



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

RUTH HELENA BORGES SANTOS SILVA

Estudo de otimização de sistemas mamográficos utilizando FOM (Figura de Mérito)

Uberlândia
2017

RUTH HELENA BORGES SANTOS SILVA

Estudo de otimização de sistemas mamográficos utilizando FOM (Figura de Mérito)

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Ana Cláudia Patrocínio

Assinatura do Orientador

Uberlândia

2017

Dedico este trabalho ao meu esposo, minha filha, meus pais e irmão pelo estímulo, carinho, amor, compreensão e por acreditarem que este sonho seria possível.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente à Deus, por permitir chegar até aqui e ter sido meu amparo em todo momento.

À Prof.^a Dra. Ana Cláudia por compartilhar seus conhecimentos, pelo incentivo, motivação e orientação deste trabalho.

Ao meu esposo Saulo pelo carinho, apoio, compreensão e pelas palavras carinhosas e amigas de ânimo que nos momentos difíceis me ajudaram a não desistir.

À minha filha Sofia Helena, que mesmo ainda tão pequena já me faz querer ir mais adiante e que com seu sorriso imenso no rosto e carinho incomparável me motiva a cada dia.

Aos meus pais Luis e Sonia e meu irmão Thiago que sempre acreditaram, e que mesmo nas adversidades não desistiram de lutar para que eu realizasse este sonho.

RESUMO

O exame de mamografia é a forma mais eficaz para identificar o câncer de mama. Como o tecido mamário possui semelhantes atenuações de raios X é necessário que a imagem possua um bom contraste para que seja possível distinguir tecido saudável de lesões. Mas uma consequência para o bom contraste é o aumento da dose na paciente. Com isso é preciso que o sistema mamográfico seja otimizado, ou seja, deve possuir a melhor qualidade de imagem, que consiste em um ótimo contraste para a menor dose. A otimização do sistema, pode ser avaliada através de uma métrica que considera a dose recebida pela paciente e contraste da imagem, chamada de Figura de Mérito, que pode ser expressa como: $FOM = \frac{CNR^2}{Dep}$. A FOM é utilizada para a normalização dos efeitos de dose, e quanto maior for o valor obtido melhor a otimização do sistema, ou seja, o mesmo possui um maior contraste possível para a menor dose aceitável na paciente. Com tais considerações, o trabalho tem por objetivo avaliar dois sistemas mamográficos do tipo FFDM instalados em serviços públicos de referência na cidade de São Paulo. As imagens foram simuladas nos equipamentos através do phantom CIRS 011A, e a análise foi realizada no software IMAGEJ®, no qual foram selecionadas regiões de interesses para a realização dos cálculos. Analisando os resultados, a quantidade de Dose Glandular e DEP estavam dentro das normalidades, bem como o valor da FOM, que teve um resultado satisfatório. Com relação à otimização, o sistema mamográfico da UNIFESP apresentou uma melhor otimização.

Palavras chave: Mamografia, otimização, qualidade, dose, FOM, CNR.

ABSTRACT

Mammography is the most effective way to identify breast cancer. As the breast tissue has similar X ray attenuations, the image must have a good contrast so that it is possible to distinguish healthy tissue from lesions. But a consequence for good contrast is the increased dose in the patient. With this, it is necessary that the mammographic system be optimized, that is, it must have the best image quality, which is a great contrast for the lowest dose. The optimization of the system can be evaluated through a metric that considers the dose received by the patient and contrast of the image, called Merit Figure, which can be expressed as: $FOM = \frac{CNR^2}{Dep}$.

FOM is used for the normalization of dose effects, and the higher the value obtained the better the system optimization, that is, it has the highest possible contrast for the lowest acceptable dose in the patient. With these considerations, the objective of the work is to evaluate two FFDM mammographic systems installed in public reference services in the city of São Paulo. The images were simulated in the equipment through the phantom CIRS 011A, and the analysis was performed in the IMAGEJ® software, in which regions of interest were selected to perform the calculations. Analyzing the results, the amount of Glandular Dose and DEP were within normalities, as well as the FOM value, which had a satisfactory result. Regarding optimization, the mammographic system of UNIFESP presented a better optimization.

Key words: Mammography, optimization, quality, dose, FOM, CNR.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Imagem radiográfica do Phantom CIRS 011A.....	22
Figura 2 - Características Phantom CIRS 011A.....	22
Figura 3 - Regiões de interesse.....	23
Figura 4 - Imagens geradas nos sistemas.....	25

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Especificações técnicas do Mamógrafo Digital Selenia® Dimensions®.....	20
Tabela 2 - Modos de Exposição do Mamógrafo Digital Selenia® Dimensions®.....	21
Tabela 3 - Especificações técnicas do Mamógrafo Senograph DS.....	21
Tabela 4 - Valores obtidos nas ROIs.....	26
Tabela 5 - Dados coletados referentes à tensão, exposição e doses.....	26
Tabela 6 - Resultados Desvio Padrão.....	27
Tabela 7 - Resultados CNR e FOM.....	28

