**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE
RIBEIRÃO PRETO**

ALESSANDRA MAIA MARQUES MARTINEZ PEREZ

**Estudo experimental da otimização em sistemas
de mamografia digital CR e DR**

**Ribeirão Preto
2014**

ALESSANDRA MAIA MARQUES MARTINEZ PEREZ

**Estudo experimental da otimização em sistemas de
mamografia digital CR e DR**

Dissertação apresentada à Faculdade
de Filosofia, Ciências e Letras de
Ribeirão Preto da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de
Mestre em Ciências

Área de concentração: Física Aplicada a
Medicina e Biologia

Orientador: Prof. Dr. Martin Eduardo
Poletti

Versão corrigida

Ribeirão Preto
2014

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Perez, Alessandra Maia Marques Martinez.

Estudo experimental da otimização em sistemas de mamografia digital CR e DR. Ribeirão Preto, 2014.

61 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Física Aplicada a Medicina e Biologia.

Orientador: Poletti, Martin Eduardo.

1. Mamografia digital. 2. Qualidade de imagem. 3. Figura de mérito. 4. Otimização técnica. 5. Redução de dose.

Nome: Perez, Alessandra Maia Marques Martinez

Título: Estudo experimental da otimização em sistemas de mamografia digital CR e DR

Dissertação apresentada à Faculdade de
Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto
da Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Mestre em Ciências

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

A Caio Frederico, meu esposo e eterno
namorado, e Helena, o primeiro fruto de
nosso amor. Aos meus pais, Alexandre e
Artemisa, os gigantes que me carregaram
sobre seus ombros.

AGRADECIMENTOS

A Deus, presença real e constante em todos os momentos de minha vida.

Ao meu marido, Caio Frederico, por seu apoio, incentivo e carinho em todas as situações.

À minha filha Helena, cujo sorriso fez com que a realização deste trabalho se tornasse mais leve e alegre.

Aos meus pais, Alexandre e Artemisa, por me ensinarem as leis de Deus e dos homens e por me incentivarem a estudar sempre.

Às minhas irmãs, Rosana e Daniella, minhas amigas inseparáveis.

Aos sogros, Dr. Augusto e dona Lucia, pela disposição em ajudar no que estava ao seu alcance.

Ao tio Tarcísio, pelo apoio em cada conquista, sobretudo as educacionais.

Ao meu orientador, Prof Dr. Martin Eduardo Poletti, pela valiosa orientação e por ser um exemplo na busca da excelência.

À Profa. Dra. Alessandra Tomal, que tem contribuído para o meu aprendizado desde que entrei para o Grupo de Física Radiológica e Dosimetria.

A Paula Correia e Renato Paciência, do HCFMRP, pela amizade e ajuda com as medidas no Hospital.

A Marcia Carvalho pela colaboração durante as medidas no Hospital Albert Einstein.

A Alexandre Parizoti, da CARP, Marco Aurélio, do HCFMRP, e aos técnicos do DF, Renato e Eldereis de Paula, pela contribuição nas medidas experimentais.

Aos colegas do Laboratório de Física Radiológica e Dosimetria, pela convivência ao longo do curso.

Aos professores do curso de pós graduação em Física Aplicada a Medicina e Biologia, que contribuíram para minha formação.

À CAPES, pela concessão da bolsa de pós graduação.

RESUMO

Perez AMMM. Estudo experimental da otimização em sistemas de mamografia digital CR e DR [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, 2014. 61f.

A recente inserção e forte avanço da mamografia digital no Brasil como ferramenta de rastreamento do câncer mamário e as evidências de outras condições de otimização, quando comparadas à mamografia convencional (tela filme), requerem que novos parâmetros de qualidade sejam incluídos e estudados, bem como que as condições de otimização sejam revistas. O objetivo deste trabalho foi determinar a técnica radiográfica otimizada para dois sistemas de detecção (CR e DR) em uso em três unidades de mamografia: Mammomat 3000 Nova (Siemens), Senographe DMR (GE) e Senographe 2000D (GE). A otimização foi conduzida para uma variedade de combinações de fatores técnicos e configurações de simuladores de mama, tais como valores de kilovoltagem (26 a 32 kV), combinações anodo/filtro (Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh), material simulador de mama de várias espessuras (2 a 8 cm) e lesões simuladas como massas e calcificações, usando uma figura de mérito (FOM) como parâmetro. Verificou-se que o uso da combinação anodo/filtro que gera os espectros mais energéticos em cada equipamento proporcionou os maiores valores de FOM para todas as espessuras de simulador de mama e voltagens, devido a redução da dose. As combinações anodo/filtro que deram esses resultados foram Mo/Rh para o equipamento da marca Siemens e Rh/Rh para ambos os equipamentos da marca GE, correspondentes aos espectros mais energéticos de cada unidade. Foi observada ainda uma tendência de aumento do kV que maximiza FOM com o aumento da espessura.

Palavras chave: Mamografia digital. Qualidade de imagem. Figura de mérito. Otimização técnica. Redução de dose.

ABSTRACT

Perez AMMM. Experimental study of optimization in CR and DR digital mammography systems [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, 2014. 61f.

The recent introduction and intense advance of digital mammography in Brazil as a tool in breast cancer screening and the evidences of new optimization conditions when compared to conventional mammography (screen-film) require adding and studying novel quality parameters, as well as revisiting optimization conditions. The objective of this work was to determine optimized radiographic technique for two detection systems (CR and DR) in use in three mammography units: Mammomat 3000 Nova (Siemens), Senographe DMR (GE) and Senographe 2000D (GE). Optimization was conducted for various combinations of technique factors and breast phantom configurations, such as kilovoltage settings (26 to 32 kV), target/filter combinations (Mo/Mo, Mo/Rh and Rh/Rh), breast equivalent material in various thicknesses (2 to 8 cm) and simulated mass and calcification lesions, using a figure of merit (FOM) as a parameter. When using anode/filter combination which generates higher energy spectra in each equipment, it was verified that higher FOM values were achieved for all voltages and phantom thicknesses, due to dose reduction. Anode/filter combinations which led to those results were Mo/Rh for Siemens equipment and Rh/Rh for both GE equipments, corresponding to the higher energy spectra in each unity. It was also observed an increasing tendency of kV which maximizes FOM with the increase of thickness.

Keywords: Digital mammography. Image quality. Figure of merit. Technique optimization. Dose reduction.

Sumário

1 INTRODUÇÃO	1
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1 Imagem mamográfica: compromisso entre propriedades de atenuação e espectro.....	5
2.1.1 Tubo de raios X	6
2.1.2 Espectro de raios X	6
2.2 Formação da imagem	10
2.2.1 Qualidade de imagem	13
2.2.2 Contraste	14
2.2.3 Ruído.....	14
2.2.4 Razão contraste ruído (CNR)	16
2.3 Grandezas dosimétricas.....	16
2.3.1 Kerma.....	17
2.3.2 Dose glandular média (MGD)	17
2.4 Otimização da técnica radiográfica	18
2.4.1 Figura de mérito (FOM)	19
3 METODOLOGIA	21
3.1 Sistemas testados	21
3.2 Caracterização da saída do tubo e da resposta do detector.....	22
3.3 Objetos simuladores.....	23
3.4 Geometria de irradiação e parâmetros de otimização	24
3.5 Análise das imagens.....	25
3.5.1 Contraste e CNR.....	25
3.6 Determinação da MGD	25
3.7 Determinação da FOM e otimização	25

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	27
4.1 Características dos tubos.....	27
4.2 Resposta dos detectores	28
4.3 Medidas de ruído.....	30
4.4 Contraste para diferentes objetos irradiados nas mesmas condições	32
4.5 CNR	35
4.6 MGD.....	39
4.7 CNR vs. MGD.....	39
4.8 FOM e otimização.....	41
4.9 Análise do AEC.....	43
4.10 Comparação com a literatura	44
5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS	46
5.1 Conclusões.....	46
5.2 Perspectivas.....	47
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48

Capítulo 1

Introdução

O câncer de mama é o tipo de câncer que mais acomete as mulheres em todo o mundo, sendo a segunda causa de morte por câncer nos países desenvolvidos e a maior causa de morte por câncer nos países em desenvolvimento (INCA, 2014). A detecção precoce da doença tem um papel central na redução da mortalidade e no aumento da sobrevida dos pacientes, sendo a mamografia a técnica mais utilizada para esse fim (Obenauer et al., 2002; Mahesh, 2004).

A qualidade de uma imagem de raios X é determinada pela detectabilidade de lesões, que está relacionada ao contraste de raios X (entre a lesão e o material circundante), ao borramento e ao ruído na imagem (Toroi et al., 2007). O contraste de raios X está relacionado a características da mama e ao espectro de radiação incidente. O borramento está associado à resolução espacial, que é definida pelo tamanho do ponto focal. Em mamografia, as dimensões típicas do ponto focal são 0,1 e 0,3 mm (Bushberg et al., 2002). O ruído se relaciona à dose no detector, que é afetada pela qualidade do feixe (Evans et al., 2002; Toroi et al., 2007; Mackenzie, Honey, 2007).

Uma vez que a qualidade de imagem pode ser crítica nos equipamentos de mamografia, é importante maximizá-la, fazendo uma escolha apropriada das condições de exposição (Toroi et al., 2007). A otimização da técnica mamográfica envolve melhoria da qualidade da imagem mamográfica, mantendo um baixo valor de dose absorvida pelo tecido mamário (Huda et al., 2003, Delis et al., 2006).

Uma melhoria na qualidade de imagem pode ser obtida com o uso de grades, que diminuem o espalhamento. Alguns equipamentos disponibilizam filtro de Rh e anodo de Rh como opções na geração de espectros, resultando em feixes de maior energia efetiva, o que pode reduzir significativamente a dose para mamas espessas e densas sem perda de qualidade de imagem (Bushberg et al., 2002).

Para mamografia convencional (tela filme), a dose no receptor de imagem está ligada à densidade óptica do filme. A fim de que se obtenha uma densidade óptica clinicamente útil, a dose no detector é mantida constante sob a operação do AEC, para quaisquer espessuras de mama (van Engen et al., 2006). Devido a essa limitação na dose no detector, a

otimização da técnica radiográfica em mamografia convencional se dá, na maioria dos casos, com o uso da combinação anodo/filtro Mo/Mo (Jennings et al., 1981; Baldelli et al., 2010).

Ao longo da década passada, vários sistemas de mamografia digital baseados em diferentes tecnologias de detecção se tornaram disponíveis e o processo de otimização de sistemas digitais tem se desenvolvido paralelamente à adoção desses sistemas (Baldelli et al., 2010). A radiografia digital oferece vantagens clínicas quando comparada à convencional, entre elas a disponibilidade de imagens no formato eletrônico, o que permite fácil armazenamento, recuperação e transmissão, mesmo para grandes distâncias. O formato digital também permite a leitura de imagens clínicas pelo monitor (cópia eletrônica), o que reduz potencialmente o custo de funcionamento de um departamento de raios X comparado com leitura baseada em filme. Outra vantagem é a separação dos estágios de aquisição e exibição da imagem. Essa característica permite superar a maior parte das limitações do filme como detector de raios X. Detectores digitais oferecem maior sensibilidade e maior latitude que sistemas tela filme, o que abre novas possibilidades para redução de dose em aplicações clínicas (Neitzel, 2005).

Visto que a tecnologia digital difere da convencional de tantas maneiras, faz-se necessário o estabelecimento de novos padrões de qualidade específicos para sistemas digitais (van Engen et al., 2006). A figura de mérito (FOM) é um conceito relativamente novo usado na avaliação do desempenho de sistemas de mamografia digital, interrelacionando os efeitos da razão contraste ruído (CNR) e da dose glandular média (MGD) ($FOM = CNR^2/MGD$) (Toroi et al., 2007; Baldelli et al., 2010; Borg et al., 2012).

