórax AP/PA e 34 μGy , 18 μGy , 23 μGy e 8 μGy , nos exames de Tórax LAT. No Hospital D, a dose na tireóide foi maior que 45 μGy em ambos os exames. Uma colimação que restrinja o campo de radiação somente à área de interesse diagnóstico, poderia diminuir, consideravelmente, as doses nesses órgãos.

Outro ponto a ser considerado é a utilização, sempre que tecnicamente possível, da incidência PA ao invés da AP, como forma de diminuir a dose nos órgãos de maior radiosensibilidade. Para ilustrar esse fato, é mostrado na Figura 76 uma comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade, estimadas em exames realizados nas duas incidências, separadamente. Nesse caso, foram considerados os exames em pacientes com idades entre 5 e 10 anos realizados em todos os hospitais conjuntamente. Como pode se observar na figura, as doses no estômago, mama e tireóide foram significativamente maiores nos exames realizados na incidência AP. As diferenças não foram mais significativas do que as observadas devido à utilização de grades antiespalhamento nos exames realizados na incidência PA. Nesse caso, como foi mencionado anteriormente, a utilização de baixos valores de tensão (kV) e altos valores de carga (mAs) nos exames realizados com grade, contribuem para um aumento do Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) e, conseqüentemente, das doses nos órgãos. As Doses Efetivas (E) médias estimadas nos exames de tórax nas incidências AP e PA foram, respectivamente, 21 μSv e 16 μSv . Ou seja, nos exames realizados na incidência AP, a Dose Efetiva foi cerca de 30% superior a encontrada nos exames na incidência PA.

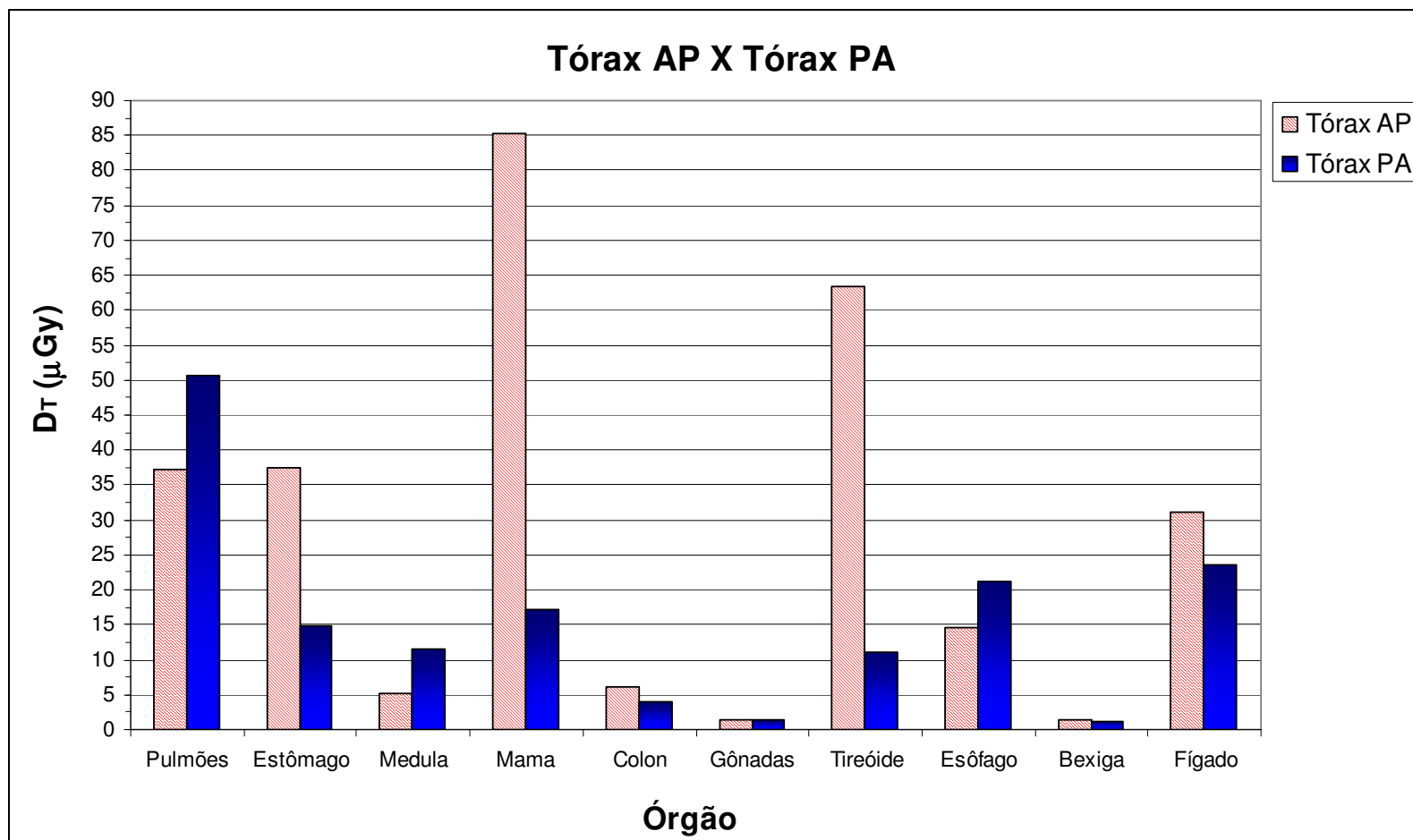


Figura 76. Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em μGy), estimadas em exames de tórax realizados nas duas incidências (AP / PA), separadamente, para pacientes com idades entre 5 e 10 anos, em todos os hospitais estudados.

A Figura 77 mostra os valores médios das Doses nos Órgãos de maior radiosensibilidade (ICRP 2006), estimadas para pacientes menores de 10 anos de idade, submetidos aos exames radiográficos nos seios da face (SAF FN/MN) nos hospitais estudados. Nos exames de seios da face com cilindro de colimação, foi considerado, no software PCXMC, um campo de radiação quadrado com lado igual ao diâmetro do campo na entrada do paciente.

A análise da Figura 77 permite constatar que nos exames de seios da face, a medula, tireóide e esôfago foram os órgãos mais severamente irradiados. No Hospital D, onde foram observados nesses exames, valores muito altos de $K_{a,e}$, a dose na medula não foi significativamente mais alta que nos demais hospitais. Isso pode ser atribuído ao uso de cilindro de colimação nos exames realizados nesse hospital. A importância da colimação do feixe pode ser destacada, ainda, ao se avaliar as doses na tireóide e esôfago, órgãos de moderada radiosensibilidade (ICRP, 2006). O uso de cilindros de colimação pelos Hospitais B (sala 2) e D nos exames de SAF FN/MN, possibilitaram uma redução significativa das doses nesses órgãos. Como exemplo, no Hospital D, onde normalmente é solicitada apenas a incidência mento-naso no exame de seios da face (ao contrário dos demais hospitais que solicitam sempre a incidência fronto-naso juntamente com a mento-naso), a dose na tireóide para as duas salas do Hospital C serão maiores que as observadas no Hospital D, por um fator de 4,5 e 8,5, respectivamente.

Os valores médios da Dose Efetiva (E) estimados nos exames de tórax AP/PA, tórax LAT e Seios da Face (FN/MN), estimados para pacientes menores de 10 anos de idade, nos hospitais estudados, são apresentados na Tabela 52.

Tabela 52. Valores médios da Dose Efetiva (E), em μSv , estimados nos exames de tórax AP/PA, tórax LAT e Seios da Face (FN/MN), em pacientes menores de 10 anos de idade, nos hospitais estudados.

	E (μSv)		
	Tórax AP/PA	Tórax LAT	SAF FN/MN
Hosp. A	17	20	29
Hosp. B1	9	15	
Hosp. B2	18	29	23
Hosp. C1	9	18	56
Hosp. C2	7	13	44
Hosp. D	27	29	31