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag	Prata
a-Se	Selênio Amorfo
ALARA	<i>As Low As Reasonable Achievable</i>
CCDs	<i>Charge-coupled Devices</i>
CNR	<i>Contrast Noise to Ratio</i>
CsI	Iodeto de Césio
DEP	Dose na Entrada da pele
DGM	Dose Glandular Média
EUREF	<i>European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services</i>
FFDM	<i>Full Field Digital Mammography</i>
FOM	<i>Figure of Merit</i>
HC USP	Hospital da clínicas da Universidade de São Paulo
Mo	Molibidênio
SNR	Relação Sinal-ruído
Rh	Ródio
ROIs	<i>Region of interest</i>
UNIFESP	Universidade Federal de São Paulo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 DESENVOLVIMENTO	12
2.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	12
2.1.1 Exame e equipamento mamográfico.....	12
2.1.2 Qualidade da imagem	13
2.1.3 Interação de raios X com a matéria e sistema FFDm	14
2.1.4 Doses e otimização	14
2.1.5 FOM e CNR.....	16
2.2 ESTADO DA ARTE	18
3 METODOLOGIA	21
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	26
5 CONCLUSÕES	30
REFERÊNCIAS.....	31

1 INTRODUÇÃO

O exame de mamografia é a forma mais eficaz para identificar o câncer de mama. O número de óbitos por câncer de mama no Brasil chega a cerca de 15 mil mulheres por ano (INCA, 2017). Descoberto na sua fase inicial, a doença possui uma maior chance de cura, bem como um tratamento menos agressivo. É recomendado que mulheres entre 50 e 69 anos realizem uma mamografia a cada dois anos (INCA, 2017).

O tecido mamário possui atenuação de raios X semelhantes, com isso é necessário que a imagem possua um bom contraste para que seja possível distinguir tecido saudável de lesões. Mas uma consequência para o bom contraste é o aumento da dose na paciente.

A avaliação da qualidade de imagens médicas é utilizada a fim de assegurar que a imagem possua um excelente grau de qualidade (PEREZ, 2014). Dessa forma, o sistema mamográfico precisa ser otimizado, o que consiste na menor dose possível que o exame possa ser executado sem perder a qualidade, também conhecido como princípio ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*) (JAKUBIAK, 2013).

Uma das maneiras de se qualificar o desempenho de sistemas mamográfico se dá por meio da Figura de Mérito (FOM), que é uma forma de avaliar a otimização do sistema na qual uma medida máxima de *Contrast Noise to Ratio* (CNR) é esperada com a menor dose possível ao paciente. (PEREZ, 2014).

Com tais considerações, o trabalho tem por objetivo avaliar dois sistemas mamográficos do tipo FFDM (*Full Field Digital Mammography*) instalados em serviços públicos de referência na cidade de São Paulo.

Os objetivos específicos são:

- Coletar informações de técnicas de aquisição e dose das imagens dos equipamentos;
- Estudar diferentes maneiras de aplicação da FOM, métrica de avaliação de sistemas;
- Quantificar a otimização dos sistemas.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Revisão bibliográfica

2.1.1 Exame e equipamento mamográfico

A mamografia é um exame radiográfico utilizado para identificar estruturas que possam indicar doenças, como, por exemplo, o câncer. A mama é composta de tecido glandular, fibroso e gordura. Com isso os equipamentos de mamografia são diferentes dos equipamentos convencionais devido à composição do tecido mamário (VIEIRA, 2005).

Para identificar lesões na mama é necessário o conhecimento do profissional, da densidade e arquitetura da mama, da dimensão do tumor e da qualidade da imagem. A qualidade da imagem pode ser alterada devido a alguns fatores como: compressão, grau de exposição e qualidade do feixe de radiação X (FILHA, 2011).

A imagem de mamografia é de baixo contraste, pois os tecidos possuem atenuação de raios X muito próximos, além disso, as microcalcificações que podem ser detectados no exame são muito pequenos, o que necessita de um alto contraste para que possam ser visualizados. Com isso, para se melhorar o contraste, muitas vezes é necessária à realização dos exames com doses aumentadas.

Durante o exame, a mama da paciente deve ser comprimida, o que melhora a qualidade da imagem e permite uma diminuição da dose. Os exames mamográficos consistem na obtenção de imagens das mamas, em duas direções de incidência do feixe de radiação: craniocaudal e médio-lateral oblíqua. Quando há dúvida quanto ao achado realiza-se uma incidência ampliada e/ou uma compressão localizada (FILHA, 2011).

O mamógrafo possui um tubo de radiação X e um receptor de imagem. A mama é posicionada no suporte e é comprimida pela unidade compressora. A radiação que é proveniente do tubo de raios X passa por um filtro metálico e por um colimador (abertura que permite a abertura do feixe de radiação X), sendo transmitida à mama. Os raios X transmitidos pela mama são incidentes numa grelha de anti-difusão atingindo posteriormente o receptor de imagem, onde os fótons interagem e depositam a sua energia localmente, formando assim a imagem. Uma fração de radiação X atravessa o receptor sem interação, atingindo um sensor, o

qual é utilizado para ativar o controlador automático de exposição (SILVESTRE, 2012).

O equipamento mamográfico se diferencia de equipamentos convencionais, já que a energia de radiação utilizada é menor para que seja possível identificar tecidos moles presentes na mama. As imagens precisam possuir alta resolução para que pequenos sinais de câncer possam ser identificados, mesmo que precoce, utilizando pequena dose na paciente (BRITO, 2017).

2.1.2 Qualidade da imagem

A qualidade da imagem depende da riqueza de detalhes que ela apresenta. Na mamografia os detalhes são de grande relevância, pois o tecido da mama possui densidades parecidas. Alguns autores descrevem a qualidade da imagem por meio de três parâmetros: contraste, ruído e resolução espacial (FILHA, 2011).

