

**UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES**  
**ROSANE TONDO**

**DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DOS PARÂMETROS DE  
EXPOSIÇÃO RADIOGRÁFICA POR MÉTODO  
COMPUTACIONAL**

Mogi das Cruzes, SP

2005

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES  
ROSANE TONDO**

**DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DOS PARÂMETROS DE  
EXPOSIÇÕES RADIOGRÁFICAS POR MÉTODO  
COMPUTACIONAL**

Dissertação apresentada à Comissão da Pós-Graduação da  
Universidade de Mogi das Cruzes como parte dos requisitos  
para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia  
Biomédica.

Prof<sup>a</sup> Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Marcia A. S. Bissaco

Mogi das Cruzes, SP

2005

### **FICHA CATALOGRÁFICA**

Universidade de Mogi das Cruzes - Biblioteca Central

Tondo, Rosane

Determinação automática dos parâmetros de  
exposição radiográfica por método computacional /  
Rosane Tondo. -- 2005.

143 f.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) -  
Universidade de Mogi das Cruzes, 2005.

Área de concentração: Processamento de sinais e  
imagens

Orientador : Dra. Marcia A. S. Bissaco

1. Exposição radiográfica – Parâmetros      2.  
Simulação computacional      3. Densidade óptica

CDD 610.28

**DEFESA DE DISSERTAÇÃO DO MESTRADO  
EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

No dia 15/09/05 a candidata *Rosane Tondo*, após realizar os créditos exigidos, ser aprovada no exame de Proficiência em Inglês, e no exame de Qualificação, apresentou o trabalho "*Determinação automática dos parâmetros de exposição radiográfica por método computacional*" para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Os membros da banca consideram o candidato:

**Conceito**

Dr<sup>a</sup> Yvone Mascarenhas Hornos

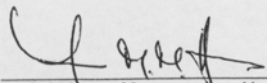
Dr. Sérgio Santos Mühlen

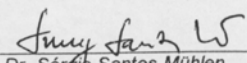
Dr<sup>a</sup> Márcia Aparecida Silva Bissaco

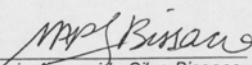
APROVADO

*Sérgio Santos Mühlen* APROVADO

APROVADO

  
Dr<sup>a</sup> Yvone Mascarenhas Hornos  
Sapra Landauer Serviço de Assessoria  
e Proteção Radiológica S/C Ltda

  
Dr. Sérgio Santos Mühlen  
Universidade Estadual de Campinas

  
Dr<sup>a</sup> Márcia Aparecida Silva Bissaco  
Universidade de Mogi das Cruzes

## **Dedicatória**

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, que nos deu a vida e permite que façamos dela nossas grandes obras.

Dedico também aos meus pais, que juntamente com Deus me deram a vida e a razão de vivê-la.

## AGRADECIMENTOS

A Deus acima de qualquer coisa.

À professora Marcia A. Silva Bissaco pela atenção, dedicação e confiança e orientação na conclusão deste trabalho.

À coordenadora Annie France Frère Slaets.

Ao Dr. Orlando Sergio Hecke, Dr. Orlando Cláudio Hecke, Dr. José Ribeiro dos Santos, Dr. Luciano Yamamoto e Dr<sup>a</sup> Rejane de Almeida Borges pela significativa colaboração na realização deste trabalho.

Aos professores que direta ou indiretamente contribuíram para elaboração deste trabalho.

Aos meus pais e irmãos pelo amor, incentivo, amparo e, sobretudo, pelo exemplo inspirador.

À minha grande amiga Lisane Granetto Tonet (a Dinda) pela amizade, incentivo e compreensão.

Ao meu amigo Marcante (grande mestre) pela dedicação, paciência, apoio, incentivo e amizade.

Agradeço carinhosamente aos meus colegas Wiliam Watanabe, Terigi Scardoveli, Jaqueline de Almeida, Wagner de O. Lucca, Maria L. Nana Ebisawa, Luis F. Bissaco (Bi) pelo apoio técnico, psicológico, esclarecimentos de dúvidas, pela amizade e colaboração.

Aos técnicos de raios X Roberto Suppa, Wilson R. Lelis, Robson F. Borges e Conceição Ap. S. Lourenço pela colaboração para a realização deste trabalho.

A todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho um muito obrigada!

*...Há quem diga que todas as noites são de sonhos.*

*Mas há também quem garanta que nem todas, só as de verão.*

*Mas no fundo isso não tem importância.*

*O que interessa mesmo são as noites em si, são os sonhos.*

*Sonhos que o homem sonha sempre.*

*Em todos os lugares, em todas as épocas do ano, dormindo ou acordado...*

*(William Shakespeare)*



## RESUMO

Uma grande dificuldade no setor radiológico é a adaptação dos parâmetros de exposição radiográfica (tensão, corrente e tempo) às características físicas do paciente para obtenção de imagens com boa qualidade sem repetições de exame, o que expõe o paciente à radiação adicional. Qualquer alteração num parâmetro requer um ajuste nos demais para manter a densidade média (DM) necessária ao bom diagnóstico. Na prática, o operador do aparelho de raios X ajusta-os conforme experiência adquirida na rotina diária ou usando como ponto de partida valores tabelados que incluem a influência de sistemas de registro padrões e de espessuras aproximadas das estruturas anatômicas. Contudo, o índice de imagens radiográficas rejeitadas ainda é grande devido à seleção de valores inadequados. Assim sendo, este trabalho apresenta um método computacional implementado em *Delphi 6,0* para auxiliar a escolha de tais parâmetros. Os algoritmos elaborados executam busca num banco de dados dos valores tabelados de tensão, corrente e tempo para o tipo de exame solicitado na interface; ajuste da tensão para a espessura real do paciente; ajuste de tensão, corrente e tempo conforme idade, raça e parte do corpo do paciente bem como distância foco-filme e uso de imobilização, de grade e de colimador cilíndrico; cálculo do espectro de raios X considerando inclinação e atenuação do alvo, filtração inerente e adicional e lei do inverso do quadrado da distância; cálculo da atenuação dos tecidos no caminho do feixe central de raios X buscando num banco de dados as espessuras e os coeficientes de atenuação dos tecidos; cálculo da densidade óptica (DO) sob o raio central e ajuste da tensão situando-a na porção linear da curva sensitométrica; e seleção dos parâmetros de exposição cuja DO se aproxima de  $DM \pm 10\%$  com menor dose. As imagens radiográficas produzidas de fantasmas antropomórficos, considerando os parâmetros de exposição sugeridos pelo método e aqueles encontrados na literatura, foram avaliadas por oito especialistas, sendo cinco médicos radiologistas, dois tecnólogos em radiologia e um técnico de raios X, todos com muitos anos de experiência, que analisaram contraste e nitidez e classificaram as imagens obtidas com auxílio do método desenvolvido como sendo de qualidade para um bom diagnóstico. O método auxiliará na escolha dos parâmetros de exposição radiográfica mais adequados a um dado exame,

evitando a exposição desnecessária do paciente à radiação bem como o gasto de tempo e de dinheiro devidos à repetição de exames. Poderá também ser utilizado como recurso didático na formação de novos profissionais para o setor radiológico.

**Palavras-chave:** parâmetros de exposição radiográfica, método computacional, raios X, densidade óptica.

## ABSTRACT

One great difficulty in radiological service is the adaptation of the radiographic exposure parameters (tension, current and time) to the patient's physical characteristics in order to obtain images of good quality without exam repetitions, what exposes the patient to additional radiation. Any change done in one of these parameters requests an adjustment in the others to maintain the mean density necessary to a good diagnosis. In practice, the operator of X-ray equipment adjusts them in accordance with your experience or using tabled values as starting point, which take into account the influence of pattern-recording systems and approximate thickness of anatomical structure. However, it is still significant the number of radiographic images rejected due to inadequate selection of tension, current and time values. So, this work presents a computer method implemented in Delphi 6.0 to aid the choice of such parameters. The developed algorithms allow to: access the database and find the tabled values of tension, current and time for the body part, anatomical structure and radiographic positioning requested in the user interface; adjust tension value for the patient thickness; adjust current, tension and time values according to age, race and body part of patient as well as focus-film distance, and use of plaster, anti-scattering grid and cylindrical collimator. Furthermore, the algorithms perform calculation of X-ray spectrum taking into account target attenuation, inherent and additional filtration and inverse square law of distance, besides inclination angle of the target; calculation of human tissues absorption under the central X-ray beam finding in a database the thickness and the linear attenuation coefficients of human tissues; calculation of optical density (OD) under the central X-ray beam and adjust tension value to OD lies within the linear portion of the sensitometric curve; and selection of the radiographic exposure parameters whose OD close to  $DM \pm 10\%$  with lower patient dosage. Five radiologists, two X-ray technologists and one X-ray operator, all of them with several years of experience, evaluated the radiographic images taken with anthropomorphic phantoms with the exposure parameters suggested by the developed method (named EP) and also with others parameters found in literature. After analyzing the image contrast and sharpness, they admit that the EP images provide a good diagnosis. This method allows the user to predict the radiographic exposure parameters more appropriate for a given exam, reducing the number of rejected radiographic images and the patient exposure to the radiation, besides saving time and money. This method can also become a valuable didactic resource for training new professionals for the radiological sector.

**Key-words:** radiographic exposure parameters, computer method, X-ray, optical density.

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Quadro de Conversão de Imobilizações Rígidas.....	36
Tabela 2.2 – Quadro de conversão da razão da grade para ajuste da corrente.....	37
Tabela 3.1 – Relação de tecidos e siglas .....	46
Tabela 3.2 – Relação de siglas e condições utilizada no algoritmo ALG09 .....	64
Tabela 3.3 – Materiais utilizados para desenvolvimento e validação da simulação. ....	75
Tabela 3.4 – Especialistas que analisaram as imagens radiográficas realizadas.....	77
Tabela 4.1 – Espessura (em cm) dos tecidos do fêmur sob o raio central nas incidências AP e LAT. ....	83
Tabela 4.2 – Espessura (em cm) dos tecidos do joelho sob o raio central na incidência AP.....	83
Tabela 4.3 – Espessura (em cm) dos tecidos de uma perna sob o raio central nas incidências AP e LAT.....	84
Tabela 4.4 – Espessura (em cm) dos tecidos de um braço (úmero) sob o raio central nas incidências AP e LAT. ....	84
Tabela 4.5 – Espessura (em cm) dos tecidos do cotovelo sob o raio central na incidência AP. ....	85
Tabela 4.6 – Espessura (em cm) dos tecidos do antebraço sob o raio central nas incidências AP e LAT.....	85
Tabela 4.12 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de fêmur na incidência AP.....	98
Tabela 4.13 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de perna na incidência AP.....	99
Tabela 4.14 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de úmero na incidência AP.....	100
Tabela 4.15 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de joelho na incidência AP.....	101
Tabela 4.16 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de cotovelo na incidência AP.....	102

Tabela 4.17 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de antebraço na incidência AP.....	103
Tabela 4.18 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de fêmur na incidência Lateral. ....	104
Tabela 4.19 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de perna na incidência lateral.....	105
Tabela 4.20 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de úmero na incidência lateral.....	106
Tabela 4.21 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de antebraço na incidência lateral.....	107
Tabela 5.22 – Resumo da qualidade da imagem obtida com os parâmetros de exposição sugeridos pelas 5 fontes.....	110
Tabela A.1 - Técnicas de exposição sugeridas por Bontrager (2003).....	123
Tabela A.2 - Tabela de técnicas programas do aparelho Compacto Plus da VMI.....	124
Tabela A.3 - Tabela de técnicas programas do aparelho Compacto Plus da VMI (continuação). ....	125
Tabela A.4 - Tabela de técnicas programas do aparelho Compacto Plus da VMI (continuação). ....	126
Tabela A.5 - Tabela de técnicas programas do aparelho Compacto Plus da VMI (continuação). ....	127
Tabela A.6 - Tabela de técnicas sugeridas no manual do equipamento VMI Fixo.....	128
Tabela A.7 - Tabela de técnicas do Bontrager (2003), das Instituições e do Método Desenvolvido.....	129
Tabela A.8 - Tabela de técnicas do Bontrager (2003), das Instituições e do Método Desenvolvido (continuação).....	130
Tabela D.1 – Resposta dos especialistas em imagem.....	138
Tabela D.2 – Resposta dos especialistas em imagem – continuação. ....	139
Tabela D.3 – Relação entre as avaliações do nível de contraste, as imagens e as fontes dos parâmetros de exposição.....	140

Tabela D.4 – Relação entre as avaliações do nível de contraste, as imagens e as fontes dos parâmetros de exposição – continuação. ....	141
Tabela D.5 – Relação entre as avaliações do nível de nitidez, as imagens e as fontes dos parâmetros de exposição.....	142
Tabela D.6 – Relação entre as avaliações do nível de nitidez, as imagens e as fontes dos parâmetros de exposição – continuação. ....	143

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 – Variação do espectro dos raios X devido à variação no valor de kVp. Fonte: Scaff (1997).....	24
Figura 2.2 – Simulação com fantoma de joelho variando (a) tensão e (b) corrente e mantendo os demais parâmetros constantes. Fonte: Centro de Educação em Saúde do SENAC-SP. ....	25
Figura 2.3 – Espectro de raios X com influência do número atômico. Fonte: Scaff (1997)..	29
Figura 2.4 – Forma de ondas monofásicas .....	29
Figura 2.5 – Forma de ondas trifásicas.....	30
Figura 2.6 - Distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação causada pelo "Efeito Heel".....	31
Figura 2.7 – Esquema simplificado da ocorrência do Efeito “Heel”. ....	32
Figura 2.8 – Espectro de raios X com influência (a) da filtração inerente e adicional e (b) de algumas combinações de filtros. Fonte: Scaff (1997) .....	33
Figura 2.9 – Variação da intensidade da radiação com a distância. ....	35

Figura 2.10 – Variação no contraste da imagem radiográfica devida ao filme: (a) F1 e (b) F2. Fonte: Fundamentos de Radiologia - Kodak (1980). .....	38
Figura 2.11 – Applet Java da NDT Resource Center. ....	40
Figura 2.12 – PDA com programa desenvolvido por SUPERTECH. ....	41
Figura 3.1 – Exemplo de planilha do Microsoft Excel® onde são calculados os valores de $\mu$ . .....	45
Figura 3.2 – Fluxograma do algoritmo ALG02 que encontra a técnica sugerida por Bontrager (2003) no banco de dados BontTec. ....	50
Figura 3.3 – Fluxograma do algoritmo ALG03 que ajusta a tensão em função da espessura do paciente. ....	52
Figura 3.4 – Fluxograma do algoritmo ALG04 que realiza o ajuste da tensão em função de idade e raça do paciente, uso de colimador cilíndrico, distância foco-filme e para urografia. ....	54
Figura 3.5 – Fluxograma do algoritmo ALG05 que realiza o ajuste da corrente e do tempo em função da razão da grade original para a nova razão de grade. ....	56
Figura 3.6 – Fluxograma do algoritmo ALG05 que realiza o ajuste da corrente e do tempo em função da razão da grade original para a nova razão de grade - continuação. ....	57
Figura 3.7 – Fluxograma do algoritmo ALG06 que realiza o ajuste da tensão em função de imobilização rígida utilizada pelo paciente. ....	58
Figura 3.8 – Fluxograma do algoritmo ALG07 que ajusta a tensão para que a densidade óptica calculada localize-se na porção linear da curva H&D. ....	59

Figura 3.9 – Fluxograma do algoritmo ALG08 que encontra os parâmetros de exposição radiográfica adequados para a obtenção da densidade média com a menor dose possível.	61
Figura 3.10 – Fluxograma do algoritmo ALG09 que realiza o ajuste da corrente em função da tensão.	63
Figura 3.11 – Fluxograma do algoritmo ALG10 que encontra o tempo e a corrente no banco de dados BontMAS.	65
Figura 3.12 – Anodo e campo de radiação	67
Figura 3.13 - Anodo e campo de radiação (Fritz 1985 - modificado)	68
Figura 3.14 – Fluxograma do algoritmo ALG12 que calcula o espectro de raios X no centro do campo de radiação	70
Figura 3.15 – Fluxograma do algoritmo ALG14 que realiza o cálculo do espectro de raios X que emerge do objeto em uma única posição do campo de radiação.	71
Figura 3.18 – Fluxograma do algoritmo ALG17 que converte a densidade óptica de todos os pontos do filme em nível de cinza e imprime a imagem.	75
Figura 3.19 – Fantomas antropomórficos para validação da simulação.	76
Figura 4.1 – Coeficientes de atenuação linear do osso compacto, do osso cortical e do tecido adiposo para a faixa de energia de 1 a 150 kVp.	79
Figura 4.2 – Banco de dados BontTec.	80
Figura 4.3 – Banco de dados BontMas.	81
Figura 4.4 – Banco de dados RC.	82

Figura 4.6 – Corte seção transversal de um joelho humano. (Netanatomy, 2004).....	83
Figura 4.7 – Corte seção transversal de uma perna humana. (Netanatomy, 2004). ....	84
Figura 4.8 – Corte seção transversal de um braço humano. (Netanatomy, 2004).....	84
Figura 4.9 – Corte seção transversal de um cotovelo humano. (Netanatomy, 2004).....	85
Figura 4.10 – Corte seção transversal de um antebraço humano. (Netanatomy, 2004). ....	85
Figura 4.11 – Ilustrações das incidências/posicionamento com indicação do raio central. ...	86
Figura 4.12 – Interface para digitação das espessuras e demais dados. ....	87
Figura 4.13 – Interface para digitação de parâmetros referentes ao aparelho de raios X. ....	88
Figura 4.14 – Interface para cadastro das técnicas radiográficas sugeridas por Bontrager (2003). ....	89
Figura 4.15 – Interface para consultar as técnicas radiográficas cadastradas. ....	89
Figura 4.16 – Interface para cadastro dos tecidos e espessuras sob o raio central.....	90
Figura 4.17 – Interface para consulta da corrente e tempo.....	90
Figura 4.18 – Interface para cadastro dos valores de corrente e de tempo existentes no aparelho de raios X.....	91
Figura 4.19 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para cotovelo de 8 cm de diâmetro na incidência AP.....	92
Figura 4.20 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para antebraço de 6,5 cm de diâmetro na incidência AP.....	92



Figura 4.21 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para antebraço de 7,5 cm de diâmetro na incidência Lateral.....	93
Figura 4.22 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para úmero de 8,5 cm de diâmetro na incidência Lateral Ortostática.....	93
Figura 4.23 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para úmero de 10 cm de diâmetro na incidência AP.....	94
Figura 4.24 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para joelho de 10,5 cm de diâmetro na incidência AP.....	94
Figura 4.25 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para fêmur de 14 cm de diâmetro na incidência Lateral. ....	95
Figura 4.26 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para fêmur de 13 cm de diâmetro na incidência AP.....	95
Figura 4.27 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para perna de 8,5 cm de diâmetro na incidência Lateral. ....	96
Figura 4.28 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para perna de 9 cm de diâmetro na incidência AP.....	96
Figura 4.29 - Avaliação de (a) contraste e (b) nitidez das imagens pelos especialistas em imagem radiográfica.....	108
Figura 430 – Níveis de dose medidos durante a aquisição das imagens radiográficas dos fantasmas.....	111

Figura 4.31 – Avaliação do nível de nitidez das imagens realizada (a) por médicos radiologistas e (b) por técnicos/tecnólogos em radiologia. ....	113
Figura 432 – Avaliação do nível de contraste das imagens realizada (a) por médicos radiologistas e (b) por técnicos/tecnólogos em radiologia. ....	114
Figura C.1 – Camadas de espessuras (em centímetros) da coxa constituída de (a) gordura, (b) músculo.....	134
Figura C.2 – Camadas de espessuras (em centímetros) da coxa constituída de (c) osso compacto e (d) medula .....	135
Figura C.3 – Camadas de espessuras (em centímetros) da coxa constituída de (e) osso cortical e (f) pele.....	136

## **LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS**

ICRP	–	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
AEC	–	Controle Automático de exposição
CSR	–	Camada Semi-Redutora
DO	–	Densidade óptica
DM	–	Densidade óptica média necessária para um bom diagnóstico
Es	–	Espessura da estrutura do paciente a ser radiografada
kVp	–	Pico da tensão aplicada ao tubo de raios X, kV
mA	–	Corrente elétrica aplicada ao tubo de raios X
mAs	–	Corrente elétrica (mA) multiplicada pelo tempo de exposição (s)
Mo	–	Molibdênio
Al	–	Alumínio

# SUMÁRIO

1. Apresentação .....	21
1.1. Motivação e justificativa .....	21
1.2. Objetivo .....	22
1.3. Organização da monografia.....	22
2. Introdução.....	23
2.1. Parâmetros de exposição radiográfica.....	23
2.1.1. Seleção da tensão.....	26
2.1.2. Seleção de corrente e de tempo .....	26
2.1.3. Relação entre tensão e corrente .....	27
2.1.4. Parâmetros de exposições radiográficas tabelados.....	28
2.2. Outros parâmetros que influenciam a exposição e/ou a qualidade da imagem.....	28
2.2.1. Material do alvo.....	28
2.2.2. Forma de onda .....	29
2.2.3. Inclinação do alvo.....	31
2.2.4. Filtração.....	32
2.2.4.1 Camada demi-redutora.....	34
2.2.5. Distância foco-filme .....	35
2.2.6. Espessura e composição do objeto radiografado.....	35
2.2.7. Grade antiespalhamento .....	36
2.2.8. Combinação écran-filme.....	37
2.2.9. Processamento do filme.....	39
2.3. Método automático de seleção dos parâmetros de exposição radiográfica.....	39
2.4. Procedimento educativo .....	40
2.5. Simulação computacional.....	40
3. Materiais e métodos.....	43

3.1. Banco de dados.....	43
3.1.1. Técnicas radiográficas (referencial) .....	43
3.1.2. Tabela de mAs .....	44
3.1.3. Ilustrações de posicionamento.....	44
3.1.4. Coeficientes de atenuação .....	44
3.1.5. Estrutura anatômica sob o raio central .....	46
3.2. Desenvolvimento de interface e algoritmos para otimização dos parâmetros de exposição radiográfica.....	47
3.2.1. Interface.....	47
3.2.2. Algoritmo para gerenciar a interface.....	48
3.2.3. Algoritmo para encontrar os parâmetros de exposição utilizados como ponto de partida.....	49
3.2.4. Algoritmo para ajustar a tensão em função da espessura do paciente.....	51
3.2.5. Algoritmo para ajustar a tensão em função da idade e da raça do paciente .....	53
3.2.6. Algoritmo para ajustar a tensão e a corrente em função da razão de grade .....	55
3.2.7. Algoritmo para ajustar a tensão em função da imobilização rígida .....	58
3.2.8. Algoritmo para calcular a densidade óptica na porção linear da curva sensitométrica .....	58
3.2.9. Algoritmo para obtenção da densidade óptica média necessária .....	59
3.2.10. Algoritmo para ajustar a corrente em função de alteração na tensão .....	62
3.2.11. Algoritmo para encontrar os valores de corrente e tempo no banco de dados...	64
3.3. Objeto virtual para simulação da imagem radiográfica.....	66
3.4. Cálculo da densidade óptica .....	66
3.5. Simulação da imagem radiográfica .....	74
3.6. Procedimento experimental .....	75
3.6.1. Materiais utilizados .....	75
3.6.2. Aquisição de imagens dos fantasmas.....	76
3.6.3. Validação da simulação .....	77

4. Resultados e discussão .....	79
4.1. Banco de dados.....	79
4.1.1. Coeficientes de atenuação .....	79
4.1.2. Parâmetros de exposição radiográfica .....	79
4.1.3. Relação de tecidos sob o raio central .....	81
4.1.4. Ilustrações.....	86
4.1.5. Matrizes de espessuras .....	86
4.2. Interfaces desenvolvidas.....	87
4.3. Parâmetros de exposição radiográfica .....	91
4.3.1. Interfaces com parâmetros de exposição radiográfica otimizados .....	91
4.3.2. Validação da simulação .....	97
4.3.2.1. Imagens radiográficas.....	97
4.3.2.2. Influência da especialidade e do tempo de experiência do profissional na avaliação das imagens radiográficas.....	112
5. Conclusões e sugestões.....	115
5.1. Sugestões para pesquisas futuras.....	116
Referências bibliográficas .....	118
Anexo A.....	122
Parâmetros de exposição radiográficos tabelados .....	122
Anexo B.....	131
Formulário para avaliação das imagens radiográficas.....	131
Formulário de avaliação das imagens.....	132
Anexo C.....	133
Objeto virtual - matrizes de espessuras .....	133
Anexo D.....	137
Avaliação dos especialistas em imagem radiológica.....	137

# **1. APRESENTAÇÃO**

## **1.1. MOTIVAÇÃO E JUSTIFICATIVA**

Para um diagnóstico preciso e seguro, o sistema radiológico deve produzir imagens de qualidade, com boa definição e visibilidade das estruturas anatômicas de interesse, associadas à menor exposição do paciente.

A qualidade da imagem e a dose de radiação estão intimamente relacionadas às características e as condições operacionais do aparelho de raios X, do processamento do filme, da combinação écran-filme, dos parâmetros de exposição radiográfica, da estrutura e das condições físicas do paciente (KOTSUBO, 2003).

Um defeito isolado num dos componentes do sistema radiológico pode ser momentaneamente compensado modificando um outro, solucionando o problema em curto prazo e resultando numa imagem radiográfica aceitável, mas pode também desestabilizar todo o processo. Porém, um controle de qualidade adequado desses componentes permite maximizar os benefícios e minimizar os riscos envolvidos, verificando se estão dentro dos limites de aceitação (KOTSUBO, 2003), assegurando a produção de imagens radiográficas com qualidade suficiente para o diagnóstico, com custo mínimo e reduzida exposição dos pacientes e dos operadores dos aparelhos de raios X (MEDEIROS,1997; MACMAHON,1994).

Entretanto, mesmo com um aparelho em boas condições de operação, uma das grandes dificuldades dos profissionais no setor radiológico é a adequação dos parâmetros de exposição radiográfica (tensão, corrente e tempo) às características do paciente para proporcionar um diagnóstico preciso sem repetições do exame, o que expõe o paciente a níveis adicionais de dose, além do gasto de tempo e de dinheiro.

Há tabelas com técnicas de exposição radiográfica para os vários tipos de exames na literatura (BONTRAGER, 2003) que levam em consideração a influência de sistemas de registro padrões e espessuras aproximadas das estruturas anatômicas, mas nem sempre asseguram uma boa qualidade de imagens. Na prática, as mudanças no valor da corrente para compensar uma alteração na tensão são determinadas pela experiência dos profissionais responsáveis pela aquisição da imagem.

Estes profissionais, técnicos e tecnólogos em radiologia, na prática vão aprendendo uns com os outros. Quem tem mais experiência repassa seus conhecimentos informalmente

sobre como utilizar os aparelhos e sobre os valores mais adequados para os parâmetros de exposição radiográfica a serem utilizados para cada exame.

Entretanto, os aparelhos que eles utilizam são diferentes, sendo que muitos apresentam problemas ocasionados pelo desgaste inerente ao tempo de uso. Além disso, os sistemas de registros (écrans e filmes) e químicos utilizados nos serviços radiológicos também variam muito devido, principalmente, às condições financeiras do departamento de radiologia. Assim sendo, na tentativa de acertar a dosagem correta e obter imagens radiográficas de boa qualidade, muitas vezes estes profissionais selecionam os parâmetros de exposição de forma inadequada, elevando o índice de radiografias desnecessárias e o nível de dose no paciente. Porém, anseiam pelo desenvolvimento de um método menos subjetivo.

## **1.2. OBJETIVO**

Desenvolver um método computacional para prever os parâmetros de exposição radiográfica mais adequados a um dado exame, que proporcionem alto nível de contraste com baixa exposição do paciente à radiação, levando em conta as características do paciente (espessura, idade, etc.) e dos componentes do sistema de produção da imagem.

## **1.3. ORGANIZAÇÃO DA MONOGRAFIA**

O presente trabalho está disposto da seguinte maneira:

Capítulo 2: Apresenta conceitos teóricos associados ao projeto: características dos parâmetros de exposição radiográfica (tensão, corrente, tempo), importância da escolha adequada destes parâmetros para um dado exame, métodos de seleção dos parâmetros e procedimento educativo.

Capítulo 3: Discorre sobre os métodos e processos empregados no desenvolvimento da simulação para otimização dos parâmetros de exposição radiográfica.

Capítulo 4: Mostra os resultados e as discussões.

Capítulo 5: Apresenta as conclusões e as sugestões para pesquisa futura.

Capítulo 6: Lista as referências bibliográficas.



## **2. INTRODUÇÃO**

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) estabelece que todas as práticas que envolvam o uso de radiações ionizante devem obedecer três princípios básicos, onde devem ser ponderados os benefícios e os riscos associados, a saber: justificativa, otimização e limites de doses individuais

A Portaria 453/98 do Ministério da Saúde estabelece que nenhuma prática deve ser autorizada a menos que se produza suficiente benefício para o indivíduo exposto, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado pela radiação. Estabelece também parâmetros e regulamenta ações para controle das exposições médicas, das exposições ocupacionais e das exposições do público, decorrentes das práticas com raios X diagnósticos.

Uma vez justificadas, as práticas médicas com radiações ionizante devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem (PRORAD, 2004).

No radiodiagnóstico esta otimização tem por objetivo a produção de imagens com nitidez de detalhes e visibilidade das estruturas anatômicas de interesse, associadas à menor exposição do paciente. Contudo, não existe um único padrão “ótimo” no que diz respeito à qualidade de imagem radiográfica. Este conceito é intrinsecamente flexível, dependendo da informação desejada, do tipo de exame e das estruturas anatômicas radiografadas.

Na prática, a obtenção de imagens radiográficas de boa qualidade para o diagnóstico preciso com o menor nível de exposição do paciente requer a escolha dos parâmetros de exposição radiográfica mais adequados, controle do processamento químico do filme e adequadas condições de visibilidade da imagem. Radiografias que resultam em qualidade de imagem deficiente favorecem diagnóstico incorreto, uma das consequências mais importantes, e a repetição do exame, o que implica em irradiação desnecessária do paciente e o aumento dos custos.

### **2.1. PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO RADIOGRÁFICA**

Sempre que uma radiografia é realizada são ajustados três parâmetros de exposição no painel de controle do aparelho de raios X. Esses três parâmetros são tensão de pico (kVp), corrente (mA) e tempo de exposição (s). A corrente e o tempo de exposição são geralmente combinados em corrente por segundo (mAs).

Além do material do alvo ( $Z$ ), da forma de onda da voltagem aplicada e da filtração, a produção dos raios X depende destes fatores. A tensão define a energia dos fótons de raios X produzidos, ou seja, a qualidade da radiação (poder de penetração), e também a quantidade destes (Figura 2.1), enquanto a corrente e/ou o tempo de disparo aplicado ao tubo de raios X controla apenas a quantidade dos fótons de raios X, alterando a amplitude do espectro de raios X (SCAFF, 1997; DIMENSTEIN, R.; GHILARDI NETTO, T., 2002). Sendo assim, a qualidade dos fótons de raios X produzidos é proporcional a  $kVp^2$  enquanto a quantidade é proporcional a  $kVp.mAs$  (SCAFF, 1997).

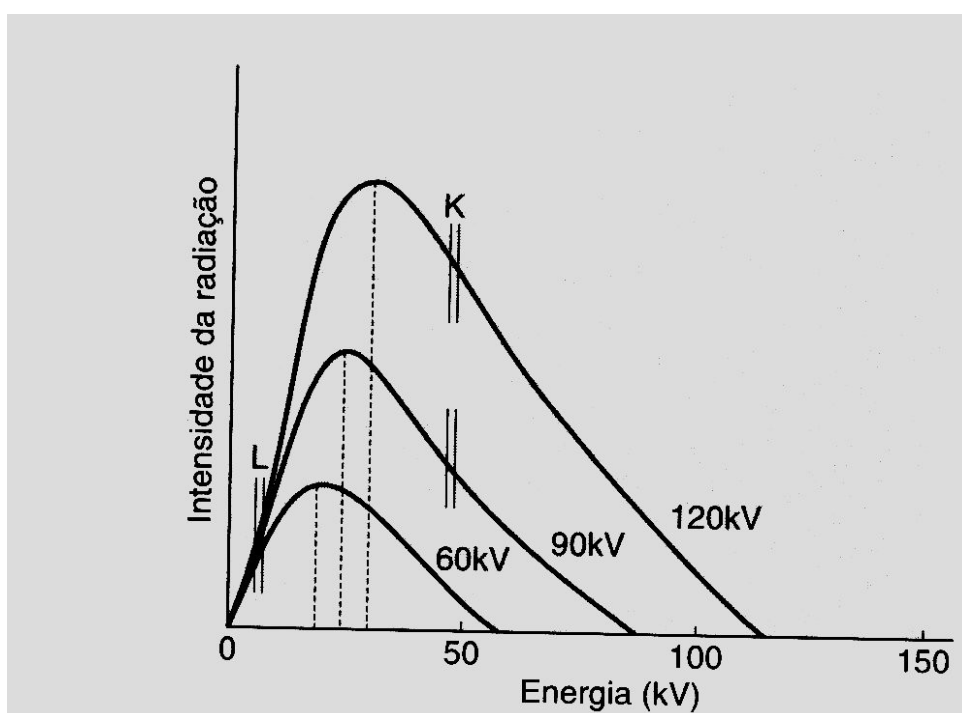


Figura 2.1 – Variação do espectro dos raios X devido à variação no valor de kVp. Fonte: Scaff (1997)

Embora os valores combinados de tensão e de corrente por segundo produzam uma mesma exposição no filme, eles não produzirão a mesma qualidade de imagem, a mesma exposição no paciente e também não exigirão o mesmo esforço do equipamento gerador de raios X. Segundo Curry III et al (1990) a tensão influencia o contraste do objeto (diferenças de exposição) e faixa de exposição e a corrente controla o escurecimento do filme (densidade óptica).

A Figura 2.2 ilustra o efeito da variação dos valores de tensão e de corrente sobre a qualidade da imagem radiográfica com imagens radiográficas realizadas por Dimenstein, R.;

Ghilardi Netto, T., (2002) de um fantoma de joelho na incidência ântero-posterior (AP), onde os valores de tensão (Figura 2.2 (a)) e corrente (Figura 2.2 (b)) foram variados e mantidos constantes.

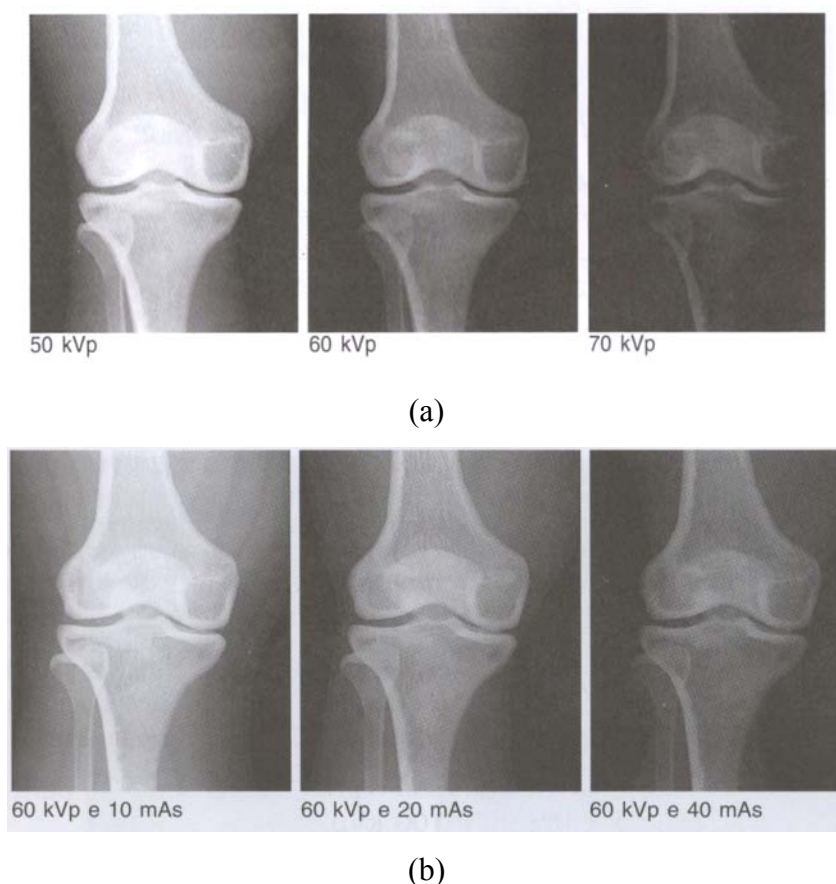


Figura 2.2 – Simulação com fantoma de joelho variando (a) tensão e (b) corrente e mantendo os demais parâmetros constantes. Fonte: Centro de Educação em Saúde do SENAC-SP.

