



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"**

MARIANA ACCIARIS LEITE

**COMPARAÇÃO ENTRE METODOLOGIAS DE CONTROLE DE
QUALIDADE EM MAMOGRAFIA DIGITAL**

Botucatu

2010

MARIANA ACCIARIS LEITE

**COMPARAÇÃO ENTRE METODOLOGIAS DE CONTROLE DE
QUALIDADE EM MAMOGRAFIA DIGITAL**

Monografia apresentada ao Instituto de
Biotecnologia da Universidade Estadual
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus
de Botucatu, para obtenção do título de
Bacharel em Física Médica.

Orientador: Tânia Aparecida Correia Furquim

Supervisor: Diana Rodrigues de Pena Miranda

Botucatu

2010

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

Leite, Mariana Acciaris.

Comparação entre metodologias de controle de qualidade em mamografia digital / Mariana Acciaris Leite. - Botucatu, 2010

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2010

Orientador: Tânia Aparecida Correia Furquim

Assunto CAPES: 20000006

1. Mamas – Radiografia. 2. Controle de qualidade.

Palavras-chave: Controle de qualidade; Detetores digitais; Mamografia digital

AGRADECIMENTO

A Deus pela vida que me foi concedida.

Aos meus pais, João e Cristina, por tudo que eu sou hoje e por acreditarem em mim.

Aos meus irmãos, Eduardo, Roberta, Bárbara e Gustavo por esses anos de compreensão e amizade.

A minha querida avó, Alzira, por fazer com que a chama de união esteja sempre acesa em nossa família.

A todos os meus primos, em especial Andréia e Juliana, pelo companheirismo.

Aos meus tios, Leonilda, Maria Amélia, Ana Maria, Emanuel, Cláudia, Agnaldo, Maria Cristina e Áureo, por todo apoio que me deram.

As amigas Carol Senna e Ana Clara, que me acompanham desde o colégio.

A minha professora de inglês, Kátia, e meus colegas de turma por toda alegria que me proporcionaram.

Aos alunos da 4ª turma de física médica da UNESP de Botucatu, em especial a Fernanda (Bão), Ana Luíza (Tarada) e Maria Tereza (Tete) por fazerem com que os momentos difíceis se tornassem mais fáceis.

As companheiras de casa que fizeram com que a república fosse um verdadeiro lar, obrigada Regina (Tagarela), Tamara (Raitec), Vanessa (Mixinga), Mariana (Téxoro), Ana Carolina (Baga) e Marcela (Atoladinha).

Ao meu amigo e companheiro de estágio Felipe (Vara).

Aos professores do curso de física médica da UNESP de Botucatu, em especial a José Ricardo, Diana, Vlademir e Joel.

A equipe do Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE - USP), Tânia, Denise, Leandro, Ricardo, Givaldo, Camila e Allan. Principalmente a Tânia por toda paciência de me orientar neste trabalho.

"Bom mesmo é ir à luta com determinação, abraçar a vida com paixão, perder com classe e vencer com ousadia, pois o mundo pertence a quem se atreve, e a vida é muito pra ser insignificante"

(Charles Chaplin)

RESUMO

A melhor maneira de se detectar o câncer de mama é através do rastreamento mamográfico. Os equipamentos de mamografia são dedicados e necessitam de um controle de qualidade rigoroso para que se tenha uma imagem de qualidade e assim possa detectar essa doença precocemente. Os equipamentos com tecnologia digital são relativamente recentes no mercado e ainda não há norma nacional para controle de qualidade voltada para diferentes tipos de detetores digitais. Este trabalho tem por objetivo comparar os manuais de testes de controle de qualidade apresentados pelos fabricantes de dois equipamentos de mamografia digital diferentes, e também compará-los com o “*European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*” (2006). Os equipamentos estudados foram: Senographe 2000D da General Electric (GE) e Lorad Selenia da Hologic. Ambos os equipamentos são de mamografia digital, sendo que o equipamento da GE apresenta um sistema digital indireto e o outro um sistema digital direto. Foi realizado um estudo dos principais parâmetros físicos da imagem, tais como: resolução espacial, resolução de contraste, ruído, razão sinal-ruído, razão contraste-ruído e função de transferência de modulação. Em seguida, realizou-se um estudo da importância do controle de qualidade e da necessidade de implementação de um Programa de Garantia de Qualidade. Para a comparação dos manuais fez-se uma coleta de dados verificando quais testes são indicados e qual frequência mínima que eles devem ser realizados, de acordo com cada fabricante. Os testes foram realizados nas diferentes metodologias apresentadas e os resultados encontrados foram comparados. Os testes analisados foram: dose na entrada da pele, dose glandular média, razão contraste-ruído, razão sinal-ruído, controle automático de exposição e controle automático de densidades, função de transferência de modulação, resolução do equipamento, uniformidade do campo e *ghost*.

Palavras-chave: Mamografia digital, detetores digitais e controle de qualidade.

ABSTRACT

The best way to detect breast cancer is by screening mammography. The mammography equipments are dedicated and require a rigorous quality control in order to have a good quality image and to early detect this disease. The digital equipment is relatively new in the market and there isn't a national rule for quality control for several types of digital detectors. This study has proposed to compare two different tests manuals for quality control provided by the manufacturers of digital mammography equipments, and also compare them to the "European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis "(2006). The studied equipments were: Senographe 2000D from General Electric (GE) and the Hologic Selenia Lorad. Both were digital mammography equipments, the GE unit presents an indirect digital system and the other presents a direct digital system. Physical parameters of the image have been studied, such as spatial resolution, contrast resolution, noise, signal-to-noise ratio, contrast-to-noise ratio and modulation transfer function. After that, a study of the importance of quality control and the requirement to implement a Quality Assurance Program has been done. One data collection was done to compare those manual, it was done by checking which tests are indicated and the minimum frequency which they should be conducted in accordance with each manufacturer. The tests were performed by different methodologies and the results were compared. The examined tests were: the breast entrance skin dose, mean glandular dose, contrast-to-noise ratio, signal-to-noise ratio, automatic exposure control and automatic control of density, modulation transfer function, equipment resolution, homogeneity and ghost.

Keywords: Digital mammography, digital detectors and quality control.

LISTA DE FIGURA

Figura 1: Representação espacial das taxas brutas de incidência por 100 mil mulheres, estimadas para o ano de 2010, segundo a Unidade da Federação (neoplasia maligna da mama feminina)	10
Figura 2: Imagens de equipamentos de mamografia digital. A) General Electric Senographe 2000D.	14
Figura 3: Representação do posicionamento do ânodo no tubo de raios X.	15
Figura 4: Classificação do sistema CR e DR quanto à conversão da radiação X.	17
Figura 5: Representação gráfica do sinal da imagem. A) Imagem analógica. B) Imagem digital	19
Figura 6: Representação do elemento detetor.	20
Figura 7: Padrões de medidas de resolução espacial.	21
Figura 8: Dependência dos coeficientes de atenuação lineares com a energia do fóton, para os três	23
Figura 9: Níveis de ruído na imagem	23
Figura 10: Fotos do procedimento de medição de dose. A) DEP e DGM com o objeto simulador.	30
Figura 11: A) Representação das estruturas presentes no objeto simulador.	31
Figura 12: Imagem do teste razão contraste-ruído.	32
Figura 13: Representação da imagem do CAE segundo o Guia Europeu.	36
Figura 14: Imagem do teste de MTF. A) Dispositivo de teste posicionado paralelo ao eixo ânodo-cátodo.	38
Figura 15: Dispositivo de teste utilizado para o teste de resolução.	39
Figura 16: Representação da imagem para calcular o fator <i>ghost</i> .	41
Figura 17: Dispositivo de teste de MTF	50
Figura 18: Representação das ROIs no teste de RSR e uniformidade.	51

LISTA DE TABELA

Tabela 1: Características dos equipamentos de mamografia digital.	18
Tabela 2: Níveis de referência de DGM segundo o Guia Europeu.	30
Tabela 3: Parâmetros do CAE do equipamento GE.	35
Tabela 4: RCR por espessura de PMMA.	36
Tabela 5: Níveis de referência para o controle automático de densidades da Lorad.	37
Tabela 6: Testes de Controle de qualidade indicados pelo Guia Europeu.	44
Tabela 7: Resultados da comparação dos manuais dos fabricantes e do Guia Europeu.	46
Tabela 8: Resultados do teste de DEP.	47
Tabela 9: Resultados do teste de DGM para uma mama média (4,5 cm de espessura e 50% de glandularidade).	47
Tabela 10: Resultados do teste de razão contraste-ruído	48
Tabela 11: Resultados do teste de CAE	49
Tabela 12: Resultados do teste de função de transferência de modulação	50
Tabela 13: Resultados dos testes de resolução	51
Tabela 14: Resultados do teste de uniformidade do campo (na imagem)	52
Tabela 15: Resultados do teste de uniformidade	53
Tabela 16: Resultados dos testes de artefatos de <i>Ghost</i> .	53

SUMÁRIO

1	<u>INTRODUÇÃO</u>	10
2	<u>OBJETIVOS</u>	13
3	<u>FUNDAMENTOS TEÓRICOS</u>	14
3.1	EQUIPAMENTO DE MAMOGRAFIA DIGITAL	14
3.2	RECEPTORES DE IMAGEM	17
3.3	IMAGEM DIGITAL	18
3.4	PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM	20
3.5	RESOLUÇÃO ESPACIAL	21
3.5.1	RESOLUÇÃO DE CONTRASTE	21
3.5.2	RUÍDO	23
3.5.3	FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO	24
3.5.4	RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO	24
3.5.5	RAZÃO SINAL-RUÍDO	24
3.5.6	CONTROLE DE QUALIDADE EM EQUIPAMENTOS DE MAMOGRAFIA DIGITAL	24
3.5.7	ESTIMATIVA DE DOSE NA ENTRADA DA PELE	25
3.5.8	DOSE GLANDULAR MÉDIA	25
3.5.9	<i>GHOST</i>	26
3.5.10	UNIFORMIDADE DO CAMPO	26
4	<u>MATERIAIS E METODOLOGIA ESTUDADA</u>	27
4.1	DOSE DE ENTRADA NA PELE	27
4.2	DOSE GLANDULAR MÉDIA	28
4.3	RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO	31
4.4	RAZÃO SINAL-RUÍDO	33
4.5	CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO	34
4.6	CONTROLE AUTOMÁTICO DE DENSIDADES	36
4.7	FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO	37
4.8	RESOLUÇÃO DO EQUIPAMENTO	38
4.9	UNIFORMIDADE DO CAMPO	39
4.10	<i>GHOST</i>	40
5	<u>RESULTADOS E DISCUSSÃO</u>	42
6	<u>CONCLUSÃO</u>	54
7	<u>REFERÊNCIAS</u>	56

1 INTRODUÇÃO

De acordo com as estimativas do Instituto Nacional do Câncer (INCA)¹ o número de casos novos de câncer de mama esperados para o Brasil em 2010 será de 49.240, com um risco estimado de 49 casos a cada 100 mil mulheres. A Figura 1 mostra a representação espacial das taxas brutas de incidência de neoplasia maligna da mama feminina¹.

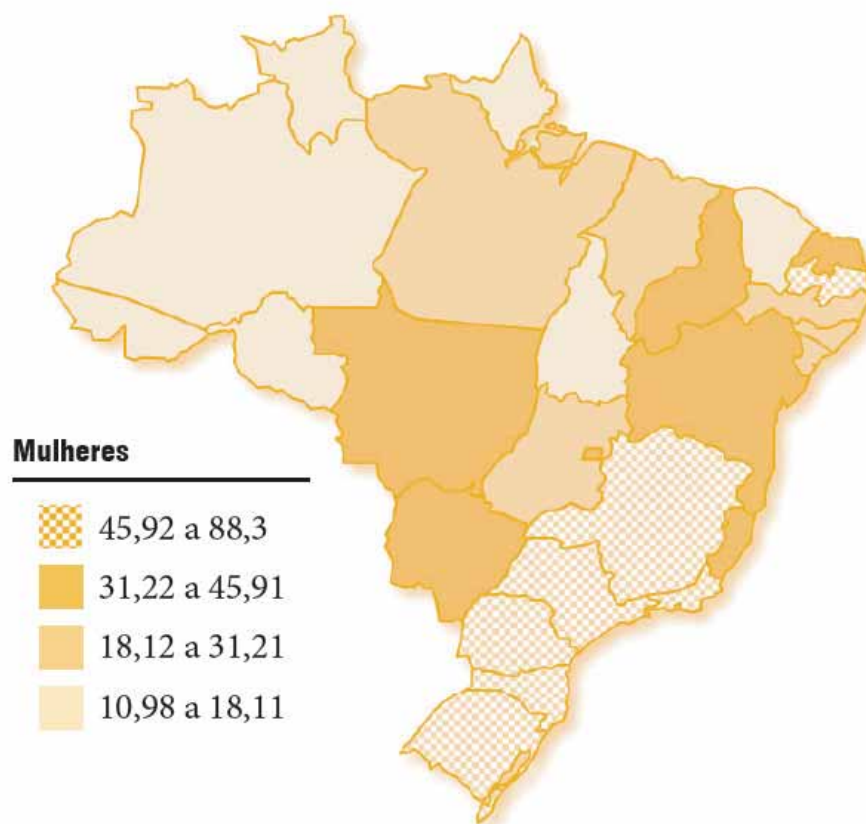


Figura 1: Representação espacial das taxas brutas de incidência por 100 mil mulheres, estimadas para o ano de 2010, segundo a Unidade da Federação (neoplasia maligna da mama feminina)¹

Desconsiderando o câncer de pele do tipo não melanoma, os cânceres que apresentarão maior incidência são o de mama e de colo de útero, no sexo feminino. Com isso, torna-se imprescindível investir e desenvolver ações com o intuito de controlar essa doença¹.