Young et al. (2006) estudaram a CNR e a MGD experimentalmente a fim de determinar a qualidade ótima do feixe em sistemas de mamografia digital CR e DR e concluíram que, fixando-se o valor de CNR, a MGD é reduzida quando se escolhem feixes mais energéticos. Toroi et al. (2007) calcularam a FOM para várias qualidades de radiação e espessuras de mama a fim de determinar as variáveis técnicas ótimas num sistema de mamografia digital. Eles concluíram que o uso da combinação anodo/filtro mais energética disponível no equipamento ofereceu a mesma CNR para MGD significativamente menor do que outras combinações. Muhogora et al. (2008) usaram CNR e MGD para avaliar se dois sistemas mamográficos, um CR e um DR, seguiam as recomendações do protocolo europeu e determinaram os valores de FOM nas condições de exposições escolhidas pelo AEC. Williams et al. (2008) usaram FOM para otimizar os parâmetros de exposição de diferentes

equipamentos de mamografia DR. Os resultados obtidos em seu trabalho mostraram que FOM varia lentamente com o kV e é fortemente dependente da escolha da combinação anodo/filtro. Ranger et al. (2010) usaram uma FOM para determinar a técnica radiográfica ótima para um sistema de mamografia digital DR e demonstraram o potencial de diminuição de dose com o uso da combinação anodo/filtro W/Rh em comparação a Mo/Mo para calcificações e massas e diferentes espessuras e composições de mama. Baldelli et al. (2010) determinaram a FOM de dois sistemas de mamografia digital DR, determinando para diferentes espessuras e composições de mama a combinação anodo/filtro e a voltagem que maximizam FOM. Eles obtiveram, para todas as espessuras e glandularidades avaliadas, os melhores resultados em termos de qualidade de imagem e menor dose para a combinação W/Rh. Cunha et al. (2012) usaram uma FOM para investigar o desempenho de diferentes espectros de raios X em mamografia digital usando simulações Monte Carlo. Para todas as espessuras avaliadas, foram obtidos maiores valores de FOM com o uso de um anodo de W. Tomal et al. (2013) conduziram um estudo semi analítico da otimização de espectros para várias espessuras e composições de mama, tipos de grade e receptores de imagem, obtendo melhores valores de FOM com o uso de um anodo de W para todas as condições avaliadas.

O processo de otimização envolve tanto a otimização de detectores digitais quanto a otimização de fontes de raios X e fatores de exposição com relação à dose mínima de radiação requerida para manter a maior qualidade de imagem possível (Baldelli et al., 2010). As características que determinam a qualidade de imagem e a redução de dose são dependentes de algumas propriedades específicas do sistema de imagem, portanto medidas práticas são necessárias em última análise para validar modelos teóricos para novos detectores (Toroi et al., 2007). Há um número limitado de trabalhos experimentais de otimização de parâmetros de exposição para sistemas de mamografia digital específicos, principalmente para sistemas CR.

A meta central deste trabalho é estudar experimentalmente a qualidade de imagem e a dose em sistemas de mamografia digital. Este trabalho apresenta dois objetivos específicos. O primeiro consiste em obter experimentalmente a CNR e a MGD para diferentes condições de espectro de feixe (anodo/filtro, kV e CSR), diferentes tipos de detalhes (micro e nódulo) e espessuras de mama. O segundo consiste em determinar a FOM para as diferentes condições estudadas a fim de identificar as condições ótimas de uso dos sistemas mamográficos digitais estudados.

O trabalho está organizado da seguinte forma:

No capítulo 2 são introduzidos os fundamentos teóricos que envolvem a produção de espectros em mamografia, a formação da imagem radiográfica, os tipos de detectores usados em mamografia digital (CR e DR), as grandezas dosimétricas (kerma e MGD) e a otimização através da FOM.

O capítulo 3 descreve os materiais e a metodologia utilizada em cada etapa do trabalho: a caracterização dos sistemas e detectores utilizados neste trabalho (kV, CSR, rendimento, resposta do detector e ruído), as geometrias de irradiação e a especificação dos parâmetros de otimização, a análise das imagens, a determinação da MGD e a otimização usando FOM.

No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos. São mostradas curvas de rendimento, valores de CSR e kV dos tubos mamográficos estudados, caracterizando a saída dos tubos. Avaliam-se a resposta dos dois detectores utilizados e o ruído dos sistemas, para diferentes condições espectrais. O contraste dos diferentes objetos estudados e sua dependência com as condições de exposição são mostrados. São avaliadas a CNR para o detalhe de 0,2 mm Al e sua dependência com o espectro e a espessura de mama. Os valores de MGD obtidos e o comportamento da CNR em função da MGD são mostrados, para diferentes condições de irradiação e espessuras. São apresentados os resultados de FOM e a otimização da técnica radiográfica para os sistemas estudados e a comparação com o AEC.

O capítulo 5 refere-se às conclusões obtidas e às perspectivas do trabalho desenvolvido.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1 Imagem mamográfica: compromisso entre propriedades de atenuação e espectro

A pequena diferença na atenuação de raios X entre tecidos normais e cancerosos na mama requer o uso de um equipamento de raios X especialmente desenvolvido para otimizar a detecção de câncer de mama. A Figura 2.1a mostra que a diferença entre a atenuação de tecidos normal e canceroso é maior para energias de raios X muito baixas e é menor para energias mais altas (maiores que 35 keV) (Bushberg et al., 2002).

O contraste numa imagem de mamografia relaciona-se a diferença entre as propriedades de atenuação entre tecidos normal e maligno e é representado na Figura 2.1b. Baixas energias de raios X fornecem a melhor atenuação diferencial entre os tecidos, logo um melhor contraste. Por outro lado, como para baixas energias o coeficiente de atenuação da radiação é mais elevado, raios X nessa faixa de energia são menos penetrantes e de alta absorção, o que resulta no aumento da dose depositada no tecido e dos tempos de exposição (Bushberg et al., 2002).

Figura 2.1 - (a) Atenuação de tecidos mamários como função da energia. (b) Contraste percentual do carcinoma ductal decresce rapidamente com a energia. (Adaptado de Bushberg et al., 2002.)

Sistemas mamográficos devem ainda possibilitar a detecção de microcalcificações, que podem ser correlacionadas a doenças. A fim de garantir alta qualidade de imagem e baixa dose em exames de mamografia, desenvolveram-se equipamentos de raios X com tubos de raios X especializados, dedicados a essa modalidade de imagem (Bushberg et al., 2002).

2.1.1 Tubo de raios X

O tubo de raios X mamográfico é tipicamente configurado com tamanhos de ponto focal de 0,3 e 0,1 mm. Um ponto focal pequeno minimiza o borramento geométrico e mantém a resolução espacial necessária para detectar microcalcificações. Uma diferença importante na operação do tubo mamográfico quando comparado ao tubo convencional é a baixa voltagem de operação, inferior a 35 kV (Bushberg et al., 2002).

O campo de radiação produzido pelo tubo não é espacialmente uniforme. A intensidade dos raios X é mais baixa no lado do anodo do campo (efeito anódico). O posicionamento do catodo na direção da parede torácica do paciente e do anodo na direção do mamilo proporciona melhor uniformidade dos raios X transmitidos através da mama (Bushberg et al., 2002).

2.1.2 Espectro de raios X

Estudos de modelagem computacional mostram que a energia de raios X ótima para obter maior contraste à menor dose seria um feixe monoenergético de 15 a 25 keV, dependendo da espessura e da composição da mama (Cunha et al., 2012). Raios X policromáticos produzidos no tubo de raios X mamográfico diferem desse intervalo, pois os raios X de baixa energia do espectro de bremsstrahlung contribuem significativamente na dose na mama e têm pouca contribuição na imagem, enquanto que os raios X de alta energia diminuem o contraste (Bushberg et al., 2002).

A energia ótima dos raios X é obtida com o uso de materiais de anodo do tubo específicos, que geram raios X característicos de energia desejada (de 17 a 23 keV), e de filtros de atenuação de raios X, que removem os raios X indesejados de baixa e alta energia do espectro de bremsstrahlung. Molibdênio (Mo), rutênio (Ru), ródio (Rh), paládio (Pd), prata (Ag) e cádmio (Cd) geram raios X característicos no intervalo de energia desejado para mamografia. Desses elementos, Mo e Rh são usados como anodo em tubos de mamografia, produzindo picos principais de radiação característica em 17,5 (K_{α}) e 19,6 keV (K_{β}) e 20,2 (K_{α})

e 22,7 keV (K_{β}), respectivamente. Por outro lado, anodos de tungstênio (W) com filtros específicos de Mo, Rh, Pd, Ag e Cd podem oferecer espectros com características similares. O processo de produção de radiação característica e bremsstrahlung é ilustrado na Figura 2.2 (Bushberg et al., 2002).

A janela do tubo e os filtros adicionais têm um papel na forma do espectro de mamografia. A filtração inerente do tubo deve ser extremamente baixa a fim de permitir a transmissão de todas as energias de raios X, o que é realizado com uma espessura aproximada de 1 mm de berílio (Be, $Z=4$) como janela do tubo. O berílio oferece tanto baixa atenuação, principalmente devido ao seu baixo número atômico, quanto boa integridade estrutural (Bushberg et al., 2002).

Figura 2.2 – A saída de um sistema de mamografia de raios X é composta de radiação bremsstrahlung e característica. (Adaptado de Bushberg et al., 2002.)

Filtros adicionais do mesmo elemento que o anodo reduzem os fótons de baixa e alta energia do espectro e permitem a transmissão da radiação característica. Filtros comuns usados em mamografia incluem 0,03 mm de Mo com um anodo de Mo (Mo/Mo) e 0,025 mm de Rh com anodo de Rh (Rh/Rh). Também pode-se usar anodo de Mo com filtro de Rh

(Mo/Rh). Os filtros adicionais absorvem as energias de raios X que não são úteis na formação da imagem (Bushberg et al., 2002).

A atenuação pelo filtro diminui com o aumento da energia dos raios X logo abaixo do pico de absorção da camada K, proporcionando uma janela de transmissão para raios X característicos e fótons de bremsstrahlung. Um crescimento abrupto do coeficiente de atenuação ocorre logo acima da energia da camada K, o que reduz significativamente os fótons bremsstrahlung de maior energia no espectro, como mostra a Figura 2.3. As Figuras 2.4a e 2.4b mostram espectros de raios X antes e depois da filtração por 0,030 mm de Mo, de um tubo com anodo de Mo operado em 26 e 30 kV (Bushberg et al., 2002).

Figura 2.3 – Os coeficientes de atenuação de Mo e Rh são mostrados como função da energia. Existe uma janela de atenuação logo abaixo da energia da camada K. (Adaptado de Bushberg et al., 2002.)

Figura 2.4 - (a) Espectros não filtrados de um anodo de Mo para 26 e 30 kV. (b) Espectros filtrados de um anodo de Mo para 26 e 30 kV após transmissão através de um filtro de Mo. (Adaptado de Bushberg et al., 2002.)

A combinação de um anodo de Mo com um filtro de Rh é de uso comum na obtenção de imagens de mamas mais espessas e densas. Essa combinação produz uma energia efetiva ligeiramente mais elevada do que o anodo/filtro Mo/Mo, permitindo a transmissão de fótons de raios X com energia entre 20 e 23 keV, como mostra a Figura 2.5 (Bushberg et al., 2002).

Figura 2.5 – Espectros de saída de um anodo de Mo para 30 kV com filtros de 0,030 mm de Mo e 0,025 mm de Rh. (Adaptado de Bushberg et al., 2002.)

