

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS – UFMG
ESCOLA DE ENGENHARIA**

**“ESTUDO DE UM PROTOCOLO DE OTIMIZAÇÃO PARA AS TÉCNICAS
RADIOGRÁFICAS EM RADIOLOGIA COMPUTADORIZADA”**

Autor: Marcos Eugênio Silva Abrantes
Orientador: Prof. Dr. Arno Heeren de Oliveira (UFMG)

Belo Horizonte – Setembro de 2015
Escola de Engenharia da UFMG

A161e

Abrantes, Marcos Eugênio Silva.

Estudo de um protocolo de otimização para as técnicas radiográficas em radiologia computadorizada [manuscrito] / Marcos Eugênio Silva Abrantes. – 2015.

xx, 207 f., enc.: il.

Orientador: Arno Heeren de Oliveira.

Tese (doutorado) Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos: f. 103-207.

Bibliografia: f. 93-102.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Agentes de radioproteção - Teses. I. Oliveira, Arno Heeren de. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.039(043)



FOLHA DE APROVAÇÃO

ESTUDO DE UM PROTOCOLO DE OTIMIZAÇÃO PARA AS TÉCNICAS
RADIOGRÁFICAS EM RADIOLOGIA COMPUTADORIZADA


MARCOS EUGÊNIO SILVA ABRANTES

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 23 de setembro de 2015, pela banca constituída pelos membros:

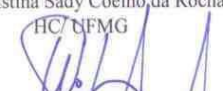

Prof. Arno Heeren de Oliveira - Orientador
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG

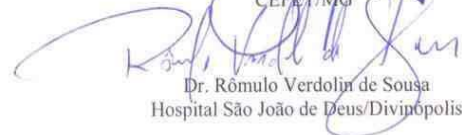
Dr. Thiago César de Oliveira
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Dr. Danilo Chagas Vasconcelos
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG

Cristina Sady Coelho da Rocha
Dra. Cristina Sady Coelho da Rocha

HC/UFMG


Prof. Wanderley dos Santos Roberto
CEFET/MG


Dr. Rômulo Verdolin de Souza
Hospital São João de Deus/Divinópolis

Belo Horizonte, 23 de setembro de 2015.

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
Marcos Eugênio Silva Abrantes

**“ESTUDO DE UM PROTOCOLO DE OTIMIZAÇÃO PARA AS TÉCNICAS
RADIOGRÁFICAS EM RADIOLOGIA COMPUTADORIZADA”**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Ciências das radiações

Orientador: Prof. Arno Heeren de Oliveira D.Sc (UFMG)

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG
2015

Aos meus pais Wilson e Márcia Maria.

DEDICO E OFEREÇO

A Deus, por sempre me iluminar e me guiar nos momentos mais difíceis da vida.

Aos meus pais, Wilson e Márcia, e toda a minha família.

AGRADECIMENTOS

- Ao Professor Arno Heeren de Oliveira (UFMG), por acreditar na minha capacidade e me orientar nessa pesquisa;
- A direção do Hospital das Clínicas (HC) de Belo Horizonte que por meio do comitê de ética dessa instituição disponibilizou o estabelecimento para ser realizada a pesquisa, extensiva aos preceptores e residentes da radiologia, em especial Vinicius Lara.
- Ao Mestre em Ciências em Física Marcos Juliano da Empresa Ambiental Proteção Radiológica que realizou todas as medições de radiação no HC, pela grande ajuda, competência e amizade estabelecida.
- Ao Tecnólogo em Radiologia Warley Félix do setor de radiologia do HC, pela ajuda no questionário e avaliações das imagens, pelo apoio, dedicação e amizade estabelecida.
- Aos radiologistas residentes médicos Leonardo Stoppa e Omir Paiva, pela ajuda no questionário e avaliações das imagens.
- Ao Mestrando e Tecnólogo em Radiologia professor Giovanni de Oliveira da UFMG, pela ajuda no questionário e avaliações das imagens.
- Aos Tecnólogos e técnicos dos setores de tomografia computadorizada e Raios X do HC pelos auxílios e dedicações nas medições dos pacientes: Eler, Paulinho, Alexandre, Geralda, Necir, João, Lenora, Daniele, Luciene, Fabiano, Renato, Gerônimo, Túlio, Elinete, Juliana, William, Agnaldo.
- Ao IPEN por meio dos professores Hélio e Paulo pelos ensinamentos e apoio ao MCNP;
- À Shimadzu do Brasil por meio do Sr. Edson da Silva pelo apoio técnico e informações da máquina de Raios X.
- À Mestre em Ciências Vânia pela contribuição no protocolo europeu para radiologia.
- Aos professores e funcionários do DEN/PCTN, pela ajuda na minha formação e pela competência como foi exercida.
- Ao prof. Dr. Jorge Neves (Dep. de Sociologia – UFMG) pelo auxílio nas análises estatísticas.
- Ao Mestrando Rafael Castro e Abrantes do Departamento de Engenharia Elétrica da UFMG pelo auxílio na elaboração e simulação dos scripts estatísticos.
- Ao Filipe Abrantes pelas revisões nos artigos em inglês e português.
- Ao Eng. Teodomiro da Empresa X Service pelo fornecimento dos filtros de alumínio.
- À Tatiana Ianni pela ajuda nos cálculos de dose absorvida e apoio incondicional.

- Ao CDTN e a CNEN pelo apoio bibliográfico.
- A CNEN por fornecer ajuda financeira parcial para essa pesquisa;
- A todos que participaram direta e indiretamente na realização desse trabalho.

"As pessoas que vencem neste mundo são as que procuram as circunstâncias de que precisam e, quando não as encontram, as criam."

Bernard Shaw

ix

Resumo

Este trabalho tem finalidade de produzir informações para implantação da qualidade de imagens em um setor de radiologia baseado em avaliações prévias das imagens por questionários, de aceitação e qualidade, como etapa de reconhecimento dos parâmetros empregados nas técnicas radiográficas de tórax.

Os dados levantados foram divididos em masculino, feminino, espessura PA e PF, índice de massa corporal, biótipos, parâmetros antropofórmicos, avaliação corporal associado às constantes na tensão e filtração adicional.

Os resultados apresentam a predominância das constantes 35 e 40 com filtração adicional de 0,5 a 1,5 mmAl, tensão para masculino (PA e PF) de 86-92 kV e 96-112 kV, tensão para feminino de 85-98 kV e 96-112 kV. A carga aplicada ao tubo para o gênero masculino: (PA e PF) 5-10 mA.s e 5-16 mA.s e para feminino (PA e PF) de 6,3-8 mA.s e 9 a 14 mA.s. As doses absorvidas para o gênero masculino: (PA e PF) 0,04-0,17 mGy e 0,03-0,19 mGy e para feminino (PA e PF) de 0,03-0,22 mGy e 0,04-0,17 mGy.

Estes procedimentos podem ser utilizados nos setores de radiologia para implantação e melhoria na qualidade de imagens.

Palavras-chave: Radioproteção, Qualidade de imagens em radiodiagnóstico, Otimização nos processos de imagens, Parâmetros Antropofórmicos, Avaliação Corporal.

Abstract

This work is designed to produce information for the improvement of image quality to deployment in a radiology department based on previous reviews of the images by questionnaires of acceptance and quality e recognition of the parameters used in chest radiographic techniques.

The data collected were divided by male, female, PA and LAT thickness, body mass index, biotypes, antropofomic parameters and body evaluation associated with constant voltage and the additional filtration.

The results show the predominance of 35 and 40 constants with additional filtration from 0.5 to 1.5 mmAl, voltage in male: (PA and LAT) 86-92 kV and 96-112 kV, female: 85-98 kV and 96-112 kV. The charge applied to the tube for males: (PA and LAT) 5-10 mA.s and 5-16 mA.s, female: (PA and LAT) 6.3-8 mA.s and 9-14 mA.s.

Absorbed doses for males: (PA and PF) 0.04-0.17 mGy and 0.03-0.19 mGy and from female (PA and PF) from 0.03-0.22 mGy and 0, 04-0.17 mGy.

This procedure can be used in radiology department to implement and acceptance in the quality of images.

SUMÁRIO

	Página
Resumo.....	x
Abstract.....	xi
Lista de Tabelas.....	xiv
Lista de Figuras.....	xvii
Lista de Equações.....	xix
Lista de Abreviaturas.....	xx
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Objetivo da pesquisa.....	7
2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	9
2.1 Instituição de saúde e autorização da pesquisa.....	9
2.2 Critérios para produção de imagens.....	9
2.2.1 Requisitos técnicos para produção de imagens radiográficas pelo protocolo Europeu.....	9
2.2.2 Medida do Kerma no ar.....	11
2.2.3 Cálculo da dose na entrada da pele (DEP).....	12
2.2.4 Determinação do ponto focal nominal.....	13
2.2.5 Características da máquina de Raios X.....	14
2.2.6 Técnicas radiográficas.....	15
2.3 Biótipos humanos, avaliações corporais e parâmetros antropofórmicos.....	16
2.3.1 Teste de reprodutibilidade das medidas da balança de bioimpedância elétrica.....	19
2.4 Divisões dos grupos para avaliação da qualidade das imagens (Etapas 1 e 2).....	20
2.5 Cálculo da amostra para as Etapas 1 e 2.....	21
2.6 Avaliações da qualidade das imagens.....	22
2.6.1 Avaliação das imagens (Etapa 1).....	22
2.6.2 Avaliação das imagens (Etapa 2).....	24
2.6.2.1 Questionário de avaliação das imagens pelo protocolo Europeu.....	24
2.6.2.2 Questionário de avaliação das imagens por Vañó <i>et al</i> (1995).....	27
2.6.2.3 Pontuação dos itens investigados e adotado nesta pesquisa.....	30
2.7 Simulações computacional com o programa PCXMC para determinar a dose absorvida nos pulmões.....	31
2.8 Dados para montagens do simulador virtual.....	34
3 RESULTADOS E DISCUSÕES.....	38
3.1 Publicações realizadas devido aos resultados da pesquisa.....	38
3.2 Cálculo da amostra (Etapa 1 e 2).....	39
3.3 Valores do Kerma no ar e Dose de Entrada na Pele (DEP).....	39
3.4 Tamanho do ponto focal.....	40
3.5 Parâmetros das técnicas radiográficas levantados no Hospital.....	40
3.6 Biótipos humanos, avaliações corporais e parâmetros antropofórmicos.....	43
3.7 Teste de reprodutibilidade das medidas da balança de bioimpedância elétrica.....	43
3.8 Valor do índice de exposição LgM.....	44
	xii

	Página
3.9 Divisão dos grupos para avaliação da qualidade das imagens.....	45
3.10 Medidas antropofórmicas e avaliações corporais – Etapa 1	46
3.11 Resultados das avaliações das imagens – Etapa 1.....	56
3.12 Resultados das avaliações corporais, parâmetros antropofórmicos e LgM – Etapa 2.....	63
3.13 Resultados das pontuações recebidas nas avaliações das imagens, indivíduos representantes dos grupos devido a estas pontuações e técnicas radiográficas que geraram as melhores imagens – Etapa 2.....	69
3.14 Relação entre o critério densidade óptica das Etapas 1 e 2.....	82
3.15 Dose absorvida nos pulmões determinada pelas simulações computacionais.....	83
3.16 Resultados das correções das densidades para montagem do simulador.....	86
4 CONCLUSÃO.....	89
5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	93
ANEXO 1.....	103
1 Fundamentos Teóricos.....	103
1.1 Proteção radiológica.....	103
1.2 Exposições médicas.....	104
1.2.1 Níveis de referência.....	104
1.3 Grandezas dosimétricas.....	108
1.3.1 Dose absorvida.....	109
1.3.2 Dose equivalente.....	109
1.3.3 Dose efetiva.....	110
1.3.4 Kerma no ar.....	111
1.4 Produção de imagens em radiografia computadorizada (CR).....	112
1.5 Ruído na imagem de radiografia computadorizada.....	114
1.6 Curva sensitométrica.....	115
1.7 Índice de exposição para radiografia computadorizada.....	118
1.8 Avaliação corporal por bioimpedância elétrica.....	120
1.9 Índice de Massa Corporal (IMC).....	123
1.10 Programa Computacional PCXMC.....	123
1.10.1 Introdução.....	123
1.10.2 Dose de radiação calculada pelo PCXMC.....	125
1.10.3 O simulador matemático do corpo humano.....	126
1.10.4 O método Monte Carlo.....	128
1.10.5 O transporte de fótons pelo método Monte Carlo.....	130
ANEXO 2 – Tabelas de técnicas radiográficas.....	132
ANEXO 3 – Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE).....	145
ANEXO 4 – Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG.....	146
ANEXO 5 – Aprovação do Departamento de Pesquisa e Extensão no Hospital das Clínicas da UFMG.....	147
ANEXO 6 – Teste de Constância ano 2012.....	148
ANEXO 7 – Teste de Constância ano 2013.....	155
ANEXO 8 – Licença de uso e posse do PCXMC.....	163
ANEXO 9 – Artigos publicados no período do doutorado.....	165

Lista de Tabelas

		Página
Tabela 1	Código dos grupos por IMC.....	21
Tabela 2	Questionário de investigação das imagens para projeção PA.....	23
Tabela 3	Questionário de investigação das imagens para projeção PF.....	23
Tabela 4	Dimensões de pontos focais para ampliação de 4/3.....	40
Tabela 5	Características da divisão do grupo do gênero masculino com quantidade de pacientes estudados nas projeções PA e PF.....	41
Tabela 6	Características da divisão do grupo do gênero feminino com quantidade de pacientes estudados nas projeções PA e PF.....	41
Tabela 7	Valores das tensões elétricas devido as constantes e as espessuras de PA e PF.....	41
Tabela 8	Resultados de reprodutibilidade das medições da BIA para o grupo amostra.	44
Tabela 9	Intervalos do índice de exposição LgM adotado para projeção tórax.....	44
Tabela 10	Relação do grupo com número de integrantes.....	46
Tabela 11	Concordância entre os avaliadores e valores de Kappa – Etapa 1.....	56
Tabela 12	Valores de referência para Kappa e os resultados dos critérios investigados..	57
Tabela 13	Pontuação das avaliações PA masculino – Etapa 1.....	58
Tabela 14	Pontuação das avaliações PF masculino – Etapa 1.....	59
Tabela 15	Pontuação das avaliações PA feminino – Etapa 1.....	60
Tabela 16	Pontuação das avaliações PF feminino – Etapa 1.....	61
Tabela 17	Relação dos grupos com número de integrantes.....	63
Tabela 18	Concordância entre os avaliadores e valores de Kappa para projeções PA – Etapa 2.....	70
Tabela 19	Concordância entre os avaliadores e valores de Kappa para projeções PF – Etapa 2.....	71
Tabela 20	Pontuação dos avaliadores médicos para o grupo masculino e as técnicas radiográficas utilizadas.....	72
Tabela 21	Pontuação dos avaliadores médicos para o grupo feminino e as técnicas radiográficas utilizadas.....	78
Tabela 22	Comparação do grau de enegrecimento das imagens entre os avaliadores da Etapa 1 e 2.....	82
Tabela 23	Correlação de Person entre dose absorvida, parâmetros antropométrico e parâmetros que compõem as técnicas radiográficas.....	84
Tabela 24	Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva (ICRP, 2007).....	111
Tabela 25	Fatores de ponderação dos tecidos para o cálculo da dose efetiva.....	126
Tabela 26	Principais dimensões do simulador matemático usado no PCXMC.....	126
Tabela 27	Composição dos tecidos do simulador utilizados no PCXMC (% em peso)...	127
Tabela 28	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 30 na projeção PA sem acréscimo de filtração.....	132
Tabela 29	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PA sem acréscimo de filtração.....	132
Tabela 30	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PA com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al.....	133

	Página
Tabela 31	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al..... 133
Tabela 32	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PA sem acréscimo de filtração..... 133
Tabela 33	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al..... 134
Tabela 34	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al..... 134
Tabela 35	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,5 mm Al..... 134
Tabela 36	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 30 na projeção PF sem acréscimo de filtração..... 135
Tabela 37	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PF sem acréscimo de filtração..... 135
Tabela 38	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PF com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al..... 136
Tabela 39	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al..... 136
Tabela 40	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PF sem acréscimo de filtração..... 136
Tabela 41	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al..... 137
Tabela 42	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al..... 137
Tabela 43	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,5 mm Al..... 137
Tabela 44	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 30 na projeção PA sem acréscimo de filtração..... 138
Tabela 45	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PA sem acréscimo de filtração..... 138
Tabela 46	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PA com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al..... 139

	Página
Tabela 47	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al..... 139
Tabela 48	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PA sem acréscimo de filtração..... 139
Tabela 49	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al..... 140
Tabela 50	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al..... 140
Tabela 51	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,5 mm Al..... 140
Tabela 52	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 30 na projeção PF sem acréscimo de filtração..... 141
Tabela 53	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PF sem acréscimo de filtração..... 142
Tabela 54	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PF com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al..... 142
Tabela 55	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al..... 143
Tabela 56	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PF sem acréscimo de filtração..... 143
Tabela 57	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al..... 143
Tabela 58	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al..... 144
Tabela 59	Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,5 mm Al..... 144

Lista de Figuras

	Página
Figura 1	Objeto-teste para determinação do tamanho do ponto focal..... 14
Figura 2	Balança BC 1500 e posicionamento do paciente para medição..... 17
Figura 3	Tela de resultados da avaliação corporal..... 18
Figura 4	Tela de abertura do programa para inserir a geometria e os nº de fótons..... 32
Figura 5	Tela de simulação para a interação dos fótons com o simulador..... 33
Figura 6	Espectro de Raios X para tensão elétrica de 81,0 kV gerado pelo PCXMC. 33
Figura 7	Exemplo de resultados das simulações do PCXMC..... 34
Figura 8	Simulador de PMMA..... 35
Figura 9	Posição do ROI com valor de densidade..... 35
Figura 10	Simulador Catphan® 500..... 36
Figura 11	ROI (em vermelho) nos quatro materiais..... 36
Figura 12	Nomenclatura utilizada para nomear os grupos..... 45
Figura 13	Medidas antropofórmicas do gênero masculino PA divididos por grupo e parâmetros..... 47
Figura 14	Avaliações corporais do gênero masculino PA divididas por grupo e parâmetros..... 48
Figura 15	Medidas antropofórmicas do gênero masculino PF divididos por grupo e parâmetros..... 50
Figura 16	Avaliações corporais do gênero masculino PF divididas por grupo e parâmetros. 51
Figura 17	Medidas antropofórmicas do gênero feminino PA divididos por grupo e parâmetros. 52
Figura 18	Avaliações corporais do gênero feminino PA divididas por grupo e parâmetros. 53
Figura 19	Medidas antropofórmicas do gênero feminino PF divididos por grupo e parâmetros..... 54
Figura 20	Avaliações corporais do gênero feminino PF divididas por grupo e parâmetros. 55
Figura 21	Valores dos parâmetros antropofórmicos e avaliação corporal para o gênero masculino PA divididos por grupos..... 64
Figura 22	Valores dos parâmetros antropofórmicos e avaliação corporal para o gênero masculino PF divididos por grupos. 65
Figura 23	Valores dos parâmetros antropofórmicos e avaliação corporal para o gênero feminino PA divididos por grupos. 66
Figura 24	Valores dos parâmetros antropofórmicos e avaliação corporal para o gênero feminino PF divididos por grupos. 67
Figura 25	Índice de exposição para os gêneros masculino e feminino divididos por grupo..... 68
Figura 26	Dose absorvida de acordo dividido por gênero e projeção..... 83
Figura 27	Linearidade das densidades e equação de regressão linear do simulador Catphan® 87
Figura 28	Esquema de aquisição do sinal para a formação da imagem no sistema digital CR..... 113
Figura 29	Aspectos gerais da curva sensitométrica de um filme radiográfico (BUSHBERG, 1994)..... 116

	Página
Figura 30	Comparação entre as curvas sensitométricas de sistemas analógicos e digitais (BUSHBERG, 1994)..... 117
Figura 31	Histograma de uma imagem segmentada..... 119
Figura 32	Exemplo de modelos básicos do simulador no PCXMC..... 127

Lista de Equações

		Página
Eq. 1	Dose de Entrada na Pele.....	13
Eq. 2	Valores de tensão elétrica (KV) devido aos valores de constantes	15
Eq. 3	Reprodutibilidade das medidas da balança de bioimpedância elétrica.....	19
Eq. 4	Determinação do número da amostra para as Etapas 1 e 2.....	21
Eq. 5	Volume do tecido mole.....	36
Eq. 6	Volume do simulador de PMMA.....	37
Eq. 7	Tempo de exposição em função da tensão elétrica para gênero masculino PA..	75
Eq. 8	Tempo de exposição em função da tensão elétrica para gênero masculino PF...	75
Eq. 9	Carga elétrica aplica ao tubo em função da tensão elétrica para gênero masculino PA.....	75
Eq. 10	Carga elétrica aplica ao tubo em função da tensão elétrica para gênero masculino PF.....	76
Eq. 11	Índice de exposição em função da tensão elétrica para gênero masculino PA...	76
Eq. 12	Índice de exposição em função da tensão elétrica para gênero masculino PF....	76
Eq. 13	Tensão elétrica em função do percentual de água para gênero feminino PA.....	79
Eq. 14	Tensão elétrica em função do percentual de água para gênero feminino PF.....	79
Eq. 15	Tempo de exposição em função da tensão elétrica para gênero feminino PA....	80
Eq. 16	Tempo de exposição em função da tensão elétrica para gênero feminino PF....	80
Eq. 17	Carga elétrica aplica ao tubo em função da tensão elétrica para gênero feminino PA.....	80
Eq. 18	Carga elétrica aplica ao tubo em função da tensão elétrica para gênero feminino PF.....	81
Eq. 19	Índice de exposição em função da tensão elétrica para gênero feminino PA.....	81
Eq. 20	Índice de exposição em função da tensão elétrica para gênero feminino PF.....	81
Eq. 21	Dose absorvida no órgão ou tecido.....	109
Eq. 22	Dose equivalente no tecido.....	110
Eq. 23	Dose efetiva.....	110
Eq. 24	Kerma no ar.....	111
Eq. 25	Densidade Óptica.....	114
Eq. 26	Gradiente médio para análise sensitométrica.....	116
Eq. 27	Volume do tecido em relação ao fluxo de corrente elétrica.....	121
Eq. 28	Composição corporal.....	122
Eq. 29	Índice de Massa Corporal.....	123

Lista de Abreviaturas

AAPM - American Association of Physics in Medicine
Al – Alumínio
ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária
Ba – Bário
Br – Bromo
CAAE – Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CDTN – Centro de Desenvolvimento e Tecnologia Nuclear
CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear
CR – Radiografia Computadorizada
CQ – Controle de Qualidade
CV - Coeficiente de Variância
D – Dose absorvida
DEP – Dose de Entrada na Pele
DICOM - Imagens para comunicação digital em medicina
DFP – Distância Foco Pele
DFC – Distância foco centro da câmara
Eu – Európio
F – Fluor
HU – Unidade de Hounsfield
IAEA – Agência Internacional de Energia Atômica
ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação
IMC – Índice de Massa Corporal
INMETRO – Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
IPEN – Instituto de Pesquisa
K – Kerma no ar
kHz – Quilo Hertz
kV – Tensão elétrica em quilo volt
LDPE – Polietileno de baixa densidade
LiF – Fluoreto de lítio
LGM - Índice de exposição (nível logaritmo médio de exposição –LgM)
mA – miliampere
mA.s – Carga elétrica aplica ao tubo de Raios X
ms – milisegundo
Nm – Nanômetro
NRD – Níveis de Referência de Radiodiagnóstico
PDA – Produto dose-área
PMMA – Polimetilmetacrilato
RBE – Eficácia Biológica Relativa
ROI – Região de interesse
Ti – Titânio
TC – Tomografia Computadorizada
TL – Termoluminescência
TLD – Dosímetro termoluminescente
UH – Unidade Hounsfield

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Quando as radiações ionizantes foram descobertas, há mais de 100 anos, sua utilização foi revolucionária e rapidamente utilizada para investigação médica. Ao longo dos anos, novas técnicas de investigação de diagnóstico e terapia foram desenvolvidas e, em geral, o nível de cuidados à saúde humana tem aumentado. Diante desse panorama as exposições médicas às radiações têm aumentado significativamente, tornando-se um importante componente de radiação total a que o homem é exposto (IAEA, 2014, 2002).

Práticas médicas que envolvem o uso de radiação ionizante são as que mais contribuem para a exposição humana, a partir de fontes de radiação feitas pelo homem; representam 95% das doses totais fornecidas aos pacientes, sendo executados anualmente em todo mundo cerca de dois bilhões de exames de Raios X para diagnóstico. Existe um grande benefício para a saúde com a utilização destes exames por meio das radiações e, não há dúvida, quanto à necessidade de aumentar a disponibilidade de equipamentos radiológicos e serviços em muitos países. Os riscos associados à radiologia para diagnósticos são tipicamente baixos, mas é importante gerenciar a exposição aos pacientes, a fim de se obter apenas o diagnóstico e não expor desnecessariamente o paciente (IAEA, 2014; CEC, 1997).

A utilização de radiações ionizantes em medicina é justificada, dado que estas radiações possibilitam um grande progresso nos aspectos médicos relacionados com o diagnóstico, a terapêutica e a prevenção. Os princípios da proteção radiológica são alcançados com a otimização da proteção, criação de níveis de referência de doses e justificação das práticas. A otimização significa manter os valores de doses "tão baixos quanto razoavelmente exequíveis" (princípio *ALARA - As Low As Reasonably Achievable*) e que seja suficiente para obter a qualidade de imagem exigida, assim como a informação desejada para o diagnóstico. No contexto da otimização, a introdução de níveis de referência de radiodiagnóstico (NRD)

vem por recomendação da Comissão Internacional para a Proteção das Radiações Ionizantes (ICRP 73) e exige promover a fixação e a utilização desses níveis, providenciar orientações nesse domínio e estabelecer programas de garantia de qualidade. (RCSI, 2011; COMISSÃO EUROPEIA, 1999).

Com a publicação, em 1998, da Portaria 453/98 — “Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico” — da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, os estabelecimentos médicos que fazem uso de radiação ionizante tem procurado se adequar às exigências de controle de qualidade e proteção radiológica preconizadas nesta Portaria.

Novos conceitos e resultados das observações científicas têm promovido constantes revisões e reformulações no sistema de proteção radiológica, introduzindo novas técnicas, grandezas, sistemas de medidas e, conseqüentemente, novas exigências, causando uma considerável evolução tanto da proteção radiológica quanto da dosimetria das radiações (CNEN, 2014; ICRP, 2007a; IAEA, 1996).

O desempenho das instalações radiológicas de uma determinada região é avaliado a partir de certos valores de referência internacionais. No entanto, seria mais adequado que valores experimentais determinados por meio de levantamentos periódicos, inseridos em um programa abrangente de garantia da qualidade em radiodiagnóstico (PGQR) fossem utilizados. Muitos países já introduziram em suas legislações a obrigatoriedade de verificação das doses depositadas em órgãos, dos pacientes submetidos a exames radiodiagnósticos mediante as medidas de grandeza e parâmetro que levem ao conhecimento dessas doses. Resultados têm evidenciado consideráveis variações dosimétricas em exames realizados em diferentes instalações e até em uma mesma instalação (OSIBOTE, 2007; AZEVEDO, *et al.*, 2005; CIRAJ, *et al.*, 2005; FREITAS, 2005, RAMLI *et al.*, 2005; OLIVEIRA, 2003;

KOTSUBO,2002; JOHNSTON, 2001; PAPADIMITRIOU, *et al.*, 2001; GELEINJNS, *et al.*, 1993).

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

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

As doses absorvidas são frequentemente utilizadas em simuladores como Alderson Rando[®] para reproduzir as doses dos pacientes (TAPIOVAARA *et al.*, 1997). A utilização desse simulador permite conhecer os diferentes parâmetros de composição de uma técnica radiográfica, tais como: fatores de diagnóstico por meio do Raios X, parâmetros operacionais, área radiografada e material usado para a determinação das medidas. Esses parâmetros podem afetar os dados dosimétricos, e assim, explicar as diferenças nos valores das doses encontradas na literatura (HART, 2002).

Ao longo dos últimos anos, a solução de problemas na área de ciências radiológicas utilizando-se as técnicas de Monte Carlo tem crescido significativamente. Esse fenômeno pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas áreas médicas e biológicas

desde a década passada, e está relacionado ao rápido desenvolvimento de computadores cada vez mais rápidos em seus processamentos e acessíveis aos investigadores nestas áreas de pesquisas (ICRU, 2005).

O método de Monte Carlo pode ser usado para representar teoricamente um processo estatístico, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo particularmente útil em problemas complexos que não podem ser simulados por métodos determinísticos. Nesse método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são simulados sequencialmente (BRIESMEISTER, 2000). As distribuições de probabilidade que governam esses eventos são amostradas estatisticamente para descrever o fenômeno que está sendo simulado. Este processo de amostragem é estatístico e baseado na seleção de números aleatórios. No transporte de fótons, a técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada fóton desde sua origem, levando em consideração as interações possíveis no meio, além da distância que o fóton percorre. Isto se dá, então, ao longo da vida do fóton até a sua extinção ou absorção.

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU, 2005) sugere utilizar programas computacionais baseados nas técnicas de Monte Carlo a partir dos parâmetros radiográficos, para calcular doses em um ponto ou a dose média no órgão, baseado em doses projetadas em simuladores. Essa ICRU sugere ainda a utilização da técnica de Monte Carlo para calcular doses em pacientes submetidos a exames médicos por meio de Raios X. Esse método base no simulador matemático de TAPIOVAARA (2008) para determinar a dose no órgão de pacientes de diferentes idades, peso, altura e tamanhos de campo de irradiação em várias condições de utilização do Raios X para diagnóstico.

Segundo LACERDA (2003), a realização da medida da dose absorvida em certo órgão de um paciente, em um determinado exame radiográfico e a sua comparação com níveis de referência de diagnóstico, estabelecidos pelas autoridades de competência, é considerada

como um parâmetro avaliador da otimização da proteção ao paciente em radiologia diagnóstica.

Ao pesquisar sobre radiografias de tórax Antero Posterior (AP)/Postero Anterior (PA) em oito Hospitais do Rio de Janeiro, OSIBOTE *et al* (2007), detectaram uma variação entre os Hospitais de 800% para dose na entrada da pele (DEP), de acordo com as variações dos parâmetros das técnicas radiográficas e as médias encontradas em cada Hospital. Estas DEP atingiram estes valores devido aos parâmetros radiográficos empregados, com variações de 33% na tensão elétrica (kV), 200% na carga elétrica (mA.s) e 35% na distância foco pele entre estes Hospitais.

Segundo AZEVEDO *et. al.* (2005), ao estudar as doses de entrada na pele (DEP) de pacientes submetidos ao Raios X diagnóstico no Brasil e Austrália, percebeu-se variações entre esses países em relação aos parâmetros de composição de técnicas radiográficas com incidência de pelve AP. No Brasil as DEP tiveram média de 1,87 mGy e na Austrália de 0,07 mGy. A tensão elétrica aplicada ao tubo de Raios X na Austrália (média de 101 kV), é superior no Brasil (média de 73 kV para incidência de pelve AP). Percebendo desta forma que a carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s) empregada nas máquinas do Brasil se encontram maiores, em torno de 10 mA.s, ao passo que na Austrália este valor é em torno de 4 a 5 mA.s. A Distância-Foco-Pele (DFP) é inferior no Brasil, média de 89 cm em relação à Austrália que teve média de 104 cm. Estes parâmetros indicam, dessa forma, que as DEP e dose absorvida fornecida aos pacientes são maiores no Brasil.

Diante de tais referências, os pacientes, quando submetidos a exames radiológicos, podem ser irradiados com várias combinações de técnicas radiográficas para uma mesma estrutura analisada e incidência, como por exemplo, crânio AP, tórax AP e pelve AP, de acordo com as necessidades diagnósticas. No entanto, as inúmeras variações das técnicas radiológicas acarretam variações de doses fornecidas aos pacientes além de produzir imagens

de diferentes qualidades. Dessa forma, devem ser estudados os fatores que compõe as técnicas radiográficas e quais os são os parâmetros que podem acarretar aumento das doses fornecidas aos pacientes. Um destes fatores pode ser encontrado em rotinas de Hospitais ou Clínicas, onde as condições para se executar um diagnóstico com critérios de proteção radiológica para pacientes, não possuem prioridade assim como os procedimentos de otimização e qualidade das imagens geradas (VAÑÓ *et al*, 1992).

Diante desse contexto, esse trabalho visa relacionar as variações dos parâmetros das técnicas radiológicas que podem alterar as qualidades das imagens e as doses de radiação fornecidas aos pacientes, associadas às avaliações corporais e medidas antropométricas. Dessa forma é conveniente conhecer como variam estes parâmetros e quais são as respostas nas imagens e doses de radiação fornecidas aos pacientes.

Entre as técnicas mais utilizadas na determinação dos componentes da composição corporal destacam-se as dobras cutâneas e a utilização de índices relacionando a massa corporal à estatura, cada uma com suas vantagens e limitações. Como métodos menos utilizados, podem-se mencionara pesagem hidrostática e a tomografia computadorizada, cujas medidas investe-se de grande precisão. No entanto, são de difícil execução e custo elevado, sendo utilizadas normalmente em ambiente laboratorial (WELLS, 2006). Com o avanço da tecnologia, observa-se uma tendência para o desenvolvimento de técnicas de estimativa da composição corporal mais sofisticada para o uso fora do ambiente laboratorial. Uma delas, objeto de crescente número de estudos, é a técnica da bioimpedância elétrica. Sua utilização, com finalidade de determinar o fracionamento da composição corporal, vem se popularizando nas últimas décadas (RODRIGUES, 2001). Contudo, os resultados obtidos em muitos trabalhos revelam-se, frequentemente discrepantes (CARVALHO, 1999; LUKASKI, 1985). Porém SILVA (1997) cita diversos estudos que obtiveram correlações de 80% entre o percentual de gordura medido por bioimpedância elétrica e densitometria. Dentre as possíveis

razões para essa variabilidade poderiam ser mencionadas diferenças metodológicas quanto às populações analisadas, aos aparelhos utilizados e metodologias diferentes de coleta de dados (SILVA, 1997; NIH, 1996; KUSHNER, 1992).

De acordo com BAUMGARTNER (1996) para medir a água no corpo humano podem ser utilizados técnicas de diluição de isótopos. Entretanto, existem várias fórmulas para predição da água total do corpo e, também, para os volumes de água intracelular e extracelular, obtidas por meio do uso da impedância bioelétrica, utilizando corrente elétrica com frequência múltipla e simples. A impedância bioelétrica de frequência simples permite o cálculo dos volumes de água intra e extracelular em indivíduos saudáveis e não obesos, embora com menor exatidão e maior viés que a técnica de frequência múltipla (KYLE *et al.*; 2004).

1.1 Objetivo da pesquisa

Perante o contexto encontrado em âmbito internacional e nacional de reduzido número de estudos da avaliação da qualidade da imagem em Radiografia Computadorizada (CR), exceto para sistemas convencionais e imagens mamográficas, este trabalho se dedica, como objetivo geral, a desenvolver um protocolo para instalação da qualidade de imagens no sistema CR utilizando o protocolo europeu para imagens no sistema convencional. Associado a esse protocolo, o trabalho visa, como objetivo específico, estudar a qualidade de imagens diagnósticas diante das composições físicas e biológicas dos pacientes, bem como as doses produzidas devido às exposições nos exames de tórax em aparelhos convencionais de raios X, mas com processamento de imagens computadorizadas em um Hospital de Belo Horizonte, MG. Com a motivação demonstrada, essa pesquisa busca conhecer os parâmetros que alteram as imagens e doses fornecidas aos pacientes, dedicando:

- a) A conhecer e conceituar a qualidade das imagens geradas no setor de radiologia de um Hospital Público de Belo Horizonte pelo sistema de Radiografia Computadorizada (CR);
- b) A levantar e medir os parâmetros antropofórmicos e avaliações corporais dos pacientes que possuem pedidos de exames de Raios X de tórax;
- c) A associar a qualidade de imagens aos parâmetros antropofórmicos e avaliações corporais para sugerir técnicas radiográficas para exames de Raios X de tórax;
- d) A indicar as doses de radiação fornecida aos pacientes de Raios X e associá-las as qualidade de imagens, parâmetros antropofórmicos e avaliações corporais;
- e) A criar subsídios para montagem de simulador baseados nas informações dos parâmetros antropofórmicos e avaliação corporal.

CAPÍTULO 2

MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Instituição de saúde e autorização da pesquisa

A pesquisa foi realizada no departamento de radiologia do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Minas Gerais, sendo este hospital universitário, público e de atendimento geral que realiza atividades de ensino, pesquisa e assistência, além de ser referência no sistema municipal e estadual de Saúde no atendimento aos pacientes portadores de patologias de média e alta complexidade.

Todos os pacientes que participaram da pesquisa assinaram ou realizaram impressão digital no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), de acordo com o modelo no ANEXO 8 aprovado sob o número CAAE – 13126213.6.0000.5149 pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP (ANEXOS 3). Em casos de pacientes não alfabetizados foi realizado a leitura deste termo de esclarecimento para participação na pesquisa.

2.2 Critérios para produção de imagens

2.2.1 Requisitos técnicos para produção de imagens radiográficas pelo protocolo Europeu

Este trabalho foi fundamentado nas informações técnicas para produção de imagens radiográficas adotadas pelo protocolo Europeu EUR 16260 (1996) para estrutura e incidência de tórax Postero Anterior (PA) e Perfil (PF). Como ainda não existe um protocolo específico para Radiografias Computadorizadas (CR) a presente pesquisa utilizou os princípios do protocolo Europeu dedicado a Radiografias convencionais para desenvolver o estudo.

Os critérios técnicos da máquina de Raios X e distância foco filme (DFF) para uma boa radiografia, adotada por este protocolo, estão baseados para tórax PA e PF como indicado:

1. Informações Técnicas para produção de radiografias em incidência de PA:
 - a. Critério para dose de radiação na entrada da superfície da pele no paciente padrão: 0,3 mGy;
 - b. Dispositivo radiográfico: bucky mural com grade móvel ou fixa;
 - c. Ponto focal nominal: $\leq 1,3$;
 - d. Filtração total do feixe: $\geq 3,0$ mm em equivalência de Al;
 - e. Grade antidifusora: $r = 10, 40/cm$;
 - f. Distância foco-filme (DFF): 180 cm;
 - g. Tensão elétrica aplicada ao tubo: 125 kV;
 - h. Tempo de exposição: < 20 ms;
 - i. Pulso: 12 ou gerador de alta frequência $> 1kHz$.

2. Informações Técnicas para produção de radiografias em incidência de PF:
 - a. Critério para dose de radiação na entrada da superfície da pele no paciente padrão: 1,5 mGy;
 - b. Dispositivo radiográfico: bucky mural com grade móvel ou fixa;
 - c. Ponto focal nominal: $\leq 1,3$;
 - d. Filtração total do feixe: $\geq 3,0$ mm em equivalência de Al;

- e. Grade antidifusora: $r = 10,40$ cm;
- f. Distância foco-filme (DFF): 180 cm;
- g. Tensão elétrica aplicada ao tubo: 125 kV;
- h. Tempo de exposição: < 40 ms;
- i. Pulso: 12 ou gerador de alta frequência > 1 kHz

2.2.2 Medida do Kerma no ar

Para determinar o valor do Kerma no ar foi utilizada uma câmara de ionização, calibrada e aferida em Kerma no ar, de 6 cm^3 modelo 10X6-6 acoplada a um eletrômetro 2086, ambos da RADCAL[®], coincidindo seu centro geométrico com a posição a qual seria a superfície de um paciente e perpendicular ao feixe incidente.

Para determinação das medidas, tomou-se o cuidado de que toda a superfície da câmara fosse irradiada e sua projeção estivesse fora da mesa bucky, evitando retroespalhamento, utilizando ainda como base a Distância Foco centro da Câmera (DFC).

O conjunto câmara-eletrômetro foi calibrado com um conjunto câmara-eletrômetro padrão do Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN/CNEN de acordo com o Certificado de Calibração N^o 0117/2013.

Para cada grupo de medição de Kerma no ar, na incidência de tórax PA e tórax PF, foram feitos quatro disparos na máquina de Raios X da Shimdzu utilizando a filtração total do feixe com 3,6 mm em equivalência de Al. As técnicas radiográficas utilizadas foram:

- Tórax PA: 106 kV, 0,02 s, 8 mA.s, DFC = 144 cm, filtração total de 3,6 mm de Al e tamanho de campo de 20 x 20 cm;
- Tórax PF: 120 kV, 0,036 s, 14 mA.s, DFC = 137 cm, filtração total de 3,6 mm de Al e tamanho de campo de 20 x 20 cm.

Estas técnicas foram escolhidas por representarem os maiores valores de tensão elétrica e a menor distância foco-pele.

No momento dos disparos, o acompanhamento foi realizado do lado de fora da sala, e posteriormente, foi feita a leitura correspondente ao Kerma no ar. Nos quatro valores obtidos foram calculados a média aritmética, desvio padrão e variância.

2.2.3 Cálculo da dose na entrada da pele (DEP)

Foram calculadas as Doses de Entrada na Pele (DEP) para as duas estruturas analisadas e incidências de tórax AP e tórax PF, utilizando as informações levantadas na sala de exames do Hospital, como Kerma no ar, carga elétrica aplicada ao tubo, tensão elétrica aplicada e a distância foco centro da câmara de ionização.

Para determinar as DEP foram utilizadas as técnica que geraram os maiores valores de tensão elétrica associado ao valor correspondente a carga elétrica aplicada ao tubo para medir o Kerma no ar como se segue:

- Tórax PA: 106 kV, 0,02 s, 8 mA.s, DFC = 144 cm, filtração total do feixe de 3,6 mm de Al e tamanho de campo de 20 x 20 cm;
- Tórax PF: 120 kV, 0,036 s, 14 mA.s, DFC = 137 cm, filtração total do feixe de 3,6 mm de Al e tamanho de campo de 20 x 20 cm.

Posteriormente, foi utilizado a expressão da DEP (ICRU, 2005), que pode ser definida em função da dose absorvida no ar, no ponto coincidente do eixo central do feixe de radiação com a superfície de entrada da pele do paciente, devido a combinação entre o Kerma no ar e a carga elétrica aplicada ao tubo, incluindo o fator de retro espalhamento desta interação no paciente de acordo com a Equação 1.

$$DEP = Y \times \text{carga elétrica aplicada no tubo} \times fc \times BSF \times \left(\frac{100}{DFC}\right)^2 \quad Eq. 1$$

em que Y é o quociente entre Kerma no ar medido e a carga elétrica aplicado ao tubo utilizada, $fc = 1,11$ é o fator de calibração em relação à temperatura e à pressão, DFC é a Distância Foco Centro da câmera, BSF é o fator de retroespalhamento adotado com valor de 1,35 pelo protocolo europeu o qual foi utilizado nesse trabalho. O fator de retroespalhamento leva em consideração o tamanho de campo irradiado, tensão elétrica (kV), filtração total do feixe de 3,6 mmAl e distância foco centro da câmera.

2.2.4 Determinação do ponto focal nominal

O ponto focal foi determinado utilizando os critérios sugeridos pela ANVISA (2005) e o manual do fabricante do objeto-teste com os instrumentos da Empresa Ambiental Proteção Radiológica Ltda. De acordo com a recomendação dessas duas instituições o teste de tamanho do ponto focal nominal é utilizado somente para sistema de Raios X diagnóstico convencional, porém sua metodologia e resultados servem como referência ao protocolo Europeu que utiliza também o sistema de aquisição de imagens digital.

Para a metodologia empregada foi utilizado um filme radiográfico de classe 200 dentro de um envelope de plástico preto colocado sobre a mesa com o padrão de barras tipo fenda, modelo CQ-06 da MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda, sobre o filme. A distância foco-filme foi de 61 cm e a técnica radiográfica com 60 kV e 60 mA.s para os focos grosso e fino. Após a revelação do filme foi determinada, inicialmente, a ampliação da imagem realizando o comparativo das distâncias de 20 mm do topo do objeto-teste (Figura 1), entre os dois furos produzidos no filme revelado.



Figura 1 – Objeto-teste para determinação do tamanho do ponto focal.

2.2.5 Características da máquina de Raios X

A máquina de Raios X utilizada nesta pesquisa para as incidências foi a de modelo Rad Speed da Shimadzu Corporation com ângulo do ânodo de 12° e diâmetro de 100 mm, filtração total do feixe de 3,6 mm em equivalência de Alumínio (Al), tensão elétrica máxima de 150 kV, tubo de Raios X modelo 1/2P18DK-85 com colimador modelo R-20J, bucky mural modelo BR-120 com grade móvel anti difusora com relação 12:1 obtendo 40 linhas/cm e gerador de alta tensão elétrica UD150B-40 com frequência de trabalho de 25 kHz. Para essa máquina foi utilizado apenas o maior filamento existente, denominado foco grosso. Essa máquina dispõe de dispositivo automático que não foi utilizado para que o operador pudesse alterar de forma conveniente a tensão elétrica, carga elétrica aplicada ao tubo, tempo de exposição e corrente elétrica.

De acordo com a legislação atual, a portaria 453 da SVS (1998), determina que ensaios para levantamentos radiométricos sejam realizados a cada ano, porém alguns testes como tensão elétrica de alimentação, tubo da estativa com variação de tensão elétrica associado ao foco grosso e fino, verificação da incidência de Raios X e luz são realizados a cada 4 meses. Essa máquina de Raios X juntamente com a sala possui levantamento radiométrico válido para o período da pesquisa de acordo com os relatórios, ANEXOS 4 e 5.

2.2.6 Técnicas radiográficas

Para indicar o valor de uso da tensão elétrica (kV), devido a variação de penetração no tecido, foi elaborado a Equação 2 que relaciona e associa a espessura do tronco com um valor, adimensional, de constante.

$$\text{Tensão elétrica (kV)} = 2. \text{Espessura do tronco} + \text{Valor da constante} \quad \text{Eq. 2}$$

De acordo com o protocolo Europeu o valor fixo de tensão elétrica é de 125 kV, para projeções PA e PF. Nesta pesquisa, não foi levado em consideração este parâmetros por impossibilitar alterações de penetração dos fótons. Dessa forma, foi adotado os valores das constantes 30, 35 e 40, combinado com a espessura do tronco nas projeções PA e PF. Diante da utilização da Equação 2, os valores das tensões elétricas estarão próximos ao sugerido pelo protocolo mas com possibilidades de variação.

Para a determinação da carga elétrica aplicada ao tubo foram utilizadas avaliações visual, tato e conhecimento dos operadores, bem como o tamanho do campo, em relação à firmeza dos tecidos do tronco dos pacientes.

Após os operadores retirarem os pacientes do bucky mural, foram realizadas as medições do tamanho de campo projetado neste aparelho e utilizando o teorema fundamental da semelhança de triângulos foi encontrada a área que corresponde à entrada na pele no paciente para com isto servir de dado de entrada no programa computacional PCXMC.

Os valores da carga elétrica aplicada ao tubo em combinação com a tensão elétrica (kV) já são pré-ajustados na máquina pelo fabricante, entretanto os valores utilizados neste trabalho estão entre 28 e 4 mA.s. A distância foco écran digital (DFE) foi fixada para todos os casos como 180 cm.

As técnicas radiográficas com a utilização das constantes e variações da carga elétrica aplicada ao tubo foram modificadas em relação ao acréscimo de filtração adicional de alumínio (Al) na máquina ao passo que foram realizados os exames, não possuindo portanto, indicação de um indivíduo ser participante de um grupo de constantes ou de filtrações adicionais. A utilização de constantes e aumento da filtração no tubo de Raios X está fundamentada em reduzir os fótons de baixas energias e a dose absorvida que apenas prejudicam a definição das imagens e aumentam as doses absorvidas nos pacientes.

2.3 Biótipos humanos, avaliações corporais e parâmetros antropofórmicos

Para fidelizar a melhor técnica radiográfica e associá-la a imagem de boa qualidade, esta pesquisa leva em consideração os padrões de biótipos humanos, avaliações corporais e parâmetros antropofórmicos de cada paciente, os quais contribuem na mudança de espectros “filtrados”, Kerma de saída e densidade ótica das imagens. Para os critérios investigados de biótipos e parâmetros antropofórmicos foi levantado e medido:

- a) Idade dos pacientes;
- b) Altura utilizando uma régua escalonada;
- c) Peso utilizando uma balança de bioimpedância elétrica;
- d) Espessura do tronco, por meio de um espessômetro, nos sentidos Postero Anterior (PA) e Perfil (PF). Medição realizada em respiração profunda e em apneia;
- e) Altura do tronco com a pelve compreendida entre a articulação acromioclavicular e da região perineal com uma fita métrica;
- f) Circunferências do tronco na altura dos mamilos, cintura na altura do umbigo e quadril na altura da maior circunferência das nádegas com uma fita métrica;

Na avaliação corporal foi utilizada uma balança de bioimpedância elétrica (Análise por Impedância Bioelétrica – BIA), marca Tanita® modelo IRONMAN BC 1500 de 50 kHz e 0,5 mA que forneceu as informações de:

- a) Porcentagem de gordura total e do tronco;
- b) Porcentagem de massa magra total;
- c) Porcentagem total de água no corpo;
- d) Porcentagem de massa muscular total e do tronco.

Nas Figuras 2 e 3 estão exemplificadas a balança de BIA e a tela de resultados de uma avaliação corporal.



Figura 2 – Balança BC 1500 e posicionamento do paciente para medição.

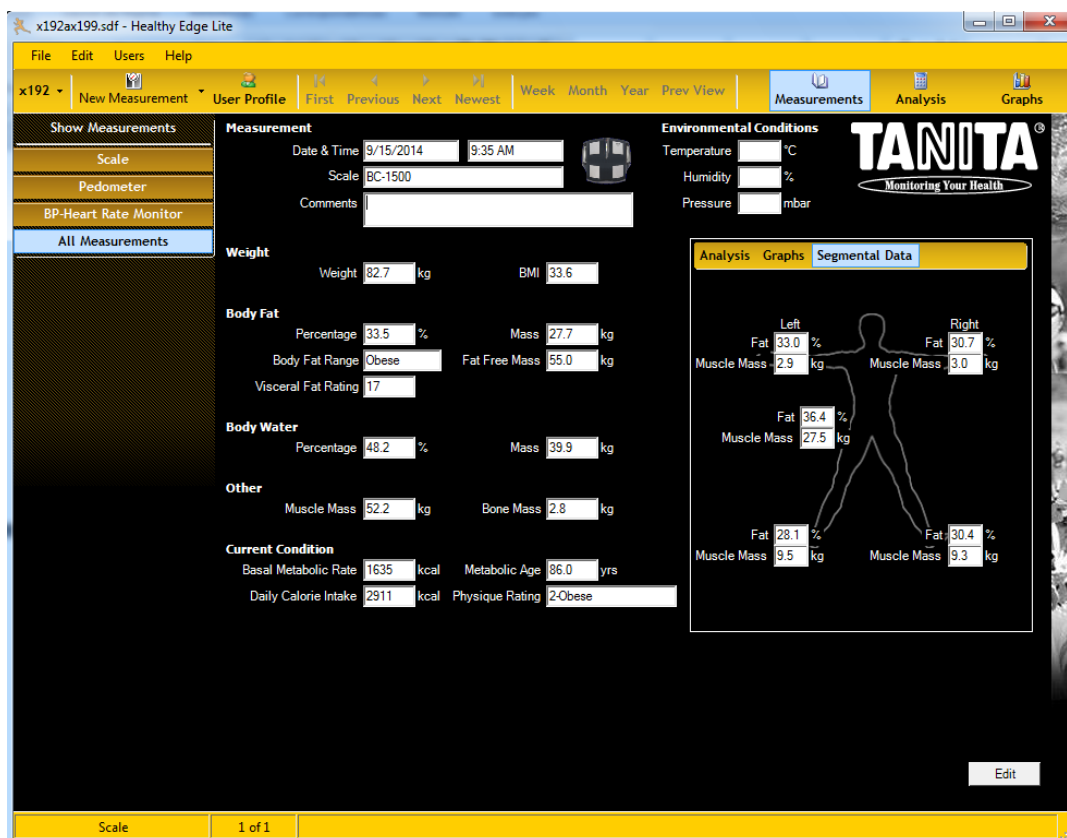


Figura 3 – Tela de resultados da avaliação corporal.

De acordo com o manual do fabricante, os resultados das medidas, para serem fidedignas devem ser realizadas sempre no mesmo horário e diariamente além de possuir recomendados de restrições alimentar, líquida e de atividade física. Porém nessa pesquisa não foi possível esses preparos, porque todos os pacientes não tiveram contatos anteriores com a pesquisa, sendo esses, abordados para entrevista de participação apenas no momento de seu exame. No entanto, os preparos sugeridos pelo fabricante são utilizados para conhecer alterações dos tecidos corporais e possíveis acompanhamentos nutricional, físico e fisiológico.

Para que houvesse redução dos erros intrínsecos de medição, a balança para ser utilizada passou por 10 minutos de ambientação climática e pressão em um mesmo ambiente, onde foram realizadas todas as medidas, cuja temperatura é controlada a 18 °C.

A importância da utilização dessas informações, da balança de bioimpedância elétrica, corresponde à representação no momento do exame radiográfico.

2.3.1 Teste de reprodutibilidade¹ das medidas da balança de bioimpedância elétrica

Para realizar o teste de reprodutibilidade das medidas apresentadas pela balança de bioimpedância elétrica foram utilizados uma série de 5 medidas com intervalo de 60 segundos entre uma medida e outra de uma amostra de 9 participantes escolhidos aleatoriamente mas com requisitos de idades aproximadas sendo divididos em grupos de 3 indivíduos com idades de 67, 79 e 82 anos, 35, 51 e 53 anos, 22, 25 e 27 anos. De acordo com a indicação da ANVISA (2005) o número de medidas devem ser em número de 4.

Os itens reproduzidos e medidos foram:

- a) Porcentagem de gordura total e do tronco;
- b) Peso;
- c) Porcentagem de água total no corpo;
- d) Massa magra total no corpo;
- e) Massa muscular total e do tronco.

Para calcular o valor da reprodutibilidade foi utilizada a Equação 3 (ANVISA, 2005),

$$R(\%) = 100 \times \frac{L_{m\acute{a}x} - L_{m\acute{i}n}}{(L_{m\acute{a}x} + L_{m\acute{i}n})/2}, \quad \text{Eq. 3}$$

em que $L_{m\acute{a}x}$ e $L_{m\acute{i}n}$ são os valores máximo e mínimo encontrados.

Associado a essas medidas foi realizado o cálculo dos valores da média e desvio padrão da média.

¹ De acordo com INMETRO (2012), o termo reprodutibilidade indica o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição, já o termo repetitividade indica o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando, porém efetuadas nas mesmas condições. Nestes casos ocorrem os dois processos, pois os testes foram realizados em 9 indivíduos nas mesmas condições de medidas.

Esses indivíduos participaram da pesquisa sem qualquer preparo que antecede aos testes.

2.4 Divisões dos grupos para avaliações da qualidade das imagens (Etapas 1 e 2)

Após utilizar as técnicas radiográficas levantadas, foram realizadas as divisões dos grupos na seguinte forma, sequência e ordem:

- a) Gênero;
- b) Espessura do tronco no sentido Postero Anterior (PA) para formar o grupo de PA;
- c) Espessura do tronco no sentido Perfil (PF) para formar o grupo de PF;
- d) Índice de Massa Corporal (IMC);
- e) Porcentagem total de água no corpo, Porcentagem de massa muscular total e do tronco, Porcentagem de massa magra total e Porcentagem de gordura total e do tronco;
- f) Índice LgM.

Estes critérios, de divisões dos grupos, foram utilizados para dividir e criar as Etapas 1 e 2. A Etapa 1 está constituída de 72 pacientes masculinos e 86 pacientes femininos, com projeções PA e PF, totalizando 316 imagens. A Etapa 2 está constituída de 38 pacientes masculinos com projeções PA, 31 pacientes masculinos com projeções PF, 29 pacientes femininos com projeções PA e 29 pacientes femininos com projeções PF, totalizando 127 imagens analisadas. A indicação é que um indivíduo de um determinado grupo de projeção PA necessariamente não estará em um grupo de projeção PF correspondente.

De acordo com a recomendação da Agfa (MOTHIRAM, 2014), os valores do LgM ideais para projeções e incidências de tórax PA e PF são 1,8 e 2,0 respectivamente, os quais

foram adotados nesta pesquisa para serem a base do estudo da avaliação da qualidade de imagens.