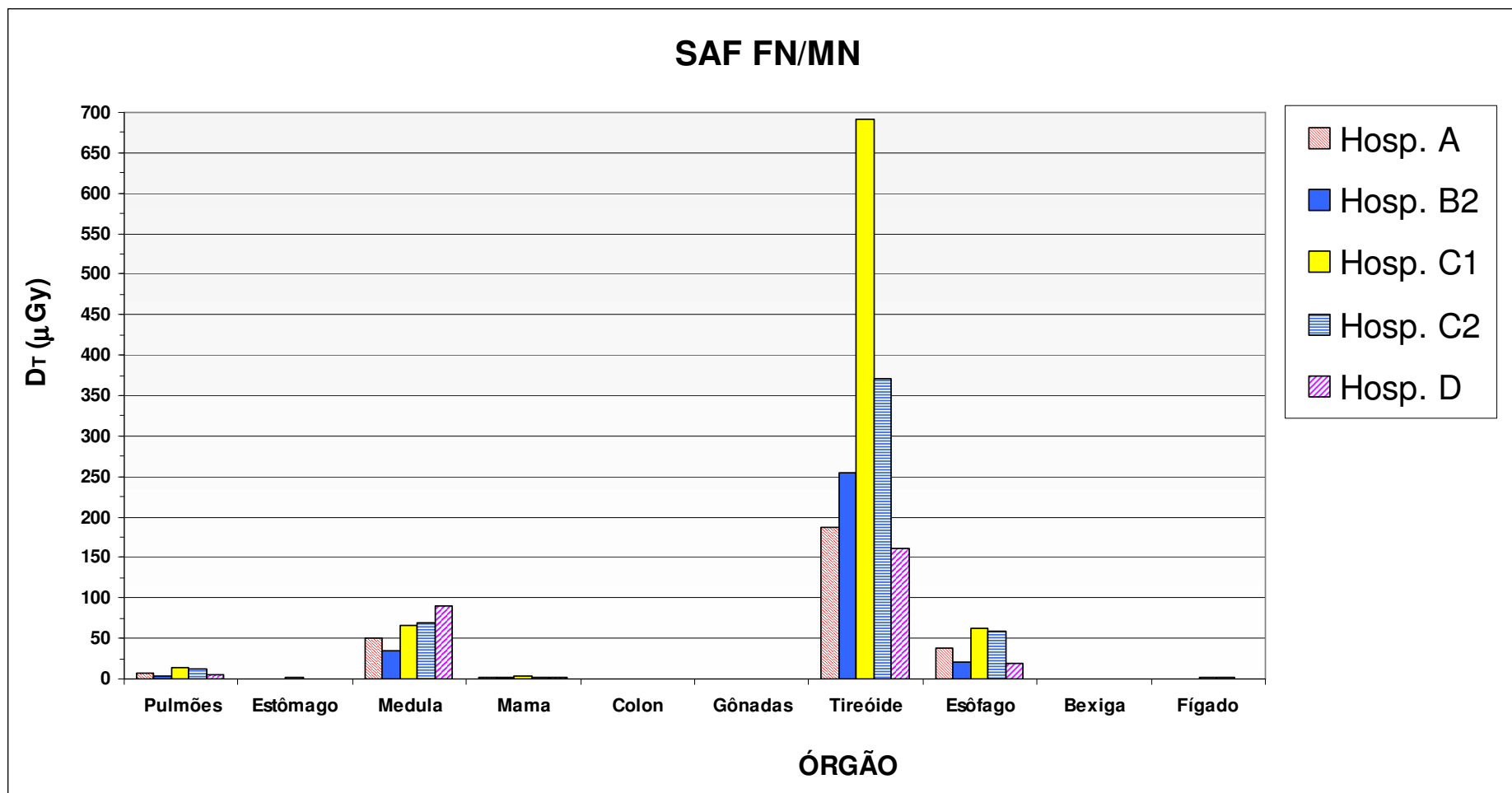


Figura 77. Comparação dos valores médios das doses nos órgãos de maior radiosensibilidade (em μGy), estimadas para pacientes menores 10 anos de idade, submetidos a exames de Seios da Face FN/MN, nos hospitais estudados.

A Tabela 52 mostra que a dose efetiva (E) média estimada para os Hospitais B (sala 1) e C (salas 1 e 2), nos exames de tórax AP/PA ficaram abaixo da sugerida pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et. al. 2006), que estabelece para todas as faixas etárias valores menores que 10 μSv (Tabela 7). No entanto, nos exames de tórax LAT, todos os hospitais apresentaram valores de dose efetiva mais altos que os sugeridos pelo Guia Britânico. No Hospital D, os valores de dose efetiva em ambos os exames ficaram próximos de 30 μSv . Ou seja, cerca de três vezes o valor máximo sugerido por COOK et. al. (2006). O Guia britânico 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 . Assim, pode-se constatar que os valores médios encontrados nos hospitais estudados foram maiores que os sugeridos pelo Guia Britânico em exames realizados no crânio, por um fator superior a 2, chegando a um fator maior do que 4 nos exames realizados no hospital C. Esses valores altos de dose efetiva estão associados, também, com a colimação inadequada do campo de raios X.

4.2.6 Comparação entre hospitais do Brasil e do mundo

Nas Tabelas 53 a 55 são apresentados, respectivamente, os valores médios dos parâmetros de técnica radiográfica (kV, mAs) e Dose Efetiva (E) e os valores mínimos, médios e máximos de Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$), encontrados nos exames de tórax AP/PA, tórax LAT e seios da face FN/MN, em comparação com os resultados fornecidos pela literatura. A Tabela 56 apresenta os valores mínimos, médios e máximos do $P_{K,A}$ estimados para os exames de tórax AP/PA realizados nos hospitais / salas estudadas em comparação aos valores apresentados na literatura (não foram encontradas referências para os exames de tórax LAT e seios da face). A amostragem de exames (N), realizada para estimativa das doses, também são apresentadas nas respectivas tabelas.

A Tabela 53 mostra que, para os exames de tórax AP/PA, com exceção do Hospital D, os demais hospitais estudados apresentaram valores médios de $K_{a,e}$ menores do que os encontrados em levantamentos realizados em hospitais da Espanha, Itália, Grécia, Sudão, da cidade brasileira Recife e de instituições do estado de São Paulo (RUIZ et al., 1991, GALLINI et al., 1992, GOGOS et al., 2003, MOHAMADAIN et al., 2004, OLIVEIRA;

KHOURY, 2001, FREITAS, 2005). Nos Hospitais B (sala 1) e C (salas 1 e 2), os valores médios de $K_{a,e}$ foram inferiores, ainda, aos encontrados em Hospitais da Inglaterra e do Rio de Janeiro (KYRIOU et al., 1996, AZEVEDO et al., 2006), sendo superiores, apenas, aos encontrados em um levantamento realizado em um hospital de Curitiba (LUNELLI, 2006). Esta última instituição foi a que empregou os menores valores de carga (mAs) e tensões (kV), geralmente, dentro da faixa sugerida pelo Guia de Boas Práticas Europeu (CE, 1996b). Nos hospitais A, B (sala 2) e D, os valores médios da Dose Efetiva (E) foram, geralmente, maiores que os publicados por GOGOS et al. (2003) e AZEVEDO et al. (2006). Já, nos hospitais B (sala 1) e C (salas 1 e 2), as Doses Efetivas estimadas foram menores do que as fornecidas por GOGOS et al. (2003) e MOHAMADAIN (2004), e bem próximas das encontradas por AZEVEDO et al. (2006).

Para os exames de tórax LAT, os dados da Tabela 54 mostram que, novamente, foi o hospital da cidade de Curitiba o que apresentou os menores valores de $K_{a,e}$ e carga (mAs). Dentre os hospitais estudados, pode-se notar que todos apresentaram, geralmente, valores médios de $K_{a,e}$ menores que os publicados por RUIZ et al. (1991), GALLINI (1992) e FREITAS (2005). Apenas para algumas faixas etárias, os hospitais de Belo Horizonte apresentaram valores de $K_{a,e}$ inferiores aos publicados por AZEVEDO et al. (2006). Já, os valores de Dose Efetiva (E) foram, geralmente, maiores do que os publicados por AZEVEDO et al. (2006).

Os exames de seios da face só puderam ser comparados com os dados fornecidos por FREITAS (2005). Com exceção do Hospital D, os valores médios de $K_{a,e}$ encontrados nos demais hospitais de Belo Horizonte foram bem próximos dos dados coletados em hospitais do estado de São Paulo. As cargas empregadas nos exames amostrados em instituições de São Paulo só não foram maiores que as empregadas nos hospitais B (sala 2) e D. No Hospital A, as cargas médias empregadas nos exames foram, aproximadamente, duas vezes menores que as utilizadas pelas instituições de São Paulo estudadas por FREITAS (2005). Comparando os valores de Dose Efetiva (E) nos exames realizados nos hospitais estudados com os sugeridos pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006) em exames de crânio AP/PA/LAT, nota-se que apenas nos exames realizados em pacientes com idades entre 10 e 16 anos no Hospital B (sala 2) o valor médio da dose efetiva foi inferior a 10 μ Sv. Nas demais salas dos hospitais estudados, os valores médios de Dose Efetiva foram, geralmente, maiores que os estabelecidos pelo Guia Britânico por um fator superior a 2.

A partir da análise da Tabela 56, pode-se constatar que os valores médios do $P_{K,A}$ em todos os Hospitais / salas estudadas, para todas as faixas etárias, foram significativamente

menores que as encontradas por LIMA et al. (2004) em duas salas do Hospital das Clínicas de Porto Alegre. A sala 1 do Hospital B apresentou valores de $P_{K,A}$ bem próximos dos encontrados em hospitais da Irlanda e Inglaterra (MOONEY; THOMAS, 1998, KYRIOU et al., 1996, HUFTON et al., 1998, MCDONALD et al., 1996) e menores do que os publicados por CHAPPLE et al. (1992), em uma instalação também britânica. O Hospital A também apresentou valores de $P_{K,A}$ próximos dos encontrados por CHAPPLE et al. (1992).