Alguns equipamentos de mamografia têm anodo de Rh além do anodo de Mo. Quando um anodo de Rh é usado com um filtro de Rh, são gerados raios X característicos de maior energia (20,2 e 22,7 keV). A Figura 2.6 mostra os espectros obtidos usando um filtro de 0,025 mm de Rh com anodos de Mo e Rh. Verifica-se através da comparação desses espectros o deslocamento nas energias características, sendo que a energia dos raios X característicos é maior para o anodo de Rh do que para o de Mo (Bushberg et al., 2002).

Figura 2.6 - Espectros de feixes filtrados por 0,025 mm de Rh representados para anodos de Mo e Rh. (Adaptado de Bushberg et al., 2002.)

Uma voltagem do tubo de 5 a 10 keV acima da energia da camada K (ou seja, de 25 a 30 kV) aumenta a produção de radiação característica em relação ao bremsstrahlung. A radiação característica representa aproximadamente 19 a 29% da saída do espectro filtrado

quando operado usando 25 e 30 kV, respectivamente, para anodo de Mo e filtro de Mo (Bushberg et al., 2002).

O rendimento do tubo (mGy/mAs) é uma função do kV, do material do anodo, da filtração, da posição no campo de radiação e da distância à fonte. Para as energias usadas em mamografia, o aumento do rendimento do tubo é aproximadamente proporcional a terceira potência do kV (Bushberg et al., 2002).

Em geral, a camada semi redutora (CSR) aumenta com o aumento da kV e do número atômico do anodo e do filtro. A CSR também depende da espessura da bandeja de compressão. A ANVISA estabeleceu limites mínimos e máximos para os valores de CSR, de acordo com a combinação anodo/filtro. O limite inferior de CSR assegura que as energias mais baixas do espectro não filtrado foram removidas. O limite superior do valor de CSR é necessário, pois caso a CSR seja muito alta, o feixe pode ser mais “duro” do que o ideal (devido ao desgaste do anodo ou à idade do tubo), resultando em um menor rendimento e uma má qualidade de imagem. A CSR é um parâmetro utilizado na estimativa da dose depositada na mama (Bushberg et al., 2002).

2.2 Formação da imagem

Praticamente todas as imagens de raios X são baseadas na transmissão de fótons através do corpo, sendo que o contraste se deve a variações na espessura, composição e anatomia interna. O padrão de transmissão de raios X no plano do sistema de imagem pode ser considerado como uma variação contínua da fluência de raios X com a posição (Yaffe, Rowlands, 1997). Um diagrama esquemático de um sistema de mamografia genérico é dado na Figura 2.7

Figura 2.7 – Processo típico de formação da imagem de raios X em mamografia. (Adaptado de Mahesh, 2004.)

O processo de formação da imagem mamográfica envolve a exposição da mama a raios X seguida pela transmissão e espalhamento dos raios X pelo tecido mamário. Os fótons de raios X atenuados que passam através da grade interagem com o receptor e são absorvidos, possibilitando a obtenção de uma imagem que é exibida e arquivada (Mahesh, 2004).

Em mamografia convencional (tela filme), o processo de captura, exibição e arquivamento da imagem se dá num único meio: o filme (Mahesh, 2004). Entretanto, na década passada, sistemas de radiografia digital ganharam uma vasta aceitação para uso clínico. A radiografia digital oferece vantagens clínicas quando comparada com a radiografia convencional. Algumas das vantagens são a disponibilidade de imagens no formato eletrônico; a separação dos estágios de aquisição e exibição da imagem; a maior sensibilidade, menor ruído intrínseco e maior intervalo dinâmico dos detectores (Neitzel, 2005), como mostra a Figura 2.8.

Figura 2.8 – Curva de resposta de detectores tela filme e digital. (Adaptado de Mahesh, 2004.)

A formação de uma imagem digital de raios X pode ser conceitualmente dividida em três estágios separados. O primeiro estágio é a interação do raio X com um meio de detecção adequado para gerar uma resposta mensurável. O segundo estágio é o armazenamento dessa resposta com um dispositivo registrador. O terceiro estágio é a medida dessa resposta armazenada (Neitzel, 2005).

A maioria das instalações de sistemas de radiografia digital se baseia em dois tipos genéricos de detectores: placas de imagem baseadas em armazenamento de fósforo (radiografia computadorizada, CR) e detectores de tela plana (radiografia direta, DR). Existem dois tipos de detectores de tela plana, o tipo de conversão direta, que emprega selênio como material conversor de raios X, e o tipo indireto, que usa uma tela cintiladora (Neitzel, 2005).

A radiografia computadorizada baseia-se no uso de fósforos fotoestimuláveis. Esses fósforos na forma de pó são depositados em um substrato para formar uma placa de imagem. Os mecanismos de absorção de raios X são idênticos aos das telas convencionais de fósforo usadas com filme. Entretanto, o sinal óptico útil em CR não provem da luz emitida como resposta imediata à radiação incidente, mas da emissão subsequente, quando a imagem latente, que consiste de cargas armadilhadas, é opticamente estimulada e liberada de armadilhas metaestáveis. Isso inicia um processo chamado luminescência fotoestimulada (PSL) resultando na emissão de luz de comprimento de onda pequeno (azul) em quantidade

proporcional a irradiação de raios X original. Em CR, a placa de imagem inserida num cassete é exposta a raios X e lida através de varredura com laser para liberar PSL. A luz azul de PSL é coletada com uma guia de luz e detectada por um tubo fotomultiplicador (PMT) (Rowlands, 2002). O sinal do PMT é digitalizado para formar uma imagem ponto a ponto (Fujita et al., 1989).

Dispositivos de radiografia direta se baseiam na detecção da fluência de raios X transmitida através do paciente usando um detector de grande campo de visão “ativo”, onde a energia de raios X é capturada e convertida em uma imagem latente na forma de carga depositada localmente. A imagem latente é convertida diretamente para um conjunto de dados de imagem digital sem interação adicional com o sistema por parte do operador (Seibert et al., 2006).

Detectores de tela plana existem em basicamente duas diferentes variações, uma usando um semicondutor (selênio) e outra usando um cintilador (iodeto de cério ou oxissulfeto de gadolínio) como camada de conversão. O primeiro tipo é também conhecido como “direto” devido a conversão direta de fótons de raios X para elétrons, enquanto que o segundo é chamado “indireto” uma vez que emprega um passo intermediário de geração de luz luminescente (Neitzel, 2005).

Sistemas CR baseados em placas de imagem de armazenamento de fósforo são similares a sistemas tela filme no manuseio de cassetes, mas oferecem todas as vantagens de processamento de imagens e manipulação digital de dados. Sistemas DR oferecem possibilidade de leitura rápida e integração ao sistema de exame, permitindo um fluxo de trabalho mais rápido, o que ajuda a compensar pelo seu custo mais elevado (Neitzel, 2005).

2.2.1 Qualidade de imagem

A detecção precoce de calcificações e massas mamárias não palpáveis malignas requer imagens de muito alta qualidade (Jakubiak et al., 2013). A avaliação da qualidade de imagens clínicas é usada a fim de garantir que um nível ótimo de qualidade de imagem seja alcançado sistematicamente (Li et al., 2010).

A qualidade de imagem em mamografia, como mostrado anteriormente, é afetada pela forma, tamanho e propriedades de absorção de raios X do tecido mamário, além da qualidade do feixe de raios X, da penumbra geométrica e das propriedades de contraste, resolução espacial e ruído do sistema de detecção (Toroi et al., 2007; Baldelli et al., 2009).

Alguns descritores de qualidade de imagem possíveis em mamografia são o contraste objeto (Delis et al., 2006), a razão contraste ruído (CNR) (Dance et al., 2000b), a razão entre radiação espalhada e primária (Boone et al., 2000a; Boone et al., 2000b) e o quadrado da CNR (Nishino et al., 2005). Para alguns detectores digitais, há uma relação linear entre a dose e o quadrado da CNR, por isso a CNR é um parâmetro amplamente usado para avaliar qualidade de imagem em mamografia (Baldelli et al., 2009).

2.2.2 Contraste

Contraste é a diferença na escala de cinza de uma imagem entre regiões adjacentes (Bushberg et al., 2002). Young et al. (2006) apresentam o contraste como

$$\text{Contraste} = \frac{p_1 - p_2}{p_1} \times 100\% \quad (2.1)$$

em que p_1 e p_2 são, respectivamente, os valores de pixel em ROIs relativas ao meio circundante e ao objeto.

O contraste presente numa imagem médica é resultado de diferentes fases que ocorrem durante a aquisição, o processamento e a exibição da imagem. Há diferentes definições de contraste para cada fase do processo de aquisição de imagem. O contraste objeto, por exemplo, é a diferença em algum aspecto do sinal anterior ao seu armazenamento. Existe ainda o contraste do detector, que está relacionado à forma pela qual os detectores mapeiam a energia detectada no sinal de saída (Bushberg et al., 2002).

2.2.3 Ruído

O ruído insere uma componente aleatória ou estocástica na imagem. O ruído é adicionado ao valor de uma medida ou subtraído do mesmo, de tal maneira que o valor registrado difere do valor real. A maioria dos sistemas experimentais tem contribuições de ruído (Bushberg et al., 2002).

O ruído em uma imagem é observado como variações nos valores de pixel. Esse ruído influencia a percepção da imagem e a visibilidade de objetos. Há diferentes fontes de ruído numa imagem, sendo as três fontes principais: ruído eletrônico, ruído quântico e ruído estrutural (Evans et al., 2002; Young et al., 2006; Mackenzie, Honey, 2007; Bouwman et al., 2009). A divisão das fontes de ruído é baseada nas seguintes suposições:

- o ruído eletrônico surge da leitura eletrônica dos pixels e é independente da dose, portanto o ruído eletrônico é um deslocamento em σ (σ_e).

- o ruído quântico surge da natureza estatística da radiação (distribuição de Poisson), e portanto σ desse tipo de ruído (σ_q) tem uma relação com a raiz quadrada da dose no detector.

- o ruído estrutural surge da variação espacial fixa do ganho da imagem, o que significa que σ (σ_s) é proporcional à dose no detector (Evans et al., 2002; Mackenzie, Honey, 2007).

Bouwman et al. (2009) descreveram o ruído na imagem em termos da variância de pixel total (σ^2) como:

$$\sigma^2 = \sigma_e^2 + \sigma_q^2 + \sigma_s^2 = k_e^2 + k_q^2 p + k_s^2 p^2 \quad (2.2)$$

onde σ_e^2 , σ_q^2 e σ_s^2 são as variâncias atribuídas às fontes individuais de ruído, p é o valor de pixel da imagem e k_e^2 , k_q^2 e k_s^2 são os coeficientes de ruído individuais.

Para a avaliação de ruído em sistemas de mamografia digital, o ruído relativo ($\frac{\sigma}{p}$) é preferido em relação à variância de pixel pois esse parâmetro facilita a comparação entre sistemas:

$$\frac{\sigma}{p} = \sqrt{\left(\frac{k_e}{p}\right)^2 + \frac{k_q^2}{p} + k_s^2} \quad (2.3)$$

Os coeficientes de ruído k_e , k_q e k_s podem ser determinados pelo ajuste da Equação (2.3) a dados experimentais. Com o uso dos coeficientes de ruído, o intervalo de dose no detector tal que o ruído quântico é a maior componente de ruído pode ser calculado (Bouwman et al., 2009; Marshall et al., 2011).