Porém, na Etapa 1 de investigação das imagens, foram utilizadas imagens que produziram LgM entre 1,49 a 2,26 para PA e 1,51 a 2,35 para PF. A Etapa 2 utilizou o critérios de seleção das imagens que produziram LgM entre 1,71 a 1,89 para PA e 1,90 a 2,10 para PF.

Para divisão dos grupos em relação ao IMC foi associado, a este índice, números que representam seus intervalos como indicado na Tabela 1.

Tabela 1 – Código dos grupos por IMC.

Referência do grupo	IMC (kg/m ²)	Classificação do IMC
1	< 18,5	Baixo
2	18,5 – 24,9	Normal
4	25 – 29,9	Préobesidade
5	30 – 34,9	Obesidade tipo I
6	35 – 39,9	Obesidade tipo II

* - Fonte: OMS, 1985

2.5 Cálculo da amostra para as Etapas 1 e 2

Para determinar o número da amostra nas Etapas 1 e 2 foi utilizado a formulação estatística para descrição de variáveis quantitativas em uma população (MIOT, 2011; LUIZ, 2000), como indicado na Equação 4,

$$n = \frac{(z_{\alpha/2} \times \delta)^2}{\varepsilon^2}, \quad \text{Eq. 4}$$

em que n é o tamanho da amostra, $Z_{\alpha/2} = 1,96$ (para erro adotado $\alpha = 5\%$), $\delta = 50\%$ (desvio padrão populacional da variável) de acordo com (MIOT, 2011; LUIZ, 2000) e ε é o erro-padrão.

2.6 Avaliações da qualidade das imagens

Esta pesquisa foi dividida em duas etapas de avaliação das imagens objetivando as técnicas empregadas pelos operadores e a qualidade das imagens para visualização das estruturas teciduais e órgãos. As imagens utilizadas para as Etapas 1 e 2 foram arquivadas e posteriormente entregue aos avaliadores sem qualquer manipulação de brilho, contraste, tamanho ou colimação.

2.6.1 Avaliação das imagens (Etapa 1)

Foi elaborado um questionário, nesta primeira fase de avaliação das imagens, para investigar parâmetros de interesse técnico de posicionamento, aplicação das técnicas radiográficas e possíveis contribuições do paciente que podem alterar a qualidade das imagens produzidas. Os questionários das Tabelas 2 e 3 foram desenvolvidos pelo autor dessa tese e dois Tecnólogos em Radiologia com larga experiência em radiologia de tórax auxiliados pelas literaturas de BIASOLI (2006) e BUSHONG (2004).

Tabela 2 – Questionário de investigação das imagens para projeção PA.

Identificação do grupo Identificação numérica do paciente	Código do grupo		
	ID	ID	ID
Critérios de avaliação das imagens para PA*			
1. Densidade óptica: a DO** radiográfica está adequada?			
2. Técnica de exame: as articulações esterno claviculares estão igualmente afastadas da linha média da coluna vertebral?			
3. Técnica de exame ou deficiência do paciente: os pulmões estão bem inspirados (cheio de ar)?			
4. Anatomia: Os ápices pulmonares estão incluídos dentro do campo radiográfico?			
5. Anatomia: Os seios costofrênicos estão bem visualizados?			
Pontuação total			

* – Responder ao questionário utilizando S(Sim) = 10 pontos ou N(Não) = 0 pontos;

** – A Densidade Óptica (DO) ideal é aquela que é possível visualizar até a quinta vértebra torácica (de cima para baixo). Se for possível visualizar um maior número de vértebras torácicas significa que a imagem dos pulmões foi prejudicada (exame mais penetrado).

Tabela 3 – Questionário de investigação das imagens para projeção PF.

Identificação do grupo Identificação numérica do paciente	Código do grupo	
	ID	ID
Critérios básicos de avaliação das imagens para PF*		
1. Técnica de exame: Existe sobreposição das costelas (exame não rodado)?		
2. Técnica de exame (tempo longo) ou paciente em movimento: O exame radiográfico não apresenta movimento cinético (radiografia tremida/borrada)?		
3. Anatomia: É visualizada a base pulmonar (seios costofrênicos)?		
4. Anatomia: É possível visualizar a linha de contorno do hilo?		
5. Anatomia: A região cardíaca é visualizada?		
Pontuação total		

* – Responder ao questionário utilizando S(Sim) = 10 pontos ou N(Não) = 0 pontos;

Esse questionário utiliza apenas respostas “Sim” ou “Não” obtendo respectivamente os valores de “dez” e “zero”, desta forma a pontuação máxima, por projeção, pode chegar a cinquenta pontos e o mínimo de zero. À direita no questionário estão os números de referências das imagens a serem avaliadas e o grupo codificados.

Após receberem as imagens, que estão divididas em grupos na Etapa 1, os dois Tecnólogos em Radiologia realizaram as análises, de acordo com os critérios das Tabelas 2 e 3, utilizando o software livre SYNEDRA VIEW PERSONAL 3 para que as imagens não sofressem possíveis alterações ao utilizar software diferentes.

Foi realizado, de forma inovadora, o estudo de concordância entre os avaliadores na Etapa 1. Nesse critério de concordância foi considerado como sendo o número de resultados iguais (10 ou 0) utilizado em cada item do questionário em relação ao total de imagens analisadas pelos avaliadores da Etapa 1. Paralelamente a esse estudo foi realizado o estudo estatístico de Kappa Cohen (ROSNER, 2010) por meio do programa computacional MATLAB utilizando um script de CARDILLO (2009).

2.6.2 Avaliação das imagens (Etapa 2)

Nessa Etapa foram utilizados o questionário do protocolo Europeu e o questionário sugerido pelos pesquisadores VAÑÓ *et al* (1995) acrescidos de graduação na pontuação dos itens investigados.

Como na Etapa 1, a Etapa 2 foi realizado o estudo de concordância entre os avaliadores. No critério de concordância foi considerado como sendo o número de resultados iguais, que variaram de “-3” a “5” para cada item do questionário, em relação ao total de imagens analisadas pelos dois avaliadores. Paralelamente a esse estudo foi realizado o estudo estatístico de Kappa Cohen (ROSNER, 2010) por meio do programa computacional MATLAB utilizando um script de CARDILLO (2009).

2.6.2.1 Questionário de avaliação das imagens pelo protocolo Europeu

Este questionário é dividido em três partes com finalidade de verificar a qualidade das imagens em relação aos aspectos de posicionamento do paciente, visualização de estruturas anatômicas e qualidade do filme. A seguir estão mostrados os três aspectos investigados e forma de pontuação das imagens para a incidência PA.

Avaliação tipo 1:

- a) Executada em inspiração profunda (avaliada pela posição das costelas acima do diafragma - 6 arcos anteriores ou 10 arcos posteriores) e em apneia;
- b) Reprodução simétrica do tórax;
- c) Borda medial das escápulas fora dos campos pulmonares;
- d) Reprodução de todo gradil costal acima do diafragma;
- e) Reprodução nítida do padrão vascular de todo o pulmão, principalmente os vasos periféricos;
- f) Reprodução nítida da traqueia e parte proximal dos brônquios;
- g) Reprodução nítida da aorta e borda do coração;
- h) Reprodução nítida do diafragma e dos ângulos costofrênicos;
- i) Visualização da parte retrocardíaca do pulmão e mediastino;
- j) Visualização da coluna através da sombra cardíaca.

Pontuação para avaliação tipo 1: Avaliar cada critério como SIM (1) ou NÃO (0) e qualquer área que não seja visualizada devido a uma condição patológica preencher com a letra P no questionário pertinente.

Avaliação tipo 2:

- a) Pequenos detalhes em volta do pulmão inteiro, incluindo as áreas retrocardíacas: Alto contraste: diâmetro de 0,7 mm; Baixo contraste: diâmetro de 2 mm;
- b) Detalhes lineares e reticulares fora da periferia do pulmão: Alto contraste: 0.3 mm de largura; Baixo contraste: 2 mm de largura.

Pontuação para avaliação tipo 2: Avaliar cada critério como SIM (1) ou NÃO (0) e qualquer área que não seja visualizada devido a uma condição patológica preencher com a letra P no questionário pertinente.

Avaliação tipo 3:

- a) Densidade da imagem (enegrecimento): Pulmões;
- b) Densidade da imagem (enegrecimento): Mediastino;
- c) Contraste;
- d) Nitidez / Resolução;
- e) Colimação adequada do feixe;
- f) Aceitabilidade da imagem;

Pontuação para avaliação tipo 3:

- a) Densidade do filme: + Ótimo, ↑ Muito, ↓ Muito pouco;
- b) Contraste: + Ótimo, ↑ Muito alto, ↓ Muito baixo;
- c) Nitidez / Resolução: + Ótimo, ↓ Sub-ótima, 0 Inaceitável;
- d) Colimação adequada do feixe: + Ótimo, ↑ Tamanho de campo muito grande, ↓ Tamanho de campo muito pequeno;
- e) Aceitabilidade do filme: 1 = Totalmente aceitável, 2 = Provavelmente aceitável, 3 = Somente aceitável sob âmbito limitado das condições clínicas, 4 = Inaceitável (dar as razões).

Para a incidência PF o protocolo Europeu recomenda os seguintes itens de avaliação como indicado abaixo:

Avaliação tipo 1:

- a) Realizado em plena inspiração e com a respiração suspensa;
- b) Os braços devem ser levantados do tórax;
- c) Superposição das bordas posteriores dos pulmões;
- d) Reprodução da traqueia;
- e) Visualização dos ângulos costofrênicos;

- f) Reprodução da borda posterior do coração e aorta; mediastino; diafragma; esterno; vértebra torácica.

Pontuação para avaliação tipo 1: Avaliar cada critério como SIM (1) ou NÃO (0) e qualquer área que não seja visualizada devido a uma condição patológica preencher com a letra P no questionário pertinente.

Avaliação tipo 2:

- a) Pequenos detalhes em volta do pulmão inteiro: Alto contraste: diâmetro de 0,7 mm; Baixo contraste: diâmetro de 2 mm;
- b) Detalhes lineares e reticulares fora da periferia do pulmão: Alto contraste: 0.3 mm de largura; Baixo contraste: 2 mm de largura.

Pontuação para avaliação tipo 2: Avaliar cada critério como SIM (1) ou NÃO (0) e qualquer área que não seja visualizada devido a uma condição patológica preencher com a letra P no questionário pertinente.

2.6.2.2 Questionário de avaliação das imagens por Vañó *et al* (1995)

Segundo VAÑÓ *et al.* (1995) o questionário, utilizado no protocolo europeu, demonstra que os itens investigados, para avaliação de qualidade de imagens, não são indicativos relevantes e mostram uma fraca relação entre o objetivo de investigar a qualidade e as estruturas anatômicas como suporte de boa avaliação. Além disso, alguns critérios adotados pelo protocolo europeu não podem ser cumpridos devido a algumas patologias. Por exemplo, o critério do PA **item 2.6.2.1, avaliação tipo I letra “c”** que diz respeito ao posicionamento correto para não apresentar a borda medial das escápulas dentro do campo pulmonar, mas que em alguns casos as radiografias apresentaram as escápulas dentro deste campo e mesmo assim as imagens serviram para diagnóstico. Isto está presente também nos

critérios para PA **item 2.6.2.1, avaliação tipo I letra “f” e “h”, PF item 2.6.2.1, avaliação tipo I letra “f”**. Para estes pesquisadores ainda, a forma da escrita também gera interpretações equivocadas fazendo com que os avaliadores investiguem os critérios de forma diferente e arbitrária. Desta forma, esta tese substituiu a avaliação do tipo 1 (PA e PF) para o questionário indicado por Vañó *et al.* O questionário adotado traz maior objetividade e clareza em relação à forma de análise para visualização das estruturas de interesse, entendimento dos critérios e repercussão na busca do critério de qualidade, reduzindo assim a arbitrariedade entre os avaliadores. Para a incidência de PA os critérios recomendados por estes autores são:

Avaliação tipo 1:

1. Reprodução dos arcos costais, 6 anteriormente ou 10 posteriores (executou a inspiração profunda). Critério semelhante ao **item 2.6.2.1, “a”**;
2. A apófise espinhal das vértebras dorsais deve estar equidistante das bordas internas das clavículas;
3. Reprodução da 7^a vértebra cervical até a base dos seios de costofrênicos (reprodução de toda cavidade torácica);
4. Reprodução visual precisa dos vasos periféricos e ambos os hemidiafragmas em apneia;
5. Reprodução visual precisa das bordas da silhueta cardíaca. Critério semelhante ao **item 2.6.2.1, “g”**;
6. Visualização dos vasos pulmonares através da silhueta cardíaca. Critério semelhante ao **item 2.6.2.1, “e”**.

Para os critérios de avaliação tipo 2, VAÑÓ *et al.* (1995) não mencionam sobre estes itens, porém ao utilizar os dois critérios para investigar as imagens, os médicos radiologistas que participam do julgamento das imagens, indicaram que as perguntas não são claras em

relação a qual parte anatômica eles deveriam avaliar. As perguntas utilizadas pelo protocolo Europeu, **item 2.6.2.1, Avaliação tipo 2, “a”** (PA e PF), não definem que os pequenos detalhes a serem visualizados estão no contorno dos pulmões ou se são todas as estruturas fora dos pulmões (todo os tecidos moles). Em outra pergunta como do **item 2.6.2.1, Avaliação tipo 2, “b”** (PA e PF), não está claro que a avaliação da imagem será relacionada a visualização das estruturas pulmonares até os contornos dos pulmões e antes de chegar a suas periferias ou se são estruturas após terminar a periferia de cada pulmão.

Sabendo, no entanto, que grande parte da avaliação da qualidade de imagens é baseada em diagnóstico de patologias nos pulmões, que os médicos radiologistas e o autor dessa tese, alteraram as duas perguntas, da avaliação tipo 2, para direcionar e conduzir as avaliações das estruturas até as periferias dos pulmões na incidência PA, com se segue:

Avaliação tipo 2:

1. Pequenos detalhes nodulares em todo o pulmão, incluindo as áreas retrocardíacas:
Alto contraste: diâmetro de 0.7 mm; Baixo contraste: diâmetro de 2 mm. Critério semelhante ao **item 2.6.2.1, Avaliação tipo 2, “a”** (PA e PF);
2. Pormenores lineares e reticulares detectáveis até a periferia dos dois pulmões: Alto contraste: 0.3 mm de largura; Baixo contraste: 2 mm de largura. Critério semelhante ao **item 2.6.2.1, Avaliação tipo 2, “b”** (PA e PF).

Os critérios de avaliações do tipo 3 (PA e PF) estão apresentadas como se segue:

Avaliação tipo 3:

1. Densidade da imagem (enegrecimento): Pulmões;
2. Densidade da imagem (enegrecimento): Mediastino;
3. Contraste;
4. Nitidez / Resolução;

5. Colimação adequada do feixe;
6. Aceitabilidade da imagem.

Este tipo de avaliação não sofreu alteração, porém todos os três tipos de avaliações (1, 2, e 3) tiveram o acréscimo de graduações nos critérios de pontuação.

Para a incidência de PF os critérios recomendados por estes autores são:

Avaliação tipo 1:

1. Reprodução de 10 corpos vertebrais (executou inspiração profunda);
2. Reprodução sobreposta dos arcos costais posteriores (não girou o tórax);
3. Reprodução da 7ª vértebra cervical até a base dos seios costofrênicos posteriores (reprodução da cavidade torácica inteira);
4. Reprodução visual precisa dos vasos periféricos e diafragma (executou com respiração suspensa). Critério semelhante ao **item 2.5.2.1, Avaliação tipo 1 para PF, “f”**;
5. Reprodução visual precisa da borda posterior da aorta e ou do coração. Critério semelhante ao **item 2.5.2.1, Avaliação tipo 1 para PF, “f”**;
6. Visualização dos vasos pulmonares através da silhueta cardíaca.

2.6.2.3 Pontuação dos itens investigados e adotado nesta pesquisa

Os critérios adotado pelo protocolo Europeu ou o indicado por VAÑÓ *et al.* (1995) são avaliações subjetivas, ou seja, não utilizam mecanismos de medições nas imagens, mas esta pesquisa leva em consideração a arbitrariedade de cada avaliador para dirimir em relação ao grau de evidência das estruturas analisadas. Diante disso, foi criada de forma inovadora pelo autor dessa pesquisa a graduação na pontuação, para PA e PF (Etapa 2), dos itens investigados pelos médicos do setor de radiologia como indicado a seguir:

1. Avaliação tipo 1 e 2: 5 = Ótimo; 4 = Bom; 3 = Regular; 2 = Ruim; 1 = Inaceitável.

2. Avaliação tipo 3:

2.1. Densidade da imagem: 5 = Ótima; A (-2) = Muito enegrecido; B (-3) = Pouco enegrecido.

2.2. Nitidez / Resolução: 5 = Ótima; 4 = Boa; 1 = Inaceitável.

2.3. Colimação adequada do feixe: 5 = Ótima; A (-2) = Tamanho de campo muito grande; B (-3) = Tamanho de campo muito pequeno.

2.4. Aceitabilidade da imagem: 5 = Totalmente aceitável; 4 = Provavelmente aceitável; 3 = Somente aceitável sob âmbito limitado das condições clínicas; 1 = Inaceitável (dar as razões).

2.7 Simulações computacional com o programa PCXMC para determinar a dose absorvida nos pulmões

Após investigar a qualidade das imagens, de acordo com as Etapas 1 e 2, foram realizados as simulações computacionais para os cálculos das doses absorvidas a fim de relacionar estes dois parâmetros com a melhor otimização.

Os parâmetros das técnicas radiográficas levantadas no hospital formaram a base para determinar, no simulador computacional, a dose absorvida (D) nos órgãos.

O software utilizado nesta pesquisa possui licença de posse e uso para o autor desta pesquisa (ANEXO 9).

Os parâmetros iniciais inseridos no programa PCXMC para formar a geometria da incidência e a interação dos fótons do simulador foram: tamanho de campo, Distância Foco Pele (DFP), características do biótipo, idade, localização por coordenadas da área irradiada no simulador, inclinação da incidência do feixe em relação ao plano do simulador e quantidade de fótons incidentes. O programa leva em consideração o simulador padrão com

características físicas de um paciente adulto andrógeno com 174 cm de altura, 71,1 kg de peso, 30 anos de idade 70 cm de altura de tronco, 20 cm de espessura de tronco e 34,4 cm de largura de tronco (sem braços), porém isto é possível ser mudado para adequar ao paciente real. A composição química dos órgãos e tecidos é constituída por diferentes concentrações dos elementos químicos H, C, N, O, P e Ca, formando densidades diferentes.

Os parâmetros iniciais do programa são mostrados na Figura 4.

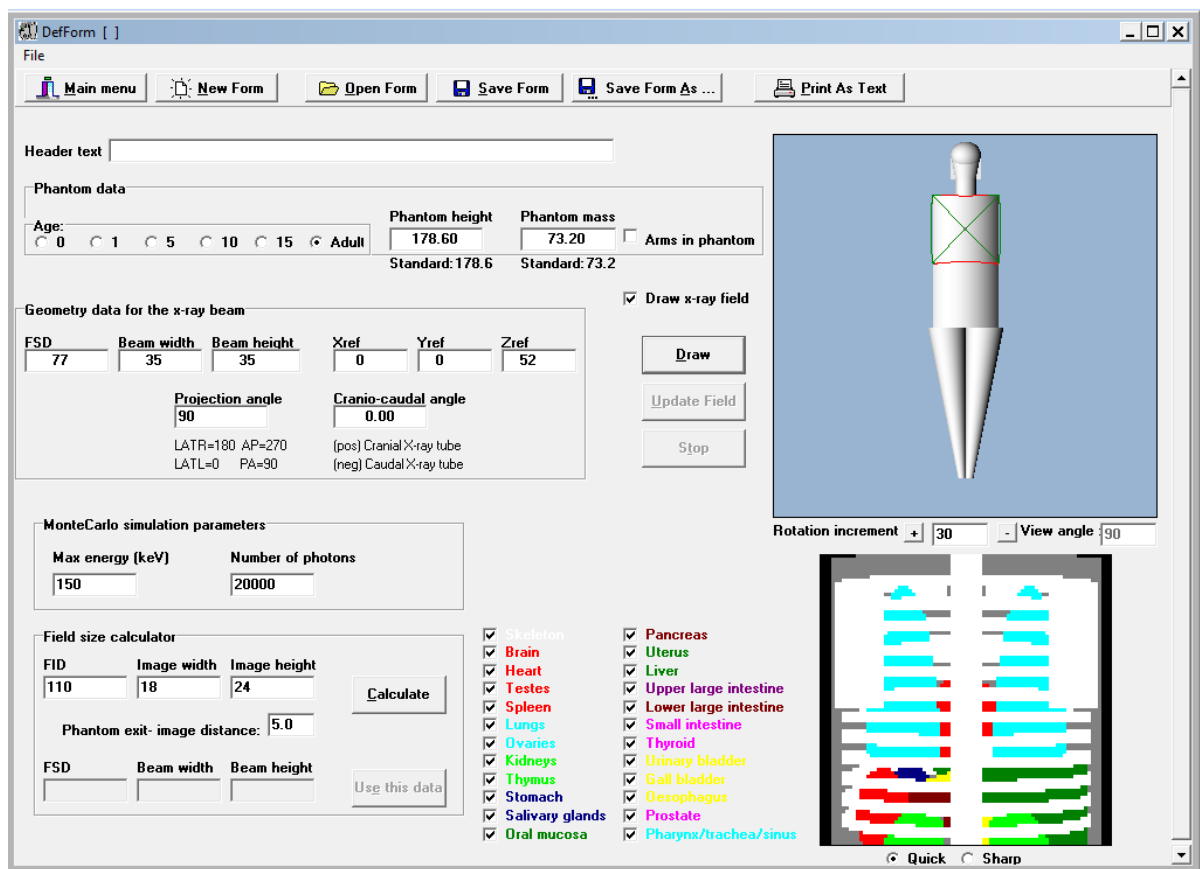


Figura 4 – Tela de abertura do programa para inserir a geometria e os n^o de fótons

Para as simulações foram utilizadas $1,5 \times 10^6$ fótons, número máximo permitido pelo programa, para reduzir as incertezas na dose absorvida dos órgãos e com isto o tempo gasto por simulação foi de 90 segundos. Na sequencia de entrada dos dados iniciais, o programa faz a simulação das configurações inseridas, de acordo com o número de fótons determinados (Figura 5).

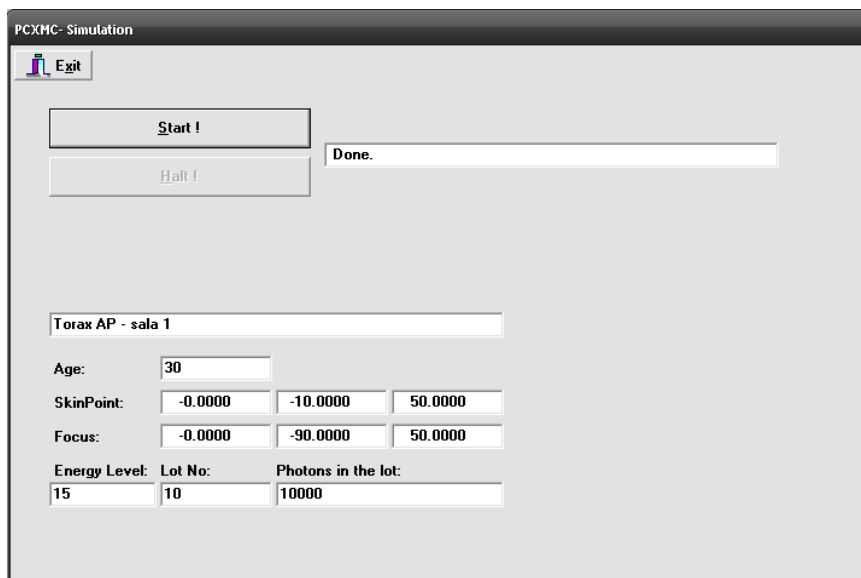


Figura 5 – Tela de simulação para a interação dos fótons com o simulador

Como terceiro passo da rotina, o programa gera o espectro do Raios X com as tensões elétricas determinadas como exemplificado na Figura 6.

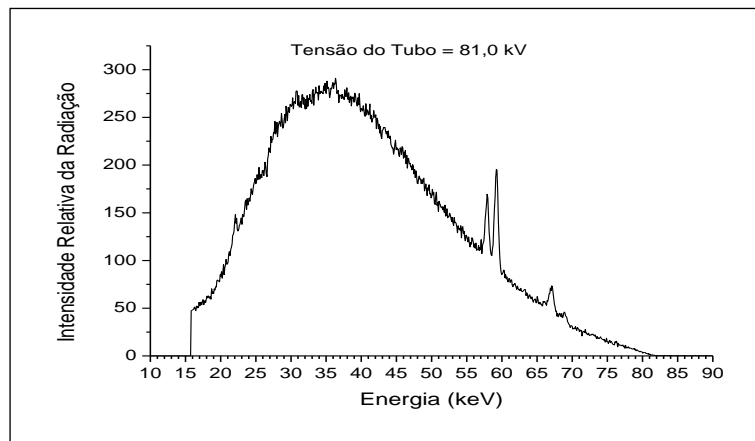


Figura 6 – Espectro de Raios X para tensão elétrica de 81,0 kV gerado pelo PCXMC

Para quarto passo, foram inseridos os valores da carga elétrica aplica ao tubo e filtração total e com isto, a geração dos resultados da dose absorvida nos órgãos de interesse, como mostrados na Figura 7.

PCXMC- Dose Calculation

File Run

Exit Change Spectrum Calculate doses Print Save As ...

X-ray tube potential: 70 kV Filtration: 2.6 mm Al + 0 mm Cu
Anode angle: 18 deg

File: C:\Arquivos de programas\PCXMC\MCRUNS\tap-s11.ene
Torax AP - sala 1 "Phantom's age": Adult Simulation: Photons/Energy level: 100000 Number of energy levels: 15
Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 270.000 Dbl. angle: 0.000
Field's width: 36.40 cm and height: 41.30 cm FSD: 80.000 cm Focus (x,y,z[cm]): (-0.000, -90.000, 50.000)
Phantom's length: 174.000 cm and mass: 71.100 kg Scaling factors sx(=sy): 1.000 and sz: 1.000
Surface dose:..... 0.522 mGy Tube voltage: 70 kV Filter:.....2.6 mm Al + 0 mm Cu

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Lungs	0,173105	0,6	Pancreas	0,105613	1,8
Skull	0,010351	3,2	Small intestine	0,014151	2,4
UpperSpine	0,027805	4,2	Gall bladder	0,166252	2,4
MiddleSpine	0,027148	1,4	Upper large intestine	0,024792	2,7
LowerSpine	0,042391	2,4	Lower large intestine	0,002649	9,9
Ribs	0,758145	0,3	Urinary bladder	0,000319	47,4
Scapulae	0,083135	2,1	Uterus	0,001760	12,1
Clavicles	0,868104	1,5	Adrenals	0,044132	8,0
Upper arm bones	0,000000	NA	Thymus	0,424266	3,4
Middle arm bones	0,000000	NA	Desophaqus	0,064825	3,3
Lower arm bones	0,000000	NA	Thyroid	0,182457	4,2
Upper leg bones	0,000026	39,4	Brain	0,000816	7,1
Middle leg bones	0,000000	NA	Testes	0,000000	NA
Lower leg bones	0,000000	NA	Ovaries	0,000820	44,1
Pelvis	0,003901	4,2	Skin	0,095077	0,5
Heart	0,256134	1,1	Remainder (muscle)	0,060847	0,1
Breasts	0,423255	0,7	Total Body	0,072339	0,1
Liver	0,187483	0,6	Active bone marrow	0,042170	0,3
Stomach	0,247968	1,1	Skeleton	0,097250	0,3
Spleen	0,064685	2,4	Effective dose	0,114407	0,6
Kidneys	0,029119	2,1	Abs.fraction (%)	61,000596	

Figura 7 – Exemplo de resultados das simulações do PCXMC

2.8 Dados para montagens do simulador virtual

Este trabalho gerou, de forma inovadora, dados para construção de simuladores, para os grupos divididos e estruturados de acordo com o **item 2.4**, o qual representa um paciente virtual padrão para ser indicativo de parâmetros antropofórmicos e composição corporal.

Para que esses simuladores possam ser utilizados como dados de entrada, por exemplo, pelo MCNP X ou MCNP 4, eles devem ser convertidos de arquivos de imagens em arquivos textos (ABRANTES, 2014; STABIN, 2002; YORIYAZ, 2000, 2001). Porém, essas informações não estão contempladas nesse trabalho.

Para produzir dados para o simulador virtual foi utilizado o programa computacional Vitrea[®] v.6.1 da Toshiba[®] que utiliza arquivos de imagens, para comunicação digital em medicina (*Digital Imaging and Communications in Medicine – DICOM*), produzida por Tomografia Computacional (TC).

Devido à diferença entre os dois ambientes, virtual e real, e o melhoramento da exatidão nas medidas KUSZYK (1997) recomenda o desenvolvimento de correções entre os

volumes gerados por esses métodos. Diante disso, este trabalho utilizou um simulador de tórax, como objeto-teste, de polimetilmetacrilato (PMMA) de $\varnothing = 32$ cm e comprimento de 14 cm com cinco furos de $\varnothing = 1,3$ cm (Figuras 8 e 9) para serem adquiridos os cortes axiais volumétricos e produzir imagens DICOM de seu volume, em um tomógrafo Aquilion de 64 canais da Toshiba®.

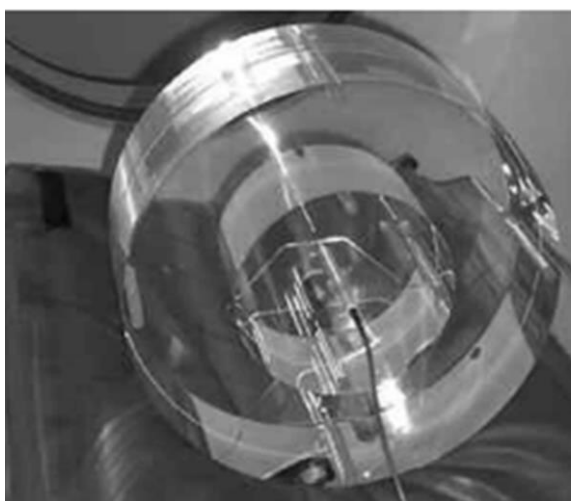


Figura 8 – Simulador de PMMA.

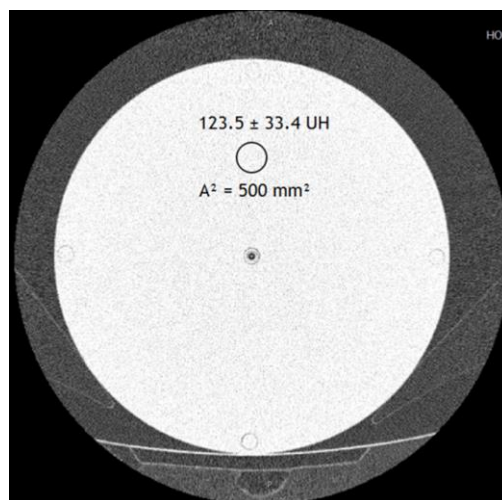


Figura 9 – Posição do ROI com valor da densidade.

O protocolo fixo para tórax foi de 120 kV, rotação do tubo de 0,5 segundo, relação velocidade de deslocamento da mesa x rotação do tubo (*spiral pitch*) de 0,688 e corrente elétrica de 500 mA.

Após a aquisição dos cortes axiais volumétricos do simulador de PMMA, foi criada uma região de interesse (ROI), com área circular $A = 500 \text{ mm}^2$ para determinar a densidade em Unidade Hounsfield - UH (Figura 9). Esses cortes foram utilizados para construir os volumes do simulador e determinar, de forma comparativa, a densidade pelo programa Vitrea®, associado a cada estrutura de interesse (janelas): pulmonar, óssea e tecidos totais (pulmonar + ósseo + mole). Ao gerar os volumes destas estruturas, foi determinado separadamente, o volume dos tecidos moles como indicado pela Equação 5.

$$Volume_{tecido\ mole} = Volumes_{tecidos}(totais - pulmonar - \acute{o}sseo) \quad Eq. 5$$

Determinado os volumes, foi verificada a calibração do tomógrafo utilizando o mesmo protocolo de incidência do simulador PMMA, no simulador Catphan[®] 500 que possui os materiais teflon, PMMA, polietileno de baixa densidade (LDPE) e Ar (Figuras 10 e 11).

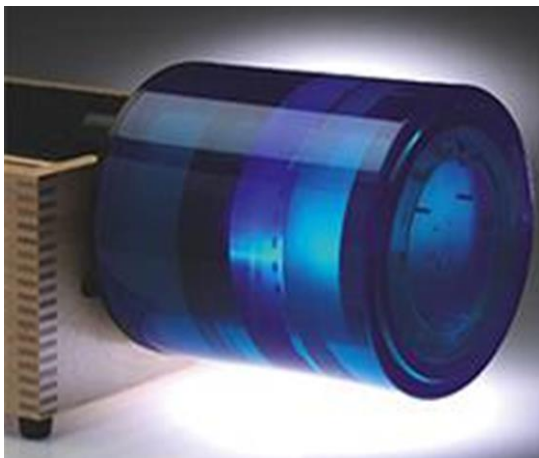


Figura 10 – Fantoma Catphan[®] 500.

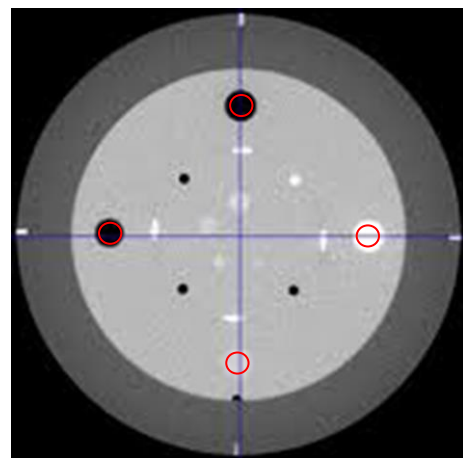


Figura 11 – ROI (em vermelho) nos quatro materiais

Ao ser executada a aquisição dos cortes axiais volumétricos no simulador Catphan[®], utilizou-se a ferramenta para criar um ROI, com área circular $A = 90,00 \text{ mm}^2$ em cada material e encontrar suas densidades, como indicado na Figura 11. Este ROI foi executado com área menor do que a área de cada material específico para evitar qualquer interferência de leitura do material adjacente.

Com estas informações foram criadas a reta de linearidade e sua equao a qual foi utilizada para encontrar o coeficiente de atenuao do acrílico (μ_{PMMA}) comparando assim com os valores de atenuao informados pelo fabricante (AAPM, 2003; CURRY, 1990).

Para determinar o volume físico do simulador de PMMA foi utilizada a Equao 6 a seguir:

$$V_{\text{simulador}} = (\pi r^2 \times h)_{\text{total}} - 5(\pi r^2 \times h)_{\text{furos}}, \quad \text{Eq. 6}$$

em que $V_{\text{simulador}}$ é o volume total do simulador sem os volumes dos cinco furos e h é o comprimento do simulador.

CAPÍTULO 3

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados adquiridos para esta pesquisa juntamente com as publicações no período da pesquisa, cálculos das amostras, qualidade das imagens, técnicas radiográficas empregadas, avaliações por bioimpedância elétrica e parâmetros antropométricos bem como ensaios experimentais com o PCXMC e montagem do simulador virtual 3D são apresentados nesse capítulo, acompanhados de suas análises e discussões.

3.1 Publicações realizadas devido aos resultados da pesquisa

As publicações abaixo indicadas foram extraídas parcialmente da pesquisa desenvolvida, sendo apresentadas na íntegra no ANEXO 9:

- a) Individualização das técnicas radiográficas em radiologia computadorizada. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*. 03-02 (2015) 01-12, 2015;
- b) Utilização da reconstrução 3D para correção de volumes e calibração de número de TC em tecidos humanos. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*. 03-1A (2015) 01-15, 2015;
- c) A study of absorbed dose variation in computed radiography due to the additional filtration combinations and constant values. *International Nuclear Atlantic Conference – INAC 2015*. ISBN: 978-85-99141-06-9, 2015;
- d) Desenvolvimento de um script para conversão de arquivos DICOM para .txt. *International Joint Conference RADIO 2014, ANAIS*. Gramado, RS. 2014.
- e) Comparison between the results of absorbed doses in organs by computer programs MCNP 4C, Caldose X and PCXMC in patients submitted in diagnostic radiology exams. *International Nuclear Atlantic Conference – INAC 2011*. ISBN: 9788599141-04-5, 2011.

3.2 Cálculo da amostra (Etapas 1 e 2)

Os resultados do número da amostra foram de 316 e 127 imagens de acordo com a metodologia definida no **item 2.5**, representados por um erro-padrão (ϵ) de 4,8% e 8,7% para as Etapas 1 e 2, consecutivamente.

3.3 Valores do Kerma no ar e Dose de Entrada na Pele (DEP)

De acordo com a metodologia empregada nos **itens 2.2.2 e 2.2.3**, o valor do Kerma no ar e a dose de entrada na pele foram:

- k_{ar} para projeção de tórax PA (média e desvio padrão; coeficiente de variação²): $(0,3974 \pm 0; CV < 0,01\%)$ mGy;
- k_{ar} para projeção de tórax PF (média e desvio padrão; coeficiente de variação): $(0,993 \pm 0; CV < 0,01\%)$ mGy;
- DEP para projeção de tórax PA (média e desvio padrão; coeficiente de variação): $(0,259 \pm 0,01; CV = 4\%)$ mGy;
- DEP para projeção de tórax PF (média e desvio padrão; coeficiente de variação): $(0,714 \pm 0,02; CV = 3\%)$ mGy.

Indicando assim que os valores calculados para DEP (PA e PF) estão abaixo dos valores limite indicado pelo protocolo europeu que são de 0,3 mGy para projeção PA e 1,5 mGy para projeção PF.

² O coeficiente de variação tem como finalidade verificar a homogeneidade dos valores encontrados e se possuem credibilidade em relação aos valores medidos. De acordo com GOMES (2000) o coeficiente de variação (CV) indica que quando estes valores são menores ou iguais a 20% a amostra é homogênea e para valores acima de 20% a amostra é considerada heterogênea.

3.4 Tamanho do ponto focal

De acordo com a metodologia empregada no **item 2.2.4** foi determinado o tamanho do ponto focal sendo encontrada inicialmente a distância entre os furos com 27 mm, caracterizando segundo o fabricante, uma ampliação de 4/3. Em seguida foi encontrado no filme, o grupo de fendas resolvidas, ou seja, com visibilidade clara e bem definida. Com isso, foi determinado pela referência da Tabela 4, o menor grupo resolvido associando assim a dimensão do foco. Para o foco grosso foi encontrado 7 e para o foco fino 10 grupos resolvidos caracterizado assim o tamanho do foco de 1,20 mm e 0,70 mm respectivamente.

Tabela 4 – Dimensões de pontos focais para ampliação de 4/3.

Menor grupo resolvido	Grupo de pares de linhas/mm	Dimensão maior do ponto focal efetivo (mm)
1	0,59	3,40
2	0,70	2,90
3	0,84	2,40
4	1,00	2,00
5	1,19	1,70
6	1,41	1,40
7	1,68	1,20
8	2,00	1,00
9	2,38	0,80
10	2,83	0,70
11	3,36	0,60

Fonte: Manual MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.

Devido ao ensaio realizado e os critérios descritos nos **itens 3.2.4 e 3.2.5**, essa máquina de Raios X utilizada, nesta pesquisa, encontra-se dentro dos parâmetros sugeridos pelo protocolo europeu.

3.5 Parâmetros das técnicas radiográficas levantados no Hospital

De acordo com o método mostrado no **item 2.2.6** são apresentadas nas Tabelas 5 e 6 as características de dois parâmetros das técnicas radiográficas utilizadas como: valores de

constantes e filtração adicional. Associados a estes parâmetros, estão o número de pacientes com as variações das filtrações e os valores de constantes utilizados.

Em sua totalidade foram executadas 222 radiografias de tórax (PA + PF) para o gênero masculino e 246 radiografias de tórax (PA + PF) para o gênero feminino. Este número foi reduzido na avaliação da Etapa 1 para 316 imagens, entre masculino e feminino com PA e PF, devido aos critérios adotado pelo índice de exposição discriminado de acordo com o **item 2.8**.

Tabela 5 – Características da divisão do grupo do gênero masculino com quantidade de pacientes estudados nas projeções PA e PF.

Filtração de alumínio (mm)	Constantes		
	30	35	40
3,6* + 0	23	23	11
3,6 + 0,5	-	11	10
3,6 + 1,0	-	10	11
3,6 + 1,5	-	-	12

* - Filtração total da máquina.

Tabela 6 – Características da divisão do grupo do gênero feminino com quantidade de pacientes estudados nas projeções PA e PF.

Filtração de alumínio (mm)	Constantes		
	30	35	40
3, 6* + 0	30	21	10
3,6 + 0,5	-	14	12
3,6 + 1,0	-	14	11
3,6 + 1,5	-	-	11

* - Filtração total da máquina.

Na Tabela 7 estão apresentados os valores das tensões elétricas resultantes das constantes associadas às espessuras de PA e PF de tórax.

Tabela 7 – Valores das tensões elétricas devido as constantes e as espessuras de PA e PF.

Gênero	Tensões utilizadas (kV)	Espessuras (cm)	Constantes
Masculino	70 a 106 (PA)	20 a 33	30, 35 e 40
	87 a 126 (PF)	27 a 43	
Feminino	68 a 110 (PA)	19 a 35	
	78 a 120 (PF)	24 a 40	

Nas Tabelas 28 a 59 (ANEXO 2) estão apresentados às técnicas radiográficas utilizadas, nessa pesquisa, divididas por gênero, valores de constantes e projeções. Os valores de tamanho de campo e sua projeção na área que corresponde a entrada da pele estão apresentados no **item 2.15**.

Nas Tabelas 28 e 59 (projeções PA) – ANEXO 2, as quais são identificadas as associações dos valores de constantes sem acréscimo de filtração, podem ser observadas que os valores das cargas elétricas aplicadas ao tubo tendem a serem mais elevadas do que em outras projeções com acréscimo de filtração. Isso acontece devido ao ajuste de utilização, pelo operador, dos baixos valores atingidos de tensão elétrica juntamente com aumento da qualidade do número de fótons (número de fótons por cm²) produzidos devido à carga elétrica aplicada ao tubo.

Nas Tabelas 36 e 37 (projeções PF) – ANEXO 2, também pode ser observado os maiores valores das cargas elétricas aplicadas ao tubo associadas aos valores mais baixos das projeções sem a utilização de filtros.

Nas Tabelas 44 e 45 (projeções PA) – ANEXO 2, podem ser observados os maiores valores das cargas elétricas aplicadas ao tubo associadas aos valores mais baixos das projeções, devido os valores de constantes 30 e 35 sem a utilização de filtros.

Nas Tabelas 52 e 53 (projeções PF) – ANEXO 2, podem ser observados os maiores valores das cargas elétricas aplicadas ao tubo associadas aos valores mais baixos das projeções, devido os valores de constantes 30 e 35 sem a utilização de filtros.

Os parâmetros de corrente elétrica e tempo de exposição são pré-ajustadas pelo fabricante desta máquina não sofrendo alteração pelos operadores, porém nas Tabelas 28, 36, 37, 40, 44 e 52 (ANEXO 2) pode ser observado que algumas técnicas radiográficas especificamente, os parâmetros de corrente elétrica e tempo de exposição, foram alterados pelos operadores. Estes parâmetros formam valores da carga elétrica aplicada ao tubo iguais

mas com combinações diferentes, indicados nestas Tabelas junto com os valores utilizados pré-ajustados.

3.6 Biótipos humanos, avaliações corporais e parâmetros antropofórmicos

Os resultados desse item estão apresentados nos **itens 3.10 e 3.12**, onde foram detalhados os biótipos humanos, avaliações corporais e parâmetros antropofórmico.

3.7 Teste de reprodutibilidade das medidas da balança de bioimpedância elétrica

De acordo com a metodologia empregada no **item 2.3.1** os resultados de reprodutibilidade das medidas da balança de bioimpedância elétrica estão apresentados na Tabela 8 bem como aos valores da média e desvio padrão.

De acordo com a ANVISA (2005) os resultados do teste de reprodutibilidade são confiáveis com valores $R(\%) \leq 10\%$. Desta forma, os resultados desse teste indicam a aceitabilidade, pois apenas dois parâmetros estão acima da referência (porcentagem de gordura no tronco dos indivíduos X505 e X507).

Para os testes estudados e os valores da média e desvio padrão encontrados, foram calculados, para todos os resultados, o intervalo de confiança de $\geq 99\%$, de acordo com a distribuição estatística de *Student* para $n = 5$. Considerando assim, a aceitabilidade das medidas realizadas pela balança de bioimpedância elétrica.

Tabela 8 – Resultados de reprodutibilidade das medições da BIA para o grupo amostra.

ID Paciente	Gordura total do corpo (%)	Gordura do tronco (%)	Peso (kg)	Água total no corpo (%)	Massa magra total no corpo (kg)	Músculo total no corpo (kg)	Músculo do tronco (kg)
X500	6,64*	5,00	61,22	68,42	57,18	54,32	28,92
	0,05**	0	0,04	0,23	0,08	0,04	0,04
	1,50***	0	0,16	0,88	0,35	0,18	0,34
X501	6,70	5,00	63,50	68,18	59,20	56,28	30,3
	0	0	0	0,13	0	0,04	0
	0	0	0	0,44	0	0,18	0
X502	11,48	11,64	73,6	63,56	65,16	61,94	33,44
	0,28	0,48	0	0,23	0,23	0,21	0,15
	5,22	8,62	0	0,79	0,77	0,81	0,90
X503	24,66	21,7	56,68	55,26	75,34	71,49	40,65
	0,11	0,20	0,04	0,09	0,15	0,08	0,09
	1,22	2,31	0,18	0,36	0,47	0,25	0,43
X504	26,74	31,94	86,32	53,16	63,26	60,10	31,48
	0,21	0,21	0,08	0,21	0,15	0,16	0,13
	1,87	1,56	0,23	0,94	0,47	0,67	0,95
X505	14,68	11,00	47,82	61,34	85,82	81,39	45,75
	0,40	0,63	0,04	0,33	0,82	0,83	0,34
	6,76	14,29	0,21	1,31	2,39	2,51	1,83
X506	32,1	29,14	60,88	48,82	67,90	64,46	36,43
	0,53	0,83	0,04	0,38	0,53	0,53	0,41
	4,36	7,20	0,16	2,05	2,10	2,21	2,87
X507	20,46	16,88	59,72	57,88	47,48	45,08	25,88
	0,63	0,91	0,04	0,47	0,38	0,38	0,27
	7,26	12,17	0,17	1,90	1,90	2,00	2,33
X508	12,48	12,20	62,12	62,84	54,22	51,52	29,28
	0,36	0,51	0,04	0,36	0,25	0,25	0,22
	1,65	8,47	0,16	1,59	1,29	1,36	2,05

* - Média; ** - Desvio padrão; *** - Reprodutibilidade.

3.8 Valor do índice de exposição LgM

Para garantir que as imagens radiográficas tivessem um critério de intervalo do LgM, produzido pelos sistemas Agfa, esta pesquisa limitou os intervalos deste índices de exposição de acordo com a Tabela 9 para as Etapas 1 e 2 de avaliação da qualidade de imagens.

Tabela 9 – Intervalos do índice de exposição LgM adotado para projeção tórax.

Etapa de avaliação	Gênero	Incidências	
		PA	PF
Primeira etapa	Masculino	$1,49 < \text{LgM} < 2,26$	$1,51 \leq \text{LgM} \leq 2,35$
	Feminino	$1,49 < \text{LgM} < 2,29$	$1,61 \leq \text{LgM} \leq 2,36$
Segunda etapa	Masculino e Feminino	$1,71 < \text{LgM} < 1,89$	$1,9 \leq \text{LgM} \leq 2,1$

Para a Etapa 1 foram utilizadas 144 imagens (PA e PF masculino) e 172 imagens (PA e PF feminino) e para a Etapa 2 foram utilizadas 69 imagens (PA e PF masculino) e 58 imagens (PA e PF feminino) como critério válido adotado no **item 2.4** e as referências da Tabela 9 para serem avaliadas.

3.9 Divisão dos grupos para avaliação da qualidade das imagens

Na Tabela 10 estão apresentadas as divisões dos grupos, em relação à quantidade de integrantes que constituem os grupos. A nomenclatura sugerida para os nomes dos grupos segue a seguinte ordem apresentada na Figura 12.

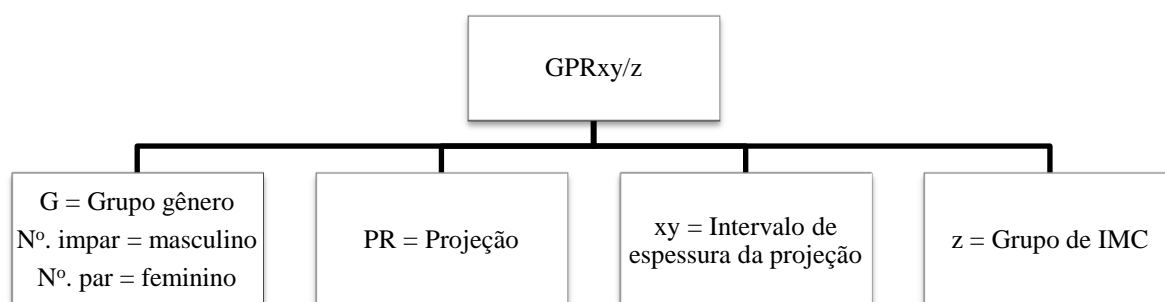


Figura 12 – Nomenclatura utilizada para nomear os grupos

Foi considerado o Índice de Massa Corporal (IMC) como uma variável quantitativa contínua por se tratar de valores numéricos que representam um estado do indivíduo dentro de uma perspectiva da massa em relação a sua altura, desconsiderando assim o grau do indivíduo em relação a sua condição de obesidade, préobesidade e normalidade de obesidade.

Tabela 10 – Relação do grupo com número de integrantes.

Masculino				Feminino			
PA	Quant.	PF	Quant.	PA	Quant.	PF	Quant.
G1PA2021/2	4	G1PF2729/1	2	G2PA1921/1	2	G2PF2428/1	1
G3PA2223/1	3	G3PF3032/1	2	G2PA1921/2	1	G2PF2428/2	6
G3PA2223/2	16	G3PF3032/2	11	G4PA2223/2	8	G4PF2931/1	1
G3PA2223/4	1*	G3PF3032/4	2	G4PA2223/4	2	G4PF2931/2	8
G5PA2425/1	1	G5PF3334/2	16	G6PA2425/2	8	G4PF2931/4	7
G5PA2425/2	9	G5PF3334/4	7	G6PA2425/4	5	G4PF2931/5	1
G5PA2425/4	10	G7PF3536/2	6	G6PA2425/5	1	G6PF3233/1	1
G5PA2425/5	1	G7PF3536/4	6	G8PA2627/2	4	G6PF3233/2	6
G7PA2627/2	5	G7PF3536/5	4	G8PA2627/4	11	G6PF3233/4	20
G7PA2627/4	6	G7PF3536/6	1	G8PA2627/5	5	G6PF3233/5	2
G7PA2627/5	5	G9PF3743/2	1	G8PA2627/6	1	G8PF3437/2	2
G9PA2829/4	6	G9PF3743/4	8	G10PA2829/2	2	G8PF3437/4	5
G9PA2829/5	3	G9PF3743/5	6	G10PA2829/4	7	G8PF3437/5	14
G11PA3033/5	1			G10PA2829/5	12	G8PF3437/6	5
G11PA3033/6	1			G10PA2829/6	2	G10PF3840/5	4
				G12PA3032/4	4	G10PF3840/6	3
				G12PA3032/5	5		
				G12PA3032/6	4		
				G14PA3335/5	1		
				G14PA3335/6	1		
Total	72	Total	72	Total	86	Total	86

* - Grupos que possuem 1 integrante foram excluídos da pesquisa.

3.10 Medidas antropométricas e avaliações corporais – Etapa 1

Nas Figuras 13 a 20 estão apresentados os resultados das medidas antropométricas e avaliações corporais dos gêneros masculino e feminino. Esses resultados estão representados por média e desvio padrão e coeficiente de variação³.

³ Coeficiente de variação (CV) está descrito na nota de rodapé 3.

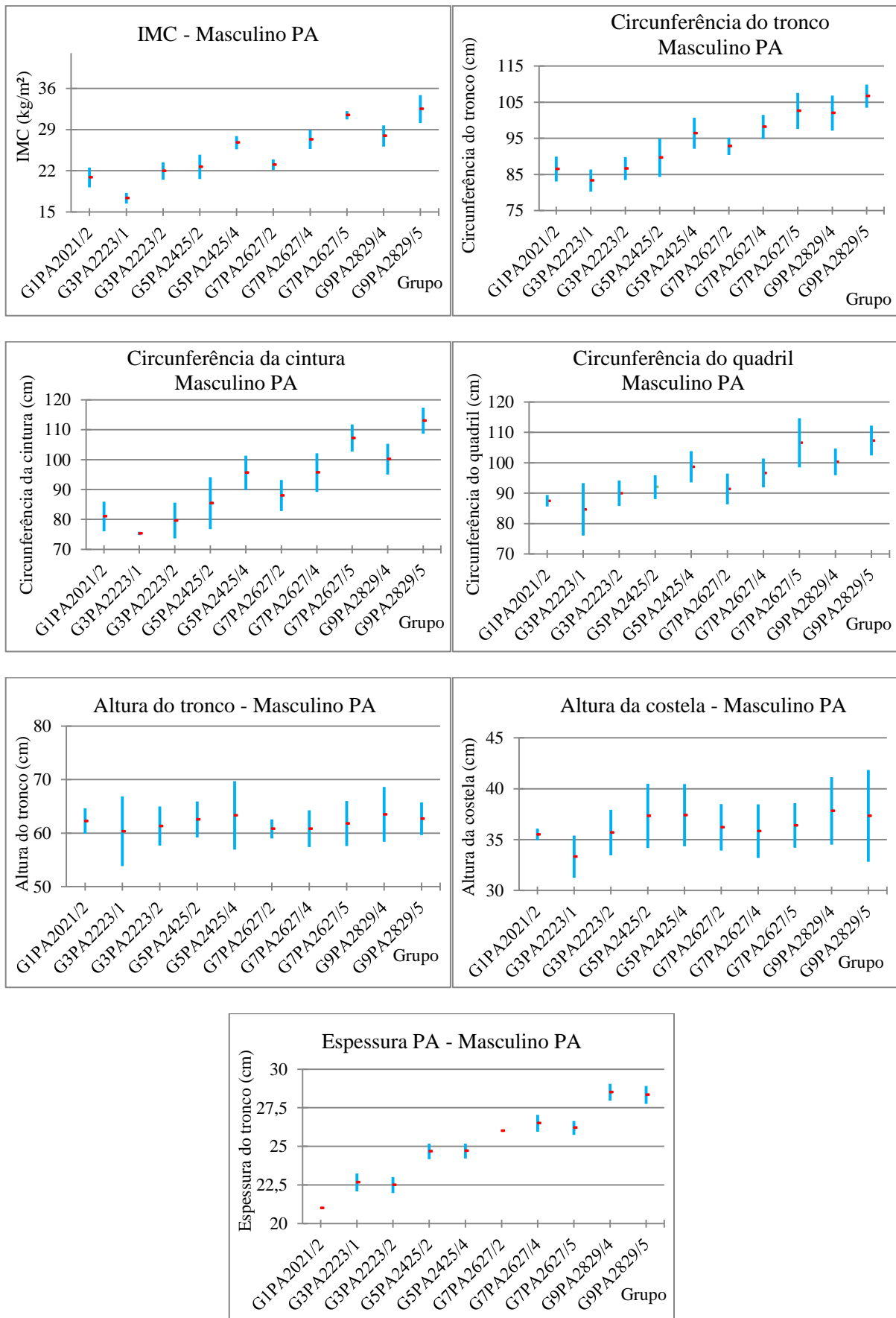


Figura 13 – Medidas antropométricas do gênero masculino PA divididos por grupo e parâmetros.