A escolha dos valores de tensão e de corrente (em mAs) para a realização da exposição radiográfica permite ao operador do equipamento produzir a escala de contraste preferida por um radiologista em particular ou pelo departamento de radiologia. O operador deve ter sempre em mente um compromisso satisfatório entre a qualidade da imagem diagnóstica e a dose de radiação o paciente (DIMENSTEIN, R.; GHILARDI NETTO, T., 2002).

### 2.1.1. Seleção da tensão

Conforme Dimenstein, R.; Ghilardi Netto, T., (2002), a escolha de uma tensão é determinada pelas características do paciente (espessura, densidade dos tecidos) e do tipo de gerador de raios X utilizado.

Segundo os autores, o valor da tensão mínima necessária para penetrar em qualquer parte do corpo pode ser obtido pela equação (1).

$$kVp_{min} = 2 * Es + CG \quad (1)$$

onde  $Es$  é a espessura do paciente obtida com um espessômetro em centímetros e  $CG$  é a constante do equipamento (para geradores trifásicos: 25; para monofásicos: 30).

Para um procedimento radiográfico de um joelho com uma espessura de 14 cm, utilizando um gerador trifásico, por exemplo, a tensão mínima seria 53 kVp. Entretanto, alguns departamentos de radiologia não empregam o conceito de tensão mínima. Nesses casos são utilizados elevados valores de tensão para reduzir a dose de radiação no paciente pelo uso de menores valores de corrente por segundo.

Segundo PRORAD (2003) a relação aproximada entre o valor de tensão para radiografar um paciente de uma determinada espessura é dada pela equação (2).

$$kVp = 50 + 2 * Es \quad (2)$$

Na prática, porém, os técnicos e tecnólogos selecionam o valor de tensão conforme a experiência adquirida na rotina diária ou em tabelas sugeridas por outros técnicos ou fabricantes de aparelhos de raios X.

### 2.1.2. Seleção de corrente e de tempo

Após a escolha da tensão requerida para penetrar a parte da estrutura (ou do órgão), o operador do aparelho de raios X deve utilizar uma combinação adequada entre corrente e tempo de exposição para que a imagem apresente contraste desejado (DIMENSTEIN, R.; GHILARDI NETTO, T., 2002).

Em geral a seleção de um valor de corrente está associada à seleção do tamanho do ponto focal. Para observar detalhes na imagem, é conveniente selecionar um valor baixo de corrente que permite o uso de um ponto focal pequeno; quando há perda de definição devido à movimentação do paciente, deve-se optar por um valor de corrente alto e reduzir o tempo de exposição, mantendo o produto mAs (PRORAD, 2004).

Dois tipos de erro na exposição estão associados à seleção da corrente: erro humano e erros associados com a qualidade do equipamento de raios X. Ambos os erros podem ocorrer quando o operador seleciona um valor de corrente que não é apropriado ao tempo de exposição e à tensão necessários. Isto pode acontecer quando as dimensões do paciente não forem bem avaliadas ou se a tabela técnica utilizada pelo setor não estiver em conformidade com as condições de operação do equipamento em uso. Também ocorrerão erros na exposição caso o valor real da corrente não corresponder com o indicado no seletor (PRORAD, 2004).

A exposição produzida por um tubo de raios X é diretamente proporcional ao tempo de exposição, por isso é necessário controlá-lo adequadamente. Na radiografia convencional, os tempos de exposição são selecionados ou pelo operador, que ajusta um temporizador (timer) antes de iniciar o procedimento, ou por meio de um dispositivo eletrônico chamado AEC (controle automático de exposição), que controla o nível de exposição no receptor e que tem a função de suspender a geração de raios X quando o receptor de imagem (conjunto écran-filme) recebe uma determinada quantidade de exposição pré-determinada, considerada ideal para um determinado exame (PRORAD, 2004).

### **2.1.3. Relação entre tensão e corrente**

Em diversas situações de exames radiográficos é necessário alterar os parâmetros técnicos em decorrência das características do paciente ou da necessidade de um posicionamento diferente.

Uma regra bastante útil para relacionar tensão e corrente por segundo é: para cada 15% de aumento na tensão, a corrente pode ser reduzida em 50%, resultando na mesma densidade óptica na imagem. Mas essa regra é válida somente para faixas de energia entre 60 e 100 kVp. Em algumas situações de exames o aumento de 15% na tensão aumentará também a capacidade de penetração do feixe de raios X resultando na perda de visibilidade de estruturas pequenas. Uma alternativa seria um aumento de apenas 5% de tensão com redução de 30% no valor da corrente por segundo (DIMENSTEIN, R.; GHILARDI NETTO, T., 2002).

Para Curry III et al (1990) um aumento de apenas 5% na tensão corresponderia a uma redução de 20 a 30% da corrente.

#### **2.1.4. Parâmetros de exposições radiográficas tabelados**

Conforme a Portaria 453/98 do Ministério da Saúde – Radiodiagnóstico Médico - os valores padronizados para os exames rotineiros devem ser estabelecidos em tabelas de exposição. Assim sendo, os setores de radiodiagnóstico preconizam técnicas radiológicas para alguns exames típicos conforme a experiência na rotina diária (Anexo A). Atualmente, muitos fabricantes têm fornecido tabelas sugestivas de alguns parâmetros de exposição radiográfica (tensão, corrente e tempo) baseados nos seus equipamentos.

Além disso, Bontrager (2003) também apresentou um tratado de técnica radiológica onde descreve a posição/incidência a ser radiografada e fornece um resumo das patologias que podem ser evidenciadas pelo exame. O autor, tecnólogo em radiologia, mostra as incidências básicas ou especiais mais comumente concebidas para determinadas partes do corpo e a técnica utilizada, entre outros fatores importantes (Anexo A).

Na prática, estas técnicas tabeladas são utilizadas apenas como ponto de partida porque nos serviços radiológicos dos hospitais as condições (aparelhos, químicos, filmes, écrans, característica da estrutura anatômica, etc.) encontradas pelos técnicos e tecnólogos são diversas daquelas consideradas durante a obtenção dos valores tabelados.

### **2.2. OUTROS PARÂMETROS QUE INFLUENCIAM A EXPOSIÇÃO E/OU A QUALIDADE DA IMAGEM**

Além dos parâmetros de exposição, o material do alvo, a forma de onda, a filtração e a distância foco-filme também influenciam a exposição, produzindo variação na quantidade de raios X que alcança o sistema de registro.

#### **2.2.1. Material do Alvo**

O alvo é a área do ânodo onde ocorre o impacto direto dos elétrons. O material mais utilizado para construção do alvo em aparelhos de raios X é o tungstênio devido ao alto número atômico. Segundo Scaff (1997) quanto maior o número atômico do alvo, maior a quantidade de raios X produzidos (Figura 2.3) bem como maior a energia das linhas características, que são características do material.

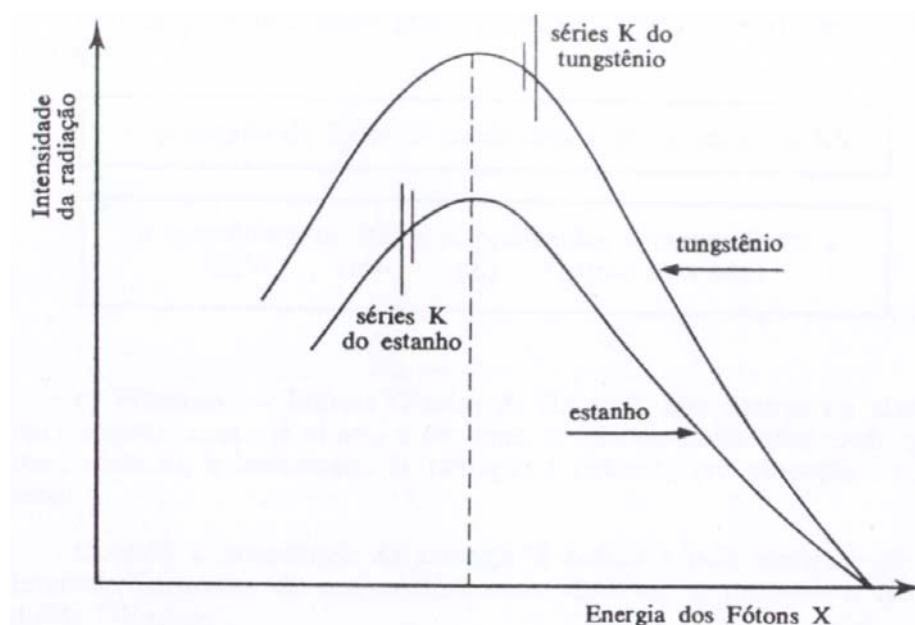


Figura 2.3 – Espectro de raios X com influência do número atômico. Fonte: Scaff (1997)

### 2.2.2. Forma de onda

Em todos os aparelhos de raios X, a voltagem é aumentada por um transformador de linha 110 - 220 volts para o kV desejado. A forma de onda é a mesma da linha de suprimento, mas muito aumentada em amplitude. O potencial elétrico é produzido por uma corrente alternada (AC). Existem vários tipos de circuitos utilizados na amplificação da voltagem, entre estes temos: retificação de meia onda, retificação de onda completa, retificação trifásica e multi-pulsos.

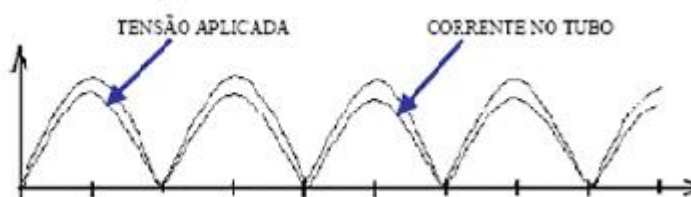


Figura 2.4 – Onda Monofásicas.

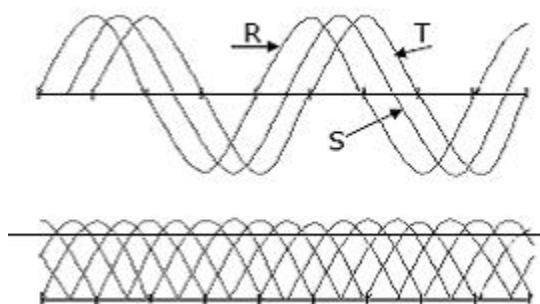


Figura 2.5 – Ondas Trifásicas.

No tipo mais simples de circuito, o tubo de raios X é conectado aos terminais do secundário do transformador. Neste caso, o tubo é o retificador, uma vez que a corrente só pode fluir quando o alvo for positivo em relação ao filamento (negativo), isto é, durante a porção positiva do ciclo de AC. Durante o ciclo negativo não existem elétrons livres do alvo (que está agora carregado negativamente). Entretanto, em circunstâncias ocasionais de superaquecimento do anodo, poderiam ocorrer elétrons livres, que iriam do anodo ao catodo durante o ciclo negativo, danificando o tubo.

Para resolver este problema, foram desenvolvidos circuitos de retificação que eliminam os ciclos negativos. Um tipo eficiente de retificação inverte a polaridade do ciclo negativo possibilitando a produção de raios X durante todo o ciclo. A utilização deste método, aplicado em um circuito trifásico possibilita a produção de elétrons quase monoenergético, dentro de uma pequena variação de kV.

A tecnologia mais moderna com o uso de geradores multi-pulsos possibilita uma fácil obtenção de um potencial de aceleração virtualmente constante. A forma de retificação modifica o espectro dos elétrons produzidos, e, portanto, modifica o espectro de raios X produzidos, a taxa de aquecimento do anodo e o rendimento do tubo (taxa de produção de raios X) (CURRY III et al, 1990).

Nas máquinas trifásicas a tensão aplicada ao tubo varia muito pouco enquanto nas monofásicas a tensão varia desde zero até um valor máximo, isto é, 100%. A esta variação dá-se o nome de Ripple.



### 2.2.3. Inclinação do alvo

O perfil do anodo é um outro fator que contribui para a deformação da imagem de objetos, principalmente objetos pequenos. Ele pode ser plano ou curvado, porém o perfil plano é o mais comum e mais simples de ser construído. Entretanto, a distribuição de intensidade produzida pode variar ao longo do campo de radiação, conforme Pereira (1982), de 75% a 125% com relação ao centro do campo, como mostra a Figura 2.5. O fenômeno que causa esse efeito é conhecido como distribuição angular ou "Efeito Heel" ou "Efeito Anódico" (PEREIRA, 1982; FRITZ, 1985; LIVINGSTON, 1985) e provoca no filme um gradiente de radiação que não depende somente do objeto. Isso é responsável pela não sensibilização de certas regiões do filme enquanto outras são sensibilizadas em excesso, fazendo com que o contraste necessário para obtenção de uma boa imagem ora tenda para a base da curva sensitométrica e ora tenda para o patamar.

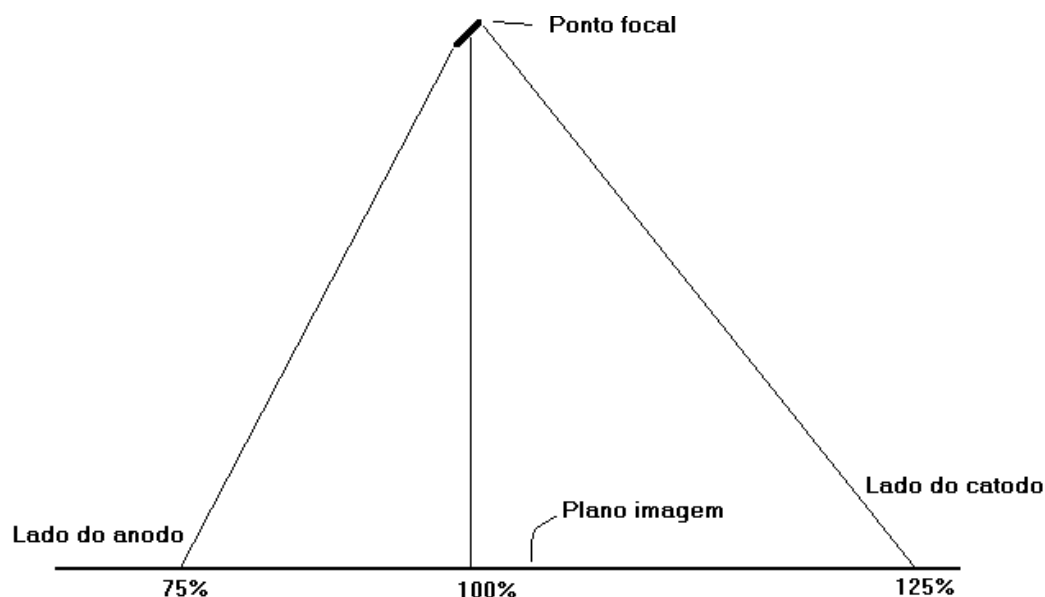


Figura 2.6 - Distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação causada pelo “Efeito Heel”.

Segundo R. J. Wilks (1987) o “Efeito Heel” produz uma redução na intensidade de raios X para aqueles raios que são emitidos do anodo em ângulos rasantes à face do alvo, o que

provoca maior absorção dos fótons de raios X que passam através de espessuras maiores (Figura 2.6).

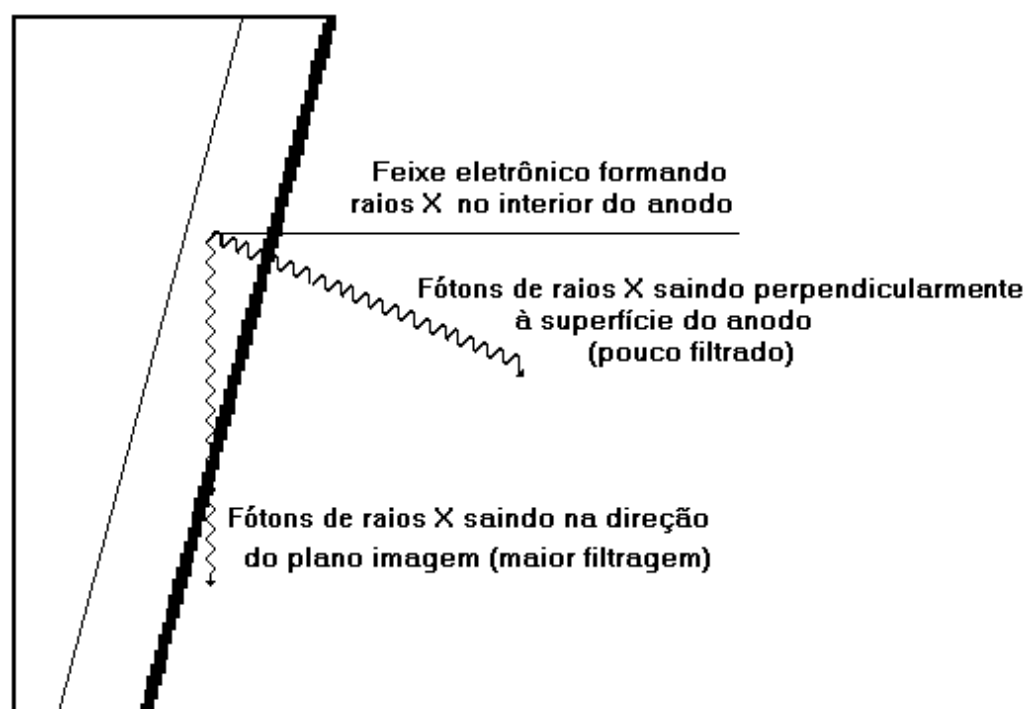


Figura 2.7 - Esquema simplificado da ocorrência do “Efeito Heel”.

Teoricamente o feixe de elétrons deveria colidir com a superfície do anodo e toda a radiação também deveria ser produzida na superfície, porém, isso não ocorre. Os elétrons emitidos em alta velocidade penetram no material do anodo, antes de chocar-se com alguns átomos para produzir radiação, fazendo com que a radiação produzida esteja imersa no material do anodo e, dependendo do ângulo de saída, seja mais ou menos absorvida.

A radiação que sofre a menor absorção é aquela que sai perpendicularmente à superfície do anodo, pois a espessura do material que ela deve percorrer é menor. Em qualquer outro ângulo de saída menor que  $90^\circ$ , a radiação precisa percorrer caminhos cada vez maiores, proporcionais à diminuição do ângulo, e por isso é mais absorvida pelo material.

#### 2.2.4. Filtração

De acordo com Almeida (1990) a filtração consiste na redução da intensidade do espectro de raios X proporcionada por um material atenuador colocado no caminho do feixe de raios X. Esta filtração pode ser inerente ou adicional (Figura 2.5 (a)).

A primeira categoria é intrínseca da máquina, ou seja, é a somatória das filtrações individuais devido a todos os materiais por onde passa o feixe de radiação até sair do tubo,

tais como o próprio alvo, o vidro do tubo de raios X, o óleo que isola o vidro de sua vizinhança e o material da janela (SCAFF, 1997; ALMEIDA, 1990).

A filtração adicional, por outro lado, é aquela onde espessuras de materiais, principalmente de metais, são colocadas no caminho do feixe entre o tubo e o objeto de estudo a fim de atenuar os fótons de raios X de baixa energia, que emergiram do tubo e que apenas contribuem para aumentar a dose de radiação desnecessária no paciente. A eficiência de atenuação depende da espessura e do número atômico do material empregado. Quanto maior a espessura do filtro, mais fótons de raios X são atenuados, modificando o espectro, de modo que a radiação transmitida será mais penetrante (Figura 2.5 (b)). No caso do número atômico, também teremos um feixe mais penetrante, quanto maior for o número atômico (SCAFF, 1997; ALMEIDA, 1990).

A filtração total requerida nos equipamentos de radiodiagnóstico deve ser maior ou igual a 2,5 mm de alumínio. No caso dos mamógrafos, onde é necessária uma radiação de baixa energia, a filtração total deve ser equivalente a pelo menos 0,5 mm de alumínio ou 0,03 mm de molibdênio. Para equipamentos que operam com tensões maiores que 100 kV pode-se conseguir redução da dose no paciente utilizando-se como filtros combinação de alumínio e cobre ou filtros de estanho (HUDA, 1994)

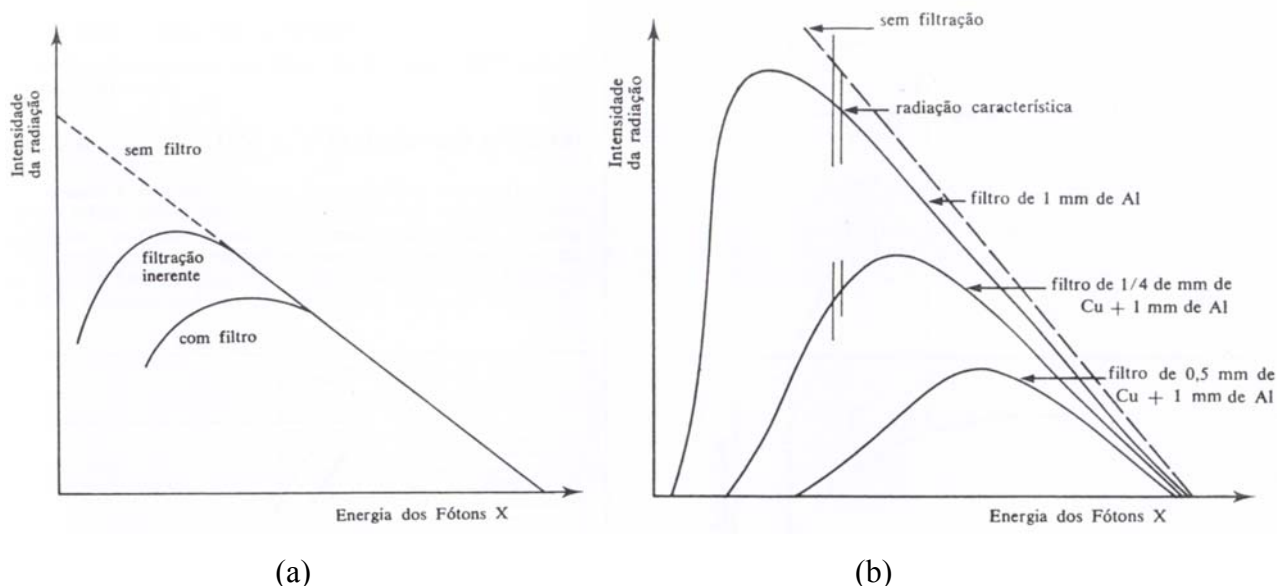


Figura 2.8 – Espectro de raios X com influência (a) da filtração inerente e adicional e (b) de algumas combinações de filtros. Fonte: Scaff (1997)

Quando um feixe de radiação não monocromática é filtrado, fótons de todos os comprimentos de onda poderão sofrer modificações, mas os de comprimento de onda maior sofrerão maior absorção por serem menos “penetrantes”, isto é, menos energéticos (JOHNS & CUNNINGHAM, 1983).

Se não houvesse a filtração inerente e adicional, segundo Johns & Cunningham (1983) o feixe de raios X produzido por um aparelho de raios X não seria adequado para radiodiagnóstico porque os fótons de baixa energia não conseguiriam atravessar o paciente e impressionar o filme, contribuiriam apenas para o aumento da dose. No entanto, essa radiação indesejável pode ser removida do feixe através da utilização de filtros apropriados.

#### **2.2.4.1. Camada semi-redutora**

Segundo Johns & Cunningham (1983) é importante descrever a natureza do feixe de raios X em termos de sua capacidade de penetrar em algum material de composição conhecida. Essa capacidade de penetração ou qualidade pode ser expressa por um parâmetro conhecido como camada semi-redutora (CSR), que é definida como a espessura necessária de algum material absorvedor para reduzir a intensidade de um feixe à metade do seu valor original.

O feixe de raios X que emerge do tubo pode conter uma grande quantidade de fótons de baixa energia. O endurecimento do feixe refere-se à perda preferencial dos fótons de baixa energia através da filtragem. O feixe de raios X torna-se mais penetrante à medida que a energia média dos fótons aumenta. Feixes filtrados e com maior energia média dos fótons são chamados feixes de raios X endurecidos.

Um feixe de baixa energia será bastante reduzido por uma pequena filtração, apresentando baixa CSR. Sabe-se que a CSR não é uma quantidade constante para um dado feixe, mas aumenta com a filtração. Logo, a segunda CSR será maior que a primeira. A qualidade de um feixe de raios X é especificada em termos da espessura de alumínio (mmAl) que reduz a intensidade do feixe de raios X a 50%. Valores típicos da CSR são 0,3 para mamografia, 1,5 em xeroradiografia (45 kVp), e 3 em radiografia convencional (80 kVp).

A CSR depende não só da energia dos fótons contidos no feixe, mas também da distribuição espectral desse feixe. Por exemplo, se a maioria dos fótons que compõe o feixe é de baixa energia, apresentará um valor de CSR mais baixo do que um feixe que contém, preferencialmente, fótons de maior energia, mesmo que este feixe possua menor intensidade. Por isso, a camada semi-redutora é considerada um parâmetro muito importante para a

avaliação da qualidade dos raios X. Ela é capaz de especificar, de maneira conveniente, a qualidade da radiação contida num feixe, pois quanto mais energético ou “penetrante” for este feixe, maior será a espessura necessária para que o absorvedor reduza sua intensidade à metade.

### 2.2.5. Distância foco-filme

A intensidade do feixe de raios X que irradia um determinado objeto diminui à medida que este objeto é afastado da fonte de radiação. Esse efeito é conhecido como lei do inverso do quadrado da distância, a variação da intensidade da radiação é inversamente proporcional ao quadrado da variação da distância do objeto em relação à fonte. A ocorrência desse efeito é consequência unicamente da geometria, conforme ilustrado na Figura 2.6. Por exemplo, uma distância duas vezes maior reduzirá a um quarto a intensidade do feixe de raios X e quatro vezes a densidade óptica (BONTRAGER, 2003; MORGAN, 1993, TORTORICI, 1992).

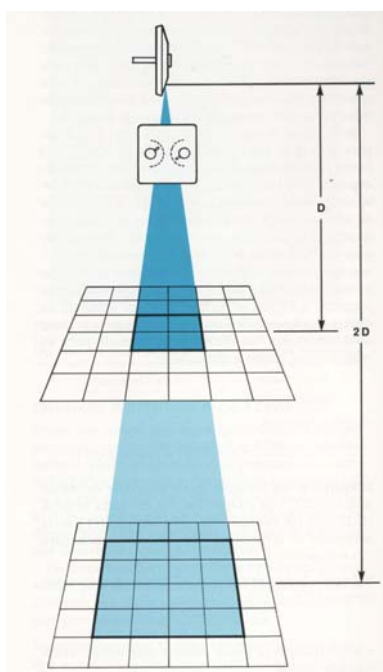


Figura 2.9 – Variação da intensidade da radiação com a distância.

Fonte: Fundamentos de Radiologia - Kodak (1980)

### 2.2.6. Espessura e composição do objeto radiografado

Para um dado tipo de exame a penetração do feixe de raios X varia de paciente para paciente, pois depende da espessura e da composição da seção do corpo que está sendo

examinada. Pacientes musculosos geralmente requerem um aumento na exposição, enquanto idosos e crianças necessitam uma diminuição (CALIL, 2003).

A utilização de imobilização rígida (gesso) num membro superior ou inferior também exigirá um aumento nos parâmetros de exposição. A espessura e o tipo de imobilização e a parte do corpo influenciam o aumento na exposição. Na Tabela 2.1 é apresentado um guia de conversão recomendado para os diferentes tipos de imobilização rígida (BONTRAGER, 1997).

Tabela 2.1 – Quadro de Conversão de Imobilizações Rígidas

<b>Tipo de Imobilização</b>	<b>Aumento da Exposição</b>
Aparelho gessado pequeno a médio	Aumentar mAs 50-60% ou mais 5 a 7 kVp
Aparelho gessado grande	Aumentar mAs 100% ou mais 8 a 10 kVp
Aparelho de fibra de vidro	Aumentar mAs 25% ou mais 3 a 4 kVp

### 2.2.7. Grade antiespalhamento

A radiação espalhada devida à interação dos fótons de raios X com a estrutura radiografada é um dos fatores que mais afetam a qualidade de imagem radiográfica. Devido à sua característica aleatória, ela sensibiliza locais não desejados, reduzindo o contraste. Quanto maior a sua quantidade, pior é o contraste da imagem (CURRY III et al, 1990).

A grade antiespalhamento é o meio mais importante de reduzir a radiação espalhada (CURRY III et al, 1990). Ela melhora o contraste em 40%, (MOORE et al, 1977), porém, o preço da limpeza realizada na imagem é o aumento considerável da exposição no paciente e de utilização do tubo de raios X (CURRY III et al, 1990), o que reduz a vida útil do tubo devido ao aquecimento. Além disso, a remoção da radiação espalhada é incompleta e a radiação primária no campo também muito atenuada.

Alguns autores afirmam que as grades devem ser usadas para partes do corpo que medem 10 cm ou mais, usando de 60 – 70 kVp ou maior, (BONTRAGER, 1997; CARLTON et al, 1996). Porém, outros preferem que as grades sejam usadas para partes que medem 13 cm ou mais, com kVp de 70 ou mais (CARROLL, 1990).

Os parâmetros de exposição devem ser alterados caso a grade não seja utilizada, ou seja, alterada a razão de grade. Isto requer a utilização de um fator de conversão calculado

em função de faixas de tensões médias recomendadas de cada tipo de grade (BONTRAGER, 1997), como mostra a Tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Quadro de conversão da razão da grade para ajuste da corrente.

	<b>Razão de Grade Original</b>	Sem Grade	Grade InSight	5:1 ou 6:1	8:1	12:1	16:1
<b>Nova Razão De Grade</b>	<b>Faixa de kVp Recomendada</b>	< 60-70	60-90	60-75	70-90	70-125 (95-125)	70-125 (95-125)
Sem grade	< 60-70	1	0,5	0,33	0,25	0,2	0,17
Grade InSight	60-90	2	1	0,67	0,5	0,4	0,33
5:1 ou 6:1	60-75	3	1,5	1	0,75	0,6	0,5
8:1	70-90	4	2	1,33	1	0,8	0,67
12:1	70-125 (95-125)	5 (6)	2,5	1,67	1,25	1	0,83
16:1	70-125 (95-125)	6 (7)	3	2	1,5	1,2	1

Quando a grade não é utilizada ou a razão de grade é alterada, um novo valor de corrente pode ser calculado utilizando a equação (3).

$$\text{Novo mAs} = \text{mAs} \times F \quad (3)$$

onde  $F$  é o fator de conversão da exposição da razão de grade original para a nova razão de grade apresentado na Tabela 2.2, como por exemplo, uma técnica original para uma realizar uma radiografia de perna sem grade é 6 mAs e 64 kVp, se fosse usada uma grade 5:1 e os outros fatores permanecerem constantes, o novo mAs será 18 mAs (Bontrager, 1998). Novo mAs =  $6 \times 3 = 18$  mAs

### 2.2.8. Combinação écran-filme

Um feixe de raios X após passar através do paciente e interagir com os diversos tecidos, emerge com intensidade variada, trazendo consigo toda a informação necessária a um dado exame radiográfico. Porém, essa informação ainda não pode ser avaliada, é preciso transferi-la para um meio adequado à visão humana (CURRY III et al, 1990).

Na radiografia convencional o receptor consiste num filme radiográfico em contato com um ou dois écrans reforçadores dentro de um chassi. Os écrans são folhas finas compostas de material à base de fósforos, cuja principal propriedade consiste em transformar os fótons de raios X em vários fótons de luz visível que amplificam o efeito fotográfico no

filme, visto que este é muito mais sensível à luz visível que aos raios X, reduzindo a quantidade de raios X incidentes sobre o paciente, cerca de 100 vezes dependendo da composição da camada de fósforo do écran (PRORAD, 2005; CURRY III et al, 1990).

A redução na exposição proporcionada pelo écran diminui a dose no paciente e permite também o uso de tempos menores, que são importantes quando é necessário minimizar o movimento do paciente (CURRY III et al, 1990).

O filme influencia o contraste radiográfico, pois amplifica grandemente as variações na intensidade do feixe de raios X causadas pelas diferenças de atenuação dos tecidos como ilustra a Figura 2.7 (CURRY III et al, 1990).

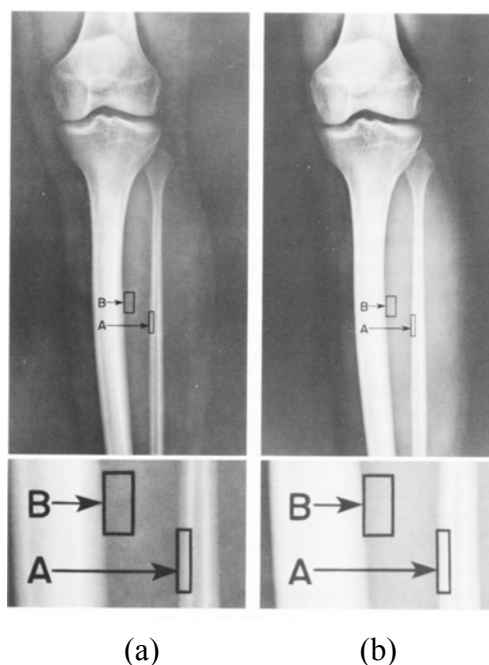


Figura 2.10 - Variação no contraste da imagem radiográfica devida ao filme: (a) F1 e (b) F2.

Fonte: Fundamentos de Radiologia - Kodak (1980).

Nas áreas marcadas A e B da Figura 2.7, que estão ampliadas abaixo das imagens, a proporção da intensidade dos raios X que chega ao filme é a mesma para as duas imagens. A diferença de escurecimento entre as áreas da imagem é maior para o filme F1 (Figura 2.7 (a)), que possui maior contraste que o filme F2 (Figura 2.7 (b)). Esta capacidade de amplificar o contraste do objeto possibilita a visualização de muitas diferenças muito pequenas impossíveis de serem vistas de outra forma (KODAK, 1980).



As combinações écran-filme apresentam variações no desempenho devidas: (i) às características físicas dos écrans reforçadores (tipo, tamanho e distribuição do fósforo; espessura da camada de fósforo e espectro de emissão do fósforo) responsáveis pelas suas propriedades absorção e eficiência de conversão que determinam o comprimento de onda e a quantidade de luz emitida; e (ii) as características físicas dos filmes radiográficos (tamanho e distribuição dos grãos haletos de prata; espessura da emulsão e espectro de sensibilidade) que também determinam a forma como responderá à exposição incidente, isto é, sensibilidade (velocidade), faixa de exposição e contraste (VYBORNY, 1980; CURRY III et al, 1990).

### **2.2.9. Processamento do filme**

As condições de processamento adequadas são tão importantes quanto uma adequada exposição, pois alterações no processamento dos filmes radiográficos produzem alterações na densidade, velocidade, resolução e contraste, resultando em radiografias de baixa qualidade. Porém, um controle de qualidade adequado pode manter a processadora automática em boas condições de operação, isto é, o processamento químico do filme dentro dos limites de aceitação (Magalhães et al (2002) e Medeiros et al (2002)).