Young et al. (2006) obtiveram experimentalmente a relação entre ruído relativo e valor de pixel como uma aproximação de uma relação de potência simples, como mostra a Equação (2.4)

$$\frac{\sigma}{p} = k_t \cdot p^{-n} \quad (2.4)$$

onde k_t é o coeficiente de ruído total e n é 0,5 se o ruído na imagem for puramente quântico. Entretanto, a presença de outras fontes de ruído pode fazer com que n seja maior ou menor que 0,5. O valor de n pode ser determinado a fim de verificar se o ruído quântico é dominante para os níveis de dose clinicamente usados. A avaliação do ruído é uma parte importante dos procedimentos de controle de qualidade, pois o ruído pode influenciar a percepção do radiologista (Young et al., 2006; Bouwman et al., 2009).

2.2.4 Razão contraste ruído (CNR)

Tapiovaara e Wagner (1993) definiram a razão contraste ruído (CNR) como

$$CNR = \frac{p_1 - p_2}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2}}} \quad (2.5)$$

em que p_1 e p_2 são, respectivamente, os valores de pixel referentes ao meio circundante e ao objeto, e σ_1 e σ_2 são os desvios padrão calculados nas duas áreas, conforme ilustrado na Figura 2.9.

Figura 2.9 - Posições das ROI para medida de CNR. (Adaptado de NHSBSP, 2009.)

Essa definição foi adotada como uma medida de controle de qualidade nas diretrizes europeias para garantia de qualidade em triagem e diagnóstico de câncer de mama (Perry et al., 2006). A CNR é útil para testes de controle de qualidade pois pode ser monitorada no tempo (Baldelli et al., 2009). Samei et al. (2005) afirmam que uma imagem digital de maior CNR oferece maior qualidade de imagem.

2.3 Grandezas dosimétricas

Há um risco significativo de carcinogênese induzida por radiação associado à mamografia por raios X (Dance et al., 1999). Um campo de radiação ionizante pode ser descrito não estocasticamente em termos do valor esperado do número de fótons ou da energia que os mesmos transportam incidente numa esfera infinitesimal em torno de um

ponto de interesse. Nesta seção serão definidas duas grandezas não estocásticas que são úteis na descrição das interações do campo de radiação com a matéria. Essas quantidades são o kerma, que descreve o primeiro passo na dissipação de energia por partículas não carregadas, e a dose glandular média, que é a energia de um feixe de radiação absorvida no tecido glandular por unidade de massa (Johns et al., 1983).

2.3.1 Kerma

O kerma descreve o primeiro passo na dissipação de energia da radiação de partículas não carregadas. Essa grandeza foi introduzida pelo ICRU e é uma abreviação de Energia Cinética Liberada no Meio (*Kinetic Energy Released in the Medium*). Para fótons monoenergéticos de energia E , o kerma K pode ser calculado por

$$K = \psi \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (2.6)$$

onde ψ é a fluência de energia do campo de radiação e $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z}$ é o coeficiente de transferência de energia de massa, que depende da energia (E) e do número atômico do material (Z). A unidade de medida de kerma no SI é J/kg, também conhecida como *gray* (Gy) (Johns et al., 1983).

2.3.2 Dose glandular média (MGD)

Embora medidas acuradas dos níveis de kerma no ar incidente sejam um primeiro passo necessário, o conhecimento da relação entre o kerma no ar incidente e a dose absorvida pelos tecidos em profundidade é requerido (Hammerstein et al., 1979). A dose absorvida é a energia retida no meio através de ionizações e excitações que ocorrem ao longo do caminho da partícula carregada (Johns et al., 1983).

O câncer de mama surge no tecido glandular mamário. Como resultado, a dose glandular média (MGD) é a medida mais adequada do risco de radiação associado à mamografia (NCRP Report 85). Portanto, a determinação da MGD tem um papel importante no controle de qualidade de sistemas mamográficos (Dance et al., 2000a).

De acordo com Dance et al., (2000a), a *MGD* pode ser calculada aplicando-se a fórmula:

$$MGD = K \cdot g \cdot c \cdot s \quad (2.7)$$

onde K é o kerma no ar incidente na superfície de entrada da mama, medido sem retroespalhamento. O fator g é o fator de conversão de kerma no ar incidente para dose

glandular média e depende da qualidade da radiação (CSR) e da espessura de mama. Como o fator g foi originalmente tabulado para mamas de 50% de glandularidade e combinação anodo/filtro Mo/Mo (Dance, 1990), os fatores c e s corrigem, respectivamente, composições de mama e combinações anodo/filtro diferentes da tabulação original.

2.4 Otimização da técnica radiográfica

A maioria das unidades de mamografia modernas ajusta fatores de exposição e qualidade do feixe automaticamente baseado na espessura da mama ou na transmissão do feixe através da mama. O aumento da qualidade do feixe reduz a dose em mamas mais espessas, porém há uma redução no contraste objeto. Em sistemas de imagem digital, o contraste de exibição pode ser aumentado e a perda de contraste objeto pode ser, em certo ponto, compensada (NHSBSP, 2009). Dessa forma, uma estratégia para otimizar a técnica radiográfica em sistemas mamográficos digitais é aumentar a energia do feixe de raios X de modo a obter um bom balanço entre a CNR e a dose na mama.

Um fator crítico na determinação tanto da qualidade de imagem quanto da dose é a distribuição espectral do campo de radiação. O espectro de energia é determinado primariamente pelo material do anodo do tubo, a quantidade e o tipo de filtração interna e externa e a voltagem de operação do tubo (kV). A qualidade de imagem é ainda dependente de características do detector. É crucial que o espectro de energia dos raios X seja especificamente adaptado não apenas às propriedades físicas da mama cuja imagem se deseja obter, mas também às propriedades do detector, por exemplo, espessura e composição do material absorvedor de raios X. Por essa razão, parâmetros ótimos de exposição tendem a ser específicos para cada sistema, não universais (Williams et al., 2008).

A otimização de parâmetros de exposição (combinação anodo/filtro e kV) em mamografia digital envolve a maximização da razão contraste ruído (CNR), enquanto simultaneamente minimiza a dose no paciente. Uma vez que a CNR pode ser aumentada quase que arbitrariamente pelo aumento do número de fótons de raios X detectados, a otimização do parâmetro exposição deve contrabalançar o aumento da CNR da imagem com dose de radiação ao paciente aumentada (Williams et al., 2008).

A figura de mérito (FOM) é um parâmetro empregado comumente a fim de estudar a relação entre CNR e exposição ou dose.

2.4.1 Figura de mérito (FOM)

Um conceito relativamente novo na avaliação do desempenho de sistemas de mamografia digital é a Figura de Mérito (FOM). A FOM usualmente se apresenta como um único número que reflete a condição ou o desempenho de algum sistema particular sob condições específicas particulares. A FOM tem sido avaliada sob diferentes condições inclusive diferentes combinações anodo/filtro, diferentes kV e diferentes espessuras de mama simuladas (Borg et al., 2012).

A FOM é um meio objetivo de otimização em mamografia digital através do qual um valor máximo de CNR é desejado com a dose mais baixa possível ao paciente. Há varias definições de FOM usadas na otimização de sistemas de mamografia digital (Borg et al., 2012). Samei et al. (2005) definiram FOM como a razão entre o quadrado da CNR e a exposição incidente na mama. Delis et al. (2007) sugeriram uma FOM como o quadrado do contraste objeto de microcalcificações dividido pela MGD. Outros autores usaram uma FOM como o quadrado da razão sinal ruído (SNR) dividido pela MGD (Lo et al., 2004; Williams et al., 2006; Williams et al., 2008). Vários estudos foram publicados sugerindo que o quadrado de CNR dividido pela MGD (Equação 2.8) é um parâmetro adequado para otimização em sistemas de mamografia digital (Klausez, Shramchenko, 2005; Baldelli et al., 2010; Ranger et al., 2010; Cunha et al., 2012; Tomal et al., 2013).

$$FOM = \frac{CNR^2}{MGD} \quad (2.8)$$

A FOM definida dessa forma é independente do número de fótons ou da exposição (mAs) usada para obter a imagem em um sistema limitado quanticamente. Valores maiores de FOM indicam a habilidade de um sistema de desenvolver uma melhor performance em termos de CNR a uma menor dose ao paciente, sendo assim útil na decisão entre várias opções de parâmetros de aquisição para um dado sistema de mamografia digital (Williams et al., 2008).

A definição de FOM da Equação 2.8 é mais apropriada para comparações intra-sistema. A FOM é útil na identificação do potencial para redução de dose em sistemas de mamografia digital através da otimização dos espectros empregados. Todavia, pesquisas adicionais precisam ser feitas para avaliar o uso de uma FOM para comparações entre sistemas devido a fatores dependentes do sistema e do fabricante, como tamanho de pixel.

Como resultado, valores absolutos de FOM serão diferentes entre um sistema e outro. (Borg et al., 2012).

O uso de uma FOM em mamografia digital para otimização técnica é promissor e é particularmente importante em unidades de mamografia digital empregadas em programas de diagnóstico de câncer de mama, dado o risco de vida de mulheres que são submetidas a repetidos exames de mamografia (Borg et al., 2012). A FOM é adequada para estudos como este, em que o objetivo é comparar a troca entre qualidade de imagem e dose para um dado sistema de imagem quando parâmetros de operação são variados (Williams et al., 2008).

Capítulo 3

Metodologia

3.1 Sistemas testados

Os sistemas de imagem usados neste projeto foram os sistemas Mammomat 3000 Nova (Siemens) e Senographe DMR (GE), presentes no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HCFMRP), e o sistema Senographe 2000D (GE), presente no Hospital Israelita Albert Einstein. O tubo da marca Siemens, mostrado na Figura 3.1, permite combinações anodo/filtro de Mo/Mo e Mo/Rh. Além dessas combinações, os tubos da marca GE permitem a combinação Rh/Rh.

Figura 3.1 - Fotografia mostrando o sistema de imagem Siemens Mammomat 3000 Nova, usado neste trabalho, e a configuração do fantoma empregada na avaliação de FOM.

O detector dos sistemas Mammomat 3000 Nova e Senographe DMR é um DirectView CR Mammography Cassette tipo EHR-M2 Screen (Kodak), com leitor Kodak modelo 975. O sistema Senographe 2000D usa um conversor de CsI(Tl) acoplado a um arranjo de fotodiodos transistores de filme fino (TFT). A resolução espacial dos sistemas CR e DR é 50 μ m e 100 μ m,

respectivamente. A Tabela 3.1 apresenta, resumidamente, os detalhes dos sistemas testados.

Tabela 3.1 - Sistemas de mamografia digital testados.

Fabricante	Modelo	Anodo/filtro	Tipo de detector
Siemens	Mammomat 3000 Nova	Mo/Mo, Mo/Rh	CR
GE	Senographe DMR	Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh	CR
GE	Senographe 2000D	Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh	DR

3.2 Caracterização da saída do tubo e da resposta do detector

Para caracterizar a saída do tubo, foram determinados o rendimento para uma distância de um metro do ponto focal, a CSR e o kV. Para determinar as duas primeiras grandezas foram feitas medidas de kerma no ar usando uma câmara de ionização Freiburg (PTW) e um eletrômetro Unidos E (PTW), segundo a metodologia descrita no manual Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança (ANVISA, 2005). As medidas de kV foram feitas usando o medidor Piranha Premium (RTI).

A resposta dos detectores como função da dose e do ruído foi determinada para cada sistema estudado. Para determinada combinação anodo/filtro e kV, o fantoma de PMMA foi exposto, variando-se o mAs do valor mínimo ao máximo possível. As imagens foram salvas como imagens *raw* (não processadas) e transferidas para outro computador para análise, que foi feita usando as ferramentas disponíveis na plataforma do software ImageJ (Abràmoff et al., 2004).