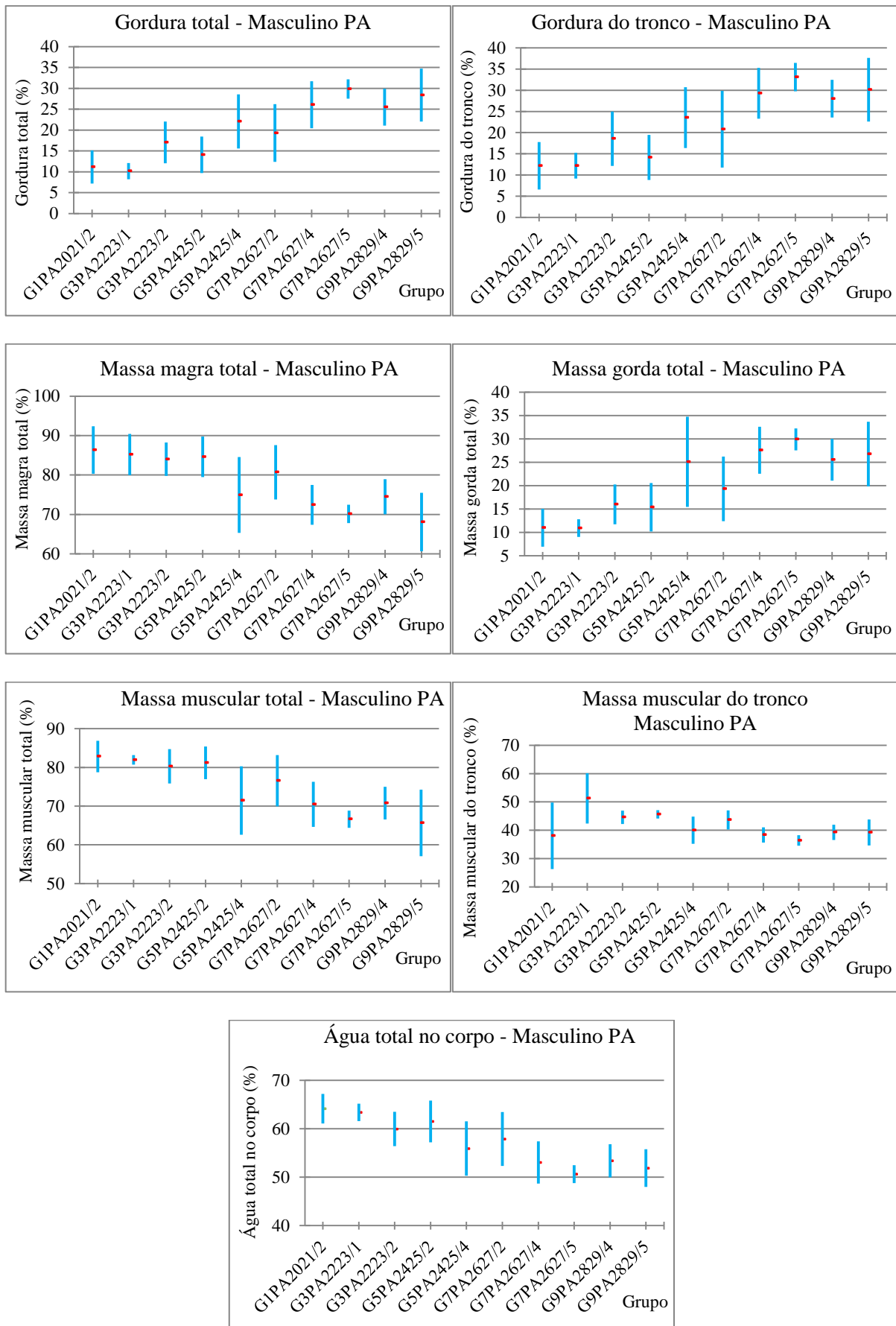


Figura 14 - Avaliações corporais do gênero masculino PA divididas por grupo e parâmetros.

Nas Figuras 14, 16, 18 e 20 os parâmetros de avaliações corporais: gordura total, gordura do tronco e massa gorda total apresentam heterogeneidade em seus grupos, com prevalência nos grupos com menores espessuras de projeções PA e PF para os dois gêneros. Em contra partida, ao passo que as medidas das espessuras aumentam, é percebido o aumento, na amostra, do fator de variância homogênea (homocedasticidade) além dos coeficientes de variações estarem abaixo de 20%. Nos outros parâmetros: massa magra total, massa muscular total, massa muscular do tronco e água total no corpo foram encontrados homocedasticidade entre os grupos, salvo os dois primeiros grupos dos gêneros masculino e feminino (G1PA2021/2 e G2PA1921/1) respectivamente identificados nas Figuras 14 e 18. Os resultados mostram, para essas populações, que a homocedasticidade e a distribuição desses tecidos citados, não acompanham uma distribuição regular no organismo humano da população estudada.

Nas Figuras 13, 17 e 19 não foram encontrados heterogeneidade entre os grupos, indicando que os critérios adotados, para divisão e estruturação entre os grupos, são eficientes.

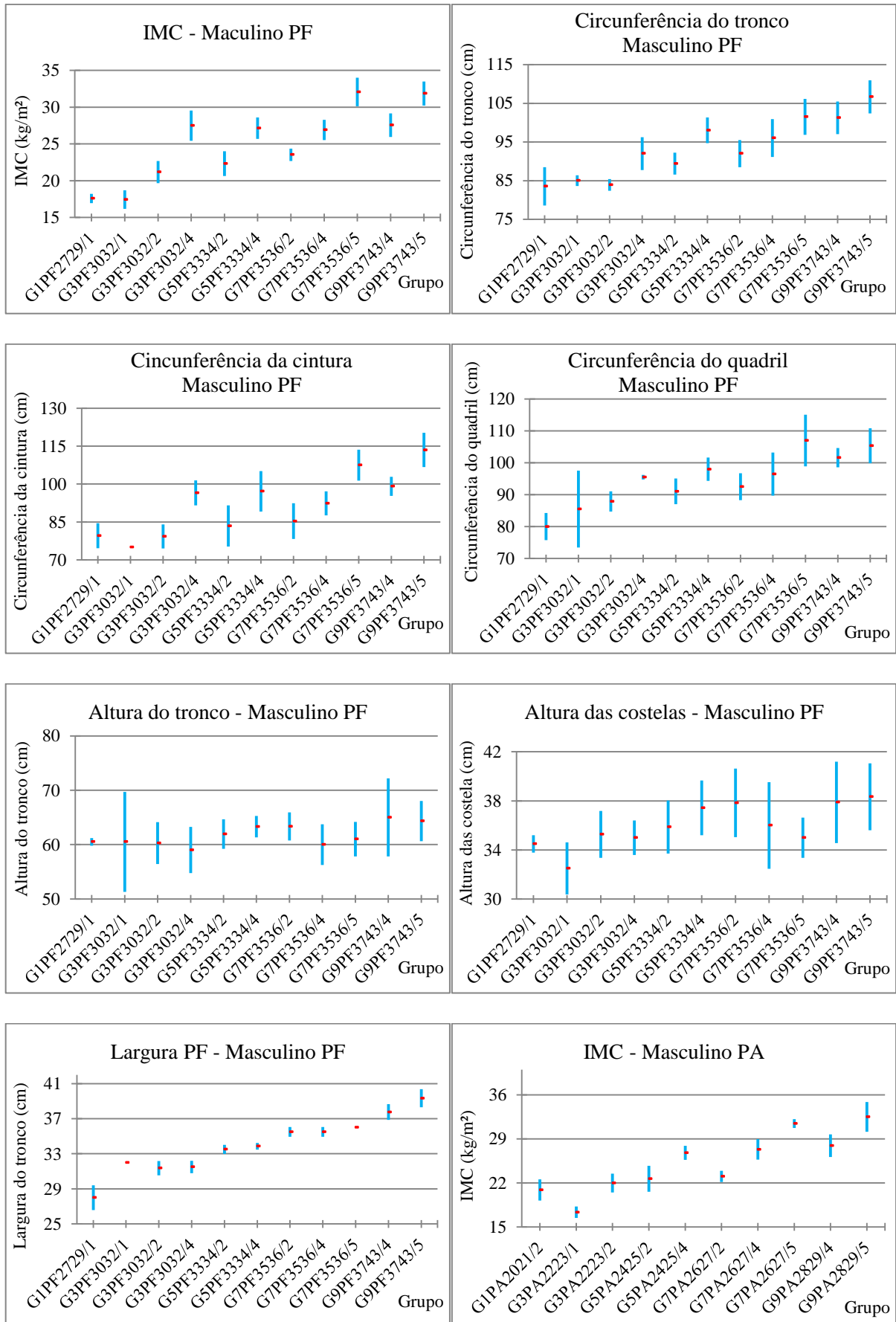


Figura 15 - Medidas antropofórmicas do gênero masculino PF divididos por grupo e parâmetros.

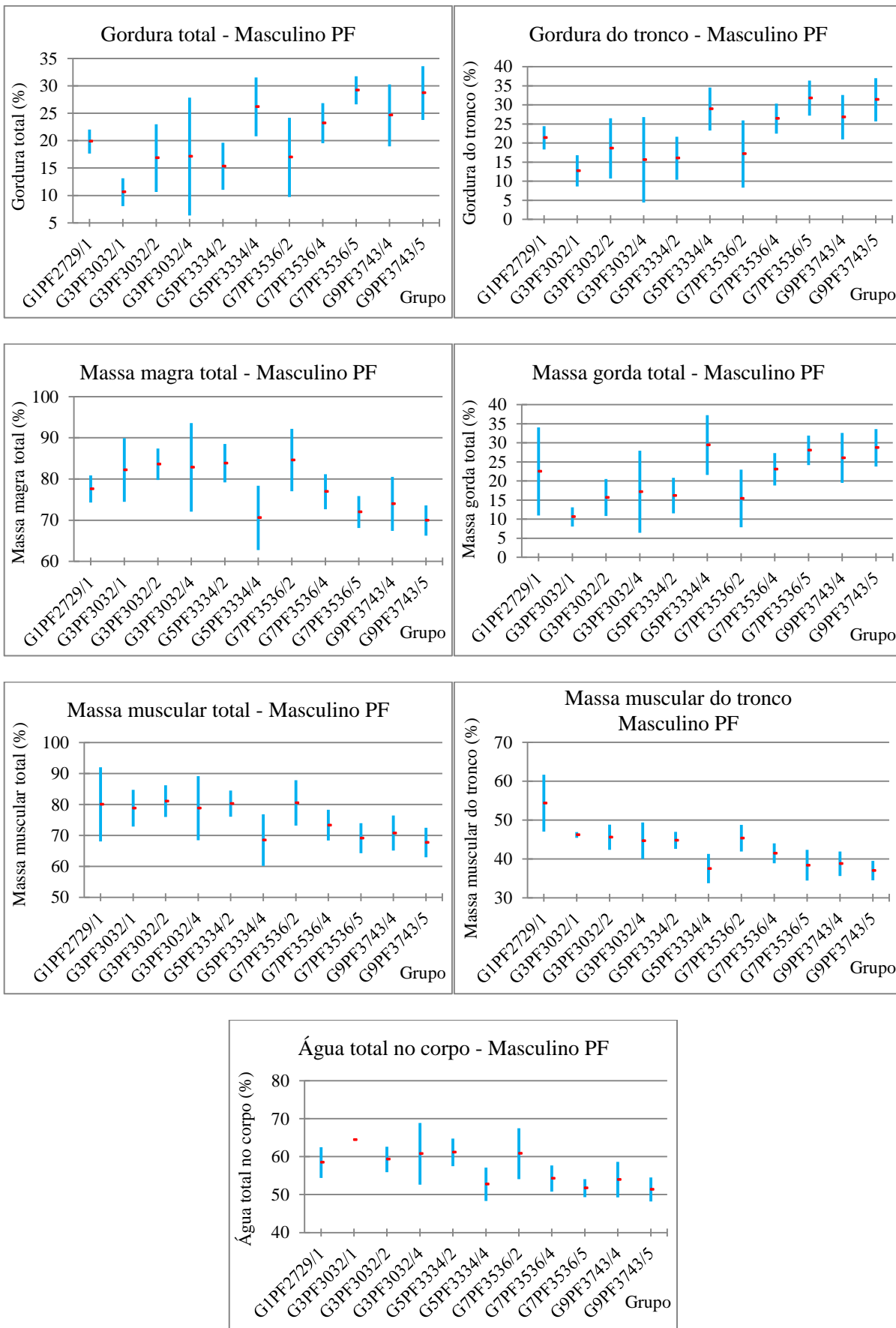


Figura 16 - Avaliações corporais do gênero masculino PF divididas por grupo e parâmetros.

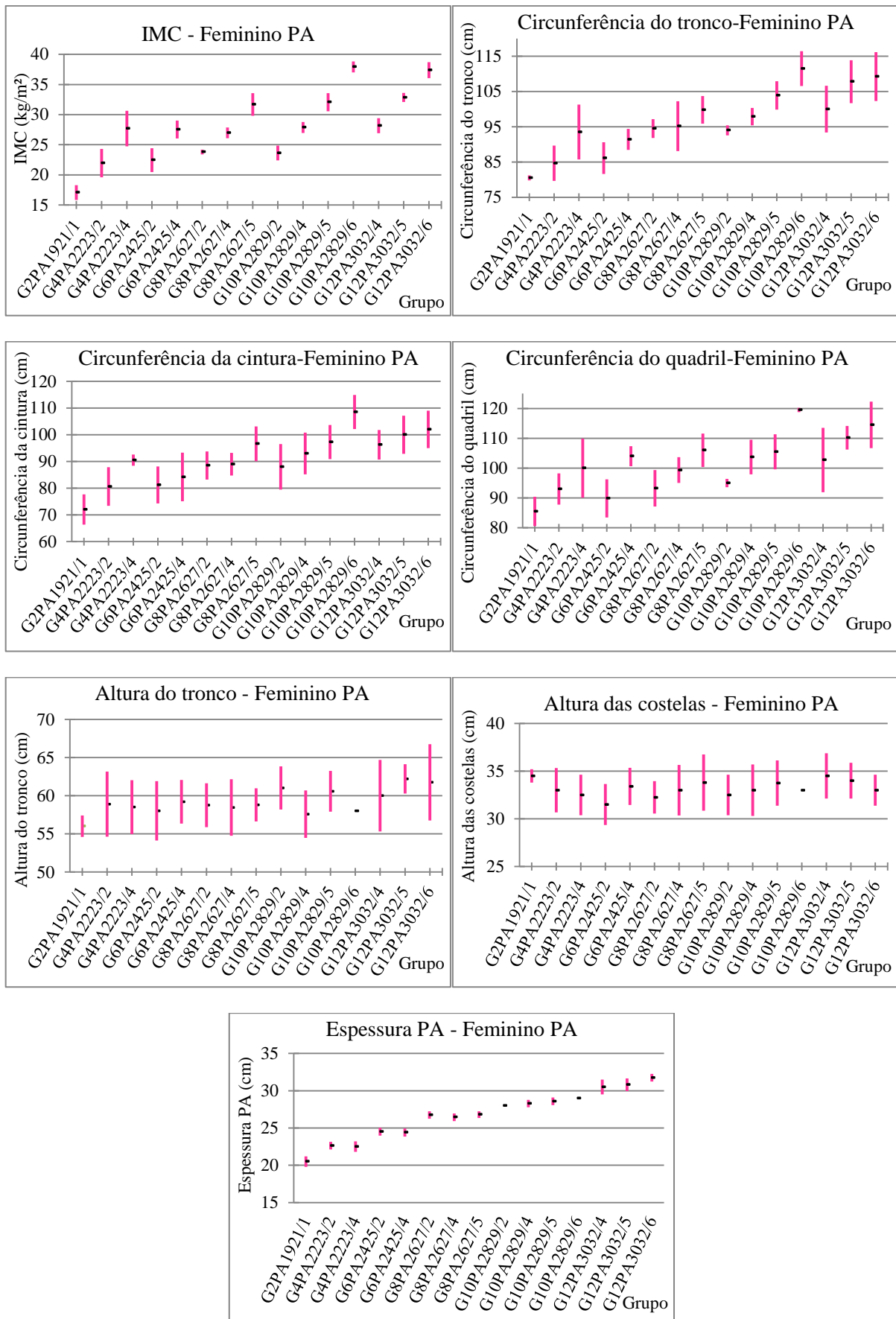


Figura 17 - Medidas antropométricas do gênero feminino PA divididos por grupo e parâmetros.

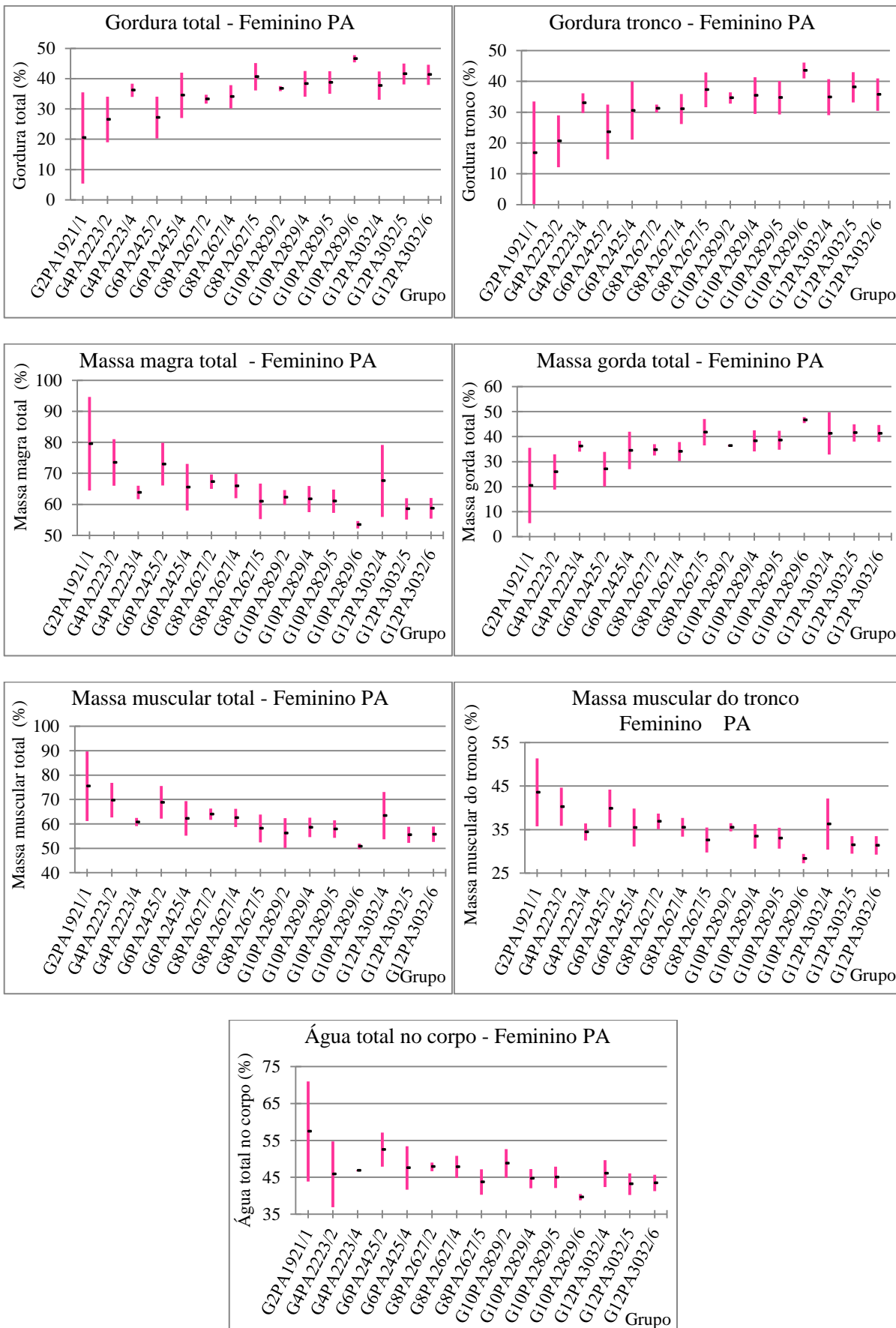


Figura 18 - Avaliações corporais do gênero feminino PA divididas por grupo e parâmetros.

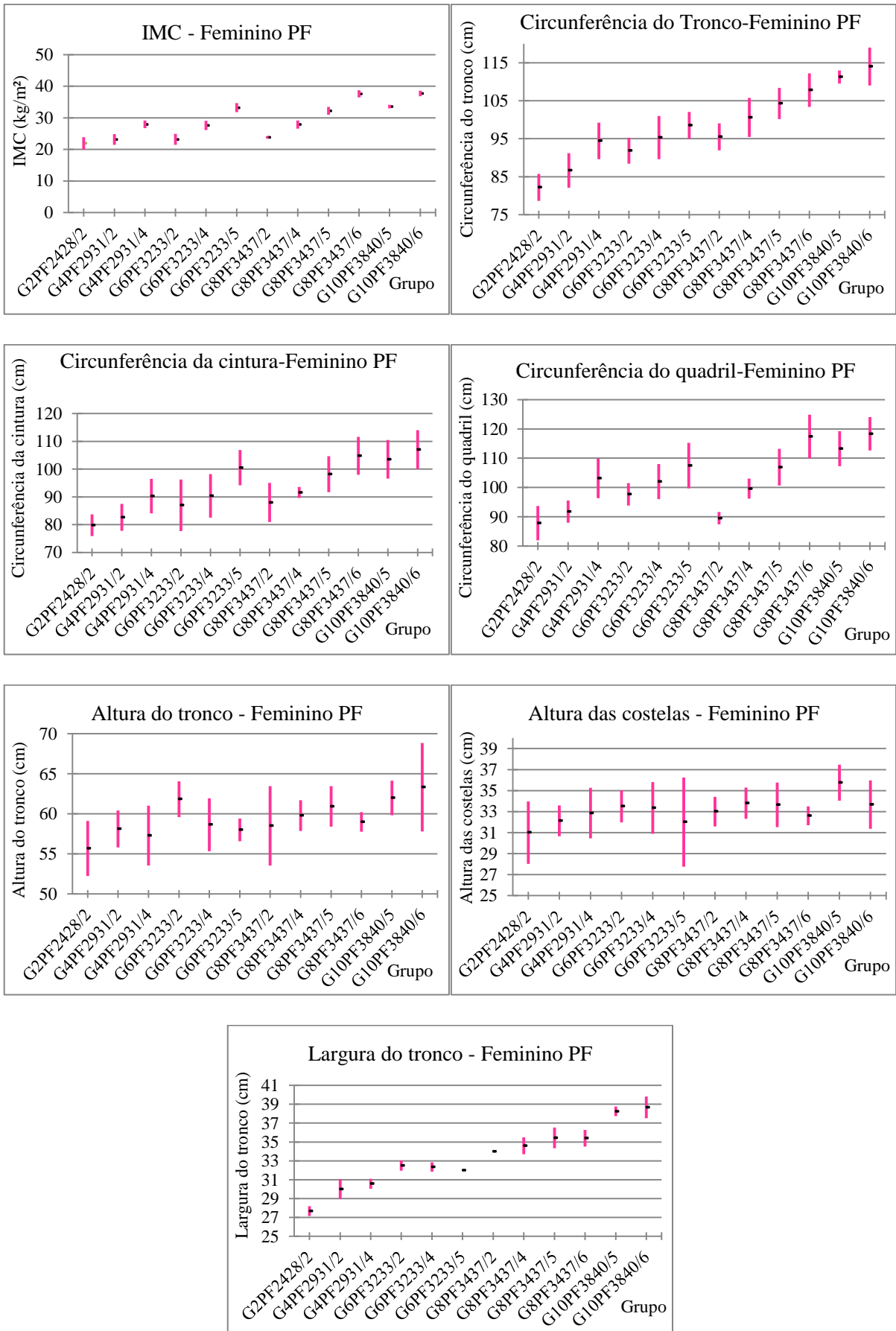


Figura 19 - Medidas antropométricas do gênero feminino PF divididos por grupo e parâmetros.

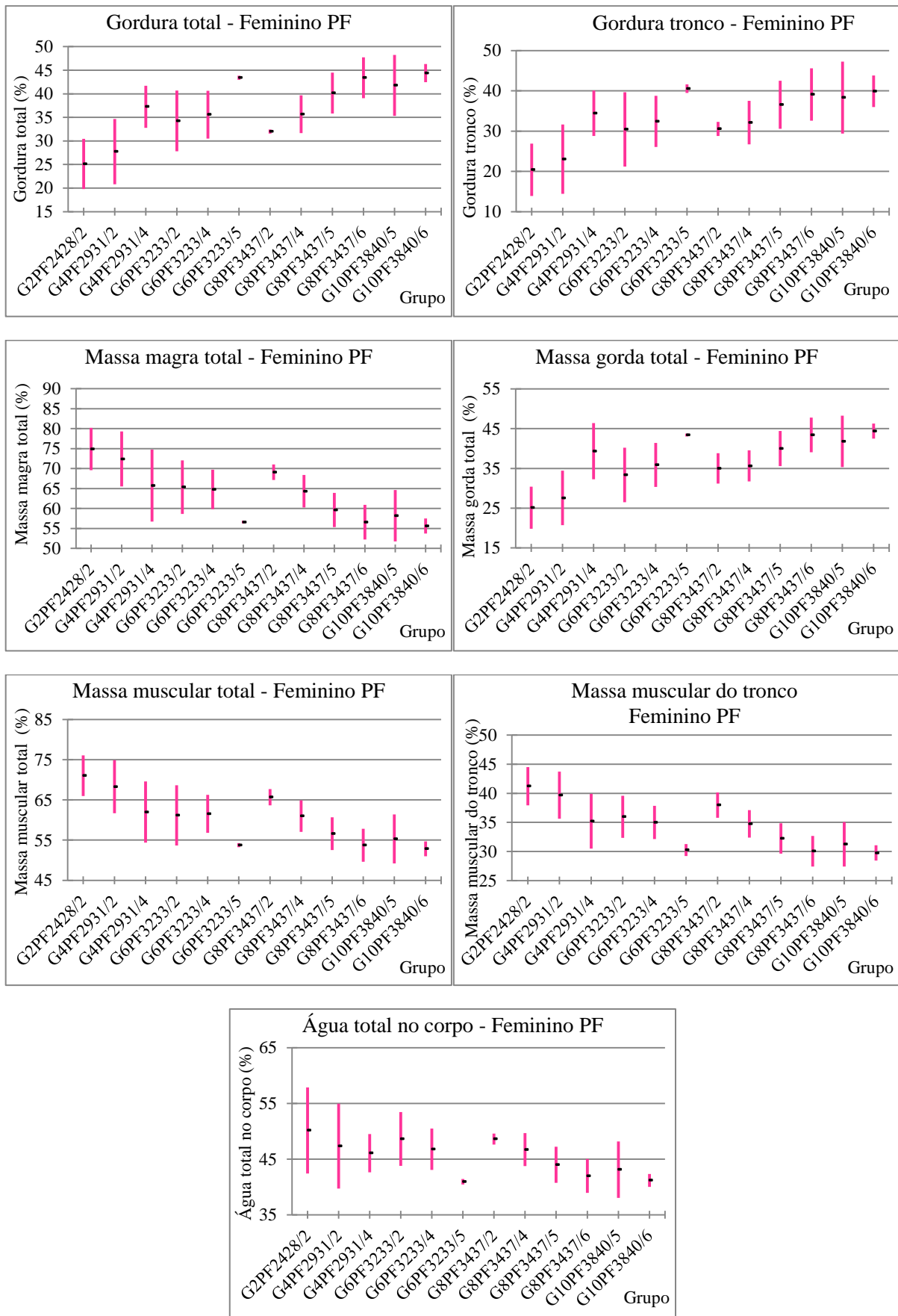


Figura 20 - Avaliações corporais do gênero feminino PF divididas por grupo e parâmetros.

3.11 Resultados das avaliações das imagens – Etapa 1

Na Tabela 11 estão indicados os resultados da Etapa 1, de acordo com o estabelecido no **item 2.6.1**. Os valores apresentados, em porcentagem, são em relação ao estudo de concordância⁴ estabelecido pelo autor dessa tese e o coeficiente estatístico de avaliação entre observadores Kappa Cohen.

Tabela 11 – Concordância entre os avaliadores e valores de Kappa – Etapa 1

Questionário para avaliação das imagens - Tórax	Kappa Cohen (%)		Método próprio (%)		Relação entre os métodos (%)	
	Masculino	Feminino	Masculino	Feminino		
Projeção PA	PA 1 – Densidade óptica (DO): a DO radiográfica está adequada?	37,5%	39,53%	37,5%	39,53%	100%
	PA 2 – Técnica de exame: as articulações esterno claviculares estão igualmente afastadas da linha média da coluna vertebral?	48,61%	44,19%	48,61%	44,19%	100%
	PA 3 – Técnica de exame ou deficiência do paciente: os pulmões estão bem inspirados (cheio de ar)?	87,5%	82,56%	87,5%	82,56%	100%
	PA 4 – Anatomia: Os ápices pulmonares estão incluídos dentro do campo radiográfico?	100%	100%	100%	100%	100%
	PA 5 – Anatomia: Os seios costofrênicos estão bem visualizados?	87,5%	87,21%	87,5%	87,21%	100%
Projeção PF	PF 1 – Técnica de exame: Existe sobreposição das costelas (exame não rodado)?	84,72%	74,42%	84,72%	74,42%	100%
	PF 2 – Técnica de exame (tempo longo) ou paciente em movimento: O exame radiográfico não apresenta movimento cinético (radiografia tremida/borrada)?	94,44%	98,84%	94,44%	98,84%	100%
	PF 3 – Anatomia: É visualizado a base pulmonar (seios costofrênicos)?	54,17%	76,74%	54,17%	76,74%	100%
	PF 4 – Anatomia: É possível visualizar a linha de contorno do hilo?	90,28%	97,67%	90,28%	97,67%	100%
	PF 5 – Anatomia: A região cardíaca é visualizada?	97,22%	98,84%	97,22%	98,84%	100%

4 O critério de concordância foi considerado como sendo o número de resultados iguais utilizado em cada item do questionário em relação ao total das imagens avaliadas pelos avaliadores dessa Etapa. Esse referencial é válido para a Etapa 2.

Os resultados apresentados na Tabela 11 são iguais para o estudo de concordância, desenvolvido pelo autor da tese, e os valores de Kappa. Percebendo assim, que o método desenvolvido, para esta pesquisa, satisfaz a confirmação da concordância e o estudo realizado.

De acordo com ROSNER (2010), os valores de Kappa podem ser interpretados como indicado na Tabela 12. Associado a esses valores de referências estão indicados às classificações dos resultados dos critérios investigados.

Tabela 12 –Valores de referência para Kappa e os resultados dos critérios investigados.

Valores de Kappa (%)	Interpretação entre os avaliadores	Critérios investigados
$0 \leq k \leq 40$	Marginal	PA1 (M ^a e F ^b)
$40 \leq k \leq 75$	Boa	PA2 (M e F), PF1 (F), PF3 (M)
$k \geq 75$	Excelente	PF1(F), PA3 (M e F), PA4 (M e F), PA5 (M e F), PF1 (M), PF2 (M e F), PF3 (F), PF4 (M e F), PF5 (M e F)

Fonte: ROSNER (2010). a – Masculino; b – Feminino.

Na Etapa 1 os resultados do questionário mostram que 75% dos critérios adotados entre as projeções (PA3, PA4, PA5, PF2, PF4, PF5 – masculino e feminino, PF1 masculino, PF1, PF3 feminino), estão superiores a 75% ($K \geq 75$) de concordância entre os avaliadores ou valores de Kappa. Para 20% dos resultados, em relação a qualidade da imagem os itens do questionário (PA2 – masculino e feminino, PF3 masculino, PF1 feminino) estão classificados como boa concordância ($40 \leq k \leq 75$) sobre as avaliações. Para a concordância marginal entre os avaliadores foram encontrados os itens PA1 masculino e feminino que se encontram com valores de $k \leq 40$. Como os itens investigados na Etapa 1 são subjetivos, foi considerado satisfatório a concordância entre os avaliadores.

Nas Tabelas 13 a 16 estão apresentados os resultados das pontuações para a avaliação referente à Etapa 1, indicados pela média dos dois maiores resultados de cada grupo. Para encontrar esses valores do grupo foram calculados a média de todas as pontuações entre os avaliadores, como indicado nessas Tabelas. Esse critério foi criado para rastrear e comparar as imagens da Etapa 1 que foram coincidentes na Etapa 2.

Tabela 13 – Pontuação das avaliações PA masculino – Etapa 1.

ID do grupo	Referência do paciente	Primeiro maior valor	Referência do paciente	Segundo maior valor
G1PA2021/2	X141*	45**	X172	40**
G3PA2223/1	X175 X199	40	X227	35
G3PA2223/2	X228 X194 X163 X169	45	X185 X160 X128 X139 X116	40
G5PA2425/2	X162 X184 X201 X130 X186	40	X218 X231	35
G5PA2425/4	X77 X147	45	X129 X190	40
G7PA2627/2	X193 X119	40	X167 X240 X226	35
G7PA2627/4	X203	50	X164	40
G7PA2627/5	X96 X239	40	X223 X236 X66	35
G9PA2829/4	X230	45	X150	40
G9PA2829/5	X212	45	X152	40

* - Identificação do indivíduo.

** - Média entre as pontuações dos dois avaliadores dentre o valor máximo de 50 pontos.

Tabela 14 – Pontuação das avaliações PF masculino – Etapa 1.

ID do grupo	Referência do paciente	Primeiro maior valor	Referência do paciente	Segundo maior valor
G1PF2729/1	X175*	35**	X79	20**
G3PF3032/1	X227	35	X199	25
G3PF3032/2	X185	45	X141	40
G3PF3032/4	X129	35	X156	10
G5PF3334/2	X207	45	X167	40
	X135		X119	
	X201		X246	
G5PF3334/4	X137	40	X203	35
	X178		X173	
			X117	
G7PF3536/2	X130	40	X172	35
	X240		X226	
	X160			
G7PF3536/4	X180	40	X204 X182	35
G7PF3536/5	X96	35	X223	30
	X66			
	X192			
G9PF3743/4	X230 X248	45	X153	35
			X190	
			X220	
			X250	
G9PF3743/5	X212 X152	35	X219	30
			X236	
			X239	
			X232	

* - Identificação do indivíduo.

** - Média entre as pontuações dos dois avaliadores dentre o valor máximo de 50 pontos.

Tabela 15 – Pontuação das avaliações PA feminino – Etapa 1.

ID do grupo	Referência do paciente	Primeiro maior valor	Referência do paciente	Segundo maior valor
G2PA1921/1	X257*	45**	X102	30**
G4PA2223/2	X256	50	X124 X253 X165 X161	45
G4PA2223/4	X200 X64	30	-	-
G6PA2425/2	X122 X171 X233	45	X237 X259 X127	40
G6PA2425/4	X195	50	X149	45
G8PA2627/2	X242 X183	4	X123 X125	35
G8PA2627/4	X202 X215	45	X205 X255 X235 X249	40
G8PA2627/5	X159 X142	35	X188 X140	30
G10PA2829/2	X176 X251	45	-	-
G10PA2829/4	X260	45	X213 X144	40
G10PA2829/5	X209 X177	45	X241 X88	40
G10PA2829/6	X120	35	X76	30
G12PA3032/4	X132	45	X133 X134	40
G12PA3032/5	X206 X254 X131	35	X196	30
G12PA3032/6	X225	45	X244 X211	35

* - Identificação do indivíduo.

** - Média entre as pontuações dos dois avaliadores dentre o valor máximo de 50 pontos.

Tabela 16 – Pontuação das avaliações PF feminino – Etapa 1.

ID do grupo	Referência do paciente	Primeiro maior valor	Referência do paciente	Segundo maior valor
G2PF2428/2	X216* X233	45**	X124 X161	35**
G4PF2931/2	X171 X114	45	X166 X165 X65 X256	40
G4PF2931/4	X202 X174 X213 X149 X118	40	X198	35
G6PF3233/2	X253 X176 X251	45	X181 X105	35
G6PF3233/4	X205 X151 X155 X235 X159	45	X261 X179 X126	40
G6PF3233/5	X143 X177	35	-	-
G8PF3437/2	X242 X183	35	-	-
G8PF3437/4	X133 X249 X158	40	X260 X214	35
G8PF3437/5	X146 X142	40	X187 X234 X247 X243 X196 X206 X140 X138 X88	35
G8PF3437/6	X120	45	X224	40
G10PF3840/5	X252	45	X209	40
G10PF3840/6	X208	40	X225 X211	30

* - Identificação do indivíduo.

** - Média entre as pontuações dos dois avaliadores dentre o valor máximo de 50 pontos.

Foi realizado o estudo de significância por correlação de bivariáveis, por meio do programa computacional PSPP⁵ (PFAFF, 2008) para todas as imagens da Etapa 1, considerando o valor $\alpha < 5\%$ ($p \leq 0,05$) devido a relação das médias das pontuações entre os

avaliadores e todos os parâmetros que compõem as técnicas radiográficas. Associado a esse estudo realizou-se a correlação de Pearson (ρ). Para isso foi utilizada a escala de referência para os valores de Person (LIRA, 2004) como sendo:

- a) $0,00 < |\rho| < 0,30$ – Correlação linear fraca;
- b) $0,30 \leq |\rho| < 0,60$ – Correlação linear moderada;
- c) $0,60 \leq |\rho| < 0,90$ – Correlação linear forte;
- d) $0,90 \leq |\rho| < 1,00$ – Correlação linear perfeita ou muito forte.

Os parâmetros que possuem significância⁶ em relação aos valores das médias das pontuações foram:

- a) Tensão elétrica, peso do paciente, IMC, Circunferência do tronco, Circunferência da cintura, espessura na projeção PF, tempo de exposição, carga elétrica aplicada ao tubo e índice de exposição com correlação de Person negativa ($p = -0,18$, $p = -0,16$, $p = -0,16$, $p = -0,17$, $p = -0,18$, $p = -0,13$, $p = -0,21$, $p = -0,17$), respectivamente. Indicando que quanto maior o valor do parâmetro menor foi o valor da média da pontuação adquirida pela imagem;
- b) Corrente elétrica (mA), sexo com correlação de Person positiva ($p = 0,16$, $p = 0,13$), respectivamente. Indicando que quanto maior a utilização da corrente elétrica maior foi o valor da média da pontuação adquirida pela imagem.

Considerando as avaliações das imagens pelo método subjetivo, foram concluídas, como satisfatórias e relevantes, as relações entre pontuação e os parâmetros que compõem as técnicas radiográficas, baseadas nos valores encontrados para correlação de Pearson e nível de significância.

⁶ O resultado não ser estatisticamente significativo não deve ser interpretado como evidência de ausência de efeito da relação entre os itens, mas sim de que as evidências contra o estudo sejam fracas (COUTINHO, 2005).

3.12 Resultados das avaliações corporais, parâmetros antropométricos e LgM – Etapa 2

Para a Etapa 2 foram selecionados os grupos que possuem, no mínimo, duas imagens como mostrado na Tabela 17. Os grupos e indivíduos dessa Etapa 2 foram selecionados de acordo com o método discriminado nos **itens 2.2.6, 2.3, 2.4 e 2.6.2**.

Na Tabela 17 estão indicados os números de imagens participantes da Etapa 2 e o grupo a qual pertencem.

Tabela 17 – Relação dos grupos com número de imagens.

Masculino				Feminino			
PA	Quant.	PF	Quant.	PA	Quant.	PF	Quant.
G1PA2021/2	2	G3PF3032/1	1	G2PA1921/1	1	G2PF2428/1	1
G3PA2223/1	1	G3PF3032/2	6	G4PA2223/2	2	G2PF2428/2	2
G3PA2223/2	9	G3PF3032/4	1	G6PA2425/2	5	G4PF2931/1	1
G3PA2223/4	1	G5PF3334/2	4	G6PA2425/4	1	G4PF2931/2	4
G5PA2425/2	4	G5PF3334/4	3	G8PA2627/2	1	G4PF2931/4	2
G5PA2425/4	7	G7PF3536/2	5	G8PA2627/4	5	G6PF3233/1	1
G7PA2627/2	3	G7PF3536/4	3	G8PA2627/5	1	G6PF3233/2	3
G7PA2627/4	3	G7PF3536/5	1	G10PA2829/2	2	G6PF3233/4	4
G7PA2627/5	3	G9PF3743/4	5	G10PA2829/4	1	G6PF3233/5	1
G9PA2829/4	2	G9PF3743/5	2	G10PA2829/5	5	G8PF3437/2	2
G9PA2829/5	2	-	-	G12PA3032/5	2	G8PF3437/4	2
G11PA3033/5	1	-	-	G12PA3032/6	2	G8PF3437/5	6
				G14PA3335/6	1	-	-
Total	38	Total	31	Total	29	Total	31

* - Grupos que possuem uma imagem foram excluídos da pesquisa.

Os resultados dos valores do parâmetro antropométrico, avaliação corporal e índice de exposição são mostrados nas Figuras 21 a 25 para os grupos masculino e feminino.

Para que os grupos tivessem uma confiabilidade maior foi utilizado o coeficiente de variação (CV) para estruturar e conhecer sua homogeneidade (homocedasticidade), com isso, todas as variáveis apresentadas foram consideradas como quantitativas contínuas⁷. Na Figura 21 podem ser observados que quanto maiores são os valores das espessuras do tronco no sentido PA, menores são os valores de porcentagem de água no corpo caracterizados pelo aumento da porcentagem de gordura total à medida que as espessuras aumentam.

7 Variáveis quantitativas contínuas: características mensuráveis que assumem valores em uma escala contínua, para as quais valores fracionais fazem sentido e são medidas por meio de instrumentos (MORETTIN, 2004).

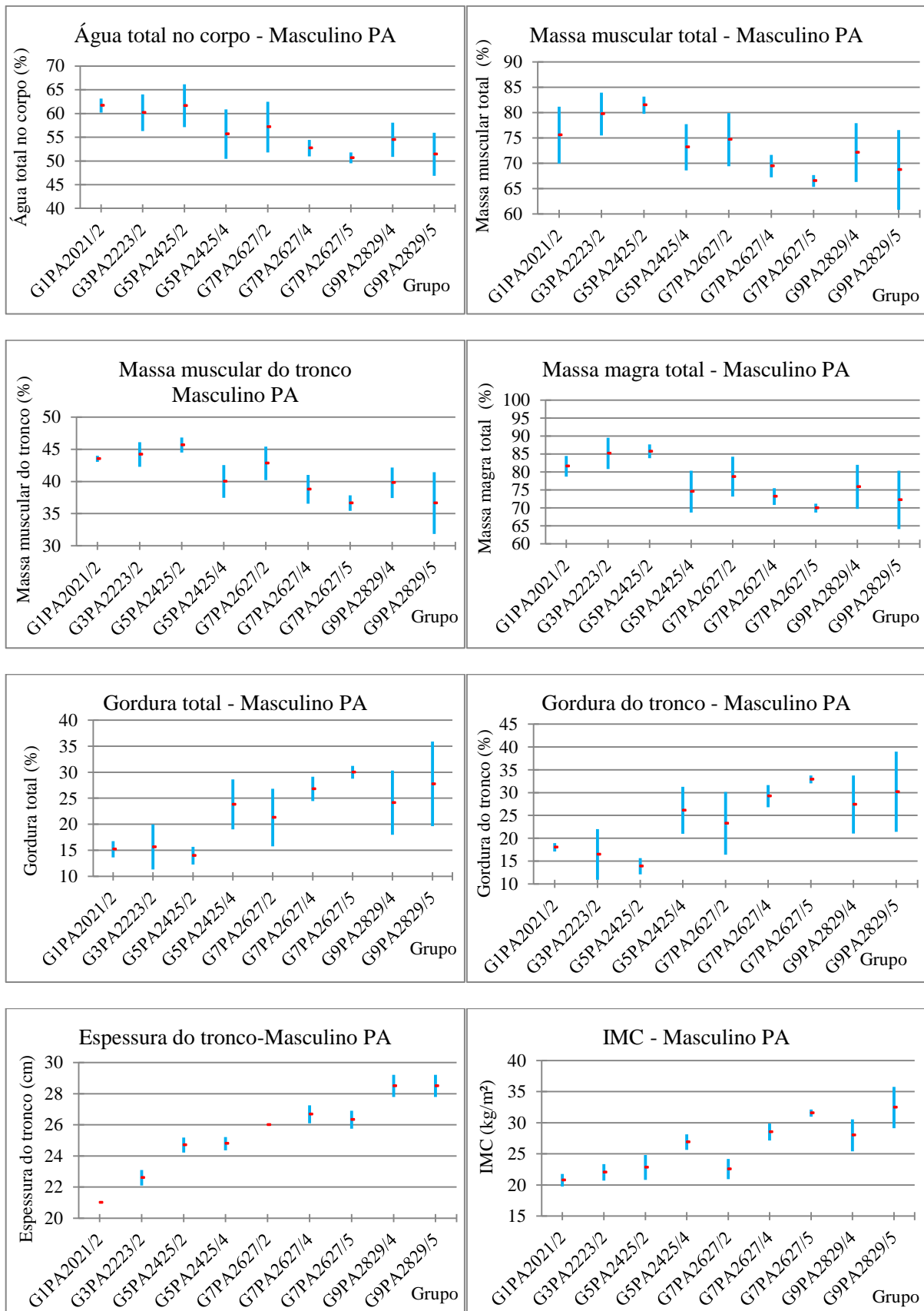


Figura 21 – Valores dos parâmetros antropométricos e avaliação corporal para o gênero masculino PA divididos por grupos.

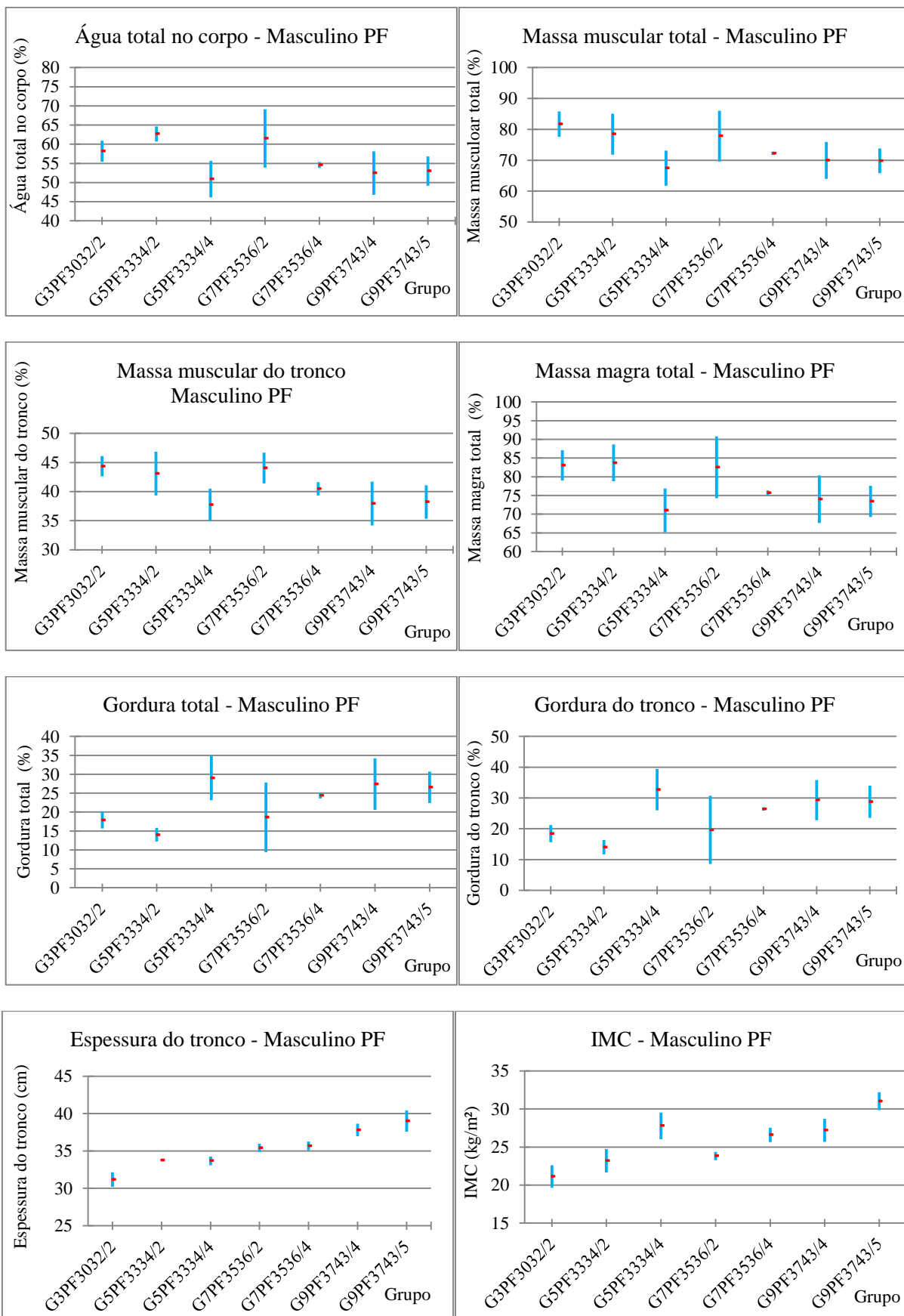


Figura 22 – Valores dos parâmetros antropométricos e avaliação corporal para o gênero masculino PF divididos por grupos.

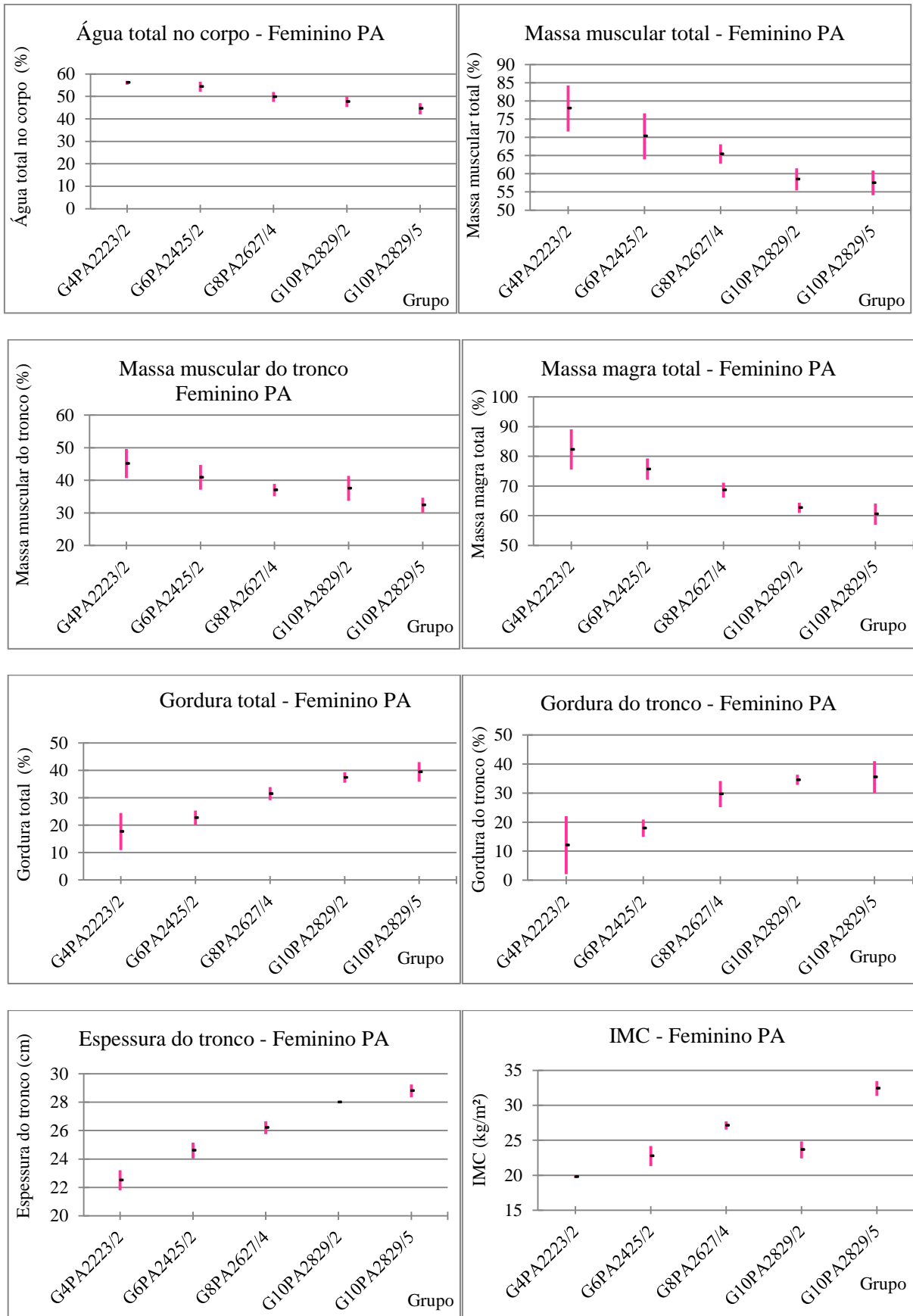


Figura 23 – Valores dos parâmetros antropofórmicos e avaliação corporal para o gênero feminino PA divididos por grupos.

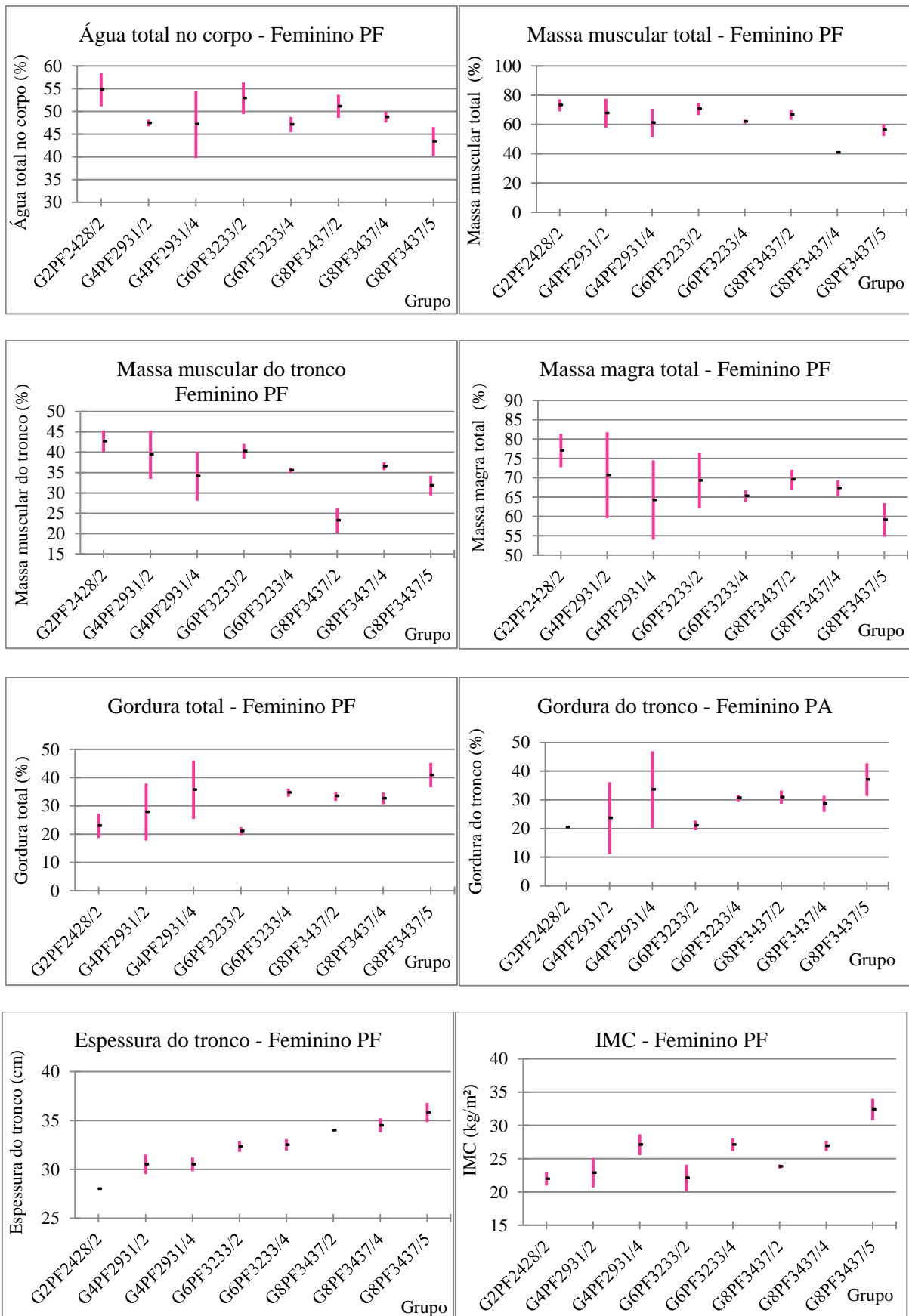


Figura 24 – Valores dos parâmetros antropométricos e avaliação corporal para o gênero feminino PF divididos por grupos.

