

PAULO MÁRCIO CAMPOS DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS DA QUALIDADE DE IMAGEM E DOSIMETRIA
DE PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES RADIOLÓGICOS DE TÓRAX**

BELO HORIZONTE

2012

PAULO MÁRCIO CAMPOS DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS DA QUALIDADE DE IMAGEM E DOSIMETRIA
DE PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES RADIOLÓGICOS DE TÓRAX**

Tese apresentada ao curso de Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Ciências das Radiações.

Área de Concentração: Ciências das Radiações

Orientação: Dr.: Teógenes Augusto da Silva

Co-orientação: Dr. Marco Aurélio de Souza Lacerda

**Belo Horizonte
Departamento de Engenharia Nuclear da UFMG
2012**

Campos de Oliveira, Paulo Márcio

Avaliação de parâmetros da qualidade de imagem e dosimetria de pacientes submetidos a exames radiológicos de tórax. Paulo Márcio Campos de Oliveira

Orientador: Dr. Teógenes Augusto da Silva – Belo Horizonte, 2012.

1. Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares) – PCTN / CCTN da Universidade Federal de Minas Gerais. I. Proteção Radiológica. II. Metrologia. III. Radiação

CDU- 543.52.054

DEDICATÓRIA

Aos meus pais,
Paulino e Marisa
e à minha irmã,
Lívia Mara.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Teógenes Augusto da Silva pelo apoio, excelente orientação e confiança nestes oito anos como colaborador;

Ao Dr. Marco Aurélio de Sousa Lacerda pela coorientação com extrema qualidade técnica e ideias diversas, que muito ajudaram na produção do trabalho.

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, em especial ao Laboratório de Calibração de Dosímetros, que deu total apoio técnico científico para a realização do trabalho.

Ao Departamento de Engenharia Nuclear e seus professores, que deram suporte e ajudaram na difusão do conhecimento para o desenvolvimento do trabalho;

À Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN e ao Conselho Nacional do Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq, pelo auxílio financeiro que muito ajudou na realização deste trabalho.

À Priscila do Carmo Santana que escutou problemas, os tolerou, deu idéias e ajudou a resolvê-los durante a produção desse trabalho e durante os caminhos que a vida toma.

Ao amigo Luiz Cláudio de Souza novamente (no mestrado foi o mesmo bom amigo) pela grande parceria pessoal, profissional e espiritual que muito ajudaram nos momentos mais críticos;

Ao amigo Márcio Alves pela colaboração, parceria em empreitadas profissionais e científicas, além das boas conversas de “*happy hour*”;

Ao amigo Peterson Squair pelas constantes trocas de idéias, colaborações e parceria em vários trabalhos científicos de diversas áreas do conhecimento, durante boa parte dessa etapa;

Ao amigo Carlos Manoel por tantas e valiosas ajudas no conteúdo deste e de outros trabalhos;

Aos amigos do Laboratório de Calibração de Dosímetros Annibal Theotônio, Flávio Ribeiro, Cláudio, Jorge Machado, Paulo Gerken, Jhonny, Marcos Tadeu e Ronaldo Bittar pela colaboração e apoio técnico;

À amiga Sibeles Reis Reynaldo que ajudou durante uma etapa desse trabalho e durante um tempo maior ainda dividindo experiências e trocando ideias.

Ao professor Arnaldo Prata que ajudou em uma etapa desse trabalho, passa experiência há pelo menos 12 anos, antes como professor da graduação, hoje como colega e me deu a honra de tê-lo como membro da banca.

Aos professores Arnaldo, Luis Cláudio, Maria do Socorro e Antonella que muito ajudaram nas correções do trabalho.

Aos colaboradores Marcos, Natália, Sibeles e Vânia pela cooperação muito útil no desenvolvimento do trabalho.

E a todos que de forma direta ou indireta ajudaram durante o desenvolvimento deste trabalho, muito obrigado.

RESUMO

A otimização dos procedimentos de obtenção de imagens com boa qualidade diagnóstica é um importante fator para que os níveis de radiação, nas exposições dos pacientes submetidos a exames na radiologia diagnóstica, sejam os mais baixos quanto razoavelmente exequíveis.

A monitoração das doses recebidas pelos pacientes, em diferentes procedimentos radiográficos, tem sido usada como um dos parâmetros para avaliar o correto funcionamento de um serviço de radiologia; valores de referência para a dose absorvida na entrada da pele do paciente, para cada tipo de exame, foram estabelecidos e recomendados internacionalmente visando a otimização dos procedimentos para proteção dos pacientes.

Estudos para avaliação da qualidade da imagem radiográfica em instalações brasileiras ainda são muito reduzidos e não existem critérios estabelecidos neste sentido, exceto para a área de mamografia. Isto tem levado ao interesse na utilização de objetos de teste para a realização de levantamentos, em larga escala, da qualidade das imagens obtidas no Brasil.

Neste trabalho, feixes de radiação padronizados internacionalmente foram implantados, caracterizados e aplicados na calibração de detectores de radiação utilizados para avaliação dosimétrica de pacientes submetidos a exames de tórax por raios X. Doses absorvidas em órgãos específicos foram determinadas por meio de dosímetros termoluminescentes inseridos em simulador antropomórfico Alderson Rando e com dois softwares computacionais baseados em método de Monte Carlo (PCXMC[®] e CALDose_X); diferenças encontradas foram atribuídas aos diferentes simuladores utilizados.

Uma metodologia de avaliação da qualidade de imagem foi estudada e aplicada a três clínicas de diagnóstico: uma com um sistema de processamento químico das imagens e as outras com processamento digital do tipo CR. As

qualidades das imagens foram avaliadas segundo critérios europeus e através da utilização dos objetos de teste Chest X-ray Phantom da Fluke Biomedical, TOR CDR da Leeds Test Objects e o Radiographic Survey Phantom da Gammex, em parâmetros como resolução espacial, alto e baixo contraste, simulando exames de tórax em incidências pósterio-anteriores e laterais. Nas clínicas selecionadas foram registrados e considerados os dados coletados de um total de 200 pacientes, correspondentes a 200 incidências pósterio anteriores e 100 laterais.

A análise dos resultados indica que a qualidade de imagem nas três clínicas estudadas foi muito similar; a melhor relação entre dose e qualidade foi apresentada pela clínica com processamento químico. Observou-se que é possível realizar a otimização das doses nos serviços de radiodiagnóstico com sistema digital, sem redução significativa na qualidade de imagem.

Este trabalho vem contribuir para a disseminação da cultura de proteção radiológica, através da conscientização da necessidade da avaliação contínua dos procedimentos técnicos de obtenção imagens otimizadas.

ABSTRACT

Optimization of procedures for obtaining high quality diagnostic images plays an important role for reducing radiation exposures of patients undergoing diagnostic radiology examinations to levels as low as reasonably achievable.

Patient dose monitoring for different radiographic procedures has been used as a parameter to evaluate the performance of radiology services; skin entrance absorbed dose values for each type of examination were internationally established and recommended aiming the optimization for patient protection.

In Brazilian institutions, a few studies for evaluating radiographic image quality have been done and there is a lack of criteria on the matter, except for mammography. This addressed the need and interest of using test objects and phantoms for large scale survey of the image quality in the region.

In this work, internationally standardized radiation beams were implemented, characterized and applied for calibrating radiation detectors to be used for dosimetry of patients submitted to chest x-ray examinations. Absorbed dose in specific organs were determined by thermoluminescent dosimeters in an anthropomorphic Alderson Rando phantom and by the PCXMC[®] e CALDose_X Monte Carlo based softwares; disagreements found in the results were attributed to differences among the physical and mathematical characteristics of each phantom.

An image quality evaluation methodology was studied and applied to one diagnostic service with a conventional chemistry film processing and two with a CR digital one. The image quality was evaluated based on European criteria and by means of the Fluke Biomedical Chest X-ray Phantom, Leeds TOR CDR Test Object and Gammex Radiographic Survey Phantom. Spatial resolution and high and low contrast used during postero-anterior (PA) and lateral (LAT)

incidences. Data were collected from 200 patients related to 200 PA and 100 LAT incidences.

Results showed that the image quality in the three diagnostic services was similar; the best relation between dose and image quality was found in the institution with the chemistry film processing. It is observed that there is room for dose optimization in the services with digital processing without reducing significantly the quality of the image.

This work contributes for disseminating the radiation protection culture by emphasizing the need of a continuous evaluation of the technical procedures for optimized images.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Camadas de um filme radiológico.	35
Figura 2. Esquema do mecanismo de formação da imagem latente, segundo a teoria de Gurney-Mott.	36
Figura 3. Reações de redução dos íons de prata.....	37
Figura 4. Esquema de aquisição do sinal para a formação da imagem no sistema digital CR.	39
Figura 5. Aspectos gerais da curva sensitométrica de um filme radiográfico...	41
Figura 6. Comparação entre as curvas sensitométricas de sistemas analógicos e digitais.....	42
Figura 7. Imagens de pontos focais. Circular (A) e Retangular (B)	46
Figura 8. Perfil esquemático do uso de grade antidifusora.	47
Figura 9. Perfil esquemático da imagem gerada em um filme.....	48
Figura 10. Imagem radiográfica de tórax em incidência PA (A) e em perfil (B).53	
Figura 11. Objeto de teste TOR CDR (a) e sua imagem radiográfica (b).....	54
Figura 12. Visão esquemática do objeto de teste Radiographic Survey Phantom.....	55
Figura 13. Objeto de teste CD RAD da CAPINTEC.	55
Figura 14. Objeto de teste <i>Contrast Imaging Phantom</i> da CAPINTEC	56
Figura 15. Vista esquemática do objeto de teste <i>Chest X-ray Phantom</i> da Fluke Biomedical.	57

Figura 16. Principais grandezas práticas utilizadas na avaliação de doses submetidas a pacientes de radiodiagnóstico convencional.....	60
Figura 17. Variação do risco de incidência de câncer, para exposição única de 0,1 Gy em função do sexo e idade da pessoa irradiada	69
Figura 18. Tubo de raios X Pantak Seifert sem blindagem (A) e com blindagem (B).	77
Figura 19. Equipamento de raios X VMI Pulsar Plus 800.....	78
Figura 20. Conjunto eletrômetro e câmara de ionização. Vista geral (a), detalhe da câmara (b).	78
Figura 21. Dimensões em milímetros da câmara Radcal 10X5-6	79
Figura 22. Câmara de ionização Radcal modelo RC-6.	79
Figura 23. Dimensões em milímetros da câmara Radcal RC6.....	80
Figura 24. Dependência energética das câmaras de ionização 10X5-6 e RC6.....	80
Figura 25. Eletrômetro Keithley modelo 6517-A.....	81
Figura 26. Espectro experimental do feixe de raios X de referência RQR-6	84
Figura 27. Metodologia para determinação da tensão de pico através de dados espectrométricos.	84
Figura 28. Espectrômetro XR-100T CdTe e analisador multicanal.	85
Figura 29. Simulador antropomórfico – Alderson Rando masculino.....	87
Figura 30. Sistema de posicionamento para calibração dos dosímetros termoluminescentes.	90

Figura 31. Exemplo de posicionamento dos TLD no simulador antropomórfico.	91
Figura 32. Simulações de exames de tórax em incidência PA (a) e Lateral Direita (b).....	92
Figura 33. Tela inicial de inserção dos dados para simulação das doses em pacientes pelo PCXMC®	93
Figura 34. Tela de entrada dos dados de tensão de pico, angulação do anodo e filtração do tubo de raios X.....	95
Figura 35. Tela inicial de inserção dos dados para simulação das doses em pacientes pelo CALDose_X.....	96
Figura 36. Posição do campo de radiação em uma simulação de exame de tórax em incidência PA.....	97
Figura 37. Dispositivos de teste para verificação da coincidência do campo de luz com o campo de radiação e alinhamento do feixe de raios X.....	99
Figura 38. Monitor de radiação e tempo de exposição modelo 3036 da Radcal Corporation.	100
Figura 39. Medidor de tensão de pico não invasivo RAD/FLU da Radcal Corporation.	102
Figura 40. Sistema de posicionamento para avaliação da linearidade e repetitividade da taxa de kerma no ar.	103
Figura 41. Negatoscópio Planilux com luminosidade ajustável.	111
Figura 42. Monitor de vídeo Planar de 5 mega pixel.	112
Figura 43. Objetos de teste TOR CDR e <i>Chest X-ray Phantom</i> acoplados para avaliação da qualidade de imagem.	112

Figura 44. Sistema de posicionamento para aquisição de imagens com os objetos de teste TOR CDR e Chest X-ray Phantom.....	113
Figura 45. Sistema de posicionamento para aquisição de imagens com o objeto de teste <i>Radiographic Survey Phantom</i>	113
Figura 46. Sistema de posicionamento para avaliação das imagens radiográficas em uma das clínicas selecionadas.	114
Figura 47. Resultado da avaliação da estabilidade da câmara de ionização RC6.....	118
Figura 48. Avaliação da corrente de fuga gerada no sistema a cada medição realizada.	119
Figura 49. Espectros experimentais das radiações de referência RQA.	121
Figura 50. Imagem de uma das fatias do objeto simulador Alderson, com a divisão matricial utilizada para a identificação da posição dos cilindros.....	122
Figura 51. Matriz da fatia anterior para correlação do cilindro codificado com o órgão de interesse.....	122
Figura 52. Imagem radiográfica de uma das fatias do simulador Alderson-Rando masculino, onde as setas vermelhas indicam o posicionamento de cilindros com densidade pulmonar ou de tecidos moles nas posições ósseas e as azuis com densidade de tecido mole em posições pulmonares	123
Figura 53. Fatores de sensibilidade dos detectores termoluminescentes.....	124
Figura 54. Resultados da irradiação dos dosímetros na RQA6 com $K_{a,i}$ de 5 mGy.....	125
Figura 55. Resultados da irradiação dos dosímetros na RQA9 com $K_{a,i}$ de 5 mGy.....	125

Figura 56. Valores do fator de conversão da dose no ar para dose na água em função da energia dos fótons incidentes	127
Figura 57. Comparação dos resultados de dosimetria em um simulador antropomórfico com simulações computacionais a 80 kV e incidência em PA.....	131
Figura 58. Comparação dos resultados de dosimetria em um simulador antropomórfico com simulações computacionais a 80 kV e incidência lateral.....	132
Figura 59. Comparação dos resultados de dosimetria em um simulador antropomórfico com simulações computacionais a 120 kV e incidência em PA.....	132
Figura 60. Comparação dos resultados de dosimetria em um simulador antropomórfico com simulações computacionais a 120 kV e incidência em lateral.....	133
Figura 61. Imagem radiográfica do objeto de teste para avaliação do alinhamento do eixo central do feixe de raios X e coincidência do campo de luz com o campo de radiação.	135
Figura 62. Distribuição dos pacientes pelo sexo e clínicas selecionadas.	140
Figura 63. Distribuição dos pacientes por idade e clínicas selecionadas.	141
Figura 64. Distribuição dos pacientes pela altura e clínicas selecionadas.	142
Figura 65. Distribuição dos pacientes pela massa e clínicas selecionadas. ..	143
Figura 66. Distribuição das tensões utilizadas pelas clínicas nas incidências PA.....	143
Figura 67. Distribuição das tensões utilizadas pelas clínicas nas incidências laterais.....	144

Figura 68. Distribuição das cargas elétricas utilizadas pelas clínicas nas incidências PA.....	145
Figura 69. Distribuição das cargas elétricas utilizadas pelas clínicas nas incidências laterais.	145
Figura 70. Distribuição do Kerma no ar incidente no ponto de entrada da pele dos pacientes das clínicas avaliadas, sem o fator de retroespalhamento.	146
Figura 71. Distribuição do Kerma no ar na superfície de entrada da pele dos pacientes das clínicas avaliadas.	147
Figura 72. Distribuição do Kerma no ar incidente no ponto de entrada da pele dos pacientes das clínicas B e C, sem o fator de retroespalhamento em incidências laterais.	149
Figura 73. Distribuição do Kerma no ar na superfície de entrada da pele dos pacientes das clínicas B e C em incidências laterais.	150
Figura 74. Doses efetivas aplicadas nos pacientes submetidos aos exames de tórax em incidências PA, nas três clínicas avaliadas.	150
Figura 75. Doses efetivas aplicadas nos pacientes submetidos aos exames de tórax em incidências laterais, nas clínicas B e C.....	152
Figura 76. Distribuição dos riscos de incidência de câncer por clínica avaliada, estimados pelo PCXMC [®] e CALDose_X.....	153
Figura 77. Imagem radiográfica do objeto de teste <i>Chest X-ray Phantom</i> da Fluke Biomedical acoplado ao TOR CDR da Leeds Test Objects.....	154
Figura 78. Imagem radiográfica do objeto de teste <i>Radiographic Survey Phantom</i> da Gammex.	155

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Níveis de referência em radiodiagnóstico adotados pelo Ministério da Saúde brasileiro, pela comunidade europeia e pelo governo britânico.	62
Tabela 2. Média do Kerma no ar na superfície de entrada do paciente com seu desvio padrão e média das doses efetivas para vários tipos de exames de três hospitais da Sérvia e Montenegro.	63
Tabela 3. Valores do Kerma no ar na superfície de entrada para exames realizados na Estônia.	64
TABELA 4. Doses de radiação provenientes de vários tipos de procedimentos de imagens médicas.	65
Tabela 5. Relação das fontes radioativas utilizadas, energia de emissão e natureza da radiação.	85
Tabela 6. Tabela de parâmetros utilizados para avaliação da qualidade da imagem de tórax em incidência PA.	108
Tabela 7. Tabela de parâmetros utilizados para avaliação da qualidade da imagem de tórax em incidência lateral.	109
Tabela 8. Técnicas radiográficas selecionadas para obtenção das imagens na clínica A.	115
Tabela 9. Técnicas radiográficas selecionadas para obtenção das imagens na clínica B.	116
Tabela 10. Técnicas radiográficas selecionadas para obtenção das imagens na clínica C.	116
Tabela 11. Radiações de referência RQA da IEC com seus valores de tensão, filtração adicional e CSR.	120

Tabela 12. Fatores de correção utilizados na irradiação do simulador antropomórfico.	126
Tabela 13. Doses absorvidas para os órgãos mais irradiados em cada uma das incidências e tensões de operação do tubo de raios X.	128
Tabela 14. Resultados das simulações de dose realizadas com PCXMC® 2.0.....	129
Tabela 15 .Resultados das simulações de dose realizadas com CALDose_X.....	130
Tabela 16. Resultados da avaliação da exatidão e repetitividade do tempo de exposição dos equipamentos de raios X das clínicas selecionadas.	136
Tabela 17. Resultados da avaliação da exatidão e repetitividade da tensão de pico dos equipamentos de raios X das clínicas selecionadas.....	137
Tabela 18. Resultados da avaliação da repetitividade e linearidade da taxa de kerma no ar dos equipamentos de raios X das clínicas selecionadas	138
Tabela 19. Resultados da avaliação do rendimento e da camada semirredutora do tubo de raios X das clínicas selecionadas.....	139
Tabela 20. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	156
Tabela 21. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	157
Tabela 22. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	158

Tabela 23. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	159
Tabela 24. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, obtidas digitalmente, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	161
Tabela 25. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, obtidas digitalmente, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	162
Tabela 26. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, com processamento digital, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	163
Tabela 27. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	164
Tabela 28. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica A, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	166
Tabela 29. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica A, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	167
Tabela 30. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica A, com o objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	168
Tabela 31. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica A, com o objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	170

Tabela 32. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica B, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	171
Tabela 33. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica B, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	172
Tabela 34. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica B, com o objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	173
Tabela 35. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica B, com o objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	174
Tabela 36. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica C, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	175
Tabela 37. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica C, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	176
Tabela 38. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica C, com o objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	177
Tabela 39. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica C, com o objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.....	178
Tabela 40. Quantidade média de estruturas de alto e baixo contraste e resolução espacial avaliados nas três clínicas com os objetos de teste TOR e Gammex.	179

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM – *American Association of Physics in Medicine*

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

ANSI – *American National Standards Institute*

AP – Ântero posterior

BSF – Fator de Retroespalhamento

CAB – Controle Automático de Brilho

CDTN – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

CE – Comunidade Europeia

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

CSR – Camada Semirredutora

DEP – Dose de Entrada na Pele

DFF – Distância Foco Filme

DFP – Distância Foco Pele

DO – Densidade Óptica

FDA – *Food and Drugs Administration*

IAEA – *International Atomic Energy Agency*

ICRP – *International Commission on Radiological Protection*

ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*

IEC – *International Electrotechnical Commission*

IEE – Instituto de Eletrotécnica e Energia

INMETRO – Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial

IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria

LAT – Lateral

LCD – Laboratório de Calibração de Dosímetros

LNMRI – Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

MS – Ministério da Saúde

NRC – *National Research Council*

NCRP – *National Council on Radiation Protection e Measurements*

NRD – Nível de Referência em Radiodiagnóstico

NRPB – *National Radiological Protection Board*

PA – Pósterio anterior

PGQR – Programa de Garantia da Qualidade em Radiodiagnóstico

PTB – *Physikalisch-Technische Bundesanstalt*

TLD – Dosímetro Termoluminescente

VIM – Vocabulário Internacional de Metrologia

LISTA DE SÍMBOLOS

^{133}Ba – Bário-133

^{241}Am – Amerício-241

^{57}Co – Cobalto-57

^{90}Sr – Estrôncio-90

^{90}Y – Ítrio-90

Ag – Prata

Al – Alumínio

Br – Bromo

CsBr:Eu – Brometo de cézio dopado com európio

D_T – Dose absorvida em um tecido ou órgão

$f_{T,P}$ – Fator de correção para a densidade do ar

k – Fator de abrangência

K – Kerma no ar

$K_{a,e}$ – Kerma no ar incidente na superfície de entrada

$K_{a,i}$ – Kerma no ar incidente

k_{Q,Q_0} – Fator de correção para a radiação de referência

LiF – Fluoreto de lítio

LiF:Mg,Cu,P – Fluoreto de lítio dopado com magnésio, cobre e fósforo

n – Quantidade de leituras realizadas

N_k – Coeficiente de calibração

P – Pressão atmosférica em kPa

P_{KA} – Produto kerma no ar área

T – Temperatura ambiente em °C

U – Incerteza expandida

U_A – Fonte de incerteza do tipo A

U_B – Fonte de incerteza do tipo B

U_C – Incerteza combinada

ν_{eff} – Grau de liberdade efetivo

ν_i – Grau de liberdade

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	29
2. JUSTIFICATIVA E OBJETIVOS.....	32
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	34
3.1. A IMAGEM RADIOGRÁFICA.....	34
3.1.1. A aquisição de imagens analógicas	34
3.1.2. O processamento radiográfico	36
3.1.3. Densidade óptica	38
3.1.4. A aquisição de imagens na modalidade de radiografia computadorizada - CR	38
3.1.5. A curva sensitométrica	40
3.2. PROGRAMA DE GARANTIA DA QUALIDADE EM RADIODIAGNÓSTICO	43
3.2.1. Sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X	43
3.2.2. Rendimento do tubo de raios X	44
3.2.3. Exatidão e repetitividade do tempo de exposição.....	45
3.2.4. Camada semirredutora (CSR).....	45
3.2.5. Tamanho do ponto focal.....	46
3.2.6. Alinhamento de grades.....	46
3.2.7. Contato entre a tela intensificadora e o filme	47
3.2.8. Exatidão e repetitividade da tensão do tubo de raios X	48
3.2.9. Repetitividade e linearidade da taxa de kerma no ar	48
3.3. CRITÉRIOS EUROPEUS PARA QUALIDADE DA IMAGEM RADIOGRÁFICA	49

3.3.1. Critérios para a qualidade da imagem em exames de tórax.....	51
3.4. FERRAMENTAS ADICIONAIS PARA VERIFICAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM.....	53
3.5. DOSIMETRIA DE PACIENTES	58
3.5.1. Kerma no ar.....	58
3.5.2. Kerma no ar incidente ($K_{a,i}$).....	59
3.5.3. Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$).....	59
3.5.4. Produto Kerma no ar-área ($P_{K,A}$).....	59
3.5.5. Níveis de referência em radiodiagnóstico (NRD).....	61
3.5.6. Dose absorvida em um tecido ou órgão (D_T).....	66
3.5.7. Dose equivalente em um tecido ou órgão (H_T).....	66
3.5.8. Dose efetiva (E).....	66
3.6. CALIBRAÇÃO	67
3.7. ESTIMATIVA DO RISCO DE INCIDÊNCIA DE CÂNCER A BAIXOS NÍVEIS DE RADIAÇÃO	68
3.8. CÁLCULO DAS INCERTEZAS	69
3.8.1. Formas de distribuição de um conjunto de valores.....	70
3.8.2. Tipos de incerteza e métodos de cálculo	70
3.8.2.1. Incertezas do tipo A.....	70
3.8.2.2. Incertezas do tipo B.....	71
3.8.2.3. Combinação das incertezas.....	72
3.8.2.4. Fator de abrangência k	73
3.9. SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS PARA DOSIMETRIA DE PACIENTES.....	74
4. MATERIAIS E MÉTODOS	77
4.1. CARACTERIZAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO	78

4.2. IMPLANTAÇÃO DAS RADIAÇÕES DE REFERÊNCIA - RQA	83
4.2.1. <i>Espectrometria das radiações de referência - RQA</i>	84
4.3. CARACTERIZAÇÃO DOS SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS.....	86
4.4. PROCEDIMENTOS DE CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES	88
4.5. AVALIAÇÃO DE UMA METODOLOGIA PARA VERIFICAÇÃO DAS DOSES EM PACIENTES.....	90
4.5.1. <i>Avaliação das doses, em exames de tórax, com um simulador antropomórfico Alderson Rando®</i>	90
4.5.2. <i>Simulação computacional de exames de tórax com PCXMC®</i>	93
4.5.3. <i>Simulação computacional de exames de tórax com CALDose_X</i>	95
4.6. TESTES E VERIFICAÇÕES EM ESTABELECIMENTOS DE SAÚDE	97
4.6.1. <i>Avaliação do serviço de radiologia através dos testes de constância dos equipamentos de raios X</i>	98
4.6.1.1. <i>Avaliação do alinhamento do eixo central do feixe de radiação e coincidência do campo de raio X com o campo de luz</i>	99
4.6.1.2. <i>Exatidão e repetitividade do tempo de exposição</i>	100
4.6.1.3. <i>Exatidão e repetitividade da tensão de pico do tubo de raios X</i>	101
4.6.1.4. <i>Linearidade e repetitividade da taxa de kerma no ar</i>	103
4.6.1.5. <i>Avaliação da camada semirredutora</i>	105
4.6.1.6. <i>Determinação do rendimento do tubo de raios X</i>	106
4.6.2. <i>Coleta de dados de exames nos serviços de radiologia</i>	107
4.7. AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS DOSES NOS PACIENTES	109
4.8. AVALIAÇÃO DE UMA METODOLOGIA PARA VERIFICAÇÃO DE PARÂMETROS DA QUALIDADE DA IMAGEM	110
4.9. APLICAÇÃO DA METODOLOGIA PARA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM NAS CLÍNICAS SELECIONADAS	114

5. RESULTADOS.....	118
5.1. CARACTERIZAÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	118
5.2. IMPLANTAÇÃO DAS RADIAÇÕES DE REFERÊNCIA - RQA.....	119
5.2.1. <i>Espectrometria das radiações de referência RQA.....</i>	<i>120</i>
5.3. CARACTERIZAÇÃO DOS SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS.....	121
5.4. PROCEDIMENTOS DE CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES	124
5.5. AVALIAÇÃO DE UMA METODOLOGIA PARA VERIFICAÇÃO DAS DOSES EM PACIENTES.....	126
5.5.1. <i>Avaliação das doses em exames de tórax com um simulador antropomórfico Alderson Rando®</i>	<i>126</i>
5.5.2. <i>Comparação dos resultados apresentados na dosimetria experimental com os resultados das simulações computacionais</i>	<i>129</i>
5.6. AVALIAÇÃO DO SERVIÇO DE RADIOLOGIA ATRAVÉS DOS TESTES DE CONSTÂNCIA DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X	135
5.7. COLETA DE DADOS DE EXAMES NOS SERVIÇOS DE RADIOLOGIA	140
5.8. AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS DOSES NOS PACIENTES DAS CLÍNICAS AVALIADAS	146
5.9. AVALIAÇÃO DE UMA METODOLOGIA PARA VERIFICAÇÃO DE PARÂMETROS DA QUALIDADE DA IMAGEM	154
5.9.1. <i>Verificação de parâmetros da qualidade da imagem com sistema de processamento químico</i>	<i>155</i>
5.9.2. <i>Verificação de parâmetros da qualidade da imagem com sistema de processamento digital.....</i>	<i>160</i>
5.10. APLICAÇÃO DE UMA METODOLOGIA PARA AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS DA QUALIDADE DA IMAGEM NAS CLÍNICAS.....	165
5.10.1. <i>Avaliação dos parâmetros de qualidade da imagem na clínica A.....</i>	<i>165</i>
5.10.2. <i>Avaliação dos parâmetros de qualidade da imagem na clínica B.....</i>	<i>171</i>

5.10.3. Avaliação dos parâmetros de qualidade da imagem na clínica C	175
6. CONCLUSÕES	181
7. PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA NO PERÍODO.....	183
8. REFERÊNCIAS.....	185

1. INTRODUÇÃO

Os efeitos danosos causados pelas radiações ionizantes no homem exigiram a criação de um sistema de proteção radiológica adotado internacionalmente, o qual estabelece um padrão apropriado de proteção para as pessoas que são expostas às radiações por motivo de trabalho (indivíduos ocupacionalmente expostos), por motivo de exames médicos ou tratamento (pacientes) e por motivo de proximidade às fontes de radiação (público). O sistema baseia-se nos princípios da justificação, otimização e de limitação de dose ou risco e é realizado por meio da adoção de um modelo conceitual que inclui treinamentos, equipamentos de proteção individual, infraestrutura, procedimentos bem estabelecidos e, em especial, metodologias com confiabilidade metrológica para monitoração de área e individual.

Novos conceitos e resultados das observações científicas têm promovido constantes revisões e reformulações no sistema de proteção radiológica, introduzindo novas técnicas, grandezas, sistemas de medidas e, conseqüentemente, novas exigências, causando uma considerável evolução tanto da proteção radiológica quanto da dosimetria das radiações (IAEA, 1996; CNEN, 2005; ICRU, 2007a).

Em radiologia, a imagem radiográfica tem como objetivo o reconhecimento e a diferenciação dos diversos tecidos e órgãos, visando o diagnóstico de patologias. A otimização dos procedimentos de obtenção de imagens é de extrema importância para que as doses de radiação sejam as mais baixas quanto razoavelmente exequíveis e a imagem apresente uma boa qualidade diagnóstica, de modo a fornecer as informações necessárias.

A monitoração das doses recebidas pelos pacientes nos diferentes procedimentos radiográficos tem sido usada como ponto chave para evidenciar a qualidade de um serviço de radiologia. Neste sentido, valores de referência para as doses recebidas na entrada da pele do paciente em cada tipo de exame foram estabelecidos internacionalmente e recomendados em condições padrão (ICRP, 2007b). Tais valores de doses, também conhecidos como níveis de referência em radiodiagnóstico (NRDs), têm sido incorporados às normas de proteção radiológica e

usados como instrumento regulador para otimização das exposições médicas (BRASIL, 1998).

O desempenho das instalações radiológicas de uma determinada região é avaliado a partir desses valores de referência internacionais. No entanto seria mais adequado que valores mais realísticos determinados através de levantamentos periódicos, inseridos em um programa abrangente de garantia da qualidade em radiodiagnóstico (PGQR) fossem utilizados. Muitos países já introduziram em suas legislações a obrigatoriedade de verificação das doses depositadas em órgãos dos pacientes submetidos a exames radiodiagnósticos mediante a medida de grandezas e parâmetros que levem ao conhecimento daquelas. Resultados têm evidenciado uma considerável variação dosimétrica em exames realizados em diferentes instalações e até em uma mesma instalação (RAMLI *et al.*, 2005; CIRAJ, *et al.*, 2005; PAPADIMITRIOU, *et al.*, 2001; JOHNOSTON, 2001; FREITAS, 2005; KOTSUBO, 2002; OLIVEIRA, 2003; OSIBOTE, 2007; GELEINJNS, *et al.*, 1993; AZEVEDO, *et al.*, 2005). A legislação brasileira incluiu apenas a dose absorvida na entrada da pele, ou simplesmente “dose de entrada na pele” (DEP) como um parâmetro de controle de qualidade das máquinas de raios X, mas ainda não estabeleceu os requisitos que ampliariam a proteção radiológica dos pacientes, que estão diretamente relacionados às doses absorvidas nos diferentes órgãos expostos às radiações.

Para que as medidas das doses de radiação sejam metrologicamente confiáveis é necessário o uso de detectores de radiação devidamente caracterizados e calibrados em campos de radiação com propriedades específicas, identificados como campos de radiações de referência (IAEA, 2007; IEC, 2005; ICRU, 2005). A implantação das radiações de referência por meio da caracterização de parâmetros (filtração inerente, tensão do tubo de raios X, camada semi-redutora, etc.) é atribuição de cada laboratório de metrologia das radiações ionizantes (OLIVEIRA, 2008).

As grandezas dosimétricas práticas recomendadas para determinar o risco e verificar as boas práticas de operação, com objetivo de otimizar a proteção do paciente e a qualidade da imagem, são: o Kerma no ar na superfície de

entrada – $K_{a,e}$ e o Produto Kerma no ar-área – P_{KA} (ICRU, 2005). Os níveis de Referência em Radiodiagnóstico (NRD) são dados em termos dessas duas grandezas práticas e, a partir delas, grandezas de proteção radiológica, relacionadas ao risco, como a dose absorvida nos órgãos (D_T) e dose efetiva (E) podem ser determinadas utilizando coeficientes de conversão disponíveis na literatura (HART *et al.*, 1994; 1996) ou programas computacionais (TAPIOVAARA, 2008; STRUELENS, *et al.*, 2008).

No Brasil, alguns levantamentos de doses em pacientes realizados em instalações de São Paulo, Rio de Janeiro, Recife e Belo Horizonte têm servido para traçar um panorama das atuais condições dos serviços de radiodiagnóstico (LACERDA, 2004; LACERDA, *et al.*, 2006; ABRANTES, 2007; ZENÓBIO, 2007).

A qualidade da radiografia pode ser estimada, subjetivamente, por inspeção direta da imagem clínica ou por processos quantitativos, usando objetos de teste inseridos em simuladores de determinadas partes anatômicas de interesse. No primeiro caso, o radiologista, atribui notas às radiografias de acordo com critérios de qualidade da imagem estabelecidos na literatura (CE, 1996a,b). No segundo caso, parâmetros físicos das imagens, obtidos com os objetos teste são quantificados e fornecem informações a respeito da qualidade da imagem (GELEINJNS, *et. al.*, 1993; RAMLI, *et al.*, 2005). Desse modo, ambas as metodologias de avaliação podem ser complementares na busca da melhora da avaliação da qualidade radiográfica.

2. JUSTIFICATIVA E OBJETIVOS

É reduzido o número de estudos da avaliação da qualidade da imagem radiográfica em instalações radiológicas brasileiras e ainda não existem critérios estabelecidos neste sentido, exceto para imagens mamográficas. As dificuldades encontradas na avaliação da qualidade da imagem radiográfica por meios subjetivos (ex. utilizando os critérios da Comunidade Europeia) têm despertado o interesse na utilização de objetos teste ou simuladores para realização de levantamentos, em larga escala, da qualidade de imagens radiográficas obtidas em instalações radiológicas brasileiras.

Este trabalho visa ao estudo de alguns parâmetros para avaliar a qualidade de imagens diagnósticas e as doses em pacientes submetidos a exames de tórax em aparelhos convencionais de raios X, em hospitais da região metropolitana de Belo Horizonte. Para a realização do trabalho foram definidas as seguintes etapas:

- Investigação e quantificação de parâmetros para implantação das radiações de referência estabelecidas internacionalmente, aplicáveis ao radiodiagnóstico médico convencional e calibração de dosímetros para esses feixes;
- Análise dos parâmetros de influência na metodologia experimental de medida do Kerma no ar na superfície de entrada da pele e a correlação com as doses em órgãos de pacientes submetidos a exames de diagnósticos com raios X;
- Avaliação metrológica e aplicação das metodologias práticas para avaliação, em larga escala, das doses em pacientes e da qualidade das imagens radiográficas dos exames diagnósticos de tórax em serviços de saúde da região metropolitana de Belo Horizonte, ampliando a capacidade metrológica para a dosimetria de pacientes;
- Estudo das doses recebidas pelos pacientes em conjunto com a avaliação de parâmetros da qualidade das imagens radiográficas obtidas em procedimentos realizados em instalações radiológicas da grande Belo

Horizonte, contribuindo para a avaliação da proteção ao paciente em exames radiográficos convencionais;

- Contribuição com valores para os níveis de referência em radiodiagnóstico e proposição de critérios para avaliar a qualidade de imagens radiográficas de tórax em exames com aparelhos de raios X convencionais;
- Disseminação do conhecimento adquirido por meio de publicações e comunicações em eventos científicos;
- Divulgação da cultura de segurança e proteção radiológica junto aos profissionais de saúde ligados à radiologia médica.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. A imagem radiográfica

A imagem de radiodiagnóstico é obtida através da atenuação diferencial da radiação pelos tecidos ou órgãos do corpo humano. Para que o radiologista tenha a capacidade de diagnosticar patologias é necessário que a imagem tenha qualidade diagnóstica. Além disso, é preciso que o nível de dose no paciente seja o mais baixo possível, sem prejudicar a eficiência do diagnóstico baseado nas informações gráficas obtidas. Sua qualidade está relacionada à manutenção entre as características reais do objeto e sua representação na imagem obtida, sem que haja perda de detalhes de estruturas. Desta forma, é possível avaliar de forma precisa, a presença de alterações no objeto ou estrutura avaliada (HART & SMITH, 1992; ALBUQUERQUE, 2001).

Na radiologia convencional o processo para a obtenção da imagem de boa qualidade pode ser dividido em duas grandes partes: a aquisição dos dados, representada pela utilização da técnica adequada de exame e o correto processamento para a obtenção da imagem final, física ou digital.

3.1.1. A aquisição de imagens analógicas

O filme radiográfico consiste em uma base plástica, feita de poliéster transparente, sobre a qual é depositada uma fina camada de cristais fotossensíveis de haleto de prata. A superfície dessa camada sensível é protegida contra danos mecânicos por uma fina camada protetora. A camada fotossensível é denominada emulsão e é constituída por brometo de prata (90 a 99%) e iodeto de prata (1 a 10%), além de impurezas, como o sulfeto de prata (BUSHBERG, 1994).

No caso da radiologia convencional, as películas radiográficas têm sua base plástica recoberta por emulsão nos dois lados. A espessura da emulsão é pequena, de modo que os fótons de luz utilizados para impressioná-la não sejam atenuados de forma significativa. A qualidade da imagem depende dessa espessura, bem como do tamanho e da densidade dos grãos fotossensíveis. Quanto maior a quantidade e

menor o tamanho individual dos cristais, maior será a resolução apresentada pela imagem, a qual é definida como sendo o poder de distinguir, separados, dois pontos próximos (BUSHONG, 2004).

Na Figura 1 é apresentada uma vista de um corte longitudinal de um filme radiográfico com a identificação de cada camada que o compõe e suas dimensões.

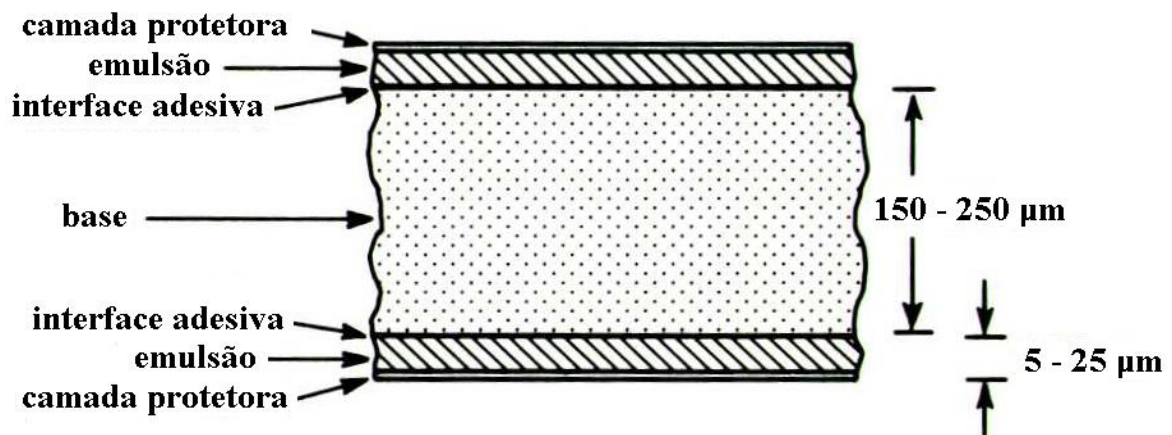


Figura 1. Camadas de um filme radiológico.

Na Figura 2 é ilustrado o processo de sensibilização dos cristais de haleto de prata. É representada em (a) a interação do fóton com o cristal de haleto de prata. Nesse processo podem ocorrer os efeitos fotoelétrico ou Compton, causando a liberação de elétrons (b), geralmente dos átomos de bromo ou iodo, por possuírem carga negativa. Estes elétrons que se tornaram livres podem transitar pela molécula do haleto e então se ligar a qualquer outro átomo. Os átomos das impurezas adicionadas têm o objetivo de capturar este elétron livre. Em sua trajetória o elétron livre pode colidir com outros átomos e liberar outros elétrons.

Com a formação de uma região eletricamente negativa, os íons de prata (Ag^+), que se tornaram livres, migram através da rede cristalina e combinam-se com os elétrons desta região, neutralizando-se (d). Uma vez que a prata neutra é metálica (e), há uma degradação do cristal pela quebra das moléculas de haletos de prata, produzindo os denominados centros de imagem latente. Os níveis de cinza produzidos na imagem processada estão relacionados à degradação do cristal (f).

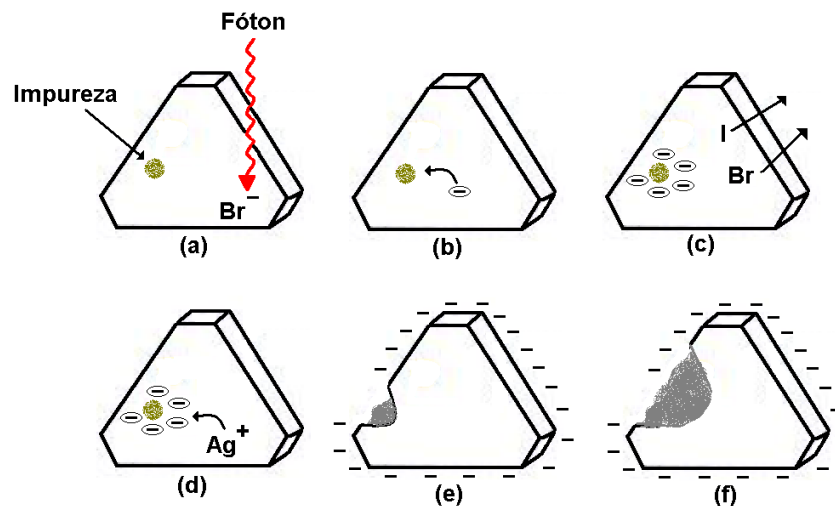


Figura 2. Esquema do mecanismo de formação da imagem latente, segundo a teoria de Gurney-Mott.

3.1.2. O processamento radiográfico

O processamento químico do filme radiográfico pode ser dividido em três etapas: a revelação, a fixação e a lavagem do filme. Após a lavagem, o filme é secado e está pronto para ser avaliado (PINA, 2002).

Nos centros onde foi produzida a imagem latente ocorre um processo de redução, através da ação de agentes redutores que fornecem elétrons aos íons de prata destes cristais. Estes agentes (hidroquinona, fenidona) fazem parte da solução reveladora e aumentam a quantidade de átomos de prata metálica de modo a transformar a imagem latente em imagem visível.

Na Figura 3 é mostrada a reação química, na qual dois elétrons são liberados para se combinarem com dois íons de prata quando os agentes da solução reveladora são oxidados. A taxa de revelação dos cristais não expostos à radiação é muito menor que a taxa de revelação dos cristais expostos. Assim, o tempo de revelação é um dos fatores fundamentais neste processo e está diretamente ligado à qualidade da imagem radiográfica, juntamente com a temperatura de revelação, uma vez que a mesma é uma catalisadora do processo (FERREIRA, 2007).

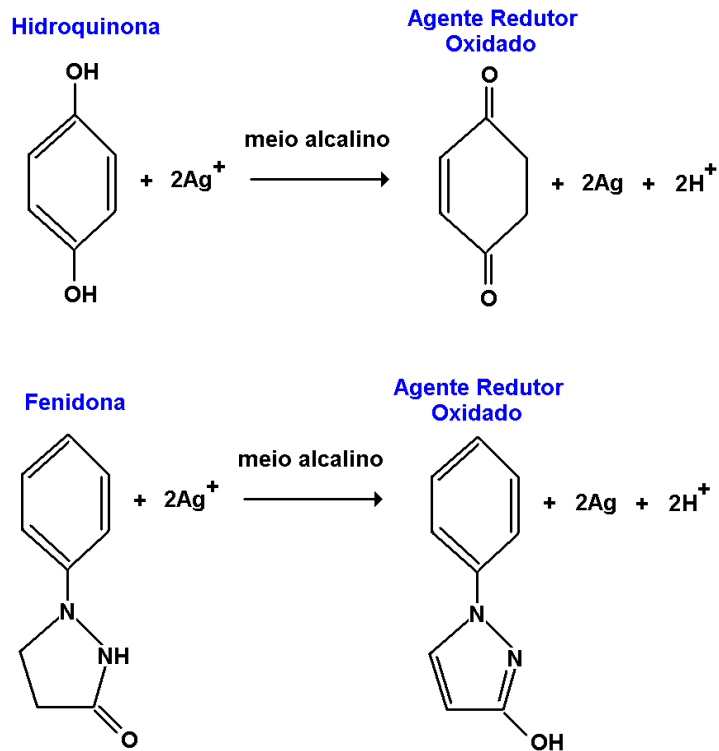


Figura 3. Reações de redução dos íons de prata.

Devido ao fato dos agentes redutores causarem reação em cristais que não possuem centros de imagem latente, a solução reveladora contém sais de brometos e compostos orgânicos para diminuir tais reações. Estas substâncias são denominadas agentes *antifog* ou antivelamento. O velamento pode ser definido como o aumento do grau de escurecimento do filme causado pela revelação de cristais não expostos à luz visível ou aos raios X, ou ainda, causado pela exposição inadvertida do filme a qualquer tipo de radiação e é outro fator que influencia diretamente a imagem alterando seu contraste (PINA, 2002).

Para a realização da segunda etapa do processamento do filme radiográfico utiliza-se uma solução fixadora, que é composta de um agente fixador (tiosulfato de amônio), um agente neutralizador (ácido acético), sulfito de sódio e sulfato de alumínio. Este último, que também está presente na solução reveladora, tem a função de controlar o amolecimento da camada de gelatina do filme.

O tiosulfato de amônio causa uma reação que dissolve os cristais de haleto de prata da emulsão, que não foram revelados. O ácido acético neutraliza a ação dos

agentes redutores presentes na emulsão e o sulfito de sódio é utilizado para preservar o tiosulfato de amônio das reações de oxidação.