## **2.3. MÉTODO AUTOMÁTICO DE SELEÇÃO DOS PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO RADIOGRÁFICA**

Atualmente alguns aparelhos de raios X novos trazem no comando automático alguns parâmetros de exposição radiográfica programados para auxiliar na realização de radiografias.

O usuário pode selecionar a densidade óptica desejada e escolher um entre 5 valores disponíveis de espessura para a estrutura anatômica a ser radiografada. O comando fornece a tensão, corrente e o tamanho do foco.

Entretanto a maioria dos técnicos de raios X não utiliza essa opção, pois o programa não fornece os valores dos parâmetros de exposição necessários para a realização de uma radiografia ótima. Ele apresenta desvantagens tais como: tempo padrão não apropriado à idade dos pacientes, principalmente idosos que devido à perda óssea necessitam de uma diminuição nos valores dos parâmetros de exposição; considera somente a espessura média, dois níveis a mais e dois níveis a menos espessura, não especificando em centímetros; e o técnico não tem noção de como será a DO (densidade óptica) antes de realizar a radiografia, pois o programa não apresenta nenhuma imagem.

## 2.4. PROCEDIMENTO EDUCATIVO

O Nondestructive Testing Resource Center (NDT, 2004) desenvolveu um programa em Java que procura mostrar ao usuário o efeito sobre a densidade óptica quando alguns parâmetros são alterados, permitindo análise do grau de contraste resultante (Figura 2.8).

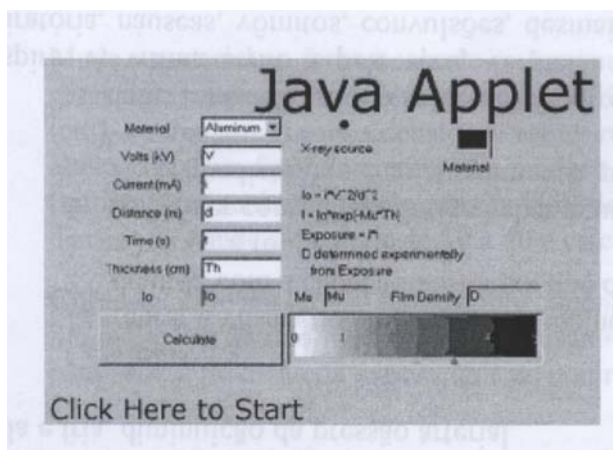


Figura 2.11 – Applet Java do NDT Resource Center.

O programa estima a densidade óptica a ser produzida na imagem radiográfica ao serem alterados alguns parâmetros, a saber: espessura, tensão, corrente e tempo de exposição, distância foco-filme e alguns tipos de materiais utilizados na filtração adicional. Para isso, ele utiliza a equação de Lambert-Beer, um valor inicial de fótons de raios X produzido por um dado equipamento e alguns valores de densidade óptica medidos experimentalmente num dado tipo de filme.

## 2.5. SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Outros pesquisadores apresentaram métodos computacionais para auxiliar a seleção dos parâmetros de exposição radiográfica. Supertech (2002) desenvolveu um programa para Palm top (computador portátil usável na palma da mão) que apresenta os parâmetros de exposição radiográfica para 38 partes do corpo (Figura 2.9). Para isso o usuário deve informar espessura da estrutura anatômica, corrente, kVp e fator de correção total (TCF).



Figura 2.12 – PDA com programa desenvolvido por SUPERTECH.

O TCF inclui fatores adicionais de correção devidos às alterações no equipamento de raios X, na distância foco-filme, na grade, no tipo de filme e de écran, nas variações da processadora (tempo, temperatura e químicos), etc.

O programa trabalha com qualquer combinação écran-filme, exceto para mamografia. Ele permite variar a espessura para cada parte do corpo de 2 a 40 cm, a corrente de 10 a 1.000 mA, a tensão de 40 a 150 kVp, o fator de correção de -10,0 a 11,0 com incrementos de 0,5, além de exibir mAs e tempo para a técnica utilizada em adulto ou pediátrico.

Para determinar os parâmetros de exposição adequados às características do equipamento utilizado, são necessários um penetrômetro e um filme mestre denominado E166. Na falta do filme E166 deve ser usado o método de experimentação e erro, ou então enviar à empresa Supertech a descrição da estrutura anatômica a ser radiografada e a espessura em centímetros. Além disso, também devem ser informados os parâmetros de exposição utilizados para três ou quatro imagens radiográficas de boa qualidade para o cálculo do TCF.

Depois de calculado o valor de TCF para um determinado equipamento de raios X, este poderá ser utilizado para radiografar estruturas de qualquer tamanho, mas qualquer alteração no tubo de raios X, nas condições da processadora (químicos, temperatura) ou utilização de écrans reforçadores e filmes radiográficos novos requererão também alteração no fator de correção (SUPERTECH, 2002).

Silva & Frère (2001, 2002) desenvolveram uma simulação computacional que além de prever o desempenho do sistema de registro como um todo, também permite determinar os parâmetros das combinações écran-filme que não são fornecidos pelos fabricantes, prever a densidade que será provocada pelos parâmetros de exposição radiográfica para qualquer ponto do filme radiológico e quantificar a exposição que chegou no filme.

Entre as aplicações possíveis utilizando esta simulação computacional, pode-se destacar a comparação do desempenho de diversas combinações écran-filme, avaliação do resultado das combinações écran-filme não previstas pelos fabricantes, determinação das técnicas de exposição (kVp, mAs e filtros adicionais) em função do sistema de registro, análise da influência da combinação écran-filme sobre a nitidez da imagem e desenvolvimento de novos écrans.

Nesta simulação, para determinar a técnica radiográfica mais adequada a um dado exame, levando em conta a estrutura anatômica, a combinação écran-filme, a influência do processamento do filme e a menor dose absorvida, o usuário deve digitar os valores dos parâmetros referentes ao sistema de imagem nas janelas correspondentes a cada conjunto de parâmetros e, em seguida, verificar através de imagens e de dados numéricos o efeito isolado ou agregado deles.

Dessa forma, o usuário pode testar os valores de tensão, de corrente e de tempo sugeridos nas tabelas técnicas ou outros que desejar. Se os valores selecionados proporcionarem o contraste desejado na imagem simulada, o usuário pode armazená-los juntamente com os níveis de dose em uma estrutura de dados, onde posteriormente é possível buscar a técnica radiográfica que representa o menor nível de dose para o paciente.

Contudo, para facilitar e agilizar o processo de otimização da técnica radiográfica para os técnicos de raios X, seria mais adequado uma interface mais amigável com apenas uma janela de interação com o usuário. Tal janela solicitaria poucas informações, deixando o algoritmo que a gerencia responsável pela busca dos dados necessários à execução dos demais algoritmos.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

O método computacional que determina de forma automática os parâmetros de exposição radiográfica mais adequados foi implementado utilizando o ambiente de programação *Delphi* 6.0 que permite a criação de interfaces amigáveis com o usuário.

Foi elaborada uma interface onde o usuário deve informar apenas dados imprescindíveis, que especificam o tipo de exame e algumas características do paciente. Também foi desenvolvido um banco para armazenar os dados necessários aos algoritmos que determinam a melhor técnica.

Os procedimentos computacional e experimental utilizados para o desenvolvimento do método e para avaliação de sua funcionalidade são descritos a seguir.

#### 3.1. BANCO DE DADOS

O banco de dados contém informações sobre: (i) técnicas radiográficas recomendadas para um dado tipo físico no Tratado de Radiologia de Bontrager (2003); (ii) relação de corrente e tempo, e produto da corrente pelo tempo; (iii) ilustrações das estruturas anatômicas nas incidências de exposição utilizadas; (iv) os coeficientes de atenuação linear das composições dos tecidos que formam as estruturas anatômicas habitualmente radiografadas num serviço radiológico; (v) relação das espessuras dos tecidos no caminho do feixe central de raios X.

A criação do banco de dados e a coleta dos dados estão descritas a seguir.

##### 3.1.1. Técnicas radiográficas (referencial)

As técnicas radiográficas sugeridas por Bontrager (2003) são consideradas como ponto de partida desse trabalho. Entretanto, elas não contemplam todas as variações, que de fato ocorrem, nas características anatômicas do paciente e também nos demais componentes dos sistemas de aquisição da imagem como, por exemplo, a combinação de filmes radiográficos e écrans reforçadores.

Foi elaborado um banco dados denominado *BontTec*, que registra os dados sugeridos por Bontrager (2003). Os campos que compõem este banco foram criados para armazenar os dados referentes a: parte do corpo, estrutura anatômica, incidência, tensão, corrente em mA e

mAs, tempo decimal e fracionário, dose de entrada na pele (DEP), densidade óptica média (DM), razão de grade, distância foco-filme, espessura e idade do paciente.

Todas as técnicas radiográficas sugeridas por Bontrager (2003) foram cadastradas no banco de dados *BontTec* através de uma interface desenvolvida para tal finalidade. Os dados referentes à DM e DEP foram obtidos através de procedimento experimental e na Portaria 453/98 do Ministério da Saúde respectivamente.

### **3.1.2. Tabela de mAs**

Como no serviço radiológico os técnicos também utilizam uma tabela contendo vários valores de corrente, de tempo e do produto da corrente pelo tempo, foi criado um outro banco de dados denominado *BontMas*. Neste banco o nome dos dois primeiros campos, bem como seu conteúdo para todos os registros, corresponde ao tempo fracionário e decimal em segundos, os nomes dos demais campos são referentes à corrente (mA) e o conteúdo deles para todos os registros consiste no produto da corrente pelo tempo (mAs).

Este banco de dados é preenchido com valores de corrente e tempo, que correspondem aos valores apresentados no aparelho de raios X, e com o produto da corrente pelo tempo. Para isso foi elaborada uma interface onde o usuário informa os valores de corrente e tempo, e implementado um algoritmo que transfere esses valores para o banco de dados e também realiza a multiplicação da corrente pelo tempo.

### **3.1.3. Ilustrações de posicionamento**

Para auxiliar os técnicos no posicionamento correto, foi selecionada uma série de imagens que mostram a estrutura anatômica, a incidência e a localização do raio central para cada exposição radiográfica. Estas imagens são regiões de interesse obtidas de imagens digitalizadas de trabalhos encontrados na literatura, tais como Bontrager (2003), e fotografias. As imagens foram convertidas para o tamanho de 100x100 pixels para serem mostradas na interface desenvolvida de interação com o usuário.

### **3.1.4. Coeficientes de atenuação**

Para calcular a interação dos raios X com a matéria são necessários os coeficientes de atenuação linear total ( $\mu$ ) de todos os tecidos no caminho do feixe de raios X, a saber: osso compacto, osso cortical, músculo esquelético, tecido adiposo, pele, etc.

Portanto, estes coeficientes foram calculados a partir de dados encontrados na literatura (Hubbell & Seltzer, 2002; Nist, 2003), tais como: elementos que constituem os tecidos, fração de peso dos elementos nas composições, densidade em  $\text{g/cm}^3$  ( $\rho$ ), número atômico ( $Z$ ). Primeiramente, foram gerados os coeficientes de atenuação de massa ( $\mu/\rho$ ) no intervalo de energia de 5 a 140 keV para cada elemento, utilizando o programa Coefic (Berger et al, 2002). Em seguida, os valores de  $\mu/\rho$  foram dispostos em planilhas do Microsoft Excel® criadas para cada composição, na coluna (Mi/Ro) correspondente ao elemento, e foram realizados os cálculos necessários para a obtenção dos valores de  $\mu$  ( $Mi$ ), como ilustra a Figura 3.1. Para isso, foram considerados: número atômico ( $Z$ ) do elemento, peso de cada elemento ( $P$ ), peso total de todos os elementos ( $Pt$ ), número de átomos ( $N$ ) e peso do elemento na composição ( $P/Pt$ ).

Microsoft Excel - Coeficientes de tecidos e composições

Arquivo

Editar

Exibir

Inserir

Formatar

Ferramentas

Dados

Janela

Ajuda

Acrobat

</

Figura 3.1 – Exemplo de planilha do Microsoft Excel® onde são calculados os valores de  $\mu$ .

### 3.1.5. Estrutura anatômica sob o raio central

Para a otimização dos parâmetros de exposição radiográfica o método computacional calcula a interação dos raios X com a matéria apenas sob o raio central. Para isso, devem ser conhecidos os tecidos e as espessuras (em centímetros) das estruturas anatômicas no caminho do feixe de raios X sob o raio central.

Foi elaborado um banco de dados denominado *RC* de modo que, exceto o primeiro campo que é a chave primária, os demais campos correspondem aos vários tecidos que podem estar no caminho do feixe de raios X sob o raio central. Estes campos foram nomeados com as siglas apresentadas na Tabela 3.1 e devem armazenar os valores de espessura destes tecidos considerando o tipo físico para as técnicas radiográficas cadastradas no banco de dados *BontTec*. Assim sendo, uma tabela auxiliar guarda as chaves primárias de ambos os bancos de dados, relacionando-os de tal forma que para cada registro inserido ou excluído em *BontTec*, a mesma operação ocorre em *RC*.

Tabela 3.1 – Relação de tecidos e siglas

<b>Tecido</b>	<b>Sigla</b>
Músculo esquelético	MEQ
Tecido Adiposo	TAD
Medula Óssea	MOS
Pele	PEL
Osso cortical	OCR
Osso compacto	COM
Pulmão	PUL
Sangue	SAN
Ar	AR
Músculo estriado	MES

Para cadastro e manipulação dos dados no banco de dados *RC*, foi elaborada uma interface e a relação de espessuras dos tecidos sob o raio central referentes às estruturas anatômicas, incidências e tipo físico considerados por Bontrager (2003) foi obtida considerando livros de anatomia (MOORE et al, 1996) e imagens das estruturas em cortes



tomográficos (Netanatomy, 2004). As imagens foram ampliadas no computador considerando as espessuras indicadas por Bontrager (2003) utilizando o Microsoft Power Point®, impressas com o Microsoft Paint Brush® e a espessura de cada tecido foi medida com o auxílio de régua e de escalímetro numa localização que corresponde à incidência do raio central sobre a estrutura anatômica.

## **3.2. DESENVOLVIMENTO DE INTERFACE E ALGORITMOS PARA OTIMIZAÇÃO DOS PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO RADIOGRÁFICA**

### **3.2.1. Interface**

A interface para a otimização dos parâmetros de exposição radiográfica foi construída com componentes visuais do *Delphi*, para o usuário informar:

- dados do paciente (nome, sexo, idade e raça);
- parte do corpo, estrutura a ser radiografada e incidência em que será feita a radiografia;
- espessura da estrutura anatômica em centímetros;
- sistema de registro (filme radiográfico e écran reforçador);
- distância foco-filme;
- se o paciente está usando imobilização rígida;
- se vai utilizar cilindro (colimador);
- razão de grade.

Também foram utilizados componentes para:

- mostrar uma imagem da incidência e posicionamento sob o raio central;
- mostrar uma interface para alteração dos dados do equipamento de raios X;
- chamar o algoritmo que simula a imagem radiográfica com as matrizes de espessura;

- executar o algoritmo ALG01, que encontra os melhores parâmetros de exposição radiográfica para o paciente considerando as informações fornecidas pelo usuário na interface.

### 3.2.2. Algoritmo para gerenciar a interface

O algoritmo ALG01 gerencia a associação da interface com os demais algoritmos desenvolvidos, executando os seguintes passos:

- Entrada dos parâmetros - busca informações fornecidas pelo usuário na interface e as armazena nas variáveis: *Nome, Idade, Sexo, Raça, Parte, Es0, Estrutura, Incidencia, Filme, Ecran, Dff0, Imobilizacao, Cilindro, RazaoGrade0*;
- ALG02 – acessa o banco de dados *BontTec* e encontra os parâmetros de exposição radiográfica (tensão, corrente e tempo) cadastrados para a parte do corpo, estrutura anatômica e incidência solicitadas pelo usuário na interface;
- ALG03 – altera a tensão em função da espessura do paciente;
- ALG04 – altera os parâmetros de exposição radiográfica em função de idade e raça do paciente, distância foco-filme, colimador cilindro e se o exame será urografia;
- ALG05 – altera a corrente e o tempo em função da razão de uma grade antiespalhamento para outra;
- ALG06 – altera a tensão em função de imobilização rígida;
- ALG07 – altera parâmetros de exposição radiográfica para que a densidade óptica (*DO*) calculada se localize na porção linear da curva sensitométrica;
- ALG08 – encontra os parâmetros de exposição cujo valor de *DO* se aproxima da densidade média (*DM*)  $\pm 10\%$  considerando a menor dose possível para o paciente.

### 3.2.3. Algoritmo para encontrar os parâmetros de exposição utilizados como ponto de partida

Para encontrar os parâmetros de exposição radiográfica o algoritmo ALG02 (Figura 3.2) realiza os seguintes passos:

- uma varredura no banco de dados *BontTec*, representado no algoritmo pela estrutura de dados Bontrager [K,1..13], em busca da parte do corpo, estrutura anatômica e incidência informada na interface;
- quando encontra, transfere os valores de tensão, corrente, distância foco-filme, tempo, produto da corrente pelo tempo, dose na pele, espessura, densidade média, parte do corpo, estrutura anatômica, parâmetro radiográfico e razão de grade para as variáveis denominadas *kVp*, *mA*, *tempo*, *mAs*, *dff*, *dose*, *Es*, *DM*, *parte*, *estrutura*, *incidência* e *Grade* respectivamente.

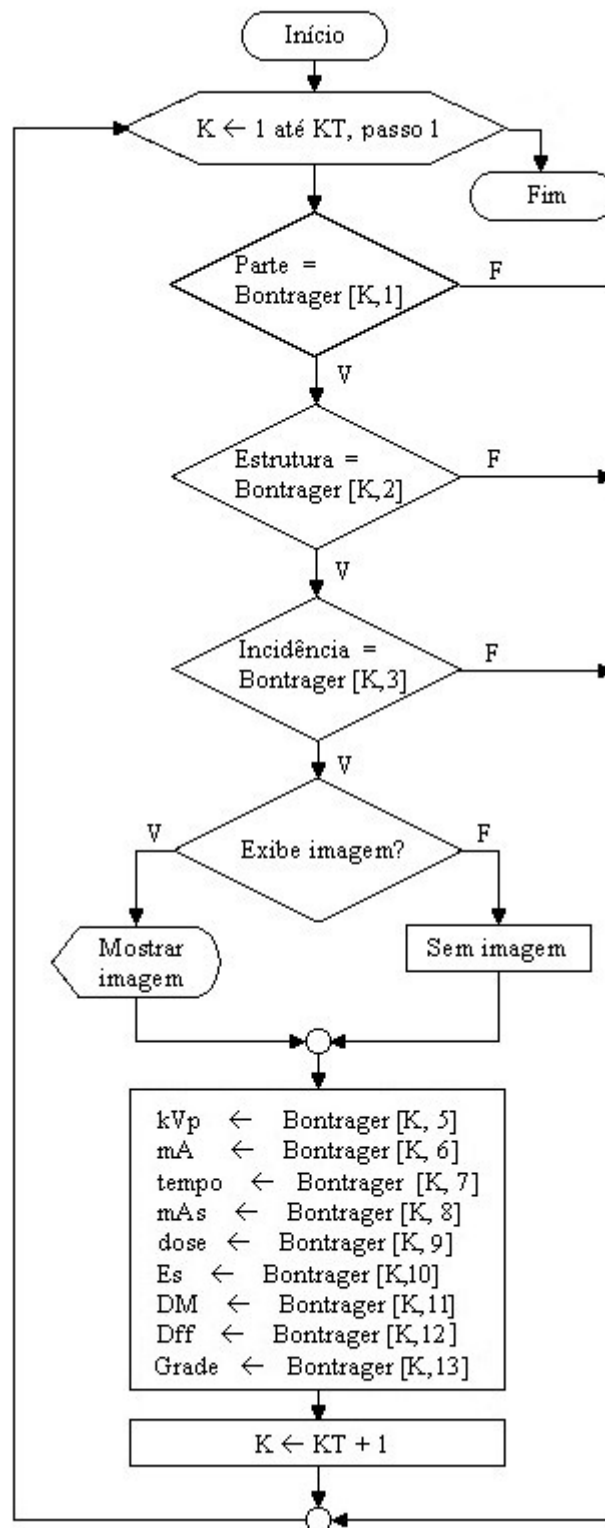


Figura 3.2 – Fluxograma do algoritmo ALG02 que encontra a técnica sugerida por Bontrager (2003) no banco de dados *BontTec*.

### 3.2.4. Algoritmo para ajustar a tensão em função da espessura do paciente

O algoritmo ALG03 (Figura 3.3) realiza o ajuste da tensão em função da espessura do paciente considerando a diferença negativa ou positiva entre os valores de espessura  $Es$  e  $Es0$  conforme sugerido por CRTIC (2002), a saber:

- subtrai 2 kVp para cada centímetro diminuído em relação ao valor de  $Es$ ;
- adiciona 2 kVp para cada centímetro aumentado até 80 kVp;
- adiciona 3 kVp para cada centímetro aumentado acima de 80 kVp e até 100 kVp;
- adiciona 4 kVp para cada centímetro aumentado acima de 100 kVp.

Este algoritmo também executa o algoritmo ALG09 que realiza o ajuste da corrente e do tempo em função da alteração efetuada na tensão.

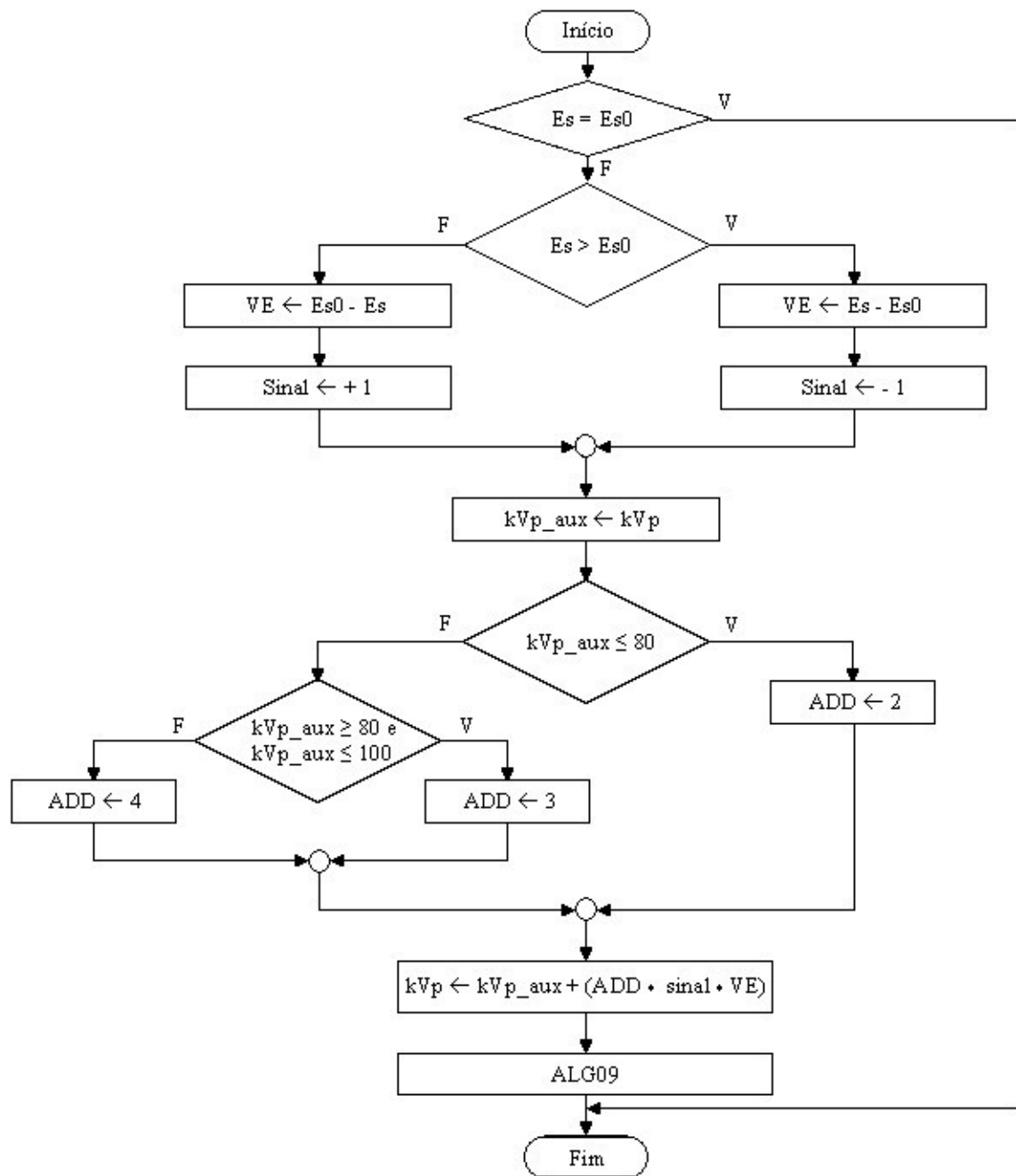


Figura 3.3 – Fluxograma do algoritmo ALG03 que ajusta a tensão em função da espessura do paciente.

### **3.2.5. Algoritmo para ajustar a tensão em função da idade e da raça do paciente**

O ajuste do valor da tensão em função de idade e raça do paciente, alteração na distância foco-filme, uso de colimador cilíndrico e também quando se trata de urografia, foi realizado empregando o algoritmo ALG04 (Figuras 3.4), elaborado de acordo com Calil (2003), que sugere:

- adicionar ou subtrair 4 kVp para cada 10 cm aumentados ou reduzidos na distância foco-filme quando o tubo de raios X encontra-se a 1 m;
- reduzir 5% na kVp para pacientes idosos (principalmente mulheres que são propensas a terem osteoporose, o que causa perda de cálcio nos ossos e faz com que a radiografia saia mais escura);
- reduzir 5% na kVp para pacientes de raça asiática (orientais possuem característica óssea menos densa);
- adicionar 5% na kVp para pacientes de raça negróide (pois negros possuem maior densidade dos ossos e também mais massa muscular);
- adicionar 7 kVp nas técnicas com cilindro devido ao alinhamento dos raios que evita radiação dispersa que diminui a intensidade;
- subtrair 10 kVp para urografia porque os cálculos renais podem ser calcificados;

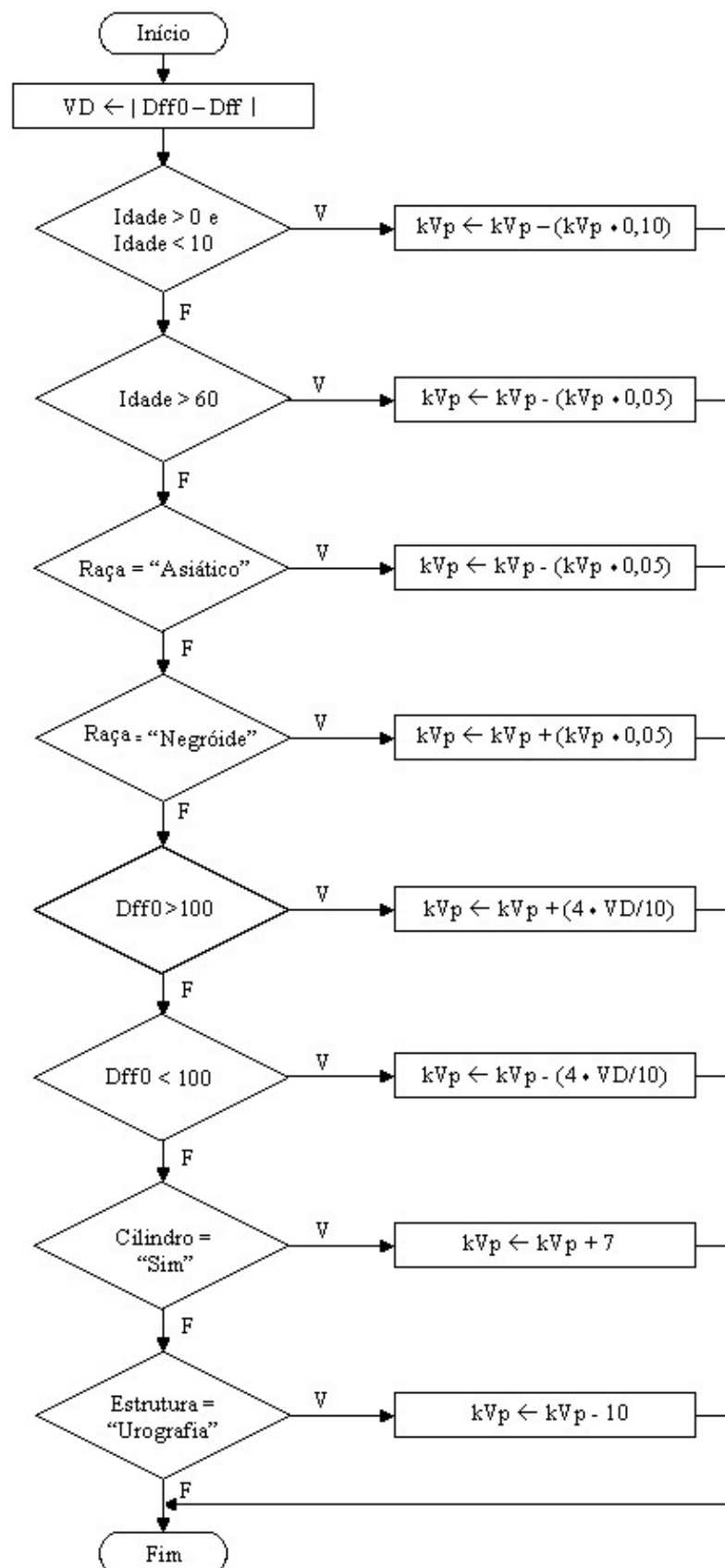


Figura 3.4 – Fluxograma do algoritmo ALG04 que realiza o ajuste da tensão em função de idade e raça do paciente, uso de colimador cilíndrico, distância foco-filme e para urografia.



### 3.2.6. Algoritmo para ajustar a tensão e a corrente em função da razão de grade

O algoritmo ALG05 (Figura 3.5 e 3.6) realiza o ajuste da corrente e tensão em função da alteração da razão de grade considerando a diferença da razão da grade original (*RGO*) para a nova razão da grade (*RGN*), conforme sugerido por Bontrager (1999) na Tabela 2.2. Este algoritmo realiza os seguintes passos:

- busca a razão da grade original em uso armazenada no Banco de Dados *BonTec*;
- busca a nova razão da grade a ser utilizada informada na interface;
- seleciona o fator de conversão a ser aplicado na Tabela 2.2;
- utiliza a equação (3) obtendo o novo valor de mAs;
- adiciona 9 kVp conforme sugere Calil (2003).

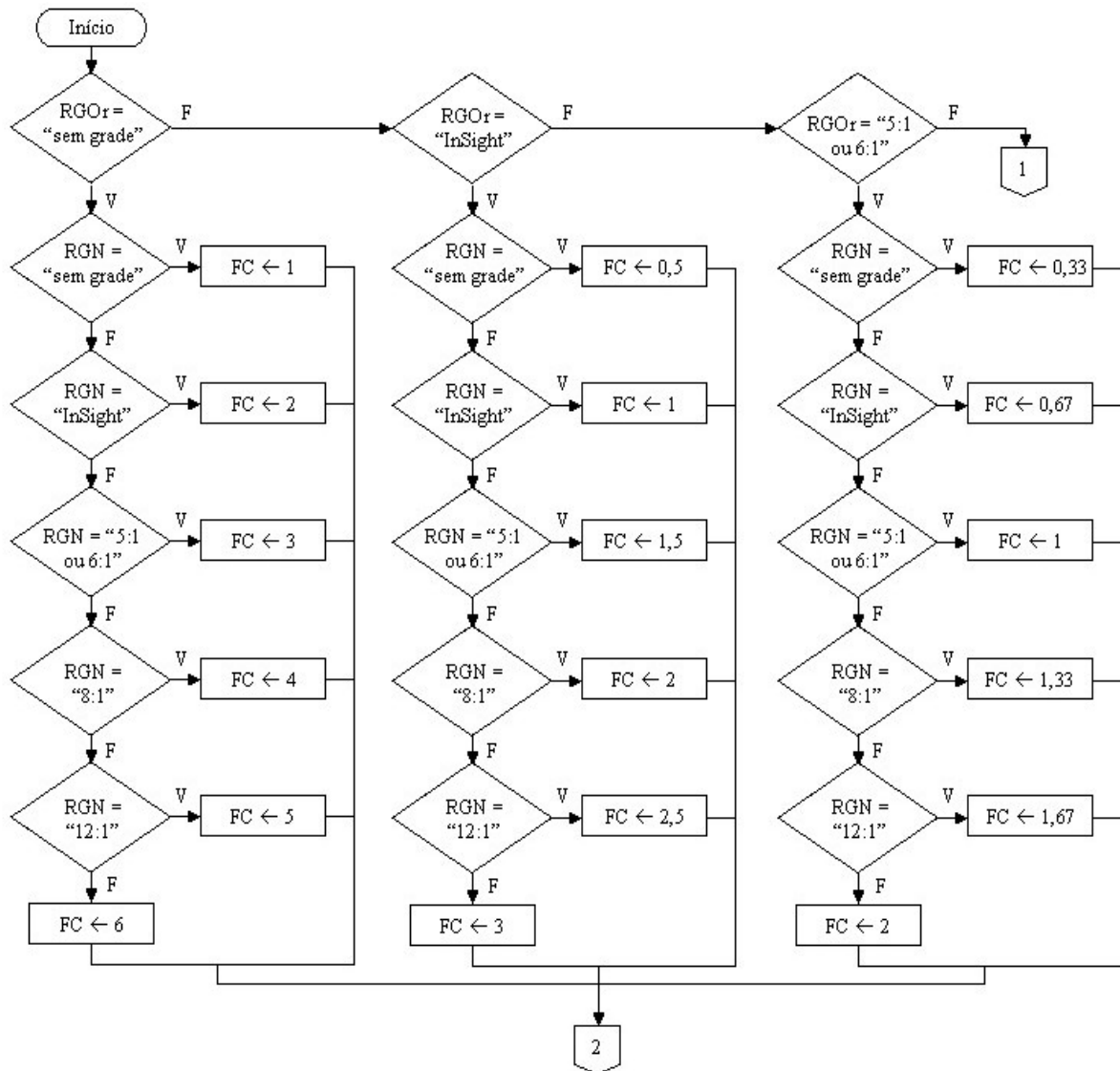


Figura 3.5 – Fluxograma do algoritmo ALG05 que realiza o ajuste da corrente e do tempo em função da razão da grade original para a nova razão de grade.