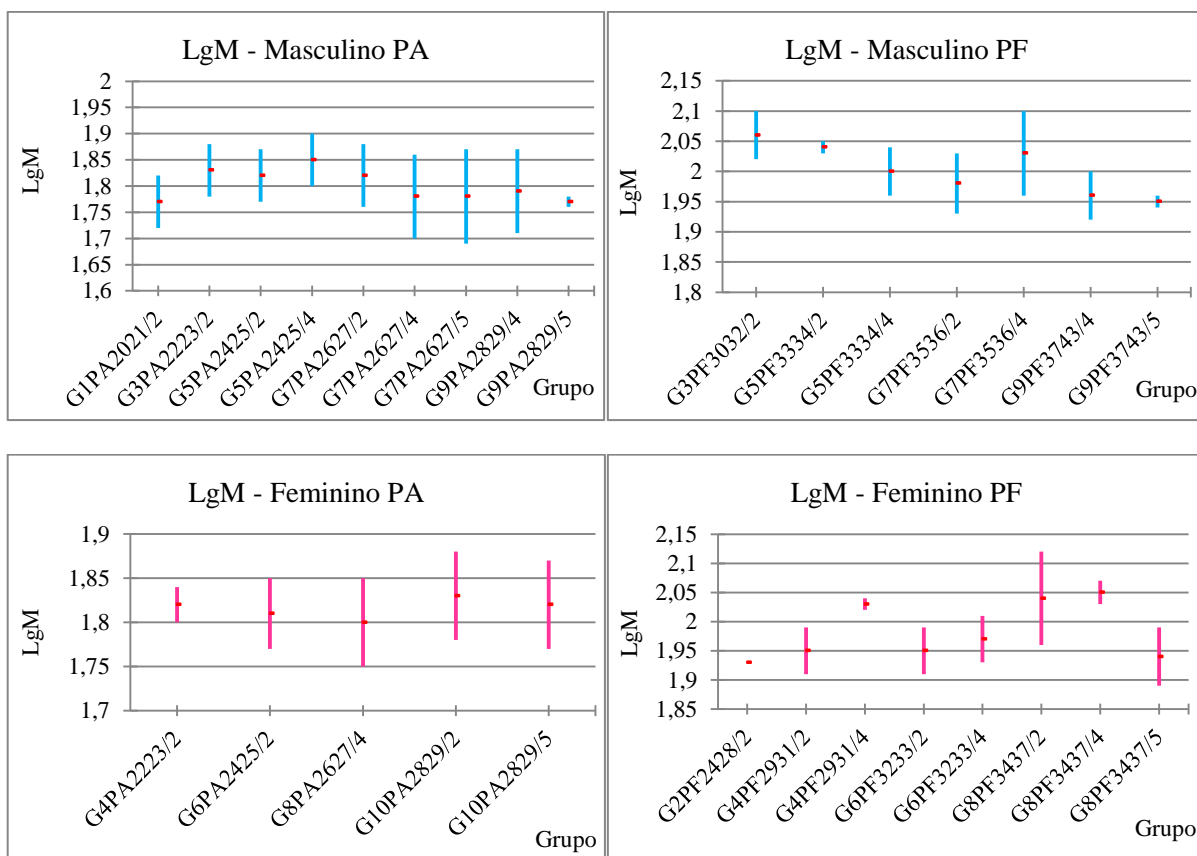


Figura 25 – Índice de exposição para os gêneros masculino e feminino divididos por grupo.

Na Figura 23 estão identificados que ao encontrar aumento da espessura PA do grupo feminino, gordura total e gordura do tronco, entre os grupos, a porcentagem da água no corpo, massa magra total, massa muscular do tronco e massa muscular total diminuem suas porcentagens. Percebe-se ainda, que os índices de exposições⁸ (LgM) na Figura 25 apresentam desvios padrões baixos para todos os grupos. Porém no grupo feminino PF essas relações somente acontecem entre os grupos (G8, G6 e G4), mas as espessuras nessas projeções e o LgM não sofrem alterações significativas (desvio padrão baixo). Nas Figuras 21 a 24 foram encontrados resultados de CV > 20% para os parâmetros gordura total e gordura do tronco, remetendo aos resultados semelhantes encontrados na Etapa 1.

⁸ Para cada aumento ou diminuição de 0,30 no índice de exposição à dose de radiação no écran é o dobro ou reduzida pela metade, consecutivamente, de acordo como indicado no **item 1.7 – ANEXO 1**.

3.13 – Resultados das pontuações recebidas nas avaliações das imagens, indivíduos representantes dos grupos devido a essas pontuações e técnicas radiográficas que geraram as melhores imagens – Etapa 2

As imagens apresentadas e avaliadas na Etapa 2 foram coincidentes à Etapa 1, representadas pelos maiores valores das Tabelas 13 a 16, em 62,5% e 28,57% para masculino PA e PF; 85,71% e 100% para feminino PA e PF, indicando a associação entre os critérios das duas Etapas.

Os resultados das concordâncias entre os avaliadores e o Kappa foram realizados e divididos por gênero, projeções e critérios investigados como indicado nas Tabelas 18 e 19.

Os resultados apresentados nas Tabelas 18 e 19 são iguais para o estudo de concordância, desenvolvido pelo autor da tese, e os valores de Kappa. Percebendo assim, que o método desenvolvido, para essa pesquisa, satisfaz a confirmação da concordância e o estudo realizado.

Tabela 18 – Concordância entre os avaliadores e valores de Kappa para projeções PA – Etapa 2

Questionário para avaliação das imagens - Tórax	Kappa Cohen (%)		Método próprio (%)		Relação entre os métodos (%)
	Gênero		Gênero		
	Masculino	Feminino	Masculino	Feminino	
1. Reprodução dos arcos costais, 6 anteriormente ou 10 posteriores (executou a inspiração profunda).	80%	91,3%	80%	91,3%	100%
2. A apófise espinhal das vértebras dorsais deve estar equidistante das bordas internas das clavículas.	40%	47,83%	40%	47,83%	100%
3. Reprodução da 7ª vértebra cervical até a base dos seios de costofrênicos (reprodução de toda cavidade torácica).	80%	91,3%	80%	91,3%	100%
4. Reprodução visual precisa dos vasos periféricos e ambos os hemidiafragmas em apneia.	65,71%	69,57%	65,71%	69,57%	100%
5. Reprodução visual precisa das bordas da silhueta cardíaca.	60%	56,52%	60%	56,52%	100%
6. Visualização dos vasos pulmonares através da silhueta cardíaca.	37,14%	52,17%	37,14%	52,17%	100%
1. Pequenos detalhes nodulares em todo o pulmão, incluindo as áreas retrocardíacas: Alto contraste: diâmetro de 0.7 mm; Baixo contraste: diâmetro de 2 mm.	71,43%	56,52%	71,43%	56,52%	100%
2. Pormenores lineares e reticulares detectáveis até a periferia dos pulmões: Alto contraste: 0.3 mm de largura; Baixo contraste: 2 mm de largura.	65,71%	56,52%	65,71%	56,52%	100%
1. Densidade da imagem (enegrecimento): Pulmões	80%	82,61%	80%	82,61%	100%
2. Densidade da imagem (enegrecimento): Mediastino	82,86%	95,65%	82,86%	95,65%	100%
3. Contraste	74,29%	60,87%	74,29%	60,87%	100%
4. Nitidez / Resolução	57,14%	52,17%	57,14%	52,17%	100%
5. Colimação adequada do feixe	88,57%	73,91%	88,57%	73,91%	100%
6. Aceitabilidade da imagem	62,86%	73,91%	62,86%	73,91%	100%

Tabela 19 – Concordância entre os avaliadores e valores de Kappa para projeções PF – Etapa 2

Questionário para avaliação das imagens - Tórax	Kappa Cohen (%)		Método próprio (%)		Relação entre os métodos (%)	
	Gênero		Gênero			
	Masculino	Feminino	Masculino	Feminino		
Avaliação tipo 1	1. Reprodução de 10 corpos vertebrais (executou inspiração profunda).	60,71%	68%	60,71%	68%	100%
	2. Reprodução sobreposta dos arcos costais posteriores (não girou o tórax).	50%	64%	50%	64%	100%
	3. Reprodução da 7ª vértebra cervical até a base dos seios costofrênicos posteriores (reprodução da cavidade torácica inteira).	67,86%	88%	67,86%	88%	100%
	4. Reprodução visual precisa dos vasos periféricos e diafragma (executou com respiração suspensa).	53,57%	56%	53,57%	56%	100%
	5. Reprodução visual precisa da borda posterior da aorta e ou do coração.	25%	48%	25%	48%	100%
	6. Visualização dos vasos pulmonares através da silhueta cardíaca.	25%	28%	25%	28%	100%
Avaliação tipo 2	1. Pequenos detalhes nodulares em todo o pulmão, incluindo as áreas retrocardíacas: Alto contraste: diâmetro de 0.7 mm; Baixo contraste: diâmetro de 2 mm.	42,86%	52%	42,86%	52%	100%
	2. Pormenores lineares e reticulares detectáveis até a periferia dos pulmões: Alto contraste: 0.3 mm de largura; Baixo contraste: 2 mm de largura.	53,57%	40%	53,57%	40%	100%
Avaliação tipo 3	1. Densidade da imagem (enegrecimento): Pulmões	85,71%	72%	85,71%	72%	100%
	2. Densidade da imagem (enegrecimento): Mediastino	50%	84%	50%	84%	100%
	3. Contraste	57,14%	60%	57,14%	60%	100%
	4. Nitidez / Resolução	67,86%	60%	67,86%	60%	100%
	5. Colimação adequada do feixe	50%	64%	50%	64%	100%
	6. Aceitabilidade da imagem	60,71%	52%	60,71%	52%	100%

Na Etapa 2 os resultados do questionário mostram que 28,6% dos critérios adotados entre as projeções, estão superiores a 75% ($K \geq 75$) para concordância entre os avaliadores ou valores de Kappa. Para 64,3% dos resultados, em relação a concordância entre os avaliadores, os parâmetros de Kappa estão 40% e 75%. Para a concordância marginal, entre os avaliadores, foram encontrados 7% ($k \leq 40$). Baseado nas referências de ROSNER (2010) Tabela 12 e as avaliações de forma subjetiva e não quantitativa, foi considerado satisfatório a concordância entre os avaliadores das imagens.

Na Tabela 20 estão apresentadas as médias das maiores pontuações do grupo, dadas pelos avaliadores médicos no grupo masculino além das técnicas radiográficas que geraram as maiores pontuações.

Tabela 20 – Pontuação dos avaliadores médicos para o grupo masculino e as técnicas radiográficas utilizadas.

Grupo Masculino	ID do indivíduo	Pontuações dos avaliadores (Máxima = 70)	Técnicas radiográficas							
			Constante	Filtração adicional (mmAl)	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Carga (mA.s)	Tamanho do campo (cmxcm)	Índice de exposição (LgM)
G1PA2021/2	X207	69,5* 0,71** 1,02***	40	1,5	82	507	0,014	7,1	39x40,5	1,73
G3PA2223/2	X157	69,0 0 0	40	0,5	86	500	0,016	8	37,5x39	1,88
G5PA2425/2	X186	69,5 0,71 1,02	40	0	90	500	0,018	9	40x39	1,82
G5PA2425/4	X77	68,50 0,71 1,03	35	0	85	500	0,028	14	40,5x38	1,85
G7PA2627/2	X193	68,5 0,71 1,03	40	1,5	92	500	0,01	5	40x43	1,89
G7PA2627/4	X220	68,0 0 0	35	1	87	500	0,018	9	45,5x38	1,72
G7PA2627/5	X239	64,0 4,24 6,63	40	0	92	500	0,02	10	44,5x41,5	1,88
G9PA2829/4	X153	69,50 0,71 1,02	35	0,5	93	500	0,016	8	44x52	1,73
G9PA2829/5	X212	64,50 0,71 1,10	40	1,5	98	500	0,018	9	45,5x41,5	1,76
G3PF3032/2	X162	63,50 7,78 12,25	40	0,5	104	250	0,02	5	38x45	2,01
G5PF3334/2	X193	57,50 13,44 23,37	35	0	101	500	0,022	11	34x42,5	2,04
G5PF3334/4	X150	59,59 7,78 13,07	30	0	96	500	0,032	16	32x42,5	1,96
G7PF3536/2	X160	64,0 8,49 13,26	40	0,5	112	400	0,025	10	32x39,5	2,05
G7PF3536/4	X77	59,5 13,44 22,58	35	0	107	400	0,04	16	34x41	2,09
G9PF3743/4	X75	61,5 9,19 14,95	35	0	109	391	0,032	12,5	34x43	1,99
G9PF3743/5	X236	50,0 24,04 48,08	40	0	120	391	0,032	12,5	44x43	1,94

* - Média dos maiores valores das pontuações; ** - Desvio padrão; *** - Coeficiente de variação.

Ao avaliar as imagens do gênero masculino PA e PF foi identificado que as pontuações atingiram valores acima de 80%, em relação ao valor máximo de 70 pontos, salvo o indivíduo X236 que atingiu uma pontuação de 71,4% do valor máximo de 70 pontos.

Na Tabela 20 podem ser observados que quanto maiores as espessuras na projeção PF menores são a qualidade das imagens produzidas, identificando com isso a dificuldade de produzir imagens de boa qualidade a medida que esse parâmetro antropofórmico aumenta. Nessa Tabela ainda, podem ser observados que os maiores valores da carga elétrica aplicada ao tubo estão associados às menores filtrações adicionais utilizadas ou menores valores da carga elétrica aplicada ao tubo associados às maiores filtrações. As variações dos parâmetros, carga elétrica aplicada ao tubo e filtração adicional, não representaram mudanças significativas (baixo desvio padrão) nas pontuações recebidas para as imagens entre os grupos de igual espessura ou aqueles que possuem IMC diferentes.

Para classificar as imagens foi criado, por esse autor, um critério de qualificação das imagens de acordo com o valor atingido de pontuação, como indicado abaixo:

- a) 0% a 25% - Imagem ruim não podendo ser utilizada para diagnóstico;
- b) 25,1% a 50% - Imagem regular não podendo ser utilizada para diagnóstico;
- c) 50,1% a 75% - Imagem de boa qualidade desde que seja utilizada e associada a outro meio de investigação para confirmação do diagnóstico;
- d) 75,1% a 100% - Imagem ótima para diagnóstico sem necessidade de outro meio para investigação.

Tais classificações indicam que apenas a imagem do indivíduo X236 possui necessidade de associação de outro meio de investigação para ser utilizada em diagnóstico.

Foi realizado o estudo de significância por correlação de bivariáveis, por meio do programa computacional PSPP para todas as imagens da Etapa 2, considerando o valor de significância $\alpha < 5\%$ ($p \leq 0,05$) devido a relação das médias das pontuações entre os

avaliadores e todos os parâmetros que compõem as técnicas radiográficas. Associado a esse estudo realizou-se a correlação de Pearson (p).

Os parâmetros encontrados que possuem significância⁹ em relação aos valores das médias das pontuações, por gênero, foram:

- a) Masculino: Tensão elétrica, tempo de exposição e índice de exposição com correlação de Person negativa ($p = -0,46$, $p = -0,27$, $p = -0,34$) respectivamente. Indicando que quanto maior o valor do parâmetro menor foi o valor da média da pontuação adquirida pela imagem;
- b) Masculino: Corrente elétrica com correlação de Person positiva ($p = 0,38$). Indicando que quanto maior o valor da corrente elétrica utilizada maior foi o valor da média da pontuação adquirida pela imagem;
- c) Feminino: Corrente elétrica com correlação de Person positiva ($p = 0,29$). Indicando que quanto maior o valor da corrente elétrica utilizada maior foi o valor da média da pontuação adquirida pela imagem.

Considerando as avaliações das imagens pelo método subjetivo, foram concluídas, como satisfatórias e relevantes, os valores para $p \leq -0,27$ e $p \geq 0,29$, entre as relações de pontuação e os parâmetros que compõem as técnicas radiográficas, baseadas nas correlações de Pearson e nível de significância.

Ao relacionar os parâmetros tensão elétrica com o tempo de exposição, Tabela 20, das projeções masculino PA foram encontradas as médias de 90,34 kV e 0,018 s. Estudo estatístico para gênero masculino (PA e PF) com $p = 0,68$ e $\alpha < 5\%$. Essa relação caracteriza uma proporção de 50,19 kV para cada 0,01 s nas técnicas radiográficas utilizadas. Dessa

⁹ O resultado não ser estatisticamente significativo não deve ser interpretado como evidência de ausência de efeito da relação entre os itens, mas sim de que as evidências contra o estudo sejam fracas (COUTINHO, 2005).

forma, a determinação do tempo de exposição para o gênero masculino PA segue a relação da Equação 7:

$$\text{Tempo de exposição (s)} = \frac{kV}{50,19 kV} \times 0,01s \quad Eq.7$$

Para a relação da tensão elétrica com o tempo de exposição, Tabela 20, das projeções masculino PF foram encontradas as médias de 107 kV e 0,029 s. Essa relação caracteriza uma proporção de 36,9 kV para cada 0,01 s nas técnicas radiográficas utilizadas. A determinação do tempo de exposição para o gênero masculino PF, com isso, segue a relação da Equação 8:

$$\text{Tempo de exposição (s)} = \frac{kV}{36,9 kV} \times 0,01s \quad Eq.8$$

Ao relacionar os parâmetros tensão elétrica com a carga elétrica aplicada ao tubo, Tabela 20, das projeções masculino PA foram encontradas as médias de 90,34 kV e 9 mA.s. Estudo estatístico para gênero masculino (PA e PF) com $p = 0,55$ e $\alpha < 5\%$. Essa relação caracteriza uma proporção de 10,04 kV para cada 1 mA.s nas técnicas radiográficas utilizadas. Dessa forma, a determinação da carga elétrica aplicada ao tubo para o gênero masculino PA segue a relação da Equação 9:

$$\text{Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)} = \frac{kV}{10,04 kV} \times mA.s \quad Eq.9$$

Para a relação da tensão elétrica com a carga elétrica aplicada ao tubo, Tabela 20, das projeções masculino PF foram encontradas as médias de 107 kV e 11,86 mA.s. Essa relação

caracteriza uma proporção de 9,02 kV para cada 1 mA.s nas técnicas radiográficas utilizadas. A determinação da carga elétrica aplicada ao tubo para o gênero masculino PF, com isso, segue a relação da Equação 10:

$$\text{Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)} = \frac{kV}{9,02 \text{ kV}} \times mA.s \quad Eq. 10$$

Ao relacionar os parâmetros tensão elétrica com o índice de exposição, Tabela 20, das projeções masculino PA foram encontradas as médias de 90,34 kV e 1,7 de LgM. Estudo estatístico para gênero masculino (PA e PF) com $p = 0,70$ e $\alpha < 5\%$. Essa relação caracteriza uma proporção de 53,14 kV para cada 1 de LgM nas técnicas radiográficas utilizadas. Dessa forma, a determinação do índice de exposição para o gênero masculino PA segue a relação da Equação 11:

$$\text{Índice de exposição (LgM)} = \frac{kV}{53,14 \text{ kV}} \times 1LgM \quad Eq. 11$$

Para a relação da tensão elétrica com o índice de exposição, Tabela 20, das projeções masculino PF foram encontradas as médias de 107 kV e 2,01 de LgM. Essa relação caracteriza uma proporção de 53,23 kV para cada 1 de LgM nas técnicas radiográficas utilizadas. A determinação da carga elétrica aplicada ao tubo para o gênero masculino PF, com isso, segue a relação da Equação 12:

$$\text{Índice de exposição (LgM)} = \frac{kV}{53,23 \text{ kV}} \times 1LgM \quad Eq. 12$$

Na Tabela 21 estão apresentadas as médias das maiores pontuações do grupo, dadas pelos avaliadores médicos no grupo feminino juntamente com as técnicas radiográficas que geraram as maiores pontuações. As pontuações utilizadas para avaliar as imagens do gênero feminino PA e PF, de acordo com a classificação das imagens desenvolvida pelo autor, estão acima de 89%, do valor máximo de 70 pontos, indicando que essas imagens são ótimas para diagnóstico sem necessidade de outro meio para investigação.

Tabela 21 – Pontuação dos avaliadores médicos para o grupo feminino e as técnicas radiográficas utilizadas.

Grupo Feminino*	ID do indivíduo	Pontuações dos avaliadores (Máxima = 70)	Técnicas radiográficas							Índice de exposição (LgM)
			Constante	Filtração adicional (mmAl)	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Carga (mA.s)	Tamanho do campo (cmxcm)	
G4PA2223/2	X253	67,0 0 0	35	1	81	500	0,01	5	37x36,5	1,83
G6PA2425/2	X237	66,50 2,12 3,19	35	1	85	525	0,012	6,3	40,5x41	1,88
G8PA2627/4	X95	66,0 1,41 2,14	35	0,5	89	500	0,016	8	42x40	1,83
G10PA2829/2	X176	69,50 0,71 1,02	40	1	96	509	0,011	5,6	32,5x37	1,86
G10PA2829/5	X209	62,50 3,54 5,66	40	1,5	98	500	0,016	8	44,5x38,5	1,82
G12PA3032/5	X131	66,50 4,95 7,44	35	0,5	97	500	0,02	10	43x42	1,78
G12PA3032/6	X225	65,50 4,95 7,56	35	1	99	500	0,02	10	45x39,5	1,83
G2PF2428/2	X216	66,0 4,24 6,43	40	1	96	500	0,018	9	36x39	1,93
G4PF2931/2	X114	67,0 2,83 4,22	35	0,5	97	500	0,028	14	32x39,5	2,0
G4PF2931/4	X202	65,0 5,66 8,70	40	1,5	100	500	0,028	14	38x40	2,02
G6PF3233/2	X253	66,5 2,12 3,19	35	1	99	500	0,018	9	30x38,5	1,93
G6PF3233/4	X151	68,0 1,41 2,08	30	0	96	500	0,028	14	41x43,5	1,94
G8PF3437/2	X242	63,0 5,66 8,98	40	0	108	391	0,032	12,5	35x42	1,98
G8PF3437/4	X133	65,0 5,66 8,70	35	0	103	390	0,036	14	36x42	2,03
G8PF3437/5	X187	64,0 4,24 6,63	40	1	112	391	0,032	12,5	35x42,5	1,90

* - Média dos maiores valores das pontuações; ** - Desvio padrão; *** - Coeficiente de variação.

Na Tabela 21 podem ser observados que os indivíduos representantes possuem um acréscimo do valor da carga elétrica aplicada ao tubo ao passo que a espessura do tronco aumenta. Ao relacionar o parâmetro tensão elétrica, da Tabela 21, com a porcentagem de água no corpo, Figura 23, das projeções feminino PA foi encontrado a relação entre o mínimo e o

máximo de 81 kV a 99 kV e 44,56% a 56,32% de água no corpo. Estudo estatístico para gênero feminino (PA e PF) com $p = -0,43$ e $\alpha < 5\%$. Esta relação caracteriza uma proporção entre 18 kV para 11,76% de água no corpo indicando que para cada 1,53 kV utilizado nas técnicas radiográficas, foi encontrado 1% de água no corpo. Dessa forma, a determinação da tensão elétrica para o gênero feminino PA segue a relação da Equação 13:

$$\text{Tensão elétrica (kV)} = \frac{1,53 \text{ kV}}{1\% \text{ água total no corpo}} \times \% \text{ água total no corpo} \quad \text{Eq. 13}$$

Ao relacionar os parâmetros tensão elétrica, da Tabela 21, com a porcentagem de água no corpo, Figura 24, das projeções feminino PF foi encontrado a relação entre o mínimo e o máximo de 96 kV a 112 kV e 43,36% a 54,80% de água no corpo. Esta relação caracteriza uma proporção entre 16 kV para 11,44% de água no corpo indicando que para cada 1,40 kV utilizado nas técnicas radiográficas, foi encontrado 1% de água no corpo. Dessa forma a determinação da tensão elétrica para o gênero feminino PF segue a relação da Equação 14:

$$\text{Tensão elétrica (kV)} = \frac{1,40 \text{ kV}}{1\% \text{ água total no corpo}} \times \% \text{ água total no corpo} \quad \text{Eq. 14}$$

Ao relacionar os parâmetros tensão elétrica com o tempo de exposição, Tabela 21, das projeções feminino PA foram encontradas as médias de 92,14 kV e 0,015 s. Estudo estatístico para gênero feminino (PA e PF) com $p = 0,70$ e $\alpha < 5\%$. Essa relação caracteriza uma proporção de 61,43 kV para cada 0,01 s nas técnicas radiográficas utilizadas. Dessa forma, a determinação do tempo de exposição para o gênero feminino PA segue a relação da Equação 15:

$$\text{Tempo de exposição (s)} = \frac{kV}{61,43 \text{ kV}} \times 0,01s \quad \text{Eq. 15}$$

Para a relação da tensão elétrica com o tempo de exposição, Tabela 21, das projeções feminino PF foram encontradas as médias de 101,38 kV e 0,023 s. Essa relação caracteriza uma proporção de 44,08 kV para cada 0,01 s nas técnicas radiográficas utilizadas. A determinação do tempo de exposição para o gênero feminino PF, com isso, segue a relação da Equação 16:

$$\text{Tempo de exposição (s)} = \frac{kV}{44,08 \text{ kV}} \times 0,01s \quad \text{Eq. 16}$$

Ao relacionar os parâmetros tensão elétrica com a carga elétrica aplicada ao tubo, Tabela 21, das projeções feminino PA foram encontradas as médias de 92,14 kV e 7,56 mA.s. Estudo estatístico para gênero masculino (PA e PF) com $p = 0,61$ e $\alpha < 5\%$. Essa relação caracteriza uma proporção de 12,19 kV para cada 1 mA.s nas técnicas radiográficas utilizadas. Dessa forma, a determinação da carga elétrica aplicada ao tubo para o gênero feminino PA segue a relação da Equação 17:

$$\text{Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)} = \frac{kV}{12,19 \text{ kV}} \times 1mA.s \quad \text{Eq. 17}$$

Para a relação da tensão elétrica com a carga elétrica aplicada ao tubo, Tabela 21, das projeções feminino PF foram encontradas as médias de 101,38 kV e 11,13 mA.s. Essa relação caracteriza uma proporção de 9,11 kV para cada 1 mA.s nas técnicas radiográficas utilizadas.

A determinação da carga elétrica aplicada ao tubo para o gênero feminino PF, com isso, segue a relação da Equação 18:

$$\text{Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)} = \frac{kV}{9,11 \text{ kV}} \times 1 \text{ mA.s} \quad \text{Eq. 18}$$

Ao relacionar os parâmetros tensão elétrica com o índice de exposição, Tabela 21, das projeções feminino PA foram encontradas as médias de 92,14 kV e 1,83 de LgM. Estudo estatístico para gênero feminino (PA e PF) com $p = 0,58$ e $\alpha < 5\%$. Essa relação caracteriza uma proporção de 50,35 kV para cada 1 de LgM nas técnicas radiográficas utilizadas. Dessa forma, a determinação do índice de exposição para o gênero feminino PA segue a relação da Equação 19:

$$\text{Índice de exposição (LgM)} = \frac{kV}{50,35 \text{ kV}} \times 1LgM \quad \text{Eq. 19}$$

Para a relação da tensão elétrica com o índice de exposição, Tabela 21, das projeções feminino PF foram encontradas as médias de 101,38 kV e 1,97 de LgM. Essa relação caracteriza uma proporção de 51,46 kV para cada 1 de LgM nas técnicas radiográficas utilizadas. A determinação da carga elétrica aplicada ao tubo para o gênero feminino PF, com isso, segue a relação da Equação 20:

$$\text{Índice de exposição (LgM)} = \frac{kV}{51,46 \text{ kV}} \times 1LgM \quad \text{Eq. 20}$$

Os parâmetros das técnicas radiográficas que não possuem significância ($p > 5\%$), em relação as médias das pontuações ou com a tensão elétrica, não foram indicados para referencial de equações.

3.14 Relação entre o critério densidade óptica das Etapas 1 e 2.

Na Tabela 22 estão apresentados os resultados das avaliações das Etapas 1 e 2 para os critérios indicados no **item 2.6.2.2, Avaliação Tipo 3, subitens “1” e “2”** e seus critérios de pontuações no **item 2.6.2.3, Avaliação Tipo 3, subitem “2.1”** (Etapa 2) que avaliam sobre o grau de enegrecimento da imagem as quais são semelhantes ao critério PA1 da Tabela 2 **item 2.6.1** (Etapa 1). Os critérios da Etapa 2 foram comparados aos da Etapa 1 por meio do estudo de concordância¹⁰ desenvolvido por esse autor e o Kappa Cohen. Para esse comparativo foi computado 126 imagens comuns nas duas etapas.

Tabela 22 – Comparação do grau de enegrecimento das imagens entre os avaliadores da Etapa 1 e 2 – Concordância (%).

Critério	Kappa Cohen (%)				Método próprio (%)				Relação entre os métodos (%)
	Masculino		Feminino		Masculino		Feminino		
	PA	PF	PA	PF	PA	PF	PA	PF	
Etapa 1 Densidade óptica: a DO ² radiográfica está adequada? Critério PA 1	37,5	*	39,53	*	37,5	*	39,53	*	100
Etapa 2 Densidade da imagem (enegrecimento): Pulmões	80	85,71	82,61	72	80	85,71	82,61	72	100
Densidade da imagem (enegrecimento): Mediastino	82,86	50	95,65	84	82,86	50	95,65	84	100

* - Critério inexistente na Etapa 1

¹⁰ O critério de concordância foi considerado como sendo o número de resultados iguais utilizado em cada item do questionário em relação ao total das imagens avaliadas pelos avaliadores dessa Etapa. Esse referencial é válido para as Etapas 1 e 2.

Como podem ser observados na Tabela 22, todos os critérios estão acima de 85% na Etapa 2. Na Etapa 1, não possui resultados entre os avaliadores acima desse percentual de concordância. Contudo, os avaliadores da Etapa 2, acreditam que para visualizar os pulmões e mediastino, a reprodução de densidade óptica foi suficiente. Dessa forma, foi constatado que a forma de interpretação da pergunta influenciou no entendimento do critério avaliativo. A relação entre a escrita e o avaliador também foi comentada por VAÑÓ *et al* (1995), indicando a forma como foi abordado o critério. A forma descritiva de pergunta foi o motivador de dificuldade entre os avaliadores desta pesquisa.

3.15 Dose absorvida nos pulmões determinada pelas simulações computacionais

Para obtenção dos resultados das doses absorvidas foi utilizada a metodologia citada no **item 2.7**. Na Figura 26 estão apresentados os resultados das doses absorvidas nos pulmões pela média e desvio padrão para cada gênero e projeção.

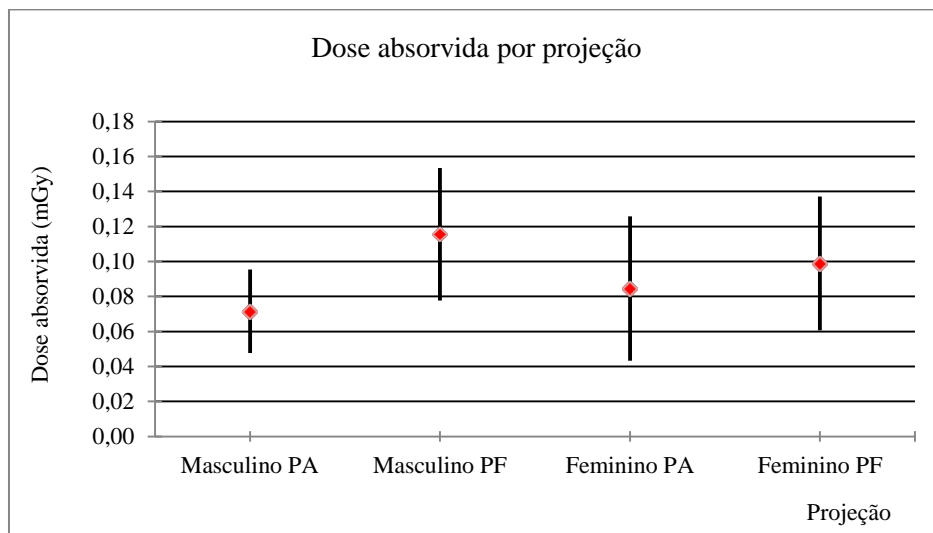


Figura 26 – Dose absorvida^{a,b} de acordo dividido por gênero e projeção.
a – Média e desvio padrão; b – Erro estatístico ($E < 1,9\%$)

Os valores das doses absorvidas variaram de (0,04 a 0,17) mGy, (0,03 a 0,19) mGy, (0,03 a 0,22) mGy e (0,04 a 0,17) mGy, respectivamente para masculino PA e PF, feminino

PA e PF. Os resultados encontrados possuem características de altos valores de desvios padrões, pois nesse trabalho não foi desenvolvido procedimentos ou estudo de redução de doses e sim de otimização.

Na Tabela 23 estão apresentados os resultados das correlações por Pearson entre a dose absorvida e os parâmetros antropométricos e parâmetros que compõem as técnicas radiográficas estudadas na Etapa 2.

Tabela 23 – Correlação de Person entre dose absorvida, parâmetros antropométricos e parâmetros que compõem as técnicas radiográficas.

Parâmetros estudados para correlação	Projeções			
	Masculino		Feminino	
	PA	PF	PA	PF
Massa muscular do tronco	-	-0,425 ^a	-0,584 ^b	-0,681 ^b
Massa muscular total	-0,448 ^b	-	-0,540 ^b	-0,573 ^b
Massa magra total	-0,491 ^b	-	-0,575 ^b	-0,638 ^b
Porcentagem de água no corpo	-0,491 ^b	-	-0,547 ^b	-0,521 ^b
Altura do paciente	0,378 ^a	0,583 ^b	-	-
Altura do tronco	0,332 ^a	0,395 ^a	-	-
Altura das costelas	0,381 ^a	0,450 ^a	-	-
Peso do paciente	0,703 ^b	0,688 ^b	0,576 ^b	0,734 ^b
IMC	0,587 ^b	0,522 ^b	0,690 ^b	0,764 ^b
Circunferência do tronco na altura dos mamilos	0,658 ^b	0,558 ^b	0,655 ^b	0,749 ^b
Circunferência da cintura na altura do umbigo	0,691 ^b	0,510 ^b	0,526 ^b	0,619 ^b
Circunferência do quadril	0,569 ^b	0,643 ^b	0,490 ^b	0,639 ^b
Espessura no sentido PA	0,726 ^b	0,384 ^a	0,665 ^b	0,587 ^b
Espessura no sentido PF	0,571 ^b	0,669 ^b	0,609 ^b	0,710 ^b
Tensão elétrica	0,654 ^b	0,540 ^b	0,636 ^b	0,631 ^b
Corrente elétrica	-	-	-0,507 ^b	-0,581 ^b
Tempo de exposição	0,569 ^b	0,778 ^b	0,632 ^b	0,877 ^b
Carga elétrica aplica ao tubo	0,693 ^b	0,756 ^b	0,569 ^b	0,834 ^b
Dimensão do tamanho de campo na horizontal na projeção PA	0,396 ^a	NC	0,466 ^a	NC
Dimensão do tamanho de campo na vertical na projeção PA	-	NC	-	NC
Dimensão do tamanho de campo na horizontal na projeção PF	NC	-	NC	-
Dimensão do tamanho de campo na vertical na projeção PF	NC	-	NC	-

a – A correlação é significativa no nível 0,05 (2 extremidades).

b– A correlação é significativa no nível 0,01 (2 extremidades).

NC – Não são correlacionados ao gênero e projeção.

Para estudo da Tabela 23 foi utilizada a escala de referência para os valores de Person (LIRA, 2004) como sendo:

a) $0,00 < |\rho| < 0,30$ – Correlação linear fraca;

b) $0,30 \leq |\rho| < 0,60$ – Correlação linear moderada;

c) $0,60 \leq | \rho | < 0,90$ – Correlação linear forte;

d) $0,90 \leq | \rho | < 1,00$ – Correlação linear perfeita ou muito forte.

Os resultados apresentados na Tabela 23 podem ser interpretados para $p < 0,05$ e $p < 0,01$ de nível de significância às doses absorvidas estudadas:

- a) Os parâmetros de massa muscular do tronco e total, massa magra total e água total no corpo mostram uma correlação negativa de moderada a forte, indicando que quanto maior seu valor, menor é a dose absorvida encontrada nos indivíduos dos dois gêneros. Ao aumentar esses valores antropométricos, conseqüentemente, haverá redução da porcentagem de gordura no corpo, percebendo assim, que esse tipo de tecido tem maior propensão à absorção a radiação.
- b) Os parâmetros peso, IMC, circunferência do tronco, cintura e quadril, espessura no sentido PA e PF possuem uma correlação positiva de moderada a forte com a dose absorvida, indicando que quanto maiores são esses valores, maiores foram as doses encontradas.
- c) Os parâmetros de altura do indivíduo, altura do tronco e das costelas, possuem correlação positiva moderada apenas para o gênero masculino. Para o gênero feminino não foram encontradas correlações entre esses parâmetros e as doses absorvidas fornecidas aos indivíduos.
- d) A tensão elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo possuem correlação positiva de moderada a forte em relação a dose absorvida, indicando que quanto maiores são esses valores maiores foram as doses encontradas nos indivíduos.
- e) A corrente elétrica possui correlação negativa moderada apenas para o gênero feminino, indicando que quanto menores são os valores utilizados desse

parâmetro, maiores foram as doses absorvidas encontradas nos indivíduos, no entanto, para o gênero masculino o mesmo não é observado. Para o gênero feminino a corrente elétrica é relevante na composição da dose ao contrário do gênero masculino.

- f) O parâmetro de dimensão do tamanho de campo no sentido horizontal possui correlação positiva moderada apenas para as projeções PA dos gêneros masculino e feminino.

3.16 Resultados das correções dos volumes e densidades para montagem do simulador.

O volume físico do simulador de PMMA é de 11166,58 cm³ e os volumes gerados pelo programa Vitrea[®] são: 11897 cm³, 10901 cm³, 16906 cm³ e 11848 cm³ respectivamente para as janelas dos tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais. Sendo portanto, os valores de correções aplicados de -6,14%, +2,43%, -33,95% e -5,75%, respectivamente, para os tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais. Esses valores podem ser associados às avaliações corporais das Figuras 23 e 25, **item 3.12**.

Os resultados da densidade, determinados pelo programa computacional do tomógrafo, foram encontrados para o simulador Catphan[®] como -1000,90 UH, +898,9 UH, +111,8 UH e -109,0 UH respectivamente para Ar, Teflon, Acrílico e LDPE. Com esses valores e os coeficientes de atenuações fornecidos pelo fabricante, foi calculado a reta de linearidade das medidas de acordo com a Figura 27.

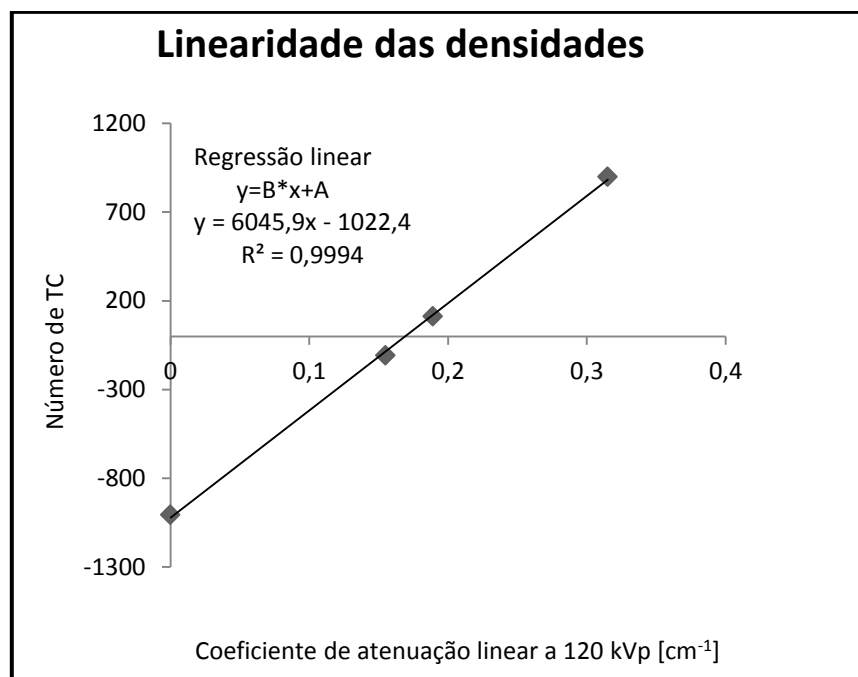


Figura 27 – Linearidade das densidades e equação de regressão linear do simulador Catphan[®].

Após a obtenção desses resultados, foi realizada a leitura da densidade encontrada no simulador de PMMA, pelo programa computacional do tomógrafo, como sendo de $(123,5 \pm 33,4)$ UH (Figura 9) e utilizado para inserir na fórmula gerada pela equação de linearidade no valor de “y” (Figura 27). Ao inserir este valor foi encontrado o $\mu_{\text{PMMA}} = 0,211 \text{ cm}^{-1}$ coincidente com o valor do fabricante. Baseado nisso, a densidade base foi adotada como $(123,5 \pm 33,4)$ UH.

Para as densidades encontradas no programa Vitrea[®], associado a cada estrutura de interesse, os valores encontrados foram de $(97,60 \pm 58,9)$ UH, $(72,00 \pm 176,00)$ UH, $(143,20 \pm 19,50)$ UH e $(31,90 \pm 239,10)$ UH sendo assim, as indicações de correções de +26,54%, +71,53%, -13,70% e +287,15% respectivamente para tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais. Para encontrar os valores de correções tomaram-se como base os valores médios das medidas encontradas pelo programa computacional Vitrea[®].

Para determinação de volumes dos tecidos pulmonar, ósseo e totais, reconstruídos no programa Vitrea[®], percebe-se que existem poucas divergências em relação ao determinado

pelo simulador de PMMA, indicando assim que o método empregado é confiável. No entanto, para os volumes dos tecidos moles, reconstruídos neste sistema, apresentam uma correção elevada e isto é bastante influente na determinação, por exemplo, de um volume de um órgão humano.

De acordo com os valores padrões indicados da densidade (OTTO, 1992) e adotados nesse trabalho para tecidos pulmonar, ósseo e mole como sendo (-800 a -500) UH, (30 a 230) UH e (20 a 80) UH respectivamente, estes valores quando corrigidos pela calibração podem sofrer consideráveis transformações de referências.

Os programas computacionais dos tomógrafos trabalham com faixas de referências de escala de densidade previamente fixa. Dessa forma, ao executar a reconstrução 3D de um volume de tecido, por exemplo ósseo, o programa pode excluir tecidos que estejam fora desta faixa mas que pertencem a estrutura e com isso o volume pode ser reduzido. Por esta razão a relação entre densidade é diretamente proporcional à determinação de reconstrução 3D de um volume. Esta variação nas dimensões do volume pode chegar a um valor médio de $+ 0,832 \text{ mm}^1$ em uma estrutura com acréscimo de 50 pontos nesta escala (KUNZLER, 2008). Ao utilizar os valores de referências para o osso, encontrado em nessa pesquisa de 11166 cm^3 e 10901 cm^3 , a alteração média nas dimensões do simulador de PMMA foi calculada em $1,8 \text{ mm}^1$. Isto mostra a similaridade entres os métodos, porém em relação aos outros valores de volumes não foram encontrados estudos que norteiam para estes desenvolvimentos.

CAPÍTULO 4

CONCLUSÃO

Para esta pesquisa utilizou-se um protocolo de qualidade e processos de investigações de imagens, proveniente da metodologia europeia que existe atualmente, acrescentado de modificações nas pontuações e questionários para determinar as melhores imagens de exames radiológicos associadas às avaliações corporais, medidas antropométricas e índices de exposições dos pacientes do setor de radiologia no Hospital das Clínicas da UFMG de Belo Horizonte.

Os resultados dos procedimentos para encontrar as imagens de melhores qualidades foram satisfatórios, baseado nos processos desenvolvidos que relacionam as técnicas radiográficas empregadas e a qualidade da imagem correlacionada.

No protocolo europeu foi utilizado a base estrutural mínima para o desenvolvimento de pesquisas em imagens, mostrando suas deficiências e avanços. Esse protocolo mostra sua boa qualidade principalmente na estrutura de pré-requisitos, porém em relação aos itens dos questionários investigados para as imagens, sua eficiência não é satisfatória, sendo portanto, muitas vezes confusa para os avaliadores. Dessa forma, as utilizações de questionários mais atuais e desenvolvidos, proposta nesse trabalho, auxiliaram na fidelização, investigação e objetividade para reconhecer deficiências, ou ainda, proceder métodos para implantar os requisitos de qualidade das imagens.

Nas Etapas 1 e 2, os questionários tiveram seu papel fundamental na escolha das melhores imagens devido a clareza de entendimento dos avaliadores e grande concordância entre os itens investigados, porém o item “grau de enegrecimento da imagem” foi conclusivo negativamente, indicando assim, a necessidade de investigação por outro método quantitativo. A Etapa 1 de investigação das imagens mostra boa relação entre a percepção e acuidade entre os avaliadores, no entanto, o critério PA1 apresenta menor índice de concordância em relação

aos outros índices, mas os critérios 1 e 2 (Etapa 2), que são semelhantes aos critérios da Etapa 1 (PA1), tiveram uma boa concordância entre os avaliadores. Percebe-se então, que a forma descritiva da pergunta influenciou no entendimento dos critérios avaliados. As pontuações atribuídas na Etapa 2 estão acima de 81%, em um total de 70 pontos, indicando que o nível de confiança é significativo, entre as avaliações e as técnicas radiográficas empregadas.

Foi observado que os valores de constantes utilizados para encontrar a tensão elétrica, predominantemente estão entre os valores 35 e 40 quando foi relacionado à tensão com a qualidade das imagens. Em relação às tensões elétricas de referências, para sugerir qual valor dessa grandeza seja utilizada quando conhecido parâmetros de avaliações corporais do paciente, mostram um indicativo de valores que podem ser aplicados para novos processos de implantação de qualidade de imagens em um setor de radiologia.

As medições de avaliação corporal por meio da balança de bioimpedância elétrica foi satisfatória para os parâmetros investigados, excluindo a porcentagem de gordura, sendo portanto, decisiva para compor e diferenciar biótipos com dimensões físicas semelhantes.

A alteração de filtração utilizada teve predominância para o acréscimo de filtros de alumínio, quando associada a qualidade de imagens e produção de maiores pontuações dessas imagens, no entanto, isso foi conclusivo apenas na Etapa 2. Nas Etapa 1 e 2 foram encontradas imagens de boa qualidade produzidas sem acréscimo de filtração adicional, indicando que o processo subjetivo de investigação das imagens, utilizadas na pesquisa, não é o melhor método, tendo em vista a deficiência de acuidade visual do olho humano.

As técnicas radiográficas indicadas são representativas para as populações investigadas, devido à divisão dos grupos e sua homocedasticidade, mostrando ainda que para determinar seu uso os processos de conhecimento da composição química e física dos pacientes devem ser levados em consideração, para assim, utilizar uma ferramenta diagnóstica com eficiência e em seu total potencial. Levando em consideração a otimização de doses e

procedimentos empregados para atingir os objetivos diagnósticos em sua plenitude. Os parâmetros das técnicas radiográficas levantadas e utilizadas confirmaram que as doses absorvidas, pelo programa PCXMC, podem sofrer alterações significativas de acordo com cada critério pessoal adotado.

Com as variações das técnicas radiográficas repercutindo em diferentes doses absorvidas, para um mesmo objetivo final, que é a produção de imagens para diagnóstico, os valores das doses podem ser reduzidos para atingir esse mesmo objetivo sem prejuízo na imagem.

O emprego do PCXMC, para determinação das doses absorvidas nos órgãos, mostrou ser de grande valia e fundamental para obtenção desses resultados e principalmente conhecer os parâmetros que podem alterar a composição da dose, realizando assim, o conhecimento de otimização e melhoria das técnicas radiográficas e conseqüentemente geração de imagens.

Esta pesquisa mostra como é possível melhorar a otimização dos processos, criando ainda um norteador para utilização de técnicas radiográficas baseadas nas características antropofórmicas e avaliações corporais individualmente para pacientes.

Os critérios pessoais dos operadores na determinação do tamanho de campo e carga elétrica aplicada ao tubo são dois pontos oscilantes na composição da dose para o paciente e devem ser aprimoradas quando forem realizadas implantações de protocolos de qualidade de imagens.

O método empregado para qualificar as imagens e produzir informações de base para implantação da qualidade de imagens, em um setor de radiologia, apresentam parâmetros importantes para auxiliar nesse aspecto, além de criar suporte para comparativos entre outros países e instituições de pesquisa.

O método de calibração do sistema para medições da densidade, apresenta parâmetros importantes para auxiliar na produção de simuladores virtuais, com suas devidas correções,

podendo ainda ser empregadas para investigações em tipos de tecidos humanos com finalidade diagnóstica. O método de comparação e calibração pelo sistema de reconstrução 3D, dimensionamento de volumes de tecidos e densidade, podem ser adotados em outras máquinas de tomografia computadorizada com programas dedicados, tanto para auxiliar em diagnósticos, como para implantação de qualidade diagnóstica. Esses dados podem ser utilizados no futuro para programas simuladores baseados em métodos de Monte Carlo como o MCNP X ou MCNP 4C (POSSANI, 2012, YORIYAZ, 2002, BEYER *et al*, 2000).

5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM. American Association of Physics in Medicine, Ongoing Quality Control in Digital Radiography: The Report of AAPM Imaging Physics Committee Task Group, No 151; February 2015.

AAPM. American Association of Physics in Medicine, Quality Control in Diagnostic Radiology: Report of Task Group #12, Diagnostic X-ray Imaging Committee. No 74; July, 2002.

AAPM. American Association of Physics in Medicine, Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group, No 66. Medical Physics, Vol. 30, No. 10, October 2003.

ABRANTES, M. E. S.; YORIYAZ, H.; OLIVEIRA, A. H. Comparison between the results of absorbed doses in organs by computer programs MCNP 4C, CalDose X and PCXMC in patients submitted in diagnostic radiology exams. International Nuclear Atlantic Conference – INAC 2011. ABEN. ISBN: 978-85-99141-04-05. 2011.

ABRANTES, M. E. S. Desenvolvimento de um script para conversão de arquivos DICOM para .TXT. International Joint Conference RADIO 2014. Gramado, p. 1039-1044, 2014.

ABRANTES, M.E.S. Dose de radiação em pacientes submetidos a exames de raios X diagnóstico em uma unidade de pronto socorro. Dissertação (Mestrado em Ciências Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2007.

ALDERSON RANDO[®] - The Phantom Laboratory. Copyright, ARL Inc. Department of Radiology, The University of Chicago – Chicago, Illinois, 1995.

ALSUWAIDI, J.S.; ALMAZROUEI, N.K.; POTTYBINDU, S.; SIRAJ, M.; MATHEW, D.; AL BLOOSHI, A.A.; KURIAKOSE, V.P. Patient dose monitoring in Dubai in radiography and interventional procedures. Proceedings of International Commission on Radiological Protection (ICRP). Annals of the ICRP 44 n. 1 suppl, p. 249-258, doi: 10.1177/0146645315, 2015.

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança. Série A. Normas e Manuais Técnicos. Ed. ANVISA. ISBN: 85-334-1040-9. Brasília, 104 p., 2005

AZEVEDO, A.C.P.; MOHAMADAIN, K.E.M.; OSIBOTE, O.A.; CUNHA, A.L.L.; FILHO, A.P. Estudo comparativo das técnicas radiográficas e doses entre o Brasil e a Austrália. *Radiol. Bras.*, São Paulo, v. 38, n. 5, 2005.

BAUMGARTNER, R.N. In A.F. Roche, S.B. Heymsfield, & T.G. Lohman, Eds. Human Body Composition Human Kinetics, Champaign, IL, p. 79-107, 1996.

BEYER, T.; TOWNSEND, D. W.; BRUN, T. A combined PET/CT scanner for clinical oncology; J. Nucl. Med.; 41 (8): 1369-79, 2000.

BIASOLI Jr. A. Técnicas radiográficas – Princípios físicos, anatomia básica e posicionamento. Ed. Rubio. ISBN: 8587600508. 513 p., 2006.

BRIESMEISTER, J. F. MCNP – A General Monte Carlo N-particle transport code. version 4C. Los Alamos National Laboratory Report LA-13709-M (Los Alamos, NM). 2000.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT JR, E. M.; BOONE, J.M. The essential physics of medical imaging. Baltimore, IL.: Williams & Wilkins, 742 p., 1994.

BUSHONG, S. C.; Radiologic science for technologists: physics, biology and protection, St. Louis: Elsevier; Mosby, 638 p., 2004.

CAMPANA, A.O.; PAIVA, S.A.R. Composição do corpo: métodos para análise. Nutrire: rev. Soc. Bras. Alim. Nutr.= J. Brazilian Soc. Food Nutr., São Paulo, SP, v. 29, p. 99-120, jun. 2005.

CARDILLO, G. MATLAB Central, Cohen's Kappa, File ID: #15365. Version: 1.3, 2009. Disponível: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/15365-cohen-s-Kappa>. Último acesso: 14/06/2015.

CARVALHO A., PIRES NETO, C. Composição corporal através dos métodos da pesagem hidrostática e impedância bioelétrica em universitários. Revista Brasileira de Cineantropometria e Desenvolvimento Humano. 1:18-23, 1999.

CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. Council Directive 97/43/Euratom (Medical Exposure Directive) of June 30,1997, on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposures. Official J Eur Commun, No. L 180/22, 1997.

CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR16260, 1996.

CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in pediatrics. EUR16261, 1996.

CIRAJ, O., MARKOVIC, S., KOSUTIC, D., First results on patient dose measurements from conventional diagnostic radiology procedures in Serbia and Montenegro; Radiation Protection Dosimetry, Vol. 113, No. 3, pp. 330–335, 2005

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica; Resolução CNEN NN 3.01, Diário Oficial da União, Brasília, 2014.

COMISSÃO EUROPÉIA. Orientação de Níveis de Referência de Diagnóstico (DRLs) para exposições médicas. Comissão Européia, *Proteção Radiológica* 109, 1999.

CORCORAN, C.; ANDERSON, E.J.; BURROWS, B.; STANLEY, T.; WALSH, M.;POULOS, A.M.;GRINSPOON, S. Comparison of total body potassium with other techniques for measuring lean body mass in men and women with AIDS wasting. *Am. J. Clin. Nutr.* v.72, n.4, p.1053-1058, 2000.

COUTINHO, E. S. F.; da CUNHA, G. M. Basic concepts in epidemiology and statistics for reading controlled clinical trials. *REV. BRAS. PSIQUIATR.* 27(2):146-51, 2005.

CURRY, T.S.; DOWDEY, J.E.; and MURRY, R.C. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, 4th ed. Lea & Febiger, PA, Malvern, 1990.

DANTAS, M. V. A. Dose glandular e controle de qualidade da imagem em serviços de mamografia com sistema de radiografia computadorizada. 2010. 119 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2010.

ELLIS, K.J. Human body composition: in vivo methods. *Physiol. Rev.* v.80, n.2, p.649-680, 2000.

EUR, European Commission. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures. Radiation Protection 109. Luxembourg: Office for Official Publications of European Communities, 1999b.

EUR, European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiography Images. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, EUR 16260EN, 1996.

FREITAS, M. B. de; Panorama das Exposições Médicas em Radiologia Convencional no Estado de São Paulo. 126 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, 2005.

FOSTER, K.R.; LUKASKI, H.C. Whole-body impedance – what does it measure? *Am. J. Clin. Nutr.* v.64, n.3 Suppl, p.388S-396S, 1996.

GELEIJNS, J.; SCHULTZE KOOL, L.J.; ZOETELIEF, J.; ZWEERS, D.; BROERSE, J. J. Image quality and dosimetric aspects of chest x ray examinations: measurements with various types of phantoms. *Radiation Protection Dosimetry*, v.49, p.83-88, 1993.