3.1.3. Densidade óptica

O grau de escurecimento de um filme radiográfico pode ser medido após o processo de revelação e é uma ferramenta útil para verificações no seu comportamento em determinadas situações para a avaliação das características de sua sensibilidade (BUSHONG, 2004). Este grau de escurecimento é medido por meio da avaliação da densidade óptica (*DO*), que é definida como sendo o logaritmo na base 10 da relação entre a intensidade da luz incidente e a intensidade da luz emergente de um dado material (Equação 1).

$$DO = \log \frac{I_0}{I} \quad (1)$$

onde: I_0 representa a intensidade de luz que chega até o filme radiográfico;

I representa a intensidade de luz que emerge do filme.

Utiliza-se a função logarítmica para a densidade óptica, devido à resposta fisiológica do olho humano para diferentes intensidades de luz ter uma característica logarítmica e também devido ao fato de escalas logarítmicas possibilitarem a expressão de escalas de diferenças de várias ordens de grandeza (PINA, 2002).

A densidade óptica que um filme apresenta ao ser processado, sem ter sido exposto às radiações é conhecida como densidade de base mais véu, ou base mais *fog*, e é considerada como um ruído de imagem (PINTO, 2006).

3.1.4. A aquisição de imagens na modalidade de radiografia computadorizada - CR

Nessa modalidade de aquisição de imagens radiográficas, uma placa (normalmente de cristais da classe do európio ativado com fluoreto de bário, como exemplo o BaFBr: Eu²⁺) formada por cristais amorfos é exposta ao feixe de raios X, tal qual um

filme convencional (ROWLANDS, 2002). As placas de fósforo mais atuais são fabricadas de materiais mais eficientes na absorção dos *fótons* (CsBr:Eu^{2+}) e, em vez de pequenos cristais amorfos, o material é estruturado em agulhas como colunas, de modo a melhorar a resolução das imagens nelas produzidas (IAEA, 2011).

Os raios X excitam os elétrons da placa fotoestimulável e alguns deles são capturados em estados metaestáveis presentes na estrutura cristalina da placa, e só serão liberados, quando expostos à luz de comprimento de onda adequado.

A placa de fósforo é, então, exposta a um feixe de luz monocromática de comprimento de onda com pico em 630 nm, fazendo com que os elétrons retornem à níveis de menor energia, induzindo a liberação de luz, que é transmitida por meio de fibra óptica a um tubo fotomultiplicador. A partir daí, é gerado um sinal elétrico, proporcional à intensidade de radiação que interagiu naquele ponto do cristal. Desse modo, por meio de um mecanismo apropriado, o processo ocorre ponto a ponto em toda a placa, formando a imagem (IAEA, 2011).

Na Figura 4 é apresentada esquematicamente a aquisição do sinal para a formação da imagem no sistema digital CR, onde é possível observar a aquisição do sinal gerado no ponto, de coordenadas (x,y) , por um tubo fotomultiplicador.

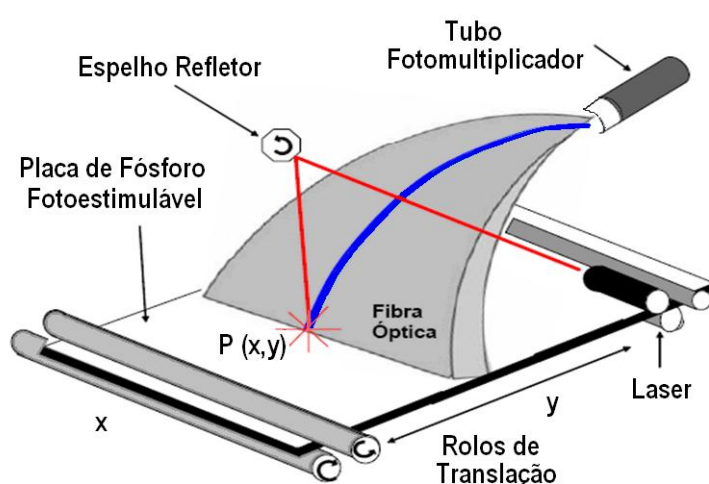


Figura 4. Esquema de aquisição do sinal para a formação da imagem no sistema digital CR.
Fonte: DANTAS, 2010.

Existe também a tecnologia de imagens digitais DR, na qual a placa fotoestimulável está inserida na mesa ou suporte de exames, portanto não há a presença de cassetes. Nesse caso, o sinal utilizado para a produção da imagem é enviado a uma estação de trabalho logo após a exposição do paciente (IAEA, 2011).

3.1.5. A curva sensitométrica

Existe uma relação entre a quantidade de exposição à luz a que está submetido o filme e a densidade óptica que ele apresenta após o processamento. Esta relação depende das características da emulsão do filme, como o tamanho e a quantidade de cristais de haleto de prata, depende do processamento da imagem e da característica do espectro de radiação incidente no filme (PINA, 2002). Portanto, cada filme apresenta uma curva característica, denominada curva sensitométrica.

Os métodos mais práticos para a obtenção da curva característica de um filme radiográfico são sua exposição através do posicionamento de um anteparo com diferentes características de absorção da radiação ou sua exposição diretamente à luz por meio de um equipamento denominado sensitômetro, que emite luz de diferentes intensidades.

Na Figura 5 é apresentado um exemplo de curva característica de um filme radiográfico. Nesta curva destacam-se quatro regiões: a primeira parte da curva, representada pela letra A indica a região de base mais velamento e apresenta baixos valores de DO. Este comportamento é apresentado pela parte do filme que não foi exposto à radiação e quanto maior sua densidade, mais indesejável é o efeito para qualidade da imagem, pois reduz o contraste e aumenta o ruído.

A parte da curva representada pela letra B é a região linear da curva. Esta região fornece a informação do intervalo de utilização do filme. O tamanho desta região varia de acordo com a fabricação, o tipo e o filme radiográfico.

A região C é conhecida como o “ombro” da curva e corresponde ao início da zona de saturação do filme. Nesta região, quanto maior a exposição, menor será o aumento da densidade óptica correspondente, até a ocorrência da saturação do filme, representada pela letra D (BUSHBERG, 1994). A partir da região de saturação a

densidade óptica apresentada pelo filme radiográfico poderá ser reduzida com o aumento da exposição, fenômeno chamado de solarização.

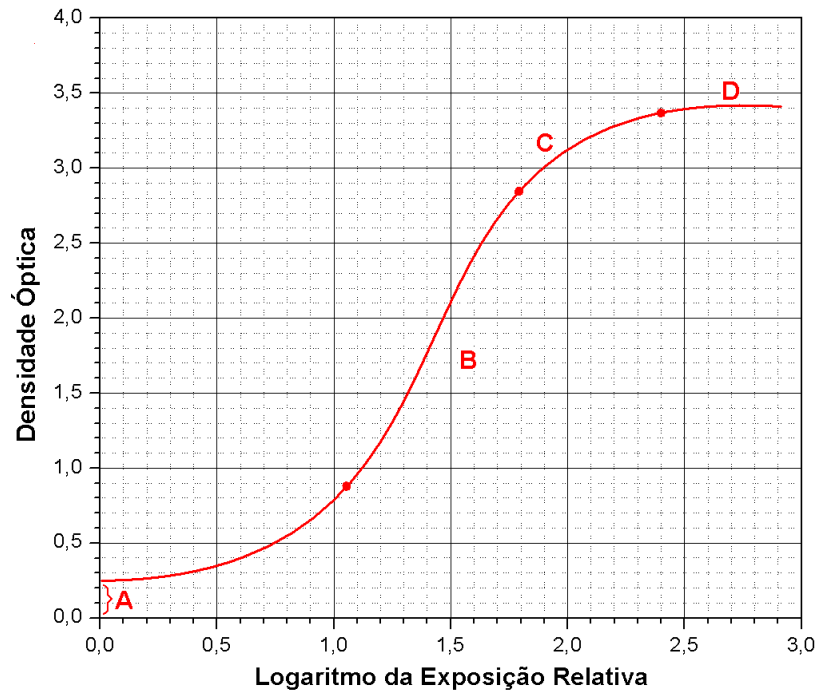


Figura 5. Aspectos gerais da curva sensitométrica de um filme radiográfico.

A análise de uma curva sensitométrica traz informações relativas ao contraste, latitude radiográfica e a velocidade de resposta (sensibilidade) do sistema.

O intervalo de exposição em que os valores de densidade óptica estão na porção linear da curva sensitométrica é definido como latitude radiográfica, ou seja, refere-se à faixa logarítmica da curva de exposição correspondente à faixa de densidades ópticas úteis do filme avaliado.

Em uma análise sensitométrica, o contraste depende das características de sensibilidade à exposição de luz e das características de processamento do filme e pode ser expresso em termos de gradiente médio (\bar{G}), calculado através da equação 2.

$$\bar{G} = \frac{DO_2 - DO_1}{E_2 - E_1} \quad (2)$$

onde: $DO_2 - DO_1$ representa a região linear da curva sensitométrica;

E_1 representa a exposição correspondente a DO_1 ;

E_2 representa a exposição correspondente a DO_2 .

A diferença entre a densidade óptica entre duas regiões de interesse em uma radiografia é definida como contraste radiográfico.

É importante ressaltar que, nos sistemas de imagens digitais, o grande problema em termos de dose no paciente, reside no fato de que a latitude radiográfica não apresenta as mesmas características apresentadas nos sistemas analógicos.

Na Figura 6 é apresentada uma comparação entre a latitude radiográfica em sistemas de aquisição de imagens convencionais e digitais. A latitude radiográfica para imagens digitais é mais ampla e linear. Portanto, os sistemas de aquisição de imagens digitais permitem maiores variações nas doses, produzindo imagens de igual qualidade, ou na pior das hipóteses, imagens com qualidade ligeiramente aumentada, porém com doses de radiação extremamente elevadas (IAEA, 2011).

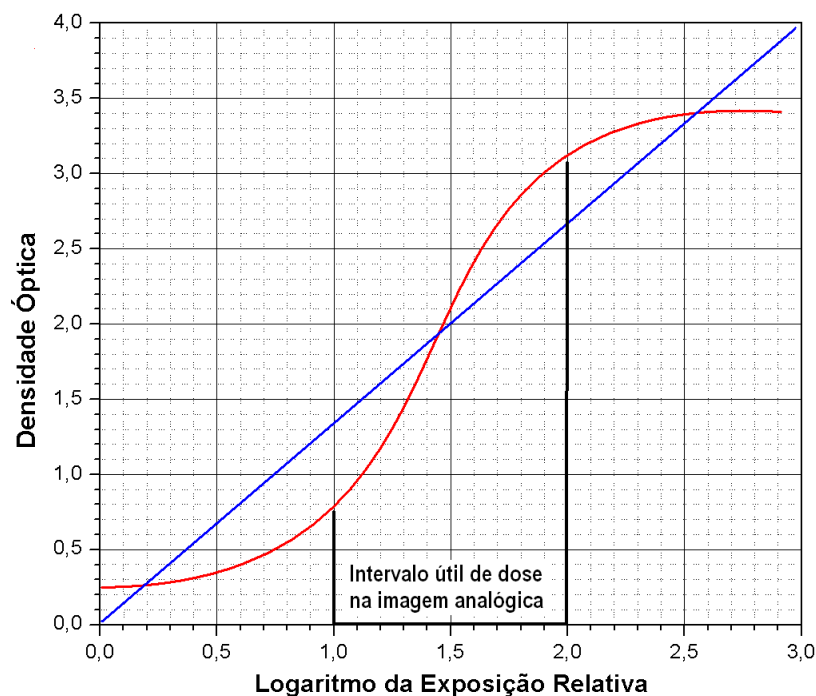


Figura 6. Comparação entre as curvas sensitométricas de sistemas analógicos e digitais.

A imagem analógica é limitada por uma região, na qual extrapolações de doses causadas por técnicas mal empregadas leva à perda do filme. No entanto, uma grande quantidade de técnicas radiográficas de tensão e carga elétrica se torna possível, em se tratando da imagem digital.

A velocidade (V) do filme radiográfico é estabelecida como a recíproca da exposição (E) à radiação necessária para produzir uma densidade óptica com valor cerca de 1,0 acima do valor de base mais velamento (PINA, 2002). A velocidade pode ser calculada através da equação 3:

$$V = \frac{I}{E} \quad (3)$$

3.2. Programa de Garantia da Qualidade em Radiodiagnóstico

Um programa de garantia da qualidade em radiodiagnóstico (PGQR) pode ser definido como o conjunto de ações sistemáticas e planejadas visando garantir a confiabilidade adequada quanto ao funcionamento de uma estrutura, sistema, componentes ou procedimentos, de acordo com um padrão aprovado. Estas ações devem resultar na produção continuada de imagens de alta qualidade com o mínimo de exposição para os pacientes e trabalhadores (BRASIL, 1998).

Dentro do PGQR existem vários procedimentos ou testes que têm por objetivo garantir o bom funcionamento do equipamento de raios X, proporcionando imagens de qualidade diagnóstica. Esses procedimentos são chamados de testes de constância e são exigidos rotineiramente pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária para que uma instalação de radiodiagnóstico possa desempenhar suas funções dentro dos padrões de segurança radiológica (BRASIL, 1998).

3.2.1. Sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X

Um problema comum em equipamentos de raios X é o desalinhamento entre o campo de luz e o campo aonde incide o feixe de raios X. Este desalinhamento pode

causar uma exposição desnecessária ao paciente, como também a perda de detalhes importantes da imagem.

O campo luminoso deve ser coincidente com o campo de incidência do feixe de radiação, de maneira a possibilitar o correto posicionamento de pacientes. Os instrumentos de medida da constância do equipamento de raios X também podem ser posicionados com base no campo luminoso do mesmo, exigindo que qualquer desvio significativo entre os campos citados sejam ajustados.

3.2.2. Rendimento do tubo de raios X

O rendimento de um tubo de raios X mede a quantidade de radiação produzida em relação à corrente elétrica aplicada no equipamento durante um determinado período de tempo. Este parâmetro é definido pela razão entre o kerma no ar (mGy) na saída do tubo e o produto da corrente pelo tempo de exposição (mAs) apresentado no painel de controle da máquina de raios X para uma determinada distância entre o ponto focal do tubo e ponto de realização da medida (LACERDA, 2002; ALVARENGA & OLIVEIRA, 2005).

O rendimento do tubo de raios X tende a diminuir com sua utilização, devido ao desgaste do anodo e do catodo, gerando a metalização nas suas paredes internas. Uma variação de até 10% no rendimento de um tubo é aceitável, após ultrapassar este limite, a NCRP (*National Council on Radiological Protection*) recomenda que o tubo de raios X seja substituído (NCRP, 1988).

A perda do rendimento faz com que a carga elétrica utilizada para a realização do exame seja aumentada e isto é possível até um limite, a partir daí, torna-se inviável a utilização deste tubo de raios X.

3.2.3. Exatidão e repetitividade¹ do tempo de exposição

O tempo de exposição é muito importante na escolha dos parâmetros adequados para obtenção da imagem radiográfica com qualidade diagnóstica. Para exames de estruturas dinâmicas é importante que a técnica radiográfica seja executada com o menor tempo possível, a fim de reduzir o borramento causado pelo movimento destas. A redução do tempo é compensada pelo aumentando da corrente elétrica (mA).

Estudos mostram que, para exames específicos como o de tórax, a redução do produto tempo de exposição pela corrente elétrica (mAs), é compensada pelo aumento da tensão do tubo de raios X, de modo reduzir a dose de radiação submetida ao paciente sem a perda da informação diagnóstica (KOTSUBO, 2002, 2003).

Tempos de exposição inexatos ou não reproduzíveis podem levar à repetição de radiografias, elevando, dessa forma, os níveis de dose no paciente e nos profissionais envolvidos no processo.

3.2.4. Camada semirredutora (CSR)

A camada semirredutora é a espessura de um determinado material que reduz a intensidade do feixe de radiação à metade de seu valor inicial (SCAFF, 1979). Determinando-se o valor da CSR referente a um tubo de raios X, pode-se conhecer a filtração inerente deste tubo, que aumenta gradativamente, à medida que o tubo é utilizado. Desta forma, pode-se caracterizar o espectro do feixe de radiação, a uma determinada tensão de alimentação do tubo. Portanto, a camada semirredutora está diretamente relacionada com a qualidade em energias do feixe de radiação. Quanto maior o seu valor, maior é a energia média do feixe de radiação produzido.

¹ O termo exatidão indica o grau de concordância do resultado de uma medição e um valor verdadeiro do mensurando. O termo reprodutibilidade indica o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição, já o termo repetitividade indica o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando, porém efetuadas nas mesmas condições. No segundo caso trata-se de medições efetuadas com o mesmo procedimento, equipamento, operador, local e realizadas em um curto período de tempo (INMETRO, 2007).

É importante salientar que a câmara de ionização utilizada para a realização deste teste, deve possuir pequeno volume sensível, de modo que não sejam medidos fótons de radiação que não façam parte do feixe principal. Sua dependência energética deve ser baixa, pois o feixe de raios X é polienergético (OLIVEIRA, 2008).

3.2.5. Tamanho do ponto focal

Imagens de estruturas muito pequenas, como microcalcificações só podem ser visualizadas com equipamentos que possuam um ponto focal bem pequeno. Em geral, quanto menor o tamanho do ponto focal, maior é a resolução das imagens; contudo, a forma do ponto focal também é importante. O ponto focal de forma circular é o mais adequado, mas pontos focais com formatos retangulares também são comuns. O formato do ponto focal é conseguido através de técnicas na fabricação do filamento do catodo juntamente com sua capa de focalização (BUSHONG, 2004).

Na Figura 7 são mostrados exemplos de dois pontos focais de tubos de raios X mamográficos, registrados através de microcâmeras, com os formatos circular e retangular, respectivamente.

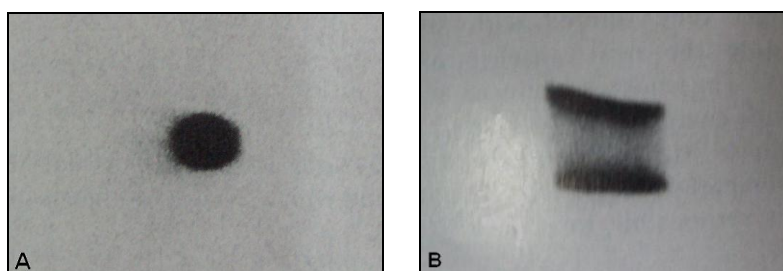


Figura 7. Imagens de pontos focais. Circular (A) e Retangular (B)
Fonte: BUSHONG, 2004.

3.2.6. Alinhamento de grades

As grades antidifusoras são utilizadas para dificultar que os raios X secundários cheguem ao receptor de imagem. Elas são construídas com lâminas de chumbo, separadas por espaçadores radiotransparentes. Na Figura 8 é mostrada esquematicamente uma incidência pósterio anterior (PA) do tórax de um paciente. Os fótons X se dirigem da ampola para o receptor de imagem e, após atravessarem o

corpo, passam através da grade antidifusora, que se movimenta para diminuir a presença de artefatos na imagem. Os raios que são paralelos às fendas conseguem atravessar a grade e, assim, alcançam o receptor de imagem. Os raios secundários, no entanto, por terem direções aleatórias, são retidos pelo chumbo, por isso, sua grande maioria não chega ao receptor.

Um desalinhamento das lâminas de chumbo da grade pode gerar a perda de informações valiosas em termos de diagnóstico por imagem, podendo acarretar repetições de incidências.

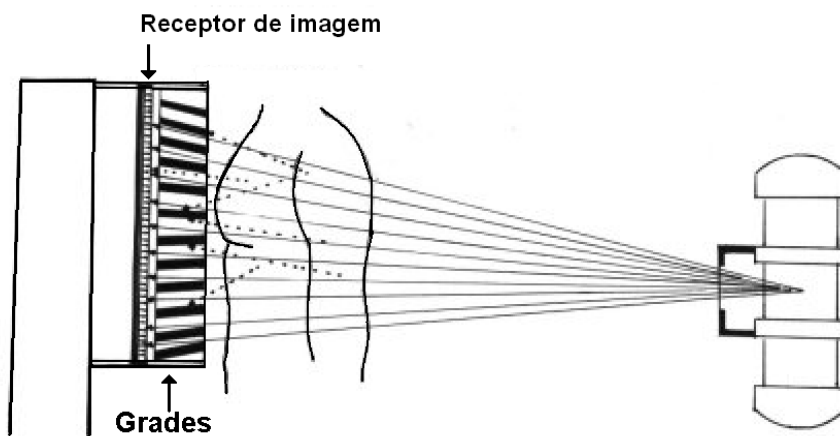


Figura 8. Perfil esquemático do uso de grade antidifusora.

3.2.7. Contato entre a tela intensificadora e o filme

A inspeção regular de todos os chassis deve ser realizada, para a verificação de bolhas, sujeiras ou imperfeições que interfiram no contato entre o écran e o filme, verificando as condições da tela intensificadora (écran). Quando este contato não acontece da forma correta, pode acarretar a formação de borrões na imagem que prejudicariam o laudo médico em determinadas circunstâncias.

Na Figura 9 é apresentada uma imagem realizada com um filme radiográfico cujo contato entre o écran e o filme se apresenta em boas condições e, à direita, o contato incorreto, gerando o borrão na imagem radiográfica.

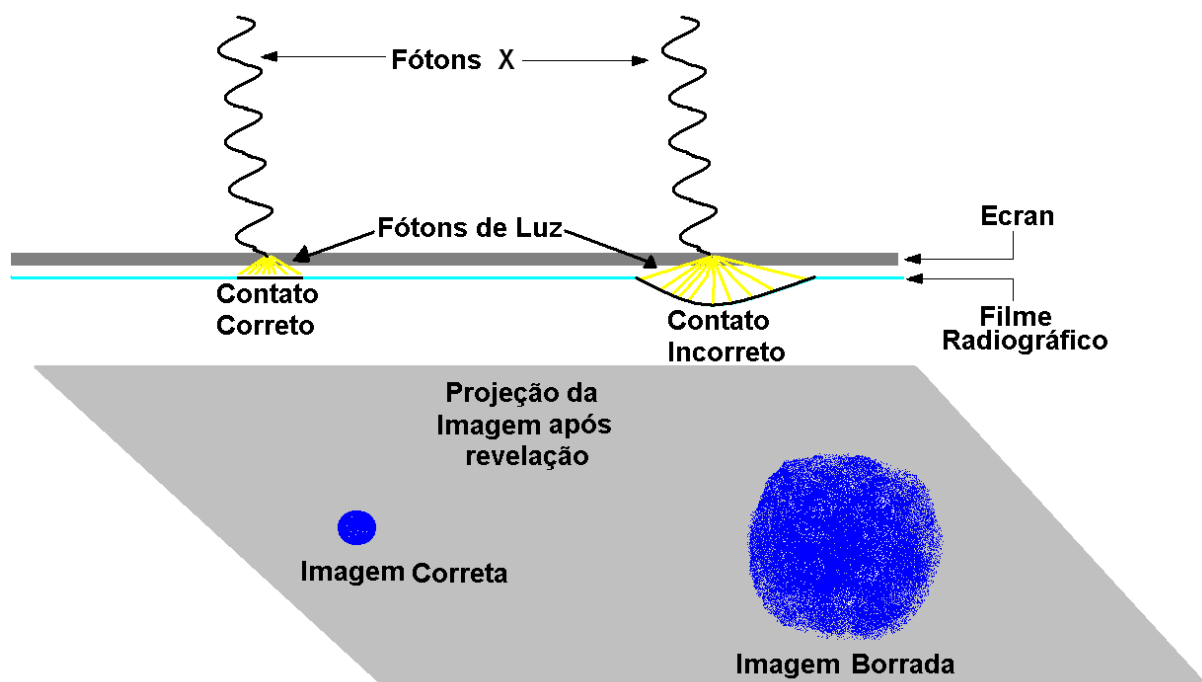


Figura 9. Perfil esquemático da imagem gerada em um filme.

3.2.8. Exatidão e repetitividade da tensão do tubo de raios X

Em medições da exatidão e repetitividade da tensão do tubo é verificada a capacidade da máquina em fornecer a alta tensão de acordo com um valor nominal pré-estabelecido. As medidas da tensão podem ser efetuadas por processos invasivos (diretos) ou não invasivos, que são modos indiretos e mais comumente realizados para os aparelhos convencionais de raios X (TERRENCE, 1990; OLIVEIRA, *et al.*, 2009).

Tubos de raios X que não apresentam alta tensão repetitiva podem ter suas imagens com qualidade reduzida, por perda de visualização de estruturas, quando o espectro dos raios X emitidos apresentar energia distinta da desejável, causando alterações no contraste da imagem (MELVIN, 1982; FRANK, *et al.*, 1990).

3.2.9. Repetitividade e linearidade da taxa de kerma no ar

O desempenho do equipamento de raios X influencia diretamente na produção de uma imagem radiográfica de qualidade diagnóstica, uma vez que pequenas mudanças nos parâmetros radiográficos, como tensão ou corrente elétrica, podem afetar de maneira significativa a imagem final. Dessa forma, é necessário que a taxa

de Kerma no ar do sistema seja linear e repetitiva, uma vez que qualquer desvio da mesma, pode resultar em informações diagnósticas não otimizadas, tornando necessário, algumas vezes, a repetição da radiografia, o que contraria os princípios básicos da proteção radiológica (FDA, 1999).

Porém a verificação destes parâmetros, realizada de maneira isolada, não é um fator determinante para uma boa qualidade da imagem. O profissional que realiza o exame deve dominar as técnicas radiográficas para os vários exames, de modo a garantir o correto posicionamento do paciente e a utilização otimizada dos parâmetros para a produção dos raios X. O resultado de todo este processo, combinado com o correto processamento dos filmes radiográficos, é uma imagem apta ao laudo médico e que atende às boas práticas em radiodiagnóstico (CE, 1996).

3.3. Critérios Europeus para Qualidade da Imagem Radiográfica

A Comunidade Européia publicou em 1996 um guia com o objetivo de estabelecer critérios para a qualidade da imagem nos países membros, além da realização de procedimentos com doses razoavelmente exequíveis de radiação. O documento ainda fornece a base para uma precisa interpretação médica da imagem radiográfica (CE, 1996).

Este documento vem sendo utilizado como referência em todo o mundo. Rainford *et al.* (2007) estudaram a qualidade da imagem em exames de tórax, abdômen, pelve e coluna lombar em hospitais da Irlanda, Inglaterra, Kuwait e Omã aplicando os critérios europeus para sua verificação e mostraram que sua qualidade varia, principalmente, em função do posicionamento dos pacientes e dos parâmetros de exposição. Mostraram ainda que os índices de qualidade da imagem não dependem do país de origem.

Suliman *et al.* (2006, 2007) estudaram as doses provenientes de exames de tórax, crânio, pelve e coluna espinhal em hospitais do Sudão e as compararam com os níveis de dose publicados pela Comunidade Européia, encontrando valores satisfatórios.

Kotsubo *et al.* (2003) realizaram um estudo comparativo de radiografias de tórax em um hospital brasileiro, empregando técnicas de alta e baixa tensões, tendo como objetivo a melhoria na qualidade das imagens, associada a uma redução nas doses aplicadas aos pacientes, baseando-se nas recomendações do Colégio Americano de Radiologia e da Comunidade Européia. Kotsubo *et al.* mostraram que imagens de alta qualidade técnica são acompanhadas por valores de dose na entrada da pele do paciente dentro dos níveis recomendados internacionalmente.

Martin *et al.* (1999) evidenciaram a complexidade de alguns dos parâmetros que influenciam na aquisição de uma imagem radiográfica de boa qualidade, como a remoção da radiação espalhada do feixe primário de raios X, sua qualidade e a fluência de fótons que chegam até o filme radiográfico, mostrando a interdependência destes fatores e a necessidade do balanceamento entre eles, para alcançar o melhor resultado em termos de imagem, com a menor dose de radiação para o paciente.

Azevedo *et al.* (2005) realizaram um estudo comparando a dose de entrada na pele e a dose efetiva recebida pelos pacientes submetidos a exames de tórax, pelve, abdômen e coluna torácica em três hospitais australianos e um hospital brasileiro. Para a realização da pesquisa somente foram considerados os exames que apresentaram a imagem aceitável de acordo com os critérios europeus e foi constatado que o hospital brasileiro submete seus pacientes a doses de radiação maiores que os australianos em todos os exames, exceto os de tórax.

O documento europeu destaca a necessidade do cumprimento dos dois princípios básicos de proteção radiológica aplicados aos pacientes, que são recomendados pela International Commission on Radiological Protection – ICRP e são os princípios da justificação da prática e otimização da proteção radiológica (ICRP, 2007).

A aplicação da justificação é a primeira medida em relação à segurança radiológica do paciente, que não pode ser submetido à realização de um procedimento envolvendo radiações ionizantes sem uma avaliação clínica da sua real necessidade. Toda e qualquer forma de exame utilizando radiações ionizantes deve

resultar em um benefício líquido para o paciente, de modo a compensar os riscos de uma exposição.

A aplicação da justificção também deve considerar se existem outros métodos para o diagnóstico, que envolvam níveis menores de radiação, diminuindo os riscos aos pacientes.

Com relação aos exames de diagnóstico a ICRP não recomenda a aplicação de limites de dose de radiação ao paciente, mas chama a atenção para o uso de níveis de referência em radiodiagnóstico (NRD), com o auxílio do princípio da otimização da exposição médica. Um exame, depois de justificado, deve ser otimizado envolvendo a interação de três aspectos importantes no processo de imagem:

- a qualidade diagnóstica da imagem radiográfica,
- a dose de radiação a que será submetido o paciente,
- a escolha da técnica radiográfica.

O documento europeu fornece orientações sobre estes três aspectos para exames de tórax, crânio, coluna lombar, pelve, trato urinário e mama. Foram elaborados critérios de qualidade para radiografias representantes dos seis exames de rotina citados. A conformidade com os critérios para estas imagens radiográficas é considerada como a primeira medida a assegurar o desempenho global satisfatório de um hospital ou clínica radiológica. (CE, 1996; ICRP, 2007).

3.3.1. Critérios para a qualidade da imagem em exames de tórax

A comunidade europeia recomenda que sejam observados os seguintes parâmetros para a obtenção de uma imagem com qualidade diagnóstica em uma incidência de tórax pósterio-anterior (PA) ou ântero-posterior (AP) para a visualização do pulmão e coração:

1. Executada em inspiração profunda (avaliada pela posição das costelas acima do diafragma - 6 arcos anteriores ou 10 arcos posteriores) e em apnéia;

2. Reprodução simétrica do tórax sem rotação ou basculação;
3. Borda medial das escápulas fora dos campos pulmonares;
4. Reprodução de todo gradil costal acima do diafragma;
5. Reprodução nítida do padrão vascular de todo o pulmão, principalmente os vasos periféricos;
6. Reprodução nítida da traquéia e parte proximal dos brônquios;
7. Reprodução nítida do coração e aorta;
8. Reprodução nítida do diafragma e dos ângulos costo-frênicos;
9. Visualização da parte retrocardíaca do pulmão e mediastino;
10. Visualização da coluna através da sombra cardíaca.

Para exames em perfil do tórax a comunidade europeia recomenda que os seguintes parâmetros sejam atendidos:

1. Executada em inspiração profunda e com a respiração suspensa;
2. Os braços devem estar elevados acima do tórax;
3. Deve haver superposição das bordas posteriores dos pulmões;
4. A traqueia deve ser reproduzida;
5. O ângulo costofrênico deve ser reproduzido;
6. Deve haver reprodução nítida da borda posterior do coração, aorta e mediastino;
7. Deve haver reprodução nítida do diafragma, esterno e coluna torácica.

Na Figura 10 são apresentados exemplos de imagem de tórax, em incidência PA e perfil, com qualidade diagnóstica, baseado nos padrões da Comunidade Europeia.

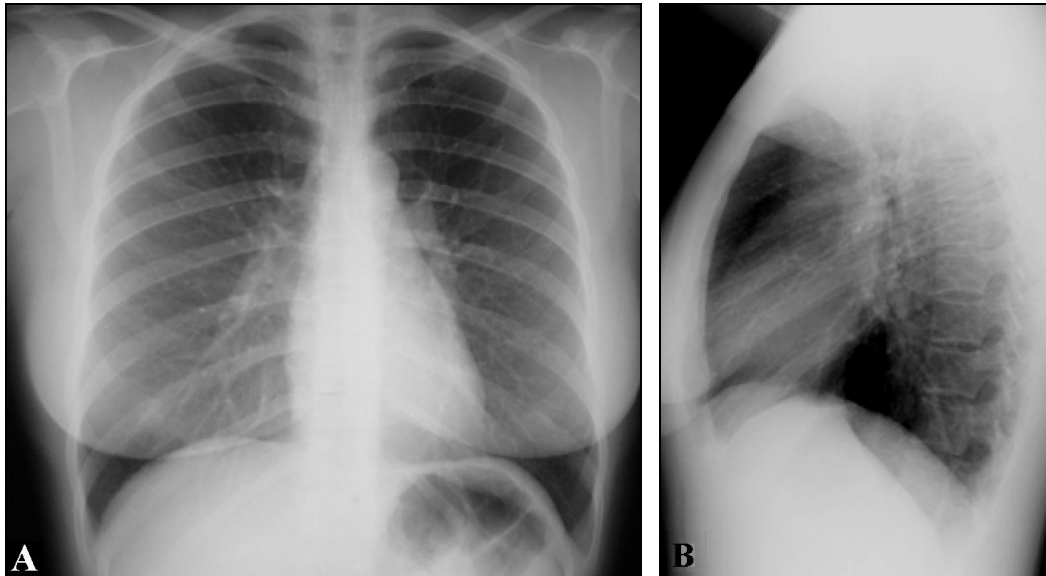


Figura 10. Imagem radiográfica de tórax em incidência PA (A) e em perfil (B).

Através de uma ficha de avaliação, pontua-se de zero a dez a qualidade da imagem do serviço de diagnóstico, de acordo com a visualização, ou não, dos parâmetros citados para os dois tipos de incidências (CE, 1996).

3.4. Ferramentas adicionais para verificação da qualidade da imagem

O diagnóstico médico não é realizado simplesmente através da avaliação da imagem, mas a percepção dos detalhes pelo observador é crucial para o resultado pretendido. Portanto, avaliações acerca da qualidade de uma imagem podem ser consideradas subjetivas, pois não dependem somente do bom funcionamento dos parâmetros físicos da cadeia de produção da imagem, mas também, da acuidade visual do radiologista.

Objetos de teste e simuladores do corpo humano vêm sendo desenvolvidos com o objetivo de diminuir a subjetividade ao avaliar a qualidade de uma imagem radiográfica, sem a necessidade da irradiação de um ser humano. Por isso estão sendo constantemente pesquisadas ferramentas que permitam a investigação de alguns parâmetros, como contraste, resolução, sensibilidade e etc.

Para avaliações rotineiras da imagem, o objeto de teste TOR CDR da *Leeds Test Objects* permite a análise de aspectos que são mais susceptíveis de deterioração na qualidade da imagem diagnóstica. Na Figura 11 é apresentado o TOR CDR, que

possui forma de disco onde estão dispostas estruturas que permitem avaliar detalhes de alto e baixo contraste (A e C), a resolução espacial (D) e medidas relativas à sensibilidade do filme, como a curva sensitométrica para determinação da base mais velamento, o índice de velocidade do filme e o índice de contraste (B).



Figura 11. Objeto de teste TOR CDR (a) e sua imagem radiográfica (b).
Fonte: LEEDS, 2011.

Na Figura 12 é apresentada uma visão esquemática do objeto de teste Radiographic Survey Phantom da Gammex. Este objeto de teste foi desenvolvido com o objetivo de facilitar intercomparações dos sistemas de aquisição e processamento de imagens entre hospitais. Ele possui dispositivos para avaliação da resolução espacial, resolução de baixo contraste, curva sensitométrica do filme, além de permitir a avaliação do alinhamento e coincidência do campo de luz com o campo de radiação emitido pelo equipamento de raios X.

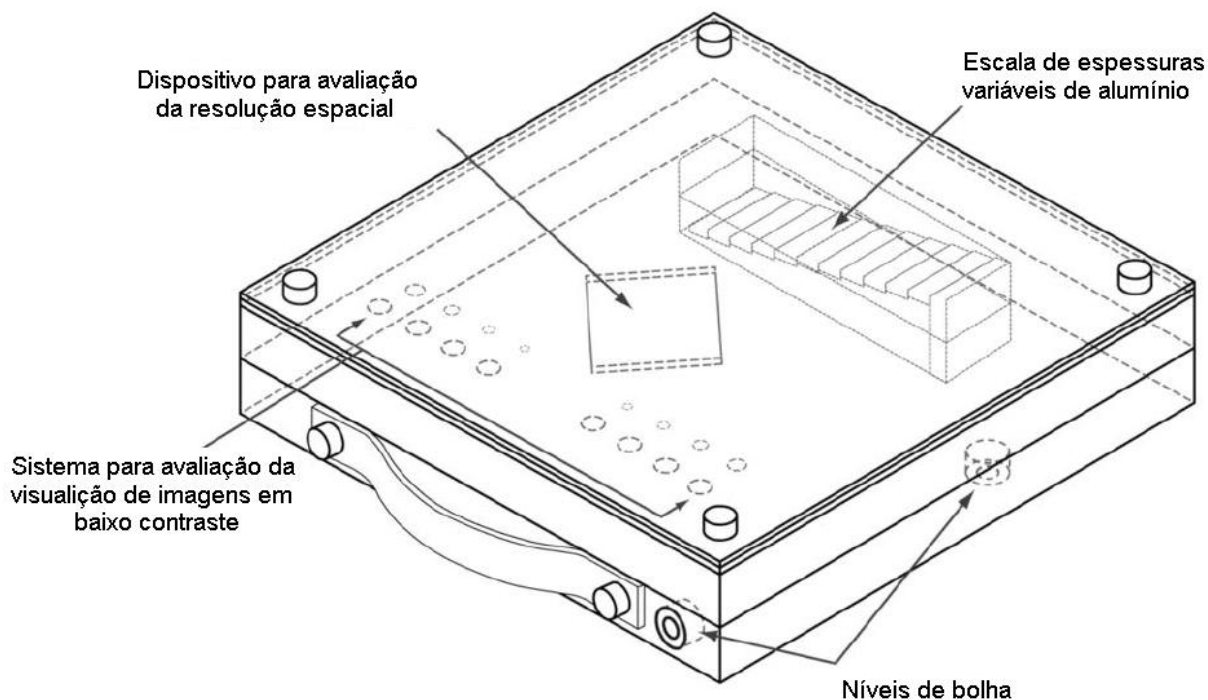


Figura 12. Visão esquemática do objeto de teste Radiographic Survey Phantom.
 Fonte: GAMMEX, 2011.

Para verificações da resolução espacial e contraste da imagem radiológica convencional pode-se utilizar o objeto de teste CDRAD da CAPINTEC, apresentado na Figura 13. Este objeto consiste de uma placa de acrílico com furos cilíndricos de diâmetros bem definidos a uma determinada profundidade. O CDRAD é constituído de divisões em um total de 15 linhas e 15 colunas (225 quadrados). Em cada quadrado existem um ou dois furos. As três primeiras linhas mostram apenas um ponto, enquanto as outras linhas têm dois furos idênticos, um no meio e um em um canto, escolhidos aleatoriamente, de modo a não tornar cognitiva a identificação do ponto na imagem.

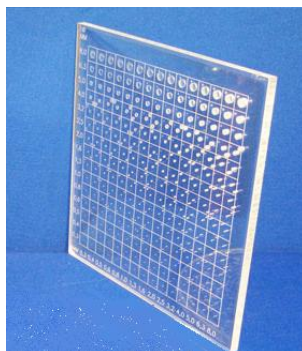


Figura 13. Objeto de teste CD RAD da CAPINTEC.
 Fonte: CAPINTEC, 2010a.

A densidade óptica dos pontos é mais elevada em comparação com o fundo uniforme. Devido ao aumento exponencial da profundidade dos furos na direção horizontal, a imagem mostra 15 colunas de pontos, com aumento de contraste. No sentido vertical, o diâmetro dos furos aumenta exponencialmente de 0,3 a 8,0 mm, resultando em 15 linhas para avaliação da resolução espacial.

BACHER et al. compararam a qualidade da imagem e a dose necessária para produção de imagens de tórax em sistemas digitais com diferentes placas fotoestimuláveis, através da utilização do objeto de teste CD RAD. Foram pesquisadas as imagens obtidas de dois grupos de 100 pacientes submetidos a exames de tórax, com receptores de imagem de selênio e silício amorfos. Verificou-se que as imagens apresentaram qualidade diagnóstica com os dois tipos de placas fotoestimuláveis, porém a placa de silício amorfo possibilitou uma redução considerável na dose efetiva a que estavam submetidos os pacientes (BACHER et.al., 2006).

Outro objeto de teste utilizado para medições do contraste da imagem de fluoroscopia é o *Contrast Imaging Phantom* da CAPINTEC, apresentado na Figura 14. Trata-se de um disco de cobre com 23 cm de diâmetro, com 20 discos pequenos de espessuras variadas. Este objeto pode ser utilizado nos modos pulsados e contínuos de fluoroscopia, avaliando-se a faixa dinâmica do vídeo e a curva sensitométrica de filmes para registro das imagens.

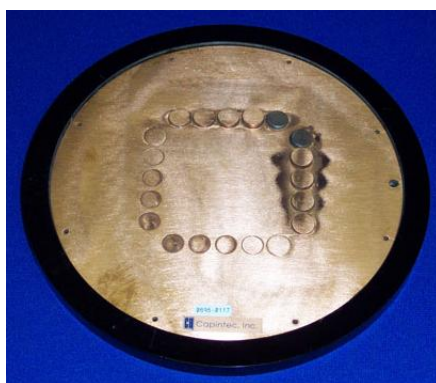


Figura 14. Objeto de teste *Contrast Imaging Phantom* da CAPINTEC.
Fonte: CAPINTEC, 2010b.

Para a avaliação do controle automático de exposição (CAE) e do controle automático de brilho (CAB) há o objeto de teste *Chest X-ray Phantom* da Fluke

Biomedical, apresentado na Figura 15. Este objeto de teste é composto por quatro placas de acrílico puro de 25,0 x 25,0 x 2,4 cm³ de dimensões e duas placas de alumínio de alta pureza com as mesmas dimensões de área e espessuras de 0,1 cm e 0,2 cm, além de espaçadores que fornecem uma câmara de 5,08 cm de espessura preenchida por ar para simulações de incidências póstero-anteriores de tórax, padrão da *American National Standard Institute (ANSI)*.

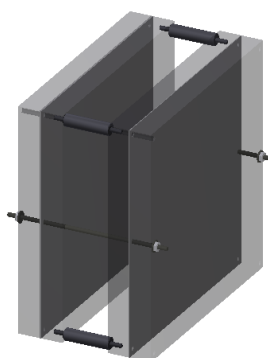


Figura 15. Vista esquemática do objeto de teste *Chest X-ray Phantom* da Fluke Biomedical.

LLORCA et al. (2003) utilizaram o objeto de teste TOR CDR em 120 serviços de radiologia diagnóstica de Madri. Foram confrontados os resultados de avaliação da qualidade da imagem com base em critérios da Comunidade Européia, por radiologistas e com a utilização do objeto de teste, verificando uma pobre concordância. Foi verificado que a simples utilização do objeto de teste TOR CDR não reproduzia as reais condições de absorção da radiação pelos tecidos em exames radiográficos. A solução encontrada pelos pesquisadores foi a utilização do TOR CDR acoplado em um objeto de teste padrão ANSI, como o *Chest X-ray Phantom*, encontrando dessa forma, boa concordância entre os resultados obtidos.

PINA et al. (2009) desenvolveram objetos de teste constituídos por placas de acrílico de espessuras variáveis com a adição de estruturas, de modo a simular o espalhamento e a absorção da radiação em exames de tórax, coluna lombar e pelve para diversos biotipos de pacientes, também à partir do objeto de teste padrão ANSI. A utilização dos objetos de teste desenvolvidos tornou possível a determinação de técnicas radiográficas otimizadas para exames de pacientes de várias dimensões corporais de modo satisfatório.

3.5. Dosimetria de Pacientes

O estudo quantitativo dos efeitos provocados pelas radiações ionizantes em um meio é chamado de dosimetria. O modo como as radiações ionizantes interagem em um meio absorvente depende da sua composição e da energia da radiação, portanto é muito importante o conhecimento das características do feixe de radiação incidente, como a quantificação da energia depositada por este em um determinado material (FREITAS, 2005; PINTO, 2006).

No caso de dosimetria de pacientes, esta pode ser realizada de forma direta ou indireta. Quando realizada de forma direta, em geral, utilizam-se dosímetros termoluminescentes, pois são cristais de pequenas dimensões, que possuem a capacidade de armazenar a energia da radiação e liberá-la na forma de luz, quando aquecidos a determinadas temperaturas (KNOLL, 2000). O número atômico efetivo dos dosímetros termoluminescentes à base de fluoreto de lítio está muito próximo ao dos tecidos humanos, sendo assim, o seu posicionamento no paciente, dentro do feixe direto de radiação, não atrapalha a aquisição da imagem para a faixa de energia utilizada em radiodiagnóstico convencional.

A dosimetria pode ser realizada de forma indireta através de medidas do rendimento do equipamento de raios X em uma determinada distância. Com isto, pode-se calcular para vários intervalos de tensão, carga elétrica e distância o valor da dose na entrada da pele do paciente, através da utilização de fatores de retroespalhamento (BSF) publicados na literatura (ICRU, 2005). Outro meio indireto para a realização da dosimetria de pacientes é através de simulações computacionais baseadas no Método de Monte Carlo.

3.5.1. Kerma no ar

O Kerma (*kinetic energy released per unit of mass*) é definido como a razão entre a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas sem carga em um dado volume de massa, definida pela equação 4 (ICRU, 1980; ICRU, 2005; SOARES, 2001).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (4)$$

onde: dE_{tr} é a taxa de variação da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas sem carga em um dado volume de massa dm ;

A unidade do Kerma no ar no SI é o $J.kg^{-1}$ que recebe o nome especial de gray (Gy).

3.5.2. Kerma no ar incidente ($K_{a,i}$)

O Kerma no ar incidente ($K_{a,i}$) é definido como o valor do Kerma no ar medido à distância entre o foco do tubo de raios X e a pele do paciente (DFP), porém, sem a contribuição da radiação retroespalhada pelos tecidos do paciente. Sua unidade é o gray (IAEA, 2007). Esta grandeza pode ser determinada através da medição do Kerma no ar, livre no ar (K_a), a qualquer distância corrigindo-se o valor obtido pelo inverso do quadrado da distância através da equação 5.

$$K_{a,i} = K_a \cdot \frac{d^2}{DFP^2} \quad (5)$$

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

O Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) é definido como o valor do Kerma no ar medido no eixo central do feixe de raios X na superfície de entrada da pele do paciente incluindo a contribuição da radiação retroespalhada pelos tecidos (LACERDA, 2003; ICRU, 2005) e pode ser relacionado ao valor do Kerma no ar incidente através da equação 6:

$$K_{a,e} = K_{a,i} \cdot BSF \quad (6)$$

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

A integral do kerma no ar medido sobre toda a área superficial de um campo de radiação perpendicular ao feixe de raios X é definida como o produto kerma no ar-área ($P_{K,A}$) e possui como unidade no SI o $Gy.m^2$.

$$P_{KA} = \int_A K(x, y) dx dy \quad (7)$$

Esta é uma grandeza muito utilizada em dosimetria de pacientes, uma vez que seu valor não varia significativamente com a distância em relação ao ponto focal do tubo de raios X, portanto não é necessário especificar a distância em relação ao plano de medida, quando o valor do Kerma no ar é constante sobre toda a área do campo de radiação.

