

Társis Queiroz Moreira de Vasconcelos
Vanessa Fávere Figueiredo

**AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS TÉCNICOS DA IMAGEM DO SISTEMA CR,
UTILIZANDO O FANTOMA PAS 1054**

Trabalho de conclusão de curso apresentado para obtenção da certificação de Especialista pelo Programa de Pós-Graduação em Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear.

Orientador: MSc. Leslie Silva Pereira
IRD/CNEN

Rio de Janeiro – Brasil
Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear
Coordenação de Pós-Graduação
2015

Ficha Catalográfica

Vasconcelos, Társis Queiroz Moreira. Figueiredo, Vanessa Fávere.

Avaliação de Parâmetros Técnicos da Imagem Digital – CR, utilizando fantoma Pas 1054 / Társis Queiroz Moreira Vasconcelos e Vanessa Fávere Figueiredo. – Rio de Janeiro: IRD, 2015.

xiii, 30 f. : il. ; 29cm.

Orientador: Leslie Silva Pereira
Trabalho de Conclusão de Curso (Lato-Sensu) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria.

Referências bibliográficas: f. 27-30

1. Mamografia. 2. Controle de Qualidade. 3. Artefatos. 4. Fantoma. 5. PAS 1054

Társis Queiroz Moreira de Vasconcelos
Vanessa Fávere Figueiredo

**AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS TÉCNICOS DA IMAGEM DIGITAL SISTEM CR,
UTILIZANDO O FANTOMA PAS 1054**

Rio de Janeiro, 29 de Setembro de 2015.

MSc. Leslie Silva Pereira – IRD/CNEN

Dsc. Célia Maria Campos Coutinho – IRD/CNEN

DSc. Luis Alexandre Gonçalves Magalhães – LCR/UERJ

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, sob orientação da MSc. Leslie Silva Pereira.

AGRADECIMENTOS

Eu Társis Queiroz com certeza através destes parágrafos não conseguirei fazer jus a todas as pessoas envolvidas neste processo de trabalho realizado nestes últimos tempos. Agradeço Primeiramente a Deus por ter a oportunidade de sair da minha terra Natal e ter tido esta experiência única e excepcional e por ter me dado forças para superar todos os obstáculos que apareceram.

Minha família que mesmo de longe soube me incentivar e me apoiar nestes tempos com atenção e carinho e por ter me apoiado durante todo o curso. Aos meus colegas de curso que me acolheram com muita boa vontade e na qual tivemos uma parceria que será duradoura e ao mesmo tempo saudosa. Aos meus amigos e colegas de profissão em Manaus que sempre me deram a maior força e coragem para vir fazer este curso. Ao IRD Por todas as matérias ensinadas e experiências compartilhadas.

Menção honrosa á professora Leslie Pereira na qual desde o começo estive de braços abertos e perto, nunca deixando eu e minha parceira de trabalho desprovido de orientação, para ela meu muito obrigado pela paciência e ajuda dada nestes tempos tanto em campo no trabalho como no que foi redigido, podemos dizer que com toda a certeza estivemos em boas mãos. Outra menção honrosa para o Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) da UERJ na qual todos na qual estive em contato me recebem com cordialidade e atenção e principalmente com preocupação em saber se tudo estava ocorrendo de modo certo e correto. E ao Prof.Dr. Luis Alexandre Gonçalves Magalhães chefe do departamento por acreditar no trabalho e por nos ajudar com todas as ferramentas necessárias.

AGRADECIMENTOS

“Nunca deixe que lhe digam que não vale a pena acreditar nos sonhos que se tem ou que os seus planos nunca vão dar certo ou que você nunca vai ser alguém...”.

Mais uma vez – Renato Russo

Hoje confesso me deixei levar pela vida, me deixei levar pelos planos, pelos sonhos, me deixei levar pelo desejo de me fazer feliz. Sou completamente realizada por isso, mas nada disso teria conseguido sozinha. Minha gratidão eterna a todos que colaboraram para que meu sonho pudesse se concretizar, e àquele que em algum momento desejou me ver infeliz, lamento pela sua pobreza de sentimentos porque hoje sou infinitamente realizada.

Agradeço inicialmente ao meu bom Deus, pelo dom da vida, por ter soprado em minhas narinas o Espírito Santo e me animado. Agradeço a Nossa Senhora, minha Mãezinha, por nunca ter me desamparado, mesmo nos momentos em que estive distante, e nos momentos que pensei que não seria capaz sentia sua mão me erguendo, me segurando, me conduzindo até a vitória. Se hoje estou onde estou é por escolha única do meu Senhor.

Agradecimento especial aos meus progenitores, Armando Figueiredo e Rosângela Fávere, grata pelo ímpeto de me terem concedido a vida, pela escolha de me educarem; agradeço também pelos momentos de dificuldade onde aprendi a dar valor aos pequenos fatos da vida, obrigada pelos inúmeros NÃO que escutei, pelas broncas, pelos castigos... do fundo, agradeço por tudo que fizeram e ainda fazem pela minha felicidade, hoje sou quem sou e devo isso a vocês, única e exclusivamente a vocês.

Agradeço também a minha irmã, Vívian Fávere, que mesmo na minha ausência soube seguir sem me ter ao lado em todas as circunstâncias.

Sou grata também a toda a minha família: minha matriarca Conceição Fávere, pelo conselho de não desistir e perseverar no que meu coração mandava independente das conseqüências geradas; a minha madrinha Rosimeire Vigarani por todas as mensagens de “Bom dia!”, as quais me faziam iniciar o dia na certeza de que seria melhor que o dia anterior; a minha prima Natália Figueiredo, a quem me espelho como pessoa e profissional; e a todo o restante de forma geral.

Agradeço também a dois profissionais em especial, Camila Cristina Araújo e Flavion Salles, eles que acreditaram em mim nos momentos que nem eu mesma acreditava. Minha gratidão pelas palavras de incentivo e força, saibam que não vejo espelhos melhores que vocês.

Aos meus alunos, gratidão pelos olhares de admiração e sorrisos de empolgação quando compartilhava das minhas vitórias. Desejo um futuro partilhado entre nós.

Aos amigos de perto e de longe, aqueles que souberam com carinho e astúcia lidar com minha ausência e impaciência, meu singelo agradecimento.

Gratidão imensa a família IRD, a todos os funcionários, desde os seguranças até os mestres. Grata por cada aprendizado partilhado, por cada conselho dado, por todas as vezes que o único intuito era o de nos fazer crescer profissionalmente. Em especial, agradeço a mestre Leslie Silva Pereira, ela que me acolheu de braços abertos e com carinho soube conduzir meus pensamentos para a conclusão deste trabalho. Sem você, saiba que isto não seria possível.

Agradeço também ao Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, que nos cedeu todo o equipamento e suporte necessários para a realização das visitas para a confecção deste.

Aos meus companheiros de classe, meu agradecimento por cada momento que passamos juntos, cada café partilhado, almoço, lanche, cada trabalho, cada auxílio profissional e pessoal... sou infinitamente agradecida por tudo que cada um de vocês me ensinou. Em especial, minha amiga Hildanielle Duque, você que foi minha fonte de inspiração em cada situação que passava, você que não deixou esmorecer pelas dificuldades que a vida te impulsionava, obrigada *migs*.

Enfim, agradeço a Radiologia por ter me proporcionado momentos de desespero e de alegria, risos e lágrimas, noites em claro, sono concluído dentro da condução... em suma, sou grata pelo crescimento pessoal. Escolhi ser lembrada junto de ti e estou disposta a arcar com as consequências que isso poderá gerar.

GRATIDÃO!

Vanessa Fávere Figueiredo

*“Há uma força motriz mais poderosa que o vapor, a eletricidade e a energia atômica:
a vontade.”*

Albert Einstein

“Cada pessoa deve trabalhar para seu aperfeiçoamento e, ao mesmo tempo, participar da responsabilidade coletiva por toda a humanidade.”

Marie Curie

RESUMO

O câncer de mama é considerado um grande problema de saúde pública, é uma doença progressiva, e esta progressão pode ser alterada pela detecção precoce e por tratamento adequado. A mamografia é uma prática de diagnóstico por imagem que utiliza radiação ionizante e por isso necessita ser justificada em relação a exames alternativos. Seu benefício pode ser deduzido a partir da taxa de detecção do câncer de mama. Sendo uma prática tecnicamente exigente por estar associada a dois requisitos conflitantes, deve possuir a alta definição, contraste e baixa dose. Ou seja, alta qualidade de imagem com doses tão baixas quanto razoavelmente aceitáveis. Para um diagnóstico seguro é necessário garantir a qualidade da imagem. Portanto é preciso realizar o controle de qualidade em serviços mamográficos realizando avaliações de parâmetros físicos do equipamento e da imagem. Neste trabalho a qualidade da imagem foi avaliada utilizando o fantoma PAS 1054, observando sua resolução, a espessura e composição da mama, parâmetros físicos como a escala de cinza e uniformidade da imagem. É também foi realizada a avaliação qualitativa das mesmas.