GELEIJNS, J.; BROERSE, J. J.; JULIUS, H. W.; VROMAN, H. A.; ZOETELIEF, J.; ZWEERS, D. *et al.* Advanced Multiple Beam Equalization Radiography (AMBER) system (Delft Instruments N.V., Delft, The Netherlands) and conventional chest radiography: comparison of radiation dose and image quality. *Radiology*;185:719–23. 1992.

GLANER, M. F.; Índice de massa corporal como indicativo da gordura corporal comparado às dobras cutâneas. *Rev Bras Med Esporte – Vol. 11, n. 4 – Jul/Ago, 2005.*

GOMES, F. P. Curso de estatística experimental. 14. ed. Piracicaba: Nobel, 477 p., 2000.

GROSSWENDT, B. Backscatter, factors for x-rays generated at voltages between 10 and 100 kV. *Physics in Medicine and Biology*, v.29, No 5, p. 579-591, 1984.

HART, D.; WALL, B.F. Radiation exposure of the UK population from medical and dental X-ray examinations, NRPB-W4. Chilton: NRPB; 2002.

IAEA. International Atomic Energy Agency, Radiological Protection and Safety of radiation sources: International Basic Safety Standards. General Safety Requirements, GSR Part 3. STI/PUB/1578 (ISBN:978-92-0-135310-8) 436 pp, 2014.

IAEA. International Atomic Energy Agency, Human Health Reports 4th. Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457): Review of Test Results. ISSN 2074-7667; ISBN:978-92-0-114010-4. Vienna, Austria. 147 pp, 2011.

IAEA. International Atomic Energy Agency, Radiological Protection for Medical Exposure to ionizing Radiation, *Safety Standards*. Series no. RS-G-1.5, 2002.

IAEA (b). International Atomic Energy Agency. Occupational Radiation Protection, Safety Standards Series, Safety Guide, n. RS-G 1.1, Vienna, 1999.

IAEA. International Atomic Energy Agency. International basic safety standards for protection against ionization radiation and for the safety of radiation sources. *Safety series*, n.115, Vienna, 1996.

ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Proceedings of the Second International Symposium on the System of Radiological Protection. Ann. ICRP 44(1S), 2015.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Annals ICRP 37 (2-4), 2007a.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. ICRU, Report No 74. Bethesda, Maryland, 2005.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations. ICRU Report 47. Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements; 1992b.

IEC 62494-1. Medical electrical equipment - Exposure index of digital X-ray imaging systems - Part 1: Definitions and requirements for general radiography, 2008.

INMETRO - INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia. 3. ed. Brasília: SENAI/DN. Disponível em http://www.inmetro.gov.br/inovacao/publicacoes/si_versao_final.pdf. Último acesso em: 02/09/15. 2012.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Las Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publicación 103. Annals of the ICRP, ISBN: 978-84-691-5410-G; Depósito Legal: M-39224-2008, 286 páginas, Publicado em marzo 2007b. (ICRP 103).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological protection and safety in medicine. *Annals of the ICRP*, v.26, n.2, (ICRP 73), 1996.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Annals of the ICRP**, v.22, n.1/3, (ICRP 60), 1991.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. RBE for Deterministic Effects, ICRP Publication 58: Annals of the ICRP Volume 20/4 ISBN 0080401732 / 9780080401737, Paperback. Elsevier, 64 Pages, Published April, 1990.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Quantitative Bases for Developing a Unified Index of Harm. Publication 45: Annals of the ICRP Volume 15/3 ISBN 0080336655 / 9780080336657, Paperback. Elsevier, Published January, 1986.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Limits for Intake of Radionuclides by Workers Publication 30. Supplement to Part 2 Annals of the ICRP Volume 5/1-6. ISBN 0080268331 / 9780080268330. Hardback Pergamon Press, Published December, 1980.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Limits for the Intake of Radionuclides by Workers. Publication 30: Part 1 Annals of the ICRP Volume 2/3- ISBN 0080226388 / 9780080226385, Paperback. Elsevier, Published August, 1979.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP, v.1, n.3, 53p. (ICRP 26). 1977.

ISO 9236-1 Photography – Sensitometry of screen/film systems for medical radiography – Part 1: Determination of sensitometric curve shape, speed and average gradient, 1996.

JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, Fourth Edition. Charles C Thomas Publisher, Springfield, Illinois – USA, 1983.

JOHNSTON, P., BRENNAN, P.C., Reference dose levels for patients undergoing common diagnostic x-ray examinations in Irish hospitals; Radiation Protection Dosimetry Vol. 95, No. 1, pp. 43–48, Nuclear Technology Publishing, 2001.

KAMIMURA, M.A.; DRAIBE, S.A.; SIGULEM, D.M.; CUPPARI, L. Métodos de avaliação da composição corporal em pacientes submetidos à hemodiálise. Rev. Nutr. v.17, n.1, p.97-105, 2004.

KOTLER, D.P.; BURASTERO, S.; WANG, J.; PIERSON JR, R. Prediction of body cell mass, fat-free mass, and total body water with bioelectrical impedance analysis: effects of race, sex, and disease. *Am. J. Clin. Nutr.* v.64, n.3 Suppl, p.489S-497S, 1996.

KOTSUBO, M.T.K. Radiografia de tórax: avaliação da qualidade de imagem, doses e custos. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), dissertação de mestrado, 2002.

KRAMER, R.; KHOURY, H.J.; VIEIRA, J.W. CALDose X – a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. *Phys. Med. Biol.* 53 pp. 6437–6459, 2008.

KUNZLER, M. R., Estudo dos desvios geométricos gerados na obtenção de biomodelos a partir de imagens tomográficas. Dissertação de mestrado. UFSC, Brasil. Agosto, 2008.

KUSHNER, R. F. Bioelectrical impedance analysis: a review of principles and applications. *J Am Coll Nutr*; 11:199-209, 1992.

KUSZYK, B. S.; HEATH, D. G.; JOHNSON, P. T.; FISHMAN, E. K. CT angiography with volume rendering: in vitro optimization and evaluation of accuracy in quantifying stenoses. *AJR* 168(3):79, 1997.

KYLE, U.G.; BOSAEUS, I.; DE LORENZO, A.D.; DEURENBERG, P.; ELIA, M.; GOMEZ, J.M.; HEITMANN, B.L.; KENT-SMITH, L.; MELCHIOR, J.C.; PIRLICH, M.; SCHARFETTER, H.; SCHOLS, A.M.; PICHARD, C. Bioelectrical impedance analysis—part I: review of principles and methods. *Clin. Nutr.* v.23, n.5, p.1226-1243, 2004.

LACERDA, M.A.S.; KHUORY, H.J.; DA SILVA, T.A. ; PEREIRA, M.T. ; ROCHA, W.S. ; AZEVEDO, A.C.P. . Radiation dose to children undergoing chest radiography in public and private pediatric hospitals of Belo Horizonte - Brazil. *Radioprotección (Madrid)*, v. XIII, p. 92-94, 2006.

LACERDA, M.A.S.; SILVA, T.A. Metodologia para medida da dose na entrada da pele em pacientes submetidos a exames de radiodiagnósticos médico. Congresso Brasileiro de Física Médica, 7, Porto Alegre. *Anais*. Porto Alegre: Editora, p.434-439, 2003.

LIRA, S. A. Análise de correlação: Abordagem teórica e de construção dos coeficientes com aplicações. Dissertação de mestrado. UFPR, Brasil. Fevereiro, 2004.

LUIZ, R. R.; MAGNANINI, M. F. A lógica da determinação do tamanho da amostra em investigações epidemiológicas. *Cadernos Saúde Coletiva*, Rio de Janeiro, 8 (2): 9-28, 2000.

LUKASKI, H.C. Biological indexes considered in the derivation of the bioelectrical impedance analysis. *Am. J. Clin. Nutr.* v.64, n.3 Suppl, p.397S-404S, 1996.

LUKASKI, H.C. Estimation of muscle mass. In A.F. Roche, S.B. Heymsfield, & T.G. Lohman, Eds. *Human body composition Human Kinetics*, Champaign, IL. 1996b, p.109-128.

LUKASKI, H. C.; JOHNSON, P. E.; BOLONCHUK, W. W.; LYKKEN, G. I. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of human body. *Am J Clin Nutr.* 41:810-7, 1985.

MILONE, G. Estatística geral e aplicada. Capítulo 4, São Paulo: Centage Learning, 2009.

MIOT, H. A. Tamanho da amostra em estudos clínicos e experimentais. Editorial. *Jornal Vascular Brasileiro*, 10 (4): 275-278, 2011.

MORETTIN, P. A.; BUSSAB, W. O. Estatística básica. Ed. Saraiva. 5 ed. São Paulo, SP. ISBN: 85-0203497-9, 537 p., 2004.

MOTHIRAM, U.; PATRICK, C.; BRENNAN, S. J. L.; MORAN, B. and ROBINSON, J. Digital radiography exposure indices: A review; *Journal of Medical Radiation Sciences*, p.112-118. DOI 10.1002/jmrs.49, 2014.

NBS – BSS. Normas Básicas Internacionais de Segurança para a Proteção contra a Radiação Ionizante e para a Segurança das Fontes de Radiação. Informes de Segurança. N.115, IAEA, 1996.

NIH – NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH. Bioelectrical impedance analysis in body composition measurement: National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement. *Am J Clin Nutr*; 64:524S-32S, 1996.

NITACS. Bioelectrical impedance analysis in body composition measurement: National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement. *Am. J. Clin. Nutr.* v.64, n.3 Suppl, p. 524S-532S, 1996.

NOGUEIRA, M. S. Determinação dos Fatores de Conversão de Kerma no Ar e de Fluência para o Equivalente de Dose Ambiental no Intervalo de 50 a 150 KVp. Tese de Doutorado em Ciências. na Área de Tecnologia Nuclear, São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 1996.

NRPB (National Radiological Protection Board), National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. Dosimetry Working Party of the Institute of Physical Sciences in Medicine. Chilton, UK, 1992.

OLIVEIRA, P. M. C. Avaliação de parâmetros da qualidade de imagem e dosimetria de pacientes submetidos a exames radiológicos de tórax. Tese de doutorado. UFMG, 2012.

OLIVEIRA, M.L., KHOURY, H. Influência do procedimento radiográfico na dose de entrada na pele de pacientes em raios X pediátricos. *Radiologia Brasileira*, vol. 36,p.105-109, 2003.

OMS - Organização Mundial de Saúde. Necessidades de energia e de proteínas. Série de informes técnicos. Genebra, Suíça, 724 p., 1985.

OSIBOTE, A.O.; AZEVEDO, A.C.P.; CARVALHO, A.C.P.; KHOURY, H.J.; OLIVEIRA, S.R.; SILVA, M.O.; MARCHON, C. Exposição de pacientes e qualidade da imagem em radiografias de tórax: uma avaliação crítica. *Radiol Bras*, São Paulo, v. 40, n. 2, 2007.

OTTO H. W.; Whole body computed tomography. 2 ed., Blackwell Scientific Publications Inc. ISBN 0-86542-223-0, Massachusetts, USA, 701 p, 1992.

PAPADIMITRIOU, D., PERRIS, A., MOLFETAS, M.F.G., PANAGIOTAKYS, N., MANETOU, A., TSOUROUFLIS, G., VASSILEVA, J., CHRONOPOULOS, P., KARAPANAGIOTOU, O., KOTTOU, S., Patient dose, image quality and radiographic techniques for common x-ray examinations in two Greek hospitals and comparison with European guidelines; Radiation Protection Dosimetry: Vol. 95, No. 1, pp. 43–48, Nuclear Technology Publishing, 2001.

PÉREZ, M. R. Referral criteria and clinical decision support: radiological protection aspects for justification. Proceedings of International Commission on Radiological Protection (ICRP). Annals of the ICRP 44 n. 1 suppl, p. 276-287, doi: 10.1177/0146645314, 2015.

PINA, D.R. Metodologia para otimização de imagens radiográficas. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo (USP), tese de doutorado, 2002.

PINTO, A.M.S.M.; Ensino de Física das Radiações através de Experiências Simples. 160 f. Dissertação (Mestrado em Física para o Ensino) – Universidade de Lisboa, 2006.

PFUFF, B. PSPP - Physical Self-Perception Profile. Versão portuguesa de acesso livre. Traduzido por FONSECA, A.M. 2008. Disponível: <http://pspp.verkn.com.br/downloads/>. Último acesso: 01/09/15

POSSANI, R. G.; Re-Engenharia do Software SCMS para uma linguagem orientada a objetos (JAVA) para uso em construções de fantasmas segmentados. Dissertação de mestrado. IPEN, 2012.

RADICAL CORPORATION. Instruction Manual for the Model 10X6-6 Radiation Monitor Controller, USA, 1994.

RAMLI, K. et. al. Computed and conventional chest radiography: A comparison of image quality and radiation dose. Australasian Radiology, v. 49, p. 460-466, 2005.

RCSI – Royal College of Surgeons in Ireland. Guidelines for the Implementation of a National Quality Assurance Program Mein Radiology – Version 2.0. Faculty of Radiologists, Dublin, 2011.

RODRIGUES, M. N.; da SILVA, S. C.; MONTEIRO, W. D.; FARINATTI, P. de T. V. Estimativa de gordura corporal através de equipamentos de bioimpedância elétrica, dobras cutâneas e pesagem hidrostática. Ver Bras Med Esporte – Vol. 7, n. 4 – Jul/Ago, p. 125-131, 2001.

ROSNER, B. A. Fundamentals of biostatistics. 7th ed. Cengage Learning, Inc. Canada. ISBN-10: 0538733497 and ISBN-13: 978-0538733496. 888 p., 2010.

ROWLANDS, J.A. The physics of computed radiography. Phys. Med. Biol. 47 pp. R123–R166, 2002.

SCHAETZING, R. Management of pediatric radiation dose using Agfa Computed Radiography. Agfa Corporation. *Pediatr. Radiol* 34 (Suppl 3): S207-S214. DOI 10.1007/s00247-004-1271-z, 2004.

SILVA, S. C. Fidedignidade e objetividade da medida de impedância bioelétrica na avaliação da gordura percentual em adultos do sexo masculino. Dissertação de mestrado. Rio de Janeiro: PPGEF/UGF, 1997.

SOARES, C. M. A.; Caracterização de um dosímetro para medida de dose pessoal. 108 f. Dissertação (Mestrado em Ciências na área de Técnicas Nucleares) – Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2001.

SOLDT, R. T. M. V.; ZWEERS, D.; BERG, L. V. D.; GELEIJNS, J.; JANSEN, J. Th. M.; ZOETELIEF, J. Survey of posteroanterior chest radiography in the Netherlands: patient dose and image quality. *The British Journal of Radiology*, 76, 398–405. DOI: 10.1259/bjr/76222078. April, 2003.

STABIN, M. and YORIYAZ, H. “Photon Specific Absorbed Fractions Calculated in the Trunk of an Adult Male Voxel-Based Phantom”. *Health Physics*, v.82(1), p.21-44, January, 2002.

STATKIEWICS, M.A.; VISCONTI, P.J.; RITENOUR, R.E. *Radiation Protection in Medical Radiography*; St Louis, USA, Mosby-Year Book, Inc; 3^a ed., 293 pp., 1998.

STUK-139. TAPIOVAARA, M.; LAKKISTO, M., SERVOMAA, A. PCXMC – A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. Helsinki, 1997.

STUK-A231. TAPIOVAARA, M.; SIISKONEN, T.; PCXMC, A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. Helsinki, 2008.

SVS - Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico (Portaria nº453). *Diário Oficial da União* de 1 de junho de 1998.

SYNEDRA VIEW PERSONAL. – Feature overview. V. 3.4.x “Triton”. Synedra Information Technologies GmbH, 2004. Disponível: <https://www.synedra.com/en/downloads/download-purchase-viewer/>. Último acesso: 23/04/2013.

TANITA Corporation - Instruction Manual for the BC 1500 IronMen – Innerscan, Radio Wireless Segmental Body Composition Platform. Japan, 2013.

TAPIOVAARA, M.; LAKKISTO, M.; SERVOMAA, A. A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations. A139. 1997. STUK.

USDHHS Bioelectrical impedance analysis in body composition measurement. National Institute of Health. Technology Assessment Conference Statement. U.S. Department of Health and Human Services, Bethesda, 35p.,1994.

VAÑÓ, E., GUIBELALDE, E., MORILLO, A., ALVAREZ-PEDROSA, C. S. and FERNÁNDEZ, J. M. Evaluation of the European image quality criteria for chest examinations. *The British Journal of Radiology*, 68, 1349-1355, 1995.

VAÑÓ E.; GONZALEZ L.; MORAN P.; CALZADO A.; DELGADO V.; FERNANDEZ J. M.; RUIZ M. J.; Valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico. *Radiología*. Vol. 34, n^o1, pp. 27-31, 1992.

WALL, B.F. Radiation Protection Dosimetry for Diagnostic Radiology Patients. *Radiat. Prot. Dosim.*, 109 (4), pp. 409-419, 2004.

WELLS, J. C. K.; FEWTRELL, M. S. Measuring body composition. *Arch Dis Child*. Doi: 101136/abc. 2005.085522., 91: p. 612-617, 2006.

YORIYAZ, H. The SCMS Program: Segmented Phantom Construction Software for the MCNP Radiation Transport Simulation – Version 1.0. IPEN, 2002.

YORIYAZ, H.; STABIN, M; and SANTOS, A. “Monte Carlo MCNP-4B Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient – Specific Dosimetry”. *J. Nuc. Med.*, v. 42 (4), p. 662-669. April, 2001.

YORIYAZ, H.; SANTOS, A. and STABIN, M. “Absorbed Fractions in a Voxel-Based Phantom Calculated with the MCNP-4B Code”. *Med. Phys.*, v. 27 (7), p.1555-1562. July, 2000.

ZENÓBIO, M. A. F.; DA SILVA, T. A. Absorbed doses on patients undergoing tomographic exams for pre-surgery planning of dental implants. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 65, p. 708-711, 2007.

ANEXO 1

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1 Proteção radiológica

O objetivo da proteção radiológica é “fornecer um padrão de proteção apropriado ao homem, contra as radiações, sem inibir atividades benéficas que aumentam a exposição à radiação” (ICRP, 1991) e tem como base principal três princípios (IAEA (b), 1999; SVS, 1998) descritos abaixo:

- a) **Justificação:** qualquer atividade envolvendo radiação ou exposição só deve ser autorizada se produzir um benefício líquido positivo para o indivíduo ou para a sociedade, para compensar o detrimento que ela possa causar, sendo, portanto, justificada em relação a outros métodos de imagem, levando-se em conta, também, fatores sociais, econômicos e outros fatores relevantes (PÉREZ, 2015);
- b) **Otimização:** em relação à exposição à radiação em uma atividade, exceto exposições médicas terapêuticas, proteção e segurança devem ser otimizadas de modo que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrerem exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis;
- c) **Limitação da dose individual:** a exposição normal dos indivíduos deve ser restrita tal que, a dose efetiva e a dose equivalente para órgãos e tecidos importantes não devem exceder os limites anuais estabelecidos pelo organismo regulador e que, também, as doses sejam tão baixas quanto possível para diminuir a probabilidade da ocorrência de efeitos estocásticos.

Nas exposições médicas de diagnóstico, a utilização do princípio da justificação se aplica como em todas as demais práticas (ICRP, 2015). Já o princípio de otimização determina que a dose deva se manter em níveis mínimos, mas suficientes para se obter uma imagem com

a qualidade exigida para diagnóstico. Os limites de doses individuais foram definidos para exposições ocupacionais e do público. Em exposições médicas, clinicamente justificadas, a aplicação de tais limites poderia incorrer em danos maiores que o próprio benefício (ICRP, 1990, 1996).

1.2 Exposições médicas

De acordo com as definições de exposição médica (SVS, 1998) são determinados os indivíduos que são submetidos aos regimes neste tipo de exposição. Estão incluídos neste caso:

- a) Pacientes, em decorrência de exames ou tratamentos médicos ou odontológicos;
- b) Indivíduos não ocupacionalmente expostos que voluntariamente ajudam a confortar ou conter pacientes durante o procedimento radiológico (acompanhantes, geralmente familiares ou amigos próximos);
- c) Indivíduos voluntários em programas de pesquisa médica ou biomédica e que não proporciona qualquer benefício direto aos mesmos.

Os indivíduos ocupacionalmente expostos são aqueles que têm exposição à radiação em decorrência de seu trabalho em práticas autorizadas.

Os indivíduos pertencentes ao público são definidos como membros da população que são expostos a fontes de radiação ionizante, excluindo exposição ocupacional, exposição médica e exposição natural normal devido à radiação ambiental do local. Incluem exposições a fontes e práticas autorizadas, e em situações de intervenção.

1.2.1 Níveis de referência

Os níveis de referência são aplicados a procedimentos de diagnóstico comuns, realizados em grupos de pacientes com características físicas típicas ou em simulador-padrão,

não se aplicando a exposições ou pacientes individualmente. Nesse sentido, se esse nível é continuamente excedido, uma revisão dos procedimentos e/ou equipamentos empregados na realização dos exames deve ser realizada e ações corretivas devem ser implementadas (AAPM, 2015, 2002). Entretanto, exceder esse nível não significa automaticamente que um exame está sendo realizado de forma inadequada ou, por outro lado, valores de dose abaixo dos níveis de referência podem também não ser indicativo de boas práticas. Em outras palavras, os níveis de referência devem ser estabelecidos considerando a realidade nacional ou regional, e levando em conta os equipamentos e os recursos humanos disponíveis para realização dos exames.

A princípio, os níveis de referência são aplicados a qualquer área da radiologia diagnóstica, entretanto, eles devem ser particularmente empregados em áreas em que há considerável possibilidade de redução de doses individuais ou coletivas, ou uma redução nos valores de dose pode significar uma redução expressiva no risco proveniente da exposição à radiação (EUR, 1999b):

- a) Exames frequentes, incluindo exames de programas de “screening”;
- b) Exames comumente praticados com altos valores de dose, como tomografia computadorizada (TC), procedimentos que requeiram elevado tempo de fluoroscopia (radiologia intervencionista) e repetições de exames de rotina em Centro de Tratamento Intensivo;
- c) Exames realizados em pacientes com maior sensibilidade aos efeitos da radiação, como pacientes pediátricos.

Uma vez estabelecidos os níveis de referência, os valores de dose recebidos pelos pacientes típicos ou determinados em simulador-padrão, em cada equipamento, de cada uma das salas dos estabelecimentos responsáveis pela realização dos exames, devem ser avaliados periodicamente, de preferência anualmente ou sempre que houver alguma grande mudança ou

serviço de manutenção no equipamento. Os valores medidos devem ser comparados aos níveis de referência estabelecidos. No caso de utilização de simulador-padrão, este deve estar disponível em todos os estabelecimentos responsáveis pela realização dos exames, já no caso de avaliação das doses diretamente nos pacientes (adulto), devem ser selecionados no mínimo 10 pacientes com biótipos típicos, normalmente com peso médio de 70 ± 5 kg (NRPB, 1992; EUR, 1996a). A Portaria nº453 (SVS, 1998) estabelece como adulto típico, pacientes pesando entre 60 e 75 kg e com altura entre 1,60 e 1,75 m.

Os valores de dose correspondentes aos níveis de referência devem ser revisados periodicamente, a fim de que possam ser reduzidos ao longo do tempo com a incorporação de técnicas e procedimentos otimizados. Nesse ponto vale destacar que a avaliação das doses nos pacientes submetidos a exames de diagnóstico é somente um dos aspectos que precisam ser considerados nos programas de controle de qualidade (CQ), ou seja, os programas devem ser mantidos e realizados mesmo que os valores de dose praticados estejam abaixo dos níveis de referência estabelecidos.

A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) incorporou aos procedimentos de proteção radiológica em pacientes às Normas Básicas Internacionais de Segurança para a Proteção contra as Radiações Ionizantes e Fontes de Radiação (NBS-BSS, 1996) e recomendou o estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico, dentro do contexto da otimização. Esses níveis de referência de diagnóstico aplicam-se a uma grandeza mensurável, usualmente dose absorvida no ar, ou em um material de tecido, na superfície de um simulador padrão ou de um paciente representativo. De acordo com as recomendações da AIEA (1996) e a Comissão Européia (1999) entidades de proteção radiológica de diversos países têm adotado esses níveis como instrumento regulador para a otimização das exposições médicas (IAEA, 2014).

O uso prático dos níveis de referência, de modo a permitir comparações entre os diversos estabelecimentos de saúde responsáveis pela realização dos exames radiológicos, requer que eles sejam expressos em grandezas dosimétricas claramente definidas e facilmente medidas ou calculadas a partir dos parâmetros de exposição empregados (técnica radiológica). Nesse sentido, algumas grandezas dosimétricas, já definidas e estabelecidas, têm sido adotadas como níveis de referência, dependendo do tipo de exame radiológico realizado (AL SUWAIDI *et al*, 2015; WALL, 2004):

- a) Dose de entrada na pele (DEP) para radiografias individuais;
- b) Produto dose-área (PDA) para radiografias individuais ou exames completos envolvendo radiografias e/ou fluoroscopia;
- c) Índice de dose para exames de tomografia computadorizada (CDTI).

A dose de entrada na pele (DEP) é definida como a dose absorvida no ar, no ponto coincidente do eixo central do feixe de radiação com a superfície de entrada da pele do paciente, incluindo o fator de retroespalhamento do mesmo. É usualmente expressa em unidades de mGy (energia por unidade de massa, no Sistema Internacional: J.kg^{-1}) e pode ser medida diretamente, por dosímetros termoluminescentes (TLD's) calibrados (para estas situações o fluoreto de lítio (LiF) e o borato de lítio ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) são os materiais termoluminescentes mais utilizados nesse tipo de dosimetria) e fixados na superfície da pele do paciente, ou indiretamente, por câmara de ionização posicionada no ar, no eixo central do feixe de raios X, aplicando-se fatores de correção para a distância foco-pele (DFP) utilizada na realização do exame, e para o retroespalhamento, conforme a energia efetiva (ou equivalente) do feixe de radiação (NOGUEIRA, 1996).

Na medida com a câmara de ionização as grandezas associadas e que determinam a DEP são o Kerma no ar (K) e dose absorvida (D) no tecido ou órgão.

Medidas específicas de rendimento do tubo de raios X em função da tensão elétrica aplicada (kV) e da carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s), normalmente realizadas durante programas de controle de qualidade, são frequentemente utilizadas no cálculo do valor de DEP, a partir dos parâmetros ou técnica (kV, mA.s e DFP) empregados individualmente na realização de um exame em um determinado paciente. A DEP é normalmente utilizada em exames convencionais de radiodiagnóstico, onde a técnica (kV, mA.s, distância foco-filme) e as condições de irradiação (posição do corpo em relação o lado do anodo e tamanho de campo) são mantidas constantes ou variadas durante a realização do exame.

1.3 Grandezas dosimétricas

A tarefa de organizar e padronizar as grandezas utilizadas para caracterização da radioatividade e dos campos de radiação, quanto à descrição da interação dos mesmos com a matéria e a quantificação dos efeitos, tem sido feita pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) que define grandezas físicas básicas e grandezas operacionais; e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) que é responsável pela definição das grandezas limitantes de radioproteção. Com isso, foi desenvolvido ao longo dos anos, um conjunto de grandezas e relações entre grandezas de proteção radiológica para fins de monitoração de radiação externa.

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as grandezas limitantes, as quais são definidas pela ICRP e usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante; e as grandezas operacionais, as quais são definidas pela ICRU e levam em consideração as atividades de radioproteção.

Em 1990, a ICRP adicionou novas recomendações básicas que substituíram aquelas recomendadas na publicação nº. 26 da ICRP (1977) e das publicações suplementares nº. 30 da ICRP (1979), nº. 30 da ICRP (1980) e nº. 45 da ICRP (1986). As novas recomendações, as

quais foram divulgadas na publicação n°. 60 da ICRP (1991) e utilizada pela portaria 453/98, incluem a aplicação de novas grandezas para o uso em Proteção Radiológica. As novas grandezas apresentam uma revisão de muitos conceitos básicos utilizados na proteção contra a exposição a fontes de radiações ionizantes internas e externas ao corpo humano. As três principais grandezas de proteção recomendadas pela ICRP na publicação n°. 60 são:

- a) Dose Absorvida Média em um Órgão ou Tecido (D_T);
- b) Dose Equivalente em um Órgão ou Tecido ($H_{T,R}$);
- c) Dose Efetiva (E).

1.3.1 Dose Absorvida

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida (D_T). É a energia média depositada em um órgão ou tecido específico (T), dividida pela massa daquele órgão, dada pela Equação 21,

$$D_T = \frac{d\varepsilon}{dm}, \quad \text{Eq. 21}$$

em que $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante em um meio de massa dm . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional (SI) de Unidades e o nome especial para esta unidade é o Gray (Gy).

1.3.2 Dose Equivalente

Como os efeitos da radiação podem variar com o tipo e com a energia da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido aos diferentes tipos de radiação e suas variações de energias.

Assim, algumas radiações são mais efetivas do que outras em produzir probabilidades estocásticas. Para considerar isto, foi introduzida a grandeza dose equivalente, H_T , que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação (W_R), relativo ao tipo e energia da radiação incidente R, como mostrado na Equação 22:

$$H_T = D_{T,R} \times W_R \quad \text{Eq. 22}$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Com o nome especial de Sievert (Sv).

Os fatores de peso da radiação w_R foram estipulados com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos a baixas doses. Os valores de w_R que são relacionados à radiação externa incidente sobre o corpo provenientes de fótons de todas as energias é considerado como valor unitário 1 (ICRP, 1991).

1.3.3 Dose Efetiva

A dose efetiva, E, é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa pela Equação 23:

$$E = \sum T W_T \times H_T, \quad \text{Eq. 23}$$

em que W_T é o fator de peso do tecido T e H_T é a dose equivalente a ele atribuída. No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de Sievert (Sv). Os valores de W_T para os órgãos ou tecidos considerados para o cálculo da dose

efetiva, estipulados pela publicação n°. 60 da ICRP (1991) e atualizado pela publicação n°. 103 da ICRP (2007) são apresentados na Tabela 24.

Tabela 24 – Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva (ICRP, 2007).

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (W_T)
Gônadas	0,08
Medula óssea, Cólon, Pulmão e Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Mamas	0,12
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tireóide	0,04
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante*	0,12

*- Os órgãos restantes são compostos por: adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo e útero.

1.3.4 Kerma no ar

O Kerma (*kinetic energy released per unit of mass*) é definido como a razão entre a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas sem carga elétrica em um dado volume de massa, definida pela Equação 24 (ICRU, 2005; SOARES, 2001).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad Eq. 24$$

em que K é a energia transferida pelos fótons / unidade de massa e dE_{tr} é a taxa de variação da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas sem carga elétrica em um dado volume de massa dm . A unidade no SI é o joule / kg com o nome especial de Gray (Gy).

Kerma refere-se a toda energia que os elétrons recebem. Entretanto, os elétrons podem liberar essa energia para o meio por meio de colisões ou “bremsstrahlung” (frenagem). Muitas vezes, somente parte da energia cinética (Kerma) do elétron será utilizada para efetivamente ionizar o meio absorvedor, por isso torna-se necessário distinguir entre energia cedida pela radiação indiretamente ionizante (Kerma) e a energia absorvida pelo meio absorvedor (dose absorvida). É a grandeza que mais diretamente relaciona a radiação aos seus efeitos.

Como a energia transferida e a energia absorvida ocorrem em locais diferentes do meio, as grandezas Kerma e dose absorvida só são iguais em condições de equilíbrio eletrônico¹¹, desprezadas ainda as perdas de energia por produção de bremsstrahlung. A condição de equilíbrio eletrônico é alcançada quando o número de íons produzidos dentro de um volume de massa dm por partículas carregadas liberadas fora desse volume é igual ao número de íons produzidos fora do volume por partículas carregadas geradas dentro do volume. A grandeza Kerma é fácil de ser calculada, mas difícil de ser medida (JOHNS, 1983). Quando o meio é o ar ou a água e a faixa de energia dos fótons é da ordem de dezenas de keV (raios X diagnóstico, por exemplo), Kerma e dose absorvida são iguais.

1.4 Produção de imagens em Radiografia Computadorizada (CR)

Nessa modalidade de aquisição de imagens radiográficas, uma placa (normalmente de cristais da classe do európio ativado com fluoreto de bário, como exemplo o BaFBr: Eu²⁺) formada por cristais amorfos é exposta ao feixe de raios X, tal qual um filme convencional (ROWLANDS, 2002). As placas de fósforo mais atuais são fabricadas de materiais mais eficientes na absorção dos fótons (CsBr:Eu²⁺) e, em vez de pequenos cristais amorfos, o

¹¹ A condição de equilíbrio eletrônico é alcançada quando o número de íons produzidos dentro de um volume de massa dm por partículas carregadas liberadas fora desse volume é igual ao número de íons produzidos fora do volume por partículas carregadas geradas dentro do volume.

material é estruturado em agulhas como colunas, de modo a melhorar a resolução das imagens nelas produzidas.

Os raios X excitam os elétrons da placa foto estimulável e alguns deles são capturados em estados metaestáveis presentes na estrutura cristalina da placa, e só serão liberados, quando expostos à luz de comprimento de onda adequado. A placa de fósforo é, então, exposta a um feixe de luz monocromática de comprimento de onda de 630 nm, fazendo com que os elétrons retornem a níveis de menor energia, induzindo a liberação de luz, que é transmitida por meio de fibra óptica a um tubo fotomultiplicador. Após isso, é gerado um sinal elétrico, proporcional à intensidade de radiação que interagiu naquele ponto do cristal. Desse modo, por meio de um mecanismo apropriado, o processo ocorre ponto a ponto em toda a placa, formando a imagem (IAEA, 1996).

Na Figura 28 é apresentada esquematicamente a aquisição do sinal para a formação da imagem no sistema digital CR (DANTAS, 2010), onde é possível observar a aquisição do sinal gerado no ponto, de coordenadas (x,y) , por um tubo fotomultiplicador.

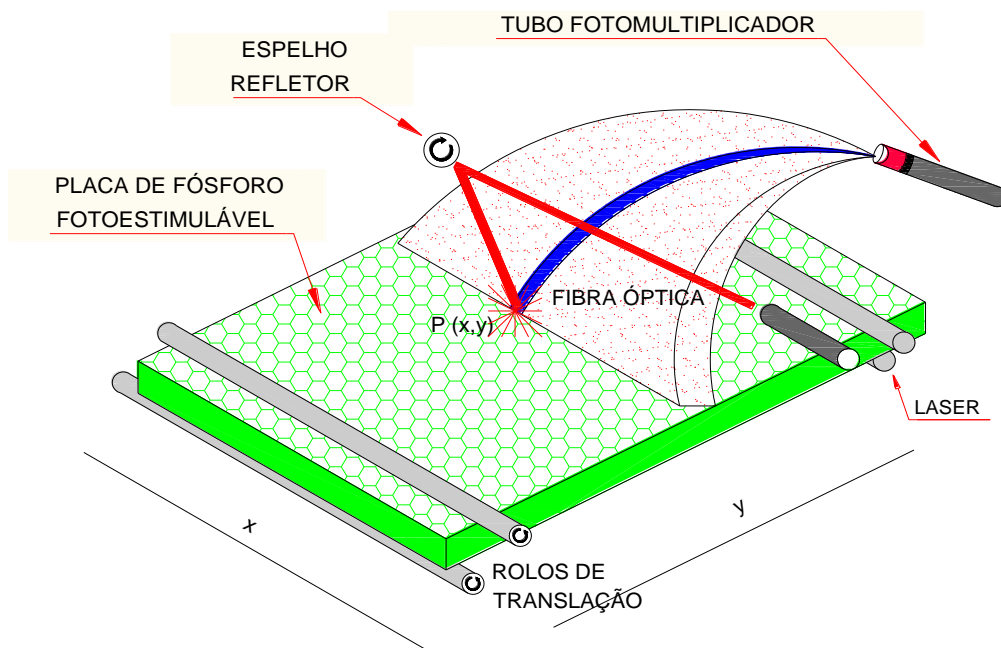


Figura 28 – Esquema de aquisição do sinal para a formação da imagem no sistema digital CR.

Existe também a tecnologia de imagens digitais DR, na qual a placa foto estimulável está inserida na mesa ou suporte de exames, portanto não há a presença de cassetes. Nesse caso, o sinal utilizado para a produção da imagem é enviado a uma estação de trabalho logo após a exposição do paciente (IAEA, 1996).

1.5 Ruído na imagem de radiografia computadorizada

O ruído produzido na imagem está associado à variação do grau de enegrecimento e pode ser medido após o processo de revelação ou em uma imagem digital, sendo portanto, uma ferramenta útil para conhecer as características de velocidade de resposta – sensibilidade radiográfica (BUSHONG, 2004). Este grau de escurecimento é medido por meio da avaliação da Densidade Óptica (DO), que é definida como sendo o logaritmo na base 10 da relação entre a intensidade da luz incidente e a intensidade da luz emergente de um dado material Equação 25.

$$DO = \log \frac{I_0}{I}, \quad Eq.25$$

em que I_0 representa a intensidade de luz que chega até o filme radiográfico e I representa a intensidade de luz que emerge do filme.

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

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

1.6 Curva sensitométrica

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

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

Na Figura 29 é apresentado um exemplo de curva característica de um filme radiográfico. Nesta curva destacam-se quatro regiões: a primeira parte da curva, representada pela letra “A” indica a região de base mais velamento e apresenta baixos valores de densidade óptica. Este comportamento é apresentado pela parte do filme que não foi exposto à radiação e quanto maior sua densidade, mais indesejável é o efeito para qualidade da imagem, pois reduz o contraste e aumenta o ruído. A parte da curva representada pela letra “B” é a região linear da curva. Esta região fornece a informação do intervalo de utilização do filme. O tamanho desta região varia de acordo com a fabricação, o tipo e o filme radiográfico. A região “C” é denominada como “o ombro” da curva e corresponde ao início da zona de saturação do filme. Nesta região, quanto maior a exposição, menor será o aumento da densidade óptica correspondente, até a ocorrência da saturação do filme, representada pela letra “D” (BUSHBERG, 1994).

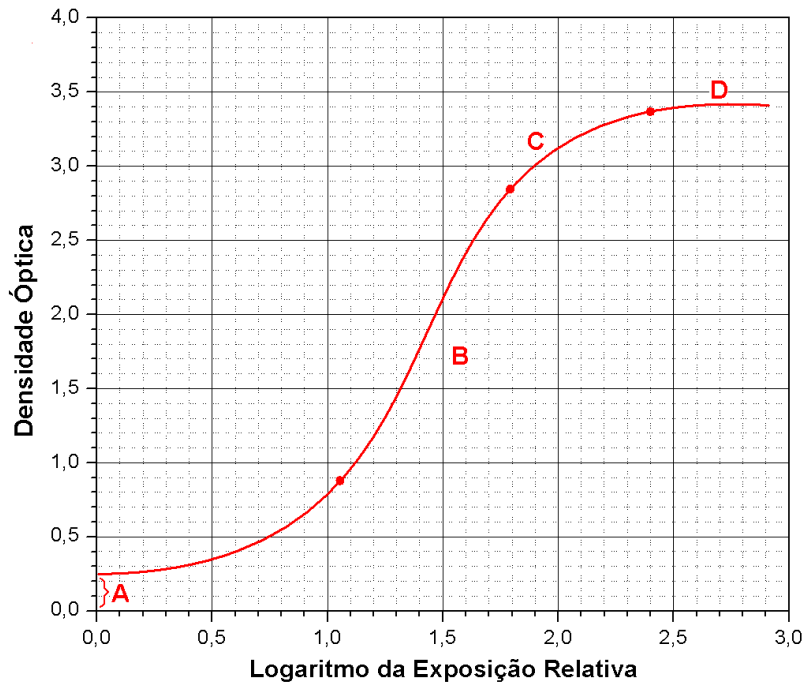


Figura 29 – Aspectos gerais da curva sensitométrica de um filme radiográfico (BUSHBERG, 1994).

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

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

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

Em uma análise sensitométrica, o contraste depende das características de sensibilidade à exposição de luz e das características de processamento do filme e pode ser expresso em termos de gradiente médio (\bar{G}), calculado por meio da Equação 26.

$$\bar{G} = \frac{DO_2 - DO_1}{E_2 - E_1}, \quad Eq. 26$$

em que “ $DO_2 - DO_1$ ” representa a região linear da curva sensitométrica, E_1 representa a exposição correspondente a DO_1 e E_2 representa a exposição correspondente a DO_2 .

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

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

Na Figura 30 é apresentada uma comparação entre a latitude radiográfica em sistemas de aquisição de imagens convencionais e digitais. A latitude radiográfica para imagens digitais é mais ampla e linear. Portanto, os sistemas de aquisição de imagens digitais permitem maiores variações nas doses, produzindo imagens de igual qualidade, ou na pior das hipóteses, imagens com qualidade ligeiramente aumentada, porém com doses de radiação extremamente elevadas (IAEA, 2011).

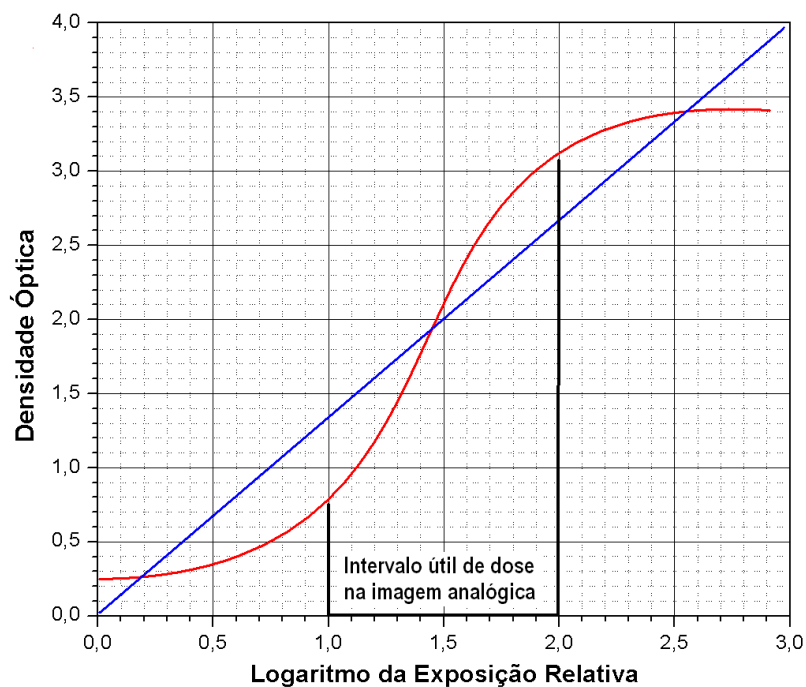


Figura 30 – Comparação entre as curvas sensitométricas de sistemas analógicos e digitais (BUSHBERG, 1994).

A imagem analógica é limitada por uma região, na qual extrapolações de doses causadas por técnicas mal empregadas levam à perda do filme. No entanto, uma grande quantidade de técnicas radiográficas de tensão elétrica e carga elétrica se torna possível, em se tratando da imagem digital. A velocidade de um filme radiográfico é estabelecida como a recíproca da exposição à radiação necessária para produzir uma densidade óptica com valor cerca de 1,0 acima do valor de base mais velamento (PINA, 2002).

1.7 Índice de exposição para radiografia computadorizada

O nível de exposição do valor logaritmo da mediana dos pixels (LgM) utilizado com esta nomenclatura pelos sistemas da AGFA Corporation (MOTHIRAM, 2014) é dedicado aos sistemas de Radiografias Computadorizadas (CR) de produção de imagens “DICOM – Comunicação de Imagens Digitais em Medicina” para uma projeção e incidência conhecida. Esse índice de exposição é utilizado para criar referência e otimização da dose de radiação e monitorar a qualidade de imagens em um receptor, não podendo ser utilizado porém para determinar a dose de radiação no paciente (IEC,2008; SCHAETZING, 2004).

De acordo com o histograma ampliado de uma imagem DICOM segmentada, o índice de exposição que melhor produz valores confiáveis devido à produção de um sinal mais definido e conseqüentemente menor ruído na imagem é o valor da mediana dos pixels ao invés do valor da mediana de exposição como indicado na Figura 29.

O histograma em preto é a da imagem segmentada que produz o índice de exposição (LgM) indicando a dose no detector, porém o valor da exposição deve ser conhecida por meio do sistema calibrado. A máquina utilizada nesta pesquisa realiza calibração a cada 4 meses dos itens ruído, colimação do feixe e monitor, de acordo com o manual do fabricante.

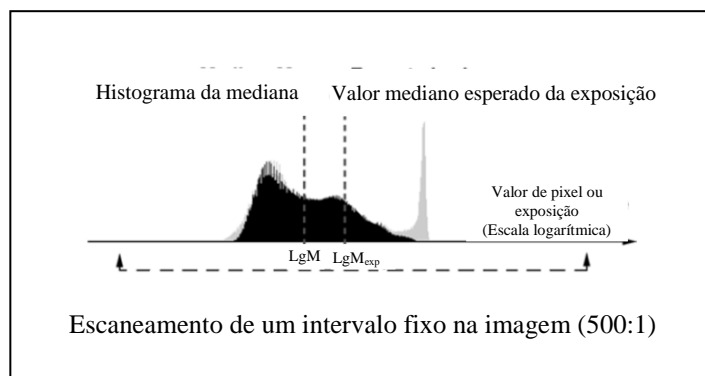


Figura 31 – Histograma de uma imagem segmentada.
 Fonte: SCHAETZING, 2004 – Adaptado.

Por definição de SCHAETZING (2004), o valor alvo para LgM de qualquer classe de velocidade é de cerca de 2,0. Devido à sua natureza logarítmica, cada mudança de 0,3 no LgM corresponde à duplicação ou metade da dose. Se o valor LgM para uma dada imagem é calculado para ser de 2,26, indica que a dose foi aproximadamente duas vezes mais elevada do que a esperada para a classe de velocidade utilizada. Se a classe de velocidade é 400, como utilizado nessa pesquisa, a dose esperada no detector, por definição da ISO 9236-1 (1996), é de 2,5 μGy ($\text{LgM} = 1,96$). Um valor de LgM igual a 2,26 representa que o detector recebeu o dobro da dose esperada ou seja de 5,0 μGy ($\text{LgM} = 2,26$).

Os fatores que contribuem para a alteração do índice LgM são:

- a) Erro no escaneamento da imagem pelo algoritmo de segmentação;
- a) Inclusão, pelo algoritmo, do fundo da imagem que não pertence ao corpo do paciente;
- b) Exclusão, pelo algoritmo, de uma parte do corpo do paciente;
- c) Colimação do feixe em relação ao tamanho do corpo do paciente;
- d) Tempo de processamento da imagem entre a exposição e a digitalização, recomendado pela AGFA que seja menor que 1 hora.

1.8 Avaliação corporal por bioimpedância elétrica

O procedimento desta técnica consiste em fazer passar pelo corpo uma corrente elétrica alternada de intensidade pequena, cerca de 800 μA , com frequência ≥ 10 kHz, usualmente de 50 kHz. Quatro eletrodos são utilizados, dois eletrodos transmissores para introduzir a corrente elétrica e dois eletrodos receptores para detectar as tensões elétricas geradas (FOSTER e LUKASKI, 1996a; LUKASKI, 1996b; NITACS, 1996).

A corrente elétrica flui através de todo material condutor existente no corpo, ao longo do caminho entre eletrodos transmissores e receptores. Os principais condutores são representados pelos líquidos fisiológicos que contêm íons eletricamente carregados, como sódio e potássio. A condutividade do sangue e urina é alta, a dos músculos é intermediária e a de gordura, osso e ar é baixa.

A grandeza medida por esta técnica é a tensão elétrica, especificamente, queda da tensão elétrica. A medida é normalmente expressa como uma relação, que é a relação tensão elétrica/intensidade (impedância elétrica). Por esta razão, o equipamento utilizado para as medidas é chamado de analisador da impedância bioelétrica. Ao passar pelos condutores, a corrente elétrica sofre certo grau de oposição. Esta oposição do condutor ao fluxo da corrente elétrica alternada dá-se o nome também de impedância elétrica (Z) cujos componentes são: a resistência elétrica (R) e a reatância elétrica (X_c). A resistência elétrica corresponde à oposição do condutor - os líquidos fisiológicos - ao fluxo da corrente elétrica, a reatância elétrica é associada a vários tipos de polarização que se estabelece nas membranas celulares e nas interfaces dos tecidos. No organismo humano, a resistência elétrica chega a 250 Ohms e a reatância elétrica é menor, correspondendo a cerca de 10% desse valor, assim o valor da impedância elétrica é bastante similar ao da resistência elétrica.

Aplicando-se a teoria básica dos condutores às observações resultantes do emprego dessa técnica em seres humanos, pode-se descrever, como na Equação 27 que:

$$Volume = \frac{(Altura\ do\ indivíduo)^2}{Impedância\ bioelétrica} \quad Eq. 27$$

Na Equação 27 o termo volume está relacionado ao volume do tecido por onde existe fluxo de corrente elétrica e altura representa a estatura do indivíduo. Portanto, esse volume não é uma medida conhecida para esta técnica de bioimpedância elétrica.

As relações entre impedância elétrica e variáveis como água total do corpo, massa livre de gordura ou massa de gordura, foram verificadas a partir da busca de correlações estatísticas entre os valores da impedância elétrica e os valores dessas variáveis, estabelecidos por meio de técnicas de referência em amostras populacionais específicas. Assim, no caso da água total do corpo, os valores da impedância elétrica devem ser correlacionados com valores da água total do corpo obtidos por técnicas de diluição isotópica, utilizando-se deutério ou trício. Assumindo-se, a seguir, que o teor de água na massa livre de gordura (MLG) é de 73,2%, pode-se calcular o valor de massa de gordura do corpo (MG) e então, a porcentagem de gordura do corpo (CAMPANA, 2005).

Baseado nisso, a impedância bioelétrica fornece estimativas relacionadas às seguintes variáveis quanto à composição do corpo: volume da água total do corpo, massa livre de gordura e indiretamente, a massa de gordura.

Devido ao custo relativamente baixo do equipamento, ao fato de ser transportável e de fácil manipulação, a impedância elétrica tem potencial importante como técnica de campo para estimativa da composição do corpo. A principal vantagem da impedância elétrica, quando comparada ao somatório das pregas cutâneas, é a capacidade de mensuração da água corporal e de apresentar menor erro intra e interobservador. Por outro lado, a principal limitação da técnica é a alteração do estado de hidratação do indivíduo; no caso de hiper-hidratação, o valor da massa magra é superestimado (KAMIMURA *et al.*, 2004).

A impedância bioelétrica de frequência simples permite o cálculo dos volumes de água intra e extracelular em indivíduos saudáveis e não obesos, embora com menor exatidão e maior viés que a técnica de frequência múltipla (KYLE *et al.*, 2004).

Os valores da massa sem gordura do corpo (MSG) e da massa de gordura (MG) podem ser determinados pelo uso das equações fornecidas pelo fabricante (CORCORAN *et al.*, 2000). Contudo, existem numerosas fórmulas, publicadas, que foram validadas pelo uso de técnicas de referência, tanto para água total do corpo, quanto para MSG e MG (KYLE *et al.*, 2004; ELLIS, 2000). Nesse contexto, verificou-se que a Equação 28,

$$\text{Composição corporal} = \frac{(\text{Altura do indivíduo})^2}{\text{Resistência elétrica}}, \quad \text{Eq. 28}$$

em que, a altura representa a altura do indivíduo. Dessa forma a composição corporal é o índice de melhor predição da composição do corpo.

Na obesidade acentuada, grande parte da massa gordurosa situa-se no tronco. Nestas condições, os dados obtidos podem levar à hiperestimativa do teor de gordura corporal. Os resultados levam a interpretações incorretas nos casos de assimetria do corpo, como em amputados, hemiplégicos e em condições neuromusculares com alteração local da perfusão ou com atrofia de tecidos (USDHHS, 1994).

Em doenças, podem ocorrer alterações da composição do corpo que tornam inaplicáveis as equações de predição, sabendo que elas são derivadas de adultos saudáveis com peso normal (KOTLER *et al.*, 1996).

Os campos elétricos induzidos no corpo pela passagem da corrente elétrica estão muito abaixo dos limites de susceptibilidade de equipamentos como marca-passos e desfibriladores

implantados; contudo, é prudente evitar a utilização desta técnica em indivíduos que portam tais aparelhos (TANITA, 2013; CAMPANA, 2005).

1.9 Índice de Massa Corporal (IMC)

De acordo com GLANER (2005), a técnica antropométrica é a que tem sido mais usada em todo mundo, por ser a mais barata e apresentar excelente fidedignidade. Esta técnica faz uso de medidas lineares, de massa, de diâmetros, de perímetros e de dobras cutâneas. Estas medidas, sozinhas ou combinadas, são utilizadas para se obter índices, tais como o índice de massa corporal (IMC).

O IMC tem sido recomendado pela Organização Mundial da Saúde (OMS, 1985) como um indicador da gordura corporal por ser obtido de forma rápida e praticamente sem custo.

Este índice pode ser utilizado para auxiliar no conhecimento de distribuição do tecido gorduroso no corpo em relação à estatura e ao peso corporal do indivíduo, mostrando assim a distribuição regular dentro de um padrão sugerido pela OMS. Porém este índice não deve ser utilizado para determinar a massa de gordura corporal (OMS, 1985). Na Equação 29 é mostrado a relação entre a altura e o peso corporal.

$$IMC = \frac{\text{Peso do indivíduo}}{(\text{Altura do indivíduo})^2} \quad \text{Eq. 29}$$

1.10 Programa computacional PCXMC

1.10.1 Introdução

As doses em pacientes submetidos a raios X para fins de diagnósticos têm sido muitas vezes descritas pela dose de entrada na pele (DEP) no centro do feixe de raios X,

principalmente por causa da simplicidade da sua medição. Isto pode ser suficiente para controle da qualidade do procedimento associada à confiabilidade do sistema radiodiagnóstico, mas não é suficiente para a comparação ou avaliação das doses nos pacientes, pois o valor da DEP sofre alterações causadas pelas características do feixe de Raios X ou até mesmo do paciente. Quando se faz a análise técnica da otimização do procedimento de radiodiagnóstico, a dose no paciente necessita ser quantificada, já que está diretamente relacionado com o detrimento causado pela radiação. Atualmente, considera-se que o detrimento no ser humano está relacionado aos níveis de doses de radiação em diferentes órgãos ou tecidos do corpo (ICRP, 1991). Esta informação não pode ser obtida por meio de medidas direta em pacientes submetidos a exames de Raios X, também é difícil e demorada às medições utilizando-se experimentos com simuladores físicos. Contudo, a dose no órgão pode ser calculada com aproximação razoável, usando o método de Monte Carlo, onde números aleatórios são utilizados para simular o transporte de radiação no corpo humano. A física das interações entre a radiação e a matéria é bem conhecida, e a precisão do cálculo é limitada principalmente pelos modelos anatômicos utilizados para descrever pacientes reais e pela caracterização do campo de radiação aplicado.

O PCXMC – *Monte Carlo Program for Calculating Patient doses in medical x-ray examinations* é um programa computacional que simula a interação de Raios X com o meio material por meio do método de Monte Carlo. O programa é escrito com o código “Delphi Object Pascal”, e é executado em um microcomputador com Windows 95/98/NT/2000/XP ou superior. O tempo gasto nas simulações depende da incerteza aceitável dos resultados das doses e a velocidade do microcomputador, podendo variar de segundos a minutos. Para as simulações computacionais realizadas neste trabalho utilizou-se a versão 2.0 da Radiation and Nuclear Safety Authority – STUK-A139, STUK-A231.

1.10.2 Dose de radiação calculada pelo PCXMC

As doses nos órgãos calculadas pelo PCXMC são dadas a partir do Kerma no ar (livre no ar), sem retroespalhamento, no ponto onde o eixo central do feixe de raios X penetra no paciente. O Kerma no ar de entrada deve ser fornecido pelo usuário do programa. Esse dado pode ser medido com uma câmara de ionização calibrada em função do Kerma no ar, nas condições reais de incidência de um paciente.

Se o Kerma no ar for medido sobre a pele do paciente, esta grandeza inclui a radiação retroespalhada, desta forma o valor deve ser dividido pelo fator de retroespalhamento (BSF), que é dependente do espectro do feixe e tamanho do campo de irradiação no paciente; este fator é próximo de 1,36 como indicado por ABRANTES (2007).