Na Figura 16 são mostradas esquematicamente estas grandezas. A grandeza prática P_{KA} pode ser avaliada através da utilização de uma câmara de ionização de placas paralelas na saída do feixe de raios X, o $K_{a,i}$ pode ser avaliado em qualquer distância e o $K_{a,e}$ é avaliado na distância entre o ponto focal do tubo de raios X e a entrada da pele do paciente, através de fatores de correção, levando-se em consideração o retroespalhamento do feixe de radiação pelo paciente. Ambas grandezas são as recomendadas na literatura para a realização de dosimetria de pacientes submetidos ao radiodiagnóstico convencional.

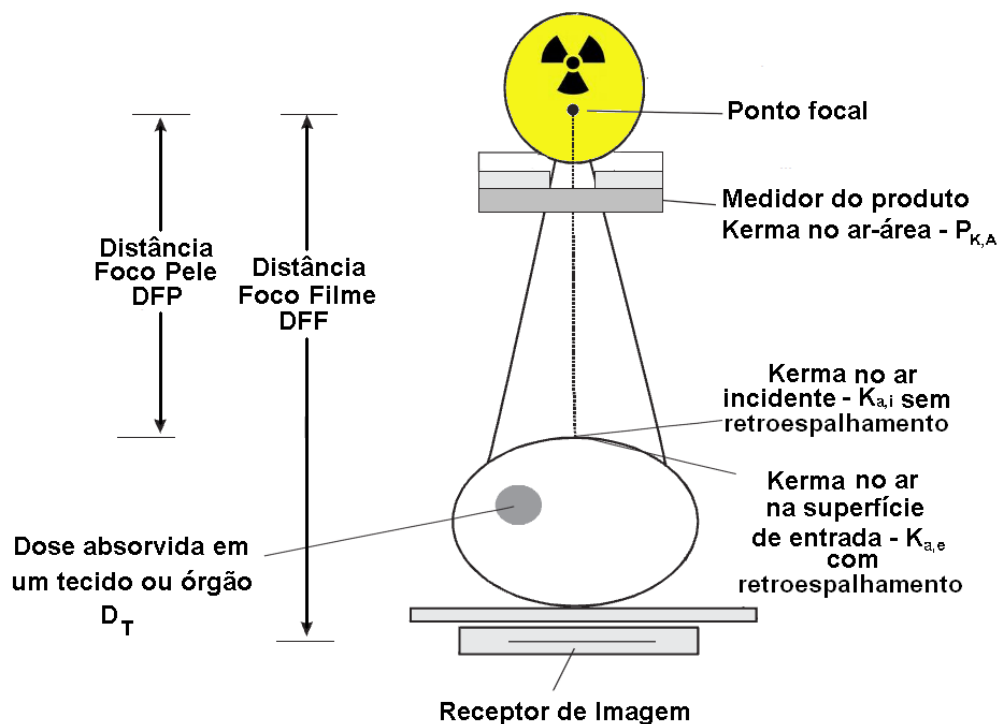


Figura 16. Principais grandezas práticas utilizadas na avaliação de doses submetidas a pacientes de radiodiagnóstico convencional.

3.5.5. Níveis de referência em radiodiagnóstico (NRD)

O princípio de proteção radiológica que trata da limitação de doses não é aplicado para exposições médicas (ICRP, 2007). Para a proteção dos pacientes são aplicados valores de dose médios, conhecidos como níveis de referência em radiodiagnóstico.

Estes NRDs são baseados em medidas realizadas em simuladores ou pacientes representativos para cada tipo de exame e incidência do feixe de radiação. São medições realizadas em clínicas ou hospitais de várias regiões de um país, de modo que sejam valores estatisticamente confiáveis. Para que estes valores de dose sejam considerados como válidos, as imagens necessitam atender aos requisitos de qualidade das boas práticas em radiodiagnóstico (CE, 1996).

A comunidade europeia publicou estudos nos quais foram realizadas medidas do $K_{a,e}$ de pacientes escolhidos aleatoriamente em 20 hospitais britânicos (SHRIMPSON *et al.*, 1986) e em 20 hospitais europeus que faziam parte de um programa para avaliação dos critérios de qualidade da imagem (MACCIA *et al.*, 1990; CE, 1996). Foi adotado o terceiro quartil da distribuição de doses observadas como níveis de referência, uma vez que 75 % dos estabelecimentos conseguem imagens com qualidade diagnóstica com esses níveis de radiação.

O governo brasileiro, através de sua legislação, também adotou, como forma de proteção do paciente e verificação da otimização da qualidade das imagens radiográficas, os NRDs (BRASIL, 1998). Na Tabela 1 são mostrados os valores considerados como referência em vários tipos de exames e incidências na Comunidade Europeia e no Brasil. É mostrado também o produto Kerma no ar-área de referência fornecido pelo *National Radiological Protection Board* – NRPB da Inglaterra (HART *et al.*, 2002).

Tabela 1. Níveis de referência em radiodiagnóstico adotados pelo Ministério da Saúde brasileiro, pela comunidade europeia e pelo governo britânico. Fonte: LACERDA, 2007.

Exame	$K_{a,e}$ de referência (BRASIL, 1998) (mGy)	$K_{a,e}$ de referência (CE, 1996a) (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
Abdomen			
AP	10	10	3,0
Pelve			
AP	10	10	3,0
Tórax			
PA	0,4	0,3	0,12
LAT	1,5	1,5	-
Crânio			
AP	5	5	-
PA	-	5	-
LAT	3	3	-

Estudos realizados em todo o mundo têm sido desenvolvidos para avaliação da grandeza $K_{a,e}$, como em PAPAGEORGIU *et al.*, (2000) que realizaram uma pesquisa para estimar os níveis de dose recebidos pelos pacientes submetidos a exames radiológicos, de modo a estabelecer NRD's na Grécia.

Neste estudo seis grandes hospitais em Atenas foram selecionados e 385 pacientes foram tomados como amostra. Os NRD's foram obtidos de cinco exames mais comuns (tórax, coluna cervical, coluna lombar AP e lateral e pelve) através do posicionamento de TLD's na pele dos pacientes e de medidas do Kerma no ar com a utilização de uma câmara de ionização. Os parâmetros de exposição, distância foco-filme e Kerma no ar na superfície de entrada do paciente foram comparados aos níveis estabelecidos pela comunidade europeia. PAPAGEORGIU *et al.* (2000) encontraram discrepâncias nas doses em pacientes e nas técnicas radiográficas que mostram a importância do estabelecimento de um programa nacional de garantia da qualidade e dos protocolos para os exames, de modo a assegurar que as exposições sejam mantidas as mais baixas quanto razoavelmente possível. Todos os exames estudados apresentaram resultados dentro das recomendações da comunidade europeia, exceto para os exames de tórax, que apresentaram

resultados consideravelmente acima do recomendado devido ao uso de baixas tensões e grandes valores de carga elétrica (mAs).

CIRAJ *et al.* (2005) pesquisaram o Kerma no ar na superfície de entrada, o produto Kerma no ar-área e a dose efetiva para exames de radiodiagnóstico mais frequentes em hospitais da Sérvia e Montenegro. Foram pesquisados 510 procedimentos para 11 diferentes tipos de exames em três hospitais, mostrando grandes variações do $K_{a,e}$ (conforme apresentado na Tabela 2) de um hospital a outro devido às diferentes condições dos equipamentos em termos da filtração do tubo de raios X e da técnica radiográfica utilizada. Verificou-se que as doses mais elevadas foram submetidas ao pacientes nos hospitais que utilizaram tensões mais baixas com cargas elétricas mais altas, conforme já havia evidenciado PAPAGEORGIOU *et al.* em seus estudos. Porém não foram levadas em consideração as condições de processamento dos filmes ou outros fatores como a velocidade e a combinação do filme com o ecran.

Tabela 2. Média do Kerma no ar na superfície de entrada do paciente com seu desvio padrão e média das doses efetivas para vários tipos de exames de três hospitais da Sérvia e Montenegro. Fonte: CIRAJ *et al.*, 2005.

Procedimento	Hospital - 1		Hospital - 2		Hospital - 3		NRD Comunidade Européia (mGy)
	$K_{a,e}$ (mGy)	Dose Efetiva (mSv)	$K_{a,e}$ (mGy)	Dose Efetiva (mSv)	$K_{a,e}$ (mGy)	Dose Efetiva (mSv)	
Coluna Cervical - AP	0,5 ± 0,2	0,02	1,0 ± 0,9	0,04	2,4 ± 0,6	0,12	-
Coluna Cervical - Lateral	0,4 ± 0,3	<0,01	1,0 ± 0,5	<0,01	1,7 ± 1,0	0,02	-
Pelve - AP	1,7 ± 0,9	0,23	2,1 ± 1,3	0,30	2,4 ± 0,3	0,35	10
Coluna Torácia - AP	0,9 ± 0,5	0,09	2,0 ± 0,2	0,16	1,7 ± 0,4	0,18	7
Coluna Lombar - AP	1,6 ± 1,0	0,21	2,7 ± 0,8	0,27	4,0 ± 0,3	0,36	10
Coluna Lombar - Lateral	2,2 ± 1,0	0,06	5,9 ± 1,8	0,10	5,2 ± 0,8	0,85	30
Tórax - PA	0,2 ± 0,1	0,03	0,6 ± 0,2	0,05	0,4 ± 0,2	0,04	0,3
Tórax - Lateral	0,3 ± 0,2	0,03	-	-	-	-	1,5
Crânio - PA	1,0 ± 0,7	0,01	1,3 ± 0,4	0,01	-	-	5
Crânio - Lateral	0,9 ± 0,6	0,01	1,0 ± 0,3	0,01	-	-	3

CIRAJ *et al.* (2005) concluíram que a determinação das doses a que foram submetidos os pacientes dependem de múltiplos fatores, o que torna o trabalho bastante complexo. Foi mostrada a importância da determinação dos níveis de referência em radiodiagnóstico por cada país, baseados nas suas práticas e tipos de equipamentos. Eles mostraram que estas pesquisas devem ser refeitas em

intervalos regulares de tempo, de modo a verificar a correta otimização da prática aliada ao avanço tecnológico dos equipamentos de radiodiagnóstico.

PAPADIMITRIOU *et al.* (2001) avaliaram as técnicas radiográficas e a qualidade da imagem de três tipos de exames (tórax – PA, pelve – AP e coluna lombar – Lateral) em dois hospitais gregos e compararam os resultados de medidas do Kerma no ar na superfície de entrada dos pacientes com os níveis de referência em radiodiagnóstico da comunidade europeia. As medidas foram feitas com dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio (LiF) calibrados. Os pacientes foram selecionados de acordo com sua massa (70 ± 10 kg) e sua altura ($1,70 \pm 0,10$ m). A dose efetiva foi calculada utilizando o programa PCXMC[®]. Eles encontraram valores de dose abaixo dos NRD's, contudo as doses médias nas diferentes salas de raios X estudadas diferiram em cerca de duas vezes.

FILIPPOVA (2006) avaliou a dose de radiação recebida pelos pacientes em 23 hospitais da Estônia. Sua avaliação se baseou na análise do rendimento dos equipamentos de raios X e na avaliação dos parâmetros utilizados para a obtenção das imagens radiográficas. FILIPPOVA calculou os valores do Kerma no ar na superfície de entrada corrigindo os valores do Kerma pelas distâncias foco-pele dos pacientes através da lei do inverso do quadrado da distância associado a um fator de retroespalhamento, obtendo os resultados dispostos na Tabela 3. Verificou-se que apesar das diferenças encontradas entre os vários hospitais (de até 12 vezes) o valor do Kerma no ar na superfície de entrada médio está dentro do recomendado pela Comunidade Europeia, mas ainda é preciso otimizar as técnicas radiográficas nos locais onde foram encontrados grandes valores de Kerma.

Tabela 3. Valores do Kerma no ar na superfície de entrada para exames realizados na Estônia. Fonte: FILIPPOVA, 2006.

Procedimento	K_{a,e} Mín (mGy)	K_{a,e} Máx (mGy)	K_{a,e} Média (mGy)	NRD Comunidade Europeia (mGy)
Tórax - PA	0,05	0,6	0,3	0,3
Tórax - Lateral	0,2	2,3	0,9	2
Coluna Lombar - AP	1,8	10,0	6,4	10
Coluna Lombar - Lateral	3,7	21,8	10,7	30
Pelve - AP	1,8	10,0	3,9	10

A FDA “*Food and Drug Administration*” publicou um trabalho que mostra os níveis de doses a que foram submetidos pacientes de várias modalidades de exames radiológicos comparadas a exames de tórax, mostrando os altos valores de dose proporcionados pelas modalidades de Tomografia Computadorizada, Medicina Nuclear e Radiologia Intervencionista. Na Tabela 4 são mostradas as doses efetivas médias de vários tipos de estudos comparadas à dose efetiva média submetida a um paciente adulto que realiza um exame de tórax em incidência pósterio-anterior (FDA, 2010).

Tabela 4. Doses de radiação provenientes de vários tipos de procedimentos de imagens médicas.
Fonte: FDA, 2010.

Tipo de Procedimento	Dose Efetiva Média (mSv)	Estimativa da Dose Equivalente (N° de Exames de Tórax)
Raio-x Odontológico	0,005 - 0,010 ^a	0,25 - 0,5
Raio-x de Tórax	0,02	1
Mamografia	0,4	20
Tomografia Computadorizada	2 - 16 ^b	100 - 800
Medicina Nuclear	0,2 - 41 ^c	10 - 2050
Radiologia Intervencionista	5 - 70 ^d	250 - 3500

^a O valor de 0,005 mSv representa a dose efetiva média aplicada a um paciente adulto submetido a exames de raios X odontológicos intra-orais. O valor de 0,01 mSv representa a dose efetiva média aplicada a um paciente adulto submetido a exames de raios X panorâmicos.

^b O valor de 2 mSv representa a dose efetiva média aplicada a um paciente adulto submetido a exames de tomografia computadorizada de crânio. O valor de 16 mSv representa a dose efetiva média aplicada a um paciente adulto submetido a exames de angiografia coronária com tomografia computadorizada.

^c O valor de 0,2 mSv representa a dose efetiva média aplicada a um paciente adulto submetido a exames de pulmão com ⁹⁹Tc-DTPA. O valor de 41 mSv representa a dose efetiva média aplicada a um paciente adulto submetido a exames para estudos da viabilidade miocárdica usando tálio-201.

^d O valor de 5 mSv representa a dose efetiva média aplicada a um paciente adulto submetido a exames angiográficos do crânio e/ou pescoço. O valor de 70 mSv representa a dose efetiva média aplicada a um paciente adulto submetido a exame de anastomose portossistêmica intra-hepática transjugular – TIPS.

3.5.6. Dose absorvida em um tecido ou órgão (D_T)

A dose absorvida em um tecido ou órgão é definida como a energia média depositada ($d\bar{E}$) em um tecido ou órgão de massa (dm), de acordo com a equação 8.

$$D_T = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (8)$$

Sua unidade no SI é o $J.kg^{-1}$, que recebe o nome especial de gray (Gy).

3.5.7. Dose equivalente em um tecido ou órgão (H_T)

A dose equivalente em um tecido ou órgão (H_T) é definida como a dose média absorvida em um tecido ou órgão (D_T) ponderada pelo tipo de radiação incidente W_R . Este fator de ponderação depende do tipo e energia da radiação incidente (ICRP, 2007).

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_T \quad (9)$$

Sua unidade no SI é o $J.kg^{-1}$, que recebe o nome especial de sievert (Sv).

3.5.8. Dose efetiva (E)

A radiosensibilidade de um tecido ou órgão varia de acordo com sua atividade mitótica, seu grau de especialização etc. De modo a estimar o risco biológico causado pelas radiações ionizantes no ser humano, a ICRU definiu a grandeza dose efetiva (E), como o somatório das doses equivalentes ponderadas para cada tecido ou órgão em função de um fator de detrimento (W_T), que indica não só a sensibilidade às radiações, como a facilidade do tratamento de patologias radioinduzidas nestes locais, o tempo de vida perdido devido à irradiação e a probabilidade do aparecimento de efeitos genéticos graves (LACERDA, 2007; ICRP, 2007; ICRU, 1998; ICRP, 2006).

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (10)$$

Sua unidade no SI é o $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$, que recebe o nome especial de sievert (Sv).

3.6. Calibração

Em toda prática de medição, é necessária a utilização de equipamentos detectores metrologicamente confiáveis, portanto estes devem estar calibrados. O Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM) define a calibração como sendo o conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição ou valores representados por uma medida materializada ou um material de referência, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões (INMETRO, 2007).

Os objetivos primários da calibração são de assegurar que o instrumento esteja funcionando corretamente e, conseqüentemente, respondendo satisfatoriamente aos propósitos da monitoração, além de determinar a indicação do instrumento para uma dada grandeza, sob condições padrão controladas e executar o ajuste do instrumento, se possível (BAPTISTA NETO, 2005).

Existem organismos internacionais para a padronização de procedimentos. A *International Electrotechnical Commission* – IEC é uma comissão, que dentre outras funções, especifica o desempenho e alguns requisitos relacionados à construção de dosímetros diagnósticos utilizados para medidas de taxa de kerma no ar ou kerma no ar integrado em campos de radiação usados em radiografia convencional, mamografia, fluoroscopia e tomografia computadorizada, para equipamentos de raios X que possuam geradores de até 150 kV de tensão (IEC, 1997; OLIVEIRA, 2008).

A IEC também define como são os campos de radiação a que devem ser submetidos os dosímetros para a calibração em radiodiagnóstico. Estes campos de radiação são conhecidos como radiações de referência e são caracterizadas por um código de letras e números que definem, dentre outros, de que elemento químico é

formado o material utilizado para a filtração do feixe primário de radiação, a tensão de utilização do tubo de raios X e o objetivo da caracterização do feixe em termos do equipamento que se deseja calibrar (IEC, 2005).

3.7. Estimativa do Risco de Incidência de Câncer a Baixos Níveis de Radiação

A estimativa de incidência de câncer por fatores diversos não é um tarefa simples. Existem diversos fatores que podem contribuir para a indução de câncer em um indivíduo, tais como: hábitos alimentares, tabagismo, situação imunológica, comportamento sexual, dentre muitos outros, juntamente com a exposição às radiações ionizantes.

O Comitê para Avaliação dos Riscos à Baixos Níveis de Radiação (*Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation*), integrante do Conselho Nacional de Pesquisa dos Estados Unidos (*National Research Council - NRC*) publicou em 2006 o “*BEIR VII PHASE2 – Health Risks From Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation*”, documento que trás vários modelos para cálculo do risco de incidência de cânceres radioinduzidos em situações de exposições médicas de baixos níveis de exposição à radiação.

Existem diversos modelos para cálculo de risco de incidência de câncer no indivíduo exposto, tais como: modelos estatísticos empíricos, baseados em informações dos sobreviventes de bombas atômicas ou desastres nucleares, além de modelos que levam em consideração estudos laboratoriais de radiobiologia para verificação da relação dose de radiação e resposta celular.

Estudos publicados mostram, por exemplo, o risco de incidência de câncer, em função da idade da pessoa irradiada, para uma única irradiação cuja a magnitude da exposição foi de 0,1 Gy, mostrando a diminuição do risco em função dessa faixa etária, conforme mostrado na Figura 17 (NCR, 2005).

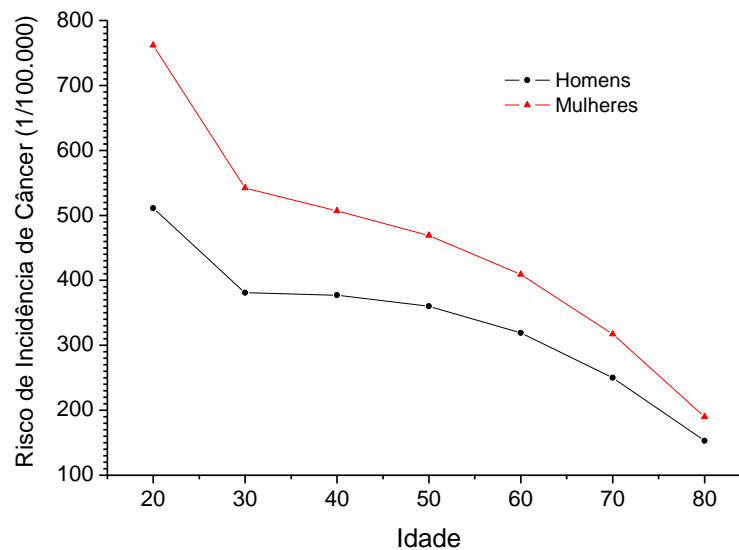


Figura 17. Variação do risco de incidência de câncer, para exposição única de 0,1 Gy em função do sexo e idade da pessoa irradiada
 Fonte: NRC, 2005.

Atualmente, programas computacionais, como o PCXMC[®] e o CALDose_X efetuam esses cálculos de risco de incidência de câncer para situações individualizadas, basendo-se no sexo do paciente, idade, tipo de exame para verificação dos órgãos irradiados e intensidade da dose equivalente nesses tecidos ou órgãos.

3.8. Cálculo das Incertezas

Quando se relata o resultado de medição de uma grandeza física, é de fundamental importância que seja dada alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado, de forma tal que aqueles que o utilizam possam avaliar a sua confiabilidade. Sem essa indicação, resultados de medição não podem ser comparados, seja entre eles mesmos ou com valores de referência fornecidos em uma especificação ou norma. Portanto, é necessário que haja um procedimento prontamente implementado, facilmente compreendido e de aceitação geral para caracterizar a qualidade do resultado de uma medição, isto é, para avaliar e expressar sua incerteza (ABNT, INMETRO, SBM, 1998; OLIVEIRA, 2008).

Estas incertezas têm as mais variadas origens e estão relacionadas principalmente aos equipamentos utilizados (incertezas inerentes à calibração, resolução, etc.) e técnicas aplicadas às medições (OLIVEIRA, 2008).

3.8.1. Formas de distribuição de um conjunto de valores

A dispersão de um conjunto de valores pode tomar diferentes formas, ou distribuições de probabilidade. Em um conjunto de leituras, muitas vezes os valores tendem a se encontrar mais próximos da média. Esta é uma típica distribuição *normal ou Gaussiana*. Pode-se ver este tipo de distribuição quando se examina parâmetros de um equipamento de raios X, tais como a taxa de kerma no ar. A maioria dos valores de taxa de kerma no ar estará próxima da média; poucos são extremamente mais altos ou baixos.

Para se calcular a incerteza relativa de medidas que obedecem a uma distribuição normal, deve-se dividir o valor do desvio padrão das leituras pela raiz quadrada da quantidade de medidas realizadas.

Quando os valores das medições encontram-se distribuídos igualmente entre o maior e menor valor, gera-se uma distribuição retangular, ou seja uniforme (IAEA, 2000). Outra forma de distribuição da probabilidade dos valores de leitura é a triangular. Neste tipo de distribuição, supõe-se que um valor de leitura admite valores que se encontram em um intervalo mais limitado em relação a uma distribuição retangular.

3.8.2. Tipos de incerteza e métodos de cálculo

Para a realização do cálculo da incerteza inerente a um processo de medição, primeiramente é preciso identificar as fontes de incerteza. A partir deste ponto precisa-se estimar a contribuição de cada fonte no valor de incerteza. Finalmente, as incertezas individuais são combinadas para gerar a incerteza padrão combinada.

Existem regras para determinar a contribuição de cada incerteza e para combiná-las, além disso, é preciso determinar o tipo de incerteza associada ao processo de medição.

3.8.2.1. Incertezas do tipo A

Incertezas do tipo A são estimadas pela utilização de métodos estatísticos, através de cálculos de média das medições e seu desvio padrão. Em uma série de n

medidas, onde são obtidos valores x_i , a melhor estimativa da quantidade de x é dada pela média aritmética das mesmas, que são obtidas de acordo com a equação 11:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (11)$$

A dispersão dos valores medidos em torno de sua média aritmética pode ser caracterizado pelo desvio padrão, que é calculado através da equação 12:

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (12)$$

onde: $s(x_i)$ representa o desvio padrão.

As incertezas do tipo A foram calculadas com a utilização da equação 13:

$$U_A = \frac{s(x_i)}{\sqrt{n}} \quad (13)$$

onde: U_A é o valor da incerteza do tipo A,

$s(x_i)$ é o valor do desvio padrão das medidas,

n é a quantidade de medidas realizadas.

3.8.2.2. Incertezas do tipo B

Incertezas do tipo B são estimadas usando qualquer outra informação. Pode ser informação de medições em experiências passadas, de certificados de calibração, especificações de fabricantes, de cálculos, de informações publicadas, além da experiência do realizador das medidas para estimá-las da forma mais coerente possível.

Para a realização do cálculo das incertezas do tipo B estimadas pelo realizador das medidas, deve ser levada em consideração a influência deste dado no menor valor

medido experimentalmente, sendo que o resultado é dividido pela raiz quadrada de 3 para uma distribuição retangular, de acordo com a equação 14:

$$U_B = \frac{U_{m\acute{a}x}}{\sqrt{3}} \quad (14)$$

onde: U_B é o valor da incerteza do tipo B.

$U_{m\acute{a}x}$ é o valor da maior influência da incerteza estimada nas medidas.

É importante observar que uma avaliação da incerteza do tipo B pode ser tão confiável quanto uma avaliação do tipo A, especialmente em uma situação de medição onde uma avaliação do tipo A é baseada em um número comparativamente pequeno de observações estatisticamente independentes (ABNT, INMETRO, SBM, 1998).

3.8.2.3. Combinação das incertezas

Após determinadas as fontes de incertezas relevantes ao processo de medição, deve-se combiná-las, de modo a encontrar um valor representativo para o seu resultado final.

Quando a incerteza é expressa no certificado de calibração de um equipamento, ela é uma componente da incerteza do tipo B, e é calculada através de sua divisão pelo fator de abrangência (k), informado no próprio certificado, obtendo-se a incerteza combinada (U_B) de acordo com a equação 15.

$$U_B = \frac{U}{k} \quad (15)$$

onde U é o valor da incerteza expandida informada no certificado de calibração do instrumento em questão.

Para realização dos cálculos, de modo a se obter o valor da incerteza combinada (U_C) calculada na realização das medidas, utiliza-se a equação 16.

$$U_C = \sqrt{\sum U_A^2 + \sum U_B^2} \quad (16)$$

3.8.2.4. Fator de abrangência k

A partir da determinação das componentes da incerteza de forma consistente, a incerteza combinada padrão pode ser associada a “um desvio padrão” de nível de confiança.

Em certos casos, uma incerteza global, pode ser estabelecida em um nível de confiança diferente. De acordo com a finalidade das medidas, precisa-se de maior nível de confiança; este novo cálculo pode ser feito usando o fator de abrangência, k.

O fator de abrangência é determinado à partir da distribuição t de Student com graus efetivos de liberdade ν_{eff} , para um nível de confiança p . O valor do grau efetivo de liberdade, ν_{eff} , a ser utilizado para determinar k é calculado por meio da aproximação dada pela equação 17 de Welch-Satterthwaite.

$$\nu_{\text{eff}} = \frac{U_C^4(y)}{\sum_{i=1}^n \frac{U^4(x_i)}{\nu_i}} \quad (17)$$

onde: ν_i representa o valor dos graus de liberdade efetivos associados a $U(x_i)$;

No caso de incertezas do tipo A, ν_i será determinado com base nos dados e no processo de medição. Para n observações independentes de uma grandeza de entrada X_i , determinada por medição direta pela média aritmética das observações, tem-se que o grau de liberdade é através da equação 18.

$$\nu_i = n - 1 \quad (18)$$

No caso de incertezas do tipo B, quando ν_i não for declarado em certificados de calibração, não puder ser obtido da literatura ou determinado com base na experiência, será considerado preferencialmente que $\nu_i = \infty$.

Multiplicando a incerteza combinada (U_c) pelo fator de abrangência obtém-se a incerteza expandida (U), de acordo com a equação 19.

$$U = U_c \cdot k \quad (19)$$

3.9. Simulações Computacionais para Dosimetria de Pacientes

Diversas ferramentas computacionais vêm sendo desenvolvidas visando facilitar a realização da dosimetria em exposições médicas. Grande parte destes *softwares* utiliza o Método de Monte Carlo aplicado às interações das radiações ionizantes com os tecidos humanos. Estas simulações são baseadas no comportamento dos fótons e partículas individuais ao interagir com um meio absorvedor de características determinadas. Cálculos de várias grandezas radiológicas como a fluência, o Kerma no ar ou a dose absorvida são possíveis de ser realizados, quando selecionados adequadamente os parâmetros de probabilidade das interações com o meio absorvedor.

Alguns exemplos de softwares que utilizam o Método de Monte Carlo para cálculo de doses em órgãos de pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico convencional são o PCXMC[®] da STUK, o CALdose_X da Universidade Federal de Pernambuco - UFPE, o WinODS e o DoseCal (TAPIOVAARA, 2008; KIRIOU, 2000; RANIKKO, 1997; WINODS, 2008; KRAMER *et al.* 2007). Existem também softwares para cálculos e simulações dosimétricas em outras áreas do radiodiagnóstico, como a mamografia e a tomografia computadorizada (IPEM, 2009; SECHOPOULOS *et al.*, 2008).

O WinODS foi desenvolvido por RANNIKO *et al.* e utilizado para cálculos de distribuições de dose absorvida em profundidade em um simulador que permite ajustes para o sexo e dimensões do paciente (RANIKKO, 1997). Este software pode ser adaptado a várias condições de exposição e anatomia do paciente, contudo, as distribuições de dose em profundidade são baseadas na interação dos fótons em meios homogêneos de água, portanto muitas correções devem ser realizadas (KRAMER *et al.* 2007). O software utiliza as recomendações da ICRP 60 e não possui atualização para as novas recomendações da ICRP 103.

KYRIOU *et al.* desenvolveram um software que utiliza coeficientes de conversão determinados através do método de Monte Carlo e disponíveis na literatura (JONES & WALL, 1985; HART *et al.*, 1994) para cálculos de dose efetiva em pacientes adultos e pediátricos baseados na ICRP 60 e assim como o WinODS, estes programas são executados no Windows 98 e não possuem atualizações para versões mais atuais (KIRIOU, 2000; KRAMER *et al.* 2007).

Desenvolvido por TAPIOVAARA & SIISKONEN o PCXMC[®] 2.0 é um software para cálculo da dose absorvida e dose efetiva de pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico convencional e fluoroscopia. O programa leva em consideração os seguintes tecidos ou órgãos em seus cálculos: medula óssea, cérebro, mama, cólon, coração, rins, glândulas supra-renais, fígado, pulmão, linfonodos, músculo, esôfago, mucosa oral, ovários, pâncreas, próstata, glândulas salivares, tecido ósseo, pele, intestino delgado, bexiga, estômago, testículos, timo, tireoide, útero e as vias aéreas extratorácicas como os seios da face (TAPIOVAARA & SIISKONEN, 2008).

O PCXMC[®] calcula a dose efetiva com os fatores de ponderação para tecidos ou órgãos publicados pela ICRP 60 (1991) e 103 (2007). Os dados anatômicos são baseados no simulador antropomórfico hermafrodita de CRISTY & ECKERMAN (1987), que descreve pacientes de seis idades que compreendem desde o recém nascido até pacientes adultos. Podem ser ajustadas as dimensões do paciente, a incidência do feixe, o tamanho do campo de radiação e a distância foco pele e foco receptor da imagem, além dos parâmetros relacionados com o equipamento de raios X, como sua filtração inerente e angulação do anodo, de modo a reproduzir um espectro mais próximo da realidade do exame (TAPIOVAARA & SIISKONEN, 2008).

O cálculo das doses nos órgãos pode ser usado para a avaliação do risco de desenvolvimento de um câncer radioinduzido. As estimativas de risco são baseadas nos modelos de risco relativo e absoluto combinados do comitê BEIR VI (BEIR, 2006). O PCXMC[®] calcula o risco de morte por leucemia, câncer no cólon, estômago, pulmão, bexiga, próstata, útero, ovários, mamas, fígado, tireoide e outros tipos de cânceres combinados provenientes de uma única exposição, ou de exposições múltiplas simuladas no programa (TAPIOVAARA & SIISKONEN, 2008).

O CALDose_X é um programa desenvolvido por KRAMER *et al.* que possibilita o cálculo do Kerma no ar incidente e o Kerma no ar na superfície de entrada, baseado no rendimento do equipamento de raios X. Adicionalmente, o programa utiliza coeficientes de conversão, calculados através do método de Monte Carlo, para fornecer a dose absorvida nos tecidos e órgãos, a dose efetiva e o risco de câncer radioinduzido para pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico convencional (KRAMER *et al.*, 2008).

O CALDose_X utiliza os simuladores antropomórficos masculino MAX06 e o feminino FAX06, ambos matemáticos (KRAMER *et al.*, 2006), para a avaliação de suas grandezas em 34 projeções de 10 exames mais comumente realizados em radiodiagnóstico convencional, para 40 combinações de tensão do tubo de raios X e filtração nas faixas de 50 a 120 kVp e 2,0 a 5,0 mm de alumínio respectivamente (KRAMER *et al.*, 2008).

A associação desses recursos de dosimetria de pacientes com a utilização de metodologias para avaliação da qualidade da imagem mostra-se de grande importância na rotina da aplicação de programas de garantia da qualidade em instituições de saúde, buscando o máximo benefício da prática, minimizando os riscos provenientes das irradiações médicas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

No Laboratório de Calibração de Dosímetros do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear LCD/CDTN foram realizados procedimentos de calibração dos dosímetros utilizados. Os feixes de raios X para calibração de dosímetros termoluminescentes foram produzidos por meio de um equipamento industrial (Figura 18) Pantak Seifert, modelo ISOVOLT HS 320 de potencial constante (AGFA, 2003). O equipamento opera na faixa de 5 a 320 kV, com corrente que varia de 0,1 a 45 mA, potência de dissipação de energia no anodo máxima de 2240 W e pode ser operado continuamente variando somente a potência de dissipação de energia de acordo com o foco que esteja sendo utilizado: o foco grosso com o tamanho de 3,6 mm e o fino de 1,9 mm. O aparelho é muito estável e opera em condições nas quais o desvio padrão da intensidade do feixe de raios X não ultrapassa 0,3 % das medições.

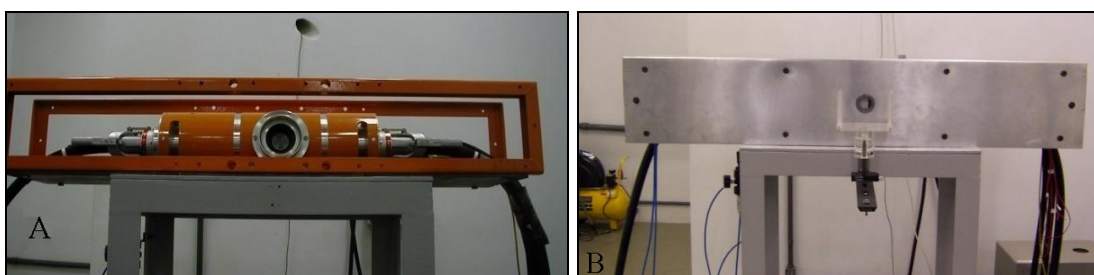


Figura 18. Tubo de raios X Pantak Seifert sem blindagem (A) e com blindagem (B).

Os ensaios para investigações de dose em pacientes foram realizados no equipamento médico convencional fabricado pela VMI, com gerador de alta frequência, modelo Pulsar Plus 800 (Figura 19), número de série 13P/99-02 e registro no Ministério da Saúde número 10238040005 (VMI, 2003). Este equipamento de raios X encontra-se instalado no LCD/CDTN e funciona na faixa de alta tensão que vai de 40 a 125 kV, corrente que varia de 50 a 800 mA, possui rendimento de $4,65 \text{ mGy} \cdot \text{mA}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ a um metro e 80 kV de tensão de pico.



Figura 19. Equipamento de raios X VMI Pulsar Plus 800.

4.1. Caracterização das Câmaras de Ionização

Foram realizados testes para a caracterização das câmaras de ionização utilizadas na metrologia dos raios X. Para isso o trabalho foi realizado com câmaras de 6 cm^3 da Radcal Corporation. Na Figura 20 é apresentado o conjunto câmara de ionização eletrômetro Radcal Corporation, modelo 9015, número de série 91-0288 (RADCAL, 1994), rastreável a dosímetros padrões por meio da calibração de certificado número 0146/304 de 19/02/2004, emitido pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN/CNEN (IPEN, 2004). A câmara de ionização modelo 10X5-6 possui número de série 15.266 e suas dimensões estão especificadas na Figura 21.



(a)



(b)

Figura 20. Conjunto eletrômetro e câmara de ionização. Vista geral (a), detalhe da câmara (b).

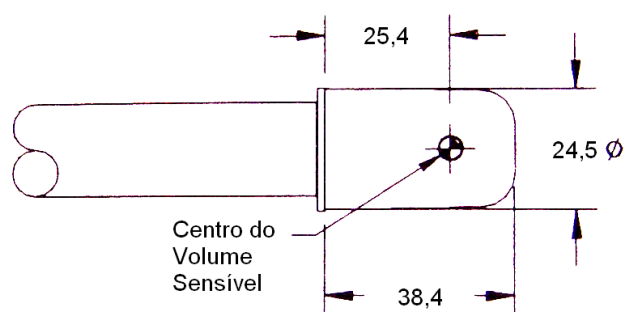


Figura 21. Dimensões em milímetros da câmara Radcal 10X5-6.
Fonte: RADCAL, 1994.

Este conjunto câmara-eletrômetro foi projetado para medições no intervalo de $1 \mu\text{Gy}\cdot\text{min}^{-1}$ a $10 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1}$, com uma resolução de $0,01 \mu\text{Gy}$ e dependência energética de $\pm 5 \%$ de 20 a 1330 keV (RADCAL, 1994).

A câmara de ionização modelo RC6, apresentada na Figura 22 possui número de série 16.951 e possui as dimensões especificadas na Figura 23. Esta câmara foi conectada a um eletrômetro do fabricante Keithley, modelo 6517-A, número de série 989.662 (RADCAL 2007; KEITHLEY 2000 a, b) rastreável a dosímetros padrões por meio do certificado de calibração número LRD 0003/2006 emitido pelo LNMRI – IRD / CNEN em 21/11/2006 (IRD, 2006).



Figura 22. Câmara de ionização Radcal modelo RC-6.

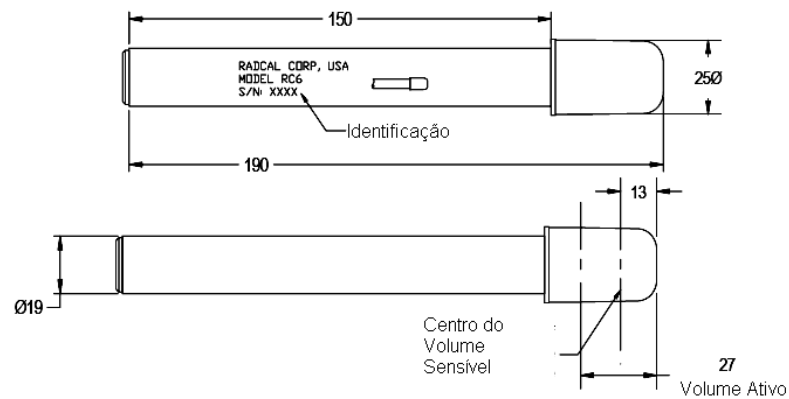


Figura 23. Dimensões em milímetros da câmara Radcal RC6.
Fonte: RADCAL, 2010.

Esta câmara é utilizada como padrão de referência para calibração de detectores e possui uma dependência à taxa de exposição menor que 5% na faixa de 0,15 a 4 Gy/s para pulsos de 10 ms, com uma resolução de 0,001 μC , que representa 4,431 μGy e dependência energética de $\pm 5\%$ de 20 a 1330 keV, assim como a apresentada pela câmara 10X5-6, conforme indicado na Figura 24 (RADCAL, 2010).

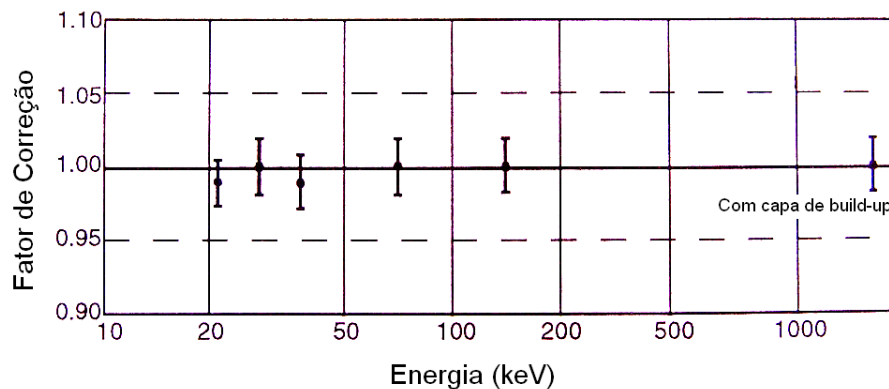


Figura 24. Dependência energética das câmaras de ionização 10X5-6 e RC6
Fonte: RADCAL, 1994, 2007.

O eletrômetro Keithley utilizado para contagem de cargas elétricas geradas no interior da câmara de ionização por meio de interações das radiações é apresentado na Figura 25.



Figura 25. Eletrômetro Keithley modelo 6517-A.

A aptidão desses instrumentos de medição em conservar constantes suas características metrológicas ao longo do tempo é chamada de estabilidade do instrumento (INMETRO, 2000) e para que se obtenha um bom padrão de confiança em medições realizadas com câmaras de ionização é importante que se tenha um estudo comprovando a estabilidade da resposta destas em função de um mesmo estímulo, que pode ser uma fonte de radiação padrão em ensaios realizados sempre sob as mesmas características de irradiação.

A verificação da estabilidade foi realizada analisando-se a repetitividade da resposta da câmara, que é definida como o grau de concordância dos resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando efetuadas sob as mesmas condições de medição (INMETRO, 2000).

Também foi analisada a reprodutibilidade da resposta da câmara, que é definida como o grau de concordância dos resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição (INMETRO, 2000).

Este estudo foi realizado com a câmara de ionização modelo RC-6 da Radcal Corporation conectada ao eletrômetro Keithley, através da utilização de uma peça de acrílico na qual foram posicionadas, sempre com a mesma geometria a câmara de ionização e uma fonte padrão PTW de $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ número 8921-1349, emissora de radiação beta.

O sistema câmara-eletrômetro foi mantido ligado ininterruptamente em condições adequadas de temperatura e umidade, de modo que não se perdesse a estabilidade eletrônica necessária para a realização das medições.

Foram realizadas dez leituras da carga elétrica gerada pela fonte de radiação em intervalos de tempo de 120 s e calculou-se a corrente elétrica i (A) gerada, corrigida pelo decaimento radioativo da fonte, através da equação 20:

$$i = \left(\frac{q}{t} \cdot f_{T,P} \right) \cdot \frac{A_0}{A} \quad (20)$$

onde: q é o valor da carga elétrica gerada pela fonte de radiação em Coulomb;

t é o tempo em que a câmara ficou exposta à fonte de radiação em segundos;

$f_{T,P}$ é o fator de correção para a densidade do ar;

A_0 é o valor da atividade de referência da fonte padrão utilizada;

A é o valor da atividade na data da realização da medição calculada através da seguinte equação 21.

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t_d} \quad (21)$$

onde: λ é o valor da constante de desintegração do ^{90}Sr ;

t_d é o tempo decorrido entre a data de referência até a data da medição.

O fator $f_{T,P}$ leva em consideração a temperatura e a pressão do ambiente de medição para cada leitura e é calculado da equação 22.

$$f_{T,P} = \left(\frac{T + 273,15}{293,15} \right) \cdot \left(\frac{101,325 \text{ kPa}}{P} \right) \quad (22)$$

onde: T é a temperatura, em °C, no momento da medição;

P é a pressão atmosférica, em kPa, no momento da medição.

Logo após a realização da medição da corrente elétrica gerada pela fonte padrão, mediu-se a corrente de fuga do conjunto câmara-eletrômetro.

Irradiou-se a câmara de ionização por cerca de 20 minutos e retirou-se a fonte do sistema. Após 900 segundos sem qualquer fonte de radiação o valor de carga elétrica gerada foi registrado. O valor da corrente de fuga i_f foi calculado através da equação 23.

$$i_f = \frac{q - q_0}{t} \quad (23)$$

onde: q é o valor da carga elétrica gerada pela fonte de radiação em Coulomb;

q_0 é o valor da carga elétrica, em Coulomb, sem qualquer fonte de radiação após um determinado tempo t ;

t é o tempo em que o sistema ficou sem a presença da fonte de radiação em segundos.

Este teste foi realizado mensalmente para verificação da estabilidade do sistema de medição.

4.2. Implantação das Radiações de Referência - RQA

A metodologia de implantação de radiações X de referência tornou-se conhecida e dominada por meio do estudo de parâmetros para a implantação de algumas radiações primárias (RQR), obtendo-se os espectros experimentais destes feixes padrão, conforme apresentado na Figura 26. Na Figura 27 é mostrada uma regressão linear dos dados referentes às energias mais altas do espectro dos raios X, para análise da tensão de pico do equipamento de raios X Pantak Seifert, uma vez que estes fatores relacionados aos equipamentos de raios X têm importância direta em relação à dose no paciente, pois os detectores utilizados com este fim devem ser calibrados nestes feixes (OLIVEIRA, 2008).

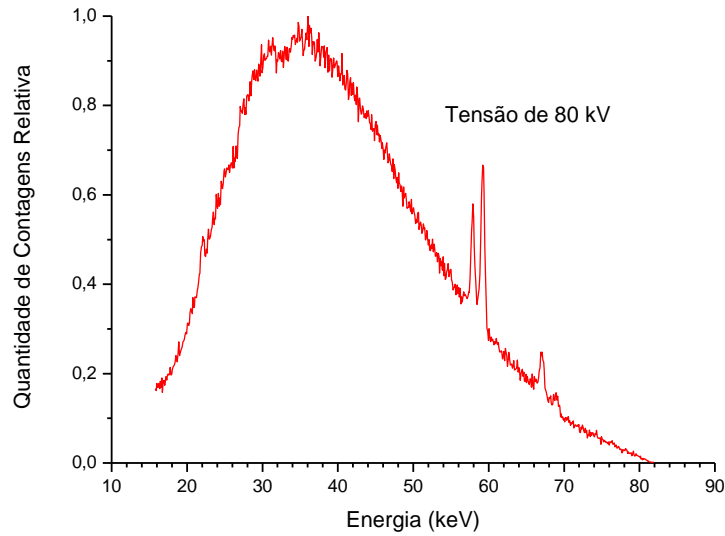


Figura 26. Espectro experimental do feixe de raios X de referência RQR-6.
Fonte: OLIVEIRA, 2008.

