

Amanda Bravim

Controle de Qualidade em Equipamentos

Mamográficos

Botucatu

2008

Amanda Bravim

Controle de Qualidade em Equipamentos

Mamográficos

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

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Diana Rodrigues de Pina

Botucatu

2008

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Bravim, Amanda.

Controle de qualidade em equipamentos mamográficos / Amanda Bravim. -
Botucatu [s.n], 2008.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade
Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2008

Orientadora: Diana Rodrigues dePina

1. Diagnóstico por imagem - Qualidade 3. Mamografia 3. Física médica

Palavras-chave: Controle de qualidade; Imagem; Mamografia

Agradecimentos

Primeiramente a Deus, pois sem Sua presença em minha vida nada teria sentido.

À Sueli, minha mãe e principalmente amiga, por acreditar em mim e me dar força pra seguir sempre adiante. Sem ela obstáculos não seriam vencidos, objetivos não seriam alcançados e muito menos todas as metas cumpridas. Obrigada por ser uma mãe maravilhosa e sempre tão presente.

Ao meu pai Ademir pelo apoio, incentivo e principalmente paciência para me acompanhar em todas as etapas da realização desse sonho. Obrigada por me entender, aceitar minhas escolhas e por me ensinar o verdadeiro significado da palavra perseverança.

Ao meu irmão Guilherme que está ao meu lado em todos os momentos. Tudo que vivemos nos faz crescer, amadurecer e fortalecer nossos laços. Obrigada pelo amor, carinho e até pelas brigas.

Aos meus avós Eurides e Benedito que desde o início acompanham todos meus passos. Exemplos para mim de vida e luta.

Ao meu avô Júlio, que mesmo não presente está sempre me guiando. Aonde quer que esteja sei que torce por mim e confia que sou capaz de realizar meus sonhos.

À Graziela Hoshino, responsável por momentos inesquecíveis durante a minha vida universitária. Uma amizade que persistiu aos vários afunilamentos e se mantém apesar da distância. Não existem palavras pra descrever sua importância na minha vida. Simplesmente especial!

Ao Henrique Artimonte, que é mais que um amigo, por compartilhar dúvidas, desesperos, angústias, mas também horas de muitas risadas e loucuras. Obrigada por fazer de cada dia inesquecível.

Às minhas “irmãzinhas” Fernanda Teles e Luana Fazzio pela amizade e companheirismo. Impossível esquecer o que passamos juntas. Foram lágrimas, risos, viagens, festas e sempre planos e mais planos. Vocês, mais que ninguém, me fizeram acreditar que eu era capaz. Amo vocês!

Aos meus amigos da II Turma de Física Médica, em especial: Bruno Oliveira, David Sanches, Ernesto Lima, Gustavo Pegorer, Kátia Tanimoto, Lílian Matsuhashi, Rodrigo Sartorelo e Thalís Sant’Ives, pelas festas, reuniões, churrascos e todos os momentos especiais que me proporcionaram.

Aos veteranos da I Turma de Física Médica: vocês foram essenciais em minha adaptação. Obrigada por me acolher e guiar quando pra mim tudo era novo.

Ao professor Paulo Mancera, por estar sempre à disposição. Obrigada por me dar força e ânimo para superar as dificuldades.

Aos amigos conquistados no laboratório de Química e Bioquímica, que compartilharam comigo dois anos de descobertas e aprendizagem.

Aos funcionários do Setor de raios-X do HCFMB que colaboram na realização desse trabalho. Obrigada pela compreensão e colaboração.

Às minhas orientadoras, Prof^a. Dr^a. Giuseppina Pace Pereira Lima e Prof^a. Dr^a. Diana Rodrigues de Pina, por todos os conhecimentos transmitidos, pelas oportunidades dadas e pela paciência. Obrigada pela confiança em mim depositada. Tudo que foi vivenciado será essencial no novo caminho que irei trilhar.

*“A mente que se abre a uma nova
idéia jamais voltará ao seu tamanho
original.”
(Albert Einstein)*

RESUMO

A mamografia é atualmente o método mais efetivo de detecção precoce do câncer de mama. A imagem nesse tipo de exame é obtida com o uso de um feixe de raios X de baixa energia, porém, a visualização adequada das estruturas de interesse pelo radiologista nem sempre é possível devido a vários fatores que vão desde a composição da mama até as limitações dos equipamentos. A portaria 453/98 estabelece testes de controle de qualidade e limites de aceitação que garantem um bom desempenho dos mamógrafos. Tudo isso visa atingir o princípio 3D (*Diagnostic, Dose and Dollar*), ou seja, um diagnóstico mais acurado, uma redução de dose no paciente e a diminuição de custos para a Instituição. Nesse estudo foram realizados os testes de controle de qualidade estabelecidos pela Portaria em dois equipamentos mamográficos do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB - UNESP). Os resultados obtidos nesta pesquisa foram utilizados no processo de renovação do selo de qualidade em mamografia concedido pelo Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) ao setor de diagnóstico por imagem do HCFMB - UNESP.

Palavras chave: mamografia; controle de qualidade; imagem.

ABSTRACT

Nowadays the mammography is the most effective way of revealing early breast cancer. The image in this kind of exam is gotten through a x-ray sheaf of low energy, however, the suitable visualization of the interesting structures by the radiologist is not always possible due several factors that appears since the mamma composition until the equipments limitation. The regulation 453/98 sets quality control tests and limits of acceptance that guarantee a good development of the mammographys. The purpose of this study is the 3D principle (Diagnostic, Dose and Dollar), that means, an improved diagnosis, a dose reduction in the patient and a cost decrease for the Institution. In this study was made the quality control tests set by the Regulation in two mammography equipments from Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB - UNESP). The results reached in this research were used in the renovation process of quality stamp in mammography granted by Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) to the diagnosis by image from the HCFMB – UNESP.

Key-words: mammography; quality control; image.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Componentes básicos de um tubo de raios X.	21
Figura 2:	Equipamento mamográfico	23
Figura 3:	Esquema ilustrativo da seção transversal da tela intensificadora	25
Figura 4:	Imagem do fantoma de mama e objetos de testes inseridos nele	28
Figura 5:	Radiografia do fantoma de mama com suas respectivas estruturas	46
Figura 6:	D.O. <i>versus</i> Degraus da radiografia escolhida para o equipamento 1	46
Figura 7:	D.O. <i>versus</i> Degraus da radiografia escolhida para o equipamento 2	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Resultados do teste de colimação para ambos os equipamentos	39
Tabela 2:	Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para equipamento 1	39
Tabela 3:	Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para equipamento 2	40
Tabela 4:	Leituras obtidas e resultados do teste de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para o equipamento 1	40
Tabela 5:	Leituras obtidas e resultados do teste de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para o equipamento 2	41
Tabela 6:	Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade de tempo de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para o equipamento 1	41
Tabela 7:	Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade de tempo de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para o equipamento 2	42
Tabela 8:	Leituras obtidas e resultados do teste de reprodutibilidade do controle automático de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 o equipamento 1	42
Tabela 9:	Leituras obtidas e resultados do teste de reprodutibilidade do controle automático de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 o equipamento 2	42

Tabela 10:	Leituras obtidas e resultados do teste de desempenho do controle automático de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 1	43
Tabela 11:	Leituras obtidas e resultados do teste de desempenho do controle automático de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 2	43
Tabela 12:	Leituras obtidas e resultados do teste de desempenho do controle de densidade e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 1	44
Tabela 13:	Leituras obtidas e resultados do teste de desempenho do controle de densidade e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 2	44
Tabela 14:	Leituras obtidas e resultados do teste de camada semi-redutora e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 1	44
Tabela 15:	Leituras obtidas e resultados do teste de camada semi-redutora e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 2	45
Tabela 16:	Leituras obtidas do teste de compressão e a tolerância seguindo a portaria 453/98, em ambos os equipamentos	45
Tabela 17:	Leituras obtidas e resultados do teste de camada semi-redutora e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 1	47
Tabela 18:	Leituras obtidas e resultados do teste de camada semi-redutora e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 2	47
Tabela 19:	Resultados do teste de contato tela-filme para o equipamento 1	48
Tabela 20:	Resultados do teste de contato tela-filme para o equipamento 2	48

SUMÁRIO

Resumo

Abstract

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

1.Introdução.....	17
2. Fundamentos Teóricos	21
2.1 Produção de raios-X e equipamento mamográfico.....	21
2.2 Sistema Tela-Filme.....	24
2.3 Formação da imagem e sistema de processamento.....	25
2.4 Densidade óptica (D.O.).....	26
2.5 Controle de qualidade em mamografia.....	27
3. Materiais e Métodos.....	30
3.1 Materiais.....	30
3.2 Métodos.....	30
3.2.1 Sistema de colimação.....	31
3.2.2 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo.....	31
3.2.3 Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar.....	32
3.2.4 Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição.....	33
3.2.5 Reprodutibilidade do controle automático de exposição.....	33
3.2.6 Desempenho do controle automático de exposição.....	34
3.2.7 Desempenho do controle de densidade.....	35
3.2.8 Camada semi-redutora (CSR).....	35
3.2.9 Força de compressão.....	36
3.2.10 Qualidade da imagem.....	36
3.2.11 Dose de entrada da pele.....	37
3.2.12 Contato tela-filme.....	37
4. Resultados e Discussão	39
4.1 Sistema de colimação.....	39
4.2 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo.....	39
4.3 Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar.....	40
4.4 Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição.....	41

4.5 Reprodutibilidade do controle automático de exposição.....	42
4.6 Desempenho do controle automático de exposição.....	43
4.7 Desempenho do controle de densidade.....	43
4.8 Camada semi-redutora (CSR).....	44
4.9 Força de compressão.....	45
4.10 Qualidade da imagem.....	45
4.11 Dose de entrada da pele.....	47
4.12 Contato tela-filme.....	48
5. Conclusão	50
Anexo 1.....	53
Anexo 2.....	58
Referências.....	65

*"A gravidade explica os movimentos
dos planetas, mas não pode explicar
quem colocou os planetas em movimento.
Deus governa todas as coisas e sabe tudo
que é ou que pode ser feito."
(Isaac Newton)*

Introdução

1. INTRODUÇÃO

Os raios-X foram descobertos em 8 de novembro de 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen, professor de física em Wurzburg (Alemanha). Röntgen, ao realizar experiências com descargas elétricas em tubos com gases a baixa pressão, identificou certa luminescência em uma peça contendo platino cianeto de bário que estava situada a uma determinada distância do tubo. Essa radiação desconhecida, mas de existência comprovada, foi denominada raios-X. A primeira evidência de que os raios-X poderiam ter aplicações médicas surgiu quando Röntgen expôs a mão de sua esposa, Anna Bertha Ludwing, a eles. Os primeiros tubos de raios-X possuíam correntes muito baixas e distâncias alvo-filme muito longas; conseqüentemente, eram necessários tempos de exposição muito longos [1].

Existe uma vasta aplicação dos raios-X no campo da medicina, na área diagnóstica e terapêutica. Em termos diagnósticos, a sua utilização vai desde os exames mais rotineiros, como a radiografia, até técnicas muito mais sofisticadas, como é o caso da tomografia computadorizada (TC), passando pela mamografia [2].