A resolução de contraste é a diferença de níveis de cinza que um pixel pode apresentar. É definido como a diferença de brilho entre as áreas mais claras e mais escuras na imagem. Assim sendo, a resolução de contraste refere-se à eficiência de um sistema diferenciar tecidos similares (SILVESTRE, 2012).

A imagem mamográfica deve possuir uniformidade em sua densidade óptica, a menos que haja mudanças nas estruturas. Porém, a perda desta uniformidade causa um fenômeno chamado ruído da imagem. O ruído indesejado provoca perda de estruturas de baixo contraste. Qualquer imagem mamográfica possui um ruído intrínseco, já que a simples transferência de informação do objeto para a formação da imagem provoca esse efeito (FILHA, 2011).

A resolução espacial consiste na habilidade em se distinguir pequenos objetos em alto contraste e é limitada pelo tamanho mínimo do pixel. Essa não é melhorada com o aumento da radiação aplicada ao detector, por outro lado, a radiação espalhada ou mesmo os fótons podem afetá-la, de maneira a reduzir a resolução (FURQUIM, COSTA 2009).

2.1.3 Interação de raios X com a matéria e sistema FFDM

As interações entre raios X e a matéria podem ser classificadas em cinco, sendo elas: efeito fotoelétrico, dispersão, produção de pares, efeito Compton e fotodesintegração. Dentre estes o efeito fotoelétrico e o efeito Compton são os de maior destaque. No efeito fotoelétrico, os raios X sofrem uma interação com os elétrons das camadas mais internas do átomo do alvo. Neste caso, o fóton de raios X não se espalha, ele é absorvido completamente pelo átomo retirando um elétron, que é nomeado fotoelétron. Já no efeito Compton, os raios X interagem com os elétrons da camada mais externa do átomo. Os fótons retiram os elétrons do átomo ionizando-o, e continuam seu caminho mudando de direção e com uma energia mais baixa. O elétron retirado é denominado elétron de Compton ou elétron secundário (SILVESTRE, 2012).

O sistema *Full Field Digital Mammography* (FFDM) pode ser separado em duas categorias de acordo com o sistema de detecção: captura direta e captura indireta. Na forma indireta, o cintilador bem como o Iodeto de Césio (CsI), absorve os raios X formando uma suave cintilação, que é identificada por uma matriz de fotodiodos ou dispositivos de carga acoplados (*charge-coupled devices-CCDs*). Existe uma pequena degradação da resolução por causa da deformidade na forma agulhada dos cristais de CsI. Já na captura direta, os fótons de raios X são apanhados diretamente por um fotocondutor, como o Selênio Amorfo (a-Se), que modifica os raios X absorvidos em sinal elétrico que depois é transformado em sinal digital. Devido à propagação da luz característica à captura indireta pode-se ocorrer a degradação da resolução, mas essas possibilidades são descartadas nesses sistemas (BRITO, 2017).

2.1.4 Doses e otimização

Com o passar dos anos, estudos mostraram que exposição excessiva à radiação ionizante pode ocasionar câncer. O que leva a se fazer o possível para que se minimize a quantidade de dose a qual a paciente é exposta. Nos programas de qualidade é incorporada a avaliação da dose como uma das condições mais significativas na otimização dos métodos de aquisição de imagens (BRITO, 2017).

A Dose Glandular Média (DGM) é definida como a dose média absorvida no tecido glandular no interior da mama comprimida no exame de mamografia, de acordo com a densidade da mama ela aumenta ou diminui. O valor recomendado deve ser abaixo de 3mGy (JAKUBIAK, 2013).

A Dose na Entrada na Pele (DEP) é determinada como dose absorvida na entrada da pele do paciente no local onde há irradiação, inclui a radiação retro espalhada pelo paciente. Para mamografia, o valor recomendado deve ser inferior a 10 mGy, para uma espessura de 45 mm de mama comprimida (BRITO, 2017).

De acordo com a Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998, o sistema de proteção radiológica possui alguns princípios básicos, sendo eles:

- a) Justificação da prática e das exposições médicas individuais.
- b) Otimização da proteção radiológica.
- c) Limitação de doses individuais.
- d) Prevenção de acidentes.

A justificação é o princípio básico de proteção radiológica que estabelece que nenhuma prática ou fonte adscrita a uma prática deve ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado (PORTARIA, 1998).

O princípio de otimização estabelece que as instalações e as práticas devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais sejam tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos, além das restrições de dose aplicáveis. As exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico (diagnóstico e terapêutico), compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem (PORTARIA, 1998).

Os limites de doses individuais são valores de dose efetiva ou de dose equivalente, estabelecidos para exposição ocupacional e exposição do público decorrentes de práticas controladas, cujas magnitudes não devem ser excedidas (PORTARIA, 1998).

No projeto e operação de equipamentos e de instalações deve-se minimizar a probabilidade de ocorrência de acidentes (exposições potenciais). Deve-se desenvolver os meios e implementar as ações necessárias para minimizar a

contribuição de erros humanos que levem à ocorrência de exposições acidentais (PORTARIA, 1998).

2.1.5 FOM e CNR

No exame mamográfico o aperfeiçoamento da dose é importante e em relação à exposição do paciente significa o menor valor possível de DGM, para conseguir a melhor qualidade do exame (SILVESTRE, 2012). A otimização do sistema, pode ser avaliada através de uma métrica que considera a dose recebida pela paciente e contraste da imagem, chamada de Figura de Mérito (FOM).

