



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de Botucatu



PG-BGA

## Construção de fantasmas homogêneos pediátricos de crânio e tórax para otimização de imagens em radiografia computadorizada

**Allan Felipe Fattori Alves**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências, Câmpus de Botucatu, UNESP, para obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Biologia Geral e Aplicada, Área de concentração Biologia Celular Estrutural e Funcional.

*Orientador: José Ricardo de Arruda Miranda*  
*Co-orientadora: Diana Rodrigues de Pina*

**BOTUCATU – SP**  
**2014**



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
Campus de Botucatu



PG-BGA

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“Júlio de Mesquita Filho”  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU

## Construção de fantasmas homogêneos pediátricos de crânio e tórax para otimização de imagens em radiografia computadorizada

**Allan Felipe Fattori Alves**  
**Orietador: José Ricardo de Arruda Miranda**  
**Co-orientadora: Diana Rodrigues de Pina**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências, Câmpus de Botucatu, UNESP, para obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Biologia Geral e Aplicada, Área de concentração Biologia Celular Estrutural e Funcional.

**BOTUCATU – SP**  
**2014**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.  
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE - CRB 8/5651

Alves, Allan Felipe Fattori.

Construção de fantasmas homogêneos pediátricos de crânio e tórax para  
otimização de imagens em radiografia computadorizada / Allan Felipe Fattori  
Alves. - Botucatu, 2014

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Instituto de  
Biociências de Botucatu

Orientador: José Ricardo de Arruda Miranda

Coorientador: Diana Rodrigues de Pina

Capes: 10501002

1. Diagnóstico por imagem - Técnicas digitais. 2. Radiografia. 3. Crânio -  
Radiografia. 4. Tórax - Radiografia.

Palavras-chave: Diagnóstico por imagem; Fantoma homogêneo; Otimização;  
Radiografia ; Técnicas digitais.

Esta pesquisa foi realizada no Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu HCFMB-UNESP, devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas (CEP) (CEP 4368-2012).

Os exames retrospectivos de tomografia computadorizada utilizados neste estudo foram de pacientes do HCFMB-UNESP, do Instituto da Criança do Hospital das Clínicas de São Paulo (ICR-USP) e da Fundação Amaral Carvalho de Jaú (Hospital do Câncer).

## Resumo

Este trabalho teve como objetivo a otimização de imagens de radiografia computadorizada (CR, do inglês, *computed radiography*) de crânio e tórax de pacientes pediátricos entre 1 e 5 anos de idade. Para atingir esse objetivo foram desenvolvidos fantasmas homogêneos pediátricos, que simularam a faixa etária em estudo, a partir de exames retrospectivos de tomografia computadorizada (CT, do inglês, *computed tomography*). Nesse procedimento foi utilizado um algoritmo computacional para quantificar as espessuras médias de tecidos biológicos (tecido pulmonar, adiposo, mole e ósseo) presentes nas regiões anatômicas em estudo. Essas espessuras foram convertidas em materiais simuladores (lucite e alumínio) de modo a compor os fantasmas homogêneos de crânio e tórax. As incertezas relativas no processo de quantificação dos exames de crânio foram de 3,5% para tecido mole e 9,5% para tecido ósseo. Na quantificação dos exames de tórax a incerteza relativa foi de 19,4% para o tecido pulmonar, 13,0% para o tecido mole e 20,0% para o tecido ósseo. O fantoma de tórax foi construído com 7,3 cm de lucite distribuídos em 4 placas de mesma espessura (15,0 x 15,0 x 1,82) cm<sup>3</sup> arranjadas em dois pares, separadas por um espaçamento de ar de 2,86 cm. Duas placas de alumínio de (15,0 x 15,0 x 0,13) cm<sup>3</sup> e (150,0 x 150,0 x 1,0) mm<sup>3</sup> foram inseridas, respectivamente, entre os pares superior e inferior de lucite. O fantoma de crânio foi construído com 11,98 cm de lucite distribuídos em cinco placas de mesma espessura (15,0 x 15,0 x 2,33) cm<sup>3</sup>. Duas placas de alumínio (15,0 x 15,0 x 0,16) cm<sup>3</sup> e (15,0 x 15,0 x 0,12) cm<sup>3</sup> foram inseridas, respectivamente, entre os pares superior e inferior de lucite. Os fantasmas homogêneos foram utilizados no processo de otimização de imagens em sistemas CR, para calibração do feixe de raios X. No processo de calibração foram determinadas **técnicas-teste** (combinação kVp e mAs), que produziram índices de exposição (lgM) em torno de 1,96. As **imagens testes**, obtidas nesse processo, foram utilizadas na determinação de parâmetros físicos como a eficiência quântica de detecção efetiva (eDQE, do inglês, *effective detective quantum efficiency*) e o contraste-detalhe. Esses parâmetros foram associados à **imagens ótimas** do tórax e crânio de pacientes adulto e padrão, obtidas em estudos prévios. As imagens ótimas obtidas neste estudo, passaram ainda pela avaliação do princípio ALARA (do inglês, *As low As Reasonably Achievable*) para determinação de técnicas pediátricas **Gold Standard (GS)** para crânio e tórax.

## Abstract

The aim of this work was to optimize computed radiography techniques of skull and chest for pediatric patients between 1 and 5 years old. To achieve this goal, pediatric homogenous phantoms were developed from retrospective computed tomography (CT) scans. In this procedure, a computational algorithm was used to quantify the average thickness of biological tissue (lung, fat, soft and bone tissue) present on the anatomic region under study. These thicknesses were converted into simulators materials (Lucite and aluminum) to build the homogeneous phantoms of skull and chest. The relative uncertainties in the quantification process of skull examinations were 3.5% for soft tissue and 9.5% for bone tissue. In the chest examination, the relative uncertainties were 19.4% for lung tissue, 13.0% for soft tissue and 20.0% for bone tissue. The chest phantom was constructed with 7.3 cm of lucite distributed in four plates of the same thickness ( $15.0 \times 15.0 \times 1.82$ ) cm<sup>3</sup> arranged in two pairs, separated by a spacing of 2.86 cm of air. Two aluminum plates ( $15.0 \times 15.0 \times 0.13$ ) cm<sup>3</sup> and ( $15.0 \times 15.0 \times 0.10$ ) mm<sup>3</sup> were inserted, respectively, between the upper and lower pairs of Lucite. The skull phantom was constructed with 11.98 cm of Lucite distributed in five plates of the same thickness ( $15.0 \times 15.0 \times 2.33$ ) cm<sup>3</sup>. Two aluminum plates ( $15.0 \times 15.0 \times 0.16$ ) cm<sup>3</sup> and ( $15.0 \times 15.0 \times 0.12$ ) cm<sup>3</sup> were inserted between the upper and lower pairs of Lucite. These homogeneous phantoms were used in the optimization process for CR systems to determine test techniques (kVp and mAs combination), which produced levels of exposure around 1.96 IgM. The test images, obtained in this process, were used in the determination of physical parameters such as the effective detective quantum efficiency (eDQE) and contrast-detail. These parameters were associated with the optimal images of skull and chest for adult patients obtained in previous studies. Optimal images obtained in this study, according to the ALARA principle (As low As Reasonably Achievable) determined Gold Standard (GS) pediatric techniques for skull and chest.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais, Olavo Alves Filho e Nádia Maria Fattori, e minha irmã Allana Caroline Fattori Alves por proporcionarem tudo em minha vida.

Ao Prof. Adj. José Ricardo de Arruda Miranda pela sabedoria e dedicação na orientação.

À Profª. Drª. Diana Rodrigues de Pina pela excelente orientação, paciência e dedicação neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Sergio Barbosa Duarte pelas valiosas discussões.

Ao Dr. Fausto de Chiacchio Guimarães por gentilmente ceder imagens do Hospital Amaral Carvalho de Jaú.

Aos amigos do Laboratório de Física Aplicada ao Radiodiagnóstico e do Laboratório de Biomagnetismo pelo excelente companheirismo e ajuda essencial neste trabalho.

A minha namorada Débora Zanoni do Prado pelo companheirismo e compreensão nesta etapa.

A todos que direta ou indiretamente colaboraram para a conclusão deste trabalho.

À CAPES pelo apoio financeiro.

# Lista de Figuras

|                                                                                                                                                                                                                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1: Fantoma Equivalente ao Paciente (FEP) simulando região de tórax. ....                                                                                                                                                                                                         | 17 |
| Figura 2 – a) CDRAD 2.0 – Dispositivo para avaliação do contraste-detelhe em sistemas radiográficos. b) Imagem radiográfica do CDRAD associado a um fantoma homogêneo. ....                                                                                                             | 20 |
| Figura 3: Histograma ilustrativo de uma imagem de TC de tórax. ....                                                                                                                                                                                                                     | 22 |
| Figura 4: Conjunto de Gaussianas características para cada tecido, que podem ser reconhecidas no histograma do exame na Figura 3. ....                                                                                                                                                  | 22 |
| Figura 5 – Esquema ilustrativo mostrando o fantoma de tórax (a e b) e crânio (c e d) na visão normal e expandida. ....                                                                                                                                                                  | 24 |
| Figura 6 - Esquema de montagem para a aquisição das imagens homogêneas com os seguintes componentes: (a) tubo de raios X, (b) simulador homogêneo, (c) câmara de ionização, e (d) placa de imagem. A distância fonte-detector (DFD) foi de 180 cm para tórax e 100 cm para crânio. .... | 26 |
| Figura 7 – Esquema de montagem para obtenção da MTF nos fantasmas homogêneos de tórax. O arranjo para o fantoma de crânio é o mesmo, com exceção da DFF que é de 100 cm. ....                                                                                                           | 27 |
| Figura 8 – a) – Função de espalhamento de borda. b) Função de espalhamento de linha. ....                                                                                                                                                                                               | 28 |
| Figura 9– Função transferência de modulação para uma imagem “tudo ou nada” obtida no sistema CR. ....                                                                                                                                                                                   | 29 |
| Figura 10 – Arranjo das ROIs para medição da NNPS na imagem homogênea ([IEC] 62220-1, 2003). ....                                                                                                                                                                                       | 29 |
| Figura 11 - Histograma do exame de crânio representando a distribuição de pixels em números de TC e as curvas de distribuição determinadas a partir do ajuste de Gaussianas para cada tipo de tecido. ....                                                                              | 33 |
| Figura 12 – Histograma do exame de tórax representando a distribuição de pixels em números de TC e as curvas de distribuição determinadas a partir do ajuste de Gaussianas para cada tipo de tecido. ....                                                                               | 34 |
| Figura 13 - MTF versus a frequência espacial para o sistema Agfa CR85-X. ....                                                                                                                                                                                                           | 37 |
| Figura 14 - NNPS versus a frequência espacial para o sistema Agfa CR85-X. ....                                                                                                                                                                                                          | 38 |
| Figura 15 - DQE versus a frequência espacial para o sistema Agfa CR85-X. ....                                                                                                                                                                                                           | 38 |
| Figura 16 a) - MTF em função da frequência espacial para as técnicas testes de crânio. b) NNPS em função da frequência espacial para as técnicas testes de crânio. ....                                                                                                                 | 39 |
| Figura 17 - DQE em função da frequência espacial para as técnicas-teste de crânio. ...                                                                                                                                                                                                  | 40 |
| Figura 18 – Valores de eDQE média compreendidos entre a frequência espacial de 0,5 a 2,0 mm <sup>-1</sup> em função da kVp das técnicas-teste de crânio. ....                                                                                                                           | 41 |
| Figura 19 - IQF inv em função do kVp para as técnicas teste de crânio com as faixas de confiança obtidas para o paciente adulto padrão. ....                                                                                                                                            | 42 |
| Figura 20 - a) MTF em função da frequência espacial para as técnicas testes de tórax. b) NNPS em função da frequência espacial para as técnicas testes de tórax. ....                                                                                                                   | 43 |
| Figura 21 - DQE em função da frequência espacial para as técnicas-teste de tórax. ....                                                                                                                                                                                                  | 44 |



|                                                                                                                                                             |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 22 – Valores de eDQE média compreendidos entre a frequência espacial de 0,5 a 2,0 mm <sup>-1</sup> em função da kVp das técnicas-teste de tórax..... | 44 |
| Figura 23 - IQF inv em função do kVp para as técnicas teste de tórax com as faixas de confiança obtidas para o paciente adulto padrão. ....                 | 45 |

## Lista de Tabelas

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 - Distribuição de grupos de exames de CT de crânio, por faixa de diâmetro ântero-posterior (DAP), com seus respectivos valores médios e desvio-padrões e o número de exames correspondentes. ....                                                                                                       | 20 |
| Tabela 2 - Distribuição de grupos de exames de CT de tórax, por faixa de diâmetro ântero-posterior (DAP), com seus respectivos valores médios e desvio-padrões e o número de exames correspondentes. ....                                                                                                        | 21 |
| Tabela 3 - Quantificação de tecidos biológicos para construção do fantoma homogêneo de crânio. São vistos o DAP médio com seu desvio padrão, o tipo e a espessura dos tecidos biológicos (Ti), o tipo e a espessura dos materiais simuladores (TS), e as incertezas relativas do processo de quantificação ..... | 35 |
| Tabela 4 – Quantificação de tecidos biológicos para construção do fantoma homogêneo de tórax. São vistos o DAP médio com seu desvio padrão, o tipo e a espessura dos tecidos biológicos (Ti), o tipo e a espessura dos materiais simuladores (TS), e as incertezas relativas do processo de quantificação .....  | 35 |
| Tabela 5 - Seleção das técnicas teste no fantoma de crânio com os valores de kVp, mAs, lgM e a dose na entrada da pele com seu desvio-padrão. ....                                                                                                                                                               | 36 |
| Tabela 6 – Seleção das técnicas teste no fantoma de tórax com os valores de kVp, mAs, lgM e a dose na entrada da pele com seu desvio-padrão. ....                                                                                                                                                                | 37 |
| Tabela 7- Seleção da técnica <i>Gold Standard</i> para crânio. ....                                                                                                                                                                                                                                              | 42 |
| Tabela 8- Seleção da técnica <i>Gold Standard</i> para tórax. ....                                                                                                                                                                                                                                               | 45 |

## Lista de Siglas

**ALARA** – Tão baixo quanto razoavelmente exequível, do inglês *As Low As Reasonably Achievable*.

**CR** – Radiografia Computadorizada, do inglês *Computed Radiography*.

**CT** – Tomografia Computadorizada, do inglês *Computed Tomography*.

**CSR** – camada semi-redutora.

**DQE** – Eficiência de Detecção Quântica, do inglês *Detective Quantum Efficiency*.

**DAP** – diâmetro ântero-posterior.

**DEP** – dose na entrada da pele.

**DFD** – distância fonte-detector.

**DLL** – diâmetro látero-lateral.

**eDQE** – Eficiência de Detecção Quântica Efetiva, do inglês *Effective Detective Quantum Efficiency*.

**FN** – Frequência de *Nyquist*.

**FEP** – fantoma equivalente ao paciente.

**GS** – *Gold Standard* (referente a técnica otimizada).

**IQF<sub>inv</sub>** – Figura de qualidade de imagem invertida, do inglês *Image Quality Figure Inverse*.

**kVp** – quilovoltagem de pico.

**lgM** – *log mean* (indicativo de exposição do sistema de CR AGFA)

**mAs** – produto corrente-tempo (miliampere x segundo).

**MTF** – Função Transferência de Modulação, do inglês *Modulation Transfer Function*.

**NNPS** – Espectro de Potência de Ruído Normalizado, do inglês *Normalized Noise Power Spectrum*.

**PMMA** – polimetil metacrilato (conhecido também como lucite ou acrílico)

**ROI** – região de interesse, do inglês *region of interest*.

**SF** – Fração de Espalhamento, do inglês *Scatter Fraction*.

**TF** – Fração de Transmissão, do inglês *Transmission Fraction*.

# Sumário

|                                                                               |    |
|-------------------------------------------------------------------------------|----|
| Resumo .....                                                                  | 5  |
| Abstract.....                                                                 | 6  |
| 1. Introdução.....                                                            | 13 |
| Fundamentos Teóricos.....                                                     | 16 |
| 3. Materiais e Métodos.....                                                   | 20 |
| 3.1. Quantificação de tecidos biológicos e construção dos fantomas homogêneos | 20 |
| 3.2. Aquisição de imagens dos fantomas homogêneos .....                       | 25 |
| 3.3. Calibração do feixe de raios X e Obtenção de parâmetros físicos .....    | 25 |
| 3.3.1. Aquisição de Imagens Radiográficas .....                               | 25 |
| 3.3.2 DQE do Sistema.....                                                     | 27 |
| 4. Resultados e Discussão.....                                                | 33 |
| 4.1 Quantificação de tecidos biológicos.....                                  | 33 |
| 4.2 Construção dos fantomas homogêneos .....                                  | 35 |
| 4.3 Calibração do feixe de raios X e Obtenção de parâmetros físicos .....     | 36 |
| 4.4 Parâmetros físicos de qualidade de imagem (DQE, eDQE e CDRAD).....        | 37 |
| 5. Conclusão .....                                                            | 47 |
| 6. Referências Bibliográficas.....                                            | 48 |
| Apêndice A .....                                                              | 53 |
| Apêndice B .....                                                              | 55 |
| Apêndice C .....                                                              | 56 |
| Apêndice D .....                                                              | 57 |

## 1. Introdução

A radiologia diagnóstica pediátrica é considerada uma especialidade separada e com características distintas da radiologia aplicada à pacientes adultos, devido à variabilidade no tamanho das estruturas anatômicas (Pina et al., 2012; Rugolo, 2005; White, 1978; Woodard and White, 1986). O paciente pediátrico apresenta maior radiosensibilidade e, portanto, um risco maior para o desenvolvimento de alterações genéticas, podendo resultar em câncer induzido pela exposição à radiação. As crianças são frequentemente superexpostas à radiação e a outros riscos físicos e emocionais, durante a repetição de exames para obtenção de imagens de qualidade aceitável. Torna-se necessário considerar que a dose em cada procedimento deve ser a mínima possível, desde que se atinja o objetivo clínico (Hall and Giaccia, 2006; Pina et al., 2012).

