

UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES
CARLOS ANDRÉ ARAÚJO VILLAS-BÔAS

INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO MAMOGRÁFICO
SOBRE A DETECTABILIDADE DE ACHADOS CLÍNICOS

Mogi das Cruzes - SP

2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES
CARLOS ANDRÉ ARAÚJO VILLAS-BÔAS

INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO MAMOGRÁFICO
SOBRE A DETECTABILIDADE DE ACHADOS CLÍNICOS

Dissertação de Mestrado apresentada à Comissão de Pós-Graduação da Universidade de Mogi das Cruzes como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof^a Dr^a Marcia Aparecida Silva Bissaco

Mogi das Cruzes – SP

2009

FICHA CATALOGRÁFICA

Universidade de Mogi das Cruzes - Biblioteca Central

Villas-Bôas, Carlos André Araújo

Influência do posicionamento mamográfico sobre a detectabilidade de achados clínicos / Carlos André Araújo Villas-Bôas. – 2009.

98 f.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) -
Universidade de Mogi das Cruzes, 2009

Área de concentração: Instrumentação Biomédica

Orientador: Profª Drª Marcia Aparecida Silva Bissaco

1. Mamografia 2. Posicionamentos mamográficos 3.
Simulador Accreditation 4. Posicionamento crânio-
caudal 5. Posicionamento médio-lateral-obliquo I.
Bissaco, Marcia Aparecida Silva

CDD 618.1907572

**DEFESA DE DISSERTAÇÃO DO MESTRADO
EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

No dia 18/12/09 o candidato *Carlos André Araújo Villas-Boas*, após realizar os créditos exigidos, ser aprovado no exame de Proficiência em Inglês, e no exame de Qualificação, apresentou o trabalho "Influência do posicionamento mamográfico sobre a detectabilidade de achados clínicos" para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Os membros da banca consideram o candidato:

Conceito

Dr. Marcelo Zanchetta do Nascimento
Dr^a Silvia Cristina Martini Rodrigues
Dr^a Marcia Aparecida Silva Bissaco

Aprovado
Aprovado
Aprovado


Dr. Marcelo Zanchetta do Nascimento
Universidade Federal do ABC


Dr^a Silvia Cristina Martini Rodrigues
Universidade de Mogi das Cruzes


Dr^a Marcia Aparecida Silva Bissaco
Universidade de Mogi das Cruzes

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Deus por ter me dado à saúde e permitido realizar este grande sonho que faz parte de um momento decisivo em minha vida profissional.

AGRADECIMENTOS

Ao meu avô Carlos Araújo por sempre me orientar na vida dando exemplos, de vida e comportamento humano dignos.

Em primeiro lugar ao meu único Deus, ao Salvador Jesus Cristo e ao Espírito Santo, que conduziu minha vida e me fez chegar até aqui.

Ao meu pai Edivaldo (*in memoriam*) que através da sua vida, incentivo, companhia transformou o meu olhar. Hoje vejo o que não percebia e sinto saudades.

A minha mãe, Elze, pela existência da sua vida, é que hoje finalizo um sonho, mais uma etapa vencida em minha vida.

Aos meus avós, Carlos e Maria Amélia. A resistência nos torna muito melhores. Muitas vezes a melhor forma de entender o outro não está nas palavras e sim no sentimento e nas ações. Obrigado por contribuírem no processo de minha formação.

A minha irmã, Bárbara. Obrigado por entender que para se alcançar um objetivo muitas vezes precisa-se abrir mão de outros, mas com certeza eu os amo mais do que qualquer coisa nesse mundo.

À minha esposa, companheira e amiga, Aline Gonçalves. Você mostrou-me o significado da palavra fibra. Considero-a por todo incentivo, principalmente nos momentos mais difíceis quando tive vontade de desistir. Sua ajuda e incentivo, acima de tudo o companheirismo, me deram forças para chegar até o final. Muito obrigado por fazer parte da minha vida.

À Prof^ª. Dra. Márcia Aparecida Silva Bissaco, verdadeiro significado do ser Mestre. Sua sabedoria, carinho, motivação, atenção e gentileza são marcas em minha memória, jamais esquecerei.

Aos meus amigos, Antonio Lago, Alexandre Araújo, Julio César, Paulo Henrique e Juceli por terem me proporcionado o melhor e maior presente que alguém pode receber: confiança, credibilidade onde compartilhamos nestes anos, momentos de discussões, entendimento e acima de tudo companheirismo de todas as formas, com prontos ouvidos, seus apoio foi imensurável, jamais esquecerei. Diz-se que podemos esquecer as palavras e feitos das pessoas, mas que nunca esqueceremos os sentimentos que elas nos proporcionaram.

RESUMO

A mamografia evidencia nódulos e microcalcificações que são importantes indícios para a detecção precoce do câncer de mama. Entre os fatores que influenciam a qualidade da imagem mamográfica, encontram-se os posicionamentos radiográficos. Na rotina diagnóstica são usados os posicionamentos crânio-caudal (CC) e médio-lateral-obliquo (MLO) sem magnificação e com magnificação apenas para dirimir dúvidas. Porém, a eficiência destas técnicas não foi quantificada. Portanto, neste trabalho foi realizada uma investigação da influência de CC e MLO com e sem magnificação sobre a qualidade da imagem mamográfica e a detectabilidade de estruturas que simulam nódulos, microcalcificações e fibras. Para isso, foram obtidas imagens radiográficas convencionais e digitais do simulador Accreditation variando os posicionamentos mamográficos e mantendo-se os demais parâmetros constantes, tais como sistema de registro, condições de processamento, técnicas de exposição radiográfica e aparelho de raios-X. Três médicos radiologistas avaliaram o contraste e a nitidez das imagens, indicando a presença e o tamanho aproximado dos achados clínicos. Também foram mensurados os valores da densidade óptica em 16 posições na imagem e o tamanho dos achados clínicos encontrados nestas posições. Os resultados mostraram que os posicionamentos CC e MLO com e sem magnificação produzem variações no contraste, na nitidez e na detectabilidade das estruturas (fibras, microcalcificações e nódulos) tanto no sistema mamográfico convencional como no digital. No sistema convencional sem magnificação foram detectados 97,7% dos achados com CC e 91% com MLO, enquanto o uso destes posicionamentos com magnificação aumentou a detectabilidade para 100%. No sistema digital sem magnificação foram detectados 93,8% dos achados com CC e 88% com MLO e com magnificação houve uma detecção de 98% e 100% para CC e MLO respectivamente. Observou-se também que embora a detectabilidade da mamografia digital tenha sido menor, ela é mais eficiente para detecção de microcalcificações no posicionamento CC sem e com magnificação. Nesse caso, pacientes com microcalcificações diagnosticadas através da ultrasonografia poderiam realizar esses posicionamentos ao invés daqueles de rotina (CC e MLO). O estudo mostrou que a magnificação auxilia na visualização de objetos pequenos que não são detectados nos posicionamentos de rotina e, embora implique mais dose para a paciente, sua utilização para dirimir dúvida é justificada. Também mostra que o sistema digital não é mais eficaz para detectar o câncer de mama precocemente que o sistema convencional. Porém, apresenta como vantagem a independência entre os processos de aquisição, visualização e armazenamento da imagem, que podem ser otimizados individualmente, evitando a repetição do exame, que implica em mais dose para a paciente.

Palavras-chave: mamografia, posicionamentos mamográficos, achados clínicos, simulador Accreditation, crânio-caudal, médio-lateral-obliquo.

ABSTRACT

Mammography reveals nodules and microcalcifications which are important clues for the early detection of breast cancer. The patient's positioning is among the factors that influence mammography image quality. The craniocaudal (CC) and mediolateral oblique (MLO) views with no magnification are used in the diagnosis routine whereas those views using magnification is employed only to clarify doubts. However, the efficiency of those techniques has not been quantified yet. Therefore, in this work we have studied the influence of CC or MLO positioning, with or without magnification, on the image quality and on the detection of structures which simulate nodules, microcalcifications and fibers. Radiographic images were taken from the "Accreditation" simulator by using a conventional and digital imaging mammography system. Those images were obtained varying the patient's positioning and keeping the other parameters constant, such as the recording system, processing conditions, X-ray equipment and others radiographic exposure parameters. Three radiologists evaluated the acquired radiographic images taking into account the image quality (contrast and sharpness) and the presence and approximate size of the clinical findings. It was also measured the optical density values in 16 positions in the image and the approximate size of the clinical findings obtained in those locations. The obtained results showed that the CC and MLO views, with or without magnification, produce changes on contrast and sharpness of the images as well as on the detection of structures such as fibers, microcalcifications and nodules, in both conventional and digital mammography. In conventional mammography with no magnification it was detected 97.7% of the clinical findings using CC and 91% with MLO, whereas the use of these patient's positioning with magnification increased the detectability to 100%. In digital mammography with no magnification it was detected 93.8% of the clinical findings with CC and 88% with MLO, whereas with magnification the detection was 98% or 100% for CC or MLO, respectively. It was also observed that, although the digital mammography exhibited lower detectability in relation to that exhibited by conventional mammography, the former is more efficient for detection of microcalcifications in CC positioning with or without magnification. In this case, patients with microcalcifications already diagnosed by ultrasound should be submitted to that positioning rather than to those of routine (CC and MLO). The study showed that the magnification technique allows detection of small objects which are not found with the routine positioning and, despite the implications of more radiation dosage to the patient, the study showed also that the use of such a technique is justified for sake of clarifying diagnosis doubts. Additionally, the study showed that the digital mammography is not more effective to detect breast cancer earlier than it is in the conventional system. On the other hand, it has been showed that digital mammography has the advantage of having processes of acquisition, display and storage of image occurring independently, allowing individual optimization of those processes and also, avoiding necessity of exam repetition and, therefore, less radiation dosage to patients.

Keywords: mammography, mammographic positioning, clinical findings, "Accreditation" simulator, craniocaudal view, mediolateral oblique view.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tipos de microcalcificação.....	39
Tabela 2 - Materiais utilizados no desenvolvimento da pesquisa	48
Tabela 3 - Tipos e tamanhos dos objetos contidos no simulador Accreditation	51
Tabela 4 - Especialistas que analisaram as imagens radiográficas do simulador Accreditation	56
Tabela 5 - Formulário para avaliação da qualidade das imagens radiográficas do simulador Accreditation	91
Tabela 6 - Formulário para avaliação das imagens radiográficas do simulador Accreditation considerando o tamanho aproximado dos achados clínicos e a confiabilidade na interpretação.....	92

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama básico de uma unidade de mamografia e fotografia	21
Figura 2 - Característica de campo	22
Figura 3 – Esquema simplificado da ocorrência do Efeito Anódio.....	23
Figura 4 - Geometria de exposição: (a) fonte ideal, (b) fonte normal e objeto de tamanho similar; e (c) fonte normal e objeto grande.....	26
Figura 5 - Técnica de Magnificação com objetos de diferentes tamanhos, onde: (a) fonte ideal, (b) fonte normal e objeto de tamanho similar e (c) fonte normal e objeto com tamanho reduzido.	28
Figura 6 - Posicionamento Crânio-Caudal.	30
Figura 7 - Posicionamento Médio-Lateral-Obliquo: (a) detalhe posicionamento, (b) localização do músculo peitoral maior e (c) vista superior do esquema de compressão.	30
Figura 8 - Incidência Lateral a 90 graus.	31
Figura 9 - Incidência CC Exagerada.....	32
Fonte: EKLUND (2005).....	32
Figura 10 - Incidência com Compressão Anterior.....	32
Figura 11 - Incidência Spot com Compressão Seletiva e Spot com Magnificação.....	33
Figura 12 - Incidência Tangencial.	33
Figura 13 - Incidência Rotacional.	34
Figura 14 - Incidência para o Clivus.	35
Figura 15 - Incidência Caudo-Cranial.	35
Figura 16 - Paciente acamada.	36
Figura 17 - Incidência com mama aumentada: (a) esquema de como tracionar a mama e onde deve ficar a prótese, (b) demonstração do bom posicionamento (tracejado indica a localização do implante).	36
Figura 18 - Incidência de Eklund.	37
Figura 19 - Microcalcificações segundo aspectos morfológicos e de distribuição segundo moldes do <i>ACR MAMMOGRAPHY LEXICOM</i>	38
Figura 20 - Visão externa da processadora automática Agfa Mamoray Classic E.O.S.	49
Figura 21 - Processadora e digitalizadora AGFA Digital	49
Figura 22 - Densitômetro Victoreen modelo 07-443	49

Figura 23 - Imagem do Simulador Accreditation e do esquema com número, tamanho e localização das estruturas simuladas.	50
Figura 24 - Fotografia da imagem radiográfica que acompanha o simulador Accreditation (imagem referência).....	50
Figura 25 - A figura mostra uma fotografia do negatoscópio utilizado para a visualização das imagens adquiridas com o simulador accreditation.	51
Figura 26 - Detectores para mamografia (a) convencional e (b) digital.....	52
Figura 27 - Posicionamento CC (a) sem e (b) com magnificação.....	55
Figura 28 - Base de espuma com angulação de 40 graus para fixação do simulador Accreditation no posicionamento MLO	55
Figura 29 - Posicionamento MLO (a) sem e (b) com magnificação	55
Figura 30 - Média das respostas dos especialistas sobre qualidade, contraste e nitidez das imagens.....	59
(a) convencional e (b) digital.....	59
Figura 31 - Densidades ópticas mensuradas nas posições 1 a 16 nas imagens (a) convencionais e (b) digital.....	60
Figura 32 - Tamanho dos objetos de teste do Accreditation mensurados nas imagens radiográficas adquiridas com os posicionamentos MLO e CC com e sem magnificação: (a) convencional e (b) digital.	63
Figura 33 - Tamanho dos objetos de teste estimado pelo especialista 1 nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.....	65
Figura 34 - Grau de confiabilidade indicado pelo especialista 1 para a detecção dos objetos nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.	66
Figura 35 - Tamanho dos objetos de teste estimado pelo especialista 2 nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.....	67
Figura 36 - Grau de confiabilidade indicado pelo especialista 2 para a detecção dos objetos nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.	68
Figura 37 - Tamanho dos objetos de teste estimado pelo especialista 3 nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital	69

Figura 38 - Grau de confiabilidade indicado pelo especialista 3 para a detecção dos objetos nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital. 70

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ACR	- American College of Radiology
AEC	- Controle automático de exposição
CC	- Crânio-Caudal
CCEX	- Crânio-Caudal Exagerada
ML	Médio-Lateral
LM	- Látero-Medial
MLO	- Médio-Lateral-Obliquo
MgCC	- Magnificação Crânio-Caudal
MgMLO	- Magnificação Médio-Lateral-Obliquo
Br	- Brometo
CBR	- Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem
DBV	- Densidade óptica de base + véu
FB	- Fibra
kVp	- Tensão de pico aplicada ao tubo de raios X
mA	- Corrente aplicada ao tubo de raios X em miliampere
mAs	- Corrente aplicada ao tubo de raios X em miliampere por segundo
MC	- Microcalcificação
MT	- Massa tumoral
MAP	- Mammography Accreditation Program
MQSA	- Mammography Quality Standards Act
FDA	- Food and Drug Administration
GQ	- Garantia de Qualidade
CQ	- Controle de Qualidade
INCA	- Instituto Nacional do Câncer
SIM	- Sulco Inframamário
MS	- Ministério da Saúde
PCQM	- Programa de Certificação de Qualidade em Mamografia
BI-RADS	- Imaging Reporting Data
IBF	- Industria Brasileira de filmes
H&D	- Hurter e Driffield
AEC	- Automatic - Exposure Control
OID	- Object - To Image - Distance
SID	- Souce - To Image - Distance linguagem de modelagem em realidade virtual telespectador (VRMLV)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	16
1.1 Motivação e Justificativa.....	16
1.2 Objetivo.....	19
1.3 Organização do Trabalho.....	19
2 REFERENCIAL TEÓRICO E ESTADO DA ARTE.....	20
2.1 Introdução.....	20
2.2 Mamografia.....	21
2.2.1 Área Focal.....	22
2.2.2 Dispositivo de Compressão.....	24
2.2.3 Detector da Imagem.....	24
2.3 Penumbra e Magnificação Radiográfica.....	26
2.4 Posicionamentos Mamográficos.....	28
2.4.1 Incidência Crânio-Caudal (CC).....	29
2.4.2 Incidência Médio-Lateral-Obliqua (MLO).....	30
2.4.3 Incidência Lateral a 90 graus.....	31
2.4.4 Incidência Crânio-Caudal Exagerada (CCEX).....	31
2.4.5 Incidência com Compressão Anterior.....	32
2.4.6 Incidência Spot com Compressão Seletiva e Spot com Magnificação.....	32
2.4.7 Incidência Tangencial.....	33
2.4.8 Incidência Rotacional.....	34
2.4.9 Incidência para o Clivus.....	34
2.4.10 Incidência Caudo-Cranial.....	35
2.4.11 Incidência para Paciente Acamada.....	35
2.4.12 Incidência com Mama Aumentada (Implantes).....	36
2.4.13 Incidência de Eklund.....	36
2.5 Detalhes Importantes para Diagnóstico.....	37
2.6 Experiência do Radiologista.....	40
2.7 Dose de Radiação.....	40
2.8 Eficiência dos Posicionamentos Mamográficos.....	41
2.9 Eficiência da Mamografia Digital.....	45
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	47
3.1 Materiais Utilizados.....	47
3.2 Aquisição e Análise das Imagens Radiográficas.....	52
3.3 Avaliação Realizada por Especialistas.....	56
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	58
4.1 Qualidade de Imagem.....	58
4.2 Densidade Óptica.....	60
4.3 Tamanho dos Objetos de Teste Mensurado Manualmente.....	62
4.4 Análise dos Especialistas.....	65
4.5 Mamografia Convencional X Digital.....	72
5 CONCLUSÕES.....	75
5.1 Sugestões para Pesquisas Futuras.....	76
REFERÊNCIAS.....	77
ANEXOS.....	86

1 INTRODUÇÃO

1.1 Motivação e Justificativa

O Câncer de mama representa na atualidade um problema de saúde pública no mundo, devido a sua incidência crescente e às altas taxas de mortalidade. É o segundo tipo de câncer mais freqüente no mundo e o que mais causa morte em mulheres (INCA, 2008; FILHO& RODRIGUES, 2007). Acomete principalmente mulheres de faixa etária superior aos 50 anos enquanto que as mulheres abaixo dos 40 anos representam entre 4 e 6% do total e mulheres acometidas (INCA, 2008). Segundo a Sociedade Americana de Cancerologia existe a probabilidade de uma em cada 10 mulheres desenvolver um câncer de mama durante sua vida (SAKAI & OLIVEIRA, 2003).

Em países desenvolvidos, como Estados Unidos, Canadá, Reino Unido, Dinamarca, Holanda e Noruega têm-se observado um aumento da incidência do câncer de mama, acompanhado de uma redução na taxa de mortalidade desse câncer, fato este associado à detecção precoce por meio da introdução da mamografia para rastreamento e à oferta de tratamento adequado. No Brasil, o aumento da incidência tem sido acompanhado do aumento da mortalidade devido principalmente ao retardo do diagnóstico e da instituição da terapêutica adequada. Dos casos diagnosticados no Brasil, 70% estão em estágios mais avançados (classificação III e IV do BI-RADS), quando as taxas de sobrevida e de cura para as pacientes são substancialmente menores (MS, 2005).

A mamografia é o método mais eficaz de diagnóstico precoce do câncer de mama na atualidade, reduzindo em até 30% a taxa de mortalidade de mulheres acima de 50 anos (INCA,2007; FILHO& RODRIGUES, 2007). Esse exame produz imagens internas da mama com alto padrão de qualidade, tornando possível a detecção de um nódulo ainda não palpável e aumentando a chance do tratamento ser bem sucedido. Permite a visualização de tumores entre 85% a 90% dos casos com mais de dois anos de antecedência do acometimento ganglionar em mulheres com mais de 50 anos (DERSHAW, 1998; CALDAS et al, 2005). Além disso, a mamografia também é capaz de detectar calcificações, possibilitando ao radiologista que tem conhecimento das estruturas anatômicas normais e patológicas da mama o estudo da forma e da distribuição delas no tecido mamário a fim de determinar a sua possível origem e de classificá-las em benignas ou em malignas (AZEVEDO-MARQUES, 2005).

As microcalcificações freqüentemente estão associadas a tumores de mama (MITCHELL & BASSETT, 2001; SHEN et al, 2002). Muitos dos casos iniciais de câncer de mama são descobertos pela detecção de microcalcificações, sendo que cerca de 30% a 50% dos carcinomas possuem microcalcificações associadas visíveis na mamografia e 50% a 80% dos carcinomas de mama revelam microcalcificações sob exame histológico. Portanto, quanto maior a qualidade das imagens mamográficas, mais e menores calcificações são detectadas, evitando-se realização de biópsias desnecessárias nos casos benignos e permitindo o diagnóstico precoce nos casos malignos (SBM, 2003).

Contudo, a mamografia não está isenta de erros. A sensibilidade dela varia de aproximadamente 60 a 90%, dependendo da idade da paciente e do tamanho tumoral, além da localização e do aspecto mamográfico do tumor. A especificidade do método é de 30 a 40% para anormalidades mamográficas impalpáveis e de 85 a 90% para anormalidades clinicamente evidentes (SICKLES et al., 2001). No entanto, dentre as medidas disponíveis para o controle do câncer de mama somente a mamografia foi considerada eficiente para reduzir a mortalidade (TABAR et al., 2002; ELMORE et al., 2005).

Para possibilitar a detecção de anomalias no tecido mamário, é importante que as imagens mamográficas apresentem um alto contraste, uma alta resolução espacial da estrutura interna da mama e um baixo nível de ruído (CALDAS, 2005). A complexidade desta técnica radiográfica é ainda mais acentuada devido às características intrínsecas da mama, da pequena diferença entre os coeficientes de atenuação dos tecidos sadios e das áreas suspeitas de malignidade bem como da reduzida dimensão das microcalcificações (SAKAI & OLIVEIRA, 2003). As diferenças inerentes à atenuação dos raios-X entre os tecidos mamários sadios e doentes é extremamente tênue e somente imagens obtidas com alta qualidade, com elevada resolução espacial e elevada resolução de contraste podem realçar tais diferenças (CALDAS, 2005; COSTA & OLIVEIRA, 2007).

Cada um dos componentes do sistema de aquisição da imagem mamográfica influencia a qualidade final da imagem, podendo dificultar ou impedir a detecção das lesões das microcalcificações. Desde o posicionamento da paciente até o estado de conservação do negatoscópio são indispensáveis. A resolução da imagem depende do tamanho do ponto focal e também da imobilidade da paciente durante a realização do exame, enquanto que o contraste depende das diferenças inerentes aos tecidos mamários, da tensão (kVp) e da corrente por segundo (mAs) aplicadas ao tubo de raios-X, da radiação espalhada, das características físicas e sensitométricas da combinação écran-filme e das condições de processamento químico (tempo, temperatura e concentração dos químicos)

no caso da mamografia convencional.(KOPANS, 2000; MEDEIROS, 2002; VITORIO & BISSACO, 2006; BISSACO & VITÓRIO, 2007; TONDO et al, 2008).

Tanto na mamografia de filme como na mamografia digital é possível controlar a redução na resolução espacial devida à movimentação da paciente solicitando à ela que prenda a respiração durante a realização exposição, utilizando o menor tempo de exposição possível e imobilizando a mama com o dispositivo de compressão (SANTANA, 2007).

Contudo o posicionamento radiográfico também representa um papel importante, pois quando é mal realizado, consiste na causa mais comum de não-aceitação da imagem mamográfica no programa de Acreditação do Colégio Americano de Radiologia (BASSETT et al., 2000).

As projeções crânio-caudal (CC) e o médio-lateral-oblíqua (MLO) são realizadas para cada uma das mamas tanto para estudos de rastreamento como para uma avaliação diagnóstica. Segundo a literatura, estas duas incidências permitem visualizar microcalcificações que são importantes para a detecção precoce do câncer de mama. Elas permitem uma apreciação das três dimensões da mama e a visualização de estruturas que numa única projeção poderiam estar sobrepostas (KOPANS, 1998; BONTRAGER, 2003; SICKLES, 2001).

A realização de uma única projeção conduz a um índice mais elevado de re-convocação de pacientes para avaliação adicional (KOPANS, 1998). Segundo a literatura, o radiologista não detecta de 11 a 25% dos cânceres quando ela é projeção é considerada (ANDREOLI et al, 2002). Portanto, projeções adicionais podem ser úteis quando uma anormalidade suspeitada é detectada no rastreamento ou pelo exame clínico, bem como para casos especiais, como por exemplo, para pacientes acamadas, cadeirantes e portadoras de prótese mamaria.

Na rotina diagnóstica também é utilizada a técnica de magnificação nos posicionamentos CC e MLO para dirimir dúvidas. Segundo os radiologistas isso ocorre em aproximadamente 10% da população. Além disso, quando há nódulo eles pedem para fazer a magnificação MLO para verificar a textura e se o nódulo é sólido ou não, enquanto que para calcificação solicitam a magnificação CC para identificar a quantidade e o tamanho das microcalcificações.

Na literatura são encontradas pesquisas que avaliam os posicionamentos CC e MLO sem magnificação e poucos trabalhos que verificam qualitativamente a eficiência destes posicionamentos com magnificação. Portanto, é importante realizar investigações quantitativas que auxiliem no conhecimento dos fatores que influenciam a qualidade da

imagem e, conseqüentemente, a detectabilidade de microcalcificações, a fim de minimizar essa influência.