A mamografia é o método mais efetivo de diagnóstico precoce na atualidade. É a única área da radiologia em que é possível buscar, de modo sistemático, o câncer em estágio ainda curável. O objetivo desse exame é produzir imagens detalhadas com alta resolução da estrutura interna da mama para possibilitar bons resultados diagnósticos [3].

A primeira realização de mamografia in vivo foi publicada em 1930 por Stafford Warren [4]. Depois disso, o processo mamográfico foi impedido pela perda de reprodutibilidade do método para obter imagens satisfatórias até 1960, quando Robert Egan publicou uma técnica utilizando alta miliamperagem e baixa quilovoltagem. Isso produziu uma reprodutibilidade de imagens em filme industrial. Notável progresso desde então tem conduzido a uma melhora na qualidade da imagem e uma drástica redução na dose de radiação [4].

Em 1966 foi desenvolvida a primeira máquina dedicada a mamografia. Até este tempo, as imagens mamográficas eram produzidas simplesmente usando uma máquina de raios-X convencional. Em 1967 uma equipe de pesquisadores projetou uma unidade básica, incorporando um tubo mais específico dos raios-X convencional para melhorar a visualização dos tecidos da mama. Com um projeto

dedicado ao uso do molibdênio, produziu imagens de qualidade melhor do que do equipamento convencional dos raios-X dessa época. Essa nova unidade apresentava um alvo de molibdênio no lugar de tungstênio, aumentando o contraste entre água, gordura e calcificações densas [2].

De 1967 até 1969, foi utilizado o primeiro modelo comercial “Senographe”. Devido ao fato dos proprietários exigirem uma melhoria na tecnologia, iniciou-se um trabalho no desenvolvimento de equipamentos da nova geração dedicados a mamografia, juntamente com a companhia CGR. A qual introduziu um modelo no final dos anos 70 [2].

Em 1972 a introdução de uma tela intensificadora de alta definição com um filme de emulsão simples, revolucionou a mamografia. Isto permitiu a redução de movimentos que podem causar artefatos, e redução da dose superfície exposta [4].

Também em 1972 houve a introdução da Xeromamografia, que propiciou um método alternativo de imagem melhorando a sua qualidade da imagem pelo realce de borda de estruturas de alta densidade, particularmente calcificações [4].

Nos anos 80 o primeiro dispositivo automático de compressão foi criado. Infelizmente, a compressão das mamas durante a mamografia pode ser incômoda e dolorosa, mas é de extrema importância que se reduza a espessura dos tecidos da mama para a melhor visualização de detalhes [2], redução de radiação espalhada e separação de tecidos mamários.

Em 1992 as mulheres já podiam esperar os resultados das máquinas que usavam alvo de Ródio no tubo de raios-X, que permitia feixes mais penetrantes no tecido da mama, com menos exposição de radiação ao paciente. A tecnologia do Ródio foi especialmente útil para mulheres com mamas densas. Aproximadamente, um terço da população feminina, não eram beneficiadas pela mamografia antes da utilização deste alvo[2].

Entre os anos de 1993 e 1995, o Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) fez o cadastramento dos mamógrafos no Brasil e logo criou o Programa de Certificação da Qualidade em Mamografia, que teve a participação de 305 Serviços de Mamografia. Os resultados mostraram que cerca de 73% das clínicas radiológicas se submeteram a qualificação dos equipamentos mamográficos. Nos últimos cinco anos, cerca de 59% das clínicas avaliadas, apresentavam processadoras dedicadas à mamografia, revelando uma infra-estrutura em termos de aparelhagem. Entretanto, o número de mamógrafos instalados é insuficiente para

atender à população feminina brasileira quando se pensa num Programa de Detecção Precoce do Câncer de Mama [5].

Esta pesquisa teve como objetivo a realização de testes de controle de qualidade (TCQ), os quais fazem parte de um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB – Unesp). Os resultados desta pesquisa foram utilizados para a revalidação do selo de qualidade em mamografia, fornecido pelo Colégio Brasileiro de Radiologia ao setor de diagnóstico por imagem do HCFMB – UNESP.

*Fundamentos
Teóricos*

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Produção de raios-X e equipamento mamográfico

Os raios-X são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor que $1,0 \text{ \AA}$. Eles apresentam propriedades típicas de ondas como polarização, interferência e difração, da mesma forma que a luz e todas as outras radiações eletromagnéticas [7].

Um tubo de raios-X é um conversor de energia, o qual converte energia elétrica em duas outras formas: radiação-X e calor. Os tubos são construídos de modo a maximizar a produção de raios-X e dissipar o calor o mais rápido possível. A figura 1 ilustra os componentes básicos de um sistema elétrico de um tubo de raios-X, o qual apresenta: (a) o cátodo ou filamento e o (b) ânodo ou alvo [8].

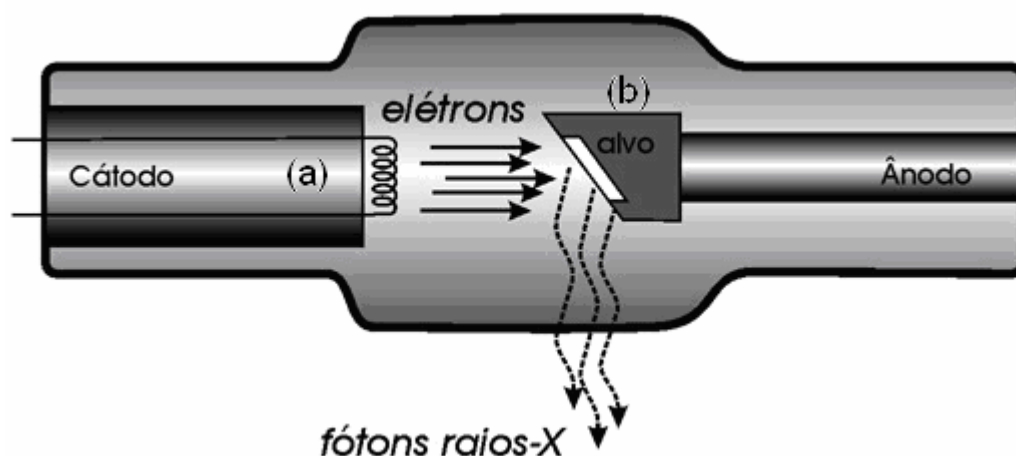


Figura 1: Componentes básicos de um tubo de raios X [9].

Para ocorrer a produção de raios-X é necessário que os elétrons sejam emitidos termoionicamente pelo filamento de tungstênio em direção ao alvo, a partir de uma diferença de potencial (kVp) aplicada entre o cátodo e o ânodo por um gerador. A desaceleração da corrente de elétrons (miliampères – mA) produzirá os raios X no ânodo. O tubo de raios-X deve ser mantido a vácuo para que os elétrons emitidos pelo cátodo não sofram redução da sua velocidade ao interagirem com o ânodo. Quanto maior a kVp selecionada, maior será a capacidade de penetração do feixe de raios-X que atravessa a região a ser radiografada [1].

O cátodo (pólo negativo) é composto de um fio de tungstênio (filamento) enrolado na forma de uma espiral com aproximadamente 1,5 mm de diâmetro e de

10 a 15 mm de comprimento. Este é montado em um prendedor chamado de copo de foco, localizado aproximadamente a 2,5 cm de distância do ânodo [10].

A corrente do tubo de raios-X é expressa em miliâmpères (mA). O fluxo de elétrons no tubo corresponde ao produto da corrente elétrica (mA), pelo tempo de exposição, expresso em segundos (s). Portanto, a carga elétrica que atravessa uma seção reta por unidade de tempo é referida como mAs. A exposição de radiação no paciente é diretamente proporcional ao valor de mAs selecionado [1].

Em sua maioria, os tubos de raios-X contêm dois filamentos, porém com diferentes dimensões, montados lado a lado na capa focalizadora. Quanto menor o foco selecionado, melhor será a resolução da imagem [1].

A intensidade do feixe dos raios-X produzidos quando os elétrons interagem com o ânodo é altamente dependente do tipo de material de que é feito o ânodo. Quanto maior o número atômico do alvo (Z), maior a eficiência de produção dos raios-X [1].

A habilidade do tubo de raios-X em produzir altas emissões de radiação, também está relacionada ao calor gerado no ânodo. Assim, o propósito do ânodo giratório é dispersar o calor produzido durante uma exposição sobre uma extensa área. Os ânodos giram durante a exposição radiográfica oferecendo uma nova superfície de impacto para os elétrons. Dessa maneira, a área de interação não se concentra somente em um ponto, permitindo assim melhor dissipação térmica, menor dano ao tubo e a utilização de correntes bem maiores [1].

O equipamento dedicado a mamografia não é o mesmo que o utilizado pelos sistemas de raios-x convencionais, possuindo características próprias, pois a imagem gerada deve ser de alta resolução para que possam visualizar as estruturas mamárias que, por sua vez são compostas de tecidos com número atômico e densidades eletrônicas muito próximas, proporcionando uma diferença nos níveis de absorção de raios-X é pequena entre si [11].

Os equipamentos mamográficos apresentam alvo de molibdênio ($Z=42$), isto porque o feixe produzido num tubo de molibdênio tem um espectro que o aproxima de um feixe monoenergético, o que é conveniente no caso de radiografia de mamas devido aos tecidos que a constituem [11].

A figura 2 apresenta um equipamento mamográfico, o qual possui sistemas de retificação trifásica ou potencial constante, onde o feixe de raios-X tem maior homogeneidade e conseqüentemente, maior poder de penetração. Geralmente a tensão usada para mamografia varia de 25-35 kV, valor que depende normalmente da espessura da mama. Vale salientar que a mama, atinge a espessura de 3 a 8 cm de compressão [11].



Figura 2: Equipamento mamográfico [12].

O compartimento de compressão é um acessório do sistema mamográfico e tem como função comprimir a mama por meio de uma placa de um material transparente, até que se consiga a menor espessura possível. Ele é responsável por melhorar a resolução, levando as estruturas da mama mais próximas do filme e por evitar a movimentação da mama, conseguindo, assim uma dose menor de radiação. Isso diminui a espessura da mama, separando estruturas superpostas e ajudando na diferenciação entre massas sólidas e císticas [11].

Outra característica peculiar é o campo de radiação que, no mamógrafo, é um pouco maior que a metade do campo dos sistemas convencionais. Para se conseguir isto, utilizam-se colimadores de feixes e restritores, que são espécies de direcionadores de feixes de raios-X e barradores de radiação. Eles ajudam a

diminuir a dose de radiação ionizante em outras partes do corpo do paciente e também colaboram com a melhoria da imagem. Os filtros, que geralmente são de molibdênio, com cerca de 0,03 mm, são os responsáveis por impedir que os fótons do feixe de baixa energia, que nada acrescentam para o diagnóstico atrapalhem na formação da imagem e atinjam o paciente[11].

O ponto focal é outro fator de grande importância no sistema mamográfico; ele tem que ser bem pequeno (0,1 mm e 0,3 mm para foco fino e grosso respectivamente), pois estruturas de até 0,3mm de diâmetro, como as microcalcificações, por exemplo, devem ser possíveis de visualizar. Quanto menor o ponto focal, mais nítida é a imagem, porém um ponto focal grande pode resistir mais ao calor do que um ponto focal pequeno [4].