O rastreamento mamográfico para mulheres é a estratégia recomendada para controle do câncer de mama no Brasil e em muitos outros países. A recomendação do Ministério da Saúde para detecção precoce e diagnóstica desse câncer considera como principais estratégias

de rastreamento um exame mamográfico, pelo menos a cada dois anos, para mulheres de 50 a 69 anos, e o exame clínico anual das mamas, para mulheres de 40 a 49 anos. O exame clínico da mama deve ser realizado em todas as mulheres que procuram o serviço de saúde, independente da faixa etária, como parte do atendimento à saúde da mulher. Para as mulheres de grupos populacionais considerados de risco elevado para câncer de mama (com história familiar de câncer de mama em parentes de primeiro grau), recomendam-se o exame clínico da mama e a mamografia, anualmente, a partir de 35 anos¹.

Quando se fala em câncer de mama tem-se a necessidade de um diagnóstico preciso e precoce da doença, já que com esses requisitos é possível tratá-lo e com isso diminuir o risco de morte por esta doença. A maneira mais utilizada para detetá-la precocemente é através do rastreamento mamográfico, em que o equipamento utiliza raios X para adquirir a imagem da mama. Esta imagem mamográfica necessita da visualização de detalhes e pequenas estruturas para que o câncer possa ser detetado precocemente, portanto é preciso que o equipamento forneça uma imagem de qualidade².

Existem hoje no mercado equipamentos com sistema tela-filme, radiografia computadorizada e radiografia digital. Todas essas tecnologias devem oferecer um diagnóstico seguro, para isso é necessária a implementação de um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ), que deve fazer com que as imagens sejam tão boas quanto o equipamento seja capaz de fornecer e com a menor dose possível para o paciente, garantindo assim a proteção radiológica do mesmo².

No Brasil, em 1998 foi publicada a Portaria MS 453/98³ que estabelece a implementação de um PGQ em serviços de radiodiagnóstico médico e odontológico, porém nesta época ainda não existiam no mercado os equipamento de mamografia com tecnologia digital.

O primeiro equipamento de mamografia digital a ser comercializado foi da General Electric, aprovado para venda no ano de 2000 nos Estados Unidos da América pelo “*Food and Drug Administration*” (FDA), órgão responsável em testar equipamentos médicos antes de serem comercializados. Em seguida, no ano de 2001, outro equipamento foi aprovado, Fischer. E em 2002 o equipamento da Lorad também aderiu ao mercado⁴.

Com o passar dos anos um número muito grande de equipamentos de mamografia digital foram desenvolvidos e instalados no mundo todo e estudos mostraram a necessidade de desenvolver PGQ específicos para esta tecnologia⁴.

A otimização da exposição deve contribuir para proteger os pacientes de exposições desnecessárias de acordo com o princípio “*as low as reasonable achievable*” (ALARA), em

que as doses devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequível para fornecer uma imagem de qualidade e um diagnóstico seguro. Este é um princípio importante porque na radiologia digital, os exames podem ser executados sobre um amplo intervalo de doses podendo assim ocorrer superexposições acarretando em maior dose de radiação ao paciente sem nenhum efeito adverso na qualidade da imagem e esta só pode ser garantida se os parâmetros de análise forem apropriados^{5,6}.

Desde o lançamento do primeiro equipamento de mamografia digital, no ano de 2000, muitos estudos foram realizados, porém nenhuma norma foi consolidada. Os estudos da Comunidade Européia resultaram no “*European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*” (2006)⁷, que é um guia com testes específicos para mamografia digital. Este foi utilizado para comparar as metodologias utilizadas pelos manuais dos fabricantes^{8,9} de dois equipamentos de mamografia digital, sendo um lançado no ano 2000, pioneiro nesta área, e o outro no ano de 2002 em que já existiam alguns estudos sobre equipamentos de mamografia digital.

Esta comparação permite uniformizar a maneira de avaliar um equipamento digital buscando equilíbrio entre a qualidade da imagem e a dose na paciente.

2 OBJETIVOS

Este trabalho tem por objetivo comparar os manuais^{8,9} de testes de controle de qualidade apresentados pelos fabricantes de dois equipamentos de mamografia digital e compará-los com o “*European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*” (2006)⁷Tal comparação resume-se em:

- Coletar os dados verificando quais testes são indicados e qual a frequência mínima de realização;
- Realizar os testes em ambos os equipamentos com as diferentes metodologias apresentadas;
- Comparar os resultados encontrados.

3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1 EQUIPAMENTO DE MAMOGRAFIA DIGITAL

O equipamento de mamografia apresenta características específicas devido à necessidade de se detetar pequenas estruturas. Por causa dos tecidos, normal e cancerígeno, que apresentam coeficiente de atenuação linear muito próximo a energia com que esse equipamento funciona é bem menor se comparada com o equipamento de raios X¹⁰.

Não importa de que maneira a imagem é adquirida, se é digital ou analógica, o câncer é detetado com base em quatro análises:

- A característica morfológica do tumor ou massa;
- A forma e configuração espacial da deposição de mineral chamado microcalcificação;
- Distorção da arquitetura do tecido da mama;
- Assimetria entre as imagens da mama direita e esquerda ¹¹.

Devido aos riscos da radiação ionizante, técnicas que minimizam a dose e otimizam a qualidade da imagem são essenciais, e levaram a um refinamento no equipamento de raios X para que fosse dedicado a mamografia.

A Figura 2 mostra dois exemplos de mamógrafos digitais. O item A) é um exemplo de um mamógrafo de deteção indireta e o item B) é um de deteção direta.

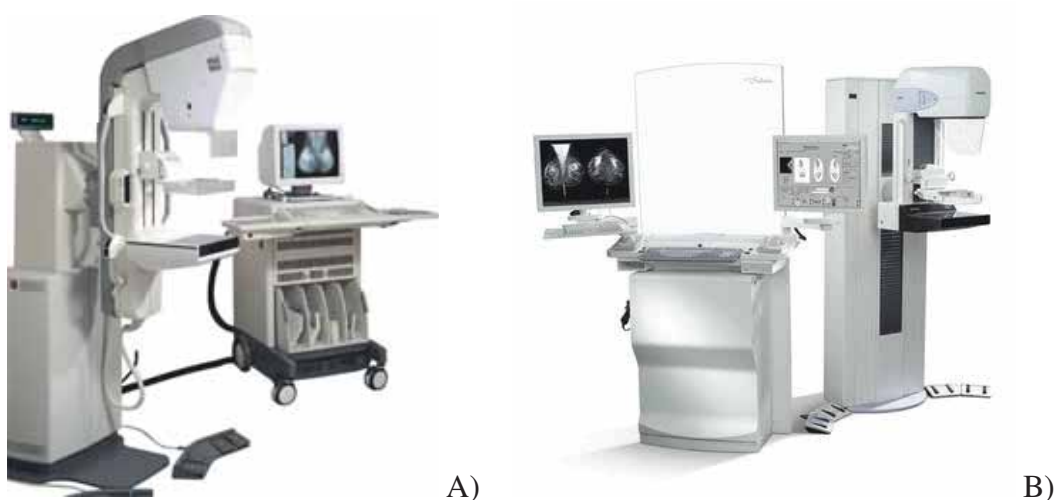


Figura 2: Imagens de equipamentos de mamografia digital. A) General Electric Senographe 2000D¹².
B) Selenia Hologic/ Lorad¹³

Os equipamentos de mamografia digital são compostos por:

- Conjunto emissor de radiação X, que inclui o tubo de raios X, a cúpula e os colimadores;
- Barreira de proteção;
- Comando;
- Receptor de imagem, que inclui o detetor direto ou indireto e a grade;
- Placa de compressão.

O gerador de raios X que fornece energia para o tubo de raios X e permite a seleção do produto corrente-tempo e da tensão de aceleração dos elétrons.

O tubo de raios X é composto por um ânodo e um cátodo. O ânodo é giratório para dissipar o calor que é produzido. O tubo de raios X possui um ângulo de inclinação para que o feixe não atinja a parede torácica, como mostra a Figura 3.

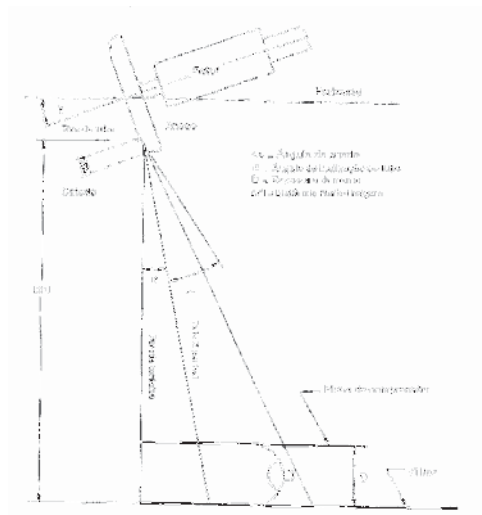


Figura 3: Representação do posicionamento do ânodo no tubo de raios X¹⁴.

Os filtros têm a finalidade de tornar o feixe de radiação mais monoenergético (aumentar a energia efetiva do feixe), filtrando baixas e altas energias.

O compressor deixa a espessura da mama mais homogênea, a exposição melhor distribuída e reduz as estruturas sobrepostas. Além disso, o compressor ajuda a minimizar o movimento da paciente, afasta a mama da parede torácica e minimiza o espalhamento da radiação.

A grade é uma série de lâminas de um material radiopaco intercaladas por um material radio transparente que remove a radiação espalhada.

A barreira de proteção protege outras partes da paciente para que não seja irradiada desnecessariamente e também temos a barreira de proteção para o técnico que trabalha com o equipamento.

Os colimadores colimam o feixe para que a radiação atinja somente a região de interesse e também contribui para remover a radiação espalhada.

A cúpula contém o tubo de raios X, os colimadores e os filtros.

O sistema ergonômico une a cúpula e o sistema de aquisição de imagem, facilita na aquisição de imagens que não sejam no eixo crânio-caudal e ajudam no posicionamento da paciente de forma que ela possa se segurar e evitar que a radiação atinja partes do corpo mais radiosensíveis.

Os equipamentos de mamografia oferecem dispositivos de controle automático de exposição (CAE) que controla o produto corrente-tempo (mAs) e encerra a geração dos raios X quando o sensor de radiação detecta a exposição apropriada. Os sensores de radiação mais comumente utilizados são detectores de estado sólido e tubos fotomultiplicadores. Há dois tipos mais comuns de dispositivos de CAE:

- Seleciona-se a tensão de aceleração de elétrons e o CAE controla o mAs;
- O CAE controla tanto a tensão de aceleração de elétrons quanto o mAs, com uma pré exposição para ajustar a tensão de aceleração adequada¹⁴.

Os dispositivos de CAE compensam automaticamente a variação de tensão, a anatomia do paciente e a corrente de elétrons (mA), reduzindo assim a exposição de radiação e a rejeição de mamografias. Alguns equipamentos contêm um controle de densidades, que varia geralmente de - 5 a + 5, possibilitando um ajuste fino no (mAs) selecionado automaticamente. Este mecanismo permite aprimorar a densidade na imagem¹⁴.

O sistema de detecção digital pode ser por radiografia digital (DR) direta ou indireta.

A imagem da mamografia digital pode ser dividida em três partes: o processo de aquisição da imagem; o processamento da imagem, que inclui o software utilizado; e a apresentação da imagem pós processamento⁷.

A radiologia digital possui a vantagem de manipulação, visualização, transmissão e armazenamento da imagem. Para qualquer sistema é possível otimizar a dose e obter qualidade na imagem, porém se um bom sistema de garantia de qualidade for implementado, o sistema digital pode conseguir a menor dose se comparado com o sistema tela-filme devido a sua ampla faixa dinâmica¹⁵.

3.2 RECEPTORES DE IMAGEM

A imagem radiológica digital pode ser adquirida como computadorizada ou digital. E esses sistemas podem ser subdivididos de acordo com os seus receptores de imagem, portanto temos os sistemas: radiografia computadorizada (CR), radiografia digital (DR) indireto e DR direto. Essa subdivisão está relacionada com o processo de conversão da radiação X em carga elétrica como mostra a Figura 4¹⁶.

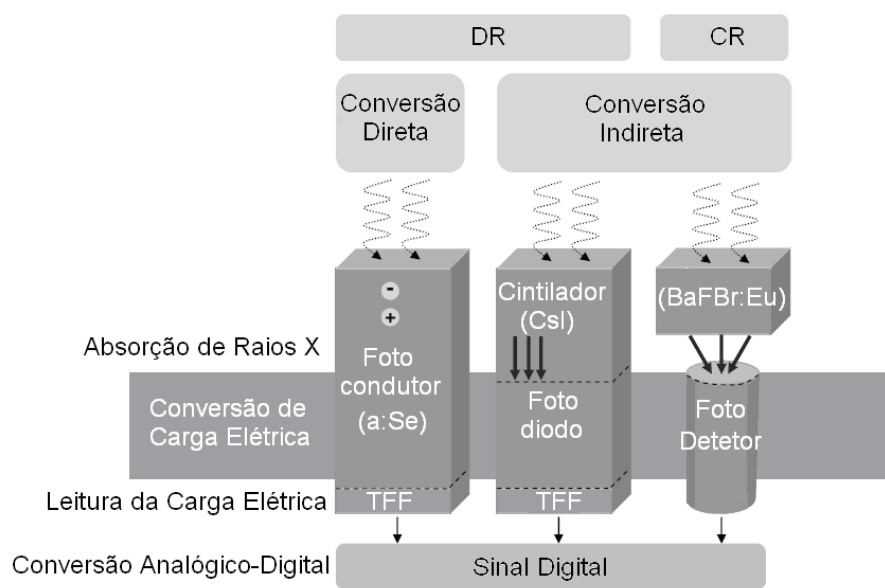


Figura 4: Classificação do sistema CR e DR quanto à conversão da radiação X¹⁶.