A dificuldade na visualização das microcalcificações causa um aumento significativo no número de biópsias realizadas, alcançando taxas de falso-positivos de 88% (número de falso-positivos dividido pela soma do número de falso-positivos e falso-negativos) (AZEVEDO-MARQUES et al, 2005). Além disso, os 50 mil novos casos de câncer de mama que ocorrem anualmente no Brasil (INCA, 2007; FILHO & RODRIGUES, 2007) reforçam a necessidade das investigações quantitativas para que a mamografia possibilite cada vez mais diagnósticos em estágios precoces (I e II), o que conduz a uma maior frequência do tratamento conservador, menos agressivo e sem a mutilação orgânica e psico-social, que ocorre na mastectomia (DAY et al, 2006)

1.2 Objetivo

Verificar a influência dos posicionamentos mamográficos Crânio-Caudal e Médio-Lateral-Oblíquo sem e com magnificação sobre a detecção de objetos de teste, que simulam microcalcificações, fibras e nódulos para o diagnóstico precoce do câncer de mama.

1.3 Organização do Trabalho

Os demais capítulos deste trabalho foram organizados da seguinte forma:

Capítulo 2: apresenta o referencial teórico e o estado da arte associado ao trabalho;

Capítulo 3: discorre sobre os materiais e os métodos empregados para alcançar os objetivos propostos;

Capítulo 4: mostra os resultados obtidos e as discussões pertinentes;

Capítulo 5: apresenta as conclusões e as sugestões para trabalhos futuros;

Capítulo 6: lista as referências bibliográficas citadas ao longo do trabalho;

Capítulo 7: relaciona os apêndices e os anexos.

2 REFERENCIAL TEÓRICO E ESTADO DA ARTE

2.1 Introdução

A grande evolução registrada nos últimos anos no setor de diagnóstico por imagem com o desenvolvimento de instrumentos cada vez mais complexos e confiáveis, tem promovido uma notável mudança no papel do exame clínico no diagnóstico de câncer de mama (ANDREOLI et al., 2002).

Várias técnicas utilizadas para detectar as lesões do tecido mamário, tais como ultra-sonografia, ressonância magnética, ductografia, cintilografia e mamografia, sendo a mamografia a mais indicada para detecção de microcalcificações (SAKAI & OLIVEIRA, 2003).

O desenvolvimento tecnológico da mamografia foi estimulado tanto pelo *American Cancer Society* quanto pelo *National Cancer Institute* após um estudo iniciado em 1973 com 280.000 mulheres assintomáticas. Os resultados deste estudo demonstraram o papel principal da mamografia como método de rastreamento (*screening*) para o diagnóstico precoce do câncer mamário e o valor prognóstico que a antecipação do diagnóstico tornou possível (DI MAGGIO, 2002).

Como rotina a mamografia é utilizada como meio de rastreamento em mulheres sem sinais ou sintomas de câncer de mama; e como método de diagnóstico é empregada para investigação de mulheres com suspeita clínica de câncer de mama (GAONA, 2002; KOCH & PEIXOTO, 1998).

A mamografia produz imagens radiográficas detalhadas das estruturas internas da mama, visando à detecção do câncer de mama clinicamente oculto, com reduzido tamanho e num estágio de evolução mais precoce do que é possível detectar com outras técnicas (KOPANS, 2000; COSTA & OLIVEIRA, 2007).

O Instituto Nacional do Câncer e a Sociedade Americana de Câncer recomendam o rastreamento por mamografia para mulheres com idades entre 50 a 69 anos, com o máximo de dois anos entre os exames; e a partir dos 35 anos de idade, para mulheres pertencentes a grupos populacionais com risco elevado de desenvolver câncer de mama (INCA, 2004). Um exame anual é recomendado para mulheres acima de 40 anos assintomáticas, ou seja, sem queixas nem sintomas de câncer de mama (INCA, 2007)

2.2 Mamografia

A mamografia consiste numa especialização dos sistemas radiográficos usados para diagnóstico, que culminou no desenvolvimento um aparelho de raios-X, processadora automática, químicos (revelador e fixador) e sistema de registro dedicados unicamente à obtenção de imagens internas do tecido mamário (CALDAS, 2007).

O aparelho de raios-X foi denominado mamógrafo (Figura 1) e proporciona flexibilidade no posicionamento da paciente. É composto por tubo de raios-X com pequeno tamanho de ponto focal para radiografia ampliada, dispositivo de posicionamento, colimador, dispositivo de compressão, grade anti-espalhamento e sistema de registro (GOMES, 2001).

Além disso, a maioria dos equipamentos tem também o controle automático de exposição (AEC) composto, que inibe a geração de raios-X quando um sensor detecta a exposição adequada para a sensibilização do detector (SANTOS, 2002).

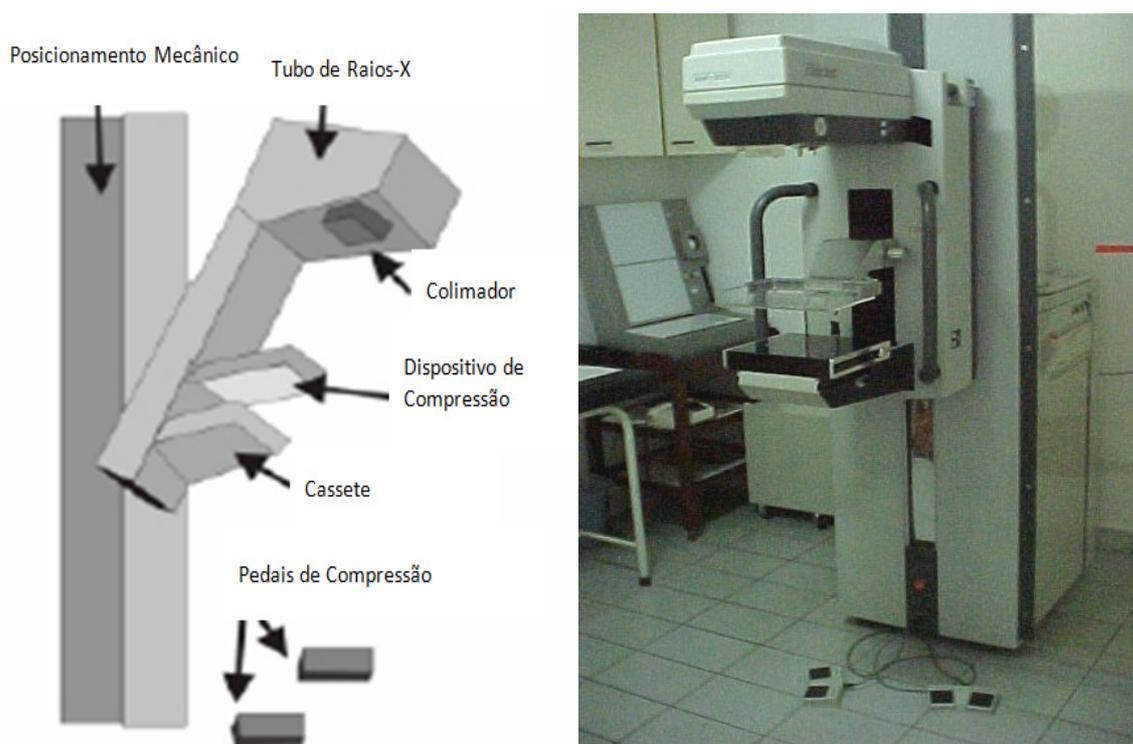


Figura 1 - Diagrama básico de uma unidade de mamografia e fotografia
Fonte: Scanning Systems, Mammography (1999), Imagem cedida pela clínica URC-S. J. Campos

As partes importantes do sistema de aquisição que influenciam na qualidade da imagem são descritas a seguir.

2.2.1 Área Focal

A área focal também conhecida como ponto focal é a área do anodo bombardeada pelo feixe de elétrons, onde ocorre a produção e emissão dos fótons de raios-X. Quanto menor ela for, melhor é a resolução da imagem. Por isso, nos sistemas mamográficos, a área focal mede entre 0,1 e 0,3 mm (CHALONER, 1999).

A forma, o tamanho e a nitidez da imagem radiográfica dependem da posição do objeto a ser radiografado sob o feixe de raios-X. Esse fenômeno é conhecido como característica de campo e é causado pelas diferentes formas e tamanhos do ponto focal ao longo do campo de radiação, em razão da angulação do alvo (Figura 2).

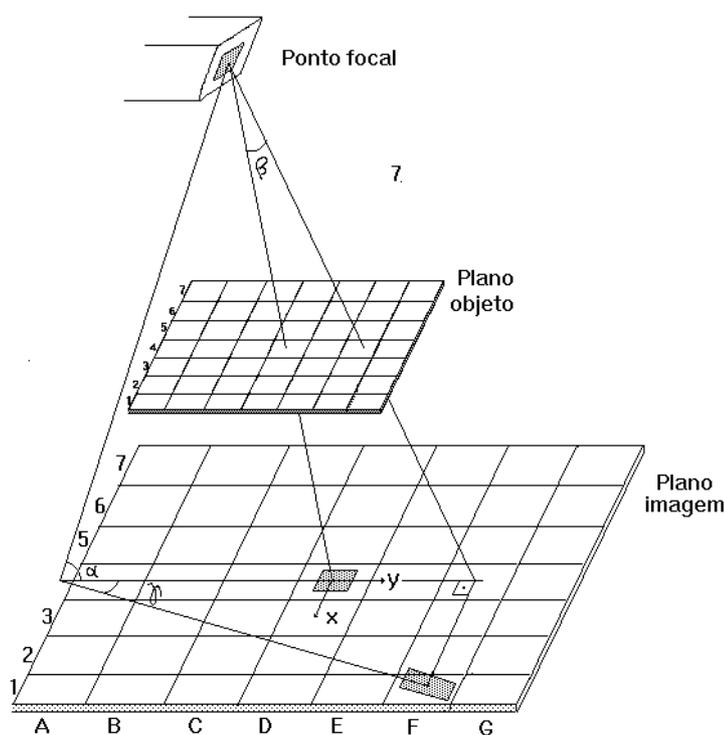


Figura 2 - Característica de campo
Fonte: Silva & Schiabel (1997)

A característica de campo deve ser levada em conta quando a qualidade da imagem radiológica é analisada. Certos objetos de interesse clínico são visualizados quando colocados em algumas regiões e não em outras. A maioria dos métodos de avaliação da qualidade de imagem radiográfica não leva a característica de campo em consideração e seus resultados, portanto, são válidos apenas para objetos posicionados no centro do feixe de raios-X, dificilmente avaliando a qualidade da imagem nas condições de um exame radiológico real, onde o deslocamento de estruturas anatômicas em relação ao centro do feixe é inevitável.

A angulação do anodo também causa o fenômeno conhecido como distribuição angular ou "Efeito Heel" ou "Efeito Anódio". A distribuição de intensidade dos fótons de raios-X produzidos na área focal varia ao longo do campo de radiação de 75% a 125% com relação ao centro do campo (SCAFF, 1997).

Segundo Silva & Schiabel (1997) o efeito anódio ocorre porque teoricamente o feixe de elétrons deveria colidir com a superfície da área focal do anodo e toda a radiação também deveria ser produzida na superfície, porém, como ilustra a Figura 3 isso não ocorre. Os elétrons emitidos em alta velocidade penetram no material do anodo, antes de chocar-se com alguns átomos para produzir radiação, fazendo com que a radiação produzida esteja imersa no material do anodo e, dependendo do ângulo de saída, seja mais ou menos absorvida. A radiação que sofre a menor absorção é aquela que sai perpendicular à superfície do anodo, pois a espessura do material que ela deve percorrer é menor. Em qualquer outro ângulo de saída menor que 90° , a radiação precisa percorrer um caminho cada vez maior, proporcional à diminuição do ângulo e, por isso, é mais absorvida pelo material.

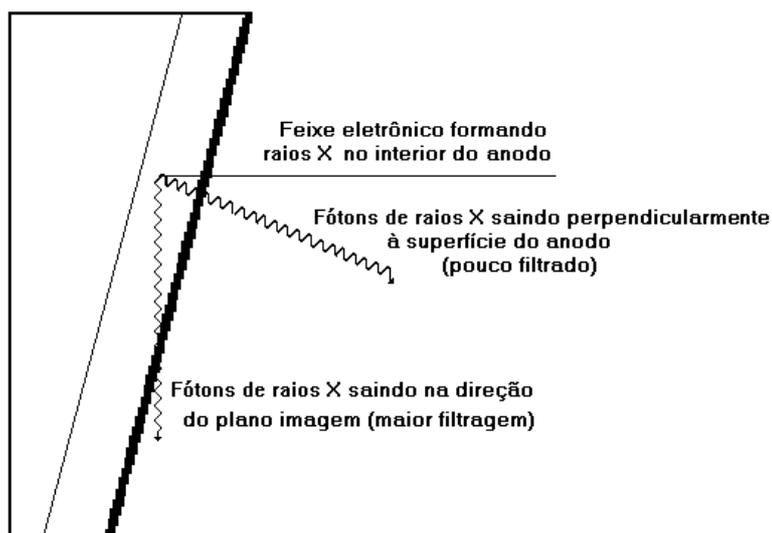


Figura 3 – Esquema simplificado da ocorrência do Efeito Anódio
Fonte: Silva & Schiabel (1997)

O Efeito Anódio provoca no filme um gradiente de radiação que não depende somente do objeto. Isso é responsável pela não sensibilização de certas regiões do filme enquanto outras são sensibilizadas em excesso, fazendo com que o contraste necessário para obtenção de uma boa imagem ora tenda para a base da curva H-D e ora tenda para o patamar (SCAFF, 1997; SILVA & SCHIABEL, 1997).

2.2.2 Dispositivo de Compressão

A portaria 453/98 da Secretaria da Vigilância Sanitária estabelece que todo mamógrafo deve ter um dispositivo de compressão para comprimir a mama. Trata-se de uma placa plana consiste de material radiotransparente e paralela à bandeja do filme a que garante uma compressão uniforme e adequada da mama que inclui a parede torácica (MS, 1998). Sua função é evitar a movimentação da mama, comprimindo-a de modo uniforme até obter a menor espessura possível incluindo a parede torácica (FILHO & RODRIGUES, 2007). Isto melhora a resolução da imagem, coloca as estruturas da mama mais próximas ao filme e também separa a estruturas sobrepostas, ajudando na diferenciação entre massas sólidas e císticas, também facilita a penetração do feixe de raios-X, melhorando o contraste entre os tecidos mamários e assim reduz o espalhamento, o que melhora a detecção de lesões e de microcalcificações (WEBB, 1999; TOLEDO, 2002).

A compressão da mama provoca desconforto para 90% das pacientes, sendo que 12% a consideram insuportável (RUFFO et al, 1989 citado por FILHO & RODRIGUES, 2007). Entretanto, os benefícios da mamografia quanto a uma descoberta precoce e ao tratamento do câncer mamário são muito significativos, sendo muito maiores do que o risco referente à dose de radiação e ao desconforto ocasionado pela compressão da mama.

2.2.3 Detector da Imagem

A imagem das estruturas internas do tecido mamário é registrada por um detector “e são as exigências do detector que ditam os parâmetros de qualidade da imagem. As combinações écran/filme, por exemplo, requerem exposições suficientes para se ter certeza de que quando for processada a imagem resultante estará otimizada para a visualização em um negatoscópio. Isto tem desvantagens inerentes, porque as características do filme, como um meio de visualização, ditam as condições dos vários parâmetros da seqüência necessária à obtenção da imagem, tais como os valores de exposição, temperatura e tempo de revelação e concentração dos químicos. Mesmo assim há outros fatores que alteram a qualidade da imagem, como o contraste, o borramento, os ruídos e os artefatos. Estes fatores podem influenciar-se mutuamente” (COSTA & OLIVEIRA, 2000).

Um dos avanços recentes em mamografia é a Mamografia Digital de Campo Total (MDCT), que foi aprovada pelo órgão norte-americano *Food and Drug Administration* (FDA) em janeiro de 2000, onde o detector é composto por um conjunto de sensores de semicondutor que captam fótons de raios-X os convertem em sinais e em seguida os transmitem para um computador onde são convertidas em imagem para a visualização em um monitor (COSTA & OLIVEIRA, 2007). Os primeiros mamógrafos digitais apresentavam

limitações referentes à resolução espacial. A resolução espacial dos mamógrafos desenvolvidos atualmente oscila entre 41 e 100 μm por pixel e a resolução de contraste das imagens varia entre 10 e 14 bits por pixel (COSTA & OLIVEIRA, 2007).

As mamografias écran-filme (convencional) e digital apresentam resultados satisfatórios para o diagnóstico. Entretanto, as pesquisas encontradas na literatura visam “melhorar a detecção das mudanças de intervalo entre o surgimento de um câncer e sua detecção. Para isso é necessário garantir que os componentes da seqüência de obtenção das imagens sejam realizados com precisão e os fatores que definem e alteram a qualidade da imagem sejam minimizados” (COSTA & OLIVEIRA, 2007).

No caso da mamografia convencional mesmo que o filme mamográfico tenha sido otimamente exposto, um processamento químico deficiente pode resultar numa imagem de péssima qualidade para diagnóstico, o que requer a repetição do exame, gastando tempo e dinheiro e também aumentando a dose de radiação absorvida pela paciente. Alterações nas condições do processamento químico do filme mamográfico (tempo de processamento, temperatura de revelação e concentração dos químicos) bem como nas condições da câmara escura produzem alterações na densidade de base+véu (“fog”), na densidade óptica, na velocidade (sensibilidade) e no contraste do filme radiográfico, isto é, variações na curva característica e na aparência do filme (MAGALHÃES et al, 2002; MEDEIROS et al, 2001; VITÓRIO & BISSACO, 2006). Por isso, também foi desenvolvida uma processadora automática dedicada ao processamento de filmes mamográficos, que emprega tempo de processamento, temperatura de revelação e químicos apropriados para realçar as características do tecido mamário

No caso da mamografia digital o processamento computacional da imagem possibilita a exibição detalhada da mama em toda a sua extensão, desde a linha de pele até a parede torácica sem haver perda de contraste e de definição. Este recurso é denominado equalização dos tecidos. Melhora a detectabilidade de nódulos com densidade radiolucente localizados na junção dos quadrantes laterais da mama esquerda em relação à imagem analógica. Tais características tornam o detector digital mais eficiente na absorção dos Raios-X do que o receptor convencional, (écran-filme) sendo mais eficaz do que o sistema filme/écran na conversão dos Raios-X absorvidos em fótons de luz e, conseqüentemente, gerando imagem com menor ruído que o sistema convencional (COSTA, 2005).

2.3 Penumbra e Magnificação Radiográfica

Segundo Silva & Schiabel (1997) e Andreolli (2002) a imagem radiográfica é composta por três áreas distintas, que são:

- Sombra - área do detector que não recebe nenhum dos fótons de raios-X emitidos pela fonte de radiação, ou seja, que não “enxerga” a fonte e que corresponde à área de absorção do objeto;
- Penumbra - área do detector que recebe parcialmente os fótons de raios-x emitidos pela fonte de radiação e que é um fenômeno indesejável, pois é responsável pela deformação da imagem observada na variação de densidade das bordas. É representada por um gradiente de tonalidades de cinza;
- Saturação - área do detector que recebe todos os fótons de raios-x emitidas pela fonte de radiação.

A penumbra ocorre devido ao tamanho e à forma da fonte de radiação (área focal). Quanto maior é a área focal, mais acentuada se torna a presença da penumbra (Figura 4), que também é conhecida como não nitidez geométrica ou gradiente de borda (SILVA & SCHIABEL, 1997).

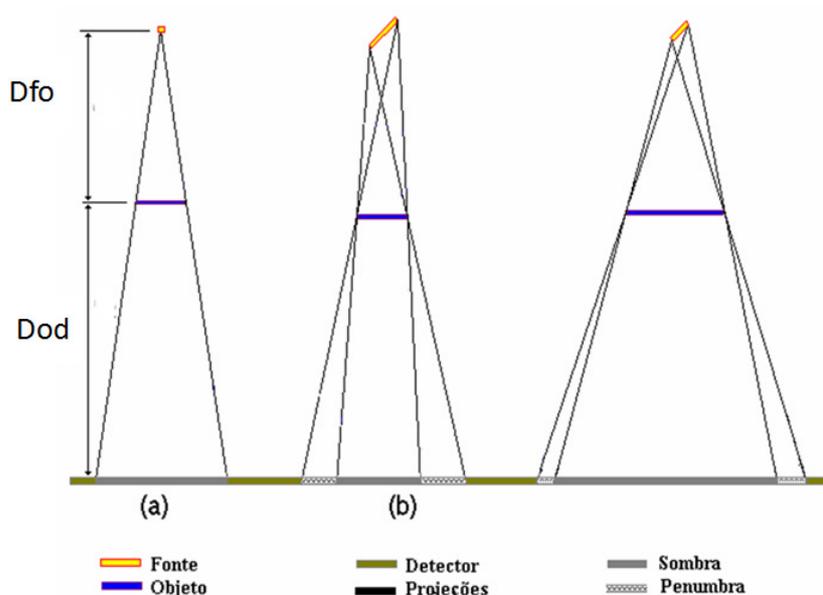


Figura 4 - Geometria de exposição: (a) fonte ideal, (b) fonte normal e objeto de tamanho similar; e (c) fonte normal e objeto grande.

Fonte: Silva & Schiabel (1997); (imagem modificada)

Na Figura 2b observa-se um esboço da influência do tamanho e da forma da fonte de radiação, que pode ser comparada com a Figura 2a, onde é ilustrada a imagem formada por uma fonte ideal que não produz deformações. Na Figura 2c nota-se que quando a fonte não é ideal, mas o tamanho da estrutura de interesse é superior a ela, as deformações não são significativas. Contudo, quando o objeto de interesse possui dimensões muito próximas ou inferiores as dimensões da fonte, as deformações são significativas, pois a penumbra aumenta e se dilui nas bordas da imagem do objeto de tal forma que este pode até mesmo desaparecer dentro da estrutura borrada (SILVA & SCHIABEL, 1997; ANDREOLLI, 2002).

De acordo com a característica de campo, a fonte de radiação apresenta diferentes formas e tamanhos ao longo do campo de radiação em razão da angulação do alvo, sendo menor do lado do anodo. Consequentemente, a penumbra também é menor do lado do anodo que do lado do catodo (SILVA & SCHIABEL, 1997; ANDREOLLI, 2002).

No radiodiagnóstico, muitas vezes é necessário melhorar a visualização de estruturas muito pequenas, tais como as microcalcificações na mamografia, os vasos sanguíneos na angiografia, entre outros (SILVA & SCHIABEL, 1997; ANDREOLLI, 2002). Para isso, é usada a técnica de magnificação ou ampliação radiográfica, que consiste basicamente em realizar alterações nas distâncias fonte-objeto e objeto-detector de tal forma que a imagem resultante tenha maior contraste e seja m vezes maior que o tamanho do objeto radiografado (SILVA & SCHIABEL, 1995). Segundo Silva & Schiabel (1997) e Caldas (2005) a razão de magnificação radiográfica (m) é expressa por:

$$m = \frac{D_{FO} + D_{OD}}{D_{FO}} \quad (1)$$

Uma magnificação mínima é obtida considerando-se uma distância fonte-detector ($D_{FO} + D_{OD}$) maior e uma distância objeto-detector menor.

A literatura apresenta investigações sobre esta técnica para a radiologia em geral e, particularmente, para a mamografia, mencionando que a radiografia de magnificação é superior à convencional, qualitativa e quantitativamente. (STOMPER, 2003). Porém, é necessário avaliar as dimensões da fonte de radiação comparadas às do objeto de interesse em virtude da possibilidade de formação de grandes áreas de penumbra (SICKLES, 2001).

Esta técnica é eficiente para visualização de estruturas pequenas somente quando o sistema de aquisição das imagens possui fonte de radiação pequena, próximo do ideal (Figura 5a). Se as dimensões da fonte são maiores que as dimensões do objeto de interesse é formada a penumbra, que diminui o contraste da imagem (Figura 5b). Porém, se o objeto é menor que

a fonte de radiação, a penumbra aumenta, podendo inclusive mascarar a presença dele. Nesse caso, quanto maior a razão de magnificação, menor se torna o tamanho da imagem do objeto (Figura 5c) (SILVA & SCHIABEL, 1995; COSTA, 2005).

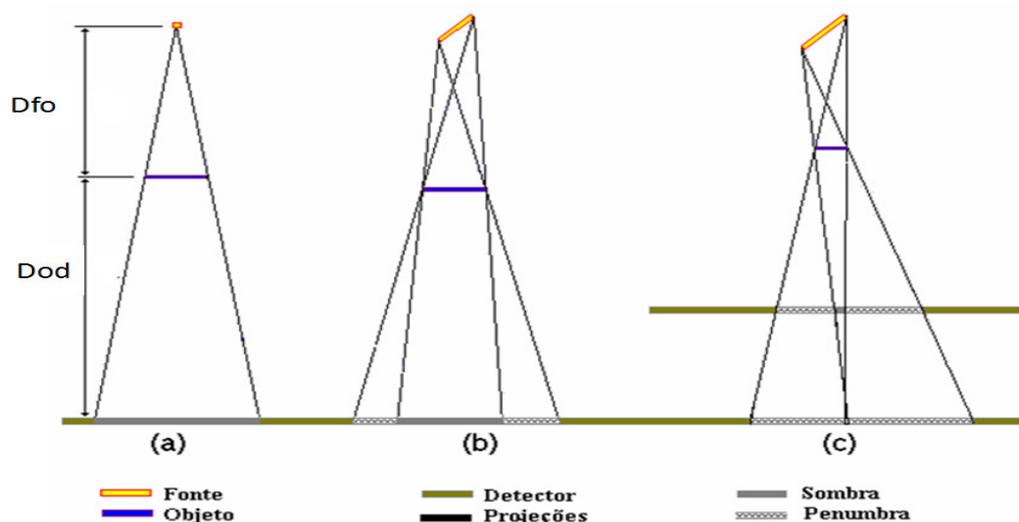


Figura 5 - Técnica de Magnificação com objetos de diferentes tamanhos, onde: (a) fonte ideal, (b) fonte normal e objeto de tamanho similar e (c) fonte normal e objeto com tamanho reduzido.