ABSTRACT

Breast cancer is considered a major public health problem, is a progressive disease, and this progression can be altered by early detection and appropriate treatment. Mammography is a practical diagnostic imaging using ionizing radiation and therefore needs to be justified in relation to alternative testing. Your benefit can be derived from the detection rate of breast cancer. Being a technically demanding practice to be associated with two conflicting requirements, it must have a high contrast sensitivity and low dose. I.e high image quality with doses as low as reasonably acceptable. For a firm diagnosis is necessary to ensure image quality. It has to perform quality control in mammography services conducting assessments of physical parameters of the equipment and the image. In this work the image quality was assessed using the phantom Pas 1054, noting its resolution, the thickness and composition of the breast, physical parameters such as grayscale and image.

SUMÁRIO

Introdução.....	1
Fundamentos Teóricos.....	3
A – Mamografia.....	3
A.1 – Equipamento de Mamografia.....	5
A.1.1 – Radiografia Computadorizada (CR – <i>computed radiography</i>).....	8
A.2 – Controle de Qualidade.....	10
A.2.1 – Testes de Qualidade da Imagem.....	11
Artefatos.....	11
Uniformidade.....	12
Razão Sinal Ruído (SNR).....	12
Razão Contraste Ruído (CNR).....	12
A.3 – Fantoma.....	13
Materiais e Métodos.....	16
A – Materiais.....	16
B – Metodologia.....	18
I – Ausência de Artefatos.....	19
II – Uniformidade.....	19
III – Resolução (KP – ACR).....	19
IV – SNR e CNR (KVR).....	19
SNR.....	19
CNR.....	20
V – Cálculo da DGM.....	20
Resultados e discussões.....	21
A – Resultados da avaliação de ausência de artefatos.....	21
B – Resultados da avaliação de uniformidade.....	22
C – Resultados da avaliação da Resolução (KP – ACR).....	23
D – Resultados da avaliação da SNR e CNR.....	23
E – Resultados da estimativa da DGM.....	25
Conclusão.....	26
Referências bibliográficas.....	27

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Equipamento de Mamografia.....	5
Figura 2: Componentes do Equipamento de Mamografia.....	6
Figura 3: Espectro de Mamografia.....	7
Figura 4: Artefatos em CR.....	11
Figura 5: Fantoma PAS 1054.....	14
Figura 6: Estrutura do fantoma PAS 1054: (a) Elemento de Teste de PMMA e KVR, (b) Elemento de Teste HK, (c) Elemento de Teste ACR.....	15
Figura 7: Equipamentos de Mamografia avaliados e Sistema de Imagem CR.....	16
Figura 8: Fantoma posicionado para medições no mamógrafo.....	17
Figura 9: Placas de IP do fabricante avaliado.....	17
Figura 10: Software de <i>Image J</i>	18
Figura 11: Avaliação de Ausência de Artefatos – Clínica A.....	21
Figura 12: Avaliação de Ausência de Artefatos – Clínica B.....	21
Figura 13: Avaliação da Resolução – Clínicas A e B.....	23

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resultados de uma placa de imagem da clínica A.....	22
Tabela 2: Resultados de uma placa de imagem da clínica B.....	22
Tabela 3: Valores de ROI's para cálculo da SNR e CNR, da clínica A.....	24
Tabela 4: Valores de ROI's para cálculo da SNR e CNR, da clínica B.....	24

LISTA DE SIGLAS

CM = Câncer de Mama
CQ = Controle de Qualidade
DGM (D_g) = Dose Glandular Média
K = Kerma incidente
K_i = Kerma inicial
PMMA = Polimetilmetacrilato
Mo = Molibdênio
Rh = Ródio
W = Tungstênio
DO = Densidade Ótica
mA = Miliamperagem
CR = Radiologia computadorizada
PSP = Fósforo foto-estimulável
PSL = Luminescência foto-estimulada
IP = *Image Plate*
PMT = Tubo fotomultiplicador
ADC = Conversor Analógico-Digital
SNR = Razão Sinal Ruído
LUT = *look-up-table*
PGQ = Programa de Garantia da Qualidade
ACR = Colégio Americano de Radiologia
HK = Imagem remanescente
KVR = Razão Contraste Ruído
ROI = Região de Interesse
CSR = Camada Semi Redutora
MS = Ministério da Saúde
AIEA = Agência Internacional de Energia Atômica
Kv = quilovoltagem
mAs = miliamperagem por segundo
DICOM = *Digital Imaging and Communications in Medicine*
LCR = Laboratório de Ciências Radiológicas
UERJ = Universidade do Estado do Rio de Janeiro

INTRODUÇÃO

O câncer de mama (CM) é considerado um grave problema de saúde pública, o que demanda maior recurso financeiro para resolver questões relacionadas a diagnóstico e terapias [1]. É uma doença progressiva e tal progressão pode ser alterada pela detecção precoce e por um tratamento adequado. O Ministério da Saúde, no Brasil, recomenda o rastreamento por mamografia, de todas as mulheres com idade entre 50 e 69 anos, com intervalo máximo de dois anos entre os exames. No Brasil, estima-se mais de 50 mil novos casos de câncer de mama por ano [2].

Por se tratar de um exame que utiliza radiação ionizante, a sua prática precisa ser justificada em relação a possíveis exames alternativos, além de produzir um benefício para a sociedade. Nesse caso, o benefício pode ser deduzido a partir da taxa de detecção do CM e, também, do número de vidas salvas a partir do conhecimento do tumor por intervenção do programa de rastreamento mamográfico [3].

A mamografia é um exame de radiodiagnóstico que vem sendo utilizado, em especial, por pacientes assintomáticos, a fim de obter imagens radiográficas da mama para a detecção de neoplasias ainda em estágios iniciais. Possui, também, papel essencial no diagnóstico de doenças mamárias, sendo fundamental na detecção precoce do câncer de mama, reduzindo o índice de mortalidade.

Ademais, a mamografia é conhecida como uma prática de radiodiagnóstico tecnicamente exigente, porque é associada a dois requisitos conflitantes. São necessários dois feixes: um de radiação de baixa penetração para melhorar o contraste, e, ao mesmo tempo, um de alta penetração para reduzir a dose na mama. Assim, é imprescindível que haja um feixe produzindo o equilíbrio entre a sensibilidade de alto contraste e a baixa dose. Ou seja, requer alta qualidade da imagem com doses tão baixas quanto razoavelmente aceitáveis.

Medições da qualidade da imagem são necessárias para vários fins, tais como o desempenho dos equipamentos, os testes de aceitação e constância juntamente a garantia da qualidade e otimização técnica da imagem.

A avaliação da qualidade da imagem baseia-se numa avaliação subjetiva a partir das imagens reais dos pacientes, ou uma avaliação técnica que utiliza simuladores adequados para os testes.

O Protocolo da Comissão Europeia (EU) especifica métodos quantitativos para a avaliação da qualidade da imagem e dose. Estabelece, ainda, procedimentos para o controle da qualidade e especifica parâmetros de desempenho mínimos da qualidade da imagem em mamografia digital [4]. Os padrões da qualidade da imagem são bastante rigorosos.

Na mamografia digital, a captura da imagens e a exibição das mesmas são processos dissociados, o que torna possível a otimização da qualidade de imagem de forma independente. O contraste de imagem pode ser melhorado por algoritmos no pós processamento das mesmas [5,6]. Assim, é essencial para realizar um Controle de Qualidade (CQ), bem estabelecido em serviços mamográficos, que seja utilizado na avaliação da imagem radiográfica um fantoma de acreditação mamográfico [7,8].

Neste trabalho, foi avaliada a qualidade da imagem em sistemas de mamografia sistema CR, de acordo com as orientações europeias, utilizando o fantoma PAS 1054, observando a detecção de massas tumorais, fibras e microcalcificações que representam regiões de interesse durante a mamografia. E também para a avaliação de parâmetros técnicos que dependem da espessura e da composição da mama, afetando assim a dose e a qualidade da imagem. Este fantoma possui metodologia própria para as medições que estão especificadas na Norma Alemã Anforderungen und Prüfverfahren für digitale Mammographie-Einrichtungen, PAS, Berlin, (2005) [9].

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

A - Mamografia

A mamografia tem um papel essencial para o diagnóstico de doenças da mama e, em primazia, na detecção precoce do câncer de mama e para reduzir a mortalidade associada a esta doença [10]. É também uma prática médica preciosa para localizar lesões a fim de abordar o seu tratamento.

Porém, o uso da mamografia como procedimento para a detecção precoce do câncer de mama é um assunto controverso por causa do risco de indução de câncer devido a radiação ionizante envolvendo mulheres assintomáticas [11,12,13]. A este risco devem ser adicionados os falsos positivos e falsos negativos que possam ocorrer. Portanto, a realização do supracitado exame deve ser justificada de acordo com um balanço de riscos, com base no benefício eficaz e na detecção precoce para garantir razoavelmente que os falsos positivos ou falsos negativos sejam mínimos.

Os dois princípios básicos da proteção radiológica recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica ICRP 103 [14] para pacientes são a da prática e a otimização da proteção, considerando-se os níveis de referência. Esses princípios são incorporados por padrões de segurança internacionais, BSS [15] que estabelecem os requisitos aceitáveis para a segurança da radiação, e também, no Brasil, pelo regulamento técnico estabelecido pelo Ministério da Saúde [16].