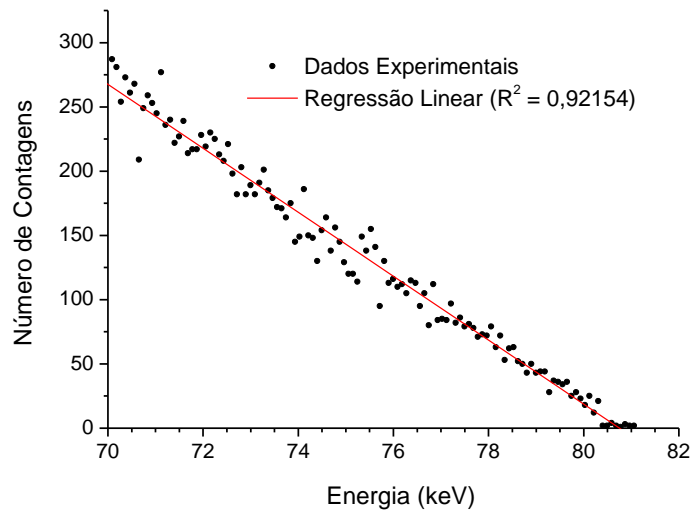


Figura 27. Metodologia para determinação da tensão de pico através de dados espectrométricos.
Fonte: OLIVEIRA, 2008.

Com as mudanças necessárias, utilizou-se a mesma metodologia para implantar o conjunto das radiações que consideram a presença de pacientes (RQA). Para tanto foram medidos os parâmetros: camada semirredutora, espectro em energias, taxa de kerma no ar e outros.

4.2.1. Espectrometria das radiações de referência - RQA

Os procedimentos para a realização da espectrometria das radiações foram realizados através da utilização de um espectrômetro EXV9 - XR-100T CdTe,

número de série T1013 com analisador multicanal, número de série 003157, ambos da fabricante Amptek, conforme apresentado na Figura 28, atenuadores de radiação de alumínio, cobre, dentre outros de alta pureza (GOODFELLOW, 2012) e câmara de transmissão para a verificação da estabilidade do equipamento de raios X.

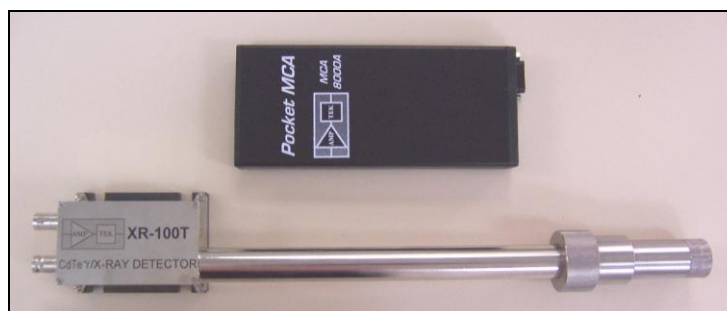


Figura 28. Espectrômetro XR-100T CdTe e analisador multicanal.

O sistema de espectrometria foi calibrado, ou seja, associou-se valores conhecidos de energias de fótons aos canais disponíveis no dispositivo analisador de altura de pulso, dentro da faixa de energia que se deseja medir.

A calibração foi realizada através da medição dos espectros de energia de fontes radioativas padrão, emissoras de raios gama e raios X dentro da faixa desejada. Nas distribuições de energia, alguns dos picos de raios X e raios gama de energias mais baixas podem não ser visualizados ou não possuem resolução adequada para análise. Eles existem sobrepostos nestas distribuições. Na Tabela 5 são mostrados, para algumas energias, picos com intensidades e energias ponderadas.

Tabela 5. Relação das fontes radioativas utilizadas, energia de emissão e natureza da radiação. (PEREIRA, 2004).

Isótopo	Natureza da Emissão (Raios X/Gama)	Energia (keV)	Intensidade de emissão (%).
Americio-241	Raios X	13,9	13,3
	Raios X	17,8	19,4
	Raios X	20,8	4,9
	Gama	59,5	35,9
Bário-133	Raios X	30,8	99,5
Cobalto-57	Gama	14,4	9,2
	Gama	122,1	85,6

Para a realização da calibração foram posicionadas fontes de radiação a uma distancia de 5,1 cm do detector CdTe, devido à pequena atividade das fontes utilizadas (^{241}Am , ^{133}Ba , ^{57}Co). Foram posicionados dois colimadores de tungstênio no espectrômetro, com 0,2 cm e 0,1 cm de diâmetro separados por um espaçador. Foi realizada contagem durante o tempo necessário para que os canais correspondentes às principais energias de emissão das fontes pudessem ser claramente identificadas. Os canais foram determinados gerando-se uma interpolação de distribuição gaussiana do número total de eventos do canal por picos de intensidade de contagem.

Depois de calibrado o sistema, os espectros foram gerados para cada um dos feixes de referência RQA. Para tal, o espectrômetro foi posicionado a 4,2 m do ponto focal do tubo de raios X e foram realizadas 10 medições para cada RQA.

4.3. Caracterização dos Simuladores Antropomórficos

O simulador antropomórfico utilizado na realização de medidas de dose em órgãos e universalmente aceito é o “Alderson Rando”, apresentado na Figura 29. Este objeto simulador consiste de um esqueleto humano envolvido em um material de borracha com características tecido equivalentes nas versões feminina e masculina, que simulam uma mulher com dimensões de aproximadamente 1,55 m de altura e massa de 50 kg e um homem de aproximadamente 1,75 m de altura e massa de 73,5 kg.

Os simuladores Alderson Rando apresentam o tronco e a cabeça fatiados com espessuras de 2,5 cm totalizando 31 fatias para a versão feminina e 33 para a masculina. Nestas fatias encontram-se uniformemente dispostos cilindros de 7 mm de diâmetro para o posicionamento de dosímetros termoluminescentes, em um total de 4049 para a versão feminina e 5794 para a masculina.

Nos simuladores podem-se diferenciar três tipos de tecidos: os tecidos “moles” que são constituídos de 8,8 % de hidrogênio, 66,8 % de carbono, 3,1 % de nitrogênio e 21,1 % de oxigênio, com densidade de $1,00 \text{ g/cm}^3$; os tecidos pulmonares que são constituídos de 5,7 % de hidrogênio, 74,0 % de carbono, 2,0 % de nitrogênio e

18,1 % de oxigênio, com densidade de $0,32 \text{ g/cm}^3$, além dos tecidos ósseos composição variável (CASTRO, 2005).

Estas características devem ser ressaltadas, uma vez que existem diferentes densidades e composições para os vários tipos de tecidos “moles”, que não são representados nos simuladores Alderson Rando.



Figura 29. Simulador antropomórfico – Alderson Rando masculino.

O CDTN possui as versões masculina e feminina e ambas foram caracterizadas em termos de posicionamento dos órgãos para a inserção de dosímetros termoluminescentes e comparação com programas computacionais para avaliação de dose.

Para tal foram realizadas radiografias de cada fatia para verificação das estruturas. Os orifícios para o posicionamento dos cilindros foram identificados e correlacionados com os órgãos de interesse, utilizando-se cores e números com o auxílio de uma planilha eletrônica para facilitar a avaliação dos resultados (REYNALDO et al., 2009). Estes órgãos foram identificados anatomicamente utilizando um Atlas de anatomia humana (SOBOTTA, 1982).

4.4. Procedimentos de Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes

A calibração dos dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio dopados com magnésio, cobre e fósforo (LiF:Mg,Cu,P - TLD100H), foi realizada através da comparação de sua resposta nos feixes de raios X com a resposta da câmara de ionização padrão de referência Radcal Corporation RC180 conectada a um eletrômetro Keithley 6517-A rastreáveis ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes - LNMRI. Esta calibração foi realizada para as radiações de referência RQA 6 e 9 (cujas tensões são de 80 kV e 120 kV respectivamente) e a resposta foi comparada em termos do Kerma no ar incidente de 5 mGy.

Para a realização da calibração posicionou-se o centro do volume sensível da câmara RC180 no centro do campo de radiação a uma distância de 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X Pantak Seifert Isovolt HS 320; a câmara foi fixada em um suporte, com seu eixo longitudinal perpendicular ao campo.

A câmara RC180 foi utilizada para a realização de 10 leituras de carga elétrica acumulada em intervalos de tempo de 30 s. A média da taxa de kerma no ar foi calculada através da equação 24, que corrige as leituras individualmente para variações de temperatura e pressão; esta grandeza foi chamada de $\dot{K}_{a,i,R}$ (que representa o valor verdadeiro convencional do kerma no ar de referência).

$$\dot{K}_{a,i,R} = \frac{\sum_{i=1}^n \left[\left(\frac{L_i}{t} \right) \cdot \left(\frac{T + 273,15}{293,15 \text{ K}} \right) \cdot \left(\frac{101,325 \text{ kPa}}{P} \right) \cdot N_k \cdot k_{Q,Q_0} \cdot 10^3 \right]}{n} \quad (24)$$

onde: $\dot{K}_{a,i,R}$ é a média da taxa de kerma no ar de referência em $\mu\text{Gy/s}$;

L_i é a leitura em nC;

t é o tempo de integração em segundos;

T é a temperatura em °C no momento da medição;

P é a pressão atmosférica em kPa no momento da medição;

N_k é o coeficiente de calibração em termos de kerma no ar da câmara Radcal Corporation RC180 em mGy/nC;

k_{Q,Q_0} é o fator de correção para a radiação de referência em questão;
 n é a quantidade de leituras realizadas (10 leituras).

Com a câmara de monitoração foram realizadas 10 medições integradas, com o tempo de 30 segundos concomitantemente às leituras com a câmara RC180. O valor da média da taxa de leitura da câmara de monitoração (q_0) foi considerado como referência e foi utilizado para correção das leituras da taxa de kerma no ar com a câmara Radcal Corporation 10X5-180 e da leitura de carga elétrica dos dosímetros termoluminescentes.

Logo após a realização deste primeiro conjunto de medições, o suporte da câmara foi afastado do centro do feixe primário e 32 dosímetros termoluminescentes foram posicionados em seu lugar (Figura 30) sobre um suporte de poliuretano; realizou-se uma irradiação de modo que os detectores fossem expostos a um Kerma no ar incidente de 5 mGy. Esse procedimento foi realizado cinco vezes e um fator de calibração N_k para o lote de dosímetros termoluminescentes foi calculado através da equação 25 em cada uma das radiações de referência RQA 6 e RQA 9:

$$N_k = f_s \cdot \frac{\sum \left(\frac{K_{a,i}}{L} \right)}{n} \cdot \left(10^3 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{mGy}} \right) \cdot \left(\frac{q_0}{q} \right) \quad (25)$$

onde: N_k é o fator de calibração dos dosímetros em $\mu\text{Gy/nC}$;

f_s é o fator de sensibilidade individual de cada dosímetro termoluminescente obtido no processo de caracterização do lote de TLD (OLIVEIRA et. al., 2010);

$K_{a,i}$ é o valor do Kerma no ar incidente recebido pelo detector em mGy;

L é a leitura do TLD em nC;

n é a quantidade de leituras realizadas (5 leituras);

q_0 é a média das leituras de referência da câmara de monitoração em $\mu\text{C/s}$ durante o procedimento de determinação da taxa de kerma no ar com a câmara de ionização padrão;

q é a leitura da câmara de monitoração durante o procedimento de irradiação dos dosímetros termoluminescentes em $\mu\text{C/s}$.

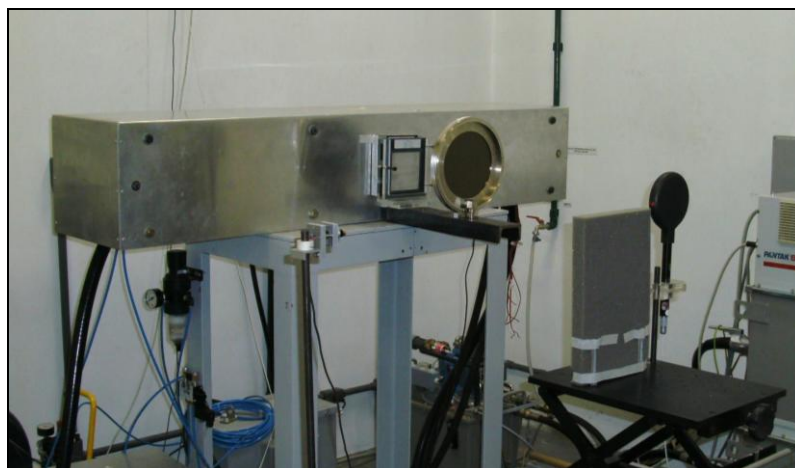


Figura 30. Sistema de posicionamento para calibração dos dosímetros termoluminescentes.

Os dosímetros foram calibrados na mesma geometria em que são utilizados na realização das medidas nos simuladores Alderson Rando[®], de modo a manter a coerência metrológica do sistema de medição. A incerteza expandida associada ao procedimento foi estimada com a quantificação de cada fonte considerada em sua avaliação.

4.5. Avaliação de uma metodologia para verificação das doses em pacientes

Um procedimento para avaliação da dose em um simulador antropomórfico foi realizado e os resultados foram comparados com simulações computacionais baseadas em Método de Monte Carlo.

4.5.1. Avaliação das doses, em exames de tórax, com um simulador antropomórfico Alderson Rando[®]

Avaliou-se a dose absorvida em órgãos com a utilização dos dosímetros termoluminescentes (TLD-100H) posicionados no simulador antropomórfico Alderson Rando[®] masculino em incidências que simulam exames de tórax.

Para a realização dessa etapa, o sistema de dosimetria termoluminescente foi previamente caracterizado em termos de sua resposta, reprodutibilidade e limiar de detecção, demonstrando a confiabilidade metrológica das medições (OLIVEIRA, 2010).

Foram posicionados 90 dosímetros termoluminescentes distribuídos de forma homogênea nas regiões correspondentes a alguns órgãos selecionados por sua localização em relação à incidência do feixe primário de raios X e sua sensibilidade à radiação. Os exames simulados foram de tórax com incidência pósterio-anterior (PA) e lateral (LAT). Seis dosímetros foram utilizados para a avaliação do nível de radiação de fundo.

Na Figura 31 é ilustrada uma das fatias do simulador Alderson-Rando[®] e a distribuição de dosímetros ao longo de sua área.

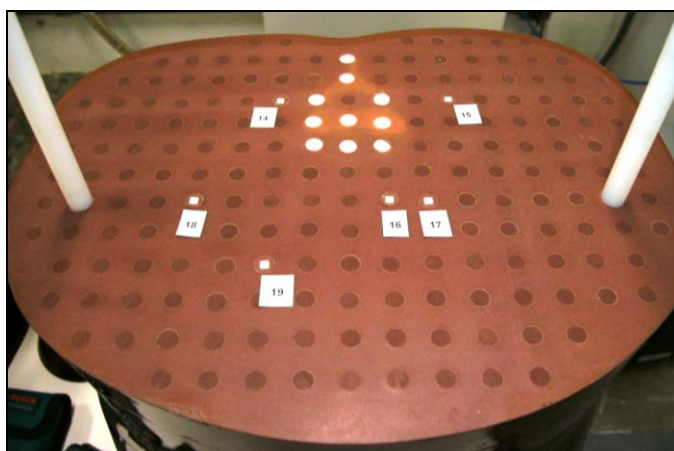


Figura 31. Exemplo de posicionamento dos TLD no simulador antropomórfico.

A dose absorvida foi avaliada nos intestinos grosso e delgado, rins, medula óssea, pâncreas, fígado, estômago, pulmões, tireoide, cérebro e pele. O simulador Alderson Rando[®] foi posicionado primeiramente, de modo que fosse simulada uma incidência de tórax, com tamanho do campo de radiação de 35 x 40 cm² para incidência PA e 30 X 40 cm² para incidência lateral direita e técnicas de 80 kV e 10 mAs, além de 120 kV e 2 mAs para a incidência em PA. Para a técnica simulando a incidência lateral os valores de carga elétrica foram dobrados.

Na Figura 32 são mostrados os sistemas de posicionamento para simulações de incidências de tórax em PA e lateral direita.

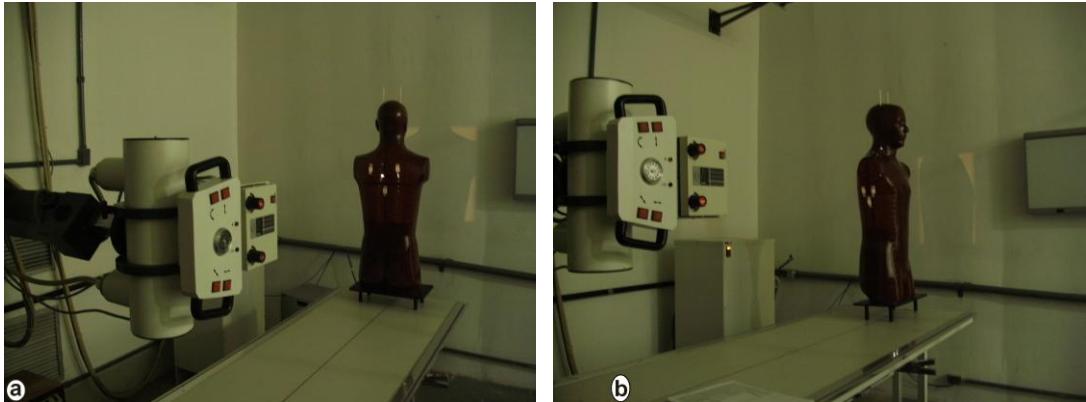


Figura 32. Simulações de exames de tórax em incidência PA (a) e Lateral Direita (b).

Para a tensão de 80 kV foram realizados 40 disparos, tanto na incidência PA, quanto na incidência lateral com os valores de corrente em 200 mA e tempo de exposição de 0,5 s, de modo a atingir 4000 mAs. Para a tensão de 120 kV foram realizados 20 disparos com a mesma técnica anterior, atingindo um total de 2000 mAs. Dessa forma garante-se que os níveis de radiação medidos pelos dosímetros posicionados no interior do simulador antropomórfico atinjam uma resposta que torna o valor do sinal produzido pela radiação de fundo desprezível. Posteriormente o valor da dose foi corrigido para carga elétrica de referência de um exame padrão. Todo esse procedimento foi executado cinco vezes para cada conjunto de técnica e incidência do feixe de radiação.

O valor da dose absorvida em cada tecido ou órgão (D_T) foi obtido através da média da leitura dos dosímetros termoluminescentes uniformemente distribuídos em sua extensão, corrigido pela relação entre os coeficientes de atenuação do tecido ou órgão avaliado e do ar através da equação 26:

$$D_T = \bar{L} \cdot N_{k,i} \cdot \left[\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tecido}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{ar}} \right] \quad (26)$$

onde: \bar{L} é a média das leituras de carga elétrica dos TLD posicionados em um determinado tecido ou órgão em nC;

$N_{k,i}$ é o coeficiente de calibração dos TLD em ($\mu\text{Gy/nC}$) para a radiação de referência i .

μ_{en} é o coeficiente de atenuação linear (cm^{-1}) para energia média do feixe de radiação de referência i interagindo no material de densidade ρ em kg/cm^3 .

4.5.2. Simulação computacional de exames de tórax com PCXMC®

Com a utilização do programa computacional PCXMC®, os dados de massa corpórea do simulador antropomórfico, que são de um adulto do sexo masculino de aproximadamente 1,75 m e 73,5 kg foram inseridos. A janela geral de inserção de dados aonde são observadas algumas das informações consideradas na simulação é apresentada na Figura 33. A letra “A” indica a posição de inserção da identificação da simulação realizada, abaixo de “B” foram inseridos os dados da idade do paciente simulado, massa, altura e se seus braços serão considerados na simulação, uma vez que, em exames de tórax os braços do paciente são erguidos.

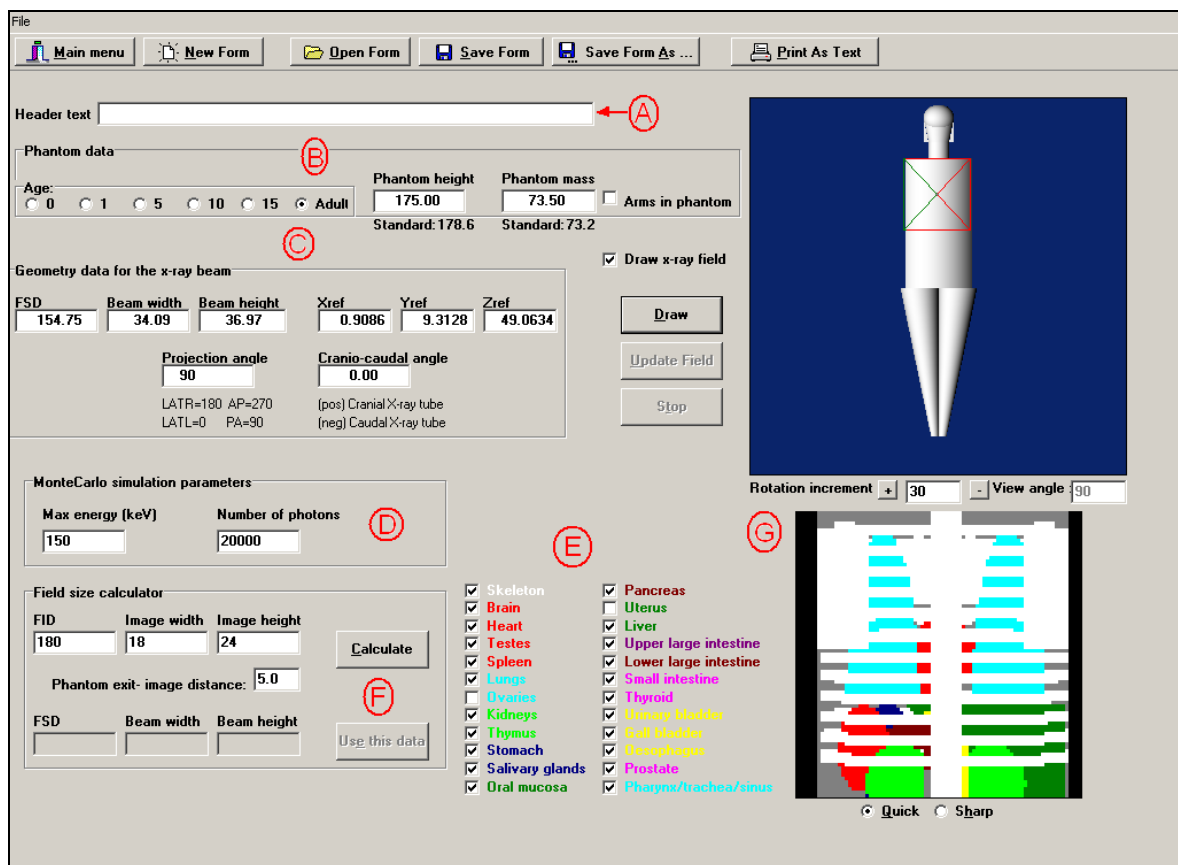


Figura 33. Tela inicial de inserção dos dados para simulação das doses em pacientes pelo PCXMC®.

Abaixo de “C” foi inserida a distância entre o ponto focal do tubo de raios X e a pele do paciente (FSD), a largura e comprimento do campo de raios X no ponto de

incidência na entrada do simulador. Um pouco mais a direita de “C” foi inserida a informação do ponto de entrada do centro do feixe de raios X no simulador antropomórfico matemático, logo abaixo, os ângulos de projeção axial (90° para incidência PA e 180° para incidências laterais direitas) e crânio caudal (0° para todas incidências simuladas).

Em “D” foram inseridas as informações relativas ao número de fótons que serão utilizados para a simulação e a energia máxima a ser considerada. O PCXMC® simula o histórico de interações dos fótons, nos vários órgãos do simulador antropomórfico matemático, em pacotes de energia que vão de 10 a 150 keV, em incrementos de 10 em 10 keV de energia. Quanto menor a quantidade de fótons considerados, mais rápida será a simulação, porém maior será a incerteza na simulação das doses absorvidas. Portanto foi utilizado para todas as simulações o número máximo de fótons, que é de 20.000 fótons para cada pacote de 10 keV de energia.

Os vários órgãos considerados no simulador antropomórfico matemático do PCXMC® são mostrados abaixo de “E”. Nesse local foram selecionados os órgãos a serem considerados nas simulações para a dosimetria.

Na posição indicada à esquerda de “F” é possível informar ao software a distância entre o ponto focal e o receptor de imagem, além das dimensões do receptor utilizado, pois dessa forma, o mesmo calcula a distância entre o ponto focal e a pele do paciente que possui as dimensões informadas em “B” e através da utilização da função *“Use this data”* o software utiliza esses resultados na simulação, sem a necessidade da digitação dos parâmetros em “C”.

E por último, à direita de “G” é mostrado um esquema com o tamanho do campo de radiação na entrada da pele do simulador, com a indicação do ponto central do feixe, e mais abaixo, uma visão dos órgãos localizados na direção do feixe primário de raios X.

Após a inserção dos dados foi realizada a simulação de interações dos fótons com o simulador antropomórfico, processo esse que dura aproximadamente 15 segundos para cada incidência considerada. Em seguida foram inseridas as informações

acerca da tensão utilizada no exame, angulação do anodo e filtração inerente do tubo de raios X, conforme mostrado na Figura 34.

Calculation of x-ray spectrum		
X-ray tube potential	Filter #1 : Material	Filter #2 : Material
125 kV	13 Atomic Number	29 Atomic Number
X-ray tube Anode Angle	Al Chemical Symbol	Cu Chemical Symbol
17.00 degree	Filter #1 : Thickness	Filter #2 : Thickness
	2.10 mm	0.00 mm
	0.5674 g/cm ²	0.0000 g/cm ²
Exit: Generate this spectrum!		
Exit: Keep old spectrum!		

Figura 34. Tela de entrada dos dados de tensão de pico, angulação do anodo e filtração do tubo de raios X.

Logo após a definição dos dados anteriores, foi inserida a informação relativa ao rendimento do tubo de raios X na distância relativa à entrada do simulador antropomórfico ($K_{a,i}$) e o software apresentou uma tela com um resumo de todas as informações consideradas e os resultados de doses absorvidas nos órgãos e dose efetiva.

4.5.3. Simulação computacional de exames de tórax com CALDose_X

Utilizou-se o software gratuito CALDose_X em sua versão 3.5 para simular as mesmas incidências de tórax realizadas com o PCXMC[®]. Esse programa apresenta algumas limitações em relação ao PCXMC[®], pois não é possível variar o tamanho do campo de radiação para um determinado tipo de exame, somente é possível variar seu ponto de incidência, ainda que em somente duas posições pré-estabelecidas. O software possui apenas cinco valores possíveis de filtração inerente do tubo de raios X (2,0; 2,5; 3,0; 4,0 e 5,0 mm de Al). Essas limitações causam um aumento na incerteza das doses absorvidas nos órgãos.

Na Figura 35 é apresentada a tela de inserção de dados do CALDose_X. Foram inseridas, quando aplicável, informações da instituição e sala de procedimentos na posição indicada em “A”. Logo abaixo, em “B”, foram inseridas as informações de distância entre o ponto focal do tubo de raios X e a entrada do simulador

antropomórfico, a tensão de pico do tubo e a filtração inerente do mesmo, juntamente com a carga elétrica utilizada.

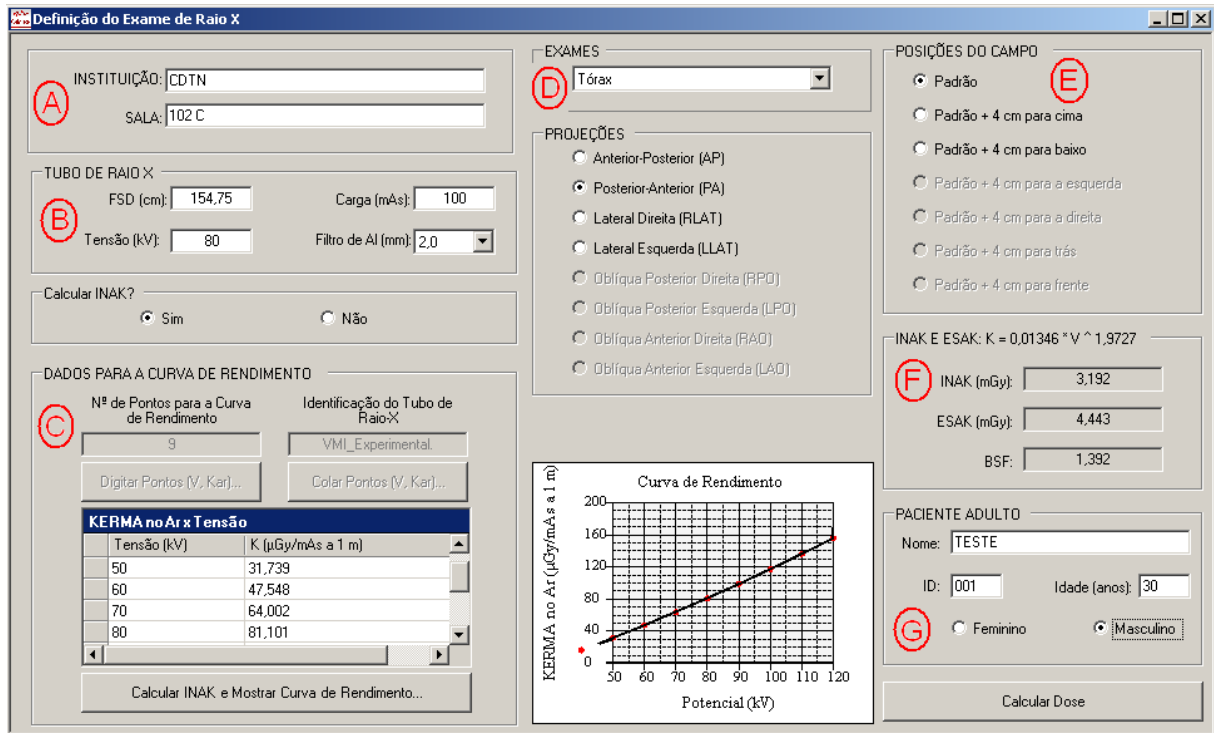


Figura 35. Tela inicial de inserção dos dados para simulação das doses em pacientes pelo CALDose_X.

O software apresenta os resultados de doses absorvidas nos órgãos, com apenas duas casas decimais na unidade de mGy. Portanto foi informada uma carga elétrica de 100 mAs para a realização da simulação, de modo a tornar os resultados identificáveis, já que os resultados com 10 mAs, ou menos, apresentariam muitos valores nulos, devido ao fato do primeiro algarismo significativo se apresentar da terceira casa decimal em diante.

Selecionou-se a filtração inerente de 2,0 mm de alumínio, apesar do equipamento de raios X utilizado nos ensaios experimentais possuir 2,1 mm Al e logo abaixo foi selecionada a opção de se calcular o antigo $K_{a,i}$, ali denominado "INAK", que se trata do mesmo valor do kerma incidente no ar. Essa grandeza é calculada em "C" através da inserção dos dados de uma curva de rendimento obtida através da realização de medidas do kerma no ar em várias tensões de operação do tubo de raios X.

Na posição indicada em “D” foi selecionado o exame de tórax e logo abaixo a projeção de interesse e no campo “E” a posição de entrada do eixo central do feixe de raios X.

Em “F” são mostrados o valor do Kerma no ar incidente e do Kerma no ar na superfície de entrada do simulador antropomórfico, baseado em fatores de retroespalhamento obtidos na base de dados do software, para aquela tensão de operação do tubo e filtração inerente informados em “B”.

A identificação numérica do paciente com sua idade e sexo foram inseridos em “G”. O software requer uma grandeza para normalização dos dados, na qual foi escolhido o $K_{a,i}$ para, em seguida, gerar o documento com os resultados de dose nos órgãos e a dose efetiva proveniente da simulação. Nesse momento, o software fornece uma figura do simulador antropomórfico matemático na posição de irradiação referente aos dados fornecidos, conforme mostrado na Figura 36 e gera um arquivo com as informações de distribuição de dose nos órgãos e dose efetiva.

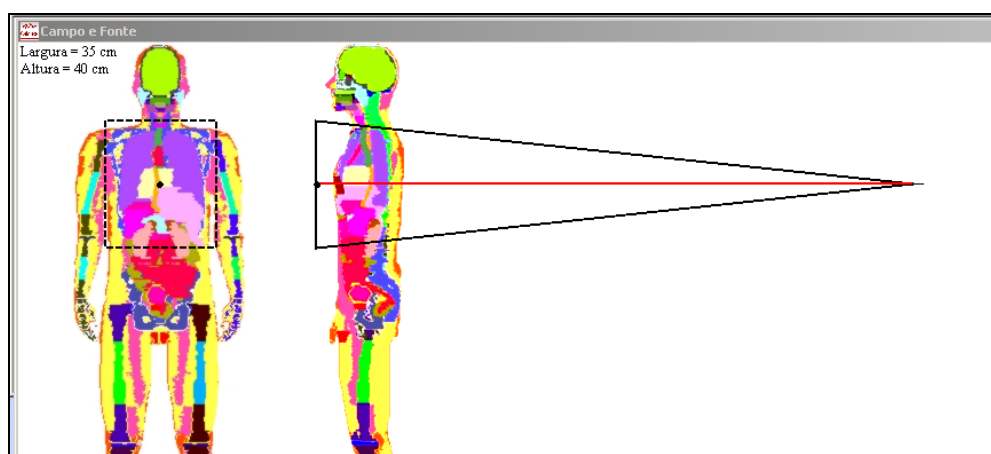


Figura 36. Posição do campo de radiação em uma simulação de exame de tórax em incidência PA

4.6. Testes e Verificações em Estabelecimentos de Saúde

Foram selecionadas três clínicas, de diagnóstico por imagem, na região metropolitana de Belo Horizonte. Uma das clínicas possui o sistema convencional de aquisição da imagem por meio da exposição de um filme radiográfico, seguido por seu processamento químico de revelação, fixação e lavagem. As outras duas

clínicas possuem o sistema de radiografia computadorizada – CR, onde uma placa de fósforo é exposta e são obtidas imagens digitais.

As clínicas foram identificadas como sendo A, B e C. A primeira possui um aparelho de raios X da Raiotécnica, modelo RT-MX 600, com gerador trifásico, tensão máxima de operação de 125 kV, corrente máxima de 600 mA e tempo máximo de 4,0 s. Para o processamento das imagens, esse serviço utiliza uma processadora convencional automática Konika, QX 130 II, com produtos químicos Kodak RP X-Omat e filmes MXG, também da fabricante Kodak.

A clínica B utiliza um equipamento de raios X VMI, modelo Compacto Plus 500, com gerador de alta frequência, tensão máxima de operação de 125 kV, corrente máxima de 500 mA e tempo máximo de 5,0 s. Para a digitalização e processamento das imagens a clínica possui um CR modelo CR85 X, com impressora à laser Drystar 5503 ambos AGFA.

A clínica C utiliza um equipamento de raios X Siemens Polimat Plus 30, com gerador de alta frequência, tensão máxima de operação de 125 kV, corrente máxima de 500 mA e tempo máximo de 3,2 s. Para a digitalização e processamento das imagens a clínica possui um CR modelo Regius IQue CR System, com impressora à laser Drypro 793 ambos Konika Minolta.

4.6.1. Avaliação do serviço de radiologia através dos testes de constância dos equipamentos de raios X

Seguindo as recomendações internacionais, de modo a aumentar a confiabilidade do processo de avaliação da qualidade das imagens radiográficas geradas pelo serviço de radiologia das clínicas, foram realizados os procedimentos de verificação do funcionamento dos equipamentos de raios X.

Os parâmetros avaliados foram: coincidência do campo de radiação com o campo de luz, alinhamento do eixo central do feixe de raios X, exatidão e repetitividade dos tempos de exposição e da tensão, linearidade e repetitividade da taxa de kerma no ar, avaliação da camada semirredutora e determinação do rendimento do tubo de raios X.

Em adição a esses testes, no serviço de radiologia convencional com processamento químico de imagens, foi realizada uma avaliação para verificação da vedação da câmara escura.

4.6.1.1. Avaliação do alinhamento do eixo central do feixe de radiação e coincidência do campo de raio X com o campo de luz

Foi utilizada uma placa da MRA, com marcações de material radiopaco com dois eixos ortogonais em escalas de 0,5 cm e dois círculos concêntricos, um dispositivo para teste do alinhamento do eixo central do feixe de radiação composto por um cilindro de acrílico com esferas radiopacas situadas no centro das bases inferior e superior, além de um receptor de imagem característico do serviço avaliado (Figura 37).



Figura 37. Dispositivos de teste para verificação da coincidência do campo de luz com o campo de radiação e alinhamento do feixe de raios X.

Sobre a mesa de exames, foram posicionados o receptor de imagem, seguido pela placa de teste e o dispositivo para teste do alinhamento do feixe colocado sobre ambos, exatamente no centro da placa. O cabeçote do equipamento de raios X foi posicionado a uma distância entre o ponto focal e o receptor de imagem de 100 cm, após seu alinhamento perpendicular ao plano de medição. Em seguida, o campo luminoso foi aberto de modo a coincidir exatamente com o retângulo da placa de teste e com uma técnica de 40 kV e 3 mAs foi realizada uma exposição. O colimador foi aberto de maneira a cobrir totalmente o chassi e foi realizada outra exposição,

com a mesma técnica radiográfica sem modificações do sistema de posicionamento anterior.

Após o processamento da imagem radiográfica, a maior distância entre as bordas do campo indicado e do campo de radiação foi tomada como referência para avaliar o desvio entre o campo visual luminoso e o campo de radiação. O alinhamento do eixo central do feixe de radiação teve como indicador, o ângulo formado entre o eixo central do feixe de raios X e o plano de medida, avaliado através do deslocamento da imagem da esfera situada na parte superior do cilindro em relação à posição da esfera situada na base do cilindro.

Os padrões de desempenho utilizados para avaliação do equipamento nesse teste foram tomados com base na legislação nacional (BRASIL, 1998), que permite uma diferença máxima entre o campo de luz e o campo de radiação de 2 cm para esse sistema de posicionamento e um desalinhamento máximo do eixo central do feixe de raios X de 3°.

4.6.1.2. Exatidão e repetitividade do tempo de exposição

Essa avaliação foi realizada através da utilização de um monitor de radiação Radcal Corporation, modelo 3036, número de série 36-0352, que permite avaliação do kerma no ar integrado, taxa de kerma no ar e tempo de exposição rastreável ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN).

O monitor de radiação foi posicionado sobre a mesa, utilizada como suporte, alinhado com o tubo de raios X, de modo a ficar com sua superfície perpendicular ao feixe de radiação e o centro sensível da câmara de ionização a 1 metro do ponto focal (Figura 38).



Figura 38. Monitor de radiação e tempo de exposição modelo 3036 da Radcal Corporation.

O campo de luz do equipamento de raios X foi aberto de modo a cobrir toda área sensível da câmara de ionização acoplada ao monitor de radiação, de acordo com as indicações em sua superfície.

Foram escolhidos seis valores de tempo de exposição com a corrente elétrica fixa em 100 mA para todas as irradiações. Na escolha de todos os parâmetros levou-se em consideração a rotina de uso do equipamento de raios X.

O valor de tensão foi ajustado em 80 kV e foi mantido fixo para todas as séries de medidas. Para cada tempo de exposição foram realizadas quatro exposições. Os cálculos para a medida de exatidão (d) do tempo de exposição foram realizados com a equação 27, para cada conjunto de medidas.

$$d = \frac{L_{Nom} - \bar{L}}{L_{Nom}} \cdot 100 \quad (27)$$

Onde: L_{Nom} representa o valor nominal do tempo, selecionado no painel de controle do equipamento de raios X;

\bar{L} representa o valor da média das leituras referentes ao tempo de exposição.

Os cálculos para a medida da repetitividade (R) do tempo de exposição foram feitos de acordo com a equação 28, para cada conjunto de medidas.

$$R = \frac{L_{Max} - L_{Min}}{(L_{Max} + L_{Min})/2} \cdot 100 \quad (28)$$

Onde: L_{Max} representa o valor da maior leitura referente ao tempo de exposição;

L_{Min} representa o valor da menor leitura referente ao tempo de exposição.

4.6.1.3. Exatidão e repetitividade da tensão de pico do tubo de raios X

Um medidor de tensão de pico Radcal Corporation, modelo RAD/FLU 4075 RF de número de série 90746, calibrado pelo Instituto de Eletrotécnica e Energia da

Universidade de São Paulo (Figura 39), foi posicionado sobre a mesa de exames, alinhado com o tubo de raios X, de modo a ficar com sua superfície perpendicular ao feixe de radiação e o centro sensível do detector a 50 centímetros do ponto focal do tubo de raios X.

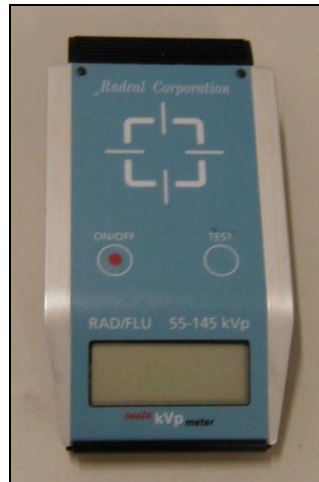


Figura 39. Medidor de tensão de pico não invasivo RAD/FLU da Radcal Corporation.

O campo de luz do equipamento de raios X foi aberto de modo a cobrir toda área sensível do medidor de tensão de pico. Foram escolhidos quatro valores de tensão e três valores de carga elétrica. Na escolha de todos os parâmetros levou-se em consideração a rotina de uso do equipamento de raios X. Para cada tensão foram realizadas quatro exposições.

Os cálculos para a medida de exatidão ($d\%$) da tensão foram realizados com a equação 29, para cada conjunto de medidas.

$$d = \frac{L_{Nom} - \bar{L}}{L_{Nom}} \cdot 100 \quad (29)$$

Onde: L_{Nom} representa o valor da tensão nominal, selecionada no painel de controle do equipamento de raios X;

\bar{L} representa o valor da média das leituras referentes à tensão de pico do tubo de raios X, corrigida pelo fator de calibração do detector.

Para a avaliação da repetitividade da tensão de pico, foi utilizada a seguinte equação 30, para cada conjunto de medidas.

$$R = \frac{L_{Max} - L_{Min}}{(L_{Max} + L_{Min})/2} \cdot 100 \quad (30)$$

Onde: L_{Max} representa o valor da maior leitura referente à tensão de pico do tubo de raios X, corrigidos pelo fator de calibração do instrumento medidor;

L_{Min} representa o valor da menor leitura referente à tensão de pico do tubo de raios X, corrigidos pelo fator de calibração do instrumento medidor.

4.6.1.4. Linearidade e repetitividade da taxa de kerma no ar

Essa avaliação foi realizada através da utilização de um monitor de radiação Radcal Corporation, modelo 3036, número de série 36-0352, que permite avaliação do kerma no ar integrado, taxa de kerma no ar e tempo de exposição rastreável ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN).

O monitor foi posicionado sobre a mesa, utilizada como suporte, alinhado com o tubo de raios X, de modo a ficar com sua superfície perpendicular ao feixe de radiação e centro sensível da câmara de ionização a 1 metro do ponto focal, conforme apresentado na Figura 40.



Figura 40. Sistema de posicionamento para avaliação da linearidade e repetitividade da taxa de kerma no ar.

O campo de luz do equipamento de raios X foi aberto de modo a cobrir todo o volume sensível da câmara de ionização. Foram escolhidos três valores de carga elétrica, variando os parâmetros de tempo de exposição e corrente elétrica. Foram realizadas quatro medidas para cada valor de carga elétrica.

Na escolha de todos os parâmetros, levou-se em consideração a rotina de uso do equipamento de raios X e para obtenção da linearidade da taxa de kerma no ar, foi calculado o valor da média das leituras para cada conjunto de carga elétrica.

Cada valor médio encontrado foi dividido pela carga elétrica utilizada na sua obtenção e o resultado obtido foi chamado de R_{linear} , de acordo com a equação 31.

$$R_{linear} = \frac{\bar{L}_q}{q} \quad (31)$$

Onde: \bar{L}_q representa o valor da média das leituras de kerma no ar para uma dada carga elétrica q em mAs;

q representa o valor da carga elétrica em mAs, aplicada no tubo de raios X para obtenção do kerma no ar.

Com os resultados foram selecionados o maior e o menor valor de R_{linear} encontrados para obter a linearidade da taxa de kerma no ar (L), de acordo com a equação 32.

$$L = \frac{R_{Max} - R_{Min}}{(R_{Max} + R_{Min})/2} \cdot 100 \quad (32)$$

Onde: R_{Max} representa o maior valor de R_{linear} obtido;

R_{Min} representa o menor valor de R_{linear} obtido.

Para a avaliação da repetitividade da taxa de kerma no ar, foi utilizada a equação 33, para cada conjunto de medidas.

$$R = \frac{L_{Max} - L_{Min}}{(L_{Max} + L_{Min})/2} \cdot 100 \quad (33)$$

Onde: L_{Max} representa o valor da maior leitura referente à taxa de kerma no ar emitida pelo tubo de raios X;

L_{Min} representa o valor da menor leitura referente à taxa de kerma no ar emitida pelo tubo de raios X.

4.6.1.5. Avaliação da camada semirredutora

Nessa avaliação foi utilizado um conjunto com câmara de ionização Radcal Corporation, acoplada a um eletrômetro do mesmo fabricante, modelo 9015, número de série 9102-88, rastreável ao padrão do IPEN. A câmara foi posicionada em um suporte, distante de fontes de retroespalhamento e alinhada com o tubo de raios X, de modo a ficar com sua superfície perpendicular ao feixe de radiação e o seu centro sensível a 1 metro do ponto focal.

O campo de luz do equipamento de raios X foi aberto de modo a cobrir todo o volume sensível da câmara de ionização. Com uma técnica que fornecesse a tensão de pico real de 80 kV e corrente elétrica e tempo de exposição que variaram em função do rendimento do tubo de raios X do serviço avaliado, realizou-se quatro medidas da taxa de kerma no ar.

Após a adição de um filtro de alumínio, de espessura bem definida, foram realizadas três medidas e registrados seus valores. Em seguida foi adicionado outro filtro de alumínio e realizou-se mais três medidas. Este procedimento foi realizado até que se obtivesse uma espessura de filtração, que tornasse possível o cálculo da camada semirredutora através da equação 34 (BRASIL, 2005).

$$CSR = \frac{x_b \cdot \ln\left(2 \frac{L_a}{L_0}\right) - x_a \cdot \ln\left(2 \frac{L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (34)$$

Onde: L_0 representa o valor da leitura do kerma no ar sem adição de filtros;

L_a representa o valor da leitura do kerma no ar imediatamente superior a $L_0/2$;

L_b representa o valor da leitura do kerma no ar imediatamente inferior a $L_0/2$;

x_a representa o valor da espessura de alumínio correspondente a L_a ;

x_b representa o valor da espessura de alumínio correspondente a L_b .

4.6.1.6. Determinação do rendimento do tubo de raios X

Essa avaliação foi realizada com a mesma instrumentação utilizada no teste que avaliou a camada semirredutora. A câmara de ionização foi posicionada em um suporte, distante de fontes de retroespalhamento e alinhada com o tubo de raios X, de modo a ficar com sua superfície perpendicular ao feixe de radiação e centro sensível a 1 metro do ponto focal. O campo de luz do equipamento de raios X foi aberto de modo a cobrir todo o volume sensível da câmara de ionização.