Fonte: Silva & Schiabel (1997) - imagem modificada

2.4 Posicionamentos Mamográficos

Imagens radiográficas são realizadas para detectar e localizar anormalidades de forma tão precisa quanto possível. Portanto, é necessário que estas imagens sejam adquiridas com qualidade a um nível reduzido de dose para a paciente. Devem apresentar detalhes das estruturas de interesse bem como a maior quantidade possível de tecido mamário. Porém, as características deste tecido e sua mobilidade na parede do tórax criam um desafio para a produção de imagem de qualidade com mínima exclusão tecidual. (EKLUND, 1994; 2005).

A falta de qualidade das imagens mamográficas contribui para não-detecção de lesão mamária e para retardo do diagnóstico do câncer de mama (HUYNH, 2005). A exclusão do tecido retro-mamário é uma ocorrência comum, que muitas vezes não é percebida pela Tecnóloga (o) ou Técnica (o) e nem mesmo pelo Médico Radiologista, mas que representa risco significativo de perder a informação ou de retardar o diagnóstico do câncer (BASSET, 2000). Pode ser muito difícil (e muitas vezes impossível) para um Médico Radiologista experiente em mamografia reconhecer exclusão tecidual significativa com base somente na imagem mamográfica.

O exame mamográfico inclui posicionamentos de rotina e alguns especiais. Em alguns casos, são necessárias incidências adicionais como a magnificação e a compressão localizada (spot), principalmente para avaliação de lesões não palpáveis e de sinais indiretos de câncer inicial (KOPANS, 2000). Além disso, o posicionamento deve ser realizado em função da anatomia da paciente.

Nos primeiros anos da mamografia, especialmente quando as imagens eram feitas com o tubo sobre a cabeça em equipamento convencional, as duas imagens rotineiras da mama incluíam imagem em 90 graus Médio-Lateral (ML) e 90 graus Crânio-Caudal (CC). A obliquidade da margem lateral do músculo peitoral e a orientação de suas fibras fazem com que a projeção Médio-Lateral-Obliqua (MLO) seja mais efetiva do que a ML para maximizar a quantidade de tecido que pode ser incluída no filme (TOLEDO, 2001). A incidência ML é realizada para uso seletivo (EKLUND, 2005).

Mamografia com o propósito de rastreamento em população assintomático é geralmente limitada à MLO e CC (KOPANS, 1997). Essas projeções são comumente referidas como projeções mamográficas padrões (LIPPINCOTT, 1997). As projeções complementares são muitas vezes necessárias para dirimir as dúvidas, sendo usualmente empregadas como complementação diagnóstica e esclarecimento de achados detectados nas radiografias de rastreamento ou ao exame físico (FEIG, 1988).

Estas incidências permitem separar estruturas que poderiam se sobrepor em uma única incidência. A incidência MLO é considerada a mais eficaz, porque mostra uma quantidade maior de tecido mamário (KOPANS, 2000) e inclui as estruturas mais profundas do quadrante súpero-externo e do prolongamento axilar, enquanto a CC tem como objetivo complementar incluindo todo o material Pósterio-Medial (PM).

As incidências de rotina devem ser realizadas de modo que todos os elementos anatômicos sejam visualizados e que o corpo glandular seja observado plano por plano, do mamilo à musculatura posterior (KOPANS, 2000). Os itens seguintes trazem uma descrição das incidências existentes para a mamografia. A seguir são descritas as incidências de rotina e algumas especiais.

2.4.1 Incidência Crânio-Caudal (CC)

O sulco inframamário é um reparo anatômico importante no posicionamento mamográfico para a projeção CC, marcando a margem inferior da mama, onde o tecido mamário projeta-se anteriormente a parede do tórax (EKLUND, 1991). A mama e o sulco inframamário são móveis e podem ser elevados vários centímetros. Elevando a mama e mantendo-a nesta posição com o bucky durante a aquisição de imagem com a incidência

CC, menor quantidade de tecido localizado superiormente será excluída assim que a placa compressora for aplicada (Figura 5).

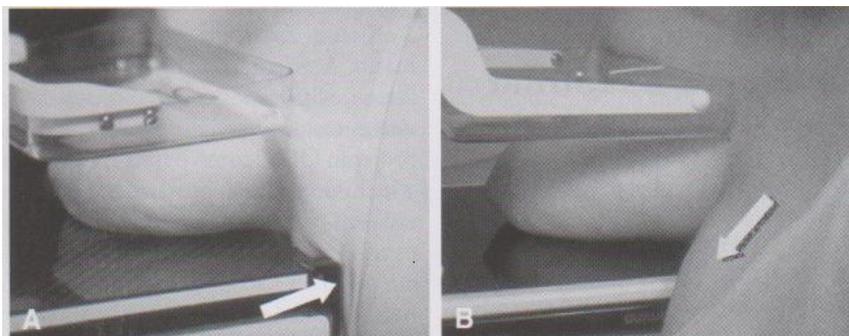


Figura 6 - Posicionamento Crânio-Caudal.
Fonte: EKLUND (1991)

2.4.2 Incidência Médio-Lateral-Obliqua (MLO)

Quando é adequadamente realizada, a projeção MLO demonstra todo o tecido mamário (FEIG SA, 1988). Para maximizar a inclusão dos tecidos posteriores da mama, a Tecnóloga ou a Técnica em Radiologia deve compreender e ser capaz de utilizar a mobilidade natural da mama e o sistema de compressão (porta-chassi e placa compressora).

A localização adequada do ângulo do chassi radiográfico em relação à axila, geralmente atrás do músculo, é importante para manter as relações adequadas entre o bucky e o músculo peitoral (Figuras 7a e 7b). (EKLUND,1991). A Figura 7c mostra uma vista superior de como deve ficar as relações adequadas entre o bucky e o músculo peitoral.

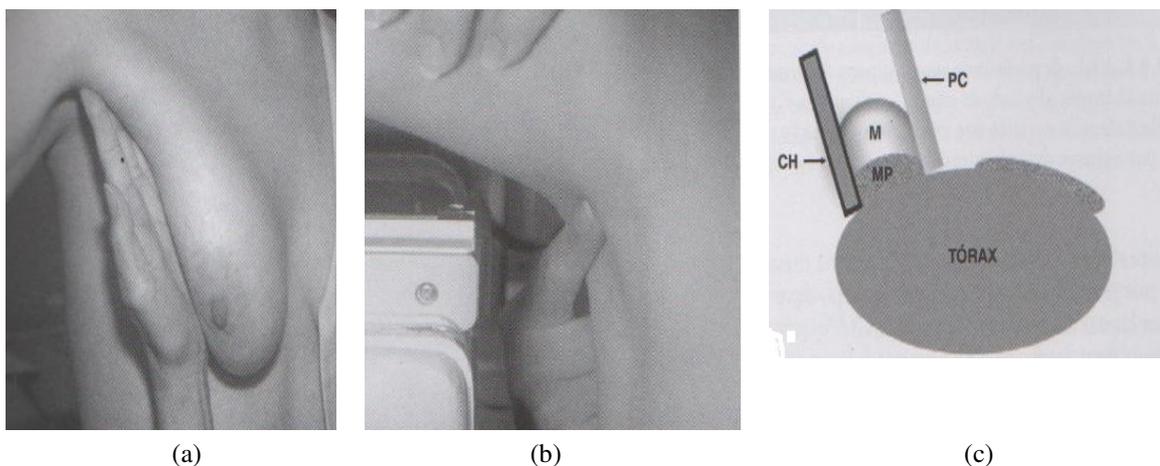


Figura 7 - Posicionamento Médio-Lateral-Obliquo: (a) detalhe posicionamento, (b) localização do músculo peitoral maior e (c) vista superior do esquema de compressão.

Fonte: KOPANS (2000)

2.4.3 Incidência Lateral a 90 graus

Essa projeção é usada para obter imagem ortogonal à CC para correta para localizar corretamente a lesão vista somente em CC ou em MLO, e melhorar a visualização de uma lesão parcialmente superposta ou mascarada em MLO ou CC.

A projeção a 90 graus pode ser realizada com Látero-Medial (LM) ou médio-lateral (ML). Quando é necessário ver um objeto com máxima resolução, usa-se a projeção que o coloca mais próximo ao filme. Se o ponto de interesse é medial, é usada a projeção LM. Porém, se sua localização for lateral, a projeção ML é escolhida (EKLUND, 1991). Se a localização junto ao filme não for prioridade, LM é preferível porque assegura melhor visualização dos tecidos adjacentes à parede torácica. Outra vantagem da incidência LM consiste na placa compressora ser aplicada na face móvel lateral da mama (Figura 8).

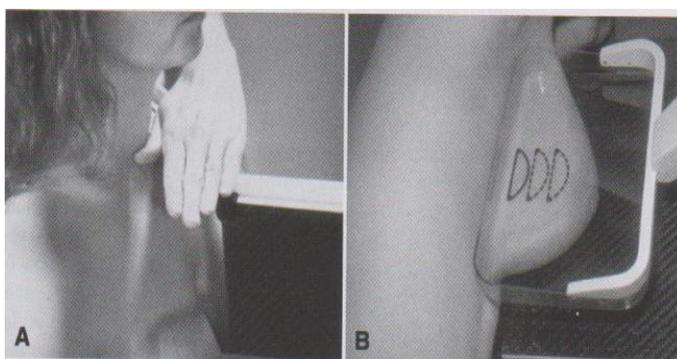


Figura 8 - Incidência Lateral a

Fonte: KOPANS (1998)

2.4.4 Incidência Crânio-Caudal Exagerada (CCEX)

Aproximadamente 11% das mulheres apresentam tecido glandular no prolongamento axilar. Quando esse tecido é inusitadamente muito grande e contínuo com o tecido glandular, ele é chamado cauda de Spence e quando a porção axilar é separada dos demais tecidos da mama, chama-se tecido mamário acessório (DI MAGGIO, 2002).

Tracionar esse tecido para o campo de visão mamográfico não é adequado para radiografar a cauda de Spence. Quando a paciente é posicionada com a incidência CCEX (Crânio-Caudal Exagerada), a estativa (bucky e tubo) é angulada em 5 graus em OML. Essa leve obliquidade permite retirar mais facilmente a superposição com o ombro. Neste caso deve rotacionar o corpo para colocar a linha axilar anterior em contato com o bucky. (MEDEIROS, 2002).

O ângulo do bucky é posicionado alto e atrás do músculo peitoral maior (EKLUND, 1991). Essa rotação faz com que os tecidos mediais sejam projetados fora do campo de visão da mamografia. Se esses tecidos foram vistos na projeção CC, sua não

visualização na CCEx não deve ser considerada. Quando corretamente realizada, a projeção CCEx deve incluir a margem anterior do músculo peitoral maior (Figura 9).

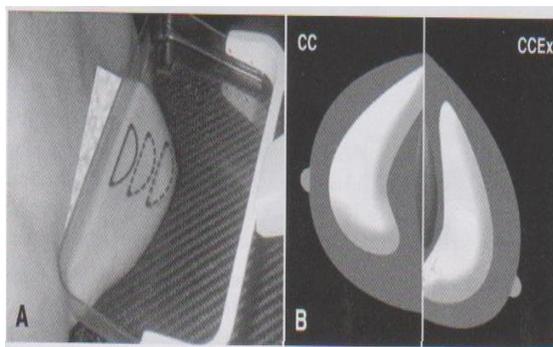


Figura 9 - Incidência CC Exagerada.

Fonte: EKLUND (2005)

2.4.5 Incidência com Compressão Anterior

A compressão mal realizada do tecido glandular contribui para subexposição da imagem mamográfica e, conseqüentemente, para o mascaramento de patologias. A mama toda pode estar sub-comprimida se a compressão for limitada por um grande músculo peitoral. Se o músculo peitoral é firme e tem uma configuração cônica proeminente, o tecido posterior pode absorver a maioria da compressão, deixando o tecido anterior relativamente não comprimido. Nesses casos, além da radiografia com compressão anterior, pode-se prover melhora significativa na dissociação dos tecidos fibroglandulares retroareolares (Figura 10).

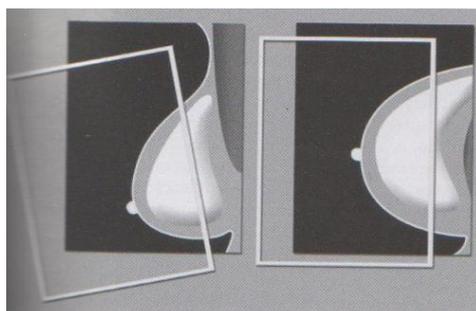


Figura 10 - Incidência com Compressão Anterior.

Fonte: KOPANS (2000)

2.4.6 Incidência Spot com Compressão Seletiva e Spot com Magnificação

Spot com compressão seletiva (CS) dissocia melhor as estruturas mamárias, melhora o contraste e os detalhes da imagem mamográfica (TABAR, 2004). O dispositivo para realização de spot com compressão seletiva é designado para limitar a área de compressão, usando pequeno compressor circular (Figura 11). O tecido da área circunjacente não comprimida reduz a resistência à compressão, melhorando-a e

umentando o detalhe da imagem. Esse é ainda mais realçado pela combinação da compressão seletiva com a magnificação (DI MAGGIO, 2002)

Alguns autores argumentam que a compressão seletiva sem magnificação orienta melhor o radiologista quanto à localização da lesão dentro da mama. A combinação da magnificação com a compressão seletiva preserva o contraste e o realce da imagem radiológica. Magnificação de campo total sem compressão seletiva também é usada por alguns radiologistas que também levam em conta o argumento concernente à orientação (TABAR, 2004). Porém, há perda significativa de detalhe fino na maioria dos casos quando a magnificação é realizada sem compressão seletiva, ou quando esta é realizada sem magnificação.



Figura 11 - Incidência Spot com Compressão Seletiva e Spot com Magnificação.

Fonte: TABAR (2004)

2.4.7 Incidência Tangencial

Projeções tangenciais (Figura 12) são realizadas marcando-se cuidadosamente a pele sobre uma lesão palpável suspeita, posicionando-se a mama de tal forma que o feixe tangencie a pele. As incidências tangenciais usualmente são utilizadas com compressão seletiva (CS) com regime radiográfico manual (Eklund, 2005).

Essa incidência tem a vantagem de localizar a anormalidade suspeita o mais próximo possível do tecido gorduroso subcutâneo, que provê excelente contraste. Projeção tangencial é também útil para confirmar calcificações tegumentares.

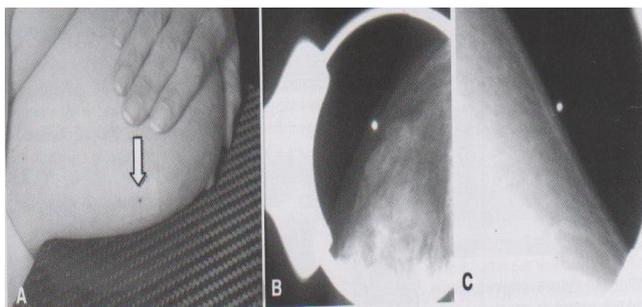


Figura 12 - Incidência Tangencial.

Fonte: KOPANS (2000)

2.4.8 Incidência Rotacional

Densidades do parênquima superpostas podem ter duas conseqüências adversas sérias para o radiologista que busca sinais de câncer de mama, que podem estar ocultos devido a superposição de tecidos. A superposição de tecidos normais pode criar “pseudolesões” ou “artefatos”. Neste caso faz-se necessário reorientar os tecidos em relação ao feixe de raios-X.(LOPES et al, 2000).

A reorientação pode descobrir uma lesão mascarada ou demonstrar que a suspeita de lesão é um artefato devido à superposição de tecidos normais (Figura 13). É conseguida mudando o ângulo incidente ou rotacionando a mama. A tecnóloga ou técnica em radiologia deve observar que ao angular o feixe de raios-X incidente, o bucky também será angulado e, conseqüentemente, a mama posicionada sobre ele é angulada no mesmo grau, sem modificar a relação do feixe com os tecidos. A rotação da mama é mais confortável para obter essa reorientação (GULSUN et al, 2003).

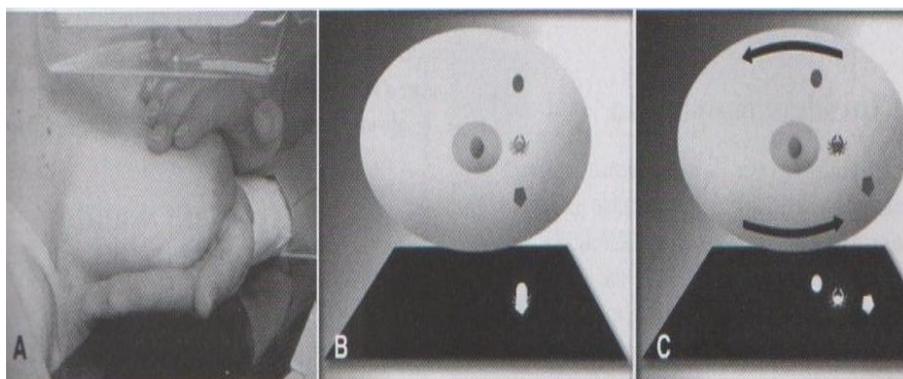


Figura 13 - Incidência Rotacional.

Fonte: GULSUN (2003)

2.4.9 Incidência para o Clivus

Normalmente é difícil detectar lesões de localização póstero-medial no campo de visão da mamografia. Colocando-se ambas as mamas sobre o bucky em CC e pressionando firmemente o esterno contra o bucky, é possível adquirir uma imagem radiográfica para examinar melhor essa área (Figura 14) (GULSUN et al, 2003).



Figura 14 - Incidência para o Clivus.

Fonte: GULSUN (2003)

2.4.10 Incidência Caudo-Cranial

Segundo Suckling et al (2007), pacientes com cifose acentuada geralmente não apresentam condições de permanecer em pé e deslocar a cabeça do trajeto do feixe de raios-X. Nesses casos é indicada, a incidência caudo-cranial (Figura 15), a única maneira de radiografar a mama com o feixe vertical, ou seja, neste caso o tubo de raios-X é rotacionado 180 graus de forma que a mama seja radiografada de caudal para cranial.

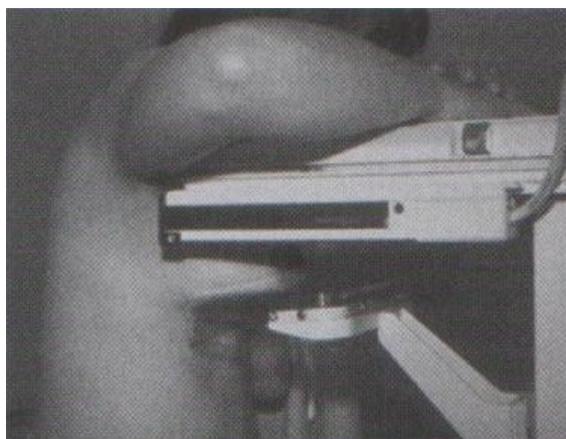


Figura 15 - Incidência Caudo-Cranial.

Fonte: SUCKLING (1994)

2.4.11 Incidência para Paciente Acamada

A aquisição de imagens mamográficas em pacientes acamadas é possível. Utilizando incidência látero-medial, com a paciente deitada em decúbito lateral em uma maca com rodas (Figura 16) ou empregando a incidência caudo-cranial com a paciente em posição supina (EKLUND, 1994).

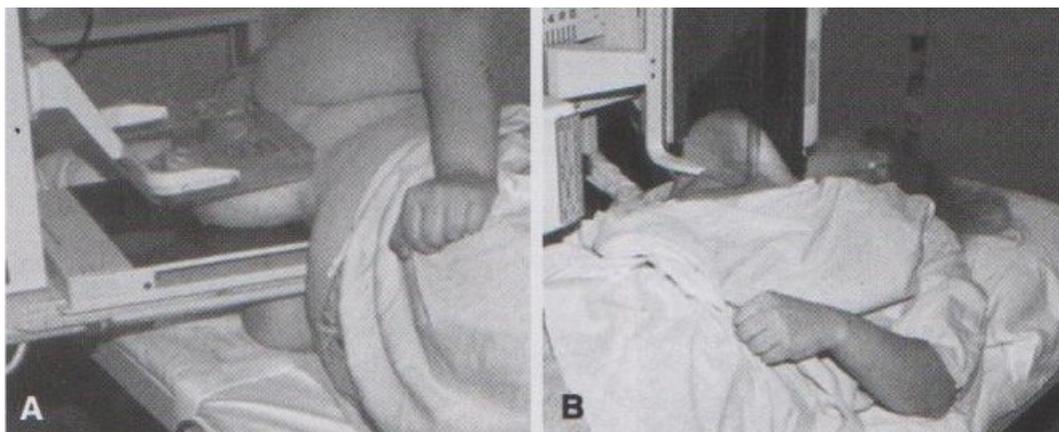


Figura 16 - Paciente acamada.

Fonte: EKLUND (1994)

2.4.12 Incidência com Mama Aumentada (Implantes)

Mamas aumentadas com implantes de solução salina ou silicone representam um desafio para a tecnóloga ou técnica em radiologia quando é necessário otimizar a visualização tecidual. Técnicas e habilidades espaciais são necessárias a fim de maximizar a visão tecidual e superar as limitações à compressão causada pelos implantes (EKLUND, 1994). Exames de rotina das pacientes com implantes incluem quatro incidências para cada mama, ou seja, as incidências MLO e CC e as incidências MLO e CC com deslocamento (Figura 17), (EKLUND, 1994).

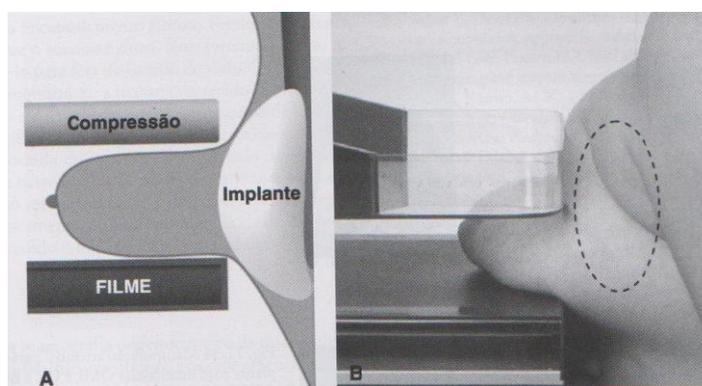


Figura 17 - Incidência com mama aumentada: (a) esquema de como tracionar a mama e onde deve ficar a prótese, (b) demonstração do bom posicionamento (tracejado indica a localização do implante).

Fonte: EKLUND (1994)

2.4.13 Incidência de Eklund

Incidências com manobra de deslocamento são complementares e não substituem as projeções-padrão, que incluem os implantes no campo de visão da mamografia. Técnicas para deslocar o implante, puxando-se o tecido mamário para frente do implante são necessárias para obter uma adequada compressão e visualização do tecido mascarado pelo implante nas incidências-padrão (SUCKING et al, 1994).

Segundo Eklund (2005) deve-se segurar a mama entre o polegar e os dedos, de modo que os tecidos acima e abaixo do implante são puxados para frente, enquanto que o implante fica achatado contra a parede torácica. A medida que se aplica a compressão, a placa de compressão e o bucky ficam em frente do implante e ajudam a mantê-lo achatado contra a parede torácica (Figura 18).

Implantes com silicone ou solução salina são virtualmente opacos quando radiografados com tensão adequada a mamografia. Com incidência padrão, incluindo o implante, somente o tecido da periferia do implante é radiograficamente visível enquanto os tecidos localizados acima e abaixo são ocultados (GULSUN et al, 2003).

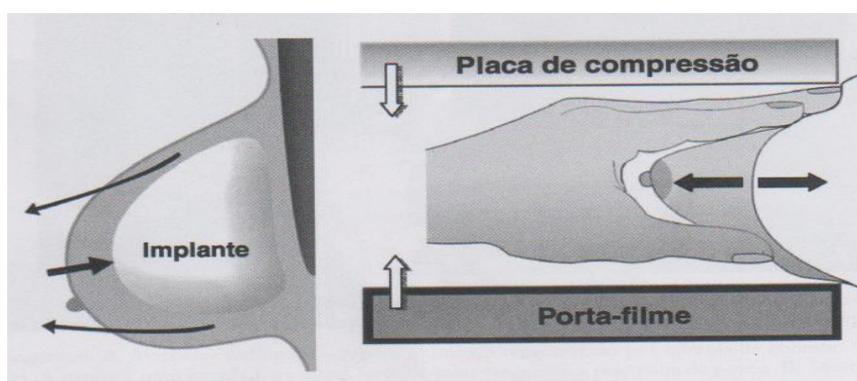


Figura 18 - Incidência de Eklund.

Fonte: EKLUND (2005)

2.5 Detalhes Importantes para Diagnóstico

Dentre as anormalidades detectadas pela mamografia, as principais são as calcificações (microcalcificações e macrocalcificações) e as massas. Calcificações são depósitos minerais dentro do tecido da mama que aparecem como pequenas regiões brancas nas imagens mamográficas (PEIXOTO, 2001).

Uma massa é qualquer grupo de células agrupadas mais densas que o tecido circunvizinho. Um cisto (uma bolsa não-cancerosa de fluido) também pode aparecer como uma massa em mamografia. A forma e o contorno da massa indicam ao radiologista a possibilidade de câncer. Exames com ultra-som são recomendados para diferenciar entre uma massa sólida e um cisto (SUCKLING, 2007).

As microcalcificações são minúsculas partículas de cálcio na mama e um agrupamento delas pode indicar um câncer prematuro (Figura 19). A forma e o arranjo do agrupamento indicam ao radiologista a probabilidade de câncer. Aproximadamente a metade dos cânceres descobertos com mamografia são localizados devido a presença de

agrupamentos de microcalcificações, que são sinais mais comuns de carcinoma ductal “*in situ*” (um câncer prematuro limitado aos ductos dos tecidos glandulares da mama). Quase 90% de casos de carcinoma ductal são associados com microcalcificações (ACS, 2006).