Os mamógrafos também operam em AEC (Automatic Exposure Control), cuja função é regular automaticamente a dose de radiação que incidirá sobre a mama, ou seja, o mAs de acordo com o kV e a espessura da mama. Vale salientar que a qualidade da imagem não se faz apenas de densidade ópticas agradáveis ao olho humano (DO em torno de 1,3), esse parâmetro está intimamente ligado a uma boa visualização de tecidos de julgo relevantes para um diagnóstico médico seguro [11, 14].

2.2 Sistema Tela-Filme

Em um exame mamográfico, um feixe de raios-X com intensidade uniforme, ao passar através do paciente, interage com a estrutura física (distintos tecidos com diferentes espessuras, número atômico e densidade). O produto desse processo de interação do feixe de raios-X com a matéria é uma saída de intensidade variável, contendo a informação da estrutura analisada, que é registrada por um detector de imagem, o filme, formando a imagem latente [11].

As telas intensificadoras também são chamadas de *écrans*. As telas intensificadoras são constituídas por 3 camadas conforme ilustra a figura 3. Nesta pode-se observar: (a) a base, geralmente de plástico, a qual serve de suporte; (b) a camada fluorescente, a qual consiste de oxissulfitos de terras raras, e (c) uma camada final cuja função é proteger o material fluorescente, conforme ilustra a figura 3. Este material fluorescente tem a propriedade de emitir luz quando irradiado por um feixe de raios X. É esta luz que vai impressionar o filme radiográfico. Apenas

cerca de 5 % da imagem será formada pela ação direta dos raios X e 95 % será formada pela ação da luz proveniente das telas intensificadoras. A tela é um conversor de energia e, na mamografia, é posicionada embaixo do filme [13].

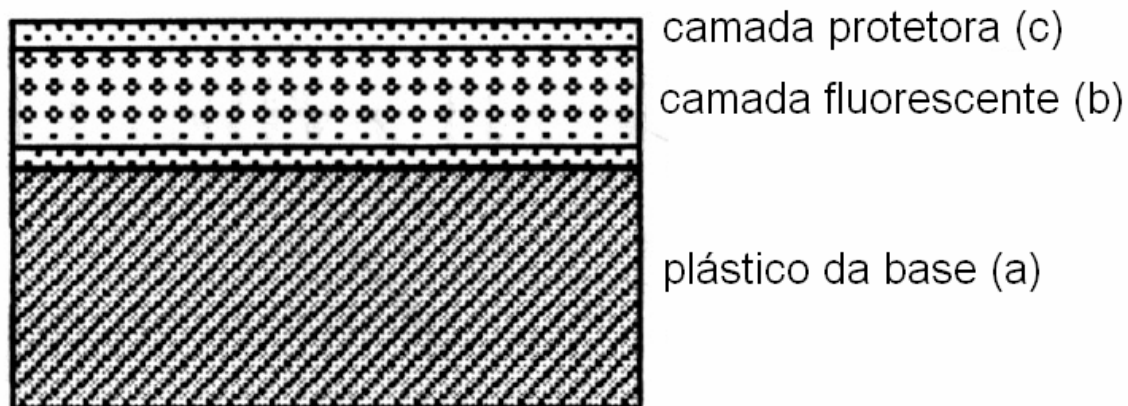


Figura 3: Esquema ilustrativo da seção transversal da tela intensificadora.

O filme radiográfico é muito mais sensível à luz do que aos raios X, conseqüentemente o uso da tela possibilita uma substancial redução do tempo de exposição o que acarreta uma diminuição da dose transmitida ao paciente (cerca de 100 vezes). Os fótons atravessam o filme chegando pela sua base, atingem o écran, transformando-se em luz visível e são refletidas de volta, impressionando o filme. Esse posicionamento é utilizado para evitar o efeito “crossover” (fenômeno de um filme ser impressionado duas vezes pelo mesmo fóton, de modo que isto possa causar um borrão na imagem, deteriorando a resolução) [13, 11].

Na mamografia é utilizado um filme com emulsão simples, disposto em um cassete. A figura 3 ilustra um corte transversal, de cima para baixo, desse sistema. Nesta é possível ver a frente do cassete: o filme (a), tela (b) e a almofada de compressão (c) [11].

2.3 Formação da imagem e sistema de processamento

Segundo a teoria de Gurney-Mott, os fótons oxidam os átomos de bromo presentes na emulsão, fazendo com que os mesmos ejetem elétrons, os quais migram para imperfeições na rede cristalina (átomos de sulfeto de prata). Estes elétrons reagem com os íons de prata que se reduzem à prata metálica, formando grupos chamados de centros de imagem latente. Esta imagem não pode ser

detectada com métodos físicos comuns. Assim, ela torna-se visível após a ação de químicos presentes na reveladora automática. Após a inserção do filme em uma processadora automática, este passa, respectivamente, pelo revelador, fixador, água, secador, até ser ejetado da máquina [11].

Na revelação, a imagem latente é convertida em imagem visível pela ação química do revelador através de uma reação de oxi-redução. A redução dos cristais expostos consiste na formação de aglomerados de prata metálica (preta). Os cristais não expostos estão menos sujeitos a esta reação química [13].

No processo de fixação, o fixador tem as seguintes propriedades: neutralizar, clarear, preservar e endurecer. No entanto, sua principal função é a de remover os cristais de haleto de prata não expostos. O agente fixador mais usado é o tiosulfato (hypo) [13].

No processo de lavagem, é especialmente importante para a remoção de tiosulfato, que se não for bem retirado, causa uma cor amarelada na radiografia processada, reduzindo sua vida útil e degradando a imagem [13].

Na última etapa do processo, o processo de secagem, o filme é preparado para o manuseio, visualização e arquivamento [13].

2.4 Densidade óptica (D.O.)

A medida do enegrecimento do filme é denominada densidade fotográfica, densidade óptica ou simplesmente densidade, que é definido como a taxa de intensidade de exposição incidente por intensidade transmitida [11].

Uma imagem contém áreas com diferentes densidades as quais são percebidas pelos diferentes graus de cinza oriundos na imagem. Numericamente, a DO é mostrada com valores relacionados à quantidade de luz que penetra o filme. No entanto, mesmo se o filme não for exposto aos raios-X, após o processamento, ele mostrara alguma densidade. Isto se deve a densidade inerente à base e à revelação de cristais de haleto de prata não sensibilizado. Esta densidade inerente do filme é chamada de base + véu e, normalmente, tem um valor entre 0,1 e 0,2. O filme radiográfico normalmente tem uma DO máxima em torno de 3,0 [11].

Vale salientar que a qualidade da imagem depende de D.O. agradáveis à resposta fisiológica do olho humano e de boa visualização de tecidos relevantes para um diagnóstico médico seguro [14].

2.5 Controle de qualidade em mamografia

Em exames que fazem uso da radiação ionizante, a dose a que o paciente é exposto deve ser mantida tão baixa quanto possível, sem comprometer a qualidade da imagem. A obtenção de imagens com nitidez e contraste satisfatórios pode ser alcançada com uma adequação do feixe de radiação, e com a escolha correta do sistema receptor e com o processamento adequado. A mama é composta por estruturas com densidades muito próximas, o que aumenta a dificuldade na obtenção de contraste desejado na imagem formada pelos raios X. Os principais fatores que influenciam a qualidade da imagem são: a qualidade da radiação, a compressão da mama, o uso de grade, o sistema filme-écran, e ao processamento dos filmes[16].

O Programa de Controle de Qualidade (PCQ) em mamografia é responsável pela avaliação do desempenho do equipamento e das condições de processamento, com o objetivo de identificar possíveis problemas a serem levados ao setor de manutenção e engenharia do serviço, de modo a otimizar a imagem mamográfica. O PCQ deve ser capaz de fornecer uma medida estatística da acuidade do diagnóstico com base nas imagens geradas em condições típicas da rotina [15]. A portaria 453 estabelece os limites de aceitação e a frequência com que alguns testes devem ser realizados. A importância da padronização da imagem evidencia a influência do contraste, nitidez e ruído na detectabilidade de pequenos objetos tendo em vista a natureza sutil dos achados mamográficos. É importante que sejam conhecidas as probabilidades de detectabilidade dos objetos presente nas imagens obtidas em diversas condições técnico-operacionais, sob condições de processamento específicas e controladas. Estes objetos, presente nos simuladores (fantomas), possibilitam conhecer a condição capaz de gerar imagem de alta qualidade [17,15].

O Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) referencia o fantoma de mama modelo 329 para garantir a qualidade de imagens geradas, com protocolos de uma rotina de radiodiagnóstico. Esse fantoma é apresentado na figura 4. O qual permite avaliar a capacidade de detecção de pequenas estruturas na mamografia, que são importantes no diagnóstico precoce do câncer de mama, conforme a Portaria

453/98. O teste com o fantoma provê informação na detecção de simulação de microcalcificações e tumores (resolução de alto e baixo contraste), assim como a densidade de base mais véu e o contraste [15].



Figura 4: Imagem do fantoma de mama e objetos de testes inseridos nele [15].

Materiais
e
Métodos

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais descritos a seguir foram utilizados na obtenção dos resultados dos testes de controle de qualidade.

3.1 Materiais

- Equipamento mamográfico Gε Senographe 600T, ano de fabricação 1994 (equipamento 1);
- Equipamento mamográfico Gε Senographe 600T, ano de fabricação 1993 (equipamento 2);
- Medidor de kV e tempo de exposição Unfors Mult-o-meter, modelo 328, nº de série 126444;
- Balança da marca Filizola;
- Câmara de ionização – Radical Corporation SIN 9279, modelo 9015, nº de série: 91 – 0881
- Densitômetro digital MRA, nº serie: 01-121
- Termômetro digital Cardinal Health, modelo 07-402 ;
- Filmes IBF-MEDIX, tamanho (18X24 cm)
- Cassetes CAWO MAMMO R200 SCREENS, tamanho (18X24 cm);
- Sensitômetro Victoreen, modelo dual color 07-147;
- Placas de acrílico;
- Fantoma de mama modelo 329;
- Lâminas de 0,101 mm e 0,508 mm de alumínio;
- Trena;
- Contato tela - filme MRA;
- Processadora AGFA Mamoray Detail HT-300.

3.2 Métodos

Foram realizados os seguintes testes de controle de qualidade nos mamógrafos, utilizados neste estudo:

- Sistema de colimação;
- Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo;
- Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar;
- Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição;

- Reprodutibilidade do controle automático de exposição;
- Desempenho do controle automático de exposição;
- Desempenho do controle de densidade;
- Camada semi-redutora (CSR);
- Força de compressão;
- Qualidade da imagem;
- Dose de entrada da pele;
- Contato tela-filme.

A seguir serão descritas as metodologias utilizadas em cada teste realizado neste estudo, baseando-se nos procedimentos, os quais serão descritos a seguir.

3.2.1 Sistema de colimação

Foi colocado um chassi sobre o suporte da mama, retirada a bandeja de compressão e demarcado o campo luminoso sobre o chassi com objetos radiopacos. A seguir foi realizada uma exposição utilizando 22 kV e 16 mAs. Finalmente o filme foi processado.