Foi escolhida uma técnica que fornecesse uma tensão de pico real de 80 kV e uma carga elétrica que variou entre os serviços, devido às características de utilização dos mesmos. Em seguida foram realizadas quatro medições do Kerma no ar incidente e o rendimento foi calculado através da equação 35.

$$R_e (\mu\text{Gy} / \text{mAs}) = \frac{\bar{L} \cdot k_{T,P} \cdot N_k}{i \cdot t} \cdot 10^3 \left(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mGy}} \right) \quad (35)$$

Onde: \bar{L} representa a média das leituras do kerma no ar em mGy;

$k_{T,P}$ representa o fator de correção para temperatura e pressão dado pela equação 36;

N_k representa fator de calibração da câmara de ionização;

i representa o valor da corrente elétrica utilizada na aquisição das medidas em mA;

t representa o tempo de exposição utilizado na aquisição das medidas em segundos.

$$k_{T,P} = \left(\frac{101,325 \text{ kPa}}{P} \right) \cdot \left(\frac{273,15 + T}{295,15 \text{ K}} \right) \quad (36)$$

Onde: P representa o valor da pressão no local da realização das medições em kPa;

T representa o valor da temperatura no local da realização das medições em °C.

4.6.2. Coleta de dados de exames nos serviços de radiologia

Durante um período de seis meses, os exames de tórax em incidências PA e laterais direitas, quando realizadas, foram registrados e avaliados. Para cada exame foram colhidas as informações dos pacientes, tais como idade, massa corporal, sexo e a distância entre o ponto focal do tubo de raios X e a superfície de entrada da pele do paciente nas três clínicas selecionadas.

Todos os exames foram devidamente identificados por números e um médico radiologista avaliou os parâmetros de qualidade da imagem preconizados pela Comunidade Européia, através da aplicação de um formulário, conforme exemplo apresentado na Tabela 6, aonde são mostrados os critérios de avaliação de exames de tórax em incidências PA e a Tabela 7, aonde são mostrados os critérios para avaliação da incidência lateral.

Somente os dados relativos a exames que apresentaram avaliação com rendimento igual ou superior a 83 % foram considerados para a realização da avaliação dosimétrica e de aspectos da qualidade da imagem, ou seja, na avaliação dos parâmetros pelo radiologista, aceitaram-se imagens que foram reprovadas em somente um dos critérios utilizados, independente da incidência em PA ou Lateral.

Após o fim das análises pelos médicos radiologistas, foram registrados e considerados os dados coletados de 100 exames da clínica A, somente em incidências PA, devido à baixa quantidade de exames em incidências laterais solicitadas para a mesma. Para a clínica B foram considerados os dados de 40 exames com incidências em PA e laterais. Para a clínica C foram considerados os dados de 60 exames também em incidências PA e laterais, totalizando 300 dados de exames com imagens aprovadas.

Tabela 6. Tabela de parâmetros utilizados para avaliação da qualidade da imagem de tórax em incidência PA.

Critérios Avaliados em Cada Imagem Radiográfica	Paciente Número:									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1. Executada em inspiração profunda (avaliada pela posição das costelas acima do diafragma 6 arcos anteriores ou 10 arcos posteriores) e em apnéia										
2. Reprodução simétrica do tórax sem rotação ou basculação										
3. Borda medial das escápulas fora dos campos pulmonares										
4. Reprodução de todo gradil costal acima do diafragma										
5. Reprodução nítida do padrão vascular de todo o pulmão, principalmente os vasos periféricos										
6. Reprodução nítida da traquéia e parte proximal dos brônquios										
7. Reprodução nítida do coração e aorta										
8. Reprodução nítida do diafragma e dos ângulos costo-frênicos										
9. Visualização da parte retrocardíaca do pulmão e mediastino										
10. Visualização da coluna através da sombra cardíaca										
Pontuação Total:										

Tabela 7. Tabela de parâmetros utilizados para avaliação da qualidade da imagem de tórax em incidência lateral.

Critérios Avaliados em Cada Imagem Radiográfica	Paciente Número:									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1. Realizado em plena inspiração e com a respiração suspensa										
2. Os braços erguidos em relação ao tórax										
3. Superposição das bordas posteriores dos pulmões										
4. Reprodução nítida da traquéia										
5. Reprodução nítida dos ângulos costofrênicos										
6. Reprodução da borda posterior do coração e aorta; mediastino; diafragma; esterno; vértebra torácica										
Pontuação Total:										

4.7. Avaliação da distribuição das doses nos pacientes

Com o rendimento dos tubos de raios X de cada clínica, que foi determinado pela razão entre a média das leituras de kerma no ar obtidas, para cada valor de tensão e a carga elétrica utilizada, foi calculado o Kerma no ar incidente para cada paciente de acordo com a equação 37.

$$K_{a,i} = K_{a,i(80kV,100cm)} \cdot f_c \cdot \left[\frac{d_{referência}}{d_{foco-pele}} \right]^2 \cdot \left[\frac{kVp_{exame}}{kVp_{referência}} \right]^2 \cdot it_{exame} \quad (37)$$

Onde: $K_{a,i}$ é o Kerma no ar incidente na distância correspondente à entrada da pele do paciente sem a influência do retroespalhamento em mGy;

$K_{a,i(80kV,100cm)}$ é o Kerma no ar incidente a uma distância de um metro do ponto focal do tubo de raios X e tensão pico de 80 kV em mGy/mAs;

f_c é o fator de calibração da câmara de ionização utilizada para a medição do Kerma no ar incidente para a energia média utilizada na avaliação do rendimento;

$d_{referência}$ é a distância entre o ponto focal do tubo de raios X e onde foi medido o Kerma no ar incidente (100 cm);

$d_{foco-pele}$ é a distância entre o ponto focal do tubo de raios X e a entrada da pele do paciente em cm para um determinado biótipo do paciente;

kVp_{exame} é a tensão de pico utilizada para a realização do exame naquele paciente em kV;

$kVp_{referência}$ é a tensão de pico de referência na qual foram realizadas as medições do Kerma no ar incidente (80 kV);

it é o produto da corrente pelo tempo de exposição utilizada no exame em mAs.

Para o cálculo do kerma no ar na superfície de entrada do paciente ($K_{a,e}$) foi utilizada a equação 38.

$$K_{a,e} = K_{a,i} (mGy) \cdot BSF \quad (38)$$

Onde: $K_{a,i}$ é o kerma no ar incidente, na distância correspondente à entrada da pele do paciente, sem a influência do retroespalhamento;

BSF é o fator de retroespalhamento para um feixe com tensão e CSR conhecidas (ICRU, 2005).

As doses efetivas e risco de indução de câncer proveniente de cada exame foram calculados com a utilização do PCXMC[®] e o CALDose_X. Ambas grandezas foram calculadas através da inserção dos dados dos pacientes, das técnicas radiográficas coletadas, filtração inerente e Kerma no ar incidente nos dois softwares, conforme informações dadas no item 4.5.

4.8. Avaliação de uma Metodologia para Verificação de Parâmetros da Qualidade da Imagem

No Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN/CNEN foram realizados procedimentos de irradiação dos objetos de teste para obtenção de imagens radiográficas, de modo a se obter um padrão de boa qualidade.

Para tal, foi utilizado o equipamento de raios X VMI, Pulsar 800 Plus e os objetos de teste *Chest X-ray Phantom* da Fluke Biomedical, TOR CDR da Leeds Test Objects e o Radiographic Survey Phantom da Gammex.

Para o processamento convencional das imagens, foi utilizada uma processadora automática Kodak Min R M35 X-Omat, com produtos químicos Kodak RP X-Omat e filmes MXG, também da fabricante Kodak. Para o processamento digital foi utilizado uma digitalizadora Kodak CR850 instalados no Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia – LARAM / CDTN.

As imagens foram tomadas em técnicas com tensão de pico de 70 a 120 kV, em incrementos de 10 kV e para cada valor de tensão foram utilizados 2, 3, 5, 10, 20 e 30 mAs, totalizado 36 imagens para o processamento convencional e 36 imagens digitais, para cada um dos objetos de teste utilizados. A distância entre o ponto focal do tubo de raios X e o receptor de imagens foi de 1,8 metros, conforme aquisição de exames de tórax na rotina médica.

As imagens em filmes radiográficos foram avaliadas em um negatoscópio Planilux, conforme apresentado na Figura 41, que possui intensidade luminosa ajustável de até 6700 cd.m^{-2} , com dimensões de $80 \times 42 \text{ cm}^2$ e número de série 09/00046019.



Figura 41. Negatoscópio Planilux com luminosidade ajustável.

As imagens digitais foram analisadas em um computador com monitor Planar, modelo GX5MP, com resolução de 5 mega pixel, dimensões de $40 \times 31 \text{ cm}^2$ e número de série 708PNKR00112, apresentado na Figura 42.



Figura 42. Monitor de vídeo Planar de 5 mega pixel.

Na Figura 43 é mostrado objeto de teste TOR CDR fixado no interior do objeto de teste *Chest X-ray Diagnostic Phantom*, de modo a ficarem os dois objetos concêntricos.

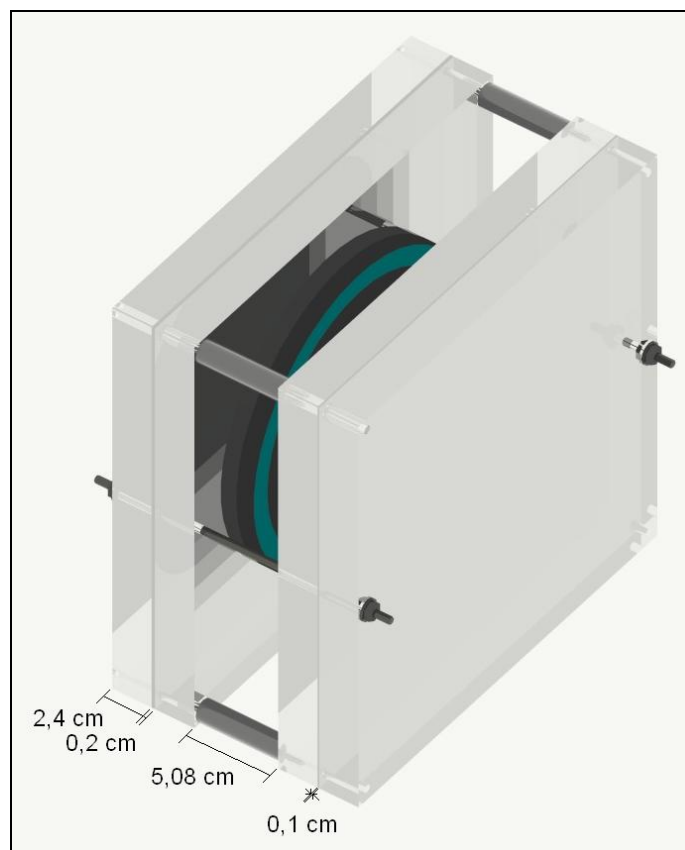


Figura 43. Objetos de teste TOR CDR e *Chest X-ray Phantom* acoplados para avaliação da qualidade de imagem.

Os objetos foram posicionados em um tripé, de modo a sua superfície ficar perpendicular ao eixo central do feixe de raios X e totalmente dentro do campo de

radiação, conforme apresentado na Figura 44. As duas placas de alumínio foram envolvidas pelas placas de acrílico e o objeto foi posicionado de modo a deixar a placa de alumínio de 1 mm posicionada anteriormente à placa de alumínio de 2 mm.



Figura 44. Sistema de posicionamento para aquisição de imagens com os objetos de teste TOR CDR e Chest X-ray Phantom.

O objeto de teste *Radiographic Survey Phantom* foi posicionado em um tripé, de modo que sua superfície se mantivesse perpendicular ao eixo central do feixe de raios X e totalmente inserida no campo de radiação, conforme mostrado na Figura 45.



Figura 45. Sistema de posicionamento para aquisição de imagens com o objeto de teste *Radiographic Survey Phantom*.

As imagens do objeto de teste TOR CDR foram avaliadas em termos da quantidade de estruturas alto contraste e baixo contraste com 17 estruturas presentes, além de resolução espacial visualizadas, já as imagens do Radiodiagnostic Survey Phantom somente permitiram a visualização da resolução espacial.

Cada imagem adquirida foi avaliada por três observadores experientes, de forma independente, com formulário específico e em condições de baixa luminosidade. A cada avaliação as imagens eram dispostas com orientação diferente da anterior, de modo a evitar possíveis ilusões cognitivas, para aumentar a confiabilidade do processo de avaliação da imagens.

4.9. Aplicação da Metodologia para Avaliação da Qualidade da Imagem nas Clínicas Selecionadas

Três clínicas cujas imagens foram avaliadas e aprovadas previamente pelos médicos radiologistas, nos critérios europeus de qualidade da imagem, conforme mostrado nas tabelas 6 e 7, foram selecionadas na região metropolitana de Belo Horizonte.

Os objetos de teste *Chest X-ray Phantom* da Fluke Biomedical, TOR CDR da Leeds Test Objects e o Radiographic Survey Phantom da Gammex foram posicionados em um tripé, de modo que sua superfície se mantivesse perpendicular ao eixo central do feixe de raios X e totalmente inserida no campo de radiação, conforme mostrado na Figura 46, que ilustra o sistema de posicionamento utilizado em uma das clínicas com o objeto de teste TOR CDR acoplado ao *Chest X-ray Phantom*.



Figura 46. Sistema de posicionamento para avaliação das imagens radiográficas em uma das clínicas selecionadas.

Nas TAB. 8, 9 e 10 são mostradas as técnicas utilizadas para a realização dos procedimentos de obtenção da imagem radiográfica em cada uma das clínicas com os objetos de teste. A clínica A utiliza corrente de 200 mA para obtenção de suas imagens e as clínicas B e C utilizam corrente de 300 mA.

Tabela 8. Técnicas radiográficas selecionadas para obtenção das imagens na clínica A.

Tensão (kV)	Tempo (s)	Carga (mAs)
70	0,033	6,6
	0,050	10,0
	0,100	20,0
	0,150	30,0
80	0,033	6,6
	0,050	10,0
	0,100	20,0
	0,150	30,0
85	0,033	6,6
	0,050	10,0
	0,100	20,0
	0,150	30,0
90	0,033	6,6
	0,050	10,0
	0,100	20,0
	0,150	30,0
95	0,033	6,6
	0,050	10
100	0,033	6,6
	0,050	10
105	0,033	6,6
	0,050	10

Tabela 9. Técnicas radiográficas selecionadas para obtenção das imagens na clínica B.

Tensão (kV)	Tempo (s)	Carga (mAs)
100	0,0100	3,0
110	0,0167	5,0
	0,0100	3,0
115	0,0125	3,8
	0,0200	6,0
	0,0125	3,8
125	0,0167	5,0
	0,0267	8,0

Tabela 10. Técnicas radiográficas selecionadas para obtenção das imagens na clínica C.

Tensão (kV)	Tempo (s)	Carga (mAs)
102	0,0160	3,2
109	0,0160	3,2
117	0,0160	3,2
	0,0160	3,2
	0,0200	4,0
	0,0250	5,0
125	0,0320	6,4
	0,0400	8,0
	0,0625	12,5
	0,1000	20,0

Esses parâmetros técnicos, utilizados para a obtenção das imagens dos objetos de teste em cada clínica, foram selecionados com base na frequência de aplicação dos mesmos em seus respectivos pacientes.

Cada imagem adquirida foi avaliada por cinco observadores de forma independente, com formulário específico e em condições de baixa luminosidade. A cada avaliação as imagens eram dispostas com orientação diferente da anterior, de modo a evitar

possíveis ilusões de ótica, para aumentar a confiabilidade do processo de avaliação da imagens.

As imagens foram avaliadas por dois observadores experientes e, através de uma pequena orientação quanto ao que se deveria quantificar, mais três observadores inexperientes avaliaram as imagens.

5. RESULTADOS

5.1. Caracterização da Câmara de Ionização

Os resultados das medidas das correntes elétricas geradas pela fonte radioativa padrão nas irradiações da câmara de ionização RC6 são mostrados na Figura 47.

A câmara de ionização apresentou adequada repetitividade das medidas, ficando abaixo de 0,20 % e a reprodutibilidade de 0,23 % para medições realizadas durante todo o período de aproximadamente quatro anos, demonstrando a grande estabilidade do sistema de medição.

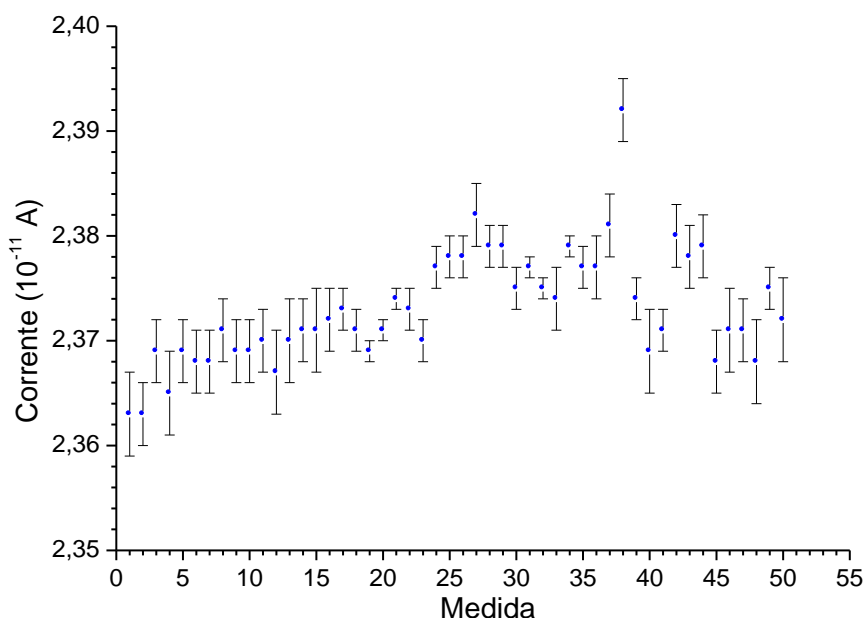


Figura 47. Resultado da avaliação da estabilidade da câmara de ionização RC6.

Os resultados das medidas de correntes de fuga geradas por sinais elétricos espúrios do sistema de medição e por radiações de fundo são mostrados na Figura 48.

Observa-se que os sinais medidos apresentaram valores que não ultrapassaram 0,08 % da medição de corrente elétrica gerada pela fonte $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$, que também é um bom indicativo de estabilidade do sistema, aumentando ainda mais a confiabilidade metrológica das medições realizadas com este conjunto de câmara de ionização e eletrômetro. Quando a câmara foi utilizada para medição do valor

verdadeiro convencional do $K_{a,i}$, essa influência da corrente de fuga tornou-se ainda menor, apresentando valores da ordem de 0,01 %.

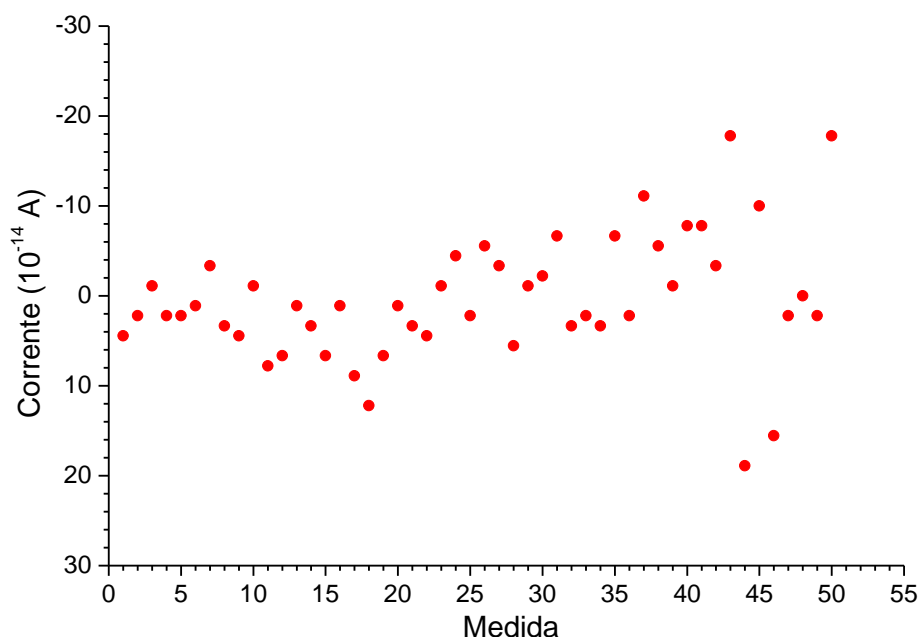


Figura 48. Avaliação da corrente de fuga gerada no sistema a cada medição realizada.

5.2. Implantação das Radiações de Referência - RQA

Os detectores termoluminescentes utilizados para medições de dose nos simuladores antropomórficos devem ser calibrados em feixes de radiação que representem, de modo mais confiável possível, a realidade daquele espectro dos raios X. Para isso selecionou-se os feixes de referência da IEC denominados RQA 6 e RQA 9, que simulam um espectro do feixe de raios X, após sofrer atenuação do paciente.

Foram adicionados atenuadores de alumínio na saída do feixe primário de raios X no equipamento Pantak Seifert de potencial constante. O procedimento para medida da CSR foi executado (IEC, 2005). Na Tabela 11 são apresentados os resultados de CSR e filtração adicionada encontrados pelo LCD/CDTN comparados aos requisitos da IEC.

Tabela 11. Radiações de referência RQA da IEC com seus valores de tensão, filtração adicional e CSR.

Radiação de Referência	Tensão (kV)	Filtração Adicional IEC (mm Al)	Filtração Adicional LCD/CDTN (mm Al)	CSR IEC (mmAl)	CSR LCD/CDTN (mmAl)
RQA 6	80	26	25,7	8,2	8,16
RQA 9	120	40	35,0	11,6	11,67

Esses feixes de radiação de referência foram utilizados na calibração dos dosímetros termoluminescentes por se tratarem de campos de radiação que se aproximam dos campos utilizados na prática clínica.

5.2.1. Espectrometria das radiações de referência RQA

Os espectros foram gerados para as radiações de referência implantadas. A Figura 49 mostra as intensidades de contagem relativas por energia da radiação para os feixes de referência de interesse.

A radiação de referência de maior valor de tensão apresenta raios X característicos mais pronunciados no espectro. Neste feixe, o valor de filtração adicionada ao feixe primário é muito alto, causando redução dos componentes de baixa energia de forma mais acentuada.

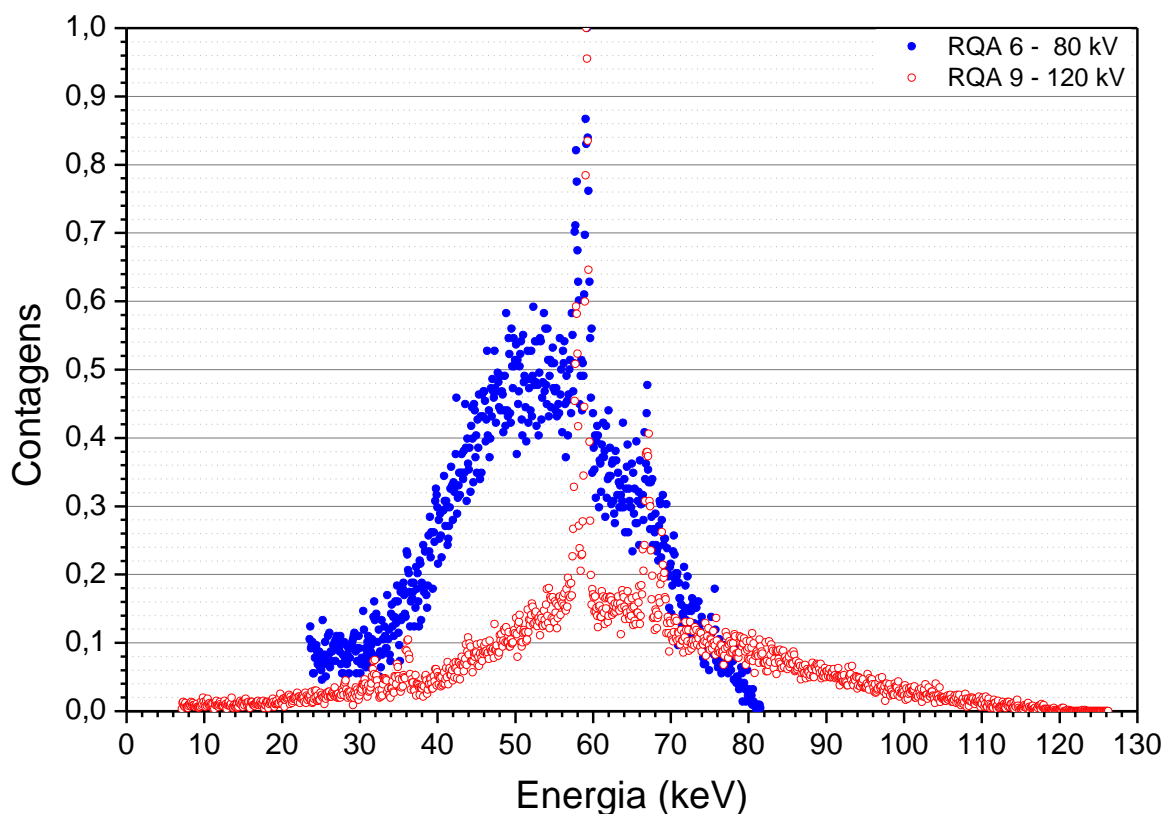


Figura 49. Espectros experimentais das radiações de referência RQA.

Conhecendo-se as características dos feixes de radiação é possível a realização da calibração dos detectores termoluminescentes para dosimetria de pacientes em condições que mais se aproximam da realidade.

5.3. Caracterização dos Simuladores Antropomórficos

Os simuladores antropomórficos foram estudados e caracterizados em função da localização aproximada de seus tecidos ou órgãos. A Figura 50 apresenta a imagem de uma das fatias, com a divisão em matriz utilizada para a identificação da posição dos cilindros no volume do objeto simulador.

Cada cilindro foi identificado com um código definido pelo número da fatia onde se encontra, seguido pelo número da linha e pela letra da coluna, em um total de 5 dígitos. Uma legenda de cores foi utilizada para correlacionar o cilindro com o órgão no qual se encontra (Figura 51).

Essa etapa foi de suma importância, uma vez que se pretendeu avaliar os softwares utilizados, através da comparação de seus resultados com uma dosimetria experimental, inserindo-se detectores termoluminescentes nos simuladores antropomórficos, portanto a localização correta de cada órgão auxiliou na confiabilidade do processo de comparação da dosimetria.

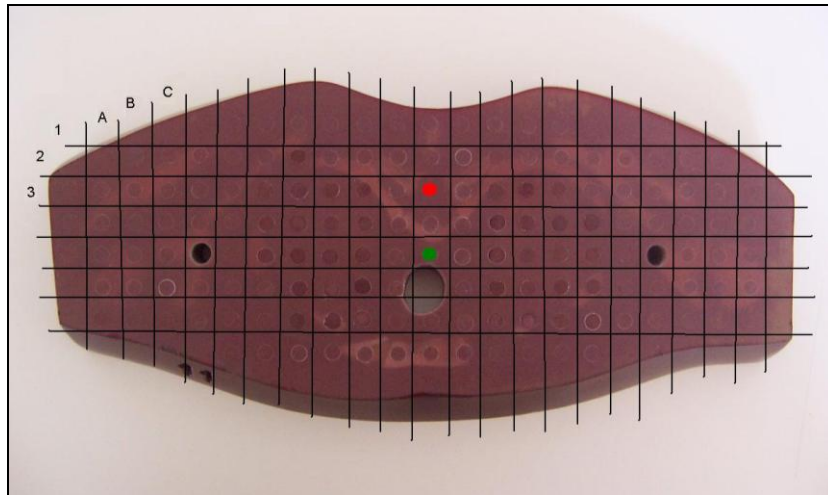


Figura 50. Imagem de uma das fatias do objeto simulador Alderson, com a divisão matricial utilizada para a identificação da posição dos cilindros.

Fonte: Reynaldo *et. al.*, 2009.



Figura 51. Matriz da fatia anterior para correlação do cilindro codificado com o órgão de interesse.

Fonte: Reynaldo *et. al.*, 2009.

Uma característica bastante negativa foi constatada durante a caracterização dos simuladores antropomórficos. Posições correspondentes a tecidos ósseos vieram de fábrica preenchidos por cilindros de baixa densidade e número atômico. Esse

problema não é simples de se resolver, pois algumas dessas posições são híbridas, ou seja, um determinado volume do cilindro de preenchimento deveria conter dois, ou às vezes, mais de dois tipos de tecidos diferentes.

A Figura 52 mostra a imagem radiográfica de uma das fatias do objeto simulador. Pode-se observar que nos lugares onde deveriam existir cilindros com densidade óssea há cilindros com densidade de tecido mole e pulmão. Constatou-se que em todas as fatias ocorre o posicionamento incorreto de cilindros.

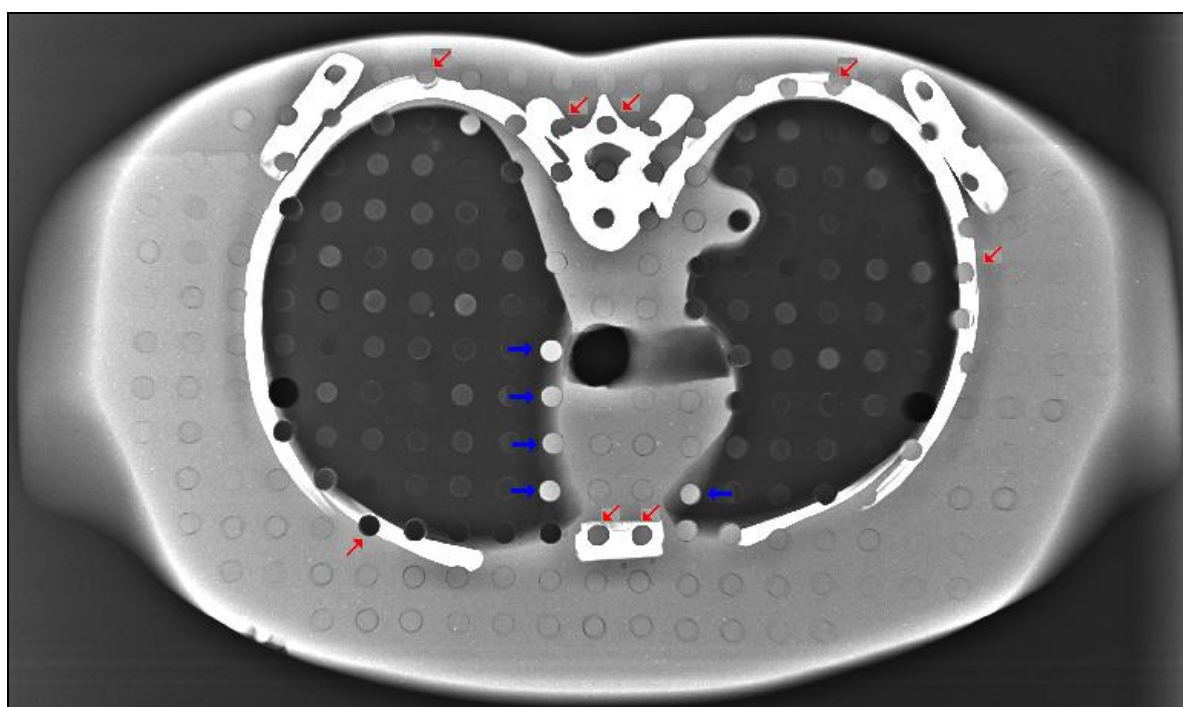


Figura 52. Imagem radiográfica de uma das fatias do simulador Alderson-Rando masculino, onde as setas vermelhas indicam o posicionamento de cilindros com densidade pulmonar ou de tecidos moles nas posições ósseas e as azuis com densidade de tecido mole em posições pulmonares.

Fonte: Reynaldo et. al., 2009.

Todos os cilindros posicionados de maneira incorreta foram substituídos por cilindros com a densidade adequada, de modo a aumentar a confiabilidade das medidas de dose no simulador. O fabricante do simulador antropomórfico forneceu cilindros para substituição de boa parte daqueles inseridos de maneira equivocada, no projeto inicial do simulador.

As duas versões dos simuladores Alderson-Rando, masculina e feminina, foram caracterizadas em termos do posicionamento dos órgãos em todas as suas fatias

úteis, tornando-se possível a realização de uma dosimetria mais precisa, aplicando-se os fatores de correção adequados para os diferentes coeficientes de atenuação dos tecidos reais em relação ao que se tem no simulador antropomórfico.

5.4. Procedimentos de Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes

A calibração dos dosímetros termoluminescentes TLD 100H foi realizada nas radiações de referência RQA 6 e RQA 9, que são referentes a feixes de raios X com tensões de 80 kV e 120 kV, respectivamente.

A Figura 53 apresenta o fator de sensibilidade de cada dosímetro identificado por um número. Os resultados da calibração na RQA 6 estão mostrados na Figura 54, que mostra a resposta de cada TLD, a 5 mGy de $K_{a,i}$, em termos de carga elétrica, evidenciando a grande variação na resposta do lote.

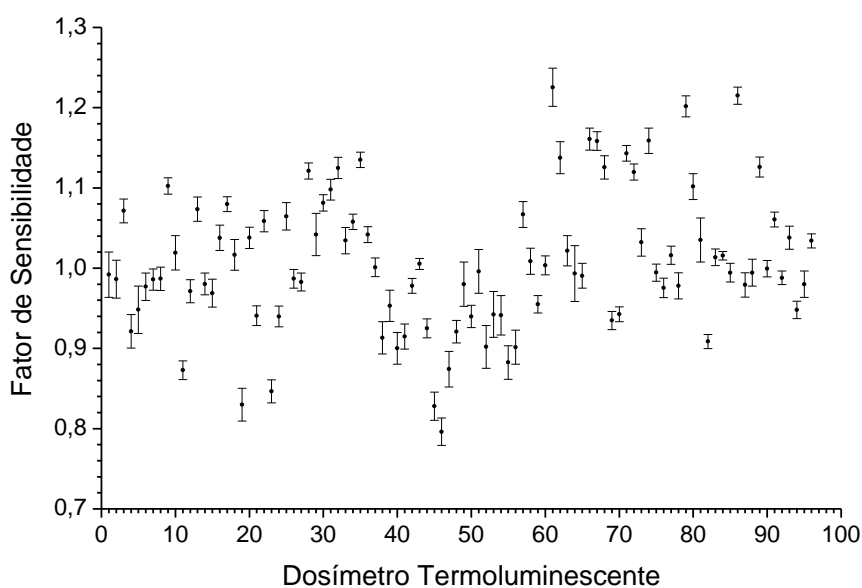


Figura 53. Fatores de sensibilidade dos detectores termoluminescentes.

A aplicação desses fatores de sensibilidade permite a homogeneização da resposta do lote de detectores, porém, uma vez que esses fatores são individuais, é necessário que cada detector seja identificado.

O valor do coeficiente de calibração calculado foi de $17,22 \mu\text{Gy}\cdot\text{nC}^{-1}$ para a RQA 6 e o maior desvio padrão apresentado pelos dosímetros foi de 2,9 %.

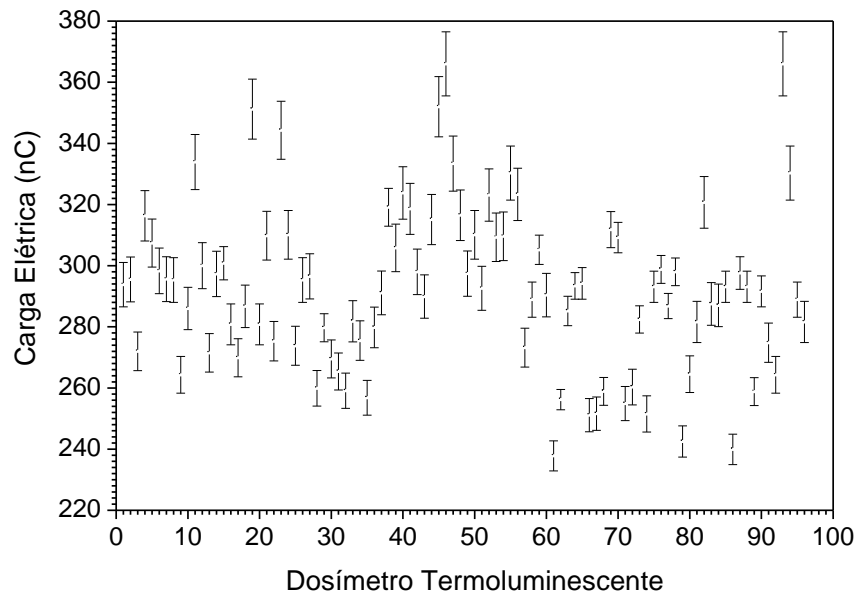


Figura 54. Resultados da irradiação dos dosímetros na RQA6 com $K_{a,i}$ de 5 mGy.

Os resultados da calibração dos dosímetros na RQA 9 estão mostrados na Figura 55, aonde é possível verificar a resposta de cada dosímetro identificado numericamente, em termos de carga elétrica. O valor do coeficiente de calibração calculado foi de $18,55 \mu\text{Gy}\cdot\text{nC}^{-1}$ para essa radiação de referência e o maior desvio padrão apresentado pelos dosímetros irradiados foi de 4,0 %.

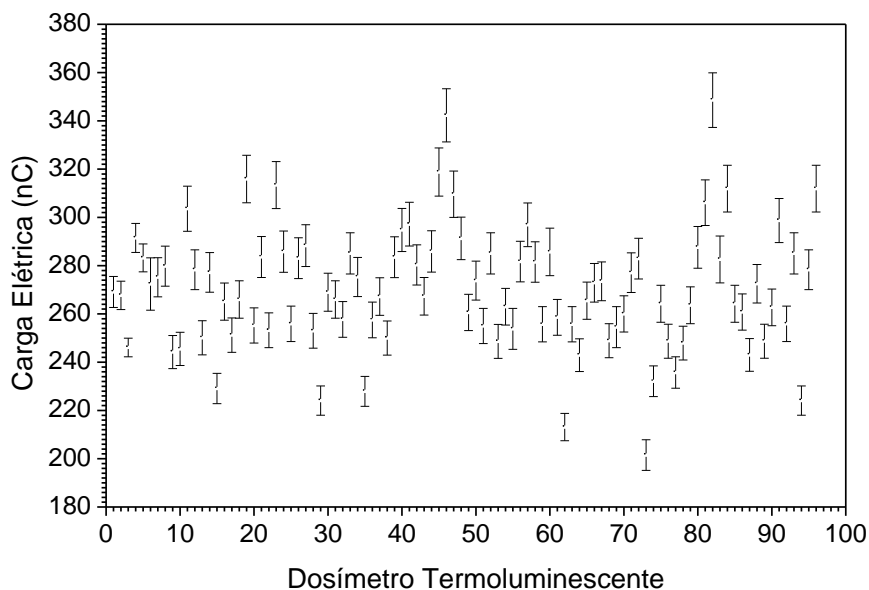


Figura 55. Resultados da irradiação dos dosímetros na RQA9 com $K_{a,i}$ de 5 mGy.

Ambos coeficientes de calibração encontrados serão utilizados para avaliação da dosimetria no simulador antropomórfico, quando o mesmo for irradiado para simulação de um exame tórax com tensões de 80 kV e 120 kV.

5.5. Avaliação de uma metodologia para verificação das doses em pacientes

5.5.1. Avaliação das doses em exames de tórax com um simulador antropomórfico Alderson Rando®

Na Tabela 12 são mostrados os fatores de correção para a relação entre o coeficiente de atenuação de diversos órgãos e o coeficiente de atenuação do ar para as energias médias aproximadas das radiações de referência utilizadas na irradiação do simulador antropomórfico (NIST, 2010).

Tabela 12. Fatores de correção utilizados na irradiação do simulador antropomórfico.

Material	RQR 6 ($E_{\text{média}} = 50\text{keV}$)		RQR 9 ($E_{\text{média}} = 80\text{keV}$)	
	μ_{en}/ρ (cm^2/g)	Fator de Correção	μ_{en}/ρ (cm^2/g)	Fator de Correção
Pele	43,60	1,06	26,17	1,09
Cérebro	43,94	1,07	26,32	1,09
Tireoide	43,60	1,06	26,17	1,09
Pulmão	43,93	1,07	26,25	1,09
Fígado	43,60	1,06	26,17	1,09
Rim	43,60	1,06	26,17	1,09
Estômago	43,60	1,06	26,17	1,09
Pâncreas	43,60	1,06	26,17	1,09
Medula	43,60	1,06	26,17	1,09
Intestino Grosso	43,60	1,06	26,17	1,09
Intestino Delgado	43,60	1,06	26,17	1,09
Ar	40,98	1,00	24,07	1,00

A partir da análise da Tabela 12, é possível concluir que, quando se deixa de considerar a existência desses fatores, os erros nos resultados de avaliação dosimétrica podem chegar a quase 10 %, portanto esses fatores de correção foram utilizados de modo individualizado levando-se em consideração o órgão irradiado e a energia média aproximada do feixe de radiação, elevando-se o nível de confiança metrológica nos resultados obtidos.

Outro dado relevante vem de comparações com a literatura existente acerca dos fatores de conversão, utilizando a relação entre os coeficientes de atenuação da água e do ar para várias energias. Na Figura 56 de Tahuata *et. al.* (2003) são apresentados alguns resultados que mostram a coerência dos dados da Tabela 12.

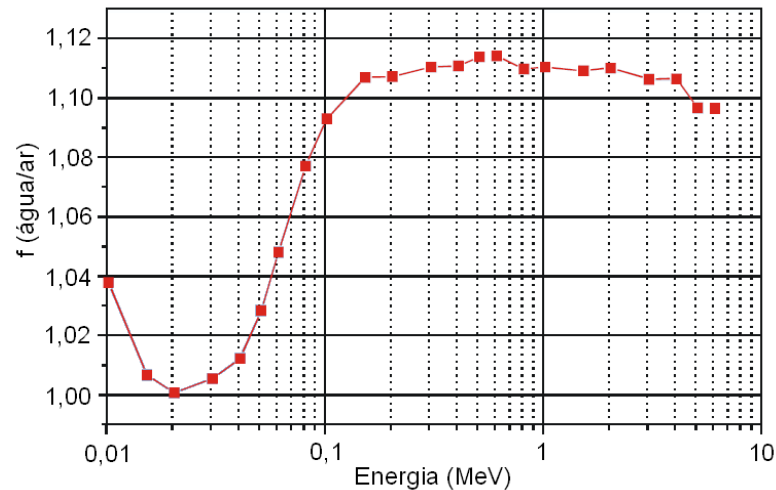


Figura 56. Valores do fator de conversão da dose no ar para dose na água em função da energia dos fótons incidentes.
 Fonte: Tahuata *et. al.* 2003.

Na Tabela 13 são mostrados os resultados de dosimetria, normalizados por carga elétrica (mAs) para todas as irradiações na superfície de entrada da pele do simulador ($K_{a,e}$), cérebro, tireoide, pulmão, fígado, rins, estômago, pâncreas, medula óssea e intestinos grosso e delgado, com seus respectivos valores de incerteza expandida.

Tabela 13. Doses absorvidas para os órgãos mais irradiados em cada uma das incidências e tensões de operação do tubo de raios X.

Órgão	Dose Absorvida ($\mu\text{Gy.mAs}^{-1}$)			
	80 kV - PA	80 kV - LAT	120 kV - PA	120 kV - LAT
$K_{a,e}$	59,5 ± 3,8	75,2 ± 3,7	120,7 ± 3,4	146,0 ± 6,8
Cérebro	0,08 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,33 ± 0,01	0,18 ± 0,01
Tireoide	1,29 ± 0,14	0,56 ± 0,05	4,72 ± 0,16	1,80 ± 0,15
Pulmão	16,8 ± 2,2	7,4 ± 0,7	45,9 ± 8,3	21,4 ± 2,9
Fígado	5,3 ± 1,8	12,8 ± 0,5	17,4 ± 2,0	26,0 ± 4,2
Rim	6,8 ± 1,6	4,7 ± 0,7	18,7 ± 1,4	7,3 ± 1,1
Estômago	9,0 ± 0,7	2,0 ± 0,1	27,7 ± 1,2	6,2 ± 0,3
Pâncreas	3,0 ± 0,8	3,4 ± 0,1	10,6 ± 0,9	7,6 ± 1,0
Medula Óssea	3,8 ± 0,7	1,2 ± 0,1	12,2 ± 1,0	3,5 ± 0,4
Intestino Grosso	0,6 ± 0,1	3,6 ± 0,7	2,4 ± 0,2	2,2 ± 0,3
Intestino Delgado	0,14 ± 0,02	0,43 ± 0,03	0,65 ± 0,05	0,64 ± 0,06

A entrada da pele é a região que apresenta a maior dose absorvida, evidenciada pelos valores de $K_{a,e}$ encontrados. Os pulmões, fígado, rins, estômago, pâncreas e medula óssea também apresentam valores um pouco mais elevados, pois os mesmos se encontram dentro do feixe primário de radiação. As incertezas das medidas estão relacionadas com a reprodutibilidade dos dosímetros termoluminescentes, avaliada no momento da seleção do lote (OLIVEIRA, et. al. 2010), além da incerteza na calibração dos detectores, dependência energética e desvio padrão das medidas.

Outro fator de extrema relevância no cálculo da incerteza, se deve ao fato de alguns órgãos apresentarem valores de dose absorvida muito reduzidos, pois estão fora do campo de radiação. Todos esses fatores foram considerados na composição das incertezas do processo de avaliação de doses.

Esses valores de incerteza informados na tabela, não ultrapassam 25 % e foram avaliados para um fator de abrangência $k = 2$.

5.5.2. Comparação dos resultados apresentados na dosimetria experimental com os resultados das simulações computacionais

Na Tabela 14 são apresentados os resultados das simulações realizadas com o software PCXMC[®], para as mesmas condições da realização das medidas experimentais, em termos de distância entre o ponto focal do tubo de raios X e a superfície de entrada do simulador, as tensões utilizadas, as projeções do feixe e o rendimento do equipamento de raios X do LCD/CDTN.

Trata-se de um paciente adulto do sexo masculino, com dimensões de 1,75 m e 73,5 kg, conforme informado nas especificações do simulador antropomórfico Alderson-Rando[®].

Tabela 14. Resultados das simulações de dose realizadas com PCXMC[®] 2.0.

Tecido ou Órgão	Doses Absorvidas ($\mu\text{Gy/mAs}$) - PCXMC [®] 2.0			
	80 kV - PA	80 kV - LAT	120 kV - PA	120 kV - LAT
Cérebro	0,04 \pm 0,01	0,02 \pm 0,01	0,18 \pm 0,02	0,10 \pm 0,01
Tireoide	1,22 \pm 0,21	0,74 \pm 0,18	4,57 \pm 0,61	2,63 \pm 0,43
Pulmão	15,24 \pm 0,14	5,67 \pm 0,10	41,95 \pm 0,29	17,87 \pm 0,23
Fígado	7,99 \pm 0,11	9,42 \pm 0,10	24,24 \pm 0,24	29,12 \pm 0,23
Rim	21,65 \pm 0,45	3,61 \pm 0,11	56,16 \pm 0,95	11,62 \pm 0,29
Estômago	4,01 \pm 0,17	0,50 \pm 0,04	14,26 \pm 0,43	2,33 \pm 0,14
Pâncreas	7,19 \pm 0,28	1,12 \pm 0,13	24,33 \pm 0,73	4,87 \pm 0,38
Medula	6,50 \pm 0,03	2,57 \pm 0,02	18,40 \pm 0,07	7,86 \pm 0,05
Intestino Grosso	0,66 \pm 0,04	0,58 \pm 0,04	2,52 \pm 0,11	2,21 \pm 0,12
Intestino Delgado	0,75 \pm 0,03	0,57 \pm 0,02	2,86 \pm 0,09	2,28 \pm 0,06

A análise desses dados permite concluir que os órgãos mais irradiados são os pulmões, fígado, rins, pâncreas e medula óssea, pois os mesmos, ou pelo menos uma porção de seu volume, se encontra no feixe primário de radiação. A dose na superfície de entrada não é fornecida pelo PCXMC[®] e as incertezas fornecidas referem-se ao número de fótons contabilizados para a simulação computacional, que na pior situação foi de aproximadamente 25 %.