De uma maneira geral, pode-se constatar que, apesar dos hospitais estudados não utilizarem técnicas radiográficas otimizadas de acordo com os Guias de Boas Práticas Europeu e Britânico, os valores de $K_{a,e}$ estimados foram mais baixos do que os encontrados em instituições brasileiras e de países do 1º mundo, como Inglaterra, Espanha e Itália. Esse fato deixa dúvidas com relação à qualidade das imagens aceitas para diagnóstico nas instituições estudadas. É imprescindível que as doses recebidas pelos pacientes sejam as mais baixas possíveis, no entanto, sem prejuízo na imagem radiográfica, que se não possuir qualidade adequada, pode induzir diagnósticos errôneos, eliminando, assim, o benefício da realização do exame e, conseqüentemente, tornando a prática injustificável. Com relação aos valores de $P_{K,A}$ e E os dados mostram a necessidade de uma colimação mais acurada do campo de raios X, que possibilitaria a redução significativa nos valores dessas duas grandezas.

Tabela 53. Parâmetros de técnica (kV, mAs), $K_{a,e}$ (em μGy) e E (em μSv), encontrados nos exames de tórax AP/PA, nas instalações estudadas em comparação com os resultados fornecidos pela literatura.

HOSPITAL / SALA		N	kV Média	mAs Média	Mín.	$K_{a,e}$ (μGy) Média Máx.		E (μSv) Média
Hosp. A								
	0 a 1 ano	27	47,8	3,2	51	72	121	16
	1 a 5 anos	37	50,2	3,6	25	80	147	19
	5 a 10 anos	22	59,3	4,4	25	122	407	16
	10 a 16 anos	13	72,5	5,3	36	140	219	20
Hosp. B1								
	0 a 1 ano	59	50,9	7,6	20	42	97	10
	1 a 5 anos	128	51,3	7,9	21	45	99	9
	5 a 10 anos	15	52,4	7,1	26	52	103	9
Hosp. B2								
	5 a 10 anos	13	61,2	11,8	57	118	225	18
	10 a 16 anos	8	62,6	11,0	88	131	162	15
Hosp. C1								
	0 a 1 ano	23	49,1	8,1	31	47	107	10
	1 a 5 anos	80	51,3	8,3	34	54	113	6
	5 a 10 anos	40	54,9	10,2	38	70	146	10
	10 a 16 anos	12	67,3	17	59	110	193	11
Hosp. C2								
	1 a 5 anos	21	51,0	2,8	17	42	93	7
	5 a 10 anos	11	54,0	3,2	18	50	79	7
Hosp. D								
	0 a 1 ano	23	52,8	6	62	97	166	15
	1 a 5 anos	58	55,9	19,8	68	181	426	23
	5 a 10 anos	32	61,7	32,2	84	301	776	46
RUIZ et al. (1991)								
	0,1 a 1 ano	NI	70,0	4,0	NI	150	NI	NI
Sala A	1 a 5 anos	NI	75,0	4,0	NI	160	NI	NI
Centro II	5 a 10 anos	NI	75,0	6,0	NI	210	NI	NI
	10 a 14 anos	NI	80,0	6,0	NI	320	NI	NI
GALLINI et al. (1992)								
	< = 1 ano*	13	36,6		120	150	180	
	1 a 5 anos*	14	38,7		50	160	690	
	5 a 9 anos**	14	63,2		20	240	640	
	9 a 14 anos**	9	59,1		20	250	500	
KYRIOU et al. (1996)								
	0,1 a 1 ano	NI	67,0	3,8	NI	60	NI	NI
Sala C1	1 a 5 anos	NI	69,0	4,0	NI	70	NI	NI
	5 a 10 anos	NI	70,0	4,0	NI	70	NI	NI
	10 a 16 anos	NI	71,0	4,0	NI	70	NI	NI
	0,1 a 1 ano	NI	61	3,9		130		
Sala G2	1 a 5 anos	NI	67	4,5		110		
	5 a 10 anos	NI	69	4,6		80		
	10 a 16 anos	NI	82	4,9		100		
GOGOS et al. (2003)								
	3 a 7 anos	7	51	2,1	98	137	197	16
	8 a 12 anos	11	56	2,4	99	144	197	15
	13 a 18 anos	7	72	2,2	79	256	380	20

Tabela 53. Parâmetros de técnica (kV, mAs), $K_{a,e}$ (em μGy) e E (em μSv), encontrados nos exames de tórax AP/PA, nas instalações estudadas, em comparação com os resultados fornecidos pela literatura (continuação).

HOSPITAL / SALA		N	kV Média	mAs Média	Mín.	K _{a,e} (μGy) Média	Máx.	E (μSv) Média
MOHAMADAIN et al. (2004)								
Hosp. Omdurman	0 a 1 ano*	10	54,4	7,2	98	146	230	21
	1 a 5 anos*	18	59,5	9,4	63	161	259	25
	5 a 10 anos**	10	68,3	11,6	88	233	843	23
	10 a 15 anos**	8	69,6	12,6	100	159	231	15
OLIVEIRA et al. (2003)								
Inst. A	< 1 ano	20	58,4	4,3	109	210	379	NI
	1,1 a 4 anos	34	64,4	4,2	120	260	421	NI
	4,1 a 6 anos	11	65,8	4,2	167	232	375	NI
	6,1 a 10 anos	15	71,8	4,2	123	194	313	NI
	> 10 anos	5	76,2	4,0	70	124	177	NI
Inst. C	< 1 ano	3	39,5	14,8	231	340	457	NI
	1,1 a 4 anos	6	55,3	9,2	259	460	588	NI
	6,1 a 10 anos	3	65,3	14,8	355	450	622	NI
	> 10 anos	3	66,0	16,1	579	644	708	NI
FREITAS (2005)								
	0 a 15 anos*	33	61	9	30	150	300	NI
	0 a 15 anos**	26	71	11	50	220	480	NI
AZEVEDO et al. (2006)								
HMJ	0 a 1 ano*	36	54	1,8	NI	52	NI	9
	1 a 5 anos*	91	55	2,0	NI	63	NI	9
	5 a 10 anos*	11	58	2,0	NI	64	NI	9
	10 a 15 anos**	14	NI	NI	NI	112	NI	12
IFF	0 a 1 ano*	22	63	3,1	NI	67	NI	12
	1 a 5 anos*	51	67	3,7	NI	77	NI	12
	5 a 10 anos*	17	68	3,2	NI	79	NI	11
	10 a 15 anos**	6	NI	NI	NI	83	NI	6
LUNELLI (2006)								
	0 a 1 ano	NI	55,0	1,5	25	48	62	NI
	1 a 5 anos	NI	62,5	1,6	19	35	63	NI
	5 a 10 anos	NI	65,6	1,6	21	30	36	NI
	10 a 15 anos	NI	71,7	1,6	30	38	45	NI

* Somente Projeção AP; ** Somente Projeção PA.

Tabela 54. Parâmetros de técnica (kV, mAs), $K_{a,e}$ (em μGy) e E (em μSv), encontrados nos exames de tórax LAT, nas instalações estudadas em comparação com os resultados fornecidos pela literatura.

HOSPITAL / SALA		N	kV Média	mAs Média	Mín.	$K_{a,e}$ (μGy)		E (μSv) Média
Hosp. A								
	0 a 1 ano	16	55,5	3,7	79	118	174	22
	1 a 5 anos	21	56,6	4,2	71	128	219	18
	5 a 10 anos	9	67,1	5,8	94	224	442	19
	10 a 16 anos	5	89,6	8,2	255	325	416	36
Hosp. B1								
	0 a 1 ano	52	59,5	7,5	40	75	145	16
	1 a 5 anos	113	60,2	7,9	23	82	145	14
	5 a 10 anos	15	62,4	7,1	52	103	202	14
Hosp. B2								
	5 a 10 anos	12	72,1	12,5	88	206	372	29
	10 a 16 anos	8	73,1	12,5	138	265	532	32
Hosp. C1								
	0 a 1 ano	12	53,0	11,5	38	96	120	17
	1 a 5 anos	64	55,1	12,6	43	128	207	17
	5 a 10 anos	33	60,1	15,2	52	169	377	20
	10 a 16 anos	10	77,4	26,4	243	340	647	41
Hosp. C2								
	1 a 5 anos	10	59,5	4,3	20	92	256	12
	5 a 10 anos	7	66,6	6,3	86	138	219	15
Hosp. D								
	1 a 5 anos	55	60,6	23,6	112,5	276	504,2	29
RUIZ et al. (1991)								
Sala A Centro II	0,1 a 1 ano	NI	90,0	4,0	NI	220	NI	NI
	1 a 5 anos	NI	95,0	4,0	NI	310	NI	NI
	5 a 10 anos	NI	95,0	6,0	NI	370	NI	NI
	10 a 14 anos	NI	100,0	6,0	NI	630	NI	NI
GALLINI et al. (1992)								
	1 a 5 anos	18	52,3	NI	140	300	900	NI
	5 a 9 anos	12	57,5	NI	70	260	680	NI
	9 a 14 anos	4	60	NI	100	170	320	NI
FREITAS (2005)								
	0 a 15 anos	33	75	14	70	440	1220	NI
AZEVEDO et al. (2006)								
HMJ	0 a 1 ano	7	NI	NI	NI	105	NI	13
	1 a 5 anos	35	NI	NI	NI	104	NI	11
	5 a 10 anos	9	NI	NI	NI	158	NI	15
IFF	0 a 1 ano	11	NI	NI	NI	190	NI	26
	1 a 5 anos	44	NI	NI	NI	109	NI	13
	5 a 10 anos	18	NI	NI	NI	113	NI	11
LUNELLI (2006)								
	0 a 1 ano	NI	59,8	1,7	48	66	79	NI
	1 a 5 anos	NI	71,1	1,6	34	52	83	NI
	5 a 10 anos	NI	75,1	1,6	31	45	55	NI
	10 a 15 anos	NI	83,9	1,6	50	55	61	NI

Tabela 55. Parâmetros de técnica (kV, mAs), $K_{a,e}$ (em μGy) e E (em μSv), encontrados nos exames de SAF FN/MN, nas instalações estudadas em comparação com os resultados fornecidos pela literatura.