Para o cálculo de dose efetiva foi considerado o detrimento devido à radiação em situações que a dose fornecida ao corpo não é uniforme e é dada pela média ponderada da dose no órgão. Esta consideração está relacionada aos indivíduos de biótipos diferentes mas sem discriminação de sexo e para várias idades (ICRP 1991). Se os biótipos são considerados com grandes heterogeneidades da população é recomendado o uso de diferentes conjuntos de fatores de ponderação.

Partindo das doses nos órgãos, a dose efetiva foi determinada pelo PCXMC, considerando os fatores de ponderação dos tecidos de acordo com a ICRP (2007) apresentados na Tabela 25:

Tabela 25 – Fatores de ponderação dos tecidos para o cálculo da dose efetiva.

Órgão ou tecido	Fator de peso para cada tecido
Pulmonares, estômago, medula óssea, mamas e o restante dos tecidos*	0,12
Gônadas**	0,08
Tireoide, esôfago, bexiga, fígado	0,04
Superfície óssea***, pele, cérebro, glândulas salivares	0,01

* - No PCXMC, esta dose é calculada como a dose média para todo o simulador (ou corpo), mas excluindo os outros órgãos e tecidos dado nessa tabela. Esses órgãos e tecidos são o restante dos tecidos, inclui as vias aéreas extratorácicas da ICRP (1995), mas esses órgãos não têm sido tratados separadamente no PCXMC. O fator de ponderação destes tecidos é de 0,05, e são aplicados entre a média das massas das doses no restante dos órgãos e tecidos.

** - A dose nas gônadas é calculada como a média das doses nos ovários e testículos.

*** - A ponderação deste tecido refere-se à dose na superfície óssea. O PCXMC aproxima esta dose utilizando a dose no esqueleto (excluindo a medula óssea).

1.10.3 O simulador matemático do corpo humano

Vários modelos de simuladores estão disponíveis para o método de Monte Carlo, estes podem incluir simuladores por voxel, que são baseados em imagens reais de seres humanos geradas por tomografia computadorizada e modelos computacionais onde o contorno do corpo e órgãos são definidos por expressões matemáticas.

O simulador utilizado no PCXMC é andrógeno e representa seres humanos de diferentes idades: recém-nascidos de 1, 5, 10, 15 anos de idade e pacientes adultos. Este simulador inclui expressões que descrevem vários órgãos e partes do corpo, conforme especificado por TAPIOVAARA (2008). As principais dimensões dos órgãos do simulador são apresentadas na Tabela 26, bem como a composição dos seus tecidos na Tabela 27.

Tabela 26 – Principais dimensões do simulador utilizado no PCXMC.

Idade (anos)	Peso (kg)	Altura total (cm)	Altura do tronco (cm)	Espessura do tronco (cm)	Largura do tronco*	Largura do tronco**	Comprimento das pernas (cm)
Recém nascido	3,51	51,5	21,6	9,8	10,9	12,7	16,8
1	9,36	75,0	30,7	13,0	15,1	17,6	26,5
5	19,1	109,0	40,8	15,0	19,6	22,9	48,0
10	32,1	138,6	50,8	16,8	23,8	27,8	66,0
15	54,5	164,0	63,1	19,6	29,7	34,5	78,0
Adulto	71,1	174,0	70,0	20,0	34,4	40,0	80,0

* - Largura do tronco sem os braços. ** - Largura do tronco com os braços. Fonte: TAPIOVAARA, 2008.

Tabela 27 – Composição dos tecidos do simulador utilizados no PCXMC (% em peso).

Tecido ou órgão	Densidade (g.cm ⁻³)	Porcentagem em peso (%)					
		H	C	N	O	P	Ca
Esqueleto	1,49	7,04	22,79	3,87	48,56	7,68	10,06
Medula óssea	0,99	10,18	47,48	2,18	39,70	0,29	0,17
Tecido mamário	0,975	11,70	38,04	0,00	50,26	0,00	0,00
Tecido pulmonar	0,296	10,21	10,01	2,80	75,96	0,78	0,24
Outros tecidos	0,99	10,47	23,02	2,34	63,21	0,39	0,58

A origem do sistema de coordenadas situa-se no centro da base do tronco de cada simulador. As direções dos eixos são consideradas como “z” para cima, “x” para o lado esquerdo e “y” no sentido de altura do simulador. A Figura 32 ilustra um exemplo das formas físicas dos simuladores de um adulto com peso de 71,1 kg e 174 cm de altura e um recém-nascido com 3,51 kg e 51,6 cm.

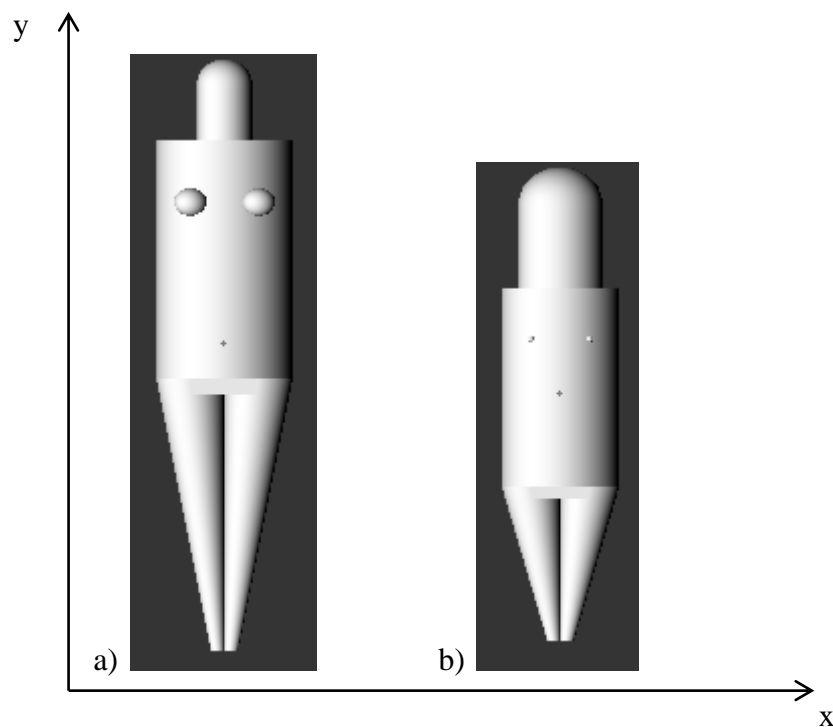


Figura 32 – Exemplo de modelos básicos do simulador no PCXMC: a) Adulto com 71,1 kg e 174 cm; b) Recém nascido com 3,51 kg e 51,5 cm.

1.10.4 O método Monte Carlo

A técnica de Monte Carlo para cálculo de transporte de radiação X é baseada em simulação estocástica das interações entre os fótons e a matéria. De uma forma padronizada, os fótons são emitidos a partir de uma fonte pontual isotrópica para o ângulo sólido ou pela distância focal e as dimensões do tamanho de campo de radiação, os fótons são seguidos enquanto interagem com o simulador, de acordo com as distribuições de probabilidade dos processos físicos: efeito fotoelétrico, espalhamento coerente (*Rayleigh*) ou espalhamento incoerente (Compton). Outras interações não são consideradas no PCXMC, porque a energia máxima é limitada em 150 keV.

O alcance de elétrons secundários em tecidos moles é apenas uma fração de milímetro e a energia do elétron secundário é considerado como sendo absorvida no local da interação do fóton (exceto para o cálculo da dose na medula óssea). Um grande número de fótons individuais é gerado e as estimativas dos valores médios da energia depositada nos vários órgãos do simulador são utilizadas para o cálculo da dose nos órgãos.

Pseudos números aleatórios são gerados e utilizados para a amostragem inicial da direção do fóton, a distância entre as interações, o tipo de interação, o ângulo de espalhamento e a energia. Para melhorar a exatidão, os fótons são considerados não totalmente absorvidos pela interação fotoelétrica, mas sim como são ponderados neste tipo de absorção. O fator de ponderação representa a proporção esperada de fótons que teriam sobrevivido na absorção das interações anteriores, e que são reduzidos em cada interação, de acordo com a probabilidade de absorção. Em cada interação, cada fóton é seguido até que ele saia do simulador e que sua energia seja menor que 2 keV (caso em que ele seja considerado absorvido).

Os ossos do simulador matemático são modelados como uma mistura homogênea de osso mineral, da medula óssea e de outros componentes orgânicos do esqueleto. A

composição global do esqueleto é aproximada como sendo constante para todos os ossos do corpo e para todos os simuladores que representam os pacientes de várias idades.

O PCXMC calcula as doses nos órgãos devido aos fótons monocromáticos com energia de 10, 20 a 150 keV divididos em dez diferentes lotes de valor energético. A última estimativa da absorção da energia em cada valor é obtida como a média desses lotes, e a incerteza estatística é calculada a partir do desvio padrão. Os mesmos dados da técnica de Monte Carlo podem, portanto, ser utilizados para calcular doses para qualquer espectro de interesse, o cálculo é rápido, pois não envolve qualquer nova simulação.

Os espectros de Raios X são calculados de acordo com a especificação da tensão elétrica do tubo de Raios X (kV), o ângulo do alvo de tungstênio do tubo de Raios X e a filtração total. O Kerma no ar é calculado a partir dos dados de fóton fluência utilizando os coeficientes de conversão em ICRU (1992b).

Nesse programa, a exatidão da dose absorvida e a estimativa da incerteza dependem do número de interações no órgão. Mesmo para um grande número de realizações, se a dose no órgão é baixa ou o órgão pequeno, o número de interações será sempre pequeno, acarretando um valor alto nas incertezas.

Segundo trabalhos publicados por OLIVEIRA (2012) e ABRANTES (2011) os resultados das doses absorvidas nos pulmões, calculadas pelo PCXMC são valores estatisticamente próximos quando comparados com outros programas como o CalDose X (KRAMER, 2008), MCNP 4C (BRIESMEISTER, 2000). SOLDT *et al* (2003) encontrou valores similares ao PCXMC quando comparou ao R100/PMX – III (GELEIJNS, 1992) de estado sólido, necessitando realizar correções em relação ao valor na corrente elétrica utilizada e o tamanho de campo irradiado para obter valores iguais de Kerma no ar de entrada na pele e dose efetiva.

1.10.5 O transporte de fótons pelo método Monte Carlo

O transporte de fótons no modelo matemático utilizado pelo método Monte Carlo é caracterizado por 3 tipos de interações (BRIESMEISTER, 2000):

- 1) Efeito fotoelétrico: Neste processo o fóton é totalmente absorvido pelo elétron atômico que por sua vez é ejetado do átomo. Após o elétron ser ejetado do átomo, cria-se uma lacuna na camada atômica, deixando o átomo no estado excitado. Esta lacuna pode ser preenchida por um elétron de camada mais externa liberando energia nesta transição em forma de raios-X característicos (radiação fluorescente). Existe também a possibilidade de emissão de elétrons Auger, que são elétrons monoenergéticos emitidos pelo átomo quando estas energias absorvem os raios-X característicos. Geralmente, a energia dos fótons característicos produzidos por absorvedores biológicos são muito baixos, podendo ser considerados como sendo absorvidos localmente. Entretanto, quando se trata de fótons incidentes de alta energia em materiais de alto número atômico Z , os fótons característicos são de energias mais altas, podendo depositar sua energia às distâncias maiores, comparada ao alcance dos foto-elétrons. Existem dois modelos que podem ser utilizados no método Monte Carlo para o tratamento do efeito fotoelétrico:
 - a) No modelo simplificado, o efeito é tratado como uma absorção pura por meio de captura implícita. Neste tratamento a partícula possui um "peso" tal que uma fração desta é absorvida localmente e sua energia utilizada para geração de elétrons. A outra fração permanece com correspondente redução no peso da partícula. Portanto, neste modelo, a história da partícula não termina, mas seu peso é reduzido, tal que, esta partícula sobrevive à interação com peso reduzido.
 - b) No modelo detalhado, o fóton é absorvido com a consequente emissão de fótons de efeito fluorescente e elétrons que foram ejetados do átomo após a colisão.

- 2) Espalhamento incoerente (Compton): O espalhamento incoerente consiste de uma colisão inelástica entre o átomo e um fóton de raio-X sendo que o elétron orbital retém parte da energia do fóton incidente, alterando a energia e o caminho de vôo do fóton. A energia retida pode ser suficiente para ionizar o átomo. No caso em que o alvo é um elétron "livre" em repouso, o efeito é propriamente chamado de espalhamento Compton. No modelo simples do método Monte Carlo é considerado apenas o espalhamento Compton sendo que no modelo detalhado é considerado o espalhamento incoerente onde a seção de choque diferencial de Klein-Nishina é modificado por um termo de espalhamento que leva em conta o efeito da energia de ligação do elétron que diminui a probabilidade de deflexão por meio da difração em ângulo de fase (maior que 90^0) - *forward scattering* ".
- 3) Espalhamento coerente (*Rayleigh*): Consiste de uma colisão elástica entre o fóton incidente e o elétron orbital de um átomo. Neste tipo de colisão o fóton sofre apenas uma deflexão sendo que o elétron entra em oscilação em fase e na mesma frequência. Este efeito é mais provável com material de alto número atômico e com fótons de baixa energia. A seção de choque diferencial atômica é dada em função de uma "função forma" que leva em conta os efeitos de ligação dos elétrons. No método Monte Carlo existem 2 tipos de tratamento sendo que no modelo detalhado este tipo de colisão é considerado, entretanto, no modelo simples este tipo de colisão não é considerado. No espalhamento *Rayleigh* não há perda de energia, sendo que, apenas o ângulo de espalhamento é calculado.

ANEXO 2

Tabela 28 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 30 na projeção PA sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
70	250	50	12,5
74	250*	32*	8
	500	16	
76	500	16	8
	250*	50*	12,5
78	500	25	12,5
	500	16	8
80	250*	32*	8
	500	16	8
	250	50	12,5
82	250*	50*	12,5
	390*	32*	12,5
	500	25	12,5
	500	28	14
84	250*	50*	12,5
	500	25	
86	500	16	8
		20	10
		25	12,5
88	250	50	12,5
96	500	25	12,5

*- Combinação modificada pelo operador.

Tabela 29 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PA sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
77	507	14	7,1
	500	16	8
79	525	12	6,3
	500	16	8
	500	20	10
81	500	16	8
		18	9
83	500	16	8
		25	12,5
85	500	16	8
		20	10
		25	12,5
		28	14
87	500	18	9
		28	14
89	250	32	8
91	500	16	8
		25	12,5
		28	14

Tabela 30 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PA com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
77	500	18	9
79	507	14	7,1
81	507	14	7,1
	500	16	8
85	500	25	12,5
		16	8
93	500	20	10
		16	8
95	480	25	12,5

Tabela 31 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
81	525	12	6,3
	500	16	8
83	500	22	11
85	252	25	6,3
	507	14	7,1
87	252	25	6,3
	500	16	8
	500	18	9
93	525	12	6,3
95	500	16	8

Tabela 32 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PA sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
86	525	12	6,3
	500	25	12,5
88	507	14	7,1
90	500	16	8
		18	9
92	525	12	6,3
	500	20	10
94	500	16	8
96	500	16	8
102	500	20	10

Tabela 33 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
82	500	10	5
84	525	12	6,3
86	500	16	8
88	250	20	5
90	500	16	8
		18	9
92	507	14	7,1
94	525	12	6,3
96	500	20	10

Tabela 34 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
82	525	12	6,3
84	500	10	5
	507	14	7,1
	525	12	6,3
86	507	14	7,1
	500	18	9
88	525	12	6,3
	507	14	7,1
90	500	18	9
92	500	16	8

Tabela 35 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
82	507	14	7,1
84	255	22	5,6
	525	12	6,3
90	525	12	6,3
92	500	10	5
	507	14	7,1
	525	12	6,3
94	500	16	8
		18	9
98	500	20	10

Tabela 36 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 30 na projeção PF sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
84	250	50	12,5
90	500	16	8
		25	12,5
92	500	16	8
	800*	10*	
94	250	32	8
	391*	32*	12,5
	500	25	12,5
96	500	16	8
	250	50	12,5
	500	32	16
98	250	50	12,5
100	500	25	12,5
	254	63	16
102	250	32	8
	500	28	14
	254	63	16
108	250	56	14
110	400	40	16
116	400	40	16

*- Combinação modificada pelo operador.

Tabela 37 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PF sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
89	500	25	12,5
93	500	28	14
95	500	20	10
97	500	28	14
99	250*	40*	
	500	20	10
101	525	12	6,3
	500	22	11
	500	25	12,5
103	400	20	8
	393	28	11
105	390	36	14
	400	100	40
107	400	40	16
	393	56	22
109	390	32	12,5
111	400	40	16

*- Combinação modificada pelo operador.

Tabela 38 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PF com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
93	500	22	11
97	500	28	14
		32	16
99	500	28	14
101	500	32	16
103	400	25	10
	500	28	14
105	400	40	16
107	390	32	12,5
113	400	40	16

Tabela 39 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 35 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
99	500	16	8
103	400	25	10
	390	32	12,5
105	390	36	14
	400	40	16
107	400	25	10
109	409	22	9
111	400	20	8
	409	22	9

Tabela 40 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PF sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
96	500	25	12,5
106	409	22	9
	390	32	12,5
108	390	36	14
	438*	32*	14
110	393	28	11
112	400	25	10
		40	16
116	400	45	18
120	390	32	12,5
		36	14

*- Combinação modificada pelo operador.

Tabela 41 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
104	250	20	5
	390	32	12,5
106	525	12	6,3
	400	20	8
	400	25	10
108	400	20	8
	390	36	14
112	400	25	10
116	390	32	12,5

Tabela 42 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
100	500	16	8
102	500	10	5
		20	10
104	390	32	12,5
108	394	18	7,1
	409	22	9
110	400	20	8
	400	25	10
	390	36	14
114	400	40	16

Tabela 43 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero masculino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
100	500	16	8
104	252	25	6,3
106	400	20	8
108	394	16	6,3
	400	20	8
	390	32	12,5
112	400	25	10
114	393	28	11
116	390	32	12,5
120	390	32	12,5

Tabela 44 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 30 na projeção PA sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
68	500	16	8
70	500	16	8
	500	20	10
72	312	40	12,5
	500	28	14
74	250	32	8
	500	28	14
76	500	25	12,5
	250*	32*	8
78	500	16	8
	250	50	12,5
	255	22	5,6
80	250*	32*	8
	500	16	8
	500	25	12,5
	250*	50*	12,5
82	500	16	8
84	500	16	8
		25	12,5
86	250	50	12,5
88	500	16	8
		25	12,5
92	500	25	12,5
94	500	25	12,5
98	250	50	12,5

*- Combinação modificada pelo operador.

Tabela 45 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PA sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
75	500	16	8
81	500	16	8
		25	12,5
83	500	28	14
85	500	16	8
87	500	16	8
		20	10
89	525	12	6,3
	250	32	8
	500	18	9
91	500	16	8
		18	9
93	500	28	14
	507	14	7,1
95	500	16	8
	391	32	12,5
105	400	40	16

Tabela 46 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PA com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
81	500	22	11
83	507	14	7,1
85	500	16	8
		25	12,5
89	500	16	8
	500	18	9
	250	40	10
	500	25	12,5
93	500	16	8
		28	14
95	500	25	12,5
97	500	20	10
99	500	16	8

Tabela 47 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
77	525	12	6,3
81	500	10	5
	509	11	5,6
83	509	11	5,6
	525	12	6,3
85	525	12	6,3
89	507	14	7,1
91	500	18	9
93	525	12	6,3
97	507	14	7,1
	500	16	8
99	500	20	10
101	500	18	9

Tabela 48 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PA sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
94	525	12	6,3
	507	14	7,1
96	509	11	5,6
	525	12	6,3
98	525	12	6,3
	507	14	7,1
102	500	16	8
	500	16	8

Tabela 49 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
84	500	10	5
	252	25	6,3
86	525	12	6,3
88	500	18	9
92	500	16	8
		18	9
94	500	20	10
		18	9
96	500	20	10

Tabela 50 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
84	525	12	6,3
90	509	11	5,6
	525	12	6,3
92	507	14	7,1
	500	16	8
94	525	12	6,3
96	509	11	5,6
98	500	16	8
100	50	80	4*

* - Menor mA.s encontrado na pesquisa.

Tabela 51 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PA com acréscimo de filtração de 1,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
86	509	11	5,6
90	500	16	8
	525	12	6,3
92	507	14	7,1
	525	12	6,3
98	500	16	8
	525	12	6,3
100	507	14	7,1
104	400	20	8
106	400	20	8

Tabela 52 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 30 na projeção PF sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
78	500	16	8
84	250	50	12,5
86	250*	32*	8
	500	16	8
	500	20	10
	250	50	12,5
	500	28	14
88	500	16	8
		25	12,5
		28	14
90	312*	40*	12,5
	500	25	12,5
92	500	25	12,5
94	255	22	5,6
	500	20	10
	500	28	14
	250	32	8
96	250*	50*	12,5
	500	25	12,5
	500	28	14
	254	63	16
	98	500	25
100	500	28	14
102	500	25	12,5
104	254	63	16
106	400	40	16

*- Combinação modificada pelo operador.

Tabela 53 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PF sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
91	500	16	8
		25	12,5
93	250	32	8
	500	56	28*
95	500	20	10
		32	16
97	500	16	8
		28	14
99	500	25	12,5
		28	14
101	500	25	12,5
		28	14
103	400	20	8
	390	36	14
	500	32	16
105	400	40	16
107	400	40	16
111	312	40	12,5

*- Maior mA.s encontrado nesta pesquisa.

Tabela 54 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PF com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
97	500	28	14
		32	16
99	500	20	10
		28	14
101	500	25	12,5
		32	16
103	400	40	16
105	400	40	16
107	254	63	16
109	390	36	14

Tabela 55 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 35 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
89	500	16	8
91	500	16	8
95	500	20	10
97	500	18	9
99	500	16	8
		18	9
		20	10
105	400	25	10
107	400	25	10
111	390	32	12,5
113	390	32	12,5
115	400	40	16

Tabela 56 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PF sem acréscimo de filtração.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
102	500	20	10
104	394	18	7,1
	400	25	10
106	400	20	8
108	409	22	9
	390	32	12,5
	390	36	14
110	409	22	9
	400	40	16
112	400	20	8

Tabela 57 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 0,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
96	244	45	11
98	509	11	5,6
	500	16	8
104	393	28	11
	390	32	12,5
106	393	28	11
108	400	25	10
	393	28	11
110	390	36	14
114	390	36	14

Tabela 58 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,0 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
96	500	18	9
100	525	12	6,3
102	525	12	6,3
104	394	16	6,3
	391	32	12,5
	400	40	16
106	394	16	6,3
108	390	36	14
112	409	22	9
	391	32	12,5

Tabela 59 – Valores da corrente elétrica, tempo de exposição e carga elétrica aplicada ao tubo para gênero feminino com constante de 40 na projeção PF com acréscimo de filtração de 1,5 mm Al.

Tensões (kV)	Corrente (mA)	Tempo de exposição (ms)	Carga elétrica aplicada ao tubo (mA.s)
100	500	16	8
		20	10
		28	14
104	394	18	7,1
	391	32	12,5
106	409	22	9
108	400	20	8
114	400	25	10
116	391	32	12,5

ANEXO 3

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Convidamos o (a) Sr (a) para participar da Pesquisa “Individualização das técnicas radiográficas para pacientes de radiodiagnóstico digital”, sob a responsabilidade dos pesquisadores: Arno Heeren de Oliveira e Marcos Eugênio Silva Abrantes, a qual pretende reduzir as doses de radiação recebidas pelos pacientes e melhorar a qualidade de imagens radiográficas.

Sua participação é voluntária e se dará por meio de medidas de:

1. Parâmetros antropomórficos:
 - Peso corporal;
 - Altura;
 - Medidas do tronco;
 - Idade;
2. Avaliação corporal:
 - Gordura total, visceral e segmentada;
 - Massa magra e gorda;
 - Massa óssea;
 - Porcentagem de água total;
 - Idade metabólica.
3. Aquisição de dados das imagens de tronco realizadas por tomografia computadorizada (CT) ou ressonância magnética e radiografias de tórax.

Para a aquisição dos dados de avaliação corporal será utilizado uma balança de análise por bioimpedância (BIA) que realizará as medidas por liberação de uma corrente elétrica imperceptível ao corpo, sendo o tempo estimado de coleta dos dados pessoais em 5 minutos.

Estes dados não repercutem em danos a saúde humana e serão excluídas as pessoas do gênero feminino que estejam consideradas grávidas ou pessoas que utilizem marca-passo.

Se você aceitar participar, estará contribuindo para a melhoria dos exames radiológicos em todo o âmbito nacional.

Se depois de consentir em sua participação o (a) Sr (a) desistir de continuar participando, tem o direito e a liberdade de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, seja antes ou depois da coleta dos dados, independente do motivo e sem nenhum prejuízo a sua pessoa. O (a) Sr (a) não terá nenhuma despesa e também não receberá nenhuma remuneração. Os resultados da pesquisa serão analisados e publicados, mas sua identidade não será divulgada, sendo guardada em sigilo.

O Comitê de Ética em Pesquisa – COEP/UFMG esta disponível para responder dúvidas sobre questões éticas e que as demais dúvidas podem ser esclarecidas com os pesquisadores. O COEP pode ser comunicado pelo telefone (31) 3409-6684, endereço: Av. Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005 – Campus Pampulha – Belo Horizonte, MG – Brasil – CEP.: 31270-901 - tel.: (31) 3409-4592.

Consentimento Pós-Infirmação

Eu, _____, fui informado sobre o que o pesquisador quer fazer e porque precisa da minha colaboração, e entendi a explicação. Por isso, eu concordo em participar do projeto, sabendo que não vou ganhar nada e que posso sair quando quiser. Este documento é emitido em duas vias que serão ambas assinadas por mim e pelo pesquisador, ficando uma via com cada um de nós.

Assinatura do participante

Data: ___/___/___

Assinatura do Pesquisador
Responsável/Assistente

ANEXO 4



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE –13126213.6.0000.5149

Interessado(a): Prof. Arno Heeren de Oliveira
Departamento de Engenharia Nuclear
Escola de Engenharia- UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 19 de abril de 2013, o projeto de pesquisa intitulado **"Individualização das técnicas radiográficas para pacientes de radiodiagnóstico digital"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO 5



Belo Horizonte, 08 de abril de 2013.

PARA: Prof^a. Andréa Maria Silveira
DEPE/HC

DE: UF Apoio Diagnóstico e Terapêutica por Imagem

ASSUNTO: Projeto de Pesquisa

Pesquisador: Arno Heeren de Oliveira

Título: *"Individualização das técnicas radiográficas para pacientes de radiodiagnóstico."*

Estamos favoráveis a realização do projeto acima mencionado. O projeto será o levantamento de imagens digitais de exames de radiodiagnóstico, tomografia computadorizada e ressonância magnética autorizados pelo SUS, não acarretando ônus à Instituição.

Amostra de 200 pacientes
Duração da Pesquisa: 6 meses

Atenciosamente,

Elizabeth Antônia Torres Braga
Gerente
UF Apoio Diagnóstico e Terapêutica por Imagem

Elizabeth Antônia T. Braga
Gerente
UF Apoio Diag. Terapêutica por Imagem
Insc.: 19909 HCA/UFMG

ANEXO 6

VISA/LHW/9801/2012

Somente profissionais cadastrados pela Vigilância Sanitária possuem a capacidade técnica reconhecida para executar e analisar as medidas relativas à proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Não aceite que outro indivíduo compareça ao seu estabelecimento para a execução de medidas. Caso isto ocorra, denuncie à Vigilância Sanitária.

Relatório de Testes de Constância

Cliente:	Universidade Federal de Minas Gerais	CNPJ:	17.217.985/0034-72
Logradouro:	Av. Alfredo Balena, 110		
Bairro:	Santa Efigênia	Cidade/UF:	Belo Horizonte/MG
CEP.:	30.130-100	DDD/Telefone:	(31)3409-9337

Responsável Técnico:	Prof. Dr. João Paulo Kawaoka Matushita		
CRM/MG	19.413	CPF:	834.850.158-49

Equipamento:	Aparelho de Raios-x fixo convencional							
Fabricante:	Shimadzu			Modelo:	Rad Speed			
Especificações:	Tensão máxima:	150kV	Carga Máxima	800 mAs	Numero Serie	0262	R8	401-2
Instalação:	Equipamento instalado na sala de exames 04 - Ala B.							

Validade deste relatório: Não havendo modificação em componentes da máquina e estando totalmente satisfatório, este relatório é válido por 1 (um) ano.

Data do levantamento: 20/10/2012

Data deste relatório: 28/11/2012

Este relatório contém 7 (sete) páginas, todas rubricadas e foi elaborado por:


Leonardo Henrique Werkema
Licença Visa/MG nº13

Relatório VISA/LHW 9801/2012

1 CONCLUSÃO

O aparelho atende aos requisitos da Portaria 453/98 sob ponto de vista de proteção radiológica.

Este relatório só é válido se acompanhado do relatório de Levantamento Radiométrico e de medida da Radiação de Fuga aplicados neste mesmo aparelho, cuja conclusão, recomendações e período de validade também devem ser observados.

2 RECOMENDAÇÕES

- Sem recomendações.

3 TABELA DE RESULTADOS

A Tabela 1 resume os testes e medidas realizadas no aparelho de raios X, para avaliação de seu funcionamento:

Tabela 1 – Resumo dos testes efetuados

Medida	Condição	Validade	Retorno
Tensão de Pico	Satisfatório	01 ano	----
Reprodutibilidade da tensão do tubo	Satisfatório	01 ano	----
Tempo de Exposição	Satisfatório	01 ano	----
Reprodutibilidade do tempo de Exposição	Satisfatório	01 ano	----
Reprodutibilidade do kerma no ar	Satisfatório	01 ano	----
Linearidade do kerma no ar, em relação a carga (mAs)	Satisfatório	01 ano	----
Camada Semi-Redutora	Satisfatório	01 ano	----
Dose de Entrada na Pele	Satisfatório	01 ano	----
Rendimento	Satisfatório	01 ano	----
Alinhamento do feixe de Raios X	Satisfatório	01 ano	----
Verticalidade do feixe	Satisfatório	01 ano	----
Tamanho do foco	Satisfatório	01 ano	----

Leonardo Henrique Werkema
Licença VISA/MG nº13

4 TESTE DA EXATIDÃO DO INDICADOR DE TENSÃO

Foram feitas duas medidas para se determinar o valor da tensão de pico efetiva do aparelho de raios X avaliado. O resultado das medidas é apresentado na Tabela 2.

Tabela 2 - Comparação entre tensão indicada e tensão medida.

Tensão Seleccionada (kV)	Tensão Medida (kV)	
	10 mAs	20 mAs
60	61,3	61,0
70	71,1	70,2
80	80,3	80,4
90	90,6	91,0

O valor indicado para a tensão do aparelho não atende a Portaria 453, que estipula tolerância de 10% de desvio entre a tensão indicada e a tensão medida. Conforme indicado na Tabela 2, o aparelho apresentou resultados em acordo com este item da Portaria. Seu desempenho neste teste foi **satisfatório**.

5 REPRODUTIBILIDADE DA TENSÃO DO TUBO

Foram feitas quatro (4) medidas para se determinar o valor da reprodutibilidade da tensão de pico efetiva do aparelho de raios-X avaliado. O resultado das medidas é apresentado na Tabela 3.

Tabela 3 - Medida dos valores gerados para calculo da reprodutibilidade da tensão do tubo.

Tensão Seleccionada (kV)	10 mAs			20 mAs		
	kV min	kV max	R (%)	kV min	kV max	R (%)
60	61,0	61,5	0,8	60,9	61,0	0,2
70	70,7	71,5	1,1	69,8	70,5	1,0
80	80,1	80,5	0,5	80,1	80,6	0,6
90	90,5	90,7	0,2	90,9	91,1	0,2

R: Reprodutibilidade da tensão do tubo

Na Portaria 453 fica estabelecido que o desvio (diferença entre duas medidas) máximo permitido não deve ultrapassar 10% do valor médio para 4 exposições (está reportado na tabela apenas o valor mínimo e o valor máximo das 4 exposições) consecutivas. Conforme observado na Tabela 3 a reprodutibilidade calculada está abaixo do limite máximo estabelecido na referida portaria, portanto o desempenho do aparelho neste teste foi **satisfatório**.

Leonardo Henrique Werkema
Licença Visa/MG nº13

6 TEMPO DE EXPOSIÇÃO

Foram feitas medidas com vários tempos selecionados na mesa de controle do aparelho, para verificar o real tempo de funcionamento do aparelho. Os dados coletados e os resultados obtidos são apresentados na Tabela 4

Tabela 4 - Comparação entre tempo indicado e tempo medido.

Tensão de pico utilizada (kV)		80		Carga utilizada (mAs)		20	
Tempo Selecionado (ms)	Média do Tempo Medido (ms)	Variação (%)	Tempo Selecionado (ms)	Média do Tempo Medido (ms)	Variação (%)		
80	85,0	6,3	630	644,5	2,3		
160	165,5	3,4					
320	328,5	2,7					

A Portaria 453 estipula uma tolerância máxima de 10% de desvio entre os tempos selecionado e medido. Conforme indicado na Tabela 4, o desempenho do aparelho neste teste foi considerado **satisfatório**.

7 REPRODUTIBILIDADE DO TEMPO DE EXPOSIÇÃO

Foram feitas medidas para se determinar o valor da reprodutibilidade do tempo efetiva do aparelho de raios-X avaliado. O resultado das medidas é apresentado na Tabela 5.

Tabela 5 - Medida dos valores gerados para cálculo da reprodutibilidade do tempo de exposição.

Reprodutibilidade do Tempo			
Tempo Selecionado (ms)	T Min. (ms)	T Max (ms)	R(%)
80	84	86	2,35
160	165	166	0,60
320	328	329	0,30
630	641	648	1,09
-	-	-	-

R: Reprodutibilidade do tempo de exposição

Na Portaria 453 fica estabelecido que o desvio (diferença entre duas medidas) máximo permitido não deve ultrapassar 10% do valor médio para 4 exposições (está reportado na tabela apenas o valor mínimo e o valor máximo das 6 exposições) consecutivas. Conforme observado na Tabela 5 a reprodutibilidade calculada está abaixo do limite máximo estabelecido na referida portaria, portanto o desempenho do aparelho neste teste foi **satisfatório**.

Leonardo Henrique Werkema
Licença Visa/MG nº13

8 REPRODUTIBILIDADE DO KERMA NO AR

Foram feitas medidas para se determinar a reprodutibilidade do kerma no ar.

Para realização dos testes foram utilizados tensão de pico de 80 kV, carga de 20 mAs.

Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 – Medida da dose gerada para cálculo da reprodutibilidade da taxa de kerma.

Exposição	Dose (mSv)	Média	10% da média
1	1,675	1,675	0,168
2	1,677	Maior desvio 0,007	
3	1,678		
4	1,671		

Na Portaria 453 fica estabelecido que o desvio (diferença entre duas medidas) máximo permitido não deve ultrapassar 10% do valor médio para 4 exposições consecutivas. Conforme observado na Tabela 6 o maior desvio calculado está abaixo do limite máximo estabelecido na referida portaria, portanto o desempenho do aparelho neste teste foi satisfatório.

9 LINEARIDADE DO KERMA NO AR, EM RELAÇÃO À CARGA (mAs)

Foram feitas medidas para se determinar a linearidade de Kerma no ar em relação à carga aplicada. O ensaio foi realizado utilizando tensão de pico de 80 kV. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 – Medida da radiação gerada para verificação da linearidade da máquina.

Corrente (mA)	Tempo (s)	Carga (mAs)	Kerma (mGy)	Kerma/Carga (mGy/mAs)
100	0,10	10	0,835	0,084
100	0,20	20	1,675	0,084
200	0,10	20	1,670	0,084
200	0,20	40	3,343	0,084
320	0,10	32	2,629	0,082
320	0,20	64	5,317	0,083
Média		20% da média		Maior desvio
0,083		0,017		0,002

Na Portaria 453, fica estabelecido que o desvio (diferença entre duas medidas, expressas em mGy/mAs) máximo permitido não deve ultrapassar 20% do valor médio para os tempos comumente utilizados. O maior desvio calculado está abaixo do limite estabelecido na Portaria, portanto o desempenho do aparelho neste teste foi satisfatório.


 Leonardo Henrique Werkema
 Licença Visa/MG nº13

10 CAMADA SEMI-REDUTORA E FILTRAÇÃO TOTAL

Foram feitas medidas para se determinar o valor da camada semi-redutora (CSR) e a filtração total do aparelho. Para realização dos testes foram utilizados tensão de pico de 80 kV, carga de 40 mAs. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 – Medida da radiação para cálculo da camada semi-redutora.

Filtro Al. (mm)	Dose (mSv)	Al. (mm)	Dose (mSv)
0,0	3,343	1,5	2,329
0,5	3,001	2,0	2,065
1,0	2,538	2,5	1,880

Para os valores obtidos na Tabela 6, o valor calculado para a CSR foi de 3,01 mmAl.

A Portaria 453 estabelece valores mínimos para a CSR de acordo com a tensão máxima de operação do tubo de raios X. O valor calculado está acima do valor mínimo determinado na Portaria 453/98 (2,39 mmAl para gerador monofásico de tensão de 80,4 kVp), portanto o desempenho do aparelho neste teste foi satisfatório.

11 DOSE DE ENTRADA NA PELE

Foram feitas medidas para se determinar a dose de entrada na pele (DEP) a que os pacientes estão sujeitos. Os resultados são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 – Cálculo da dose de entrada na pele para Abdômen (AEC).

Tensão de pico (kV)	80	Corrente utilizada (mA)	320	Tempo utilizado (s)	0,62
Exposição	Dose (mSv)		Média		DEP (mGy)
1	5,137		5,227		7,32
2	5,317				

A Portaria 453 em seu anexo A, apresenta níveis de referência para radiodiagnóstico conforme o exame realizado. A dose para exame de Abdômen (AEC), não deve ultrapassar 10 mGy. Conforme observado na Tabela 9, o valor calculado para a DEP está menor ao valor de referência, portanto o desempenho do aparelho neste teste foi satisfatório.

12 RENDIMENTO

Com base na Tabela 7, calculou-se o rendimento da máquina e foi encontrado o valor de 5,00 mGy/mA.min.m².

Considerando que os valores da tensão, da linearidade do kerma no ar em relação à carga e da camada semi redutora estão dentro dos parâmetros, o rendimento deverá ser considerado como referência para testes futuros. O desempenho será considerado satisfatório.


 Leonardo Henrique Werkema
 Licença Visa/MG nº13

13 ALINHAMENTO DO FEIXE DE RAIOS X

Foi analisado o desvio entre os campos luminoso e de raios X nos eixos paralelo e perpendicular à direção anodo-catodo, utilizando um ensaio com distância foco-filme de 100 cm, tensão de pico de **40 kV**, corrente de **100 mA** e tempo de **0,05 s**. Os resultados são indicados a seguir:

Diferença na direção paralela ao eixo anodo catodo = $(0,2) + (-0,1) = 0,3$ cm.

Diferença na direção perpendicular ao eixo anodo catodo = $(-0,5) + (-0,5) = -1,0$ cm.

(Valores positivos ou negativos implicam em limites do campo de raios X além ou aquém, respectivamente, dos limites do campo de luz).

Posição relativa dos campos: **0,2** cm (na direção paralela ao eixo), **0,2** cm (na direção perpendicular ao eixo).

A Portaria 453 determina que o desalinhamento entre as bordas do campo visual e do campo de raios X deve ser menor que 2% da ddf. As diferenças observadas estão dentro do limite de tolerância. Resultado: **satisfatório**.

14 VERTICALIDADE

Os parâmetros de irradiação foram os mesmos utilizados no teste indicado no item 11 deste relatório.

A Portaria 453 determina que o eixo central do feixe de raios X deve apresentar desvio de alinhamento menor que 1° em relação ao eixo perpendicular ao plano do receptor de imagem.

O Desvio medido encontra-se igual ao 1°, portanto o aparelho apresentou, neste teste, resultado **satisfatório**.

15 TAMANHO DO FOCO

Não há limites de tolerância para este teste.

Na realização do teste foi utilizado ensaio com tensão de **60 kV**, corrente de **100 mA** e tempo de **0,20 s**, para a avaliação do foco fino e tensão de **60 kV**, corrente de **320 mA** e tempo de **0,20 s** do foco grosso.

Resultado:

Foco fino: maior dimensão do foco = **0,8 mm** **Foco grosso:** maior dimensão do foco = **1,4 mm**.

Não há placa de especificação do tamanho focal deste aparelho. Diante dos valores apresentados e de literatura pertinente, os resultados foram **satisfatórios**.


 Leonardo Henrique Werkema
 Licença VISA/MG nº13

ANEXO 7

Marcos Juliano Magalhães
Licença Visa/ MG Nº 21
Tel.: (31) 3274-4779/ 3226-6629

VISA/ MJM/ 5490/ 2013

Somente profissionais cadastrados pela Vigilância Sanitária possuem a capacidade técnica reconhecida para executar e analisar as medidas relativas à proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.
Não aceite que outro indivíduo compareça ao seu estabelecimento para execução de medidas.

RELATÓRIO DE TESTES DE CONSTÂNCIA

Estabelecimento

Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG
CNPJ: 17.217.985/0034-72

Endereço

Avenida Alfredo Balena, nº 110 – Santa Efigênia
Belo Horizonte/ MG – CEP 30130-100

Responsável Técnico (RT)

Dr. Reginaldo Figueiredo **CRMMG 11860 - 5**

Equipamento de Raios X

Fabricante: Shimadzu; Modelo: Rad Speed
Equipamento fixo instalado no térreo- **Sala 4/ALA B.**

Validade deste relatório

Não havendo substituições ou manutenções nos componentes da máquina ou dispositivos periféricos, este relatório é válido por 1 (um) ano.

Data da execução das medidas: 19/09/2013

Data deste relatório: 30/10/2013

Data de validade: 19/09/2014

Este relatório contém 8 (oito) páginas e foi elaborado por:


Marcos Juliano Magalhães
Licença VISA/MG nº 21

Marcos Juliano Magalhães

Licença Visa/ MG N° 21

Tel.: (31) 3274-4779/ 3226-6629

1. CONCLUSÃO

A instalação **não está segura** sob o ponto de vista de proteção radiológica.

Este relatório só é válido se acompanhado do relatório de levantamento radiométrico aplicado na mesma máquina, cuja conclusão, recomendações e período de validade devem também ser considerados.

2. RECOMENDAÇÕES

Recomendações que devem ser rotina do serviço

1. Manter a porta da sala de exames fechada durante as irradiações.
2. Não permitir a presença de acompanhantes dentro da sala de exames durante as irradiações, exceto em situações estritamente necessárias e autorizadas.
3. Fornecer proteção individual (avental plumbífero e protetor de tireoide) e instruções ao indivíduo cuja presença seja indispensável para o sucesso do exame.

Recomendações que devem ser cumpridas imediatamente, mas não exigem o retorno de um Cadastrado (Basta uma inspeção visual realizada pelo fiscal da Vigilância Sanitária)

4. Deve haver dois aventais plumbíferos e dois protetores de tireoide exclusivos da sala do equipamento de raios x, e suporte apropriado para preservação da integridade física dos mesmos.

Recomendações que devem ser cumpridas imediatamente e exigem o retorno de um Cadastrado

5. A técnica radiográfica utilizada para a realização do exame de (crânio) está acima do nível de referência recomendado pela Portaria 453/98.
6. Refazer teste de dose na pele para crânio, após ajuste da filtração adicional e conseqüente mudança de tabela de exposição.


Marcos Juliano Magalhães
Licença VISA/MG nº 21

Marcos Juliano Magalhães

Licença Visa/ MG Nº 21

Tel.: (31) 3274-4779/ 3226-6629

3. TABELA DE RESULTADOS

Apresenta-se abaixo um resumo das medidas e observações realizadas no serviço:

Tabela 1 – Resultado dos Testes

Teste	Validade (*)	Condição	Necessidade de retorno após correção
Exatidão da Tensão do Tubo	1 ano	S	
Reprodutibilidade da Tensão do Tubo	1 ano	S	
Exatidão do Tempo de Exposição	1 ano	S	
Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	1 ano	S	
Linearidade da Taxa de Kerma no Ar	1 ano	S	
Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar	1 ano	S	
Rendimento do Tubo de Raios X	1 ano	S	
Camada Semi-Redutora (CSR)	1 ano	S	
Dose de Entrada na Pele	1 ano	NS	Sim
Ponto Focal	1 ano	NR	
Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios X	1 ano	S	
Sistema de Colimação	6 meses	S	
Contato Tela Filme	6 meses	NR	
Alinhamento de Grade	6 meses	S	
Levantamento do Índice de Rejeição	6 meses	S	
Teste da Integridade Física das Vestimentas de Proteção Individual	1 ano	S	
Disponibilidade de Vestimentas de Proteção Individual	1 ano	NS	(**)
Avisos aos Pacientes	Indefinido	S	

Legenda:


S = Satisfatório

NS = Não Satisfatório

NR = Não realizado. Os testes de contato tela filme e tamanho do ponto focal não se aplicam a equipamentos com processamento digital.

(*) Validade máxima. Submetendo-se o aparelho à manutenção, novo relatório deverá ser realizado.

(**) Basta uma inspeção visual, que pode ser feita pelos fiscais.


Marcos Juliano Magalhães
Licença VISA/MG nº 21

Marcos Juliano Magalhães

Licença Visa/ MG N° 21

Tel.: (31) 3274-4779/ 3226-6629

4. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DO APARELHO FIXO DE RAIOS X

Equipamento	Fabricante	Modelo	N° Série	Obs.
Raio X	Shimadzu	Rad Speed		---
Tubo	Shimadzu	1/2P/8dk	5324480-01	
Cabeçote	Shimadzu	--	64841	---
Colimador	Shimadzu	R20J	0266M10635	Ajustável, com foco luminoso.

Bucky	
Mesa	Mural
Sim.	Sim

Condições de Radiografia	
Tensão	Carga
150 kV	500 mAs

5. CARACTERÍSTICAS DO SISTEMA DE FORMAÇÃO DA IMAGEM

O sistema de formação da imagem é composto por processamento digital CR

Digitalizador		Impressora	
Fabricante	Modelo	Fabricante	Modelo
Agfa	DryStar5503	Agfa	DS5503

6. EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NAS LEITURAS

Equipamento	Fabricante	Modelo/N° Série
Control Unit Accu-Dose	RADCAL	2086 / 26-0014
Ion Chamber Digitizer	RADCAL	9660 / 01-2200
Ion Chamber Certificado de calibração IPEN No.:0117/2013 - 12/04/13	RADCAL	10X6-6 / 03-0666
Mult-O-Meter Certif. Calibração: IEE - 201383 - 20/06/13 IEE - 201383 - 20/06/13	UNFORS	301 / 138809
Teste Contato Tela Filme	MRA	CQ-10
Teste de Alinhamento de Feixe	MRA	CQ-09
Teste de Colimador	MRA	CQ-12
Grid Alignment Test Tool	Cardinal Health	07-644
HVL kit	Cardinal Health	8220

7. CONTROLE DE QUALIDADE DO EQUIPAMENTO DE RAIOS X

7.1 Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo

A exatidão deve estar dentro de $\pm 10\%$ e a reprodutibilidade deve ser $\leq 10\%$.

Tabela 2 – Exatidão da Tensão do Tubo (kVp)

Foco: 100 mA			Foco: 200 mA			Foco: 300 mA		
kVp Nominal	kVp Medido	Exatidão	kVp Nominal	kVp Medido	Exatidão	kVp Nominal	kVp Medido	Exatidão
65	66,1	-1,69%	65	66,0	-1,54%	65	65,8	-1,23%
70	69,2	1,18%	70	69,7	0,47%	70	69,8	0,32%
75	74,2	1,01%	75	73,9	1,41%	75	74,6	0,48%
80	78,9	1,36%	80	78,7	1,61%	80	78,6	1,74%
90	88,2	1,95%	90	88,5	1,62%	90	88,9	1,18%

Resultado: **Satisfatório.**

Tabela 3 – Reprodutibilidade da Tensão do Tubo (kVp)

Foco: 100 mA						
kVp Nominal	kVp (1)	kVp (2)	kVp (3)	kVp (4)	<kVp>	Reprodutibilidade
65	66,1	65,9	65,8	69,8	66,89	5,86%
Foco: 200 mA						
kVp Nominal	kVp (1)	kVp (2)	kVp (3)	kVp (4)	<kVp>	Reprodutibilidade
65	66,0	65,7	65,7	65,3	65,68	1,06%
Foco: 300 mA						
kVp Nominal	kVp (1)	kVp (2)	kVp (3)	kVp (4)	<kVp>	Reprodutibilidade
65	64,5	64,0	64,5	64,3	64,34	0,77%

Resultado: **Satisfatório.**

7.2 Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

A exatidão deve estar dentro de $\pm 10\%$ e a reprodutibilidade deve ser $\leq 10\%$.

Tabela 4 – Exatidão do Tempo de Exposição

Tempo Nominal (s)	Tempo Medido (ms)	Exatidão
0,1	100,0	0,00%
0,2	199,9	0,05%
0,32	319,9	0,03%
0,4	399,8	0,05%
0,56	599,8	-7,11%
0,63	629,9	0,02%

Tabela 5 – Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

Tempo (s)	T1(s)	T2(s)	T3(s)	T4(s)	< T >	Reprodutibilidade
0,2	199,9	199,9	199,9	200,1	199,95	0,10%

Resultado: **Satisfatório.**

Manon

Marcos Juliano Magalhães

Licença Visa/ MG N° 21

Tel.: (31) 3274-4779/ 3226-6629

7.3 Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar; Rendimento do Tubo

Linearidade: $\leq 20\%$; Reprodutibilidade: $\leq 10\%$; O valor encontrado para o rendimento deve ser considerado como linha de base para os testes futuros.

Tensão: 82 kVp; Corrente: 200 mA

Tabela 6 - Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar - Rendimento do Tubo

mAs	L1(mR)	L2(mR)	L3(mR)	L4(mR)	<L>	Reprodutibilidade	Rendimento L(mR/mAs)
10	128,30	--	--	--	128,30	--	6,42
20	253,60	260,60	259,80	254,20	257,05	2,72%	6,43
40	526,20	--	--	--	526,20	--	6,58
Rendimento (mGy/mA.min.m²)	3,74						
Linearidade	2,50%						

mAs = Carga - L = medida exposição em mR
<L> = valor médio das medidas de exposição

Resultado: **Satisfatório.**

7.4 Determinação da Camada Semi-Redutora (CSR)

Tensão informada = 82,0 kVp; Corrente = 200 mA; Carga = 20 mAs; DFD = 60 cm

Tabela 7 - Valores das Leituras das Exposições

Espessura do absorvedor (mmAl)	0,00	0,508	1,016	2,032	3,048	4,064
L (mR)	393,90	346,00	306,90	251,00	206,00	173,00

L = Kerma (mR)

X = Espessura do absorvedor em mmAl

CSR = 2,6 mmAl para 80 kVp e equipamento trifásico

A camada semi-redutora obtida foi de 3,31 mmAl.

Resultado: **Satisfatório.**

$$CSR = \frac{x_b \ln \left(\frac{2L_a}{L_o} \right) - x_o \ln \left(\frac{2L_b}{L_o} \right)}{\ln \left(\frac{L_a}{L_b} \right)}$$

7.5 Verificação da Dose na Entrada da Pele

Dose de entrada na pele (paciente adulto típico: 60 a 75 kg de massa e 1,60 a 1,75 m de altura)

Tabela 8 - Dose de Entrada na Pele

Exame	Técnica						
	kVp	mA	Tempo (ms)	DFP	Espessura (cm)	Incidência	Campo (cm)
Coluna Lombar	60	200	0,320	100 cm	23	AP	35X35
Tórax	76	200	6,3	180 cm	23	PA	35X35
Crânio	60	200	0,560	100 cm	19	AP	24X30
Exame	L1(mR)	DEP (mGy)	DFC	DFP	(S/NS)		
Coluna Lombar	217,30	3,709	100,0	87,0	S		
Tórax	6,87	0,036	100,0	157,0	S		
Crânio	378,00	5,897	100,0	91,0	NS		

Kerma no ar (mGy) = exposição x 0,0087; DFF= distância foco filme; DAP= Distância antero-posterior; Distância foco Câmara de 100cm ; DEP = dose entrada na pele = $K_{ar} \cdot BSF \cdot k_p \cdot t \cdot fc$; $BSF = 1,35$; $(k \text{ e } fc) = 1$. DEP(mGy) de referência para tórax = 0,4 mGy , coluna lombar AP = 10,0 mGy, crânio=5,0 mGy.

Resultado: **Não Satisfatório Para crânio**

Marcos Juliano Magalhães

Licença Visa/ MG Nº 21

Tel.: (31) 3274-4779/ 3226-6629

7.6 Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios X

Coincidência do campo luminoso e do campo de radiação e o alinhamento entre eles. A diferença entre as dimensões dos dois campos deve ser no máximo de 2% da distância foco-filme (DFF); a inclinação do feixe de radiação em relação à vertical deve ser $\leq 3^\circ$ (três graus). O filme em anexo mostra o resultado de uma exposição com campo luminoso de $14 \times 18 \text{ cm}^2$; DFF=100 cm.

Tabela 9 – Sistema de Colimação

Dif. na Direção Anodo-Catodo		Dif. na Direção Longitudinal		Sep. Entre os Centros (mm)
Direita (mm)	Esquerda (mm)	Topo (mm)	Base (mm)	
-3	1	-3	-2	3
Diferença = -2 mm		Diferença = -5 mm		

A separação entre as esferas é de 5 mm, correspondendo a um ângulo de desvio de **1,91 graus**.

Resultado: **Satisfatório**.

7.7 Teste de Integridade Física das Vestimentas de Proteção Individual

Tabela 10 – Análise das Vestimentas

Vestimenta	Quantidade	Análise
Avental Plumbífero	2	Todos Satisfatórios

Resultado: **Satisfatório**.

7.8 Ponto Focal

Teste não realizado, pois o sistema de aquisição de imagens é digital, e a função matemática aplicada ao teste foi desenvolvida para sistemas analógicos.

7.9 Contato Tela Filme

Teste não realizado, pois o sistema de formação da imagem é digital, onde se utiliza cassetes com placas de fósforo ao invés de chassis para filmes radiográficos.

7.10 Alinhamento de Grade

Este teste tem como objetivo determinar a correta instalação da grade anti-espalhamento, verificando o seu alinhamento.

Para estar alinhada, a diferença entre (c - 1e e c - 1d) e (c - 2e e c - 2d) tem que ser menor 10%.

Tabela 11 – Alinhamento da Grade – Mesa Bucky

2e	1e	c	1d	2d
0,53	1,06	1,47	1,05	0,48
c - 1e	c - 1d	(c-1e) - (c-1d)		Diferença %
0,41	0,42	-0,01		-2,44%
c - 2e	c - 2d	(c-2e) - (c-2d)		Diferença %
0,94	0,99	-0,05		-5,32%

Resultado: **Satisfatório**.