A justificação é o princípio básico da proteção radiológica que estabelece que nenhuma exposição diagnóstica será justificada sem uma indicação clínica, ou seja, nenhuma prática deve ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o paciente exposto, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado.

O diagnóstico em mamografia requer detecção e caracterização de lesões com propriedades de atenuação muito semelhantes aos de tecidos saudáveis que compõem a mama, calcificações de pequeno tamanho (microcalcificações) e de possíveis assimetrias e distorções do tecido mamário [17].

Logo, é necessário que as imagens obtidas sejam de qualidade elevada, e que a dose de radiação recebida pela paciente seja a mínima necessária. Isso é possível desde que sejam utilizados equipamento de Raios X e detectores de imagem apropriados, devidamente calibrados e mantidos com revisão periódica, de acordo com os controles rígidos de qualidade.

A mamografia, mais especificamente o sistema tela filme convencional, ainda é o método básico para diagnóstico e detecção do câncer de mama. Ela é considerada um método confiável para detecção não palpável. A detecção precoce é um fator essencial para o tratamento e sobrevivência a um câncer de mama. Entretanto, existe um risco para a paciente associado à obtenção da imagem da mama para a detecção do câncer, devido à exposição à radiação ionizante. Além disso, o câncer origina-se usualmente nos tecidos glandulares da mama. Portanto, o conteúdo do tecido glandular da mama é de extrema importância e a determinação da dose glandular média (DGM) é um aspecto essencial na avaliação dos equipamentos e técnicas de mamografia e controle de exposição.

Valores de DGM, D_g , podem ser obtidos pelo método de Dance, ou seja, baseando-se na medida do kerma incidente, K , associados a fatores de conversão tabelados que dependem da camada semi redutora, da espessura e da composição glandular da mama [18], como descritos no Código de Prática da Agência Internacional de Energia Atômica [19].

Os Protocolos Internacionais [20, 21] estabelecem uma nova metodologia para medição do K_i e estimativa da DGM. Para um simulador de PMMA com espessura de uma mama comprimida de 45 mm deve ser utilizado um espaçador de 8 mm, sendo, então, equivalente a uma mama de 53 mm. Com o valor medido de K_i deve ser estimado o valor da DGM, de acordo com a equação 1.

$$D_G = g_t c_t s K_{i,t} \quad (1)$$

Onde:

- $k_{i,t}$ é o kerma no ar na superfície de entrada do PMMA;
- g_t é o fator de conversão de kerma no ar em DGM;
- c_t é o fator de conversão de glandularidade;
- s é o fator de correção dependente da combinação anodo-filtro.

No Protocolo do Colégio Americano de Radiologia (ACR) [22], é recomendado que o valor da DGM para uma mama de 42 mm de espessura comprimida não exceda a 3,0 mGy, com o objetivo de minimizar o risco para o tecido glandular. Para o Protocolo Europeu [23], a recomendação para uma mama de 53 mm de espessura comprimida é de valor menor ou igual a 2,5 mGy [4].

A.1 – Equipamento de Mamografia

O mamógrafo é o equipamento utilizado para a realização de exames de mamografia. Nos mamógrafos, os tubos são projetados para fornecer um feixe de raios X de baixa energia, necessário para se produzir imagens otimizadas. Os equipamentos de mamografia são projetados a fim de proporcionarem um feixe de raios X tangente à parede torácica, o qual permite alcançar as estruturas mamárias próximas à parede, restringindo, dessa forma, o campo de radiação à área requerida, conforme mostrado na figura 1.



Figura 1: Equipamento de Mamografia

Alguns dos principais componentes de um mamógrafo estão indicados na figura 2: o gerador elétrico tubo de raios X; o *suporte de mamas* – mesa onde é apoiada a mama e onde fica o receptor de imagem com a grade, e o dispositivo de controle automático de exposição (AEC – *automatic exposure control*); a placa de compressão; e o painel de controle.

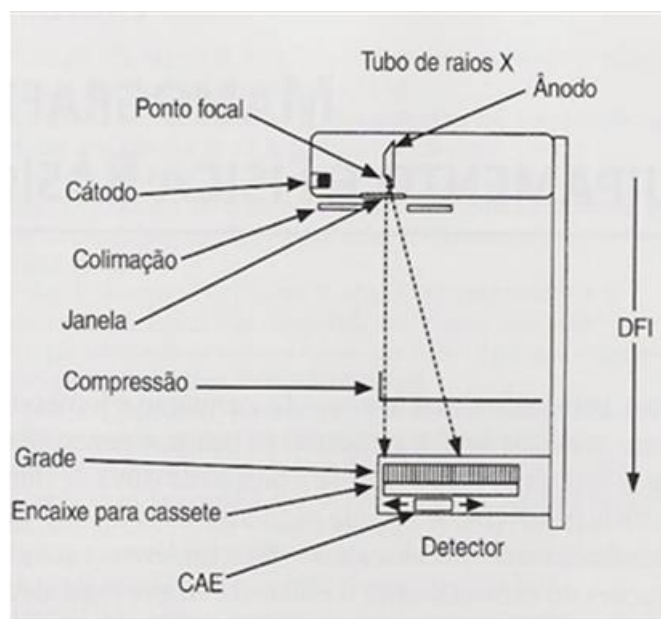


Figura 2: Componentes do Equipamento de Mamografia

O anodo do tubo de raios X possui geralmente uma angulação de 10° a 20° [23] para aumentar a área efetiva do alvo e diminuir o tamanho focal. Esta angulação dá origem ao Efeito Anódico, onde os raios X produzidos na direção do anodo sofrem uma maior atenuação, o que resulta numa intensidade de raios X maior do lado do catodo. Esse efeito é importante para a obtenção de uma densidade óptica mais homogênea no filme, já que do lado do catodo encontra-se a parede torácica, ou seja, a região de maior espessura da mama.

O mamógrafo produz um espectro de radiação determinado pela alta tensão aplicada ao tubo de raios X e pela combinação anodo/filtro. Estudos com modelos computacionais indicam que a energia ótima para uso em mamografia seria um campo com energias entre 15 e 25 keV, dependendo da espessura e composição da mama. Baixas energias (menores que 15 keV) proporcionam uma dose significativa na mama, ao passo que as altas energias (maiores que 35 keV) diminuem o contraste na imagem [24].

São usados geralmente anodos rotatórios, e o material mais comumente utilizado é o Molibdênio (Mo), embora sejam também encontrados alvos de Ródio (Rh) e de Tungstênio (W). A produção dos raios X característicos é o motivo da preferência pelo Molibdênio e pelo Ródio. A radiação característica ocorre em 17,5 keV e 19,6 keV para o Molibdênio, e em 20,2 keV e 22,2 keV para o Ródio. Estes são os valores de energia

considerados ideais para se produzir imagens de boa qualidade com dose razoavelmente baixa na mama. As energias do Ródio, maiores em relação à do Molibdênio, são muito úteis em estudos mamográficos de mamas mais espessas de maior densidade, já que o feixe formado por energias mais altas se torna mais penetrantes [24, 25].

Na Figura 3, é possível observar os espectros de emissão de um tubo de raios X com alvo do Mo, 28 kVp obtidos utilizando um filtro de 0,03 mm Mo, e filtração inerente de 0,03 mm de berílio.

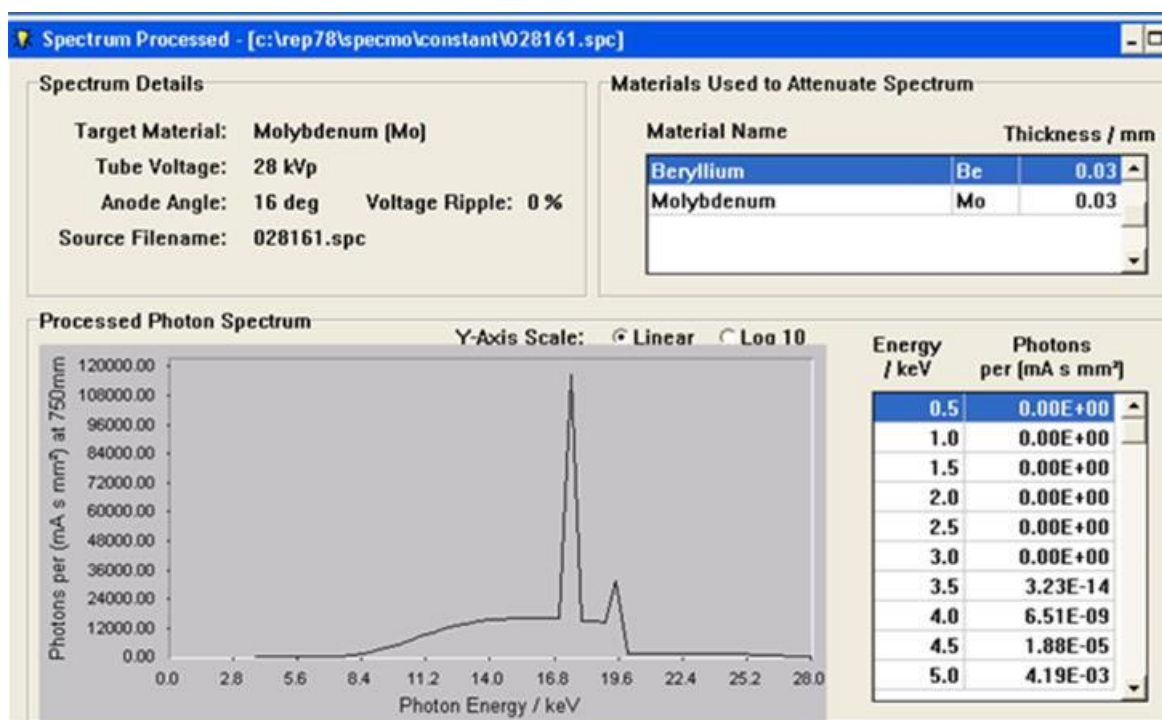


Figura 3: Espectro de Mamografia

As combinações anodo/filtro de Mo/Rh e Rh/Rh requerem exposições 30% e 50% respectivamente mais baixas para obter a mesma densidade óptica (DO) que seria obtida utilizando Mo/Mo [26]. Para mamas pequenas, utilizam-se Mo/Mo e baixas quilovoltagens para se obter imagens com contraste maior. Para mamas espessas, as combinações Mo/Rh e Rh/Rh são mais indicadas, pois proporcionam um contraste similar, porém com uma redução significativa da dose.