O sistema CR possui uma placa de imagem (PI), semelhante ao utilizado no sistema tela-filme, a diferença é que a PI possui uma camada de fósforo foto estimulável composta por BaFX:Eu, sendo que X pode ser bário (Br) ou iodo(I)¹⁶.

Para a tecnologia CR o processo ocorre em duas etapas, os raios X atingem a placa de imagem estimulando os elétrons da impureza do cristal, estes elétrons movem-se para as vacâncias do cristal. Os elétrons dessa placa ficam armadilhados formando uma imagem latente, que será extraída pelo leitor de CR. O leitor através da luz laser no comprimento de onda da luz vermelha (~ 625 a 740 nm) fornece energia para os elétrons armadilhados e estes movem-se para banda de condução emitindo luz. A luz emitida pelos elétrons, no comprimento de onda da luz azul (~ 455 a 452 nm), é captada por um fotomultiplicador e este sinal é detetado e convertido em sinal digital. A relação entre o sinal do tubo fotomultiplicador e a radiação X absorvida é linear¹⁷.

O sistema DR é dividido em direto e indireto, ambos utilizam transistores de filme fino (TFF) ou “dispositivo de carga acoplada” (CCD) para fazer a leitura da carga elétrica transmitida pelo fotocondutor ou fotodiodo. O CCD é mais utilizado na mamografia^{16,18}.

Os detetores do sistema DR direto convertem os fótons de raios X em carga elétrica através de uma camada de material fotocondutor, como o selênio amorfo (a-Se), este material possui a propriedade de absorver fótons de raios X. Através dessa absorção ocorre a liberação de carga elétrica, formando um par “elétron-buraco”. Uma camada dielétrica é utilizada para isolar a camada de a-Se do eletrodo que está na superfície, os elétrons livres são atraídos por este eletrodo e os buracos, que possuem carga elétrica positiva, migram para o lado oposto. Acoplado a esse material fotocondutor estão os TFFs que coletam as cargas elétricas e as armazenam através dos capacitores. Há um coletor de carga e um capacitor em cada local de pixel. Essa carga armazenada é convertida em sinal digital^{16,18}.

O sistema DR indireto possui dois estágios. Primeiro os fótons de raios X são captados por uma matriz ativa composta por um material cintilador, o iodeto de céscio dopado com tálio (CsI: Tl), que é um material absorvedor, converte a radiação X em luz visível. Em seguida essa luz é convertida em carga elétrica através dos fotodiodos, como o silício amorfo (a-Si). Cada pixel da matriz ativa contém um fotodiodo associado ao TFF. A quantidade de carga acumulada em cada pixel é proporcional a quantidade de fótons de raios X absorvidos^{16,18}.

A Tabela 1 mostra as características principais dos equipamentos de estudo deste trabalho.

Tabela 1: Características dos equipamentos de mamografia digital¹⁴.

Equipamento	Técnica de Detecção	Detetor	Área Ativa
Lorad	Direto	a - Se	24 x 29 cm ²
GE	Indireto	CsI: Tl – a-Si	19 x 23 cm ²

3.3 IMAGEM DIGITAL

Com o desenvolvimento dos pequenos detetores de estado sólido, surgiu à possibilidade de captar a radiação utilizando-os. Os detetores são organizados em uma matriz bidimensional e este conjunto produz um valor de saída proporcional à intensidade e ao tempo de exposição recebido, e estes valores tornam-se os termos da matriz bidimensional, que representa a imagem. Ainda não é uma imagem digital. A disposição física do detetores

facilita a coleta de dados, porém os valores precisam ser quantizados com uma escala discreta para formar a imagem digital. As imagens digitais podem ser representadas por uma matriz de valores discretos, o que os torna passíveis de armazenamento e manipulação dentro de um computador¹⁹.

A Figura 5 representa a imagem analógica que é definida continuamente no espaço e no nível de sinal e a imagem digital que é definida em pontos discretos e com número finito de nível de sinal armazenado⁴.

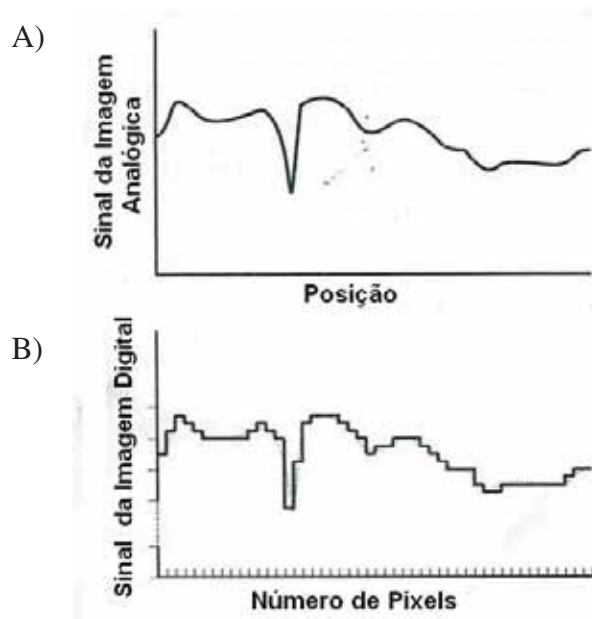


Figura 5: Representação gráfica do sinal da imagem. A) Imagem analógica. B) Imagem digital⁴

A imagem digital é adquirida por amostragem, ou seja, o sinal medido é adquirido sobre uma matriz de elementos de imagem discretos (elemento detetor ou del). Cada elemento detetor ou del tem área finita e o valor associado representa a média do sinal dessa área⁴.

A Figura 6 mostra esquematicamente a construção dos detetores. Cada del tem área ativa com dimensão d , e uma área que é insensível a radiação incidente e o *pitch* representa o espaço entre dois dels⁴.

Cada detetor apresenta um valor de resposta à radiação incidente, caso a área ativa do detetor não apresente esse valor de resposta este é chamado de *bad pixel*.

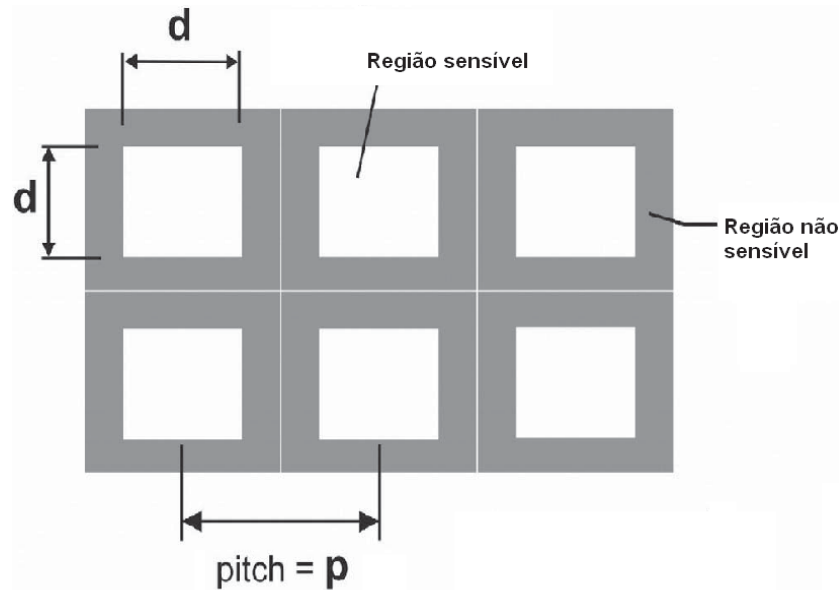


Figura 6: Representação do elemento detector^{4,21}.

3.4 PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM

As imagens digitais possuem uma ampla faixa dinâmica o que pode determinar uma diminuição da dose na paciente ou uma super exposição. Durante o processamento alguns parâmetros são ajustáveis, a aquisição da imagem é mais rápida se comparado com sistema tela-filme, facilitando a visualização e armazenamento e o acesso a imagem em localidades diferentes e distantes através da implementação de um sistema de rede⁵.

A boa qualidade da imagem é essencial para assegurar um diagnóstico preciso. Para se adquirir uma imagem de qualidade em DR deve-se considerar alguns parâmetros como: resolução espacial, resolução de contraste, ruído, função de transferência de modulação (FTM), razão contraste-ruído (RCR) e razão sinal-ruído (RSR)^{5,20}.

A resolução espacial e a resolução de contraste são análises visuais e dependem do observador da imagem. Os outros parâmetros são análises um pouco mais complexas que envolvem cálculos matemáticos, realizados com a ajuda de programas computacionais.

3.5 RESOLUÇÃO ESPACIAL

A resolução espacial é a habilidade de um sistema de visualizar ou distinguir estruturas adjacentes separadamente. A resolução espacial depende do tamanho do pixel e do espaçamento entre eles^{10,21}.

A resolução espacial é vista através de um padrão de barras. Esse padrão de barras apresenta barras radiopacas e espaços radioluminescentes. As barras mais os espaços são denominados pares de linhas. A visualização clara desses pares de linha é que determina a resolução espacial. Esse teste é subjetivo e, portanto não é muito utilizado em sistemas complexos de imagem. A Figura 7 mostra dois tipos de padrão de barras utilizados para medir resolução espacial^{10,21}.

Em mamografia digital a resolução espacial pode ser limitada devido à área do ponto focal e ao fator de magnificação da estrutura de interesse; nitidez devido à difusão da luz do fósforo da tela do receptor de imagem; a abertura efetiva do elemento de detecção e *pitch*; e o movimento relativo da fonte de raios X, da mama, ou do receptor de imagem durante a exposição²¹.

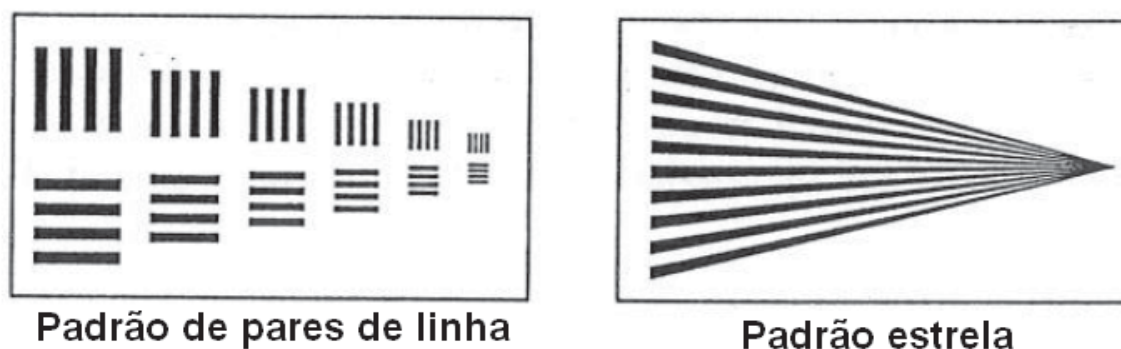


Figura 7: Padrões de medidas de resolução espacial¹⁰.

3.5.1 RESOLUÇÃO DE CONTRASTE

A resolução de contraste é definida como a diferença de tonalidade, escala de cinza, entre duas regiões de uma imagem. O contraste presente em uma imagem médica é resultado das diferentes etapas que ocorrem para se obter uma imagem. Para um sistema de aquisição digital as três etapas são bem definidas: aquisição, processamento e visualização da imagem. E para cada etapa têm-se diferentes conceitos relacionados ao contraste^{10,17}.

O contraste é dividido em: contraste do objeto, contraste do receptor de imagem e contraste radiográfico²¹.

O contraste do objeto ocorre devido à diferença de intensidade de raios X que atinge o receptor de imagem, e esta intensidade depende da energia dos raios X e da anatomia do paciente. Portanto os fatores que alteram o contraste do objeto são: a espessura do paciente e a densidade do tecido irradiado, assim como a tensão aplicada pelo equipamento e a combinação de anodo-filtro utilizada. A atenuação da radiação é maior para pacientes mais espessos e para tecidos mais densos. A combinação anodo-filtro que deixa o feixe mais monoenergético contribui para maior penetração do feixe de raios X assim como o aumento da tensão^{10,21}.

O contraste fornecido pelo detetor de imagem depende da resposta do mesmo. As características do detetor é que determinam o contraste final da imagem e essa resposta depende do sistema que está sendo utilizado: tela-filme, placa de imagem ou detetor digital¹⁷.

O contraste do receptor para o sistema tela-filme depende da resposta do filme e do controle da processadora¹⁰.

Para os sistemas digitais o que determina o contraste é o algoritmo de processamento da imagem. Essa é uma das vantagens dos sistemas digitais, a imagem pode ser manipulada após o processamento já que é possível alterar o brilho e a escala de cinza¹⁷.

Já o contraste radiográfico é dado pela diferença de densidade ótica de duas estruturas da imagem e o contraste final no sistema digital é analisado melhor através da razão contraste-ruído que será explicada no item 3.5.5.

A diferença de atenuação entre o tecido normal e o cancerígeno da mama é muito pequena. Mais precisamente a atenuação do tecido glandular é muito próximo do tecido cancerígeno, principalmente para energias muito baixas, entre 10 e 15 keV, e acima de 35 keV¹⁰.

O contraste entre o tecido normal e maligno é melhor para baixas energias, como mostra a Figura 8, entretanto baixas energias resultam em alta dose no tecido e maior tempo de exposição¹⁰.