. Uma região de interesse (ROI) quadrada foi posicionada na linha média a 6 cm da parede torácica em cada imagem. Para os sistemas CR a área da ROI usada foi 5 x 5 mm², enquanto que para o DR foi 9 x 9 mm² (Young, Oduko, 2007; Baldelli et al., 2010). O valor de pixel médio e o desvio padrão dos valores de pixel naquela região foram medidos para cada imagem.

A função resposta dos detectores usados foi determinada através da relação entre os valores de pixel médios e o mAs (NHSBSP, 2009). Para sistemas com função resposta do detector não linear foi feita a linearização dos valores de pixel. Muitos sistemas CR, inclusive Kodak, apresentam resposta do detector logarítmica:

$$p = a \ln(mAs) + b \quad (3.1)$$

onde p é o valor de pixel correspondente à carga mAs , e a e b são coeficientes do ajuste. Isso pode ser invertido para dar:

$$p' = mAs = \exp\left(\frac{p-b}{a}\right) \quad (3.2)$$

onde p' é o valor linearizado de p .

Usando o método descrito por MacKenzie (2008), o desvio padrão linearizado, σ' , pode ser estimado pela simples divisão do desvio padrão do valor de pixel, σ , pelo gradiente pontual da função resposta, g . Obtendo o diferencial de (3.1), g é dado por:

$$g = \frac{a}{mAs} \quad (3.3)$$

e portanto:

$$\sigma' = \frac{\sigma}{g} = \sigma \frac{mAs}{a} = \frac{\sigma}{a} \exp\left(\frac{p-b}{a}\right) \quad (3.4)$$

Os valores de p e σ lineares com a dose foram usados nos cálculos de ruído relativo e CNR.

3.3 Objetos simuladores

Neste trabalho, para simular mamas, foram usadas placas de polimetilacrilato (PMMA) em forma de semicírculo com 20 cm de diâmetro e 2 cm de espessura. A Tabela 3.2 mostra valores de espessuras de mama de 50% de glandularidade equivalentes às espessuras de PMMA usadas neste trabalho (Dance et al., 2000a).

Tabela 3.2 – Simulação de mamas usando placas de PMMA.

Espessura de PMMA (cm)	Espessura de mama equivalente (cm)
2,0	2,1
4,0	4,5
6,0	7,5
8,0	10,3

Inclusões de lesões constituídas de discos com 14 mm de diâmetro, diferentes espessuras e materiais (5 mm nylon, 5 mm poliacetal, 5 mm PVC e 1, 3 e 5 mm politetrafluoroeteno) foram usadas para simular nódulos. Uma rampa de alumínio com 10 graus de diferentes espessuras cuja altura varia de 0,1 mm a 1,0 mm foi usada para simular calcificações. Os discos simuladores de nódulos foram posicionados em orifícios

numa das placas de PMMA e a rampa de alumínio foi colocada sobre as placas de PMMA, conforme o arranjo representado na Figura 3.2.

Figura 3.2 - Representação do fantoma de PMMA usado para simular mamas com inclusões simulando massas e calcificações.

3.4 Geometria de irradiação e parâmetros de otimização

Os objetos simuladores de mama foram posicionados centrados na borda do detector correspondente à parede torácica, a fim de serem adquiridas imagens. Para os sistemas CR, as quatro espessuras de PMMA foram irradiadas de modo que o valor de pixel na área do fantoma correspondente a PMMA fosse aproximadamente 1000. Para o equipamento DR, usou-se 140 mAs e 200 mAs, respectivamente, para adquirir imagens dos fantasmas de 4 e 6 cm. Para as espessuras de PMMA avaliadas em cada equipamento, foram adquiridas adicionalmente imagens usando o AEC, para comparação.

A Tabela 3.3 apresenta os parâmetros avaliados na otimização. O estudo de otimização foi conduzido visando a comparar, para dada espessura e tipo de detalhe, o desempenho em termos de qualidade de imagem e dose das diferentes associações de kV e combinação anodo/filtro de um equipamento específico.

Tabela 3.3 - Variáveis técnicas empregadas neste trabalho.

Parâmetro de estudo	Descrição
kV	26, 28, 30 e 32
Anodo/filtro	Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh

3.5 Análise das imagens

Para quantificar o ruído, usou-se o desvio padrão do valor de pixel. A relação entre a dose no detector e o ruído da imagem foi investigada através da variação no ruído relativo com o valor de pixel médio. Usando a Equação (2.4) foi feito um ajuste alométrico do ruído relativo em função do valor de pixel (usando OriginPro 8 Versão 8.0724; OringLab Corporation, Northampton, MA, www.OriginLab.com). Foi verificado o ajuste das medidas experimentais de ruído a essa equação e determinado o valor das constantes k_t e n . Valores de n próximos a 0,5 indicam maior influencia do ruído quântico no ruído total (Young et al., 2006; Bouwman et al., 2009).

3.5.1 Contraste e CNR

Nas imagens adquiridas para os três sistemas mamográficos foram selecionadas ROIs a partir das quais foram medidos o valor de pixel médio e o desvio padrão em áreas correspondentes ao sinal de fundo (μ_1 e σ_1) e ao detalhe (μ_2 e σ_2). Para cada detalhe, o contraste e a CNR foram calculados de acordo com as Equações (2.1) e (2.5), respectivamente.

3.6 Determinação da MGD

Os valores de rendimento dos três equipamentos avaliados foram corrigidos de acordo com o mAs empregado nas imagens e corrigidos pela lei do inverso do quadrado da distância para fornecer o valor de kerma no ar na superfície de entrada da mama. Os valores de CSR foram usados na obtenção do fator g . Tanto o kerma quanto o fator g foram empregados na determinação da MGD, de acordo com o método descrito por Dance et al. (2000a) para todas as condições de exposição.

3.7 Determinação da FOM e otimização

A otimização dos espectros foi baseada na FOM, definida na Equação (2.8). A FOM foi calculada para todas as condições de aquisição de imagens. Maiores valores de FOM indicam a habilidade do sistema de oferecer um melhor desempenho em termos de qualidade de

imagem e dose, permitindo, inclusive, estabelecer a melhor condição de aquisição para um dado sistema mamográfico.

Para cada espessura de PMMA, foram feitas curvas de FOM em função do kV para as diferentes combinações anodo/filtro usadas. Em cada curva, o intervalo de voltagens ótimo foi determinado tomando-se o valor máximo de FOM e selecionando-se todos os valores de FOM até 5% inferiores ao valor máximo (Toroi et al., 2007). O valor máximo da FOM foi comparado com a FOM da técnica radiográfica escolhida pelo AEC dos sistemas a fim de testar a otimização de seu modo AEC.

Capítulo 4

Resultados e Discussões

4.1 Características dos tubos

As Figuras 4.1a e 4.1b mostram o rendimento de dois dos tubos estudados, um da marca Siemens e outro da marca GE, para todas as combinações anodo/filtro e potenciais de tubo estudados. A Tabela 4.1 apresenta os valores de CSR dos tubos mamográficos estudados.

Figura 4.1 – Rendimento estimado a 1,0 m dos tubos (a) Siemens Mammomat 3000 Nova e (b) GE Senographe 2000D.

Tabela 4.1 - Valores de CSR medidos em cada condição espectral.

kV	CSR (mm Al)							
	Siemens		GE CR			GE DR		
	Mo/Mo	Mo/Rh	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
26	0,327	0,386	0,318	0,378	0,389	0,334	0,383	0,376
28	0,345	0,408	0,341	0,402	0,420	0,355	0,404	0,407
30	0,363	0,429	0,36	0,418	0,451	0,372	0,420	0,437
32	0,377	0,446	0,375	0,437	0,474	0,386	0,433	0,460

O rendimento dos tubos varia aproximadamente com a terceira potência do kV, como esperado. Os valores de CSR dos três equipamentos se encontram dentro do intervalo estabelecido pela ANVISA (2005). A Tabela 4.2 mostra uma comparação entre os valores nominal e medido do kV dos sistemas Siemens e GE CR para a combinação anodo/filtro Mo/Mo.

Tabela 4.2 – Comparação entre kV medido nos equipamentos Siemens e GE CR.

Anodo/filtro	kV nominal	kV medido	
		Siemens	GE CR
Mo/Mo	26	26,18	25,91
Mo/Mo	28	28,01	27,76
Mo/Mo	30	29,73	29,69
Mo/Mo	32	31,77	31,65

Para todos os kV analisados, o equipamento Siemens apresenta maiores valores de kV medido do que o equipamento GE CR. Essa diferença entretanto não é significativa, considerando-se a incerteza do equipamento de medida. Em parte dos casos, o kV medido no equipamento Siemens é maior que o kV nominal. Isso pode estar relacionado ao fato de que o tubo Mammomat 3000 Nova é mais novo que o tubo Senographe DMR. Portanto, é esperado que o rendimento do tubo Mammomat 3000 Nova seja maior que o do tubo Senographe DMR. A Figura 4.2 expõe uma comparação entre o rendimento dos tubos Siemens e GE CR para as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh.

Figura 4.2 - Comparação entre o rendimento dos equipamentos Siemens e GE CR para as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh, comuns aos dois equipamentos.

4.2 Resposta dos detectores

A Figura 4.3 mostra os valores de pixel em função do mAs para duas diferentes combinações anodo/filtro, usando 28 kV e 4 cm de espessura de PMMA no sistema Siemens.

Figura 4.3 – Valores de pixel em função do mAs para detector DirectView CR Mammography Cassete EHR-M2 usando 28 kV, combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh, para espessura de 4 cm no tubo Siemens.

Uma vez que o mAs é proporcional à exposição de raios X e, portanto, à dose depositada no detector, a dependência entre o valor de pixel e o mAs está relacionada à resposta do detector à dose. Observa-se da figura que os valores de pixel da combinação anodo/filtro Mo/Mo são menores quando comparados aos da combinação Mo/Rh. Isso se verifica porque, para um dado kV, um feixe de raios X gerado a partir da primeira combinação anodo/filtro é menos energético do que um feixe gerado usando a segunda combinação anodo/filtro. Portanto a energia que chega ao detector após interagir com o material simulador de mama é menor para a combinação Mo/Mo devido a sua menor penetração, ainda que o rendimento dessa combinação seja maior.

As Figuras 4.4a e 4.4b apresentam curvas de valor de pixel como função do mAs para os tubos GE CR e GE DR, respectivamente. A Figura 4.4a mostra o ajuste da função resposta do detector CR para 28 kV Rh/Rh para 6 cm de PMMA. A Figura 4.4b mostra a resposta do detector DR para 28 kV Mo/Mo para 4 cm de espessura de PMMA.

Figura 4.4 – Respostas dos detectores dos tubos GE (a) CR com 28 kV Rh/Rh, para espessura de 6 cm e (b) DR com 28 kV Mo/Mo, para espessura de 4 cm.

A resposta obtida para os detectores CR mostra relação logarítmica entre mAs e valores de pixel. Para o sistema DR, a relação observada entre os valores de pixel e o mAs é linear, havendo um deslocamento do ajuste linear de modo que este não passa pela origem. A resposta dos detectores CR e DR avaliados está de acordo com o comportamento reportado por Young et al. (2006) em seu estudo experimental da otimização de feixes em mamografia.

4.3 Medidas de ruído

Na Figura 4.5, o ruído relativo para o detector CR medido como um percentual do desvio padrão do valor médio na região de referência (PMMA) em função do valor de pixel na região de referência é mostrado como função do valor de pixel linearizado para três diferentes qualidades de radiação.

Figura 4.5 – Ruído relativo do sistema CR em função do valor de pixel linearizado para três diferentes qualidades de radiação.