Os mesmos dados foram utilizados para a realização da simulação dessas irradiações no CALDose_X e os resultados são mostrados na Tabela 15 que

relaciona a dose absorvida na entrada da superfície do simulador antropomórfico (através da utilização de um fator de retroespalhamento), cérebro, tireoide, pulmões, fígado, rins, estômago, pâncreas, medula óssea e intestinos grosso e delgado.

Tabela 15 .Resultados das simulações de dose realizadas com CALDose_X.

Órgão	Doses Absorvidas ($\mu\text{Gy/mAs}$) - CALDose_X			
	80 kV - PA	80 kV - LAT	120 kV - PA	120 kV - LAT
$K_{a,e}$	46,70 \pm 0,61	60,49 \pm 0,58	95,67 \pm 1,37	123,11 \pm 1,30
Cérebro	0,07 \pm 0,01	---	0,26 \pm 0,01	0,16 \pm 0,01
Tireoide	1,07 \pm 0,06	0,24 \pm 0,02	4,32 \pm 0,18	1,25 \pm 0,08
Pulmão	9,73 \pm 0,02	4,10 \pm 0,01	28,84 \pm 0,06	12,47 \pm 0,03
Fígado	5,00 \pm 0,01	11,47 \pm 0,02	16,84 \pm 0,04	32,98 \pm 0,05
Rim	5,70 \pm 0,03	1,87 \pm 0,02	18,39 \pm 0,10	6,86 \pm 0,05
Estômago	3,79 \pm 0,04	1,70 \pm 0,02	13,10 \pm 0,12	6,16 \pm 0,07
Pâncreas	3,52 \pm 0,04	2,23 \pm 0,03	13,48 \pm 0,13	8,65 \pm 0,08
Medula	---	---	---	---
Intestino Grosso	1,04 \pm 0,01	1,26 \pm 0,01	4,19 \pm 0,04	4,13 \pm 0,03
Intestino Delgado	0,87 \pm 0,01	0,57 \pm 0,01	3,48 \pm 0,03	2,26 \pm 0,02

Algumas particularidades devem ser consideradas na simulação com o CALDose_X, pois o documento com o resultado das simulações realizadas, que é gerado em um “bloco de notas”, está pré configurado para liberar os valores com apenas duas casas decimais, portanto, deve-se inserir um valor de carga elétrica (mAs) mais elevado e o resultado deve ser normalizado para a situação real.

Outra característica importante é que não se pode variar a massa do paciente a ser simulado, portanto o simulador antropomórfico matemático utilizado possui massa corporal padrão para todos os exames. O software permite apenas a variação da idade e sexo do simulador, pois esses parâmetros influenciam diretamente no cálculo do risco de incidência de câncer, devido à irradiação.

Assim como na simulação com o PCXMC[®], os órgãos que receberam maiores valores de dose absorvida, na avaliação com o CALDose_X foram os pulmões, fígado, rins, pâncreas e medula óssea, o que também se deve ao fato do órgão estar

inserido em sua totalidade no feixe primário, ou pelo menos uma parte do volume desse.

Nas Figuras 57 a 60 são mostradas comparações entre os resultados de doses absorvidas nos órgãos de forma experimental e as simulações computacionais com ambos softwares, para as tensões de 80 e 120 kV, em incidência PA e Lateral, para alguns dos órgãos.

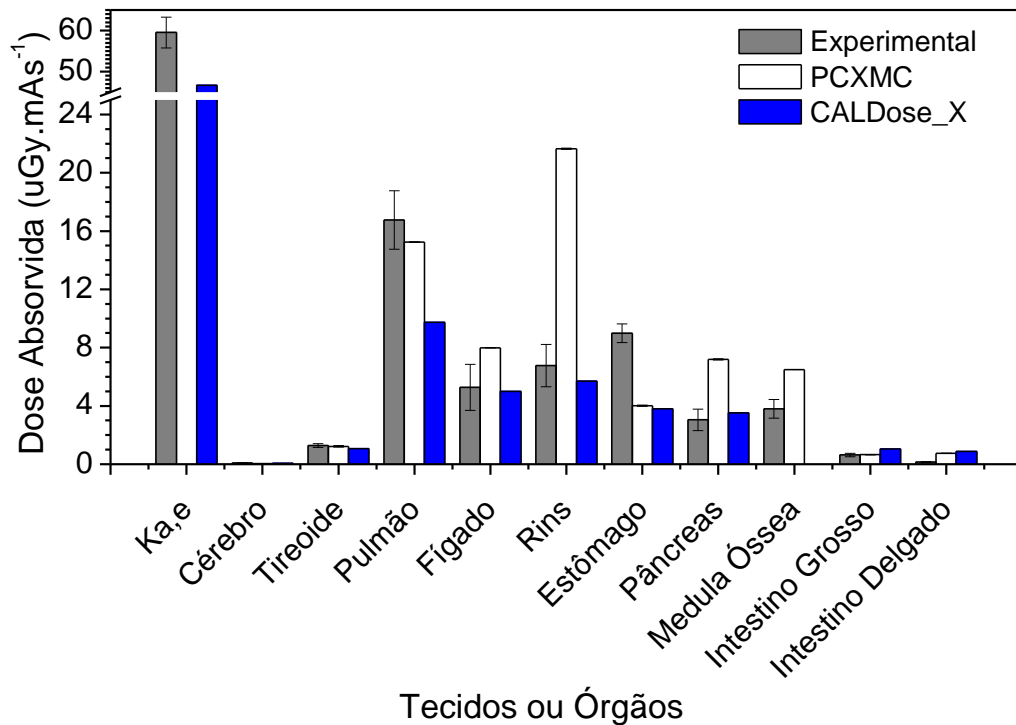


Figura 57. Comparação dos resultados de dosimetria em um simulador antropomórfico com simulações computacionais a 80 kV e incidência em PA.

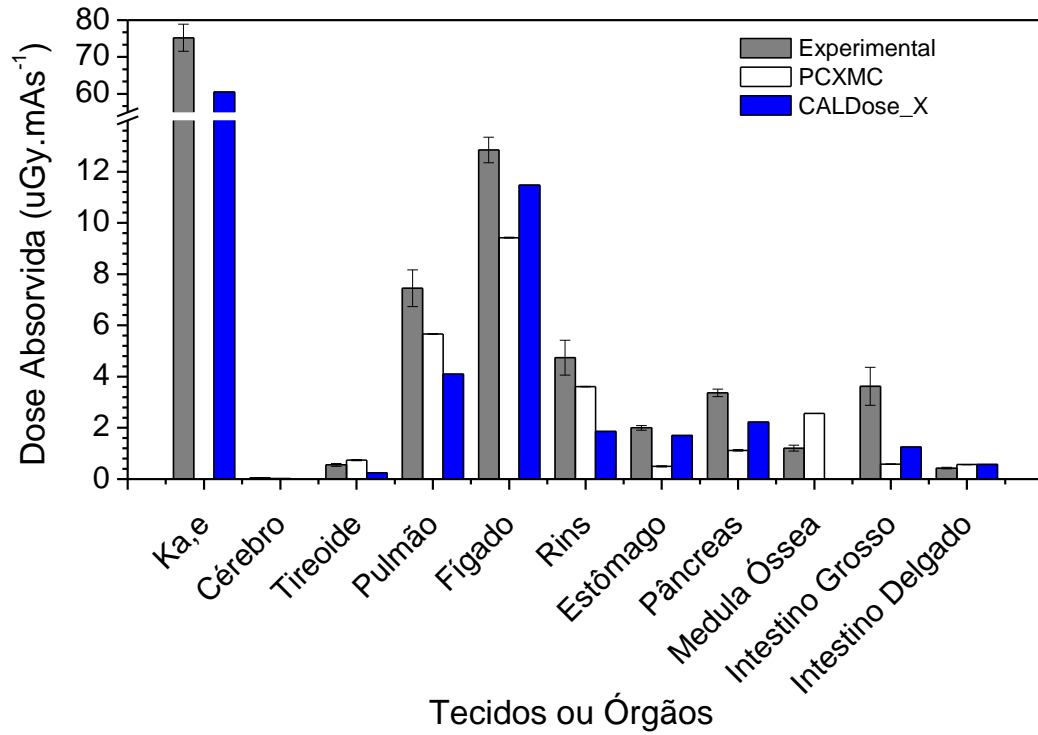


Figura 58. Comparação dos resultados de dosimetria em um simulador antropomórfico com simulações computacionais a 80 kV e incidência lateral.

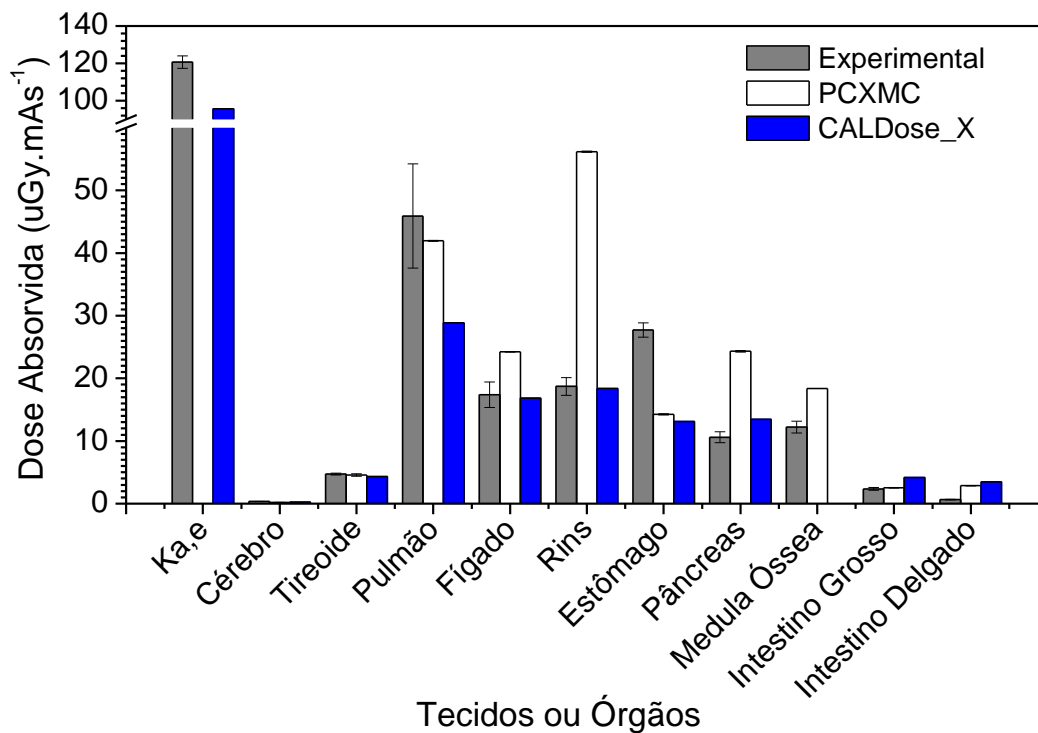


Figura 59. Comparação dos resultados de dosimetria em um simulador antropomórfico com simulações computacionais a 120 kV e incidência em PA.

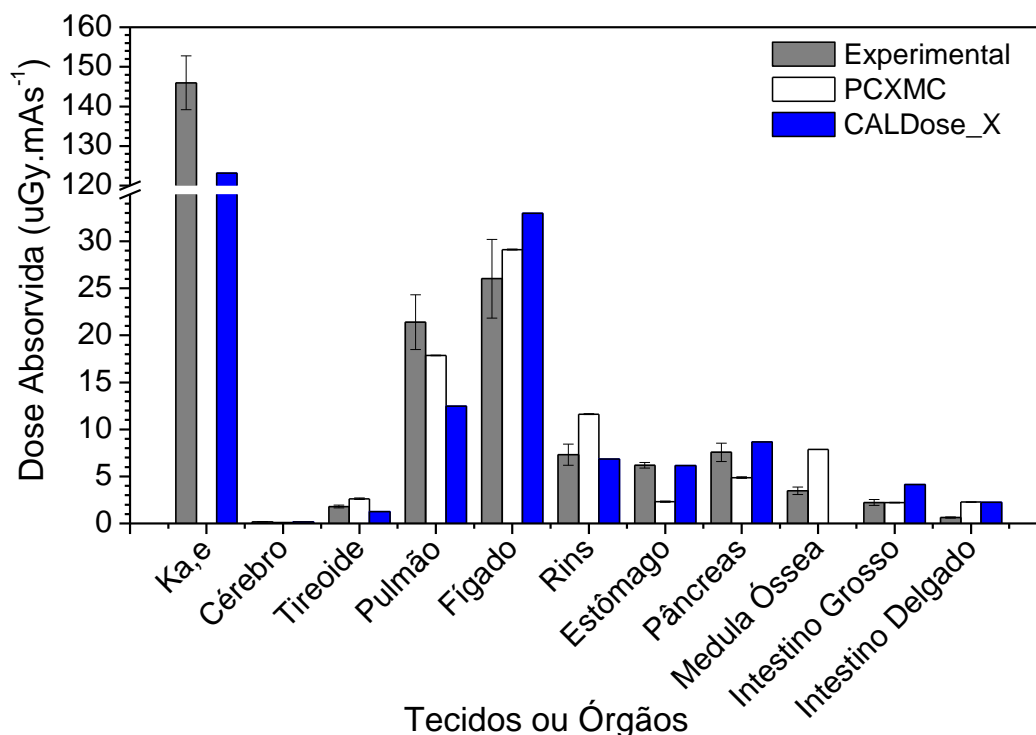


Figura 60. Comparação dos resultados de dosimetria em um simulador antropomórfico com simulações computacionais a 120 kV e incidência em lateral.

Para ambas as técnicas radiográficas, os resultados mostraram comportamento semelhante, com exceção dos rins, em incidências laterais. Os resultados apresentados pelo CALDose_X nas exposições em PA mostraram que os valores de dose calculada, diferem dos valores experimentais até 10% para rins e fígado, e até 50% aos demais órgãos, excetuando-se o estômago, que apresentou diferença nas doses de aproximadamente 60 %.

Ainda em relação ao CALDose_X, nas exposições com incidência lateral, as diferenças entre as simulações e os dados experimentais chegam a até 40% para todos os órgãos, excetuando-se os rins que apresentaram diferença nas doses de aproximadamente 60 %.

Os resultados das simulações com o PCXMC[®] em exposições com incidência PA mostraram grandes diferenças (um fator de 200 % para o pâncreas e 300% para os rins). Já nas incidências laterais, quando comparado com os valores de dose experimentais, o PCXMC[®] atingiu até 70% de diferença.

Os valores de dose nos pulmões foram subestimados pelo PCXMC[®] de 10% a 30% e pelo CALDose_X de 40% a 50%. Comparações de dose para tireóide, intestinos grosso e delgado não foram consideradas confiáveis, pois além de se apresentarem parcialmente dentro do campo de radiação, os valores de doses são extremamente baixos. Com relação às doses absorvidas pela medula óssea, o CALDose_X não apresenta resultados e o simulador antropomórfico matemático utilizado pelo PCXMC[®] não considera as estruturas ósseas trabeculares, portanto esses resultados não foram analisados.

Uma concordância entre o CALDose_X e PCXMC[®] foi encontrada no intervalo de 40% para os pulmões, fígado, rins, estômago e pâncreas. Alguns estudos realizados em condições semelhantes mostraram diferenças significativas entre as medidas de dose realizadas através de simulações computacionais; Toivonen *et al.* (1996), por exemplo, observaram diferenças entre as doses experimentais e simuladas de até 60% para os pulmões, 43% para os rins e até 25% para tireóide, estômago, superfície óssea, glândulas supra-renais e pâncreas. Khelassi-Toutaoui *et al.* (2008) encontraram uma boa concordância entre simulações com o PCXMC[®] e medidas experimentais nos pulmões e tireóide, mas a mesma simulação com outro software mostrou diferenças de até 40%.

Essas diferenças podem ser atribuídas aos diferentes simuladores antropomórficos matemáticos utilizados pelos softwares, pois em cada um, há uma diferença anatômica de pequena, ou grande relevância, para a análise de dose absorvida em uma região.

Outros detalhes também devem ser considerados, como o grau de liberdade de movimentação do campo de radiação para a simulação, a determinação de sua área, a quantidade de fótons utilizados, considerações sobre a característica do espectro de radiação após o feixe passar pelos diversos materiais que compõem o tubo de raios X e etc.

5.6. Avaliação do serviço de radiologia através dos testes de constância dos equipamentos de raios X

Todos os serviços avaliados quanto a coincidência do campo de luz em relação ao campo de radiação foram aprovados sem nenhuma ressalva. Na Figura 61 é mostrada a imagem obtida na clínica A, que não revela nenhum item que possa prejudicar a qualidade da imagem do serviço.

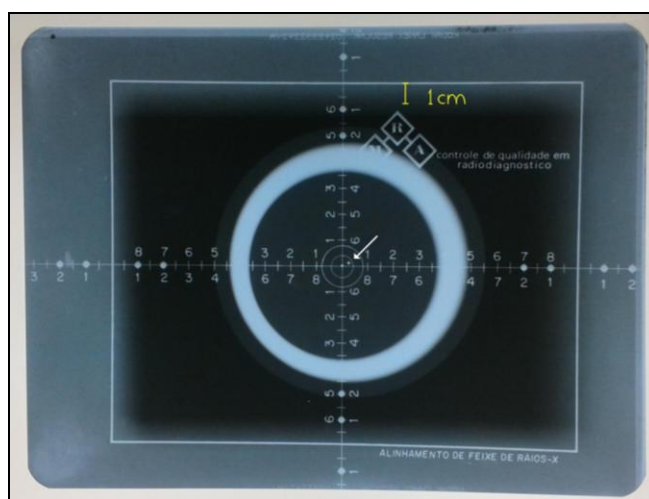


Figura 61. Imagem radiográfica do objeto de teste para avaliação do alinhamento do eixo central do feixe de raios X e coincidência do campo de luz com o campo de radiação.

Com base na imagem é possível verificar que o desvio máximo entre o campo de luz e o campo de radiação foi de 1 cm na parte superior e o desalinhamento do feixe não ultrapassou $1,5^\circ$, pois a imagem do ponto central do cilindro de avaliação do alinhamento não ultrapassou o primeiro círculo, conforme indicação na parte central da figura.

Na Tabela 16 são apresentados os resultados das clínicas A, B e C para os tempos de exposição avaliados. Com base nos dados, as três clínicas apresentaram resultados excelentes em relação à repetitividade, não apresentando nenhum módulo de valor acima de 1,3 %, quando a legislação nacional exige resultados melhores que 10 %.

Também é possível verificar que, para valores de tempo mais reduzidos, o resultado da avaliação da exatidão apresenta os piores resultados, porém a clínica C

apresentou resultados próximos dos limites exigidos nos tempos de exposição de 100 ms até 250 ms.

Tabela 16. Resultados da avaliação da exatidão e repetitividade do tempo de exposição dos equipamentos de raios X das clínicas selecionadas.

Clínica	Tempo Nominal (ms)	Média das Leituras (ms)	Exatidão (%)	Repetitividade (%)
A	100	94,7	5,3	0,9
	200	193,9	3,1	1,2
	300	293,7	2,1	0,6
	400	394,2	1,5	0,2
	500	494,0	1,2	0,3
	600	594,4	0,9	0,5
B	50	47,3	5,5	1,3
	100	98,6	1,4	0,2
	150	150,0	0,0	0,3
	250	252,2	-0,9	0,1
	400	406,1	-1,5	0,1
	500	508,6	-1,7	0,0
C	100	92,3	7,7	0,2
	125	112,8	9,7	0,6
	160	149,1	6,8	0,6
	200	186,7	6,7	0,7
	250	228,6	8,6	1,0
	320	312,6	2,3	0,6

A legislação nacional permite resultados de exatidão em até 10 %, porém esses resultados apresentados pela clínica C não a prejudicam em termos de qualidade de imagem, uma vez que todas essas posições de tempo de exposição apresentaram resultados excelentes de repetitividade, não ultrapassando 1,0 %. Desse modo, imagens realizadas nessa clínica, podem ser adquiridas com o tempo de exposição aumentado em cerca de 8 %, compensando o resultado da avaliação da exatidão.

Na Tabela 17 são mostrados, para cada clínica, os resultados na avaliação da tensão de pico do tubo de raios X, nos parâmetros de exatidão e repetitividade das medidas.

Tabela 17. Resultados da avaliação da exatidão e repetitividade da tensão de pico dos equipamentos de raios X das clínicas selecionadas.

Clínica	Tensão Nominal (kV)	Média das Leituras (kV)	Exatidão (%)	Repetitividade (%)
A	60	63,4	-5,6	3,2
	70	72,7	-3,9	2,2
	81	81,1	-0,1	1,4
	90	90,5	-0,5	3,3
B	60	60,2	-0,4	2,8
	70	69,6	0,6	0,6
	80	79,1	1,1	1,3
	90	88,7	1,4	0,8
C	60	60,5	-0,9	0,8
	70	70,6	-0,8	0,6
	80	80,3	-0,3	0,2
	90	89,4	0,7	0,6

Os resultados apresentados são considerados muito bons, pois em relação à repetitividade da tensão de pico do tubo de raios X nenhuma das clínicas superaram o valor de 3,3 %. Inclusive a clínica C apresentou resultados excelentes, demonstrando o alto nível de qualidade da geração de tensão de seu equipamento de raios X, por meio de sua repetitividade inferior a 1,0 %.

Com relação à exatidão, a clínica A obteve os resultados menos satisfatórios, porém distantes dos limites aceitáveis pela legislação nacional para a grandeza avaliada, que é de 10 %.

Na Tabela 18 são mostrados os resultados da avaliação da repetitividade, além da linearidade da taxa de kerma no ar com o aumento da carga elétrica dos equipamentos de raios X das clínicas selecionadas.

Tabela 18. Resultados da avaliação da repetitividade e linearidade da taxa de kerma no ar dos equipamentos de raios X das clínicas selecionadas

Clínica	Carga (mAs)	Média das Leituras (mGy)	Repetitividade (%)	Linearidade (%)
A	20,0	0,13	9,1	2,5
	30,0	0,20	4,7	
	40,0	0,26	2,9	
B	20,0	1,09	0,1	1,2
	30,0	1,65	0,2	
	50,0	2,76	0,1	
C	25,0	1,30	0,7	1,6
	40,0	2,09	0,6	
	80,0	4,21	0,4	

A legislação nacional exige que a repetitividade da taxa de kerma no ar dos equipamentos de raios X seja inferior a 10 %, portanto observa-se que as clínicas B e C apresentaram resultados excelentes, uma vez que a repetitividade das mesmas não apresentou resultado superior a 1,0 %. A clínica A obteve os piores resultados nessa avaliação, porém estão dentro dos limites exigidos.

Com relação a linearidade, as três clínicas obtiveram resultados excelentes, uma vez que o limite de tolerância para a avaliação da linearidade da taxa de kerma no ar é de 20 % e, o pior resultado apresentado, se encontra abaixo de 3,0 %.

Na Tabela 19 são mostrados os resultados das avaliações do rendimento e da camada semirredutora dos equipamentos de raios X das clínicas selecionadas. Esses parâmetros são extremamente importantes no momento de se avaliar a dose de radiação a que foi exposto o paciente, uma vez que, altos rendimentos, associados a baixos valores de camada semirredutora são grandes indicativos de dose excessiva na entrada da pele de um paciente.

Tabela 19. Resultados da avaliação do rendimento e da camada semirredutora do tubo de raios X das clínicas selecionadas

Clínica	Tensão Medida (kV)	Carga Elétrica Medida (mAs)	$K_{a,i}$ (mGy)	Rendimento ($\mu\text{Gy.mAs}^{-1}$)	CSR (mm Al)
A	80	39,4	0,25	6,52	3,99
			0,26		
			0,26		
			0,26		
B	80	50,4	2,76	54,63	3,22
			2,76		
			2,76		
			2,76		
C	80	36,1	2,10	57,93	3,49
			2,09		
			2,09		
			2,10		

A partir da análise dos dados mostrados, é possível verificar que a clínica A apresentou um rendimento cerca de oito vezes menor que os rendimentos apresentados pelas clínicas B e C. Esse resultado é um bom indicativo de que o tubo de raios X da clínica A apresenta um desgaste muito superior aos das demais clínicas.

Quando são levados em consideração os resultados de CSR apresentados pelas três clínicas, era esperado que a clínica A apresentasse o maior valor de CSR, devido ao baixo rendimento de seu equipamento, associado ao desgaste sugerido pelo resultado nesse teste.

A legislação nacional exige que os valores das camadas semirredutoras não sejam inferiores a 2,6 mm de alumínio para esses tipos de equipamentos, o que ressalta o bom resultado de ambos nessa avaliação.

Adicionalmente, foi realizada uma inspeção para verificação de entrada de luz na câmara escura da clínica A, que obteve resultado excelente.

De um modo geral, os equipamentos apresentaram resultados bastante satisfatórios em todas as avaliações, demonstrando que as clínicas selecionadas estão aptas, em

termos técnicos, a apresentar imagens de boa qualidade. Porém ainda não foram realizadas considerações a respeito do processamento das imagens das mesmas, outro elo importante na cadeia de otimização da qualidade da imagem radiográfica.

5.7. Coleta de dados de exames nos serviços de radiologia

Nas clínicas selecionadas foram registrados e considerados os dados coletados de um total de 200 pacientes, nos quais foram registrados dados de 300 exames, sendo duzentas incidências PA e 100 incidências laterais.

Foram considerados 100 exames da clínica A, somente em incidências PA, devido à baixa quantidade de exames em incidências laterais solicitadas para a mesma. Para a clínica B foram considerados os dados de 40 exames com incidências em PA e laterais. Para a clínica C foram considerados os dados de 60 exames também em incidências PA e laterais.

Na Figura 62 é mostrada a distribuição dos pacientes por sexo entre as três clínicas. É possível constatar que a quantidade de pacientes do sexo masculino foi superior em aproximadamente 37 %, quando consideradas as três clínicas, porém a quantidade de pacientes do sexo feminino foi aproximadamente 50 % maior nas clínicas B e C.

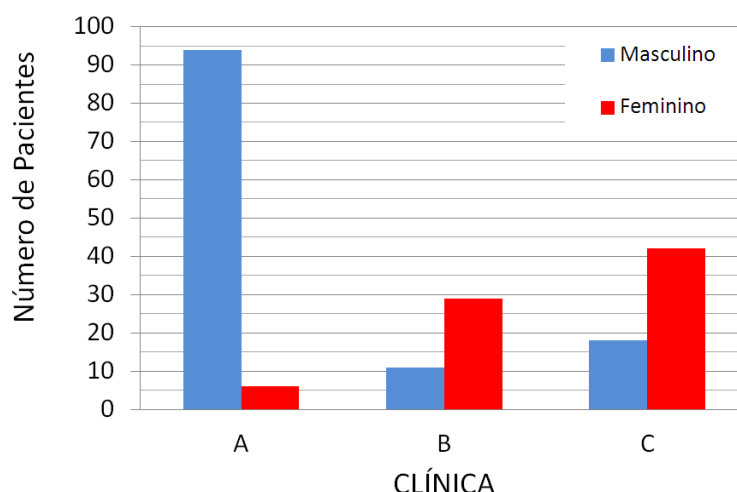


Figura 62. Distribuição dos pacientes pelo sexo e clínicas selecionadas.

Na Figura 63 é mostrada a distribuição dos pacientes por idade e por clínica avaliada. A média de idade global dos pacientes foi de 45,6 anos. Observa-se que

na clínica A, a média de idade é de quase 35 anos, apresentado-se o 3º quartil dos pacientes abaixo dos 42 anos.

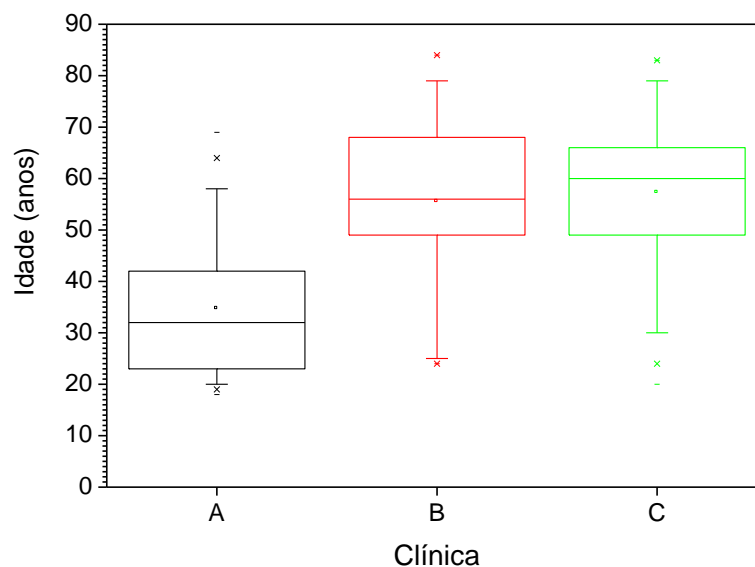


Figura 63. Distribuição dos pacientes por idade e clínicas selecionadas.

Nas clínicas B e C a média de idade dos pacientes é mais avançada, ficando em torno dos 56 anos e apresentando o 3º quartil dos pacientes abaixo dos 68 anos, aproximadamente. Essa análise é muito importante no momento de se avaliar o risco de incidência de câncer pela irradiação do tórax dos pacientes, pois nessa variação de faixa etária, o risco diminui cerca de 70 % para homens e 75 % para mulheres em relação ao aumento da idade, levando-se em consideração pacientes dos 20 aos 80 anos (NRC, 2005).

Na Figura 64 é mostrada a distribuição dos pacientes por altura, aonde é possível constatar que os pacientes da clínica A apresentaram maior estatura média, 1,72 m fato esperado, pois a grande maioria desses pacientes é do sexo masculino. A estatura média dos pacientes das clínicas B e C foi de 1,64 m.

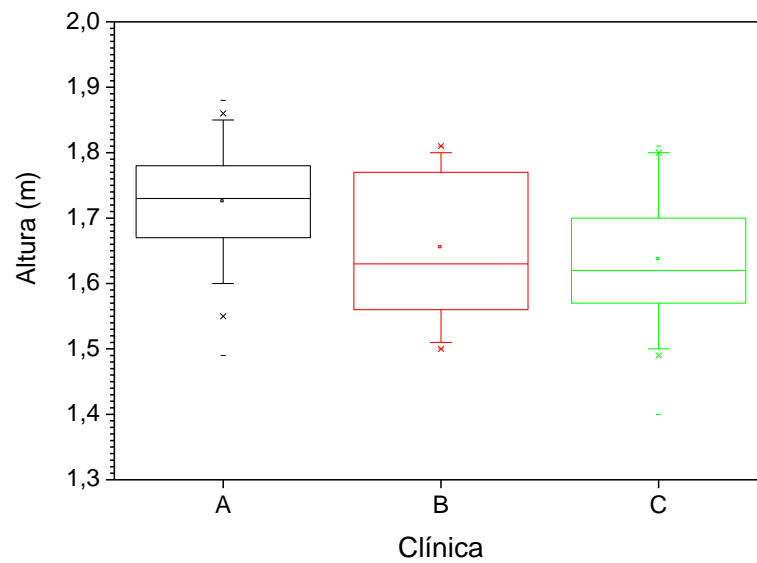


Figura 64. Distribuição dos pacientes pela altura e clínicas selecionadas.

A massa corporal média dos pacientes foi de aproximadamente 73 kg, como é possível observar no gráfico da Figura 65.

Os pacientes da clínica A apresentaram massa cerca de 6 % mais elevada que os das demais clínicas. Esse é outro dado relevante, uma vez que os pacientes que possuem índice de massa corporal maior podem receber maiores níveis de radiação, de modo a compensar o maior volume de estruturas na frente do feixe, além da possível perda na qualidade de imagem.

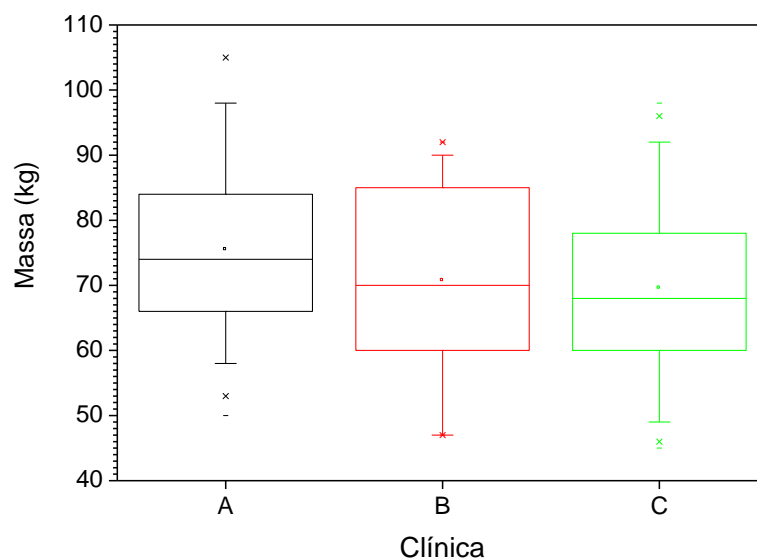


Figura 65. Distribuição dos pacientes pela massa e clínicas selecionadas.

As clínicas B e C, que possuem sistemas CR de aquisição de imagens, se utilizam dos maiores valores de tensão para a realização dos exames de tórax, conforme apresentado na Figura 66, porém observa-se que as mesmas não variam muito as tensões, uma vez que a latitude radiográfica de imagens digitais é mais ampla, permitindo menos variações dos parâmetros técnicos, em relação às variações das características dos pacientes.

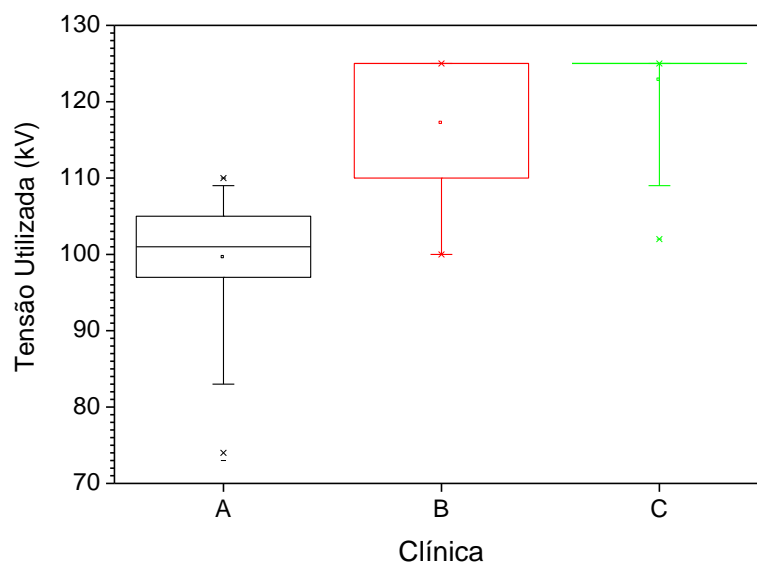


Figura 66. Distribuição das tensões utilizadas pelas clínicas nas incidências PA.

Na Figura 67 é apresentada a distribuição das tensões utilizadas nas incidências laterais, somente analisadas para as clínicas B e C. Nela é possível observar que

existem variações menores ainda de tensão, quando comparadas às incidências em PA. É possível observar que a clínica C se utilizou somente das tensões de 125 kV para esse tipo de incidência em seus 60 pacientes, exceto em um caso.

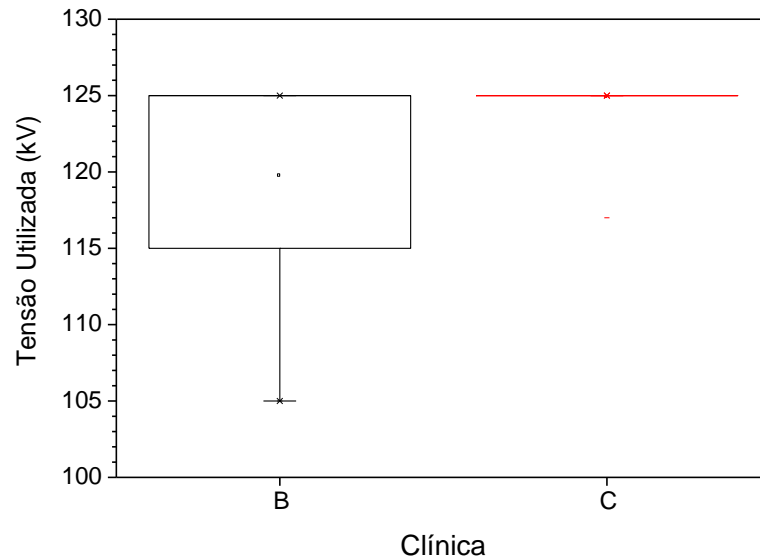


Figura 67. Distribuição das tensões utilizadas pelas clínicas nas incidências laterais.

Para sistemas analógicos de aquisição de imagens, cuja latitude radiográfica é menor, devido à sua forma sigmoidal, as variações de tensão e carga elétrica baseadas no biótipo dos pacientes são maiores, conforme apresentado pela clínica A.

Na Figura 68 é mostrada a distribuição das cargas elétricas utilizadas pelas clínicas nas incidências PA. A clínica A se utiliza de valores de cargas elétricas bem maiores que as demais clínicas, o que se deve ao baixo rendimento apresentado pelo seu equipamento de raios X, portanto esse fenômeno é compensado pelo aumento de quase três vezes na carga elétrica utilizada nessa instituição.

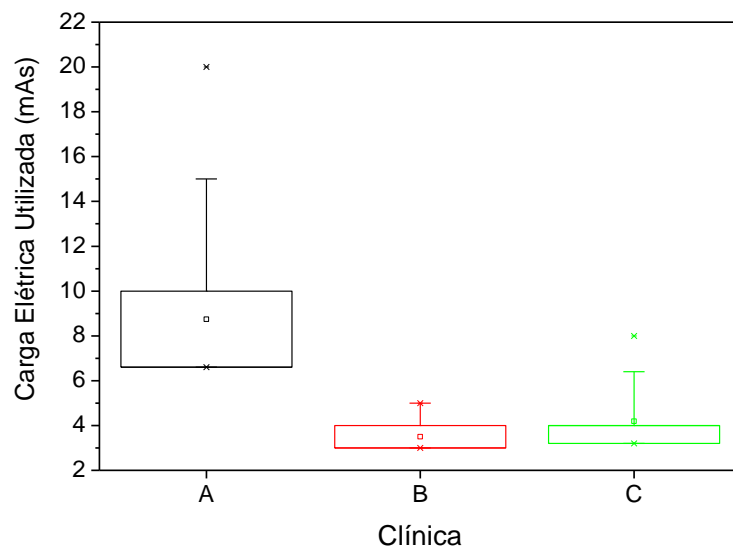


Figura 68. Distribuição das cargas elétricas utilizadas pelas clínicas nas incidências PA.

As cargas elétricas utilizadas nas incidências laterais pelas clínicas B e C são mostradas na Figura 69. Nela verifica-se que o valor médio de carga elétrica utilizada pela clínica C é 100 % maior que o utilizado pela clínica B. Porém os equipamentos de raios X utilizados pelas duas clínicas possuem rendimento similar, o que pode acarretar aumento de doses de radiação nos pacientes da clínica C.

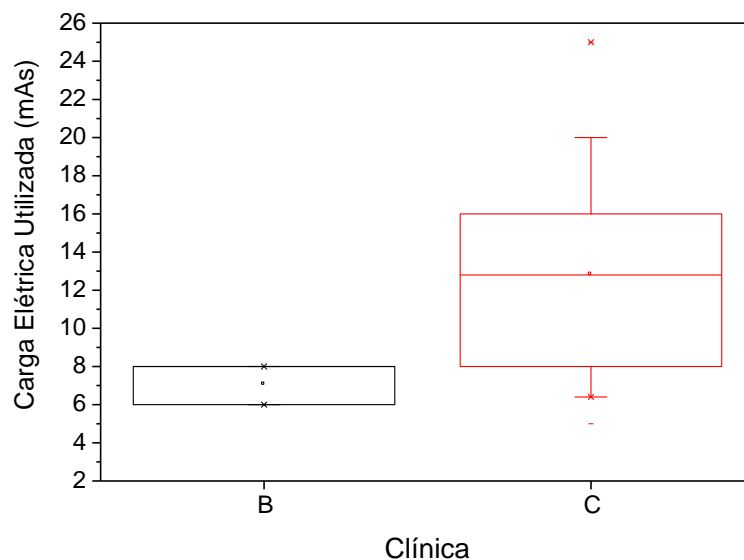


Figura 69. Distribuição das cargas elétricas utilizadas pelas clínicas nas incidências laterais.

5.8. Avaliação da distribuição das doses nos pacientes das clínicas avaliadas

Foram avaliadas as grandezas $K_{a,i}$, $K_{a,e}$ e a dose efetiva dos pacientes das três clínicas. No gráfico da Figura 70 é apresentada a distribuição do Kerma no ar incidente avaliado nas várias clínicas, sem os fatores de correção para o retroespalhamento.

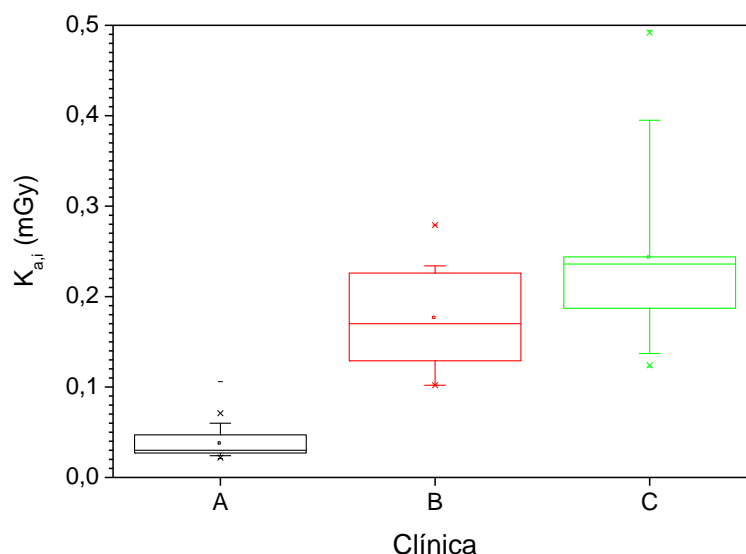


Figura 70. Distribuição do Kerma no ar incidente no ponto de entrada da pele dos pacientes das clínicas avaliadas, sem o fator de retroespalhamento.

Devido ao baixo rendimento do tubo de raios X da clínica A, seu valor do Kerma no ar incidente foi cerca 5,7 vezes mais baixo que o $K_{a,i}$ das demais clínicas. Esse é um fator preponderante no cálculo do valor do kerma na entrada da pele dos pacientes.

Através da inserção do fator de retroespalhamento (BSF) para a energia média dos feixes de raios X das clínicas avaliadas e da correção para a relação de atenuação entre a pele e o ar, foram obtidos os dados da Figura 71, aonde é mostrada a distribuição dos $K_{a,e}$ nos pacientes dessas clínicas.

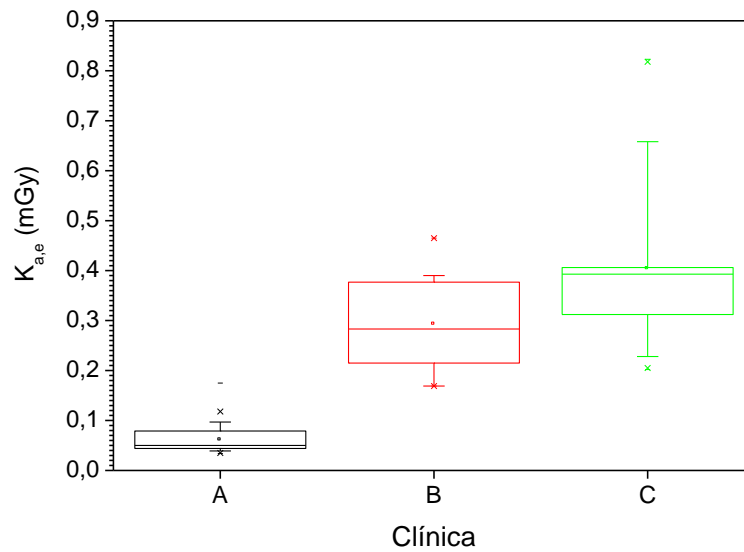


Figura 71. Distribuição do Kerma no ar na superfície de entrada da pele dos pacientes das clínicas avaliadas.

O que se pode observar da análise desses dados é que o $K_{a,e}$ nos pacientes da clínica A foram menores que os das demais clínicas, na mesma ordem de grandeza do $K_{a,i}$. Isso se deve ao fato dos fatores de correção para a transformação de uma grandeza na outra possuírem valores muito próximos.

A média dos valores do $K_{a,e}$ da clínica A foi de $0,06 \pm 0,03$ mGy, enquanto que, para a clínica B a média foi de $0,29 \pm 0,10$ mGy e para a clínica C foi de $0,40 \pm 0,12$ mGy. Todos esses dados de incerteza foram obtidos para um fator de abrangência $k=2$. Os fatores que mais contribuíram para esse valor de incerteza foram a dependência energética da câmara de ionização utilizada nas medições do kerma no ar nas clínicas, a incerteza na sua calibração, a estimativa da incerteza na utilização dos fatores de conversão utilizados na conversão do $K_{a,i}$ para o $K_{a,e}$, além do desvio padrão da média nos cálculos do $K_{a,i}$, pois os biótipos variados dos diversos pacientes das clínicas, causam alterações significativas nas técnicas utilizadas para a obtenção da imagem radiológica de boa qualidade.

A explicação para esses valores mais baixos de $K_{a,e}$ nos pacientes da clínica A em relação às demais clínicas, também está no fato das clínicas B e C utilizarem o sistema digital de aquisição de imagens. Para essas duas clínicas, como a latitude radiográfica é maior, as doses a que são submetidos seus pacientes, também

permitem maiores variações que na clínica A, portanto sua otimização pode ficar em segundo plano, uma vez que a qualidade da imagem se encontra adequada.

Isso pode ocasionar problemas relacionados ao aumento do risco de incidência de cânceres radioinduzidos, uma vez que a relação dose versus qualidade da imagem não é muito flexível na radiologia analógica, como na radiologia digital.

Apesar dessas conclusões, legislação nacional indica como nível de referência em radiodiagnóstico, o valor de 0,4 mGy para um exame de tórax em incidência PA. E o que se pode observar é que todas as clínicas apresentaram doses médias abaixo desse valor. Porém em alguns casos, as clínicas que possuem o sistema CR chegaram a submeter seu paciente a doses de radiação 25 % maiores que esse valor, caso da clínica B e 100 % acima do mesmo, que foi o caso da clínica C. O resultado apresentado pela clínica B merece destaque em relação à C, pois quase 100 % dos seus pacientes receberam $K_{a,e}$ abaixo do exigido pela legislação, enquanto o 3º quartil dos $K_{a,e}$ dos pacientes da clínica C ficaram próximos, ou abaixo desse limite de 0,4 mGy.