O tamanho e a geometria do ponto focal são importantes parâmetros na mamografia devido à necessidade de uma melhor resolução espacial em relação à radiografia convencional. O mamógrafo possui dois pontos focais: grosso (0,3 x 0,3 mm) e fino (0,1 x 0,1 mm). Os focos grossos trabalham com corrente da ordem de 100 mA,

enquanto os focos finos trabalham com corrente da ordem de 25 mA, devido às limitações do aquecimento do anodo. Os focos finos possibilitam melhor resolução espacial e são utilizados em técnicas de ampliação de uma região pequena (localizada) da mama.

A. 1.1. Radiografia Computadorizada (CR – *computed radiography*)

A Radiografia Computadorizada (CR), também conhecida como Fósforo foto-estimulável (*photostimulable phosphor – PSP*), se tornou uma das principais modalidades de aquisição de imagens. O sistema CR se assemelha ao analógico convencional pelo fato de o equipamento emissor de radiação ser o mesmo. A diferença está na substituição do cassete receptor de imagem de um sistema filme-écran para uma placa formada de materiais luminescentes. Outra diferença é que o CR baseia-se no fenômeno chamado luminescência foto-estimulada (PSL – *photostimulated luminescence*), no lugar de uma emissão pronta de luz dada na conversão de raios X que interagem com a tela intensificadora, como no caso da radiografia convencional.

No sistema CR, a cadeia é composta pela aquisição da imagem (mamógrafo), captura e processamento (digitalizador), visualização (estação de trabalho), impressão (digital a laser) e visualização em filme.

Na aquisição de imagem no sistema CR, a placa de fósforo foto-estimulável (PSP) armazena a energia dos raios X absorvidos em “armadilha” da estrutura cristalina. Esta energia pode ser liberada se for estimulada pela energia de uma luz adicional com um comprimento de onda adequado pelo processo de Luminescência Foto-Estimulada (PSL).

A placa de fósforo ainda não exposta, comumente chamada de *image plate* (IP), é colocada em um cassete com forma e aparência similar ao cassete de filme-écran. A geometria dos raios X e as técnicas de imagem também são similares à aquisição filme-écran. Durante a exposição, os raios X são transmitidos através do paciente e são absorvidos pelo IP. A energia depositada no material de fósforo foto-estimulável faz com que os elétrons sejam elevados do seu nível de equilíbrio (estado fundamental) de energia para uma armadilha estável conhecida como “F-centro”. Esta é a imagem latente “eletrônica” não observável, onde o número de elétrons armadilhados é proporcional ao número de fótons de raios X incidentes na IP.

A IP deve ser lida para produzir a imagem. O cassete é colocado no digitalizador onde a placa com o material de fósforo é extraída e escaneada com um intenso feixe de laser de baixa energia (~ 2 eV) e altamente focalizada. Os elétrons armadilhados na matriz do fósforo foto-estimulável (PSP) são estimulados pela energia do laser, e uma fração significativa retorna ao nível de energia mais baixo do fósforo com uma liberação simultânea de uma luminescência foto estimulada (PSL) de maior energia (~ 3 eV). A intensidade da PSL, proporcionalmente ao número de elétrons liberados, é opticamente filtrada da luz laser e capturada por um sistema de guia de luz próximo ao IP. Um tubo fotomultiplicador (PMT) na saída do guia de luz converte e amplifica a PSL em uma correspondente voltagem de saída.

Uma subsequente digitalização, usando um conversor analógico-digital (ADC), produz um número digital correspondente a um local específico na matriz digital da imagem, determinada pela sincronização da luz laser e a localização no IP. A informação da imagem latente residual é apagada através de uma luz intensa com comprimentos de onda que removem os elétrons que não foram desarmadilhados pela estimulação do laser, e a IP retorna ao cassete, “zerado”, e pronto para ser reutilizado.

No pré-processamento da imagem, há meios para corrigir variações estáticas sensíveis do guia de luz e ruídos padrões estabelecidos. A imagem do objeto, então, está fielmente reproduzida e escalada como dados de imagem *raw* (“bruta”) normalizada.

Uma resposta de largo alcance dinâmico do detector fósforo (PSP) requer reconhecimento da imagem, escalonamento e realce de contraste para otimizar as características e a razão sinal-ruído (SNR) dos dados da imagem processada. A exibição da imagem digital usa transformações *look-up-table* (LUT) para que os códigos da imagem digital rendam adequadamente aos valores correspondentes as variações da escala de tons de cinza e seja mostrada em um monitor e com valores de densidade ótica (DO) diferentes para exibição em filme.

A.2 – Controle da Qualidade [20]

Os conceitos associados à qualidade estão descritos na Norma NBR IEC 61223-1 [27], com orientações para implementação em radiodiagnóstico.

A garantia da qualidade é um conjunto de ações sistemáticas e planejadas, com o intuito de promover a confiança necessária sobre um determinado produto assegurando que o mesmo satisfaça os quesitos de exigência sobre a qualidade. No programa de garantia da qualidade encontram-se instruções esmiuçadas de como devem ser realizados os testes que compõem a garantia da qualidade, incluindo a gestão da qualidade e técnicas de controle da qualidade. Controle da qualidade são as técnicas usadas para atender as exigências de qualidade. Neste controle, estão os testes de aceitação, feitos no ato da aquisição do equipamento, juntamente aos testes de constância, em que são averiguados rotineiramente os parâmetros de desempenho técnico.

A aplicação desses conceitos ao serviço de radiologia está associada ao programa de garantia da qualidade (PGQ). Alguns testes devem compor obrigatoriamente o programa, tais como a elaboração de um memorial descritivo de proteção radiológica, cálculos de barreiras, realização de levantamentos radiométricos, testes de constância e aceitação, sensitometria, valores de doses, implementação de padrões de qualidade da imagem, assentamento de testes, tabelas de exposição e cuidados com avisos de legislação vigente, identificação de falhas humanas e do equipamento, verificação do procedimento de rotina, treinamento de profissionais qualificados, auditorias regulares e otimização constante das doses e da qualidade da imagem.

Na mamografia digital sistema CR, é essencial realizar as avaliações de rotina da imagem de um fantoma para confirmar que não houve mudanças substanciais no desempenho de imagem da linha de base.

A.2.1 Testes de Qualidade de Imagem

Artefatos

É importante que os artefatos que podem interferir na interpretação clínica possam ser detectado antes que a qualidade de imagem seja deteriorada significativamente. É muito importante monitorar o artefato durante todo o tempo, e se a sua posição muda em dias sucessivos. Um dos principais artefatos é o aparecimento de ghost na imagem, e sua verificação é muito simples.

Poeira em placas CR ou detritos sobre a placa do suporte de mama ou a bandeja de compressão podem criar artefatos que imitam microcalcificações. Arranhões ou outros defeitos nas placas podem alterar a interpretação de imagem, e a poeira na ótica do leitor de placas pode causar perturbação e gerar artefatos em imagens, conforme mostra a Figura 4.