3.2.2 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

Foi removida a bandeja de compressão, posicionando o medidor de kV sobre o suporte de mama e centralizado à distância aproximada de 4 cm da parede torácica e selecionado o modo de operação manual. Foram definidos quatro valores de tensão mais utilizados clinicamente (26 kV, 28 kV, 30 kV e 32 kV), utilizando foco grosso. A seguir foi selecionado um valor de mAs associado ao primeiro valor de tensão a ser medido. Nesse procedimento foram realizadas quatro exposições. Todo esse processo foi repetido para cada um dos demais valores de tensão selecionados.

Cálculo dos resultados:

→ Exatidão: foi determinado para cada valor de tensão, o desvio (d) entre os valores nominais e os valores médios, utilizando a equação:

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{no\ min\ al} - kVp_{m\u00e9dio}}{kVp_{no\ min\ al}}, \text{ em que } kVp_{nominal} \text{ \u00e9 o valor nominal}$$

selecionado no equipamento e $kVp_{m\u00e9dio}$ \u00e9 a m\u00e9dia das medidas realizadas, para cada valor de tens\u00e3o.

\u2192 Reprodutibilidade: Foi calculado o valor do coeficiente de varia\u00e7\u00e3o (CV) atrav\u00e9s da equa\u00e7\u00e3o:

$$CV = \frac{\delta}{kVp_{m\u00e9dio}}, \text{ em que CV \u00e9 o coeficiente de varia\u00e7\u00e3o, } \sigma \text{ o desvio padr\u00e3o}$$

das medidas e $kVp_{m\u00e9dio}$ \u00e9 a m\u00e9dia das medidas realizadas, para cada valor de tens\u00e3o.

3.2.3 Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar

Foram definidos tr\u00eas valores de mAs t\u00edpicos para mamas finas, m\u00e9dias e espessas (20 mAs, 40 mAs e 80 mAs). Foi desativado o sistema de controle autom\u00e1tico de exposi\u00e7\u00e3o e selecionado um valor de tens\u00e3o nominal utilizado normalmente na rotina (28 kV). A seguir foi posicionada a c\u00e2mara de ioniza\u00e7\u00e3o sobre o suporte de mama, centralizada e \u00e0 dist\u00e2ncia aproximada de 4 cm da parede tor\u00e1cica e selecionado o primeiro valor de mAs definido. Nesse procedimento foram realizadas quatro exposi\u00e7\u00f5es. Esse processo foi repetido para os demais valores de mas selecionados, mantendo a tens\u00e3o constante.

C\u00e1lculo dos resultados:

\u2192 Reprodutibilidade: Para cada valor de mAs foi calculado o coeficiente de varia\u00e7\u00e3o (CV) da taxa de kerma no ar, utilizando a equa\u00e7\u00e3o:

$$CV = \frac{\delta}{k_{m\u00e9dio}}, \text{ em que } \sigma \text{ o desvio padr\u00e3o das medidas e } k_{m\u00e9dio} \text{ a m\u00e9dia dos}$$

valores de leitura.

\u2192 Linearidade: Foi calculado o valor m\u00e9dio das leituras ($L_{m\u00e9dio}$), para cada valor de mAs. Em seguida dividido cada valor m\u00e9dio pelo mAs correspondente

($R = \frac{L_{\text{médio}}}{mAs}$). Foi selecionado o maior e o menor valor de R e calculada a linearidade

utilizando a equação:
$$L(\%) = 100 \frac{R_1 - R_2}{\frac{(R_1 + R_2)}{2}}$$

3.2.4 Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

Foram definidos três valores de tempo normalmente utilizados (160 ms, 200 ms e 250 ms). A seguir foi posicionado o medidor de tempo de exposição sobre o suporte da mama e selecionado um valor de tensão nominal normalmente utilizado (28 kV) e um valor de mAs relacionado ao primeiro valor de tempo de exposição definido, visto que não há possibilidade de selecionar tempo no equipamento. Foram feitas quatro exposições para cada valor de tempo definido.

Cálculo dos resultados:

→ Exatidão: Para cada tempo selecionado, foi calculada a média dos valores obtidos e o desvio d(%) através da equação:

$$d(\%) = 100 \frac{t_{\text{no min al}} - t_{\text{médio}}}{t_{\text{no min al}}}, \text{ em que } t_{\text{nominal}} \text{ é o valor selecionado no}$$

equipamento e $t_{\text{médio}}$ o valor médio das leituras.

→ Reprodutibilidade: Foi calculado, para cada série de medidas, o valor máximo ($t_{\text{máx}}$) e o valor mínimo ($t_{\text{mín}}$) entre as leituras de tensão obtidas. A seguir, determinado, para cada série de medidas, a reprodutibilidade R(%), utilizando a

relação:
$$R(\%) = 100 \frac{t_{\text{máx}} - t_{\text{mín}}}{\frac{(t_{\text{máx}} + t_{\text{mín}})}{2}}$$

3.2.5 Reprodutibilidade do controle automático de exposição (AEC)

Foi selecionado o modo de exposição automática do equipamento (auto mAs) e a posição zero (ou normal) no controle de densidades. A seguir selecionado um valor de tensão normalmente utilizado (28 kV). Foi utilizada a posição do sensor do AEC mais próxima da parede torácica. Após esse procedimento, foi colocado um conjunto de placas de acrílico de 4 cm na posição a ser ocupada pela mama do paciente e posicionado o numerador radiopaco, para identificar a radiografia. A

bandeja de compressão foi posicionada sobre as placas de acrílico. Para a realização de todo o teste foi separado um único chassi, e este posicionado, carregado com filme, no porta-chassi. Foi realizada uma exposição e anotado o valor do mAs. Em seguida o filme foi processado e o procedimento repetido quatro vezes.

Cálculo dos resultados:

→ Reprodutibilidade: Foi medida a densidade óptica na linha central da imagem, a 4 cm da parede torácica. Após isso, foi calculado o coeficiente de variação (CV) das densidades ópticas obtidas utilizando a equação:

$$CV = \frac{\delta}{DO_{\text{médio}}}, \text{ em que } \sigma \text{ é o desvio padrão e } DO_{\text{médio}} \text{ a média das medidas}$$

de densidade óptica.

3.2.6 Desempenho do controle automático de exposição

Foram selecionados três valores de tensão utilizados normalmente (26 kV, 28 kV e 30 kV) e selecionado o modo de exposição automática do equipamento (auto mAs), com o controle de densidades ajustado na posição zero (ou normal). Para a realização de todo o teste foi separado um único chassi e selecionada uma posição do sensor do AEC, mais próxima da parede torácica. Foi colocado o chassi carregado no receptor de imagem, posicionada uma placa de acrílico de 2 cm sobre o porta-chassi (a placa de acrílico deve cobrir completamente a área ativa do sensor selecionado) e colocado um numerador radiopaco para identificar a imagem. Foi posicionada a bandeja de compressão sobre a placa de acrílico e selecionado o primeiro valor de tensão. A seguir foi realizada uma exposição e anotado o valor do mAs. O filme foi processado e em seguida repetido o processo para o mesmo valor da tensão, variando as espessuras da placa de acrílico para 4 cm e 5 cm. Todo esse procedimento foi repetido para os demais valores selecionados de tensão.

Cálculo dos resultados:

→ Foi medida a densidade óptica na linha central da imagem a 4 cm da parede torácica. Com isso, foi calculada a diferença dos valores das densidades ópticas máxima e mínima obtidas.

3.2.7 Desempenho do controle de densidade

Foi selecionado o modo de exposição automática do equipamento e um valor de tensão normalmente utilizado (28 kV). Foi colocado o chassi carregado no porta-chassi e sobre este, posicionadas as placas de acrílico. As imagens foram identificadas com um numerador radiopaco. Foram realizadas exposições variando o ajuste de densidade pelo menos da posição -2 até a posição +2 e anotados os valores de mAs. Após todo o procedimento, os filmes foram revelados.

Cálculo dos resultados:

→ Foi medida a densidade óptica na linha central da imagem, a 4 cm da parede torácica. Em seguida foi verificado o incremento de densidade óptica entre dois passos consecutivos de densidade.

3.2.8 Camada semi-redutora (CSR)

Foi selecionado o modo de operação manual, o valor de tensão mais próximo de 28 kVp (valor medido) e um valor de mAs que forneça uma leitura de aproximadamente 5 mGy. Foi posicionada a câmara de ionização centralizada, a 4 cm da parede torácica, e acima do suporte de mama cerca de 5 cm, com a bandeja de compressão o mais próximo possível do tubo de raios-X. Foram realizadas duas exposições e anotados os valores das leituras. A seguir, foram realizadas exposições adicionando atenuadores de 0,1 mm até que foi obtida uma leitura abaixo da metade do valor inicial; todas as leituras foram anotadas. Foram retiradas as lâminas de alumínio, realizada outra exposição e anotada a leitura.

Cálculo dos resultados:

→ Foi calculada a CSR utilizando a equação:

$$CSR = \frac{x_b \ln\left(\frac{2L_a}{L_0}\right) - x_a \ln\left(\frac{2L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_0}\right)}, \text{ em que } L_0 \text{ é a leitura inicial de exposição,}$$

L_a a leitura de exposição imediatamente superior a $\frac{L_0}{2}$, L_b a leitura de exposição

imediatamente inferior a $\frac{L_0}{2}$, x_a a espessura de Alumínio correspondente à leitura L_a e x_b a espessura de Alumínio à leitura L_b .

3.2.9 Força de compressão

Foi colocada uma toalha sobre o porta-chassi, posicionada a balança sobre esta, e uma nova toalha foi colocada sobre a balança. Em seguida foi acionado o sistema elétrico de compressão até que o mesmo parasse automaticamente. Os valores de compressão foram lidos e anotados. Esse procedimento foi repetido por 3 vezes.

3.2.10 Qualidade da imagem

Foi colocado um chassi carregado no porta-chassi e posicionado o fantoma centralizado, com borda da parede torácica alinhada com a borda do porta-chassi. Foram colocadas as placas de acrílico em cima do fantoma, a seguir a bandeja de compressão foi acionada até que tocasse a superfície do fantoma. A seguir foi selecionado o modo de exposição automática e um valor de tensão igual a 28 kVp. Foram realizadas exposições, variando o ajuste de densidade da posição -5 até a posição +5, com passo de 1, utilizando as opções “a”, “b”, “c”, “d” e “e” do equipamento. Os valores das técnicas utilizadas foram anotados e o filme revelado. Vale salientar que as posições -5 a +5, estão relacionadas com o enegrecimento da imagem, e as posições “a” a “e” com a sensibilidade do sistema tela-filme.

Esse procedimento resultou em 37 imagens do fantoma, as quais foram classificadas em 5 grupos, 9 para o grupo “a”, 7 para o “b”, 5 para o “c”, 11 para o “d” e 5 para o “e”. Essas imagens foram avaliadas por especialistas da área de radiologia, de modo a identificar a melhor imagem.

O método adotado nesse procedimento foi o de Análise Gradativa Visual (AGV), que consiste na escolha da radiografia que mais se adequa às exigências de imagem do médico radiologista. Esta é escolhida entre muitas que se diferenciam quanto ao nível de cinza e contraste devido à variação dos valores das técnicas utilizadas de acordo com o Programa de Controle de Qualidade [17].