Na Figura 4.5 apenas um pequeno efeito das diferentes qualidades de feixes pôde ser observado no ruído relativo. O comportamento do ruído relativo em função do valor de pixel para diferentes combinações anodo/filtro concorda com o comportamento observado por Toroi et al. (2007) em seu trabalho de investigação experimental da escolha da combinação anodo/filtro em sistemas de mamografia digital.

As Figuras 4.6a e 4.6b mostram o ruído relativo em função do valor de pixel da região de referência para os dois detectores estudados, bem como as equações das curvas de potência ajustadas aos dados usando a Equação 2.4.

Figura 4.6 – Ruído relativo como função do valor de pixel dos tubos GE usando (a) 30 kV Mo/Mo para espessura de 6 cm no CR e (b) 28 kV Mo/Mo para espessura de 4 cm no DR.

As curvas mostram que a quantidade de ruído varia substancialmente entre os sistemas. A curva ajustada teve um índice de 0,550 para o detector CR. Se apenas fontes de ruído quântico estivessem presentes, o índice seria 0,5. A presença de ruído eletrônico e estrutural fez com que o valor fosse ligeiramente diferente. Isso é normal para estes sistemas e o ruído quântico é a fonte de ruído dominante. Para o sistema GE DR, a equação ajustada obteve um ajuste excelente, com $k_t = 10,1$ e $n = 0,279$, com coeficiente de correlação $R^2 = 0,995$.

Os valores do índice n para os sistemas CR estão de acordo com os valores obtidos por Young et al. (2006) em trabalhos anteriores usando sistemas semelhantes. O valor do índice n para o sistema DR é 44% inferior ao valor esperado para um sistema com predomínio de ruído quântico. Marshall et al. (2011) avaliaram a dependência do tipo de ruído predominante com o nível de dose usado. A presença de ruído estrutural em maior proporção foi favorecida, possivelmente devido ao uso de um nível de dose mais elevado. Tanto o ruído quântico quanto o estrutural são determinados pela dose no detector.

4.4 Contraste para diferentes objetos irradiados nas mesmas condições

Os dados das curvas de valor de pixel por mAs dos sistemas CR foram interpolados a fim de obter o valor de mAs cujo valor de pixel do background fosse aproximadamente 1000 em cada imagem para cada qualidade de feixe. As imagens usadas no estudo de otimização foram feitas com o valor de mAs assim determinado. A relação entre valor de pixel e mAs dos sistemas CR foi usada para transformar todos os valores de pixel medidos em valores de pixel lineares com a dose, como descrito no item 2 da Metodologia. Visto que os valores de pixel do sistema DR são lineares com a energia absorvida no detector, não foi necessário realizar ajustes nos valores de pixel das imagens deste sistema.

A Tabela 4.3 apresenta os materiais usados para simular lesões e suas densidades (NIST, 2014). As Figuras 4.7 e 4.8 mostram o comportamento do contraste em função do kV para diferentes materiais e combinações anodo/filtro.

Tabela 4.3 – Densidades dos materiais simuladores de lesões.

Material	Densidade (g/cm ³)
Alumínio	2,69890
Nylon	1,08000
Poliacetal	1,42500
Teflon	2,20000

Figura 4.7 - Contraste em função do kV para diferentes tipos de detalhe usando Mo/Rh para espessura de 6 cm no tubo GE CR. **Figura 4.8** – Contraste em função do kV para diferentes tipos de detalhe e combinações anodo/filtro de Mo/Mo e Rh/Rh para espessura de 8 cm no tubo GE CR.

A Figura 4.7 mostra o aumento do contraste com o aumento da espessura do material do detalhe. É possível notar ainda que, para uma dada espessura de material, o contraste é maior para materiais de maior densidade. A Figura 4.8 evidencia o maior contraste relacionado ao uso da combinação Mo/Mo em comparação a Rh/Rh. Esses resultados são esperados, visto que o contraste é determinado pela atenuação da radiação, que depende da energia do feixe e da densidade e espessura do material (Bushberg et al., 2002; Attix, 2004). Em ambas as figuras percebe-se que a variação do contraste com o kV é suave.

As Figuras 4.9 e 4.10 mostram o comportamento da CNR em função do kV para diferentes materiais e combinações anodo/filtro.

Figura 4.9 – CNR em função do kV para diferentes tipos de detalhe usando Mo/Rh para espessura de 6 cm no tubo GE CR.

Figura 4.10 – CNR em função do kV para diferentes tipos de detalhe e combinações anodo/filtro de Mo/Mo e Rh/Rh para espessura de 8 cm no tubo GE CR.

Embora os valores absolutos de CNR difiram entre si, é possível observar que os diferentes detalhes apresentam padrões muito semelhantes de aumento e decréscimo de CNR em função do kV, mesmo para diferentes combinações anodo/filtro.

O contraste de 0,2 mm Al tem sido amplamente utilizado na literatura para simular a atenuação de calcificações (Young et al., 2006; Toroi et al., 2007; Muhogora et al., 2008). A literatura também reporta uma maior dependência de fatores técnicos radiográficos para a detecção de lesões menores, que são afetadas pelo ruído quântico. Uma vez que medidas de CNR podem ser importantes na detecção de microcalcificações, os cálculos de CNR e FOM foram feitos para uma maior variedade de condições tomando como referência o detalhe de 0,2 mm Al, a fim de possibilitar uma melhor comparação com a literatura. As conclusões obtidas a partir das análises feitas para este detalhe podem ser estendidas para os demais detalhes, dada a semelhança entre os comportamentos dos detalhes entre si.

4.5 CNR

A Figura 4.11 mostra o comportamento do contraste em função do valor de pixel linearizado usando diferentes kV e combinações anodo/filtro para 4 cm de espessura de PMMA no equipamento Siemens.

Figura 4.11 – Relação entre contraste e valor de pixel linearizado usando 26 e 32 kV com Mo/Mo e Mo/Rh para 4 cm de espessura de PMMA do equipamento Siemens.

Observa-se que o contraste diminui com o aumento da energia do feixe, tanto em relação ao kV quanto à combinação anodo/filtro. A diminuição do contraste entre diferentes combinações anodo/filtro é mais evidente para menores kV. Observa-se ainda que o contraste se mantém praticamente constante para um grande intervalo de valores de pixel, para dados kV e combinação anodo/filtro, não sendo possível identificar, portanto, dependência entre o contraste e o nível de dose empregado. O contraste relaciona-se à CNR, que é usada nos cálculos da FOM.

A Figura 4.12 mostra a CNR em função do valor de pixel linearizado usando diferentes kV e combinações anodo/filtro para 4 cm de espessura de PMMA no equipamento Siemens.

Figura 4.12 – Relação entre CNR e valor de pixel linearizado usando 26 e 32 kV com Mo/Mo e Mo/Rh para 4 cm de espessura de PMMA do equipamento Siemens.

A CNR é uma função crescente do valor de pixel e, portanto, da dose depositada no detector. Isso ocorre porque o aumento do valor de pixel está relacionado à diminuição do ruído relativo. A CNR aumenta com o aumento do kV, entretanto é maior para a combinação anodo/filtro Mo/Mo, que é a menos energética. Achados semelhantes foram observados em relação ao sistema GE CR.

Medidas da CNR do detalhe de 0,2 mm Al em função da espessura de PMMA usando 32 kV e duas diferentes combinações anodo/filtro para o sistema Siemens são mostradas na Figura 4.13. A Figura 4.14 mostra, para o equipamento Senographe 2000D, a CNR em função da espessura de PMMA usando diferentes voltagens.

Figura 4.13 - CNR em função da espessura de PMMA usando 32 kV e combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh para o sistema Siemens.

Figura 4.14 – CNR em função da espessura de PMMA para o equipamento GE DR, usando 26, 28, 30 e 32 kV Rh/Rh.

Na Figura 4.13 observa-se que a CNR é maior para a combinação anodo/filtro mais energética. Adicionalmente, a Figura 4.14 mostra que a CNR é maior para maiores valores de kV, dada uma combinação anodo/filtro. Isso é observado porque feixes mais energéticos são mais penetrantes, depositando mais dose no detector, logo a CNR é maior para feixes mais energéticos. Verifica-se ainda uma diminuição da CNR com o aumento da espessura de PMMA, o que condiz com o comportamento observado em avaliações técnicas de sistemas mamográficos conduzidas por Young et al. (2006).

4.6 MGD

A MGD é mostrada como função da espessura de PMMA para 32 kV Mo/Rh e Mo/Mo na Figura 4.15.

Figura 4.15 – MGD em função da espessura de PMMA usando 32 kV, combinações anodo/filtro de Mo/Mo e Mo/Rh, no equipamento Siemens.

Verifica-se que, para uma dada espessura de PMMA, a MGD é maior para a combinação anodo/filtro Mo/Mo e menor para a combinação Mo/Rh, sendo esse efeito mais evidente com o aumento da espessura. Isso ocorre porque o aumento da dose por unidade de exposição é mais do que compensado pelas menores exposições de entrada requeridas para alcançar valores de pixel comparáveis. A diminuição da MGD com o aumento da energia do feixe está em concordância com os resultados obtidos por Young et al. (2006) e Toroi et al. (2007) em trabalhos sobre a escolha da qualidade do feixe em mamografia digital. Observa-se ainda o aumento da MGD com a espessura de PMMA, comportamento relatado por vários autores (Young et al., 2006; Toroi et al., 2007; Muhogora et al., 2008; Williams et al., 2008; Baldelli et al., 2010).

4.7 CNR vs. MGD

Na Figura 4.16, a CNR calculada é mostrada como função de MGD em três níveis de dose para quatro diferentes espessuras de PMMA e as combinações Mo/Mo e Mo/Rh. As curvas apresentadas correspondem a 32 kV.

Figura 4.16 - CNR em função da MGD em três níveis de dose usando 32 kV, combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh, espessuras de PMMA de 2, 4, 6 e 8 cm no equipamento Siemens.

A mesma tendência foi verificada em todas as espessuras e voltagens: a CNR da combinação anodo/filtro Mo/Rh é sempre maior para uma dada dose. Esse resultado está de acordo com o esperado, uma vez que, com a escolha da combinação Mo/Rh, a CNR aumenta e a MGD diminui. Para ambos os tubos GE, o anodo/filtro que oferece a melhor relação entre CNR e MGD é Rh/Rh. Um comportamento semelhante foi obtido em outros trabalhos experimentais, com a obtenção de maiores valores de CNR para uma dada MGD usando combinações anodo/filtro mais energéticas (Young et al., 2006; Toroi et al., 2007).

A Figura 4.17 apresenta a dependência entre a CNR^2 e a MGD usando 28 kV, combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh com 4 cm de espessura de PMMA para o sistema Siemens.

Figura 4.17 – Dependência de CNR^2 com MGD usando 28 kV combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh para 4 cm de espessura de PMMA no equipamento Siemens.

A figura evidencia a relação linear entre CNR^2 e MGD. Como os sistemas mamográficos CR avaliados são limitados quanticamente, CNR^2 é proporcional à dose (mAs) quando todos os outros fatores técnicos da imagem são mantidos constantes. Portanto, a FOM deve ser independente do nível de dose. A análise da relação entre CNR e MGD é de fundamental importância na compreensão do comportamento da FOM, uma vez que esta é calculada a partir de CNR e MGD.

4.8 FOM e otimização

As Figuras 4.18a e 4.18b mostram curvas de FOM para uma dada espessura de PMMA em função do tensão do tubo para diferentes combinações anodo/filtro nos equipamentos GE CR e GE DR, respectivamente.

Figura 4.18 – FOM em função do kV usando combinações anodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh, para os equipamentos GE com (a) 8 cm de espessura de PMMA no CR e (b) 6 cm de espessura de PMMA no DR.