A FOM é utilizada para a normalização dos efeitos de dose em um sistema mamográfico, e quanto maior for o valor obtido melhor a otimização do sistema, ou seja, o mesmo possui um maior contraste possível para a menor dose aceitável na paciente.

Existem algumas maneiras de se calcular os valores da FOM, neste trabalho ela foi calculada de acordo com o *Contrast Noise to Ratio* (CNR) e Dose na Entrada da Pele (DEP), apresentada na Equação (1).

$$FOM = \frac{CNR^2}{DEP} \quad (1)$$

O CNR é utilizado para testes de controle de qualidade em imagens mamográficas, pois pode ser monitorado no tempo. Quanto maior o seu valor, melhor a qualidade da imagem.

Segundo a definição de *Bick e Diekmann*, o CNR é uma medida que não depende do tamanho do objeto ou do nível do sinal na presença de ruído. O CNR é uma boa medida para representar a amplitude do sinal em relação ao ruído em uma imagem, e isso é útil para objetos simples. Porque o CNR é calculado utilizando a diferença nos valores médios entre a região de sinal e o fundo, esta métrica é mais aplicável para objetos de teste (*phantoms*) que geram nível de sinal homogêneo (BICK, DIEKMANN, 2010, tradução nossa).

De acordo com o *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (EUREF), o valor de CNR pode ser obtido por meio da Equação 2:

$$CNR = \frac{\text{valor médio pixel (sinal)} - \text{valor médio pixel (fundo)}}{\sqrt{\frac{\text{desvio padrão (sinal)} - \text{desvio padrão (fundo)}}{2}}} \quad (2)$$

2.2 Estado da Arte

Esta seção é reservada à exposição de trabalhos realizados por alguns pesquisadores relatando avaliações de otimização de sistemas utilizando FOM.

O câncer de mama pode ser detectado precocemente através do exame de mamografia, sendo ele o método mais indicado para tal descoberta. Um aperfeiçoamento do procedimento mamográfico se dá com uma imagem de boa qualidade e baixa dose.

O estudo de Ribeiro e Cunha (2013) avaliou o comportamento de alguns espectros de raios X em mamografia digital aplicando simulações de Monte Carlo, através da FOM, calculada por meio da Equação 3.

$$FOM = \frac{CNR^2}{DG} \quad (3)$$

Sendo CNR a razão contraste ruído na imagem e Dg a dose glandular média na mama.

Foram utilizados diferentes espessuras t da mama ($t=2$, $t=4$ e 8 cm). A combinação anodo/filtro empregada foram as utilizadas usualmente em mamografia (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh) além de um anodo de W combinado com filtros de Ag e Rh, pra tensões de pico entre 24-34 kVp (RIBEIRO, CUNHA, 2013).

Os valores mostraram que, em espessuras da mama de 2cm, a combinação Mo/Mo forneceu os maiores valores de FOM em 24Kvp. Contudo, em espessuras maiores que 2cm os maiores valores foram observados no anodo W combinado com um filtro de borda K. Na combinação W/Rh entre 26-28 kVp, os melhores valores de FOM foram para $t=4$ cm. Em $t=8$ cm a relação W/Ag em 30kVp mostrou o melhor desempenho. Analisando os resultados, na combinação do anodo W com filtros de borda K ocorreu uma melhora considerável nos valores de FOM, em mamas espessas. Foram observadas medidas até 165% maiores do que a combinação Mo/Mo (RIBEIRO, CUNHA, 2013).

Na revisão literária de (BORG et al, 2012), foi analisado estudos referentes a FOM em mamografia, bem como os benefícios e malefícios de sua utilização. Existem variadas formas de definição de figura de mérito para otimização da mamografia digital. Considerando os métodos analisados será apresentado três dos descritos por eles:

Método 1

A Relação Sinal-ruído (SNR) é um dos parâmetros de qualidade de relevância em mamografia digital, e pode ser definida como:

$$SNR = \frac{I_B - I_L}{\sigma_B} \quad (4)$$

Onde I_L é a intensidade do detector sinal correspondente a uma lesão, I_B é o fundo, e σ_B é o desvio padrão do ruído detectado no fundo. Essa equação é coerente com CNR. Uma imagem com um alto CNR possui uma qualidade superior. A FOM pode ser definida como:

$$FOM = \frac{CNR^2}{E} \quad (5)$$

Onde E é a exposição.

É um método forte e preciso para otimização, mas ele não consegue analisar a influência do Ruído pós-processamento de imagem e domínio de frequência no CNR. No entanto, mesmo não conseguindo analisar a influencia do ruído, é um modelo que ajuda o uso em ambientes clínicos.

Método 2

Utilizando simulações de Monte Carlo, autores afirmam que a dosimetria deve ser DGM em vez de E , como colocado no Método 1, e o indicador de qualidade da imagem deve ser o contraste (SC). Mesmo E sendo uma quantidade de dose mais simples, mais fácil de medir e frequentemente mais utilizada, a DGM é mais adequada para avaliação de risco de câncer. Com isso, a FOM pode ser definida como:

$$FOM = \frac{SC_{\mu C}^2}{DGM} \quad (6)$$

Levando em consideração que o ruído do sistema seja expresso como o desvio padrão da imagem de saída. Ele pode ser expresso como:

$$\partial = (\partial_e^2 + \partial_q^2 + \partial_s^2)^{0,5} \quad (7)$$

Onde ∂_e , ∂_q e ∂_s são o desvio padrão dos ruídos eletrônico, quântico e estruturado consecutivamente. O conjunto destes ruídos pode ser incorporado no termo geral "ruído quântico", sabendo que eles possuem igual distribuição de dose de ruído conforme as Estatísticas de Poisson.