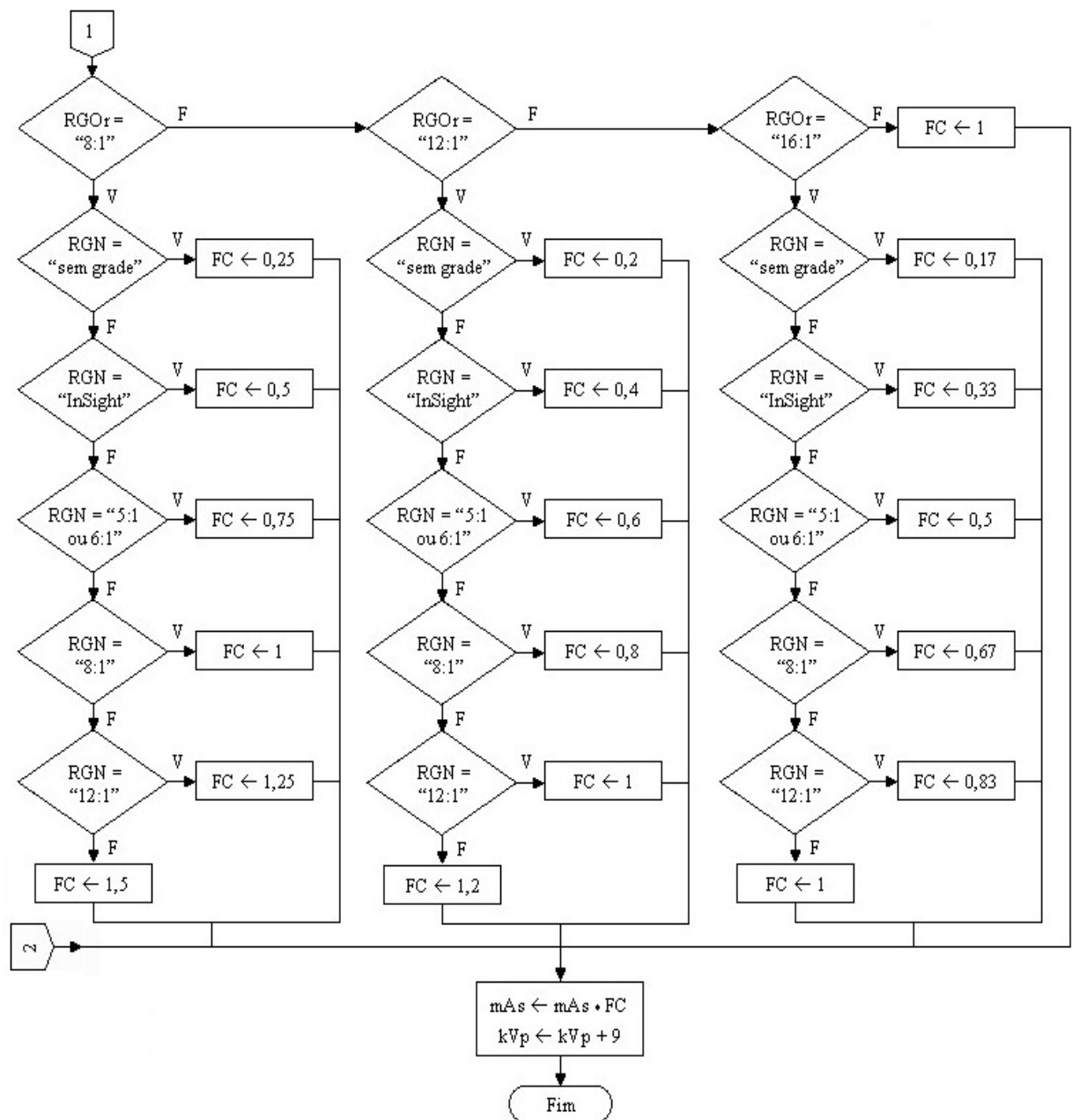


Figura 3.6 – Fluxograma do algoritmo ALG05 que realiza o ajuste da corrente e do tempo em função da razão da grade original para a nova razão de grade – (continuação).

### 3.2.7. Algoritmo para ajustar a tensão em função da imobilização rígida

O algoritmo ALG06 (Figuras 3.7) ajusta o valor da tensão em função do uso de imobilização rígida conforme sugere a Tabela 2.1.

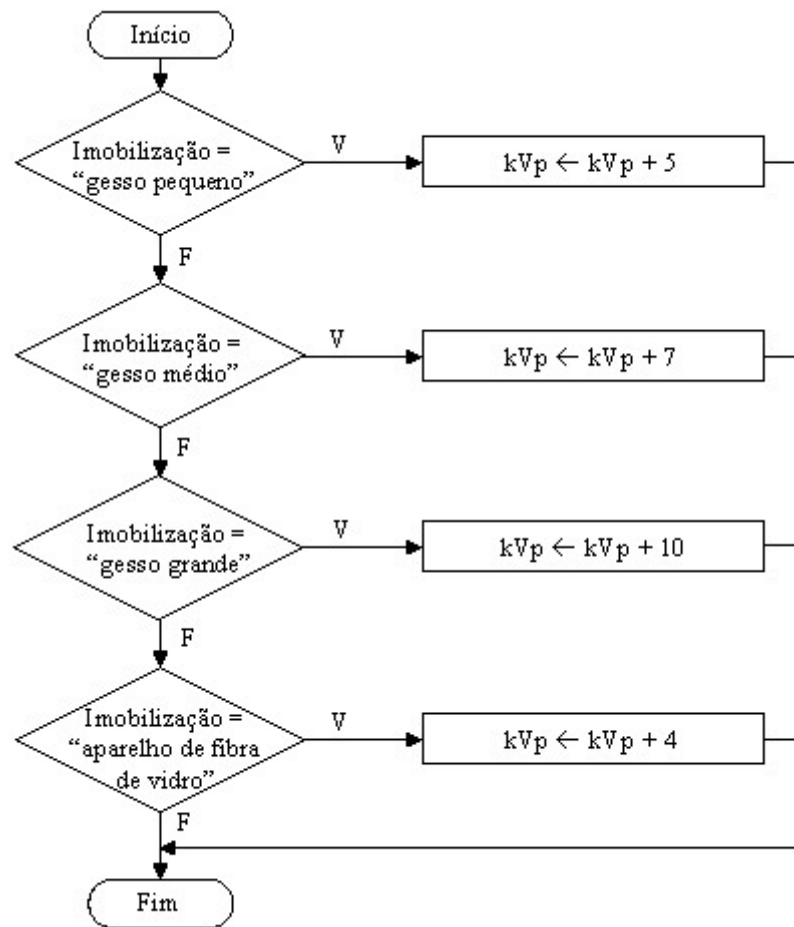


Figura 3.7 – Fluxograma do algoritmo ALG06 que realiza o ajuste da tensão em função de imobilização rígida utilizada pelo paciente.

### 3.2.8. Algoritmo para calcular a densidade óptica na porção linear da curva sensitométrica

O algoritmo ALG07 (Figura 3.8) ajusta a tensão até que a densidade óptica calculada encontre-se na porção linear da curva sensitométrica, situando-se no intervalo de  $DM$  (densidade necessária ao bom diagnóstico)  $\pm 30\%$ . Para isso, ajusta a tensão com incrementos ou decrementos utilizados no aparelho de raios X ( $kVpInc$ ) e calcula a densidade óptica sob o raio central com o algoritmo ALG11, verificando em seguida se o valor calculado encontra-se no intervalo desejado.

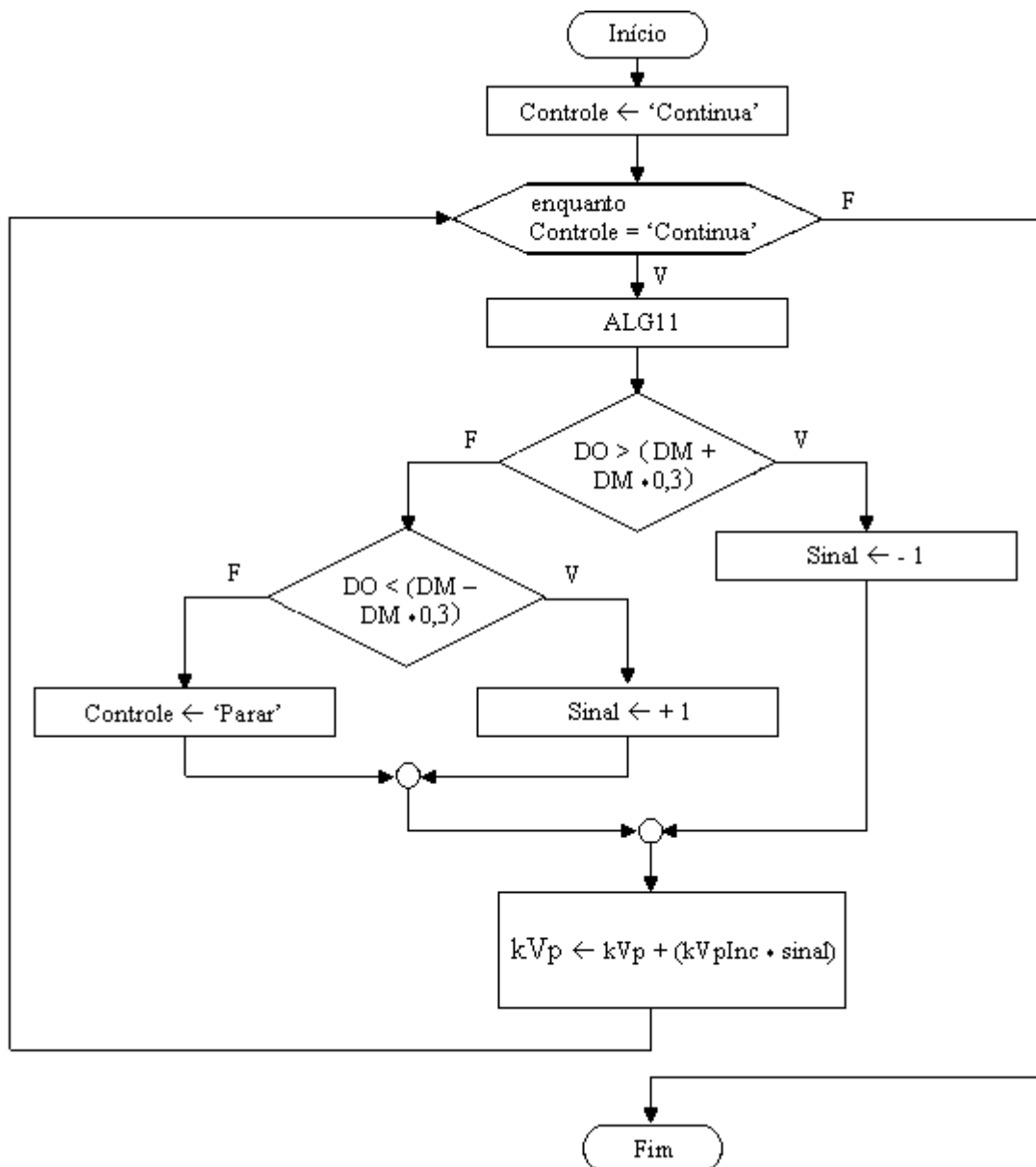


Figura 3.8 – Fluxograma do algoritmo ALG07 que ajusta a tensão para que a densidade óptica calculada localize-se na porção linear da curva sensitométrica.

### 3.2.9. Algoritmo para obtenção da densidade óptica média necessária

O algoritmo ALG08 (Figura 3.9) encontra um conjunto de parâmetros de exposição que resultam em densidades ópticas próximas a  $DM \pm 10\%$  e opta pelos parâmetros que expõem o paciente à menor dose. Para isso, o algoritmo executa:

- variação de  $\pm 15\%$  do valor de tensão com incremento determinado pelo usuário conforme o equipamento de raios X utilizado;
- variação de  $\pm 15\%$  do valor de corrente com incremento conforme o equipamento utilizado;
- variação de  $\pm 10\%$  do valor de tempo a fim de compensar o movimento durante uma exposição, que resultaria em perda de definição ou ausência de nitidez na imagem, com incremento conforme o equipamento utilizado;
- calcula a densidade óptica ( $DO$ ) sob o raio central com o algoritmo ALG11;
- registra os parâmetros de exposição radiográfica  $DO$  e dose num banco de dados auxiliar denominado  $TAB$ , caso  $DO$  se encontre no intervalo  $DM \pm 10\%$ .

Após realizar as variações de tensão, corrente e tempo e calcular  $DO$ , o algoritmo ALG08 também:

1. realiza uma varredura em  $TAB$  em busca dos parâmetros de exposição radiográfica com o menor valor de dose;
2. transfere os valores encontrados para as variáveis  $kVp$ ,  $mA$ ,  $mA_s$ ,  $tempo$  e  $dose$ , e mostra os valores na interface;
3. calcula o nível de cinza (grau de enegrecimento proporcionado pela  $DO$  calculada) e mostra uma pequena imagem na interface;
4. realiza uma varredura em  $TAB$  em busca dos parâmetros de exposição radiográfica com o menor valor de  $mA_s$  e repete os passos 2 e 3;

O nível de cinza é calculado com a equação (4).

$$NC = 255 - (DO * 255/DO_{Max}) \quad (4)$$

Onde  $DO_{Max}$  é a densidade óptica máxima que o filme radiográfico reproduz. É também chamada de densidade de saturação.

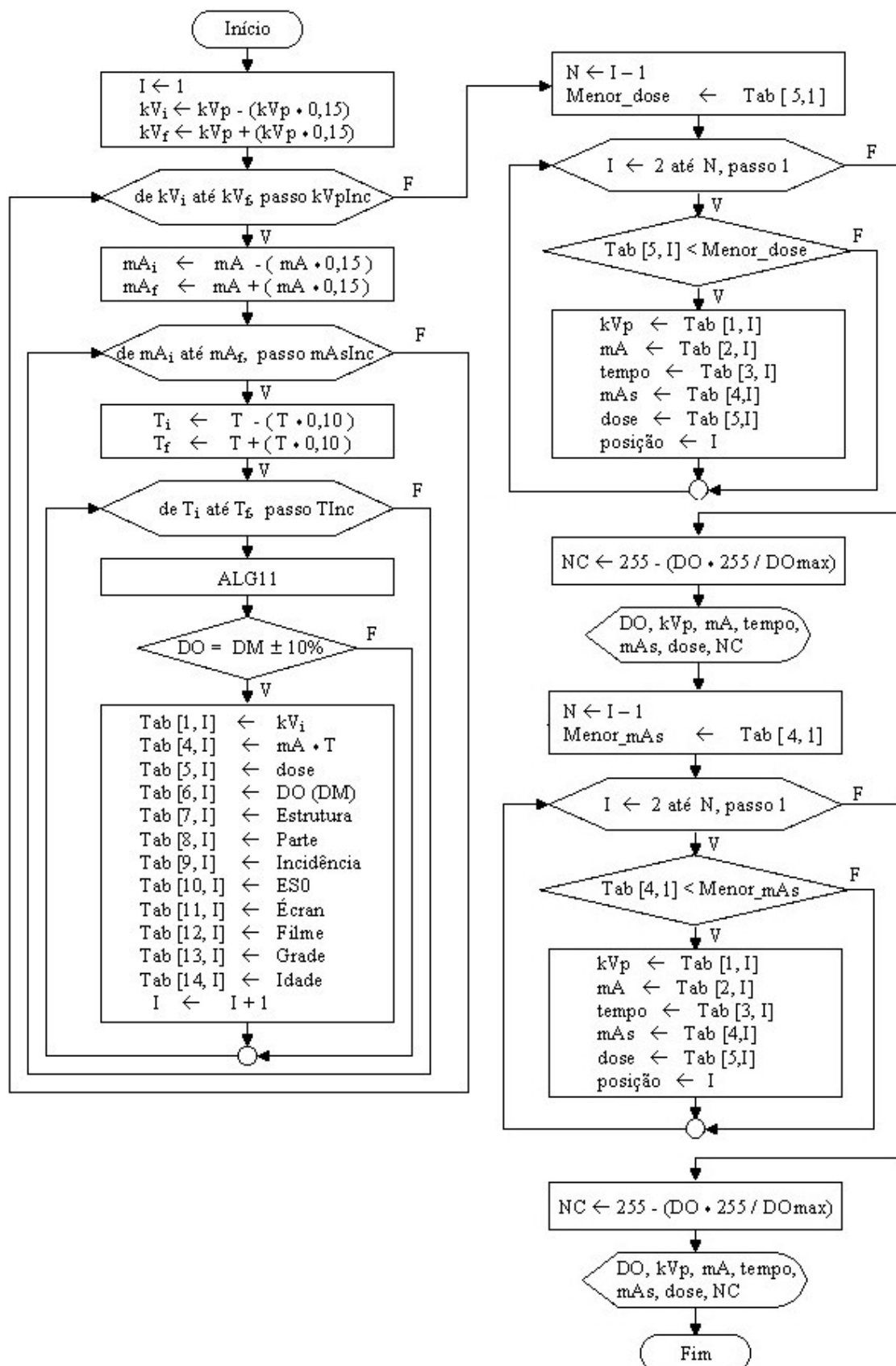


Figura 3.9 – Fluxograma do algoritmo ALG08 que encontra os parâmetros de exposição radiográfica adequados para a obtenção da densidade média com a menor dose possível.

### 3.2.10. Algoritmo para ajustar a corrente em função de alteração na tensão

O algoritmo ALG09 (Figura 3.10) realiza o ajuste da corrente em função da alteração na tensão para radiografias feitas com e sem grade, para abdome, coluna ou tórax, bem como urografias, de acordo com Calil (2003) que sugeriu adicionar à corrente (em mAs) o valor da tensão:

- dividido por 3 para exames ortopédicos referentes a extremidades - regiões situadas nas pontas dos membros inferiores e superiores: dedos, mão, punho, antebraço, cotovelo, ante-pé, pé, tornozelo, perna e radiografias feitas sem grade;
- dividido por 2 para exame de: joelho, crânio, hemi-tórax, ombro, úmero, clavícula, arcos costais, esterno, escápula e fêmur, quadril, pelve, e radiografias feitas com grade;
- multiplicado por 0,70 para radiografias de abdome, pois é necessário contraste moderado para visualização de várias estruturas, incluindo possíveis pequenos cálculos semi-opacos na vesícula biliar ou nos rins;
- multiplicado por 0,80 para radiografias de coluna, devendo apresentar tanto densidade óssea quanto de partes moles;
- multiplicado por 0,15 para radiografias de tórax que necessitam de uma escala de contraste e uma exposição ideal para a visualização da delicada trama vascular dos pulmões;
- dividido por 0,70 para urografia por ser no abdome e também para se obter uma boa visualização dos rins e sistema urinário;
- multiplicado por 0,10 para o exame que estuda a possibilidade de litíase renal, cujo tamanho pode chegar a menos de um milímetro.

Em seguida, a corrente (em mA) e o menor tempo possível são encontrados no banco de dados *BontMAS* pelo ALG10 em função do valor de corrente (em mAs) já calculado.



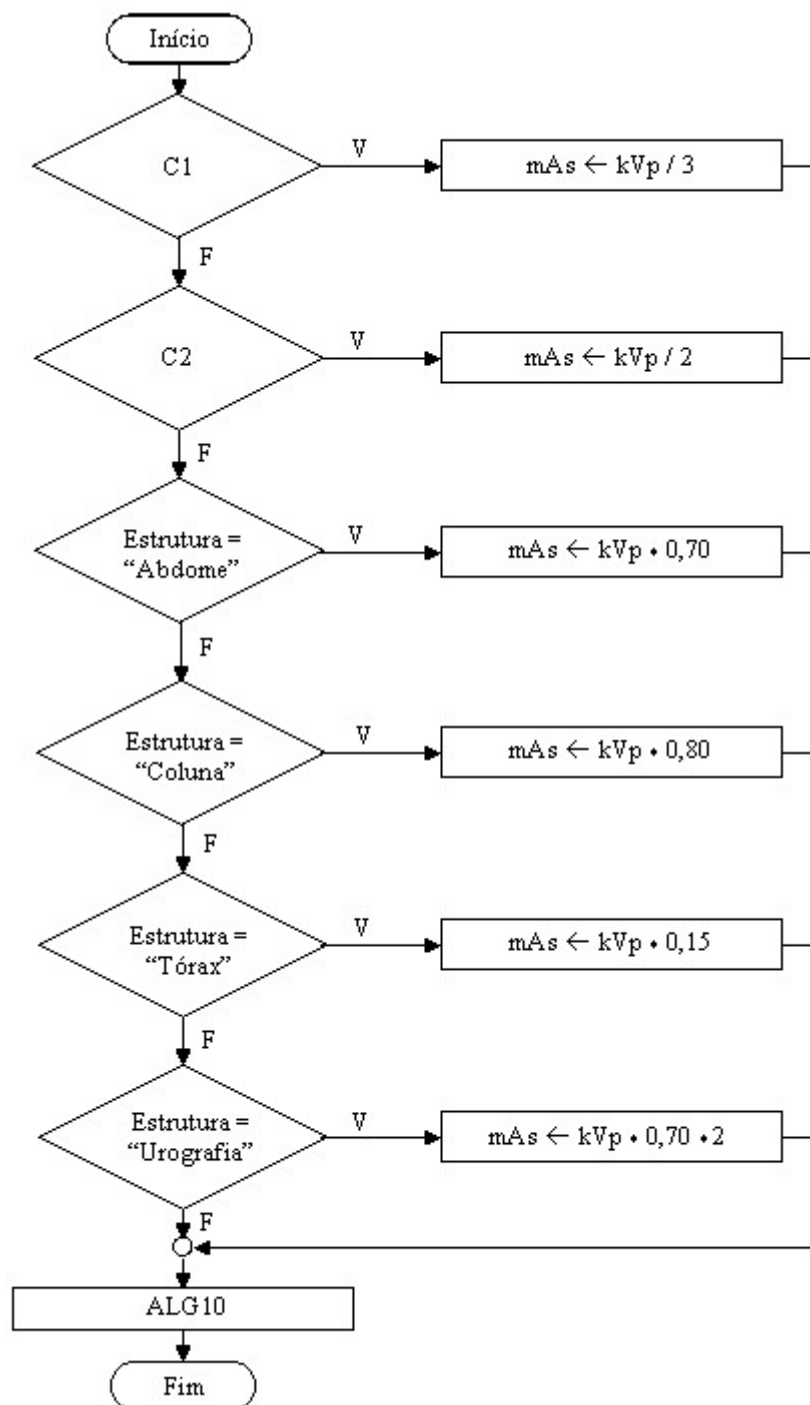


Figura 3.10 – Fluxograma do algoritmo ALG09 que realiza o ajuste da corrente em função da tensão.

As condições denominadas C1 e C2 são descritas na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Relação de siglas e condições utilizada no algoritmo ALG09

Sigla	Condição
C1	<p>estrutura = ‘artelhos’ ou estrutura = ‘polegar’ ou estrutura = ‘dedos’ ou estrutura = ‘mão’ ou estrutura = ‘punho’ ou estrutura = ‘antebraço’ ou estrutura = ‘cotovelo’ ou estrutura = ‘pé’ ou estrutura = ‘tornozelo’ ou estrutura = ‘perna’ ou razão de grade = ‘sem grade’</p>
C2	<p>Estrutura = ‘joelho’ ou estrutura = ‘úmero’ ou estrutura = ‘clavícula’ ou estrutura = ‘costelas’ ou estrutura = ‘escápula’ ou estrutura = ‘fêmur’ ou estrutura = ‘quadril’ ou estrutura = ‘pelve’</p>

### 3.2.11. Algoritmo para encontrar os valores de corrente e tempo no banco de dados

Os valores de corrente e tempo (decimal e fracionário) são encontrados no banco de dados *BontMAS* empregando o algoritmo ALG10 (Figura 3.11), que procura um valor de corrente por segundo igual ao calculado considerando o menor tempo e os limites do aparelho de raios X. Se o encontra, mostra os valores de corrente, tempo fracionário e tempo decimal. Senão, pega o valor de corrente referente ao valor de corrente por segundo cadastrado mais próximo àquele solicitado e calcula o tempo decimal ( $t$ ) correspondente através da equação (5), mostrando-os em seguida.

$$t = \frac{mAs}{mA} \quad (5)$$



### **3.3. OBJETO VIRTUAL PARA SIMULAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA**

Para a simulação da imagem radiográfica foi desenvolvido um objeto virtual que simula as camadas de tecidos e de espessuras ao longo de uma coxa humana média de 13 cm de diâmetro em incidência ântero-posterior (AP).

Para isso, foram geradas matrizes de espessuras, onde cada matriz guarda as espessuras de um dado tecido. Nas células referentes ao tecido é inserida a espessura correspondente e, nas demais, é atribuído o valor zero.

Foram considerados pele, tecido adiposo, tecido muscular, cartilagem, osso compacto, osso cortical e medula óssea. As espessuras destes tecidos foram medidas com o auxílio de um escalímetro, como realizado anteriormente para o preenchimento do banco de dados *RC*, porém não somente sob o raio central, mas também em várias posições ao longo da direção perpendicular ao eixo anodo-catodo correspondente.

As variações de espessuras ao longo da direção anodo-catodo foram calculadas através de algoritmo considerando o diâmetro da estrutura anatômica em ambas as extremidades, isto é, tanto no lado do anodo quanto do catodo. Para isso, foi considerada apenas a variação no tecido adiposo e muscular.

Os objetos virtuais correspondentes às estruturas humanas do joelho, perna, braço, cotovelo e antebraço podem ser elaborados de modo similar ao objeto virtual da coxa.

### **3.4. CÁLCULO DA DENSIDADE ÓPTICA**

A densidade óptica sob o raio central é calculada utilizando o algoritmo ALG11 onde são calculados o feixe de raios X, a interação dos raios X com os tecidos no caminho do feixe e a influência do sistema de registro.

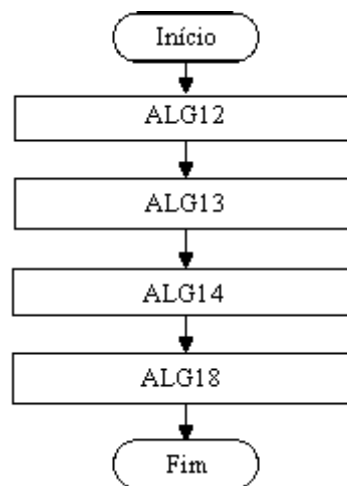


Figura 3.12 - Fluxograma do algoritmo ALG11 que realiza o cálculo da densidade óptica sob o raio central.

O feixe de raios X foi simulado conforme Marques et al. (1998), e o modelo ilustrado na Figura 3.13 empregando a expressão (6).

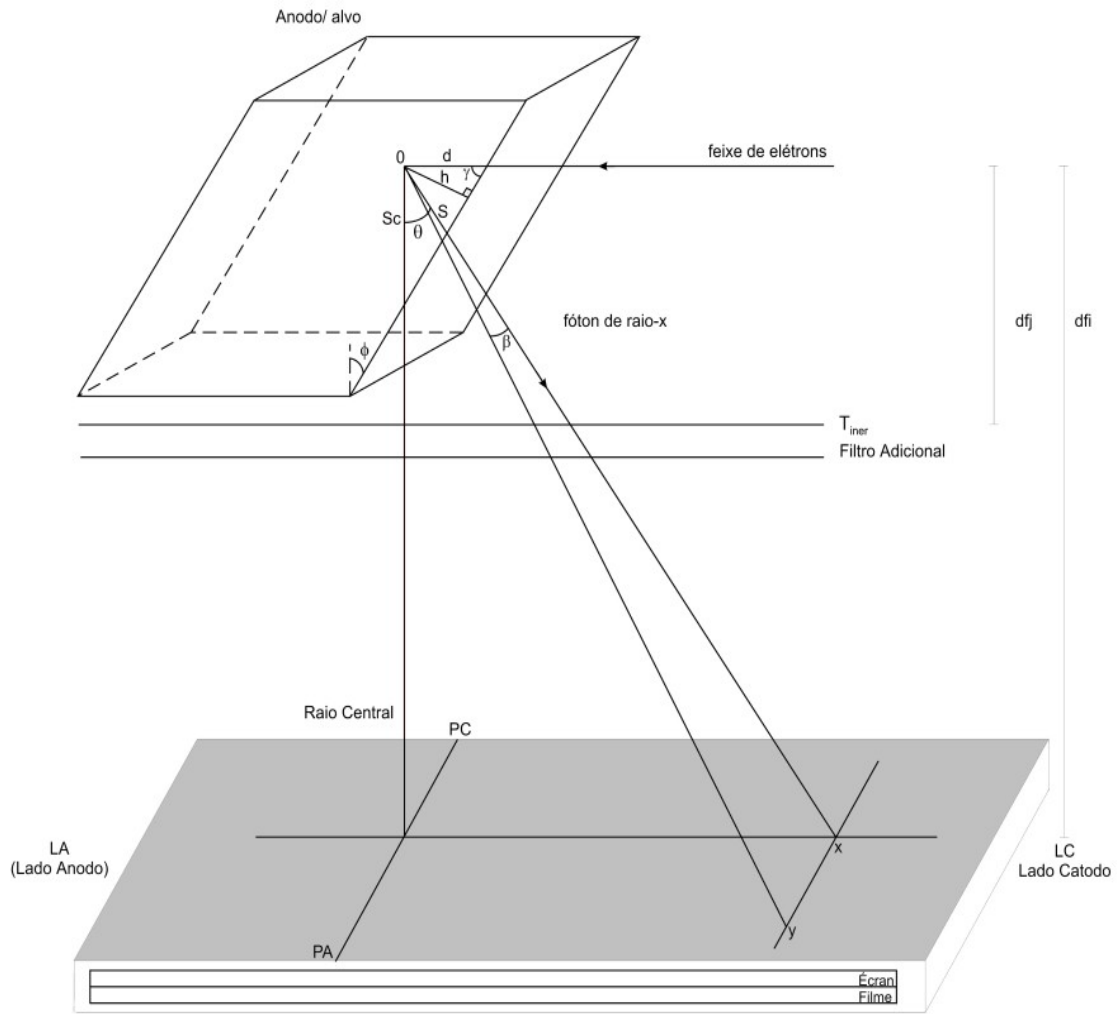


Figura 3.13 – Anodo e campo de radiação (Fritz 1985 – modificado).

$$I_0(E) = C Z (E_0 - E) \frac{v_0^2}{c^2} \quad (6)$$

onde  $I_0(E)$  é o espectro de raios X produzido dentro do alvo,  $E$  é a energia dos fótons de raios X,  $E_0$  é a energia de bombardeamento dos elétrons,  $Z$  é o número atômico do material do alvo,  $v_0$  é a velocidade inicial de bombardeamento do elétron,  $C$  é uma constante e  $c$  é a velocidade da luz.

O espectro de raios X foi corrigido considerando atenuação do alvo, filtração inerente e adicional, a distância foco-filme e influência do tempo de exposição e da corrente através das expressões

$$I(E) = I_0(E) R \frac{1}{4 \pi d_{ff}} mAs G \quad (7)$$

$$R = e^{\frac{\mu}{\rho}(E) S(\theta)} e^{-\mu_i(E)x_i} e^{-\mu_a(E)x_a} \quad (8)$$

onde  $\mu/\rho(E)$  é o coeficiente de atenuação de massa do material do alvo,  $S$  é o comprimento do caminho percorrido pelos fótons de raios X dentro do alvo e expresso pela equação (9),  $\mu_i(E)$  e  $\mu_a(E)$  são os coeficientes de atenuação linear dos filtros inerente e adicional,  $x_i$  e  $x_a$  são as espessuras de ambos os filtros,  $mAs$  é a corrente aplicada ao tubo de raios X em ampère segundos,  $d_{ff}$  é distância foco-filme e  $G$  é a constante do gerador.

$$S = \frac{d \cos \phi}{\cos \beta \sin(\phi + \theta)} \quad (9)$$

onde  $d$  é a profundidade de penetração do elétron no material do alvo,  $\beta$  é o ângulo de desvio na direção perpendicular ao eixo do ânodo-cátodo,  $\phi$  é o ângulo de inclinação do ânodo e  $\theta$  é o ângulo entre o raio central e o raio medido.

A Figura 3.14 mostra o algoritmo ALG12 que realiza o cálculo do espectro no centro do campo de radiação.

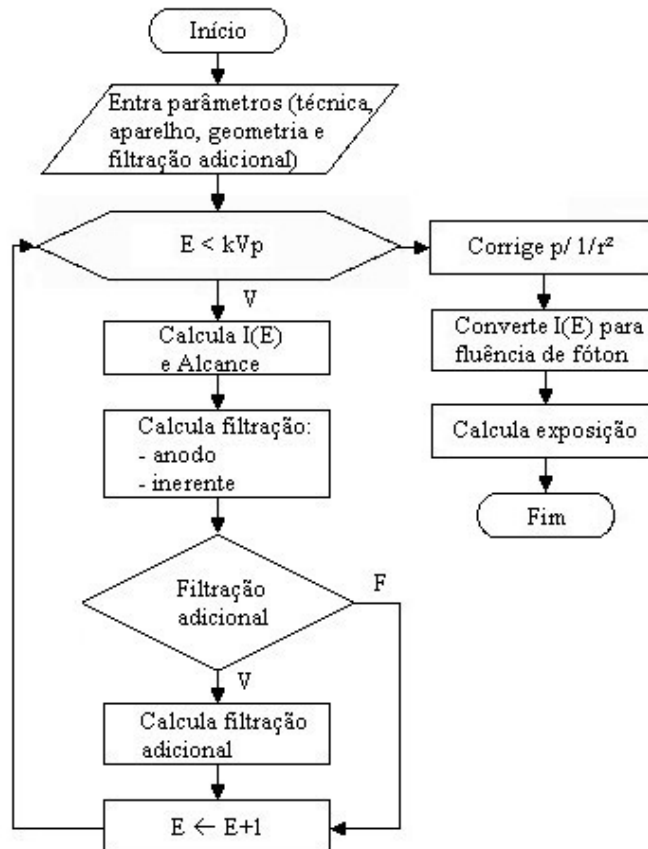


Figura 3.14 – Fluxograma do algoritmo ALG12 que calcula o espectro de raios X no centro do campo de radiação

A interação dos raios X com a matéria é considerada utilizando a equação de Lambert-Beer.

$$I_t(E) = I(E) e^{-\sum_{j=T_1}^{T_n} \mu_j(E) x_j} \quad (10)$$

onde  $\mu_j(E)$  é o coeficiente de atenuação linear de cada tecido da estrutura anatômica e  $x_j$  é a espessura de cada tecido em centímetros.

A relação de tecidos no caminho do feixe de raios X sob o raio central para a parte do corpo, estrutura anatômica e incidência encontradas no banco de dados *Bontec* é obtida no banco de dados *RC*. Para isso, foi desenvolvido o algoritmo ALG13 que:

- verifica o conteúdo dos campos do banco de dados *RC* em busca daqueles que contêm informações diferentes de branco; e transfere-os para o vetor *ObjEspessura[p]* ;
- se a espessura do paciente difere daquela cadastrada em *Bontec*, verifica se é sexo feminino e altera a espessura do tecido adiposo somando ou subtraindo a diferença da espessura digitada na interface, caso contrário verifica se idade do paciente masculino é menor ou igual a 35 anos e realiza a mesma alteração na espessura porém no tecido muscular e se a idade é superior a 35 anos, realiza a alteração na espessura do tecido adiposo;
- transfere os coeficientes de atenuação linear ( $\mu$ ), do arquivo “.cal” para a matriz *ObjMI[p,E]*, onde  $p$  e  $E$  correspondem aos tecidos e a faixa de energia respectivamente;
- multiplica os valores de espessura no vetor *ObjEspessura[p]* pelos valores de  $\mu$  na matriz *ObjMI[p,E]* e guarda o somatório dos valores resultantes na posição  $p=0$  da matriz *ObjMIX[p,E]*;
- *calcula* a interação dos raios X com a matéria empregando o algoritmo ALG14 (Figura 3.15) e  $p=0$ , utilizando a equação de Lambert-Beer para determinar a absorção do objeto.



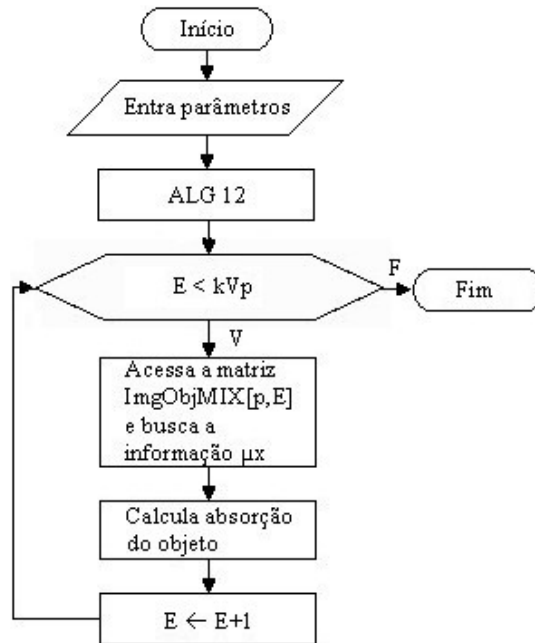


Figura 3.15 – Fluxograma do algoritmo ALG14 que realiza o cálculo do espectro de raios X que emerge do objeto em uma única posição do campo de radiação.