Os exames de tórax, em pacientes de 1 a 5 anos, são realizados com grande frequência, devido à pneumonia (IBIAPINA et al., 2004) e infecções em vias aéreas (BOSSO et al., 2004). No Brasil a pneumonia representa 13% dos casos de morte entre os pacientes pediátricos na faixa etária em estudo (IBIAPINA et al., 2004), e 19% das causas de morte de crianças abaixo de 5 anos no mundo (T. Wardlaw, E. W. Johassen, 2006). Exames radiográficos de crânio nesta faixa etária são comumente realizados devido a traumas crânioencefálicos. O trauma é uma das principais causas de morte na infância, representando 18% das mortes em pacientes com idade entre 1 e 5 anos no mundo (S.D. Guerra, M.A. Jannuzzi, 1999). Dentre as principais causas de morte por traumatismo craniano estão acidentes automobilísticos, condições inadequadas de transporte de crianças e acidentes domésticos (S.D. Guerra, M.A. Jannuzzi, 1999).

Embora o tema seja de grande importância, foram somente nos últimos 20 anos que a comunidade científica apresentou publicações, em periódicos especializados, sobre otimização de exames radiológicos pediátricos com otimizações de doses (CEC, 1996; KYRIOU et al., 1996; Lowe et al., 1999; Mooney and Thomas, 1998; Radiology, 2011; Ratcliffe et al., 2003; Tapiovaara et al., 1999; Vano et al., 2008). As ferramentas básicas utilizadas em procedimentos de otimização de imagens são os fantasmas homogêneos (Gray et al., 1983; Pina et al., 2006, 2004b; Tapiovaara et al., 1999). Entretanto a literatura é escassa ao se reportar à fantasmas homogêneos pediátricos, justamente pela grande variabilidade de tamanhos e composição de tecidos nessa faixa etária. Portanto, estabelecer representações de pacientes para determinadas regiões anatômicas é muito importante para obtenção de imagens de qualidade para

diagnósticos médicos mais seguros. Um pré-requisito para a construção de fantasmas homogêneos é a quantificação das espessuras médias dos tecidos biológicos, presentes no livre caminho médio do feixe de raios X, e a equivalência destes em espessura de materiais simuladores (Jennings, 1988; Pina et al., 2012). A literatura apresenta algoritmos para classificação e quantificação de tecidos biológicos a partir de imagens tomográficas. A maioria destes, baseando-se na segmentação da imagem (Drebin et al., 1988; Hangartner and Short, 2007; Kalinin et al., 2005; Pina et al., 2012; Shrinidhi et al., 1996; Susomboon et al., n.d.; Zheng et al., 2007).

Drebin *et al.* (1988) apresenta um algoritmo de reconstrução de volumes, que são modelados através da composição de vários materiais (osso, tecido mole, tecido adiposo). A composição de um voxel (versão reduzida do inglês, *volume elements*) é descrita pela porcentagem de cada material existente neste. A classificação dos volumes foi realizada através da segmentação da imagem, utilizando porcentagens de ar, osso, tecido mole e tecido adiposo (Drebin et al., 1988).

Shrinidhi *et al.* (1996) utilizou um classificador de tecidos baseado em um algoritmo condicional iterativo para as imagens de Tomografia Computadorizada (CT, do inglês, *computed radiography*), com elementos finitos específicos. O classificador usa um histograma de escala de cinza para cada tipo de tecido e informação tridimensional da vizinhança para segmentar a imagem. Os diferentes tipos de órgãos ou tecidos classificados por estes algoritmos são: pulmão, átrio, sangue, tecido adiposo, osso, músculo, pele, rim, ar, fígado, baço, esôfago, tecido mole, ventrículos esquerdo e direito, líquido, estômago, pâncreas, grandes vasos, tecido conjuntivo, papilas, intestino, fluido intestinal e medula óssea (Shrinidhi et al., 1996).

O algoritmo apresentado por Kalinin *et al.* (2005) é um classificador baseado no valor do pixel (versão reduzida do inglês, *picture elements*) para segmentar diferentes regiões anatômicas em estudos de CT, utilizando um classificador de árvore de decisão com descritores da textura e os nomes dos tecidos como rótulos de classificação (Kalinin et al., 2005).

A metodologia de Susomboon *et al.* (2005) baseia-se na classificação de regiões da imagem pela textura, através da análise das vizinhanças dos pixels. Tendo os parâmetros da textura da imagem, esta é segmentada e classificada (Susomboon et al., 2005).

Zheng *et al.* (2007) apresenta uma metodologia automática para quantificação de tecidos, os quais foram desenvolvidos a partir de segmentação de imagens tomográficas. O trabalho mostra um algoritmo segmentador de imagens, através de regras de decisão, obtidas a partir de números de CT, tomando como referência uma vizinhança de pixels dos tecidos encontrados na região de interesse. Aqui foram quantificadas as áreas de ar existentes no interior dos pulmões em adultos (Zheng *et al.*, 2007).

Hangartner & Short (2007) utilizam uma metodologia para calcular a espessura e densidade de ossos delgados, os quais apresentam difícil visualização nas imagens tomográficas em razão das limitações existente na resolução espacial dos equipamentos. O cálculo da espessura é estimado com base na *Full Width at Half Maximum* (FWHM), realizada através de ajustes feitos por gaussianas (Hangartner and Short, 2007).

Pina *et al.* (2012) apresenta um algoritmo para a classificação e quantificação dos tecidos presentes no tórax de pacientes pediátricos. Esta quantificação permitiu a construção de fantasmas homogêneos que simulam características de absorção e espalhamento da radiação próximas às do tórax de pacientes recém-nascidos e lactentes, entre 0 e 1 ano de idade (Pina *et al.*, 2012; Souza *et al.*, 2011). O presente estudo adotou o método descrito por Pina *et al.* (2012) para o desenvolvimento de fantasmas de crânio e tórax para pacientes pediátricos entre 1 e 5 anos de idade.

Os fantasmas homogêneos foram utilizados no processo de otimização de imagens em sistemas de radiografia computadorizada (CR, do inglês, *computed radiography*) para calibração do feixe de raios X. No processo de calibração foram determinadas **técnicas radiográficas teste** que produziram índices de exposição (IgM) em torno de 1,96, para o sistema de detecção em estudo. As **imagens testes**, foram utilizadas na determinação de parâmetros físicos como a eficiência quântica de detecção efetiva (eDQE, do inglês, *effective detective quantum efficiency*) e o contraste detalhe. Esses parâmetros foram associados à **imagens ótimas** do tórax e crânio de pacientes adulto e padrão, obtidas em estudo prévios (Velo, 2012). As imagens ótimas obtidas neste estudo, passaram ainda pela avaliação do princípio ALARA (do inglês, *As Low As Reasonably Achievable*) para determinação da técnica **Gold Standard (GS)** para crânio e tórax.

## Fundamentos Teóricos

### 2.1 Logaritmo Médio de Exposição (lgM)

Os fabricantes de sistemas de radiografia computadorizada (CR, do inglês, *computed radiography*) criaram diferentes índices de exposição, os quais estão relacionados com a exposição da radiação incidente no detector (placa de imagem) (AAPM Report NO.93, 2006). Os índices de exposição são usados para fornecer uma medida que indica se os fatores físicos de exposição (kVp, mAs e distância fonte-detector) foram apropriados para o exame em questão. Os índices de exposição apresentam uma relação direta com a dose no paciente (Lança and Silva, 2008a).

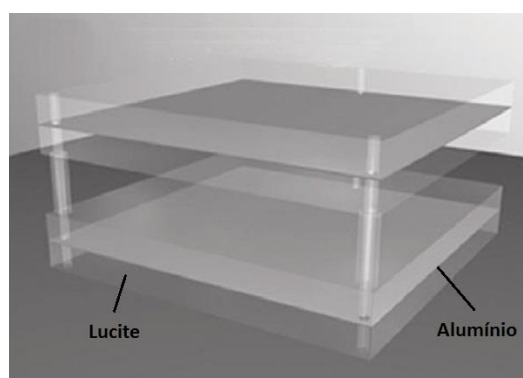
Os equipamentos de CR Fuji apresentam o índice de exposição através de um valor “S”, o sistema Kodak por EI (do inglês *Exposure Index*) e a Agfa por lgM (do inglês *Log Mean*). Essa pesquisa utilizou o sistema CR da Agfa. O valor de lgM obtido de uma imagem radiográfica é um indicador sobre o nível de exposição adequado (níveis de graus de cinza) para o operador do equipamento (técnico de raios X) na rotina clínica (Lança and Silva, 2008a). De acordo com o fabricante o valor de 1.96 lgM deve estar associado com uma exposição de 2.5  $\mu\text{Gy}$  no plano de entrada do detector (Lança and Silva, 2008a).

### 2.2 Fantoma

Uma estrutura que contém um ou mais substituto de tecidos biológicos é denominada de fantoma (Cerqueira et al., 2011). As propriedades de atenuação dos substitutos de tecidos biológicos dependem da faixa de energia a ser utilizada e da composição química dos materiais ((ICRU), 1992). A necessidade de fantasmas distintos para aplicações médicas levou a utilização de fantasmas complexos dificultando a intercomparação entre diferentes equipamentos radiológicos. Esse problema foi sanado com a recomendação de fantasmas padrão universal para as diferentes áreas de interesse ((ICRU), 1992). Estes podem ser classificados de acordo com sua função, sendo chamados de dosimétricos, de calibração ou de imagem. Os fantasmas são frequentemente usados na determinação de dose absorvida em radioterapia, na calibração de feixes de raios X em radiodiagnóstico e na análise funcional dos órgãos *in vivo* em medicina nuclear ((ICRU), 1992; White, 1978; Woodard et al., 1986).



O fantoma que tem se destacado como padrão em radiodiagnóstico é o fantoma homogêneo equivalente ao paciente (FEP), como mostrado na Figura 1. Desenvolvido pelo Instituto de Normas Americano (do inglês, *American National Standard Institute - ANSI*) (ANSI, 1982; Whiting, 1983), o FEP possui representações de diversas partes do corpo humano como o crânio, tórax, coluna lombar e extremidades (AAPM Report NO.31, 1990). Algumas características tornam o FEP um bom simulador homogêneo, como o fato de representar características de absorção e espalhamento da radiação próximas à do paciente adulto e padrão (1,75 cm de altura e 73,5 kg) na faixa de energia utilizada em radiodiagnóstico, baixo custo, fácil portabilidade e por ser composto por materiais de fácil aquisição como a lucite ou PMMA (polimetil metacrilato) e o alumínio (B.J. Conway, J.E. Duff, T.R. Fewell, 1990; Conway, 1984).



**Figura 1:** Fantoma Equivalente ao Paciente (FEP) simulando região de tórax.

Neste estudo foram desenvolvidos dois fantasmas homogêneos, um de crânio e outro de tórax, para pacientes pediátricos na faixa etária de 1 a 5 anos, seguindo o arranjo descrito na construção do FEP. Os fantasmas desenvolvidos neste estudo foram utilizados no processo de otimização de qualidade de imagem e dosimetria em um sistema de radiografia computadorizada.

A seguir, nas seções 2.3 a 2.6, serão descritos os parâmetros físicos a serem utilizados em procedimentos de quantificação objetiva da qualidade da imagem.

### **2.3 Função Transferência de Modulação (MTF)**

A função transferência de modulação (MTF, do inglês *modulation transfer function*) descreve a capacidade do sistema em reproduzir a frequência de informações contidas no sinal de raios X incidente. Em sistemas CR, a MTF depende de fatores

como tamanho focal do laser de leitura, características ópticas do sistema de coleta e as características das placas de imagem (Fetterly and Hangiandreou, 2001). Muitos autores já descreveram o procedimento de aquisição da MTF em sistemas digitais (Carton et al., 2005; Moore et al., 2007; Samei et al., 2006, 1998). Neste trabalho utilizamos o método empregado por (Samei et al., 2006). Essa grandeza é um dos parâmetros a serem utilizados no cálculo da DQE (eficiência quântica de detecção) e da DQE efetiva.

## **2.4 Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS)**

Em imagens radiográficas digitais, o ruído refere-se a variações aleatórias no sinal do pixel que interferem na interpretação da imagem diagnóstica (Samei, 2003). Como o processo de formação e detecção da radiação sofre inúmeros processos randômicos, o ruído final de uma imagem digital depende de uma série de fatores. Os principais deles são: o número de fótons que gerados na fonte de raios X, o número de fótons que atravessam o objeto (paciente), o número de fótons que são capturados pelo detector e a conversão do sinal latente no detector para sinal digital. O espectro de potência do ruído (NPS, do inglês *noise power spectrum*) é uma das formas mais comuns para descrever as propriedades do ruído de um sistema de imagens. O NPS foi medido de acordo com Dobbins *et al.* (2006) e a IEC 62220-1 (2003) ([IEC] 62220-1, 2003; Samei et al., 2006). O NPS também foi um dos parâmetros utilizados no cálculo da DQE definida a seguir na seção 2.5.

## **2.5 Eficiência Quântica de Detecção (DQE) e Eficiência Quântica de Detecção Efetiva (eDQE)**

Uma das formas mais comuns de avaliação da qualidade de imagem de um detector digital é através do parâmetro físico denominado eficiência quântica de detecção (DQE, do inglês, *detective quantum efficiency*). A qualidade de uma imagem digital é geralmente descrita pela eficiência com que o sistema reproduz a informação contida no sinal incidente e varia em função da frequência espacial. Portanto, a DQE é uma variável física fundamental relacionada à qualidade de imagem em sistemas radiográficos e relaciona-se com a eficiência com que o detector converte a energia dos raios X incidentes em sinal útil na imagem final (Dobbins, 1995; Illers et al., 2005).

A DQE é geralmente definida pela relação entre a razão sinal-ruído de saída ao quadrado (do inglês, *signal-to-noise ratio*) ( $SNR_o$ )<sup>2</sup> pela razão sinal-ruído de entrada ao

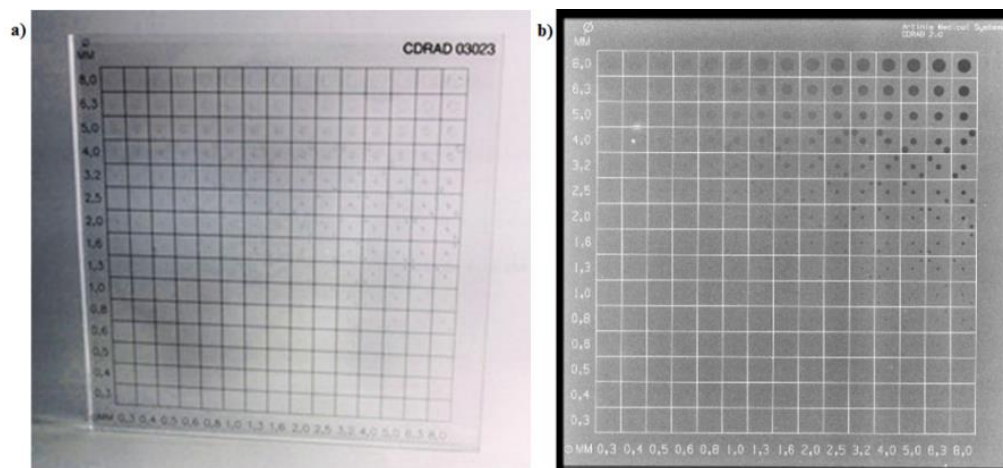
quadrado  $(\text{SNR}_i)^2$  do detector de imagem ([IEC] 62220-1, 2003). A DQE é proporcional à MTF, ao material de composição do detector, à razão sinal-ruído (neste caso a NNPS) e ao espectro de energias dos raios X ([IEC] 62220-1, 2003; Fetterly and Hangiandreou, 2001; Illers et al., 2005; Samei, 2003).

Muitos métodos diferentes para a medição da DQE já foram descritos na literatura (Fetterly and Hangiandreou, 2001; Illers et al., 2005; Samei, 2003). Um dos métodos mais aceitos é aquele descrito pela norma internacional IEC 62220-1 ([IEC] 62220-1, 2003) para medição da DQE em sistemas de radiografias digitais. Esta norma estabelece os métodos de medição, as condições experimentais e a metodologia de avaliação e foram utilizadas neste trabalho para caracterizar a eficiência de detecção do sistema CR Agfa.

Existe um outro parâmetro físico proposto por (Samei et al., 2009) para avaliar a performance clínica de detectores digitais denominada DQE efetiva (eDQE). Este parâmetro difere da DQE proposta pela IEC 62220-1 (2003) pois é medido com uma geometria de aquisição de imagens e outros fatores semelhante a rotina clínica. Portanto, a eDQE é medida na presença da magnificação dos fantasmas, da radiação espalhada, da grade anti-espalhamento e do borramento do ponto focal (Samei et al., 2009). A eDQE também foi utilizada neste trabalho para comparar diferentes técnicas-teste quanto a qualidade de imagem.