Método 3

Muitos trabalhos foram divulgados, apresentando que FOM seria:

$$FOM = \frac{CNR^2}{DGM} \quad (8)$$

A equação (8) foi utilizada em alguns estudos avaliando sistemas mamográficos. No primeiro estudo, foi usada para comparar três campos completos de sistemas do tipo FFDM e foi afirmado que era possível fornecer um critério objetivo durante a seleção de uma unidade de mamografia utilizando FOM para rastreio diagnóstico, mas os autores afirmaram também que uma comparação entre os três sistemas são limitados porque os valores de CNR medidos estão associados à diferentes tecnologias, não são valores comparáveis. No segundo estudo foi utilizada para investigar o efeito de materiais de filtro-alvo na dose e na qualidade da imagem de um sistema de mamografia digital baseado em um detector de selênio amorfo, os autores declararam que assumindo que os dois sistemas testados sejam quantum limitado, o FOM é independente do nível de dose. Altos valores de FOM motram que o sistema tem boa qualidde de imagem a uma menor dose (BORG et al, 2012).

O uso da FOM, mostra uma forma muito chamativa para realizar processos de otimização. E quanto maior for o seu valor em qualquer sistema, melhor o seu desempenho. É um conceito promitente e deve ser considerado como uma clara ferramenta nos testes de garantia de qualidade (BORG et al, 2012).

3 METODOLOGIA

Neste trabalho, foram estudadas as métricas para avaliação de sistemas mamográficos. As imagens foram simuladas nos equipamentos utilizando o phantom CIRS 011A. A análise das imagens foi feita no software IMAGEJ®, onde foram selecionadas regiões de interesses para a realização dos cálculos.

Um dos mamógrafos utilizados é da marca Hologic, modelo Selenia® Dimensions®, que oferece tanto a modalidade de imagens 2D quanto 3D (tomossíntese mamária). Este mamógrafo utiliza captura direta e está localizado na Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP). Algumas especificações do equipamento são descritas na Tabela 1.

Tabela 1 - Especificações técnicas do Mamógrafo Digital Selenia® Dimensions®

Faixa de tensão	2D: 20 a 39 kVp (incrementos de 1kVp) 3D: 20 a 49 kVp (incrementos de 1kVp)
Faixa de Exposição	3,0 a 500 mAs
Faixa de Corrente	Foco grosso (0,3 mm): 200 mA Foco fino (0,1 mm): 50 mA
Anodo	Tungstênio
Filtração	0,05 mm ródio (Rh) 0,05 mm Prata (Ag) 0,70 mm Alumínio (Al) 0,30 mm Cobre (Cu)

Fonte: www.hologic.com (2017)

O equipamento contém modos de exposições que podem ser selecionados de acordo com as necessidades do usuário Tabela 2.

Tabela 2- Modos de Exposição do Mamógrafo Digital Selenia® Dimensions®

Manual	O usuário seleciona todos os parâmetros
Auto-Time	O usuário seleciona o filtro e o kV e o sistema seleciona o mAs
Auto-kV	O usuário seleciona o filtro e o sistema seleciona o mAs e o kV
Auto-Filter	Sistema seleciona o filtro, mAs e o kV.

Fonte: www.hologic.com (2017)

No modo Auto-Time, a exposição é calculada pelo equipamento através da espessura do objeto, e o usuário decide a tensão e o filtro. O equipamento possui um sistema de segurança que evita a paciente de receber doses desnecessárias.

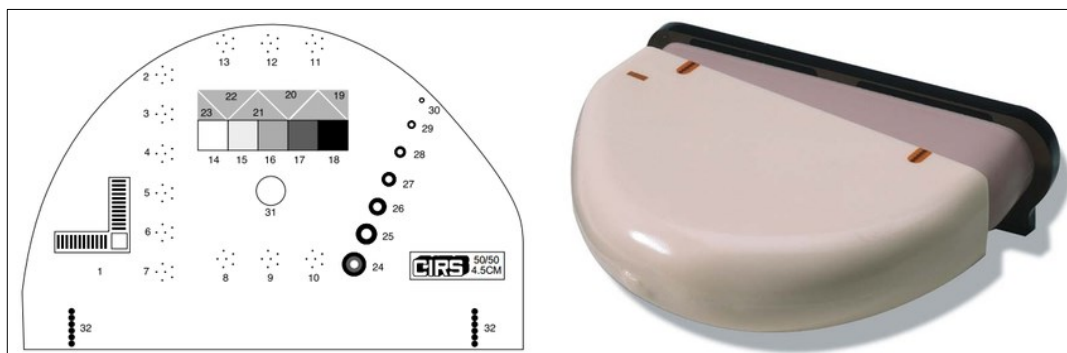
O segundo mamógrafo é o modelo Senograph DS da marca GE. O controle automático de exposição controla, mAs e filtro. O detector é de silício amorfo (a-Si), o material do alvo do tubo de raios X é de Ródio (Rh) e a combinação é com filtro de molibdênio (Mo) e ródio (Rh). Utiliza captura indireta e se refere ao mamógrafo do Hospital da clínicas da Universidade de São Paulo (HC USP). Especificações de tensão e exposição são apresentadas na Tabela 3.