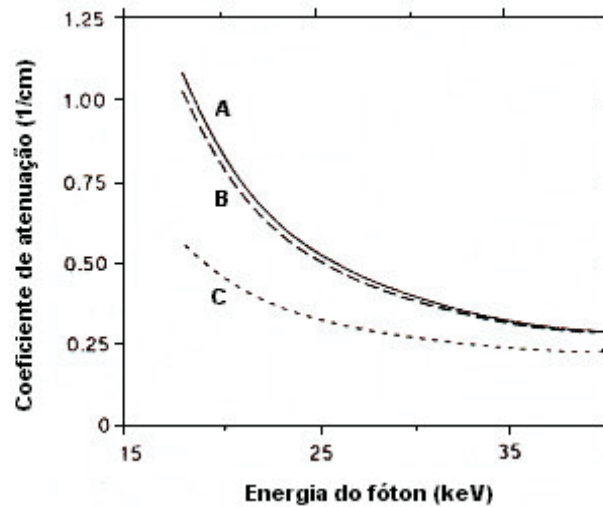


Figura 8: Dependência dos coeficientes de atenuação lineares com a energia do fóton, para os três tipos de tecidos da mama: A. Carcinoma ductal invasivo, B. tecido fibroso e C. tecido adiposo¹⁴.

3.5.2 RUÍDO

O ruído é a incerteza ou imprecisão com que o sinal é reproduzido, ou seja, ele é o desvio padrão de uma região uniforme da imagem¹⁰.

A Figura 9 mostra a intensidade do ruído interferindo no objeto de interesse. Quanto maior o ruído mais difícil é distinguir o objeto de interesse do fundo da imagem^{10,7}.

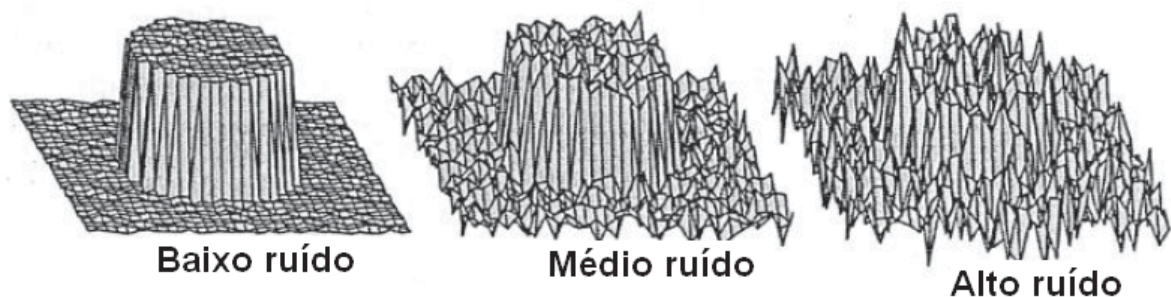


Figura 9: Níveis de ruído na imagem¹⁰

O ruído da imagem é chamado de ruído quântico, porém todos os receptores de imagem contêm uma fonte de ruído interna, chamado ruído intrínseco do detetor que está presente nos equipamentos digitais. Este ruído intrínseco pode ser calculado a partir da extrapolação da curva de razão sinal-ruído por kerma no ar da superfície de entrada, o sinal adquirido para o kerma zero corresponde ao ruído intrínseco^{7,17}.

3.5.3 FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

A Função de Transferência de Modulação (FTM) é a função que descreve como o contraste dos componentes da imagem é transferido em função de seu conteúdo de frequência espacial²². FTM funciona como uma descrição mais completa da resolução espacial do detetor.

A medição da FTM é realizada com um dispositivo de teste que possui um padrão de barras, neste existem grupos de linhas que possuem pares de linhas de alto e baixo contraste. Quando a frequência espacial dessas linhas é baixa elas ficam mais definidas, quando a frequência espacial vai aumentando os pares de linhas ficam cada vez mais indefinidos²².

A FTM descreve, para cada nível de detalhe, a eficiência do equipamento de transferir para a imagem o contraste inerente do objeto⁴.

3.5.4 RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO

A razão contraste-ruído (RCR) é a relação entre a diferença de sinal entre o objeto de interesse e uma região uniforme do fundo da imagem (contraste) e o desvio padrão da área uniforme do fundo (ruído)²².

3.5.5 RAZÃO SINAL-RUÍDO

A razão sinal-ruído (RSR) é uma descrição quantitativa eficaz da qualidade da informação transmitida pela imagem radiológica. Quão boa é a transferência de resposta do sinal de entrada e o sistema de saída⁴.

O sinal é a média dos valores dos pixels de uma região de interesse e o ruído é o desvio padrão do sinal⁷.

3.5.6 CONTROLE DE QUALIDADE EM EQUIPAMENTOS DE MAMOGRAFIA DIGITAL

Quando se trata de um equipamento de mamografia digital os cuidados para a qualidade da imagem não ocorrem apenas no processo de aquisição, mas também no

processamento e na visualização da imagem. Nos equipamentos digitais esses processos podem ser analisados separadamente.

O processamento da imagem envolve *softwares*, programas matemáticos de melhoramento da imagem, como por exemplo, *softwares* que removem os *bad pixels*, a não uniformidade da mama e até mesmo a não uniformidade devido ao efeito *heel*, porém este processo não está incluso no Guia Europeu⁷ e nos manuais dos equipamentos^{8,9}.

Já no processo de visualização o controle de qualidade é realizado nos monitores que são utilizados para fazer o diagnóstico. Esses monitores devem apresentar parâmetros de qualidade também descritos pelos manuais dos equipamentos^{8,9} e pelo Guia Europeu⁷, mas estes parâmetros não fazem parte do objetivo deste trabalho.

Durante o processo de aquisição devem-se avaliar os parâmetros físicos citados no item 3.4 para verificar a qualidade da imagem e também verificar *ghost* e uniformidade. Além desses parâmetros no equipamento digital deve-se avaliar a dose devido à linearidade de resposta em relação à exposição.

3.5.7 ESTIMATIVA DE DOSE NA ENTRADA DA PELE

A dose de entrada na pele (DEP) é estimada a partir da dose absorvida na entrada da pele da paciente no local onde há irradiação incluindo a radiação retro-espalhada pelo paciente²³.

3.5.8 DOSE GLANDULAR MÉDIA

A dose glandular média (DGM) é o termo referente para dose de radiação estimada para a mamografia com raios X da dose média absorvida no tecido glandular com a mama uniformemente comprimida. O tecido glandular da mama é o tecido mais radio sensível, por isso tem se a preocupação em se estimar a dose nessa região²³.

A estimativa da DGM depende de alguns parâmetros como: qualidade do feixe de raios X, espessura do objeto simulador da mama e composição de representação dos tecidos. E esta estimativa leva em consideração o princípio de que a dose deva ser tão baixa quanto razoavelmente exequível fornecendo uma imagem de boa qualidade, ou seja, uma imagem para um diagnóstico preciso^{2,23}.

Como o sistema digital apresenta uma resposta linear em relação à exposição o cuidado para que não ocorra uma superexposição deve ser maior.

3.5.9 GHOST

Ghost são resíduos de imagens anteriores que podem ser vistos na imagem atual. Esse tipo de resíduo quando ocorre em imagem CR é devido ao fato de alguns elétrons que foram armadilhados na placa de imagem durante a exposição não retornarem a sua camada durante a leitura por estimulação da luz laser, sendo assim eles podem ser desarmadilhados durante uma próxima aquisição¹⁰.

Já no sistema DR o que acontece é que os resíduos de cargas elétricas não coletadas ficam no detetor e formam a imagem fantasma¹⁰.

3.5.10 UNIFORMIDADE DO CAMPO

O teste de uniformidade verifica se o sinal recebido pelo detetor está uniforme, ou seja, os detetores de um sistema digital devem fornecer um sinal real para a formação de uma imagem de qualidade. Com essa análise é possível verificar a presença de *bad pixels*²³.

4 MATERIAIS E METODOLOGIA ESTUDADA

Neste trabalho foi realizado um estudo comparativo dos manuais do fabricante^{8,9} de controle de qualidade dos equipamentos de mamografia digital, com o intuito de estabelecer a diferença dos testes indicados por cada manual e a frequência mínima de realização e, além disso, compará-los com o Guia Europeu⁷. Após essa coleta de dados realizou-se os testes para verificar:

- Dose de entrada na pele (DEP);
- Dose glandular média (DGM);
- Razão contraste-ruído (RCR);
- Razão sinal-ruído (RSR);
- Controle automático de exposição (CAE);
- Controle automático de densidades;
- Função de transferência de modulação (FTM);
- Resolução do equipamento;
- Uniformidade do campo (na imagem);
- *Ghost*.

Esses testes foram realizados em dois tipos de equipamentos pelas diferentes metodologias indicadas, pelos manuais do fabricante^{8,9} e pelo Guia Europeu⁷, e os resultados foram comparados.

4.1 DOSE DE ENTRADA NA PELE

A dose de entrada na pele (DEP) é a estimativa de dose absorvida na superfície da mama da paciente que deve ser controlada para que não ultrapasse os níveis de referência e, assim, preservar a saúde da paciente²³.

Os manuais dos fabricantes^{8,9} recomendam que os testes de DEP, DGM e reprodutibilidade do CAE sejam feitos conjuntamente.

Os materiais utilizados para esta medição são: câmara de ionização de 6 cm³ e eletrômetro, da Radical Corporation, calibrados e o objeto simulador de mama com as especificações de uma mama média padrão (4,5 cm de espessura e glandularidade de 50%).

Os manuais dos fabricantes^{8,9} recomendam que os dados para o cálculo da DEP sejam adquiridos com o objeto simulador e com a câmara de ionização posicionada ao lado do mesmo, Figura 10 A, ambos devem ser irradiados para que a câmara possa detetar a radiação espalhada pelo objeto simulador como se fosse a mama da paciente. Ambos indicam o “*Mammography Quality Control Manual*” elaborado pelo American College of Radiology (ACR) para o cálculo da DEP²⁴. O cálculo deve ser realizado conforme a Equação 1.

Deve-se medir a camada semi redutora na mesma tensão que se irradiou o objeto simulador e a câmara, para garantir a qualidade do feixe.

O Guia Europeu⁷ não apresenta nenhuma recomendação quanto à estimativa de DEP.

Os manuais dos fabricantes^{8,9} não apresentam limites para DEP.

A Portaria MS 453/98³ apresenta os limites de DEP: 10 mGy com a grade e 4 mGy sem a grade, para uma mama comprimida de 4,5 cm.

$$DEP = k \times BSF \times K_{p,T} \times F_C \quad \text{Equação 1}$$

Onde k é o kerma no ar na superfície de entrada, BSF é o fator de retro espalhamento na água para a geometria e qualidade da radiação, $K_{p,T}$ é o fator de correção para temperatura e pressão e F_C é o fator de calibração da câmara de ionização.

4.2 DOSE GLANDULAR MÉDIA

A dose glandular média (DGM) é a estimativa de dose absorvida pelo tecido glandular da mama, que é o mais sensível à radiação da mama. O valor de DGM depende da espessura e da composição da mama e da qualidade do feixe de raios X⁷.

Os materiais utilizados para esta medida são: câmara de ionização e eletrômetro calibrados e o objeto simulador de mama com as especificações de uma mama média padrão. Esses materiais são utilizados por ambos manuais^{8,9}.

Para a GE⁸, a medição de DGM é feita para uma paciente típica, de aproximadamente 4,2 cm de espessura da mama comprimida e composição tecidual de 50 % glandular e 50 % adiposo.

O procedimento deve ser realizado com a grade instalada e um campo de radiação selecionado de 19 x 23 cm². O objeto simulador deve ser posicionado sobre a mesa, na posição que seria ocupada pela mama da paciente. Já a câmara de ionização deve ser posicionada ao lado do objeto simulador a 4 cm da parede torácica e 3,5 cm da lateral do campo indicado pela luz.

Se o controle automático de exposição for estabelecido para esta medição é importante que os parâmetros sejam adquiridos somente com objeto simulador, sem a câmara de ionização.

Para a Lorad⁹ a medição de DGM deve ser realizada para uma mama comprimida com aproximadamente 4,5 cm de espessura e composição tecidual de 50 % adiposo e 50 % glandular. O procedimento deve ser realizado com a placa de compressão e um campo de 24 x 30 cm².

Ambos indicam o “*Mammography Quality Control Manual*” elaborado pelo ACR²⁴ para o cálculo da DGM, que utiliza o método de Wu²⁵ em que o kerma no ar é medido com o objeto simulador, como mostra a Figura 10 A e o cálculo é feito de acordo com a Equação 2.

Limite da DGM em ambos os manuais é de 3 mGy para uma espessura de 4,5 cm e composição de 50 % de tecido glandular e 50 % de tecido adiposo.

$$D = D_{gN} \times X$$

Equação 2

Onde D_{gN} é a dose glandular média normalizada e X é a exposição na entrada da pele. O valor de D_{gN} é tabelado e dependente da tensão utilizada, da camada semi redutora nesta tensão e da combinação ânodo-filtro.

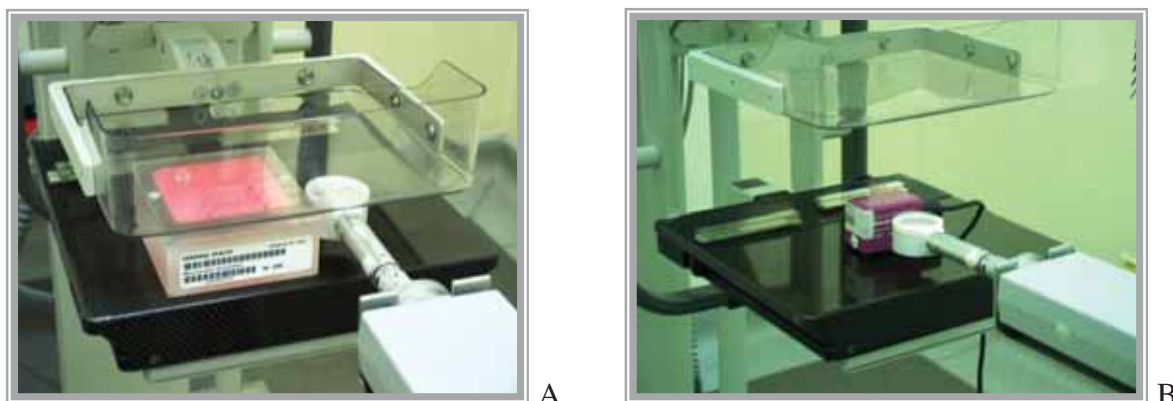


Figura 10: Fotos do procedimento de medição de dose. A) DEP e DGM com o objeto simulador.
B) DGM sem o objeto simulador².