## **2.6 Contraste-detalhe (dispositivo CDRAD)**

O dispositivo de contraste-detalhe CDRAD 2.0 (*University Medical Center Nijmegen, Nijmegen, The Netherlands*) é um fantoma físico utilizado para quantificar a capacidade de contraste-detalhe de imagens radiográficas. O CDRAD é formado por uma placa de PMMA dividida em uma matriz de 15x15 quadrados contendo orifícios que variam em profundidade e diâmetro, conforme visto na Figura 2. Alguns autores utilizaram o CDRAD 2.0 como forma de quantificar a capacidade de sistemas digitais reproduzirem estruturas de baixo contraste (Exhibit et al., 2013; Samei et al., 2008) e trazem uma descrição mais detalhada deste fantoma.



**Figura 2 – a)** CDRAD 2.0 – Dispositivo para avaliação do contraste-detalhe em sistemas radiográficos.  
**b)** Imagem radiográfica do CDRAD associado a um fantoma homogêneo.

### 3. Materiais e Métodos

#### 3.1. Quantificação de tecidos biológicos e construção dos fantomas homogêneos

Neste estudo, a classificação e quantificação de tecidos biológicos foi realizada baseando-se na metodologia descrita por (Pina et al., 2012). Para esse procedimento foi desenvolvido um algoritmo computacional na plataforma Matlab® capaz de quantificar automaticamente tecidos biológicos em imagens de tomografia computadorizada (CT) de exames retrospectivos<sup>1</sup> de tórax e crânio de pacientes de 1 a 5 anos de idade. Foram avaliados 140 exames retrospectivos de CT, sendo 56 de crânio e 84 de tórax. Devido à grande variação das estruturas anatômicas nesta faixa etária, os exames foram agrupados em função dos seus diâmetros ântero-posteriores (DAP) para os exames em estudo. Os grupos de DAP para crânio e tórax são apresentados nas Tabela 1 e 2, com os valores médios de DAP dentro de cada grupo, com seus respectivos desvios-padrões e número de exames de cada grupo.

**Tabela 1** - Distribuição de grupos de exames de CT de crânio, por faixa de diâmetro ântero-posterior (DAP), com seus respectivos valores médios e desvio-padrões e o número de exames correspondentes.

| Grupos | Faixa de DAP (mm) | DAP médio (mm)    | Número de Exames |
|--------|-------------------|-------------------|------------------|
| 1      | 130 - 140         | $134,90 \pm 2,54$ | 20               |

<sup>1</sup> exames retrospectivos gentilmente cedidos pelo HCFMB-UNESP, ICR-USP e Hospital Amaral Carvalho-Jaú.

|   |           |                   |    |
|---|-----------|-------------------|----|
| 2 | 140 - 150 | $145,74 \pm 2,91$ | 21 |
| 3 | 150 - 160 | $154,24 \pm 4,73$ | 15 |

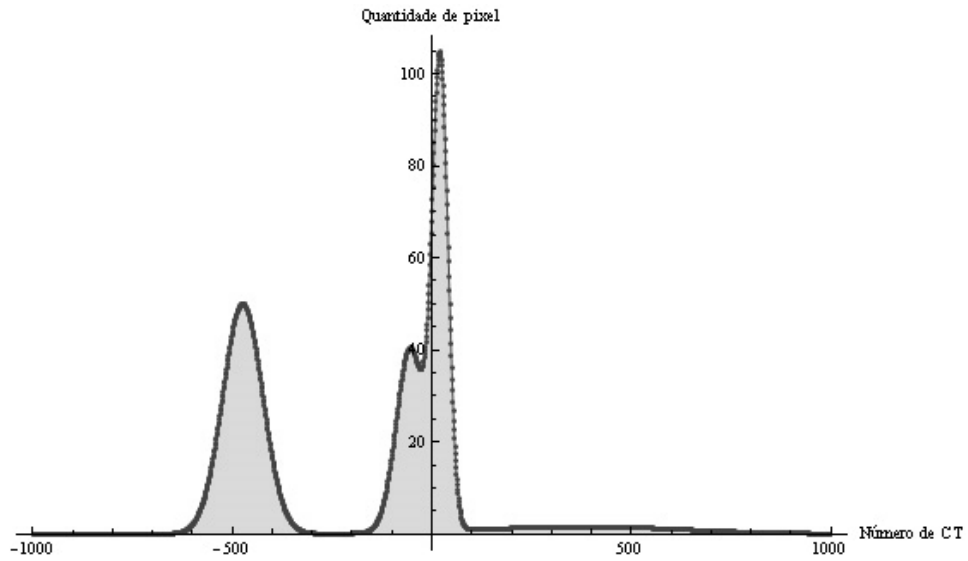
**Tabela 2** - Distribuição de grupos de exames de CT de tórax, por faixa de diâmetro ântero-posterior (DAP), com seus respectivos valores médios e desvio-padrões e o número de exames correspondentes.

| Grupos | Faixa de DAP (mm) | DAP médio (mm)    | Número de Exames |
|--------|-------------------|-------------------|------------------|
| 1      | 110-120           | $114,95 \pm 3,05$ | 26               |
| 2      | 120-130           | $123,76 \pm 3,07$ | 38               |
| 3      | 130-140           | $134,28 \pm 2,95$ | 20               |

O algoritmo de quantificação dos tecidos biológicos foi aplicado em cada um dos exames descritos nas Tabela 1 e 2. Os principais passos do algoritmo serão descritos a seguir (Pina et al., 2012):

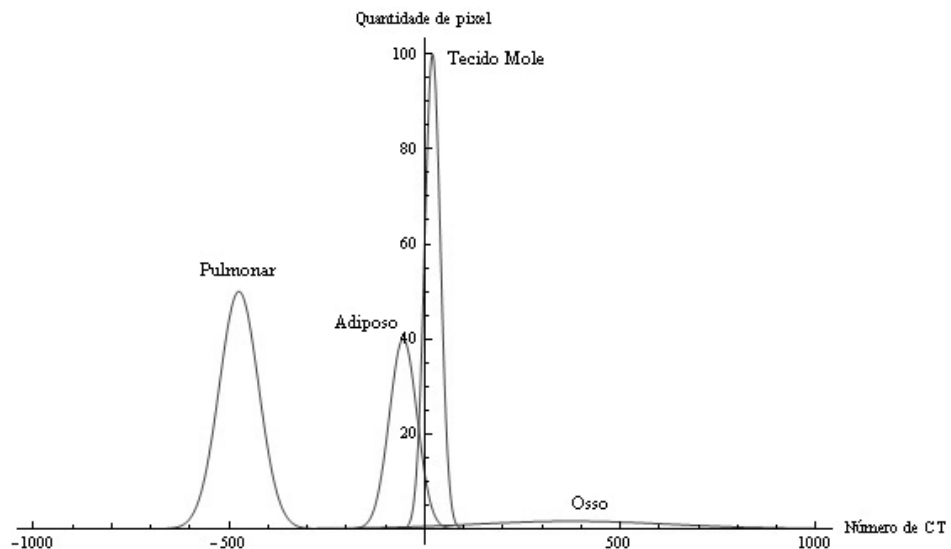
- Leitura das imagens, no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*);
- Delimitação das áreas do pulmão e crânio e eliminação de artefatos;
- Estimativa do diâmetro ântero-posterior (DAP) e do diâmetro látero-lateral (DLL) da estrutura dos pacientes;
- Geração de histogramas dos exames de tomografia computadorizada (número de pixels em função do número CT);
- Aplicação de ajuste de gaussianas para as regiões de interesse no histograma (tecido pulmonar, adiposo, mole e ósseo), conforme visto na Figura 4 e definição das curvas de distribuição para cada tecido;
- Quantificação do número de pixels sob cada curva de distribuição;
- Determinação da espessura média de cada tecido biológico (pulmonar, adiposo, mole e ósseo);
- Conversão dos tecidos biológicos em seus respectivos materiais simuladores (lucite e alumínio) (Jennings, 1988).

A Figura 3 apresenta um histograma ilustrativo da quantificação de um exame de tórax no qual são vistos a distribuição do número de pixels em função do número de CT.



**Figura 3:** Histograma ilustrativo de uma imagem de TC de tórax.

Os quatro picos presentes na Figura 3 representam as respostas características dos números de CT para diferentes tipos de tecidos biológicos. Para cada um destes picos, é ajustada uma função gaussiana, utilizando a região em torno do pico analisado. Para a região do tórax, este processo resulta em quatro curvas gaussianas,  $G_i$  (onde  $i$  = pulmonar, adiposo, mole ou ósseo), como ilustra a Figura 4.



**Figura 4:** Conjunto de Gaussianas características para cada tecido, que podem ser reconhecidas no histograma do exame na Figura 3.

A sobreposição das gaussianas da Figura 4 não reproduz necessariamente o histograma da Figura 3. Para tal, é necessário redefinir estas curvas de acordo com a Equação 1:

$$Gi'(CT) = Gi(CT) \cdot \left( \frac{H(CT)}{\sum_i Gi(CT)} \right) \quad (1)$$

Onde  $Gi'(CT)$  é a curva gaussiana redefinida para o tecido  $i$ ;  $H(CT)$  é o histograma do exame;  $Gi(CT)$  é a curva gaussiana do tecido  $i$  ajustada em torno do pico; e  $i$  o tecido biológico analisado (pulmonar, adiposo, mole ou ósseo).

Através desta redefinição, a superposição das curvas  $Gi'$  reproduz exatamente o histograma do exame  $H(CT)$  da Figura 3. A área abaixo de cada curva corrigida representa o número total de pixels  $\langle nVi \rangle$  associado à quantidade do  $i$ -ésimo tecido biológico, como descreve a equação 2.

$$nVi = \int_{CTmin}^{CTmax} Gi'(CT) \cdot d(CT) \quad nVi = \int_{CTmin}^{CTmax} Gi'(CT) \cdot d(CT) \quad Gi'(CT) = Gi(CT) \cdot \left( \frac{H(CT)}{\sum_i Gi(CT)} \right) \quad (2)$$

A espessura média do  $i$ -ésimo tecido biológico ( $Ti$ ), é determinada através das equações 3 e 4.

$$Ti = \frac{Vi}{n \cdot St \cdot [LD]} \quad (3)$$

$$Vi = nVi \cdot Ap \cdot St \quad (4)$$

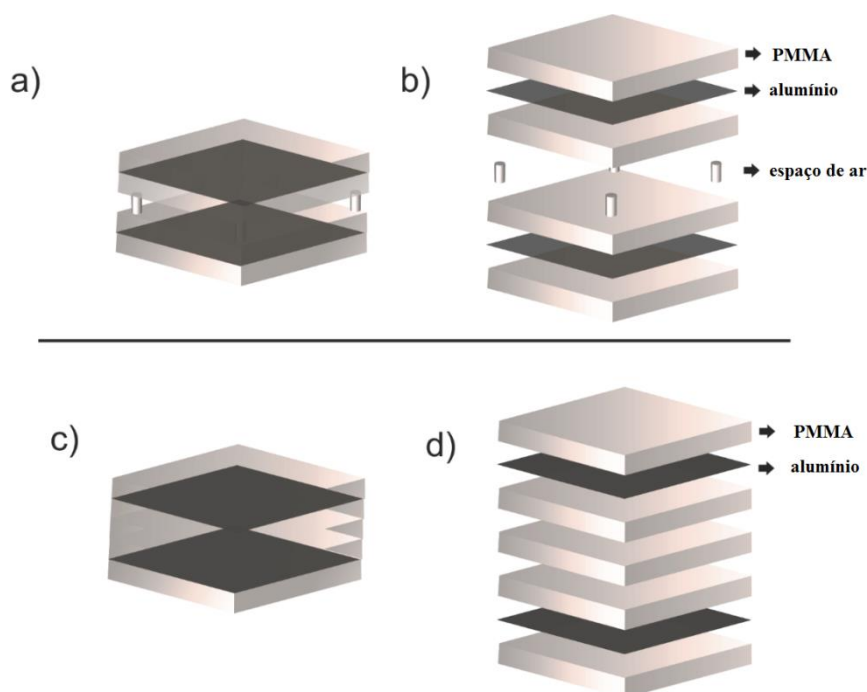
Onde  $Vi$  é volume do  $i$ -ésimo tecido biológico em um dado exame de CT;  $Ap$  é a área do pixel (em mm<sup>2</sup>), lida nas informações da imagem DICOM;  $St$  é a espessura de corte da imagem de CT, também lida a partir das informações DICOM;  $n$  é o número de fatias do exame; e  $[LD]$  é a distância látero-lateral média do paciente no exame tomográfico.

As espessuras de tecidos biológicos (tecido pulmonar, adiposo, mole e ósseo) foram convertidas em materiais simuladores (ar, lucite e alumínio) utilizando-se um algoritmo escrito em Fortran, denominado MATSIM (acrônimo de *Material Simulation*). Este aplicativo executa o algoritmo de conversão de espessuras de filtros de acordo com a metodologia proposta por (Jennings, 1988). O algoritmo estima a espessura de um determinado filtro a partir da equivalência da transmissão da radiação X de um filtro conhecido. Esse procedimento leva em consideração o espectro de raios X de entrada, composição, densidade física e número atômico dos elementos constituintes dos filtros selecionados em intervalos de energias efetivas do feixe (Jennings, 1988).

Após a determinação da espessura dos materiais simuladores foram construídos os fantasmas homogêneos. O arranjo e disposição das placas de lucite e alumínio, previamente determinadas foram baseadas na configuração do FEP conforme demonstrado na Figura 1 (AAPM Report NO.31, 1990; ANSI, 1982; Gray et al., 1983).

O fantoma homogêneo de tórax foi construído com quatro placas de lucite, cada qual com dimensões  $(15,0 \times 15,0 \times 1,83) \text{ cm}^3$ . Essas placas foram arranjadas em dois pares, separadas por um espaço de ar de 2,86 cm. Entre as placas do par superior e inferior foram inseridas placas de alumínio com dimensões  $(15,0 \times 15,0 \times 0,13) \text{ cm}^3$  e  $(15,0 \times 15,0 \times 0,1) \text{ cm}^3$  respectivamente, conforme ilustra a Figura 5 (a) e (b), respectivamente, em uma representação montada e expandida.

O fantoma homogêneo de crânio apresenta distribuição de placas de lucite semelhante ao fantoma de tórax. Entretanto, o espaço de ar foi substituído por uma placa de lucite. Portanto, foi construído com cinco placas de lucite de mesma espessura  $(15,0 \times 15,0 \times 2,33) \text{ cm}^3$ , e foram inseridas duas placas de alumínio de dimensões  $(15,0 \times 15,0 \times 0,16) \text{ cm}^3$  e  $(150,0 \times 150,0 \times 0,12) \text{ cm}^3$  entre os pares superiores e inferiores, respectivamente, conforme ilustra a figura 5 (c) e (d), em uma representação montada e expandida.



**Figura 5** – Esquema ilustrativo mostrando o fantoma de tórax (a e b) e crânio (c e d) na visão normal e expandida.



### 3.2. Aquisição de imagens dos fantasmas homogêneos

Este trabalho foi realizado em um equipamento de raios X convencional Siemens, de alta frequência, com filtração inerente de 2,5 mm de alumínio e camada semi-redutora (CSR) de 2,8 mm de alumínio para a tensão no tubo de 80 kVp. Foi utilizado o sistema de radiografia computadorizada composto pelo leitor *Agfa Health Care 85-X* e placas de imagem *Agfa MD 4.0* (18 x 24 cm<sup>2</sup>, com um *pixel pitch* efetivo de 0.1 mm).

Todas as imagens foram realizadas em uma única placa de detecção de imagem. Utilizou-se uma espera de 10 minutos após a aquisição para leitura da placa de imagem (AAPM Report NO.93, 2006). As imagens foram processadas de maneira semelhante às técnicas utilizadas na rotina. Os parâmetros de processamento foram escolhidos da seguinte maneira. Região anatômica imageada: *Crânio* AP (ântero-posterior) e *Tórax* PA (pósterio-anterior). Para ambas foram selecionados *speed class* de 400 e o parâmetro MUSICA (do inglês, *multiscale image contrast amplification*) com os seguintes ajustes, MUSI contraste: 3.0; Redução de ruído: 3.0; Melhoramento de borda: 0.0; Redução de Latitude: 0.0.

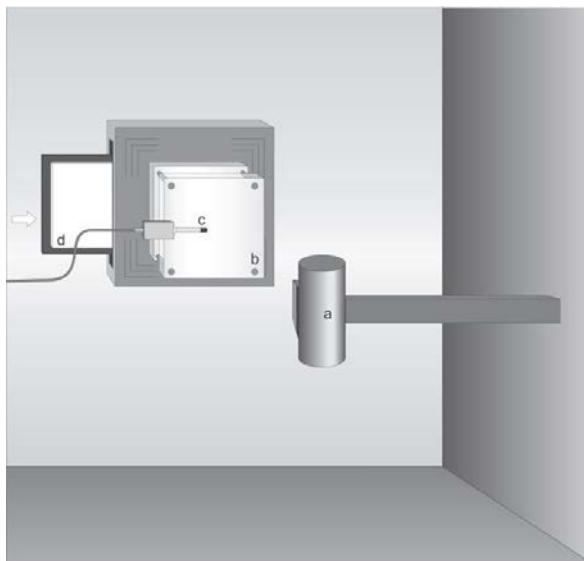
### 3.3. Calibração do feixe de raios X e Obtenção de parâmetros físicos

#### 3.3.1. Aquisição de Imagens Radiográficas

A calibração do feixe consistiu na utilização dos fantasmas homogêneos para a determinação de **técnicas-teste**. Para cada fantoma homogêneo foram selecionadas **técnicas-teste** com distintos valores de tensão kVp (quilovoltagem de pico) associados à diferentes mAs (produto corrente-tempo) que produziram valores de IgM em torno de 1,96 (indicador de exposição do sistema Agfa) (Lança and Silva, 2008b; Schaetzing, 2004). Para o crânio utilizou-se a faixa de 50-85 kVp e para o tórax de 50-90 kVp, ambos com passos de 5kVp. Os tempos de exposições adotados estão dentro da faixa onde não ocorre falha da lei da reciprocidade (Russell H. Morgan, 1944).