Tabela 3 - Especificações técnicas do Mamógrafo Senograph DS

Faixa de Tensão	22 a 49 Kv
Faixa de Exposição	4 a 500 mAs

As imagens foram adquiridas usando o phantom CIRS 011A, apresentado na Figura 1.

Figura 1 – Imagem radiográfica do Phantom CIRS 011A



Fonte: www.supertechx-ray.com (2017)

Este phantom é um simulador de mama e é constituído de materiais que reproduzem a atenuação de raios X de uma mama real com 50% de tecidos fibroglandulares. O material de resina simula os coeficientes de atenuação dos fótons de uma série de tecidos mamários. Além disso, apresenta estruturas que simulam nódulos, microcalcificações, fibras e também uma área demarcada como referência de fundo de imagem (SUPERTECH, 2017). O phantom possui as características descritas na Figura 2.

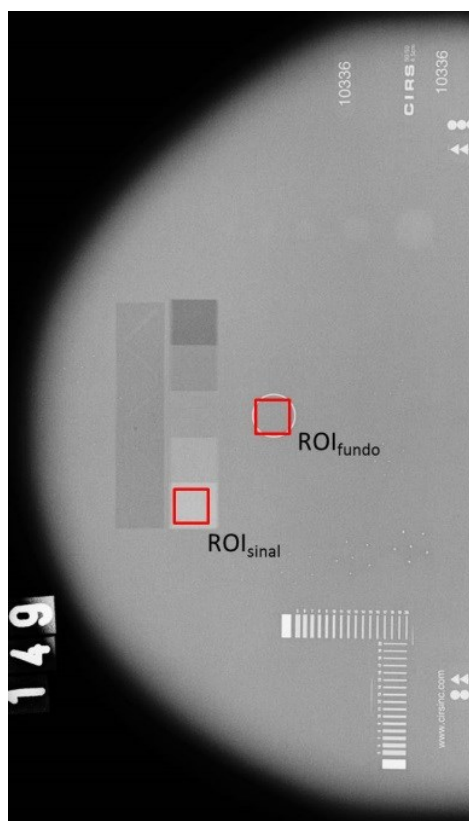
Figura 2 – Características Phantom CIRS 011A

Alvo do par de linha 1. 20 lp / mm Tamanho do grão de 2. Ca CO_3 (mm) 3. .130 4. .165 5. .230 6. .275 7. .400 8. .230 9. .196 10. .165 11. .230 12. .196 13. .165 Etapa Wedge 1 cm de espessura 14. 100% glândula 15. 70% glândula 16. 50% glândula 17. 30% glândula 18. 100% adiposa	Fibras de nylon tamanho do diâmetro (mm) 19. 1.25 20. 0.83 21. 0.71 22. 0.53 23. 0.30 Massas Hemisféricas 75% glandular / 25% adiposa, espessura (mm) 24. 4.76 25. 3.16 26. 2.38 27. 1.98 28. 1.59 29. 1.19 30. 0.90 Densidade Óptica 31. zona de referência Borda do Beam 32. alvo de localização	Phantom Comprimento do corpo 12,5 cm Largura 18,5 cm Altura 4,5 cm Material Epoxy Também incluído Microscópio portátil 30x Mamografia Documentos QA para gravação de avaliações de imagem e pontuações Manual técnico Mala de transporte vendida separadamente.
--	--	--

Fonte: www.supertechx-ray.com (2017)

Para o cálculo dos parâmetros de qualidade CNR e FOM, foram usadas regiões de interesse (*Region of interesting - ROIs*), detalhadas na Figura 3.

Figura 3 – Regiões de interesse



Fonte: Autor

Foi utilizado o software livre IMAGEJ® (IMAGEJ®, 2017) para obter e avaliar as regiões de interesse. Por meio dele foi possível selecionar áreas da parte do sinal e do fundo da imagem, para que se pudesse calcular a média de tons de cinza, o desvio padrão de cada ROI e posteriormente o CNR.

Nas ROIs também foi levantado dados referentes à tensão, exposição e doses (glandular e dose na entrada da pele) utilizadas ao adquirir as imagens.

O desvio padrão foi calculado a partir da Equação (9).

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (X - \bar{X})^2}{(n - 1)}} \quad (9)$$

Onde, $\bar{X}$ é a média de amostra MÉDIA(núm1; núm2;...) e n é o tamanho da amostra.

Após isso o CNR e FOM foram adquiridos através das Equações (10) e (11).