HOSPITAL / SALA		N	kV Média	mAs Média	Mín.	$K_{a,e}$ (μGy) Média Máx.		E (μSv) Média
Hosp. A								
	1 a 5 anos	32	70,0	17,9	1052	1398	2032	39
	5 a 10 anos	56	68,9	20,2	907	1561	2175	23
	10 a 16 anos	12	71,3	18,8	1247	1614	1900	16
Hosp. B2								
	1 a 5 anos	24	63,8	39,1	197	829	1562	27
	5 a 10 anos	28	64,5	43,0	688	1107	1518	20
	10 a 16 anos	14	61,9	46,3	494	960	1312	6
Hosp. C1								
	1 a 5 anos	44	75,5	22,3	492	877	1316	56
	5 a 10 anos	40	74,3	29,0	659	1184	1745	55
	10 a 16 anos	26	73,8	36,2	851	1520	2368	26
Hosp. C2								
	1 a 5 anos	10	74,3	25,0	998	1168	1361	64
	5 a 10 anos	22	74,9	23,3	696	1327	1697	35
	10 a 16 anos	14	74,9	24,3	1249	1518	1938	29
Hosp. D								
	1 a 5 anos	55	67,4	56,2	1420	3886	8294	34
	5 a 10 anos	44	68,2	61,7	863	4401	9189	28
	10 a 16 anos	13	68,2	73,1	2697	5091	6884	34
FREITAS (2005)								
SAF-MN	0 a 15 anos	28	69	40	30	1360	3430	NI
SAF-FN	0 a 15 anos	24	67	40	50	1300	2790	NI

Tabela 56. Comparação dos valores de $P_{K,A}$ (em $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$) encontrados no presente trabalho com os resultados apresentados na literatura.

	Faixa Etária	N	P _{K,A} (cGy . cm ²)		
			Mín.	Média	Máx.
Hosp. A					
	0 a 1 ano	5	1,8	2,3	3,2
	1 a 5 anos	10	2,4	4,0	9,4
	5 a 10 anos	8	2,6	8,8	22,8
	10 a 16 anos	5	13,1	15,2	21,2
Hosp. B1					
	0 a 1 ano	20	0,8	1,3	2,0
	1 a 5 anos	36	1,0	1,9	3,2
	5 a 10 anos	8	2,4	2,9	3,7
Hosp. B2					
	5 a 10 anos	5	3,9	8,6	13,4
Hosp. D					
	0 a 1 ano	9	1,7	3,2	4,9
	1 a 5 anos	26	2,1	13,1	34,3
	5 a 10 anos	12	10,9	32,7	54,4
MOONEY & THOMAS (1998)					
	< 1 ano	16	0,4	1,2	2,1
	1 a 5 anos	16	1,1	1,7	4,3
	5 a 10 anos	30	1,0	2,3	6,5
KYRIOU et al. (1996)					
	1m - < 12 m	70	0,3	1,8	5,7
	1 a 5 anos	135	0,8	2,5	11,0
	5 a 10 anos	74	1,4	3,4	9,5
CHAPPLE et al. (1992)					
	< 1 ano	26	1,0	3,2	8,0
	1 a 5 anos	30	2,0	4,7	18,0
	6 a 18 anos	7	2,0	6,9	15,0
HUFTON et al. (1998)					
	1m - < 12 m	8	NI	0,974	NI
sala 1	1 a 5 anos	11	NI	1,54	NI
	5 a 10 anos	15	NI	1,84	NI
	1m - < 12 m	22	NI	0,812	NI
sala 7	1 a 5 anos	19	NI	0,922	NI
	5 a 10 anos	11	NI	1,67	NI
MCDONALD et al. (1996)					
	< 1 ano	25	0,5	1,5	2,5
	1 a 5 anos	22	1,1	2,4	4,9
	5 a 10 anos	14	1,5	3,2	5,8
LIMA et al. (2004)					
	NI (sala 3)	71	16,0	40,8	69,4
	NI (sala 7)	32	12,4	43,0	78,2

5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Foi realizado um levantamento das condições de radioproteção e das doses recebidas pelos pacientes pediátricos em exames radiográficos convencionais realizados em instituições da cidade de Belo Horizonte, MG. Ao todo foram acompanhados os exames de 942 pacientes, que realizaram 1536 procedimentos radiográficos (média de 1,6 exames por paciente), nas seis salas dos quatro hospitais: A, B1, B2, C1, C2 e D.

Nos testes de controle de qualidade realizados, foi verificado que os equipamentos de raios X das seis salas dos quatro hospitais estudados apresentaram desempenhos insatisfatórios em grande parte dos testes exigidos pela Portaria 453 do Ministério da Saúde. O teste de alinhamento e colimação do feixe de raios X foi o único em que os todos os hospitais atenderam aos requisitos. No teste do rendimento do tubo de raios X, apesar de terem sido encontrados valores baixos para esse parâmetro, os desempenhos dos aparelhos foram também considerados aceitáveis, devido às novas orientações publicadas em documento recente do Ministério da Saúde (MS, 2005). No teste da camada semi-redutora (CSR), apenas uma instituição apresentou desempenho inadequado. Nos demais testes, como exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo e do tempo de exposição, linearidade e reprodutibilidade do Kerma no ar com a carga, os aparelhos atenderam parcialmente aos requisitos, apresentando desempenhos satisfatórios para algumas combinações de técnica radiográfica. Esse fato tornou difícil a classificação dos aparelhos de raios X quanto aos requisitos da Portaria 453, uma vez que, para algumas combinações de parâmetros de técnica, utilizadas clinicamente, os aparelhos tiveram comportamento aceitável.

Com relação aos requisitos de radioproteção foi verificado que não era comum, nos hospitais estudados, a utilização de protetores plumbíferos nos pacientes durante a realização dos procedimentos. A imobilização das crianças mais jovens durante a realização dos exames era efetuada, freqüentemente, pelo acompanhante, para o qual nem sempre era oferecido o protetor plumbífero. A utilização dos cilindros de colimação durante a realização dos exames de seios da face foi prática freqüente em apenas um dos hospitais estudados. Com relação ao uso de filtros adicionais de cobre, sugerido pelos guias de boas práticas, não foi constatado seu uso em nenhum procedimento acompanhado nas instituições estudadas. Conclui-se que

apesar dos hospitais atenderem aos requisitos da Portaria 453 quanto à disponibilidade de aventais plumbíferos, tabelas de exposição e avisos luminosos e informativos aos pacientes e acompanhantes, de um modo geral, os hospitais não assimilaram nas atividades diárias as recomendações e os conceitos de proteção radiológica.

A partir da caracterização dos exames, pôde-se constatar que os procedimentos radiográficos mais freqüentemente realizados em crianças nas instituições estudadas foram os exames de Tórax (incidências AP/PA/LAT) e Seios da Face (incidências FN e MN). Assim, na apresentação dos dados referentes aos parâmetros de irradiação e dose paciente foram considerados, apenas, os exames de tórax e seios da face cujo número de pacientes amostrados por faixa etária foi maior ou igual a cinco.

De uma maneira geral, concluiu-se que os parâmetros de irradiação empregados nos exames de tórax AP/PA/LAT e seios da face FN/MN não estão de acordo com os dois principais guias de boas práticas (CE, 1996b, COOK et al., 2006). O emprego de tensões baixas e tempos de exposição / cargas altas são comuns em todos os hospitais. Os altos valores de carga empregados, normalmente estão associados aos baixos rendimentos dos aparelhos, uso desnecessário de grades antiespalhamento e restrições dos temporizadores dos equipamentos de raios X. Contribuem, também, para a não otimização dos procedimentos radiográficos, a falta de uma cultura de proteção radiológica por parte das instituições, que não apresentam uma política de treinamento continuado dos profissionais e planos de manutenção preventiva dos aparelhos de raios X. Como foi mencionado, os aparelhos apresentam, de uma maneira geral, desempenhos inadequados ou bem próximos dos limites de aceitação (MS, 1998), de parâmetros técnicos importantes dos equipamentos. Soma-se a isso, as idades avançadas e as tecnologias ultrapassadas desses equipamentos utilizados pelas instituições estudadas. O aumento da distância foco-filme, conforme recomendado por COOK et al. (2006), poderia, também, contribuir para a adequação dos parâmetros de irradiação e, conseqüentemente, na redução das doses recebidas pelos pacientes.