O Guia Europeu⁷ recomenda que se registre o kerma no ar sem o objeto simulador, como mostra a Figura 10 B, e as técnicas de tensão (kVp) e produto corrente-tempo (mAs) devem ser adquiridas pelo controle automático de exposição para as seguintes espessuras de polimetilmetacrilato (PMMA): 30, 40, 45, 50, 60 e 70 mm. A DGM deve ser calculada para a espessura de mama equivalente a cada espessura de PMMA de acordo com o método de Dance²⁶, como mostra a Equação 3.

$$D = k \times g \times c \times s$$

Equação 3

Onde k é o kerma no ar incidente na superfície da mama, g é o fator de conversão de kerma em dose à glandularidade de 50 %, c é o fator de conversão para outras composições da mama e possui diferença dependendo da idade da paciente e o fator s corresponde a correção da combinação ânodo-filtro. Os parâmetros g , c , e s são tabelados no Guia Europeu⁷. Os limites de DGM estão na Tabela 2.

Tabela 2: Níveis de referência de DGM segundo o Guia Europeu⁷.

Espessura de PMMA (cm)	Espessura equivalente a mama (cm)	DGM máxima (mGy)	
		Nível aceitável	Nível recomendado
2,0	2,1	< 1,0	< 0,6
3,0	3,2	< 1,5	< 1,0
4,0	4,5	< 2,0	< 1,6
4,5	5,3	< 2,5	< 2,0
5,0	6,0	< 3,0	< 2,4
6,0	7,5	< 4,5	< 3,6
7,0	9,0	< 6,5	< 5,1

4.3 RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO

A razão contraste-ruído (RCR) é a relação entre a diferença na escala de cinza entre regiões de uma imagem e a incerteza ou imprecisão com que o sinal é reproduzido¹⁰.

O teste de RCR é realizado adquirindo-se uma imagem do objeto simulador utilizado para verificar a qualidade da imagem, sendo que este objeto simulador possui estruturas que simulam massas, fibras e grupos de micro calcificações como mostra a Figura 11.

A RCR deve ser analisada na imagem antes de ser processada para que se possa verificar o efeito e a resposta dos detetores.

Este objeto simulador é recomendado por ambos os manuais dos fabricantes^{8,9}, porém a maneira com que eles recomendam o cálculo da RCR é diferente.

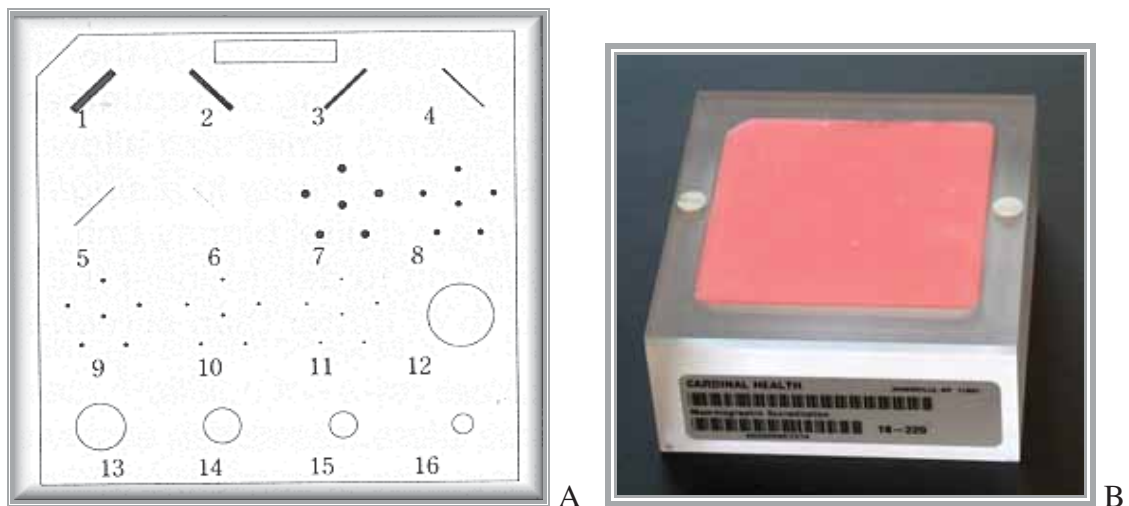


Figura 11: A) Representação das estruturas presentes no objeto simulador.

B) Objeto simulador de qualidade da imagem².

Para calcular a RCR utiliza-se um visualizador de imagem DICOM, neste caso ImageJ® ou JiveX®, em que se pode selecionar uma região de interesse (ROI), como mostra a Figura 12, e obter nesta região a média dos valores de pixel e o desvio padrão dos pixels na região selecionada na imagem.



Figura 12: Imagem do teste razão contraste-ruído.

O manual da Lorad⁹ pede a utilização de um disco de acrílico de 4 mm de espessura e 1 cm de diâmetro para ser colocado sobre o objeto simulador de qualidade da imagem em uma região que não tenha nenhuma simulação de fibra, massa ou microcalcificação. Para calcular a RCR seleciona-se uma ROI na imagem do disco e outra, de mesma área, no fundo, para que se obtenha o sinal e o desvio padrão. O cálculo é feito conforme a Equação 4.

O limite da RCR deve ser $\pm 15\%$ do valor adquirido no teste de aceitação.

Para a GE⁸, o teste de RCR deve ser realizado com o objeto simulador por 5 dias consecutivos para estabelecer uma linha de base e depois esse teste deve ser realizado uma vez por semana. Para o cálculo do RCR utiliza-se também a Equação 4 recomendada pelo manual da Lorad⁹, porém, a GE⁸ indica que a ROI seja feita na maior massa e na região próximo a ela que não apresente nenhuma simulação de massa, micro calcificação ou fibra. Os locais das diferentes ROIs selecionadas estão na Figura 12.

$$RCR = \frac{Sinal_{fundo} - Sinal_{objeto}}{Ruído_{fundo}} \quad \text{Equação 4}$$

Onde $Sinal_{fundo}$ é a média dos pixels da ROI selecionada em uma região uniforme, o $Sinal_{objeto}$ é a média dos pixels na ROI dentro da imagem da maior massa ou na região homogênea da imagem do disco de acrílico e o $Ruído_{fundo}$ é o desvio padrão da ROI selecionada na região uniforme.

Segundo o Guia Europeu⁷ a RCR é calculada pela Equação 5 para um objeto simulador específico de 0,2 mm de espessura de alumínio (Al) em 45 mm de PMMA.

$$RCR = \frac{Sinal - Sinal_{fundo}}{\sqrt{\frac{Ruído^2 - Ruído_{fundo}^2}{2}}} \quad \text{Equação 5}$$

Onde $Sinal$ e $Sinal_{fundo}$ são a média dos valores dos pixels da região selecionada do objeto e do fundo, respectivamente, e $Ruído$ e $Ruído_{fundo}$ são os desvios padrões dos valores dos *pixels* nas regiões selecionadas.

4.4 RAZÃO SINAL-RUÍDO

A RSR é uma descrição quantitativa eficaz da qualidade da informação transmitida pela imagem radiológica. Quantifica quão boa é a transferência de resposta do sinal de entrada e o sistema de saída⁷.

A RSR deve ser analisada na imagem antes de ser processada para que se possa verificar o efeito e a resposta dos detetores.

O manual da GE⁸ recomenda que para realizar o teste para análise da RSR utilizam-se placas de PMMA com as seguintes espessuras: 25, 40 e 60 mm. Essas placas devem ter área suficiente para cobrir a área do detetor de imagem. Deve-se adquirir 3 imagens, ou seja, para cada espessura uma imagem e as imagens serão analisadas através de um visualizador de imagem DICOM, como ImageJ® ou JiveX® para que se possa selecionar uma ROI e assim calcular a RSR como mostra a Equação 6. A RSR deve ser maior que 50.

$$RSR = \frac{Sinal}{Ruído} \quad \text{Equação 6}$$

Onde o $Sinal$ é a média dos valores dos pixels na região selecionada e o $Ruído$ é o desvio padrão desses pixels.

O manual da Lorad⁹ recomenda que o teste de RSR seja realizado junto com o teste de RCR, já explicado no item 4.3, porém o cálculo deve ser realizado como indica a Equação 7. A RSR deve ser maior que 40.

$$RSR = \frac{Sinal - DC_{offset}}{Ruído} \quad \text{Equação 7}$$

Onde o *Sinal* é a média dos valores de *pixels* na região selecionada, o *Ruído* é o desvio padrão desses *pixels*, porém a região de interesse selecionada é diferente já que os objetos simuladores utilizados nos testes são diferentes, e DC_{offset} é o ruído inerente do detetor.

O Guia Europeu⁷ recomenda que este teste seja realizado com espessuras de PMMA de 20 a 70 mm ao passo de 10 mm. As imagens devem ser analisadas através de um visualizador de imagem DICOM, como ImageJ® ou JiveX®, para que se possa selecionar uma ROI e assim calcular a RSR como mostra a Equação 6. A variação máxima entre a RSR das imagens é de 15 %.

4.5 CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO

Para o manual da GE⁸ o controle automático de exposição (CAE) deve ser feito utilizando três placas de PMMA com espessuras diferentes. Seleciona-se o modo automático e faz-se a aquisição de três imagens, cada uma com uma espessura de acrílico, 25, 40 e 60 mm. Os limites para este teste estão na Tabela 3. Neste equipamento o CAE mantém um nível adequado da RSR.

Tabela 3: Parâmetros do CAE do equipamento GE⁸.

Espessura de acrílico (mm)	Parâmetros de exposição		
	Ânodo/Filtro	mAs	kVp
25	Mo/Mo	20 – 60	27
40	Mo/Rh	50 – 100	28
60	Rh/Rh	50 – 100	32

Para a Lorad⁹, o CAE mantém um nível de sinal para cada espessura de mama, porém o equipamento possui uma faixa de variação dessa espessura. Deve-se utilizar 4 placas de PMMA com espessuras de 20, 40, 60 e 80 mm para simular as espessuras da mama. A placa de compressão de 18 x 24 cm² deve ser instalada para este teste ser realizado.

Para cada espessura será adquirida uma imagem no modo automático e os valores de tensão, produto corrente-tempo e combinação ânodo-filtro fornecidos pelo equipamento devem ser anotados. As imagens devem ser analisadas em um visualizador de imagem DICOM, ImageJ® ou JiveX®, para coletar a informação da média dos valores dos pixels em uma região de interesse, esse valor deve ser subtraído do ruído inerente do detetor. A variação das médias dos valores dos *pixels* nas imagens não deve variar mais que 10 %.

O Guia Europeu⁷ recomenda os seguintes testes para o CAE: controle automático de densidades, explicado no item 4.6 e compensação por espessura e tensão.

A compensação por espessura e tensão utiliza placas de PMMA de espessura de 20, 30, 40, 45, 50, 60 e 70 mm e uma placa de alumínio de 0,2 mm de espessura. As imagens devem ser adquiridas para cada espessura de PMMA com a placa de alumínio sobre as mesmas. A RCR deve ser calculada segundo a Equação 5 e as regiões de interesse selecionadas como mostra a Figura 13. Os valores de referência estão na Tabela 4.

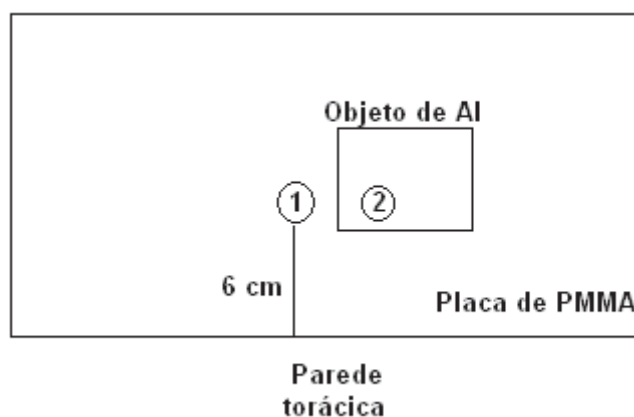


Figura 13: Representação da imagem do CAE segundo o Guia Europeu⁷.

Tabela 4: RCR por espessura de PMMA⁷.

Espessura de PMMA (mm)	RCR (%)
20	> 115
30	>110
40	>105
45	>103
50	>100
60	>95
70	>90

4.6 CONTROLE AUTOMÁTIDO DE DENSIDADES

Este teste é recomendado pelo Guia Europeu⁷, porém só se for aplicável ao equipamento, que é o caso da Lorad⁹.

O Guia Europeu⁷ pede para calcular a DEP para cada passo que o equipamento fornece e os valores aumentam de 5 a 15 % por passo.

O controle automático de densidades para o equipamento da Lorad⁹ pode ser realizado junto com o teste de CAE. Utiliza-se 4 placas de PMMA com espessuras de 2, 4, 6 e 8 cm, para cada espessura será adquirida uma imagem no modo automático e os valores de tensão, produto corrente-tempo, combinação ânodo-filtro e o passo, fornecidos pelo equipamento devem ser anotados. Para a espessura de 4 cm adquirem-se três imagens no passo 0. As imagens devem ser analisadas em um visualizador de imagem DICOM, ImageJ® ou JiveX®, para coletar a informação da média dos valores dos pixels em uma região de interesse, esse valor deve ser subtraído do ruído inerente do detetor. A média dos valores dos *pixels* de cada

imagem adquirida no modo automático deve ser dividida pela média do sinal das imagens no passo 0. O nível de variação apresenta-se na Tabela 5.