A densidade óptica do filme é calculada conforme estabelecido por Silva e Frère (2001) através da expressão

$$DQ_s = DQ_{\max} \left[ 1 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{(\omega L)^m e^{-\omega L}}{m!} \right] \quad (10)$$

onde  $\omega$  engloba todos os parâmetros desconhecidos do filme (e deduzido a partir da curva sensitométrica dada pelo fabricante),  $m$  é o centro da imagem latente,  $n$  é igual a 2 para fótons de luz e  $L$  é o fluxo de fótons de luz absorvidos pela emulsão, expresso por

$$L = \sum_{E=1}^{kVp} \sum_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} 0,5 I_t(E) \eta \varepsilon \frac{E}{12,4/\lambda} \gamma \partial \quad (11)$$

onde  $\eta$  é a capacidade de absorção do fósforo,  $\varepsilon$  é a eficiência de conversão dos fótons de raios X em fótons de luz,  $\partial$  e  $\gamma$  são respectivamente a sensibilidade do filme e a eficiência de emissão do écran para o comprimento de onda  $\lambda$  da luz gerada,  $\lambda_{\min}$  e  $\lambda_{\max}$  são respectivamente os comprimentos de onda onde começa e termina o espectro de emissão do écran, e 0,5 é o percentual de fótons de luz que escapam do écran indo em direção ao filme.

As Figuras 3.16 e 3.17 apresentam os fluxogramas dos algoritmos que calculam respectivamente a fluência de fótons de luz (ALG15) e a densidade óptica (ALG16) no centro do campo de radiação.

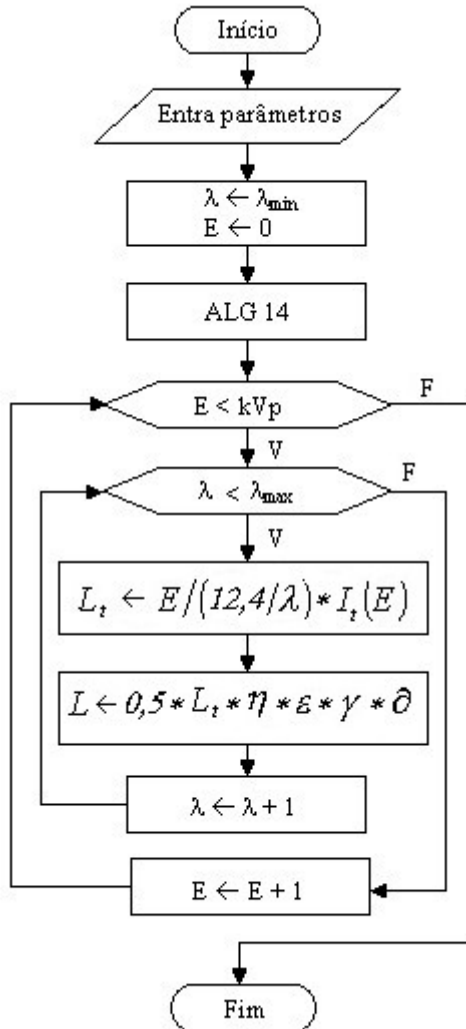


Figura 3.16 – Fluxograma do algoritmo ALG15 que calcula a fluência de fótons no centro do campo de radiação

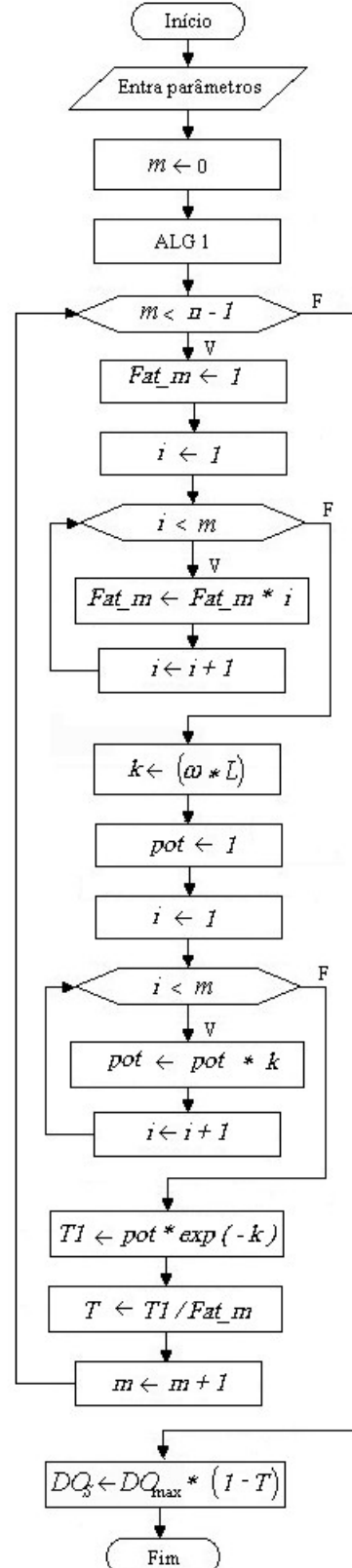


Figura 3.17 – Fluxograma do algoritmo ALG16 que calcula a densidade óptica no centro do campo de radiação.

### 3.5. SIMULAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

Após encontrar os parâmetros de exposição radiográfica, o botão imagem é habilitado e pode ser acionado para a simulação da imagem radiográfica. Neste momento os algoritmos ALG13 a ALG17 são executados novamente para todas as posições do campo de radiação, considerando ao invés das espessuras no raio central, as espessuras guardadas nas matrizes de espessuras. As densidades ópticas calculadas são armazenadas na matriz  $DO[x,y]$ . A Figura 3.17 mostra o fluxograma do algoritmo ALG17 que imprime no monitor os níveis de cinza calculados a partir dos valores de densidade óptica gerados.

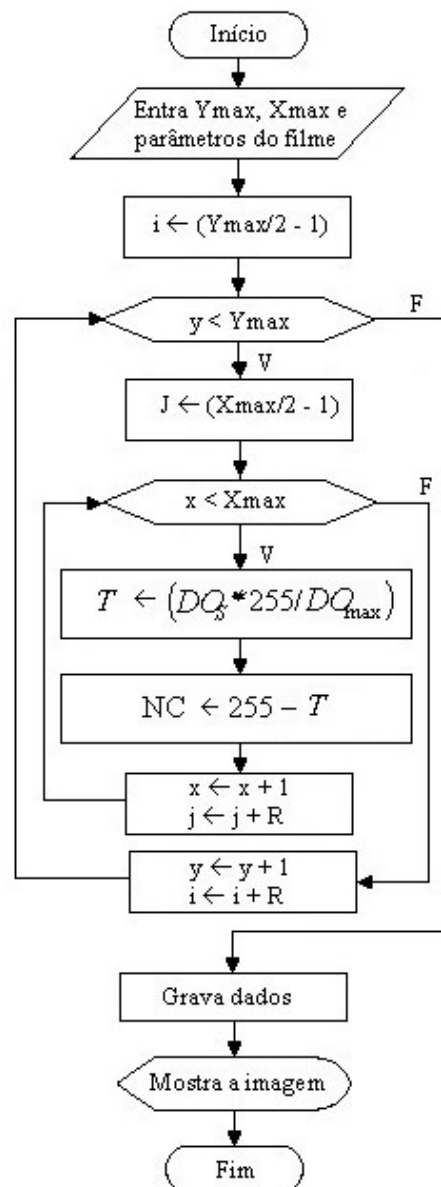


Figura 3.18 – Fluxograma do algoritmo ALG17 que converte a densidade óptica de todos os pontos do filme em nível de cinza e imprime a imagem.

### 3.6. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

A validação do método foi realizada com o auxílio de procedimento experimental, que envolve: (i) realização de imagens radiográficas com parâmetros de exposição determinados automaticamente e também recomendados por Bontrager (2003) e por 3 técnicos de raios X de 3 instituições de saúde de Mogi das Cruzes; (ii) medida da dose de radiação e da densidade óptica sob o raio central. Os materiais e protocolos utilizados para validação e documentação estão descritos a seguir.

### 3.6.1. Materiais utilizados

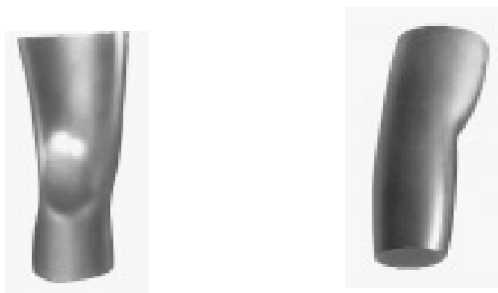
Os equipamentos e materiais utilizados estão listados na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Materiais utilizados para desenvolvimento e validação da simulação.

<b>Material</b>	<b>Descrição</b>
Equipamento	aparelho de raios X convencional modelo Transworld Dynamic
Filme radiográfico	Kodak MXG/PLUS
Écran reforçador	Kodak Lanex Regular Screens
Negatoscópio	3 corpos (Metaltrônica, Modelo 0499)
Máquina fotográfica	Sony DSC-P41/P43
Químicos	Químicos Kodak (revelador e fixador)
Dispositivo de Alinhamento	Cilindro de alinhamento RMI
Densitômetro	Victoreen (model 07-443)
Câmara de ionização	Triad Inovision 1100 <sup>A</sup>
Processadora automática	Macrotec MX-2
Fantomas	Fantomas marca RANDO de fêmur/joelho/perna série XA245L e úmero/cotovelo/antebraço série XA235L.

Os procedimentos de limpeza da processadora e de preparação dos químicos foram efetuados segundo as recomendações técnicas dos fabricantes.

O densitômetro lê densidades ópticas numa faixa de 0,0 a 4,0 com precisão de 0,5% do fundo de escala e reprodutibilidade (erro) de  $\pm 0,01$ . A Figura 3.22 ilustra os fantomas utilizados.



Fêmur/Joelho/Perna

Úmero/Cotovelo/Antebrço

Figura 3.19 – Fantomas antropomórficos para validação da simulação.

Os fantomas permitem realizar imagens radiográficas de fêmur, joelho, perna, úmero, cotovelo e antebraço nas posições AP (ântero-posterior) e lateral.

### 3.6.2. Aquisição de imagens dos fantomas

Para aquisição de imagens dos fantomas mencionados na Tabela 3.9, foi utilizado o seguinte protocolo:

- preparação e monitoração dos químicos conforme recomendado pelo fabricante;
- determinação do centro do campo de radiação e do eixo anodo-catodo utilizando o dispositivo de alinhamento da RMI;
- posicionamento do fantoma;
- indicação do centro do campo com material radiopaco;
- posicionamento da câmara de ionização sob o raio central e o fantoma para medida da dose de radiação na superfície do fantoma;
- ajuste da técnica (kVp, mA e tempo) desejada;
- realização da exposição;
- processamento do filme.

Após o processo de aquisição das imagens radiográficas foram realizados:

- análise visual utilizando negatoscópio;

- medida das densidades ópticas sob o raio central para comparação com as densidades ópticas simuladas;
- fotografia das imagens radiográficas no negatoscópico para documentação.

### 3.6.3. Validação da simulação

As imagens radiográficas realizadas com os parâmetros de exposição sugeridos pelo método computacional desenvolvido, bem como por Bontrager (2003) e por técnicos de algumas instituições de saúde da região de Mogi das Cruzes, foram avaliadas por cinco especialistas na interpretação de imagens e três especialistas na aquisição delas, como ilustra na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 – Especialistas que analisaram as imagens radiográficas realizadas.

<b>Sigla</b>	<b>Nome</b>	<b>Especialidade</b>	<b>Experiência (anos)</b>
R1	O.S.H	Médico radiologista	40
R2	A.R.S	Médico radiologista	37
R3	L.Y.	Médico radiologista	5
R4	O.C.H.	Médico radiologista	33
R5	R.B.A.	Médica radiologista	10
T1	L.G.T.	Tecnóloga em radiologia	9
T2	S.M.	Técnico em raios X	31
T3	R.T.	Tecnóloga em radiologia	5

Os especialistas não foram informados sobre quais os parâmetros de exposição foram utilizados para aquisição das imagens, nem os valores de dose medidos durante a aquisição delas. Eles receberam apenas as imagens numeradas aleatoriamente e um formulário para preencher (Anexo B), onde deveriam analisar os níveis de contraste e de nitidez, classificando-os como: péssimo (P), razoável (R), bom (B) e excelente (E).

As respostas dos radiologistas foram digitadas numa planilha do *Microsoft Excell*® (Anexo D) e manipuladas com o auxílio das funções CONT.SE, MÉDIA, SOMA, que

permitiram montar as tabelas e gráficos apresentados no item Resultados e Discussões. Foram realizados:

- cálculo da média das respostas de todos os especialistas para o nível de contraste (CO) e de nitidez (NI) para cada imagem radiográfica;
- contagem das respostas (péssimo, razoável, bom e excelente) dadas pelos especialistas para os níveis de contraste e de nitidez das imagens radiográficas obtidas com os parâmetros de exposição fornecidos por cada uma das fontes consideradas no estudo;
- cálculo do percentual global de contraste (COg) e de nitidez (NIg) referente às repostas dos especialistas utilizando a contagem realizada;
- cálculo do índice global de contraste (ICO) e de nitidez (INI) realizando o somatório dos valores de COg e NIg referentes às respostas péssimo, razoável, bom e excelente multiplicados pelos pesos zero (0), 0,4, 0,7 e 1 respectivamente;
- cálculo do índice global de qualidade de imagem (QI), proporcionado pelos parâmetros de exposição fornecidos por cada uma das fontes consideradas no estudo. Para isso, foi calculada a média entre os valores de ICO e INI.

Os níveis de dose foram medidos com a câmara de ionização sob o raio central para verificar se a relação qualidade de imagem *versus* dose no paciente é adequada para os parâmetros de exposição testados.



## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1. BANCO DE DADOS

#### 4.1.1. Coeficientes de atenuação

A Figura 4.1 apresenta um gráfico da energia versus coeficientes de atenuação ( $\mu$ ) obtidos das espessuras dos tecidos sob o raio central dos raios X.

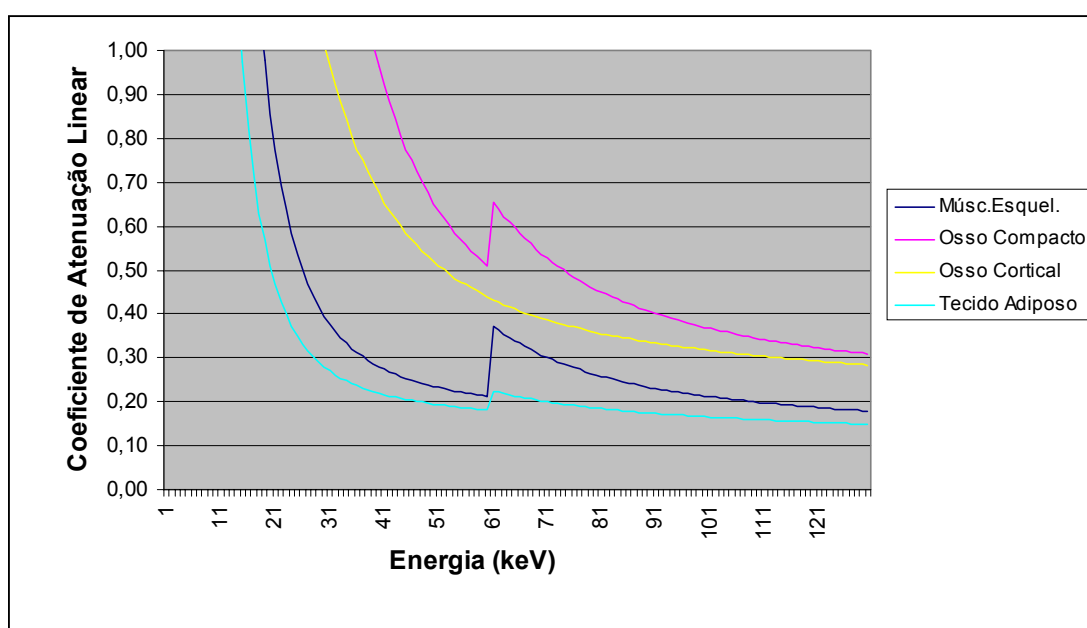


Figura 4.1 – Coeficientes de atenuação linear de alguns tecidos na faixa de energia de 1 a 130 kVp.

#### 4.1.2. Parâmetros de exposição radiográfica

As Figuras 4.2 e 4.3 mostram os bancos de dados *BontTec* e *BontMAS* preenchidos com dados sugeridos por Bontrager (2003).

Database Desktop

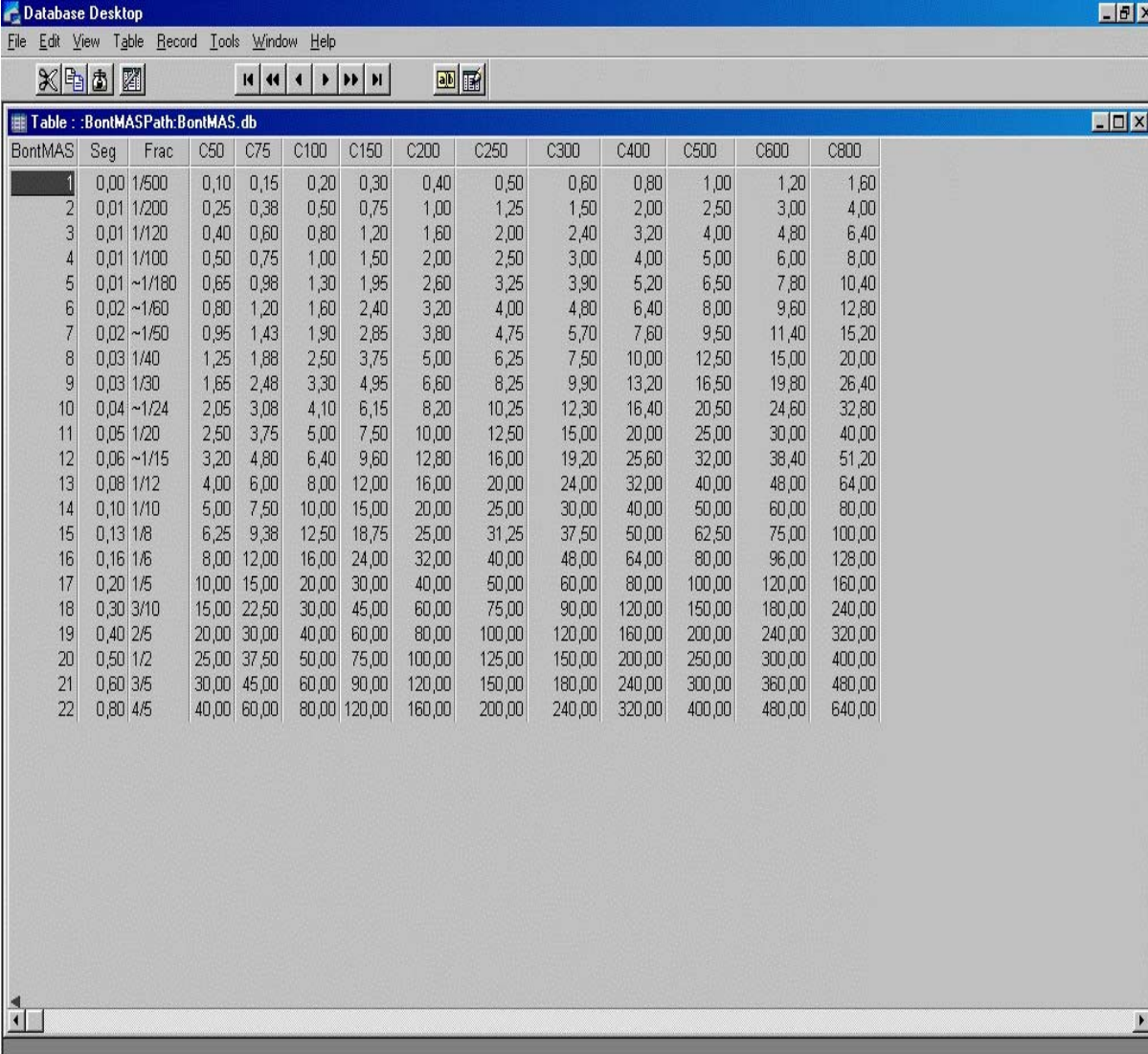
File Edit View Table Record Tools Window Help

Table : BontTecPath:BontTec.DB

BontTec	Indice	Parte	Estrutura	Incidencia	Espessura	KVp	MA	TempoDec	TempoFrac	MAs	DM	Idade
1		Membros inferiores	tornozelo	AP	4,00	45,00	500,00	0,00				
2	4	Membros inferiores	pé	AP	3,00	12,00	200,00	0,01				
3	5	Membros Superiores	Mão	PA	4,00	62,00	600,00	0,01	1/200	3,00		30,00
4	6	Membros Inferiores	Joelho	AP	11,00	70,00	500,00	0,01	1/100	5,00		30,00
5	7	Colunas	Coluna Cervical	Lateral	11,00	75,00				28,00		30,00
6	8	Colunas	Coluna Toracica	AP	23,00	90,00				7,00		30,00
7	9	Coluna	Coluna Toracica	Lateral	33,00	80,00	500,00	0,10	1/10	50,00		30,00
8	10	Cabeça	Crânio	AP Axial	21,00	80,00	800,00	0,03	1/40	20,00		30,00
9	11	Cabeça	Crânio	Lateral	15,00	80,00	800,00	0,01	1/100	8,00		30,00
10	12	Tórax	Tórax	PA	22,00	110,00	600,00	0,01	1/200	3,00		30,00
11	13	Tórax	Tórax	Lateral	30,00	125,00	600,00	0,01	1/100	6,00		30,00
12	14	Abdomem	Abdomem	AP	20,00	80,00				22,00		30,00
13	16	Membros Superiores	Polehar	Lateral	3,00	60,00	600,00	0,01	1/200	3,00		30,00
14	17	Membros Superiores	Punho	PA	4,00	62,00	800,00	0,01	1/200	4,00		30,00
15	18	Membros Superiores	Punho	Lateral	7,00	66,00	500,00	0,01	1/100	5,00		30,00
16	19	Membros Superiores	Cotovelo	AP	7,00	64,00	600,00	0,01	1/100	6,00		30,00
17	20	Membros Superiores	Úmero	AP	9,00	70,00	600,00	0,01	1/100	6,00		30,00
18	21	Cintura Escapular	Ombro	AP	12,00	70,00	600,00	0,01	1/100	6,00		30,00
19	22	Cintura Escapular	Clavícula	AP	14,00	70,00	800,00	0,01	1/100	8,00		30,00
20	23	Membros Superiores	Polegar	AP	3,00	60,00	600,00	0,01	1/200	3,00		30,00
21	24	Membros Inferiores	Tornozelo	AP	8,00	65,00	600,00	0,01	1/100	6,00		30,00
22	25	Membros Inferiores	Tornozelo	Lateral	6,00	65,00	500,00	0,01	1/100	5,00		30,00
23	26	Membros Inferiores	Joelho	AP	11,00	70,00	500,00	0,01	1/100	5,00		30,00
24	27	Membros Inferiores	Fêmur	AP	13,00	75,00	75,00	0,16	1/6	12,00		30,00
25	28	Membros Inferiores	Fêmur	Médio-lateral	11,00	75,00				7,00		30,00
26	29	Cintura Pélvica	Pelve (Quadril bilateral)	AP	18,00	90,00	800,00	0,01	1/100	8,00		30,00
27	30	Colunas	Coluna Lombar	AP	17,00	80,00	600,00	0,03	1/40	15,00		30,00
28	31	Colunas	Coluna Lombar	Lateral	30,00	90,00				65,00		30,00
29	32	Colunas	Cóccix	AP	17,00	80,00	600,00	0,03	1/40	15,00		30,00
30	33	Colunas	Cóccix	Lateral	31,00	80,00				70,00		30,00
31	34	Cintura Pelvica	Pelve (Quadril bilateral)	AP bilateral "perna de rã"	18,00	80,00	150,00	0,08	1/12	12,00		30,00

Record 1 of 31

Figura 4.2 – Banco de dados *BontTec*.

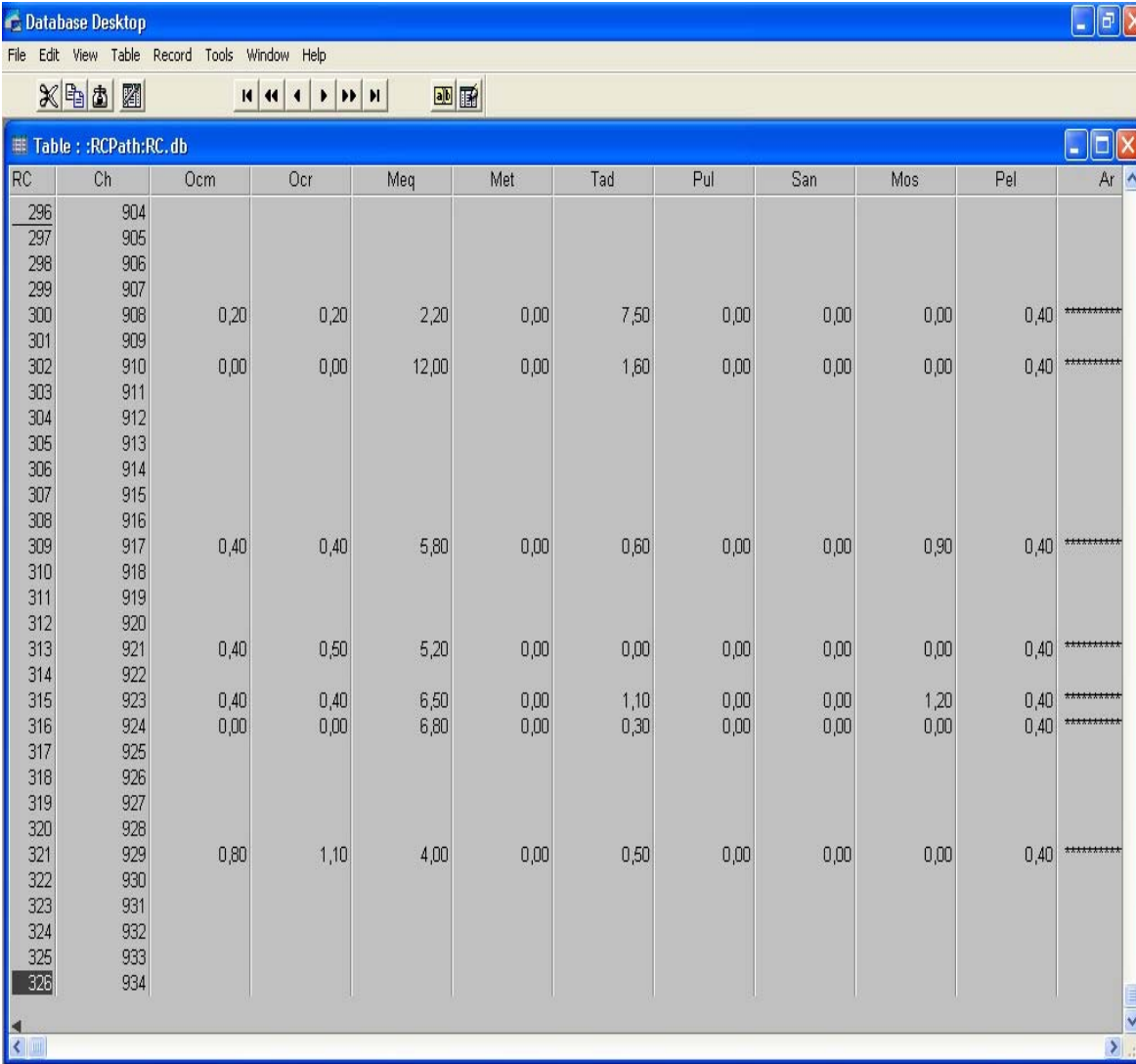


BontMAS	Seg	Frac	C50	C75	C100	C150	C200	C250	C300	C400	C500	C600	C800
1	0,00	1/500	0,10	0,15	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,80	1,00	1,20	1,60
2	0,01	1/200	0,25	0,38	0,50	0,75	1,00	1,25	1,50	2,00	2,50	3,00	4,00
3	0,01	1/120	0,40	0,60	0,80	1,20	1,60	2,00	2,40	3,20	4,00	4,80	6,40
4	0,01	1/100	0,50	0,75	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	4,00	5,00	6,00	8,00
5	0,01	~1/180	0,65	0,98	1,30	1,95	2,60	3,25	3,90	5,20	6,50	7,80	10,40
6	0,02	~1/60	0,80	1,20	1,60	2,40	3,20	4,00	4,80	6,40	8,00	9,60	12,80
7	0,02	~1/50	0,95	1,43	1,90	2,85	3,80	4,75	5,70	7,60	9,50	11,40	15,20
8	0,03	1/40	1,25	1,88	2,50	3,75	5,00	6,25	7,50	10,00	12,50	15,00	20,00
9	0,03	1/30	1,65	2,48	3,30	4,95	6,60	8,25	9,90	13,20	16,50	19,80	26,40
10	0,04	~1/24	2,05	3,08	4,10	6,15	8,20	10,25	12,30	16,40	20,50	24,60	32,80
11	0,05	1/20	2,50	3,75	5,00	7,50	10,00	12,50	15,00	20,00	25,00	30,00	40,00
12	0,06	~1/15	3,20	4,80	6,40	9,60	12,80	16,00	19,20	25,60	32,00	38,40	51,20
13	0,08	1/12	4,00	6,00	8,00	12,00	16,00	20,00	24,00	32,00	40,00	48,00	64,00
14	0,10	1/10	5,00	7,50	10,00	15,00	20,00	25,00	30,00	40,00	50,00	60,00	80,00
15	0,13	1/8	6,25	9,38	12,50	18,75	25,00	31,25	37,50	50,00	62,50	75,00	100,00
16	0,16	1/6	8,00	12,00	16,00	24,00	32,00	40,00	48,00	64,00	80,00	96,00	128,00
17	0,20	1/5	10,00	15,00	20,00	30,00	40,00	50,00	60,00	80,00	100,00	120,00	160,00
18	0,30	3/10	15,00	22,50	30,00	45,00	60,00	75,00	90,00	120,00	150,00	180,00	240,00
19	0,40	2/5	20,00	30,00	40,00	60,00	80,00	100,00	120,00	160,00	200,00	240,00	320,00
20	0,50	1/2	25,00	37,50	50,00	75,00	100,00	125,00	150,00	200,00	250,00	300,00	400,00
21	0,60	3/5	30,00	45,00	60,00	90,00	120,00	150,00	180,00	240,00	300,00	360,00	480,00
22	0,80	4/5	40,00	60,00	80,00	120,00	160,00	200,00	240,00	320,00	400,00	480,00	640,00

Figura 4.3 – Banco de dados *BontMas*.

#### 4.1.3. Relação de tecidos sob o raio central

A Figura 4.4 apresenta a estrutura do banco de dados *RC* com os dados de 11 incidências já cadastrados.



RC	Ch	Ocm	Ocr	Meq	Met	Tad	Pul	San	Mos	Pel	Ar
296	904										
297	905										
298	906										
299	907										
300	908	0,20	0,20	2,20	0,00	7,50	0,00	0,00	0,00	0,40	*****
301	909										
302	910	0,00	0,00	12,00	0,00	1,60	0,00	0,00	0,00	0,40	*****
303	911										
304	912										
305	913										
306	914										
307	915										
308	916										
309	917	0,40	0,40	5,80	0,00	0,60	0,00	0,00	0,90	0,40	*****
310	918										
311	919										
312	920										
313	921	0,40	0,50	5,20	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,40	*****
314	922										
315	923	0,40	0,40	6,50	0,00	1,10	0,00	0,00	1,20	0,40	*****
316	924	0,00	0,00	6,80	0,00	0,30	0,00	0,00	0,00	0,40	*****
317	925										
318	926										
319	927										
320	928										
321	929	0,80	1,10	4,00	0,00	0,50	0,00	0,00	0,00	0,40	*****
322	930										
323	931										
324	932										
325	933										
326	934										

Figura 4.4 – Banco de dados RC.

Os dados cadastrados correspondem às espessuras dos tecidos sob o raio central dos raios X que compõem algumas estruturas anatômicas nas incidências ântero-posterior (AP) e lateral (LAT.) como ilustram as Figuras 4.5 a 4.10 e Tabelas 4.1 a 4.6. As espessuras foram obtidas conforme mencionado na metodologia.

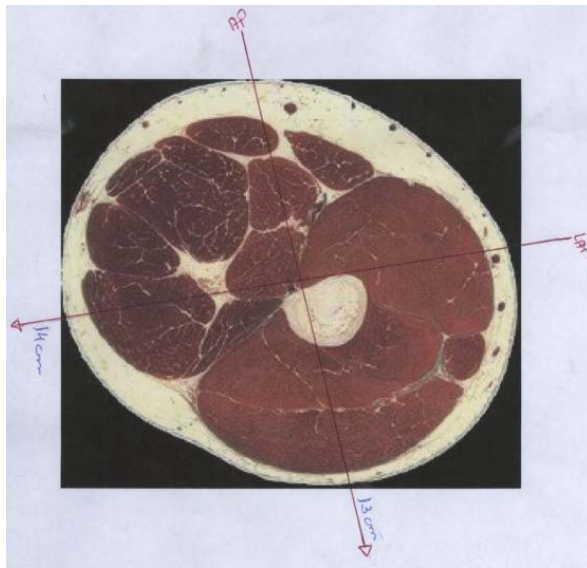


Figura 4.5 – Seção transversal de um fêmur humano (Netanatomy, 2004).

Tabela 4.1 – Espessura (em cm) dos tecidos do fêmur sob o raio central nas incidências AP e LAT.

Tecidos do fêmur	AP	LAT
Pele	0,4	0,4
Tecido Adiposo	1,2	1,6
Tecido Muscular	9,6	12,0
Cartilagem	0	0
Osso Compacto	0,4	0
Osso Cortical	0,4	0
Medula Óssea	1,0	0
Total	13,0	14,0

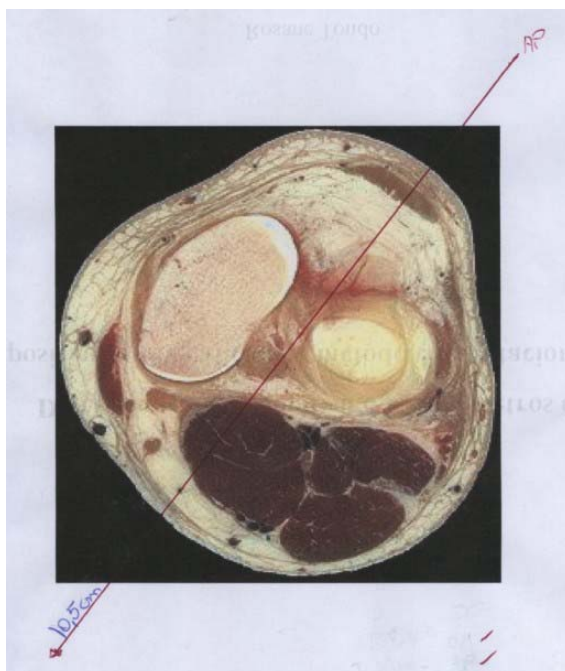


Figura 4.6 – Corte seção transversal de um joelho humano. (Netanatomy, 2004).

Tabela 4.2 – Espessura (em cm) dos tecidos do joelho sob o raio central na incidência AP.