Marcos Juliano Magalhães

Licença Visa/ MG N° 21

Tel.: (31) 3274-4779/ 3226-6629

Tabela 12 - Alinhamento da Grade - Mural Bucky

2e	1e	c	1d	2d
0,41	0,80	1,10	0,81	0,42
c - 1e	c - 1d	(c-1e) - (c-1d)		Diferença %
0,30	0,29	0,01		3,33%
c - 2e	c - 2d	(c-2e) - (c-2d)		Diferença %
0,69	0,68	0,01		1,45%

Resultado: **Satisfatório.**

7.9 Observações Visuais

Foi executada uma verificação visual do serviço quanto aos itens de proteção radiológica:

Observado	Comentário
Vestimentas de proteção individual para pacientes, acompanhantes e técnicos	02 aventais plumbíferos
Integridade das vestimentas	Satisfatório
Avisos de entrada restrita nas portas	Possui
Aviso de advertência para pacientes grávidas ou com suspeita	Possui
Quadro com orientações de proteção radiológica	Possui
Sinalização luminosa sobre a porta	Possui
Símbolo de radiação nas portas	Possui
Suporte para sustentar aventais	Possui

Manes

ANEXO 8



INVOICE

Number 1417811

14 February 2014

Marcos Eugênio Silva Abantes
CPF: 647.051.106-68
Rua Jacui, 3760 –
Belo Horizonte/MG
CEP.:31160-190
BRAZIL

Ref.: The order of 14 February 2014 by Marcos Eugênio Silva Abantes (marcos.nuclear@yahoo.com.br,
CPF: 647.051.106-68)

PCXMC - MONTE CARLO PROGRAM

1 licence for the use of PCXMC – Monte Carlo -program	740 EUR
Manual & CD	10 EUR
VAT 0 %	0 EUR
TOTAL	750 EUR

Reference number:	14 178119
Terms of payment:	30 days net
Bank:	Nordea Bank Finland, plc
Address of Bank	Aleksanterinkatu 36, FIN-00020 Nordea, Helsinki, Finland
Account number:	166030-106164
IBAN:	FI8116603000106164
SWIFT address:	NDEAFIHH
Account holder:	STUK-Radiation and Nuclear Safety Authority, Finland
VAT Reg.no:	FI02458699 Säteilyturvakeskus

Our reference:	Markku Tapiovaara, phone + 358 9 7598 8604
E-mail:	markku.tapiovaara@stuk.fi

When making payment, please, refer to this number: 14 178119

STUK • SÄTEILYTURVAKESKUS
STRÅLSÄKERHETSCENTRALEN
RADIATION AND NUCLEAR SAFETY AUTHORITY

Osoite/Address • Laippatie 4, 00880 Helsinki
Postiosoite/Postal address • PL/P.O.Box 14, FI-00881 Helsinki, FINLAND
Puh./Tel. (09) 759 881, +358 9 759 881 • Fax (09) 7598 8500, +358 9 7598 8500 • www.stuk.fi



PROFORMA INVOICE

14 February 2014

To The customs authorities of Brazil

Receiver Marcos Eugênio Silva Abantes
CPF: 647.051.106-68
Rua Jacui, 3760 –
Belo Horizonte/MG
CEP.:31160-190
BRAZIL

Contact person Marcos Eugênio Silva Abantes
marcos.nuclear@yahoo.com.br

Shipper Markku Tapiovaara
Radiation and Nuclear Safety Authority STUK
Radiation Metrology Laboratory
P.O.Box 14
FIN-00881 Helsinki, FINLAND

Description 1 licence for the use of PCXMC – Monte Carlo Programme

Contents Installation CD & manuals

Total value EUR 10 (Manual & CD)
EUR 740 (License for using the PCXMC software)
EUR 750 Total value

Number of packages 1

I hereby certify that the information on this value declaration is true and correct and that contents of this shipment are stated as above.

Markku Tapiovaara
Senior Scientist

STUK • SÄTEILYTURVAKESKUS Osoite / Address • Laippatie 4, 00880 Helsinki
STRÅLSÄKERHETSCENTRALEN Postiosoite / Postal address • PL / P.O.Box 14, FI-00881 Helsinki,
FINLAND
RADIATION AND NUCLEAR SAFETY Puh. / Tel. (09) 759 881, +358 9 759 881 • Fax (09) 759 88 500, +358
AUTHORITY 9 759 88 500 • www.stuk.fi



Individualização das técnicas radiográficas em radiologia computadorizada.

**M.E.S. Abrantes^{a,b}; W. F. Felix^c; G. A. P. de Oliveira^d; L. G. Stoppa^c;
O. A. Paiva^c; A. H. de Oliveira^a**

^a*Departamento de Engenharia Nuclear – DEN, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG),
Av. Antônio Carlos, 6627 Campus UFMG, Escola de Engenharia, Bl 3, sala 3011
CEP31270-90, Belo Horizonte - MG, Brasil
marcosabrantes2003@yahoo.com.br*

^b*Instituto de Pós-Graduação/Feluma – Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais (FCMMG)
Pós-graduação em Higiene Ocupacional, Alameda Ezequiel Dias, 275. 2º. andar
CEP: 30130-110, Belo Horizonte – MG, Brasil*

^c*Unidade Funcional Apoio Diagnóstico e Terapêutica por Imagem – UFADTI
Hospital das Clínicas – UFMG - Av. Professor Alfredo Balena, 110.
CEP 30130-100, Belo Horizonte - MG, Brasil*

^d*Departamento de Anatomia e Imagem – Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
Avenida Alfredo Balena, 190 – sl 7, Campus Saúde.
CEP.: 30130-100, BH – MG, Brasil*

RESUMO

Este trabalho tem finalidade de produzir informações para implantação da qualidade de imagens em um setor de radiologia baseado em avaliações prévias das imagens por questionários, de aceitação e qualidade, como etapa de reconhecimento dos parâmetros empregados nas técnicas radiográficas. Após esta investigação os dados levantados foram divididos por grupo masculino, feminino, espessura PA e PF, índice de massa corporal, tipos de biótipos, parâmetros antropofórmicos, avaliação corporal associados às constantes na tensão e filtração adicional. Os resultados apresentam a predominância da constante 35 e 40 com filtração adicional de 0,5 a 1,5 mmAl, tensão para o gênero masculino (PA PF) de 86 a 92 kV e 96 a 112 kV, tensão para o gênero feminino de 85 a 98 kV e 96 a 112 kV, respectivamente. A carga aplicada ao tubo para o gênero masculino (PA e PF) está entre 5 a 10 mA.s e 5 a 16 mA.s e para o gênero feminino (PA e PF) está entre 6,3 a 8 mA.s e 9 a 14 mA.s.

Palavras-chave: Qualidade de Imagem; Parâmetros Antropofórmicos; Avaliação Corporal.

1. INTRODUÇÃO

Com o aumento das ferramentas computacionais de produção de imagens, nos sistemas de radiologia computadorizada (CR), para auxiliar no diagnóstico ou até mesmo melhorar o planejamento de terapias que alguns procedimentos e protocolos de qualidade de imagens estão sendo desenvolvidos, fundamentados nas imagens de boa qualidade diagnóstica. Desta forma, tornou-se necessário o conhecimento dos processos de implantação da qualidade de imagens e o quanto elas representam na exatidão em visualizar, medir e gerar informações mais reais possíveis.

A qualidade da radiografia pode ser estimada, subjetivamente, por inspeção direta da imagem clínica para determinadas partes anatômicas de interesse. Neste caso, o médico radiologista, atribui notas às radiografias de acordo com critérios de qualidade da imagem estabelecidos na literatura [1,2].

Resultados de vários países têm evidenciado consideráveis variações, em diferentes instalações e até mesmo em uma mesma instalação para o quesito dosimetria de pacientes e qualidade de imagens no radiodiagnóstico [3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12].

No Brasil, alguns levantamentos de doses em pacientes e qualidade de imagens realizadas em instalações de São Paulo, Rio de Janeiro, Recife e Belo Horizonte têm servido para traçar um panorama das atuais condições dos serviços de radiodiagnóstico [13, 14, 15].

Os programas de controle de qualidade constituem uma parte essencial na prática radiológica e são eficazes em termos de controle de doses de radiação. Estes programas devem ser fomentados em todas as instalações de radiologia médica e devem abranger parâmetros físicos e técnicos importantes no que diz respeito aos exames radiográficos executados. Serão necessários delimitações nos procedimentos, parâmetros técnicos e valores de referência quanto à exatidão das imagens e doses fornecidas aos pacientes [16].

Diante disto, este trabalho busca demonstrar e relacionar as imagens DICOM, baseado na qualidade de imagens de tórax, com avaliação corporal e parâmetros antropométricos dos pacientes levantados, auxiliando assim, na composição das técnicas radiográficas a serem empregadas para radiodiagnóstico e a otimização das doses.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi dividido em duas etapas, sendo a etapa 1 com objetivo de servir como base e pré seleção das imagens para a etapa 2. Este estudo possui a finalidade de auxiliar a seleção das imagens pelos operadores de raio X fornecendo subsídios para a etapa 2 como base para implantação da qualidade de imagens associadas as técnicas radiográficas, avaliações corporais e parâmetros antropométricos.

Etapa 1 – Para o desenvolvimento deste trabalho foram utilizados valores de constantes associadas às tensões (kV) para produzir variações de penetração dos fótons nos tecidos dos pacientes investigados. Para isto, foram adotadas as constantes 30, 35 e 40 combinadas com as espessuras do tronco nas projeções PA e PF como indicado na equação 1:

$$\text{kV} = 2. \text{Espessura do tronco} + \text{Valor da constante} \quad \text{Eq. 1}$$

Para a determinação da carga aplicada ao tubo (mA.s) foram utilizadas avaliações visual, tato, conhecimento dos operadores e tamanho do campo, em relação a firmeza dos tecidos do tronco dos pacientes. Os valores da carga aplicada ao tubo em combinação a tensão (kV) já são pré-ajustadas na máquina pelo fabricante, entretanto os valores utilizados neste trabalho estão entre 28 e 4 mA.s. Os valores do índice de exposição (LgM) gerados pelas técnicas radiográficas foram estipulados, para seleção das imagens, com intervalos de 2,16 a 1,49 e 2,35 a 1,51 para masculino PA e PF e de 2,29 a 1,49 e 2,36 a 1,61 para feminino PA e PF respectivamente. A distância foco écran digital (DFE) foi fixado para todos os casos como 180 cm. As técnicas radiográficas com a utilização das constantes e variações do mA.s foram modificadas em relação ao acréscimo de filtração adicional de alumínio (Al) na máquina ao passo que foram realizados os exames, não possuindo portanto, indicação de pacientes para agregar em um determinado grupo de constantes ou de filtrações adicionais. A máquina de raio X utilizada foi a de modelo Rad Speed da Shimadzu Corporation que possui filtração total de 3,6 mmAl. Nesta etapa foram utilizadas 72 imagens de pacientes masculinos e 86 imagens de pacientes femininos, para a estrutura de tórax PA e PF.

Foi elaborado um questionário na etapa 1, para investigar parâmetros de interesse técnico de posicionamento, aplicação das técnicas radiográficas e possíveis contribuições do paciente que podem alterar a qualidade das imagens produzidas. Este questionário foi desenvolvido por

dois dos autores Tecnólogos em Radiologia com larga experiência em radiologia de tórax e o autor principal, auxiliados pelas literaturas de referências [17, 18, 19]. Este questionário utiliza apenas respostas “Sim” ou “Não” obtendo respectivamente os valores “dez” e “zero”. Para que as imagens desta etapa fossem utilizadas, na etapa 2, utilizou-se o critério de seleção por pontuação as quais tivessem 35 pontos em um total de 50 pontos, para cada projeção.

Tabela 1 – Questionário de investigação das imagens para projeções PA e PF - Etapa 1.

Projeção PA	Projeção PF
PA1. Densidade óptica: a DO* radiográfica está adequada?	PF1. Técnica de exame: Existe sobreposição das costelas (exame não rodado)?
PA 2. Técnica de exame: as articulações esterno claviculares estão igualmente afastadas da linha média da coluna vertebral?	PF 2. Técnica de exame (tempo longo) ou paciente em movimento: O exame radiográfico não apresenta movimento cinético (radiografia tremida/borrada)?
PA 3. Técnica de exame ou deficiência do paciente: os pulmões estão bem inspirados (cheio de ar)?	PF 3. Anatomia: É visualizada a base pulmonar (seios costofrênicos)?
PA 4. Anatomia: Os ápices pulmonares estão incluídos dentro do campo radiográfico?	PF 4. Anatomia: É possível visualizar a linha de contorno do hilo?
PA 5. Anatomia: Os seios costofrênicos estão bem visualizados?	PF 5. Anatomia: A região cardíaca é visualizada?

* – A Densidade Óptica (DO) ideal é aquela que é possível visualizar até a quinta vértebra torácica (de cima para baixo). Se for possível visualizar um maior número de vértebras torácicas significa que a imagem dos pulmões foi prejudicada (exame mais penetrado).

Etapa 2 – Para fidelizar a melhor técnica radiográfica e associá-la a imagem de boa qualidade, este trabalho levou em consideração os padrões de biótipos humanos, avaliações corporais e parâmetros antropométricos de cada paciente, os quais contribuem na mudança de espectros “filtrados”, kerma de saída e densidade óptica das imagens.

Para os critérios investigados de biótipos e parâmetros antropométricos, dos pacientes, foram levantados e medidos: idade, altura, peso, espessura do tronco nos sentidos Postero Anterior (PA) e Perfil (PF). Na avaliação corporal foi utilizada uma balança de bioimpedância (Análise por Impedância Bioelétrica – BIA), marca Tanita® modelo IRONMEN BC 1500 de 50 kHz e 0,5 mA que forneceu as informações de porcentagem de gordura total e do tronco, porcentagem de massas magra total, porcentagem total de água no corpo, porcentagem de massa muscular total e do tronco.

Para a balança foi realizado o teste de reprodutibilidade das medidas apresentadas pela BIA em série de 5 medidas com intervalo de 60 segundos entre elas de uma amostra de 9 pacientes escolhidos aleatoriamente. Os itens reproduzidos e medidos foram porcentagem de gordura total e do tronco, porcentagem de massas magra total, porcentagem total de água no corpo,

porcentagem de massa muscular total e do tronco. Para calcular o valor da reprodutibilidade foi utilizado a equação 2.

$$R(\%) = 100 \times \frac{L_{\text{máx}} - L_{\text{mín}}}{(L_{\text{máx}} + L_{\text{mín}})/2} \quad \text{Eq. 2}$$

Onde $L_{\text{máx}}$ e $L_{\text{mín}}$ são os valores máximo e mínimo encontrados.

Após utilizar as técnicas radiográficas indicadas e discriminadas anteriormente, foram realizadas as divisões dos grupos para a etapa 2, extraídos da etapa 1, na seguinte forma, sequência e ordem: gênero, espessura do tronco no sentido Postero Anterior para formar o grupo de PA, espessura do tronco no sentido Perfil para formar o grupo de PF, Índice de Massa Corporal (IMC), porcentagem total de água no corpo, porcentagem de massa muscular total e do tronco, porcentagem de massa magra total e porcentagem de gordura total e do tronco, LgM. Para calcular o IMC foi utilizado a equação 3.

$$\text{IMC} = \frac{P}{H^2} \quad \text{Eq. 3}$$

Onde P é o peso e H é a altura em metros do indivíduo.

Na etapa 2 os grupos foram divididos entre 38 e 31 pacientes masculinos com projeções PA e PF respectivamente e 29 pacientes femininos com projeções PA e PF. Desta forma, a etapa 1 obteve um total de 316 imagens e na etapa 2 obteve um total de 127 imagens a serem analisadas. A indicação é que um indivíduo de um determinado grupo de projeção PA necessariamente não estará em um grupo de projeção PF correspondente. Os grupos utilizados para este trabalho tiveram pelo menos 3 imagens representativas das divisões. De acordo com a recomendação do fabricante Agfa, os valores do LgM ideais para projeções e incidências de tórax PA e PF são 1,8 e 2,0 respectivamente [20], os quais foram adotados nesta pesquisa para serem a base do estudo da avaliação da qualidade de imagens. Porém, nesta etapa 2 utilizou o critérios de seleção das imagens que produziram LgM entre 1,71 a 1,89 para PA e 1,90 a 2,10 para PF que representam assim, um terço da quantidade de imagens da etapa 1.

Para as visualizações e análises das imagens, nas etapas 1 e 2, foi utilizado o software livre Synedra View Personal 3.

Como ainda não existe um protocolo específico para Radigrafias Computadorizadas (CR) o presente estudo utilizou os princípios do protocolo Europeu [1] para gerar os questionários das tabelas 2.2 e 2.3.

Tabela 2.1 – Questionário de investigação das imagens para projeções PA e PF - Etapa 2.

Projeção PA*	Projeção PF*
PA1. Reprodução dos arcos costais, 6 anteriormente ou 10 posteriores (executou a inspiração profunda). PA2. A apófise espinhal das vértebras dorsais deve estar equidistante das bordas internas das clavículas. PA3. Reprodução da 7ª vértebra cervical até a base dos seios de costofrênicos (reprodução de toda cavidade torácica). PA4. Reprodução visual precisa dos vasos periféricos e ambos os hemidiafragmas em apneia. PA5. Reprodução visual precisa das bordas da silhueta cardíaca. PA6. Visualização dos vasos pulmonares através da silhueta cardíaca.	PF1. Reprodução de 10 corpos vertebrais (executou inspiração profunda). PF 2. Reprodução sobreposta dos arcos costais posteriores (não girou o tórax). PF 3. Reprodução da 7ª vértebra cervical até a base dos seios costofrênicos posteriores (reprodução da cavidade torácica inteira). PF 4. Reprodução visual precisa dos vasos periféricos e diafragma (executou com respiração suspensa). PF 5. Reprodução visual precisa da borda posterior da aorta e ou do coração. PF 6. Visualização dos vasos pulmonares através da silhueta cardíaca.

* – Avaliar cada critério como 5 = Ótimo; 4 = Bom; 3 = Regular ; 2 = Ruim; 1 = Inaceitável. Qualquer área que não seja visualizada devido a uma condição patológica preencher com a letra P (0) no quadro pertinente.

Tabela 2.2 – Questionário de investigação das imagens para projeções PA e PF - Etapa 2.

Projeção PA e PF*
1. Pequenos detalhes nodulares em todo o pulmão, incluindo as áreas retrocardíacas: Alto contraste: diâmetro de 0.7 mm; Baixo contraste: diâmetro de 2 mm. 2. Pormenores lineares e reticulares detectáveis até a periferia dos pulmões: Alto contraste: 0.3 mm de largura; Baixo contraste: 2 mm de largura.

* – Avaliar cada critério como 5 = Ótimo; 4 = Bom; 3 = Regular ; 2 = Ruim; 1 = Inaceitável. Qualquer área que não seja visualizada devido a uma condição patológica preencher com a letra P (0) no quadro pertinente.

Tabela 2.3 – Questionário de investigação das imagens para projeções PA e PF - Etapa 2.

Projeções PA e PF	Referências para pontuação do questionário
1. Densidade da imagem (enegrecimento): Pulmões	1) Densidade da imagem: 5 = Ótima, -2 = Muito enegrecido, -3 = Pouco enegrecido.
2. Densidade da imagem (enegrecimento): Mediastino	2) Densidade da imagem: 5 = Ótima, -2 = Muito enegrecido, -3 = Pouco enegrecido.
3. Contraste	3) Contraste: 5 = Ótimo, -2 = Muito alto, -3 = Muito baixo.
4. Nitidez / Resolução	4) Nitidez / Resolução: 5 = Ótima, 4 = Boa; 1 = Inaceitável.
5. Colimação adequada do feixe	5) Colimação adequada do feixe: 5 = Ótima, -2 = Tamanho de campo muito grande, -3 = Tamanho de campo muito pequeno.
6. Aceitabilidade da imagem	6) Aceitabilidade do filme: 5 = Totalmente aceitável, 4 = Provavelmente aceitável, 3 = Somente aceitável sob âmbito limitado das condições clínicas, 1 = Inaceitável.

O questionário sugerido por VAÑÓ [21] foi adotado na tabela 2.1. Nstes questionários adotados para a etapa 2 foram acrescentados graduações na pontuação, de acordo com os autores, dos itens investigados, o que não existia nestas duas literaturas. As avaliações dos questionários da etapa 2 foram realizados por dois dos autores médicos, do setor de radiologia da instituição onde foi desenvolvido este trabalho. Nas tabelas 2.1, 2.2 e 2.3 estão apresentados os critérios utilizados nesta etapa 2, acrescidos das graduações nas pontuações.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Na etapa 1 os resultados do questionário mostram que 75% dos critérios adotados entre as projeções (PA3, PA4, PA5, PF1, PF2, PF4, PF5 - masculino e feminino e PF3 feminino), são superiores a 74% de concordância entre os avaliadores. Para 25% do questionário (PA1, PA2 - masculino e feminino e PF3 masculino) os critérios adotados de investigação das imagens estão abaixo de 55% de concordância entre os avaliadores, destacando o PA1 – masculino e feminino que está abaixo de 40% de concordância. Identificando assim, uma boa relação entre a percepção e acuidade entre os avaliadores.

Na etapa 2 os resultados dos grupos, masculino e feminino, estão apresentados nas tabelas 3 e 4, como os valores do parâmetro antropofórmico, avaliação corporal e LgM.

Tabela 3 – Divisão dos grupos masculino com valores do parâmetro antropofórmico, avaliação corporal e LgM.

Grupo*	Espessura do tronco (cm)	IMC (kg/m ²)	Água (%)	Massa muscular total (%)	Massa muscular do tronco (%)	Massa magra total (%)	Gordura total (%)	Gordura do tronco (%)	LgM
G3PA2223/2	22,6±0,5**	22,03±1,33	60,15±3,86	46,99±6,39	28,06±7,02	50,74±5,90	16,67±4,41	17,81±5,97	1,83±0,05
G5PA2425/2	24,7±0,48	22,83±2,00	61,63±4,52	53,26±4,48	29,63±2,70	56,09±4,64	14,78±4,37	15,5±5,40	1,82±0,05
G5PA2425/4	24,79±0,43	26,90±1,25	55,64±5,22	52,81±2,60	29,29±2,60	55,60±5,46	22,88±6,36	24,74±7,55	1,85±0,05
G7PA2627/2	26,11±0,33	22,56±1,63	57,14±5,33	48,8±4,19	28,22±2,45	52,72±5,12	18,39±6,29	19,97±7,97	1,82±0,06
G7PA2627/4	26,63±0,52	27,22±1,62	51,33±4,25	49,6±5,17	27,79±2,47	52,29±5,38	28,23±5,24	30,94±5,65	1,78±0,08
G7PA2627/5	26,2±0,45	31,45±0,70	50,64±1,85	57,44±9,72	31,28±4,86	60,45±10,24	29,86±2,33	33,1±3,32	1,78±0,09
G3PF3032/2	31,17±0,98	21,13±1,48	58,15±2,76	41,65±4,60	24,15±2,19	43,9±4,81	18,2±4,24	20,6±4,38	2,06±0,04
G5PF3334/2	33,75±0,05	23,18±1,55	62,43±2,30	49,4±3,26	27,17±1,89	52,03±3,41	13,93±2,17	14,27±2,77	2,04±0,01
G5PF3334/4	33,67±0,58	27,79±1,75	50,9±4,78	50,4±5,36	28,2±2,74	53,09±5,54	29,0±5,87	32,7±6,74	2,0±0,04
G7PF3536/2	35,4±0,55	23,81±0,55	60,9±8,61	53,18±3,92	29,58±1,65	56,03±4,13	16,55±9,17	17,3±11,32	1,98±0,05
G7PF3536/4	35,67±0,58	26,59±0,93	54,2±0,57	53,85±8,98	29,95±3,61	56,75±9,40	24,0±0,57	26,7±0,28	2,03±0,07
G9PF3743/4	37,8±0,84	27,20±1,5	52,45±5,67	60,05±8,37	32,83±4,44	63,18±8,83	26,28±7,3	28,58±7,26	1,96±0,04

* - Grupos masculinos PA e PF. ** - Média e desvio padrão.

Nas tabelas 5 e 6 estão apresentadas as médias das maiores pontuações do grupo, dadas pelos avaliadores médicos, das imagens nos grupos masculino e feminino e as técnicas radiográficas que geraram estas imagens.

Tabela 4 – Divisão dos grupos feminino com valores dos parâmetros antropofórmicos, avaliação corporal e LgM.

Grupo*	Espessura do tronco (cm)	IMC (kg/m ²)	Água (%)	Massa muscular total (%)	Massa muscular do tronco (%)	Massa magra total (%)	Gordura total (%)	Gordura do tronco (%)	LgM
G6PA2425/2	24,5±0,52**	22,13±1,77	52,28±4,19	34,64±5,88	22,14±5,63	38,16±4,05	27,48±6,35	24,44±9,13	1,81±0,17
G8PA2627/4	26,44±0,51	27,11±1,21	48,38±3,78	40,58±5,16	22,93±2,65	42,76±5,42	32,99±5,14	29,69±6,21	1,80±0,05
G10PA2829/5	28,5±0,52	31,91±1,43	45,28±2,95	41,42±5,43	25,01±3,38	45,26±3,18	38,12±3,98	33,7±5,78	1,82±0,05
G4PF2931/2	30,23±0,73	27,47±1,45	46,98±4,11	38,91±3,28	22,08±1,82	40,99±3,47	34,98±5,84	31,41±7,81	2,03±0,01
G6PF3233/2	32,67±0,5	22,83±1,57	48,66±4,42	37,34±7,25	24,3±5,92	41,73±2,76	33,49±6,17	32,9±7,93	1,95±0,04
G6PF3233/4	32,4±0,5	27,73±1,35	46,81±3,62	40,78±4,71	23,19±2,44	42,94±4,93	35,51±4,87	32,2±6,11	1,97±0,04
G8PF3437/4	34,86±1,21	27,67±1,25	46,13±2,61	41,13±3,65	23,37±2,08	43,37±3,82	36,7±3,73	33,81±5,28	2,05±0,02

* - Grupos femininos PA e PF. ** - Média e desvio padrão.

Nas tabelas 5 e 6 podem ser observados que as constantes predominantes estão entre 35 e 40, as quais geram maiores valores de tensão aumentando o poder de penetração dos fótons gerados. A filtração utilizada teve predominância para o acréscimo de filtros os quais reduziram os fótons de baixas energias que contribuem no borramento das imagens e aumento das doses nos pacientes.

Tabela 5 – Pontuação dos avaliadores médicos para o grupo masculino e as técnicas radiográficas utilizadas.

Grupo Masculino*	Pontuações dos avaliadores (Máxima = 70)	Técnicas radiográficas						
		Constante	Filtração adicional (mmAl)	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Carga (mA.s)	Tamanho do campo (cmxcm)
G3PA2223/2	69,0±0**	40	0,5	86	500	0,016	8	37,5x39
G5PA2425/2	69,5±0,71	40	0	90	500	0,018	9	40x39
G5PA2425/4	68,0±2,83	40	1	90	507	0,014	7,1	45x44
G7PA2627/2	68,5±0,71	40	1,5	92	500	0,01	5	40x43
G7PA2627/4	68,0±0	35	1	87	500	0,018	9	45,5x38
G7PA2627/5	64,0±4,24	40	1	92	500	0,02	10	44,5x41,5
G3PF3032/2	63,5±7,78	40	0,5	104	250	0,02	5	38x45
G5PF3334/2	57,0±12,73	35	0	101	500	0,022	11	34x42,5
G5PF3334/4	59,5±7,78	30	0	96	500	0,032	16	32x42,5
G7PF3536/2	64,0±8,48	40	0,5	112	400	0,025	10	32x39,5
G7PF3536/4	59,5±13,44	35	0,5	107	400	0,04	16	34x41
G9PF3743/4	61,5±9,19	35	0	109	391	0,032	12,5	34x43

* - Grupo masculino PA e PF. ** - Média dos maiores valores das pontuações pelos avaliadores e desvio padrão.

Tabela 6 – Pontuação dos avaliadores médicos para o grupo feminino e as técnicas radiográficas utilizadas.

Grupo Feminino*	Pontuações dos avaliadores (Máxima = 70)	Técnicas radiográficas						
		Constante	Filtração adicional (mmAl)	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Carga (mA.s)	Tamanho do campo (cmxcm)
G6PA2425/2	66,5±2,12**	35	1	85	525	0,012	6,3	40,5x41
G8PA2627/4	66,0±1,41	35	0,5	89	500	0,016	8	42x40
G10PA2829/5	62,5±3,54	40	1,5	98	500	0,016	8	44,5x38,5
G4PF2931/2	67,0±2,83	35	0,5	97	500	0,028	14	32x39,5
G6PF3233/2	66,5±2,12	35	1	99	500	0,018	9	30x38,5
G6PF3233/4	68,0±1,41	30	0	96	500	0,028	14	41x43,5
G8PF3437/4	64,0±4,24	40	1	112	391	0,032	12,5	35x42,5

* - Grupo feminino PA e PF. ** - Média dos maiores valores das pontuações pelos avaliadores e desvio padrão.

As pontuações nas tabelas 5 e 6 estão acima de 81%, em um total de 70 pontos, indicando que o nível de confiança é significativo, entre as avaliações e as técnicas radiográficas empregadas.

Na tabela 7 estão apresentados as concordâncias entre os avaliadores da etapa 2 para os critérios 1 e 2 da tabela 2.3 que servirão de comparativo com o critério PA1 da tabela 1.

Tabela 7 – Concordância entre os avaliadores da etapa 2 nas avaliações dos critérios 1 e 2 da tabela 2.3.

Critério	Concordância (%)			
	PA masculino	PF masculino	PA feminino	PF feminino
Densidade da imagem (enegrecimento): Pulmões	79,41	93,91	84,62	80,0
Densidade da imagem (enegrecimento): Mediastino	78,95	50,32	96,55	86,21

Os resultados dos valores de reprodutibilidade da balança encontrados estão indicados na tabela 8, mostrando a confiança nas medidas realizadas.

Tabela 8 – Medida dos maiores valores gerados pela BIA para cálculo de reprodutibilidade - R(%).

Gordura total do corpo	Gordura do tronco	Peso	Água total no corpo	Massa magra total no corpo	Músculo total no corpo	Músculo do tronco
6,76	14,29	0,23	2,05	2,39	2,51	2,87

4. CONCLUSÕES

Os critérios adotados na etapa 1 mostram que este questionário pode ser empregado para realizar pré seleção de imagens em uma implantação de qualidade no setor de radiologia assim como, melhoramentos em treinamentos dos operadores de máquinas de raio X diagnóstico reduzindo tempo e dose de radiação ao paciente.

Na etapa 2 foi satisfatório a criação e graduação nas pontuações dos critérios utilizados, uma vez que não existe um protocolo dedicado para radiografias computadorizadas, nem em variações das pontuações. As graduações nas pontuações possibilitaram que os avaliadores médicos tivessem formas de graduar sua opinião em relação a observação e acuidade nas imagens.

As técnicas radiográficas de referência neste trabalho podem ser reproduzidas no setor de radiologia assim como servir de norteador para produzir imagens de boa qualidade, respeitando as configurações das técnicas associadas aos parâmetros antropométricos e avaliações corporais dos pacientes.

Para os critérios similares PA1 da tabela 1 (etapa 1) e os critérios 1 e 2 da tabela 2.3 (etapa 2) objetivam informações da quantidade de enegrecimento da imagem, porém não apresentaram semelhanças de concordância entre as etapas investigadas. Porém os autores acreditam que para visualizar os pulmões e mediastino a reprodução de densidade óptica foi suficiente.

O método empregado para qualificar as imagens e produzir informações de base para implantação da qualidade de imagens, em um setor de radiologia, apresentam parâmetros importantes para auxiliar neste aspecto além de criarem suportes para otimização das doses e qualidade diagnóstica.

5. AGRADECIMENTO

À Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) por proporcionar bolsa de estudo ao autor principal. À Universidade Federal de Minas Gerais pelo apoio educacional.

REFERÊNCIAS

1. CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images*. EUR16260, 1996.
2. CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics*. EUR16261, 1996.
3. RAMLI, K. et. al. Computed and conventional chest radiography: A comparison of image quality and radiation dose. *Australasian Radiology*, v. 49, p. 460-466, 2005.
4. CIRAJ, O., MARKOVIC, S., KOSUTIC, D., *First results on patient dose measurements from conventional diagnostic radiology procedures in Serbia and Montenegro*; *Radiation Protection Dosimetry* (2005) Vol. 113, No. 3, pp. 330-335, 2005.
5. PAPANASTASIIOU, D., PERRIS, A., MOLFETAS, M.F.G., PANAGIOTAKYS, N., MANETOU, A., TSOUROUFLIS, G., VASSILEVA, J., CHRONOPOULOS, P., KARAPANAGIOTOU, O., KOTTOU, S., Patient dose, image quality and radiographic techniques for common x-ray examinations in two Greek hospitals and comparison with european guidelines; *Radiation Protection Dosimetry*: Vol. 95, No. 1, pp. 43-48 (2001) Nuclear Technology Publishing, 2001.
6. JOHNSTON, P., BRENNAN, P.C., Reference dose levels for patients undergoing common diagnostic x-ray examinations in Irish hospitals; *Radiation Protection Dosimetry* Vol. 95, No. 1, pp. 43-48 (2001), Nuclear Technology Publishing, 2001.
7. FREITAS, M. B. de; *Panorama das Exposições Médicas em Radiologia Convencional no Estado de São Paulo*. 2005. 126 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, 2005.
8. KOTSUBO, M.T.K. Radiografia de tórax: avaliação da qualidade de imagem, doses e custos. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), dissertação de mestrado, 2002.

9. OLIVEIRA, M.L., KHOURY, H. Influência do procedimento radiográfico na dose de entrada na pele de pacientes em raios X pediátricos. *Radiologia Brasileira*, vol. 36, p.105-109, 2003.
10. OSIBOTE, A. O., et. al. Exposição de pacientes e qualidade da imagem em radiografias de tórax: uma avaliação crítica. *Radiologia Brasileira*, v.40 (2), p.119-122, 2007.
11. GELEINJNS, J.; SCHULTZE KOOL, L.J.; ZOETELIEF, J.; ZWEERS, D.; BROERSE, J. J. Image quality and dosimetric aspects of chest x ray examinations: measurements with various types of phantoms. *Radiation Protection Dosimetry*, v.49, p.83-88, 1993.
12. AZEVEDO, A.C.P., MOHAMADAIN, K.E.M., OSIBOTE, O.A., CUNHA, A.L.L., FILHO, A.P., *Estudo Comparativo das Técnicas Radiográficas e Doses entre Brasil e Austrália*. *Radiol. Bras*; 38, n.5: 343-346; 2005.
13. ABRANTES, M.E.S; Dose de radiação em pacientes submetidos a exames de raios X diagnóstico em uma unidade de pronto socorro, 2007. Dissertação (Mestrado em Ciências Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2007.
14. LACERDA, M.A.S.; KHUORY, H.J.; DA SILVA, T.A. ; PEREIRA, M.T. ; ROCHA, W.S. ; AZEVEDO, A.C.P. . Radiation dose to children undergoing chest radiography in public and private pediatric hospitals of Belo Horizonte - Brazil. *Radioprotección (Madrid)*, v. XIII, p. 92-94, 2006.
15. ZENÓBIO, M. A. F.; DA SILVA, T. A. Absorbed doses on patients undergoing tomographic exams for pre-surgery planning of dental implants. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 65, p. 708-711, 2007.
16. Technical and Physical Parameters for Quality Assurance in Medical Diagnostic Radiology; Tolerances, Limiting Values and Appropriate Measuring Methods, BIR Report 18, 1989.
17. BONTRAGER, K. L.; *Tratado de Técnica Radiográfica e Base Anatômica*. 5rd ed. Guanabara Koogan, 2008.
18. BIASOLI, Jr. A.; *Técnicas Radiográficas*. 1ard ed. Ríbio, 2006.
19. BUSHONG, S. C.; *Radiologic science for technologists: physics, biology and protection*, St. Louis: Elsevier; Mosby, 638 p., 2004
20. SCHAEZING, R.; Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography. *Pediatr Radiol* 34(Suppl 3): S207-S214. DOI 10.1007/s 00247-004-1271-z. Approaches and solutions. 2004.
21. VAÑO, E.; GUIBELALDE, E.; MORILLO, A.; ALVAREZ-PEDROSA, C. S.; FERNANDEZ, J. M. Evaluation of the European image quality criteria for chest examintions. *The British Journal of Radiology*, 68, 1349-1355, 1995.



Utilização da reconstrução 3D para correção de volumes e calibração de número de TC em tecidos humanos

M.E.S. Abrantes^{a,b}; A. H. de Oliveira^a; M.J. Magalhães^c

^a Departamento de Engenharia Nuclear – DEN, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG),

Av. Antônio Carlos, 6627 Campus UFMG, Escola de Engenharia, Bl 3, sala 3011

CEP31270-90, Belo Horizonte - MG, Brasil

marcosabrantes2003@yahoo.com.br

^b Pós Graduação em Higiene Ocupacional – Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais (FCMMG)

Alameda Ezequiel Dias, 275. 2o. andar

CEP: 30130-110, Belo Horizonte – MG, Brasil

^c Ambiental Proteção Radiológica - Rua Brasópolis, 166 – B. Floresta

Rua Brasópolis, 166 – B. Floresta

CEP: 30.150-170, Belo Horizonte – MG, Brasil

RESUMO

Este trabalho é motivado pelo melhoramento dos sistemas 3D e número de TC para auxiliar nos diagnósticos médicos. Objetivo: indicar valores de correção para volumes e número de TC em um sistema de reconstrução 3D. Materiais e métodos: Este trabalho utilizou um fantoma de tórax associado à imagem DICOM e o programa de um tomógrafo em função do volume. Para gerar a correção do número de TC foi utilizado um fantoma e comparado seus valores ao do fabricante. Resultados: O volume físico do fantoma de PMMA encontrado foi de 11166,58 cm³ e número de TC de (123,5 ± 33,4) UH. Para os volumes encontrados os valores são 11897,29 cm³, 10901,65 cm³, 16906,49 cm³ e 11848,34 cm³ e os valores de correções são -6,14%, +2,43%, -33,95% e -5,75% respectivamente para tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais. Para os números de TC os valores encontrados foram de (97,60 ± 58,9) UH, (72,00 ± 176,00) UH, (143,20 ± 19,50) UH e (31,90 ± 239,10) UH e correções de +26,54%, +71,53%, -13,7% e 287,15% para tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais. Conclusões: Este procedimento pode ser empregado em outros programas de reconstrução 3D e onde houver ferramentas para leituras de número de TC.

ABSTRACT

Este trabalho é motivado pelo melhoramento dos sistemas 3D e número de TC para auxiliar nos diagnósticos médicos. Objetivo: indicar valores de correção para volumes e número de TC em um sistema de reconstrução 3D. Materiais e métodos: Este trabalho utilizou um fantoma de tórax associado à imagem DICOM e o programa de um tomógrafo em função do volume. Para gerar a correção do número de TC foi utilizado um fantoma e comparado seus valores ao do fabricante. Resultados: O volume físico do fantoma de PMMA encontrado foi de 11166,58 cm³ e número de TC de (123,5 ± 33,4) UH. Para os volumes encontrados os valores são 11897,29 cm³, 10901,65 cm³, 16906,49 cm³ e 11848,34 cm³ e os valores de correções são -6,14%, +2,43%, -33,95% e -5,75% respectivamente para tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais. Para os números de TC os valores encontrados foram de (97,60 ± 58,9) UH, (72,00 ± 176,00) UH, (143,20 ± 19,50) UH e (31,90 ± 239,10) UH e correções de +26,54%, +71,53%, -13,7% e 287,15% para tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais. Conclusões: Este procedimento pode ser empregado em outros programas de reconstrução 3D e onde houver ferramentas para leituras de número de TC.

Palavras-chave: Correção de Volumes; Reconstrução 3D; Escala Hounsfield.

1. INTRODUÇÃO

Com o aumento das ferramentas computacionais de reconstrução 3D com finalidade de auxiliar no diagnóstico ou até mesmo melhorar o planejamento de terapias que alguns programas foram desenvolvidos fundamentados nas imagens geradas em Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM). Desta forma, tornou-se necessário o conhecimento destas ferramentas e o quanto elas representam na exatidão em visualizar, medir e gerar informações mais reais possíveis.

Imagens de TC que geraram reconstrução 3D de medidas craniofaciais, ósseas e tegumentares, representam a exatidão na avaliação real das mudanças no crescimento e desenvolvimento dos tecidos uma vez que os sistemas computacionais estejam calibrados [1].

Processos experimentais e computacionais são amplamente utilizados com este propósito, neste intuito os programas computacionais tornaram-se importantes para suprir a impossibilidade de medidas e melhoria de planejamentos onde não podem ser utilizadas medidas “in-vivo” de pacientes, nem tão pouco processos cirúrgicos de reconhecimento [1,2].

A validação dos diferentes programas para condições específicas de exposição dos pacientes é determinante para a confiabilidade do seu uso bem como o tratamento [3]. Desta forma a verificação de exatidão dos resultados, indicados pelos programas, vem de encontro com a necessidade e habilidade de fornecer seus dados a fim de utilizá-los para aplicações médicas e desenvolvimento de pesquisas nesta área [4]. Ao utilizar os programas de reconstrução, para conhecer os volumes dos tecidos e suas densidades, são necessários verificações de correções

destes resultados, garantindo assim uma melhor precisão nas informações. Associado a isto, a escala do número de TC é útil para auxiliar o reconhecimento dos tecidos, produzindo o aumento da qualidade do diagnóstico pelo médico radiologista [5].

Ao produzir as imagens de reconstrução para geração das densidades dos tecidos, o avaliador e o programa computacional utilizam o comparativo entre duas regiões próximas estudadas, para com isto gerar seus resultados, mas mesmo sendo satisfatória esta técnica devem ser levados em consideração os erros intrínsecos do próprio programa. Baseado nisto, os protocolos de implantação e manutenção em qualidade de imagens deve ser desenvolvidos [6,7,8]. Uma das alternativas de validação dos programas de reconstrução e leitura dos volumes e densidades dos tecidos é a realização de comparativos com objetos testes conhecidos, tais como o fantoma de cabeça, abdômen e tórax cujo material é o polimetilmetacrilato (PMMA) que são utilizados para determinar o Índice de Dose para exames de Tomografia Computadorizada (CDTI) [7] ou ainda o Catphan[®] [9] que contem materiais teflon, PMMA, polietileno de baixa densidade (LDPE) e Ar.

Diante disto, este trabalho associa a calibração dos sistemas de imagens para que ao utilizar estes mecanismos em radiodiagnósticos, o médico radiologista pode aplicar às correções necessárias para determinar as dimensões das estruturas humanas e os valores do número de TC que são fundamentais para avaliar o tipo de tecido investigado.

Diante disto, este trabalho tem como objetivo gerar e produzir valores dos volumes e densidades (neste trabalho representado por número de TC em Unidade de Hounsfield – UH) de um fantoma de PMMA escaneado por um tomógrafo multislice, realizar a reconstrução deste fantoma em um programa dedicado para conhecer seu volume e valor do número de TC e indicar valores de correção das medidas entre um fantoma de PMMA e um programa dedicado de reconstrução 3D.

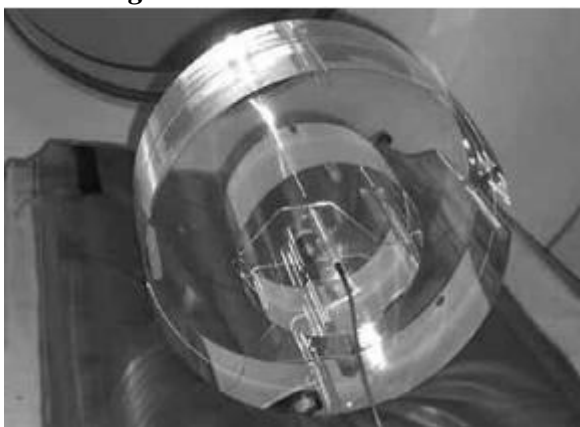
2. MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho utilizou um fantoma de tórax, como objeto teste, de PMMA de $\varnothing = 32$ cm e comprimento de 14 cm com cinco furos de $\varnothing = 1,3$ cm (Figuras 1 e 2) para serem adquiridos os cortes axiais volumétricos e produzir imagens DICOM de seu volume, em um tomógrafo Aquilion de 64 canais da Toshiba[®]. O protocolo fixo utilizado foi de 120 kVp, rotação do

tubo de 0,5 segundo, relação velocidade de deslocamento da mesa x rotação do tubo (spiral pitch) de 0,688 e corrente de 500 mA.

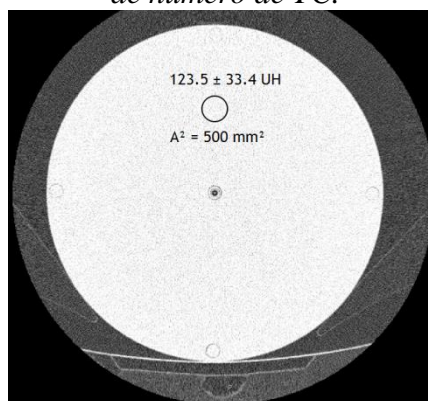
Após a aquisição dos cortes axiais volumétricos do fantoma de PMMA, foi criada uma região de interesse (ROI), com área circular $A^2 = 500 \text{ mm}^2$ para determinar o número de TC (figura 2) gerado pelo programa computacional de gerenciamento do tomógrafo.

Figura 1 – Fantoma de PMMA.



Fonte: Própria

Figura 2 – Posição do ROI com valor de número de TC.



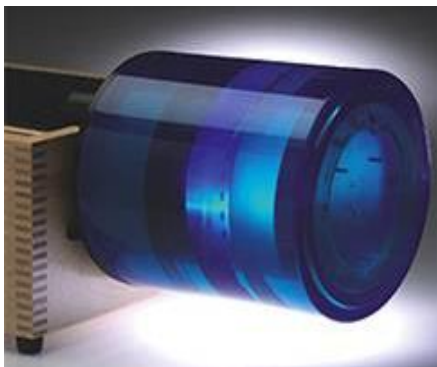
Fonte: Própria

Estes cortes foram utilizados para construir os volumes do fantoma e determinar, de forma comparativa, o número de TC pelo programa Vitrea[®] v.6.1, associado a cada estrutura de interesse (janelas): pulmonar, óssea e tecidos totais (pulmonar + ósseo + mole). Ao gerar os volumes destas estruturas, foi determinado separadamente, o volume dos tecidos moles como indicado pela equação 1:

$$\text{Volume}_{\text{tecido mole}} = \text{Volumes}_{\text{tecidos}}(\text{totais} - \text{pulmonar} - \text{ósseo}) \quad \text{Eq. 1}$$

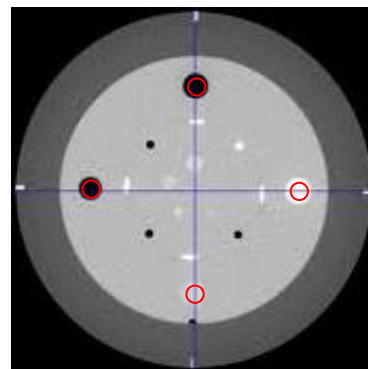
Após isto, foi verificada a calibração do tomógrafo utilizando o mesmo protocolo de incidência do fantoma PMMA, no fantoma Catphan[®] 500 que possui os materiais teflon, PMMA, LDPE e Ar (Figuras 3 e 4).

Figura 3 – Fantoma Catphan[®] 500



Fonte: Manual Catphan[®] 500

Figura 4 – ROI (em vermelho) nos quatro materiais



Fonte: Própria

Ao ser executada a aquisição dos cortes axiais volumétricos no fantoma Catphan[®], utilizou-se a ferramenta para criar um ROI, com área circular $A^2 = 90,00 \text{ mm}^2$ em cada material e encontrar seus números de TC, como indicado na figura 4. Este ROI foi executado com área menor do que a área de cada material específico para evitar qualquer interferência de leitura do material adjacente.

Com estas informações foram criadas a reta de linearidade e sua equação, a qual foi utilizada para encontrar o coeficiente de atenuação do acrílico (μ_{PMMA}), comparando assim com os valores de atenuação informados pelo fabricante [9,10].

Para determinar o volume físico do fantoma de PMMA foi utilizado a equação 2 a seguir:

$$V_{\text{fantoma}} = (\pi r^2 \times h)_{\text{total}} - 5(\pi r^2 \times h)_{\text{furos}} \quad \text{Eq. 2}$$

Onde V_{fantoma} é o volume total do fantoma sem os volumes dos cinco furos e “h” é o comprimento do fantoma.

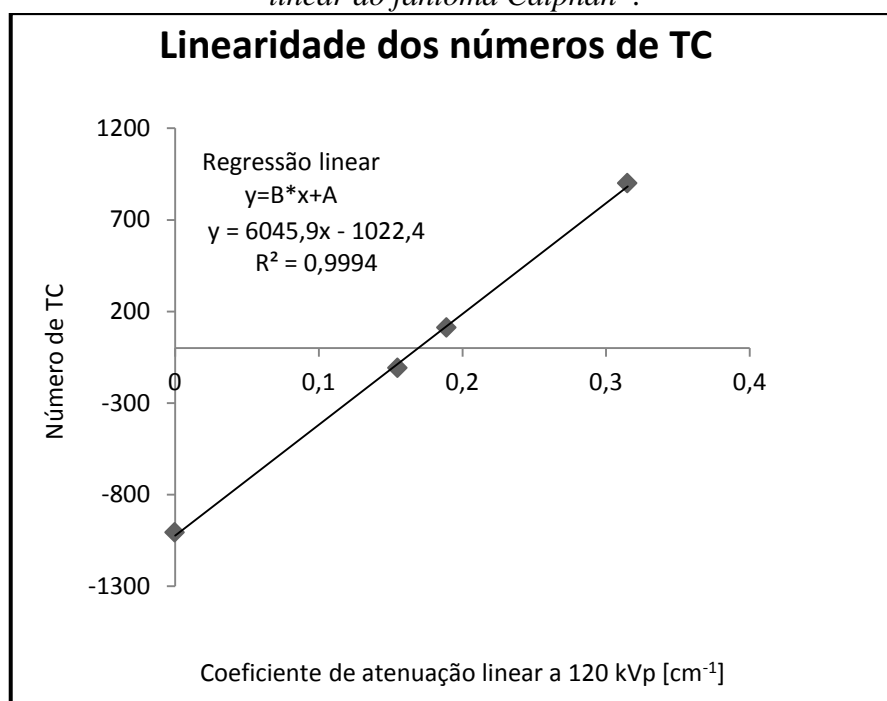
3. RESULTADOS

O volume físico do fantoma de PMMA é de $11166,58 \text{ cm}^3$ e os volumes gerados pelo programa Vitrea[®] são: $11897,29 \text{ cm}^3$, $10901,65 \text{ cm}^3$, $16906,49 \text{ cm}^3$ e $11848,34 \text{ cm}^3$ respectivamente para as janelas dos tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais. Com isto os

valores de correções aplicados são de -6,14%, +2,43%, -33,95% e -5,75% respectivamente para os tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais.

Os resultados de número de TC, determinados pelo programa computacional do tomógrafo, foram encontrados para o fantoma Catphan[®] como -1000,90 UH, 898,9 UH, 111,8 UH e -109,0 UH respectivamente para Ar, Teflon, Acrílico e LDPE. Com estes valores e os coeficientes de atenuações fornecidos pelo fabricante, foi montado a reta de linearidade das medidas de acordo com o gráfico 1.

Gráfico 1 – Linearidade dos números de TC e equação de regressão linear do fantoma Catphan[®].



Após isto, foi realizada a leitura do número de TC encontrado no fantoma de PMMA, pelo programa computacional do tomógrafo, como sendo de $(123,5 \pm 33,4)$ UH (figura 2) e utilizado para inserir na fórmula gerada pela equação de linearidade no valor de “y” (gráfico 1). Ao inserir este valor foi encontrado o $\mu_{\text{PMMA}} = 0,211 \text{ cm}^{-1}$ coincidente com o valor do fabricante. Desta forma o número de TC base foi adotado como $(123,5 \pm 33,4)$ UH.

Para os números de TC encontrados no programa Vitrea[®], associado a cada estrutura de interesse, os valores encontrados foram de $(97,60 \pm 58,9)$ UH, $(72,00 \pm 176,00)$ UH, $(143,20 \pm 19,50)$ UH e $(31,90 \pm 239,10)$ UH sendo assim, as indicações de correções de +26,54%, +71,53%, -13,70% e +287,15% respectivamente para tecidos: pulmonar, ósseo, moles e totais.

Para encontrar os valores de correções tomaram-se como base os valores médios das medidas encontradas pelo programa computacional Vitrea[®].

4. CONCLUSÕES

Para determinação de volumes dos tecidos pulmonar, ósseo e totais, reconstruídos no programa Vitrea[®], percebe-se que existem poucas divergências em relação ao determinado pelo fantoma de PMMA, indicando assim que o método empregado é confiável. No entanto, para os volumes dos tecidos moles, reconstruídos neste sistema, apresentam uma correção elevada e isto é bastante influente na determinação, por exemplo, de um volume de um órgão humano.

De acordo com os valores padrões indicados de número de TC [5] e adotados neste trabalho para tecidos pulmonar, ósseo e mole como sendo (-800 a -500) UH, (30 a 230) UH e (20 a 80) UH respectivamente, estes valores quando corrigidos pela calibração podem sofrer consideráveis transformações de referências.

O método de calibração do sistema para medições do número de TC apresenta parâmetros importantes para auxiliar no diagnóstico de patologias e investigações dos tipos de tecido humano encontrados em uma TC ou RM. De acordo com esta pesquisa devem ser inseridos os valores de correções quando utilizados os números de TC associado à reconstrução volumétrica no programa computacional Vitrea[®] e principalmente no programa de gerenciamento de um tomógrafo Toshiba[®].

Este método de comparação e calibração pelo sistema de reconstrução 3D, dimensionamento de volumes de tecidos e número de TC, podem ser adotados em outras máquinas de TC e RM com programas dedicados, tanto para auxiliar em diagnósticos, como para implantação de qualidade diagnóstica.

5. AGRADECIMENTO

À Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) por proporcionar bolsa de estudo ao autor principal. À Universidade Federal de Minas Gerais pelo apoio educacional.

REFERÊNCIAS

1. Cavalcanti, M. G. P.; Haller, J. W.; Vannier, M. W. Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, Philadelphia, v. 57, no. 6, p. 690-694, June 1999.
2. Carvalho, Antônio Carlos Pires. *História da Tomografia Computadorizada*. 2007. *Rev. Imagem*, Rio de Janeiro, 6p, 2007.
3. IAEA. International Atomic Agency, Radiological Protection for Medical Exposure to ionizing Radiation, Safety Standards. Series n. RS-G-1.5, 2002.
4. Kuszyk, B.S., Heath DG, Johnson PT, Fishman EK. CT angiography with volume rendering: in vitro optimization and evaluation of accuracy in quantifying stenoses. *AJR* 168(3):79, 1997.
5. Otto H. Wegener; *Whole body computed tomography*. 2 ed., Blackwell Scientific Publications Inc. ISBN 0-86542-223-0, Massachusetts, USA, 1983.
6. R. P. Parker; *Quality assurance in computed tomography*. University of Leeds Department of Medical Physics, The General Infirmary, GB-Leeds. 1985.
7. ACRIN-NLST CT Scanner Quality Control, American College of Radiology Imaging Network. P. 1-10, Version 1.3 8/19/03.
8. BJR 18. *British Journal of Radiology*, Supplement nº 18. *Criteria and Methods for Quality Assurance in Medical X-ray Diagnosis*. London, 1985.
9. *The phantom laboratory. Manual: Catphan 500 and 600*. Greenwich, NY. 2009. 37p.
10. T.S. Curry, J.E. Dowdey, and R.C. Murry, *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*, 4th ed. Lea & Febiger, PA, Malvern, 1990.
11. AAPM. *Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group*, No 66. *Medical Physics*, Vol. 30, No. 10, October 2003.

A STUDY OF ABSORBED DOSE VARIATION IN COMPUTED RADIOGRAPHY DUE TO THE ADDITIONAL FILTRATION COMBINATIONS AND CONSTANT VALUES

Marcos E. S. Abrantes^{1,2}, Arno H. de Oliveira¹

¹Departamento de Engenharia Nuclear – DEN
Universidade Federal de Minas Gerais
Av. Antônio Carlos, 6627 Campus UFMG, Escola de Engenharia, Bl 3, sala 3011
CEP31270-90, Belo Horizonte - MG, Brasil
marcosabrantes2003@yahoo.com.br

²Pós Graduação em Higiene Ocupacional (IPG)
Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais (FCMMG)
Alameda Ezequiel Dias, 275. 2o. andar
CEP: 30130-110, Belo Horizonte – MG, Brasil

ABSTRACT

The purpose of this work is to produce information to optimization of the doses in a department of radiology that uses computer images for diagnostic. This work has used a variation in the total filtration with addition of aluminum plates associated to the values of constant in accordance with the thickness of the chest. The techniques utilized varied in function of the combination of the filtration and constant for chest PA and LAT. The data encountered were divided in male and female, thickness PA and LAT and index of exposure in a total of 127 incidences. The results showed the predominance of the constant 35 and 40 with the additional filtration of 0.5 to 1.5 mmAl, voltage in male: PA and LAT (75-98) kV and (90-126) kV, female: (74-104) kV and (88-114) kV. The charge applied to the tube for males: PA and LAT (5-14) mA.s and (5-40) mA.s, female: PA and LAT (5-14) mA.s and (5.6-28) mA.s. The absorbed doses to the male PA and LAT are of (0.05-0.09) mGy and (0.08-0.15) mGy and to the female PA and LAT are of (0.04-0.12) mGy and (0.08-0.14) mGy. The index of exposition utilized to male and female PA and LAT was (1.71-1.89) and (1.9-2.1). In accordance with the applied techniques was found reduction in absorbed doses and optimization to the lungs.