Tabela 5: Níveis de referência para o controle automático de densidades da Lorad⁹.

Modo	Variação
-5	0,23 - 0,28
-4	0,36 - 0,44
-3	0,50 - 0,61
-2	0,63 - 0,77
-1	0,77 - 0,94
+1	1,04 - 1,27
+2	1,17 - 1,43
+3	1,31 - 1,60
+4	1,44 - 1,76
+5	1,58 - 1,93

4.7 FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

A função de transferência de modulação (FTM) é a função que representa como o contraste dos componentes da imagem é transmitido através do seu conteúdo de frequência²⁰.

A FTM deve ser analisada na imagem antes de ser processada para que se possa verificar o efeito e a resposta dos detetores.

O manual da GE⁸ descreve que a grade deve estar presente e a placa de compressão deve ser retirada; deve-se seleccionar o ponto focal grosso, a combinação anodo-filtro Rh/Rh, 30 kV e 28 mAs. O dispositivo de teste deve ser colocado paralelo ao eixo ânodo-cátodo. A imagem a ser analisada é a imagem antes de ser processada. Faz-se os ajustes na janela, seleccionam-se círculos nas regiões de interesse (área branca e preta) e elipses nas regiões próximas de 2 e 4 pl/mm. Com a média do sinal e o desvio padrão faz-se o cálculo da FTM como mostra a Equação 8.

Os limites estabelecidos para FTM são: > 58% e > 25% para as regiões de 2 e 4 pl/mm, respectivamente.

$$FTM = \frac{Ruído}{Sinal_{branca} - Sinal_{preta}} \times 222$$

Equação 8

Onde o *Ruído* é o desvio padrão dos valores de *pixels* na ROI selecionada em 2 ou 4 pl/mm e o $Sinal_{branca}$ e $Sinal_{preta}$ é a média dos *pixels* da área branca e preta na imagem, respectivamente.

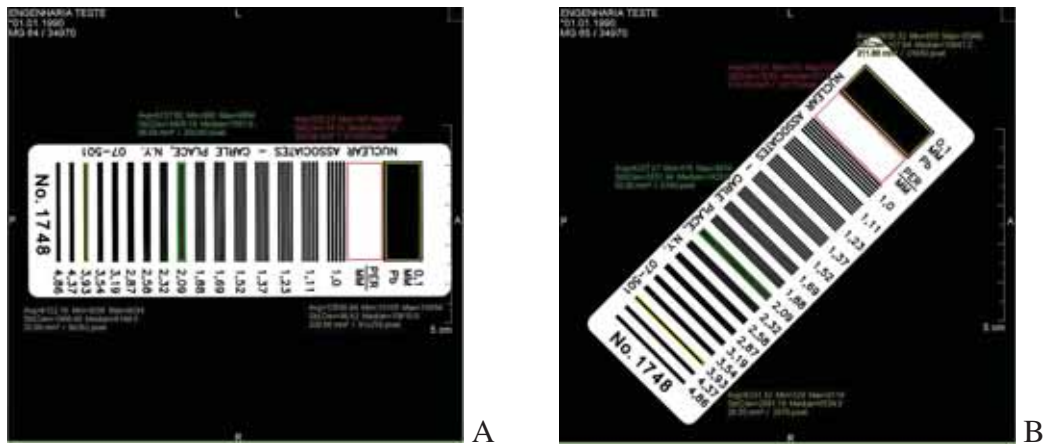


Figura 14: Imagem do teste de MTF. A) Dispositivo de teste posicionado paralelo ao eixo ânodo-cátodo. B) Dispositivo de teste posicionado com inclinação de 45° em relação ao eixo ânodo-cátodo.

O manual da Lorad⁹ não recomenda o teste de FTM, mas o teste de resolução do equipamento é realizado com o mesmo dispositivo de teste utilizado no teste de FTM recomendado pelo manual da GE⁸. Portanto, calculou-se a FTM para ambos os equipamentos com as duas metodologias como pode ser visualizado na Figura 14.

O Guia Europeu⁷ recomenda o cálculo da FTM utilizando um dispositivo de teste adequado para a aquisição da imagem e os valores adquiridos no teste de aceitação do equipamento são utilizados como linha de base para os testes que serão realizados.

4.8 RESOLUÇÃO DO EQUIPAMENTO

A resolução do equipamento mostra a habilidade do sistema em distinguir objetos adjacentes. Quanto menor for o objeto detectado melhor é a resolução do equipamento⁷.

O manual da GE⁸ e o Guia Europeu⁷ não recomendam esse teste.

A Lorad⁹ indica esse teste para verificar o desempenho do equipamento. O dispositivo padrão de resolução de alto contraste deve apresentar grupos de pares de linha de 5 a 15 pl/mm com passos de 1 pl/mm.

Segundo o manual da Lorad⁹, no teste de resolução, a placa de compressão deve ser colocada a uma altura de 4,5 cm; o dispositivo de teste deve estar a 1 cm da borda do receptor de imagem e posicionado com um ângulo de 45° em relação ao eixo ânodo-cátodo. Deve-se selecionar 28 kVp, 65 mAs, a combinação de ânodo-filtro Mo/Mo e ponto focal grosso.

O limite para resolução deste dispositivo é no mínimo 7 lp/mm.

A aquisição dos dados para este teste foi realizada com o dispositivo de teste como mostra a Figura 15. O dispositivo de teste utilizado para determinar a resolução espacial apresenta pares de linhas por milímetro sendo que esses pares de linhas são compostos por uma linha branca e uma preta. A frequência com que esses pares de linha aparecem aumenta fazendo com que as linhas fiquem mais finas e mais difíceis de serem visualizadas e definidas.



Figura 15: Dispositivo de teste utilizado para o teste de resolução².

4.9 UNIFORMIDADE DO CAMPO

A uniformidade do campo deve ser analisada na imagem antes de ser processada para que se possa verificar o efeito e a resposta dos detetores.

Segundo o manual da GE⁸, o teste de uniformidade deve ser realizado com uma placa PMMA de 25 mm de espessura e a sua área deve cobrir toda a área do receptor de imagem.

Selecionando a técnica utilizada normalmente na rotina clínica três imagens devem ser obtidas com as seguintes combinações de ânodo-filtro: Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. Se uma não

uniformidade aparecer, o acrílico deve ser rotacionado em 90° e as exposições repetidas. Este teste deve ser realizado com a grade anti-espalhamento.

Para a Lorad⁹ o teste de uniformidade deve ser realizado com uma placa de acrílico de 4 cm de espessura. A técnica a ser selecionada no modo manual deve ser: 28 kVp, 65 mAs, combinação ânodo-filtro Mo/Mo e foco grosso. Com essa técnica adquire-se uma imagem. Em seguida, gira-se o acrílico em 180° e adquire-se uma nova imagem. Ainda no modo manual muda-se a combinação de anodo-filtro para Mo/Rh e repete-se o procedimento como na combinação Mo/Mo.

O Guia Europeu⁷ recomenda que o teste de uniformidade seja feito junto com o teste de RSR com espessuras de PMMA de 20 a 70 mm com passo de 10 mm. Caso a RSR apresente variações maiores que a recomendada deve-se girar a placa de PMMA em 180° e repetir a medida. Recomenda-se que o janelamento para a análise da imagem seja de 10 % da média do valor dos *pixels*.

4.10 GHOST

O manual da GE⁸ não recomenda a realização do teste para verificar *ghost* e o manual da Lorad⁹ segue as mesmas recomendações que o Guia Europeu⁷.

Segundo o Guia Europeu⁷, para detetar o *ghost* faz-se uma imagem com uma placa de acrílico cobrindo metade do detetor de imagem. Em seguida outra imagem é adquirida, com um intervalo de tempo menor que 1 minuto, sendo que a segunda imagem é feita com a placa de acrílico cobrindo todo o detetor e uma placa de 0,1 mm de Al é posicionada bem no centro da placa de acrílico. Com a aquisição da segunda imagem é possível verificar a média do sinal das regiões de interesse, como mostra a Figura 16 e com isso calcular o fator de *ghost* com a Equação 9.

O *ghost* deve ser analisado na imagem antes de ser processada para que se possa verificar o efeito e a resposta dos detetores.

$$Fator_{ghost} = \frac{Sinal_3 - Sinal_2}{Sinal_1 - Sinal_2}$$

Equação 9

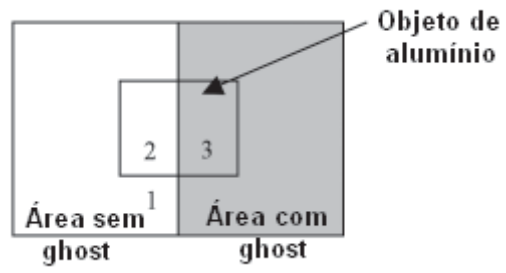


Figura 16: Representação da imagem para calcular o fator *ghost*⁷.

Esse fator *ghost* deve ser calculado anualmente e o seu valor deve ser menor que 0,3.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O estudo da comparação dos manuais dos fabricantes^{8,9} e do Guia Europeu⁷ mostrou que existem diferenças na quantidade de testes que são recomendados, na metodologia de medição, nos limites de referência e na frequência mínima que os testes devem ser realizados.

A imagem do equipamento de mamografia digital pode ser dividida em três partes distintas: aquisição, processamento e visualização. O Guia Europeu⁷ apresenta apenas os processos de aquisição e visualização da imagem, porém este trabalho foi dedicado ao processo de aquisição.

A Tabela 6 mostra os testes recomendados para análise do processo de aquisição da imagem pelo Guia Europeu⁷ com seus limites de referência e a periodicidade mínima de realização.

Os testes de tamanho de ponto focal, distância fonte-imagem, alinhamento do campo de raios X, radiação de fuga, saída do tubo, reprodutibilidade e exatidão da tensão do tubo, camada semi redutora, tempo e corte de segurança, reprodutibilidade de tempo curto, compressão e imagem da grade são descritos no Guia Europeu⁷ na parte dedicada ao sistema tela-filme e a metodologia e os valores limites são os mesmos utilizados no sistema digital.

Os testes de controle automático de exposição, valor central e diferença por modo de densidade, reprodutibilidade de tempo longo, espessura do objeto e compensação da tensão no tubo, função resposta, avaliação do ruído, extensão do campo na parede torácica, homogeneidade, falha no elemento de detecção, correção do elemento de detecção defeituoso, dose glandular média, limiar da visibilidade de contraste, função de transferência de modulação e espectro de ruído, tempo de exposição (duração), distorção geométrica e avaliação de artefatos e *ghost* são descritos na parte do Guia Europeu⁷ dedicada à mamografia digital.

Alguns limites de referência apresentam dois valores, pois o Guia Europeu⁷ indica um como o limite aceitável no equipamento e o outro como o recomendável. Isso pode ser observado nos limites de DGM, reprodutibilidade de tempo curto e no tempo de exposição (duração).

O limite de referência do teste da camada semi redutora é para técnica com 28 kVp e combinação de ânodo-filtro Mo/Mo. Para outras combinações de ânodo-filtro e outros valores de tensão os limites são outros e encontram-se no Guia Europeu⁷.

O limite de referência do teste de reprodutibilidade de tempo longo deve ser menor que $\pm 10\%$ entre a RSR das imagens adquiridas.

A função resposta do detetor pode ser adquirida com uma placa de PMMA. Esta placa é irradiada no modo CAE para adquirir uma técnica. A partir desta técnica adquirida fixa-se a tensão no equipamento no modo manual e as aquisições são feitas para 10 ou mais valores de produto corrente-tempo (mAs) conjuntamente mede-se o kerma no ar da superfície de entrada. Com esses valores é possível ajustar um gráfico entre o mAs e o kerma no ar e por extrapolação adquirir o mAs para o kerma zero, que seria o valor de *pixel offset*⁷.

A avaliação do ruído está relacionada com a resposta do detetor. Como a resposta do sistema digital é linear faz-se um ajuste de RSR pelo kerma no ar na superfície de entrada, com os valores adquiridos no teste de função resposta e por extrapolação é possível determinar o sinal para um kerma zero. Este valor seria o ruído inerente do detetor digital⁷.

A falha no elemento detetor não possui limite de referência, mas sabe-se que se em uma determinada área existir um grupo de 5 ou mais *pixels* com falhas, que não são corrigidas pelo *software* de processamento da imagem, essas falhas podem ser confundidas com grupos de microcalcificações e a paciente ser submetida a uma biópsia desnecessária.

Tabela 6: Testes de Controle de qualidade indicados pelo Guia Europeu⁷.