Tecidos do joelho	AP
Pele	0,4
Tecido Adiposo	7,5
Tecido Muscular	2,2
Cartilagem	0,2
Osso Compacto	0,2
Osso Cortical	0
Medula Óssea	0
Total	10,5



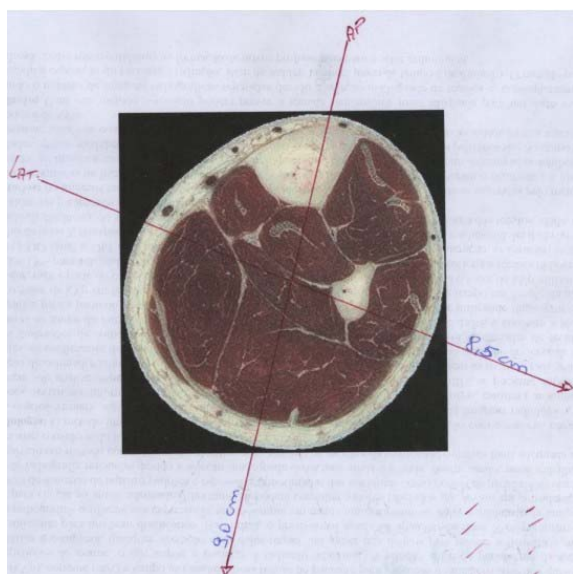


Figura 4.7 – Corte seção transversal de uma perna humana. (Netanatomy, 2004).

Tabela 4.3 – Espessura (em cm) dos tecidos de uma perna sob o raio central nas incidências AP e LAT.

Tecidos da perna	AP	LAT
Pele	0,4	0,4
Tecido Adiposo	0,6	0,8
Tecido Muscular	5,8	6,1
Cartilagem	0	0
Osso Compacto	0,4	0,4
Osso Cortical	0,4	0,4
Medula Óssea	1,4	0,4
Total	9,0	8,5

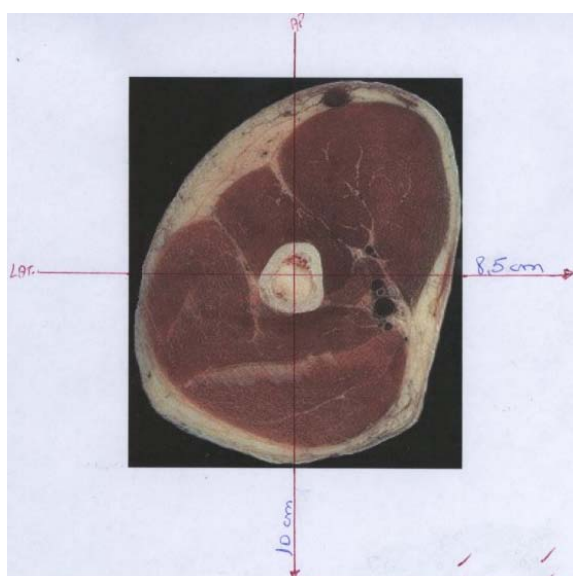


Figura 4.8 – Corte seção transversal de um braço humano. (Netanatomy, 2004).

Tabela 4.4 – Espessura (em cm) dos tecidos de um braço (úmero) sob o raio central nas incidências AP e LAT.

Tecidos do úmero	AP	LAT
Pele	0,4	0,4
Tecido Adiposo	1,1	0,6
Tecido Muscular	6,5	5,8
Cartilagem	0	0
Osso Compacto	0,4	0,4
Osso Cortical	0,4	0,4
Medula Óssea	1,2	0,9
Total	10,0	8,5

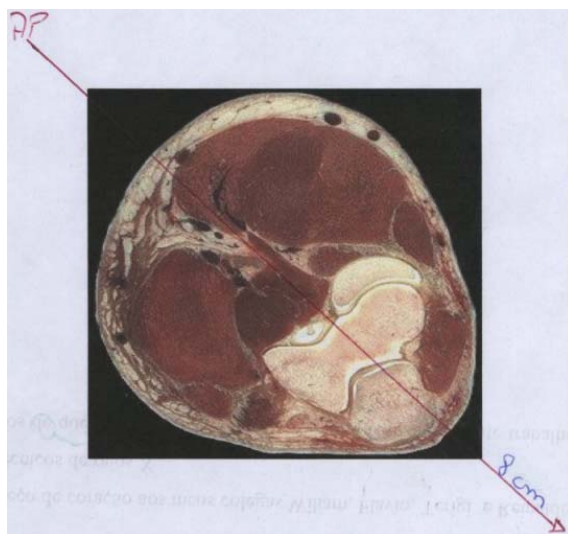


Figura 4.9 – Corte seção transversal de um cotovelo humano. (Netanatomy, 2004).

Tabela 4.5 – Espessura (em cm) dos tecidos do cotovelo sob o raio central na incidência AP.

<b>Tecidos do cotovelo</b>	<b>AP</b>
Pele	0,4
Tecido Adiposo	0,5
Tecido Muscular	4,0
Cartilagem	1,2
Osso Compacto	0,8
Osso Cortical	1,1
Medula Óssea	0
<b>Total</b>	<b>8,0</b>

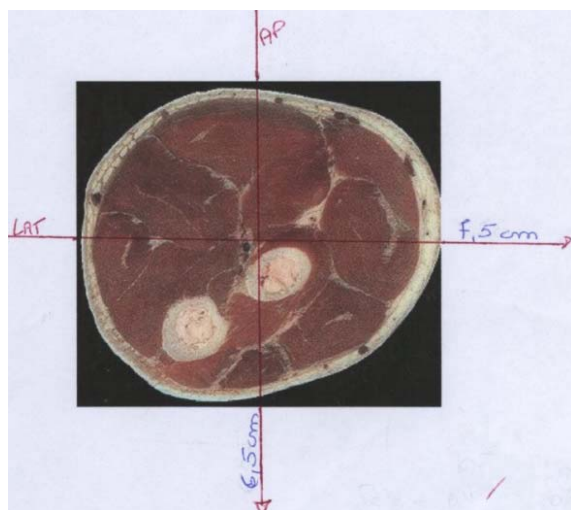


Figura 4.10 – Corte seção transversal de um antebraço humano. (Netanatomy, 2004).

Tabela 4.6 – Espessura (em cm) dos tecidos do antebraço sob o raio central nas incidências AP e LAT.

<b>Tecido do antebraço</b>	<b>AP</b>	<b>LAT</b>
Pele	0,4	0,4
Tecido Adiposo	0	0,3
Tecido Muscular	5,2	6,8
Cartilagem	0	0
Osso Compacto	0,4	0
Osso Cortical	0,5	0
Medula Óssea	0	0
<b>Total</b>	<b>6,5</b>	<b>7,5</b>

#### 4.1.4. Ilustrações

A Figura 4.11 apresenta algumas ilustrações de estruturas anatômicas posicionadas sob o raio central para a realização de exame radiográfico, que foram inseridas no software desenvolvido.

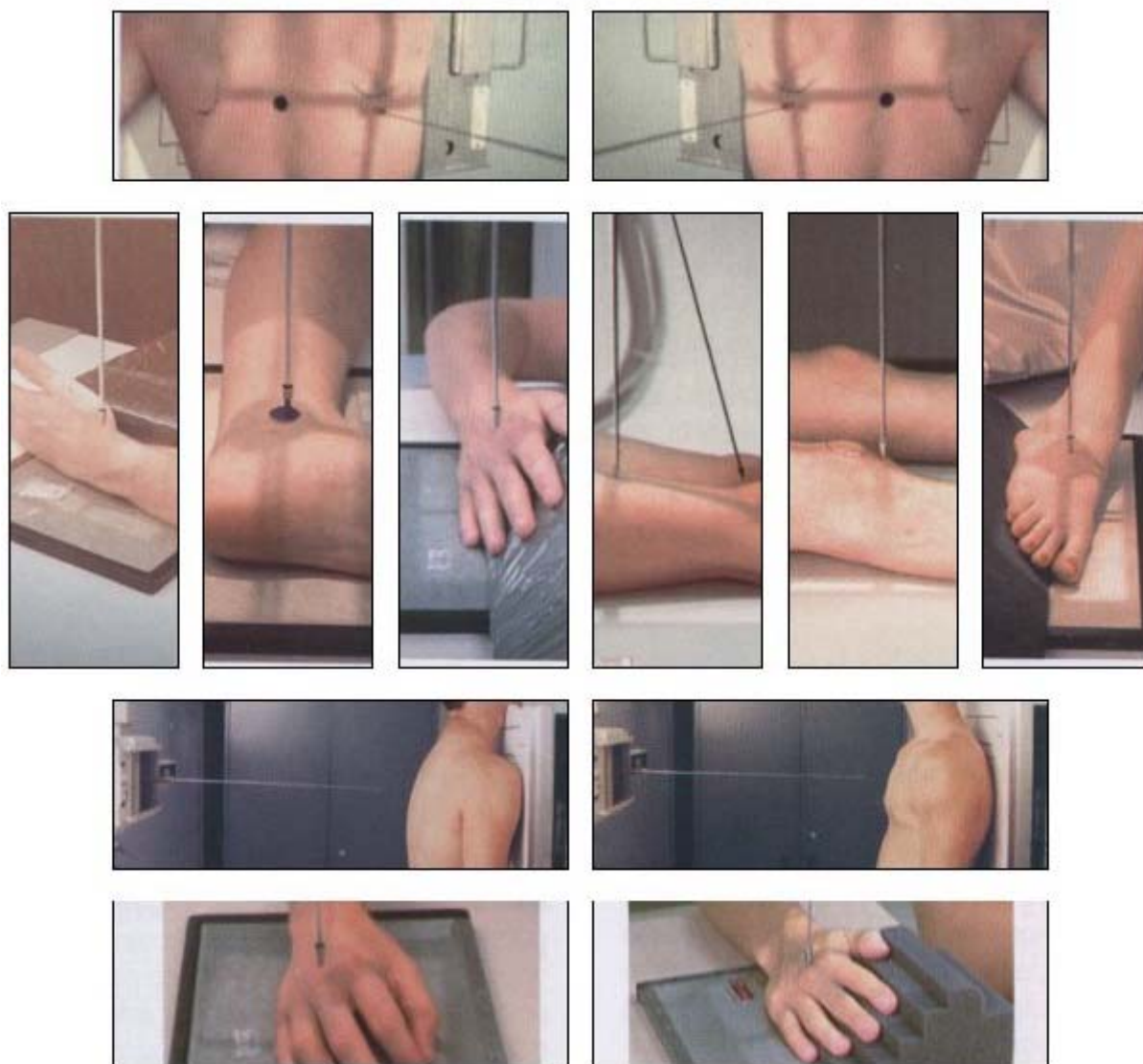


Figura 4.11 – Ilustrações das incidências/posicionamento com indicação do raio central.

#### 4.1.5. Matrizes de espessuras

As matrizes de espessuras desenvolvidas para a simulação da imagem radiográfica são apresentadas no Anexo C.



## 4.2. INTERFACES DESENVOLVIDAS

Nas Figuras 4.12 a 4.18 são apresentadas as interfaces do software desenvolvidas para interação com o usuário. Na Figura 4.12 devem ser informados os dados necessários à otimização dos parâmetros de exposição radiográfica e à simulação da imagem radiográfica.

**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente

Nome:

LSexo:  Idade:  anos

Raça:  Espessura:  cm

Radiografia de

Parte:

Estrutura:

Incidência:

Outros Parâmetros

Chassi:  DFF:  cm ☐ Cilindro

Grade:  Imobilização:

Filme Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

**Técnica radiográfica**

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
mA	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
tempo (s)	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
tempo frac	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
mAs	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Dose	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
DO	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
DFF	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Espessura	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Razão	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Idade	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
NCinza	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

*Sem Imagem*

Figura 4.12 – Interface para digitação das espessuras e demais dados.

A Figura 4.13 mostra a interface onde o usuário pode configurar os parâmetros referentes ao aparelho de raios X pelo menos uma vez, antes de utilizar a simulação. A camada semi-redutora pode ser testada, criando arquivos com combinações de materiais e espessura, que podem ser utilizados através desta interface na opção filtração adicional.

**Parâmetros do Sistema**

**Parâmetros do Tubo de Raios X**

Dimensões do Ponto focal : eixo\_KA: 0.7 eixo\_90: 1.2

Tensão: 50 kVp Corrente: 50 mA

Tempo : 0.2 seg Inclinação do Alvo: 18 graus

Janela do Tubo (Z): 4 Espessura da janela: 0.8 mm

Cte: 1.02e+011 No. fótons: 10000 Alvo (Z): 74

Tensão: de 30 a 150 kVp , variando de 2

Corrente: de 4 a 300 mA , variando de 50

Tempo: de 0.0001 a 6 seg , variando de 0.001

**Filtração Inerente**

☒ Sim ☐ Não Espessura: 0.025 mm

☐ Sim ☒ Não

Filtro Nenhum filtro selecionado

**Filtração Adicional**

☒ Sim ☐ Não Espessura: 0.025 mm

☐ Sim ☒ Não

Filtro Nenhum filtro selecionado

**Material do alvo**

☒ Tungstênio (W)

☐ Molibdênio (Mo)

☐ Outro

**Distância**

Foco-Imagem (dfi): 100 cm

Foco-Janela (dfj): 4 cm

Ok Cancelar Ajuda

Figura 4.13 – Interface para digitação de parâmetros referentes ao aparelho de raios X.

As Figuras 4.14 a 4.18 mostram as interfaces auxiliares para cadastro dos parâmetros de exposição radiográfica sugeridos na literatura, consulta rápida e cadastro das espessuras dos tecidos sob o raio central das estruturas anatômicas e uma interface que permite consultar a tabela de corrente *versus* tempo respectivamente.

**Cadastro das Técnicas**

Parte  
Membro Superior

Estrutura  
Úmero

Incidência  
AP

Imagem

Espeçura 9 kVp 70 mA 600 Tempo (dec) 0,01 Tempo (frac) 1/100 Razão de Grade 12:1

mAs 6 Densidade Média 1 Idade 30 Adulto Distância Foco-Filme 100

Dose na Pele 33 Imagem em C:\usuarios\marcia\programa\DADOS\ENTRADA\DataBase\IMAGENS INTERFACE\Úmero AP Ortost.jpg Procurar...

+ Inserir Alterar Excluir Salvar Cancelar

Ordenar por: Parte Estrutura Incidência Procurar...

Primeiro Anterior Próximo Último Sair

Parte	Estrutura	Incidência	Espeçura	kVp	mA	Tempo (dec)	Tempo (frac)	mAs	Densidade Média	Idade	Adulto
Membro Superior	Úmero	Lateral (com feixe horizontal)	8	66	600	0,01	1/100	6	1	30	
Membro Superior	Úmero	Lateral Ortostática	9	70	600	0,01	1/100	6	1	30	
Membro Superior	Úmero	AP	9	70	600	0,01	1/100	6	1	30	
Membro Superior	Úmero - infantil	Lateral	4	46	50	0,1	1/10	5	1	10	ir

Figura 4.14 – Interface para cadastro das técnicas radiográficas sugeridas por Bontrager (2003).

**Consulta Rápida de Técnicas**

Parte  
- Selecione um item -

Estrutura  
- Selecione um item -

Incidência  
- Selecione um item -

Imagem

Espeçura kVp mA Tempo (dec) Tempo (frac) Razão

mAs Densidade Média Idade Adulto Distância Foco-Filme

Sair

Figura 4.15 – Interface para consultar as técnicas radiográficas cadastradas.

Parte	Estrutura	Incidência	Espessura
Osso compacto	3,6	Osso cortical	5,2
Músculo esquelético	20	Músculo estriado	12
Tecido Adiposo	5,2	Pulmão	1,2
Sangue	3,2	Medula óssea	5,6
Pele		Ar	

Figura 4.16 – Interface para cadastro dos tecidos e espessuras sob o raio central

Seg. (frac)	Seg. (dec)	50	75	100	150	200	250	300	400	500	600
1/500	0,002	0,1	0,15	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	1	
1/200	0,005	0,25	0,375	0,5	0,75	1	1,25	1,5	2	2,5	
1/120	0,008	0,4	0,6	0,8	1,2	1,6	2	2,4	3,2	4	
1/100	0,01	0,5	0,75	1	1,5	2	2,5	3	4	5	
1/180	0,013	0,65	0,975	1,3	1,95	2,6	3,25	3,9	5,2	6,5	
1/60	0,016	0,8	1,2	1,6	2,4	3,2	4	4,8	6,4	8	
1/50	0,019	0,95	1,425	1,9	2,85	3,8	4,75	5,7	7,6	9,5	
1/40	0,025	1,25	1,875	2,5	3,75	5	6,25	7,5	10	12,5	
1/30	0,033	1,65	2,475	3,3	4,95	6,6	8,25	9,9	13,2	16,5	
1/24	0,041	2,05	3,075	4,1	6,15	8,2	10,25	12,3	16,4	20,5	
1/20	0,05	2,5	3,75	5	7,5	10	12,5	15	20	25	
1/15	0,064	3,2	4,8	6,4	9,6	12,8	16	19,2	25,6	32	
1/12	0,08	4	6	8	12	16	20	24	32	40	
1/10	0,1	5	7,5	10	15	20	25	30	40	50	
1/8	0,125	6,25	9,375	12,5	18,75	25	31,25	37,5	50	62,5	
1/6	0,16	8	12	16	24	32	40	48	64	80	
1/5	0,2	10	15	20	30	40	50	60	80	100	

Figura 4.17 – Interface para consulta da corrente e tempo.

A Figura 4.18 mostra a interface onde o usuário pode cadastrar os valores de corrente, tempo decimal ou tempo fracionário que constam no aparelho de raios X, que ele realmente utiliza.



Figura 4.18 – Interface para cadastro dos valores de corrente e de tempo existentes no aparelho de raios X.

### 4.3. PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO RADIOGRÁFICA

#### 4.3.1. Interfaces com parâmetros de exposição radiográfica otimizados

As Figuras 4.19 a 4.28 e a Tabela 4.7 mostram os parâmetros de exposição otimizados para as estruturas anatômicas (cotovelo, antebraço, úmero, fêmur, joelho e perna nas incidências AP e Lateral) e espessuras apresentadas nas Tabelas 4.1 a 4.6 referentes aos dados dos fantasmas. Nestas interfaces são mostrados também a dose calculada e o nível de contraste que os parâmetros de exposição proporcionariam.

**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
 Nome: edNome  
 LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
 Raça: Caucasiano(Bran) Espessura: 8 cm

Radiografia de  
 Parte: Membro Superior  
 Estrutura: Cotovelo  
 Incidência: AP

Outros Parâmetros  
 Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
 Grade: Sem grade Imobilização: Sem imobilização

Filme Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

Técnica radiográfica

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	64	62	62
mA	150	150	150
tempo (s)	0,04	0,06816	0,06816
tempo frac	1/24	1/15	1/15
mAs	6	10,225	10,225
Dose	0,025	0,00414	0,00414
DO	1	0,9	0,9
DFF	100	100	100
Espessura	7	8	8
Razão	Sem Gr	Sem g	Sem g
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.19 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para cotovelo de 8 cm de diâmetro na incidência AP.

**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
 Nome: edNome  
 LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
 Raça: Caucasiano(Bra) Espessura: 6,5 cm

Radiografia de  
 Parte: Membro Superior  
 Estrutura: Antebraço  
 Incidência: AP

Outros Parâmetros  
 Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
 Grade: Sem grade Imobilização: Sem imobilização

Filme Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

Técnica radiográfica

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	62	51	53
mA	150	300	200
tempo (s)	0,04	0,03266	0,0425
tempo frac	1/24	1/30	1/24
mAs	6	9,8	8,5
Dose	0,024	0,00157	0,00169
DO	1	0,91	1,1
DFF	100	100	100
Espessura	8	6,5	6,5
Razão	Sem Gr	Sem g	Sem g
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.20 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para antebraço de 6,5 cm de diâmetro na incidência AP.



**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
 Nome: edNome  
 LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
 Raça: Caucasiano (Bra) Espessura: 7,5 cm

Radiografia de  
 Parte: Membro Superior  
 Estrutura: Antebraço  
 Incidência: Lateral

Outros Parâmetros  
 Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
 Grade: Sem grade Imobilização: Sem imobilização

Filme Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

**Técnica radiográfica**

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	66	51	51
mA	150	150	150
tempo (s)	0,04	0,06733	0,06733
tempo frac	1/24	1/15	1/15
mAs	6	10,1	10,1
Dose	0,028	0,00162	0,00162
DO	1	0,91	0,91
DFF	100	100	100
Espessura	8	7,5	7,5
Razão	Sem Gr	Sem g	Sem g
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.21 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para antebraço de 7,5 cm de diâmetro na incidência Lateral.

**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
 Nome: edNome  
 LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
 Raça: Caucasiano(Bra) Espessura: 8,5 cm

Radiografia de  
 Parte: Membro Superior  
 Estrutura: Úmero  
 Incidência: Lateral Ortostática

Outros Parâmetros  
 Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
 Grade: 12:1 Imobilização: Sem imobilização

Filme Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

**Técnica radiográfica**

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	70	54	54
mA	150	200	200
tempo (s)	0,04	0,068	0,068
tempo frac	1/24	1/15	1/15
mAs	6	13,6	13,6
Dose	0,033	0,00299	0,00299
DO	1	0,91	0,91
DFF	100	100	100
Espessura	9	8,5	8,5
Razão	12:1	12:1	12:1
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.22 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para úmero de 8,5 cm de diâmetro na incidência Lateral Ortostática.

**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
 Nome: edNome  
 LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
 Raça: Caucasiano (Bra) Espessura: 10 cm

Radiografia de  
 Parte: Membro Superior  
 Estrutura: Úmero  
 Incidência: AP

Outros Parâmetros  
 Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
 Grade: 12:1 Imobilização: Sem imobilização

Filem Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

Técnica radiográfica

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	70	60	62
mA	150	300	300
tempo (s)	0,04	0,05325	0,051
tempo frac	1/24	1/20	1/20
mAs	6	15,975	15,3
Dose	0,033	0,00567	0,00619
DD	1	0,9	1
DFF	100	100	100
Espessura	9	10	10
Razão	12:1	12:1	12:1
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.23 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para úmero de 10 cm de diâmetro na incidência AP.

**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
 Nome: edNome  
 LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
 Raça: Caucasiano (Bra) Espessura: 10,5 cm

Radiografia de  
 Parte: Membro Inferior  
 Estrutura: Joelho  
 Incidência: AP

Outros Parâmetros  
 Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
 Grade: Sem grade Imobilização: Sem imobilização

Filem Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

Técnica radiográfica

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	70	77	79
mA	200	150	150
tempo (s)	0,025	0,01883	0,0175
tempo frac	1/24	1/60	1/60
mAs	5	2,825	2,625
Dose	0,028	0,00242	0,00243
DD	1	0,9	0,91
DFF	100	100	100
Espessura	11	10,5	10,5
Razão	Sem Gr	Sem g	Sem g
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.24 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para joelho de 10,5 cm de diâmetro na incidência AP.



**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
 Nome: edNome  
 LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
 Raça: Caucasiano(Bran) Espessura: 14 cm

Radiografia de  
 Parte: Membro Inferior  
 Estrutura: Fêmur  
 Incidência: Lateral (Porção Média e Distal)

Outros Parâmetros  
 Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
 Grade: 12:1 Imobilização: Sem imobilização

Filme Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

**Técnica radiográfica**

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	75	75	75
mA	100	150	150
tempo (s)	0,07	0,13266	0,13266
tempo frac	1/15	2/15	2/15
mAs	7	19,9	19,9
Dose	0,047	0,01570	0,01570
DD	1	0,9	0,9
DFF	100	100	100
Espessura	11	14	14
Razão	12:1	12:1	12:1
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.25 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para fêmur de 14 cm de diâmetro na incidência Lateral.

**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
 Nome: edNome  
 LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
 Raça: Caucasiano (Bra) Espessura: 13 cm

Radiografia de  
 Parte: Membro Inferior  
 Estrutura: Fêmur  
 Incidência: AP

Outros Parâmetros  
 Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
 Grade: 12:1 Imobilização: Sem imobilização

Filme Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

**Técnica radiográfica**

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	75	64	64
mA	50	300	300
tempo (s)	0,24	0,051	0,051
tempo frac	1/4	1/20	1/20
mAs	12	15,3	15,3
Dose	0,082	0,00699	0,00699
DD	1	0,9	0,9
DFF	100	100	100
Espessura	14	13	13
Razão	12:1	12:1	12:1
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.26 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para fêmur de 13 cm de diâmetro na incidência AP.

**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
Nome: edNome  
LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
Raça: Caucasiano(Bra) Espessura: 8,5 cm

Radiografia de  
Parte: Membro Inferior  
Estrutura: Perna  
Incidência: Lateral

Outros Parâmetros  
Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
Grade: Sem grade Imobilização: Sem imobilização

Filme Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

**Técnica radiográfica**

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	70	58	58
mA	150	300	300
tempo (s)	0,04	0,03066	0,03066
tempo frac	1/24	1/30	1/30
mAs	6	9,2	9,2
Dose	0,033	0,00283	0,00283
DD	1	0,95	0,95
DFF	100	100	100
Espessura	9	8,5	8,5
Razão	Sem Gr	Sem g	Sem g
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.27 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para perna de 8,5 cm de diâmetro na incidência Lateral.

**Otimização da técnica radiográfica**

Paciente  
Nome: edNome  
LSexo: Masculino Idade: 30 anos  
Raça: Caucasiano(Bra) Espessura: 9 cm

Radiografia de  
Parte: Membro Inferior  
Estrutura: Perna  
Incidência: AP

Outros Parâmetros  
Chassi: 13 x 18 DFF: 100 cm ☐ Cilindro  
Grade: Sem grade Imobilização: Sem imobilização

Filme Écran Equipamento

Calcular Simular imagem Salvar Dados

**Técnica radiográfica**

	Bontrager	Calculado	Calc 2
kVp	70	56	58
mA	150	150	300
tempo (s)	0,04	0,07166	0,03258
tempo frac	1/24	1/15	1/30
mAs	6	10,75	9,775
Dose	0,034	0,00282	0,00300
DD	1	0,91	1
DFF	100	100	100
Espessura	10	9	9
Razão	Sem Gr	Sem g	Sem g
Idade	30	30	30
NCinza			

Figura 4.28 – Interface com os parâmetros de exposição otimizados para perna de 9 cm de diâmetro na incidência AP.

### 4.3.2. Validação da simulação

#### 4.3.2.1. Imagens radiográficas

Nas Tabelas 4.12 a 4.21 são apresentados os parâmetros de exposição, as fotos das imagens radiográficas, os valores de dose medidos sob o raio central e o resultado médio em contraste (CO) e nitidez (NI) obtidos com a avaliação realizada pelos especialistas em imagem radiográfica (cinco radiologistas, dois tecnólogos em radiologia e um técnico em raios-X).

Os especialistas classificaram as imagens em péssima (P), razoável (R), boa (B) e excelente (E), como ilustra o Anexo D.

As tabelas foram elaboradas para comparação da relação qualidade de imagem *versus* dose de radiação, considerando os parâmetros de exposição sugeridos por Bontrager (2003), por técnicos das Instituições de saúde I-1, I-2 e I-3 e aqueles apontados pelo método desenvolvido, mantendo os demais parâmetros constantes, a saber: equipamento de raios-X, filme radiográfico, écran reforçador, revelador e fixador, temperatura e tempo de processamento do filme.

A Figura 4.29 apresenta os percentuais de imagens cujos níveis de nitidez e de contraste foram classificados pelos especialistas como péssimo, razoável, bom e excelente.

Tabela 4.12 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de fêmur na incidência AP.






Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
02	75	100	1/10	10	100	Bontrager (2003)	B	B	0,024	
04	62	100	1/15	6,4	100	I-1	B	B	0,009	
06	60	100	3/10	30	100	I-2	B	B	0,028	
08	60	100	2/5	40	100	I-3	B	B	0,012	
03	64	300	1/20	15,3	100	Método desenvolvido	E	B	0,021	

Tabela 4.13 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de perna na incidência AP.






Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
10	70	150	1/24	6,15	100	Bontrager (2003)	B	B	0,013	
12	50	50	1/10	5	100	I-1	R	R	0,003	
14	50	150	1/20	7,5	100	I-2	R	R	0,004	
32	50	150	1/20	7,5	100	I-3	R	R	0,004	
21	56	150	1/15	10,7	100	Método desenvolvido	B	B	0,010	

Tabela 4.14 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de úmero na incidência AP.






Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
16	70	100	1/15	6,4	100	Bontrager (2003)	B	B	0,014	
18	50	50	1/10	5	100	I-1	P	P	0,003	
20	56	150	1/10	15	100	I-2	B	B	0,014	
22	48	200	1/24	8,2	100	I-3	R	R	0,005	
01	60	300	1/20	15,9	100	Método desenvolvido	E	E	0,018	

Tabela 4.15 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de joelho na incidência AP.






Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
24	70	200	1/40	5	100	Bontrager (2003)	P	R	0,012	
26	55	50	1/10	5	100	I-1	R	P	0,005	
28	57	150	1/10	15	100	I-2	R	R	0,016	
30	50	200	1/24	8,2	100	I-3	B	B	0,006	
19	77	150	1/60	2,87	100	Método desenvolvido	B	B	0,004	

Tabela 4.16 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de cotovelo na incidência AP.






Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
84	64	150	1/24	6,15	100	Bontrager (2003)	B	B	0,007	
86	50	100	1/20	5	100	I-1	B	B	0,003	
88	50	100	1/20	5	100	I-2	B	B	0,003	
90	50	100	1/15	6,4	100	I-3	B	B	0,004	
53	62	150	1/15	10,22	100	Método desenvolvido	R	B	0,010	



Tabela 4.17 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de antebraço na incidência AP.






Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
76	64	150	1/24	6,15	100	Bontrager (2003)	B	R	0,007	
78	50	50	1/10	5	100	I-1	B	B	0,001	
80	50	50	1/10	5	100	I-2	B	B	0,001	
82	50	150	1/24	6,15	100	I-3	B	B	0,01	
51	51	300	1/30	9,8	100	Método desenvolvido	B	B	0,007	

Tabela 4.18 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de fêmur na incidência Lateral.

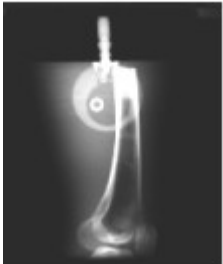

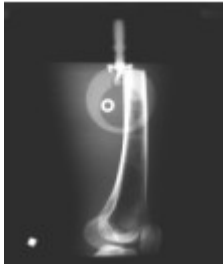
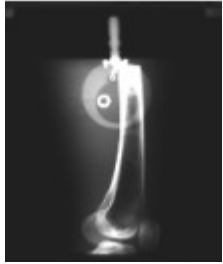

Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
52	75	100	1/15	7	100	Bontrager (3003)	B	B	0,017	
54	62	100	1/15	6,4	100	I-1	R	R	0,009	
56	60	300	1/10	30	100	I-2	B	B	0,034	
58	60	100	2/5	49	100	I-3	B	B	0,048	
45	75	150	2/15	19,9	100	Método desenvolvido	B	P	0,047	

Tabela 4.19 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de perna na incidência lateral.






Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
92	70	150	1/24	6,15	100	Bontrager (2203)	P	P	0,013	
94	50	50	1/10	5	100	I-1	P	P	0,003	
96	50	200	1/24	8,2	100	I-2	B	B	0,005	
98	50	200	1/24	8,2	100	I-3	B	B	0,005	
55	58	300	1/30	9,2	100	Método desenvolvido	B	B	0,009	

Tabela 4.20 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de úmero na incidência lateral.






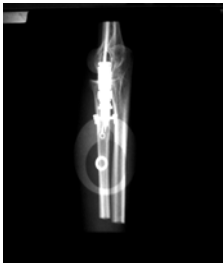




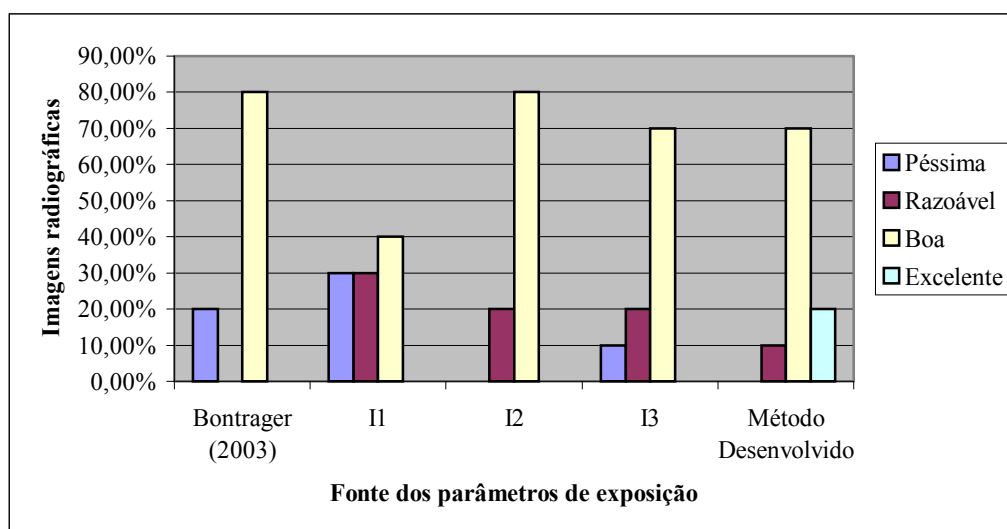
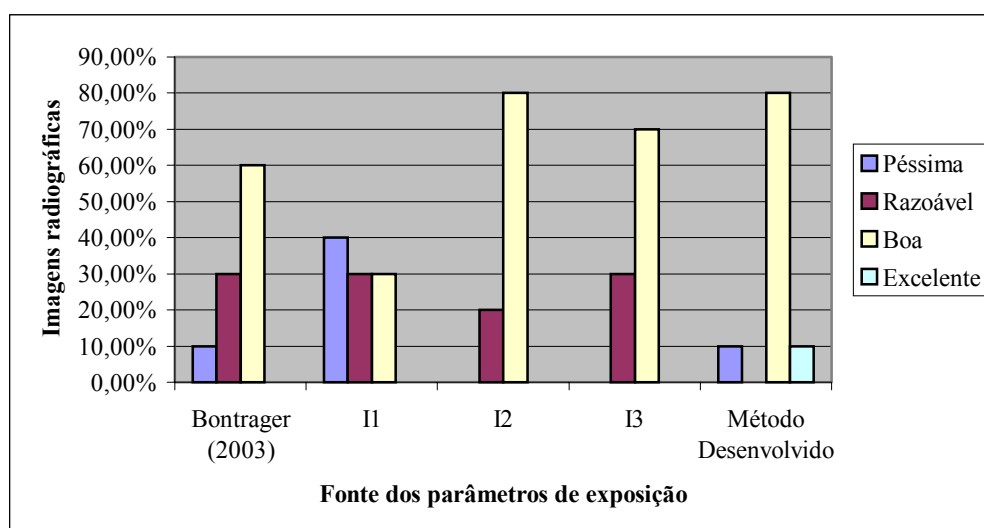
Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
60	70	150	1/24	6,15	100	Bontrager (2003)	B	B	0,010	
62	50	50	1/10	5	100	I-1	P	P	0,003	
64	56	150	1/10	15	100	I-2	B	B	0,012	
66	50	200	1/24	8,2	100	I-3	P	R	0,005	
47	54	200	1/15	13,6	100	Método desenvolvido	B	B	0,010	

Tabela 4.21 – Parâmetros de exposição utilizados para radiografar o fantoma de antebraço na incidência lateral.

Nº	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	CO	NI	Dose (cGy)	Foto da imagem radiográfica
68	64	150	1/24	6,15	100	Bontrager (2003)	B	R	0,009	
70	50	100	1/20	5	100	I-1	B	R	0,003	
72	50	100	1/20	5	100	I-2	B	B	0,003	
74	50	100	1/15	6,4	100	I-3	B	B	0,004	
49	51	150	1/15	10,07	100	Método desenvolvido	B	B	0,007	



(a)



(b)

Figura 4.29 – Avaliação de (a) contraste e (b) nitidez das imagens pelos especialistas em imagem radiográfica

Observa-se nas Tabelas 4.12 a 4.21 e Figura 4.29 que as imagens radiográficas obtidas com os parâmetros de exposição sugeridos pelo método computacional desenvolvido, por Bontrager (2003) e pelos técnicos das instituições de saúde I-2 e I-3, em sua maioria, apresentam nível de contraste e de nitidez considerados pelos especialistas como adequados para um bom diagnóstico.