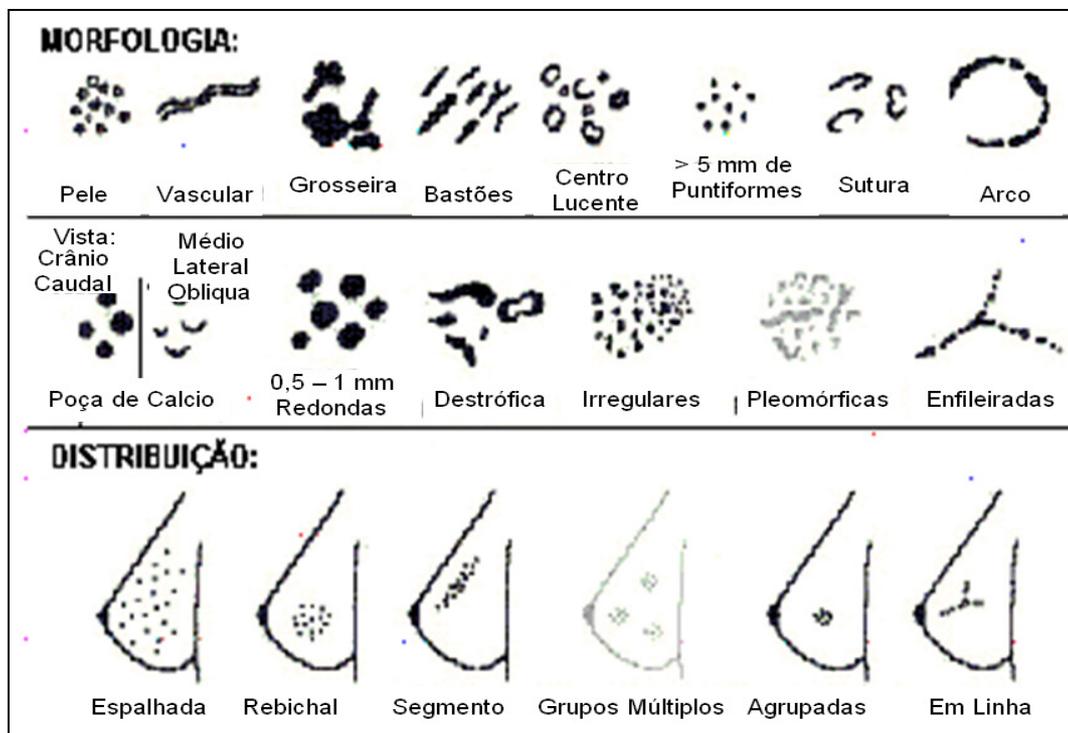


Figura 19 - Microcalcificações segundo aspectos morfológicos e de distribuição segundo moldes do *ACR MAMMOGRAPHY LEXICOM*.

Fonte: ACS (2006)

Macrocalcificações são grandes depósitos de cálcio que são frequentemente associados com cistos fibrosos benignos ou mudanças degenerativas nas mamas, como o envelhecimento das artérias mamárias ou inflamação. Depósitos de macrocalcificações normalmente não requerem biópsia (PEIXOTO, 2001)

De 75% a 95% dos carcinomas ductais *in situ* são atualmente diagnosticados na fase pré-clínica pelo achado de calcificações na mamografia, estando elas presentes em cerca de 50% de todos os carcinomas de mama. As calcificações, em muitos casos, além de indicarem forte suspeita diagnóstica, permitem avaliação da extensão mínima do componente intraductal, possibilitando programação mais correta do tratamento (SCLOWTZ et al, 2005).

A importância das microcalcificações na mama tem sido reconhecido desde a descrição inicial realizada por Leborgne (1951), pois aparecem em lesões malignas ou benignas (DUARTE, 2006). Para melhor estimar o risco de malignidade e guiar o manejo

das pacientes com lesões não palpáveis da mama, o Colégio Americano de Radiologistas criou a classificação de BI-RADS (*Breast Imaging Reporting And Data System*), a qual classificou as lesões de 0 a 6 e também adotou o padrão de Le Gal, para classificar as microcalcificações de acordo com a sua morfologia, que varia de 1 a 5 (Le Gal et al, 1984). A combinação dos dois critérios de avaliação dos exames mamográficos é recomendada, visando facilitar o diagnóstico de malignidade.

Na tentativa de aprimorar o diagnóstico das lesões malignas da mama, muitos estudos têm comparado as características radiológicas das microcalcificações, tais como: padrão dos grupamentos, número, forma e tamanho dos achados anatomopatológicos das peças cirúrgicas (DUARTE, 2006) e assim como têm também avaliado o valor preditivo da classificação de BI-RADS (GULSUN et al, 2003).

São consideradas microcalcificações suspeitas para malignidade aquelas agrupadas com aspecto irregular ou linear (GULSUN et al, 2003). O tamanho dos grupamentos e o número de microcalcificações por grupamento relacionados à presença de carcinoma é muito variável na literatura. A maioria dos autores associa aos carcinomas os grupamentos maiores de 3 mm e presença de mais de 9 microcalcificações por grupamento, porém o risco de invasão em grupamentos a partir de 10 mm é controverso. Alguns trabalhos avaliaram a morfologia das microcalcificações e o grau de malignidade dos carcinomas ductais *in situ*, mas não obtiveram correlação entre estes achados (DI MAGGIO, 2002). A Tabela 1 mostra os tipos de microcalcificação segundo Le Gal (1984) e Yang (2005).

Tabela 1 - Tipos de microcalcificação

Tipo	Morfologia da Microcalcificação	% de Malignidade
Tipo I	Anulares, redondas, discóides, com centro lucente	Todas são benignas
Tipo II	Redondas, isodensas, uniformes	22 % são malignas
Tipo III	Puntiformes, tipo “poeira”, difícil identificação	40 % são malignas
Tipo IV	Irregulares, poliédricas, tipo “grão de sal”	66 % são malignas
Tipo IV	Vermiculares,ramificadas, em forma de letras	Todas são malignas

Fonte: CBR (2006)

As microcalcificações tipicamente benignas, que correspondem à maioria dos achados, são grandes e grosseiras, arredondadas com margens lisas ou não, podendo apresentar-se sob algumas formas peculiares tais como: anel, “casca de ovo”, “taça de chá”, “pipoca” (GULSUN et al, 2003).

O exame definitivo para determinação da malignidade de um câncer de mama, é o exame histológico, ou seja, é coletado tecido da região suspeita através de biópsia guiada por ultrassonografia ou mamografia. Tal procedimento só é aplicado em situações específicas, quando o especialista necessita de informação adicional que não é obtida nos métodos convencionais (NISHIMURA, 2004).

2.6 Experiência do Radiologista

O diagnóstico mamográfico constitui atividade de especialista e está longe de ser tarefa trivial, não apenas pela necessidade da habilitação profissional, mas também pela necessária habilidade na análise dos diversos fatores que se relacionam e devem ser considerados na definição do diagnóstico (LE GAL, 1984).

A experiência do radiologista em interpretar corretamente a informação presente na mamografia é uma parte fundamental no processo. Por ser um aspecto não quantitativo, não é fácil medir quanta experiência é necessária para um diagnóstico correto, nem sequer estão claros quais os aspectos usados nessa classificação.

Além disso, existe o fator do erro humano. Nenhuma especialidade está imune ao erro, e pode ser influenciada pelos fatores ambientais (barulho, agitação, calor e estímulos visuais), psicológicos (tédio, frustração, ansiedade e estresse) e fisiológicos (fadiga, sono, uso de drogas, álcool, sobrecarga de trabalho e doenças) (CARVALHO & VIEIRA, 2002). Os médicos radiologistas estão expostos a uma alta carga de trabalho. É no intervalo entre os exames que param por alguns minutos para laudar as mamografias.

Em casos de dúvida, a atitude dos médicos radiologistas tende a ser cautelosa, prescrevem as incidências Crânio-Caudal e Médio-Lateral-Obliqua com magnificação bem como uma análise através de um método invasivo como uma biópsia. A consequência disso é o grande número de resultados de biópsias que não apontam doenças (MS, 2000; INCA, 2000), mas que implicam em gastos de insumos e um desgaste emocional para a paciente.

2.7 Dose de Radiação

Com a melhoria contínua na tecnologia dos mamógrafos e com a qualificação dos profissionais de radiologia em proteção radiológica “os riscos de a radiação induzir câncer são consideravelmente reduzidos e aceitáveis quando comparados ao benefício” (ANVS, 2009). No entanto, eles continuam existindo, sendo acumulativos e diretamente

relacionados com a dose absorvida. Não há qualquer dose mínima de radiação que é absolutamente inofensiva e todos os esforços para reduzi-la são bem-vindos (ANVS, 2009). Portanto, é importante que não sejam repetidos exames desnecessariamente. Devem ser evitadas imagens de má qualidade que prejudicam o diagnóstico.

2.8 Eficiência dos Posicionamentos Mamográficos

A aquisição de imagens mamográficas consiste numa tarefa bastante complexa devido aos diversos fatores técnicos do sistema que devem ser manuseados levando em conta o princípio ALARA (ICRP, 2009), que determina que a exposição do paciente à radiação ionizante deve ser tão baixa quanto possível.

Conforme um programa de acreditação do Colégio Americano de Radiologia, em que foram analisados 2.341 exames de mamografia, os posicionamentos mamográficos foram reportados como o quinto problema em ordem de importância, sendo responsáveis por 11% das falhas em diagnósticos. As falhas mais encontradas foram determinadas por mal posicionamento (CC, MLO), imagens tremidas devido a movimentação da paciente, a não visualização do mamilo e do músculo peitoral maior.(BASSET, 2000).

Posicionamentos mal realizados ou qualquer variação da densidade mamográfica não causada por atenuação real da mama, incluindo corpos estranhos e dispositivos médicos implantados, (MAGALHÃES, 2002; HOGGE, 1999) comprometem a qualidade final da imagem e podem resultar em informações perdidas (falsos negativos) ou mascaradas (falsos positivos). Os posicionamentos mal realizados podem ser relacionados a calibração do aparelho, colaboração da paciente, a experiência da Tecnóloga ou Técnica em Radiologia ou unidade mamográfica.

Quando um filme mamográfico é avaliado deve a Tecnóloga em Radiologia deve identificar e isolar o mal posicionamento mamográfico, identificar a sua fonte e fazer as correções necessárias para eliminar a causa. Neste sentido, vários fatores devem ser considerados, incluindo a formação do profissional e sua experiência, o tempo para a realização do exame, as condições de trabalho e a calibração da unidade mamográfica (NEWMAN, 1998).

Deve ser considerada também a presença de superposição de imagens causadas por objetos ou substâncias tais como partes do corpo, jóias, roupas, cabelo, dispositivos médicos implantados, corpo estranho ou substâncias na pele (desodorantes, antiperspirantes, unguentos e loções) que contenham materiais como zinco, alumínio e

magnésio, pois estes elementos são radiopacos aos raios-x e podem simular microcalcificações (HEDRICK, 1998).

Alguns erros nos posicionamentos ocorrem devido à movimentação da paciente durante a exposição e são mais comumente vistos na incidência MLO, visto que na incidência CC as mamas estão escoradas pela bandeja do “bucky”, o que evita esta movimentação.

Na literatura são encontrados alguns trabalhos que avaliam a eficiência dos posicionamentos mamográficos Cranio-Caudal (CC) e Médio-Lateral-Oblíquo (MLO) sem magnificação na detecção de achados clínicos. Por exemplo, Bassett et al (2000) realizaram um estudo prospectivo de 1000 pacientes submetidas ao rastreamento de câncer de mama. Consideraram seis critérios incluindo a profundidade do tecido, menor extensão do músculo peitoral em relação à linha posterior do mamilo, a presença de tecido fibroglandular no bordo posterior do filme e se o mamilo foi visualizado em perfil. O músculo peitoral maior foi visualizado a 1 cm acima ou abaixo do mamilo. Os resultados obtidos pelos autores demonstraram que os posicionamentos analisados são importantes para o rastreio inicial do câncer de mama e que a sensibilidade varia de 46% a 88% e depende de fatores tais como tamanho e localização da lesão, densidade do tecido mamário (mulheres mais jovens apresentam mamas mais densas), qualidade dos recursos técnicos e habilidade de interpretação do radiologista. A especificidade varia entre 82% e 99% e é igualmente dependente da qualidade do exame.

Para determinar se uma imagem mamográfica é suficiente para diagnóstico, Cukier & Lopes (1977) avaliaram 106 casos de câncer de mama diagnosticados com o auxílio da mamografia. Estes casos foram revisados por dois radiologistas, que analisaram as taxas de detecção de câncer para os posicionamentos MLO e CC e depois ambos os posicionamentos combinados. Segundo os resultados obtidos, a projeção lateral resultou em uma precisão de 97%. Falso-negativos foram rastreados para ambos os posicionamentos e os autores concluíram que como posicionamentos de rotina MLO e CC são suficientes para o diagnóstico.

Segundo Brnic & Hebrang (2001), os posicionamentos CC e MLO são adequados para a maioria dos pacientes na rotina diária. Porém, dependendo da constituição física da paciente, peso e altura, os posicionamentos CC e MLO podem variar em 45 graus. No estudo retrospectivo que realizaram com dois ângulos diferentes (45 e 60 graus) foram empregados no posicionamento MLO. Avaliaram a influência destes ângulos sobre a dose de radiação e a eficácia da compressão da mama e os autores verificaram que quanto maior

o grau de inclinação, maior é a dose de exposição. Observaram também que embora a inclinação de 60 graus seja eficiente para a visualização da cauda axilar esta angulação irradia mais a mama, sendo necessária quando a paciente é mais obesa. Eles concluem que os posicionamentos de rotina com inclinação de 45 graus são mais adequados, principalmente por diminuir a exposição da mama das pacientes.

Peixoto et al (2001) analisaram informações coletadas pelo Programa de Certificação da Qualidade Mamográfica (PCQM) em 305 Serviços de Mamografia no período de setembro de 1992 a fevereiro de 1996 no Brasil. Os resultados mostram que os equipamentos mamográficos instalados no Brasil são modernos, porém insuficientes para atender a demanda da população. Dos 305 Serviços de Mamografia que se inscreveram voluntariamente, 186 foram qualificados (INCA, 2008). As causas mais frequentes de não aprovação no PCQM estão relacionadas ao posicionamento e à compressão mamária, principalmente na incidência MLO. Os autores concluem que é possível melhorar o desempenho dos Serviços de Mamografia brasileiros por intermédio da participação destes no PCQM (MS, 2008).

Desde 1983 tem sido recomendado o posicionamento radiográfico MLO ao invés do médio-lateral (ML) por incluir mais a cauda axilar do tecido mamário, o que possibilita uma melhor localização de carcinomas no tecido mamário e indica falsos positivos, as chamadas pseudolesões. Contudo, apenas 7% das mulheres têm no máximo uma cauda axilar que necessita do posicionamento MLO (ACS, 2006). Assim sendo, Peters et al (2002) avaliaram a qualidade das imagens mamográficas obtidas com estes posicionamentos e concluíram que ML apresenta uma série de desvantagens. Por exemplo, em pacientes com mamas densas a presença da cauda axilar não é visualizada prejudicando o diagnóstico precoce de câncer. Para que seja visualizada é necessário aumentar a dose na paciente, contradizendo a portaria 453 do Ministério da Saúde.

Segundo Kwork (2004) nas imagens mamográficas obtidas com os posicionamentos MLO e CC devem constar anatomicamente a margem da mama, o mamilo e a localização do músculo peitoral maior. Este autor realizou um estudo onde levou estas estruturas em consideração na avaliação. Para isso, utilizou 322 mamogramas digitalizados existentes no banco de dados. Os resultados obtidos confirmaram a eficácia dos posicionamentos empregados para a análise da anatomia da mama. Médicos radiologistas avaliaram os mamogramas estes classificaram os cânceres em invasivos ou ductal in situ, encontrado após avaliações positivas (BI-RADS códigos 3, 4 e 5) e

detectados em intervalos de 3 meses e quando encontrado após avaliações negativas (BI-RADS códigos 1 e 2) (COX, 2005).

Cox (2005) avaliaram a qualidade das imagens obtidas com os posicionamentos MLO e CC para todos os casos de câncer comprovados empregando uma escala de 3 pontos (boa, razoável e sem qualidade). Observaram posicionamento, compressão da mama, contraste, exposição, ruído, nitidez, artefatos e qualidade global. Os autores usaram como referência para a qualidade da imagem o grupo BI-RADS. Avaliaram 492 mamografias e em 164 delas detectaram cânceres. Concluíram que o posicionamento da paciente e o processamento do filme são fatores fundamentais para a aquisição de uma imagem de qualidade para um diagnóstico correto.

Dinkel (2005) realizou investigação similar com imagens de rotina e nos exames onde houve bom posicionamento, observou que a detecção de câncer foi elevada, em torno de 84%, mas quando os posicionamentos não ficaram bons a detectabilidade do câncer diminuiu para 33,4% e a sensibilidade para 66,3%.

Recentemente a mamografia digital foi incorporada ao arsenal propedêutico do rastreamento do câncer de mama, e aprovada para uso clínico pelo Federal Drug Administration (FAD) em 2000, a mamografia digital.(CONANT, 2001). Na mamografia digital, o filme radiológico é substituído por uma placa sensível aos raios-x capaz de transformar o sinal radiológico em sinal eletromagnético. Há vários fabricantes de diferentes modelos de equipamentos.Há aparelhos chamados DR (digital radiology) e CR (computer radiology) (OBENAUER,2002).

O DR é um aparelho totalmente digital, enquanto que o CR apenas o detecta e realiza processamento da imagem tornando imagem digital. Neste ultimo caso o aparelho de raios-x é convencional podendo ser utilizado com o detector digital ou o sistema écran/filme ou mamografia de filme (YAMADA, 2004).

O mamógrafo digital conta com uma estação de trabalho composta por dois monitores, onde a imagem captada é analisada ao final do exame, esta imagem pode ser impressa no filme radiológico ou ser apenas arquivada eletronicamente.

Na mamografia Écran-Filme, o filme tem a tríplice função de aquisição, visualização e armazenamento da imagem, enquanto que na mamografia digital estas funções são realizadas por dispositivos diferentes e otimizadas individualmente (PISANO, 2005).

Independentemente da tecnologia aplicada, seja mamografia digital (DR ou CR) ou mamografia convencional, os fatores que podem influenciar no diagnóstico do

rastreamento do câncer de mama não devem ocorrer. Radiologistas, Tecnólogas ou Técnicas em mamografia devem estar familiarizadas com o correto posicionamento mamográfico e reconhecer quando este posicionamento está inadequado e criando falsas lesões ou mascarando verdadeiras anormalidades.(DUARTE, 2006).

Conclui-se, portanto, que o posicionamento correto na mamografia está diretamente relacionado com o diagnóstico do câncer de mama invasivo (INCA, 2008).

2.9 Eficiência da Mamografia Digital

Segundo a Agence France-Presse (AFP, 2009) a mamografia digital não é mais eficaz para detectar um câncer de mama precoce do que a mamografia convencional. Ela conduz a mais resultados positivos errados, aumentando a quantidade de biópsias inúteis. Os autores analisaram 429.345 mamografias entre 1998 e 2002 em 43 centros médicos dos Estados Unidos, que permitiram detectar 2.351 casos de câncer. Segundo o estudo realizado, o mais amplo até hoje que compara os dois sistemas, a mamografia assistida por computador permitiu detectar 4,20 cânceres a cada mil mulheres examinadas, contra 4,15 cânceres detectados com a mamografia convencional. Além disso a mamografia digital conduziu a 20% a mais de biópsias que apresentaram resultados negativos (NEW ENGLAND JOURNAL OF MEDICINE, 2009).

Apesar das aparentes diferenças entre os métodos de diagnóstico, estudos prévios não encontraram aumento da acurácia da mamografia digital em comparação com a mamografia convencional, no diagnóstico precoce do câncer de mama. O maior e mais atual estudo multicêntrico já realizado para rastreamento com mamografia digital, numa população assintomática, é o Digital Mammographic Imaging Screening Trial (DMIST). Este estudo foi conduzido pelo American College of Radiology Imaging Network (ACRIN) (DI MAGGIO, 2002).

O Governo americano investiu mais de 26 milhões de dólares no DMIST, que teve início em outubro de 2001. O propósito para a mamografia de rastreamento da desse trabalho foi avaliar a acurácia diagnóstica da mamografia digital, em mulheres assintomáticas, em comparação com a mamografia convencional. Durante um período de dois anos cerca de 49.528 mulheres foram recrutadas para mamografia de screening em 33 estados dos Estados Unidos e do Canadá. Todas as pacientes foram submetidas à mamografia digital e convencional em ordem aleatória. Os dois métodos foram interpretados independentemente por dois radiologistas. Este estudo permitiu estimar com

maior precisão a sensibilidade e a especificidade da mamografia digital em campo total em relação à mamografia convencional, devido ao grande número de mulheres participantes, fornecendo mais informações do desempenho dos sistemas para lesões específicas (calcificações e nódulos) (JONG, 2005).

Os resultados iniciais deste estudo foram apresentados em setembro de 2005 e demonstraram que, na população inteira estudada, a acurácia diagnóstica da mamografia digital e a convencional foi similar. Contudo, a acurácia da mamografia digital foi significativamente maior nas mulheres abaixo da idade de 50 anos, que tenham mamas heterogeneamente densas ou extremamente densas bem como nas mulheres na pré e perimenopausa. Não houve diferença estatisticamente significativa entre ambos os sistemas mamográficos para mulheres com 50 anos ou mais, assim como para mulheres com mamas lipossustituídas ou com densidades fibroglandulares dispersas e em pós-menopausadas. A maior contribuição deste estudo foi demonstrar a superioridade da mamografia digital em relação às mamas densas, que constituem, um fator limitante na detecção de lesões mamárias.

Os programas de CAD foram elaborados para fornecer rápidos comandos visuais indicativos, para que o radiologista interprete com mais atenção áreas específicas da imagem mamográfica, prévio negativo, mas com câncer julgado visível retrospectivamente. Estudos sugerem que o decréscimo do número de cânceres perdidos ocorre com o uso de métodos de treinamento, experiência, educação continuada, dupla leitura, avaliação retrospectiva de casos perdidos e sistemas de CAD. “Câncer perdido” é definido como aquele em que a biópsia provou haver câncer em paciente assintomática, com rastreamento (KUZMIAK, 2002)

A eficiência do programa de CAD analisando diretamente as imagens de mamografia digital em campo total mostrou-se superior a obtida na análise pelo CAD de imagens secundariamente digitalizadas, resultando em 81% de detecção dos casos de microcalcificações e dos nódulos. Além das vantagens imediatas já observadas, a mamografia digital em campo total abre um leque de novas aplicações (SKAANE, 2004).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para avaliar a influência dos posicionamentos mamográficos Crânio-Caudal e Médio-Lateral-Oblíquo com e sem magnificação sobre a detectabilidade de objetos de teste, que simulam microcalcificações, nódulos e fibras, estruturas importantes para o diagnóstico precoce do câncer de mama, foram realizadas as seguintes etapas:

1. Seleção dos materiais a serem utilizados;
2. Aquisição de imagens radiográficas do simulador mamográfico Accreditation em mamógrafo convencional e digital (CR);
3. Mensuração dos valores de densidade óptica no centro dos objetos de teste presentes nas imagens radiográficas e a mensuração do tamanho destes objetos de teste adquiridas realizada manualmente e através de processamento de imagens;
4. Análise destas imagens realizada por especialistas na interpretação de imagens mamográficas;
5. Análise estatística dos resultados obtidos.

Os itens seguintes apresentam uma descrição das etapas mencionadas acima.

3.1 Materiais Utilizados

Todos os materiais necessários para o desenvolvimento da pesquisa estão listados na Tabela 2. Eles foram utilizados para realização do procedimento experimental.

Tabela 2 - Materiais utilizados no desenvolvimento da pesquisa

Material	Descrição	Usado para avaliar o sistema mamográfico
Aparelho de raios-X	Mamógrafo Elscint/Exel 2400E	Convencional e Digital (CR)
Detector	Combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R-2000 . Detector Agfa CR e filme Agfa 3DT2 mammo para documentação	Convencional Digital
Negatoscópio	6 filmes (Konex)	Convencional e Digital
Máquina Fotográfica	Kodak Easy Vision	
Químicos	Revelador e Fixador Agfa MIX	Convencional
Densitômetro	Victoreen, modelo 07-443	Convencional e Digital
Processadora automática	Agfa Mamoray Classic E.O.S.	Convencional
Processadora Seca	Agfa Dry 5302	Digital
Digitalizador	CR 85 X	Digital
Projektor	ELX 1700 lumens	Convencional e Digital
Espuma	Angulada à 40 graus para simular o posicionamento MLO	
Simulador mamográfico	Accreditation, Victoreen modelo 18-220	

O mamógrafo Elscint/Exel 2400E possui filtração adicional de 0,03mm Molibidênio, janela do tubo de 0,08mm de Berílio e anodo de Molibdênio com 17° de inclinação¹. Este ponto focal foi medido levando em conta as normas da portaria 453. O foco grosso e o foco fino mediram respectivamente no seu comprimento e largura 0,49 X 0,37 e 0,11 X 0,14 respectivamente. A legislação em vigor prevê respectivamente 0,65 X 0,45 e 0,15 X 0,15.

A processadora automática Agfa Mamoray Classic E.O.S. é dedicada a mamografia convencional (Figura 20). Os procedimentos de limpeza dela e de preparação dos químicos foram efetuados segundo as recomendações técnicas dos fabricantes. Antes da revelação dos filmes expostos, a processadora foi ligada e mantida em aquecimento por um período não inferior a vinte cinco minutos, sendo realizada em seguida a passagem de 5 películas de 35x35cm para a exclusão de impurezas nos rolos e o equilíbrio entre a temperatura do

¹Conforme relatório fornecido pela ServRad LTDA, empresa de Assessoria e Serviços em Radioproteção, localizada a Rua Lins, 109 no Bosque dos Eucaliptos em São José dos Campos – SP, CEP 12.233-650. Telefone para contato: (12) 3913-3552.

revelador indicada no termostato e aquela medida com o termômetro dentro da cuba do revelador.