Outra observação importante acerca desses níveis de referência estabelecidos pela legislação nacional, é que eles são obtidos para um paciente adulto típico, o que impede sua aplicação na prática para os vários biótipos existentes. A legislação, ainda informa, que esses níveis não foram planejados para serem utilizados de maneira exata (BRASIL, 1998).

Um recente estudo da Agência Internacional de Energia Atômica, no qual foi apresentado o modo de se realizar a migração do sistema de processamento químico de filmes para o sistema digital de imagens, evitando exposições desnecessárias para os pacientes, mostrou que, para dez hospitais avaliados em cinco países, sendo dois europeus e três asiáticos, que a média do kerma no ar na superfície de entrada dos pacientes submetidos a exames de tórax em incidências PA foi de 0,18 mGy, evidenciando os altos valores do $K_{a,e}$ avaliados nas clínicas B e C (AIEA, 2011).

Na Figura 72 são apresentados os valores do Kerma no ar incidente obtidos para as clínicas B e C em incidências laterais de exames de tórax. Pode-se observar que a

média do $K_{a,i}$ para a clínica C foi de 0,93 mGy, aproximadamente o dobro da média do $K_{a,i}$ para a clínica B, que foi de 0,44 mGy. Os desvios padrão das medidas foram de 30 % e 47 % para as clínicas B e C respectivamente.

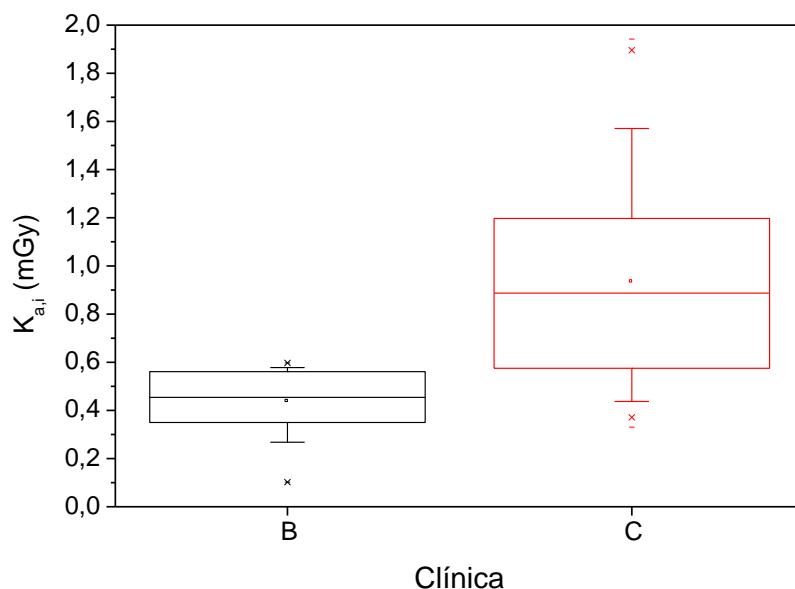


Figura 72. Distribuição do Kerma no ar incidente no ponto de entrada da pele dos pacientes das clínicas B e C, sem o fator de retroespalhamento em incidências laterais.

O kerma na entrada da pele dos pacientes da clínica B e C são mostrados no gráfico da Figura 73. É possível observar que, novamente a clínica C submete seus pacientes aos maiores valores do $K_{a,e}$, $1,48 \pm 0,29$ mGy, enquanto a clínica B submete seus pacientes a $0,69 \pm 0,11$ mGy. Todos esses dados de incerteza foram obtidos para um fator de abrangência $k=2$. Os fatores que mais contribuíram para esse valor de incerteza foram os mesmos apresentados na análise do $K_{a,e}$ para as incidências em PA.

Novamente, a clínica C apresenta valores de $K_{a,e}$ duas vezes superiores do preconizado pela legislação nacional, ficando em cerca de 3,10 mGy.

Esses valores de Kerma no ar na superfície de entrada da pele dos pacientes das clínicas B e C atendem à legislação nacional, porém é importante observar que, para uma mesma qualidade de imagem, na clínica C os pacientes são submetidos a $K_{a,e}$ de pouco mais que o dobro do nível de radiação a que são submetidos os pacientes

da clínica B. Portanto fica clara a possibilidade de otimização do serviço C, em termos de redução de dose em seus pacientes.

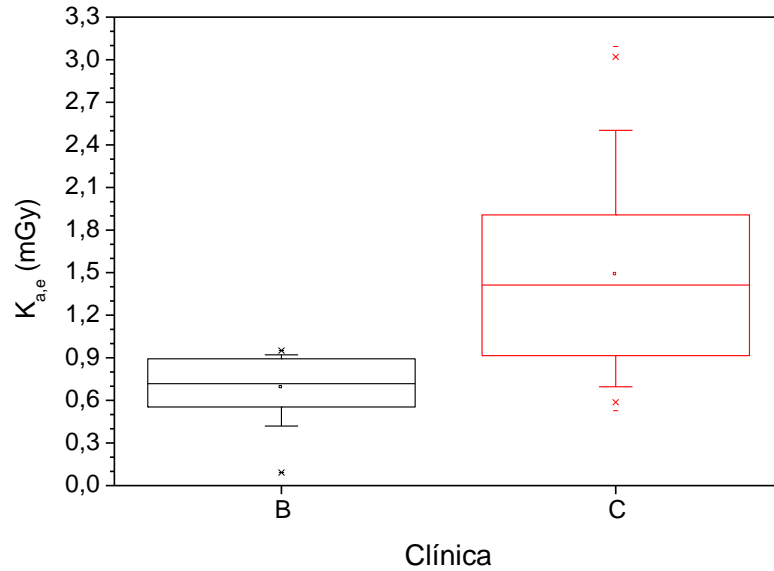


Figura 73. Distribuição do Kerma no ar na superfície de entrada da pele dos pacientes das clínicas B e C em incidências laterais.

Na Figura 74 são mostradas as doses efetivas estimadas, aplicadas nos pacientes submetidos aos exames de tórax em incidências PA, nas três clínicas avaliadas.

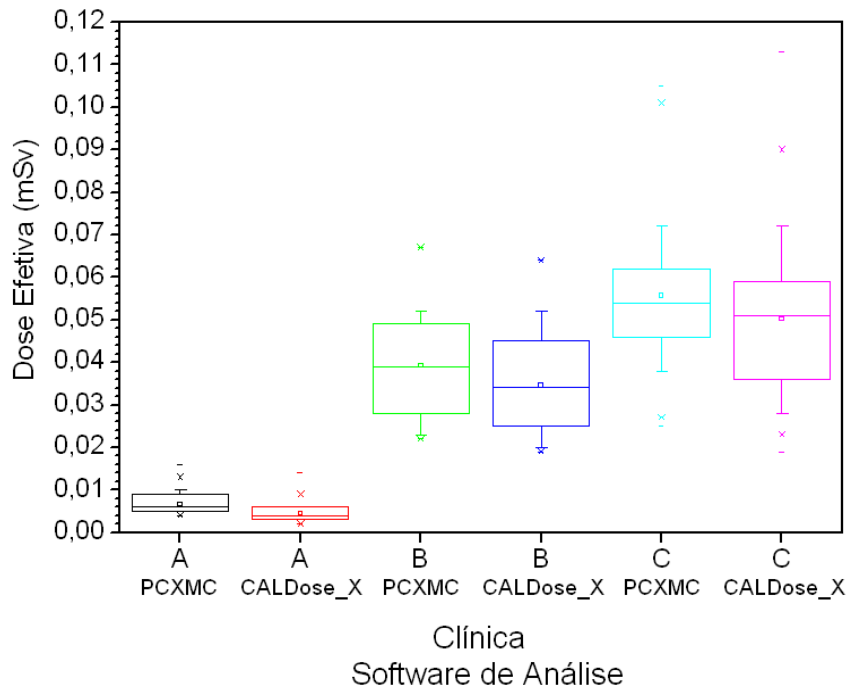


Figura 74. Doses efetivas aplicadas nos pacientes submetidos aos exames de tórax em incidências PA, nas três clínicas avaliadas.

A clínica A é a que submete seus pacientes aos menores níveis de dose efetiva, isso já era esperado, uma vez que, essa é a clínica que apresentou o menor valor de $K_{a,e}$ entre as três clínicas avaliadas.

A média dos valores de dose efetiva para a clínica A foi de $0,007 \pm 0,002$ mSv, quando a estimativa foi feita através da utilização do PCXMC[®] e de $0,004 \pm 0,002$ mSv para as estimativas realizadas com o CALDose_X. A estimativa das incertezas nessas simulações computacionais é muito complexa e o valor informado nos resultados dos softwares pouco condiz com a realidade, uma vez que apresentam valores de incerteza da ordem de 1% às vezes, ou até valores menores. Esses baixos valores de incerteza informados, estão relacionados à estatística no histórico de interações dos fótons com os simuladores antropomórficos matemáticos, devido a esse motivo, a incerteza informada em todas as análises de dose efetiva, referem-se ao desvio padrão da média.

A média dos valores de dose efetiva para a clínica B foi de $0,039 \pm 0,012$ mSv, quando a estimativa foi feita através da utilização do PCXMC[®] e de $0,034 \pm 0,013$ mSv para as estimativas realizadas com o CALDose_X, e a média dos valores de dose efetiva para a clínica C foi de $0,056 \pm 0,017$ mSv, quando a estimativa foi feita através da utilização do PCXMC[®] e de $0,050 \pm 0,019$ mSv para as estimativas realizadas com o CALDose_X, apresentando boa concordância entre os softwares para essas duas clínicas, pois apresentaram diferenças nos resultados das simulações de 12 % e 10 %, para as clínicas B e C respectivamente.

A FDA, baseada em estudos anteriores, mostra como média de dose efetiva em exames de tórax, com processamento químico em incidências PA o valor de 0,02 mSv, o que revela nesse caso, que as clínicas B e C estão apresentando resultados aproximadamente duas vezes e meia acima, enquanto a clínica A apresenta resultados bastante inferiores da ordem de aproximadamente 33 %, na pior condição (FDA, 2010).

Novamente, a possível explicação para o fato da clínica com processamento químico de imagens apresentar níveis de dose efetiva mais baixos que as demais, reside no fato do compromisso dose versus qualidade da imagem ser mais rigoroso, devido ao

seu baixo valor de latitude radiográfica. As clínicas com processamento digital de imagens podem se utilizar de técnicas com maior nível de radiação, pois na realidade, as mesmas melhorarão a relação sinal ruído, porém deixam de otimizar a dose no paciente.

As doses efetivas estimadas pelos dois softwares, para as clínicas B e C, nos exames de tórax em incidências laterais são mostradas na Figura 75.

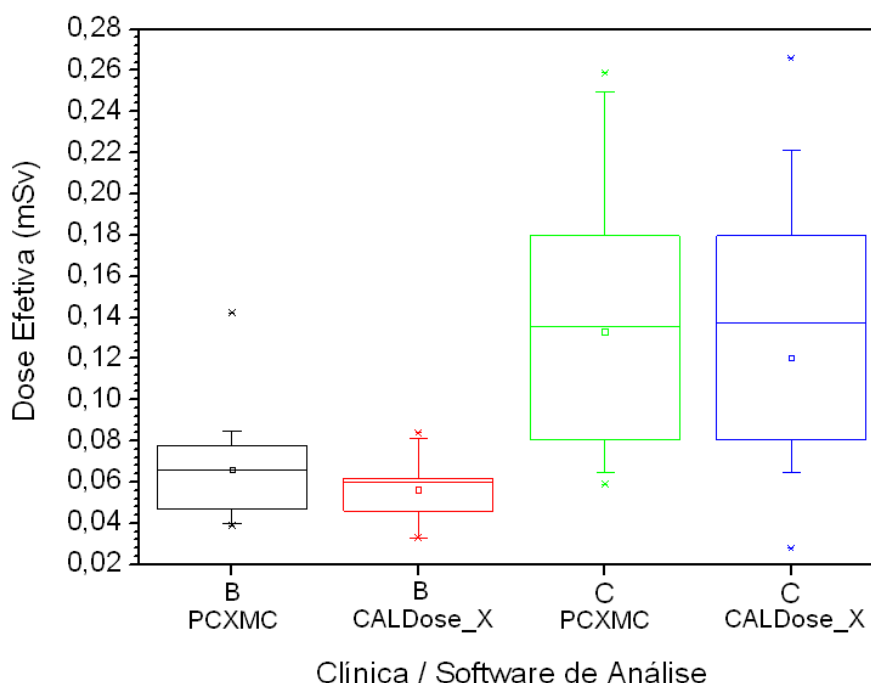


Figura 75. Doses efetivas aplicadas nos pacientes submetidos aos exames de tórax em incidências laterais, nas clínicas B e C.

A dose efetiva média a que estavam submetidos os pacientes da clínica B foi de $0,066 \pm 0,019$ mSv, quando estimadas pelo PCXMC®, e de $0,057 \pm 0,015$ mSv, quando estimadas pelo CALDose_X, obtendo uma concordância entre os softwares de 14 %. Já a média de dose efetiva submetida aos pacientes da clínica C foi de $0,133 \pm 0,059$ mSv nas estimativas com o PCXMC®, e de $0,121 \pm 0,058$ mSv, quando as estimativas foram realizadas com o software CALDose_X, apresentando uma concordância entre os resultados dos softwares de 9 %.

É possível verificar que os pacientes da clínica C são submetidos a aproximadamente o dobro da dose efetiva a que estão submetidos os pacientes da clínica B, nos exames de tórax em incidências laterais. É provável que, através de

uma análise mais minuciosa da qualidade da imagem da clínica C, essa seja passível de otimização das doses nesses exames.

Baseado nos valores de dose efetiva apresentados para as três clínicas, idade dos pacientes, sexo e os órgãos irradiados, foi realizada a simulação dos riscos de incidência de câncer relativos a esses exames de tórax em PA para cada paciente e os resultados estão mostrados na Figura 76.

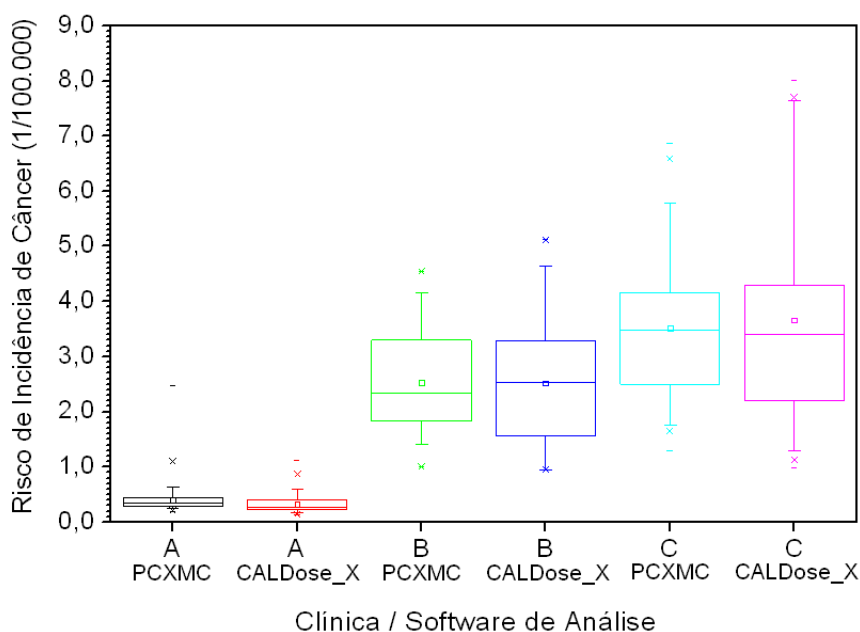


Figura 76. Distribuição dos riscos de incidência de câncer por clínica avaliada, estimados pelo PCXMC® e CALDose_X.

O risco médio de incidência de câncer radioinduzido para cada 100.000 pessoas expostas para a clínica A foi de $0,40 \pm 0,25$ casos, quando avaliados pelo PCXMC® e $0,32 \pm 0,16$ casos, quando avaliados pelo CALDose_X, apresentando uma diferença de 18,6 % entre um programa computacional e o outro.

Para a clínica B esse mesmo risco de incidência de câncer estimados pelos dois softwares foi de $2,52 \pm 1,17$ casos. Ao passo que, para a clínica C, o resultado na avaliação do risco de incidência de câncer foi de $3,51 \pm 1,31$ casos com o PCXMC® e de $3,66 \pm 1,87$ casos para o CALDose_x, apresentando diferença de 4,3 %. O cálculo da incerteza nessas avaliações é extremamente complexo, portanto todos esses resultados foram acompanhados de seus desvios padrão.

Essas diferenças apresentadas nos resultados dos softwares podem estar ligadas aos diferentes simuladores antropomórficos utilizados por cada um, seu nível de detalhe anatômico, sua localização anatômica e o fato de estarem dentro do campo de radiação, ou serem parcialmente irradiados.

Deve-se ressaltar que, o risco médio de incidência de câncer radioinduzido para os pacientes da clínica C, foi aproximadamente 10 vezes superior ao risco para os pacientes da clínica A, devido a seus altos valores de dose efetiva, apesar dos pacientes dessa última clínica apresentarem menor média de idade.

5.9. Avaliação de uma Metodologia para Verificação de Parâmetros da Qualidade da Imagem

Na Figura 77 é mostrado um exemplo de imagem obtida com a utilização do objeto de teste *Chest X-ray Phantom* da Fluke Biomedical acoplado ao TOR CDR da Leeds Test Objects e na Figura 78 é apresentada uma imagem obtida com o Radiographic Survey Phantom da Gammex obtida com o equipamento de raios X do LCD/CDTN e processadas digitalmente no CR 850.

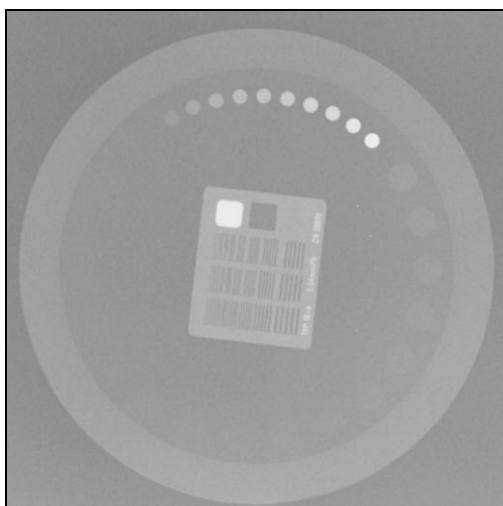


Figura 77. Imagem radiográfica do objeto de teste *Chest X-ray Phantom* da Fluke Biomedical acoplado ao TOR CDR da Leeds Test Objects.

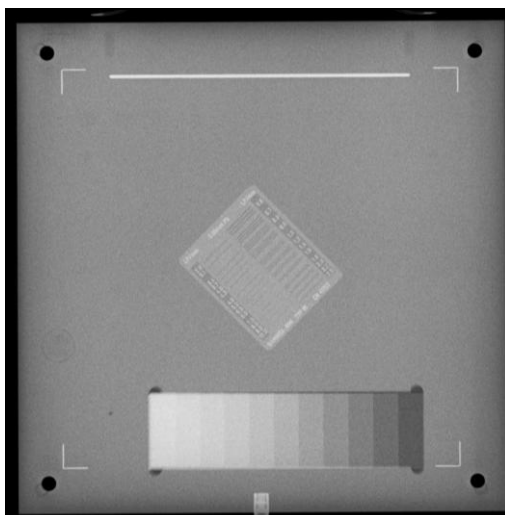


Figura 78. Imagem radiográfica do objeto de teste Radiographic Survey Phantom da Gammex.

5.9.1. Verificação de parâmetros da qualidade da imagem com sistema de processamento químico

As técnicas utilizadas na obtenção das imagens do objeto de teste *Chest X-ray Phantom* da Fluke Biomedical acoplado ao TOR CDR da Leeds Test Objects, que será chamado apenas de TOR, são mostrados na Tabela 20. A mesma mostra a quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas por cada um dos avaliadores e o $K_{a,i}$ a um metro de distância do ponto focal do tubo de raios X para aquelas técnicas. Nessa tabela é possível verificar os melhores resultados, em termos da quantidade de estruturas visualizadas, (variando-se a carga elétrica) para cada valor de tensão utilizado, lembrando que foram feitas imagens com seis técnicas para cada valor de tensão.

Observa-se que a melhor imagem foi obtida com a técnica de 70 kV, 30 mAs e com o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X em 209,1 μGy . Nesse caso conseguiu-se visualizar, em média, 12 estruturas, das dezessete possíveis. Verifica-se também, que a melhor relação entre redução de dose, com a menor perda de qualidade da imagem foi obtida com a técnica de 100 kV e 5 mAs, que apesar da redução de 33 % na quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas, o $K_{a,i}$ foi reduzido a 59,3 μGy , ou seja, uma redução de aproximadamente 72 % no nível de radiação.

Tabela 20. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Alto Contraste Visualizadas			Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μ Gy)
		AV-1	AV-2	AV-3			
70	20	8	8	7	7,7	0,6	139,4
	30	12	12	12	12,0	0,0	209,1
80	10	8	7	8	7,7	0,6	83,2
	20	9	8	7	8,0	1,0	166,4
	30	10	9	10	9,7	0,6	249,6
90	2	6	7	7	6,7	0,6	19,9
	10	7	7	7	7,0	0,0	99,3
	20	6	6	6	6,0	0,0	198,6
100	5	8	8	8	8,0	0,0	59,3
	10	9	7	9	8,3	1,2	118,5
110	2	6	7	7	6,7	0,6	28,3
	5	8	7	7	7,3	0,6	70,7
120	2	8	8	6	7,3	1,2	33,8
	5	7	6	6	6,3	0,6	84,4

As imagens com melhores resultados, quanto a quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas, com suas respectivas técnicas para obtenção e o $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X em cada uma dessas técnicas são mostrados na Tabela 21.

As técnicas de 70 kV e 80 kV, com 30 mAs foram as que produziram as imagens de melhor qualidade, com seus valores de $K_{a,i}$ em 209,1 e 249,6 μ Gy, respectivamente e foram observadas, em média, 8 de 17 estruturas de baixo contraste.

Novamente a técnica que melhor otimiza o procedimento de obtenção da imagem foi a de 100 kV com 5 mAs, causando grande redução na dose e, nesse caso, pequena redução na quantidade de estruturas visualizadas, caindo de 8 para 7, ou seja, uma redução de apenas 12,5 %.

Tabela 21. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Baixo Contraste Visualizadas			Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)
		AV-1	AV-2	AV-3			
70	20	7	6	7	6,7	0,6	139,4
	30	8	7	8	7,7	0,6	209,1
80	20	8	7	7	7,3	0,6	166,4
	30	8	8	8	8,0	0,0	249,6
90	5	7	6	6	6,3	0,6	49,7
	10	7	7	6	6,7	0,6	99,3
	20	6	6	7	6,3	0,6	198,6
100	5	7	7	7	7,0	0,0	59,3
	10	7	6	6	6,3	0,6	118,5
110	2	6	6	6	6,0	0,0	28,3
	3	7	6	6	6,3	0,6	42,4
	5	8	6	6	6,7	1,2	70,7
120	2	6	6	6	6,0	0,0	33,8
	3	7	6	6	6,3	0,6	50,7
	5	7	6	5	6,0	1,0	84,4

A resolução espacial, em termos da quantidade de pares de linhas por milímetro, visualizadas por cada avaliador, acompanhada das respectivas técnicas para obtenção da imagem e seu valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X estão mostradas na Tabela 22.

Novamente, a imagem com melhor desempenho foi obtida com a técnica de 70 kV e 30 mAs, nessa condição, a resolução espacial média foi de $3,9 \text{ pl.mm}^{-1}$ e, conforme esperado, a melhor maneira de se otimizar a relação entre a dose e a qualidade da imagem foi a obtenção da imagem com a técnica de 100 kV e 5 mAs, que reduz a resolução espacial média observada em apenas 23 %, com redução aproximada de 72 % no nível de radiação.

Tabela 22. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)			Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)
		AV-1	AV-2	AV-3			
70	10	4,0	2,8	3,6	3,5	0,6	69,7
	20	3,6	3,6	3,6	3,6	0,0	139,4
	30	4,0	3,6	4,0	3,9	0,3	209,1
80	10	3,6	3,2	3,6	3,4	0,2	83,2
	20	4,0	3,2	3,2	3,4	0,5	166,4
	30	3,2	2,5	3,6	3,1	0,5	249,6
90	5	3,2	2,8	3,2	3,0	0,2	49,7
	10	3,2	2,8	3,2	3,0	0,2	99,3
	20	3,2	2,5	2,8	2,8	0,3	198,6
100	2	2,5	2,8	2,5	2,6	0,2	23,7
	5	3,2	2,8	3,2	3,0	0,2	59,3
110	3	2,8	2,5	2,8	2,7	0,2	42,4
	5	2,8	2,8	2,8	2,8	0,0	70,7
120	3	3,2	2,5	2,8	2,8	0,3	50,7
	5	2,8	2,5	2,8	2,7	0,2	84,4

Apesar do objeto de teste Radiographic Survey Phantom da Gammex, que será chamado apenas de Gammex, também possuir estruturas para avaliação do baixo contraste, as mesmas foram de difícil observação na grande maioria das imagens obtidas, devido ao fato desse objeto possuir uma espessa camada de cobre (2 mm) a ele acoplado, seguindo-se as instruções do fabricante. Portanto, com esse objeto de teste foi avaliada apenas a resolução espacial e realizou-se a comparação dos resultados, com os apresentados pelo TOR.

Na Tabela 23 são mostrados os resultados da verificação da resolução espacial pelos avaliadores, em cada técnica de obtenção de imagem, o $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X e uma comparação dos resultados obtidos entre os dois objetos de teste.

É possível notar a influência do espesso cobre do objeto de teste, nos resultados obtidos com tensão de 70 kV. Uma vez que o Cu possui alto coeficiente de atenuação linear para os fótons nessa faixa de energia, as imagens obtidas com a tensão de 70 kV foram bastante prejudicadas. Acompanhando essa tendência, as

imagens obtidas com 80 kV e 90 kV de tensão e carga elétrica abaixo dos 10 mA também não apresentaram condições de serem avaliadas, pois não era possível visualizar quase nenhuma estrutura.

Tabela 23. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)			Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)	Diferença TOR GAMMEX (%)
		AV-1	AV-2	AV-3				
70	10	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	69,7	100,0
	20	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	139,4	100,0
	30	0,7	0,7	0,8	0,7	0,1	209,1	81,0
80	10	1,2	1,2	1,0	1,1	0,1	83,2	66,8
	20	3,1	2,0	3,1	2,7	0,6	166,4	20,4
	30	3,7	3,1	3,1	3,3	0,3	249,6	-7,6
90	5	1,6	1,8	1,4	1,6	0,2	49,7	47,3
	10	2,5	2,5	2,5	2,5	0,0	99,3	17,6
	20	3,7	3,1	3,4	3,4	0,3	198,6	-20,7
100	2	1,4	1,0	1,2	1,2	0,2	23,7	53,8
	5	2,2	2,0	2,2	2,1	0,1	59,3	29,7
110	3	2,8	2,0	2,5	2,4	0,4	42,4	9,9
	5	2,8	2,2	2,8	2,6	0,3	70,7	7,1
120	3	2,8	2,2	2,8	2,6	0,3	50,7	7,7
	5	3,7	2,8	3,4	3,3	0,5	84,4	-22,2

É importante salientar que o objeto de teste foi irradiado conforme instruções do fabricante, ou seja, para simulações do tórax deve-se utilizar a placa de cobre. Porém esse objeto de teste não foi projetado para a realidade nacional, que ainda hoje, se utiliza de tensões baixas para a obtenção de imagens do tórax em muitos hospitais e clínicas.

Os melhores resultados, em termos de resolução espacial com o objeto Gammex, foram apresentados com as técnicas de maior tensão, como por exemplo, 120 kV e 5 mAs, que obteve média de 3,3 pl.mm⁻¹.

Quando avaliada a técnica mais otimizada com o objeto TOR, 100 kV e 5 mAs, seu desempenho com a utilização do Gammex foi bem aquém, ficando sua resolução média de 2,1 pl.mm⁻¹, ou seja aproximadamente 30 % inferior. Portanto, os resultados obtidos com esse objeto de teste não foram conclusivos.

O resultado acima sugere a retirada da placa de cobre do objeto de teste Gammex e o estudo para verificação da inserção de uma placa de alumínio de espessura adequada, de modo a melhor representar a atenuação dos tecidos que compõe o tórax em toda faixa de energia utilizada nos exames de rotina nacionais.

De um modo geral, a metodologia para avaliação da qualidade de imagem utilizando o conjunto *Chest X-ray Phantom* da Fluke Biomedical acoplado ao TOR CDR da Leeds Test Objects, se mostrou mais completo e eficiente para essas avaliações de rotina, pois permite verificações de um número maior de parâmetros da qualidade da imagem, além de possibilitar sua utilização em um intervalo mais amplo de energia do feixe de raios X.

5.9.2. Verificação de parâmetros da qualidade da imagem com sistema de processamento digital

Os melhores resultados das imagens tomadas com o objeto de teste TOR, quanto a quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas para cada técnica, com seus respectivos valores do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X estão apresentados na Tabela 24. As imagens foram adquiridas e digitalizadas no CR 850 sem sofrer processamento digital, ou seja, no chamado formato *raw*.

Observa-se que, a imagem a apresentar maior quantidade de estruturas visualizadas, foi adquirida com 80 kV e 10 mAs de técnica radiográfica. Porém, ao se avaliar as imagens com maior e menor quantidade de estruturas visualizadas em média, verificou-se que a diferença apresentada não ultrapassou 16 %, partindo de uma média de 5,3 para uma de 6,3 estruturas de 17 possíveis.

Quando comparadas as imagens obtidas com maior e menor valores do $K_{a,i}$, os resultados apresentam diferenças ainda menores, sendo de apenas 7 % na quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas, partindo de uma média de 5,3 para 5,7 estruturas.

Tabela 24. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, obtidas digitalmente, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Alto Contraste Visualizadas			Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)
		AV-1	AV-2	AV-3			
70	10	6	5	5	5,3	0,6	69,7
	20	5	6	5	5,3	0,6	139,4
	30	6	6	6	6,0	0,0	209,1
80	5	5	6	6	5,7	0,6	41,6
	10	6	6	7	6,3	0,6	83,2
	20	6	6	5	5,7	0,6	166,4
	30	6	6	5	5,7	0,6	249,6
90	5	5	5	6	5,3	0,6	49,7
	10	6	5	5	5,3	0,6	99,3
	20	6	5	5	5,3	0,6	198,6
	30	6	6	5	5,7	0,6	297,9
100	2	6	4	6	5,3	1,2	23,7
	20	7	5	5	5,7	1,2	237,1
110	3	5	5	6	5,3	0,6	42,4
	10	5	5	6	5,3	0,6	141,5
	20	6	5	5	5,3	0,6	283,0
	30	6	5	5	5,3	0,6	424,5
120	10	6	5	5	5,3	0,6	168,9
	20	6	5	5	5,3	0,6	337,8
	30	5	5	6	5,3	0,6	506,7

Os resultados das melhores imagens obtidas, em termos da quantidade média de estruturas de baixo contraste visualizadas, as técnicas nas quais foram adquiridas e o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X, para essas técnicas, são mostrados na Tabela 25.

Tabela 25. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, obtidas digitalmente, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Baixo Contraste Visualizadas			Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μ Gy)
		AV-1	AV-2	AV-3			
70	10	5	5	4	4,7	0,6	69,7
	20	5	5	4	4,7	0,6	139,4
	30	5	5	4	4,7	0,6	209,1
80	10	5	5	6	5,3	0,6	83,2
	20	6	5	6	5,7	0,6	166,4
	30	6	6	6	6,0	0,0	249,6
90	20	6	5	6	5,7	0,6	198,6
	30	5	5	6	5,3	0,6	297,9
100	10	6	5	6	5,7	0,6	118,5
	20	5	6	6	5,7	0,6	237,1
	30	5	5	6	5,3	0,6	355,6
110	3	6	5	5	5,3	0,6	42,4
	20	5	6	6	5,7	0,6	283,0
	30	5	5	6	5,3	0,6	424,5
120	2	5	4	5	4,7	0,6	33,8
	3	4	5	5	4,7	0,6	50,7
	5	4	4	6	4,7	1,2	84,4
	30	4	5	5	4,7	0,6	506,7

A imagem que apresentou a maior quantidade média de estruturas visualizadas foi obtida com técnica de 80 kV e 30 mAs, com seis estruturas visíveis e o valor do $K_{a,i}$ de 249,6 μ Gy. A imagem com maior quantidade de estruturas visíveis e menor valor do $K_{a,i}$ foi adquirida com técnica de 100 kV e 10 mAs, apresentando 5,7 estruturas em média e uma redução considerável no nível de radiação, de aproximadamente 53 %.

Porém o que se observa na visualização das estruturas de baixo contraste é similar ao que ocorre na visualização das estruturas de alto contraste. Ou seja, não existem grandes variações de estruturas observadas, com a variação da técnica radiográfica utilizada. Outra observação importante é relativa à quantidade média de estruturas observadas, que foram cinco, tanto de alto contraste, quanto de baixo contraste, enquanto o objeto de teste apresenta 17 estruturas. Ou seja, um número muito baixo de estruturas foi observado.

Na Tabela 26 são mostrados os melhores resultados de resolução espacial obtidos nas imagens digitais, suas técnicas de aquisição e o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal.

Tabela 26. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, com processamento digital, do objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)			Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)
		AV-1	AV-2	AV-3			
70	10	2,2	2,0	2,0	2,1	0,1	69,7
	20	2,2	1,8	2,0	2,0	0,2	139,4
	30	2,5	2,0	2,2	2,2	0,3	209,1
80	10	2,0	1,8	1,8	1,9	0,1	83,2
	20	2,5	1,8	2,0	2,1	0,4	166,4
	30	2,5	1,8	2,0	2,1	0,4	249,6
90	10	2,0	2,0	2,2	2,1	0,1	99,3
	20	2,2	2,0	2,2	2,2	0,1	198,6
	30	1,8	1,8	1,8	1,8	0,0	297,9
100	5	2,2	1,8	1,8	1,9	0,3	59,3
	10	2,0	1,8	2,0	1,9	0,1	118,5
	20	2,2	2,2	2,0	2,2	0,1	237,1
	30	2,0	1,8	2,0	1,9	0,1	355,6
110	2	2,0	1,6	2,0	1,9	0,2	28,3
	3	2,0	1,6	2,0	1,9	0,2	42,4
	5	2,2	1,8	1,8	1,9	0,3	70,7
	20	2,2	2,0	2,0	2,1	0,1	283,0
	30	2,0	1,6	2,0	1,9	0,2	424,5
120	2	1,8	1,6	1,6	1,7	0,1	33,8
	3	2,0	1,6	1,8	1,8	0,2	50,7
	5	2,2	1,8	1,8	1,9	0,3	84,4
	10	2,0	1,8	2,0	1,9	0,1	168,9
	20	2,0	1,8	2,0	1,9	0,1	337,8
	30	1,8	1,6	1,6	1,7	0,1	506,7

Com base nos dados da Tabela 26, a resolução espacial das imagens foi muito parecida. As imagens com melhores resoluções espaciais médias foram obtidas com 70 kV e 30 mAs, além de 90 e 100 kV com 20 mAs, ambas com 2,1 pl.mm⁻¹. Porém as maiores variações não ultrapassaram 20 %, partindo de 1,7 pl.mm⁻¹ até 2,1 pl.mm⁻¹.

A resolução espacial também foi analisada através da obtenção das imagens com o objeto de teste Gammex e seus resultados estão apresentados na Tabela 27, que mostra ainda, o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo, cada técnica de aquisição das imagens e a comparação dos resultados obtidos entre os dois objetos de teste utilizados.

Tabela 27. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, com processamento químico, do objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)			Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)	Diferença TOR GMMEX (%)
		AV-1	AV-2	AV-3				
70	10	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	69,7	100,0
	20	1,0	1,0	1,0	1,0	0,0	139,4	50,3
	30	1,2	1,2	1,2	1,2	0,0	209,1	46,6
80	10	1,4	1,4	1,2	1,3	0,1	83,2	28,6
	20	1,6	1,4	1,4	1,5	0,1	166,4	30,2
	30	2,2	1,6	1,6	1,8	0,3	249,6	14,3
90	10	1,6	1,4	1,4	1,5	0,1	99,3	29,5
	20	2,0	2,2	2,0	2,1	0,1	198,6	4,3
	30	2,2	2,0	2,0	2,1	0,1	297,9	8,0
100	5	1,6	1,4	1,4	1,5	0,1	59,3	24,7
	10	1,6	1,6	1,6	1,6	0,0	118,5	17,2
	20	3,1	2,0	2,8	2,6	0,6	237,1	-21,9
	30	2,8	2,2	2,2	2,4	0,3	355,6	-24,1
110	2	1,2	1,2	1,2	1,2	0,0	28,3	35,7
	3	1,0	1,0	1,0	1,0	0,0	42,4	46,4
	5	1,6	1,4	1,4	1,5	0,1	70,7	24,7
	20	2,8	2,2	2,8	2,6	0,3	283,0	-25,0
	30	2,8	2,5	2,5	2,6	0,2	424,5	-39,3
120	2	1,4	1,4	1,2	1,3	0,1	33,8	20,0
	3	1,2	1,2	1,4	1,3	0,1	50,7	29,6
	5	1,4	1,6	1,4	1,5	0,1	84,4	24,7
	10	2,0	1,8	1,8	1,9	0,1	168,9	3,4
	20	2,8	2,2	2,5	2,5	0,3	337,8	-29,3
	30	3,1	2,8	2,8	2,9	0,2	506,7	-74,0

Novamente é possível constatar que a presença da placa de cobre no objeto de teste faz com que as imagens deixem de apresentar as estruturas que se deseja avaliar, como é o caso das imagens adquiridas com tensão de 70 kV e carga elétrica abaixo dos 20 mAs.

A imagem que apresentou melhor resultado foi obtida com técnica de 120 kV e 30 mAs, resultando de um $K_{a,i}$ de 506,7 μGy , cerca de 10 vezes a quantidade de radiação gerada para a obtenção da imagem considerada otimizada, quando avaliada com sistema químico de processamento.

Portanto essa avaliação não apresentou resultado conclusivo em termos da definição da técnica de melhor qualidade da imagem com baixas doses, se mostrando ineficiente.

Portanto, os resultados apresentados pelo objeto de teste Gammex, utilizando a metodologia sugerida pelo fabricante, não foram satisfatórios, tanto para o processamento químico das imagens, quanto para a sua aquisição digital em formato “raw”, ou seja, sem processamento digital.

Os resultados apresentados pelo objeto de teste TOR obtiveram muitas similaridades para essas imagens em formato “raw”, pois independente de variações na tensão, ou na carga elétrica utilizadas, melhoras na quantidade de estruturas visualizadas não foram observadas, portanto essas avaliações se mostraram ineficazes para utilização na prática. Esses resultados demonstram a necessidade de se processar a imagem através de softwares presentes nos CR para verificação da possibilidade de utilização na rotina de uma instituição de radiologia.

5.10. Aplicação de uma Metodologia para Avaliação de Parâmetros da Qualidade da Imagem nas Clínicas

Os objetos de teste foram levados às clínicas de radiodiagnóstico e foram adquiridas imagens nas técnicas utilizadas na rotina de cada uma, que foram consideradas como produtoras de imagens de boa qualidade, segundo os critérios europeus de qualidade da imagem.

5.10.1. Avaliação dos parâmetros de qualidade da imagem na clínica A

Na Tabela 28 são mostradas a quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas nas imagens da clínica A, de processamento químico, juntamente com

as técnicas utilizadas na sua aquisição, bem como o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal para cada técnica. As imagens foram obtidas com o objeto de teste TOR.

Tabela 28. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica A, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Alto Contraste Visualizadas					Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μ Gy)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5			
70	6,6	6	6	6	6	4	5,6	0,9	32,9
	10,0	7	7	7	7	7	7,0	0,0	49,9
	20,0	10	11	9	9	9	9,6	0,9	99,8
	30,0	12	11	10	9	11	10,6	1,1	149,7
80	6,6	9	9	9	8	9	8,8	0,4	43,0
	10,0	10	10	9	9	10	9,6	0,5	65,2
	20,0	11	11	11	10	10	10,6	0,5	130,3
	30,0	12	12	12	11	12	11,8	0,4	195,5
85	6,6	9	9	8	8	9	8,6	0,5	48,6
	10,0	12	12	9	9	11	10,6	1,5	73,6
	20,0	11	11	11	10	11	10,8	0,4	147,2
	30,0	9	11	11	9	12	10,4	1,3	220,7
90	6,6	11	11	8	7	8	9,0	1,9	54,4
	10,0	10	9	9	9	8	9,0	0,7	82,5
	20,0	10	11	11	8	10	10,0	1,2	165,0
	30,0	8	8	9	7	9	8,2	0,8	247,5
95	6,6	9	10	9	9	9	9,2	0,4	60,7
	10,0	12	12	9	9	10	10,4	1,5	91,9
100	6,6	11	11	10	10	10	10,4	0,5	67,2
	10,0	10	10	10	7	10	9,4	1,3	101,8
105	6,6	10	10	9	9	10	9,6	0,5	74,1
	10,0	9	10	11	10	9	9,8	0,8	112,3

É possível verificar que, a imagem a apresentar o melhor resultado foi obtida com a técnica de 80 kV e 30 mAs e para sua aquisição o valor do $K_{a,i}$ foi de 195,5 μ Gy. Nessa imagem foram vistas, em média, 11,8 estruturas em 17 possíveis.

A imagem obtida com técnica de 100 kV e 6,6 mAs apresentou em média 10,4 estruturas, enquanto o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção foi de 67,2 μ Gy. Portanto, essa técnica se mostra eficaz na otimização da qualidade das imagens dessa clínica, uma vez que a perda na quantidade de estruturas visualizadas foi de 12 %, mas a redução no nível de radiação foi de aproximadamente 55 %.

A quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas nas imagens da clínica A, juntamente com as técnicas utilizadas na sua aquisição e o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal para cada técnica são apresentados na Tabela 29.

Tabela 29. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica A, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Baixo Contraste Visualizadas					Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μ Gy)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5			
70	6,6	5	4	3	4	3	3,8	0,8	32,9
	10,0	8	6	6	7	7	6,8	0,8	49,9
	20,0	12	11	12	11	11	11,4	0,5	99,8
	30,0	12	12	12	12	12	12,0	0,0	149,7
80	6,6	8	8	10	7	7	8,0	1,2	43,0
	10,0	12	10	12	9	9	10,4	1,5	65,2
	20,0	13	13	13	14	13	13,2	0,4	130,3
	30,0	13	13	13	12	13	12,8	0,4	195,5
85	6,6	8	7	8	7	8	7,6	0,5	48,6
	10,0	12	11	12	8	12	11,0	1,7	73,6
	20,0	12	12	12	13	13	12,4	0,5	147,2
	30,0	8	10	12	12	13	11,0	2,0	220,7
90	6,6	12	11	9	7	8	9,4	2,1	54,4
	10,0	13	10	11	8	10	10,4	1,8	82,5
	20,0	7	6	13	7	9	8,4	2,8	165,0
	30,0	10	11	13	11	11	11,2	1,1	247,5
95	6,6	11	9	11	8	8	9,4	1,5	60,7
	10,0	12	10	10	10	11	10,6	0,9	91,9
100	6,6	10	10	11	10	10	10,2	0,4	67,2
	10,0	10	10	10	10	12	10,4	0,9	101,8
105	6,6	11	11	11	10	10	10,6	0,5	74,1
	10,0	11	11	12	11	11	11,2	0,4	112,3

A imagem que apresentou maior quantidade de estruturas visualizadas, foi obtida com técnica de 80 kV e 20 mAs, sendo 13,2 estruturas identificáveis em média e $K_{a,i}$ de 130,3 μ Gy para sua obtenção.

A imagem obtida com técnica radiográfica que menos reduz a quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas, com maior redução no $K_{a,i}$ foi a adquirida com 100 kV e 6,6 mAs. Nela, em média, foram verificadas 10,2 estruturas e o valor do $K_{a,i}$ foi de 67,2 μ Gy. Isso representa uma redução de aproximadamente 23 % na

qualidade da imagem de baixo contraste, porém acompanhada de uma redução de aproximadamente 50 % no nível de radiação.

Os resultados de resolução espacial das imagens obtidas na clínica A, com o objeto de teste TOR, com as técnicas utilizadas e os valores do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X são mostrados na Tabela 30.

Tabela 30. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica A, com o objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)					Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5			
70,0	6,6	2,8	2,0	1,8	1,8	1,6	2,0	0,5	32,9
	10,0	3,2	2,8	2,2	2,2	2,0	2,5	0,5	49,9
	20,0	3,2	3,2	2,2	3,2	2,5	2,8	0,4	99,8
	30,0	3,2	3,2	2,0	2,8	2,2	2,7	0,5	149,7
80,0	6,6	2,8	3,2	2,2	2,8	2,8	2,8	0,3	43,0
	10,0	3,2	3,2	2,5	2,8	3,6	3,0	0,4	65,2
	20,0	3,6	3,2	2,8	3,2	3,6	3,2	0,3	130,3
	30,0	3,6	3,2	2,8	3,6	3,2	3,2	0,3	195,5
85,0	6,6	3,6	3,2	2,5	2,5	2,5	2,8	0,5	48,6
	10,0	3,6	3,2	2,8	2,8	3,2	3,1	0,3	73,6
	20,0	3,2	3,2	2,8	3,2	3,2	3,1	0,2	147,2
	30,0	3,2	3,2	2,5	2,5	3,2	2,9	0,4	220,7
90,0	6,6	3,2	3,2	2,8	3,2	3,2	3,1	0,2	54,4
	10,0	3,6	3,2	2,8	3,2	2,8	3,1	0,3	82,5
	20,0	3,6	3,2	2,0	2,2	2,8	2,7	0,6	165,0
	30,0	2,8	2,8	2,5	2,2	2,2	2,5	0,3	247,5
95,0	6,6	3,6	3,6	2,8	3,2	3,2	3,2	0,3	60,7
	10,0	3,6	3,6	2,8	3,2	3,6	3,3	0,3	91,9
100,0	6,6	3,2	3,6	2,8	3,6	3,6	3,3	0,3	67,2
	10,0	3,6	3,6	2,8	3,2	2,5	3,1	0,5	101,8
105,0	6,6	3,2	3,2	2,5	3,2	2,8	3,0	0,3	74,1
	10,0	3,2	3,2	2,5	3,2	2,5	2,9	0,4	112,3

A imagem que apresentou melhor resolução espacial, de 3,3 pl.mm⁻¹ foi obtida com técnica de 100 kV e 6,6 mAs, com um $K_{a,i}$ de 67,2 μGy. Trata-se de uma situação já otimizada pois o nível de radiação para sua produção foi um dos menores encontrados. Ao passo que, para a imagem adquirida com a técnica de 80 kV e 20 mAs a qualidade da imagem quase não se altera, porém o nível de radiação para produzi-la é quase o dobro.

Verifica-se também que a resolução apresentada pelas imagens da clínica, condizem com o apresentado pela literatura a respeito da resolução espacial, que para a radiologia convencional com filmes radiográficos, pode chegar a até 7 pl.mm^{-1} (MORIN & SEIBERT, 2005).