Cálculo dos resultados:

→ Foi medida a densidade óptica do centro da imagem, na área do disco de acrílico e na área imediatamente vizinha, perpendicular ao eixo anodo-catodo. A seguir foram calculadas as diferenças entre as densidades ópticas medidas. Também foram contadas e identificadas as estruturas visualizadas na imagem, usando lente de aumento. O anexo 1 descreve detalhadamente a avaliação da imagem escolhida, no processo de obtenção do selo de qualidade em mamografia pelo CBR.

3.2.11 Dose de entrada da pele

Foi colocado o fantoma sobre o porta-chassi, na posição a ser ocupada pela mama do paciente e selecionada a posição do sensor adequada para o fantoma (posição de mama média). Em seguida foi colocado um chassi carregado no porta-chassi e ativado o AEC. A câmara de ionização foi posicionada sobre o fantoma. Foi realizada uma série de quatro exposições e as leituras foram registradas.

3.2.12 Contato Tela-Filme

Foi colocado um chassi carregado no porta-chassi e posicionado o instrumento de teste sobre o suporte da mama. Foi realizada uma exposição utilizando 22 kV e 25 mAs. Em seguida o filme foi processado.

Resultados

4. RESULTADOS

A seguir serão apresentados os resultados obtidos em cada teste realizado neste estudo, nos dois equipamentos mamográficos do HCFMB - UNESP.

4.1 Sistema de colimação;

A tabela 1 apresenta os resultados para o teste de sistema de colimação dos dois equipamentos.

Tabela 1: Resultados do teste de colimação para ambos os equipamentos.

	kVp	mAs	mA	Resultado
Equipamento 1	22	16	100	Satisfatório
Equipamento 2	22	16	100	Satisfatório

4.2 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo;

As tabelas 2 e 3 apresentam os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo para os equipamentos 1 e 2 respectivamente. A última coluna se refere à tolerância de acordo com a Portaria 453/98.

Tabela 2: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para equipamento 1.

kVp nominal	mAs	mA	kVp medido	Exatidão (%)	Tolerância exatidão	Reprodutibilidade	Tolerância reprodutibilidade
26	20	100	25,9	0,67		0,002	
26	20	100	25,8				
26	20	100	25,8				
26	20	100	25,8				
28	20	100	27,5	1,96	± 5,00%	0,001	
28	20	100	27,4				
28	20	100	27,4				
28	20	100	27,5				
30	20	100	29,5	1,58		0,001	
30	20	100	29,6				
30	20	100	29,5				
30	20	100	29,5				
32	20	100	32,0	0		0	
32	20	100	32,0				
32	20	100	32,0				
32	20	100	32,0				

Tabela 3: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para o equipamento 2.

kVp nominal	mAs	mA	kVp medido	Exatidão (%)	Tolerância exatidão	Reprodutibilidade	Tolerância reprodutibilidade
26	20	100	26,2				
26	20	100	26,3				
26	20	100	26,2	- 0,76		0,002	
26	20	100	26,1				
28	20	100	27,9				
28	20	100	27,9			0	
28	20	100	27,9	0,35			
28	20	100	27,9		± 5,00%		≤ 0,020
30	20	100	29,9				
30	20	100	30,0				
30	20	100	29,9	0,16		0,001	
30	20	100	30,0				
32	20	100	32,5				
32	20	100	32,5				
32	20	100	32,5	- 1,56		0	
32	20	100	32,5				

4.3 Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar;

As tabelas 4 e 5 apresentam os resultados dos testes de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar para os equipamentos 1 e 2 respectivamente. A última coluna se refere à tolerância de acordo com a Portaria 453/98.

Tabela 4: Leituras obtidas e resultados do teste de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para o equipamento 1.

kVp	mAs	mA	Leituras (mGy)	Linearidade (%)	Tolerância linearidade	Reprodutibilidade	Tolerância reprodutibilidade
28	20	100	2,128				
28	20	100	2,125				
28	20	100	2,128			0,0006	
28	20	100	2,126				
28	40	100	4,256				
28	40	100	4,257	0,08			
28	40	100	4,255		± 10,00 %*	0,0003	≤ 0,0500**
28	40	100	4,254				
28	80	100	8,517				
28	80	100	8,513				
28	80	100	8,513			0,0002	
28	80	100	8,515				

*esse valor é recomendável até ± 10 %, mas tolerável até ± 20 %.

** esse valor é recomendável até ≤ 0,0500, mas tolerável até ≤ 0,1000.

Tabela 5: Leituras obtidas e resultados do teste de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para o equipamento 2.

kVp	mAs	mA	Leituras (mGy)	Linearidade (%)	Tolerância linearidade	Reprodutibilidade	Tolerância reprodutibilidade
28	20	100	2,310				
28	20	100	2,307			0,0008	
28	20	100	2,312				
28	20	100	2,308				
28	40	100	4,632				
28	40	100	4,628	0,3	$\pm 10,0 \%$	0,0004	$\leq 0,0500$
28	40	100	4,627				
28	40	100	4,627				
28	80	100	9,266				
28	80	100	9,268			0,0002	
28	80	100	9,264				
28	80	100	9,263				

*esse valor é recomendável até $\pm 10 \%$, mas tolerável até $\pm 20 \%$.

** esse valor é recomendável até $\leq 0,0500$, mas tolerável até $\leq 0,1000$.

4.4 Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição;

As tabelas 6 e 7 apresentam os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição para os equipamentos 1 e 2 respectivamente. A última coluna se refere à tolerância de acordo com a Portaria 453/98.

Tabela 6: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade de tempo de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para o equipamento 1.

kVp	mAs	mA	tempo medido (ms)	Exatidão (%)	Tolerância exatidão	Reprodutibilidade	Tolerância reprodutibilidade
28	16	100	147,5				
28	16	100	147,7	7,79		0,33	
28	16	100	147,7				
28	16	100	147,2				
28	20	100	183,9				
28	20	100	183,9	7,97	$\pm 10,00\%$	0,16	$\leq 10,00\%$
28	20	100	184,2				
28	20	100	184,2				
28	25	100	229,8				
28	25	100	229,8	8,03		0,21	
28	25	100	230,3				
28	25	100	229,8				

Tabela 7: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade de tempo de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 para o equipamento 2.

kVp	mAs	mA	tempo medido (ms)	Exatidão (%)	Tolerância exatidão	Reprodutibilidade	Tolerância reprodutibilidade
28	16	100	154,2	4,90	± 10,00%	2,29	≤ 10,00%
28	16	100	152,5				
28	16	100	151,2				
28	16	100	150,7				
28	20	100	188,4	5,58	± 10,00%	0,52	≤ 10,00%
28	20	100	188,6				
28	20	100	189,4				
28	20	100	188,9				
28	25	100	237,3	5,60	± 10,00%	1,27	≤ 10,00%
28	25	100	236,8				
28	25	100	234,3				
28	25	100	235,6				

4.5 Reprodutibilidade do controle automático de exposição (AEC);

As tabelas 8 e 9 apresentam os resultados dos testes de reprodutibilidade do AEC para os equipamentos 1 e 2 respectivamente. A última coluna se refere à tolerância de acordo com a Portaria 453/98.

Tabela 8: Leituras obtidas e resultados do teste de reprodutibilidade do controle automático de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 o equipamento 1.

Kv	mAs	mA	Espessura (cm)	D.O.	Reprodutibilidade	Tolerância
28	50,3	100	4	1,10	0,011	≤ 0,050
28	51,1	100	4	1,13		
28	51,3	100	4	1,12		
28	51,2	100	4	1,10		

Tabela 9: Leituras obtidas e resultados do teste de reprodutibilidade do controle automático de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 2.

kV	mAs	mA	Espessura (cm)	D.O.	Reprodutibilidade	Tolerância
28	44,3	100	4	1,18	0,00	≤ 0,05
28	45,0	100	4	1,18		
28	44,7	100	4	1,18		
28	45,2	100	4	1,18		

4.6 Desempenho do controle automático de exposição (AEC);

As tabelas 10 e 11 apresentam os resultados dos testes de desempenho do AEC para os equipamentos 1 e 2 respectivamente. A última coluna se refere à tolerância de acordo com a Portaria 453/98.

Tabela 10: Leituras obtidas e resultados do teste de desempenho do controle automático de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 1.

kV	mAs	mA	Espessura (cm)	D.O.	Diferença de D.O.	Tolerância
26	14,7	100	2	1,05	0,29	≤ 0,30
26	86,7	100	4	1,27		
26	130	100	5	1,34		
28	11	100	2	1,00	0,27	
28	53,7	100	4	1,27		
28	117	100	5	1,27		
30	7,6	100	2	0,84	0,21	
30	31,4	100	4	0,94		
30	62,5	100	5	1,05		

Tabela 11: Leituras obtidas e resultados do teste de desempenho do controle automático de exposição e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 2.

kV	mAs	mA	Espessura (cm)	D.O.	Diferença de D.O.	Tolerância
26	12,8	100	2	1,04	0,30	≤ 0,30
26	68,4	100	4	1,06		
26	163,0	100	5	1,34		
28	9,5	100	2	1,00	0,28	
28	43,2	100	4	1,13		
28	103,0	100	5	1,28		
30	7,2	100	2	0,95	0,18	
30	28,5	100	4	1,07		
30	59,7	100	5	1,13		

4.7 Desempenho do controle de densidade;

As tabelas 12 e 13 apresentam os resultados dos testes de desempenho do controle de densidade para os equipamentos 1 e 2 respectivamente. A última coluna se refere à tolerância de acordo com a Portaria 453/98.

Tabela 12: Leituras obtidas e resultados do teste de desempenho do controle de densidade e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 1.

kVp	mAs	mA	densidade	Espessura (cm)	D.O.	incremento	Tolerância
28	33,4	100	-2	4	0,88	---	
28	40,3	100	-1	4	1,07	0,19	
28	48,9	100	0	4	1,25	0,18	≤ 0,20
28	59,1	100	1	4	1,44	0,19	
28	70,7	100	2	4	1,61	0,17	

Tabela 13: Leituras obtidas e resultados do teste de desempenho do controle de densidade e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 2.

kVp	mAs	mA	densidade	Espessura (cm)	D.O.	incremento	Tolerância
28	39,9	100	-2	4	0,90		
28	47,9	100	-1	4	1,10	0,20	
28	57,5	100	0	4	1,29	0,19	≤ 0,20
28	70,4	100	1	4	1,47	0,18	
28	85,5	100	2	4	1,67	0,20	

4.8 Camada semi-redutora (CSR);

As tabelas 14 e 15 apresentam os resultados dos testes de CSR para os equipamentos 1 e 2 respectivamente. A última coluna se refere à tolerância de acordo com a Portaria 453/98.

Tabela 14: Leituras obtidas e resultados do teste de camada semi-redutora e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 1.

kV	mAs	mA	Espessura (mm)	Exposição (mGy)	CSR	Referência portaria
28	50	100	0	5,32		
28	50	100	0	5,32		
28	50	100	0,101	4,33	0,36 mm	Mínimo de 0,28 mm AL
28	50	100	0,303	3,01	Al	
28	50	100	0,404	2,55		Máximo de 0,40 mm AL
28	50	100	0,508	1,96		

Tabela 15: Leituras obtidas e resultados do teste de camada semi-redutora e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 2.

kV	mAs	mA	Espessura (mm)	Exposição (mGy)	CSR	Referência portaria
28	50	100	0	5,72		
28	50	100	0	5,72		Mínimo de 0,28 mm AL
28	50	100	0,101	4,68	0,36 mm	
28	50	100	0,303	3,28	Al	Máximo de 0,40 mm AL
28	50	100	0,404	2,78		
28	50	100	0,508	2,14		

4.9 Força de compressão;

A tabela 16 apresenta os resultados dos testes de força de compressão para os equipamentos 1 e 2 respectivamente. A última coluna se refere à tolerância de acordo com a Portaria 453/98.