Os valores médios de Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) estimados para todos os hospitais nos exames de Tórax AP/PA/LAT ficaram acima das doses de referência (NRD) propostos pelo Guia Britânico de boas práticas (COOK et al., 2006). Para pacientes com idades inferiores a 10 anos, mais de 50% dos exames de tórax AP/PA forneceram valores de $K_{a,e}$ inferiores a 100 μ Gy, que é o NRD proposto pelo Guia Europeu de boas práticas (CE, 1996b) para uma criança padrão de 5 anos de idade. Para pacientes com idades inferiores a 5 anos, mais de 75% dos exames foram realizados com $K_{a,e}$ abaixo desse último valor. No caso

dos exames de tórax LAT, mais de 70% dos exames para pacientes com idades entre 1 e 5 anos forneceram doses inferiores a 100 μGy . Para pacientes com idades entre 5 e 10 anos, cerca de 70% dos exames realizados forneceram valores de $K_{a,e}$ inferiores a 200 μGy , que é o NRD proposto pelo Guia Europeu (CE, 1996b). No Hospital D, o valor médio de $K_{a,e}$ chegou a ser quase três vezes superior ao estimado nos demais hospitais.

Nos exames de seios da face, os valores médios de $K_{a,e}$ estimados para o Hospital D foram significativamente superiores (fator $> 2,5$) aos encontrados nos demais hospitais. Para pacientes com idades entre 10 e 16 anos, o valor médio de $K_{a,e}$ estimado na sala 2 do Hospital B foi inferior ao valor de referência proposto pelo Guia Britânico (COOK et al., 2006). Nas demais salas, os valores médios de $K_{a,e}$ foram superiores aos sugeridos pelo Guia Britânico. Os valores relativamente altos de $K_{a,e}$ encontrados nos hospitais estudados, comparativamente aos NRDs propostos pelo Guia Britânico foram atribuídos ao uso indiscriminado de grades antiespalhamento, nesse tipo de exame, em praticamente todos os hospitais, procedimento não recomendado pelo Guia Britânico para pacientes menores de 10 anos de idade. Na maior parte dos exames, os valores de $K_{a,e}$ ficaram entre 1000 μGy e 1500 μGy . Para pacientes maiores de 10 anos, mais de 50% dos exames forneceram valores de $K_{a,e}$ superiores a 1500 μGy .

As doses nos órgãos e doses efetivas estimadas nos exames analisados mostraram a importância da colimação do campo de raios X, uma vez que tanto nos exames de Tórax AP/PA/LAT, quanto nos exames de seios da face (FN/MN), órgãos que não deveriam estar integralmente dentro do campo de radiação receberam doses relativamente altas. Exemplo disso é o caso da tireóide, órgão de moderada radiosensibilidade, que no Hospital D, que utiliza cilindro de colimação nos exames de seios da face, recebeu dose menor que nos demais hospitais, apesar dos valores de $K_{a,e}$ nesse hospital terem sido substancialmente maiores que os encontrados nos outros hospitais. As doses efetivas (E) médias estimadas para os Hospitais / salas B1, C1 e C2, nos exames de tórax AP/PA ficaram abaixo das sugeridas pelo Guia Britânico de Boas Práticas (COOK et al., 2006), que estabelece para todas as faixas etárias valores menores que 10 μSv . No entanto, nos exames de tórax LAT, todos os hospitais apresentaram valores de dose efetiva mais altos que os sugeridos pelo Guia Britânico. Nos exames de Seios da Face, os valores médios da Dose Efetiva encontrados nos hospitais estudados foram maiores que os sugeridos pelo Guia Britânico em exames de crânio (AP/PA/LAT), por um fator superior a 2, chegando a um fator maior do que 4 nos exames realizados no hospital C. Esses valores altos de dose efetiva estão associados, também, com a colimação inadequada do campo de raios X.

De uma maneira geral, pode-se constatar que, apesar dos hospitais estudados não utilizarem técnicas radiográficas otimizadas de acordo com os Guias de Boas Práticas Europeu e Britânico, os valores de $K_{a,e}$ estimados foram mais baixos do que os encontrados em instituições brasileiras e de países do 1º mundo, como Inglaterra, Espanha e Itália. Esse fato deixa dúvidas com relação à qualidade das imagens aceitas para diagnóstico nas instituições estudadas. É imprescindível que as doses recebidas pelos pacientes sejam as mais baixas possíveis, no entanto, sem prejuízo na imagem radiográfica, que se não possuir qualidade adequada, pode induzir diagnósticos errôneos, eliminando, assim, o benefício da realização do exame e, conseqüentemente, tornando a prática injustificável. Com relação aos valores de $P_{K,A}$ e Dose Efetiva, os dados mostram a necessidade de uma colimação mais acurada do campo de raios X, que possibilitaria a redução significativa nos valores dessas duas grandezas.

Um estudo que envolva a avaliação conjunta da dose e qualidade da imagem poderia dar informações adicionais a respeito da otimização da proteção ao paciente pediátrico nas instalações radiológicas de Belo Horizonte. No presente estudo a qualidade da imagem radiográfica não foi avaliada devido às dificuldades práticas de se conseguir tal intento sem prejudicar a rotina dos hospitais. A avaliação da qualidade da imagem através da utilização dos critérios sugeridos pelos Guias Britânico e Europeu de Boas Práticas requer a disponibilidade de médicos radiologistas durante a coleta dos dados, ou a digitalização da radiografia, em tempo hábil, na própria sala de exames, para posterior avaliação do médico. Essas duas alternativas são de difícil execução uma vez que acarretam comprometimento da rotina do hospital e, conseqüentemente, inviabilizam a realização de um levantamento em larga escala como foi o enfoque deste trabalho. Dessa forma, sugere-se para a realização de um trabalho futuro, a utilização de objetos testes ou simuladores, para a quantificação da qualidade da imagem. A utilização de objetos testes, disponíveis comercialmente, como o TOR [CDR], fabricado pela Leeds Test Objects Limited, ou o CDRAD 2.0, produzido pela Carpintec, acoplados a placas de acrílico para simular as dimensões do paciente, tem mostrado resultados interessantes (LLORCA et. al. 1993, GELEIJNS et. al. 1993). Além disso, a confecção de fantasmas pediátricos como o desenvolvido por PINA (2002) e VASSILEVA (2002), para pacientes adultos, viabilizaria um levantamento em larga escala da qualidade da imagem, não somente em instalações da cidade como de todo o estado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AAPM. American Association of Physicists in Medicine. Performance Acceptance Testing for X-Ray Generators and Automatic Exposure Control Devices. AAPM Report N° 14. New York, NY: American Institute of Physics, 1985.
- AAPM. American Association of Physicists in Medicine. Protocols for the radiation safety surveys of diagnostic radiological equipment. AAPM Report N° 25. New York, NY: American Institute of Physics, 1988.
- ALMÉN A.; LÖÖF M.; MATTSSON, S. Examination technique, image quality, and patient dose in paediatric radiology. A survey including 19 Swedish hospitals. *Acta Radiologica*, v.37, p.337-342, 1996.
- ARMPILIA, C.I.; FIFE, I.A.J.; CROASDALE, P.L. Radiation dose quantities and risk in neonates in a special care infant unit. *British Journal of Radiology*, vol. 75, p.590-595, 2002.
- 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*, vol. 51, p.3723-3732, 2006.
- AZEVEDO, A.C.P.; MOHAMADAIN, K.E.M.; OSIBOTE, O.A.; CUNHA, A.L.L.; PIRES FILHO, A. Estudo comparativo das técnicas radiográficas e doses entre o Brasil e a Austrália. *Radiologia Brasileira*, vol.38, n.5, 2005.
- BONTRAGER, K.L. Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica. 4. Ed. Rio de Janeiro: G. Koogan, 1999.
- BRINDHABAN, A.; AL-KHALIFAH, K. Radiation dose to premature infants in neonatal intensive care units in kuwait. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 111, p.275-281, 2004.
- BURKE, K.; SUTTON, D. Optimization and deconvolution of lithium fluoride TLD-100 in diagnostic radiology. *British Journal of Radiology*, v. 70, p. 261-271, 1997.
- CANEVARO, L.V. Otimização da proteção radiológica em fluoroscopia / Níveis de Referência em Radiodiagnóstico. Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), tese de doutorado, 2000.
- CCEEM. Centro de Control Estatal de Equipos Médicos. Control de Calidad de Equipos de Radiografía. Guía Técnica CCEEM GT-07, 1998.

- CDTN. Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Guia para execução de testes em aparelhos de raios X diagnóstico. Belo Horizonte, 1995.
- 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.
- CE. Comissão Europeia. Orientações relativas aos níveis de referência de diagnóstico (NRD) para exposições médicas. Protecção contra as radiações 109, MED 97/43/EURATOM, 1999.
- 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. Título Original: Guidelines on best practice in the x-ray imaging of children; a manual for all x-ray departments.
- DATASUS – Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde. Sistema de Informações da Saúde. [banco de dados on-line]. Disponível em <[URL:http://tabnet.datasus.gov.br/tabnet/tabnet.htm](http://tabnet.datasus.gov.br/tabnet/tabnet.htm)>, Maio 2004.
- 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.
- EJZEMBERG, B.; SIH, T.; HAETINGER, R. III Manual de Otorrinolaringologia Pediátrica da IAPO. IAPO - Interamerican Association of Pediatric Otorhinolaryngology. Diagnóstico e Abordagem Terapêutica da Sinusite na Criança, p.145-167, 2003. Disponível em www.iapo.org.br.
- EVANS, K.L. Fortnightly Review: Diagnosis and management of sinusitis. *British Medical Journal*, v.309, p.1415-1422, 1994.
- FAULKNER, K.; BROADHEAD, D.A.; HARRISON, R.M. Patient dosimetry measurement methods. *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 50, p.113–123, 1999.
- FDA. Food and Drug Administration. Routine compliance testing procedures for diagnostic X-ray systems. CDRH / U.S.DHHS, Center for Devices and Radiological Health, U.S. Department of Health and Human Services, 2000.