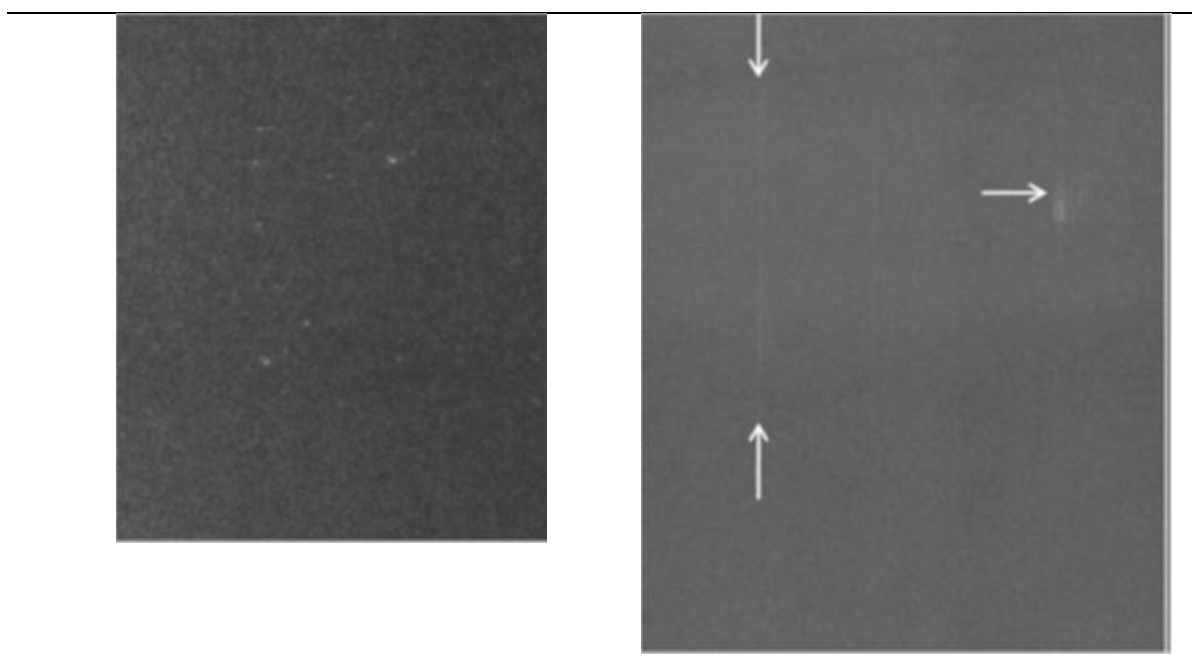


Figura 4: Artefatos em CR

Deve-se garantir que as imagens clínicas estejam livres de artefatos que podem interferir com a interpretação da imagem. Deve ser realizado diariamente, constantemente ao longo do dia.

Uniformidade

Deve-se garantir que não há artefatos nas imagens que possam imitar estruturas na mama ou que possam aumentar a dificuldade de interpretação. Verifica-se a existência de pixels que não possuem sinal, ou até mesmo um agrupamento desses.

Razão Sinal Ruído – SNR

Deve-se obter imagem de um objeto uniforme e estabelecer a relação entre valor médio do pixel dentro da imagem do objeto e seu fundo, considerando o ruído (desvio padrão do valor médio do pixel do objeto).

Razão Contraste Ruído – CNR

Deve-se obter imagem de um objeto uniforme e estabelecer a relação entre valor médio do pixel dentro da imagem do objeto e seu fundo, considerando o ruído tanto da imagem do objeto quanto do fundo.

Interpretação dos resultados e conclusões

- Não deve haver manchas ou regiões de aparência, textura alterada.
- Não deve haver linhas observáveis ou artefatos estruturais.

Recomendações e ações corretivas

Qualquer artefato visível pode imitar ou obscurecer informações anatômicas. A placa de compressão e o suporte de mama devem ser limpos para remover qualquer sujeira ou material estranho. O prazo para ação corretiva é imediatamente.

No caso de sistemas de CR, se o índice de exposição estiver fora dos limites de tolerância ou inaceitável, os testes devem ser repetidos. Se os resultados permanecerem inaceitáveis, pode ser apropriado contatar o físico médico responsável para que as correções possam ser realizadas.

A.3 - Fantoma

Uma das vantagens em utilizar fantasmas para este propósito é a possibilidade de quantificar características geométricas e morfológicas de simuladores de tecidos mamários, fato que introduz um aspecto quantitativo a avaliação subjetiva da imagem [28, 29, 30, 31, 32].

Os fantasmas de mama utilizados na avaliação da qualidade das imagens mamográficas contêm recursos como fibras, grupos de microcalcificações e massas que simulam lesões de interesse durante a mamografia. Um fantoma de mama adequado deve ser capaz de indicar alterações na qualidade da imagem em todo conjunto de fatores técnicos esperados na prática clínica [33, 34].

É razoável o uso de fantasmas de mama para se obter uma estimativa de uma possível redução de dose, a fim de limitar os graus de liberdade de um possível estudo clínico [35, 36, 37].

Hoje em dia, a qualidade da imagem de sistemas mamográficos é fundamentada no julgamento subjetivo de radiologistas baseados no grau de visualização destes objetos [31, 38]. Nas últimas duas décadas (RETIRAR), com o avanço das ferramentas computacionais, a comunidade científica trouxe grandes contribuições com desenvolvimento de algoritmos computacionais capazes de quantificar a qualidade de sistemas mamográficos a partir da radiografia. Em 1997, foi desenvolvido um programa de avaliação da qualidade de imagens de sistemas mamográficos, baseado em aspectos da Transformada de Fourier de uma imagem de referência do FAM recomendado pelo ACR [22].

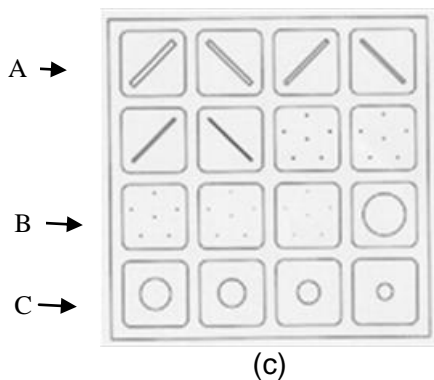
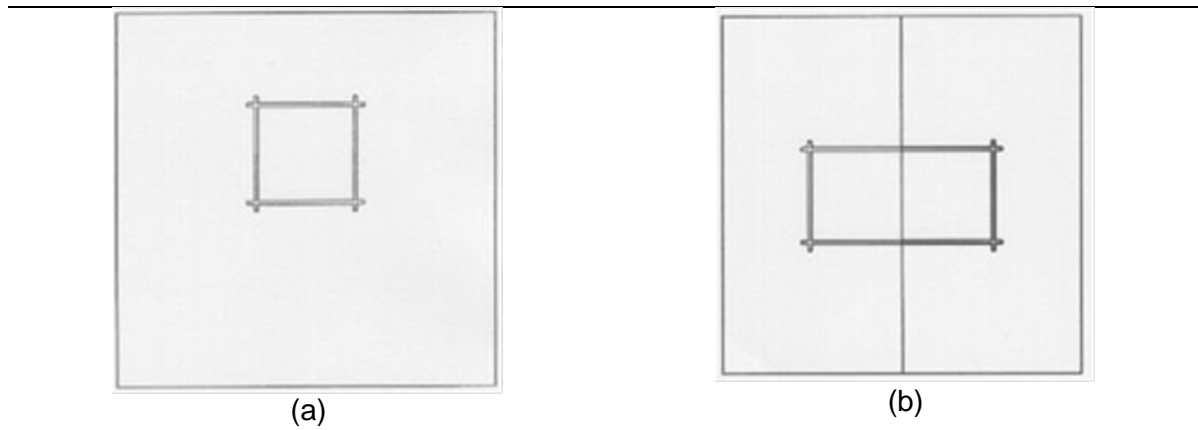
Este trabalho utilizou o fantoma PAS 1054 [9], fabricação PTW N° série T42028 - 00077 para realizar alguns testes do controle de qualidade da imagem. Este fantoma é constituído de uma base de polimetilmetacrilato (PMMA) que é um material a base de acrílico cuja densidade simula a densidade do tecido mamário de uma mulher.



Figura 5: Fantoma PAS 1054

Possui os seguintes componentes:

- Base – placa de PMMA com 45 mm;
- Placa estrutural – placa de PMMA com 10 mm, recebe os elementos de testes;
- Absorvedores – 2 placa de PMMA com 10 mm e uma com 20 mm;
- Elementos de testes, mostrados na Figura 5 são:
 - PMMA: medição do valor médio da escala de cinza e densidade óptica na região de interesse;
 - HK: metade do elemento coberto com chumbo utilizado para medição do alto contraste e decaimento;
 - KVR: elemento coberto com alumínio utilizado para medição da razão contraste ruído e do valor médio da escala de cinza na região de interesse;
 - Resolução (ACR): verificação de massas tumorais, estruturas fibrosas e microcalcificações;



A – Fibras
 B – Microcalcificações
 C – Massas Tumorais

Especificações Técnicas o Elemento de Teste de Resolução (ACR)	
Dimensões	80 x 80 x 46 mm ³
Massas Tumorais	5 calotas esféricas com diâmetros de: 2,0; 1,0; 0,75; 0,5; 0,25 mm <i>É necessário visibilizar até a calota de 0.5 mm de diâmetro</i>
Microcalcificações	5 conjuntos de diâmetros aproximados de: 0.5, 0.4, 0.3, 0.2, 0.12 mm <i>É necessário visibilizar até o conjunto de microcalcificações de 0.2 mm de diâmetro</i>
Fibras	6 objetos lineares de diâmetros aproximados de 0.4, 0.55, 0.70, 0.90, 1.10 e 1.50 mm que simulam extensões de tecido fibroso em tecido adiposo <i>É necessário visibilizar até a fibra de 0.7 mm de diâmetro</i>

Figura 6: Estrutura do fantoma PAS 1054: (a) Elemento de Teste de PMMA e KVR, (b) Elemento de Teste HK e (c) Elemento de Teste ACR.