1. INTRODUCTION

With the increase in computational imaging tools in computerized radiology systems (CR), to help diagnose or even improve the planning of therapies that some procedures and protocols in these areas are being developed, based on optimization of processes. Therefore, this type of X-ray production, for medical applications, it has become necessary to know the generation of doses provided to patients who can be compared to reference levels in radiodiagnosis or risk estimation radiation [1,2]. Thus, knowledge and improvement of these processes are required and must guarantee its accuracy in view, measure and generate more real information as possible [3].

Results from several countries have shown considerable variations in different facilities and even in a same facility for patient dosimetry, image quality in radiology and radiographic techniques [4,5,6,7,8,9,10,11,12]. In Brazil, some doses of surveys performed in patients at facilities of São Paulo, Rio de Janeiro, Recife and Belo Horizonte have served to give an overview of current conditions of diagnostic radiology services [13,14,15]. Quality control programs are an essential part in radiological practice and are effective in controlling radiation doses and processes. These programs should be encouraged in all medical radiological facilities and covering important physical and technical parameters to the radiographic examination carried out. It will take delimitations procedures, technical parameters and generating reference values that define the doses provided to patients and others [16,17,18,19].

Thus, this paper stresses and relates numerical values of constants associated with voltage applied to the X-ray tube combined with additional filtration to meet the absorbed doses provided to patients at a public hospital in Belo Horizonte.

2. MATERIALS AND METHODS

For this study we used the model RADspeed X-ray machine by Shimadzu Corporation under the anode angle 12° and 100 mm diameter, total filtration of 3.6 mm equivalent of aluminum (Al), maximum voltage of 150 kV and High voltage generator 25 kHz working frequency. This machine has automatic device which was not used so that the operator could change conveniently the tension load applied to the tube (mA.s), exposure time and current. For all issues was used thick focus of this machine. The generation of the images was produced in computed radiography system (CR) of AGFA[®] applying the exposure index more specified by the manufacturer.

Regarding the radiographic techniques constant values were used associated with tensions (kV) to produce variations of penetration of the photons in the tissues of patients, between male and female, totaling 200 incidents investigated. For this, the constants 30, 35 and 40 was taken, combined with trunk thickness (Eq. 1) in exams of projections Postero Anterior (PA) and Lateral (LAT) chest:

$$\text{kV} = 2 \times \text{trunk thickness} + \text{constant value} \quad (1)$$

The thicknesses of the trunks were obtained by measurements using a scaled thickness gauge with patients in deep breath and apnea. To determine the charge applied to the tube (mA.s) were used visual ratings, touch, knowledge of the operators regarding the firmness of patients trunk tissues. Screen Focus Distance (DFE) has been fixed for all cases to 180 cm.

Radiographic techniques with the use of constants and variables mA.s have been modified with respect to the additional filtration addition of aluminum (Al) on the machine while the tests were performed, lacking therefore indication patients to aggregate in a given group of

constants or additional filtration. The radiated field size in patients was determined by operators with prerequisite to only cover the size of the trunk.

After using the radiographic techniques previously discriminated and indicated, there were divisions of patient groups in relation to gender, incidence, trunk thickness and filtration used and exposure index (LgM). The indication is that an individual of a particular projection PA group not necessarily be in a corresponding projection LAT group, thus showing that the projections were studied separately. According to the recommendations of the manufacturer AGFA® ideal LgM values for the projections and PA and LAT chest incidences are 1.8 and 2.0 respectively [20], which were adopted in this study to be the basis of the study, however in this article were used the range from 1.71 to 1.89 to PA and 1.90 to 2.10 to LAT. By adopting the definition of the LgM the number of issues has been reduced to 127.

2.1. Simulations with the PCXMC

To perform the calculations of absorbed doses in the lungs, in accordance with the variations of radiographic techniques parameters, this study has used the PCXMC software version 2.0 [21].

Has been inputted into PCXMC the values of spectra to generate calculations in accordance with the applied charge to the X-ray tube and all the others parameters. On Fig. 1 is presented the spectral used in these simulations.

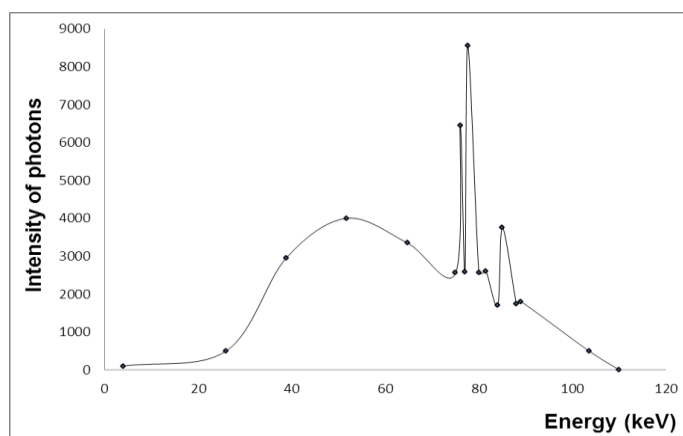


Figure 1 – Energy spectral of intensity x energy (keV).

For the generation of doses and statistics error has been generated $2 \times E7$ energy photons for each pack of 10 keV reaching 150 keV with processing time of 18 minutes and 30 seconds in a computer 1.8 Ghz processor and 2GB of Ram. The parameter of applied charge to the X-ray tube was varied for generation and composition of absorbed doses, since have not the air kerma values. This software uses a mathematical hermaphrodite phantom MIRD5 [21,22] based on Cristy and Eckerman Phantom [23,24] with adult biotype with height of 174 cm, 70

kg, 30 year old. However, the simulations were processed with the real physical characteristics of each patient. On Fig. 2 may identify one of the screens of this software.

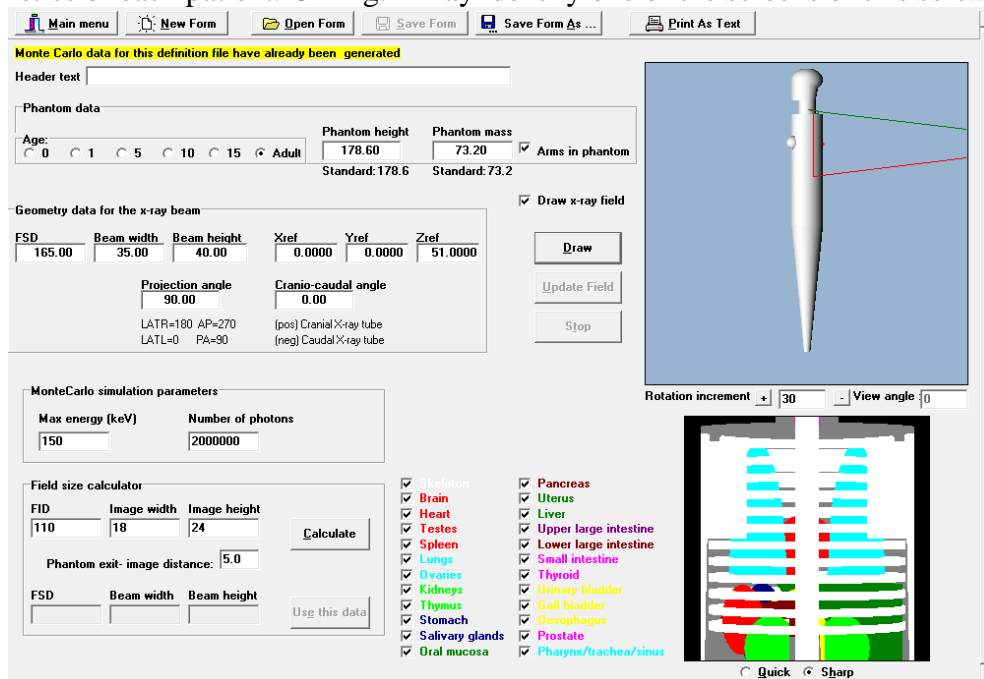


Figure 2 – Screen of PCXMC to insert radiographic parameters.

This screen allows the user to insert the biotype, focus skin distance, size of irradiation field and its position on phantom, incidence angle of technique, number of photons and the selection of organs of interest for this radiographic technique.

3. RESULTS END DISCUSSIONS

The results of incidence, thickness of the trunk, filtering used and the ranges of exposures rates found are shown in Tab. 1 and 2 in accordance with the divisions of male and female groups.

Table 1 – Characteristics of male groups in relation to incidence, trunk thickness, filtration and LgM.

Group	Incidence	Trunk thickness ^a (cm)	Filtration ^a (mmAl)	LgM ^a
1PA		20-21		1.73-1.80
3PA		22-23		1.71-1.88
5PA	PA	24-25	0-1,5	1.74-1.89
7PA		26-27		1.72-1.89
9PA		28-29		1.73-1.84
1LAT		30-32		1.94-2.10
3LAT		33-34		1.96-2.04
5LAT	LAT	35-36	0-1,5	1.92-2.09
7LAT		37-43		1.91-2.01

a – Range values in groups.

Table 2 – Characteristics of female groups in relation to incidence, trunk thickness, filtration and LgM.

Group	Incidence	Trunk thickness ^a (cm)	Filtration ^a (mmAl)	LgM ^a
2PA	PA	22-23	0-1,5	1.80-1.83
4PA		24-25		1.76-1.88
6PA		26-27		1.75-1.87
8PA		28-29		1.76-1.89
10PA		30-32		1.72-1.83
2LAT	LAT	29-31	0-1,5	1.91-2.03
4LAT		32-33		1.93-2.05
6LAT		34-37		1.90-2.10

a – Range values in groups.

The thickness of the trunk indicate no connection with the exposure indexes found, thus showing that LgM cannot be a parameter to associate with the thickness or a factor composition of radiographic techniques to be used.

The Tab. 3 and 4 shows the ranges of the parameters that make up the radiographic techniques found in male and female groups. In these tables can be seen that as the voltage increases due to the constant value, the charge applied to the tube increase proportionally. As the values of the constants are related to the thicknesses of the trunks, the results of the charge applied to the tube also have association proportion to the thicknesses.

Table 3 – Parameters of radiographic techniques used in the male group.

Male group ^a	Constant	Radiographic techniques				
		Voltage (kV)	Current (mA)	Time (ms)	Charge (mA.s)	
1PA	35-40	75-82	500-525	10-18	5-9	
3PA		74-86		10-58		
5PA	30-40	78-90	250-525	12-50	5-12.5	
7PA		82-94		10-32		
9PA		86-98		12-50		6.3-12.5
1LAT	30-40	90-104	250-800	10-40	5-16	
3LAT		96-108		12-50		8-16
5LAT		100-112		20-100		8-40
7LAT		104-126		20-56		8-18

a – Male group PA and LAT.

Table 4 – Parameters of radiographic techniques used in the female group.

Female group ^a	Constant	Radiographic techniques			
		Voltage (kV)	Current (mA)	Time (ms)	Charge (mA.s)
2PA	30-40	74-86	250-525	10-32	5-14
4PA		78-90		11-50	5.6-14
6PA		82-94		12-40	6.3-12.5
8PA		86-98		11-50	5.6-14
10PA		90-104		390-525	12-32
2LAT	30-40	88-102	250-525	11-56	5.6-28
4LAT		94-106	250-500	16-63	5.6-16
6LAT		98-114	254-500	20-63	8-16

a – Female group PA and LAT.

The results of the dose absorbed in the lungs are presented in Tab. 5 showing that as additional filtration in the X-ray tube and the constant increase, the dose decreases.

Table 5 – Absorbed dose due to the constant values and additional filtration Aluminum.

Constant	Filtration (mmAl)	Absorbed dose ^a Male (mGy)		Absorbed dose ^a Female (mGy)	
		PA	LAT	PA	LAT
		30	0	0.10±0.03 ^b	0.15±0.01
35	0	0.08±0.04	0.14±0.03	0.10±0.03	0.11±0.04
40	0	0.08±0.02	0.14±0.02	0.15±0.10	0.12±0.04
35	0.5	0.07±0.02	0.12±0.03	0.09±0.04	0.13±0.02
40	0.5	0.07±0.01	0.10±0.04	0.07±0.04	0.14±0.03
35	1.0	0.06±0.01	0.10±0.01	0.06±0.03	0.09±0.02
40	1.0	0.07±0.01	0.11±0.05	0.06±0.01	0.07±0.03
40	1.5	0.06±0.02	0.09±0.04	0.11±0.04	0.06±0.04

a – Statistic error $E(\%) \leq 1.9$; b – Mean and standard deviation

In Figures 3 and 4 are shown the results of the absorbed doses due to changes in the trunk thickness.

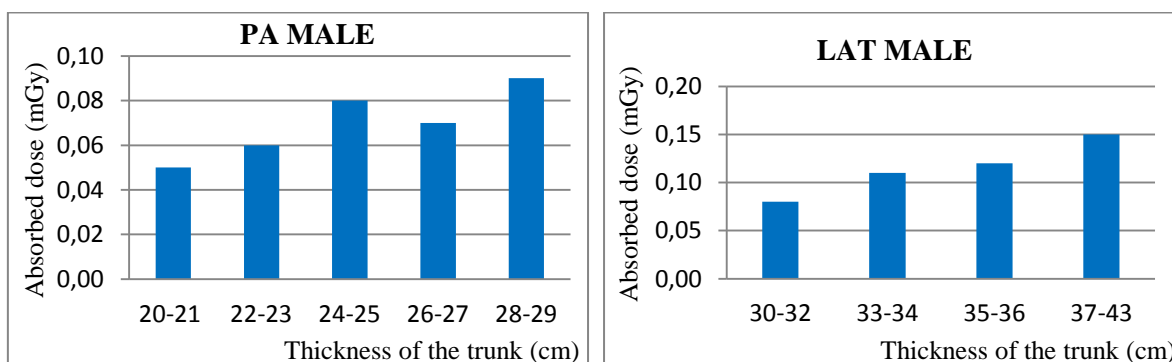


Figure 3 – Relationship between thickness of the trunk and absorbed dose for males.

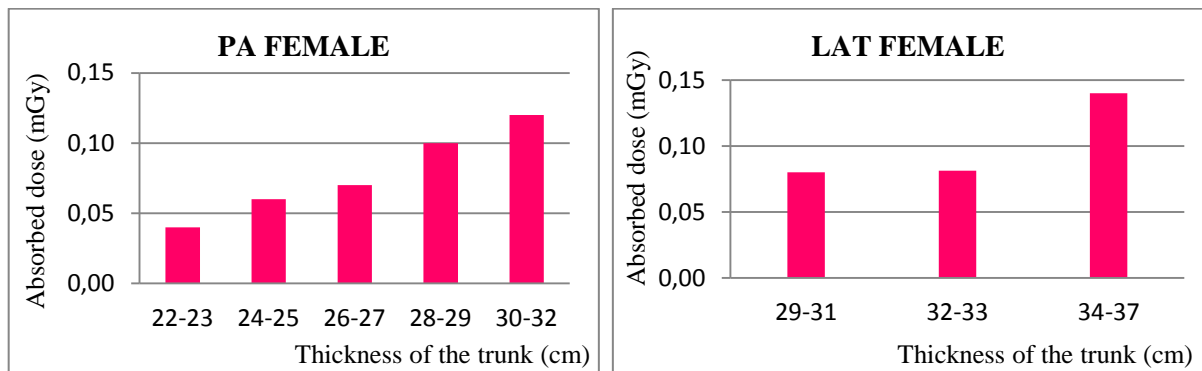


Figure 4 – Relationship between thickness of the trunk and absorbed dose for female.

According to the absorbed dose setting [25] can be seen in the two charts that as greater is the thickness, the greater is the dose. Indicating that there was a greater deposition of radiation energy in the human tissue due to the greater amount of tissue in the path of photons [26].

4. CONCLUSION

The adoption of constant values associated with the thickness of the trunk to develop and find the voltage at the X-ray machine, provides the development of a standard for optimization of doses as well assist in the development of radiographic techniques for operators. These parameters can be used in the management and implementation of quality in a radiology department in addition to enabling better training that reduce repetitions of incidences and radiation dose applied to the patient. Radiographic techniques reference in this work can be reproduced in the radiology department as well as serve as a guiding to produce good quality images, respecting the settings of the techniques associated with anthropometrics parameters of patients.

ACKNOWLEDGMENTS

To Nacional Commission of Nuclear energy (CNEN) for provide scholarship to primary author. To Federal University of Minas Gerais for educational support.

REFERENCES

1. ABRANTES, M.E.S.; YORIYAZ, H.; and OLIVEIRA, A. H. *Comparison between the results of absorbed doses in organs by computer programs MCNP 4C, CALDose X and PCXMC in patients submitted in diagnostic radiology exams. International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2011, X ENAN*; ISBN: 978-85-99141-04-5, 2011.
2. IAEA. *Organismo Internacional de Energia Atómica, Programa Nacional de Protección Radiológica en las Exposiciones Médicas. IAEA-TECDOC-1710/S.*

ISBN: 978-92-0-343010-4 <http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/10367/Programa-Nacional-de-Proteccion-Radiologica-en-las-Exposiciones-Medicas>. Viena, 2013.

3. IAEA. *International Atomic Agency, Radiological Protection for Medical Exposure to ionizing Radiation, Safety Standards*. <http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/6290/Radiological-Protection-for-Medical-Exposure-to-Ionizing-Radiation-Safety-Guide>. Series n. RS-G-1.5, 2002.
4. CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images*. <ftp://ftp.cordis.lu/pub/fp5- Euratom/docs/eur16260.pdf>. EUR16260, 1996.
5. CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics*. <ftp://ftp.cordis.europa.eu/pub/fp5- Euratom/docs/eur16261.pdf>. EUR16261, 1996.
6. RAMLI, K. et. al. *Computed and conventional chest radiography: A comparison of image quality and radiation dose*. *Australasian Radiology*, v. 49, p. 460-466, 2005.
7. CIRAJ, O., MARKOVIC, S., KOSUTIC, D., *First results on patient dose measurements from conventional diagnostic radiology procedures in Serbia and Montenegro; Radiation Protection Dosimetry* (2005) Vol. 113, No. 3, pp. 330–335, 2005.
8. PAPADIMITRIOU, D., PERRIS, A., MOLFETAS, M.F.G., PANAGIOTAKYS, N., MANETOU, A., TSOUROUFLIS, G., VASSILEVA, J., CHRONOPOULOS, P., KARAPANAGIOTOU, O., KOTTOU, S., *Patient dose, image quality and radiographic techniques for common x-ray examinations in two Greek hospitals and comparison with european guidelines; Radiation Protection Dosimetry*: Vol. 95, No. 1, pp. 43–48 (2001) Nuclear Technology Publishing, 2001.
9. JOHNSTON, P., BRENNAN, P.C., *Reference dose levels for patients undergoing common diagnostic x-ray examinations in Irish hospitals; Radiation Protection Dosimetry* Vol. 95, No. 1, pp. 43–48 (2001), Nuclear Technology Publishing, 2001.
10. FREITAS, M. B. de; *Panorama das Exposições Médicas em Radiologia Convencional no Estado de São Paulo*. 2005. 126 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, 2005.
11. KOTSUBO, M.T.K. *Radiografia de tórax: avaliação da qualidade de imagem, doses e custos*. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), dissertação de mestrado, 2002.
12. OLIVEIRA, M.L., KHOURY, H. *Influência do procedimento radiográfico na dose de entrada na pele de pacientes em raios X pediátricos*. *Radiologia Brasileira*, vol. 36, p.105-109, 2003.
13. OSIBOTE, A. O., et. al. *Exposição de pacientes e qualidade da imagem em radiografias de tórax: uma avaliação crítica*. *Radiologia Brasileira*, v.40 (2), p.119-122, 2007.
14. GELEINJNS, J.; SCHULTZE KOOL, L.J.; ZOETELIEF, J.; ZWEERS, D.; BROERSE, J. J. *Image quality and dosimetric aspects of chest x ray examinations: measurements with various types of phantoms*. *Radiation Protection Dosimetry*, v.49, p.83-88, 1993.
15. AZEVEDO, A.C.P., MOHAMADAIN, K.E.M., OSIBOTE, O.A., CUNHA, A.L.L., FILHO, A.P., *Estudo Comparativo das Técnicas Radiográficas e Doses entre Brasil e Austrália*. *Radiol. Bras*; 38, n.5: 343-346; 2005.
16. ABRANTES, M.E.S; *Dose de radiação em pacientes submetidos a exames de raios X diagnóstico em uma unidade de pronto socorro*, 2007. Dissertação (Mestrado em Ciências Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2007.
17. LACERDA, M.A.S.; KHUORY, H.J.; DA SILVA, T.A. ; PEREIRA, M.T. ; ROCHA, W.S. ; AZEVEDO, A.C.P. . *Radiation dose to children undergoing chest radiography in*

- public and private pediatric hospitals of Belo Horizonte - Brazil. Radioprotección* (Madrid), v. XIII, p. 92-94, 2006.
18. ZENÓBIO, M. A. F.; DA SILVA, T. A. *Absorbed doses on patients undergoing tomographic exams for pre-surgery planning of dental implants. Applied Radiation and Isotopes*, v. 65, p. 708-711, 2007.
 19. BIR Report 18. Technical and Physical Parameters for Quality Assurance in Medical Diagnostic Radiology; *Tolerances, Limiting Values and Appropriate Measuring Methods*, <http://bookshop.europa.eu/en/bir-report-18-technical-and-physical-parameters-for-quality-assurance-in-medical-diagnostic-radiology-tolerances-limiting-values-and-appropriate-measuring-methods-pbEUNA11620/?CatalogCategoryID=7QwKABstDHwAAAEjK5EY4e5L>. BIR Report 18, 1989.
 20. SCHAETZING, R.; *Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography. Pediatr Radiol 34(Suppl 3): S207-S214*. DOI 10.1007/s 00247-004-1271-z. Approaches and solutions. 2004.
 21. STUK-A231 Tapiovaara M, Siiskonen T. PCXMC, A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. Helsinki 2008.
 22. KRAMER, R.; KHOURY, H. J. and VIEIRA, J. W. *CALDose X—a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology*, Received 30 June 2008, in final form 29 September 2008 Published 21 October 2008. Online at stacks.iop.org/PMB/53/6437.
 23. CRISTY, M. *Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose*, NUREG/CR-1159, ORNL/NUREG/TM-367. Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory; 1980.
 24. CRISTY, M.; ECKERMAN, KF. *Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. I. Methods*. Report ORNL/TM-8381/V1. Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory; 1987.
 25. ICRP. International Commission on Radiological Protection. *Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60. ICRP Publication 119*. [http://www.icrp.org/docs/P%20119%20JAICRP%2041\(s\)%20Compendium%20of%20Dose%20Coefficients%20based%20on%20ICRP%20Publication%2060.pdf](http://www.icrp.org/docs/P%20119%20JAICRP%2041(s)%20Compendium%20of%20Dose%20Coefficients%20based%20on%20ICRP%20Publication%2060.pdf). Ann. ICRP 41 (Suppl.) 130 p, 2012.
 26. VAÑÓ, E.; GUIBELALDE, E.; MORILLO, A.; ALVAREZ-PEDROSA, C. S.; FERNANDEZ, J. M. Evaluation of the European image quality criteria for chest examinations. *The British Journal of Radiology*, 68, 1349-1355, 1995.

DESENVOLVIMENTO DE UM SCRIPT PARA CONVERSÃO DE ARQUIVOS DICOM PARA .TXT

M.E.S. Abrantes^{1,2}; A. H. de Oliveira¹; R. C. e Abrantes³ e M. J. Magalhães⁴

¹Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
Departamento de Engenharia Nuclear - DEN
Av. Antônio Carlos, 6627 Campus UFMG
Escola de Engenharia, Bl 3, sala 3011
Pampulha – Belo Horizonte – MG
CEP: 31.270-90
marcosabrantes2003@yahoo.com.br

²Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais (FCMMG)
Pós Graduação em Higiene Ocupacional
Alameda Ezequiel Dias, 275. 2º . andar
Centro - Belo Horizonte – MG
CEP: 30130-110

³Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
Departamento de Engenharia Elétrica
Edifício Artur Guimarães - 2º. andar,
Av. Antônio Carlos, 6627
Pampulha – Belo Horizonte – MG
CEP: 31270-010
abrantes.rafal@gmail.com

⁴Ambienttal Proteção Radiológica
Rua Brasópolis, 166 – B. Floresta
Belo Horizonte – MG
CEP: 30.150-170
mjuliano100@yahoo.com.br

ABSTRACT

Palavras chaves: Simulação computacional; Dosimetria; Conversão de imagens; ImageJ. Introdução: Com o aumento do uso de técnicas de simulação computacional para obter um diagnóstico ou terapia em pacientes, os softwares MCNP e SCMS estão sendo largamente utilizados. Para utilizar o SCMS como interface de entrada dos dados para o MCNP é necessário realizar transformações das imagens DICOM para arquivos de textos. Objetivo: Produzir um script semiautomático de conversão de imagens DICOM, geradas pela Tomografia Computadorizadas ou Ressonância Magnética, para .txt no software IMAGEJ. Metodologia: Este trabalho, foi desenvolvido na plataforma do software IMAGEJ com um computador Intel Core 2 Duo, CPU de 2.00GHz, com 2.00 GB de memória RAM para um sistema de 32 bits. O desenvolvimento do script foi realizado em um editor de texto utilizando linguagem JAVA. Para a inserção do script no IMAGEJ utilizou-se a ferramenta plugins deste software. Após isto, uma janela é aberta solicitando o caminho dos arquivos que serão lidos, nome do primeiro e último arquivo DICOM a ser convertido, juntamente com o local onde serão armazenados os novos arquivos. Resultados: Para o processamento manual de conversão DICOM para .txt de um exame de Tomografia Computadorizada com 600 imagens demanda um tempo aproximadamente de 8 horas. O uso do script permite uma redução do tempo de conversão para 12 minutos. Conclusão: O script utilizado demonstra habilidade de conversão de DICOM para .txt e uma melhora significativa de ganho de tempo no processamento.

RESUMO

Introdução: Com o aumento do uso de técnicas de simulação computacional para obter um diagnóstico ou terapia em pacientes, os softwares MCNP e SCMS estão sendo largamente utilizados. Para utilizar o SCMS como interface de entrada dos dados para o MCNP é necessário realizar transformações das imagens DICOM para arquivos de textos. Objetivo: Produzir um script semi automático de conversão de imagens DICOM, geradas pela Tomografia Computadorizadas ou Ressonância Magnética, para .txt no software IMAGEJ. Metodologia: Este trabalho, foi desenvolvido na plataforma do software IMAGEJ com um computador Intel Core 2 Duo, CPU de 2.00GHz, com 2.00 GB de memória RAM para um sistema de 32 bits. O desenvolvimento do script foi realizado em um editor de texto utilizando linguagem JAVA. Para a inserção do script no IMAGEJ utilizou-se a ferramenta plugins deste software. Após isto, uma janela é aberta solicitando o caminho dos arquivos que serão lidos, nome do primeiro e último arquivo DICOM a ser convertido, juntamente com o local onde serão armazenados os novos arquivos. Resultados: Para o processamento manual de conversão DICOM para .txt de um exame de Tomografia Computadorizada com 600 imagens demanda um tempo aproximadamente de 8 horas. O uso do script permite uma redução do tempo de conversão para 12 minutos. Conclusão: O script utilizado demonstra habilidade de conversão de DICOM para .txt e uma melhora significativa de ganho de tempo no processamento.

Palavras chaves: Simulação computacional; Dosimetria; Conversão de imagens; ImageJ.

1. INTRODUÇÃO

Com o aumento do uso da radiação ionizante nas aplicações médicas, com finalidade de diagnóstico ou terapia, tornou-se necessário o conhecimento do sistema de simulação em pacientes. Processos experimentais e computacionais são amplamente utilizados com este propósito, neste intuito os programas computacionais tornaram-se importantes para suprir a impossibilidade de medidas e melhoria de planejamentos onde não podem ser utilizadas medidas “*in-vivo*” de pacientes. A validação dos diferentes programas para condições específicas de exposição dos pacientes é determinante para a confiabilidade do seu uso bem como o tratamento [1].

Desta forma a verificação dos programas computacionais vem de encontro com a necessidade de se conhecer melhor suas funções, habilidades, tempo de processamento, praticidade de manuseio, tipos de resultados e de que forma é viável em relação ao desenvolvimento de pesquisas na área médica.

Os programas computacionais que calculam as doses de radiação necessitam de processamento rápido, principalmente se seu uso possui a finalidade de planejamento para terapia. O tempo de processamento depende das ferramentas disponibilizadas, como são processados os dados de entrada e o software adequado para isto. Tais ferramentas podem gerar imagens adquiridas da tomografia computadorizada (CT) ou ressonância magnética (RM) com finalidade de produzir dados de entrada para produzir um fantoma que auxilia, principalmente, o planejamento em terapia. A partir disto os softwares de reconstrução 3D ou de simulação podem ser utilizados [2]. Mas para isto é necessário organizar e compilar os arquivos de entrada dos softwares simuladores. Desta forma, existe atualmente alguns software para simulação, mas necessitam de arquivos de entrada de cada indivíduo investigado.

Um dos softwares mais utilizados é baseado em métodos de Monte Carlo (MCNP). Este software está sendo largamente utilizados, entre outras coisas, para a simulação e planejamento terapêutico. Sua base de dados para entrada pode ser os arquivos de CT ou RM em formato DICOM gerados por estes sistemas [3] [4].

Para utilizar os arquivos como interface de entrada, dos dados para o MCNP [5], é necessário realizar transformações das imagens DICOM para arquivos tipo textos (.txt) utilizando o software para reconstrução de fantoma segmentado (SCMS) [6, 7, 8]. Porém essa transformação é realizada manualmente e demanda tempo.

2. OBJETIVO

Produzir um script semiautomático de conversão de imagens DICOM para texto (.txt), geradas pela Tomografia Computadorizadas ou Ressonância Magnética a fim de minimizar o tempo de processamento.

3. METODOLOGIA

Este trabalho, foi desenvolvido na plataforma do software IMAGEJ utilizando um computador Intel Core 2 Duo, CPU de 2.00GHz, com 2.00 GB de memória RAM para um sistema de 32 bits. O desenvolvimento do script foi realizado em um editor de texto utilizando linguagem JAVA. Para a inserção do script no IMAGEJ utilizou-se a ferramenta plugins deste software. Após isto, uma janela é aberta solicitando o caminho dos arquivos que serão lidos, nome do primeiro e último arquivo DICOM a ser convertido, juntamente com o local onde serão armazenados os novos arquivos. Na Figura 1 está exemplificado um script desenvolvido e preenchido.

```
//nome do ultimo arquivo
arquivo_final = "IM-0001-0318.dcm";

//caminho onde serão salvas as imagens
path = "M:/TC/Convertidos/TC3/";

IJ.open();
img = IJ.getImage();
nome = img.getTitle();

while( nome != arquivo_final ){

img = IJ.getImage();
nome = img.getTitle();
IJ.saveAs("Text Image", path + nome);
IJ.doCommand("Open Next");

}

img.close();
```

Figura 1 – Exemplo de script preenchido.

Ao inserir os dados neste script, o software IMAGEJ solicita a partir de qual arquivo, dentro de uma pasta, será convertido bastando apenas dar um clique duplo neste arquivo. A partir deste comando o software IMAGEJ realiza a abertura de um arquivo por vez, visualizado na tela, para realizar a conversão automática. Após as conversões, este software procede ao fechamento e a abertura de um novo arquivo, procedendo até encontrar o último arquivo indicado no script.

4. RESULTADOS

Para o processamento manual de conversão DICOM para .txt de um exame de Tomografia Computadorizada com 600 imagens, com tamanho de 515 kb cada, demanda um tempo aproximado de 8 horas. O uso do script permite uma redução do tempo de conversão para 12 minutos produzindo 600 arquivos .txt de tamanho de 2,3 Mb cada, aproximadamente.

5. CONCLUSÃO

O script utilizado é inédito e demonstra habilidade de conversão de DICOM para .txt e uma melhora significativa de ganho de tempo no processamento.

AGRADECIMENTOS

À Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) por proporcionar bolsa de estudo ao autor principal. À Universidade Federal de Minas Gerais pelo apoio educacional.

REFERÊNCIAS

- [1] IAEA. International Atomic Agency, Radiological Protection for Medical Exposure to ionizing Radiation, Safety Standards. Series n. RS-G-1.5, 2002.
- [2] R. G. Possani; Re-Engenharia do Software SCMS para uma linguagem orientada a objetos (JAVA) para uso em construções de fantomas segmentados. Dissertação de mestrado. IPEN, 2012.
- [3] Yoriyaz, H.; The SCMS Program: Segmented Phantom Construction Software for the MCNP Radiation Transport Simulation – Version 1.0. IPEN. 2002.
- [4] Beyer et al, 2000; Beyer, T.; Townsend, D. W.; Brun, T. A combined PET/CT scanner for clinical oncology. J. Nucl. Med. 2000; 41 (8): 1369-79.
- [5] Briesmeister J. F. “MCNP-4C – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, version 4C. Los Alamos National Laboratory Report, LA-13709-M, April 2000.
- [6] Yoriyaz, H.; Stabin, M; and Santos, A “Monte Carlo MCNP-4B Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient – Specific Dosimetry”. J. Nuc. Med., v.42(4), p.662-669, April, 2001.
- [7] Yoriyaz, H.; Santos, A and Stabin, M; “Absorbed Fractions in a Voxel-Based Phantom Calculated with the MCNP-4B Code”. Med. Phys., v.27(7), p.1555-1562, July, 2000.
- [8] Stabin, M. and Yoriyaz, H. “Photon Specific Absorbed Fractions Calculated in the Trunk of an Adult Male Voxel-Based Phantom”. Health Physics, v.82(1), p.21-44, January, 2002.

COMPARISON BETWEEN THE RESULTS OF ABSORBED DOSES IN ORGANS BY COMPUTER PROGRAMS MCNP 4C, CALDOSE X AND PCXMC IN PATIENTS SUBMITTED IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY EXAMS.

M.E.S. Abrantes¹, H. Yoriyaz² and A. H. Oliveira¹

¹Departamento de Engenharia Nuclear
Universidade Federal de Minas Gerais
Av. Antônio Carlos, 6627 Campus UFMG
31270-901 Pampulha, Belo Horizonte, MG, Brazil
marcosabrantest2003@yahoo.com.br

² Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN / CNEN - SP)
Av. Professor Lineu Prestes 2242
05508-000 São Paulo, SP
hyoriyaz@ipen.br

ABSTRACT

The x-rays to diagnostics are composed of several radiographic parameters that may be since from the biotype of the patient until the composition of radiographic techniques. According to the composition of the parameters adopted by operators of the equipment, the absorbed doses in organs (D_{organs}) of patients may vary. In this paper, has been used the programs MCNP 4C, CALDose X and PCXMC to determine the D_{organs} based on same radiographic parameters of spectrum, generated by the incidence of X-ray source associated with the skin-focus distance and antero-posterior incidence (AP). The computational phantoms used were Xman1 Mird (ManRay 3.0) to MCNP 4C, MASH to the CALDose X and Rando to PCXMC. The organs and D_{organs} studied were lungs, stomach and thyroid in the three software. The results that will be obtained possess the purpose of showing the agility and easiness, of programs of low cost or liberate in order to they obtain satisfactory results compared to MCNP 4C.

1. INTRODUCTION

With the increase of X-ray use in medical applications for diagnostics purposes, has become necessary the know the given doses in the patients for comparison to reference levels in radiodiagnostics or radiation risk. Experimental and computational process are widely used with this purpose, for this purpose the software has turned an important tool to feed the impossibility for take “in-vivo” measures in patients submitted to the exams. The validation of different software for specific conditions of exposure of patients is determinant for the reliability of its use [1].

Thus verification of these software come to meet the need to know better their functions, skills, processing time, handling convenience, kind of results and which way is viable comparing to developing of research or learning. Another relevant aspect to determine which software to choose, is how they are sold, in some instances they are not economically viable or have restrictions to their sale.

The software that calculate the absorbed doses in organs need to be fast in processing, especially if it is used to learning activities, but with satisfactory results, closest possible of real doses. The time of processing depends of high-performance computers or the accuracy of results and the relation between them.

In this paper, we performed a comparison of three software that calculates absorbed doses or indexes for subsequent conversion to absorbed doses, in order to be analyzed before its developing, which were delimited to calculate in the organs: Lungs, Stomach and Thyroid. This delimitation is based on the same parameters as the composition of radiographic techniques. The results that will be obtained possess the purpose of showing the agility and easiness, of low costs software or freeware that obtain satisfactory results compared to MCNP4C.

2. MATERIALS AND METHODS

To this paper, has been used three software that are based in probability and statistics of interaction between radiation and matter, grounded in the Principles of Monte Carlo. The software are PCXMC version 1.5 [2], CalDose X version 4.1 [3] and MCNP4C [4].

The radiographic technique is determined in equal parameters and are reasoned in a voltage of 110 kV, charge applied on X-rays tube of 20 mA.s, total filtration of tube in 2,5 mm AL, tungsten anode angle of 17°, focus skin distance (FSD) of 155 cm and range between focus and detector (film) of 180 cm, irradiation field size in the detector center of 35 x 40 cm², positioning of top of the irradiation field from T4 thoracic vertebra, postero-anterior projection (PA) to the chest and the same spectra energy relative to intensity x energy.

2.1. Simulations with the PCXMC

Has been inserted in the PCXMC the spectra values in the input files to generate calculations following the applied charge to the X-ray tube and all the others parameters. On Fig. 1 is presented the spectral used in these simulations.

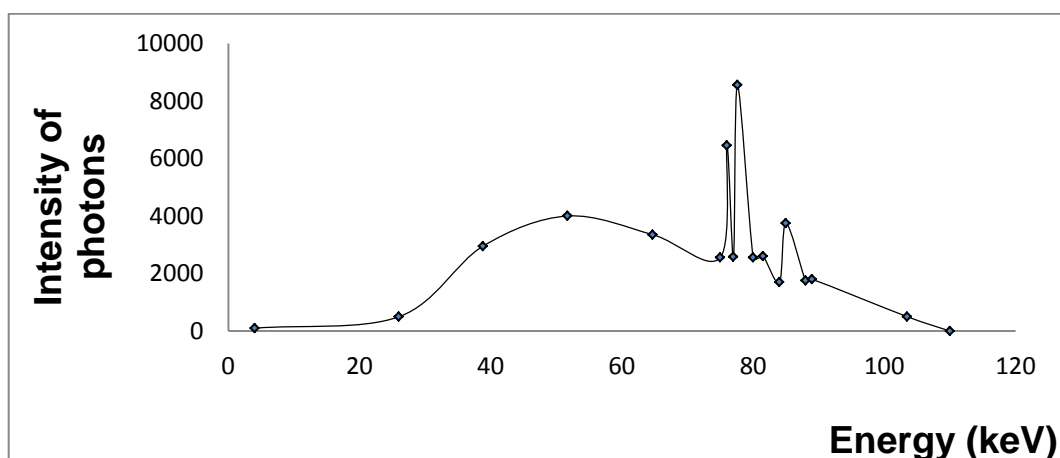


Figure 1. Energy spectral of intensity x energy (keV).

For the generate doses and statistics errors has been generated 2×10^7 energy photons for each pack of 10 keV reaching 150 keV with processing time of 18 minutes and 30 seconds in a computer 1.8 Ghz processor and 2 GB of Ram. The parameter of applied charge to the X-ray tube was 20 mA.s for generation and composition of absorbed doses, since it has not the air kerma values. This software uses a mathematical hermaphrodite phantom MIRD5 (2) (3) based on Cristy and Eckerman Phantom (5) (6) with adult biotype with height of 174 cm, 70 kg, 30 year old. On Fig. 2 you may identify one of the screens of this software.

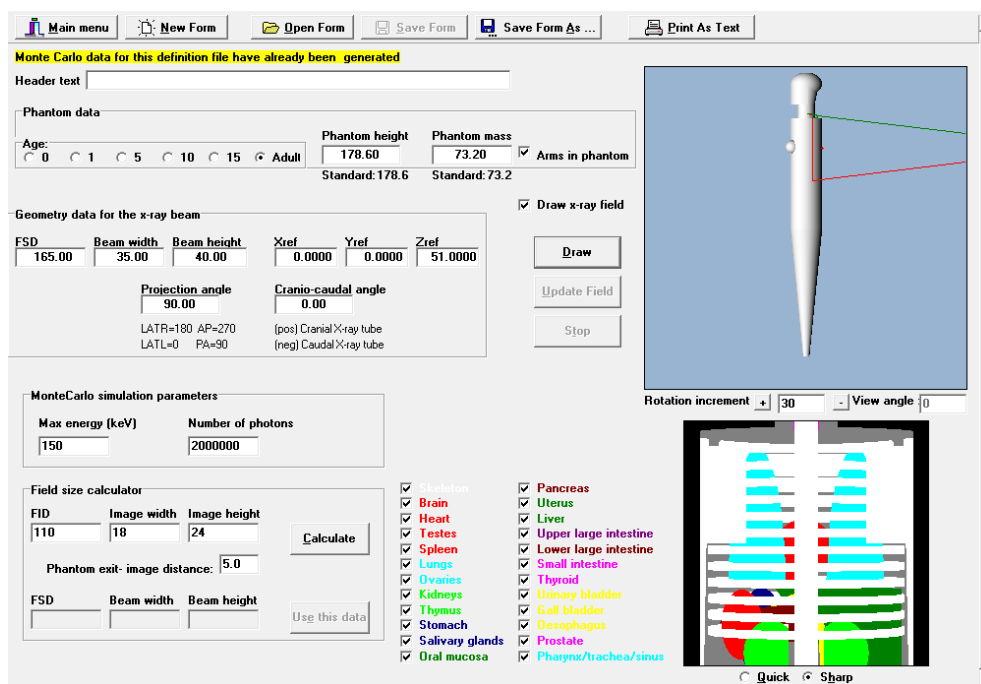


Figure 2. Screen of PCXMC to insert radiographic parameters.

This screen allows the user to insert the biotype, focus skin distance, size of irradiation field and its position on phantom, incidence angle of technique, number of photons and the selection of organs of interest for this radiographic technique.

2.2. Simulations with the CalDose X

In this simulation has been used the standard yield curve of the software as presented on Fig. 3 that depends of applied tension of 110 V, applied charge in X-ray tube and the focus skin distance. This software has not processing time neither photons numbers for generate the interactions between radiation and matter.

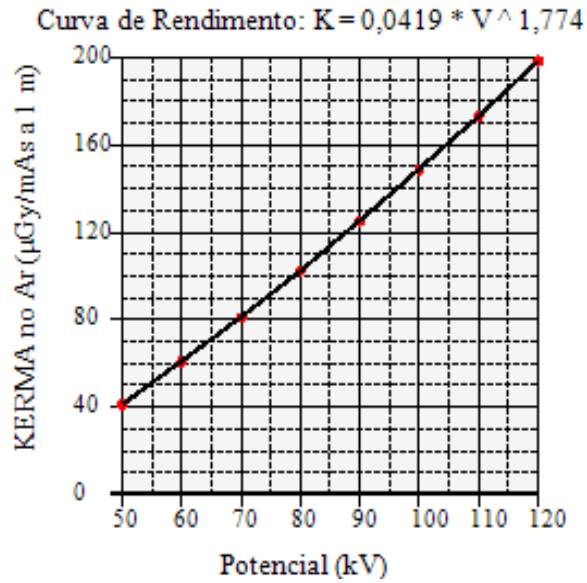


Figure 3. Potential x air kerma.

In this yield curve the software has used the average spectral energy of 51,6 keV generating air kerma values formulated in:

$$K = 0,0419 \times V^{1,774} \quad (1)$$

Where K is the air kerma and V the tension. On Fig. 4 is presented the first screen of the software CalDose X v. 4.1

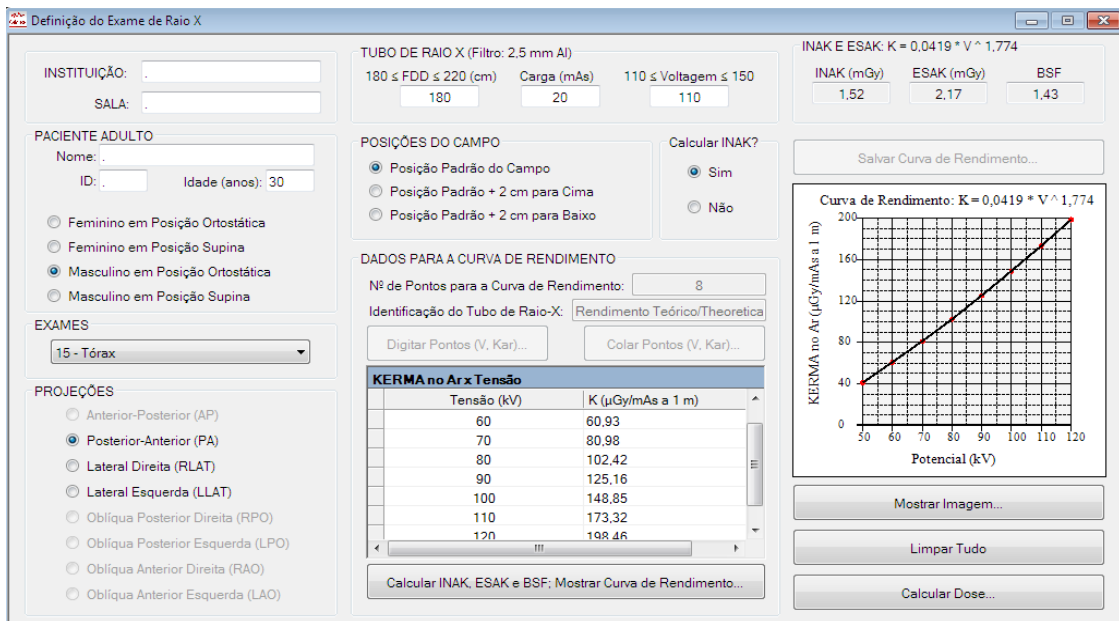


Figure 4. Screen of software to insert the radiographic techniques parameters.

On Fig. 4 is presented the screen to insert the parameters as age, genre, projection and incidence, type of exam, tension, applied charge to X-ray tube, focus distance detector (film), positioning of irradiation field in the phantom, data for the generation of yield curve, air kerma, entrance surface air kerma of phantom and backscatter factor.

The software uses the phantom MASH for simulate the adult male patient that has mass of organs, based on ICRP 89 values [7]. The others parameters were repeated in this software.

2.3 Simulations with MCNP 4C

On this software was inserted the spectral shown on Fig. 1 using the “si” card, that is the distribution tool of source strength (si) with dots where the probability density distribution (pdf) is defined as A and the probability distribution of emission of this source (sp) due a beam distribution is histogram shape or normal type D. Thus in this simulation was adopted the “si A” and “sp D” cards. In the example below is part of a card of this simulation.

```

396-   mode p
397-   sdef pos 0 0 -180 erg=D1 dir=d2 vec 0 0 1 par=2
398-   si1 A 0 0.003 0.02 0.03 0.04 0.05 0.058 0.06 0.063 0.065 0.066 0.069
399-       0.08 0.085
400-   sp1 D 0 10 50 295 400 335 256 645 855 260 170 375 180 50
401-   si2 0.975 1
402-   sp2 0 1
403-   phys:p 20 0 0 $ ver explicacao pag 3-117
404-   prdmp 1000000 1000000
405-   c print 110
406-   imp:p 1 53r 0 1
407-   m3 7014 .8 8016 .2 gas=1 $air
408-   m4 1001 .105 6000 .414 7014 .034 8016 .439 15031 .001 16032 .002
409-       17000 .002 19000 .002 26000 .001 $soft tissue
410-   m5 1001 .060 6000 .314 7014 .031 8016 .369 11023 .001 12000 .001
411-       15031 .070 16032 .002 20000 .152 $bone
412-   c m6 82000 1.0 $lead
413-   m7 1001 .1021 6000 .1001 7014 .028 8016 .7596 $lung
414-   c tallies (flux averaged over cell)

```

In the card above is possible to identify the source of photons (mode p), position and focus-to-detector distance (pos 0 0 -180) and the card “si” (sp1 A and sp1 D).

For generate the statistics error was used 109 photons of energy for packs from 0 to 110 keV with processing time of 140 minutes in a computer 1.8 Ghz processor and 2 GB of Ram.

In this software was utilized the input of phantom MCAT. This MCNP input deck was developed by Sam Yam, Melissa Lambeth and Jacquelyn Yanch of the Massachusetts Institute of Technology, Department of Nuclear Engineering. On Fig. 5 is shown two views of this phantom.

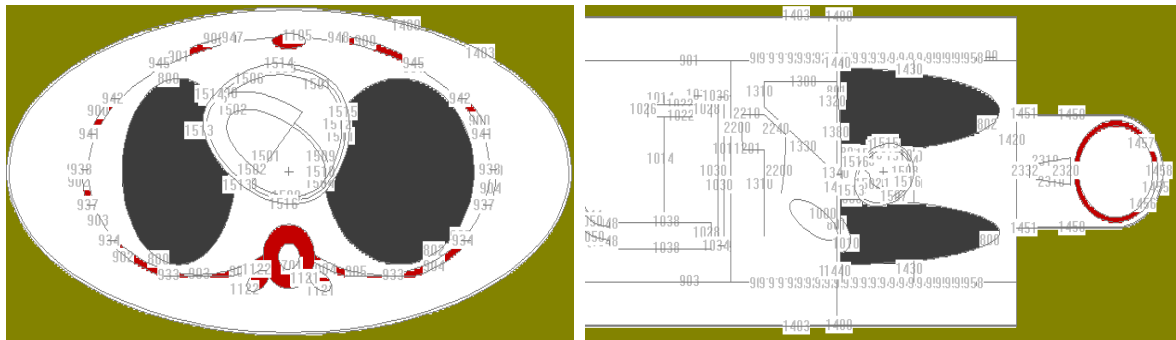


Figure 5. View coaxial and longitudinal of MCAT phantom.

3. RESULTS

The results of absorbed doses obtained with the PCXMC and the CalDose X provide the results directly on these quantities, as indicated for example on Fig. 6.

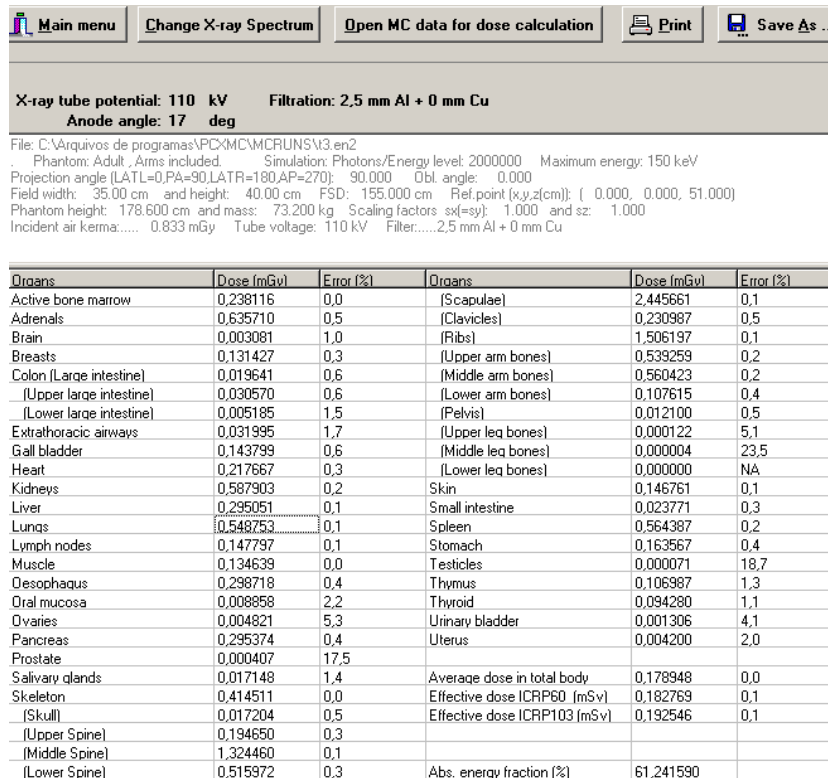


Figure 6. Screen of PCXMC results

On MCNP 4C the results are not presented on the magnitude absorbed dose but in flow. Thus was used the conversion recommended by the ICRP 21 [8]. On Fig. 8 is indicated the result of the flow “cell 5 – $2.14672 \cdot 10^{-18}$ ”. The conversion uses the value of energy generated due the applied tension on R-ray tube and the conversion factor stated on EQUATION 2.

$$E \text{ (MeV)} = (0,01 \text{ Gy/h}) / (\text{p/cm}^2 \cdot \text{s}) \quad (2)$$

Where E is the energy in MeV, Gy magnitude Gray, h is the time of exposition of phantom and $\text{p/cm}^2 \cdot \text{s}$ is the quantity of photons generated by cm^2 in 1 second in focus-to-detector distance.

```

STOMACH TALLY
tally type 4 track length estimate of particle flux.
tally for photons

this tally is modified by a dose function.

volumes
  cell:      5
            5.96550E+02

cell 5
  2.14672E-18 0.3676
analysis of the results in the tally fluctuation chart bin (tfc) for tally 24 with nps = 2000000

normed average tally per history = 2.14672E-18      unnormed average tally per history = 1.28063E
estimated tally relative error   = 0.3676           estimated variance of the variance = 0.2043
relative error from zero tallies = 0.3015          relative error from nonzero scores = 0.2103

number of nonzero history tallies = 11              efficiency for the nonzero tallies = 0.0000
history number of largest tally   = 960271         largest unnormalized history tally = 5.49533E
(largest tally)/(average tally) = 4.29112E+05     (largest tally)/(avg nonzero tally) = 2.36012E
  
```

Figure 7. Results screen of MCNP 4C.

The results founded in the three software are presented on TABLE 1.

TABLE 1 – Obtained results on the Simulations

Organ	Software					
	PCXM C (mGy)	E* (%)	MCNP 4C (mGy)	E* (%)	CalDose X (mGy)	E* (%)
Lungs	0,55	0,1	0,58	3,26	0,58	0,22
Stomach	0,16	0,4	0,19	0,37	0,18	1,15
Thyroid	0,09	1,1	0,13	21,5	0,30	2,45

*- Statistic error

4. CONCLUSION

According to the producer recommendations, to utilize the PCXMC is not indicated to use the charge value applied on R-ray tube, since there no benefits for the precision of results. However even following these recommendations the absorbed doses are close between the three software.

On the PCXMC simulation was used 20 mA.s generating an air kerma of 0,7355 mGy, while, on CalDose X, generate, by spectra, 1,52 mGy as shown on Fig. 3.

The absorbed doses are statistically close, shows that these software generate others procedures to make their results.

The results of the thyroid do not have a regular among the three software. This is because the difference in positioning of the radiation field size, the center of the field considered is the flexibility of adjusting the field size in relation to the trunk and thyroid.

As indicated on results screen of CalDose X the average value used for the spectra energy was 51,6 KeV, returning the indication that to compose the results, utilize also others parameters.

This work has studied three organs, but reproduce a bigger reliability in the use of software PCXMC and CalDose X is necessary to study a larger number of bodies which will be presented in future work.

Due the processing time and hardware, the MCNP 4C is not the best option for determine absorbed doses in patient of diagnostics X-rays, however is an important tool for validate other software for this purpose. The others two software are useful for the improvement of X-ray teams and trainings in a fast and reliable ways, as they has no need of sophisticated hardware.

ACKNOWLEDGMENTS

The author thanks the National Commission of Nuclear Energy (CNEN) for financial support and the Federal University of Minas Gerais by the educational support.

REFERENCES

1. IAEA. International Atomic Agency, Radiological Protection for Medical Exposure to ionizing Radiation, Safety Standards. Series n. RS-G-1.5, 2002.
2. STUK-A231 Tapiovaara M, Siiskonen T. PCXMC, A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. Helsinki 2008.

3. R. Kramer, H. J. Khoury and J. W. Vieira, CALDose X—a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology, Received 30 June 2008, in final form 29 September 2008 Published 21 October 2008. Online at stacks.iop.org/PMB/53/6437.
4. Briesmeister J F 2000 MCNP—a general Monte Carlo N-particle transport code. version 4C Los Alamos National Laboratory Report LA-13709-M (Los Alamos, NM).
5. Cristy M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose, NUREG/CR-1159, ORNL/NUREG/TM-367. Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory; 1980.
6. Cristy M, Eckerman KF. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. I. Methods. Report ORNL/TM-8381/V1. Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory; 1987.
7. International Commission on Radiological Protection. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. ICRP Publication 89 (Oxford: Pergamon Press), 2003.
8. ICRP Committee 3 Task Group, P. Grande and M. C. O’Riordan, chairmen, “Data for Protection Against Ionizing Radiation from External Sources: Supplement to ICRP Publication 15,” ICRP-21, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press (April 1971).