Teste de controle de qualidade do guia europeu	Limite de referência	Periodicidade mínima
Tamanho de ponto focal	0,3	Aceitação
Distância fonte-imagem	≥ 600 mm	Aceitação
Alinhamento do campo de raios X	< 5 mm	Aceitação / Anual
Radiação de fuga	< 1 mGy/h	Aceitação
Saída do tubo	> 40 mGy/mAs	Aceitação / Bianual
Reprodutibilidade da tensão no tubo	$< \pm 5$ kV	Aceitação / Bianual
Exatidão da tensão do tubo	$< \pm 1,0$ kV	Aceitação / Bianual
Camada semi redutora	$0,3$ mm Al $< CSR < 0,4$ mm	Aceitação / Anual
Controle automático de exposição	-	-
-Valor central e diferença por modo de densidade	5-15%	Aceitação / Bianual
-Tempo e corte de segurança	-	Aceitação / Anual
-Reprodutibilidade de tempo curto	$< \pm 5 / < \pm 2$	Aceitação / Bianual
-Reprodutibilidade de tempo longo	$< \pm 10\%$	Aceitação / Semanal
-Espessura do objeto e compensação da tensão no tubo	Tabela 4	Aceitação / Bianual
Compressão	± 20 N	Aceitação / Anual
Fator de grade	< 3	Aceitação
Imagem da grade	-	Aceitação / Anual
Função resposta	$RSR^2 > 0,99$	Aceitação / Bianual
Avaliação do ruído	Teste de aceitação	Aceitação / Bianual
Extensão do campo na parede torácica	≤ 5 mm	Aceitação
Homogeneidade	$< \pm 15\%$	Aceitação / Semanal
Falha no elemento detector	-	Aceitação / Bianual
Correção do elemento de detecção defeituoso	-	Aceitação / Semanal
Dose Glandular Média (Para uma mama padrão de 4,5 cm de espessura e glandularidade 50%)	$< 2,5$ mGy / $< 2,0$ mGy	Aceitação / Bianual
Limiar da visibilidade de contraste	-	Aceitação / Anual
Função de transferência de modulação e espectro do ruído	Teste de aceitação	Aceitação ou quando houver suspeita na qualidade da imagem
Tempo de exposição (duração)	< 2 s / $< 1,5$ s	Aceitação / Anual
Distorção geométrica e avaliação de artefatos	-	Aceitação / Bianual
<i>Ghost</i>	Fator <i>ghost</i> $< 0,3$	Aceitação / Anual

Os testes da Tabela 7 foram selecionados para serem comparados, pois são testes de medição de kerma no ar, para cálculo de dose, e controle de qualidade da imagem.

A análise das metodologias de dose é fundamental visto que a radiação ionizante pode acarretar riscos futuros para a paciente. Além da análise da dose é importante que se controle a qualidade da imagem para que o diagnóstico seja seguro.

Algumas diferenças encontradas nos manuais dos fabricantes^{8,9} podem ser propositais com o intuito de beneficiar as características do equipamento.

Os valores de limite de DEP não são apresentados pelos manuais dos fabricantes^{8,9} e nem pelo Guia Europeu⁷. Esses valores são encontrados na Portaria MS 453/98³.

Para DGM os limites ou níveis de referência são específicos para uma mama média, com espessura de 4,5 cm e composição tecidual de 50 % glandular e 50 % adiposo. O Guia Europeu⁷ apresenta dois limites para este teste, > 2,5 mGy e > 2,0 mGy, o primeiro representa o limite que é aceitável em um equipamento e o outro é o limite recomendável.

O teste de RCR apresenta limites ou níveis de referência em porcentagem. Para o manual da Lorad⁹ a porcentagem é em relação ao teste de aceitação do equipamento e para o manual da GE⁸ o valor da porcentagem é em relação à linha de base adquirida em cinco dias consecutivos, como descrito no item 4.3. E no Guia Europeu⁷ não apresenta limite para este cálculo. Neste caso, deve estabelecer e seguir a linha de base.

O limite de referência da RSR é diferente para cada manual do fabricante^{8,9} e para o Guia Europeu⁷. O manual da Lorad⁹ considera que o ruído intrínseco do detetor deve ser subtraído do valor do sinal. Já o Guia Europeu⁷ utiliza a mesma equação que o manual da GE⁸, porém o limite deve ser menor que $\pm 10\%$ da variação máxima da RSR entre as imagens adquiridas.

O teste de compensação do CAE apresenta diferentes limites para os manuais dos fabricantes^{8,9} e para o Guia Europeu⁷, sendo que no manual da Lorad⁹ as variações das médias dos valores dos pixels não devem ser maiores que 10 % nas imagens adquiridas. O manual da GE⁸ e o Guia Europeu⁷ apresentam uma tabela de variação do CAE.

O controle automático de densidades é aplicável ao equipamento da Lorad⁹ e é recomendado também pelo Guia Europeu⁷. Os limites do Guia Europeu são de 5 a 15 % de aumento para cada modo aplicado no equipamento.

A FTM é indicada pelo manual de GE⁸ e seus limites estão relacionados à linha de base do equipamento adquiridos durante a realização dos testes de aceitação.

O limite de uniformidade do campo fornecido pelo Guia Europeu⁷ deve ser menor ou igual a 15 % da RSR adquirida em todas as ROIs da imagem.

Tabela 7: Resultados da comparação dos manuais dos fabricantes^{8,9} e do Guia Europeu⁷.

Testes de Controle de Qualidade	Manual da Lorad (direto)		Manual da GE (indireto)		Guia Europeu	
	Periodicidade mínima	Limite ou nível de referência	Periodicidade mínima	Limite ou nível de referência	Periodicidade mínima	Limite ou nível de referência
Dose de Entrada na Pele (DEP)	Anual	-	Anual	-	-	-
Dose Glandular Média (DGM) para mama padrão	Anual	< 3,0 mGy	Anual	< 3,0 mGy	Bianual	< 2,5 mGy / < 2,0 mGy
Razão Contraste Ruído (RCR)	Semanal / Anual	± 15%	Semanal / Anual	± 20%	Bianual	-
Razão Sinal Ruído (RSR)	Semanal / Anual	≥ 40	Semanal	> 50	Bianual	< ± 10%
Compensação do CAE	Anual	> 10%	Mensal / Anual	Tabela 3	Semanal / Bianual	Tabela 4
Controle Automático de Densidades	Anual	Tabela 5	-	-	Bianual	5 a 15%
Função de Transferência de Modulação (FTM)	-	-	Mensal / Anual	> 58% e > 25%	Aceitação	-
Resolução do Equipamento	Anual	≥ 7 lp/mm	-	-	-	-
Uniformidade de Campo	Semanal	-	Anual	-	Semanal	≤ 15%
Artefato de <i>Ghost</i>	Anual	< 0,3	-	-	Anual	< 0,3

A Tabela 8 mostra os resultados do teste de DEP realizado nos equipamentos pela única metodologia apresentada. Como este teste é realizado no modo CAE a tensão que o equipamento da GE⁸ fornece é maior que a tensão do equipamento da Lorad⁹, isto faz com que o produto corrente-tempo da Lorad⁹ seja maior acarretando uma maior DEP.

Tabela 8: Resultados do teste de DEP.

	Tensão (kVp)	Produto corrente-tempo (mAs)	Kerma de entrada na pele (mGy)			Média (mGy)	Desvio Padrão (mGy)	DEP (mGy)
			1	2	3			
Lorad	27	110	12,12	12,12	12,14	12,13	0,012	13,2
GE	28	63	5,59	5,59	5,59	5,59	0,003	6,20

A medição da DGM é a mesma para ambos os manuais dos fabricantes^{8,9}, o método de Wu²⁵, e o Guia Europeu⁷ recomenda o método de Dance²⁶. O teste de DGM foi realizado para ambos os equipamentos pelos dois métodos de medição e os resultados apresentam-se na Tabela 9.

Os testes, nos métodos de Wu²⁵ e Dance²⁶, foram realizados no modo manual do equipamento, porém a técnica foi adquirida no modo CAE sem a câmara de ionização. Os testes foram realizados no modo manual com a técnica mais próxima possível da adquirida no modo CAE. Pois a técnica fornecida no modo CAE depende da espessura e da densidade do material irradiado.

Tabela 9: Resultados do teste de DGM para uma mama média (4,5 cm de espessura e 50% de glandularidade).

	Equipamento	
	Lorad	GE
Tensão (kVp)	27	28
Produto corrente-tempo (mAs)	110	63
Kerma de entrada na pele (mGy)	12,4	5,87
Desvio padrão	0,05	0,01
DGM Wu	2,32	1,3
DGM Dance (40 a 49 anos)	3,15	4,07
DGM Dance (50 a 64 anos)	1,67	2,15

A análise da medição da RCR é diferente para os manuais dos fabricantes^{8,9} e para o Guia Europeu⁷. Os métodos de medição dos manuais dos fabricantes^{8,9} foram realizados e os resultados apresentam-se na Tabela 10.

O valor da RCR é calculado com a Equação 4 por ambos os manuais dos fabricantes^{8,9}, porém o local em que a ROI é selecionada na imagem é diferente. Quando o manual da Lorad⁹ pede para selecionar uma ROI na imagem do disco a RCR apresenta um resultado melhor que o manual da GE⁸ que pede para selecionar uma ROI na imagem da maior massa. Isso ocorre por que o sinal na ROI na imagem do disco é menor que o sinal na ROI na imagem da maior massa, e os valores de sinal do fundo e o desvio padrão do mesmo apresentam valores bem próximos. Essa seleção de ROI proporciona um resultado de RSR bem melhor para o equipamento da Lorad⁹.

Ao analisar a mesma metodologia para os diferentes equipamentos verifica-se que o resultado do equipamento da GE⁸ para este teste é melhor.

Tabela 10: Resultados do teste de razão contraste-ruído

Equipamento		Média do Sinal do Fundo	Média do Sinal da Massa ou Disco	Desvio Padrão do Fundo	RCR
GE	Disco	1015,02	814,66	12,05	16,627
	Massa	1013,75	973,28	11,67	3,468
Lorad	Disco	609,19	476,38	10,39	12,782
	Massa	609,02	575,96	11,42	2,895

O teste de RSR foi realizado com a metodologia indicada pelo manual da GE⁸ e os valores encontrados estão na Tabela 11, pois este teste é realizado conjuntamente com o teste de compensação do CAE

Os valores de sinais apresentados pelo equipamento da GE⁸ são maiores que os da Lorad⁹ e o ruído das imagens possuem valores muito próximos. A RSR do equipamento da GE⁸ é melhor.

Para objetos simuladores mais espessos o equipamento da GE⁸ fornece no modo CAE a combinação de ânodo-filtro Rh/Rh o que permite maior penetração, para espessuras maiores, do feixe fornecendo melhor imagem.

Tabela 11: Resultados do teste de CAE

Equipamento	Lorad			GE		
Objeto simulador (cm)	2,0	4	6	2,5	4	6
Espessura lida (cm)	2,3	4,2	6,2	3,1	4	6,1
Tensão (kVp)	24	26	29	26	27	29
Produto corrente-tempo (mAs)	40,4	107,4	167	35	51	70
Sinal	572,69	589,34	590,64	951,48	897,59	698,79
Ruído	10,4	11,14	11,98	11,75	11,61	11,14
RSR	55,07	52,9	49,3	80,98	77,31	62,73
Combinação ânodo-filtro	Mo / Mo	Mo / Mo	Mo / Mo	Mo / Rh	Mo / Rh	Rh / Rh

O modo CAE seleciona a técnica automaticamente e esta técnica depende da espessura do objeto irradiado, portanto a espessura verificada pelo equipamento deve ser a mais próxima possível da medida de espessura real do objeto simulador.

Este teste é recomendado pelos manuais de fabricantes^{8,9} e pelo Guia Europeu⁷ de diferentes metodologias, a Tabela 11 mostra os resultados do teste de CAE realizado pelo método do manual da GE⁸, com os valores de espessura lidos pelo equipamento e medidos no objeto simulador.

A força de compressão utilizada no teste é de 5 N.

O teste de FTM é indicado apenas pelo manual da GE⁸, porém o teste de resolução apresentado pelo manual da Lorad⁹ indica a utilização do mesmo dispositivo de teste posicionado de maneira diferente. Logo, a FTM foi calculada para ambos os equipamentos por ambas as metodologias.

As áreas pretas e brancas indicam o maior contraste que o equipamento é capaz de fornecer. Como pode ser visualizado na Figura 17. A FTM pode ser calculada para qualquer par de linha presente na imagem. Se o cálculo for realizado para todos os pares de linhas é possível traçar uma curva de FTM por frequência espacial.

Quando se trata de controle de qualidade é importante que as regiões estabelecidas para verificar a FTM sejam sempre as mesmas para que os valores possam ser comparados.

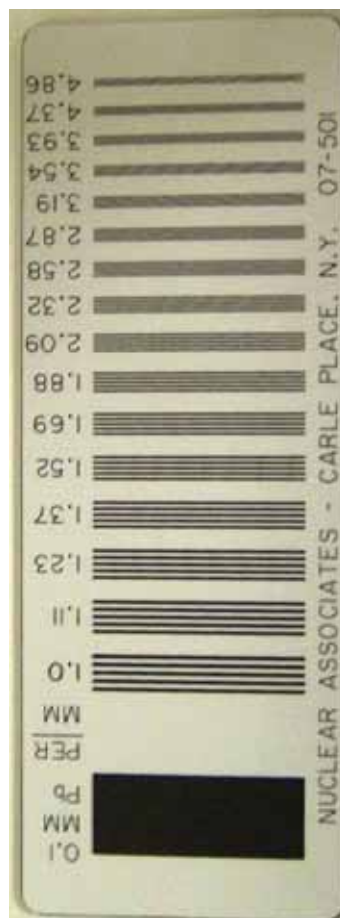
Quando coloca-se o dispositivo de teste a 45° em relação ao eixo ânodo-cátodo a resolução da imagem melhora num fator de raiz de dois. A melhora na resolução implica em um melhor resultado de FTM²².

O equipamento da Lorad⁹ apresenta valores de FTM maiores, independente da maneira com que é medida.

Tabela 12: Resultados do teste de função de transferência de modulação

		Área preta			Área branca			2,09 pl/mm			3,93 pl/mm		
		Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	FTM	Média	Desvio padrão	FTM
Lorad	Paralelo	4960,1	44,96	64,30	5,60	2945,14	1869,69	84,78	2965,92	84,78	2965,92	1626,20	73,74
	45°	4981,6	45,45	64,10	5,39	2681,59	1942,84	87,71	3070,61	87,71	3070,61	1504,51	67,92
GE	Paralelo	10599	98,62	280,27	74,13	6137,60	3405,19	73,26	6122,16	73,26	6122,16	1966,48	42,31
	45°	10635	107,64	274,01	78,82	6237,27	3351,94	71,82	6231,32	71,82	6231,32	2091,18	44,81

Figura 17: Dispositivo de teste de MTF



O teste de resolução espacial foi realizado com um dispositivo de teste diferente do que é indicado pelo manual da Lorad⁹ conforme a explicação do item 4.8., porém o limite utilizado é o que o manual indica.