As **técnicas-teste** foram empregadas em um esquema experimental, conforme apresenta a Figura 6. Na Figura 6 pode-se observar o fantoma de tórax (b) posicionado em contato com o *bucky* vertical da estativa, à uma certa distância fonte (a) detector (d) e uma câmara de ionização (c) posicionada sobre os fantasmas para avaliação da dose na entrada da pele

(DEP). O fantoma de crânio teve o mesmo arranjo, porém foi posicionado sobre a mesa de exame.



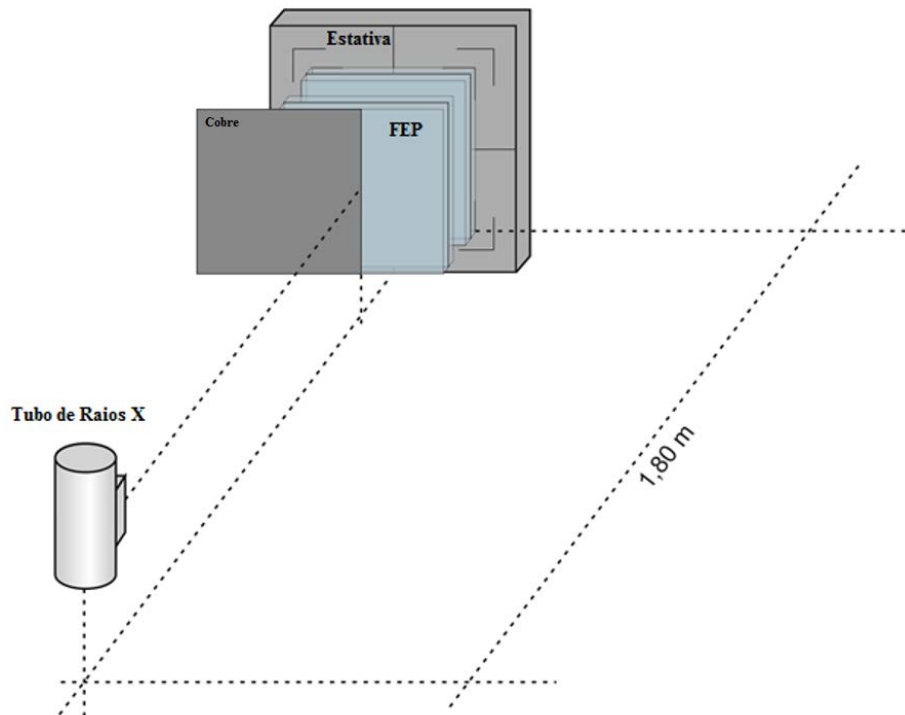
**Figura 6** - Esquema de montagem para a aquisição das imagens homogêneas com os seguintes componentes: (a) tubo de raios X, (b) simulador homogêneo, (c) câmara de ionização, e (d) placa de imagem. A distância fonte-detector (DFD) foi de 180 cm para tórax e 100 cm para crânio.

Foram realizadas três etapas de aquisição de imagens para avaliação dos parâmetros físicos utilizando as **técnicas-teste** nas seguintes combinações:

1 - Utilizando-se os fantasmas homogêneos de modo a obter **imagens teste** para avaliação da NNPS (espectro de potência do ruído normalizado), conforme apresentado na Figura 6;

2 – Utilizando-se uma placa de cobre de dimensões  $0,15 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$  com uma angulação de 1 grau colocada no centro dos fantasmas para avaliação da MTF (Função Transferência de Modulação), conforme ilustra a Figura 7, produzindo dessa forma o padrão de borda em imagens denominadas **“tudo ou nada”**.

3 – Acoplando-se o dispositivo de teste CDRAD, Figura 2, com os fantasmas homogêneos e mantendo-se a geometria apresentada na Figura 6 foram obtidas imagens para avaliação do **contraste detalhe**.



**Figura 7** – Esquema de montagem para obtenção da MTF nos fantasmas homogêneos de tórax. O arranjo para o fantoma de crânio é o mesmo, com exceção da DFF que é de 100 cm.

A câmara de ionização utilizada foi de 6 cm<sup>3</sup> (*Radcal Corp., Monrovia, CA*) devidamente calibrada para avaliação da dose na entrada da pele (DEP). A distância fonte-detector (DFD) para o tórax foi de 180 cm e para o crânio de 100 cm. A colimação do feixe de raios X em ambos os fantasmas foi realizada de modo a cobrir toda a sua superfície para formação das imagens homogêneas.

### 3.3.2 DQE do Sistema

A DQE do Sistema Agfa CR-85X foi medida de acordo com a metodologia proposta pela IEC 62220-1 (2003). Esta medida é realizada para caracterização do sistema CR em estudo quanto a sua eficiência de detecção. A qualidade do feixe utilizada nesta medida é a mesma especificada pela norma IEC, denominada RQA5, com filtração adicional de 21 mm de Alumínio, e CSR igual a 7,1 mm de Alumínio com 90 kVp. A equação de determinação da DQE é mostrada a seguir:

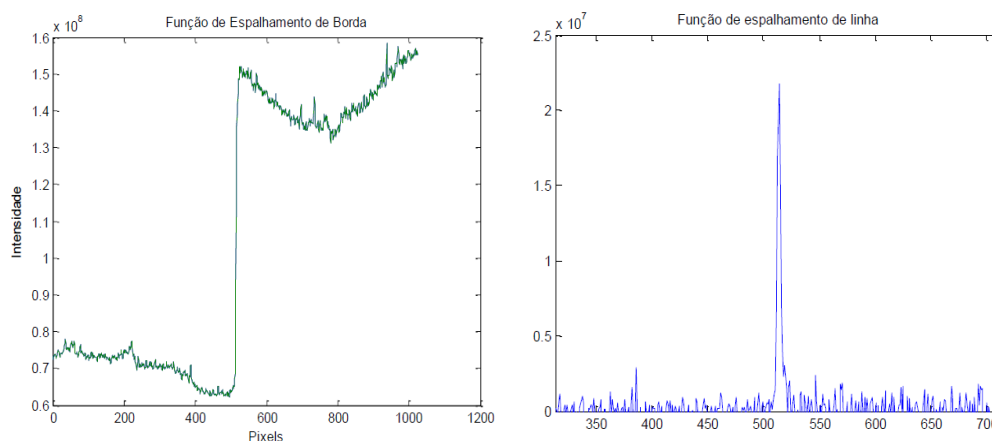
$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{NNPS(f) \times q \times E} \quad (5)$$

Onde MTF(f) é a função transferência de modulação dependente da frequência espacial; NNPS(f) é o espectro de potência de ruído normalizado dependente da frequência

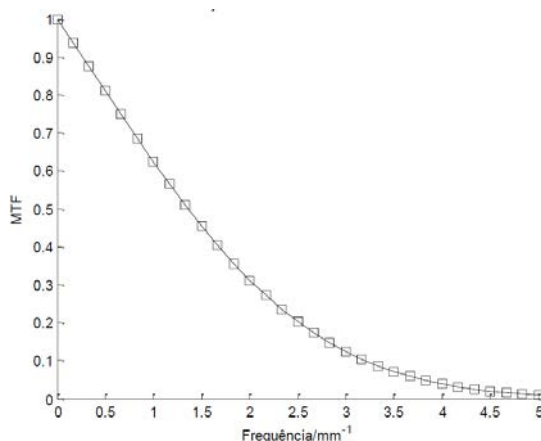
espacial;  $q$  é um parâmetro relacionado com a razão sinal-ruído do feixe de raios X incidente e possui valor de  $264626 \text{ mm}^{-2} \cdot \text{mR}^{-1}$  (obtido da multiplicação do valor de  $q$  sugerido pela norma IEC,  $30174 \text{ mm}^{-2} \cdot \mu\text{Gy}^{-1}$  pelo fator de conversão de  $8,77 \mu\text{Gy}^{-1} \text{ mR}^{-1}$ );  $E$  é a exposição medida no plano da placa de imagem, dentro do bucky da estativa ou da mesa. As metodologias de aquisição da MTF e NNPS são mostradas a seguir.

### 3.3.3 Função Transferência de Modulação

Primeiro obtém-se a MTF pré-amostrada na direção perpendicular da borda do cobre. Em seguida foi realizada a determinação do ângulo da borda e estes dados em duas dimensões foram projetados em uma estimativa unidimensional da função de espalhamento de borda, ESF (do inglês, *edge spread function*). O resultado da ESF em função da localização dos pixels é apresentado na Figura 8-a. Depois de obtida a ESF, aplicou-se a sua derivada obtendo a função de espalhamento de linha, LSF (do inglês, *line spread function*), apresentada na Figura 8-b. E finalmente a MTF foi obtida através da transformada de Fourier aplicada a LSF. Como em sistemas CR, o valor de pixel é de 100 nm, a frequência de *Nyquist* (FN) é de 5 pares de linha por milímetro (5pl/mm). A Figura 9 apresenta ilustrativamente a MTF de uma imagem “**tudo ou nada**” em função da FN.



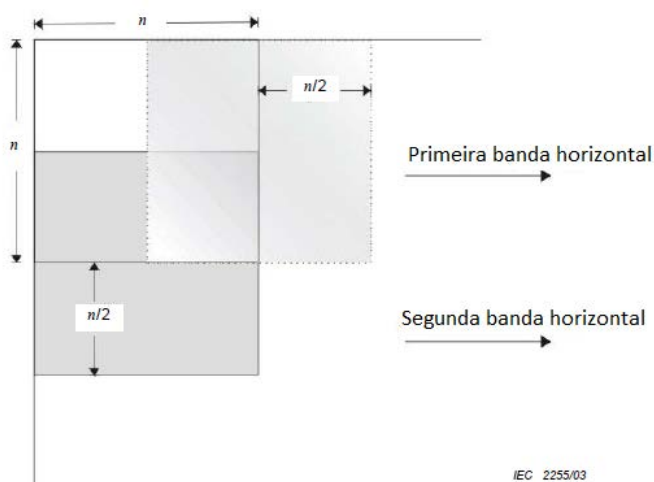
**Figura 8 – a)** – Função de espalhamento de borda. **b)** Função de espalhamento de linha



**Figura 9**– Função transferência de modulação para uma imagem “tudo ou nada” obtida no sistema CR.

### 3.3.4 Espectro de potência do ruído normalizado (NNPS)

Para avaliação do espectro de potência do ruído normalizado (NNPS) a porção homogênea da imagem formada foi dividida em áreas quadradas de 256 (n) x 256 (n) pixels, chamadas regiões de interesse (ROI, do inglês, *region of interest*). Essas áreas foram sobrepostas em 128 (n/2) pixels tanto na direção horizontal quanto vertical, conforme visto na Figura 10.



**Figura 10** – Arranjo das ROIs para medição da NNPS na imagem homogênea ([IEC] 62220-1, 2003).

As medidas subsequentes foram feitas movendo-se as ROIs tanto na direção vertical quanto na horizontal formando-se assim uma série de bandas horizontais de varredura, conforme vistas na Figura 10. Na sequência, a transformada de Fourier em duas dimensões foi calculada para todas as ROIs de acordo com a equação 6.

$$NPS(un, vk) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^M \left[ \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(xi, yi) - S(xi, yi) \exp(-2\mu_i(unxi + vkyj))) \right] \quad (6)$$

Onde  $\Delta x$  e  $\Delta y$  são o espaçamento dos pixels em ambas as direções horizontal e vertical;  $M$  é o número de ROIs;  $I(xi, yi)$  representa a linearização do sinal;  $S(xi, yi)$  é o ajuste polinomial.

Para normalizar a NPS (dada em unidades de valores digitais ao quadrado multiplicado por  $\text{mm}^2$ ), divide-se a mesma pelo quadrado da média dos valores de pixels usados para análise (em unidades de valores digitais). A relação final refere-se à NPS normalizada (NNPS), e tem unidade de  $\text{mm}^2$  como podemos analisar pela equação 7.

$$NNPS(un, vk) = \frac{NPS(un, vk)}{(S)^2} \quad (7)$$

Onde NNPS (un,vk) é o normalizado espectro de potência de ruído; NPS (un,vk) é o espectro de potência de ruído obtido da Equação 6 e S é a amplitude do sinal ao quadrado.

### 3.3.5 DQE efetiva

A DQE efetiva (eDQE) foi medida conforme a metodologia proposta por (Samei et al., 2009), para estimar a performance do sistema em um contexto clínico mais relevante e poder comparar as diferentes **técnicas-teste**. A eDQE é medida com as grandezas MTF e NNPS cujas metodologias foram exemplificadas nas seções anterior e também com a presença de magnificação dos fantasmas homogêneos, borramento do ponto focal, radiação espalhada e a grade anti-espalhamento. A eDQE pode ser determinada a partir da equação 8:

$$eDQE(f) = \frac{MTF(f)^2 \cdot (1 - SF)^2}{NNPS(f) \cdot TF \cdot E \cdot q} \quad (8)$$

Onde MTF (f) é a função transferência de modulação dependente da frequência espacial; SF é a fração de espalhamento (do inglês, *scatter fraction*) provocada pela presença dos fantasmas homogêneos; NNPS(f) é o espectro de potência de ruído normalizado dependente da frequência espacial; q é o número total de fótons de raio X incidentes por unidade de área. O termo q pode ser estimada a partir de uma medição da exposição real na entrada do detector, ou estimado com uma boa precisão se a CSR for medida para uma condição particular de teste (Beutel and Kundel, 2000); TF é o fator de transmissão (do inglês,

*transmission fraction*) medido antes e depois dos fantasmas; e E é a exposição medida com uma câmara de ionização de 6 cm<sup>3</sup> no plano do detector, dentro do bucky.

#### 3.3.5.1 Fração de espalhamento

A fração de espalhamento (SF, do inglês, *scatter fraction*) provocada pelos fantasmas homogêneos foi medida utilizando-se uma técnica denominada *beam-stop* (Floyd, 1991). Para cada **técnica-teste** foram geradas imagens com um conjunto de 8 cilindros de chumbo, cada um com 3 mm de diâmetro e 6 mm de altura, posicionados na porção central dos fantasmas, espaçados 2.5 cm um do outro. São medidos os valores médios dos pixels com ROIs de 10 x 10 pixels embaixo de cada cilindro e em uma região adjacente a cada um. A fração de espalhamento é calculada como a média da fração entre o sinal das ROIs atenuadas (sob os cilindros) e das suas respectivas regiões adjacentes.

#### 3.3.5.2 Fração de transmissão

A fração de transmissão (TF, do inglês, *transmission fraction*) é calculada relacionando-se valores de exposição do feixe direto com e sem a presença dos fantasmas homogêneos. Primeiro, posiciona-se o fantoma a 1/3 da DFD utilizada e a câmara de ionização de 6 cm<sup>3</sup> (*Radcal Corp., Monrovia, CA*) é colocada 5 cm após os fantasmas para aquisição da primeira leitura de exposição. Na sequência o fantoma é removido e é feita uma segunda leitura de exposição. Dividindo-se o primeiro valor de exposição pelo segundo temos a fração de transmissão. Este procedimento foi repetido para todas as **técnicas-teste** de crânio e de tórax.

#### 3.3.6 Contraste detalhe (dispositivo CDRAD 2.0)

As imagens de **contraste detalhe** foram avaliadas utilizando-se o software *CDRAD Analyser* (versão 12.1.12, *ArtinisMedical Systems B.V.*), fornecido pelo fabricante do fantoma físico *CDRAD 2.0* para avaliação automática do contraste-detalhe. (R. G. L. Decoster, 2013). O software realiza a avaliação da qualidade da imagem, onde o resultado é apresentado como um parâmetro denominado Figura de Qualidade de Imagem Invertida (*IQFinv*) (do inglês, *Image Quality Figure Inverse*). O *IQFinv* é obtido através da relação

entre a quantidade de regiões corretamente identificadas no fantoma físico e seus respectivos diâmetros, conforme a equação 9.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} Ci.Di_{th}} \quad (9)$$

Onde  $Di_{th}$  é menor diâmetro que é corretamente observado na estrutura do CDRA<sub>d</sub> e  $Ci$  denota o valor na coluna do contraste corretamente observado. Estes critérios são melhor compreendidos observando-se novamente a Figura 2.

### 3.7 Técnicas Otimizadas (*Gold Standard*)

Em trabalhos prévios foram determinadas imagens ótimas de tórax e crânio para o homem adulto e padrão obtidas utilizando o fantoma antropomórfico (*Alderson Rando Phantom*) (Velo, 2012). A qualidade da imagem neste fantoma foi determinada por dois especialistas da área de radiologia com mais de 10 anos de experiência adotando um *score* que variava de -2 a +2, incluindo o zero. Este score é relacionado com a correta observação de estruturas anatômicas que podem ser vistas no fantoma antropomórfico. Os critérios para análise das estruturas anatômicas foram adaptados do critério de qualidade Europeu (CEC, 1996). Esse procedimento gerou imagens ótimas de crânio e tórax para um diagnóstico médico seguro (Velo, 2012).