MATERIAIS E MÉTODOS

A – Materiais

- Equipamento de Mamografia e Sistema de Imagem (CR), mostrado na figura 7.

Clínica	Fabricante	Modelo	CR
A	GE	Senographe 600 T	Carestream
B	GE	Performance	Carestream

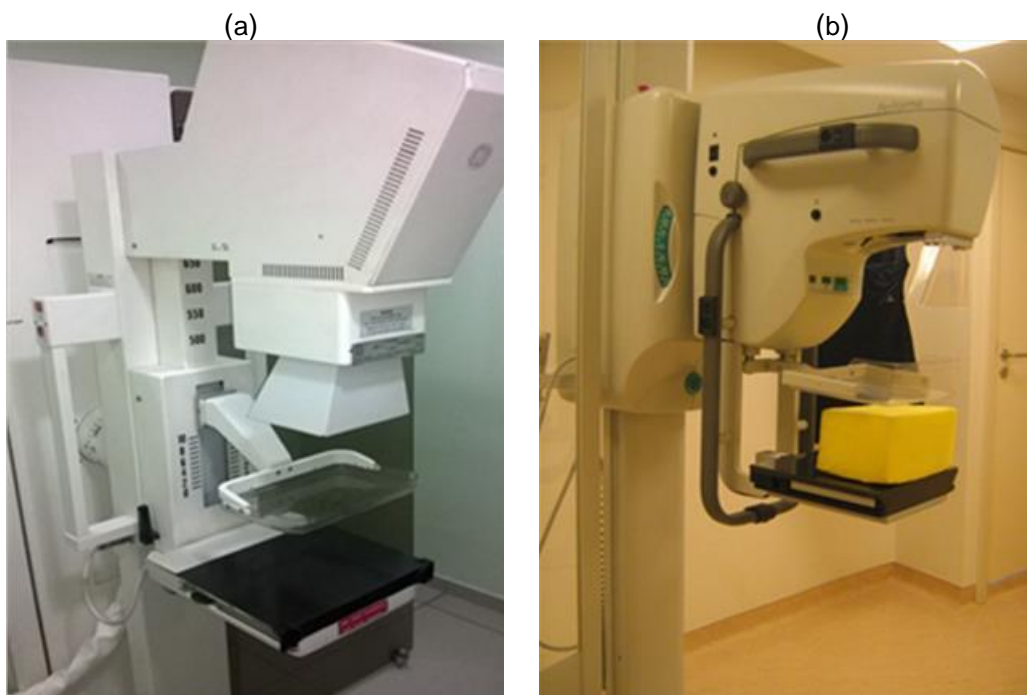


Figura 7: Equipamentos de mamografia avaliados(a) e (b) e Sistema de Imagem CR (c)

- Fantoma PAS 1054, nº de série T42028-00077 do fabricante PTW mostrado na figura 8.



Figura 8: Fantoma posicionado para medições no mamógrafo.

- Placas de Imagem (IP)



Figura 9: Placas de IP do fabricante avaliado

- *Image J* - Software de Imagem [39]

O programa computacional *Image J* é um software livre utilizado para medições de parâmetros de imagem. Ele calcula o valor médio de pixel e o desvio padrão de uma determinada região de interesse (ROI), selecionada em uma imagem radiográfica.

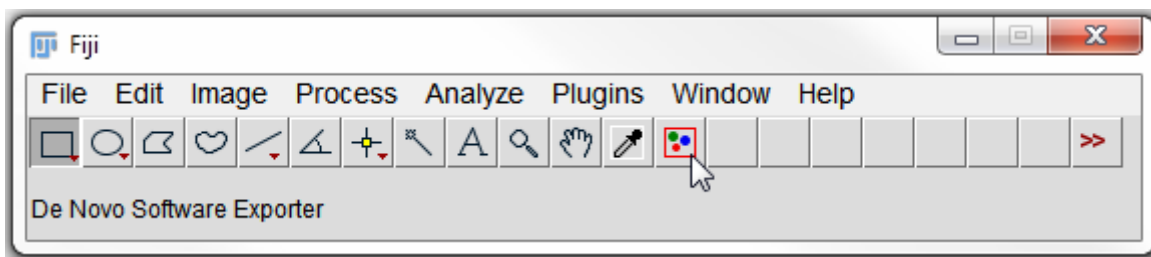


Figura 10: Software de *Image J*
DESNECESSÁRIO

B – Metodologia

Neste trabalho, foram avaliados dois Sistemas de Radiografia Computadorizada CR, de duas instituições médicas.

O equipamento foi avaliado quanto:

- aos parâmetros físicos, como: tamanho e alinhamento de campo, compressão, tensão, camada semi redutora (CSR) para o valor de espessura de mama comprimida de 46 mm_ e medição do kerma na superfície de entrada para cálculo da dose glandular média (DGM).
- aos parâmetros da qualidade da imagem, como: ausência de artefatos, uniformidade de campo, resolução (ACR), razão sinal ruído (SNR) e razão contraste ruído (CNR).

A avaliação dos parâmetros físicos está de acordo com a metodologia estabelecida pela Portaria 453, do Ministério da Saúde (MS) [16].

A metodologia utilizada na aquisição da imagem de mama está determinada no Protocolo N° 17, da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) [20]. Ou seja, a imagem foi obtida no modo manual e foram anotados os valores dos parâmetros da técnica selecionada, como kV, mAs, anodo e filtro. As imagens foram salvas no formato DICOM.

Para a avaliação das imagens, a técnica selecionada foi de 28 kV, 63 mAs, combinação anodo/filtro de Mo/Mo e espessura de 46 mm. As imagens foram avaliadas quanto a:

I. Ausência de artefatos

- o fantoma de mama foi posicionado em cima do suporte de mama e foi feita uma exposição utilizando a bandeja de compressão. Esta avaliação foi realizada para cada placa de imagem utilizada, de modo a verificar a não existência de danos ou corpos adicionais.
- foram avaliadas as 4 PI utilizadas nas práticas;
- foi realizada avaliação qualitativa, ou seja visual;

	Fabricante	Modelo
Clinica A	Kodak	Carestream
Clinica B	Kodak	Carestream

II. Uniformidade

- foram selecionados 6 diferentes pontos de medições (ROI 1 a ROI 6), sendo: 3 pontos na parede torácica e 3 do lado oposto, sempre a 40 mm das bordas;
- foi calculado o valor médio dos 6 ROI's;
- para conformidade, o desvio máximo de cada ROI em referência ao valor médio obtido não deve exceder a 15%.

$$V (\%) = \frac{(ROI_{ind} - ROI_{central})}{ROI_{central}} \times 100 \quad \text{Equação 1}$$

III. Resolução (KP – ACR) – foi realizada uma exposição para posterior avaliação das massas tumorais, fibras e microcalcificações. Esta avaliação deverá estar em concordância com a Portaria 453 [16].

IV. SNR e CNR (KVR) – relação sinal ruído e contraste ruído

- as exposições foram realizadas utilizando 28 kV, combinação anodo filtro de Mo/Mo e variando o mAs para valores de espessura de 26, 36, 46, 56 e 66 mm.

SNR

- foram medidas as escalas de cinza no ROI e seu desvio padrão para cada espessura;
- a SNR foi calculada de acordo com a equação 2:

$$SNR = \frac{ROI}{\sigma ROI} \quad \text{Equação 2}$$

- os valores limites não podem exceder a 10% do valor nominal.

CNR

- foram medidas as escalas de cinza no ROI-1 (área do filtro de Al) e no ROI-2 (50 mm ao lado do ROI-1);
- determinar o desvio padrão do ROI-2;
- a CNR foi calculada de acordo com a equação 3:

$$\text{CNR} = \frac{(\text{ROI 1} - \text{ROI 2})}{\sigma \text{ ROI 2}} \quad \text{Equação 3}$$

- os valores limites não podem exceder a 10% do valor nominal.

Os valores da CNR devem ser relacionados com os valores obtidos na espessura de 45 mm, e o resultado deve estar em conformidade com os limites estabelecidos pela norma PAS 1045 [9]. Os limites são apresentados abaixo.

PAS 1054 (CNR)	
mm PMMA	Limite
20	> 125
30	> 115
40	> 105
45	100
50	> 95
60	> 80
70	> 65

V. Cálculo da DGM

- Os valores dos parâmetros foram reproduzidos de acordo com a Portaria 453 [16], permitindo a medição de K_i e, posteriormente, a estimativa da DGM. Ou seja, a técnica manual de 28 kV e 63 mAs foi utilizada para realizar esta exposição radiográfica. O fantoma de mama utilizado representa uma mama média, com composição equivalente a 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo. O cálculo está em conformidade com protocolos internacionais, já descrito no Capítulo 2.

$$D_G = g_t c_t s K_{i,t}$$

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os parâmetros físicos foram avaliados pelo Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ). Os parâmetros necessários para este trabalho como kV, CSR e kerma na entrada da superfície estão em conformidade com a Portaria 453 [16].

Os parâmetros de qualidade de imagem foram avaliados como se segue abaixo:

A – Resultado da avaliação de ausência de artefatos

- Clínica A



Figura 11: Avaliação de Ausência de Artefatos – Clínica A

As quatro placas de imagem estão em conformidade com os protocolos internacionais [20, 21]. Não possuem artefatos de nenhuma característica.