A processadora de Agfa Dry 5302 e a digitalizadora CR 85X dedicada a mamografia digital (Figura 21) foram utilizadas para o processamento das imagens e para a digitalização das imagens.



Figura 20 - Visão externa da processadora automática Agfa Mamoray Classic E.O.S.



Figura 21 - Processadora e digitalizadora AGFA Digital

Fonte: <http://www.agfa.com/brazil>

O densitômetro foi utilizado para mensuração da densidade óptica dentro dos objetos que simulam detalhes clínicos. Este dispositivo (Figura 22) lê densidades ópticas numa faixa de 0,0 a 4,0 com precisão de 0,5% do fundo de escala e reprodutibilidade (erro) de $\pm 0,01$.



Figura 22 - Densitômetro Victoreen modelo 07-443

O simulador Accreditation foi usado para estudar a detectabilidade de estruturas em função do posicionamento mamográfico. É indicado pelo *American College of Radiology* (ACR) e pelo Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CBR) para controle de qualidade. Consiste num bloco de acrílico de 9,8 x 10,6 cm, que simula uma mama comprimida de 4,2 cm composta por tecidos adiposo e glandular médio. Tem 16 objetos de teste incrustados que simulam microcalcificações, fibras e massas tumorais com espessuras variando de 0,16 a 0,54 mm, 0,54 a 1,56 mm e 0,25 a 2 mm, respectivamente.

A Figura 23 apresenta uma imagem deste simulador e um esquema com o número, o tamanho e a posição das estruturas simuladas. A Figura 24 mostra uma imagem radiográfica otimamente exposta deste simulador e a Tabela 3 lista as 16 estruturas simuladas indicando número, tipo, tamanho e material utilizado, estes dados são fornecidos pelo fabricante do simulador.

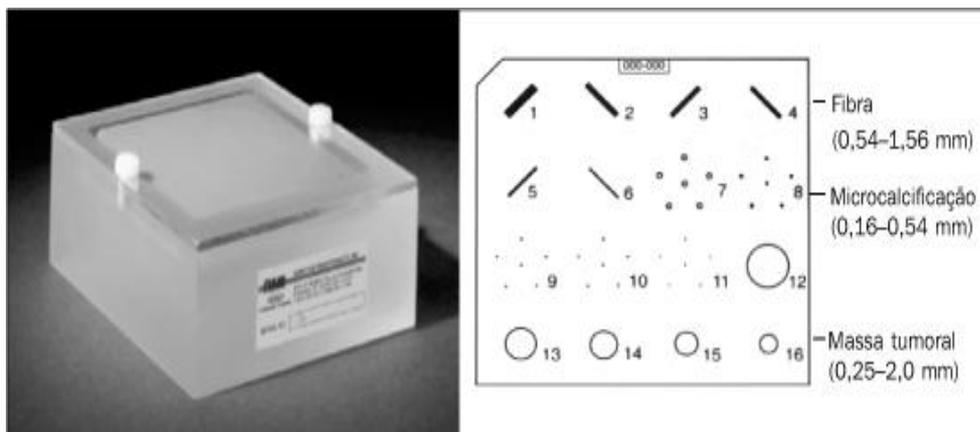


Figura 23 - Imagem do Simulador Accreditation e do esquema com número, tamanho e localização das estruturas simuladas.



Figura 24 - Fotografia da imagem radiográfica que acompanha o simulador Accreditation (imagem referência)

Tabela 3 - Tipos e tamanhos dos objetos contidos no simulador Accreditation

Achado	Tipo	Tamanho (mm)	Material
1	Fibras	1,56	Náilon
2		1,12	
3		0,89	
4		0,75	
5		0,54	
6		0,40	
7	Microcalcificação	0,54	Náilon
8		0,40	
9		0,32	
10		0,24	
11	Massa Tumoral	0,16	Massa similar ao tumor
12		2	
13		1	
14		0,75	
15		0,5	
16		0,25	

Para a visualização das imagens foi utilizado um negatoscópio dedicado a mamografia que é habitualmente utilizado pelos médicos radiologistas para laudarem imagens mamográficas (Figura 25).



Figura 25 - A figura mostra uma fotografia do negatoscópio utilizado para a visualização das imagens adquiridas com o simulador accreditation.

Os detectores utilizados na aquisição das imagens são mostrados na Figura 26.

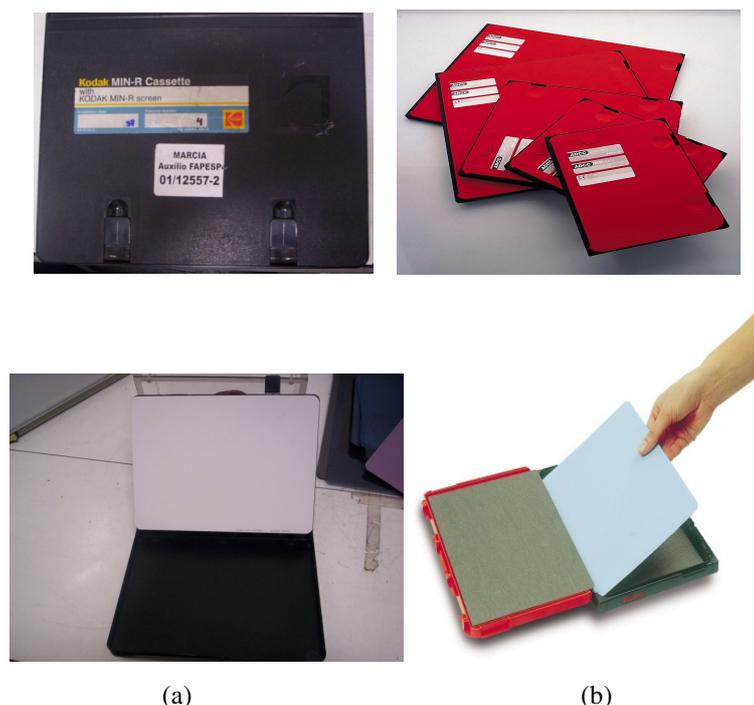


Figura 26 - Detectores para mamografia (a) convencional e (b) digital

O projetor foi utilizado para garantir a precisão das medidas do tamanho dos objetos de teste, que são de ordem milimétrica. Ele amplia a imagem em 6 vezes e, juntamente com uma régua milimétrica colocada ao lado dos objetos, permite mensurar o tamanho real deles, isto é, apenas a área de sombra sem considerar a penumbra. Não há necessidade de realizar nenhum tipo de conversão porque o fator de ampliação dos objetos é o mesmo da régua milimétrica.

3.2 Aquisição e Análise das Imagens Radiográficas

Para a aquisição e a análise das imagens radiográficas do simulador mamográfico Accreditation foi utilizado o seguinte protocolo:

1. Posicionamento do simulador Accreditation para a incidência desejada;
2. Posicionamento do detector (digital ou convencional) no bucky do mamógrafo;
3. Seleção automática dos parâmetros de exposição radiográfica (tensão, corrente e tempo de exposição) pelo sensor do mamógrafo para o simulador Accreditation e a incidência desejada;
4. Realização da exposição;

5. Processamento químico do filme na mamografia convencional imediatamente após a exposição para evitar esmaecimento de imagem latente e processamento digital na mamografia digital;
6. Repetição dos passos 1 a 5 por 8 vezes consecutivas para cada uma das incidências desejadas tanto para o sistema mamográfico convencional como digital. As 8 imagens foram adquiridas para reduzir a influência dos ruídos e a falta de reprodutibilidade de kVp e de mAs bem como de possível movimentação do simulador;
7. Análise visual utilizando negatoscópio apropriado para mamografia (Figura 25)
8. Mensuração da densidade óptica no centro dos 16 objetos presentes nas imagens radiográficas adquiridas do simulador mamográfico Accreditation. Para isso, foi criado um molde em cartolina com a dimensão da imagem e um orifício na região central onde o objeto é visualizado na imagem referência;
9. Cálculo do valor médio obtido com as mensurações dos valores de densidade óptica;
10. Seleção de apenas uma imagem dentre as 8 realizadas para cada conjunto de parâmetros de exposição, cujos valores de densidade óptica mais se aproximavam do valor médio calculado;
11. Digitalização das imagens selecionadas com auxílio de negatoscópio mamográfico e câmera digital. As imagens foram fotografadas com o mesmo padrão de qualidade, ou seja, a câmera foi conectada a um tripe posicionado a 40 cm do negatoscópio com a objetiva da câmara na mesma altura do centro do filme para evitar distorções;
12. Mensuração manual do tamanho de cada um dos 16 objetos presentes nas imagens radiográficas selecionadas. Estas medidas foram realizadas com o auxílio do projetor e de uma régua colocada ao lado da imagem, levando em conta a direção analisada pelos especialistas;
13. Análise visual das imagens selecionadas realizada por especialistas, que avaliaram qualidade, contraste, nitidez, tamanho aproximado dos objetos bem como confiabilidade da indicação de presença e tamanho dos objetos;
14. Análise dos resultados obtidos.

As imagens foram adquiridas no mamógrafo Elscint/Exel 2400E, que pode ser utilizado com sistema de registro convencional (sistema écran-filme) ou detector digital. Os filmes mamográficos expostos foram processados em químicos preparados no dia bem como com tempo de processamento e temperatura de revelação (34°C e 180 segundos) recomendados pelo fabricante da processadora automática. O detector digital após a exposição foi levado ao digitalizador CR85-X para o pós-processamento e as imagens digitais foram impressas em filmes. Além disso, também foi realizada limpeza do écran dentro do chassi mamográfico com um pincel para a remoção de impurezas antes das exposições.

Os parâmetros de exposição usados para radiografar o simulador Accreditation com o sistema écran-filme foram 26 kVp e 53 mAs para os posicionamento CC e MLO com e sem magnificação, enquanto que para o detector digital com e sem magnificação foram usados 28 kVp e 58 mAs para CC e 28 kVp e 53 mAs para MLO. Esses fatores foram calculados automaticamente pelo aparelho de raios-X para o simulador Accreditation, que simula uma mama comprimida de 4,5 cm.

Os posicionamentos mamográficos considerados no estudo foram escolhidos porque são utilizados na rotina diagnóstica e segundo a literatura proporcionam maior detectabilidade dos achados clínicos. Assim sendo, o simulador Accreditation foi posicionado em:

- Crânio-Caudal (CC) sobre o centro da bandeja do mamógrafo com fator de compressão 5 (Figura 27a);
- CC com magnificação (utilizando um magnificador) sobre a bandeja do mamógrafo e fator de compressão 5 (Figura 27b);
- Médio-Lateral-Oblíquo (MLO) no centro de uma espuma elaborada com 40 graus de inclinação com fator de compressão 5 e inclinação do tubo em 45 graus (Figuras 29 e 30a);
- MLO com magnificação (usando um magnificador) sobre uma base de espuma com ângulo de aproximadamente 40 graus de um dos lados posicionado na bandeja do mamógrafo e fator de compressão 5 bem como tubo de raios-X angulado em 45 graus (Figuras 28 e 29b).



(a)

(b)

Figura 27 - Posicionamento CC (a) sem e (b) com magnificação

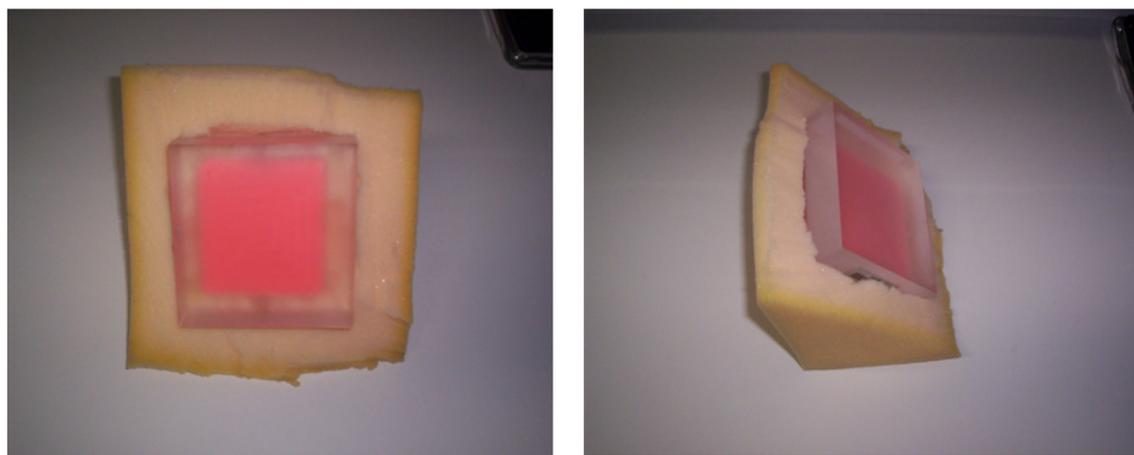


Figura 28 - Base de espuma com angulação de 40 graus para fixação do simulador Accreditation no posicionamento MLO



(a)

(b)

Figura 29 - Posicionamento MLO (a) sem e (b) com magnificação

Os experimentos foram realizados numa clínica particular da cidade de São José dos Campos, levando em consideração à portaria 453/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde.

3.3 Avaliação Realizada por Especialistas

As imagens radiográficas do simulador Accreditation foram interpretadas por três especialistas em imagem radiográfica (Tabela 4) com vários anos de experiência. Todos os especialistas assinaram termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo A), conforme determina parecer do comitê de Ética do dia 29 de abril de 2009, número 0018.0.237.000-09.

Eles analisaram as imagens dentro de uma sala apropriada utilizando o negatoscópio e dispositivos de mensuração de sua rotina de trabalho, do tipo específico para mamografia.

Tabela 4 - Especialistas que analisaram as imagens radiográficas do simulador Accreditation

Especialista	Especialidade	Experiência (anos)
E1	Médica Radiologista	10
E2	Médico Radiologista	4
E3	Médico Radiologista	5

Aos especialistas não foi informado os parâmetros de exposição e de processamento do filme (tempo, temperatura e químicos) que de fato foram utilizados para obtenção das imagens radiográficas dos simuladores. Também não foram informados se existe ou não alguma estrutura (fibra, microcalcificação ou massa tumoral) presente na imagem. Eles apenas receberam as imagens mamográficas (convencional e digital) numeradas e os formulários para preenchimento (Anexo B), eles deveriam analisar a qualidade da imagem para diagnóstico e os níveis de contraste e de nitidez, classificando-os como péssimo (P), bom (B) e ótimo (O).

As respostas foram tabuladas no Microsoft Excel, onde foram atribuídos os pesos 0, 50 e 100 para as respostas péssimo, bom e ótimo, respectivamente. Estes pesos foram definidos a fim de converter valores qualitativos em quantitativos para mensurar a

qualidade da imagem. São valores que diferenciam cada uma das respostas dentro de uma escala de valores baseada na escala de *Likert* modificada.

Os especialistas também receberam um formulário para preencher (Anexo C) indicando a possível presença de objetos, que simulam massa tumoral (MT), microcalcificação (MI) e fibras (FI) bem como tamanho aproximado dos objetos e grau de confiabilidade da interpretação, segundo a escala: CP - certeza da presença, PP - provável presença, PI - improvável presença, I - incerta a presença e A - definitivamente ausente.

Os especialistas avaliaram as imagens digitais impressas em filmes de modo similar preenchendo formulários similares, seguindo as mesmas instruções. Quando tiveram dúvidas, utilizaram os monitores para realizar o pós-processamento das imagens digitais.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos bem como as discussões pertinentes são apresentados nos itens seguintes.

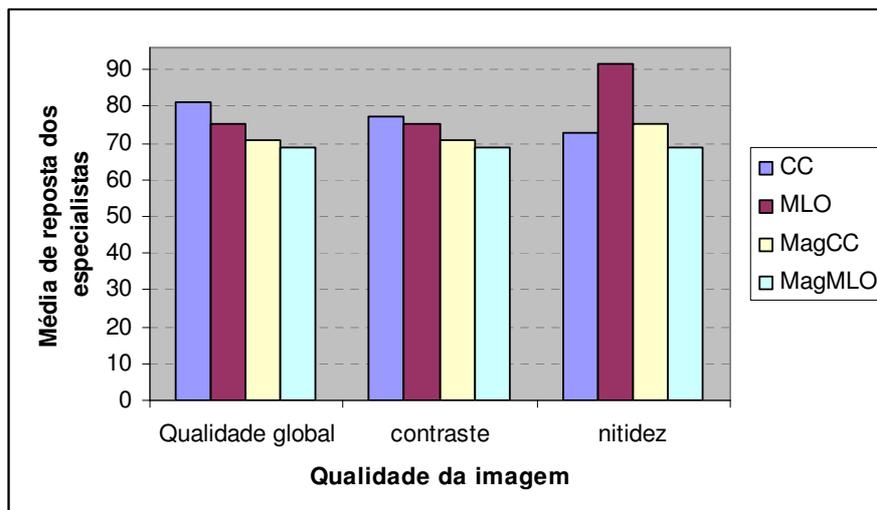
4.1 Qualidade de Imagem

Nas imagens radiográficas obtidas do simulador Accreditation para estudo da influência dos posicionamentos mamográficos é possível identificar objetos mencionados por Kopans (2000). Segundo este autor os parâmetros de exposição mais adequados para radiografar o simulador Accreditation são aqueles que resultam em imagens radiográficas, onde é possível detectar pelo menos quatro fibras, três agrupamentos de microcalcificação e três massas tumorais para os posicionamentos CC e MLO sem magnificação.

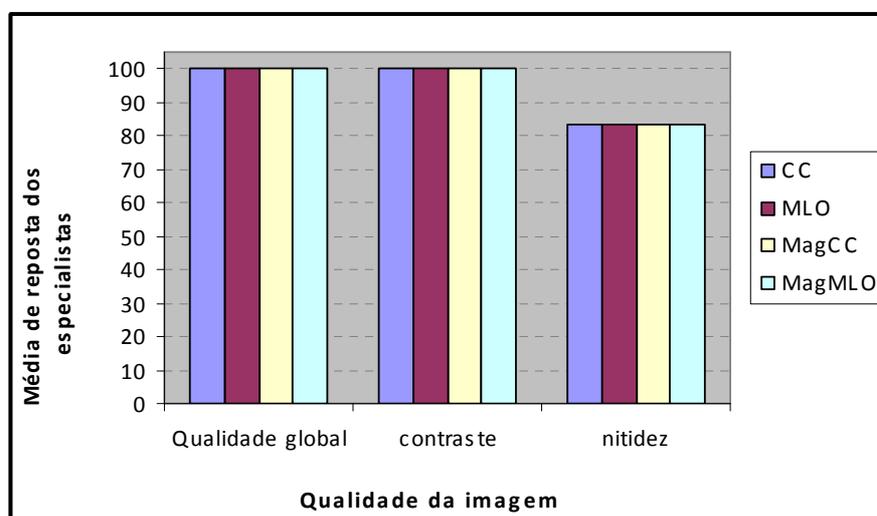
Entretanto, em relação à imagem referência fornecida pelo fabricante do simulador, há uma redução na qualidade das imagens obtidas que impede a visualização dos objetos menores, principalmente as microcalcificações de 0,16mm e nódulos de 0,24mm, os quais são detectados na imagem referência. Esta diferença na qualidade das imagens (contraste e nitidez) está relacionada ao processo de aquisição da imagem referência, que foi obtida provavelmente com mamógrafo, combinação écran-filme, processamento químico, kVp e/ou mAs diferentes.

Estas variações de fato ocorrem no setor de diagnóstico, principalmente quando são adquiridos novos lotes de filmes, químicos e/ou écrans reforçadores. Muitas vezes são adquiridos produtos de fabricantes diferentes, que não proporcionam um casamento perfeito dos espectros de emissão do écran e de sensibilidade do filme bem como químicos de marcas diferentes, o que reflete na qualidade da imagem final.

A avaliação realizada pelos especialistas mostra que as imagens adquiridas com a mamografia convencional (Figura 30a) de um modo geral apresentam uma boa qualidade para diagnóstico. O mesmo ocorre com as imagens digitais (Figura 30b).



(a)



(b)

Figura 30 - Média das respostas dos especialistas sobre qualidade, contraste e nitidez das imagens

(a) convencional e (b) digital.

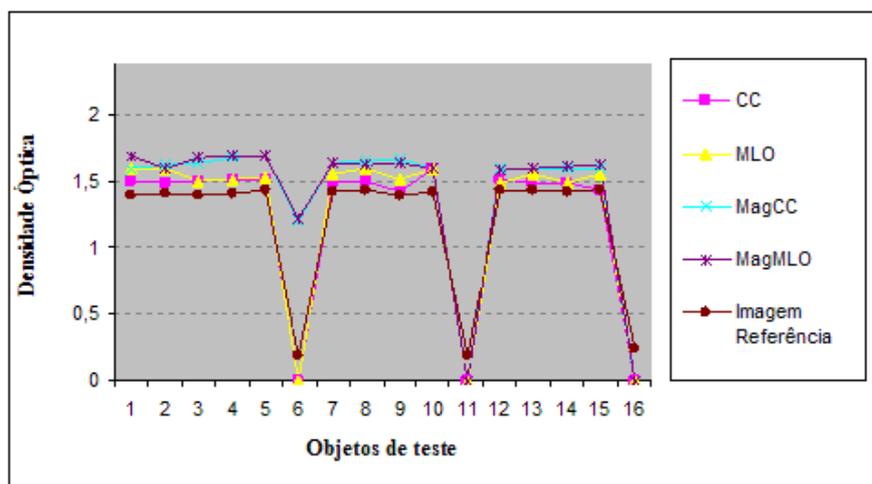
A Figura 30a mostra que as imagens convencionais adquiridas com o posicionamento CC apresentaram o maior índice de qualidade global (QI = 80), que é a análise dos parâmetros de contraste nitidez e brilho em todo o filme. O contraste muito próximo ao contraste das imagens obtidas com MLO, que foram classificadas com maior nitidez (NI = 92). As imagens obtidas em CC e MLO com magnificação apresentam qualidade global e contraste parecidos e uma diferença de 6 (seis) na média de respostas dos especialistas para nitidez (69 e 75).

Segundo os especialistas, as imagens digitais (Figura 30b) apresentam índices de contraste e de qualidade global maiores que as imagens obtidas com sistema convencional. Porém, a nitidez é menor (NI=83).

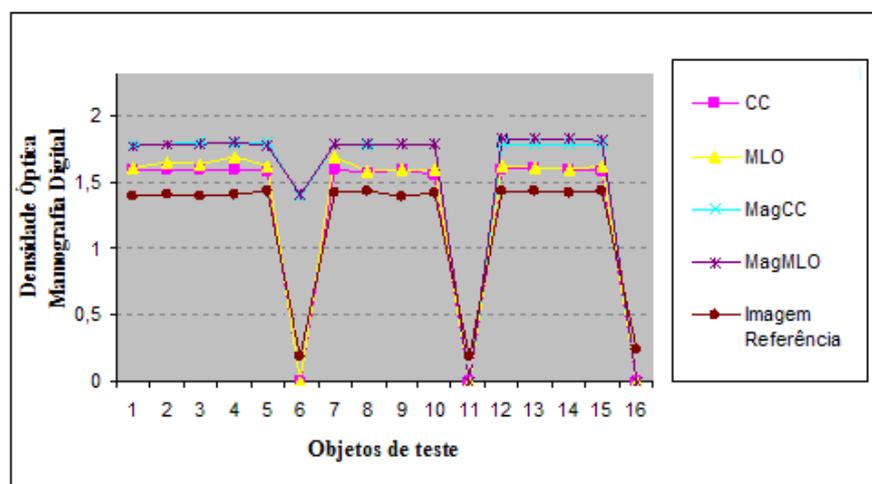
Portanto, segundo a avaliação realizada pelos especialistas, as imagens adquiridas neste estudo apresentam qualidade suficiente para detecção de detalhes importantes para o diagnóstico precoce do câncer de mama.

4.2 Densidade Óptica

A Figura 31 mostra as densidades ópticas mensuradas em 16 posições nas imagens radiográficas do simulador mamográfico Accreditation, que foram adquiridas com os posicionamentos CC e MLO com e sem magnificação (MagCC e MagMLO) com detector digital e écran-filme bem como densidades medidas nas imagem radiográfica padrão fornecida pelo fabricante do simulador (denominada imagem referência).



(a)



(b)

Figura 31 - Densidades ópticas mensuradas nas posições 1 a 16 nas imagens (a) convencionais e (b) digital.

Na Figura 31 observa-se que não foi possível mensurar o valor das densidades ópticas para os objetos 6 (fibra de 0,4mm), 11 (microcalcificação de 0,16mm) e 16 (massa tumoral de 0,25mm) quando as imagens foram obtidas com os posicionamentos CC e MLO, tanto com o sistema mamográfico convencional como digital, devido ao tamanho dos objetos ser inferior a fonte de luz do densitômetro.

O mesmo ocorreu para os objetos 11 e 16 para MagCC e MagMLO, embora tenha sido utilizada a técnica de magnificação, esta não foi suficiente para aumentar a área de sombra de modo que se tornasse maior que a área focal do densitômetro.

Entretanto, foi possível realizar a mensuração da densidade óptica destes objetos na imagem REFERÊNCIA, fornecida pelo fabricante do simulador e que foi obtida em CC. Isto comprova que a imagem referencia foi obtida em condições extremamente otimizadas, diferentemente da rotina diagnóstica, onde embora seja aplicado o controle de qualidade, não há otimização total, visto que muitas vezes são utilizados filmes, químicos e écrans de marcas diferentes.

As mensurações realizadas corroboraram com o observado no item anterior, ou seja, que há falha em algum dos parâmetros do sistema de aquisição da imagem, ou nos parâmetros de exposição ou nas condições de processamento do filme.

Fica evidente, portanto, que o tamanho dos objetos aliado a qualidade do sistema gerador de imagens resulta na não detecção de microcalcificações, nódulos e fibras de tamanhos abaixo de 0,16mm, 0,24mm e 0,4mm, respectivamente.