Posteriormente, parâmetros físicos como a eDQE e  $IQF_{inv}$  foram associadas às imagens ótimas para o paciente adulto e padrão, proporcionando uma faixa de confiança de valores da média da eDQE e do  $IQF_{inv}$  para ambas as técnicas.

No apêndice A, as Figuras A1 e A2 mostram os valores de eDQE média entre as frequências espaciais de 0,5 a 2,0 mm<sup>-1</sup> versus o kVp para crânio e tórax de pacientes adultos e a A3 mostra o gráfico de  $IQF_{inv}$  para as técnicas de crânio e tórax de pacientes adultos. Os dados apresentados nas Figuras A1, A2 e A3 serviram para delimitação da faixa de confiança destes parâmetros físicos.

No apêndice B, a Tabela B1 apresenta o comportamento da energia efetiva interagindo com o sistema detector para o paciente adulto e para o pediátrico avaliado neste estudo. Esta energia efetiva foi encontrada medindo-se a camada semi-redutora de cada técnica-teste sob os fantasmas homogêneos.

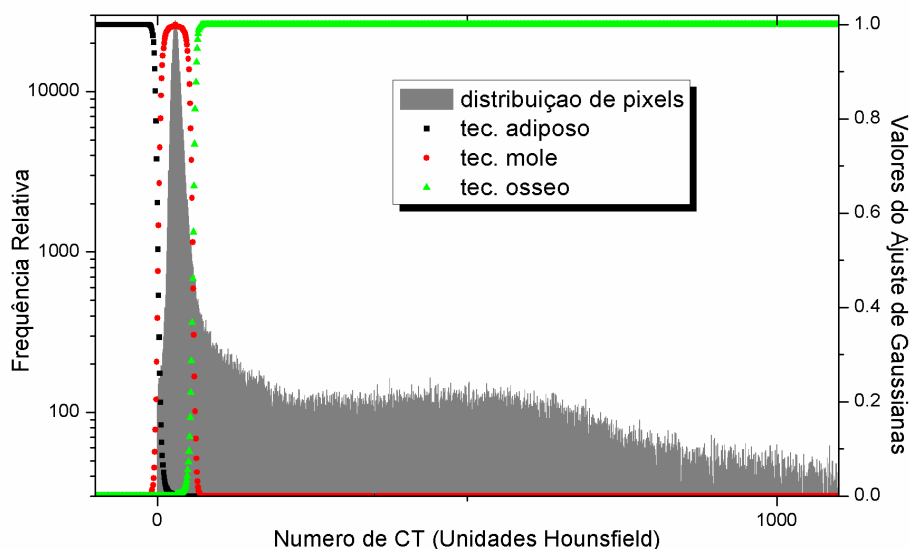


Nessa atual pesquisa propomos a determinação desses parâmetros dentro do intervalo de confiança pré estabelecido (Velo, 2012), de modo a otimizar imagens para os exames em estudo na faixa etária avaliada. Esse procedimento contribui para a determinação de técnicas **Gold Standard (GS)** para um diagnóstico médico seguro crânio e tórax para pacientes pediátricos na faixa etária de 1 a 5 anos, de acordo com o princípio ALARA (do inglês, *As Low As Reasonably Achievable*).

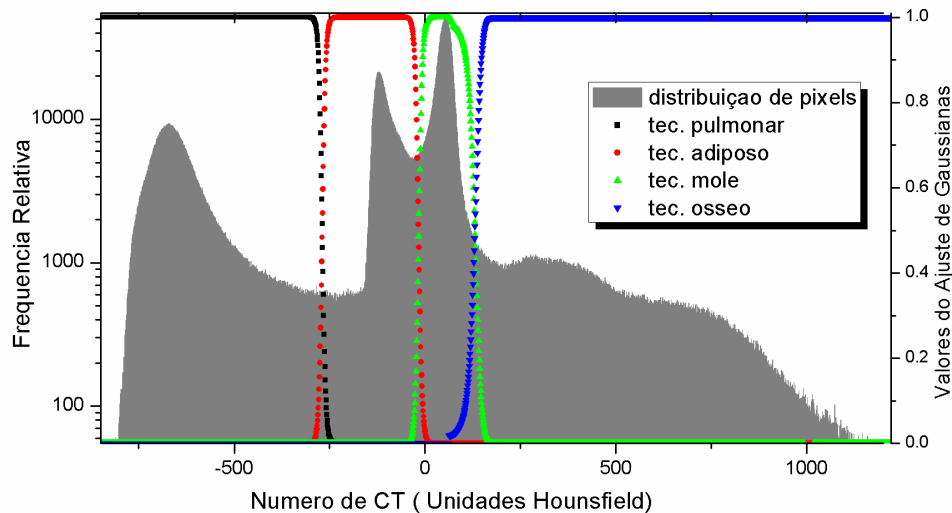
## 4. Resultados e Discussão

### 4.1 Quantificação de tecidos biológicos

As Figura 11 e 12 ilustram histogramas de um exame de crânio e tórax respectivamente. As curvas de distribuição para a classificação de tecidos biológicos foram obtidas a partir do ajuste de Gaussianas. A curva em cor preta representa o tecido pulmonar, em vermelho o tecido adiposo, em verde o tecido mole e em azul o tecido ósseo. A frequência relativa é apresentada em escala logarítmica no eixo y e os valores de ajuste de Gaussianas à direita.



**Figura 11** - Histograma do exame de crânio representando a distribuição de pixels em números de TC e as curvas de distribuição determinadas a partir do ajuste de Gaussianas para cada tipo de tecido.



**Figura 12** – Histograma do exame de tórax representando a distribuição de pixels em números de TC e as curvas de distribuição determinadas a partir do ajuste de Gaussianas para cada tipo de tecido.

Observa-se nas Figura 11 e 12 regiões específicas com um número maior de pixels que podem ser associadas a tecidos biológicos. O histograma de crânio, Figura 11, é semelhante ao histograma de tórax, com a exceção de não possuir tecido pulmonar. No crânio, temos diferentes tecidos como a substância cinzenta, a substância branca e o líquido cefalorraquidiano. Todos estes tecidos possuem números de CT muito próximos, em pacientes de 1 a 5 anos, conforme demonstrado por (Boris et al., 1987). Portanto, utilizaremos a denominação de tecido mole para descrever todos os tecidos do cérebro que tem número de CT próximos de 0 (zero). Ao analisarmos o histograma notamos o pico próximo ao número de CT de origem bem pronunciado e estreito que corresponde ao tecido mole, e outro pico bem mais largo e de pouca amplitude com número de CT médio próximo de 600 que corresponde ao tecido ósseo.

No histograma do exame de tórax existem dois picos mais pronunciados e estreitos próximos do número CT de origem (zero). Esses picos da esquerda para a direita correspondem aos tecidos adiposo e mole, respectivamente. Existe outro pico mais largo cujo número de CT médio encontra-se próximo de -700 que corresponde ao tecido pulmonar. E finalmente, o tecido ósseo pode ser visto como um pico bem mais largo e de pouca amplitude cujo número CT médio é de 400. Na Figura 12 são representadas também as curvas de distribuição (cores preta, vermelha, verde e azul) que foram obtidas pelos ajustes de gaussianas de cada tecido biológico, sendo respectivamente a do tecido pulmonar, adiposo, mole e ósseo. Essas curvas de distribuição são obtidas dividindo-se cada ajuste de gaussianas pela soma de todas as gaussianas, por isso, possuem valor máximo igual a 1,

conforme Equação 1. A área sob cada uma destas curvas determina a quantidade de pixels associada a um determinado tecido biológico. E seguindo-se as equações 1 a 3 determina-se a espessura dos tecidos biológicos.

#### 4.2 Construção dos fantasmas homogêneos

Após a análise dos histogramas de todos os exames de crânio e tórax, a quantidade média de cada tecido biológico foi convertida em espessura de materiais simuladores como lucite e alumínio (Jennings, 1988). As incertezas relativas da quantificação dos tecidos biológicos para a faixa etária de 1 a 5 anos de idade (19,4 % para o tecido pulmonar, 3,8% e 13,0% para o tecido mole e 9,5% e 20% para o tecido ósseo) são menores do que as encontradas em estudos prévios para 0 e 1 anos de idade (31% para o tecido pulmonar, 13,8 % para o tecido mole e 20,0% para o tecido ósseo) (Pina et al., 2012; Souza et al., 2010). Isso mostra que dentro de 1 e 5 anos de idade as variações de DAP e tecidos biológicos tem um valor menor do que para 0 e 1 ano (Pina et al., 2012), ou seja um único fantoma homogêneo pode representar fielmente todos os grupos de DAP apresentados nas Tabela 1 e 2 para cada estrutura anatômica. A comparação destas incertezas relativas podem ser vistas no Apêndice C (Pina et al., 2012; Souza et al., 2010).

As Tabela 3 e 4 apresentam os resultados das quantificações dos exames de crânio e tórax e a equivalência dos tecidos biológicos em materiais simuladores. Estes valores foram utilizados para a construção do FEP para crânio e tórax pediátrico. Nas Tabela 3 e 4 são apresentados o diâmetro ântero-posterior médio (DAP) com seu respectivo desvio padrão, espessura média dos tecidos biológicos (Ti), espessura dos materiais simuladores (TS) e a incerteza relativa (IR) que é definida como o desvio padrão das espessuras encontradas dividido pelas suas respectivas médias para exames de crânio e tórax respectivamente.

**Tabela 3** - Quantificação de tecidos biológicos para construção do fantoma homogêneo de crânio. São vistos o DAP médio com seu desvio padrão, o tipo e a espessura dos tecidos biológicos (Ti), o tipo e a espessura dos materiais simuladores (TS), e as incertezas relativas do processo de quantificação

| DAP           | Tecido | Ti (mm) | Material Simulador | TS (mm) | Incerteza Relativa (IR) (%) |
|---------------|--------|---------|--------------------|---------|-----------------------------|
| 144.14 ± 8.41 | Mole   | 97.5    | Lucite             | 119.8   | 3.8                         |
|               | Ósseo  | 15.1    | Alumínio           | 2.7     | 9.5                         |

**Tabela 4** – Quantificação de tecidos biológicos para construção do fantoma homogêneo de tórax. São vistos o DAP médio com seu desvio padrão, o tipo e a espessura dos tecidos biológicos (Ti), o tipo e a espessura dos materiais simuladores (TS), e as incertezas relativas do processo de quantificação

| DAP           | Tecido   | Ti (mm) | Material Simulador | TS (mm) | Incerteza Relativa (IR) (%) |
|---------------|----------|---------|--------------------|---------|-----------------------------|
| 123.54 ± 7.74 | Pulmonar | 28.6    | Ar                 | 28.6    | 19.4                        |
|               | Mole     | 57.2    | Lucite             | 73.0    | 13.0                        |
|               | Ósseo    | 10.2    | Alumínio           | 2.3     | 20.0                        |

As Tabela 3 e 4 foram utilizadas para determinação das espessuras de materiais simuladores (lucite e alumínio) para construção dos fantasmas homogêneos. Os valores de incerteza relativa ocorrem devido a variações dentro da amostra. As principais contribuições nos valores de incerteza são: variabilidade no tamanho das estruturas anatômicas, etnia dentro da população amostrada, condições nutricionais de cada paciente e fatores genéticos para a faixa etária em estudo (Pina et al., 2012; White, 1978; Woodard and White, 1986).

O fantoma homogêneo de tórax foi apresentado nas Figura 5 (a) e (b) e o de crânio na Figura 5 (c) e (d). Todas as placas possuem áreas de 15.0 x 15.0 cm<sup>2</sup>. Esta área foi determinada para simular o diâmetro látero-lateral médio de pacientes pediátricos nesta faixa etária de pacientes de 1 a 5 anos de idade.

#### 4.3 Calibração do feixe de raios X e Obtenção de parâmetros físicos

As Tabela 5 e 6 apresentam as **técnicas-teste** de crânio e tórax respectivamente. Estas tabelas mostram os valores de kVp, mAs, lgM (indicador de exposição no sistema Agfa) e valores de dose na entrada da pele (DEP) com seus desvios-padrões. As medidas de DEP foram repetidas três vezes para cada **técnica-teste**.

**Tabela 5** - Seleção das técnicas teste no fantoma de crânio com os valores de kVp, mAs, lgM e a dose na entrada da pele com seu desvio-padrão.

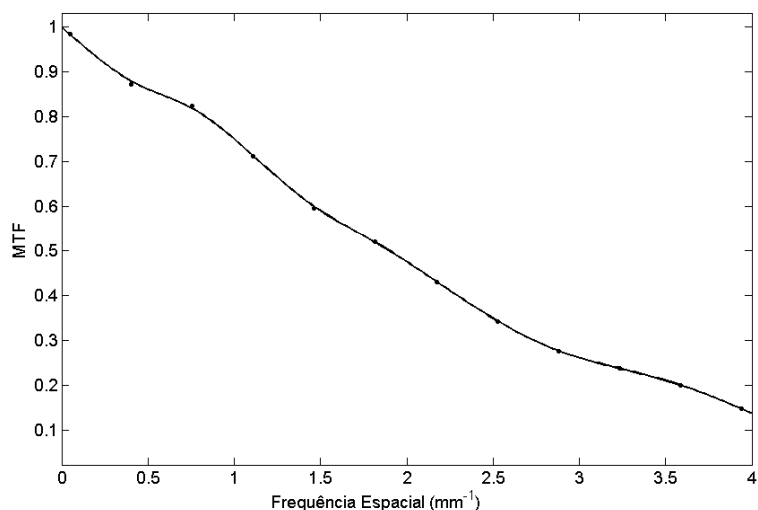
| kVp | mAs  | lgM  | DEP (μGy)  |
|-----|------|------|------------|
| 50  | 25,0 | 1,94 | 661,7±1,8  |
| 55  | 14,0 | 1,94 | 638,71±1,4 |
| 60  | 11,0 | 1,98 | 576,9±2,7  |
| 66  | 8,0  | 1,99 | 404,8±2,6  |
| 70  | 5,0  | 1,93 | 339,4±1,0  |
| 75  | 3,6  | 1,93 | 315,1±2,7  |
| 79  | 2,8  | 1,97 | 276,5±2,1  |
| 85  | 2,2  | 1,94 | 274,1±2,8  |

**Tabela 6** – Seleção das técnicas teste no fantoma de tórax com os valores de kVp, mAs, lgM e a dose na entrada da pele com seu desvio-padrão.

| kVp | mAs  | lgM  | DEP ( $\mu\text{Gy}$ ) |
|-----|------|------|------------------------|
| 50  | 25,0 | 1,94 | 217,1 $\pm$ 2,6        |
| 56  | 16,0 | 1,99 | 177,0 $\pm$ 1,4        |
| 60  | 10,0 | 1,97 | 137,7 $\pm$ 1,9        |
| 66  | 7,1  | 1,99 | 120,9 $\pm$ 1,6        |
| 70  | 5,0  | 1,94 | 97,4 $\pm$ 2,2         |
| 75  | 4,0  | 1,96 | 88,2 $\pm$ 1,2         |
| 81  | 3,2  | 1,99 | 83,6 $\pm$ 2,0         |
| 85  | 2,5  | 1,96 | 74,1 $\pm$ 2,7         |
| 90  | 2,0  | 1,95 | 66,4 $\pm$ 2,3         |

#### 4.4 Parâmetros físicos de qualidade de imagem (DQE, eDQE e CDRAD)

Os parâmetros físicos MTF, NNPS e DQE do sistema Agfa CR85-X estão ilustrados na Figura 14, Figura 13 e Figura 15. As medições estão de acordo com a norma IEC 62220-1 (2003). A MTF é uma grandeza relativa e portanto apresenta valores que vão de zero a um, A NNPS tem unidades de  $\text{mm}^2$  e a DQE é medida em porcentagem. Estas três grandezas físicas são medidas em função da frequência espacial ( $\text{mm}^{-1}$ ) que aparece no eixo x dos gráficos a seguir.



**Figura 13** - MTF versus a frequência espacial para o sistema Agfa CR85-X.

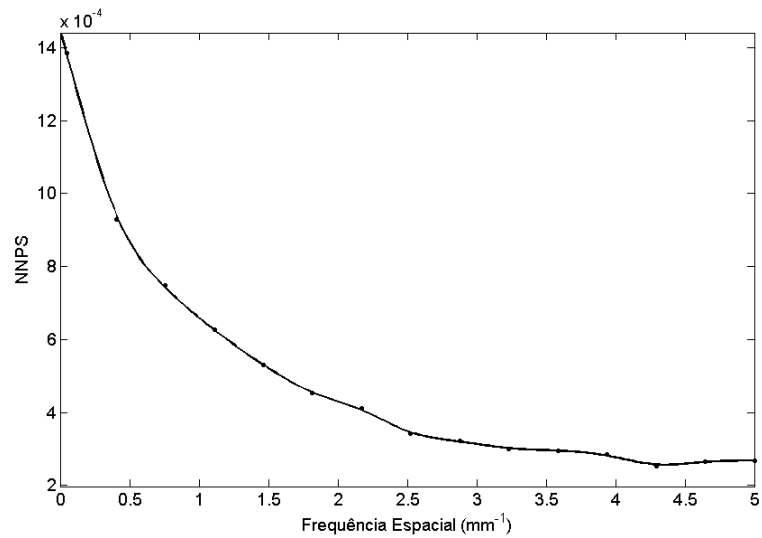


Figura 14 - NNPS versus a frequência espacial para o sistema Agfa CR85-X.