A resolução espacial está relacionada com o tipo de detetor que é utilizado por cada equipamento.

Tabela 13: Resultados dos testes de resolução

	Tensão (kVp)	Produto corrente-tempo (mAs)	Resolução (pl/mm)		Limites (pl/mm)
			Paralela	Perpendicular	
Lorad	23	188,3	9	8	7
GE	29	51	7	7	7

O teste de uniformidade foi realizado com a metodologia indicada pelo manual da Lorad⁹ e os resultados estão na Tabela 15. A quantidade de ROI e o local em que elas devem ser colocadas não é especificado por nenhum dos manuais dos fabricantes^{8,9} e nem pelo Guia Europeu⁷, a Figura 18 indica onde as ROIs foram posicionadas.

Os valores de RSR das imagens 1 e 2 da Tabela 15 são os mesmos resultados da imagem 1 e 180° apresentados pela Tabela 14.

Os valores de RSR nas ROIs 3 e 5 são menores, pois estas estão localizadas do lado do ângulo onde ocorre o efeito *heel* fazendo com que o sinal nesta região seja menor que nas outras.

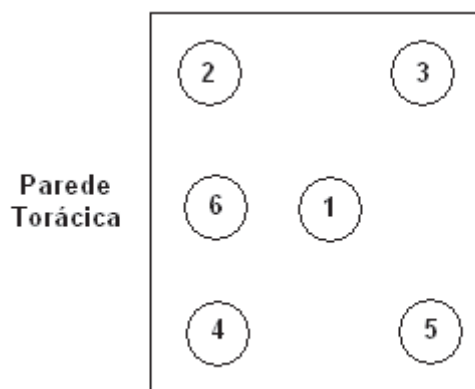


Figura 18: Representação das ROIs no teste de RSR e uniformidade.

Tabela 14: Resultados do teste de uniformidade do campo (na imagem)

	ROI 1			ROI 2			ROI 3			
	Média	DP	RSR	Média	DP	RSR	Média	DP	RSR	
Lorad	Imagem 1	1000,46	14,97	66,83	1010,21	16,02	63,06	1002,88	17,83	56,25
	Imagem 180°	998,57	15,03	66,44	990,35	15,99	61,94	988,44	17,98	54,97
	Imagem (Rh)	1142,59	16,92	67,53	1178,20	20,82	56,59	1126,04	19,36	58,16
GE	Imagem 1	810,19	10,99	73,72	819,20	10,86	75,43	778,31	12,28	63,38
	Imagem 180°	812,64	10,77	75,45	782,93	11,66	67,15	787,19	11,97	65,76
	Imagem (Rh)	1079,62	12,65	85,35	1073,82	13,07	82,16	1049,42	13,86	75,72
	ROI 4			ROI 5			ROI 6			
	Média	DP	RSR	Média	DP	RSR	Média	DP	RSR	
Lorad	Imagem 1	997,44	15,70	63,53	991,93	18,13	54,71	1020,75	15,03	67,91
	Imagem 180°	1012,48	16,05	63,08	1002,72	18,24	54,97	1019,84	15,10	67,54
	Imagem (Rh)	1217,27	22,41	54,32	1140,09	19,64	58,05	1208,64	20,46	59,07
GE	Imagem 1	804,04	10,85	74,11	771,23	12,82	60,16	829,61	10,45	79,39
	Imagem 180°	795,33	11,10	71,65	807,63	12,05	67,02	805,74	10,84	74,33
	Imagem (Rh)	157,48	13,05	12,07	1042,06	14,55	71,62	1084,4	12,42	87,31

Tabela 15: Resultados do teste de uniformidade do campo (na imagem) para as duas primeiras imagens adquiridas

Equipamento	ROI	RSR	RSR	Média	Variação	Imagem 1	Imagem 2	Média
		Imagem 1	Imagem 2					
Lorad	1	66,83	66,44	66,64				
	2	63,06	61,94	62,5	1-2	-5,98	-7,27	-6,62
	3	56,25	54,97	55,61	1-3	-18,81	-20,87	-19,83
	4	63,53	63,08	63,31	1-4	-5,19	-5,33	-5,26
	5	54,71	54,97	54,84	1-5	-22,15	-20,87	-21,52
	6	67,91	67,54	67,73	1-6	1,59	1,63	1,61
GE	1	73,72	75,45	74,59				
	2	75,43	67,15	71,29	1-2	2,27	-12,36	-4,63
	3	63,38	65,76	64,57	1-3	-16,31	-14,74	-15,52
	4	74,11	71,65	72,88	1-4	0,53	-5,30	-2,35
	5	60,16	67,02	63,59	1-5	-22,54	-12,58	-17,30
	6	79,39	74,33	76,86	1-6	7,14	-1,510	2,95

O teste de artefato de *ghost* é recomendado pelo manual da Lorad⁹ e pelo Guia Europeu⁷ seguindo a mesma metodologia.

A Tabela 16 mostra o resultado do teste e o fator *ghost* calculado com a Equação 9. Os equipamentos estão dentro dos limites estabelecidos.

Este teste é importante, pois com o processo de digitalização da imagem o tempo de aquisição diminuiu. Se este fator não estiver dentro do limite estabelecido pode ocorrer à sobreposição de imagens de diferentes exames, ocasionando um diagnóstico impreciso.

Tabela 16: Resultados dos testes de artefatos de *Ghost*.

Equipamento	Sinal	Sinal	Sinal	Fator <i>Ghost</i>	Limites
	Área 1	Área 2	Área 3		
GE	1135,05	608,45	675,45	0,011	0,3
Lorad	646,43	397,34	398,04	0,003	0,3

6 CONCLUSÃO

Os detetores digitais apresentam ampla faixa dinâmica para a exposição à radiação e a não otimização deste processo pode acarretar em super ou sub exposição.

Com o desenvolvimento e aplicação dos detetores digitais nos equipamentos mamográficos e devido às necessidades apresentadas nesse tipo de exame, como a visualização de pequenas estruturas, é necessária a padronização dos testes de controle de qualidade da imagem e de dose para garantir um diagnóstico seguro. A qualidade da imagem deve ser associada à dose de radiação a que a paciente foi exposta. Esse foi o critério para a escolha dos testes que foram comparados.

As medições de dose foram maiores para o equipamento da Lorad do que para o GE. Tanto de DEP quanto para as duas metodologias utilizadas de DGM.

A metodologia utilizada pela Lorad no teste de RCR apresenta um resultado muito melhor que a metodologia da GE, mas não necessariamente esta relação é melhor. Ao analisar a mesma metodologia para ambos os equipamentos, a GE apresenta melhor resultado de RCR.

Os testes de CAE e RSR foram realizados conjuntamente pela metodologia apresentada pelo manual da GE, e este equipamento apresentou melhor resultado para os dois testes. Apresentando diferentes combinações de ânodo-filtro para cada espessura de objeto simulador melhorando a penetração do feixe.

O manual da Lorad apresenta uma falha quando pede para realizar o teste de resolução espacial com o dispositivo de teste de FTM, este dispositivo não apresenta pares de linhas suficientes para atingir o limite de resolução espacial exigido pelo manual. Porém o cálculo de FTM foi realizado pela metodologia de resolução da Lorad e pela metodologia de FTM da GE. O resultado de FTM para ambas as metodologias foi melhor para o equipamento da Lorad. E comparando as metodologias o resultado deveria ser melhor quando o dispositivo de teste está a 45°.

No teste de uniformidade as ROIs que estão do lado do ânodo apresentam maior diferença de sinal com relação à ROI central devido ao efeito *heel*.

O teste de *ghost* é essencial para que não ocorra sobreposição de imagens.

A mudança no processo de aquisição da imagem modifica os parâmetros a serem analisados para garantir a qualidade da imagem. Os manuais dos equipamentos oferecem testes que devem ser realizados com uma frequência mínima, porém deve existir uma norma para padronizar esses testes. Visto que cada fabricante pode ressaltar características do

equipamento que forneçam informações que aparentam a melhor qualidade da imagem e menor dose.

Como a GE⁸ lançou primeiro o equipamento no mercado, os testes tiveram que ser desenvolvidos para a aprovação do FDA. Porém, passaram 10 anos desde o primeiro Senographe 2000D, e muitos estudos foram realizados para se conhecer a resposta dos detetores, o que levou a aprimorar os testes iniciais. A Lorad⁹ já inovou com alguns conceitos que já eram conhecidos no momento de lançamento do Selenia. E, após estudos da Comunidade Européia, surgiu o Guia, desenvolvido com termos específicos para mamografia digital, consolidando resultados dos estudos que têm sido feito desde 2000. Com a rotina da utilização de equipamentos digitais, percebe-se que algumas tecnologias favorecem a qualidade de imagem, obviamente com doses um pouco maiores. Assim, os testes que devem ser realizados devem caracterizar e quantificar de maneira isenta qual a qualidade da imagem, utilizando os parâmetros estudados no trabalho e estimando-se a dose.

7 REFERÊNCIAS

- ¹ MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **Estimativa 2010: Incidência de câncer no Brasil.** Rio de Janeiro, INCA. 2009.
- ² FURQUIM, T. A. C.; **Metodologia para correlação entre doses e detectabilidade em imagens mamográficas padrões: Aplicação no estado São Paulo.** 2005. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- ³ MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico do Ministério da Saúde.** Diário Oficial da União. Brasília, 1998. (Portaria MS 453/98).
- ⁴ PISANO E. D., YAFFE M. J., KUZMIAK C. M. **Digital Mammography.** Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- ⁵ LANÇA L., SILVA A. Digital Radiography Detectors – A Technical Overview: Part 2. **Radiography**, v. 15, p. 134-138, 2009.
- ⁶ UFFMANN, M.; SCHAEFER-PROKOP, C. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. **European Journal of Radiology.** 2009.
- ⁷ EUROPEAN COMMISSION. **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis,** 2006.
- ⁸ GENERAL ELECTRIC. 2277390-100, Revision 3 – Senographe 2000D QAP: Quality Control Tests for MQSA Facilities – **Quality Control Manual.** 2001.
- ⁹ HOLOGIC CLARITY OF VISION. Part Number MAN-00093, Revision 002 – Lorad Selenia - **Quality Control Manual.** Bedford, MA, 2005.
- ¹⁰ BUSHBERG, J. T., SEIBERT, J. A., LEIDHOLDT, E. M. **The essential physics of medical imaging.** 2th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- ¹¹ SIEGEL, E.; KRUPINSKI, E.; SAMEI, E.; FLYNN, M.; ANDRIOLE K.; ERICKSON, B.; THOMAS, J.; BADANO, A.; SEIBERT, A.; PISANO E. D. Digital Mammography Image Quality: Image Display. **Journal of the American College of Radiology**, v. 3, p.615-627, 2006.
- ¹² Disponível em: <<http://www.hmedc.or.jp/guide/HOUSYA/image/Senographe%202000D.jpg>>. Acesso em: 2 jun. 2010.

- ¹³ Disponível em: <http://yellowmed.com/fileadmin/products/images/Hologic_Lorad_Selenia_FFDM.jpg>. Acesso em: 2 jun. 2010
- ¹⁴ FURQUIM, T. A. C. **Mama e Imagem Mamográfica: Equipamentos e Controle de Qualidade**. Projeto FAPESP/2002, 2005.
- ¹⁵ FURQUIM, T. A. C.; COSTA, P. R. Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. **Revista Brasileira de Física Médica**, n. 3, p. 91-99, 2009.
- ¹⁶ LANÇA L., SILVA A. Digital Radiography Detectors – A Technical Overview: Part 1. **Radiography**, v. 15, p. 58-62, 2009.
- ¹⁷ WILLIAMS M. B., KRUPINSKI E. A., STRAUSS K. J., BREEDEN W. K., RZESZOTARSKI M. S., APPLGATE K., WYATT M., BJORK S., SEIBERT J. A. Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition. **Journal of the American College of Radiology**, v. 4, n.6, p.371-388, 2007.
- ¹⁸ COWEN, A. R.; KENGYLICS, S. M.; DAVIES, A. G. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. **Clinical Radiology**. n. 63, p 487-498, 2008.
- ¹⁹ DOUGHERTY, G. **Digital Image Processing for Medical Applications**. New York: Cambridge University Press, 2009.
- ²⁰ HASEGAWA, B. H. **The Physics of Medical X-Ray Imaging**. 2th ed. Madison: Medical Physics Publishing Company, 1991.
- ²¹ WILLIAMS, M. B.; YAFFE, M. J.; MAIDMENT, A.D. A.; MARTINS, M. C.; SEIBERT, J. A.; PISANO, E. D. Image Quality in Digital Mammography: Image Acquisition. **Journal of the American College of Radiology**, n.3, p.589-608, 2006.
- ²² REINER, B. I.; SIEGEL, E., L.; CARRINO, J. A. **Quality Assurance**. Meeting the Challenge in the Digital Medical Enterprise. SCAR – Society for Computer Applications in Radiology. 2002.
- ²³ COSTA, M. A. **Avaliação dos critérios de qualidade de imagem e estudo das doses em um departamento de mamografia**, 2009. Tese (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- ²⁴ AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. **Mammography quality control manual**. ACR – Committee on Quality Assurance in Mammography, 1999.
- ²⁵ WU, X.; BARNES, G. T.; TUCKER, D. M. Spectral dependence of tissue glandular dose in screen-film mammography. **Radiology**, v. 179, p. 143-148, 1991.

²⁶ DANCE, D. R.;SKINNER, C. L.;YOUNG, K. C.; BECKETT, J. R.; KOTRE, C. J. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. **Physics in Medicine and Biology**, v. 45, p. 3225-3240, 2000.