As Figuras 4.18a e 4.18b mostram que, entre as combinações anodo/filtro estudadas, a combinação Rh/Rh deu os maiores valores de FOM para os equipamentos Senographe DMR e Senographe 2000D para todas as voltagens usadas. Nota-se que FOM não apresenta uma forte dependência com o kV e, nos casos em que FOM exibe um pico como função do kV, o pico é largo. Uma ampla faixa de voltagens do tubo parece ser aceitável. Por outro lado, a FOM é fortemente determinada pela escolha da combinação anodo/filtro.

Intervalos de valores ótimos de voltagem de pico do tubo para todos os equipamentos, combinações anodo/filtro e espessuras e seus respectivos valores de FOM relativos ao detalhe de 0,2 mm Al são dados na Tabela 4.4. Os valores mostrados são limitados pelas voltagens do tubo usadas em nossas medidas. Por exemplo, para o equipamento Senographe 2000D, a voltagem de 26 kV representava a voltagem ótima, mas 26 kV foi a menor voltagem usada. Voltagens menores poderiam ser igualmente aceitas.

Tabela 4.4 - Valores ótimos de voltagem de pico e FOM para os diferentes equipamentos, espessuras de PMMA e combinações anodo/filtro

Equipamento	Combinação anodo/filtro	Espessura PMMA (cm)							
		2		4		6		8	
		kV	FOM	kV	FOM	kV	FOM	kV	FOM
Mammomat 3000 Nova	Mo/Mo	26	217,9	30	88,0	32	29,4	32	16,8
	Mo/Rh	26-30	249,7	26	117,2	30-32	49,1	30	34,3
Senographe DMR	Mo/Mo	26	303,6	26-28	57,8	30-32	16,5	30	10,9
	Mo/Rh	-	-	28	105,6	32	22,5	30	11,7
	Rh/Rh	-	-	28	115,2	28	24,5	28-30	15,5
Senographe 2000D	Mo/Mo	-	-	26-28	141,0	26	45,1	-	-
	Mo/Rh	-	-	26	143,8	26	45,1	-	-
	Rh/Rh	-	-	26	365,9	26-28	201,0	-	-

A comparação entre os valores da Tabela 4.4 mostra uma tendência de aumento do kV da técnica que produz a maior FOM com o aumento da espessura. Notavelmente, a FOM máxima sempre foi obtida com as combinações anodo/filtro Mo/Rh ou Rh/Rh, mas nunca com Mo/Mo, mesmo para as mamas menos espessas. Embora os valores de FOM sejam relativos ao detalhe de 0,2 mm Al, os demais objetos devem seguir as mesmas tendências em relação aos valores de kV e combinação anodo/filtro que maximizam FOM (Ranger et al., 2010).

Para os sistemas mamográficos Senographe DMR e Senographe 2000D, o uso da combinação anodo/filtro Rh/Rh possibilitou a obtenção de maiores valores de FOM em relação às combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh, para todos os tipos de detalhe analisados. Para o sistema Mammomat 3000 Nova, a combinação anodo/filtro Mo/Rh apresentou maiores valores de FOM em relação à combinação Mo/Mo para todos os tipos de detalhe avaliados. Esses resultados se aplicam para todas as espessuras de mama e se tornam mais evidentes com o aumento da espessura da mama. Para espessuras de PMMA de 2 cm a 8 cm, a FOM aumenta de 13% a 51% quando se usa a combinação anodo/filtro Mo/Rh comparada a Mo/Mo para o sistema Mammomat 3000 Nova.

4.9 Análise do AEC

A Tabela 4.5 apresenta as técnicas selecionadas pelo AEC dos mamógrafos e pela otimização e seus respectivos valores de FOM referentes ao detalhe de 0,2 mm Al para todas as espessuras de PMMA avaliadas.

Tabela 4.5 - Comparação da técnica radiográfica selecionada pelo AEC e seus valores de FOM com a técnica radiográfica e a FOM da otimização

Equipamento	Espessura (cm)	AEC	FOM (mGy ⁻¹)	Otimização	FOM (mGy ⁻¹)
Siemens	2	Mo/Mo -26	317,4	Mo/Rh-30	249,7
	4	Mo/Mo-27	67,3	Mo/Rh-26	117,2
	6	Mo/Rh-29	21,4	Mo/Rh-32	49,1
	8	Mo/Rh-31	3,08	Mo/Rh-30	34,3
GE CR	4	Mo/Mo-28	62,9	Rh/Rh-28	115,2
	6	Rh/Rh-31	21,3	Rh/Rh-28	24,5
	8	Rh/Rh-32	4,32	Rh/Rh-30	15,5
GE DR	4	Rh/Rh-31	343,7	Rh/Rh-26	365,9
	6	Rh/Rh-32	177,2	Rh/Rh-26	201,0

A inspeção da Tabela 4.5 indica que, na maior parte dos casos, os AECs dos sistemas identificaram parâmetros de exposição que produziram valores de FOM bem inferiores ao valores máximos possíveis.

Para os sistemas Siemens e GE CR, os valores de CNR obtidos usando o AEC foram maiores em relação à técnica otimizada. Entretanto, há uma diferença substancial entre a dose de radiação sob a operação do AEC. São observados maiores valores de MGD sob a operação do AEC para ambos os sistemas. Esses efeitos são observados porque o AEC dos sistemas CR trabalha com uma dose no detector fixa, selecionando a técnica radiográfica que permita o maior contraste possível sem aumentar demasiadamente o tempo de exposição (van Engen et al., 2006). A tecnologia de detectores digitais permite aumentar a dose no detector mantendo a qualidade de imagem e reduzindo a MGD com o uso de combinações anodo/filtro mais energéticas.

Para o sistema DR, o AEC identificou parâmetros de exposição que produziram valores de FOM bem próximos ao valores máximos possíveis. Os melhores valores de FOM foram obtidos com a combinação anodo/filtro Rh/Rh, a mesma selecionada pelo AEC. Isso ocorreu porque o AEC desse sistema selecionou parâmetros que resultaram numa redução tanto da CNR quanto da MGD.

Há vários meios pelos quais o desempenho do AEC poderia ser melhorado em alguns dos sistemas testados. Para o Siemens, a FOM da combinação anodo/filtro Mo/Rh é superior à da combinação Mo/Mo para todas as espessuras de PMMA e voltagens. Uma vez que o AEC selecionou a combinação anodo/filtro Mo/Mo para as espessuras 2 e 4 cm, isso sugere que o desempenho em dose poderia ser melhorado sem perda da qualidade de imagem programando-se o AEC para selecionar o filtro de ródio para mamas menos espessas. Para o sistema GE CR, sugere-se o uso da combinação Rh/Rh para todas as espessuras de mama. Para o sistema GE DR, as curvas de FOM sugerem que, comparado a seleção do AEC, alguma melhora no desempenho seria possível usando valores de kV mais baixos.

4.10 Comparação com a literatura

Os resultados obtidos têm boa concordância com estudos teóricos e experimentais conduzidos por outros pesquisadores em relação à diminuição da FOM e ao ligeiro aumento do kV ótimo com o aumento da espessura de mama e ao aumento da FOM com a escolha de

combinações anodo/filtro mais energéticas (Toroi et al., 2007; Mohogora et al., 2008; Williams et al., 2008; Ranger et al., 2010; Baldelli et al., 2010; Cunha et al., 2012; Tomal et al., 2013).

Muhogora et al. (2008) avaliaram CNR e MGD de dois sistemas mamográficos digitais, um CR e um DR, usando o protocolo europeu e identificaram, assim como neste trabalho, um decréscimo de FOM com o aumento da espessura de PMMA. Por terem sido avaliados equipamentos de outra marca, seus valores absolutos de FOM divergiram amplamente dos deste trabalho, não sendo comparáveis.

Toroi et al. (2007) conduziram um estudo experimental sobre a escolha da combinação anodo/filtro num sistema de mamografia DR. Os valores de CNR e MGD do presente trabalho seguem as mesmas tendências qualitativa e quantitativamente, tanto em relação às espessuras de PMMA, como em relação a obtenção de menores valores de MGD para uma dada CNR para a combinação anodo/filtro mais energética disponível no equipamento.

Williams et al. (2008) compararam qualidade de imagem e desempenho em dose para combinações anodo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh no equipamento GE Senographe 2000D. Nesse estudo, para mamas de 50% de glandularidade e 7 cm de espessura, os valores de FOM eram similares usando Mo/Rh e Rh/Rh e ambos eram maiores do que os valores de FOM ao usar Mo/Mo. Os resultados de Berns et al. (2003) mostraram uma maior vantagem para Rh/Rh quando comparado a Mo/Rh para mamas de 8 cm e 50% de glandularidade, comportamento semelhante ao observado no presente estudo. Portanto, as tendências gerais na seleção ótima para Senographe 2000D são similares nos três estudos.

Capítulo 5

Conclusões e Perspectivas

5.1 Conclusões

Neste trabalho, a otimização da técnica radiográfica em sistemas de mamografia digital CR e DR foi estudada usando como parâmetro a FOM. As curvas de FOM em função do kV para os três equipamentos avaliados mostraram comportamentos semelhantes, com FOM apresentando maiores valores para combinações anodo/filtro mais energéticas. Foi possível ainda, apesar de a FOM variar suavemente com o kV, identificar intervalos de kV ótimos, para as espessuras de mama analisadas neste trabalho.

Para os sistemas mamográficos Senographe DMR e Senographe 2000D, o uso da combinação anodo/filtro Rh/Rh possibilitou a obtenção de maiores valores de FOM em relação às combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh, para todos os tipos de detalhe analisados. Para o sistema Mammomat 3000 Nova, a combinação anodo/filtro Mo/Rh apresentou maiores valores de FOM em relação à combinação Mo/Mo para todos os tipos de detalhe avaliados. Esses resultados se aplicam para todas as espessuras de mama e se tornam mais evidentes com o aumento da espessura da mama, mostrando que feixes de maior energia efetiva podem reduzir significativamente a dose, especialmente para mamas mais espessas, sem perda de qualidade de imagem.

As tendências observadas tanto na leve variação de FOM com o kV quanto em sua forte dependência com a combinação anodo/filtro são semelhantes às observadas por outros autores. A comparação com os resultados obtidos por outros estudos experimentais de otimização usando FOM mostrou uma boa concordância em relação às condições ótimas de exposição usando a combinação anodo/filtro mais energética disponível (Toroi et al., 2007; Williams et al., 2008; Ranger et al., 2010). Os valores absolutos de FOM deste trabalho não são comparáveis aos da literatura, visto que a FOM não é uma boa variável para comparações inter sistemas, devido a fatores específicos de cada sistema ou fabricante, como por exemplo tamanho de pixel (Borg et al., 2012).

Em alguns casos, as técnicas selecionadas pelo sistema AEC de algumas das unidades produziram um valor de FOM notavelmente inferior ao que seria possível obter usando

outra técnica disponível no próprio sistema. Os resultados obtidos neste trabalho indicam que é possível obter um melhor desempenho em termos de qualidade de imagem e dose modificando as técnicas radiográficas usadas. Estes resultados apresentam potencial no desenvolvimento e reajuste do AEC em anos futuros.