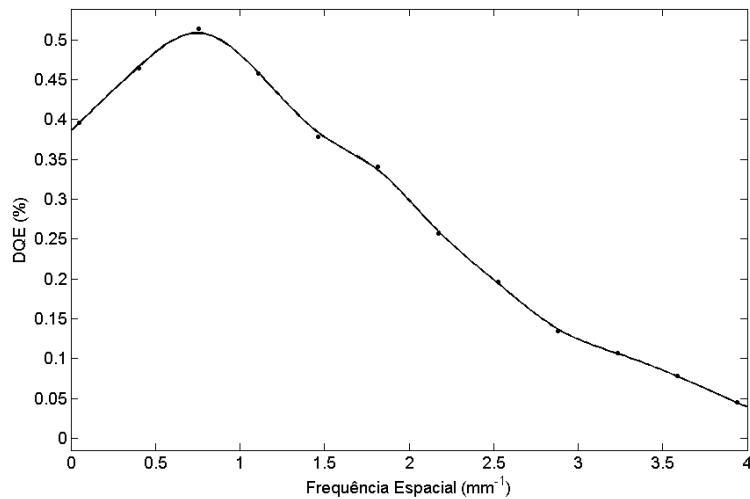


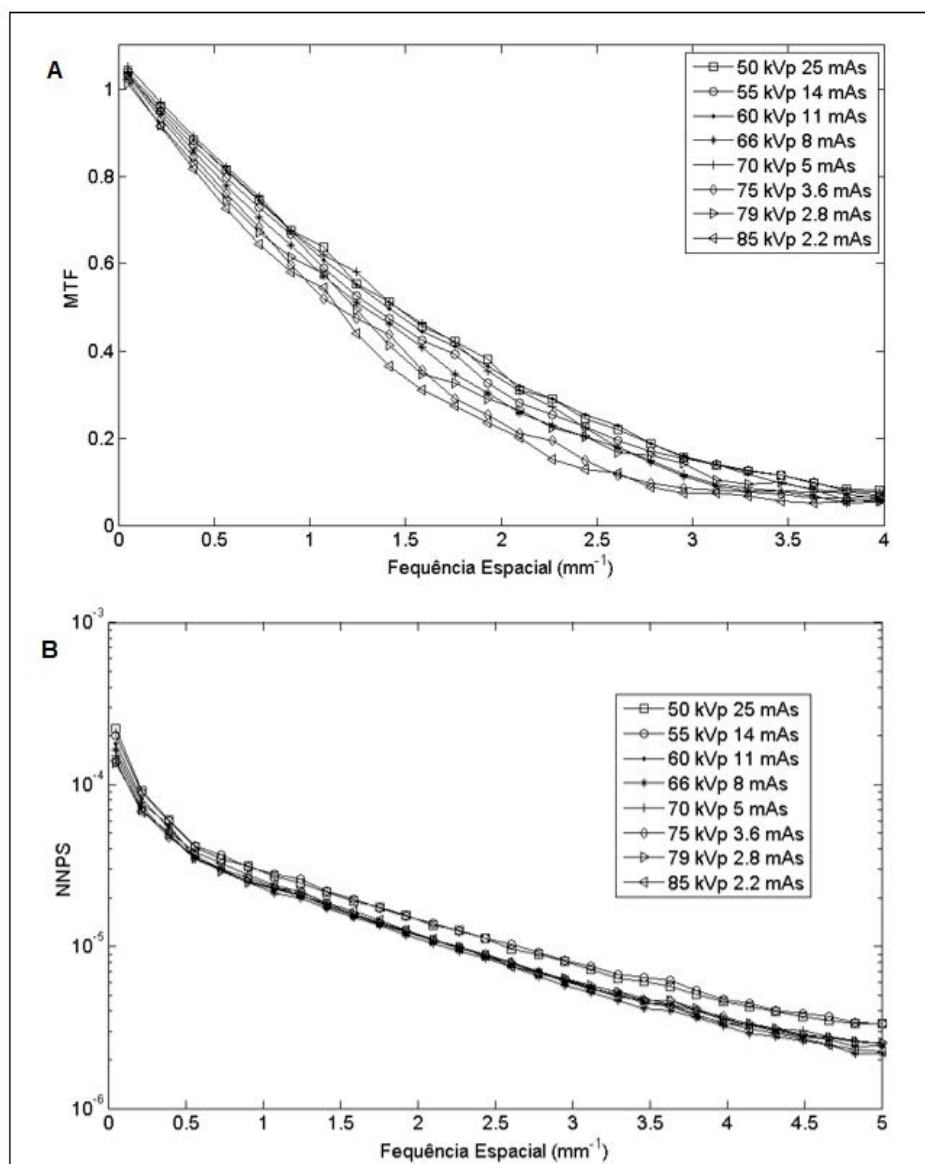
Figura 15 - DQE versus a frequência espacial para o sistema Agfa CR85-X.

Os valores numéricos das curvas de MTF , NNPS e DQE são semelhantes aos encontrados por (Sund et al., 2004) para caracterização de um sistema CR.

Na sequência são apresentados os resultados da DQE efetiva (eDQE) conforme metodologia proposta por (Samei et al., 2009) para comparação das diferentes **técnicas-teste** obtidas para os fantasmas de crânio e tórax.

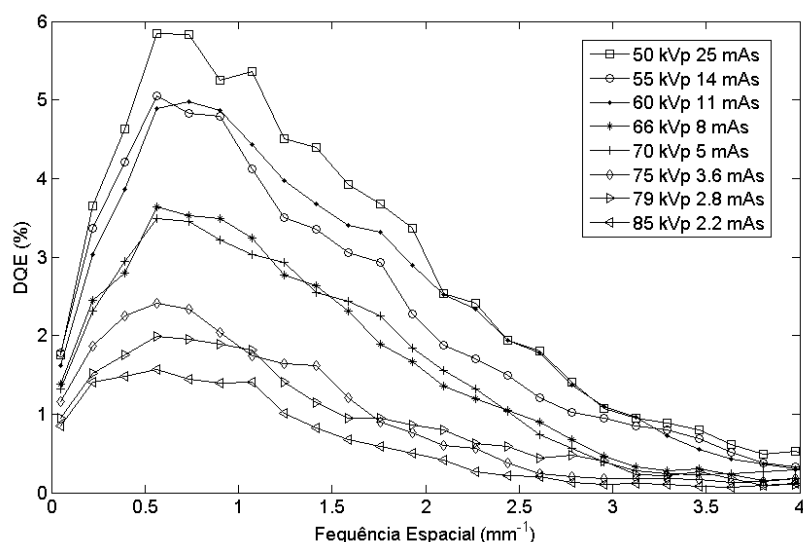
As Figura 16 (a) e (b) apresentam os resultados dos parâmetros físicos MTF, obtido a partir da **imagem “tudo ou nada”** e NNPS, obtido a partir da **imagem teste**, ambos em função das suas frequências espaciais para o fantoma de crânio. A MTF e NNPS apresentadas a seguir diferem das apresentadas nas Figura 14 e 16 pois foram medidas em

uma geometria semelhante a aquisição de imagens clínicas (Samei et al., 2009), portanto diferentes da geometria proposta pela norma IEC (2003).



**Figura 16 a)** - MTF em função da frequência espacial para as técnicas testes de crânio. **b)** NNPS em função da frequência espacial para as técnicas testes de crânio.

A Figura 17 apresenta as curvas da eDQE em função das suas frequências espaciais obtidos a partir de dados da MTF e NNPS e dos outros parâmetros físicos como descrito na equação 8.



**Figura 17** - DQE em função da frequência espacial para as técnicas-teste de crânio.

A Figura 18 apresenta a média da eDQE entre as frequências de 0.5 a 2.0  $\text{mm}^{-1}$  versus o kVp para cada **técnica-teste**. A eDQE média compreendida nesta frequência foi utilizada para melhor distinguir os resultados obtidos para cada **técnica-teste**. A Figura 18 traz também o intervalo de confiança, determinado previamente para técnicas ótimas de tórax de um paciente adulto e padrão (Velo, 2012). O limite superior deste intervalo de confiança baseou-se no valor médio da eDQE (f) mais alta e o limite inferior no valor médio da eDQE (f) da técnica otimizada. Portanto, neste intervalo compreende-se valores de eDQE associadas a um diagnóstico médico seguro com os menores valores possíveis de dose no paciente (Velo, 2012).



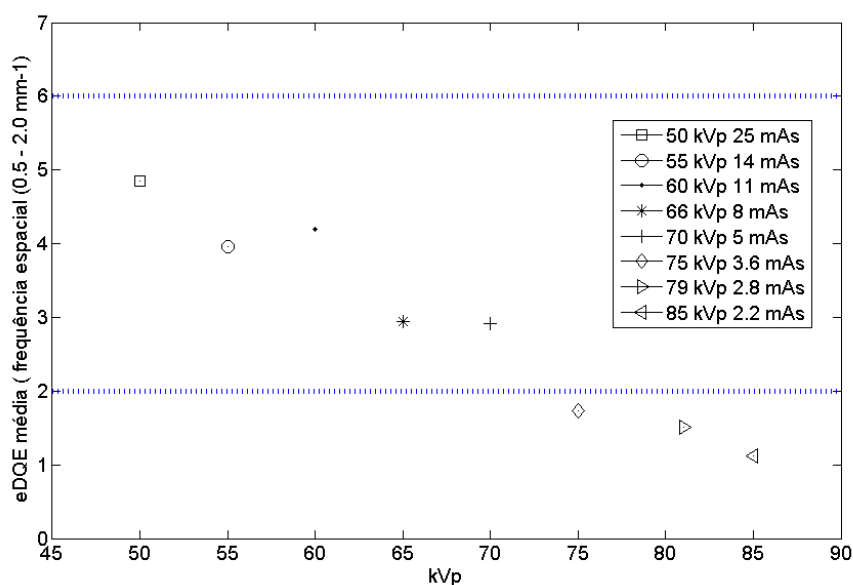
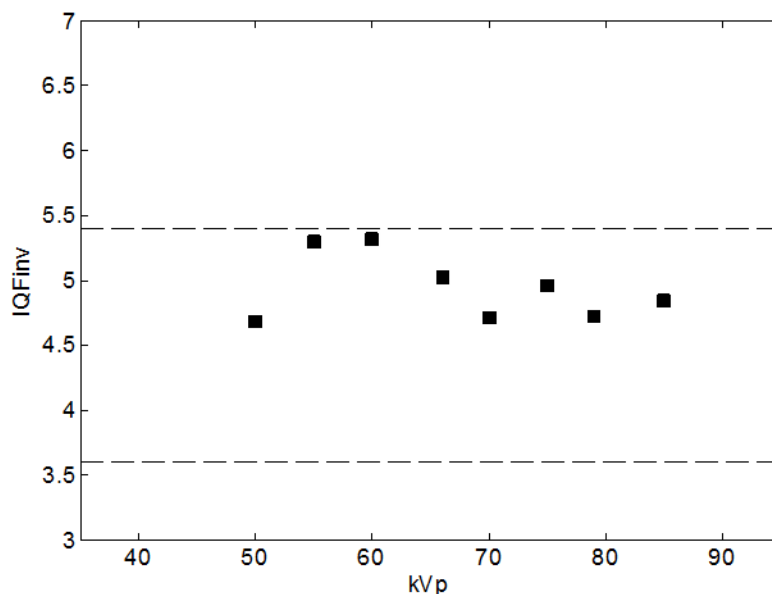


Figura 18 – Valores de eDQE média compreendidos entre a frequência espacial de 0,5 a 2,0 mm<sup>-1</sup> em função da kVp das técnicas-teste de crânio.

Pode-se observar que para a faixa de técnicas-teste de crânio avaliadas, as seguintes técnicas (50 kVp, 25 mAs); (55 kVp, 14 mAs); (60 kVp, 11mAs); (66kVp, 8mAs) e (70 kVp, 5 mAs) apresentaram valores de eDQE média contidos dentro do intervalo de confiança. Isso implica que todas estas **técnicas-teste** podem ser consideradas **técnicas ótimas** pediátricas pois apresentam a mesma qualidade de imagem que as técnicas ótimas obtidas no processo de otimização do paciente adulto.

A Figura 19 apresenta o contraste detalhe (*IQFinv*), obtidos a partir da **imagem contraste detalhe**, versus o kVp associado à cada **técnica-teste** de crânio. Na Figura 19 são vistos também o intervalo de confiança, determinado previamente para técnicas ótimas de crânio de um paciente adulto e padrão (Velo, 2012). Esse intervalo é representado pelas linhas tracejadas ao longo do eixo x.



**Figura 19** -  $IQF_{inv}$  em função do kVp para as técnicas teste de crânio com as faixas de confiança obtidas para o paciente adulto padrão.

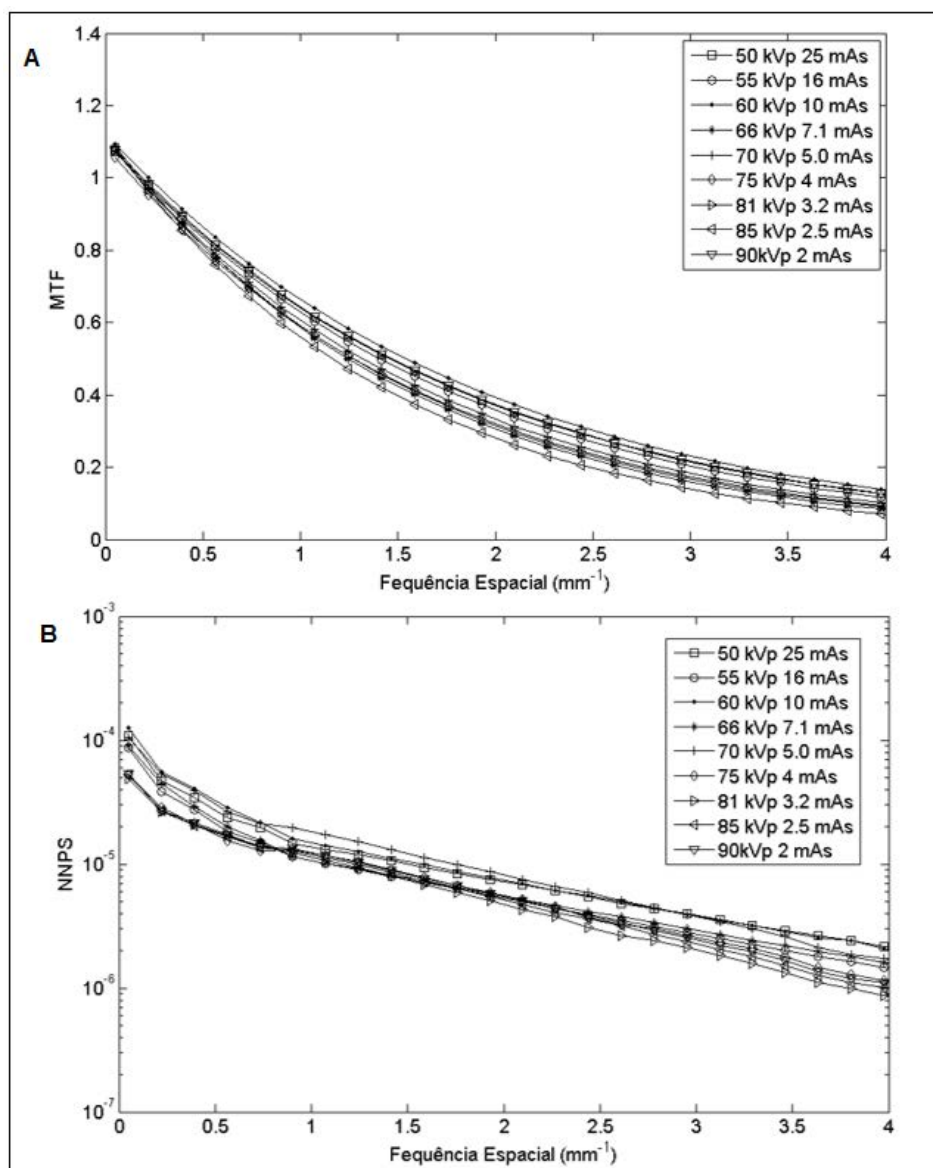
Como observado na Figura 19 todas as técnicas-teste de crânio apresentaram valores de  $IQF_{inv}$  dentro da faixa de confiança para este parâmetro físico. Isto indica que todas as **técnicas-teste** possuem a capacidade de reproduzir estruturas de baixo contraste em exames radiográficos de pacientes pediátricos.

Para escolha da técnica Gold Standard de crânio, primeiro escolhe-se as **técnicas-teste** consideradas **técnicas ótimas** contidas em ambos os intervalos de confiança, tanto da  $eDQe$  média como do  $IQF_{inv}$ . E em seguida dentre estas técnicas, aquela que forneça o menor valor de dose na entrada da pele (DEP). Portanto, dentre as **técnicas ótimas** pediátricas a técnica **Gold Standard** para exame de crânio pediátrico para a faixa etária de 1 a 5 anos é a de 70 kVp e 5,0 mAs conforme apresentada na Tabela 7. Dessa forma, segundo o princípio ALARA, a técnica **Gold Standard** está associada aos menores níveis de dose na entrada da pele, sem contudo comprometer a qualidade da imagem para um diagnóstico médico seguro.