$$FOM = \frac{CNR^2}{DEP} \quad (10)$$

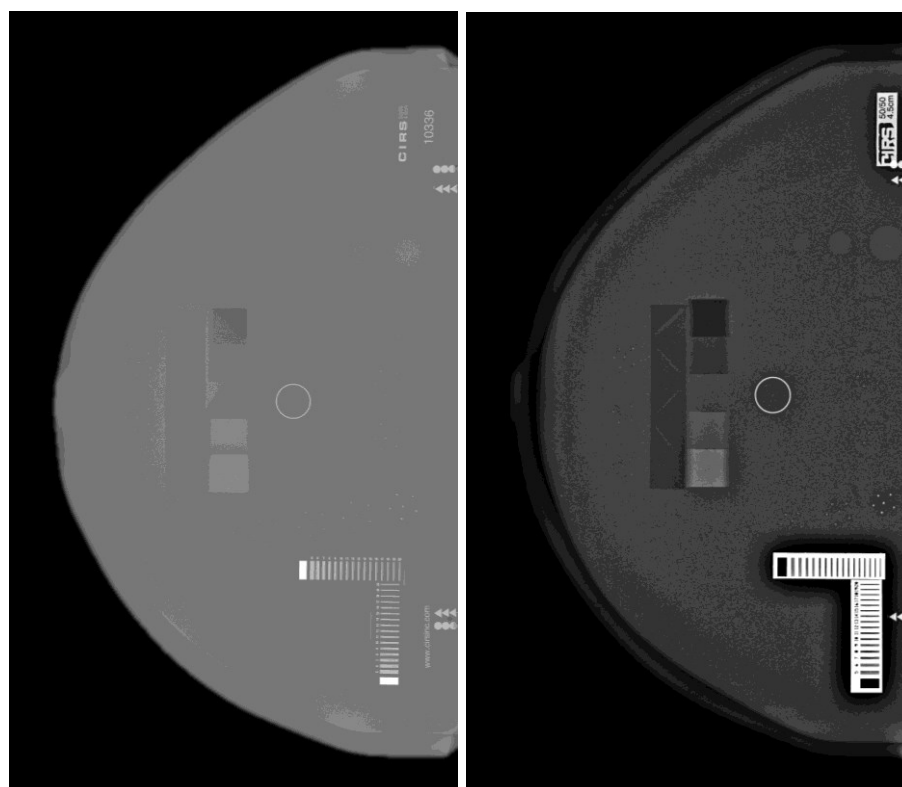
$$CNR = \frac{\text{valor médio pixel (sinal)} - \text{valor médio pixel (fundo)}}{\sqrt{\frac{\text{desvio padrão (sinal)} - \text{desvio padrão (fundo)}}{2}}} \quad (11)$$

A câmara de ionização usada foi da marca Radcal Corporation® modelo 9010, número de série 90-1960 e o probe também da marca Radcal Corporation® modelo 10x5-6M-3 número de série 10054, específico para mamografia. Com ela foram obtidos os valores de DGM e DEP em todas as etapas do trabalho.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A partir de imagens adquiridas em dois sistemas mamográficos diferentes foram então tabelados todos os dados de aquisição referentes às medidas de contraste das imagens. A Figura 4 apresenta exemplos das imagens geradas nos dois sistemas.

Figura 4 – Imagens geradas nos sistemas



(A)

(B)

(A) imagem sistema UNIFESP e (B) imagem sistema HC USP

Fonte: Autor

A Tabela 4 apresenta os valores referentes à média, área, mínimo e máximo encontrados nas ROIs da parte do sinal e do fundo das imagens.

Tabela 4 – Valores obtidos nas ROIs

	SINAL (parte clara)				FUNDO (círculo)			
	Área	Média	Min	Máx	Área	Média	Min	Máx
HC USP								
Imagem 1	26.719	1815	1181	2531	19.212	1.017	620	1586
Imagem 2	17.433	1.774	1166	2422	13.347	1.020	629	1654
Imagem 3	24.515	1.802	1116	2715	15.253	1.010	525	1709
UNIFESP								
Imagem 1	18.414	2.259	2124	2417	14.873	1.971	1838	2113
Imagem 2	20.398	2.591	2452	2752	14.023	2.314	2194	2479
Imagem 3	27.622	2.413	2254	2552	12.748	2.141	2024	2300

A Tabela 5 mostra os valores de tensão, exposição, dose glandular e DEP, resultantes na aquisição das imagens.

Tabela 5 – Dados coletados referentes à tensão, exposição e doses

	KVp [V]	Exposição [mAs]	Dose Glandular	DEP
HC USP				
Imagem 1	26	109	1,2700	3,300
Imagem 2	28	77	1,1700	2,870
Imagem 3	26	101	0,9700	3,160
UNIFESP				
Imagem 1	27	104	1,8520	7,930
Imagem 2	28	57	1,1740	4,968
Imagem 3	28	70	1,4510	6,074

É possível observar que a exposição do paciente influencia consideravelmente na quantidade da dose, bem como a espessura da mama. Os valores de Dose Glandular estão dentro da quantidade esperada, que deve ser abaixo que 3 mGy. A DEP também está dentro das normalidades, visto que esta é recomendada um valor menor que 10 mGy. Mas observa-se que as imagens da UNIFESP possuem uma DEP mais alta.

O desvio padrão do sinal e do fundo da imagem é mostrado na Tabela 6.

Tabela 6 – Resultados Desvio Padrão

	Desvio padrão Sinal	Desvio Padrão Fundo
HC USP		
Imagem 1	675,415	485,545
Imagem 2	628,106	517,278
Imagem 3	802,181	595,215
UNIFESP		
Imagem 1	146,641	137,522
Imagem 2	150,138	143,110
Imagem 3	149,110	138,531

A medida de desvio padrão influencia diretamente na relação CNR, uma vez que o alto desvio padrão nas ROI referentes ao fundo, estão relacionados a maior ruído, é o que acontece com as imagens adquiridas no HC USP. Como as imagens da UNIFESP possuem um desvio padrão do fundo menor, elas possuem baixo ruído.

O ideal seria ter desvio padrão alto apenas na região de sinal. Como as imagens da USP possuem alto valor dos desvios padrão do fundo e do sinal, o CNR foi menor, como mostra a Tabela 7.