Os parâmetros de exposição sugeridos pelo método computacional desenvolvido proporcionaram, para contraste, resultados de 10% razoáveis, 70% boas e 20% excelentes. Foram os únicos parâmetros de exposição que proporcionaram imagens com contraste excelente. Eles proporcionaram também imagens radiográficas com bom nível de nitidez em 90% dos casos, sendo 10% das imagens excelentes e 80 % boas. Porém, uma imagem (10%) foi considerada péssima em termos de nitidez, mas com bom nível de contraste. Provavelmente devido ao fato de estar mais escura.

Os parâmetros sugeridos por Bontrager (2003), que são ponto de partida para o método computacional desenvolvido, proporcionaram imagens radiográficas com nível de contraste bom e péssimo em 80% e 20% dos casos, respectivamente. O nível de nitidez destas imagens foi considerado pelos especialistas como razoável, bom e péssimo em 30%, 60% e 10% dos casos, respectivamente. As imagens com nitidez péssima apresentaram contraste igualmente péssimo, o que implica na repetição do exame.

Os parâmetros fornecidos pelo técnico de raios X da instituição de saúde I-2 apresentaram um melhor resultado que aqueles fornecidos por Bontrager (2003) e pelos técnicos das instituições I-1 e I-3. Eles proporcionaram imagens radiográficas com nível bom e razoável tanto de contraste quanto de nitidez em 80% e 20% dos casos, respectivamente.

Os parâmetros fornecidos pelo técnico de raios X da instituição de saúde I-1, no entanto, proporcionaram imagens com péssimo nível de contraste (30%) e de nitidez (40%), implicando em repetição do exame, o que significa mais dose de radiação para o paciente além do gasto de tempo e de dinheiro com filmes e com produtos químicos. Eles também proporcionaram imagens com nível de nitidez razoável (30%) e bom (30%) em 60% dos casos e também nível de contraste razoável (40%) e bom (30%) em 70% dos casos.

As imagens adquiridas com os parâmetros de exposição fornecidos pelo técnico da instituição de saúde I-3 apresentaram nível de contraste bom, razoável e péssimo em 70%, 20% e 10% dos casos, respectivamente, assim como nível de nitidez bom e razoável em 70% e 30% dos casos, respectivamente.

Imagens consideradas péssimas em termos de nitidez, mas com bom nível de contraste, bem como imagens com péssimo contraste e nitidez razoável, dependendo da patologia e da preferência do médico radiologista não implicaria em repetição do exame.

Vale lembrar que os parâmetros fornecidos pelos técnicos das instituições de saúde são apropriados para seus próprios equipamentos (Emic Limex, Shimadzu, Siemens Polymat B e VMI III Compacto Plus) em combinação com filmes, écrans, químicos, tempo e

temperatura de processamento disponíveis no momento. Por isso, o técnico quando utiliza sempre um mesmo modelo de equipamento com parâmetros coerentes a um dado exame e obtendo boas imagens, terá sempre uma necessidade de adaptação quando for utilizar um outro modelo de equipamento. Isto talvez explique os resultados obtidos com os parâmetros fornecidos pela instituição de saúde I-1, quando testados em nosso laboratório de pesquisa.

Contudo, utilizamos os parâmetros de exposição sugeridos por Bontrager (2003) e os utilizados pelos técnicos das instituições de saúde I-1, I-2 e I-3 porque na prática radiológica os técnicos passam seus conhecimentos uns para os outros, isto é, passam para os colegas os valores que tabelaram e que utilizam com um certo êxito. Estes por sua vez, após constatar que a imagem resultante não ficou com a qualidade esperada, realizam ajustes nos parâmetros de exposição para compensar as variações nos equipamentos que utilizam.

A Tabela 4.22 apresenta um resumo da avaliação dos especialistas sobre a qualidade das imagens radiográficas obtidas com os vários parâmetros de exposição, sendo ICO, INI e QI como detalhado anteriormente, os índices globais de contraste, nitidez e qualidade de imagem, respectivamente.

Tabela 4.22 – Resumo da qualidade da imagem obtida com os parâmetros de exposição sugeridos pelas 5 fontes

Fonte dos parâmetros de exposição	Contraste (%)				Nitidez (%)				Pontuação/Classificação			
	P	R	B	E	P	R	B	E	ICO	INI	QI	Classificação
Bontrager (2003)	20	0	80	0	10	30	60	0	56	54	55	4º
I-1	30	40	30	0	40	30	30	0	37	33	35	5º
I-2	0	20	80	0	0	20	80	0	64	64	64	2º
I-3	10	20	70	0	0	30	70	0	57	61	59	3º
Método desenvolvido	0	20	70	20	10	0	80	10	77	66	71,5	1º

Vale ressaltar que a qualidade da imagem apresentada reflete não só a influência dos parâmetros de exposição, do sistema radiológico (equipamento de raios X, filme, écran, químicos, condições de processamento) utilizado para aquisição das imagens bem como dos anos de experiência e das preferências dos especialistas que analisaram as imagens.

Nas Tabelas 4.12 a 4.21 e Figura 4.30 observa-se que os diferentes parâmetros de exposição utilizados para a aquisição das imagens radiográficas dos fantasmas produziram



diferentes níveis de enegrecimento do filme e de dose de radiação. Alguns parâmetros de exposição proporcionaram imagens mais escuras enquanto outros resultaram em imagens mais claras, apresentando pouco contraste e pouca nitidez. Quanto mais escuras as imagens, maior o nível de dose medido (imagens nº 28, 53, 92, 68, 70 e 76) e quanto mais claras, menor o nível de dose (imagens nº 12, 14, 18, 22, 26, 32, 54, 62, e 66). As imagens muito claras foram avaliadas pelos especialistas de razoável a péssimas para o diagnóstico.

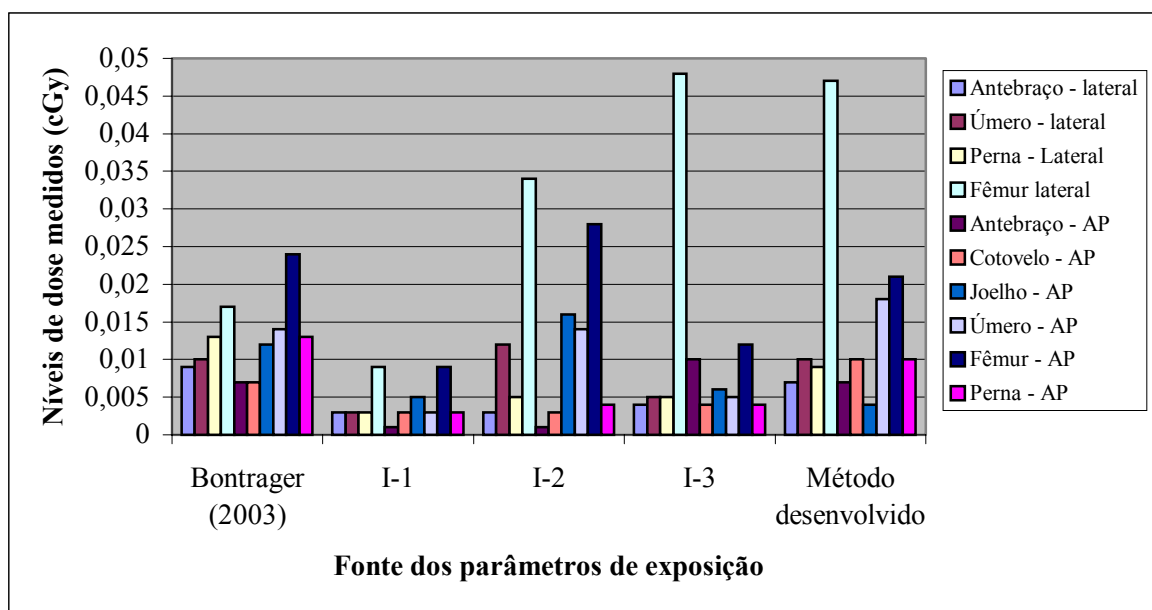


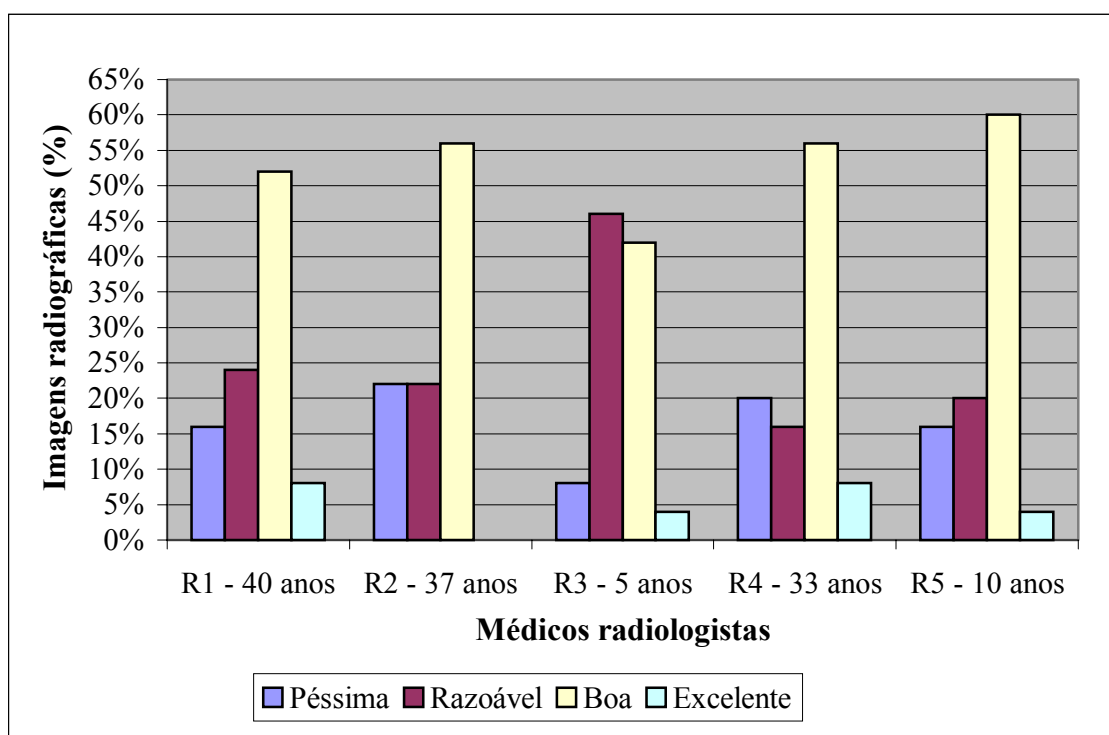
Figura 4.30 – Níveis de dose medidos durante a aquisição das imagens radiográficas dos fantomas.

Os parâmetros de exposição que resultaram nos menores níveis de dose foram aqueles sugeridos pelo técnico da instituição de saúde I-1, resultando em imagens de baixa qualidade. Enquanto que a melhor relação de dose *versus* qualidade de imagem foi apresentada pelos parâmetros sugeridos pelo método computacional desenvolvido e também pelo técnico da instituição de saúde I-3. Houve contudo algumas exceções, como é o caso das imagens de fêmur.

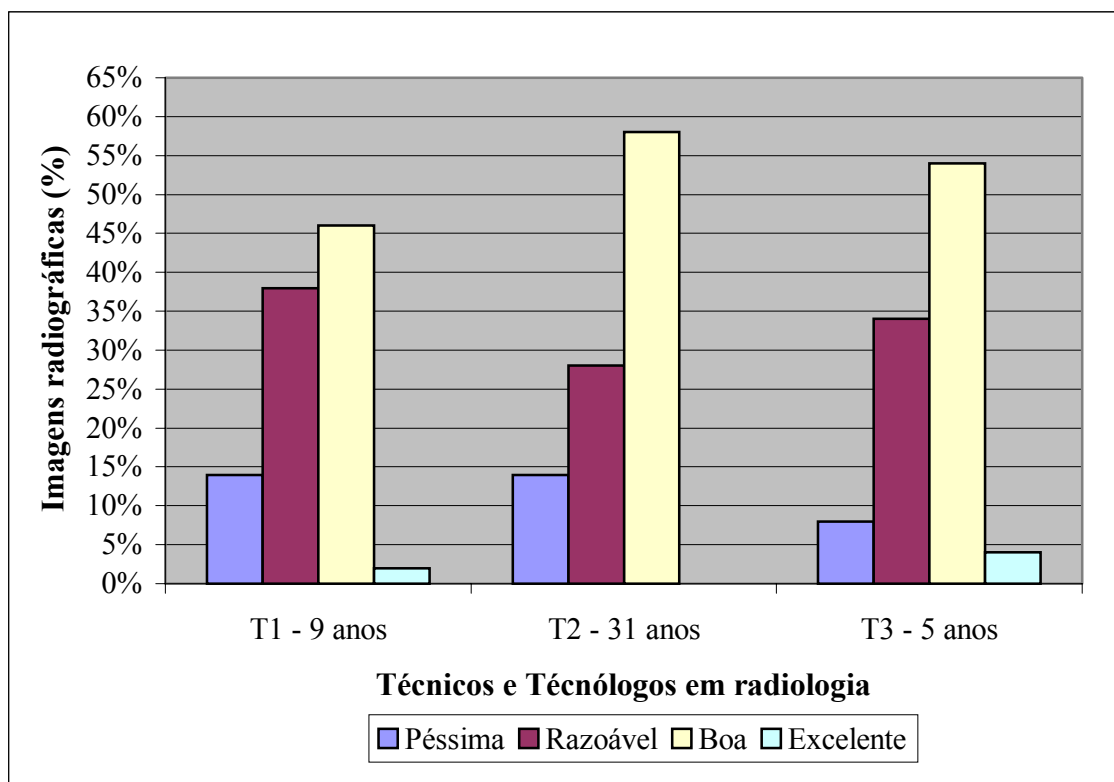
Os maiores níveis de dose medidos durante a aquisição da imagem radiográfica do fantoma de fêmur na incidência lateral foram os referentes aos parâmetros de exposição sugeridos pelo técnico da instituição de saúde I-3, pelo método computacional desenvolvido e pelo técnico da instituição de saúde I-2, respectivamente.

#### 4.3.2.2. Influência da especialidade e do tempo de experiência do profissional na avaliação das imagens radiográficas

As Figuras 4.30 e 4.31 apresentam o resultado da avaliação dos níveis de nitidez e de contraste realizada pelos médicos radiologistas, técnicos de raios X e tecnólogos em radiologia nas cinquenta imagens radiográficas obtidas com os diversos parâmetros de exposição.

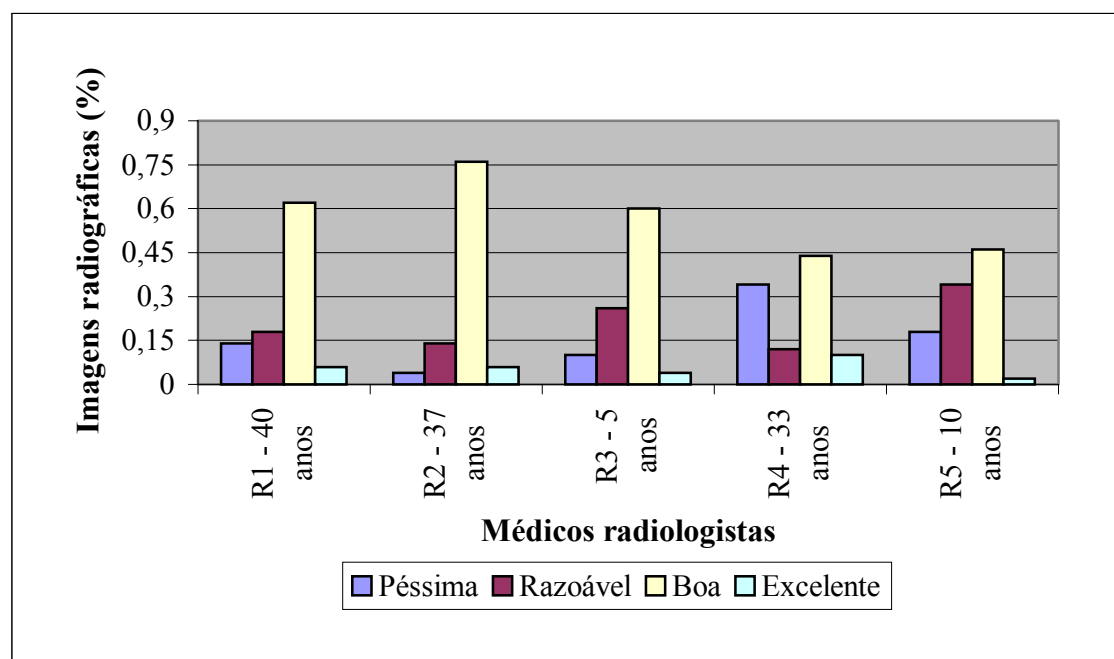


(a)

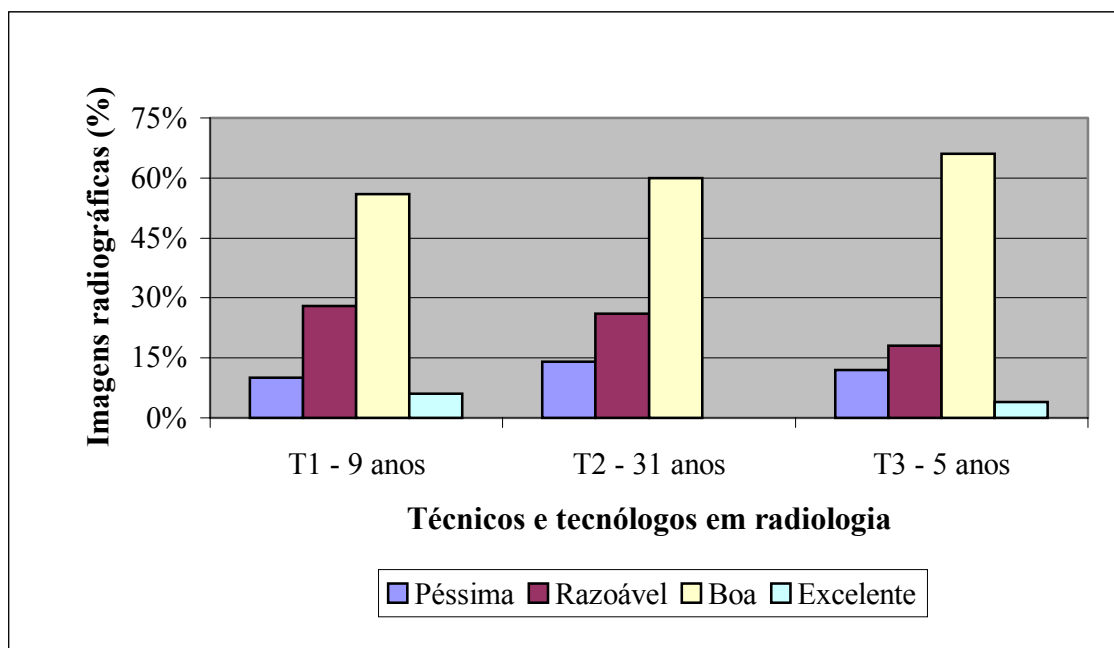


(b)

Figura 4.31 – Avaliação do nível de nitidez das imagens realizada (a) por médicos radiologistas e (b) por técnicos/tecnólogos em radiologia.



(a)



(b)

Figura 4.32 – Avaliação do nível de contraste das imagens realizada (a) por médicos radiologistas e (b) por técnicos/tecnólogos em radiologia.

Ao analisarem o nível de nitidez das cinquenta imagens radiográficas, os médicos radiologistas as classificaram como ilustra a Figura 4.30 sendo: 4 a 8% (2 a 4 imagens) excelentes; 42 a 60% (21 a 30) boas; 16 a 46% (8 a 23) razoáveis e 8 a 22 % (4 a 11) péssimas.

Os técnicos e tecnólogos em radiologia que também as avaliaram, classificaram as imagens com 2 a 4% (1 a 2 imagens) excelentes, 46 a 66% (23 a 33) boas, 22 a 38% (11 a 19) razoáveis e 8 a 16 % (4 a 7) péssimas.

Na Figura 4.31 observa-se que os médicos radiologistas ao analisarem o nível de contraste nitidez das cinquenta imagens radiográficas, as classificaram em: 2 a 10% (1 a 5 imagens) excelentes, 44 a 76% (22 a 38) boas, 12 a 34% (6 a 17) razoáveis e 4 a 34 % (2 a 17) péssimas para um bom diagnóstico.

Os técnicos e tecnólogos em radiologia que também avaliaram estas imagens, as classificaram em: 4 a 6% (2 a 3 imagens) excelentes, 56 a 68% (28 a 34) boas, 16 a 28% (8 a 14) razoáveis e 10 a 14 % (5 a 7) péssimas para um bom diagnóstico.

Como era esperado, houve variação na classificação das imagens devida aos anos de experiência e também às preferências pessoais dos profissionais, principalmente dos médicos

radiologistas. Na Figura 4.30 observa-se, por exemplo, que o profissional R3, médico radiologista com 5 anos de experiência, classificou menos imagens como péssimas e a maioria como razoáveis em comparação com os demais profissionais.

O profissional T2, técnico em raios X com 31 anos de experiência, apresentou uma avaliação similar ao médico radiologista R1, que tem 40 anos de experiência na interpretação de imagens. Isso corrobora o esperado que técnicos de raios X e tecnólogos em radiologia, com o transcorrer dos anos de experiência, atingem um grau de sensibilidade similar ao médico radiologista, que interpreta a imagem com o intuito de dar um diagnóstico. Eles incorporam as preferências do radiologista.

Na avaliação do contraste também foi observada variação nas respostas dos radiologistas devidas aos anos de experiência e às preferências deles por imagens mais ou menos escuras. O radiologista R4, com 33 anos de experiência, classificou como péssimas imagens que os demais radiologistas classificaram como boas ou razoáveis. O radiologista R2, com apenas 4 anos a mais de experiência que R4, preferiu classificar a maioria das imagens como boas. Os radiologistas R1 com 40 anos de experiência e R3 com 5 anos de experiência também apresentaram similaridade na classificação das imagens radiográficas.

Foi observado na análise feita pelos radiologistas que há divergências nas preferências entre eles no que se refere ao grau de enegrecimento: uns preferem imagem mais escura (mais kVp), enquanto outros preferem imagem mais clara para melhor observar os tecidos moles.

## 5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES

O método computacional desenvolvido sugere os parâmetros de exposição radiográfica para um dado exame em função das características do paciente e do sistema radiológico. Para isso, utiliza como ponto de partida os parâmetros de exposição sugeridos por Bontrager (2003) para a estrutura anatômica sob análise, além de aplicar regras empíricas encontradas na literatura muito utilizadas por técnicos de raios X.

Possui interface de fácil utilização desenvolvida para a plataforma *Windows*, com janelas, botões, uso do “mouse”, etc., não sendo necessário muito conhecimento de computação ao operá-lo. O usuário necessita somente informar os dados solicitados na interface referentes ao paciente, ao exame e ao sistema radiológico, e depois comparar os níveis de contraste e de dose no paciente que os parâmetros de exposição radiográfica sugeridos pelo método e por Bontrager (2003) apresentam.

Uma comparação de imagens radiográficas obtidas de fantasmas antropomórficos com os parâmetros de exposição sugeridos pelo método, por Bontrager (2003) e por técnicos de raios X de 3 instituições de saúde da região de Mogi das Cruzes, permitiram comprovar a validade do método. Os níveis de contraste e de nitidez das imagens radiográficas foram avaliados por cinco médicos radiologistas, dois tecnólogos em radiologia e um técnico de raios X, que classificaram as imagens obtidas com auxílio do método desenvolvido como sendo de qualidade para um bom diagnóstico. Além disso, os níveis de dose medidos durante a aquisição das imagens demonstraram que os parâmetros sugeridos pelo método proporcionam uma boa relação entre qualidade de imagem e dose de radiação.

O método minimizará a carga do aparelho de raios X, pois não haverá a necessidade de efetuar várias exposições de fantasmas ou repetição de exames para encontrar os parâmetros de exposição mais adequados a um dado exame. Conseqüentemente, o método proporcionará também redução nos custos com a compra de filmes e de produtos químicos, no tempo despendido com a repetição de exames e na dose recebida pelos pacientes.

Além de auxiliar na escolha dos parâmetros de exposição radiográfica mais adequados a um dado exame, adequando as características do paciente (idade, sexo, espessura e raça) às características do sistema radiológico (aparelho de raios X e sistema écran-filme) utilizado no serviço radiológico, o método poderá também ser utilizado como recurso didático na formação de novos profissionais para o setor radiológico.

## **5.1. SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS**

O método pode ainda ser melhorado acrescentando:

- variação da densidade óssea em função de raça, idade e sexo do paciente;
- variação da espessura dos tecidos muscular e adiposo em função da raça do paciente;
- variação da densidade óssea em função da alimentação do paciente.

Para isso seria interessante realizar uma pesquisa mais ampla sobre:

- diferença de densidade óssea das raças asiática e negróide devido à alimentação;

- variações na densidade óssea em prematuros, neonatais, lactentes e pediátricos, adultos e idosos;
- diferença de densidade óssea em casos de osteoporose infantil e adulto.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Almeida, A. Influência do ruído quântico em imagens radiográficas (Tese de doutorado) IFQSC-USP-São Carlos, 107p., 1990.
- Berger, M.J., Hubbell, J.H., Seltzer, S.M., XCOM: Photon cross section database. Disponível em: <<http://physics.nist.gov/physrefdata/XCOM/text/XCOM.html>>. Acesso em: 12/11/2002.
- Bontrager, K., Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica, Editora Guanabara, Rio de Janeiro, RJ, 5ª Edição, 814p., 2003.
- Bontrager, K.L.; Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy. 4ª Ed. Editora Mosby, St. Louis, USA, 1997.
- Brink, C.; Villiers, J.F.K; Lotter, M.G. The influence of film processing temperature and time on mammographic image quality. The British Journal of Radiology, v.66, n.788, p. 685-890, 1993.
- Calil, R.J., Técnicas Radiográficas, Série Radiologia e Saber. Disponível em <[www.br.msnusers.com/radiologialivre/files.msn](http://www.br.msnusers.com/radiologialivre/files.msn)>. Acesso em: 10/01/2005.
- Carlton, R.R.; Adler, A.M.; Principles of Radiographic Imaging. 2ª Ed. Editora Delmar, Albany, USA, 1996.
- Carroll, Q.B.; Fuchs's Principles of Radiographic Exposure, Processing and Quality Control. 4ª Ed. Editora Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1990.
- Carroll, Q.B.; Fuchs's Principles of Radiographic Exposure, Processing and Quality Control. 4ª Ed. Editora Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1990.
- Creating a radiographic technique chart - CRTC. Disponível em <[www.animalinsides.com/radphys/main.htm](http://www.animalinsides.com/radphys/main.htm)>. Acesso em: 01/05/2002.
- Curry, III T.S.; Dowdey, J.E.; Murry, Jr. R.C.; Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4ª Ed., Editora Williams & Wilkins, Filadelfia, USA, 1990.
- Dimenstein, R.; Ghilardi Netto, T., Bases físicas e tecnológicas aplicadas aos raios X". Editora Senac, São Paulo, SP, 2ª ed., v.1, 73p., 2002.



Eastman Kodak Company, Fundamentos de Radiologia, (apostila), 121p. 1980.

Fritz, S.L.; Livingston, W.H. The effect of anode curvature on radiographic heel effect Medical Physics, v.12, nº 4, p.443-446, 1985.

Ghilardi Netto, T.; Simão, C., Princípios Físicos e Controle de Qualidade da Imagem e de Exposição em Mamografia. Radiologia Brasileira, v. 2, n. 16, p. 125-130, 1983.

Hubbell, J.H.; Seltzer, S.M., NIST X-ray Attenuation Databases. Disponível em: <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=119>>. Acesso em: 12 de Novembro de 2002.

Huda, W.; Slone, R.; *Review of Radiologic Physics*, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1994, p. 33-43.

Johns, H.E.; Cunningham, J.R. The physics of radiology, 3rd Ed., Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA, p.605-629, 1983.

Kotsubo, M.T.K., Marchiori, E.A., Pedrosa, A.C., Estudo dosimétrico de radiografias de tórax com o emprego de técnicas de alta quilovoltagem. Radiol Bras, maio/jun. 2003, Vol.36, No.3, P.163-167. Issn 0100-3984.

Macmahon, H, Vyborny, C.J. Technical advances in chest radiography. AJR 1994; 163: 1049-59.

Marques, M.A.; Frère, A.F.; Oliveira, H.J.Q.; Schiabel, H.; Azevedo Marques, P.M.; Ferrari, R.J.; Pereira, A.S. Computer simulation of the geometric unsharpness effect on radiologic images – SPIE: ELETRONIC IMAGING 96, San Jose (CA), USA – 1996, 2847: p609-617.

Medeiros, R.B, Alves, F.F.R. Análise dos resultados do programa de gerenciamento da qualidade dos equipamentos radiológicos. Imagem 1997; 19: 97-9.

Medeiros, R.B.; Alves, F.F.R.; Ruberti, E.M.; Ferreira, D.F.P., Influência das condições de processamento no desempenho de dois sistemas tela/fime utilizados na mamografia. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v.18, nº2, p.57-63, 2002.

Medeiros, R.B.; Curci, K.A.; Carrieri, F.C.D., Controle de qualidade no processamento de imagens radiológicas Radiol Bras, v.25, p.19-21, 1992.

Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Portaria Nº 453, de 1º de junho de 1998.

Moore, K.L.; Agur, A.M.R., Fundamentos de Anatomia Clínica. Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ, 1998.

Moore, R.; Korbuly, D.; Amplatz, K. Removal of scattered radiation by moving slot radiography. *Applied radiology* 1, 85-88, 1977.

Morgan, J.P., Techniques of Veterinary Radiography. 5<sup>th</sup> ed. Iowa State University Press. Ames. 1993.

NDT Resource Center. Disponível em [www.ndted.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/EquipmentMaterials/radiographicfilm.htm](http://www.ndted.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/EquipmentMaterials/radiographicfilm.htm). Acesso em: 08/09/2004.

Nist X-ray Attenuation Databases. Disponível em: <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=119>. Acesso em: 28 de Janeiro de 2003.

Oliveira, M. L. Khoury, H. Influência do Procedimento Radiográfico na Dose de Entrada da Pele de Pacientes em Raios X Pediátricos. *Radiol Bras.*v.36, n.2, p.105-109, 2003.

Pereira, A.A. Curso de física em radiodiagnóstico para médicos residentes., Publicação do Colégio Brasileiro de Radiologia e Comissão Nacional de Energia Nuclear (Apostila), Rio de Janeiro, 1982.

Pina, D.R, Ghilardi Netto, T, Rocha, S.L, Brochi, M.A.C, Construção de um fantoma homogêneo para padronização de imagens radiográficas. *Radiologia Brasileira*, v33, p.41-44, 2000.

Pina, D.R.. Construção de um Fantoma Homogêneo para Padronização de Imagens Radiográficas.. 1996. Dissertação (Mestrado em Física Médica) - Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP.

PRORAD, (2004). Princípios de Formação da Imagem. Disponível em <http://www.prorad.com.br/>. Acesso em: em 20/10/2004.

Radiographic Anatomy – NetAnatomy. Disponível em [www.netanatomy.com/RA/ra\\_frame.htm](http://www.netanatomy.com/RA/ra_frame.htm). Acesso em: 18/11/2004.

Scaff, L.A.M.; Física da Radioterapia. Editora Sarvier, São Paulo, SP, 1997.

Silva, M.A., Frère, A. F., Determinação da densidade óptica produzida pelos sistemas écran-filme através de simulação computacional da curva H&D, In.: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 09-12 de Setembro, São José dos Campos - SP., (CD-ROM). 2002.

Silva, M.A., Frère, A.F. (2001), “Determinação da curva H&D por simulação computacional”, In.: *II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, 23-25 de Maio, Cuba, (CD-ROM).

Silva, M.A., Frère, A.F., (2002) “Computer simulation to find the unknown parameters of the radiographic film emulsion”, *Proceedings of 2<sup>nd</sup> European Medical & Biological Engineering Conference*, v.3, Part. 1, pp.1266-1267.

Supertech, Inc. Supertech for Palm OS Radiographic Technique Chart Calculator. Disponível em < <http://www.supertechx-ray.com/palm.htm>>. Acesso em 15/12/2004.

Tortorici, M.; Concepts in Medical Radiographic Imaging. W.B. Saunders Company Philadelphia. p 403-457. 1992.

Upton, J.; Moran, M. Duggan; Malone, J.F. Daylight film processor-loader systems - aspects of performance and distribution Radiation Protection Dosimetry, v.57, n.1-4, p.343-346, 1995.

Vassileva, MSc. J. (2002) A phantom for dose-image quality optimization in chest radiography, *British Journal of Radiology*, v.75, p.837-842, 2002.

Vyborny, C. J; Metz, C. E.; Doi, K. Relative efficiencies of energy to photographic density conversions in typical screen-film systems Radiology, v.136, p.465-471, 1980.

Warren-Forward, H.M, Millar, J.S. Optimization of radiographic technique for chest radiography. Br J Radiol, v.68, p.1221-1229, 1995.

Wilks, R.J. Principles of Radiological Physics, Churchill Livingstone, New York, 1987.

**ANEXO A****PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO RADIOGRÁFICOS TABELADOS**

As Tabelas A.1 a A.8 apresentam os parâmetros de exposição tabelados encontrados na literatura.

Tabela A.1 - Técnicas de exposição sugeridas por Bontrager (2003).

Região e Incidência	kVp	mAs	Espess. (cm)	DDF (cm)
<b>TÓRAX</b>				
AP	110	3	22	180*
LATERAL	125	6	30	180*
AP DECÚBITO	110	1,7	22	100
LAT. DECÚBITO	125	3	21	180*
AP LORDÓTICA	125	3,5	22	180*
OBL ANTERIOR D/E	125	4	23	180*
OBL POSTERIOR D/E	125	3	22	180*
<b>FÊMUR</b>				
AP	75	12	13	102*
LATERAL Distal.	75	7	11	102*
LATERAL Prox.	75	12	14	102*
<b>PERNA</b>				
AP	70	10	6	102*
LATERAL	70	9	6	102*
<b>JOELHO</b>				
AP	70	5	11	102*
LATERAL	70	5	10	102*
OBL (Média e Lat)	70	4	10	102*
AP Bilateral	70	6	11	102*
AXIAL PA	78	5	11	102*
FOSSA INTERCOND.	78	5	11	102*
<b>TORNOZELO</b>				
AP	65	6	8	102
LATERAL	65	6	8	102
AP (15°)	65	6	8	102
OBL (45°)	65	6	8	102
AP Forçada	65	6	8	102
<b>PÉ</b>				
AP	70	4	6	102
LATERAL	66	8	4	122
OBL	70	4	7	102
<b>PÉ (Calcâneo)</b>				
LATERAL	65	4	5	102
PLANTODORSAL	70	5	10	102
<b>PÉ (artelhos)</b>				
AP	60	2	2	102
LATERAL	60	2	3	102
OBL	60	2	3	102
SESAMÓIDE	60	2	2	102
<b>PATELA</b>				
PA	76	5	10	112
LATERAL	65	4	5	102
TANGENCIAL	65	11	8	152
<b>OMBRO</b>				
AP (rot.interna)	70	6	12	102
OBL Posterior	75	7	13	102
AXIAL Inf-superior.	70	10	15	102
<b>ÚMERO</b>				
AP (rot.lateral)	70	6	9	102
LAT. (c/feixe hor)	66	6	8	102
<b>COTOVELO</b>				
AP	64	6	7	102
LAT. INTERNA	64	6	7	102
OBL	64	6	7	102
OBL Lat. Interna	64	6	7	102
MÉT. COYLE	68	6	8	102
<b>ANTEBRAÇO</b>				
AP	62	6	8	102
LATERAL	66	6	8	102
<b>PUNHO</b>				
PA	62	4	4	102
LATERAL	66	5	7	102
PA OBL	64	4	5	102
FLEXÃO Ulnar	64	4	4	102
FLEXÃO Radial	64	4	4	102
TÚNEL DO CARPO	65	5	5	102
<b>DEDOS</b>				
PA	60	2	2	102
OBL	60	2	2	102
LATERAL	60	2	2	102
<b>POLEGAR</b>				
AP	60	3	3	102
OBL	60	3	3	102
LAT	60	3	3	102
<b>MÃO</b>				
AP	62	3	4	102
OBL	64	3	4	102
LATERAL	66	3	4	102
<b>PELVE</b>				
AP	80	12	17	102
AP Axial	85	15	17	102
(*) com grade				

Tabela A.2 - Tabela de técnicas programas do aparelho Compacto Plus da VMI.