- Clínica B

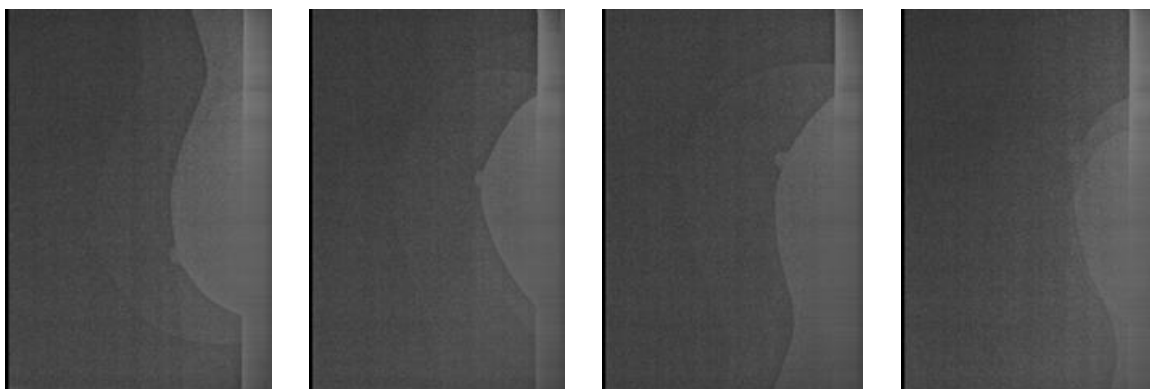


Figura 12: Avaliação de Ausência de Artefatos – Clínica B

As quatro placas de imagem não estão em conformidade com os protocolos internacionais [20, 21]. Possuem artefatos de diferentes características, sendo possível observar o aparecimento de fantasmas na imagem, um dos principais artefatos. O prazo para ação corretiva é imediatamente.

B – Resultado da avaliação de uniformidade

A avaliação foi realizada para cada placa de imagem separadamente. O resultado de uma placa de imagem é mostrado na Tabela 1.

- Clínica A

Tabela 1: Resultados de uma placa de imagem da clínica A

Pontos medidos	VMP	Variação (%)
ROI 1	1466,0	-0,29
ROI 2	1471,1	0,06
ROI 3	1468,9	-0,09
ROI 4	1470,8	0,04
ROI 5	1476,6	0,43
ROI 6	1468,2	-0,14
Média ROI central	1470,3	

Nesta clínica, as 4 placas de imagem estão em conformidade com os limites estabelecidos pelo fabricante do fantoma. Ou seja, o desvio máximo de cada ROI em referência ao valor médio obtido não deve exceder a 15% [9].

- Clínica B

Tabela 2: Resultados de uma placa de imagem da clínica B

Pontos medidos	VMP	Variação (%)
ROI 1	1436, 1	10,04
ROI 2	1498,0	14,79
ROI 3	1273,5	-2,42
ROI 4	1212,3	-7,10
ROI 5	1105,2	-15,31
ROI 6	1552,9	18,99
Média ROI central	1305,2	

Nesta clínica, as 4 placas de imagem não estão em conformidade com os limites estabelecidos pelo fabricante do fantoma. Ou seja, o desvio máximo de cada ROI em referência ao valor médio obtido excedeu a 15% [9]. Assim, estas placas de imagem devem ser substituídas imediatamente [20].

C – Resultados da avaliação da Resolução (KP – ACR)

- Clínica A e Clínica B

Foi possível visualizar 6 massas tumorais, 6 fibras e 5 grupos de micro calcificações.

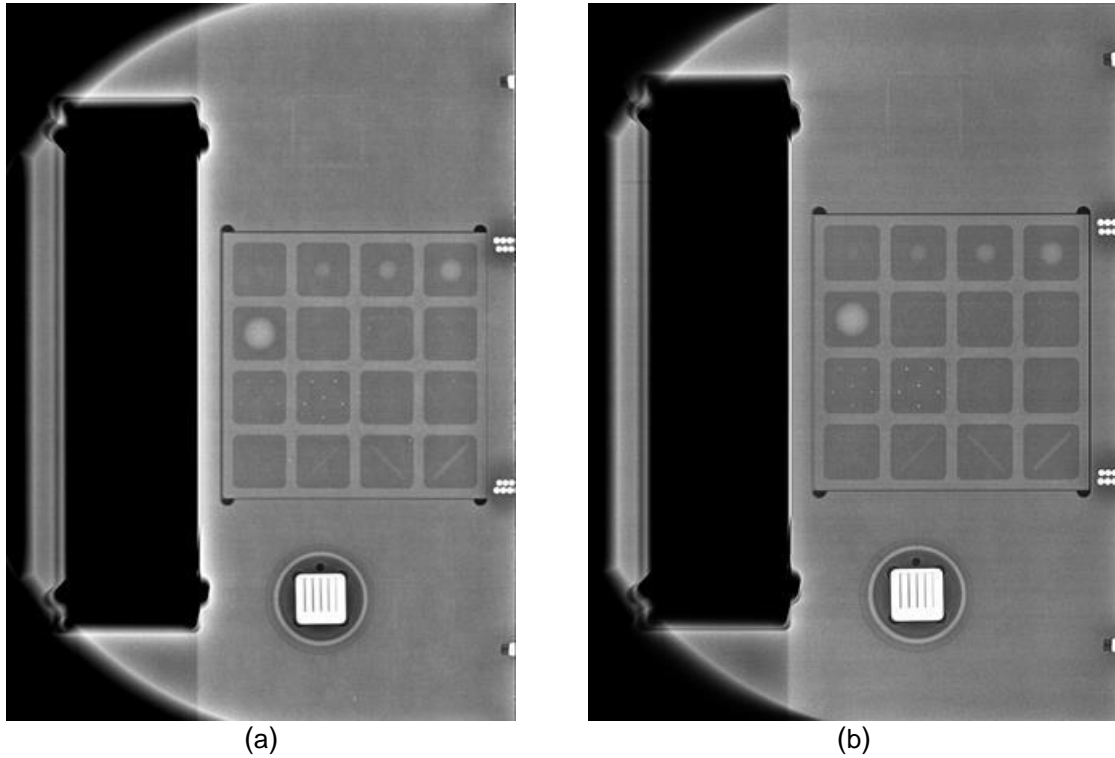


Figura 13: Avaliação da Resolução – Clínica A e Clínica B

Os resultados da clínica A e clínica B estão em conformidade com a Portaria 453 que estabelece que os sistemas de mamografia devem ser capazes de identificar a imagem de uma fibra de 0,75 mm, uma microcalcificação de 0,32 mm e uma massa de 0,75 mm no simulador, equivalente ao adotado pelo ACR [22].

D – Resultados da avaliação da SNR e CNR

O simulador PAS 1054 possui metodologia estabelecida pela norma alemã NORM PAS 1054, e a interpretação dos resultados foi realizada de acordo com esta norma.

- Clínica A

Os valores dos ROI's e seus respectivos desvios padrão estão na Tabela 3.

Tabela 3: Valores de ROI's para cálculo da SNR e CNR, da clínica A

Espessura (mm)	ROI 1	σ	ROI 2	σ	SNR	CNR	Rel 45 mm
26	1184,5	154,7	1107,6	155,1	7,6	0,5	26
36	1427,7	178,4	1163	168,4	8,0	1,6	84
46	1286,7	158,4	1007,8	145,1	8,1	1,9	100
56	1446,2	108,1	359,2	85,8	4,1	1,1	58
66	1137,1	130,5	898,8	116,8	8,7	2,0	105

Os valores calculados para SNR encontram-se em conformidade com os valores estabelecidos pela norma PAS 1054 [9].

Para os valores da CNR calculados para diferentes espessuras e relacionadas com a espessura de 45 mm, somente o valor da CNR da espessura de 66 mm encontra-se em conformidade com os valores estabelecidos pela norma PAS 1054 [9]. O responsável técnico pelo serviço deve ser comunicado.

- Clínica B

Os valores dos ROI's e seus respectivos desvios padrões estão na Tabela 3.

Tabela 4: Valores de ROI's para cálculo da SNR e CNR, da clínica B

Espessura (mm)	ROI 1	σ	ROI 2	σ	SNR	CNR	Rel 45 mm
26	1270,1	101,2	955,3	78,4	12,6	4,0	160
36	1203,1	97,4	1028,4	74,9	12,4	2,3	92
46	1248,0	98,9	1044,8	80,8	12,6	2,5	100
56	1314,1	105,1	1203,8	98,0	12,5	1,1	44
66	1315,3	105,7	1203,4	95,0	12,4	1,8	72

Os valores calculados para SNR não estão em conformidade com a SNR para as espessuras de 36 e 46 mm com os valores estabelecidos pela norma PAS 1054 [9].

Para os valores da CNR calculados para diferentes espessuras e relacionadas com a espessura de 45 mm, somente o valor da CNR da espessura de 26 mm encontra-se em conformidade com os valores estabelecidos pela norma PAS 1054 [9]. O responsável técnico pelo serviço deve ser comunicado.

E – Resultados da estimativa da DGM

Para o cálculo da DGM, foram utilizados os fatores de Dance correspondentes a uma mama com espessura de 45 mm.