- 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.
- GALLINI, R.E., BELLETTI, S., BERNA, V., GIUGNI, U. Adult and child doses in standardised X ray examinations. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 43, p. 41-47, 1992.
- GELEINJNS, J.; SCHULTZE KOOL, L.J.; ZOETELIEF, J.; ZWEERS, D.; BROERSE, J. J. Image quality and dosimetric aspects of chest x ray examinations: measurements with various types of phantoms. *Radiation Protection Dosimetry*, v.49, p.83-88, 1993.
- GHILARDI NETO, T. Garantia e controle da qualidade em radiodiagnóstico. Apostila, 1998; <<http://rxnet.com.br>>.
- GOGOS, K.A.; YAKOUMAKIS, E.N.; TSALAFOUTAS, I.A.; MAKRI, T.K. Radiation dose considerations in common pediatric x-ray examinations. *Pediatric Radiology*, v.33, p.236-240, 2003.
- HARRISON, R.M., CLAYTON, C.B., et. al. 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.
- HART, D.; WALL, B.F.; SHRIMPTON, P.C.; DANCE, D.R. The establishment of reference doses in paediatric radiology as a function of patient size. *Radiation Protection Dosimetry*, v.90, p.235-238, 2000.
- HART, D.; HILLIER, M.C.; WALL, B.F. Doses to patients from medical X-Ray examinations in the UK – 2000 review. National Radiological Protection Board, Oxon: NRPB-W14, 2002.
- HINTENLANG, K.M.; WILLIAMS, J.L.; HINTENLANG, D.E. A survey of radiation dose associated with pediatric plain-film chest x-ray examinations. *Pediatric Radiology*, v.32, p.771-777, 2002.
- 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. International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. IAEA, Vienna: BSS Safety Series 115, 1996.
- ICRP. International Commission on Radiological Protection. Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics. Pergamon Press, Oxford, UK: ICRP Publication 23, 1975
- 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, UK: Draft of 12 February 2006.
- 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.
- IEE. Instituto de Eletrotécnica e Energia. Procedimentos para testes de estado: Equipamentos de Raios X. São Paulo: IEE, USP, 1999.
- INMETRO. Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial. Guia para expressão da incerteza na medição. 2 ed. Brasileira do Guide to the expression of uncertainty in measurement. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, SBM, 1998.
- IPEM. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. York, UK: IPEM/CoR/NRPB, IPEM Report 77, 1997.
- 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.
- IRD. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Controle de qualidade em radiodiagnóstico. Rio de Janeiro: Protocolos IRD, 2000.

- 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.
- JONES, N.F.; PALARM, T.W.; NEGUS, I.S. Neonatal chest and abdominal radiation dosimetry: a comparison of two radiographic techniques. *British Journal of Radiology*, v.74, p.920-925, 2001.
- KHOURY, H.J.; AZEVEDO, A.C.; OSIBOTE, A.O. Avaliação de Dose em Radiologia Convencional no Rio de Janeiro e em Recife. In: I Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica, Rio de Janeiro, 2005.
- KRAMER, R.; VIEIRA, J.W.; KHOURY, H.J.; LIMA, F.R.A.; FUELLE, D. All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, v.48, p.1239-1262, 2003.
- KRAMER, R.; KHOURY, H.J.; VIEIRA, J.W.; LOUREIRO, E.C.M.; LIMA, V.J.M.; LIMA, F.R.A.; HOFF, G. All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection Dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, v.49, p.5203-5216, 2004.
- KYRIOU, J.C.; FITZGERALD, M.; PETTETT A.; COOK, J.V.; PABLOT, S.M. A comparison of dose and techniques between specialist and non-specialist centres in the diagnostic X-ray imaging of children. *British Journal of Radiology*, v.69, p.437-450, 1996.
- 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. Análise crítica da medida da camada semi-redutora em radiologia diagnóstica. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), dissertação de Mestrado, 2002.
- LACERDA, M.A.S.; KHOURY, H.J.; DA SILVA, T.A.; AZEVEDO, A.C.P.; GUEDES, E.C. Avaliação das Condições de Radioproteção e dose Paciente em Exames de Tórax realizados em um Hospital Público Infantil de Belo Horizonte. In: I Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica, Rio de Janeiro, 2005.
- 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.
- LIMA, A.A.; CARVALHO, A.C.P.; AZEVEDO, A.C.P. Avaliação dos padrões de dose em radiologia pediátrica. *Radiologia Brasileira*, v.37, p.279-282, 2004.
- LINDSKOUG, B.A. The Reference Man in diagnostic radiology dosimetry. *British Journal of Radiology*, v.65, p.431-437, 1992.
- LLORCA, A.L., GUIBELALDE, E., VAÑÓ, E., RUIZ, M.J. Analysis of image quality parameters using a combination of an ANSI Type Phantom and the LEEDS TOR

- (CDR) test object in simulations of simple examinations. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 49, p. 47-49, 1993.
- LUNELLI, N.A. Avaliação de Dose de Entrada na Pele em Exames Radiográficos de Tórax em crianças no Hospital de Clínicas de Curitiba. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UFTPR), dissertação de mestrado, 2006.
- MACCIA, C.; BENEDITTINI, M.; et. al. Doses to patients from diagnostic radiology in France. *Health Physics*, v.54, n.4, p.397-408, 1988.
- MARSHALL, N.W, FAULKNER, K.; BUSCH, H.P.; MARSH, D.M.; PFENNING, H. An investigation into the radiation dose associated with different imaging systems for chest radiology. *British Journal of Radiology*, v.67, p.353-359, 1994.
- 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.
- MAZONAKIS, M.; DAMILAKIS, J.; RAISSAKI, M.; NICHOLAS, G. Radiation dose and cancer risk to children undergoing skull radiography. *Pediatric Radiology*, v.34, p.624-629, 2004.
- MCDONALD, S.; MARTIN, C.J.; DARRAGH, C.L.; GRAHAM, D.T. Dose-area product measurements in paediatric radiology. *British Journal of Radiology*, v.69, p.318-325, 1996.
- MCPARLAND, B.J.; GORKA, W.; LEE, R., LEWALL, D.B.; OMOJOLA, M.F. Radiology in the neonatal intensive care unit: dose reduction and image quality. *British Journal of Radiology*, v.69, p.929-937, 1996.
- MENDELSON, M.; NOYEK, A. The role of conventional sinus radiographs in paranasal sinus disease. In: *An atlas of imaging of the paranasal sinuses*, p.33-36, 1994.
- MOHAMADAIN, K.E.M.; AZEVEDO, A.C.P.; DA ROSA, L.A.R.; GUEBEL, M.R.N.; BOECHAT, M.C.B. Dose measurements using thermoluminescent dosimeters and DoseCal software at two hospitals in Rio de Janeiro. *Applied Radiation and Isotopes*, v.59, p.53-57, 2003.
- MOHAMADAIN, K.E.M.; DA ROSA, L.A.R.; AZEVEDO, A.C.P.; GUEBEL, M.R.N.; BOECHAT, M.C.B.; HABANI, F. Dose evaluation for paediatric chest x-ray examinations in Brazil and Sudan: low doses and reliable examinations can be achieved in developing countries. *Physics in Medicine and Biology*, v.49, p.1017-1031, 2004.
- 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.
- MS. Ministério da Saúde - Brasil. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Portaria 453. Brasília: Ministério da Saúde, 1998.

- MS. Ministério da Saúde - Brasil. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança.. Brasília: Ministério da Saúde, 2005.
- OLIVEIRA, M.L.; KHOURY, H. Influência do procedimento radiográfico na dose de entrada na pele de pacientes em raios-X pediátricos. *Radiologia Brasileira*, v.36, p.105-109, 2003.
- OMS; OPS. Organizacion Mundial de la Salud; Organizacion Panamericana de la Salud. Garantia de la calidad en radiodiagnóstico. Publicación Científica n.469. Washington, DC: OMS y OPS, 1984.
- 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.
- PINA, D.R. Metodologia para otimização de imagens radiográficas. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo (USP), tese de doutorado, 2002.
- 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.
- 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.
- RON, E. Cancer risks from medical radiation. *Health Physics*, v.85, p.47-59, 2003.
- ROHRMAN, A.M.D. Determinação das Doses na Entrada da Pele de Pacientes Submetidos a Exames de Radiodiagnósticos de Tórax em Hospitais Públicos. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), dissertação mestrado, 2001
- ROS, S.P.; HERMAN, B.E.; AZAR-KIA, B. Acute sinusitis in children: is the Water's view sufficient? *Pediatric Radiology*, v.25, p.306-307, 1995.
- ROSENSTEIN, M.; BECK, T.; WARNER, G. Handbook of selected organ doses for projections common in pediatric radiology. Rockville, MD: U.S. Department of Health and Human Services, 1979.
- ROSENSTEIN, M. Handbook of selected tissue dose for projections common in diagnostic radiology. HHS publication FDA 89-8031. Rockville, MD: U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, 1988.
- RUIZ, M.J.; GONZALEZ, L.; VAÑO, E.; MARTINEZ, A. Measurement of radiation doses in the most frequent simple examinations in paediatric radiology and its dependence on patient age. *British Journal of Radiology*, v.64, p.929-933, 1991.
- SCHNEIDER, K.; FENDEL, H.; BAKAWSKI, C.; STEIN, E.; KOHN, M.; KELLNER, M.; et al. Results of a dosimetry study in the European Community on frequent X-ray examinations in infants. *Radiation Protection Dosimetry*, v.43, p.31-36, 1992.