Tabela 7 – Resultados CNR e FOM

	CNR	FOM
HC USP		
Imagem 1	81,90119608	2032,66846
Imagem 2	101,2889798	3574,723843
Imagem 3	77,85566087	1918,197446
UNIFESP		
Imagem 1	134,9474026	2296,444069
Imagem 2	147,8839324	4402,104966
Imagem 3	118,226651	2301,208595

Ao analisar a Tabela 7, é possível notar que quanto maior o valor de CNR maior o valor da FOM. Mesmo o sistema da UNIFESP ter apresentado um maior valor de DEP, ele possui os maiores valores de FOM, isso se dá ao fato de que a relação contraste ruído do sistema também é maior.

Com isso, considerando os valores de FOM e sabendo que quanto maior o seu valor melhor a otimização do sistema, o sistema mamográfico da UNIFESP se mostrou mais otimizado que o sistema do HC USP.

Contudo, os resultados são satisfatórios, visto que como era o desejado, obteve-se uma maior relação de contraste para uma menor dose nos dois sistemas em questão.

5 CONCLUSÕES

A mamografia digital é essencial na detecção do câncer de mama. Mas para que se diferencie tecido saudável de tumor, é necessária uma imagem com boa qualidade, que está associada ao contraste. Quanto melhor o contraste, melhor a qualidade da imagem, mas conseqüentemente há um aumento na quantidade de dose recebida pela paciente. Para que isso possa ser controlado, um sistema mamográfico de qualidade necessita possuir uma boa otimização, visto que a exposição à elevadas quantidade de dose aumenta as chances de câncer.

A Figura de Mérito (FOM) é uma das maneiras de se avaliar a otimização de um sistema mamográfico e a qualidade da imagem, onde são considerados dados extraídos da imagem e também da aquisição, como a dose.

As diferentes metodologias para se calcular a FOM pode interferir nesta avaliação, porém todos levam em consideração qualidade de imagem e dosimetria.

A partir dos dados obtidos neste trabalho, é possível verificar que o método de otimização baseado na obtenção da FOM, para avaliar a qualidade de sistemas mamográficos se mostra adequado, tendo em vista que os resultados estão todos dentro do estabelecido.

Um sistema otimizado, não significa o sistema que apresenta a imagem com maior contraste, mas sim a imagem que apresenta o melhor contraste em relação ao menor ruído com dose aceitável.

Em trabalho futuros, pode-se considerar aumentar o banco de dados das imagens, bem como a quantidade de mamógrafos avaliados. Também se sugere calcular a FOM de outra maneira, para se comparar os resultados com os diferentes métodos.

REFERÊNCIAS

(BICK, DIEKMANN, 2010)

BICK, Ulrich; DIEKMANN, Felix (Ed.). **Digital mammography**. Springer Science & Business Media, 2010.

(BORG et al, 2012)

BORG, M.; BADR, I.; ROYLE, G. J. **The use of a figure-of-merit (FOM) for optimisation in digital mammography: a literature review**. Radiation protection dosimetry, v. 151, n. 1, p. 81-88, 2012.

(BRITO, 2017)

BRITO, R, V. **Avaliação técnica radiográfica para otimização da aquisição de imagens mamográficas**. 2017. Dissertação (Mestrado em Ciências). Universidade Federal de Uberlândia.

(EUREF, 2006)

EUREF - **European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services**, 2006.

(FILHA, 2011)

FILHA, ENY MOREIRA RUBERTI. **AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DOS EQUIPAMENTOS MAMOGRÁFICOS E DA QUALIDADE DAS IMAGENS EM SERVIÇOS DE SAÚDE DO MUNICÍPIO DE SÃO PAULO**. 2011. Tese de Doutorado. Escola Paulista de Medicina.

(FURQUIM, COSTA 2009)

FURQUIM, Tânia AC; COSTA, Paulo R. **Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica**. Revista brasileira de física médica, v. 3, n. 1, p. 91-99, 2009.

(IMAGEJ®, 2017)

IMAGEJ®. **ImageJ Image Processing and Analysis in Java**. Disponível em: <<https://imagej.nih.gov/ij/>>. Acesso em: 08/06/2017.

(INCA, 2017)

INCA. **INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA.**

Disponível em:

<<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama>>. Acesso em: 08/06/2017.

(JAKUBIAK, 2013)

JAKUBIAK, Rosangela Requi. **Qualidade da imagem, limiar de contraste e dose glandular média em mamografia digital CR.** 2013.

(PEREZ, 2014)

PEREZ, Alessandra Maia Marques Martinez. **Estudo experimental da otimização em sistemas de mamografia digital CR e DR.** Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. 2014.

(PORTARIA, 1998)

PORTARIA, M. S. 453 'Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico'. **Diário Oficial da União, Brasília**, v. 2, 1998.

(RIBEIRO, CUNHA, 2013)

RIBEIRO, Paulo B.; CUNHA, Diego M. **Avaliação do desempenho de espectros de raios X em mamografia digital utilizando simulações Monte Carlo.** Revista Brasileira de Física Médica, v. 7, n. 3, p. 153-156, 2013.

(SILVESTRE, 2012)

SILVESTRE, Carina Rodrigues. **Otimização de dose em mamografia.** 2012. Tese de Doutorado. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

(SUPERTECH, 2017)

SUPERTECH. **Tissue-Equivalent Phantom for Mammography CIRS 011A.**

Disponível em:

<<http://www.supertechxray.com/BreastImagingandMammography/Training/CIRS011A.php>>. Acesso em: 20/11/2017.

(VIEIRA, 2005)

VIEIRA, Marcelo Andrade da Costa. **Metodologia baseada nas funções de transferência para pré-processamento de imagens mamográficas digitais e sua aplicação em esquema computacional de auxílio ao diagnóstico**. 2005. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.