Clínica A

- CSR (mm Al) = 0,33
 - kerma no Ar Incidente (K_i) – 3,732 mGy
- Dg = 0,688 mGy

A DGM estimada está em conformidade com a DGM recomendada pela Portaria 453 [16] e com os valores limites estabelecidos pelo Protocolo Europeu [21].

Clínica B

- CSR (mm Al) = 0,38
 - kerma no Ar Incidente (K_i) – 7,43 mGy
- Dg = 2,9 mGy

A DGM estimada não está em conformidade com a DGM recomendada pela Portaria 453 [16] e com os valores limites estabelecidos pelo Protocolo Europeu [21]. O responsável técnico pelo serviço deve ser comunicado.

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos para a avaliação dos parâmetros físicos estão em conformidade com os valores estabelecidos pela Portaria 453 [16] e com os valores limites estabelecidos pelo Protocolo Europeu [21].

Na avaliação qualitativa da qualidade da imagem, todos os requisitos mínimos estão conformes na clínica A. Já na clínica B, as placas de imagem necessitam ser substituídas, pois oferecem riscos na avaliação da imagem da paciente.

Os resultados obtidos para a avaliação da resolução da imagem estão em conformidade com os valores estabelecidos pela Portaria 453 [16] e com os valores limites estabelecidos pelo Protocolo Europeu [21]. No futuro, a qualidade da imagem de cada fantoma será, provavelmente, avaliada de modo informatizado, com medições objetivas eliminando a variabilidade intra e inter observador.

Para os resultados quantitativos obtidos na determinação da CNR e SNR não estão em conformidade com os limites estabelecidos pela NORMI PAS 1054 [9]. O contraste é a diferença de sinal entre duas regiões adjacentes, ou seja, a diferença das escalas de cinza e a razão contraste ruído (CNR) é o valor de pixel referente aos meios circundantes. O ruído e o principal fator que limita o contraste de uma imagem digital e interfere diretamente na homogeneidade, pode reduzir o contraste e pode ser observado como variações dos valores dos pixels e pode influenciar na percepção e visibilidade de massas, fibras e microcalcificações. O responsável, o físico médico, deve ser comunicado para que sejam tomadas as atitudes necessárias e assim realizadas as correções necessárias.

Placas de imagens com maior tempo de utilização necessitam de DGM's maiores para obter-se uma imagem com qualidade inferior ao aceitável com relação à CNR, este pode ser o caso da Clínica B. Os valores estimados para a DGM devem estar em conformidade com o valor recomendado internacionalmente. Caso contrário, é necessário que o responsável pelo serviço seja notificado e que possa tomar as atitudes necessárias para a correção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Stojacić-Djeniđ S, Kerkez M, Jović D, Maksimović Z, Jeftović I, Milić Z, Perisić M, Jurisić V. Comparison of clinical data, ultrasonography, mamography and histological findings obtained by ex tempore biopsy for breast cancer diagnosis]. *Acta Chir Iugosl.* 2008;55(4):37-41.
2. DE FREITAS, Andréa Gonçalves et al. *Mamografia Digital: Perspectiva atual e aplicações futuras.* 2006
3. Heyes, G. J., Mill, A. J., Charles, M. W., Enhanced biological effectiveness of low energy X-rays and implications for the UK breast screening programme. *The British Journal of Radiology*, 79, 195–200, (2006)
4. *European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening*, Vienna, (2009).
5. Benhardt, P., Mertelmeier, T. and Hoheisel, M. X-ray spectrum of full-field digital mammography: simulation and phantom study. *Med. Phys.* 33(11), 4337–4349 (2006).
6. Fischer, U., Hermann, K. P. and Baum, F. Digital mammography: current state and future aspects. *Eur. Radiol.* 16, 38 – 44 (2006).
7. Yaffe, M. J., A. K. Bloomquist, et al. (2006). "Quality control for digital mammography: part II. Recommendations from the ACRIN DMIST trial." *Med Phys* 33(3): 737-752.
8. Bloomquist, A. K., M. J. Yaffe, et al. (2006). "Quality control for digital mammography in the ACRIN DMIST trial: part I." *Med Phys* 33(3): 719-736.
9. *Anforderungen und Prüfverfahren für digitale Mammographie-Einrichtungen*, PAS, Berlin, 2005.

10. Duffy SW, Tabar L, Chen THH, Smith RA, Holmberg L, Jonsson H, et al. Reduction in Breast Cancer Mortality from Organized Service Screening with Mammography: 1. Further Confirmation with Extended Data. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev* 2006;15:45–51.
11. Mandelblatt JS, Cronin KA, Bailey S, Berry DA, de Koning HJ, Draisma G et al. Effects of Mammography Screening Under Different Screening Schedules: Model Estimates of Potential Benefits and Harms. *Ann Intern Med* 2009; 738-47.
12. Kopans, DB. Breast Cancer Screening. *Ann Intern Med* 2003:690.
13. Feig SA. Current status of screening mammography. *Obstet Gynecol Clin N Am* 2002;29:123–36.
14. International Commission on Radiological Protection, ICRP, Publication 73, Pergamon Press, Oxford and New York, 2007.
15. International Atomic Energy Agency, IAEA, “International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources”, Safety Series N° 115, Viena, 1996.
16. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998. Brasília, DO de 02 de junho de 1998.
17. International Commission on Radiation Units and Measurements. Mammography – Assessment of Image Quality. ICRU Report 82. Oxford University Press. *Journal of the ICRU* 2009;9 (2).
18. Dance DR, Skinner CL, Young KC, et al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol.* 2000;45:3225-40.
19. International Atomic Energy Agency, IAEA, “Optimization of the radiological protection of patients: Image quality and dose in mammography”, IAEA TEC DOC-1447, MAY, 2005.

20. IAEA Human Health Series, N° 17, Quality Assurance Programme for Digital Mammography, 2011.
21. European Commission, European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, 4th Ed., Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 2009.
22. ACR, American College of Radiology, 1999, Mammography Quality Control Manual, Reston, VA, seção 2, pp 225-330.
23. GAONA.e. Los rayos X em mamografia: câncer, física y control de calidad. Distribuidora y Editora Mexicana S.A. DE C. V. 16018, México, 2002.
24. OLIVEIRA, M. Controle de qualidade e dose de entrada na pele em serviços de mamografia de Minas Gerais. Dissertação de mestrado. CDTN/CNEN, Belo Horizonte, 2006.
25. COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES. European Protocol on Dosimetry in Mammography. CEC, Report EUR 16263, Luxemburg 1996.
26. CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA (CCM). Conselleria de Sanidad y Servicios Socias. Dirección Xeral de Saúde Pública, Série C N 08, 2000
27. International Electrotechnical Commission. Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Part 1: general aspects. IEC 61223-1. 1st ed.; 1993. Brooks, K. W., J. H. Trueblood, et al. "Automated analysis of the American College of Radiology mammographic accreditation phantom images." Med Phys 24(5): 709-723, 1997.
28. Haus, A. G., M. J. Yaffe, et al. "Relationship between phantom failure rates and radiation dose in mammography accreditation." Med Phys 28(11): 2297-2301, 2001.
29. Huda, W., A. M. Sajewicz, et al. "How good is the ACR accreditation phantom for assessing image quality in digital mammography?" Acad Radiol 9(7): 764-772, 2002.

30. Bloomquist, A. K., M. J. Yaffe, et al. "Quality control for digital mammography in the ACRIN DMIST trial: part I." *Med Phys* 33(3): 719-736, 2006.
31. Gennaro, G., F. Ferro, et al. "Automated analysis of phantom images for the evaluation of long-term reproducibility in digital mammography." *Phys Med Biol* 52(5): 1387-1407, 2007.
32. Thilander-Klang A. C., Ackerholm P. H. R., Berlin I. C. et al., "Influence of anode-filter combinations on image quality and radiation dose in 965 women undergoing mammography", *Radiology*, Vol. n. 203, pp. 348 – 354, 1997.
33. American College of Radiology, "Mammography quality control manual", Reston, Va: American College of Radiology, 1999.
34. Obenauer S., Hermann K. P., Grabbe E., "Dose mammography e reduction in full-field digital mammography: an anthropomorphic breast phantom study", *Br. J. Radiol.*, Vol. n 76, pp. 478–82, 2003.
35. Berns E. A., Hendrick R. E., Cutter G. R., "Optimization of technique factors for a silicon diode array full-field digital mammography system and comparison to screen-film mammography with matched average glandular dose" *Med. Phys.*, Vol. n. 30, pp. 334–40, 2003.
36. Pachoud M., Lepori D., Valley J. F., Verdun F. R., "A new test phantom with different breast tissue compositions for image quality assessment in conventional and digital mammography", *Phys. Med. Biol.*, Vol. n. 49, pp. 5267–81, 2004.
37. Bloomquist, A., H. Bosmans, et al., Eds. *Quality Assurance Programme for Digital Radiography*. IAEA Human Health Series No. 17. Vienna, 2011.
38. Brandan, M.-E., A. Burch, et al., Eds. *Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography*. IAEA Human Health Series No. 2. Vienna, 2009.
39. ImajeJ, Software para interpretação de imagens