5.2 Perspectivas

Os resultados encontrados neste trabalho indicam que um melhor desempenho em termos de qualidade de imagem e dose depositada na mama poderia ser obtido com o uso de combinações anodo/filtro mais energéticas na aquisição de imagens. Esses resultados sugerem que o AEC dos sistemas mamográficos deveria levar em conta não só a dose no detector, mas a CNR na imagem. Embora neste trabalho tenham sido avaliadas as condições ótimas para glandularidade de 50%, a otimização da técnica radiográfica poderia ser investigada futuramente para outras glandularidades. Uma caracterização mais completa dos sistemas de mamografia seria possível avaliando-se ainda a eficiência quântica de detecção como parâmetro descritor da propagação da razão sinal ruído em sistemas de imagem (Dobbins et al., 1995; Fahrig et al., 1995; Samei, Flynn, 2003; Illers et al., 2005; Hadjok et al., 2008). Por fim, embora neste trabalho tenham sido estudadas três combinações anodo/filtro (Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh), trabalhos teóricos e experimentais recentes têm mostrado resultados de otimização usando FOM para anodo de tungstênio (Toroi et al., 2007; Williams et al., 2008; Baldelli et al., 2010; Ranger et al., 2010; Cunha et al., 2012; Tomal et al., 2013). Desta forma, a otimização da técnica radiográfica pode ser aprimorada investigando-se equipamentos que possibilitem combinações anodo/filtro que gerem espectros ainda mais energéticos.

Referências Bibliográficas

- Abràmoff MD, Magalhães PJ, Ram SJ. Image processing with ImageJ. *Biophotonics International*. 2004;11:36–42.
- Attix FH. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Germany: Wiley-VCH; 2004.
- Baldelli P, Phelan N, Egan G. A novel method for contrast-to-noise ratio (CNR) evaluation of digital mammography detectors. *Eur Radiol*. 2009;19:2275–85.
- Baldelli P, Phelan N, Egan G. Investigation of the effect of anode/filter materials on the dose and image quality of a digital mammography system based on an amorphous selenium flat panel detector. *Br J Radiol*. 2010;83:290–295.
- Berns EA, Hendrick RE, Cutter GR. Optimization of technique factors for a silicon diode array full-field digital mammography system and comparison to screen-film mammography with matched average glandular dose. *Med Phys*. 2003;30:334–40.
- Boone JM, Cooper NV. Scatter/primary in mammography: Monte Carlo validation. *Med Phys*. 2000a;27:1818–1831.
- Boone JM, Lindfors KK, Cooper NV, Seibert JA. Scatter/primary in mammography: comprehensive results. *Med Phys*. 2000b;27:2408–2416.
- Borg M, Badr I, Royle G J. The use of a figure-of-merit (FOM) for optimization in digital mammography: a literature review. *Radiat Prot Dosim*. 2012;151:1–8.
- Bouwman R, Young K, Lazzari B, Ravaglia V, Broeders M, van Engen R. *Phys Med Biol*. 2009;54:6809–6822.
- Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. *Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança*. Brasília: ANVISA; 2005.
- Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. *Estimativa 2014: incidência de câncer no Brasil* [Internet]. Rio de Janeiro: INCA; 2014 [citado em 28 nov. 2014]. Disponível em: <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/inca/portal/home>.
- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The essential physics of medical imaging*. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins; 2002.
- Cunha DM. *Caracterização de Tecidos Mamários através de Modelos Estatísticos Utilizando o Espalhamento de Raios-X* [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto; 2006.

Cunha DM. Avaliação da radiação espalhada em mamografia como ferramenta diagnóstica utilizando simulações Monte Carlo [tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto; 2010.

Cunha DM, Tomal A, Poletti ME. Optimization of x-ray spectra in digital mammography through Monte Carlo simulations. *Phys Med Biol*. 2012;57(7):1919–1935.

Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys Med Biol*. 1990;35:1211–19.

Dance DR, Skinner CL, Alm Carlsson G. Breast dosimetry. *Appl Radiat Isot*. 1999;50:185–203.

Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol*. 2000a;45(11):3225–3240.

Dance DR, Thilander AK, Sandborg M, Skinner CL, Castellano IA, Carlsson G. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. *Br J Radiol*. 2000b;73:1056–1067.

Delis H, Spyrou G, Costaridou L, Tzanakos G, Panayiotakis G. Suitability of new anode materials in mammography: dose and subject contrast considerations using Monte Carlo simulation. *Med Phys*. 2006;33:4221–4235.

Delis H, Spyrou G, Costaridou L, Tzanakos G, Panaiotakis G. Evaluating the Figure of Merit in mammography utilizing Monte Carlo simulation. *Nucl Instrum Methods Phys Res A*. 2007;580:493–496.

Dobbins JT, Ergun DL III, Rutz L, Hinshaw DA, Blume H, Clark DC. DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med Phys*. 1995;22:1581-593.

Evans DS, Workman A, Payne M. A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography. *Phys Med Biol*. 2002;47:117–135.

Fahrig R, Rowlands JA, Yaffe MJ. X-ray imaging with amorphous selenium: Detective quantum efficiency of photoconductive receptors for digital mammography. *Med Phys*. 1995;22 (2):153-160.

Fujita H, Ueda K, Morishita J, Fujikawa T, Ohtsuka A, Sai T. Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors. *Med Phys*. 1989;16: 52–9.

Hajdok G, Battista JJ, Cunningham IA. Fundamental x-ray interaction limits in diagnostic imaging detectors: Frequency-dependent Swank noise. *Med Phys*. 2008;35(7).

Hammerstein GR, Miller DW, White DR, Masterson ME, Woodard HQ, Laughlin JS. Absorbed radiation dose in mammography. *Radiology*. 1979;130:485-91.

Huda W, Sajewicz A M, Ogden K M, Dance D R. Experimental investigation of the dose and image quality characteristics of a digital mammography imaging system. *Med Phys*. 2003;30:442–8.

International Commission on Radiation Units and Measurement. ICRU Report 60: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation; 1998.

Illers H, Buhr E, Hoeschen . Measurement of the Detective Quantum Efficiency (DQE) of digital X-ray detectors according to the novel standard IEC 62220. *Radiation Protection Dosimetry*. 2005;114(1-3):39–44.

ImageJ [Internet]. [citado em 22 Nov 2014]. Disponível em <http://rsb.info.nih.gov/ij/>.

Jakubiak RR, Gamba HR, Neves EB, Peixoto J. Image quality, threshold contrast and mean glandular dose in CR mammography. *Phys Med Biol*. 2013;58:6565-83.

Jennings RJ, Eastgate RJ, Siedband MP, Ergun DL. Optimal X-ray spectra for screen-film mammography. *Med Phys*. 1981;8:629–639.

Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*. 4th Ed. 1983.

Klausz R, Shramchenko N. Dose to population as a metric in the design of optimised exposure control in digital mammography. *Radiat Prot Dosim*. 2005;114:369–374.

Li Y, Poulos A, Maclean D, Rickard M. A review of methods of clinical image quality evaluation in mammography. *Eur J Radiol*. 2010;74:122–31.

Lo JY, Samei E, Jesneck JL, Dobbins JT, Baker JA, Singh S, Saunders RS, Floyd CE. Radiographic Techniques Optimization for an Amorphous Selenium FFDM System: Phantom Measurements and Initial Patient Results. University of North Carolina at Chapel Hill; 2004.

Mackenzie A, Honey ID. Characterization of noise sources for two generations of computed radiography systems using powder and crystalline photostimulable phosphors. *Med Phys*. 2007;34 (8):3345-57.

MacKenzie A. Validation of correction methods for the non-linear response of digital radiography systems. *British Journal of Radiology*. 2008;81:341–345.

Mahesh M. AAPM/RSNA physics tutorial for residents digital mammography: an overview Radiographic. 2004;24:1747–60.

Marshall NW, Monnin P, Bosmans H, Bochud FO, Verdun FR. Image quality assessment in digital mammography: Part I. Technical characterization of the systems. *Phys Med Biol*. 2011;56:4201–4220.

Muhogora WE, Devetti A, Padovani R, Msaki P, Bonutti F. Application of European protocol in the evaluation of contrast-to-noise ratio and mean glandular dose for two digital mammography systems. *Radiat Prot Dosim.* 2008;129:231–236.

National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP Report No. 85: Mammography—a user's guide. Bethesda: Rothenberg LN; 1986.

Neitzel U. Status and prospects of digital detector technology for CR and DR. *Radiat Prot Dosimetry.* 2005;114:32–38.

NHS Cancer Screening Programmes. Commissioning and Routine Testing of Full Field Digital Mammography Systems: NHSBSP Equipment Report 0604. 3rd edition. Sheffield; 2009.

Nishino KT, Wu X, Johnson FR. Thickness of molybdenum filter and squared contrast-to-noise ratio per dose for digital mammography. *Am J Roentgenol.* 2005;185:960–963.

National Institute of Standards and Technology [database on the Internet]. [cited Nov 29 2014]. Available from: <http://www.nist.gov>.

Obenauer S, Luftner-Nagel S, vonHeyden D, et al. Screen film vs. full-field digital mammography: image quality, detectability and characterization of lesions. *Eur Radiol.* 2002;12:1697–702.

Perry N, Broeders M, Wolf de C, Törnber S, Holland R, Karsa von L. European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis. 4th edn. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 2006.

Ranger NT, Lo JY, Samei E. A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. *Med Phys.* 2010;37:962–969.

Rowlands JA. The physics of computed radiography. *Phys Med Biol.* 2002;47:R123–R166.

Samei E, Flynn MJ. An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phys.* 2003;30:608–622.

Samei E, Dobbins J T, Lo Y, Tornai P. A framework for digital optimising the radiographic technique in digital x ray imaging. *Radiat Prot Dosim.* 2005;114: 220–9.

Seibert JA, Bogucki T, Ciona T, Huda W, Karellas A, Mercier J, Samei E, Shepard JS, Stewart B, Strauss K, Suleiman O, Tucker D, Uzenoff R, Weiser J, Willis C. AAPM Report #93: Quality Control and Acceptance Testing of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems. College Park: American Association of Physicists in Medicine; 2006.

Tapiovaara JM, Wagner RF. SNR and noise measurements for medical imaging: I. A practical approach based on statistical decision theory. *Phys Med Biol.* 1993;38:71–92.

Tomal A. Medidas Experimentais dos Coeficientes de Atenuação de Tecidos Mamários e sua Influência no Contraste e Dose Mamográfica [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto; 2007.

Tomal A. Estudo semianalítico da qualidade de imagem e dose em mamografia [tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto; 2011.

Tomal A, Cunha DM, Poletti ME. Optimal X-Ray Spectra Selection in Digital Mammography: A Semi-Analytical Study. *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 2013;60(2):728-734.

Toroi P, Zanca F, Young KC, van Ongeval C, Marchal G, Bosmans H. Experimental investigation on the choice of the tungsten/rhodium anode/filter combination for an amorphous selenium-based digital mammography system. *Eur Radiol*. 2007;17:2368–75.

Van Engen R, Young K, Bosmans H, Thijssen M. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening 2b digital mammography. In: *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*. 4th edn. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 2006.

Williams MB, Raghunathan P, Seibert A, Kwan A, Lo JY, Samei E, Fajardo LL, Maidment ADA, Yaffe M, Bloomquist A. Beam optimization for digital mammography-II. *LNCS*. 2006;4046:273–280.

Williams MB, Raghunathan P, More MJ, et al. Optimization of exposure parameters in full field digital mammography. *Med Phys*. 2008;35:2414–23.

Yaffe MJ, Rowlands JA. X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol*. 1997;42:1–39.

Young KC, Oduko JM, Bosmans H, Nijs K, Martinez L. Optimal beam quality selection in digital mammography. *Br J Radiol*. 2006;79:981–90.

Young KC, Oduko JM. NHSBSP Equipment Report 0706: Technical evaluation of the Kodak DirectView mammography computerized radiography system using EHR-M2 plates. Sheffield: National Coordinating Centre for the Physics of Mammography; 2007.