**Tabela 7**- Seleção da técnica **Gold Standard** para crânio.

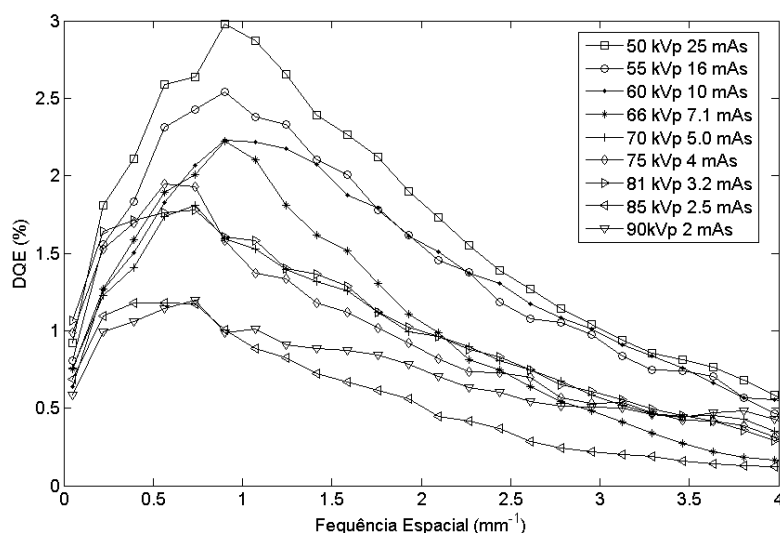
| Exame           | Crânio               |
|-----------------|----------------------|
| Técnica         | <i>Gold Standard</i> |
| (kVp;mAs)       | (70;5,0)             |
| IgM             | 1,93                 |
| DEP ( $\mu$ Gy) | 339 $\pm$ 1,0        |

As Figura 20 (a) e (b) apresentam os resultados dos parâmetros físicos MTF, obtido a partir da **imagem “tudo ou nada”**, e NNPS, obtido a partir da **imagem teste**, ambos em função das suas frequências espaciais para o fantoma de tórax.



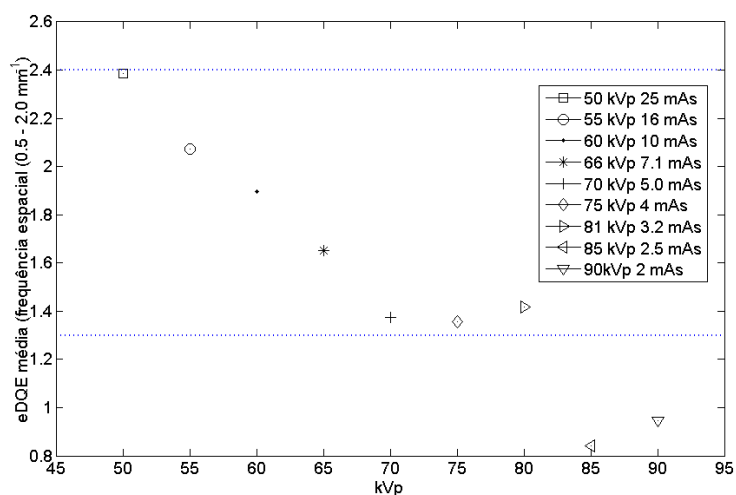
**Figura 20 - a)** MTF em função da frequência espacial para as técnicas testes de tórax. **b)** NNPS em função da frequência espacial para as técnicas testes de tórax.

A Figura 21 apresenta as curvas da eDQE em função das suas frequências espaciais obtidos a partir de dados das MTF e NNPS e dos outros parâmetros físicos como descrito na equação 8.



**Figura 21** - DQE em função da frequência espacial para as técnicas-teste de tórax.

A Figura 22 apresenta a eDQE média entre as frequências espaciais de 0,5 a 2,0  $\text{mm}^{-1}$  versus o kVp para cada **técnica-teste** de tórax. Essa figura traz o intervalo de confiança, determinado previamente para técnicas ótimas de tórax de um paciente adulto e padrão (Velo, 2012). Esse intervalo é representado pelas linhas tracejadas ao longo do eixo x.

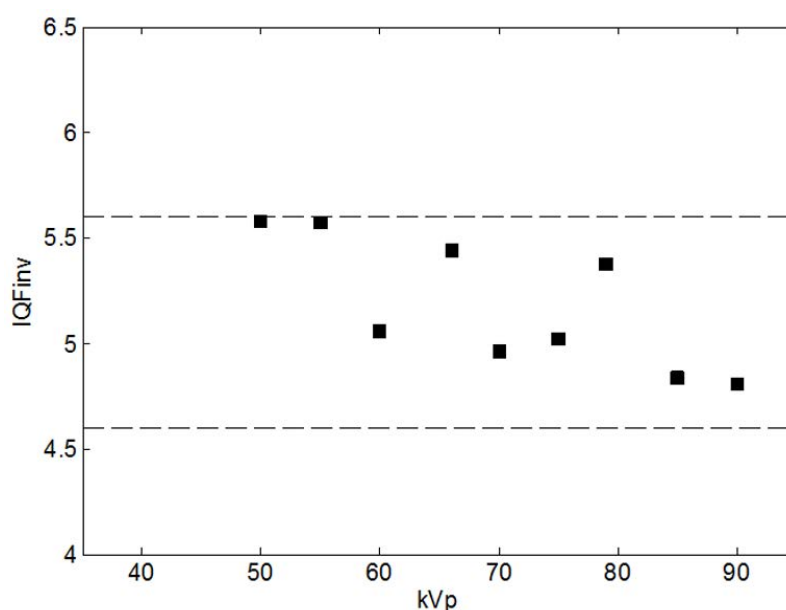


**Figura 22** – Valores de eDQE média compreendidos entre a frequência espacial de 0,5 a 2,0  $\text{mm}^{-1}$  em função da kVp das técnicas-teste de tórax.

Da mesma maneira que no crânio, pode-se observar que para a faixa de 50 a 90 kVp, as seguintes técnicas de tórax (50 kVp, 25 mAs); (55 kVp, 16 mAs); (60 kVp, 10 mAs); (66kVp, 7.1 mAs), (70 kVp, 5 mAs), (75 kVp, 4 mAs) e (81 kVp, 3.2 mAs) apresentaram

valores de eDQE média contidos dentro do intervalo de confiança. Estas **técnicas-teste** podem ser consideradas **técnicas ótimas** pediátricas.

A Figura 23 apresenta o contraste detalhe ( $IQF_{inv}$ ), obtidos a partir da **imagem contraste detalhe**, versus o kVp associado à cada **técnica-teste**. Essa figura traz o intervalo de confiança, determinado previamente para técnicas ótimas de tórax de um paciente adulto e padrão (Velo, 2012). Esse intervalo é representado pelas linhas tracejadas ao longo do eixo x.



**Figura 23** -  $IQF_{inv}$  em função do kVp para as técnicas teste de tórax com as faixas de confiança obtidas para o paciente adulto padrão.

Em relação a  $IQF_{inv}$  todas as técnicas teste estão contidos dentro do intervalo de confiança. Isso implica que segundo o princípio ALARA, dentre as **técnicas ótimas** pediátricas a técnica **Gold Standard** associada aos menores níveis de dose na entrada da pele, sem contudo comprometer a qualidade da imagem para um diagnóstico médico seguro é a técnica de 81 kVp e 3,2 mAs, apresentada na Tabela 8.

**Tabela 8-** Seleção da técnica **Gold Standard** para tórax.

| Exame            | Tórax                |
|------------------|----------------------|
| Técnica          | <i>Gold Standard</i> |
| (kVp;mAs)        | (81; 3,2)            |
| IgM              | 1,99                 |
| Dose ( $\mu$ Gy) | 83,6 $\pm$ 2,0       |

As técnicas *Gold Standard* de crânio e tórax obtidas neste trabalho podem ser implementadas em outros equipamentos de raios X desde que se utilize o mesmo leitor CR e

o mesmo tipo de placa de imagem. Esta equivalência pode ser feita relacionando-se a CSR e o rendimento do tubo dos dois equipamentos. No apêndice D, a Equação D1 mostra a equação de equivalência de mAs, e na Tabela D1, os parâmetros CSR e rendimento do tubo de raio X do equipamento utilizado neste atual trabalho para assim fazer-se a equivalência do kVp. Esta metodologia de equivalência pode ser melhor compreendida em (Pina et al., 2004b).

Um indicativo interessante dos resultados da eDQE é a sua magnitude relativa, os valores máximos estão entre 3% e 6%, muito distantes do ideal 100%. Esses resultados demonstram que fatores como: o espalhamento da radiação pelos fantasmas, a magnificação das estruturas, o borramento do ponto focal e a grade anti-espalhamento podem degradar muito a razão sinal-ruído e por consequência a eficiência de detecção. Porém, a eDQE mostra-se um excelente parâmetro físico para comparação de técnicas radiográficas obtidas no mesmo sistema detector.

Os resultados de otimização trouxeram duas técnicas teste ***Gold Standard*** de crânio e tórax que poderão ser utilizadas para pacientes pediátricos no sistema de radiografia computadorizada Agfa. Sabe-se que diferentes sistemas de radiografia computadorizada respondem de maneira diferente à exposição de radiação, conforme demonstrado no *Report AAPM No. 93* (2006) (Group, 2006). Há necessidade de novos estudos para a implementação desse processo de otimização em sistemas CR de outros fabricantes.

De maneira similar, a utilização de diferentes equipamentos de raios X também poderão acarretar em diferentes camadas semi-redutoras (CSR) e rendimentos no tubo, o que altera o espectro de raios X gerado e por consequência o espectro de radiação que atinge o detector. Logo, torna-se necessária a equivalência dos equipamentos geradores de raios X antes da implementação destas técnicas otimizadas em outros equipamentos. Pina *et al.* (2009) abordou os parâmetros e a metodologia necessária para implementar uma técnica otimizada em um sistema radiográfico diferente (Pina et al., 2009) com base na CSR e no rendimento do tubo de ambos os sistemas.

## 5. Conclusão

- A construção dos fantasmas homogêneos pediátricos de crânio e tórax é uma das originalidades desta pesquisa, contribuindo para a calibração do feixe de raios x com qualquer sistema detector (Pina et al., 2009). Os resultados mostram a exequibilidade dessa ferramenta para o processo de otimização de imagens.
- Procedimentos de qualidade de imagem são baseados em fantasmas homogêneos (para calibração do feixe) e antropomórficos (para determinação da melhor imagem). Entretanto, não há disponibilidade de fantasmas antropomórficos pediátricos com variação anatômica para a faixa etária em estudo. Dessa forma, a equivalência de parâmetros físicos entre pacientes adultos e pediátricos é o outro mérito desta pesquisa.
- As técnicas **Gold Standard**, estão de acordo com o princípio ALARA, mostrando que as doses devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, sem contudo comprometer a qualidade da imagem radiográfica. Garante-se assim um diagnóstico médico seguro de exames de crânio e tórax para pacientes pediátricos entre 1 e 5 anos de vida.

## 6. Referências Bibliográficas

- (ICRU), I.C. on R.U. and M., 1992. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection (Report 48) [WWW Document]. Bethesda. URL <http://www.icru.org/home/reports/phantoms-and-computational-models-in-therapy-diagnosis-and-protection-report-48> (accessed 3.4.14).
- [IEC] 62220-1, I.E.C. [IEC], 2003. Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—Part 1: determination of the detective quantum efficiency. Geneva.
- AAPM Report NO.31, 1990. Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures.
- AAPM Report NO.93, 2006. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems Report of AAPM Task Group 10 October 2006.
- ANSI, 1982. American National Standard Institute (PH2/43). Method For The Sensitometry of Medical X-ray Screen-film-Processing Systems. New York.
- B.J. Conway, J.E. Duff, T.R. Fewell, and J.J., 1990. A patient-equivalent attenuation phantom for estimating patient exposures from automatic exposure controlled x-ray examinations of the abdomen and lumbo-sacral spine. *Med. Phys.* 17, 448–453.
- Beutel, J., Kundel, H., 2000. Handbook of medical imaging, in: *Handbook of Medical Imaging*. pp. 449–514. doi:10.1016/S1350-4533(01)00087-X
- Boris, P., Bundgaard, F., Olsen, A., 1987. The CT (Hounsfield unit) number of brain tissue in healthy infants. *Child's Nerv Syst* 175–177.
- BOSSO, P.A.R., CANDEIAS, J.M.G., PADUAN, K.S., RICCETTI, S.M.Q., MIRANDA, A.F.M., RUGOLO, L.M.S.S., DURIGON, E.L., VENTURA, A.M., 2004. HUMAN RESPIRATORY SYNCYTIAL VIRUS DETECTION IN CHILDREN ADMITTED AT A COMMUNITY HOSPITAL IN BOTUCATU , SP , BRAZIL. *Brazilian J. Microbiol.* 35, 348–351.
- Bushberg, J.T., 2001. *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2nd ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Carton, A.-K., Vandenbroucke, D., Struye, L., Maidment, A.D. a., Kao, Y.-H., Albert, M., Bosmans, H., Marchal, G., 2005. Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. *Med. Phys.* 32, 1684. doi:10.1118/1.1921667
- CEC, 1996. EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR DIAGNOSTIC RADIOGRAPHIC IMAGES ON QUALITY CRITERIA FOR.
- Cerqueira, R.A.D., Conceição, B.M., Teixeira, C.H.C., Mota, C.D., Rodrigues, T.M.A., Maia, A.F., 2011. Construção de um objeto simulador antropomórfico de tórax



para medidas de controle da qualidade da imagem em radiodiagnóstico  
Development of an anthropomorphic thorax phantom for image quality control  
measurements in diagnostic radiology 4, 39–42.

- Conway, B.J., 1984. Beam quality independent attenuation phantom for estimating patient exposure from x-ray automatic exposure controlled chest examinations. Med. Phys. 11, 827. doi:10.1118/1.595611
- Dobbins, J.T., 1995. DQE 4 ger CR. Med. Phys.
- Drebin, R.A., Carpenter, L., Hanrahan, P., 1988. ~ Computer Graphics, Volume 22, Number 4, August 1988 22, 65–74.
- Exhibit, S., Decoster, R.G.L., Mol, H., 2013. Optimization of x-ray units with CDRAD phantom : can it predict the radiologist opinion ? 1–11.
- Fetterly, K. a., Hangiandreou, N.J., 2001. Effects of x-ray spectra on the DQE of a computed radiography system. Med. Phys. 28, 241. doi:10.1118/1.1339883
- Floyd, C.E., 1991. Quantitative scatter measurement in digital radiography using a photostimulable phosphor imaging system. Med. Phys. 18, 408. doi:10.1118/1.596687
- Gray, J.E., Winkler, N.T., Stears, J., Frank, E.D., 1983. Quality Control in Diagnostic Imaging by 920. doi:10.1118/1.595437
- Group, A.T., 2006. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems Report of AAPM Task Group 10 October 2006.
- Hall, E.J., Giaccia, A.J., 2006. Radiobiology for the Radiologist. Lippincott Williams & Wilkins.
- Hangartner, T.N., Short, D.F., 2007. Accurate quantification of width and density of bone structures by computed tomography. Med. Phys. 34, 3777. doi:10.1118/1.2769102
- IBIAPINA, C.D.A.C., ALVIM, C.G., ROCHA, F.G., COSTA, G.A., SILVA, P.C.A., 2004. Pneumonias comunitárias na infância: etiologia, diagnóstico e tratamento. Rev. Med. Minas Gerais 14, 19–25.
- Illers, H., Buhr, E., Hoeschen, C., 2005. Measurement of the detective quantum efficiency (DQE) of digital X-ray detectors according to the novel standard IEC 62220-1. Radiat. Prot. Dosimetry 114, 39–44. doi:10.1093/rpd/nch507
- Jennings, R.J., 1988. A method for comparing beam-hardening filter materials for diagnostic radiology. Med. Phys. 15, 588–99.
- Kalinin, M., Raicu, D.S., Furst, J.D., Channin, D.S., 2005. A Classification Approach for Anatomical Regions Segmentation. IEEE Int. Conf. Image Process. 2–5.