Na Tabela 31 são mostrados os resultados de avaliação da resolução espacial com a utilização do objeto de teste Gammex, com as técnicas utilizadas, o $K_{a,i}$ para sua obtenção e uma comparação com os resultados apresentados pelo TOR.

A imagem com melhor desempenho na avaliação da resolução espacial com o objeto de teste Gammex, foi obtida com técnica de 90 kV e 30 mAs, com $3,0 \text{ pl.mm}^{-1}$ em média, seguida da imagem obtida com 100 kV e 10 mAs, com $2,9 \text{ pl.mm}^{-1}$. Porém a primeira imagem foi adquirida com um nível de radiação cerca de 2,5 vezes acima da segunda imagem.

Tabela 31. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica A, com o objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)					Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)	Diferença TOR GAMMEX (%)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5				
70	6,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	32,9	100,0
	10,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	49,9	100,0
	20,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	99,8	100,0
	30,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	149,7	100,0
80	6,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	43,0	100,0
	10,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	65,2	100,0
	20,0	1,2	1,6	1,2	1,0	0,8	1,2	0,3	130,3	64,2
	30,0	2,0	2,0	1,8	1,4	1,2	1,7	0,4	195,5	48,1
85	6,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	48,6	100,0
	10,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	73,6	100,0
	20,0	2,2	2,2	2,2	1,8	1,8	2,0	0,2	147,2	33,8
	30,0	2,8	2,5	3,1	2,0	2,5	2,6	0,4	220,7	10,7
90	6,6	0,8	0,9	0,6	0,8	0,6	0,7	0,1	54,4	76,0
	10,0	1,8	1,6	1,6	1,4	1,0	1,5	0,3	82,5	52,1
	20,0	3,1	2,5	3,1	2,0	2,8	2,7	0,5	165,0	1,7
	30,0	3,4	3,1	3,1	2,2	3,4	3,0	0,5	247,5	-20,8
95	6,6	1,8	1,8	1,4	1,4	1,8	1,6	0,2	60,7	49,4
	10,0	2,5	2,0	2,2	1,6	2,0	2,1	0,3	91,9	38,0
100	6,6	2,5	2,2	2,2	1,8	1,8	2,1	0,3	67,2	36,7
	10,0	3,1	2,8	2,5	2,2	3,7	2,9	0,6	101,8	8,0
105	6,6	3,1	2,2	2,2	1,8	2,2	2,3	0,5	74,1	22,0
	10,0	3,4	2,8	2,8	2,2	2,8	2,8	0,4	112,3	3,1

Novamente, fica constatada a ineficácia na utilização do objeto de teste Gammex com a placa de cobre de 2 mm, uma vez que as imagens produzidas utilizando várias das técnicas apresentadas na Tabela 31 não apresentam estruturas.

Não foram observadas estruturas em imagens obtidas com tensão de 70 kV em todas as cargas elétricas utilizadas, além de 80 e 90 kV com cargas elétricas de 10 mAs, ou menos. Portanto esses resultados não são conclusivos.

As avaliações dos parâmetros alto e baixo contraste, além da resolução espacial, obtidas com o objeto de teste TOR, podem sugerir que a menor quantidade de estruturas visualizadas por um dos observadores, pode servir de referência como proposição de um limite inferior de estruturas visualizáveis em análises de qualidade de imagem na rotina clínica. Isso se deve ao fato dessas técnicas utilizadas, terem

produzido imagens consideradas de excelente qualidade, em relação aos critérios europeus, quando na utilização para obtenção das imagens da clínica.

5.10.2. Avaliação dos parâmetros de qualidade da imagem na clínica B

A quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas nas imagens da clínica B, de processamento digital, juntamente com as técnicas utilizadas na sua aquisição, bem como o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal para cada técnica são mostradas na Tabela 32. As imagens foram obtidas com o objeto de teste TOR.

Tabela 32. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica B, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Alto Contraste Visualizadas					Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μ Gy)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5			
100	3,0	11	10	9	10	10	10	0,7	256,1
110	5,0	10	10	10	10	10	10	0,0	516,4
115	3,0	8	8	8	8	8	8	0,0	338,7
	3,8	10	12	10	10	11	10,6	0,9	423,3
	6,0	11	12	12	11	12	11,6	0,5	677,3
125	3,8	10	12	10	11	11	10,8	0,8	500,1
	5,0	12	12	11	11	13	11,8	0,8	666,9
	8,0	12	12	11	12	11	11,6	0,5	1067,0

A imagem de melhor desempenho foi obtida com a técnica de 125 kV e 5 mAs, com o valor de $K_{a,i}$ de 666,9 μ Gy, aonde foi possível visualizar, em média, 11,8 estruturas de alto contraste.

Nesse caso é possível observar a ampla latitude radiográfica das imagens obtidas digitalmente, uma vez que, excetuando-se a imagem obtida com técnica de 115 kV e 3 mAs, as demais obtiveram resultados similares aos da imagem com maior quantidade de estruturas visualizadas. Como é o caso da imagem obtida com técnica de 100 kV e 3 mAs, em que foram visualizadas em média 10 estruturas de alto contraste, porém com redução de aproximadamente 62 % no valor do $K_{a,i}$, com redução de apenas 15 % na quantidade de estruturas visualizadas, evidenciando uma possibilidade de otimização da qualidade de imagem.

Na Tabela 33 são mostradas a quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas nas imagens adquiridas na clínica B, juntamente com suas técnicas e valores do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X.

Tabela 33. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica B, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Baixo Contraste Visualizadas					Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μ Gy)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5			
100	3,0	10	13	11	7	7	9,6	2,6	256,1
110	5,0	13	13	13	11	13	12,6	0,9	516,4
115	3,0	12	13	12	10	13	12	1,2	338,7
	3,8	11	11	13	11	11	11,4	0,9	423,3
	6,0	12	13	13	13	12	12,6	0,5	677,3
125	3,8	11	11	13	11	12	11,6	0,9	500,1
	5,0	13	13	13	13	13	13	0,0	666,9
	8,0	13	14	14	14	13	13,6	0,5	1067,0

Na avaliação das estruturas de baixo contraste visualizadas, a imagem que obteve o melhor resultado foi adquirida com técnica de 125 kV e 8 mAs, apresentando em média 13,6 estruturas, com o valor do $K_{a,i}$ de 1067,0 μ Gy. Uma imagem que obteve resultado bastante similar, foi obtida com 110 kV e 5 mAs, apresentando 12,6 estruturas visualizadas em média, ou seja, houve uma redução de apenas 7 % na quantidade de estruturas visualizadas, com uma redução na dose de aproximadamente 50 %.

Novamente o que se pode observar é a similaridade na quantidade de estruturas visualizadas, independentemente da técnica empregada, salvo a exceção da imagem obtida com 100 kV e 3 mAs, na qual foi possível visualizar em média 9,6 estruturas, ou seja, redução de aproximadamente 30 % em relação ao melhor resultado, ainda que um dos avaliadores conseguissem visualizar 13 estruturas.

Os resultados de resolução espacial das imagens obtidas na clínica B, com o objeto de teste TOR, as técnicas utilizadas e os valores do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X são mostrados na Tabela 34.

Tabela 34. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica B, com o objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)					Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5			
100	3,0	2,5	2,2	2,2	2,2	2,5	2,3	0,1	256,1
110	5,0	2,5	2,8	2,5	2,5	2,5	2,6	0,1	516,4
115	3,0	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	0,0	338,7
	3,8	2,5	2,5	2,5	2,5	2,8	2,6	0,1	423,3
	6,0	2,8	2,8	2,5	2,8	2,8	2,7	0,1	677,3
125	3,8	2,5	2,5	2,5	2,8	2,5	2,6	0,1	500,1
	5,0	2,8	2,8	2,5	2,8	2,5	2,7	0,2	666,9
	8,0	2,8	2,8	2,5	2,8	2,8	2,7	0,1	1067,0

Todas as imagens obtiveram resultados muito próximos, independente da técnica utilizada, novamente evidenciando a ampla latitude radiográfica, o que permite a otimização no nível de dose para a produção da imagem na rotina clínica. As maiores diferenças entre os resultados na avaliação da resolução espacial foram de aproximadamente 15 %.

Na Tabela 35 são mostrados os resultados da mesma avaliação, porém com o objeto de teste Gammex, as técnicas utilizadas para a obtenção das imagens, o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X e uma comparação com os resultados obtidos com o objeto de teste TOR.

As imagens que apresentaram as maiores resoluções espaciais foram obtidas com os maiores valores de carga elétrica, como era de se esperar e não houve variações significativas na quantidade de pares de linhas por milímetro visualizadas.

Tabela 35. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica B, com o objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)					Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)	Diferença TOR GAMMEX (%)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5				
100	3,0	2,5	2,5	2,0	2,2	2,2	2,3	0,2	256,1	2,7
110	5,0	2,8	2,8	2,5	2,8	3,4	2,9	0,3	516,4	-11,7
115	3,0	3,1	2,8	2,2	2,8	2,8	2,7	0,3	338,7	-9,6
	3,8	2,8	2,8	2,5	2,8	4,0	3,0	0,6	423,3	-16,4
	6,0	3,1	2,5	2,5	3,1	3,7	3,0	0,5	677,3	-8,8
125	3,8	2,8	2,5	2,5	3,1	3,4	2,9	0,4	500,1	-11,7
	5,0	3,1	2,8	2,5	3,1	3,1	2,9	0,3	666,9	-9,0
	8,0	3,4	3,1	2,5	3,4	3,1	3,1	0,4	1067,0	-13,1

Conforme já abordado anteriormente, o objeto de teste Gammex com a placa de cobre de 2 mm de espessura não é adequado para avaliações em baixas energias, porém para altas energias, como no caso apresentado, o instrumento funciona adequadamente.

Os resultados apresentados pelos dois objetos de teste utilizados na avaliação da resolução espacial obtiveram boa concordância, não superando diferença de aproximadamente 16 %.

Verifica-se também que a resolução apresentada pelas imagens da clínica, condizem com o apresentado pela literatura a respeito da resolução espacial, que para a radiologia digital CR, dependendo do tamanho dos cristais da placa radiosensível, está entre 2,5 e 5 pl.mm⁻¹ (ROWLANDS, 2002).

Fica clara a possibilidade da otimização do procedimento técnico de aquisição da imagem radiográfica na rotina, no sentido de conseguir uma boa diminuição na dose de radiação a que são submetidos seus pacientes.

As avaliações dos parâmetros alto e baixo contraste, além da resolução espacial, podem sugerir que, a menor quantidade de estruturas visualizadas por um dos observadores, pode servir de referência como proposição de um limite inferior de estruturas visualizáveis em análises de qualidade de imagem na rotina clínica.

Isso se deve ao fato dessas técnicas utilizadas, terem produzido imagens consideradas de excelente qualidade, em relação aos critérios europeus (item 3.3.1), quando na utilização para obtenção das imagens da clínica.

5.10.3. Avaliação dos parâmetros de qualidade da imagem na clínica C

A quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas nas imagens da clínica C, de processamento digital, juntamente com as técnicas utilizadas na sua aquisição, bem como o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal para cada técnica são mostrados na Tabela 36. As imagens foram obtidas com o objeto de teste TOR.

Tabela 36. Quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica C, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Alto Contraste Visualizadas					Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μ Gy)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5			
102	3,2	8	8	8	8	7	7,8	0,4	301,4
109	3,2	7	7	7	7	7	7,0	0,0	344,2
117	3,2	9	11	11	7	11	9,8	1,8	396,5
	3,2	10	9	10	9	8	9,2	0,8	452,6
	4,0	8	7	8	7	7	7,4	0,5	565,8
	5,0	10	10	9	9	9	9,4	0,5	707,2
125	6,4	10	10	10	10	10	10,0	0,0	905,2
	8,0	10	10	9	9	9	9,4	0,5	1131,5
	12,5	11	12	11	11	11	11,2	0,4	1768,0
	20,0	13	13	11	11	12	12,0	1,0	2828,8

A maior quantidade de estruturas de alto contraste visualizadas, foi obtida na imagem com técnica de 125 kV e 20 mAs, com $K_{a,i}$ de 2828,8 μ Gy, apresentando 12 estruturas em média. Trata-se de uma técnica utilizada somente para incidências laterais, devido ao grande nível de radiação.

O que se pode verificar nos demais resultados é a pequena variação na quantidade de estruturas visualizadas, independente da técnica utilizada, também devido a grande latitude radiográfica das imagens digitais.

Para incidências PA, o que se pode observar nessas avaliações é que, para um mesmo biotipo de paciente, imagens adquiridas com técnica de 117 kV e 3,2 mAs produziram imagens de qualidade similar às adquiridas com tensão de 125 kV e 6,4 mAs, porém com o nível de radiação reduzido em aproximadamente 56 %.

Na Tabela 37 são mostradas a quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas nas imagens adquiridas na clínica C, juntamente com suas técnicas e valores do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X.

Tabela 37. Quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas na imagem, obtidas na clínica C, com objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Número de Estruturas de Baixo Contraste Visualizadas					Média	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μ Gy)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5			
		102	3,2	6	6	10			
109	3,2	8	8	10	8	9	8,6	0,9	344,2
117	3,2	8	7	8	8	8	7,8	0,4	396,5
	3,2	8	7	10	9	9	8,6	1,1	452,6
	4,0	7	6	10	9	7	7,8	1,6	565,8
	5,0	7	7	10	9	8	8,2	1,3	707,2
125	6,4	9	8	10	10	10	9,4	0,9	905,2
	8,0	8	7	10	10	10	9	1,4	1131,5
	12,5	9	10	10	10	9	9,6	0,5	1768,0
	20,0	10	10	10	10	11	10,2	0,4	2828,8

As imagens obtidas apresentaram resultados muito coerentes com as avaliações anteriores, em se tratando de radiologia digital. A maior diferença encontrada entre a quantidade média de estruturas de baixo contrastes visualizadas, foi de 27 %.

Novamente a técnica que produziu a imagem com mais estruturas visualizáveis, foi de 125 kV e 20 mAs. Porém, uma redução na carga elétrica de 80 % para sua obtenção, acarretará em uma redução similar no nível de radiação sem prejudicar a imagem de modo significativo, causando uma redução de apenas 16 % na quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas.

Os resultados de resolução espacial das imagens obtidas na clínica C, com o objeto de teste TOR, as técnicas utilizadas e os valores do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X são mostrados na Tabela 38.

Tabela 38. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica C, com o objeto de teste TOR e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)					Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5			
102	3,2	2,5	2,8	2,5	2,8	2,8	2,7	0,2	301,4
109	3,2	2,8	2,8	2,5	2,8	3,2	2,8	0,2	344,2
117	3,2	2,5	2,5	2,5	2,8	4,0	2,9	0,7	396,5
	3,2	2,5	2,8	2,8	2,8	2,8	2,7	0,1	452,6
	4,0	2,8	2,8	2,8	2,8	2,8	2,8	0,0	565,8
	5,0	2,8	2,8	2,8	3,2	3,2	2,9	0,2	707,2
125	6,4	3,6	3,2	2,8	3,6	3,6	3,3	0,3	905,2
	8,0	3,2	3,2	2,8	3,2	3,2	3,1	0,2	1131,5
	12,5	3,2	3,2	2,8	3,2	3,2	3,1	0,2	1768,0
	20,0	3,6	3,6	2,8	3,6	3,6	3,4	0,3	2828,8

A imagem a apresentar a melhor resolução foi obtida com a técnica de 125 kV e 20 mAs, com 3,4 pl.mm⁻¹, seguida pela imagem obtida com a mesma tensão e 6,4 mAs, com 3,3 pl.mm⁻¹.

A maior diferença na resolução espacial apresentada pelas imagens da clínica C foi de aproximadamente 20 %, novamente devido à grande latitude radiográfica das imagens digitais.

Na Tabela 39 são mostrados os resultados da mesma avaliação, porém com o objeto de teste Gammex, as técnicas utilizadas para a obtenção das imagens, o valor do $K_{a,i}$ a um metro do ponto focal do tubo de raios X e uma comparação com os resultados obtidos com o objeto de teste TOR.

Tabela 39. Resolução espacial em pares de linhas por milímetro visualizadas na imagem, obtidas na clínica C, com o objeto de teste Gammex e o valor do $K_{a,i}$ para sua obtenção.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Resolução Espacial (pl.mm ⁻¹)					Média (pl.mm ⁻¹)	Desvio Padrão	$K_{a,i}$ a 1,0 m (μGy)	Diferença TOR GAMMEX (%)
		AV-1	AV-2	AV-3	AV-4	AV-5				
102	3,2	2,5	2,2	2,2	2,5	2,2	2,3	0,2	301,4	13,4
109	3,2	2,5	2,2	2,0	2,5	2,5	2,3	0,2	344,2	16,7
117	3,2	2,5	2,2	2,2	2,5	2,5	2,4	0,2	396,5	16,8
	3,2	2,5	2,5	2,2	2,5	2,8	2,5	0,2	452,6	8,8
	4,0	3,1	2,8	2,5	2,8	2,5	2,7	0,3	565,8	2,1
	5,0	3,1	2,8	2,5	2,8	2,5	2,7	0,3	707,2	6,8
125	6,4	3,1	2,8	2,5	2,8	2,8	2,8	0,2	905,2	15,7
	8,0	3,1	2,8	2,5	3,1	2,8	2,9	0,3	1131,5	7,1
	12,5	3,4	2,8	2,5	3,1	3,7	3,1	0,5	1768,0	-0,6
	20,0	3,7	3,4	2,8	3,4	3,1	3,3	0,3	2828,8	3,5

As imagens que apresentaram as maiores resoluções espaciais foram obtidas com os maiores valores de carga elétrica, como era de se esperar. A grande diferença na resolução espacial da imagem obtida com técnica de 102 kV e 3,2 mAs, cerca de 30 % a menos que a melhor resolução, pode ser justificada pelo fato da quantidade de fótons para produção dessa imagem ter sido bastante inferior. Um feixe menos energético tem sua probabilidade de interação com o cobre presente no objeto de teste aumentada.

Uma comparação entre a média dos resultados apresentados pelas três clínicas avaliadas, nos parâmetros de alto e baixo contrastes e resolução espacial avaliada com os dois objetos de teste, TOR e Gammex estão apresentados na Tabela 40.

Tabela 40. Quantidade média de estruturas de alto e baixo contraste e resolução espacial avaliados nas três clínicas com os objetos de teste TOR e Gammex.

PARÂMETRO AVALIADO	CLÍNICA			Diferença Máxima (%)
	A	B	C	
Quantidade de Estruturas de Alto Contraste Visualizadas	9,5 ± 1,4	10,6 ± 1,3	9,3 ± 1,6	10,4
Quantidade de Estruturas de Baixo Contraste Visualizadas	10,1 ± 2,2	12,1 ± 1,2	8,7 ± 0,9	28,1
Resolução Espacial Analisada com o TOR	2,9 ± 0,3	2,6 ± 0,1	3,0 ± 0,3	13,3
Resolução Espacial Analisada com o Gammex	1,3 ± 1,2	2,8 ± 0,3	2,7 ± 0,3	53,6

As três clínicas apresentaram resultados muito similares em todos os parâmetros de qualidade da imagem, quando avaliadas com o objeto de teste TOR. A maior discrepância entre os resultados, ocorreu na avaliação da quantidade de estruturas de baixo contraste visualizadas entre as clínicas B e C, que apresentou uma diferença de 28,1 %, ainda que o nível de radiação a que estão submetidos os pacientes da clínica C sejam maiores cerca de 33,4 % em relação à clínica B.

O objeto de teste Gammex mostrou-se adequado para a realização de avaliações de resolução da imagem, em se tratando de altos valores de energia média do feixe de raios X, determinados pela sua tensão. Mas, quando utilizado para avaliação de rotina em uma instituição que utiliza grandes variações na tensão de operação do tubo de raios X, verificou-se, em muitos casos, sua ineficácia. Isso explica a grande diferença na média dos resultados das avaliações da resolução espacial nas três clínicas de 53,6 %.

De um modo geral, a metodologia para avaliação de alguns dos parâmetros da qualidade de imagem realizada com a utilização do objeto de teste TOR, se mostra compatível com a rotina clínica.

Os resultados obtidos pela clínica A apresentam a melhor relação entre qualidade de imagem e dose de radiação nos pacientes, devido à similaridade da quantidade de estruturas visualizadas em média pelos observadores.

Os resultados encontrados pelos observadores nas piores situações podem ser utilizados como padrão de desempenho da imagem de um hospital ou clínica avaliados, de modo a preservar as boas práticas para obtenção da imagem de qualidade diagnóstica.

6. Conclusões

Os feixes de radiação estabelecidos internacionalmente, aplicáveis ao radiodiagnóstico médico foram implantados, caracterizados e utilizados de modo satisfatório para a calibração dos detectores de radiação.

Os dois programas computacionais (PCXMC[®] e CALDose_X) utilizados para avaliação dosimétrica de pacientes apresentaram resultados coerentes, constatados através de comparações com medidas experimentais realizadas em um simulador antropomórfico. Esses resultados foram utilizados para aplicação na rotina de três clínicas de radiodiagnóstico por imagem em exames de tórax de modo satisfatório.

Todas as clínicas obtiveram resultados adequados na avaliação do funcionamento de seus equipamentos de raios X e a avaliação da qualidade de imagem, baseada nos critérios europeus, foi efetuada satisfatoriamente nas mesmas.

O valor do kerma no ar incidente, na distância de interesse, foi determinado para cada clínica na distância e técnicas radiográficas de interesse, tornando possível a avaliação do kerma no ar incidente na superfície de entrada da pele dos pacientes e a dose efetiva.

Verificou-se que os menores valores do $K_{a,e}$ e doses efetivas foram apresentados nas avaliações dos pacientes da clínica que se utiliza de processamento químico dos filmes, uma vez que, nas clínicas que possuem processamento digital CR de imagens, os níveis de $K_{a,e}$ e dose efetiva atingiram valores superiores em até oito vezes, quando considerada a pior situação.

Duas metodologias para avaliação de parâmetros da qualidade de imagem foram avaliadas e aplicadas na rotina das clínicas. Foi possível determinar que os objetos de teste *X-ray Phantom* da Fluke Biomedical acoplado ao TOR CDR da Leeds Test Objects obtiveram melhores resultados que o Radiographic Survey Phantom da Gammex, uma vez que as estruturas presentes nesse último deixam de ser visualizadas em energias mais baixas.

Uma avaliação para a adequação do material utilizado no Radiographic Survey Phantom da Gammex poderá torná-lo mais aplicável para avaliações em larga escala de exames de tórax.

Verificou-se na prática, a possibilidade da otimização das doses nos serviços de radiodiagnóstico com sistema digital, sem redução significativa na qualidade de imagem, pois os pacientes que foram submetidos aos maiores níveis de radiação, pertenceram à clínica que apresentou resultados nos parâmetros de qualidade da imagem avaliados, ligeiramente inferiores às demais.

A melhor relação entre a dose e a qualidade foi apresentada pela clínica com processamento químico de imagens, pois com imagens de qualidade similar às demais, seu nível de $K_{a,e}$ foi aproximadamente 85 % abaixo do indicado pela legislação nacional.

Apesar dos valores de dose mais elevados nas clínicas com processamento digital, a maioria dos valores do $K_{a,e}$, avaliados, se encontraram dentro do limiar indicado atualmente pela legislação nacional em pelo menos 75 percentil, no pior resultado.

A menor quantidade de estruturas, visualizadas nas avaliações de alto e baixo contraste e resolução espacial, pode ser utilizada como um indicativo do limiar inferior do padrão de desempenho naquele parâmetro. Pois as melhores imagens na rotina da clínica, baseado nos critérios europeus, foram produzidas com as técnicas nas quais as imagens dos objetos de teste foram adquiridas.

Os resultados apresentados contribuem para a disseminação da cultura de proteção radiológica, através da conscientização da necessidade da avaliação contínua dos procedimentos técnicos para obtenção de imagens otimizadas.

7. Produção Bibliográfica no Período

BAPTISTA NETO, A.T.; OLIVEIRA, P. M. C. de; PEREIRA, J.V.; FERREIRA, F.C.B.; PINHEIRO, L.J.S.; DA SILVA T. A.; Implantação das radiações de referência de radiodiagnóstico no CDTN/CNEN para calibração de dosímetros – XIV Congresso Brasileiro de Física Médica. São Paulo, 2009

DA SILVA T. A.; OLIVEIRA, P. M. C. de; BAPTISTA NETO, A.T.; SOARES, C.M.A.; NOGUEIRA, M.S.; PEREIRA, E.G.; SQUAIR, P. L.; ALONSO, T.C. Implantação da base metrológica para dosimetria de feixes de raios X usados em radiodiagnóstico em Minas Gerais – V Congresso Brasileiro de Metrologia. Proceedings, Salvador, 2009

OLIVEIRA, C.M.; ABRANTES, M.E.S.; OLIVEIRA, P. M. C. de; FERREIRA, F.C.B.; LACERDA, M.A.S.; ALONSO, T.C.; DA SILVA T. A. Response of the “patient dose calibrator” chamber for incident positions and sizes of x-ray fields - INAC 2009 Rio de Janeiro. Proceedings, Santos: ABEN, 2009

OLIVEIRA, P. M. C. de; SQUAIR, P. L.; LACERDA, M.A.S.; DA SILVA T. A., Assessment of organ absorbed doses in patients undergoing chest X-ray examinations by Monte Carlo based softwares and phantom dosimetry; Radiation Measurements (2011) Vol. 46, No. 12, pp. 2073–2076, 2011

OLIVEIRA, P. M. C. de; SQUAIR, P. L.; NOGUEIRA, M.S.; DA SILVA T. A. Analysis of x-ray beam parameters used to implement reference radiations for calibrating dosimetric systems for diagnostic radiology – 12TH International Congress of the International Radiation Protection Association - IRPA XII, Proceedings, Buenos Aires. 2008

OLIVEIRA, P. M. C. de; SQUAIR, P. L.; PINHEIRO, L.J.S.; LACERDA, M.A.S.; DA SILVA T. A., Doses absorvidas em órgãos de pacientes submetidos a exames de tórax –comparação das avaliações por programas computacionais e dosimetria em fantoma - CBFM 2010, Aracajú. Proceedings: ABFM, 2010

OLIVEIRA, P. M. C., PINHEIRO, L.J.S.; CASTRO, W J., GONZAGA, N B., SQUAIR, P L., NOGUEIRA, M.S., DA SILVA, T A. Estudo comparativo de dosímetros termoluminescentes para aplicação dosimétrica de pacientes em radiodiagnóstico - CBFM 2010, Aracajú. Proceedings: ABFM, 2010

OLIVEIRA, P. M. C. de; SQUAIR, OLIVEIRA, V.L.S.; ABRANTES, M.E.S.; ALONSO, T.C.; DA SILVA T. A. Validating methodologies for dose evaluation in patients submitted to chest x-ray examinations – World Congress 2009. Proceedings, Munique, 2009

OLIVEIRA, P. M. C. de; SQUAIR, P. L.; BAPTISTA NETO, A.T.; DA SILVA T. A. Influence of the x-ray tube filtration in the voltage measure with non-invasive electronic meter - INAC 2009 Rio de Janeiro. Proceedings, Rio de Janeiro: ABEN, 2009

OLIVEIRA, V.L.S.; OLIVEIRA, P. M. C. de; DA SILVA T. A. Applying the PCXMC[®] software for dose assessment in patients submitted to chest and skull x-ray examinations – INAC 2009 Rio de Janeiro. Proceedings, Santos: ABEN, 2009

SQUAIR, P. L.; NOGUEIRA, M.S.; OLIVEIRA, P. M. C. de; DA SILVA T. A. Type tests of an extremity dosimeter with LiF:Mg,Ti detector encapsulated in PTFE-Teflon[®] for evaluating H_p(0.07) in gamma and X ray fields – 12TH International Congress of the International Radiation Protection Association - IRPA XII, Proceedings, Buenos Aires. 2008

8. REFERÊNCIAS

AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. AAPM protocol for 40 – 300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology, 2001.

ABRANTES, M.E.S; Dose de radiação em pacientes submetidos a exames de raios X diagnóstico em uma unidade de pronto socorro, 2007. Dissertação (Mestrado em Ciências Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2007.

AGFA NDT PANTAK SEIFERT GMBH AGFA NDT PANTAK SEIFERT GMBH & CO. KG. Higly Stabilized Industrial X-Ray Equipment ISOVOLT 320: Operating Instructions. 2003.

ALBUQUERQUE, J.A.G; *Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica*, 2001. 230 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Universidade Estadual de Campinas, 2001.

ALVARENGA, F. L; OLIVEIRA, P. M. C. *Análise Metrológica de Testes de Constância em Aparelhos de Raios X Médico Convencional*. 2005. 51 f. Monografia (Especialização em Proteção Radiológica com Ênfase em Raios X Diagnóstico) – Faculdade de Engenharia e Arquitetura da Fundação Mineira de Educação e Cultura, Belo Horizonte, 2005.

ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. ed. Weinheim: Wiley-VCH, 2004, 607 p.

AZEVEDO, A.C.P., MOHAMADAIN, K.E.M., OSIBOTE, O.A., CUNHA, A.L.L., FILHO, A.P., *Estudo Comparativo das Técnicas Radiográficas e Doses entre Brasil e Austrália*. Radiol. Bras; 38, n.5: 343-346; 2005

BACHER, K., SMEETS, P., VEREECKEN, L., HAUWERE, A. D., DUYCK, P., DE MAN, R., VERSTRAETE, K., THIERENS, H., *Image quality and radiation dose on digital chest imaging: comparison of amorphous silicon and amorphous selenium flat-panel systems*. American Journal of Radiology, n.187, p. 630-637, 2006.

BAPTISTA NETO, A. T. *Implantação de Radiações de Referência em uma Máquina de Raios X Diagnóstico Médico para Fins de Calibração de Dosímetros Pessoais*. 2005. 113 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, 2005.

BIPM, IEC, IFCC, ISO, IUPAC, OIML, *Guia para a expressão de incerteza de medição*, 2 ed. brasileira do *Guide to the expression of uncertainty in measurement*, edição revisada, [s.n.], 1998.

BRASIL - MINISTÉRIO DA SAÚDE - ANVISA. Portaria 453 do Ministério da Saúde: *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Diário Oficial da União de 02 de junho de 1998.

BRASIL - MINISTÉRIO DA SAÚDE - ANVISA. *Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança / Ministério da Saúde*, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. – Brasília: Ministério da Saúde, 2005. 104 p.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT JR, E. M.; BOONE, J.M. *The essential physics of medical imaging*. Baltimore, IL.: Williams & Wilkins, 1994. 742 p.

BUSHONG, S. C.; *Radiologic science for technologists: physics, biology and protection*, St. Louis: Elsevier; Mosby, 2004, 638 p.

CAPINTEC; Capintec – Contrast Detail Phantom (CDRAD 2.0). Disponível em: <http://www.capintec.com/index.php?option=com_content&task=view&id=90>
Acesso em: 10, jan 2010a.

CAPINTEC; Capintec – Medical Imaging, Radiation Oncology Instruments & Accessories. Disponível em: <<http://www.capintec.com>>. Acesso em: 10, jan 2010b.

CASTRO, R. C.; *Cálculos de dose equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos*. 2005. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2005.

CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images*. EUR16260, 1996.

CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics*. EUR16261, 1996.

CIRAJ, O., MARKOVIC, S., KOSUTIC, D., *First results on patient dose measurements from conventional diagnostic radiology procedures in Serbia and Montenegro*; Radiation Protection Dosimetry (2005) Vol. 113, No. 3, pp. 330–335, 2005

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*; Resolução CNEN NN 3.01, Diário Oficial da União, Brasília, 2005

DANTAS, M. V. A. *Dose glandular e controle de qualidade da imagem em serviços de mamografia com sistema de radiografia computadorizada*. 2010. 119 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2010.

DREXLER, G. *Diagnostic reference levels in the 1990 and 1996 recommendations of the ICRP*. Radiation Protection and Dosimetry, v. 80, n.1-3, p.7-10, 1998.

FDA - Food and Drug Administration. *Initiative to Reduce Unnecessary Radiation Exposure from Medical Imaging*. CDRH / U.S.DHHS, Center for Devices and Radiological Health, U.S. Department of Health and Human Services, 2010.

FDA - Food and Drug Administration. *Resource Manual for Compliance Test Parameters of Diagnostic X-Ray Systems*. CDRH / U.S.DHHS, Center for Devices and Radiological Health, U.S. Department of Health and Human Services, 1999.

FERREIRA, C.C.; *Implantação de um programa de garantia da qualidade da imagem radiográfica em hospitais da rede pública de Aracaju - SE*. 2007. 111 f. Dissertação (Mestrado em Física) – Universidade Federal de Sergipe, 2007.

FILIPPOVA, I. *Patient and staff doses in radiology and cardiology in Estonia*. Radiation Protection and Dosimetry, v. 117, n.1-3, p.59-61, 2006.

FRANK, N.R.; LARRY, A.W.; JOSEPH. M. *Instrument for the measurement of X-ray beam characteristics*. US Pat. 4,935,950, 19 jun. 1990. 8p.

FREITAS, M. B. de; *Panorama das Exposições Médicas em Radiologia Convencional no Estado de São Paulo*. 2005. 126 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, 2005.

GAMMEX; Radiographic Survey Phantom – GAMMEX 170NJ. Disponível em: <http://www.gammex.com/ace-images/DR_170NJ.pdf>. Acesso em: 23 mai 2011.

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.

GOODFELLOW. *Serving the needs of science and industry worldwide – Standard Price List for All Foils*. GoodFellow Corporation, April, p.9-13, 2012.

HART G. C.; SMITH A.H., *Quality and standards in nuclear medicine*, Institute of Physical Sciences in Medicine, 1992.

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

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

HART, D.; HILLIER, M.C.; WALL, B.F. *Doses to patients from medical X-Ray examinations from UK – 2000 Review*. National Radiological Protection Board, Oxon: NRPB-W14, 2002.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Source*. Viena: IAEA Safety Series n0 115, 1996.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Basis for dosimetric quantities used in radiological protection. Pergamon Press, Oxford, UK: Draft of 12 February 2006.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological protection in medicine. ICRP Publication 105. Annals ICRP 37 (5), 2007a.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Annals ICRP 37 (2-4), 2007b.

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Fundamental Quantities and Units for ionizing radiation*. Bethesda, Maryland: ICRU publications, Report 60, 1998.

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. Bethesda, Maryland: ICRU publications, Report 74, 2005.

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation quantities and units*. Bethesda, Maryland: ICRU publications, Report 33, 1980.

IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 61267: Medical diagnostic x-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics. Geneva, 2005.

IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 61267: Medical diagnostic x-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics. Geneva, 2005.

IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 61674: Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor as used in x-ray diagnosis imaging. Brussels, 1997.

INMETRO - INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. *Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia*. 3. ed. Brasília: SENAI/DN, 2007. Disponível em <<http://www.inmetro.gov.br/infotec/vim.asp>>. Acesso em: 23 nov. 2007.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: Na International Code of Practice*. Viena: IAEA Technical Report Series n0 457, 2007.

IPEM - INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE'S. *ImPACT CTDosimetry, CT Patient Dose Calculator, version 1.0.2*. MHRA Evaluation Centre. Disponível em: <<http://www.impactscan.org>>. Acesso em: 10 mai. 2009.

IPEN - INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. *Certificado de calibração nº 0146/304*. São Paulo, 2004.

IRD - INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA. *Certificado de calibração nº LRD 003/2006*. Rio de Janeiro, 2006.

JOHNSTON, P., BRENNAN, P.C., *Reference dose levels for patients undergoing common diagnostic x-ray examinations in Irish hospitals; Radiation Protection Dosimetry Vol. 95, No. 1, pp. 43–48 (2001)*, Nuclear Technology Publishing, 2001

JONES D.G., WALL, B.F., *Organ Doses from Medical X-ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques*. Chilton: National Radiological Protection Board. Oxon, 1985

KEITHLEY INSTRUMENTS. *Model 6517A Electrometer / High Resistance Meter Getting Started Manual*. Cleveland, Ohio, 2000-b, 110 p.

KEITHLEY INSTRUMENTS. *Model 6517A Electrometer User's Manual*. Cleveland, Ohio, 2000-a, 341 p.

KNOLL, G. F. *Radiation Detection and Measurement*. 3. ed. New York: John Wiley & Sons, 2000. 802p.

KOTSUBO, M.T.K. Radiografia de tórax: avaliação da qualidade de imagem, doses e custos. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), dissertação de mestrado, 2002.

KOTSUBO, M.T.K., MARCHIORI, E., AZEVEDO, A.C.P. Estudo dosimétrico de radiografias de tórax com o emprego de técnicas de alta quilovoltagem. *Radiologia Brasileira*, v.36, n. 3, p. 136-167, 2003.

KRAMER R.; KHOURY H.J.; VIEIRA J.W. CALDose X—a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. *Phys. Med. Biol.* 53 pp. 6437–6459, 2008.

KRAMER R.; KHOURY H.J.; VIEIRA J.W.; KAWRAKOW I. Skeletal dosimetry for external exposure to photons based on μ CT images of spongiosa from different bone sites *Phys. Med. Biol.* 52 pp. 6697–716, 2007.

KRAMER R.; KHOURY H.J.; VIEIRA J.W.; LIMA, V.J.M. MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 51 3331–3346, 2006.

KYRIOU, J.C.; NEWAY, V.; FITZGERALD, M.C. 2000 Patient Doses in Diagnostic Radiology at the Touch of a Button (London: The Radiological Protection Center, St. George's Hospital), 2000.

LACERDA, M.A.S. *Análise Crítica da Medida da Camada Semi-redutora em Radiologia Diagnóstica*. 2002. 182 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Universidade Federal de Minas Gerais, 2002.

LACERDA, M.A.S. Dosimetria e aspectos de proteção radiológica em exames radiográficos convencionais pediátricos realizados em Belo Horizonte. 2007. 183 f. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, 2007.

LACERDA, M.A.S.; KHUORY, H.J.; DA SILVA, T.A. ; PEREIRA, M.T. ; ROCHA, W.S. ; AZEVEDO, A.C.P. . Radiation dose to children undergoing chest radiography

in public and private pediatric hospitals of Belo Horizonte - Brazil. Radioprotección (Madrid), v. XIII, p. 92-94, 2006.

LACERDA, M.A.S.; SILVA, T.A. *Metodologia para medida de dose na entrada da pele em pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico médico*. Congresso Brasileiro de Física Médica, 7, 2003, Porto Alegre. Anais. Porto Alegre:Editora, 2003. P.434-439.

LEEDS – Leeds Test Objects Limited – TOR CDR owners manual. <http://e-radiography.net/radtech/l/TOR%20CDR%20manualpdf>. Acesso em: 11/07/2011.

LLORCA, A.L.; GUIBELALDE, E.; VAÑO, 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 simulators of simple examinations; Radiation Protection Dosimetry (1993) Vol. 49, No. 1-3, pp. 47–49, 1993

MACCIA C., MOORES B. M., NAHRSTEDT U., PADOVANI R., WALL B. F. 'CEC Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images and Patient Exposure Trial', Report EUR 12952 (CEC, Brussels), 1990.

MARTIN, C.J., Patient dose studies: what should be reported?. Radiation Protection Dosimetry, v.128, n. 4, p. 387-388, 2008.

MELVIN, P.S. Radiation monitoring device. US Pat. 4,361,900, 30 nov. 1982. 9p.

NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurements. Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment. Report. 99, 1988.

NIST - National Institute of Standards and Technology. Disponível em: <<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>> . Acesso em: 15 ago. 2010.

NRC. National Research Council. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation – BEIR VII. Washington, DC: The National Academies Press, 2005

OLIVEIRA, M.L., KHOURY, H. Influência do procedimento radiográfico na dose de entrada na pele de pacientes em raios X pediátricos. *Radiologia Brasileira*, vol. 36, p.105-109, 2003.

OLIVEIRA, P. M. C. de. Análise de parâmetros característicos de feixes de raios X diagnóstico para calibração de dosímetros. 2008. 124 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Universidade Federal de Minas Gerais, 2008.

OLIVEIRA, P. M. C. de; SQUAIR, OLIVEIRA, V.L.S.; ABRANTES, M.E.S.; ALONSO, T.C.; DA SILVA T. A; Validating methodologies for dose evaluation in patients submitted to chest x-ray examinations – World Congress 2009. *Proceedings*, Munique, 2009

OLIVEIRA, P. M. C. de; SQUAIR, P. L.; BAPTISTA NETO, A.T.; DA SILVA T. A; Influence of the x-ray tube filtration in the voltage measure with non-invasive electronic meter - INAC 2009 Rio de Janeiro. *Proceedings*, Santos: ABEN, 2009

OLIVEIRA, P. M. C., PINHEIRO, L.J.S.; CASTRO, W J., GONZAGA, N B., SQUAIR, P L., NOGUEIRA, M.S., DA SILVA, T A. Estudo comparativo de dosímetros termoluminescentes para aplicação dosimétrica de pacientes em radiodiagnóstico - CBFM 2010, Aracajú. *Proceedings*: ABFM, 2010

OSIBOTE, A. O., et. al. Exposição de pacientes e qualidade da imagem em radiografias de tórax: uma avaliação crítica. *Radiologia Brasileira*, v.40 (2), p.119-122, 2007.

PAPADIMITRIOU, D., PERRIS, A., MOLFETAS, M.F.G., PANAGIOTAKYS, N., MANETOU, A., TSOUROUFLIS, G., VASSILEVA, J., CHRONOPOULOS, P., KARAPANAGIOTOU, O., KOTTOU, S., Patient dose, image quality and radiographic techniques for common x-ray examinations in two Greek hospitals and comparison with european guidelines; *Radiation Protection Dosimetry*: Vol. 95, No. 1, pp. 43–48 (2001) Nuclear Technology Publishing, 2001

PAPAGEORGIU, E., VARDALAKI, E., HOURDAKIS, C.J., DIMITRIOU, P. Estimation of doses received by patients undergoing radiological examinations in Greece; *Radiation Protection Dosimetry* (2001) Vol. 93, No. 1, pp. 31–41, 2001

PEREIRA, M. A. G; Avaliação dos Espectros Primários e Secundários da Radiação X em Objetos Simuladores para Energias Utilizadas em Diagnóstico Médico. 2004. 299 p. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2004.

PINA, D.R. Metodologia para otimização de imagens radiográficas. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo (USP), tese de doutorado, 2002.

PINA, D.R., DUARTE, S.B., GHILARDI NETTO T., MORCELI J. Phantom development for radiographic image optimization of chest, skull and pelvis examination for non standard patient; Applied Radiation and Isotopes (2008), No. 67, pp. 61–69, 2009.

PINTO, A.M.S.M.; Ensino de Física das Radiações através de Experiências Simples. 2006. 160 f. Dissertação (Mestrado em Física para o Ensino) – Universidade de Lisboa, 2006.

R. L. MORIN, J. A. SEIBERT, Considerations for Selecting a Digital Radiography System, Journal of the American College of Radiology, vol. 2, pp. 287-290, 2005.

RADCAL CORPORATION. Chamber Images for Energy Dependence Charts and Schematic Drawings. Disponível em: <http://www.radcal.com> Acesso em: 10 jan. 2010.

RADCAL CORPORATION. Instruction manual for the model 9015 radiation monitor controller. Monrovia, 1994, 50 p.

RAINFORD, L.A., AL-QATTAN, E., MCFADDEN, S., BRENNAN, P.C., CEC analysis of radiological images produced in Europe and Asia. Radiography. v.13, p. 202-209, 2007.

RAMLI, K. et. al. Computed and conventional chest radiography: A comparison of image quality and radiation dose. Australasian Radiology, v. 49, p. 460-466, 2005.

RANNIKKO S.; ERMAKOV I.; LAMPINEN J.S.; TOIVONEN M.; KARILA K.T.K.; CHERVJAKOV A. Computing patient doses of X-ray examinations using a patient size- and sex- adjustable phantom. Br. J. Radiol. 70 p.708–18, 1997.

REYANLDO, S. R.; MOURÃO FILHO, A. P.; ALONSO, T.C.; DA SILVA T. A., Caracterização de um fantoma antropomórfico alderson para avaliação de doses em exposições médicas - CBFM 2009, São Paulo. Proceedings: ABFM, 2009.

ROWLANDS, J.A. The physics of computed radiography. Phys. Med. Biol. 47 pp. R123–R166, 2002.

SCAFF, L.A.M. Bases Físicas da Radiologia, Diagnóstico e Terapia, SARVIER, São Paulo, 1979.

SECHOPOULOS, I., SURYANARAYANAN, S., VEDANTHAN, S., D'ORSI, C.J., KARELLAS, A. Radiation dose to organs and tissues from mammography: Monte Carlo and Phantom study. Radiology: Vol.246: N.2. p.434-443. 2008.

SHRIMPTON P.C., WALL B.F., JONES D.G., FISHER E.S., HILLIER M.C., KENDALL G.M.; HARRISON R.M. A National Survey of Doses to Patients Undergoing a Selection of Routine X-ray Examinations in English Hospitals, NRPB-R200 (London, HMSO), 1986.

SOARES, C. M. A; Caracterização de um dosímetro para medida de dose pessoal. 2001. 108 f. Dissertação (Mestrado em Ciências na área de Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2001.

SOBOTTA, J. Atlas de Anatomia Humana. Helmut Ferner e Jochen Staubesand (Ed.). 18.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1982. v.2, 385p.

STRUELENS, L.; VANHAVERE, F.; SMANS, K. Experimental validation of Monte Carlo calculations with a voxelized Rando-Alderson phantom: a study on influence parameters. Phys. Med. Biol. 53 pp. 5831–5844, 2008.

SULIMAN I.I.; ABBAS N.; HABBANI I.F. Entrance surface dose to patients undergoing selected x-ray diagnostic examinations in Sudan. *Radiation Protection Dosimetry*. Vol. 123; No. 2, pp. 209-214, 2007.

SULIMAN, I.I.; HABBANI, F.I. Effective dose calculations in conventional diagnostic x-ray examinations for patients in major Sudanese 179 hospitals. In J Nagel & R Magjarevic (Eds.), *Biomedical Engineering incorporating the 21st International conference on Medical Physics and biomedical Engineering and the 15th International Conference on Medical Physics* Vol. International Federation for Medical Physics and Biomedical Engineering (pp. 1971-1974). Seoul, South Korea: IFMBE, 2006.

TAHUATA, L., SALATI, I. P. A., PRINZIO, R. Di., PRINZIO, M. A. R. R. Di., *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, IRD/CNEN, 2003 v.5, 242p.

TAPIOVAARA, M., SIISKONEN, T. PCXMC[®]: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations, report STUK-A139, 2nd edition (Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety), 2008.

TERRENCE, E.S. Apparatus for measuring the voltage applied to a radiation source. US Pat. 4,916,727, 10 apr. 1990. 10p.

TOIVONEN, M., ASCHAN, C., RANNIKKO, S., KARILA, K., SAVOIAINEN, S. Organ dose determination of X-ray examinations using TL detectors for verification of computed doses. *Radiation Protection Dosimetry*. Vol 66(1–4), 289–294, 1996.

VMI INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA. *Aparelho de raios X pulsar plus: Manual do usuário*. 2003.

WinODS 2008. Disponível em: <http://www.rti.se/download_software/index.html> Acesso em 18 jan. 2009.

ZENÓBIO, M. A. F.; DA SILVA, T. A. Absorbed doses on patients undergoing tomographic exams for pre-surgery planning of dental implants. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 65, p. 708-711, 2007