Partes	Incidência	Espessura	Densid	kVp	mAs	mA	Tempo (s)	Foco
ABDOMEM	-Decúbito dorsal	- [ ] +	35%	61	0028	200	0140	FG
		- > +	35%	62	0028	200	0140	FG
		- >> +	35%	64	0028	200	0140	FG
		- < +	35%	59	0028	200	0140	FG
		- << +	35%	57	0028	200	0140	FG
	-Ortostatismo	- [ ] +	35%	68	0028	200	0140	FG
		- > +	35%	69	0028	200	0140	FG
		- >> +	35%	71	0028	200	0140	FG
		- < +	35%	66	0028	200	0140	FG
		- << +	35%	64	0028	200	0140	FG
BACIA	-AP	- [ ] +	35%	61	0028	200	0140	FG
		- > +	35%	63	0028	200	0140	FG
		- >> +	35%	64	0028	200	0140	FG
		- < +	35%	60	0028	200	0140	FG
		- << +	35%	58	0028	200	0140	FG
		- [ ] +	35%	62	0009	200	0055	FG
COL. CERVICAL	-AP	- > +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- >> +	35%	63	0009	200	0055	FG
		- < +	35%	61	0009	200	0055	FG
		- << +	35%	60	0009	200	0055	FG
	-Lat.	- [ ] +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- > +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- >> +	35%	63	0009	200	0055	FG
		- < +	35%	61	0009	200	0055	FG
		- << +	35%	60	0009	200	0055	FG
		- [ ] +	35%	62	0009	200	0055	FG
	-Obl.	- > +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- >> +	35%	63	0009	200	0055	FG
		- < +	35%	61	0009	200	0055	FG
		- << +	35%	60	0009	200	0055	FG
		- [ ] +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- > +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- >> +	35%	63	0009	200	0055	FG
		- < +	35%	61	0009	200	0055	FG
	-Lat/Flex.	- << +	35%	60	0009	200	0055	FG
		- [ ] +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- > +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- >> +	35%	63	0009	200	0055	FG
		- < +	35%	61	0009	200	0055	FG
		- << +	35%	60	0009	200	0055	FG
	-Flex/Ext.	- [ ] +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- > +	35%	62	0009	200	0055	FG
		- >> +	35%	63	0009	200	0055	FG
		- < +	35%	61	0009	200	0055	FG
		- << +	35%	60	0009	200	0055	FG
COL.DORSAL	-AP	- [ ] +	35%	61	0028	200	0170	FG
		- > +	35%	63	0028	200	0170	FG
		- >> +	35%	64	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	60	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	58	0028	200	0170	FG
	-Lat.	- [ ] +	35%	62	0028	200	0170	FG
		- > +	35%	62	0028	200	0170	FG
		- >> +	35%	63	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	61	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	60	0028	200	0170	FG

Tabela A.3 - Tabela de técnicas programas do aparelho Compacto Plus da VMI  
(continuação).

Partes	Incidência	Espessura	Densid	kVp	mAs	mA	Tempo (s)	Foco
COL.LOMBAR	-AP	- [ ] +	35%	62	0028	200	0170	FG
		- > +	35%	62	0028	200	0170	FG
		- >> +	35%	63	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	61	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	60	0028	200	0170	FG
		- [ ] +	35%	77	0028	200	0170	FG
	-Lat.	- > +	35%	78	0028	200	0170	FG
		- >> +	35%	79	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	76	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	75	0028	200	0170	FG
		- [ ] +	35%	62	0028	200	0170	FG
		- > +	35%	63	0028	200	0170	FG
	-Obl.	- >> +	35%	64	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	61	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	60	0028	200	0170	FG
	-L-LS-S1	- [ ] +	35%	72	0028	200	0170	FG
		- > +	35%	73	0028	200	0170	FG
		- >> +	35%	74	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	71	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	70	0028	200	0170	FG
COL.LOMBO SACRA	-AP	- [ ] +	35%	61	0028	200	0170	FG
		- > +	35%	63	0028	200	0170	FG
		- >> +	35%	64	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	60	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	58	0028	200	0170	FG
		- [ ] +	35%	61	0028	200	0170	FG
	-Lat.	- > +	35%	63	0028	200	0170	FG
		- >> +	35%	64	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	60	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	58	0028	200	0170	FG
		- [ ] +	35%	61	0028	200	0170	FG
		- > +	35%	63	0028	200	0170	FG
	-Obl.	- >> +	35%	64	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	60	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	58	0028	200	0170	FG
ART.SACRO ILÍACA	-AP	- [ ] +	35%	61	0028	200	0170	FG
		- > +	35%	63	0028	200	0170	FG
		- >> +	35%	64	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	60	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	58	0028	200	0170	FG
		- [ ] +	35%	76	0028	200	0170	FG
	-Obl.	- > +	35%	78	0028	200	0170	FG
		- >> +	35%	79	0028	200	0170	FG
		- < +	35%	75	0028	200	0170	FG
		- << +	35%	73	0028	200	0170	FG

Tabela A.4 - Tabela de técnicas programas do aparelho Compacto Plus da VMI  
(continuação).

Partes	Incidência	Espessura	Densid	kVp	mAs	mA	Tempo (s)	Foco
CRÂNIO/OSSOS DA FACE	Mandíbula AP	- [ ] +	35%	51	0018	100	0210	FF
		- > +	35%	55	0018	100	0210	FF
		- >> +	35%	59	0018	100	0210	FF
		- < +	35%	46	0018	100	0210	FF
		- << +	35%	42	0018	100	0210	FF
	Mandíbula Obl.	- [ ] +	35%	50	0018	100	0210	FF
		- > +	35%	54	0018	100	0210	FF
		- >> +	35%	58	0018	100	0210	FF
		- < +	35%	45	0018	100	0210	FF
		- << +	35%	41	0018	100	0210	FF
	-Towne Axial	- [ ] +	35%	70	0018	100	0210	FF
		- > +	35%	73	0018	100	0210	FF
		- >> +	35%	76	0018	100	0210	FF
		- < +	35%	66	0018	100	0210	FF
		- << +	35%	63	0018	100	0210	FF
	-Crânio AP/A	- [ ] +	35%	64	0018	100	0210	FF
		- > +	35%	66	0018	100	0210	FF
		- >> +	35%	68	0018	100	0210	FF
		- < +	35%	62	0018	100	0210	FF
		- << +	35%	60	0018	100	0210	FF
	-Crânio Lat.	- [ ] +	35%	56	0018	100	0210	FF
		- > +	35%	57	0018	100	0210	FF
		- >> +	35%	58	0018	100	0210	FF
		- < +	35%	55	0018	100	0210	FF
		- << +	35%	54	0018	100	0210	FF
ESPECIAIS	-Forarm	- [ ] +	35%	49	0002	150	0013	FF
		- > +	35%	50	0002	150	0013	FF
		- >> +	35%	52	0002	150	0013	FF
		- < +	35%	47	0002	150	0013	FF
		- << +	35%	45	0002	150	0013	FF
	-Mão	- [ ] +	35%	37	0001	150	0006	FF
		- > +	35%	38	0001	150	0006	FF
		- >> +	35%	39	0001	150	0006	FF
		- < +	35%	35	0001	150	0006	FF
		- << +	35%	34	0001	150	0006	FF
	-Pé	- [ ] +	35%	51	0001	150	0006	FF
		- > +	35%	52	0001	150	0006	FF
		- >> +	35%	53	0001	150	0006	FF
		- < +	35%	49	0001	150	0006	FF
		- << +	35%	48	0001	150	0006	FF
	-Punho PA	- [ ] =	35%	50	0001	150	0006	FF
		- > +	35%	51	0001	150	0006	FF
		- >> +	35%	52	0001	150	0006	FF
		- < +	35%	49	0001	150	0006	FF
		- << +	35%	48	0001	150	0006	FF



Tabela A.5 - Tabela de técnicas programas do aparelho Compacto Plus da VMI  
(continuação).

Partes	Incidência	Espessura	Densid	kVp	mAs	mA	Tempo (s)	Foco
	-Punho Perfil	- [ ] +	35%	53	0001	150	0006	FF
		- > +	35%	54	0001	150	0006	FF
		- >> +	35%	56	0001	150	0006	FF
		- < +	35%	51	0001	150	0006	FF
		- << +	35%	49	0001	150	0006	FF
	-Ankle Tornozelo	- [ ] +	35%	54	0001	150	0006	FF
		- > +	35%	55	0001	150	0006	FF
		- >> +	35%	57	0001	150	0006	FF
		- < +	35%	52	0001	150	0006	FF
		- << +	35%	50	0001	150	0006	FF
	-Humerus	- [ ] +	35%	54	0001	150	0006	FF
		- > +	35%	57	0001	150	0006	FF
		- >> +	35%	59	0001	150	0006	FF
		- < +	35%	52	0001	150	0006	FF
		- << +	35%	49	0001	150	0006	FF
	-Tibia	- [ ] +	35%	51	0001	150	0006	FF
		- > +	35%	53	0001	150	0006	FF
		- >> +	35%	55	0001	150	0006	FF
		- < +	35%	49	0001	150	0006	FF
		- << +	35%	47	0001	150	0006	FF
	-Cotovelo	- [ ] +	35%	51	0001	150	0006	FF
		- > +	35%	53	0001	150	0006	FF
		- >> +	35%	55	0001	150	0006	FF
		- < +	35%	49	0001	150	0006	FF
		- << +	35%	47	0001	150	0006	FF
EXTREMIDADE S	-Joelho	- [ ] +	35%	52	0002	150	0013	FF
		- > +	35%	54	0002	150	0013	FF
		- >> +	35%	56	0002	150	0013	FF
		- < +	35%	49	0002	150	0013	FF
		- << +	35%	47	0002	150	0013	FF
	-Tornozelo	- [ ] +	35%	60	0003	150	0020	FF
		- > +	35%	61	0003	150	0020	FF
		- >> +	35%	63	0003	150	0020	FF
		- < +	35%	58	0003	150	0020	FF
		- << +	35%	56	0003	150	0020	FF
TÓRAX	-AP	- [ ] +	35%	77	0001	300	0003	FG
		- > +	35%	81	0001	300	0003	FG
		- >> +	35%	84	0001	300	0003	FG
		- < +	35%	74	0001	300	0003	FG
		- << +	35%	70	0001	300	0003	FG
	-Lat.	- [ ] +	35%	82	0003	300	0010	FG
		- > +	35%	83	0003	300	0010	FG
		- >> +	35%	84	0003	300	0010	FG
		- < +	35%	81	0003	300	0010	FG
		- << +	35%	80	0003	300	0010	FG
	-Obl.	- [ ] +	35%	87	0001	300	0003	FG
		- > +	35%	91	0001	300	0003	FG
		- >> +	35%	94	0001	300	0003	FG
		- < +	35%	84	0001	300	0003	FG

		- << +	35%	80	0001	300	0003	FG
--	--	--------	-----	----	------	-----	------	----

Tabela A.6 - Tabela de técnicas sugeridas no manual do equipamento VMI Fixo.

<b>Regiões</b>	<b>ESP (Cm)</b>	<b>DIST (Cm)</b>	<b>kVp</b>	<b>mA</b>	<b>TEMPO (s)</b>	<b>mAs</b>
ANTEBRAÇO AP	06	100	40	100	0,12	12
ANTEBRAÇO LAT	07	100	45	100	0,12	12
BACIA AP	20	100	70	200	0,24	48
BACIA LAT	30	100	80	200	0,48	96
BRAÇO AP	08	100	42	100	0,18	18
BRAÇO LAT	08	100	42	100	0,18	18
CALCÂNEO AXIAL	10	100	50	100	0,06	6
CALCÂNEO LAT	08	100	40	100	0,12	12
CLAVÍCULA AP	15	100	55	100	0,18	18
COTOVELO AP/LAT	07	100	40	100	0,12	12
COXO FEMURAL AP	15	100	55	200	0,30	60
COXO FEMURAL LAT	15	100	60	200	0,30	60
CRÂNIO PA	20	100	60	100	0,60	60
CRÂNIO LAT	15	100	55	100	0,60	60
EXTERNO LAT	27	100	65	100	0,48	48
EXTERNO ART CLAVÍCULAR	18	100	60	100	0,36	36
FÊMUR AP	15	100	60	100	0,36	36
FÊMUR LAT	15	100	60	100	0,36	36
JOELHO AP	12	100	50	100	0,36	36
JOELHO LAT	10	100	50	100	0,36	36
MANDÍBULA PA	10	100	60	100	0,60	60
MANDÍBULA LAT	07	100	50	100	0,60	60
MÃO PA	03	100	40	100	0,06	6
MÃO OBL	04	100	40	100	0,06	6
OMBRO AP	15	100	55	100	0,36	36
OMBRO AXIAL	16	100	40	100	0,12	12
OMOPLATA PA	15	100	55	100	0,36	36
PÉ AP	06	100	40	100	0,12	12
PÉ OBL	07	100	45	100	0,04	6
PERNA AP	10	100	40	100	0,06	12
PERNA OBL	10	100	40	100	0,12	12
PULMÃO PA	21	100	57	300	0,12	12
PULMÃO LAT	27	100	69	300	0,06	18
PUNHO PA	04	100	40	100	0,12	12
PUNHO LAT	06	100	45	100	0,12	12
SEIOS DA FACE/FRONTONASO	20	100	60	100	0,72	72
SEIOS DA FACE/MENTONASO	20	100	50	100	0,60	60
TORNOZELO AP	10	100	40	100	0,12	12
TORNOZELO LAT	08	100	42	100	0,12	12
VÉRTEBRAS CERVICAIS AP	12	100	50	100	0,72	72
VÉRTEBRAS CERVICAIS OBL	11	100	55	100	0,30	30
VÉRTEBRAS CERVICAIS LAT	11	100	55	100	0,60	60
VÉRTEBRAS DORSAIS AP	22	100	55	100	0,48	48
VÉRTEBRAS DORSAIS LAT	25	100	55	100	0,60	60
VÉRTEBRAS LOMBARES AP	20	100	65	100	0,60	60
VÉRTEBRAS LOMBARES OBL	25	100	65	100	0,90	90
VÉRTEBRAS LOMBARES LAT	30	100	75	100	0,12	12

Tabela A.7 - Tabela de técnicas do Bontrager (2003), das Instituições e do Método Desenvolvido.

Projeção Anatômica	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	Nº
<b>FÊMUR distal- AP</b>	75	75	0,16	12	100	Bontrager (2003)	01
	62	100	0,06	6	100	Hosp. Campos Sales	02
	60	200	0,16	32	100	Hosp. Pio XII	03
	60	100	0,4	40	100	Hosp. Municipal de Poá	04
	60	100	0,36	36	100	Aparelho Fixo VMI	05
	65	100	0,08	16	100	Aparelho Fixo FNX 200	06
<b>FÊMUR distal - Lat.</b>	75	200	0,035	7	100	Bontrager (2003)	01
	62	100	0,06	6	100	Hosp. Campos Sales	02
	60	200	0,16	32	100	Hosp. Pio XII	03
	60	100	0,4	40	100	Hosp. Mucinipal de Poá	04
	60	100	0,36	36	100	Aparelho Fixo VMI	05
	65	100	0,08	16	100	Aparelho Fixo FNX 200	06
<b>JOELHO - AP</b>	70	200	0,025	5	100	Bontrager (2003)	01
	55	50	0,10	5	100	Hosp. Campos Sales	02
	57	100	0,16	16	100	Hosp. Pio XII	03
	50	100	0,08	8	100	Hosp. Municipal de Poá	04
	50	100	0,36	36	100	Aparelho Fixo VMI	05
	60	75	0,08	6	100	Aparelho Fixo FNX 200	06
<b>PERNA- AP</b>	70	75	0,08	6	100	Bontrager (2003)	01
	50	50	0,10	5	100	Hosp. Campos Sales	02
	46	50	0,16	8	100	Hosp. Pio XII	03
	46	50	0,16	8	100	Hosp. Municipal de Poá	04
	40	100	0,6	12	100	Aparelho Fixo VMI	05
	60	50	0,16	8	100	Aparelho Fixo FNX 200	06
<b>PERNA – Lat.</b>	70	75	0,08	6	100	Bontrager (2003)	01
	50	50	0,10	5	100	Hosp. Campos Sales	02
	46	100	0,08	8	100	Hosp. Pio XII	03
	46	100	0,08	8	100	Hosp. Municipal de Poá	04
	40	100	0,6	12	100	Aparelho Fixo VMI	05
	60	100	0,08	8	100	Aparelho Fixo FNX 200	06
<b>ÚMERO - AP</b>	70	75	0,08	6	100	Bontrager (2003)	01
	48	50	0,10	0,5	100	Hosp. Campos Sales	02
	56	100	0,16	16	100	Hosp. Pio XII	03
	48	100	0,08	8	100	Hosp. Municipal de Poá	04
	42	100	0,18	18	100	Aparelho Fixo VMI	05
	60	75	0,08	6	100	Aparelho Fixo FNX 200	06

Tabela A.8 - Tabela de técnicas do Bontrager (2003), das Instituições e do Método  
Desenvolvido (continuação).

Projeção Anatômica	kVp	mA	Tempo	mAs	Dff	Fonte	Nº
<b>ÚMERO – Lat.</b>	70	75	0,08	6	100	Bontrager (2003)	01
	48	50	0,10	5	100	Hosp. Campos Sales	02
	56	100	0,16	16	100	Hosp. Pio XII	03
	48	100	0,08	8	100	Hosp. Municipal de Poá	04
	42	100	0,18	18	100	Aparelho Fixo VMI	05
	60	75	0,08	6	100	Aparelho Fixo FNX 200	06
<b>COTOVELO - AP</b>	64	75	0,08	6	100	Bontrager (2003)	01
	45	100	0,05	5	100	Hosp. Campos Sales	02
	45	100	0,05	5	100	Hosp. Pio XII	03
	46	100	0,064	6,4	100	Hosp. Municipal de Poá	04
	40	100	0,12	12	100	Aparelho Fixo VMI	05
	60	100	0,05	5	100	Aparelho Fixo FNX 200	06
<b>ANTEBRAÇO –AP</b>	62	75	0,08	6	100	Bontrager (2003)	01
	45	50	0,10	5	100	Hosp. Campos Sales	02
	45	50	0,10	5	100	Hosp. Pio XII	03
	44	100	0,064	6,4	100	Hosp. Municipal de Poá	04
	40	100	0,12	12	100	Aparelho Fixo VMI	05
	55	75	0,08	6	100	Aparelho Fixo FNX 200	06
<b>ANTEBRAÇO-Lat.</b>	66	75	0,08	6	100	Bontrager (2003)	01
	45	50	0,10	5	100	Hosp. Campos Sales	02
	45	50	0,10	5	100	Hosp. Pio XII	03
	44	100	0,064	6,4	100	Hosp. Municipal de Poá	04
	40	100	0,12	12	100	Aparelho Fixo VMI	05
	55	75	0,08	6	100	Aparelho Fixo FNX 200	06

**ANEXO B****FORMULÁRIO PARA AVALIAÇÃO DAS IMAGENS  
RADIOGRÁFICAS**

## Formulário de avaliação das imagens

Validação de imagens do trabalho de conclusão do mestrado no programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica de Rosane Tondo, realizado na Universidade de Mogi das Cruzes, com o trabalho Determinação Automática dos Parâmetros de Exposição Radiográfica por Método Computacional.

Por favor classificar as imagens radiográficas quanto ao contraste e nitidez segundo os itens a seguir:

1- Péssimo      2 - Razoável      3 - Bom      4- Excelente

Radiografia	Contraste	Nitidez	Radiografia	Contraste	Nitidez
01			54		
02			55		
03			56		
04			58		
06			60		
08			62		
10			64		
12			66		
14			68		
16			70		
18			72		
19			74		
20			76		
21			78		
22			80		
24			82		
26			84		
28			86		
30			88		
45			90		
47			92		
49			94		
51			96		
52			98		
53					

Comentários:

---

Assinatura

**ANEXO C****OBJETO VIRTUAL - MATRIZES DE ESPESSURAS**





[illegible]

Figura C.2 - Camadas de espessuras (em centímetros) da coxa constituída de (c) osso compacto e (d) medula



**ANEXO D****AVALIAÇÃO DOS ESPECIALISTAS EM IMAGEM RADIOLÓGICA**

As Tabelas D.1 e D.2 apresentam as respostas dos especialistas em imagem radiológica referentes aos níveis de contraste e de nitidez das imagens radiográficas que eles avaliaram, classificando-os como: P – Péssimo; R - Razoável; B – Bom e E – Excelente

Tabela D.1 – Resposta dos especialistas em imagem.

Nº	Contraste									Nitidez								
	R1	R2	R3	R4	R5	T1	T2	T3	Média	R1	R2	R3	R4	R5	T1	T2	T3	Média
2	B	E	E	B	R	B	R	B	B	E	B	E	B	B	B	R	B	B
4	B	B	R	P	B	B	R	B	B	B	P	R	P	B	B	R	B	B
6	E	B	B	B	B	B	B	B	B	E	B	B	B	E	B	B	B	B
8	B	B	B	R	B	B	B	B	B	B	B	B	B	E	B	B	B	B
3	E	E	B	B	E	E	B	E	E	E	B	B	B	B	B	B	E	B
10	B	B	B	P	R	B	B	B	B	B	B	B	B	B	R	B	B	B
12	R	R	R	P	P	R	R	R	R	R	P	R	P	P	R	R	R	R
14	R	R	R	P	P	P	R	R	R	R	P	R	P	R	R	R	R	R
14	R	R	R	P	P	R	R	R	R	R	P	R	P	R	R	R	R	R
21	B	B	B	E	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B
16	B	B	B	B	R	B	R	B	B	B	R	B	B	B	B	R	B	B
18	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	R	P
20	B	B	B	E	B	B	B	B	B	B	B	B	E	B	B	B	B	B
22	P	R	R	P	R	R	R	R	R	P	R	R	P	R	R	R	R	R
1	E	E	E	E	B	E	B	E	E	E	B	E	E	B	E	B	E	E
24	P	B	B	P	P	R	P	P	P	P	R	R	R	P	R	P	R	R
26	P	B	B	R	R	B	R	P	R	R	P	R	R	B	R	R	P	R
28	R	B	R	R	B	B	R	R	R	R	B	R	B	B	B	R	R	B
30	B	B	P	R	R	B	B	B	B	B	P	R	B	R	R	B	B	B
19	B	R	B	B	R	B	B	B	B	R	R	B	B	R	R	B	B	B
84	B	B	R	P	R	B	B	B	B	B	B	R	R	R	B	B	R	B
86	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	R	B	B	P	B	B	B
88	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	R	B	B	P	B	R	B
90	B	B	B	E	B	P	B	B	B	B	B	B	E	B	R	B	B	B
53	R	R	R	P	R	R	P	R	R	R	R	R	R	B	B	B	B	B

Tabela D.2 – Resposta dos especialistas em imagem – continuação.

Nº	Contraste									Nitidez								
	R1	R2	R3	R4	R5	T1	T2	T3	Média	R1	R2	R3	R4	R5	T1	T2	T3	Média
76	B	B	B	P	R	R	B	B	B	R	R	R	R	B	B	R	B	R
78	B	B	B	B	R	R	B	B	B	B	B	B	B	R	B	B	R	B
80	B	B	B	B	R	B	B	B	B	B	B	B	B	B	R	B	B	B
82	B	B	B	E	R	R	B	B	B	B	B	B	E	R	R	B	B	B
51	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B
52	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	R	B
54	R	B	R	R	B	R	R	R	R	R	B	R	R	B	R	R	R	R
56	B	B	B	B	B	E	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B
58	B	B	B	R	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B
45	B	B	R	P	B	R	P	B	B	P	P	P	P	R	R	P	R	P
92	P	R	P	P	P	R	P	P	P	P	P	R	P	P	R	P	P	P
94	P	B	P	P	P	B	B	P	P	P	R	P	P	P	P	P	P	P
96	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	R	B	B	B	B	B	B
98	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B
55	B	B	B	B	R	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B
60	B	B	B	B	R	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B
62	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
64	R	B	B	B	R	B	B	R	B	B	R	B	B	P	R	B	B	B
66	R	B	R	P	P	P	P	R	P	R	R	R	R	P	P	R	R	R
47	B	B	B	B	B	R	R	B	B	B	B	R	B	B	R	B	B	B
68	R	B	R	P	R	B	B	B	B	P	P	R	R	R	B	P	R	R
70	B	B	B	B	B	R	B	B	B	R	R	R	B	B	P	R	R	R
72	B	B	B	B	B	R	R	B	B	R	B	R	B	B	R	R	B	B
74	B	B	R	B	B	B	B	B	B	B	R	B	B	B	R	B	R	B
49	B	B	B	B	B	B	R	B	B	B	B	R	B	B	B	B	B	B

As Tabelas D.3 e D.4 apresentam o número da imagem, fonte de origem dos parâmetros de exposição, avaliação dos especialistas em imagens sobre contraste, média das respostas e percentual de respostas péssimas, razoáveis, boas e excelentes para cada imagem.

Tabela D.3 – Relação entre as avaliações do nível de contraste, as imagens e as fontes dos parâmetros de exposição.

Nº	Fonte	R1	R2	R3	R4	R5	T1	T2	T3	Média	P	R	B	E
2	Bontrager (2003)	B	E	E	B	R	B	R	B	B	0,0%	22,2%	55,6%	22,2%
4	I-1	B	B	R	P	B	B	R	B	B	11,1%	22,2%	66,7%	0,0%
6	I-2	E	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	88,9%	11,1%
8	I-3	B	B	B	R	B	B	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
3	Método desenvolvido	E	E	B	B	E	E	B	E	E	0,0%	0,0%	33,3%	66,7%
10	Bontrager (2003)	B	B	B	P	R	B	B	B	B	11,1%	11,1%	77,8%	0,0%
12	I-1	R	R	R	P	P	R	R	R	R	22,2%	77,8%	0,0%	0,0%
14	I-2	R	R	R	P	P	P	R	R	R	33,3%	66,7%	0,0%	0,0%
14	I-3	R	R	R	P	P	R	R	R	R	22,2%	77,8%	0,0%	0,0%
21	Método desenvolvido	B	B	B	E	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	88,9%	11,1%
16	Bontrager (2003)	B	B	B	B	R	B	R	B	B	0,0%	22,2%	77,8%	0,0%
18	I-1	P	P	P	P	P	P	P	P	P	100,0%	0,0%	0,0%	0,0%
20	I-2	B	B	B	E	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	88,9%	11,1%
22	I-3	P	R	R	P	R	R	R	R	R	22,2%	77,8%	0,0%	0,0%
1	Método desenvolvido	E	E	E	E	B	E	B	E	E	0,0%	0,0%	22,2%	77,8%
24	Bontrager (2003)	P	B	B	P	P	R	P	P	P	66,7%	11,1%	22,2%	0,0%
26	I-1	P	B	B	R	R	B	R	P	R	22,2%	44,4%	33,3%	0,0%
28	I-2	R	B	R	R	B	B	R	R	R	0,0%	66,7%	33,3%	0,0%
30	I-3	B	B	P	R	R	B	B	B	B	11,1%	22,2%	66,7%	0,0%
19	Método	B	R	B	B	R	B	B	B	B	0,0%	22,2%	77,8%	0,0%
84	Bontrager (2003)	B	B	R	P	R	B	B	B	B	11,1%	22,2%	66,7%	0,0%
86	I-1	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
88	I-2	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
90	I-3	B	B	B	E	B	P	B	B	B	11,1%	0,0%	77,8%	11,1%
53	Método desenvolv.	R	R	R	P	R	R	P	R	R	22,2%	77,8%	0,0%	0,0%

Tabela D.4 – Relação entre as avaliações do nível de contraste, as imagens e as fontes dos parâmetros de exposição – continuação.

Nº	Fonte	R1	R2	R3	R4	R5	T1	T2	T3	Média	P	R	B	E
76	Bontrager (2003)	B	B	B	P	R	R	B	B	B	11,1%	22,2%	66,7%	0,0%
78	I-1	B	B	B	B	R	R	B	B	B	0,0%	22,2%	77,8%	0,0%
80	I-2	B	B	B	B	R	B	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
82	I-3	B	B	B	E	R	R	B	B	B	0,0%	22,2%	66,7%	11,1%
51	Método desenvolvido	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
52	Bontrager (2003)	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
54	I-1	R	B	R	R	B	R	R	R	R	0,0%	77,8%	22,2%	0,0%
56	I-2	B	B	B	B	B	E	B	B	B	0,0%	0,0%	88,9%	11,1%
58	I-3	B	B	B	R	B	B	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
45	Método desenvolvido	B	B	R	P	B	R	P	B	B	22,2%	22,2%	55,6%	0,0%
92	Bontrager (2003)	P	R	P	P	P	R	P	P	P	77,8%	22,2%	0,0%	0,0%
94	I-1	P	B	P	P	P	B	B	P	P	66,7%	0,0%	33,3%	0,0%
96	I-2	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
98	I-3	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
55	Método desenvolvido	B	B	B	B	R	B	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
60	Bontrager (2003)	B	B	B	B	R	B	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
62	I-1	P	P	P	P	P	P	P	P	P	100,0%	0,0%	0,0%	0,0%
64	I-2	R	B	B	B	R	B	B	R	B	0,0%	33,3%	66,7%	0,0%
66	I-3	R	B	R	P	P	P	P	R	P	55,6%	33,3%	11,1%	0,0%
47	Método desenvolvido	B	B	B	B	B	R	R	B	B	0,0%	22,2%	77,8%	0,0%
68	Bontrager (2003)	R	B	R	P	R	B	B	B	B	11,1%	33,3%	55,6%	0,0%
70	I-1	B	B	B	B	B	R	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
72	I-2	B	B	B	B	B	R	R	B	B	0,0%	22,2%	77,8%	0,0%
74	I-3	B	B	R	B	B	B	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
49	Método desenv.	B	B	B	B	B	B	R	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%

As Tabelas D.5 e D.6 apresentam o número da imagem, fonte de origem dos parâmetros de exposição, avaliação dos especialistas em imagens sobre a nitidez, média das respostas e percentual de respostas péssimas, razoáveis, boas e excelentes para cada imagem.

Tabela D.5 – Relação entre as avaliações do nível de nitidez, as imagens e as fontes dos parâmetros de exposição.

Nº	Fonte	R1	R2	R3	R4	R5	T1	T2	T3	M	P	R	B	E
2	Bontrager (2003)	E	B	E	B	B	B	R	B	B	0,0%	11,1%	66,7%	22,2%
4	I-1	B	P	R	P	B	B	R	B	B	22,2%	22,2%	55,6%	0,0%
6	I-2	E	B	B	B	E	B	B	B	B	0,0%	0,0%	77,8%	22,2%
8	I-3	B	B	B	B	E	B	B	B	B	0,0%	0,0%	88,9%	11,1%
3	Método desenvolvido	E	B	B	B	B	B	B	E	B	0,0%	0,0%	77,8%	22,2%
10	Bontrager (2003)	B	B	B	B	B	R	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
12	I-1	R	P	R	P	P	R	R	R	R	33,3%	66,7%	0,0%	0,0%
14	I-2	R	P	R	P	R	R	R	R	R	22,2%	77,8%	0,0%	0,0%
14	I-3	R	P	R	P	R	R	R	R	R	22,2%	77,8%	0,0%	0,0%
21	Método desenvolvido	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
16	Bontrager (2003)	B	R	B	B	B	B	R	B	B	0,0%	22,2%	77,8%	0,0%
18	I-1	P	P	P	P	P	P	P	R	P	88,9%	11,1%	0,0%	0,0%
20	I-2	B	B	B	E	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	88,9%	11,1%
22	I-3	P	R	R	P	R	R	R	R	R	22,2%	77,8%	0,0%	0,0%
1	Método desenvolvido	E	B	E	E	B	E	B	E	E	0,0%	0,0%	33,3%	66,7%
24	Bontrager (2003)	P	R	R	R	P	R	P	R	R	33,3%	66,7%	0,0%	0,0%
26	I-1	R	P	R	R	B	R	R	P	R	22,2%	66,7%	11,1%	0,0%
28	I-2	R	B	R	B	B	B	R	R	B	0,0%	44,4%	55,6%	0,0%
30	I-3	B	P	R	B	R	R	B	B	B	11,1%	33,3%	55,6%	0,0%
19	Método desenvolvido	R	R	B	B	R	R	B	B	B	0,0%	44,4%	55,6%	0,0%
84	Bontrager (2003)	B	B	R	R	R	B	B	R	B	0,0%	44,4%	55,6%	0,0%
86	I-1	B	B	R	B	B	P	B	B	B	11,1%	11,1%	77,8%	0,0%
88	I-2	B	B	R	B	B	P	B	R	B	11,1%	22,2%	66,7%	0,0%



90	I-3	B	B	B	E	B	R	B	B	B	0,0%	11,1%	77,8%	11,1%
53	Método desenvolvido	R	R	R	R	B	B	B	B	B	0,0%	44,4%	55,6%	0,0%

Tabela D.6 – Relação entre as avaliações do nível de nitidez, as imagens e as fontes dos parâmetros de exposição – continuação.

Nº	Fonte	R1	R2	R3	R4	R5	T1	T2	T3	M	P	R	B	E
76	Bontrager (2003)	R	R	R	R	B	B	R	B	R	0,0%	66,7%	33,3%	0,0%
78	I-1	B	B	B	B	R	B	B	R	B	0,0%	22,2%	77,8%	0,0%
80	I-2	B	B	B	B	B	R	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
82	I-3	B	B	B	E	R	R	B	B	B	0,0%	22,2%	66,7%	11,1%
51	Método desenvolvido	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
52	Bontrager (2003)	B	B	B	B	B	B	B	R	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
54	I-1	R	B	R	R	B	R	R	R	R	0,0%	77,8%	22,2%	0,0%
56	I-2	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
58	I-3	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
45	Método desenvolvido	P	P	P	P	R	R	P	R	P	66,7%	33,3%	0,0%	0,0%
92	Bontrager (2003)	P	P	R	P	P	R	P	P	P	77,8%	22,2%	0,0%	0,0%
94	I-1	P	R	P	P	P	P	P	P	P	88,9%	11,1%	0,0%	0,0%
96	I-2	B	B	R	B	B	B	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%
98	I-3	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
55	Método desenvolvido	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
60	Bontrager (2003)	B	B	B	B	B	B	B	B	B	0,0%	0,0%	100%	0,0%
62	I-1	P	P	P	P	P	P	P	P	P	100,0%	0,0%	0,0%	0,0%
64	I-2	B	R	B	B	P	R	B	B	B	11,1%	22,2%	66,7%	0,0%
66	I-3	R	R	R	R	P	P	R	R	R	22,2%	77,8%	0,0%	0,0%
47	Método desenvolvido	B	B	R	B	B	R	B	B	B	0,0%	22,2%	77,8%	0,0%

68	Bontrager (2003)	P	P	R	R	R	B	P	R	R	33,3%	55,6%	11,1%	0,0%
70	I-1	R	R	R	B	B	P	R	R	R	11,1%	66,7%	22,2%	0,0%
72	I-2	R	B	R	B	B	R	R	B	B	0,0%	44,4%	55,6%	0,0%
74	I-3	B	R	B	B	B	R	B	R	B	0,0%	33,3%	66,7%	0,0%
49	Método desenvolvido	B	B	R	B	B	B	B	B	B	0,0%	11,1%	88,9%	0,0%

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)