- KYRIOU, J.C., FITZGERAL, M., PETTETT, A., COOK, J.V., PABLOT, S.M.A., 1996. A comparison of doses and techniques between specialist and non-specialist centres in the diagnostic x-ray imaging of children. *Br. J. Radiol.* 69, 437–450.
- Lança, L., Silva, a, 2008a. Evaluation of exposure index (IgM) in orthopaedic radiography. *Radiat. Prot. Dosimetry* 129, 112–8. doi:10.1093/rpd/ncn143
- Lança, L., Silva, a, 2008b. Evaluation of exposure index (IgM) in orthopaedic radiography. *Radiat. Prot. Dosimetry* 129, 112–8. doi:10.1093/rpd/ncn143
- Lowe, a, Finch, a, Boniface, D., Chaudhuri, R., Shekhdar, J., 1999. Diagnostic image quality of mobile neonatal chest X-rays and the radiation exposure incurred. *Br. J. Radiol.* 72, 55–61. doi:10.1259/bjr.72.853.10341690
- Mooney, R., Thomas, P.S., 1998. Dose reduction in a paediatric X-ray department following optimization of radiographic technique. *Br. J. Radiol.* 71, 852–60. doi:10.1259/bjr.71.848.9828798
- Moore, C.S., Liney, G.P., Beavis, a W., Saunderson, J.R., 2007. A method to optimize the processing algorithm of a computed radiography system for chest radiography. *Br. J. Radiol.* 80, 724–30. doi:10.1259/bjr/33261679
- Pina, D.R., Duarte, S.B., Ghilardi Netto, T., Morceli, J., 2009. Phantom development for radiographic image optimization of chest, skull and pelvis examination for nonstandard patient. *Appl. Radiat. Isot. Incl. data Instrum. methods use Agric. Ind. Med.* 67, 61–69.
- Pina, D.R., Duarte, S.B., Morceli, J., Ghilardi Netto, T., 2006. Development of phantom for radiographic image optimization of standard patient in the lateral view of chest and skull examination. *Appl. Radiat. Isot.* 64, 1623–30. doi:10.1016/j.apradiso.2006.05.006
- Pina, D.R., Duarte, S.B., Netto, T.G., Trad, C.S., Brochi, M. a C., Oliveira, S.C. De, 2004a. Optimization of standard patient radiographic images for chest, skull and pelvis exams in conventional x-ray equipment. *Phys. Med. Biol.* 49, N215–N226. doi:10.1088/0031-9155/49/14/N02
- Pina, D.R., Duarte, S.B., Netto, T.G., Trad, C.S., Brochi, M.A.C., Oliveira, S.C. de, 2004b. Optimization of standard patient radiographic images for chest, skull and pelvis exams in conventional x-ray equipment. *Phys. Med. Biol.* 49, N215–N226. doi:10.1088/0031-9155/49/14/N02
- Pina, D.R., Souza, R.T.F., Duarte, S.B., Alvarez, M., Miranda, J.R. a, 2012. Analysis of biological tissues in infant chest for the development of an equivalent radiographic phantom. *Med. Phys.* 39, 1357–60. doi:10.1118/1.3685588
- R. G. L. Decoster, H.M., 2013. Optimization of x-ray units with CDRAD phantom : can it predict the radiologist opinion ? *Eur. Soc. Radiol.* 1–11.

- Radiology, E.S. of, 2011. White paper on radiation protection by the European Society of Radiology. *Insights Imaging* 2, 357–362. doi:10.1007/s13244-011-0108-1
- Ratcliffe, J., Swanson, C.E., Hafiz, N., Frawley, K., Coakley, K., Cloake, J., 2003. Assessment of image quality of a standard and two dose-reducing protocols in paediatric pelvic CT. *Pediatr. Radiol.* 33, 177–82. doi:10.1007/s00247-002-0840-2
- Rugolo, L.M.S.S., 2005. Crescimento e desenvolvimento a longo prazo do prematuro extremo Growth and developmental outcomes of the extremely preterm infant. *J. Pediatr. (Rio. J).* 81, 101–110.
- Russell H. Morgan, M.D., 1944. Reciprocity Law Failure in X-Ray Films. *Radiology* 42.
- S.D. Guerra, M.A. Jannuzzi, A.D.M., 1999. Traumatismo cranioencefálico em pediatria. *J. Pediatr. (Rio. J).* 75, 279–293.
- Samei, E., 2003. Performance of Digital Radiographic Detectors : Quantification and 27710, 37–47.
- Samei, E., Flynn, M.J., Reimann, D. a, 1998. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med. Phys.* 25, 102–13.
- Samei, E., Ranger, N.T., Delong, D.M., 2008. A comparative contrast-detail study of five medical displays. *Med. Phys.* 35, 1358. doi:10.1118/1.2868780
- Samei, E., Ranger, N.T., Dobbins, J.T., Chen, Y., 2006. Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. *Med. Phys.* 33, 1454. doi:10.1118/1.2188816
- Samei, E., Ranger, N.T., MacKenzie, A., Honey, I.D., Dobbins, J.T., Ravin, C.E., 2009. Effective DQE (eDQE) and speed of digital radiographic systems: An experimental methodology. *Med. Phys.* 36, 3806. doi:10.1118/1.3171690
- Schaetzing, R., 2004. Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography. *Pediatr. Radiol.* 34 Suppl 3, S207–14; discussion S234–41. doi:10.1007/s00247-004-1271-z
- Shrinidhi, N., Haynor, D.R., Kim, Y., 1996. Tissue Classif for Building Patient Specific Elements 43, 333–337.
- Souza, R.T.F., Pina, D.R., Duarte, S.B., Miranda, J.R.A., 2011. Optimization of pediatric chest radiographic images using optical densities ratio Otimização de imagens radiográficas de tórax pediátrico utilizando a razão de densidades ópticas 5, 119–122.
- Souza, R.T.F., Pina, D.R., Teixeira, A.S., Lemke, N., Hormaza, J.M., 2010. Estudo sobre quantificação e classificação dos tecidos biológicos em imagens

tomográficas a partir de histogramas Study about quantification and classification of biological tissues in tomographic images from histograms 4, 19–22.

Sund, P., Båth, M., Kheddache, S., Månsson, L.G., 2004. Comparison of visual grading analysis and determination of detective quantum efficiency for evaluating system performance in digital chest radiography. *Eur. Radiol.* 14, 48–58.  
doi:10.1007/s00330-003-1971-z

Susomboon, R., Raicu, D.S., Furst, J., 2005. Pixel-Based Texture Classification of Tissues in Computed Tomography. *IEEE Int. Conf. Image Process.* 1.

Susomboon, R., Raicu, D.S., Furst, J., n.d. Pixel-Based Texture Classification of Tissues in Computed Tomography.

T. Wardlaw, E. W. Johassen, M.H., 2006. Pneumonia: the forgotten killer of children. UNICEF, New York.

Tapiovaara, M.J., Sandborg, M., Danceş, D.R., 1999. A search for improved technique factors in paediatric fluoroscopy - Abstract - Physics in Medicine and Biology - IOPscience. *Phys. Med. Biol.* 44, 537–539.

Vano, E., Martinez, D., Fernandez, J.M., Ordiales, J.M., Prieto, C., Floriano, A., Ten, J.I., 2008. Paediatric entrance doses from exposure index in computed radiography. *Phys. Med. Biol.* 53, 3365–80. doi:10.1088/0031-9155/53/12/020

Velo, A.F., 2012. Otimização de Imagem de Tórax para Radiologia. Univ. Estadual Paulista.

White, D.R., 1978. Tissue Substitutes in experimental radiation physics. *Med. Phys.*

Whiting, J.S., 1983. Quality Control in Diagnostic Imaging by J. E. Gray, N. T. Winkler, J. Stears, and E. D. Frank. *Med. Phys.* 10, 920. doi:10.1118/1.595437

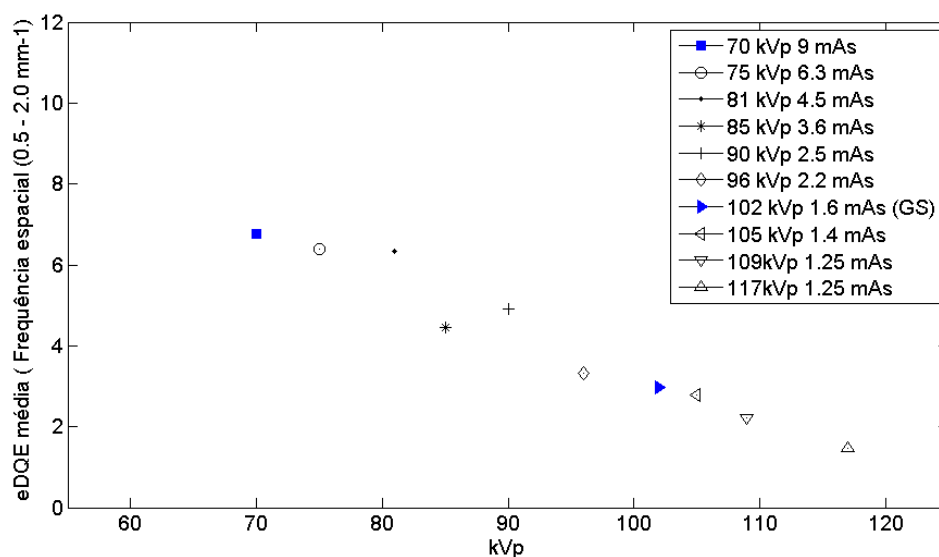
Woodard, B.H.Q., Ph, D., White, D.R., 1986. The composition of body tissues. *Br. J. Radiol.* 1209–1218.

Woodard, H.Q., White, D.R., 1986. The composition of body tissues. *Br. J. Radiol.* 59, 1209–18.

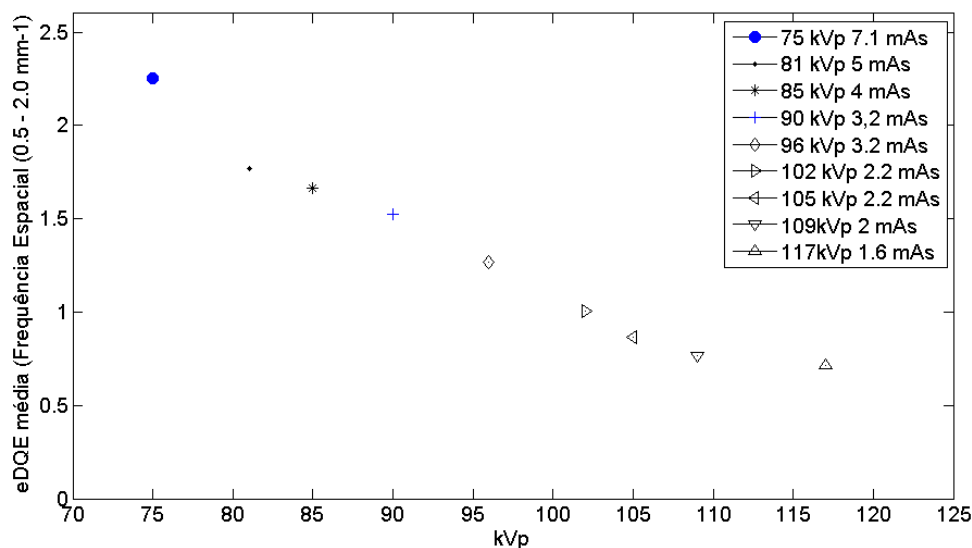
Zheng, B., Leader, J.K., McMurray, J.M., Park, S.C., Fuhrman, C.R., Gur, D., Sciurba, F.C., 2007. Automated detection and quantitative assessment of pulmonary airways depicted on CT images. *Med. Phys.* 34, 2844–52.

## Apêndice A

Nas Figura A1 e A2 estão os resultados da eDQE média entre as frequências de 0,5 a 2,0 mm<sup>-1</sup> determinadas para as técnicas ótimas do paciente adulto e padrão de crânio e tórax respectivamente (Velo, 2012).

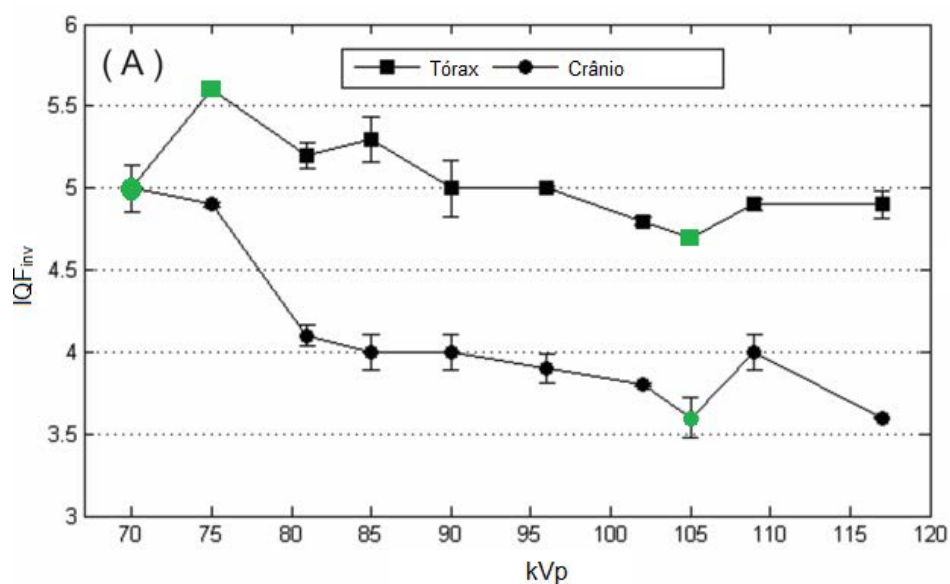


**Figura A1** - Resultados da eDQE média na frequência de 0.5- 2.0 mm<sup>-1</sup> para técnica de crânio. Os pontos em azul correspondem a mais alta eDQE média e a eDQE média da técnica otimizada.



**Figura A2** - Resultados da eDQE média na frequência de 0.5- 2.0 mm<sup>-1</sup> para técnica de tórax. Os pontos em azul correspondem a mais alta eDQE média e a eDQE média da técnica otimizada.

Na Figura A3 estão os resultados da IQF<sub>inv</sub> determinadas para as técnicas ótimas do paciente adulto e padrão de crânio e tórax (Velo, 2012).



**Figura A3** – Valores de  $IQF_{inv}$  versus o kVp para as técnicas ótimas de crânio e tórax para pacientes adultos. Os pontos em verde correspondem aos maiores e menores valores de  $IQF_{inv}$  para cada região anatômica.

Os valores médios de eDQE compreendidos entre a frequência espacial de 0,5 e 2,0 mm<sup>-1</sup> nas Figuras A1 e A2 foram utilizados para determinação da faixa de confiança nas Figura 18 e 23. Para isso utilizou-se o valor médio da mais alta eDQE e do valor de eDQE para a técnica ótima do paciente adulto obtido no estudo (Velo, 2012). Os valores de  $IQF_{inv}$  encontrados na Figura A3 foram utilizados para determinação da faixa de confiança nas Figura 19 e 23.

## Apêndice B

Na Tabela B1 estão os valores de energia efetiva medidos para as técnicas de adulto e pediátricas (Velo, 2012). Os valores de camada semi-redutora para cada kVp foram medidos sob os fantasmas homogêneos e relacionados com a energia efetiva do feixe (Bushberg, 2001).

**Tabela B1**– Valores de energia efetiva relacionados com o kVp. Estes valores foram medidos após os fantasmas homogêneos adultos e pediátricos para exames de crânio e tórax.

| kVp                   | Crânio |            | Tórax  |            |
|-----------------------|--------|------------|--------|------------|
|                       | Adulto | Pediátrico | Adulto | Pediátrico |
| Energia Efetiva (keV) |        |            |        |            |
| <b>40</b>             | 30.87  | 28.78      | 28.89  | 28.47      |
| <b>50</b>             | 40.31  | 38.1       | 36.02  | 33.73      |
| <b>60</b>             | 43.96  | 40.96      | 40.42  | 39.25      |
| <b>70</b>             | 48.21  | 44.19      | 43.73  | 40.13      |
| <b>80</b>             | 53.18  | 49.13      | 48.51  | 41.85      |
| <b>90</b>             | 55.01  | 51.01      | 51.31  | 47.37      |

## Apêndice C

Na Tabela C1 estão os valores de incerteza relativa referente ao processo de quantificação de tecidos biológicos. Os valores de IR do atual trabalho são comparados com os valores de trabalhos anteriores (Pina et al., 2012; Souza et al., 2010).

**Tabela C1**– Valores de incerteza relativa (IR) dos processos de quantificação de tecidos biológicos. Os valores de IR do atual trabalho são comparados com os valores de trabalhos anteriores (Pina et al., 2012; Souza et al., 2010).

| Tecido   | Crânio <sup>1</sup><br>(1 a 5 anos) | Tórax <sup>1</sup><br>(1 a 5 anos) | Tórax <sup>2</sup><br>(0 a 1 anos) |
|----------|-------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|
| Pulmonar | -                                   | 19.4                               | 31.0                               |
| Mole     | 3.8                                 | 13.0                               | 13.8                               |
| Ósseo    | 9                                   | 20.0                               | 20.0                               |

1 – Atual trabalho.

2 – Trabalhos anteriores de (Pina et al., 2012; Souza et al., 2010)

Esta comparação de incertezas relativas apresentada na Tabela C1 permitem a construção de um único fantoma homogêneo para cada estrutura anatômica para a faixa etária de 1 a 5 anos, assim como foi feito para a faixa etária de 0 a 1 anos no (Pina et al., 2012).



## Apêndice D

A equação D1 mostra a equivalência de técnicas de mAs, em diferentes equipamentos de raios X para implementação da técnica *Gold Standard*.

$$mAs_1.R_1.BF_1 = mAs_2.R_2.BF_2 \quad (D1)$$

Onde  $mAs_i$  é o produto corrente-tempo.  $R_i$  o rendimento do tubo; e  $BF_i$  o fator de bucky (do inglês, bucky fator);  $i=1$  e  $2$  corresponde ao equipamento original e ao que recebe a técnica respectivamente. A Tabela D1 mostra os parâmetros necessários para a equivalência do kVp entre dois equipamentos de raios X diferentes (Pina et al., 2004a).

**Tabela D1**– Valores de kVp, CSR e Rendimento (R, em mGy/mA a 1 metro) do Equipamento Siemens de alta frequência utilizado neste trabalho.

| kVp | CSR | R (mGy/mA a 1m) |
|-----|-----|-----------------|
| 40  | 1.9 | 1.65            |
| 50  | 2.1 | 1.88            |
| 60  | 2.3 | 3.15            |
| 70  | 2.6 | 4.06            |
| 80  | 2.8 | 5.86            |
| 90  | 3.1 | 7.61            |

A equação D1 e a tabela D1 trazem os valores necessários para que seja feita a equivalência de técnicas radiográficas em dois equipamentos de raios X diferentes conforme metodologia apresentada por (Pina et al., 2004a).