Tabela 16: Leituras obtidas do teste de compressão e a tolerância seguindo a portaria 453/98, em ambos os equipamentos.

	Compressão (kg)	Tolerância
Equipamento 1	10	11 – 18 kg
Equipamento 2	9	

4.10 Qualidade da imagem;

Nas radiografias escolhidas foram visualizadas 4 massas (a), 4 grupos de microcalcificações (b), 7 discos (c), 4 fibras (d), e 4 grades (e), conforme ilustra a figura 5. Baseando-se na portaria 453/98 a o teste foi considerado satisfatório. Segundo a avaliação do CBR (Anexo 1) o teste foi considerado satisfatório.

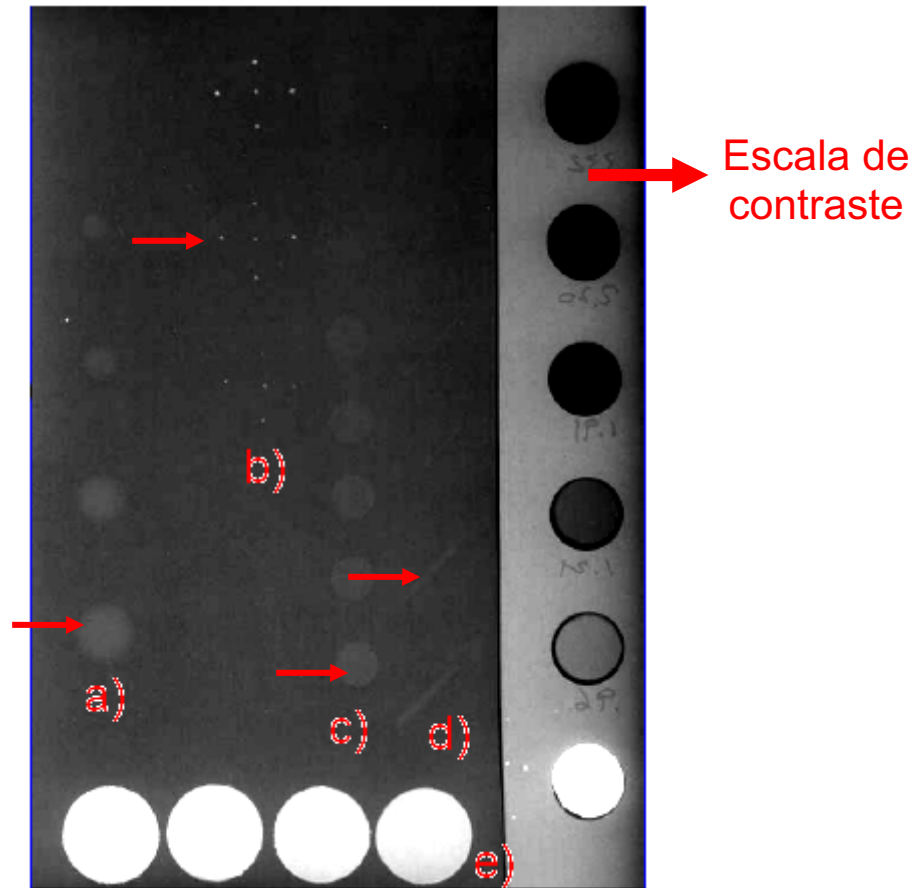


Figura 5: Radiografia do fantoma de mama com suas respectivas estruturas.[18]

As figuras 6 e 7 mostram a relação das densidades ópticas em função dos degraus, mostrado na figura 5 e suas retas ajustadas. A linha vermelha mostra o ajuste entre os pontos.

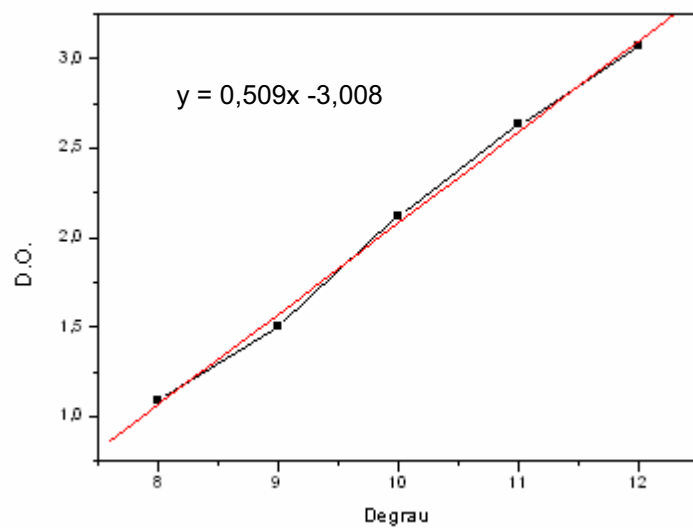


Figura 6: D.O. versus Degraus da radiografia escolhida para o equipamento 1.

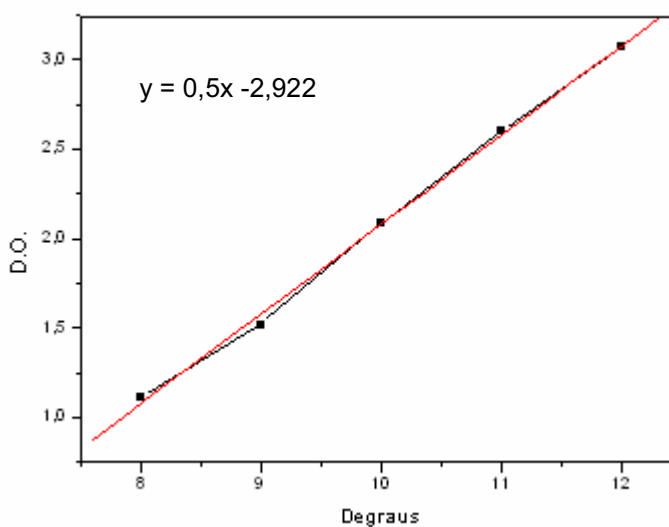


Figura 7: D.O. versus Degraus da radiografia escolhida para o equipamento 2.

As radiografias escolhidas utilizaram técnicas de 80 mAs e 28 kVp e 89,7 mAs e 28 kVp, respectivamente, para os equipamentos 1 e 2.

4.11 Dose de entrada da pele;

As tabelas 17 e 18 apresentam os resultados dos testes de dose de entrada da pele para os equipamentos 1 e 2 respectivamente. A última coluna se refere à tolerância de acordo com a Portaria 453/98.

Tabela 17: Leituras obtidas e resultados do teste de camada semi-redutora e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 1.

kV	mAs	mA	Exposição (mGy)	Tolerância
28	38,6	100	4,13	≤ 10,00 mGy
28	38,6	100	4,12	
28	38,5	100	4,11	
28	38,6	100	4,12	

Tabela 18: Leituras obtidas e resultados do teste de camada semi-redutora e a tolerância seguindo a portaria 453/98 do equipamento 2.

kV	mAs	mA	Exposição (mGy)	Tolerância
28	38,6	100	4,98	≤ 10,00 mGy
28	38,6	100	5,02	
28	38,5	100	4,99	
28	38,6	100	4,97	

4.12 Contato tela-filme.

A tabela 19 e 20 apresenta os resultados dos testes de contato tela filme para os 4 chassis utilizados nos equipamentos 1 e 2 respectivamente.

Tabela 19: Resultados do teste de contato tela-filme para o equipamento 1.

Chassi	kVp	mAs	mA	Resultado
1	22	25	100	Satisfatório
2	22	25	100	Satisfatório
3	22	25	100	Satisfatório
4	22	25	100	Satisfatório

Tabela 20: Resultados do teste de contato tela-filme para o equipamento 2.

Chassi	kVp	mAs	mA	Resultado
1	22	25	100	Satisfatório
2	22	25	100	Satisfatório
3	22	25	100	Satisfatório
4	22	25	100	Satisfatório

Obs.: Teste de observação do filme no negatoscópio.

Discussão
e
Conclusão

5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados dos testes de controle de qualidade nos equipamentos mamográficos se mostraram de acordo com as exigências da Portaria 453/98 em quase a totalidade dos testes de ambos os equipamentos, ocorrendo apenas uma pequena alteração nos testes de Força de compressão, Desempenho do AEC e Desempenho do controle de densidade.

A calibração do sistema de compressão é importante pois este está relacionado com a resolução do exame. Como os tecidos que compõem a mama possuem densidades semelhantes, a mamografia é um tipo de exame que demanda uma alta resolução para a detecção de microcalcificações. Vale salientar que esse problema foi levado ao chefe do setor, o qual de imediato solucionou o problema junto ao setor de engenharia e manutenção do HCFMB – UNESP. A força de compressão após reparos ficou em 12 N e 13 N para os equipamentos 1 e 2, respectivamente.

Quando foram realizados testes de qualidade de imagem foi necessário fazer um controle da processadora visto que a constância do desempenho desta é de grande importância e deve ser mantida para impedir a degradação da imagem. Este teste é realizado diariamente no setor, como parte dos TCQ para a manutenção do selo de qualidade em mamografia do setor.

O processo de validação do selo se restringe em verificação dos equipamentos em perfeitas condições de uso, bem como desempenho da processadora. Tarefas estas incorporadas em PCQ para manutenção do selo no setor de diagnóstico por imagem do HCFMB – UNESP. O processo de validação requer ainda, documentos descritos no item 14 do anexo 2.

O programa de qualidade na mamografia propõe garantir um padrão de qualidade da imagem capaz de assegurar a detectabilidade de objetos diminutos e identificar, sempre que presentes no tecido mamário, estruturas suspeitas de malignidade. A detectabilidade dessas estruturas é influenciada pelas condições de visibilidade na interpretação das imagens.

Um efetivo controle de qualidade no processo de aquisição de imagem mamográfica pode ser facilmente incorporado pelo serviço de mamografia, resultando em exames mais fiéis, diagnósticos mais acurados e redução dos custos na instituição.

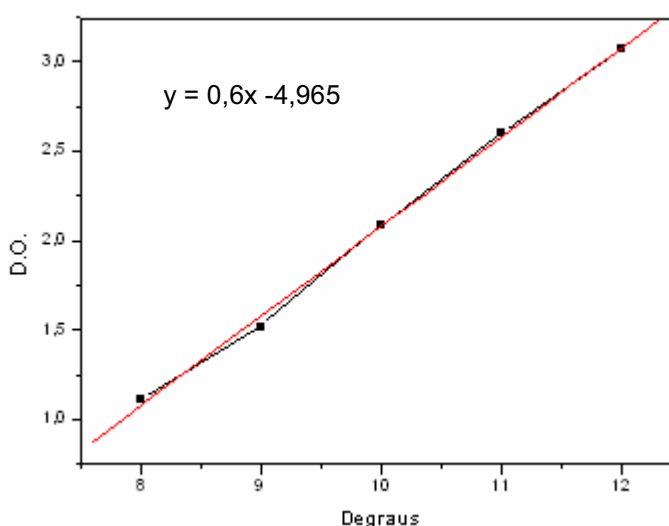
Os resultados obtidos nesta pesquisa fizeram parte dos testes de um Programa de Controle de Qualidade, o qual, no momento desta pesquisa, teve por objetivo o pedido de renovação do selo de qualidade em mamografia concedido pelo Colégio Brasileiro de Radiologia ao setor de diagnóstico por imagem do HCFMB - UNESP. A ficha de inscrição solicitada para renovação do selo, bem como o formulário de registro do teste de qualidade da imagem em mamografia, segue no anexo 2.