Na Figura 32 observa-se que os valores de densidade óptica mensurados no centro dos objetos 1 a 5 (fibras) são muito semelhantes aos valores obtidos para os objetos 12 à 15 (massa tumoral) porque, embora sejam compostos de materiais com coeficientes de atenuação diferentes, o grau de enegrecimento ou opacidade destes objetos são muito próximos. O mesmo ocorre para os objetos 8 a 10 (microcalcificações de 0,4 a 0,24mm).

Na mamografia convencional, as variações na densidade óptica em função do posicionamento mamográfico para CC em relação à MLO foram de 7,9% a 15,1%, variação esperada para exposições quântica em conjunto com as variações inerentes aos posicionamentos radiográficos. A inclinação do simulador no posicionamento MLO, coloca alguns objetos mais distantes do detector e isso acarreta mais ruídos na imagem devido ao efeito Compton, ou seja, radiação espalhada. Em relação à imagem referência, ocorreram variações de no máximo 5,9%, devidas às características dos sistemas de aquisição geradores das imagens do estudo e da imagem referência. No caso de MagCC

em relação à MagMLO, houve uma variação um pouco maior, de 15,1% a 18,2%. Neste caso, a ampliação acentuou um pouco mais a diferença inerente aos posicionamentos.

Na mamografia digital, as variações na densidade óptica para CC em relação à MLO foram de no máximo 5,9%, o que também pode ser atribuído às mesmas variações esperadas na mamografia convencional. Para MagCC em relação à MagMLO as variações foram de no máximo 2%, mas inferior aquela observada para a mamografia convencional. Em relação à imagem referência, ocorreram variações de 9,2% a 15,1%, que tem haver com as características dos sistemas de aquisição geradores das imagens do estudo (sistema digital) e da imagem referência (convencional). Fica evidente, portanto, o ganho considerável na resolução de contraste proporcionado pela mamografia digital, principalmente no que se refere à visualização de massas tumorais.

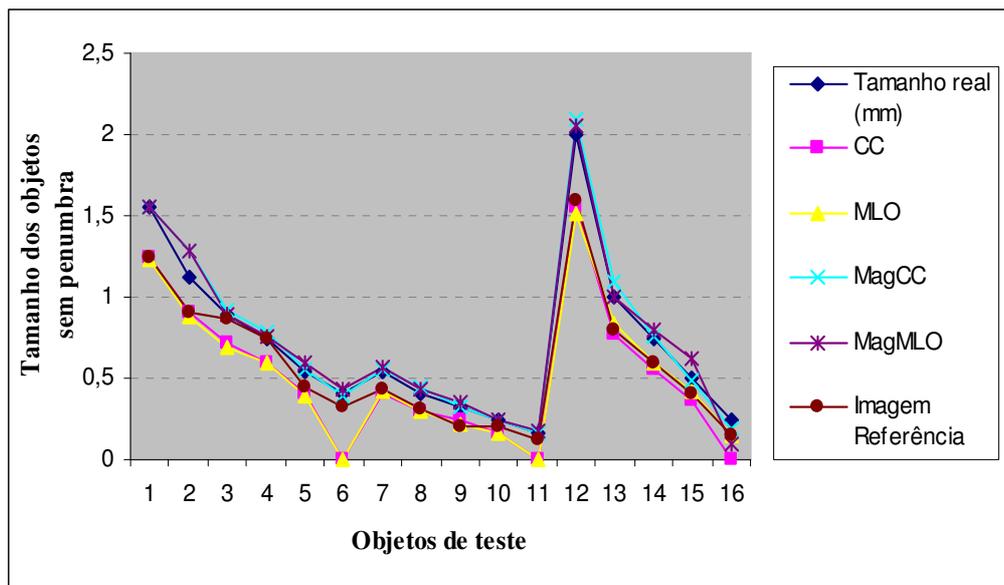
Os valores de densidade óptica das imagens digitais são maiores que àqueles obtidos na mamografia convencional devido às características inerentes ao sistema de registro. Portanto, as variações de densidade óptica dos posicionamentos CC em relação à MLO, com e sem magnificação, foram maiores porque o contraste do filme digital é maior. Além disso, deve-se considerar a subjetividade que ocorre no momento da impressão do filme no sistema digital. Geralmente os técnicos preferem documentar em filme imagens mais escuras.

A análise dos valores de densidade óptica permite concluir que os posicionamentos mamográficos influenciam mais no contraste radiográfico da mamografia digital que na mamografia convencional.

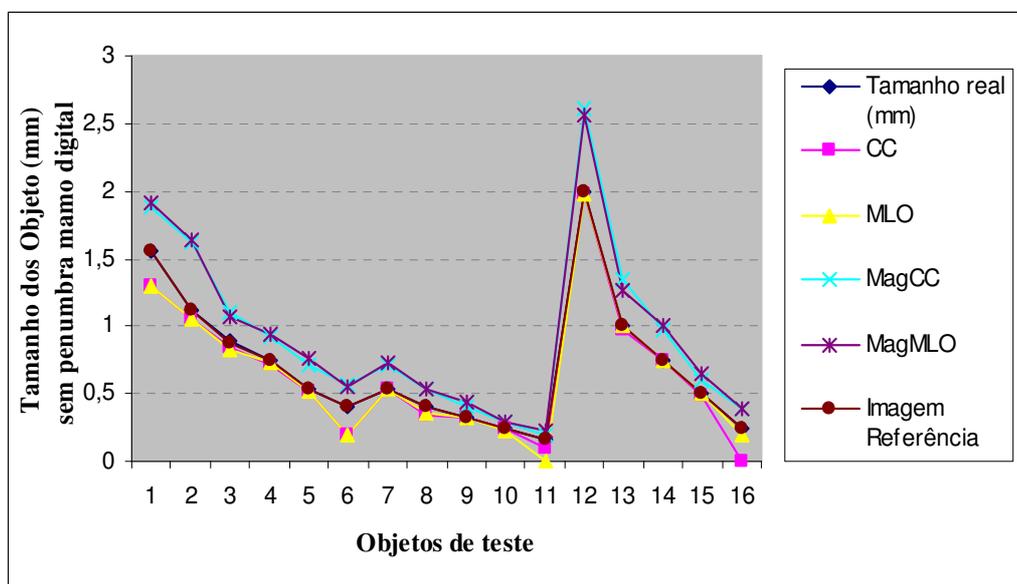
4.3 Tamanho dos Objetos de Teste Mensurado Manualmente

A Figura 32 mostra os valores resultantes (em milímetros) da mensuração manual do tamanho dos objetos de teste presentes em 16 posições nas imagens radiográficas do simulador Accreditation, que foram adquiridas com os posicionamentos CC, MLO, MagCC e MagMLO e os sistemas mamográficos convencional e digital. Mostra também os tamanhos mensurados na imagem referência.

O tamanho dos objetos de teste foi mensurado após projetar a imagem numa tela branca com fator de ampliação de 6 vezes. Foi mensurada somente a área de sombra, eliminando-se a penumbra.



(a)



(b)

Figura 32 - Tamanho dos objetos de teste do Accreditation mensurados nas imagens radiográficas adquiridas com os posicionamentos MLO e CC com e sem magnificação: (a) convencional e (b) digital.

Na Figura 32 observa-se que para os posicionamentos CC e MLO sem magnificação, os valores mensurados são menores que as dimensões reais dos objetos, devido ao tamanho da penumbra tanto no sistema mamográfico convencional quanto digital.

No sistema convencional, não foi possível mensurar o tamanho dos objetos 6 e 11 para os posicionamentos CC e MLO sem magnificação e o objeto 16 também não é visualizado no posicionamento CC. Os tamanhos dos objetos mensurados nas imagens obtidas com CC em relação à MLO apresentaram variação de no máximo 14,3%. No caso

de MagCC em relação à MagMLO, houve uma variação maior entre os tamanho dos objetos, de no máximo 29,2%, sendo esta variação esperada em função da razão de magnificação utilizada. O tamanho mensurado se aproxima do tamanho real dos objetos dentro do simulador.

A variação no tamanho dos objetos é maior que aquela observada nos valores de densidade óptica. Pode-se concluir, portanto, que os posicionamentos mamográficos influenciam na representação dos objetos, ou seja, na resolução espacial e não na resolução de contraste.

Em relação à imagem referencia obtida com posicionamento CC pelo fabricante do simulador, as variações nas imagens adquiridas neste estudo foram de 0 a 25% para CC e de 0 a 20% para MLO. Como ambas as imagens foram adquiridas em sistemas de aquisição diferentes (filme, químicos, aparelho de raios-X, etc), que embora tenham sido otimizados de acordo com normas de controle de qualidade, fica evidente que uma variação em um ou mais dos componentes da cadeia de formação da imagem influencia muito na detectabilidade dos objetos.

Na Figura 32b (mamografia digital) nota-se que para os posicionamentos CC e MLO sem magnificação, os tamanhos mensurados são mais próximos das dimensões reais dos objetos de teste presentes no simulador, que o observado na mamografia convencional. Além disso, também foi possível mensurar o tamanho dos objetos 6, 11 e 16 para os posicionamentos CC e MLO sem magnificação porque a penumbra dificultou a mensuração, mas esses objetos estavam presentes na análise visual.

Os tamanhos dos objetos mensurados nas imagens obtidas com posicionamento CC em relação à MLO apresentaram variação de no máximo 5,9%. No caso de MagCC e relação à MagMLO, houve uma variação de no máximo 2,2%. Ambos apresentaram variação muito inferior àquela observada para a mamografia convencional. Portanto, a mamografia digital influencia na representação dos objetos, ou seja, na resolução espacial e também na resolução de contraste.

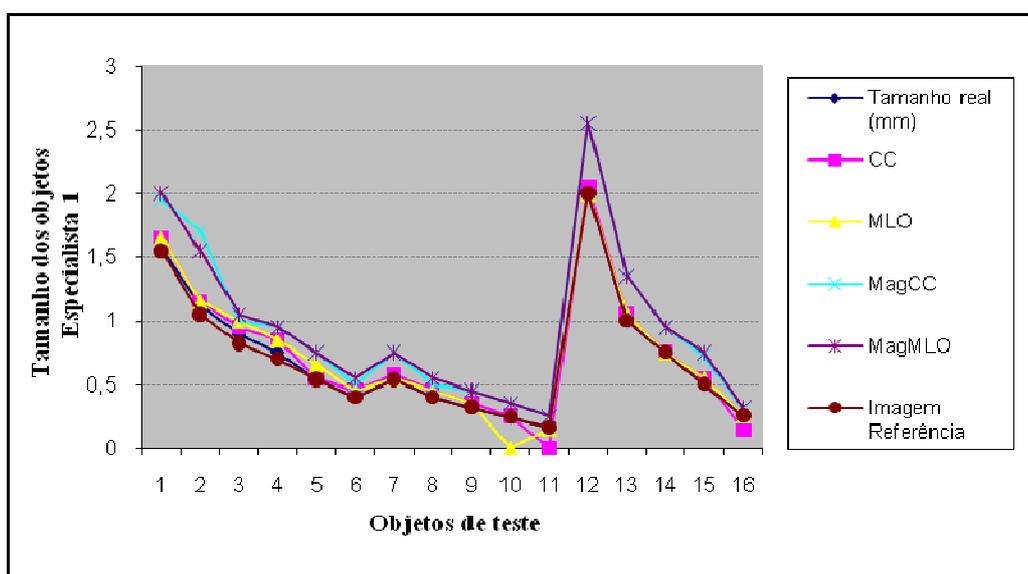
Em relação à imagem referência (imagem fornecida pelo fabricante que foi adquirida em sistema mamográfico convencional), as variações nas imagens adquiridas neste estudo foram de no máximo 15% para CC e de 20% para MLO. Isto significa que a mamografia digital permite a aquisição de imagens mais próximas da qualidade da imagem referência.

Como todas as imagens foram adquiridas com o mesmo aparelho de raios-X, conclui-se que a diferença observada na qualidade delas está relacionada ao receptor da

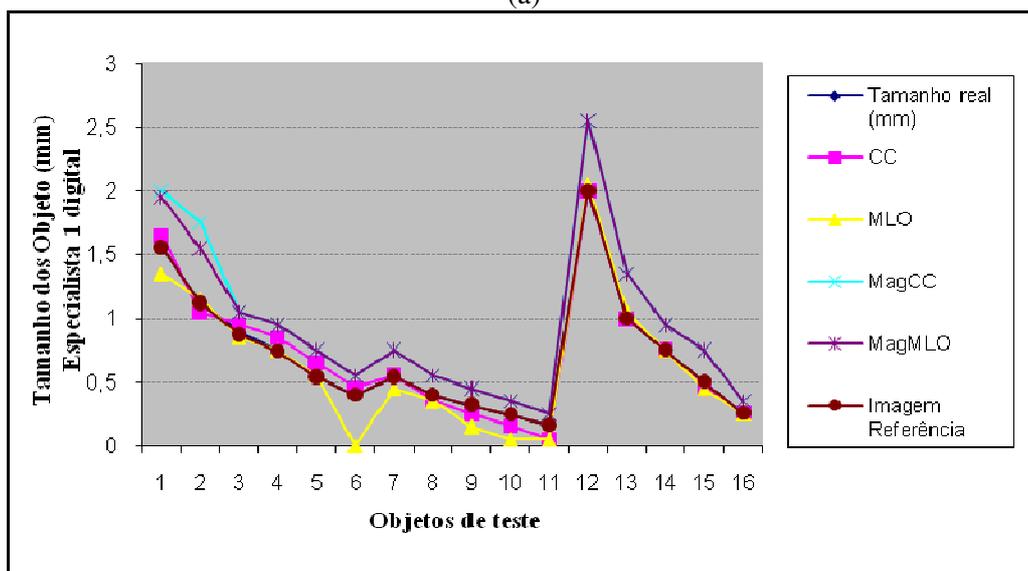
imagem e pós-processamento. Na mamografia convencional tem-se o sistema écran-filme mais o processo de revelação, enquanto que no sistema digital tem-se o detector digital e a impressão em filme. Além, o filme utilizado na mamografia digital tem latitude maior, que permite registrar pequenas diferenças de exposição.

4.4 Análise dos Especialistas

As Figuras 33 a 38 mostram os tamanhos aproximados dos objetos indicados pelos especialistas para as imagens obtidas com os sistemas mamográficos convencional e digital bem como o grau de confiabilidade dessas indicações.

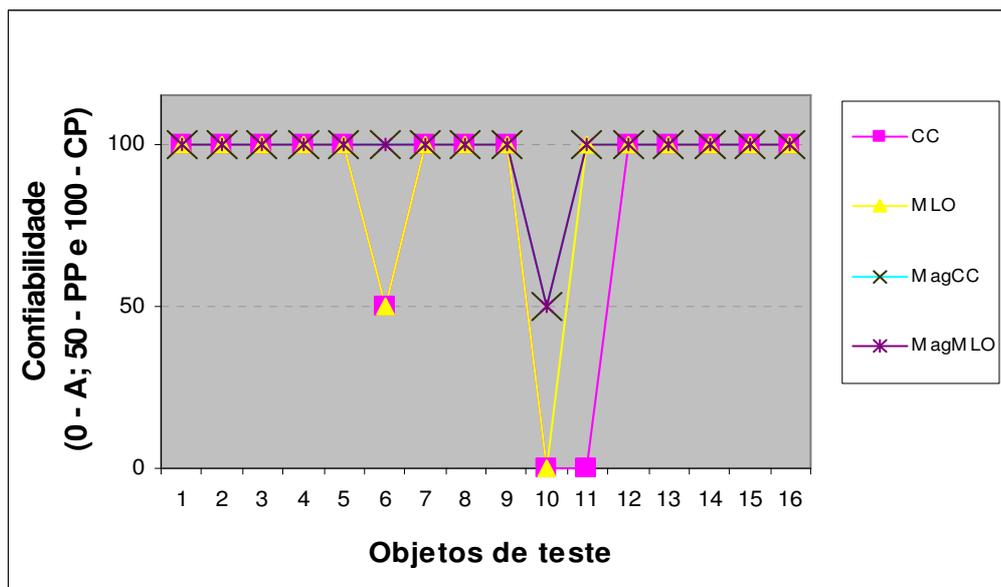


(a)

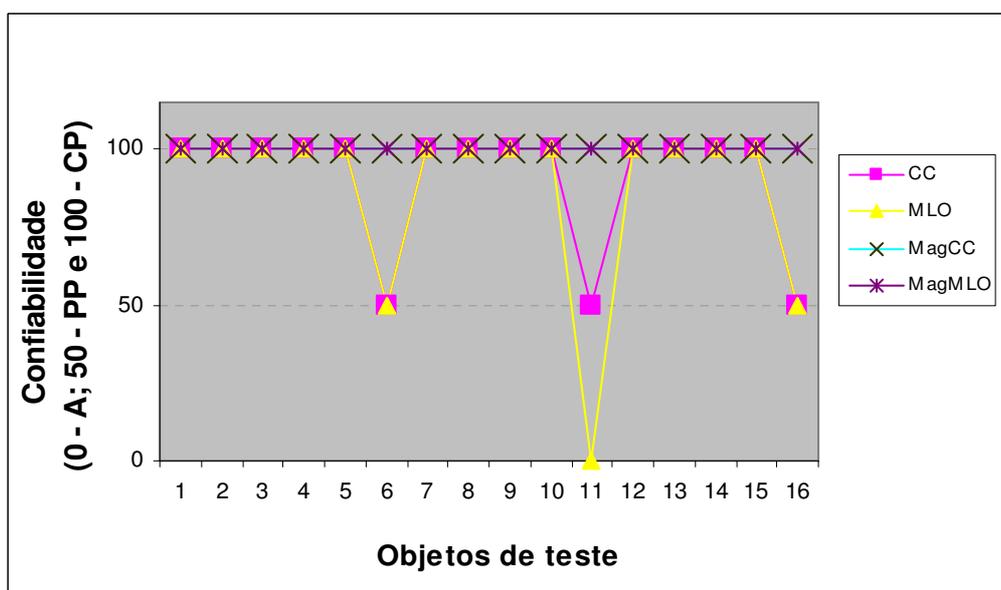


(b)

Figura 33 - Tamanho dos objetos de teste estimado pelo especialista 1 nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.

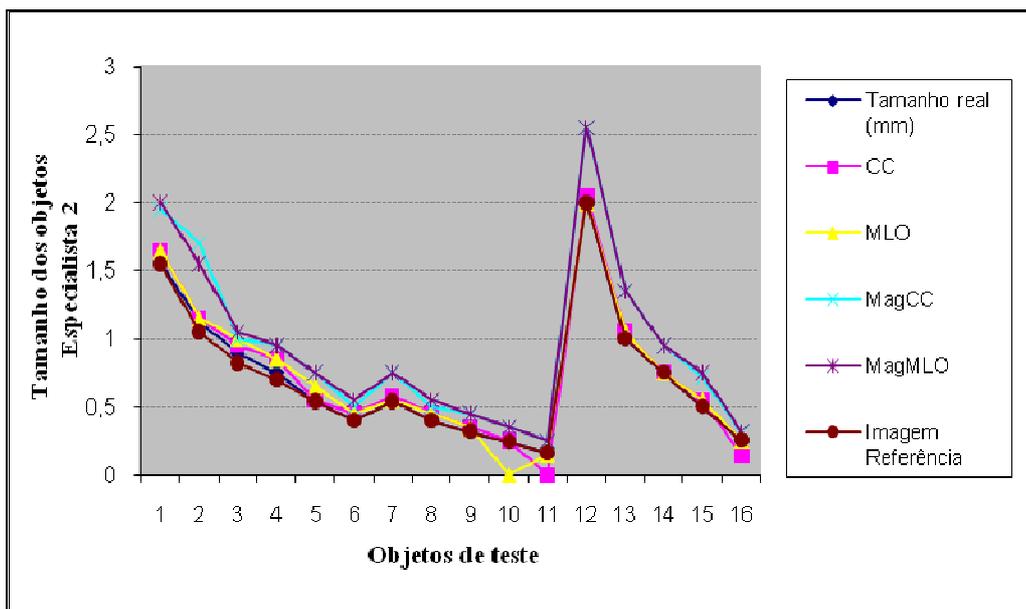


(a)

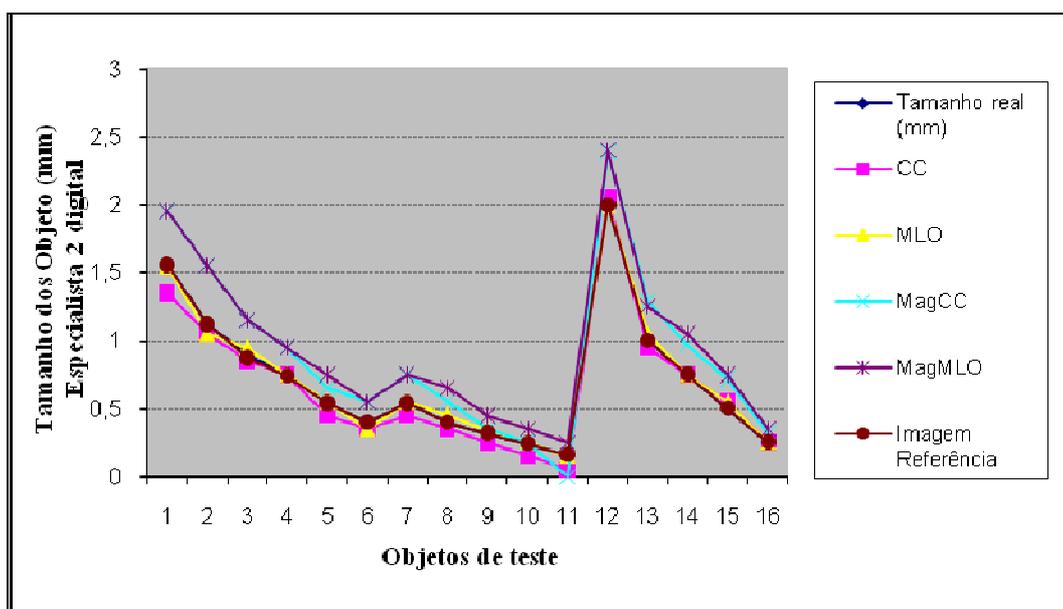


(b)

Figura 34 - Grau de confiabilidade indicado pelo especialista 1 para a detecção dos objetos nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.

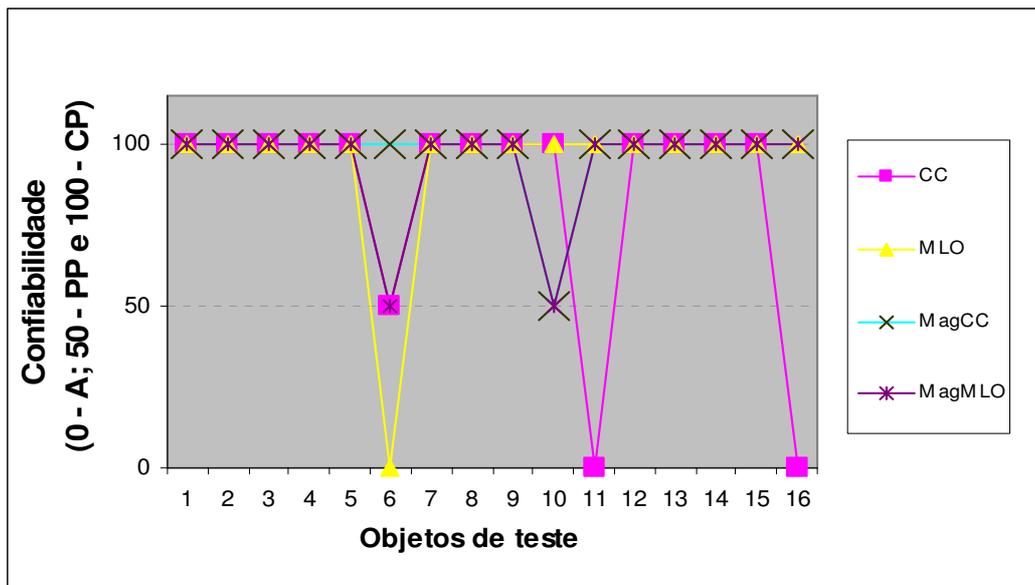


(a)

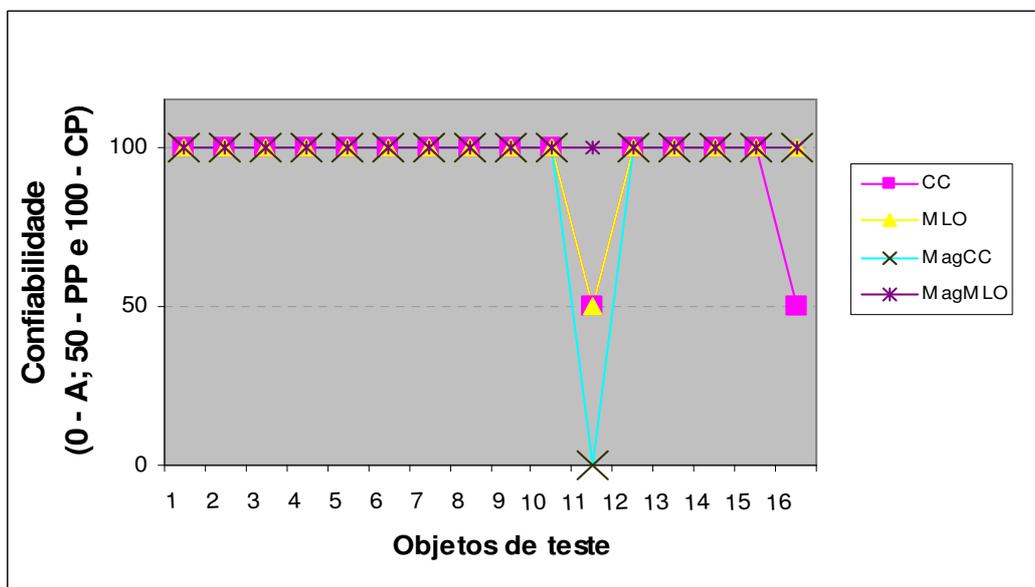


(b)

Figura 35 - Tamanho dos objetos de teste estimado pelo especialista 2 nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.