- SEFM; SEPR. Sociedad Española de Física Médica; Sociedade Española de Protección Radiológica. Protocolo Español de Control de Calidad em Radiodiagnóstico. Madrid: Edicomplet, 2002.
- SHRIMPTON, P.C.; WALL, B.F. An evaluation of the Diamontor 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.
- SHRIMPTON, P.C.; WALL, B.F.; JONES, D.G.; FISHER, E.S.; HILLIER, M.C.; KENDALL, G.M.; HARRISON, R.M. Doses to patients from routine diagnostic X-ray examinations in England. *British Journal of Radiology*, v.59, p.749-758, 1986.
- 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.
- TILLY JR, J.G. Avaliação de doses de radiação em pacientes submetidos à exames radiológicos convencionais. Ribeira Preto: *Universidade de São Paulo (USP)*, dissertação de mestrado, 1997.
- 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.
- WALL, B.F.; HARRISON, R.M.; SPIERS, F.W. Patient dosimetry techniques in diagnostic radiology. IPSM Report 53. York: IPSM, 1991.
- WALL, B.F.; SHRIMPTON, P.C. The historical development of reference doses in diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, v.80, p.15-20, 1998.
- WILLIAMS JR, J.W.; ROBERTS JR, L.; DISTELL, B.; SIMEL, D.L. Diagnosing sinusitis by X-ray: is a single Waters view accurate? *Journal of General Internal Medicine*, v.7, p.481-485, 1992.
- WRAITH, C.M.; MARTIN, C.J.; STOCKDALE, J.N.; MCDONALD, S.; FARQUHAR, B. An investigation into techniques for reducing doses from neo-natal radiographic examinations. *British Journal of Radiology*, v.68, p.1074-1082, 1995.
- VASSILEVA, J. A phantom for dose-image quality optimization in chest radiography. *British Journal of Radiology*, v.75, p.837-842, 2002.
- ZOETELIEF, J.; GELEIJNS, J.; KICKEN, P.J.H.; THIJSEN, M.A.O.; UNNIK, J.G. Diagnostic reference levels derived from recent surveys on patient dose for various types of radiological examination in the Netherlands. *Radiation Protection Dosimetry*, v.80, p.109-114, 1998.

APÊNDICE A – Dosimetria em Radiologia Diagnóstica Convencional

A grandeza dosimétrica fundamental em proteção radiológica é a dose absorvida D (ICRP, 1991). Em baixos níveis, a dose absorvida média em um órgão ou tecido humano é um indicador da probabilidade de efeitos estocásticos subsequentes. Em níveis mais altos, a dose absorvida nas regiões mais expostas dentro do corpo pode ser um indicador da severidade dos efeitos determinísticos (ICRU, 2005).

Em vista da dificuldade óbvia de se medir a distribuição da dose absorvida dentro do corpo na radiologia diagnóstica ou intervencionista, grandezas dosimétricas mais práticas, que possam ser diretamente medidas ou facilmente estimadas têm sido desenvolvidas. Essas grandezas práticas são usadas para duas finalidades distintas: determinar o risco e verificar as boas práticas de operação com objetivo de otimizar a proteção do paciente e a qualidade da imagem (ICRU, 2005).

GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS BÁSICAS

As grandezas dosimétricas básicas, relevantes na radiologia são: Fluência Energética, Kerma e Dose Absorvida (ICRU, 2005).

Fluência Energética (Ψ)

A energia carregada pelos fótons em um feixe de raios X pode ser especificada em termos de fluência energética Ψ , definida como o “quociente de dR por da , onde dR é a energia radiante incidente em uma esfera com área da seção transversal da ” (ICRU, 2005):

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (1)$$

A unidade da fluência energética é o $J \cdot m^{-2}$.

Kerma (K)

A grandeza kerma (K) é 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) ou seja:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2)$$

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 .

Dose Absorvida (D)

A dose absorvida (D) pode ser usada para quantificar a deposição de energia pela radiação ionizante. Ela é definida como “o quociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm , onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm ” (ICRU, 2005). Ou seja:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (3)$$

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

GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS PRÁTICAS

Três grandezas dosimétricas práticas têm sido utilizadas em radiologia diagnóstica convencional (ICRU, 2005). São elas: (a) Kerma no ar Incidente ($K_{a,i}$); (b) Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) e; (c) Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$). As duas primeiras grandezas 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 fantoma (Figura 1).

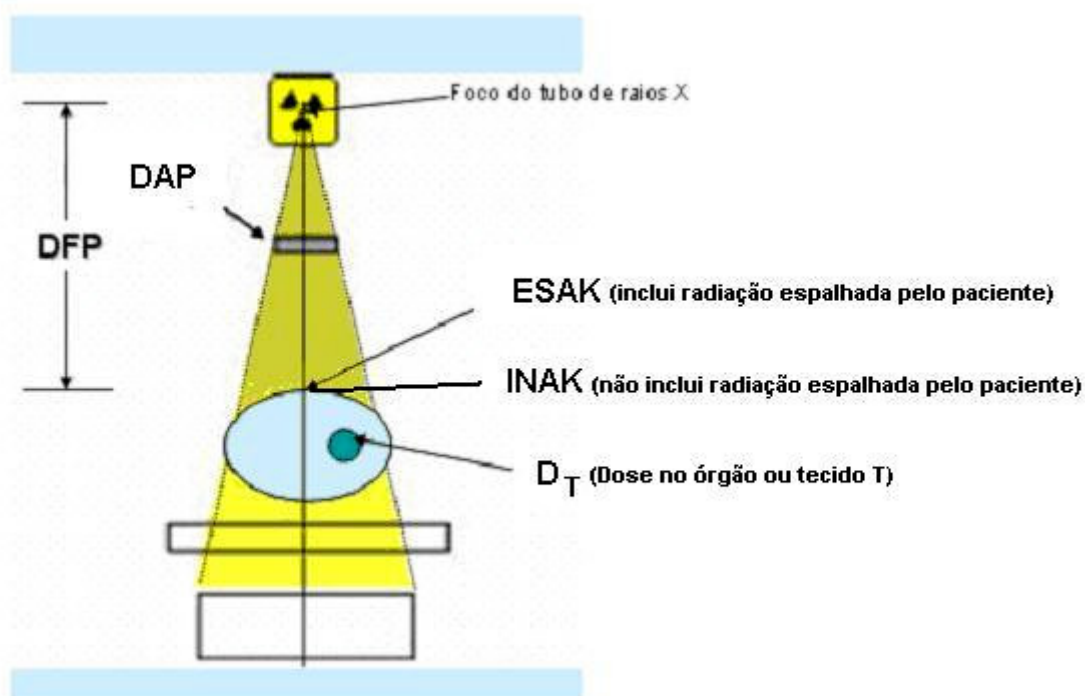


Figura A.1. Arranjo mostrando as três principais grandezas usadas para dosimetria do paciente em radiologia convencional e a Dose no órgão ou tecido (D_T).

Kerma no ar Incidente ($K_{a,i}$)

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 SI é o Gy (ICRU, 2005).

O $K_{a,i}$ pode ser determinado medindo-se o Kerma no ar, livre no ar, em qualquer outra distância “d” do foco do tubo de raios X. Para isso, basta corrigir o valor medido pela lei do inverso do quadrado da distância:

$$K_{a,i} = K_a(d) \cdot \frac{d^2}{(DFP)^2} \quad (4)$$

Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$)

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) (ICRU, 2005):

$$K_{a,e} = K_{a,i} \cdot BSF \quad (5)$$

O fator de retroespalhamento depende do espectro de raios X, do tamanho do campo e da espessura do paciente ou fantoma. Ele pode ser determinado experimentalmente, ou utilizando a técnica de Monte Carlo. Para espectros de raios X e tamanhos de campo típicos em exames diagnósticos convencionais de adultos este fator varia de 1,18 a 1,60 (PETOUSSI-HENSS et al., 1998). Em crianças, esse fator varia com a faixa etária, podendo assumir valor mínimo próximo a 1,10 (CHAPPLE et al., 1994, HART et al., 1996b).

Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$)

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 de feixe pequenas, então:

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

Uma propriedade muito útil dessa grandeza é que se o plano de medida ou cálculo não for muito próximo do paciente ou fantoma, ela praticamente não irá variar com a distância do foco do tubo de raios X. Dessa forma, não é necessário especificar a posição do plano. O $P_{K,A}$ é uma grandeza que apresenta uma correlação maior com o risco, uma vez que no seu valor está embutido o valor da área, o que dá uma indicação da quantidade de energia depositada no paciente. Assim, para um dado valor de $P_{K,A}$ não importa se o resultado é decorrente de uma dose elevada e um pequeno tamanho de campo ou de uma dose baixa e um tamanho de campo grande (CANEVARO, 2000).

APÊNDICE B – Exames Radiográficos dos Seios da Face

Os seios paranasais compreendem quatro cavidades emparelhadas: seios frontais, maxilares, etimoidais e esfenoidais (EVANS, 1994). Os seios maxilares e etimoidais desenvolvem-se entre o terceiro e o quinto mês da gestação e pneumatizam pouco depois do nascimento. Os seios frontais e esfenoidais também se desenvolvem durante a gestação, mas permanecem em estado primitivo durante vários anos e sua pneumatização completa não é alcançada até os 6 ou 8 anos. Depois dos 10 anos de idade, os seios frontais adquirem mais importância clínica dado que são um local mais comum 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, ainda que não cheguem a ser clinicamente importantes até os 18 a 24 meses de idade. Os seios esfenoidais, por outro lado, pneumatizam-se adequadamente aos 2 ou 3 anos de idade (Figura 1) e raramente são afetados nas crianças, exceto em casos de pansinusites (RODRIGUEZ, 1998).

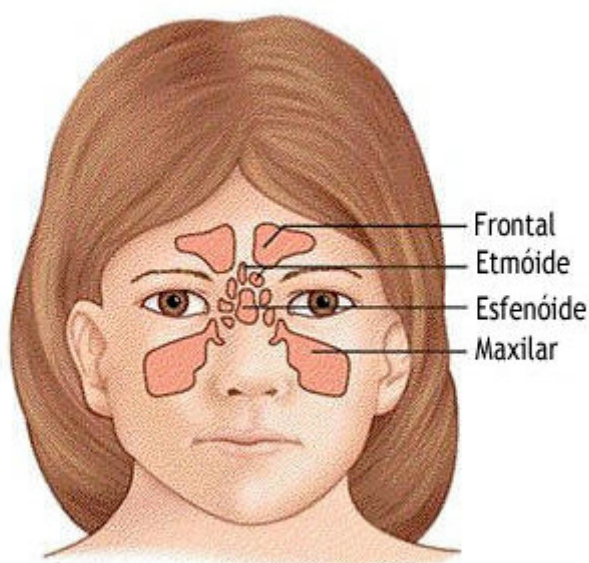


Figura B.1. Cavidades paranasais. FONTE: www.adam.com.

As cavidades paranasais têm comunicação com o nariz, de onde recebem o ar inspirado, para aquecimento e filtração. A integridade anatômica e funcional das cavidades paranasais depende do sistema imunitário, pois continuamente gases irritantes, partículas em suspensão no ar e microorganismos têm acesso a estes sítios anatômicos. Quando há obstrução de drenagem e acúmulo das secreções intra-sinusais, os microorganismos comensais da cavidade nasal, particularmente as bactérias, multiplicam-se na coleção líquida, e promovem a inflamação da parede sinusal (EJZEMBERG et al., 2003).

A inflamação das cavidades paranasais por um período de 30 dias ou menos é classificada como sinusite aguda e aquela que persiste além desse período é denominada sinusite crônica (RODRIGUEZ, 1998). A radiografia convencional tem aplicação clínica na investigação inicial de pacientes com suspeita de sinusite aguda, quando não for possível o diagnóstico baseado apenas nos sintomas clínicos, quando houver resposta insatisfatória ao tratamento ou nos casos de suspeita de comprometimento de estruturas adjacentes (JACOMELLI et al., 2003).

A radiografia convencional pode ser realizada nas seguintes incidências (JACOMELLI et al., 2003; BONTRAGER, 1999):

- 1) Waters ou mento-naso (SAF-MN), para avaliação preferencial dos seios maxilares;
- 2) Caldwell ou fronto-naso (SAF-FN), para estudo dos seios frontais, etmoidais anteriores;
- 3) Hirtz ou submento-vértice (SAF-SMV), estudam-se os seios etmoidais posteriores e o esfenoidal;
- 4) Incidência em perfil (SAF-LAT), que 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.

A Figura 2 mostra radiografias nas incidências mencionadas acima, com letras mostrando as regiões correspondentes aos seios frontais (F), etmoidais (E), maxilares (M) e esfenoidais (S).

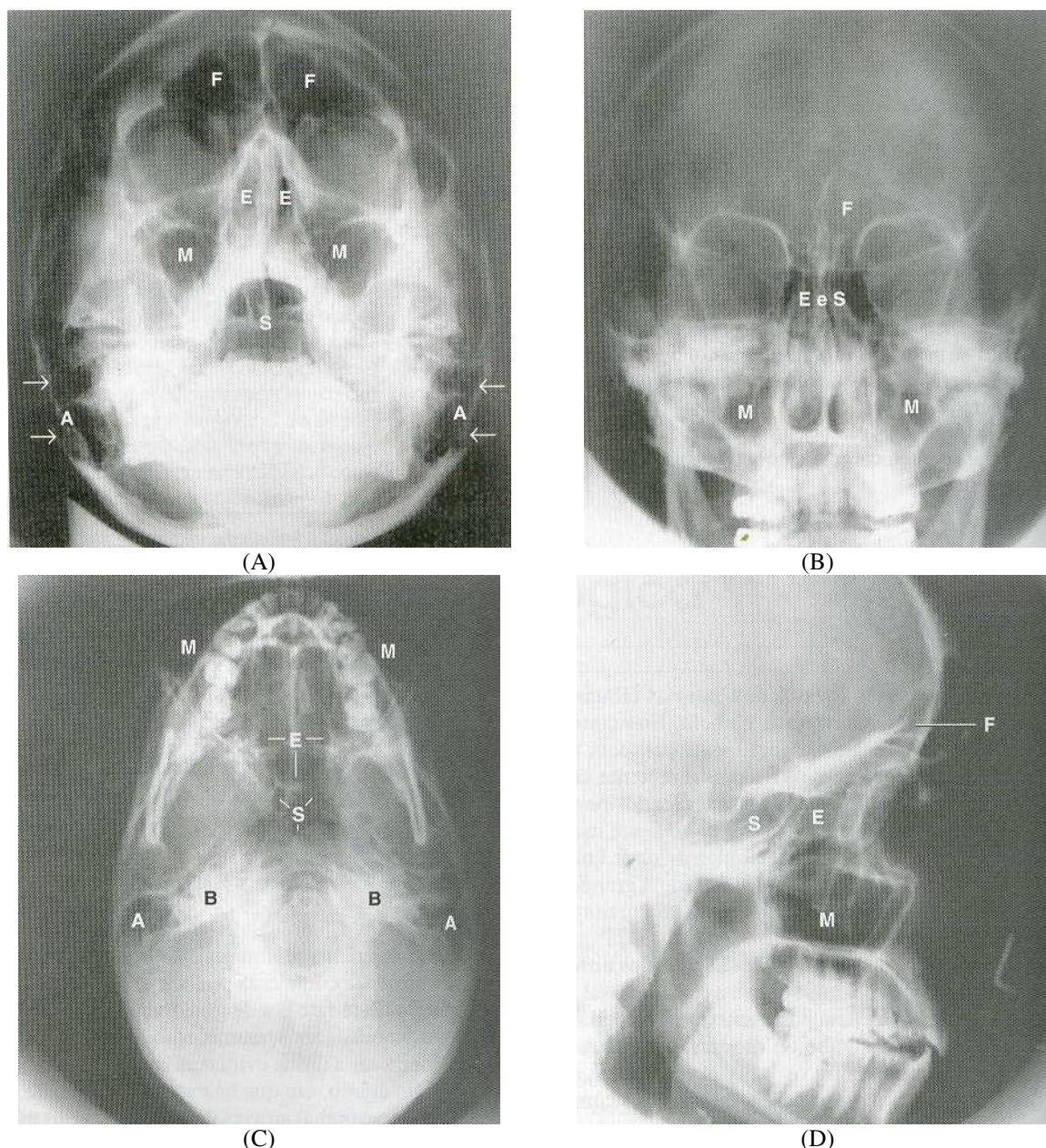


Figura B.2. Exemplos de radiografias de seios da face nas incidências: (A) SAF-MN (PA); (B) SAF-FN (PA); (C) SAF-SMV ; (D) SAF LAT.

Alguns estudos clínicos tem mostrado que uma única incidência de Waters (mento-naso) tem uma altíssimo nível de concordância com a série completa de 4 incidências (WILLIAMS et al., 1992). Com a realização de uma única incidência mento-naso em crianças pode-se ter uma exatidão de 87% no diagnóstico da sinusite aguda (ROS et al., 1995). O Guia Britânico de Boas Práticas em Radiologia fornece critérios de qualidade apenas para as incidências mento-naso e lateral (COOK et al., 2006).