Anexos

ANEXO 1

DETERMINAÇÃO DA VELOCIDADE RELATIVA, DO CONTRASTE GERAL E DA QUALIDADE DA IMAGEM MAMOGRÁFICA COM O USO DO *Phantom Mama* nº 329

O gráfico abaixo representa a calibração do *Phantom Mama* nº 329. Todas as informações nele contidas são específicas para esta unidade do produto. A posição e a inclinação da reta (D.O. x Degraus) mostradas neste gráfico caracterizam a velocidade relativa e o contraste geral da imagem, respectivamente.



Na rotina semanal, para determinação do valor numérico da inclinação da reta (D.O. x Degraus) e a sua posição relativa ao padrão é necessário radiografar o *Phantom Mama* com uma exposição de referencia. Proceder da seguinte maneira:

- 1) Montar as placas do *Phantom Mama* de modo que ela tenha 5 cm de espessura. Posicionar a placa de 2 cm que contém os objetos na matriz de cera vermelha sobre as 3 placas de acrílico de 1 cm.
- 2) Preparar o mamógrafo para uma incidência crânio caudal.
- 3) Posicionar o *Phantom Mama* sobre a bandeja do Bucky como se fosse uma mama, com o lado que contém a série de orifícios voltados para a direção da parede torácica. A radiografia que acompanha o

Phantom (imagem padrão) mostra a imagem que se obtém com este posicionamento.

4) Carregar o chassis e inseri-lo no Bucky.

Atenção: Ao realizar semanalmente esta medida, usar sempre o mesmo chassis.

5) Radiografar o *Phantom Mama* com uma exposição de referência:

- Kilovtagem: 28 kV

- Bandeja de compressão: em contato com o Phantom, com leve compressão

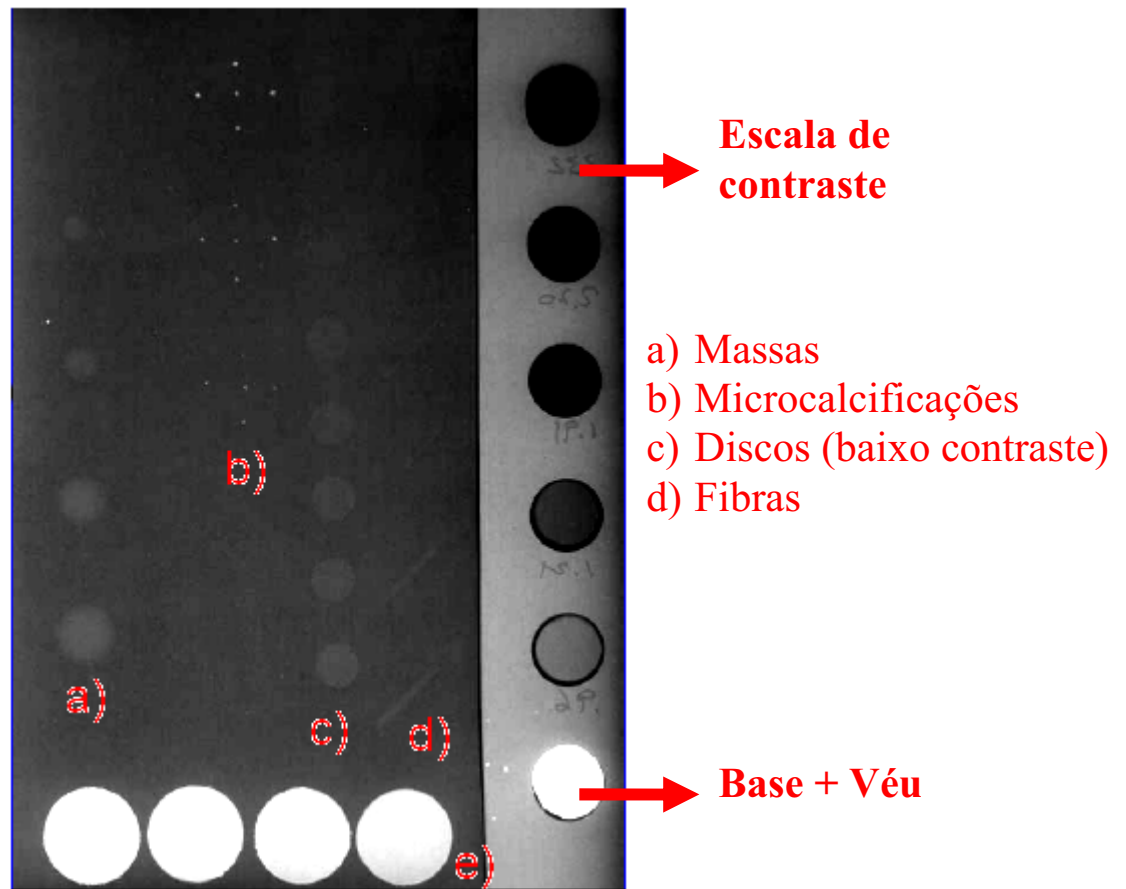
- AEC (também chamado de fotocélula): ligado

- Posição da fotocélula: no centro do Phantom ou na 2ª posição mais próxima da parede torácica.

6) Após a exposição e a revelação do filme, medir as densidades ópticas nas cinco áreas de 1 cm de diâmetro que formam uma escala de tons de cinza, chamada de escala de alto contraste.

7) Com o uso de uma cópia do gráfico existente no impresso “**Modelo de Gráfico para Medida da Velocidade Relativa e do Contraste**”, que acompanha o seu *Phantom Mama*, registrar, graficamente, o valor de cada uma das cinco D.O. da escala de alto contraste no seu respectivo degrau, indicado pelas setas. Traçar a reta que melhor ajusta os pontos e verificar se a sua inclinação (valor de B da reta D.O. x Degrau) variou em relação ao padrão.

Avaliação da Qualidade das Imagens do Phantom



Obs.: Cada uma destas áreas recebe o nome de degrau e durante a calibração do *Phantom Mama* cada unidade produzida recebe um valor numérico para cada degrau, que é válido somente para esta unidade. Portanto, a calibração dos *Phantoms Mama* é feita de forma individualizada. O gráfico “**Curva de Contraste da Imagem**” que acompanha o seu Phantom mostra a reta de calibração (D.O. x Degrau) obtida e a equação de regressão que ajusta esta reta que é do tipo:

$$\text{D.O.} = A + B [\text{Degrau}]$$

Em que A é uma constante associada à posição relativa da reta de contraste e B é a inclinação da reta de contraste.

No verso do gráfico “**Curva de Contraste da Imagem**” encontra-se uma tabela com os valores numéricos de cada degrau e as respectivas densidades ópticas. Na radiografia que acompanha o seu Phantom estão escritos os valores das

densidades ópticas da escala de alto contraste medidas durante o procedimento de calibração.

8) **Avaliação:** Para um mamógrafo DMR ou 600T/GE e a *combinação filme-écran Min-R 2000 da Kodak*, usados para a calibração do seu *Phantom Mama*, a inclinação de referencia da reta é de 0,60. É aceitável uma variação de até $\pm 10\%$ deste valor, ou seja, entre os valores de 0,54 e 0,66. Uma inclinação menor do que 0,54 indica que a mamografia produzida no Serviço apresenta menos contraste do que a mamografia de referência. Já uma inclinação maior do que 0,66 indica que a mamografia produzida no Serviço apresenta aumento de contraste que pode gerar um nível de ruído excessivo na imagem mamográfica.

O valor de A (a constante da reta D.O x Degrau) pode variar em relação ao padrão. Isto indica apenas que o sistema mamógrafo-combinação filme/écran-processamento utilizado possui uma velocidade diferente daquele usado no procedimento de calibração. Com o objetivo de manter constante o nível de enegrecimento geral da mamografia, é recomendável que a densidade óptica no centro do Phantom ou no 2º degrau da escala de tons de cinza de alto contraste (degrau 10,30) esteja próximo do valor 1,50, podendo variar entre o valor mínimo de 1,10 e o máximo de 1,80.

Outros sistemas mamógrafo-combinação filme/écran-processamento diferentes dos mencionados acima podem apresentar uma reta de calibração (D.O. x Degrau) diferente da apresentada. Nestes casos, o Serviço deve realizar uma radiografia do Phantom, fazer uma tira sensitométrica e encaminha-las, via postal, para o endereço do fabricante do *Phantom Mama* para a obtenção da sua reta de calibração.

Após a determinação da inclinação da reta de contraste e da sua posição relativa, o próximo passo consiste em avaliar a **qualidade da imagem mamográfica** por meio dos demais objetos de teste contidos no *Phantom Mama*. A realização semanal desta medida permite detectar variações da qualidade da imagem ao longo do tempo. A avaliação da qualidade da imagem do *Phantom Mama* é feita utilizando-se a mesma radiografia usada para a medida de velocidade relativa e do contraste. A observação da imagem radiográfica do Phantom deve ser feita com uma lupa e em um ambiente com iluminação adequada (menor do que 50 lux) e em um

negatoscópio próprio para mamografia (intensidade luminosa entre 3000 e 3500 nit). Utilizar o formulário específico e proceder da seguinte maneira:

1) Medir a D.O. na radiografia do *Phantom Mama* no ponto de referência, o qual se situa a 6 cm da parede torácica e centrado lateralmente. Registrar em uma cópia do formulário dado no campo D.O de fundo.

2) Determinar o número de objetos de cada tipo visíveis na imagem do Phantom. Contar sempre o número de objetos visíveis a partir do objeto de maior tamanho de cada tipo: grades metálicas, discos de baixo contraste, fibras, microcalcificações e massas.

3) **Avaliação:** Se a variação % do mAs excede 15% ou se a variação da D.O. de fundo excede $\pm 0,20$ a fonte de variação deve ser identificada e corrigida. Além disso, devem ser visibilizados, no mínimo 4 grades metálicas com definição, 7 discos de baixo contraste, 4 fibras, 4 grupos de microcalcificações e 4 massas tumorais. A não visibilização destes objetos até os valores de referência indica que há perda de definição e/ou contraste que deve ser identificada e corrigida.

ANEXO 2

PROGRAMA DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA

NORMAS BÁSICAS PARA INSCRIÇÃO NO PROGRAMA DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA

1) Médico Responsável pelo Serviço

- Membro Titular do CBR.
- Título de Especialista em Radiologia e Diagnóstico por Imagem ou Certificado de Área de Atuação em Mamografia (Ambos emitidos pelo CBR e AMB).
- Semestralidade do CBR em dia.