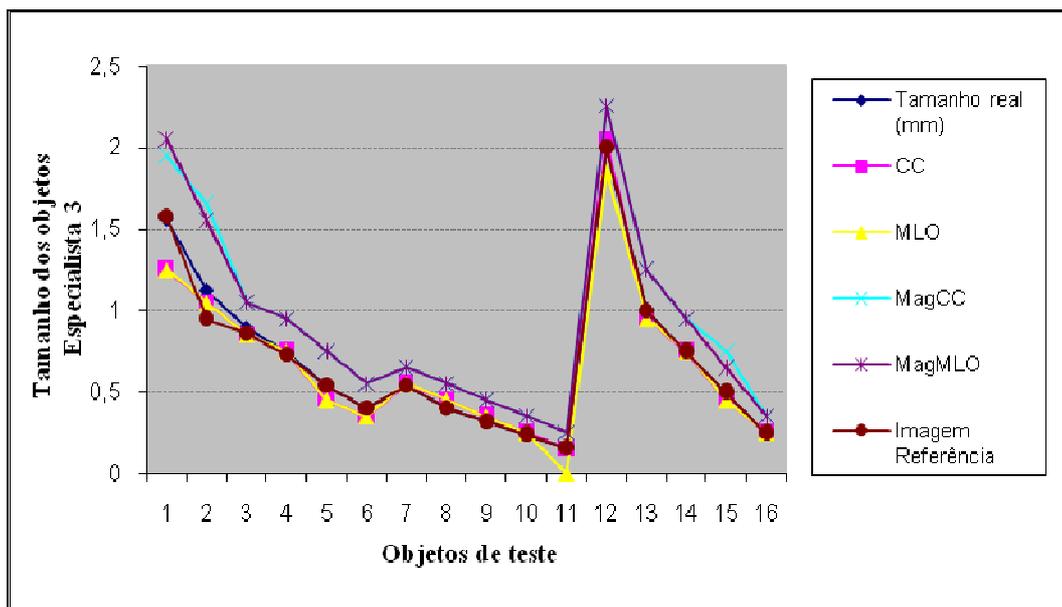


(a)

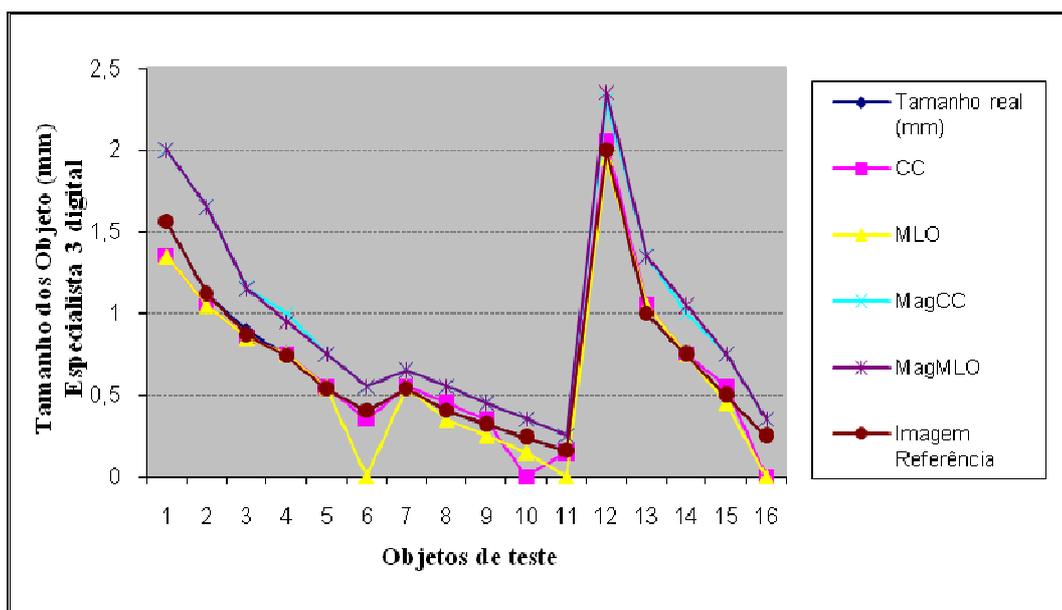


(b)

Figura 36 - Grau de confiabilidade indicado pelo especialista 2 para a detecção dos objetos nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.

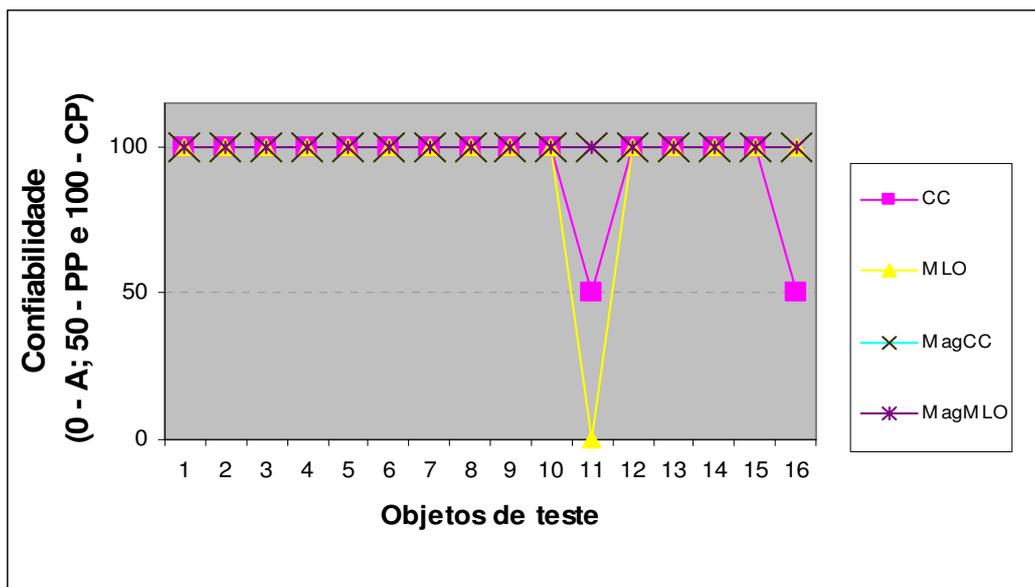


(a)

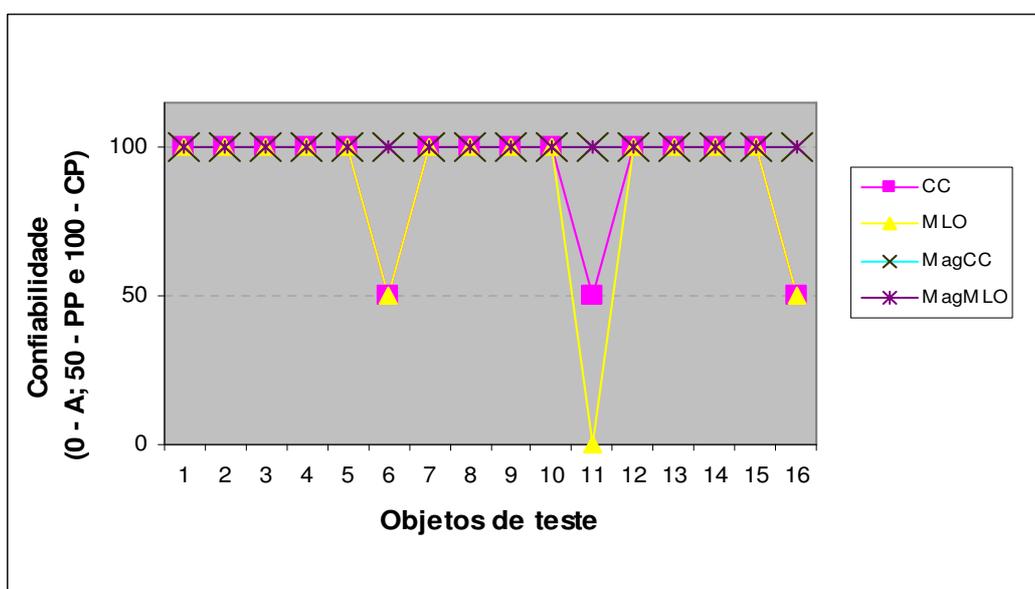


(b)

Figura 37 - Tamanho dos objetos de teste estimado pelo especialista 3 nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.



(a)



(b)

Figura 38 - Grau de confiabilidade indicado pelo especialista 3 para a detecção dos objetos nas imagens do simulador Accreditation adquiridas com sistema mamográfico (a) convencional e (b) digital.

Alem dos dados apresentados no gráfico da Figura 34, o especialista 1 também marcou no posicionamento MLO dois objetos inexistentes com 1,25 e 1,05 mm. Isto pode ter ocorrido pelo aparecimento de artefatos na imagem ou por leitura da imagem incorreta. Porém, os especialistas 2 e 3 não encontraram estes artefatos.

Nota-se que o especialista 2, para MagCC, não observou a microcalcificação 0,16 m e, no entanto, normalmente as incidências com magnificação possuem maior resolução e nitidez. Estes diagnósticos são chamados de falsos negativos, ou seja, existe a lesão, mas o

laudo final tem o resultado como normal. Isso é um grande problema porque a paciente fica sem se preocupar, podendo esta lesão agravar-se ou pior produzir metastases.

Foi possível observar as lesões nas incidências com magnificação e algumas delas não aparecem nas imagens sem magnificação comprovando com isso que a utilização somente das imagens de rotina podem produzir falsos negativos e as incidências com magnificação corroboram para o diagnóstico.

Pode-se observar que os objetos mais difíceis de os especialistas detectarem foram os objetos 6 (fibra de 0,4mm), 11 (microcalcificação de 0,16mm) e 16 (massa tumoral de 0,25mm) porque estes objetos apesar de possuírem composição diferentes possui densidades ópticas próximas a base + véu do filme dificultando a sua visualização (Figuras 34, 36 e 38).

A utilização dos posicionamentos CC e MLO na rotina diagnóstica se justifica, pois permitiram aos especialistas detectarem a maioria dos objetos contidos no simulador Accreditation. Enquanto que os posicionamentos MagCC e MagMLO mostraram-se mais eficientes na detecção dos objetos 6, 11 e 16. Com a magnificação, todos os 3 especialistas conseguiram detectar estes objetos.

Porém, deve-se observar que a área de exposição da mama é maior nos posicionamentos MagCC e MagMLO. Ocorre uma maior aproximação do feixe primário da mama, o que aumenta a dose para a paciente. Portanto, estes posicionamentos não devem ser utilizados como rotina, mas somente para dirimir dúvidas.

A forma dos especialistas avaliarem as imagens envolve outros fatores, além das densidades ópticas e dos posicionamentos mamográficos realizados. Quando visualizaram as imagens no negatoscópio, eles buscaram por alguns detalhes em algumas regiões específicas da imagem, que acabaram norteando os critérios deles para classificação da imagem como boa, aceitável ou péssima para o diagnóstico.

Segundo comentários feitos pelos próprios especialistas, que avaliaram as imagens, o especialista 1 observa resolução, definição e sensibilidade; o especialista 2 verifica brilho, foco, resolução e contraste; e o especialista 3 nota posicionamento adequado (quais tecidos estão incluídos), parâmetros técnicos adequados (enegrecimento do fundo da imagem, brilho), foco (definição de detalhes e enegrecimento devido ao mA), revelação dentro dos padrões (artefato, fog elevado, contraste entre tecidos) e negatoscópio adequado (iluminação branca).

Pode-se considerar, portanto, que a acuidade visual e a subjetividade de cada um dos especialistas bem como o tipo de varredura realizado na imagem em busca de achados clínicos, contribuem para melhorar ou não a precisão do diagnóstico.

Nas imagens adquiridas com o posicionamento CC, o objeto 6 que é uma fibra de 0,4mm não foi detectado pelos médicos especialista 1 e 3 (Figuras 34 e 38). Porém, foi detectado pelo especialista 2 (Figura 36). Este mesmo objeto nas imagens obtidas com o posicionamento MLO também não foi detectado pelos médicos especialista 1 e 2, mas foi detectado pelo especialista 3. Contudo, é visualizado por todos os especialistas quando são realizadas as incidências MagCC e MagMLO, comprovando a acuracidade destas incidências quando existe dúvida levantada com os posicionamentos de rotina CC e MLO.

Nas imagens adquiridas com o posicionamento CC os objetos 11 (microcalcificação de 0,16mm) e 16 (nódulo de 0,25mm) não foram detectados por nenhum dos especialistas, e o objeto 12 só foi detectado pelo especialista 2, mas todos os objetos foram visualizados por todos os especialistas nas imagens obtidas com posicionamentos MagCC e MagMLO (Figuras 34, 36 e 38).

Os resultados dos especialistas corroboraram com aqueles obtidos com a mensuração da densidade óptica e dos tamanhos dos objetos.

4.5 Mamografia Convencional X Digital

Atualmente tem havido uma substituição crescente de sistemas écran-filme por sistemas de raios-X digital, CR ou DR, que já possuem algoritmos de correção de imagens e de ajuste de exposição (TONDO et al, 2008). Os motivos para esta substituição ficam evidentes com os dados obtidos neste estudo. Com os sistemas digitais é possível reduzir o número de repetições de exames desnecessários.

Segundo a médica Norma Maranhão, pioneira no uso de mamografia digital na América Latina este método auxilia na detecção mais precoce do câncer de mama, especialmente em mulheres com mamas densas. Do ponto de vista da paciente, a mamografia digital é como a tradicional pois, ambos os sistemas usam fótons de raios-X para gerar imagens da estrutura interna da mama. No entanto, em vez de utilizar o filme radiográfico para captar e registrar a imagem, a mamografia digital utiliza um detector digital e também não necessita da etapa de processamento químico do filme. Além disso, alguns estudos mostram a redução na dose de radiação (CASTRO, 2000).

O radiologista visualiza as imagens digitais nos monitores de sua estação de trabalho imediatamente após a exposição e elabora o laudo do exame antes mesmo da paciente sair da sala. Como há uma variedade de ferramentas para processamento destas imagens digitais, após o término do procedimento o médico pode visualizar as imagens e utilizar os recursos de ampliações, zoom eletrônico e ajustes de brilho e do contraste, sem prejudicar a qualidade diagnóstica (COX, 2005).

A mamografia digital ainda permite o armazenamento eletrônico das imagens para análises futuras. Assim sendo, a paciente não precisa levar todos os resultados anteriores sempre que for realizar um novo exame, pois as imagens ficam arquivadas em um computador da clínica. A facilidade de ter o histórico diagnóstico da paciente sempre ao alcance das mãos permite também que o médico radiologista possa discutir e detalhar melhor o laudo com o profissional que solicitou a realização da imagem. Segundo Norma Maranhão, mastologistas ligam para sua clínica e, pelo telefone, comentam sobre a imagem que eles tem em mãos, graças à possibilidade de acessá-la eletronicamente.

Estudos conduzidos de 2001 a 2005 nos Estados Unidos e Canadá com 50 mil mulheres, onde foi comparada mamografia digital *versus* a mamografia convencional, mostraram que a precisão da mamografia digital foi significativamente maior em mulheres abaixo de 50 anos, mulheres com mamas densas ou extremamente densas e em mulheres na pré e peri menopausas (FDA, 2006). Assim sendo, a mamografia digital é mais indicada que a convencional para os seguintes casos:

- mamas mais densas;
- mamas pequenas;
- mamas com prótese de silicone – possibilita que o médico veja, numa mesma exposição, a estrutura da mama e a prótese, o que geralmente é difícil no método convencional;
- mulheres na pré e peri menopausa.

A mamografia digital apresenta as seguintes vantagens em relação a mamografia convencional. São elas:

- Aumento do contraste, que permite visualizar pequenas alterações, não destacadas no método convencional;
- Melhor definição da linha da pele (equalização de tecido);
- Menos tempo de exposição à radiação;
- Menor interferência do técnico.

Os mamógrafos convencionais ainda são muito utilizados e por fatores sócio-culturais, eles ainda permanecerão no mercado por alguns anos pois custam em torno de U\$ 50.000,00. Os equipamentos digitais (DR) ainda são muito caros chegando a custar U\$ 400.000,00, e as clínicas tem optado por um investimento intermediário que são os (CR) que custam em torno U\$ 150.000,00. Contudo, os centros de diagnóstico por imagens tendem a substituir seus mamógrafos convencionais por digitais porque a mamografia digital também representa um alto custo operacional, que engloba mão de obra qualificada, processamento dos filmes com utilização de revelador e fixador, manutenção das instalações e dificuldades de reposição de peças quando os equipamentos quebram (DI MAGGIO, 2002).

A mamografia digital auxilia no diagnóstico do câncer de mama por proporcionar armazenamento digital dos exames permanecem nos arquivos da clínica e facilitando a comparação de exames quando os pacientes não trazem os exames anteriores ou perdem. Auxilia também os radiologistas na elucidação de diagnóstico, pois eles tem a sua disposição a imagem nos bancos de dados e podem manipular estas imagens trabalhando brilho, contraste e zoom.

Os recursos digitais têm facilitado e tornado mais preciso o diagnóstico do câncer de mama, possibilitando encontrar patologias precoces, o que muito auxilia na indicação de tratamentos mais seguros e melhora a qualidade de vida da paciente.

5 CONCLUSÕES

O estudo realizado mostrou que os posicionamentos mamográficos utilizados na rotina do diagnóstico do câncer de mama, CC e MLO, são de fato eficientes na detecção de achados clínicos. Ambos se complementam e onde ambas falham, a magnificação é indicada.

Contudo, não é possível trocar os posicionamentos CC e MLO sem magnificação pelos mesmos posicionamentos com magnificação como técnica de rotina, porque implicaria em aumento de dose para muitas pacientes em relação as que se beneficiariam. Em função de não atender ao princípio da justificativa, devem continuar sendo usados apenas para dirimir dúvida. Neste caso, os resultados obtidos neste estudo mostraram que são realmente úteis.

Os dados obtidos corroboraram a afirmação da Agence France Presse, (2009) de que o sistema mamográfico digital não é mais eficaz para detectar o câncer de mama mais precocemente que o sistema convencional. Na verdade, ele conduziu a maior número de resultados falsos positivos, o que na prática do serviço radiológico pode significar aumento do número de biópsias realizado inutilmente.

Observou-se também que a mamografia digital é mais eficiente para detecção de microcalcificações no posicionamento CC sem e com magnificação. Nesse caso, pacientes com diagnóstico de microcalcificações visualizados na ultrasonografia poderiam realizar esses posicionamentos ao invés dos posicionamentos de rotina (CC e MLO).

A detecção de massas tumorais, fibras e microcalcificações de dimensão inferior a 0,5mm, 0,16mm e 0,4mm, respectivamente, deve ser complementada com a utilização de outro método de diagnóstico por imagem, sendo a ultrasonografia o método mais indicado. Este método permite detectar a sombra de objetos pequenos.

As condições que os médicos radiologistas laudam os exames também deve ser considerada, pois muitos deles laudam entre um exame e outro e, muitas vezes, são interrompidos para focar a atenção em exames tidos como urgentes. Neste estudo observou-se que um dos especialistas indicou objetos inexistentes, enquanto outro não detectou objetos existentes nas imagens. Isto poderia ficar mais diluído ou enfatizado se o numero de especialistas consultado fosse maior.

A vantagem da mamografia digital está na independência entre aquisição, visualização e armazenamento da imagem, que na mamografia convencional são realizadas

pelo filme. Na mamografia digital estas funções são independentes e podem ser otimizadas individualmente.

Portanto conclui-se que o posicionamento mamográfico influencia na detecção de objetos de teste para o diagnóstico precoce do câncer de mama, tanto no sistema mamográfico analógico e digital.

5.1 Sugestões para Pesquisas Futuras

Para complementar este trabalho poderiam ser realizadas investigações sobre a influência dos posicionamentos mamográficos CC e MLO com e sem magnificação na quantificação de achados clínicos quando ocorrem variações em:

- Densidade da mama;
- Tamanho da mama;
- Combinação écran-filme diferentes;
- Compressões diferentes e com outros simuladores.

Nestas investigações, para acompanhar variações na qualidade do filme poderia ser sensibilizada uma curva característica numa das extremidades do filme. Também seria necessário adaptar o simulador Accreditation ou desenvolver um novo simulador que contemple tais variações.

Outros trabalhos interessantes seriam:

- Realizar análise visual das imagens radiográficas novamente considerando os mesmos especialistas para avaliar o grau de subjetividade deles;
- Realizar a análise visual com pelo menos 30 especialistas para avaliar a influência dos posicionamentos e da subjetividade dos especialistas na ocorrência de falso-positivos e de falsos negativos;
- Comparar o método digital CR com o DR;
- Realizar o processamento de imagens com outro software de processamento de imagens, que emprega uma técnica diferente do modelo cores HSV.

REFERÊNCIAS

Agência Nacional de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde - ANVS. **Diretrizes de Roteção Radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Disponível em: <http://www.cfo.org.br/download/pdf/portaria_SVS_453_98>. Acesso em: 01/01/2009.

ALBUQUERQUE, N. Estudo das propriedades sensitométricas dos filmes radiológicos submetidos a diferentes condições de processamento. **Radiologia Brasileira**, v.31, p.293-303, 2001.

American Cancer Society – ACS. **Learn about breast cancer**. Disponível em: <<http://www.cancer.org>>. Acesso em: 29/08/2006.

ANDREOLI, C. O. Exame clínico no diagnóstico semiológico. In: _____. **Mastologia oncológica**. 4. ed. Rio de Janeiro: MEDSI, 2002. p. 50-55.

AZEVEDO, F. F. R; MEDEIROS, R.B; SOUZA, D.G. Estudo das propriedades sensitométrica dos filmes radiológicos submetidos a diferentes condições de processamento. **Radiologia Brasileira**, v.7, p.170-172, 1998.

AZEVEDO-MARQUES, P. M. JUNIOR, GERALDO BRAZ. Recuperação de imagem baseada em conteúdo: uso de atributos de textura para caracterização de microcalcificações mamográficas. **Radiologia Brasileira**, v. 35, n. 2, 2005, p. 93-98. Disponível em: <<http://www.scielo.com.br>>. Acesso em: 18/06/2007.

BASSET, L.W.; Farria, D. M.; Bansal, Farquhar, M. A; Wilcox , P. A.; Feig, S. A..Reasons for Failure of a mammography unit at clinical image review in the American College of Radiology Mammography Accreditation Program. **Radiology**, v.215, p. 698-702, 2000.

BASSETT, L.; DEBRUHI, N. Reason for failuve of a mammographic unit at clinical image review. **Radiology**, p.34-38, 2000.

BAUAB, SP. Mamografia Digital: um caminho sem volta. Editorial. **Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 3, p. 54-56, 2005.

BISSACO, M. A. S.; VITÓRIO, R. L. Proposta de formulação matemática da influência do processo de revelação sobre a curva característica do filme radiográfico. In: **IV Latin**

American Congress on Biomedical Engineering, 2007, Margarita. IFMBE proceedings, v. 1, p. 299-303, 2007.

BONTRAGER, K. L. **Tratado de técnicas radiológicas e base anatômica**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. p. 234-240.

BRNIC, Z; HEBRANG, A. Mama compressão e dose de radiação em dois diferentes mamográficas oblíqua projeções: 45 e 60 graus. **European Journal of Radiology**, v. 40, n. 3, p.110-115, 2001.

CALDAS, F. A. A.; STEELE, G.; MORROW, M. Controle de qualidade e artefato em mamografia. **Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 4, p. 295-300, 2005. Disponível em: <<http://www.scielo.com.br>>. Acesso em: 18/06/2007.

CARVALHO, M.; VIEIRA, A.A. Erro médico em pacientes hospitalizados. **Jornal de Pediatria**. Porto Alegre, v. 78. n. 4, 2002. Disponível em: <<http://www.scielo.com.br>>. Acesso em: 03 Julho 2008.

CASTRO, C. L. L. Benefícios da tecnologia de grãos T nas películas de radiografia industrial. **Kodak Brasileira**, São José dos Campos - SP - Outubro, 2000.

CHALONER, P; MICHEL, A. An inexpensive medical X-ray image quality control test tool. **The Canadian Journal of Medical Radiation Technology**, v. 31, n.1, p. 18-21, 1999.

CONANT, E. F.; Maidment, A.D.; Update on digital mammography. **Breast Disease**, v. 13, p. 109-24, 2001.

COSTA, C. Controle de Qualidade e Artefatos em mamografia. **Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 4, p. 295-300, 2005.

COSTA, C; OLIVEIRA, N. Estudo das densidades base e velamento obtido de filmes radiográficos em diferentes condições de processamento. **Cienc Odontol Bras**, v. 6, n. 1, p.90-96, 2000.

COX, D.; BRADLEY, S.; ENGLAND, D. The significance of mamotome core biopsy specimens without radiographically identifiable microcalcification and their influence on surgical management - A retrospective review with histological correlation. **Breast Disease**, n. 23, p. 52 - 53, 2005.

CUKIER, D. S.; LOPEZ, F. A.; MARAVILLA JÚNIOR, R. B. One-view follow-up mammogram. Efficacy in screening for breast câncer. **JAMA**, n. 237, p. 661-662, 1977.

DAY, N. E. RANALLO, F.N, STOMPER, P.C.. UICC project on screening for cancer, report of the workshop on screening for breast cancer. **International Journal of Cancer**, v. 38, p. 303-308, 2006.

DERSHAW, D.D.; MCCORMICK, B.;OSBORNE M.P.; Detection of local recurrenceafter conservative therapy for breast carcinoma. **International Journal of Cancer**, v. 70, p. 4966-4993, 1998.

DI MAGGIO, C; e al. Identificação de massas em mamografias usando textura, geometria e algoritmos de agrupamento e classificação, **Radiologia Brasileira**, v. 35, p. 94-98, 2002.