2) Corpo Clínico

- Setenta e cinco por cento (75%) do corpo clínico deverá ser associado ao CBR e estar em dia com as semestralidades.

3) Do Serviço

1. Configuração do Equipamento de Mamografia.

- Gerador de alta frequência. Ponto focal de tamanho 0,3 mm, com obrigatoriedade de possuir ponto focal da 0,1mm para ampliação. Distância do ponto focal ao filme igual ou maior do que 60cm. Grade anti-difusora própria para mamografia.

Bandeja de compressão de tamanho 18cmx24cm e bandeja tipo “spot” para compressão seletiva. Dispositivo de suporte da mama para ampliação. Compressão pneumática da mama. Controle automático de exposição (foto-célula).

2. Sistema de Registro da Imagem.

- Específico para mamografia.
- Chassis numerados.
- Tempo máximo de uso dos chassis de 4 anos.

3. Processadora Automática de Filmes.

- Específica e dedicada para mamografia.

4. Negatoscópio.

- Específico para mamografia.
- Luminância mínima de 3000nit.
- Lupa de ampliação.
- Foco de luz forte.

5. Simulador Radiográfico de Mama (phantom).

4) Área Física

- Conforme exigência da Vigilância Sanitária.

5) Corpo Técnico

- Profissionais habilitados em Diagnóstico Por Imagem (Técnico de Raio-X, Tecnólogo, Biomédico), com registro no Conselho Regional de sua profissão.

6) Processo de Qualificação

Após o recebimento da ficha cadastral e da declaração devidamente preenchidas e a taxa, o CBR enviará dosímetro e formulários correspondentes para a clínica, que terá o prazo de 15 dias para devolução. Este material será enviado à CNEN para análise e parecer. Um parecer positivo qualifica a clínica para entrevista no CBR, em data oportunamente agendada, quando o responsável deverá trazer três estudos mamográficos completos com os seguintes tipos de densidade mamográficos:

- Mama densa, lipossubstituída e heterogeneamente densa, todas com achados ou benignos ou provavelmente benigno ou suspeito ou altamente suspeito, para avaliação clínica e entrevista com a Comissão.

Será dado o prazo de três convocações, caso não compareça a clínica deverá iniciar novo processo.

7) Vigilância Sanitária

- É necessária cópia autenticada do Alvará de Funcionamento, fornecido pela Vigilância Sanitária de sua cidade.

8) Vistorias

- Serão realizadas em caráter aleatório e sem agendamento prévio.

9) Penalidade

- A constatação de informações inverídicas poderá acarretar a exclusão do Programa de Qualidade por tempo indeterminado.

10) Validade e Revalidação

- O certificado de cada Serviço terá validade de três anos, período no qual poderão ser adquiridos os respectivos Selos de Qualidade. Para compra dos Selos, o corpo clínico deverá estar com as semestralidades em dia, junto ao CBR.

- Expirado o referido prazo o certificado poderá ser revalidado, desde que continue atendendo aos critérios já estabelecidos para aquisição dos Selos.

Observação: Caso o serviço não seja aprovado no Programa, ele terá a oportunidade de se submeter ao processo para uma única reavaliação, por um período de um ano, sem necessidade de nova taxa.

11) Recomendações

- Consultar Programa para Treinamento em Mamografia do CBR e Sistema de laudos e registros de Dados de Imagem da Mama do CBR.

12) Selos

- Os selos somente poderão ser utilizados para o endereço da unidade que ingressou no Programa de Qualidade, não incluindo a utilização em outras filiais.

13) Taxas

- Inscrição – R\$ 485,00 - Revalidação do Certificado – R\$ 100,00

Depósito ou DOC: Banco: Itaú – Agência: 0646 – Conta Corrente: 09924-2 – Favorecido: Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, CNPJ: 62.839.691/0001-79.

14) Documentos necessários para Revalidação

O processo para revalidação será o envio de documentação dos seguintes itens abaixo:

- Cinco radiografias de diferentes pacientes, sendo duas em projeção crânio-caudal e três oblíqua-médio-lateral;
- Cópia do comprovante de depósito no valor de R\$ 100,00 (cem reais);
- Ficha Cadastral e Declaração preenchidas;
- Ofício informando se houve ou não alterações no equipamento, área física, documentação dos exames e corpo clínico.

Obs.: No caso de Mamografia Digital CR e DR, solicitamos que os serviços encaminhem o Relatório de Avaliação de Desempenho do Sistema Mamógrafa-Digitalizador de imagem de acordo com modelo fornecido pelo CBR, que por sua vez, poderá ser solicitado através de e-mail, fax ou telefone.

Os exames poderão ser devolvidos através de SEDEX à cobrar.

Sim, desejo devolução.

Não desejo devolução.

*Após 60 dias da emissão do parecer, os exames serão desprezados.

Ficha Cadastral

1) Dados Cadastrais do Serviço

Instituição:

Responsável pelo Serviço:

Endereço:

Bairro:

Cidade:

Estado:

CEP:

Telefone: ()

Fax: ()

E-MAIL:

CNPJ:

Inscrição Estadual:

Categoria do Serviço:

- () Particular () Público
 () Filantrópico () Instituição de Ensino
 () Outro

2) Dados Cadastrais do Corpo Clínico

Nome	Categoria no CBR

3) Dados Operacionais

Número mensal de exames: _____

Atendimento a Convênio: () Sim () Não

Atendimento ao SUS: () Sim () Não

4) Características dos Equipamentos

Equipamento	Fabricante	Modelo	Ano de Instalação	Ano de Fabricação
Mamógrafo				
Filme				
Chassis/Placa de Imagem			Tempo de uso: ____ anos	
Processadora/Digitalizador				
Monitor			Resolução: ____ Mpixel	

Data: ___/___/___

Assinatura do responsável pelo Serviço: _____

PROGRAMA DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA

Membros da Comissão Nacional de Mamografia

Dra. Norma Maranhão - Coordenadora

Dra. Selma Pace Bauab

Dra. Radiá dos Santos

Dr. Dakir Lourenço Duarte

Dra. Ana Lúcia Kefalas

Dr. José Michel Kalaf

Sr. João Emílio Peixoto - Físico

*** DECLARAÇÃO ***

Neste ato, assumimos o compromisso de cumprir e respeitar as regras do Programa de Qualidade em Mamografia abaixo indicadas:

- a) os Selos de Qualidade somente podem ser utilizados durante o prazo de validade do respectivo certificado;
- b) os Selos de Qualidade somente podem ser utilizados no endereço da unidade que ingressou no Programa de Qualidade, não sendo permitida a sua utilização em outras filiais;
- c) os Selos de Qualidade somente podem ser fixados nos laudos dos exames realizados com o equipamento certificado pelo Programa de Qualidade, sendo proibida a sua aposição em outros documentos, tais como envelopes, correspondências, cartazes, panfletos etc.;
- d) é proibida a utilização de cópias ou versões digitalizadas dos Selos de Qualidade;
- e) para a aquisição dos Selos de Qualidade, o corpo clínico deverá estar em dia com o pagamento de suas contribuições junto ao CBR;
- f) quando a quantidade de Selos de Qualidade solicitada pelo estabelecimento for incompatível com o seu volume de serviços ou com o período restante de vigência de seu certificado, o CBR, a seu exclusivo critério, poderá restringir o número de Selos de Qualidade a ser fornecido;
- g) expirado o prazo de validade, o certificado poderá ser revalidado, desde que continuem sendo atendidos as condições estabelecidas pelo CBR para inscrição no Programa de Qualidade;
- h) a constatação de informações inverídicas poderá acarretar a exclusão do estabelecimento do Programa de Qualidade por tempo indeterminado;
- i) a utilização incorreta ou indevida dos Selos de Qualidade sujeita o infrator às sanções previstas no Estatuto do CBR e na legislação em vigor.

_____, _____ de _____ de 200____.

Assinatura: _____

Nome da Clínica: _____

Nome do Representante: _____

*Referências
Bibliográficas*

REFERÊNCIAS

1. DIMENSTEIN, R.; GHILARDI NETTO, T. **Bases físicas e tecnológicas aplicadas aos raios-X**. 2.ed. São Paulo: Senac, 2005. p. 17-22.
2. HISTORY of the mammography. Disponível em: <<http://www.gehealthcare.com/inen/rad/whc/mswhhis.html>> Acesso em: 22 jan. 2008.
3. CALDAS, F.A.A. et al. Controle de qualidade e artefatos em mamografia. **Rev. Radiol. Bras.**, v.38, p.295-300, 2005.
4. BASSETT, L.W.; GOLD, R.H. **Breast câncer detection: mammography and other methods in brest imaging**. 2.ed. Orlando: Grune & Stratton, 1987. p.3-5.
5. CADRASTRAMENTO de mamógrafos no Brasil. Disponível em: <<http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/?IscScript=iah/iah.xis&src=google&base=LILACS&lang=p&nextAction=Ink&exprSearch=267822&indexSearch=ID>> Acesso em: 22 jan. 2008.
6. PINA, D.R. et al. Development of phantom for radiographic image optimization of standard patient in the lateral view of chest and skull examination. **Appl. Radiat. Isot.**, v.64, p.1623-1630, 2006.
7. EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física Quântica**. Rio de Janeiro: Elsevier, 1979. p. 67-69.
8. SPRAWLS JUNIOR, P. **Physical principles of medical imaging**. 2.ed. Madison: Aspen Publishers, 1995. p. 97-109.
9. BIRAL, A.R. **Radiações ionizantes para médicos, físicos e leigos**. Disponível em: <www.radiacoesionizantes.com.br>. Acesso em: 22 jun. 2008.

10. FÍSICA das radiações. Disponível em:
<<http://www.geocities.com/CapeCanaveral/Hall/2342/raiox/fisica.html>>
Acesso em: 22 jan. 2008.
11. ROSA, R.O. **Estudos de parâmetros físicos de qualidade de imagem em mamografia convencional usando o método Monte Carlo**. 2005. 173f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
12. MAMÓGRAFO 600 T HF SENIX. Disponível em:
<<http://img217.imageshack.us/img217/6398/600t2mc2.jpg>>. Acesso em: 30 mar. 2008.
13. HISTÓRIA da radiologia. Disponível em:
<http://www.cefetsc.edu.br/~radiologia/hst_radiologia.html>. Acesso em: 30 mar. 2008.
14. PINA, D.R. et al. Otimização de imagens mamográficas. **Rev. Radiol. Bras.**, v.39, p.351-354, 2006.
15. MEDEIROS, R.B. Influencia das condições de processamento na detectibilidade clínica em imagens mamográficas. In: CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2., Havana, 2001.
16. OLIVEIRA, M. Controle de qualidade e dose de entrada na pele em serviços de mamografia de Minas Gerais. Disponível em:
<http://biblioteca.universia.net/html_bura/ficha/params/id/29729505.html>.
Acesso em: 30 mar. 2008.
17. FERREIRA, D.F.P. **Comparação de protocolos para controle de qualidade da imagem mamográficas**. Florianópolis: Instituto de Engenharia Biomédica. Universidade Federal de Santa Catarina.

18. PEIXOTO, J.E. Controle de qualidade em mamografia: aspectos físicos da imagem. In: CONGRESSO DE FÍSICA MÉDICA, 10., Salvador, 2005.