DINKEL, H. P.; GASSEL, A .M.; TSCHAMMLER, A. Is the appearance of the microcalcifications useful in predicting histological grade of malignancy in ductal cancer in situ? **The British Journal of Radiology**, v. 39, p. 34-35, 2005.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **Diretrizes Básicas de Radioproteção: NE-3.01**, Brasília, 1988.

DUARTE, D. L. **A Mama em imagens**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2006, p. 560-566.

EKLUND, G. W. High quality mammographic images. **The Journal of the Indiana State Medical Association**, v. 72, n. 10, p.744-747, 2005.

EKLUND, G. W. Mammographic Compression: **Science or Art. Radiology**, v. 3, n. 2, p. 702-706, 1991.

EKLUND, G.W.; CARDENOSA, G.; PARSONS, W. Assessing the adequacy of mammographic image quality. **Radiology**, v. 2, n. 3, p. 21-22, 1994.

EKLUND, G.W.; HENDRIKS, J. H. C. L. Microcalcifications associated with ductal carcinoma in situ: mammographic-pathologic correlation. **Seminars in Diagnostic Pathology**; v. 11, n. 3, p. 181-192, 2005.

ELMORE, J. G. ; EDDY, D.M.; MICHELL,M.J. Screening for breast cancer. **JAMA**, v. 293, n. 10, p. 1245-55, 2005.

FEIG, S.A. Importance of Supplementary Mammographic Problems: Tailoring The examination, **American Journal of Roentgenology**, v. 6, n. 5, p. 320-325, 1998.

FILHO, A. F. ; RODRIGUES, S. C. M. **Quantificação da influência da compressão na qualidade da imagem mamográfica**. Mogi das Cruzes, 2007, (Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Mogi das Cruzes, 2007.

Foundation Drug and Administration – FDA. Mammography Quality Standards, Act 21, **CRF**, Part 900.10.18, 2006.

GAONA, A. K; WALD, N. J; MICHELL, M. J; et al. An investigation into why two-view mammography is better than one-view in breast cancer screening. **Clinical Radiology**, v. 55, n. 6, p. 454-8, jun., 2002.

GOMES, D.F.P. **Programa de Controle de Qualidade em Exames de Mamografia**, São Paulo, 2001, (Dissertação de Mestrado em Ginecologia e Obstetrícia) - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2001.

GULSUN, M., DEIRKAZIK, F. B, ARIYUEK, M. Evaluation of breast microcalcifications: according to breast imaging reporting and data system criteria and Le Gall's classification. **European Journal of Radiology**, v. 47, n. 3, p. 227-31, 2003.

HEDRICK, W.R.; Poulton, T. B.; Starchman, D. E.; Tobias, T. E.; Unusual artifact with mammography film. **Radiology**, v. 20, p. 835-836, 1998.

HENDEE, W. R. Proposition: All mammograms should be double-read. **Medical Physics**, v. 26, n. 2, p. 115-118, 1999.

HOGGE, J. P.; PALMER, C. H.; MULLER, C.; Quality assurance in mammography: artifact analysis. **Radio-Graphics**, v. 19, p. 503-522, 1999.

HUYNH, P. T.; JAROLIMEK, A. M.; DAVE S. The false - negative mammogram. Radiographics. In: ECRI: Healthcare product comparison system (HPCS), Plymonthmeeting, ECRI, **Journal of Medical Screening**, v. 12, n. 1, p. 38-42, 2005.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Estimativa da incidência de câncer no Brasil - 2008**. Rio de Janeiro: INCA; 2008. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/estimativa/2008>.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Estimativa da incidência de câncer no Brasil - 2000.** Rio de Janeiro: INCA; 2000. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2000>>.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Estimativa da incidência de câncer no Brasil - 2004.** Rio de Janeiro: INCA; 2004. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2004>>.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **O Hospital do Câncer - 2007.** Rio de Janeiro: INCA; 2007. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/estimativa/2007>.

JONG RA, Rebner M, D'Orsi CJ. American College of Radiology Imaging Network Digital Mammographic Imaging Screening Trial: **Objectives and Methodology** *Radiology*, 2005, 236: 404-412.

KEMP, E. A.; SOLDIN, M. G.; GROB, M.; DAWSON, A.; COOPER, M. A. C. Routine histological examination of the mastectomy scar at the time of breast reconstruction: important oncological surveillance? **British Journal of Plastic Surgery**, v. 57, p. 143-145, 2003.

KOCH, H.; PEIXOTO, E. O perfil da mulher que se submete a mamografia em goiânia-um contribuição "bases para um programa de detecção precoce do câncer de mama". **Radiologia Brasileira**, v. 35, n. 3, 1998.

KOCH, H.A. Radiologia da mama - qualidade em mamografia. **Radiologia Brasileira**, v. 29, p. 257-269, 1996.

KOPANS, D. B. **Breast Imaging**. Ed. Lippincott Williams and Wilkins, v. 54, n.5, p. 458-460, 1997.

KOPANS, D. B. **Diagnóstico por Imagem da mama**. 1. ed. Tradução de M. Bertuol. Rio de Janeiro. Ed. Revinter, 1998. p. 555.

KOPANS, D. B. **Imagem da mama**. 2. ed. Tradução de M. Bertuol. Rio de Janeiro, Ed. Revinter, 2000. p. 655.

KUZMIAK CM, Millnamow GA, Qaqish B, Pisano ED, Cole EB, Brown ME. Comparison of full-field digital mammography to screen-film mammography with respect to diagnostic accuracy of lesion characterization in breast tissue biopsy specimens. **Journal Academic Radiology**, v. 9, n. 12, p. 1378-1382, 2002.

KWOK, S. M; CHANDRASEKHAR, R.A.; ATTIKIIOUZEL, Y. Automatic assessment of mammographic positioning on the mediolateral oblique view. Image Processing, 2004. ICIP apos;04. 2004 **International Conference on**. v. 1, n. 24-27, p. 151-154, 2004.

LE GAL, M.; CHAVANNE, G.; PELLIER, D. Diagnostic value of clustered microcalcifications discovered by mammography (apropos of 227 cases with histologicall verification and without a palpable breast tumour). **Bull Cancer**, v. 17, n. 1, p. 57-64, 1984.

LEBORGNE, R. Diagnosis of tumors of the breast by simple Roentgenography— calcifications and carcinomas. Am. J. Roentgenol. **European Journal of Radiology**, p. 65, 1951.

LIPPINCOTT, N; RAVEN,W. SMITH B.,LEE N.. Mammographic positioning: evaluation from the view box. **Radiology**, v. 188, n. 3, p. 803-806, 1997.

LOPES, A. A.; LEDERMAN, H. M.; DIMENTEIN, R. **Guia prático de posicionamento em mamografia**. (Apontamentos saúde; 58). São Paulo: Senac, 2000.

MAGALHÃES, L.A.G; AZEVEDO, A.C.P; CARVALHO, A.C.P. A importância do controle de qualidade de processadoras automáticas. **Radiologia Brasileira**, v.35, p. 357-63, 2002.

MEDEIROS, R.B; ALVES, F.F.R; RUBERTI, E.M; FERREIRA, D.F.P. Influência das condições de processamento no desempenho de dois sistemas tela/filme utilizados na mamografia. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 18, n. 2, p. 57-63, 2002.

MEDEIROS, R.B; ALVES, F.F.R; RUBERTI, E.M; KEMP, C; ELIAS, S; FINGERMAN, F; FERREIRA, A.H.P.G; BORELLI, K; NARVAIZA, D.G. Influência das condições de processamento na detectabilidade clínica em imagens mamográficas, In.: **II Congresso Latino-americano de Ingeniería Biomédica**, Cuba, p. 23-25, 2001.

BRASIL, ministério da saúde. Instituto Nacional de Câncer. Câncer de mama – INCA. **Epidemiologia**. Rio de Janeiro, 2004. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/>>. Acesso em: 16/06/ 2007.

BRASIL, ministério da saúde. Instituto Nacional de Câncer. Conhecendo o viva mulher . Programa nacional do controle do câncer de útero e de mama – INCA. **Epidemiologia**. Rio de Janeiro, 2008. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/>>. Acesso em: 16/06/ 2007.

BRASIL, ministério da saúde. Instituto Nacional de Câncer. Falando sobre o câncer de mama – INCA. **Epidemiologia**. Rio de Janeiro, 2005. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/>>. Acesso em: 01/02/2009.

BRASIL, ministério da saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Regulamento técnico. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Portaria n. 453, 02/06/2000. Brasília, 2000.

MITCHELL, J. R; BASSETT, L. W. **Mastologia prática**. Rio de Janeiro. Revinter, 2001, p. 57-64.

NEWMAN J. Quality control and artifacts in mammography. **Radiologic Technology**, v. 70, p. 61-76,1998.

NISHIMURA, S.; TAKAHASHI, K.; GOMI, N. What is the predictor for invasion in non-palpable breast cancer with microcalcifications? **Breast Cancer**. v. 11, n. 1, p. 49-54, 2004.

OBENAUER S, Luftner-Nagel S, von Heyden D, Munzel U, Baum F, Grabbe E. Screen film vs full-field digital mammography: image quality, detectability and characterization of Lesions. **European Journal of Radiology**, v. 12, p. 1697-1702. 2002.

PEIXOTO, J. E.; KOCH, H. A.; NEVES, A. L. E. das. Avaliação do impacto do programa de certificação da qualidade em mamografia do Colégio Brasileiro de Radiologia. **Radiologia Brasileira**, v. 32, n. 6, p. 301-308, 2001.

PETERS, J.; JACOBI, V.; KRAPFL, E; Mammographic positioning: how does it affect the gynecologist? **Zentralbl Gynakol**, v. 124, n. 6, p. 326-330, 2002.

PISANO, E. D, Yaffe, M.J. Digital mammography. **Radiology**. v. 234, n. 2, p. 353-362, 2005.

RUFFO, F. N. Physics of screen-film mammography. In: Peters MR, ed. Handbook of breast imaging. New York: **Churchill Livingstone**, p. 25-51, 1989.

SAKAI, A.O.; OLIVEIRA, H.J.Q. **Algoritmos de subtração usando dupla energia para a detecção de microcalcificações mamárias**. Mogi das Cruzes, 2003, (Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Mogi das Cruzes, 2003.

SANTANA, M. L. Instalações Elétricas Hospitalares, **EDIPUCRS**, Porto Alegre, Brasil. v. 15, n. 2, p.10-20, 2007.

SANTOS, V. T. **Segmentação de Imagens Mamográficas para Detecção de Nódulos de Mamas Densas**. São Carlos, 2007, (Dissertação Mestrado em Engenharia Elétrica)- Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2002.

SCAFF, L.A.M. **Física da Radioterapia**. São Paulo; Sanvier, 1997.

SCLOWITZ, M.L. Condutas na prevenção secundária do câncer de mama e fatores associados. **Revista de Saúde Pública**, v. 39, n. 3, p. 340-349, 2005. Disponível em: <<http://www.scielo.com.br>. Acesso em 18 junho de 2007.

SHEN, L; RANGAYYAN, R. M; DESAUTELS, J. E. L. Detection and classification of microcalcification? **British Journal of Plastic Surgery**, v. 57, p. 143-145, 2002.

SICKLES, E. A. Medical audit of a rapid-throughput mammography screening practice **American Journal of Roentgenology**, v. 7, n. 168, p. 775-778, 2001.

SILVA, M. A.; SCHIABEL, H. **Um método de avaliação da nitidez de imagens radiográficas por simulação computacional do sistema de registro**. São Carlos, 1997, (Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica). Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade Federal de São Paulo, 1997.

SKAANE P, Skjennald A. Screen-film mammography versus full-field digital mammography with soft-copy reading: randomized trial in a population-based screening program-the Oslo II Study. **Radiology**, v. 232, n. 1, p. 197-204, 2004.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE MASTOLOGIA - SBM
http://www.sbmastologia.com.br/downloads/revista/rbm2003-03_editorial.pdf. **Editorial**, 2003. Acesso em dezembro 2008.

STOMPER, P. C, Analysis of parenchymal density on mammograms in 1353 women . **Annals of Surgical Oncology**, v. 5, p. 501-503, 2003.

SUCKLING, J.; PARKER, J.; DANCE, D. R.; ASTLEY, Diagnostic value of clustered microcalcifications discovered by mammography (apropos of 227 cases with histological verification and without a palpable breast tumour). **Annals of Surgical Oncology**, v. 7, p. 432-433, 2007.

TABAR, L. Efficacy of breast screening by age. **Cancer**, v. 20, p. 2507-2517, 2004.

TALAR L. Microforal Spot Magnification Mammography. **Cancer**, v. 15, p. 32-34, 2007.

TOLEDO, V. **Segmentação de imagens mamográficas para detecção de nódulos em mamas densas**. São Carlos, 2002, (Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica). Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade Federal de São Paulo, 2002.

TONDO, R.; WATANABE, W. T.; BISSACO, M. A. S. Otimização dos parâmetros de exposição radiográfica através de método computacional para aquisição de imagens de boa qualidade para diagnóstico. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 24, n. 2, p. 109-119, 2008

VITORIO, R. L.; BISACO, M. A. S. **Influência do processo de revelação do filme sobre a formação da densidade óptica**. Mogi das Cruzes, 2006, (Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Mogi das Cruzes, 2006.

WEBB, S. The physics of medical imaging. Bristol: **Institute of Physics**, p. 9-10, 1998.

YAMADA, T. S. ; ISHIBASHI, T. Comparison of screen-film and full-field digital mammography in Japanese population-based screening. **Radiation Medicine**. v. 22, n. 6, p. 408-412, 2004.

**ANEXO A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E
ESCLARECIDO**

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Declaro que eu fui informado, por um dos pesquisadores responsáveis, dos objetivos do projeto intitulado “Quantificação de Achados Clínicos em Função do Posicionamento Mamográfico”

Eu entendi que o trabalho verifica quantificar a influência dos posicionamentos mamográficos Crânio-Caudal e Médio-Lateral com e sem magnificação sobre a qualidade da imagem e a detectabilidade de objetos de teste que simulam achados clínicos (microcalcificações e nódulos) importantes para a detecção precoce do câncer de mama.

Para a realização deste estudo me será entregue um conjunto de imagens radiográficas obtida de um simulador mamográfico normalmente utilizado para controle de qualidade dos equipamentos, bem com os formulários para preenchimento.

Avaliarei as imagens do simulador mamográfico considerando contraste, nitidez e a existência de possíveis achados clínicos, tais como massa tumoral, microcalcificação e fibras, seu tamanho aproximado e a confiabilidade na interpretação com relação à presença do achado, a saber: certeza, provável, improvável, incerta e ausente.

O procedimento não é invasivo, não causa dor ou desconforto e meu nome não será divulgado. Além disso, minha participação é isenta de despesas e também receberei gratuitamente os resultados desta pesquisa.

Concordo em participar deste estudo e poderei retirar meu consentimento a qualquer hora, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido. A minha assinatura nesse termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE dará a autorização ao patrocinador do estudo de utilizar os dados obtidos quando se fizer necessário, incluindo a divulgação dos mesmos, sempre preservando a minha privacidade.

Assino o presente documento em duas vias de igual teor e forma, ficando uma em minha posse.

_____, _____ de _____ de _____

Nome e assinatura do participante

Marcia Aparecida Silva Bissaco (Pesquisador responsável)
Rua Engenheiro Francisco Salessa, 55 casa 5,
Vila Natal, Mogi das Cruzes - SP
Tel. : (11) 4798 - 7112 / (11) 4798 - 4617

Carlos André Araújo Villas-Bôas
Rua Joana Soares Ferreira, 953,
Jd. Morumbi, São José dos Campos - SP
Tel- (12) 3934-1223

ANEXO B - PARECER COMITÊ DE ÉTICA



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS – CEP/UMC

Projeto de Pesquisa: QUANTIFICAÇÃO DE ACHADOS CLÍNICOS EM FUNÇÃO DO POSICIONAMENTO MAMOGRÁFICO

Área de conhecimento: 3.13 – Engenharia Biomédica **Grupo III**

Pesquisador Responsável: Márcia Aparecida Silva Bissaco

Autor: Carlos André Araújo Villas-Bôas

Processo CEP: 18/2009

CAAE: 0018.0.237.000-09

Em 29 de Abril de 2009 o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos aprovou “Ad referendum” o parecer que segue aqui descrito.

Resumo

O projeto proposto tem como objetivo verificar a influência dos posicionamentos mamográficos Crânio-Caudal e Médio-Lateral-Oblíquo com e sem magnificação sobre detecção de objetos de teste que simulam achados clínicos importantes para diagnóstico do câncer de mama.

Parecer

O projeto apresentado a este Comitê não apresenta nenhum problema relativo à Ética.

Conclusão

Projeto Aprovado de acordo com as normas estabelecidas pela Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Obs.: O Comitê de Ética em Pesquisa - CEP, de acordo com suas atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, solicita ao pesquisador responsável que encaminhe o relatório final (em CD ou disquete) ou cópia da publicação do artigo ou resumo (em papel) referentes a este projeto no mês de **DEZEMBRO de 2010** com carta de encaminhamento ao Coordenador do CEP-UMC. Caso contrário, deve ser entregue uma justificativa para que não haja complicações na entrega de projetos posteriores.

Mogi das Cruzes, 29 de Abril de 2009.



Prof. Dr. Carlos Marcelo Gurjão de Godoy
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
envolvendo Seres Humanos

**ANEXO C - FORMULÁRIO PARA AVALIAÇÃO DAS
IMAGENS RADIOGRÁFICAS OBTIDAS DO SIMULADOR
ACCREDITATION**

Tabela 5 - Formulário para avaliação da qualidade das imagens radiográficas do simulador Accreditation

Avaliação de imagens radiográficas: folha de resposta 1			
Data: ___/___/___ Identificação: _____ Especialidade: _____ Experiência (anos): _____			
Por gentileza avaliar as imagens considerando a qualidade para diagnóstico: P - péssima, B - Boa, O - Ótima.			
Imagem	Imagem	Contraste	Nitidez
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
11			
12			
13			
14			
15			
16			
17			
18			
19			
20			
21			
22			
23			
24			
25			
26			
27			
28			
29			
30			
31			
32			

**ANEXO D – TRABALHO APRESENTADO NO XIV
CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA**



XIV CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA
São Paulo, 08 a 12 de outubro de 2009



CERTIFICADO DE APRESENTAÇÃO DE TRABALHO CIENTÍFICO

Certificamos que o trabalho científico abaixo foi apresentado e avaliado durante a sessão técnica **Painel Eletrônico** no XIV Congresso Brasileiro de Física Médica em conjunto com o IV Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas, realizados no Maksoud Plaza em São Paulo - SP, de 10 a 12 de outubro de 2009.

- 114 INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO MAMOGRÁFICO NA DETECTABILIDADE DE ACHADOS CLÍNICOS
Autor Principal: Vilas Bôas, C.A.A.
Co-autor(es): Bissaco, M.A.S.

São Paulo, 12 de outubro de 2009.

Homero Lavieri Martins
Presidente do XIVCBFM

Paulo Roberto Costa
Presidente da ABFM

Homero Schiabel
Coordenador-geral do IV SIIM



Influência do Posicionamento Mamográfico na Detectabilidade de Achados Clínicos

Carlos André A. Villas Bôas¹, Marcia Aparecida Silva Bissaco²

¹ Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil

² Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil

Resumo. Os benefícios da mamografia são significativos, sendo muito maiores que o risco da exposição à radiação ionizante e o desconforto sentido por muitas mulheres quando a mama é comprimida durante o exame. Na rotina diagnóstica são empregados os posicionamentos crânio-caudal (CC) e médio-lateral-obliquo (MLO) sem magnificação como forma preventiva para o câncer de mama e como método de diagnóstico, enquanto que para dirimir dúvidas tem sido usada a técnica de magnificação com estes posicionamentos. Porém, a eficiência deles é pouco mencionada na literatura. Portanto, neste trabalho foi realizada uma investigação da influência do posicionamento mamográfico CC sem e com magnificação sobre a qualidade da imagem e a detectabilidade de estruturas que simulam nódulos, microcalcificações e fibras. Três médicos radiologistas com vários anos de experiência avaliaram as imagens adquiridas, opinando sobre a qualidade da imagem (contraste e nitidez) e sobre a presença e o tamanho aproximado dos achados clínicos. Também foi realizada a mensuração da densidade óptica em 16 posições na imagem referentes ao centro dos objetos de testes bem como a mensuração do tamanho destes objetos. Os resultados mostraram que a detectabilidade dos objetos de teste é superior nas imagens obtidas com magnificação, pois são detectados inclusive os objetos com dimensão inferior 0,4 mm.

Palavras-chave: mamografia, posicionamento mamográfico, magnificação, detecção e quantificação, achados clínicos.

Influence of Mammographic Positioning on the detectability of clinical findings

Abstract. The benefits of mammography are significant, being much larger than the risk of exposure to ionizing radiation and the discomfort felt by many women when the breast is compressed during the examination. In diagnosis routine are used the Cranial-Caudal view (CC) and Mediolateral oblique view (MLO) without magnification as screening method for early detection of breast cancer and also as a diagnosis method, while in practice to resolve doubts have been used the magnification technique with these views. However, the efficiency of them is little mentioned in the literature. Therefore, in this work was undertaken an investigation of the influence of CC views with and without the magnification technique on the image quality and the detectability of structures that simulate nodules, microcalcifications and fibers. Radiographic images were obtained from mammographic phantom Accreditation varying only the mammographic positioning. Three radiologists with several years of experience evaluating the acquired images, taking into account the image quality (contrast and sharpness) as well as the presence and the approximate size of the clinical findings. It also was measured values of optical density in 16 positions in the image related to the test objects centre and the size of these objects. The results showed that the detectability of objects is superior in images obtained with magnification technique, because it were detected objects with size less than 0.4mm.

Keywords: mammographic positioning, magnification technique, detection and quantification, clinical findings.

1. Introdução

O Câncer de mama representa na atualidade um problema de saúde pública no mundo, devido a sua incidência crescente e às altas taxas de mortalidade. É o segundo tipo de câncer mais freqüente no mundo e o que mais causa morte em mulheres [1]. Acomete principalmente mulheres de faixa etária superior aos 50 anos e as mulheres abaixo dos 40 anos representam entre 4 e 6% do total e mulheres acometidas[2]. Segundo a Sociedade Americana de Cancerologia existe a probabilidade de uma em cada 10 mulheres

desenvolver um câncer de mama durante sua vida [3]. A mamografia é o método mais eficaz na detecção do câncer de mama, pois é capaz de detectar nódulos não palpáveis e microcalcificações, que são importantes indícios para a detecção precoce. Dentre os fatores que influenciam a qualidade da imagem mamográfica, encontram-se os posicionamentos radiográficos, também conhecidos como projeções ou incidências radiográficas. Na rotina diagnóstica são utilizados os posicionamentos crânio-caudal (CC) e médio-lateral-obliquo (MLO) sem magnificação

como forma preventiva para o câncer de mama (rastreamento) e como método de diagnóstico, enquanto que os demais posicionamentos existentes são usados para casos especiais como: pacientes acamadas, portadoras de implantes, entre outros) ou para dirimir dúvidas. Os posicionamentos CC e MLO com magnificação têm sido empregados na prática com este último objetivo, porém a eficiência deles não é mencionada na literatura. São encontradas pesquisas que verificam somente a eficiência de CC e MLO sem magnificação. Neste trabalho foi realizada uma investigação da influência do posicionamento CC sem e com magnificação sobre a qualidade da imagem e a detectabilidade de estruturas que simulam nódulos, microcalcificações e fibras.

2. Material e Métodos

Para alcançar o objetivo proposto, foram obtidas imagens radiográficas do simulador mamográfico Accreditation (Figura 1), que é indicado pelo *American College of Radiology* (ACR) e pelo Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CBR) para controle de qualidade de unidades de mamografia.

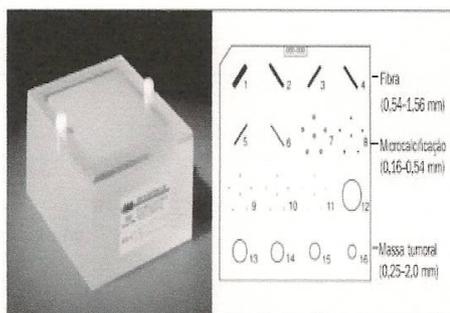


Figura 1. Imagem do simulador Accreditation com esquema mostrando os tamanhos, localização e tipos de objeto de teste simulados

O posicionamento mamográfico CC sem magnificação foi realizado colocando-se o simulador diretamente em contato com o sistema de registro, enquanto que para realizar a magnificação o simulador foi posicionado sobre o dispositivo de magnificação. Os demais parâmetros foram mantidos constantes, tais como sistema de registro, condições de processamento, parâmetros de exposição radiográfica e aparelho de raios-X.

Para a aquisição das imagens radiográficas foram realizados procedimentos experimentais com o simulador Accreditation seguindo o protocolo do *American College of Radiology* (ACR) [4]. Para isso, foram utilizados 26 kVp e 80 mAs [5], distância foco-filme de 50cm, Mamógrafo CGR Senographe 500T; combinação écran-filme Kodak Min-R e Kodak Min-R 2000; químico RPX-OMAT-Kodak; processadora modelo M35 dedicada Kodak; negatoscópio específico; densitometro modelo Victoreen modelo 07-443, projetor e régua

milimétrica. O aparelho de raios X tem filtração adicional de 0,03mm Mo, janela do tubo de 0,08mm Be, anodo de Molibdênio com 17° de inclinação; o densitometro utilizado lê densidades ópticas numa faixa de 0,0 a 4,0 com precisão de 0,5% do fundo de escala e reprodutibilidade de $\pm 0,01$; os químicos foram preparados e manipulados conforme recomendações do fabricante; e foram realizadas 8 exposições para cada posicionamento para eliminar a influência de ruídos ou falta de reprodutibilidade dos parâmetros de exposição.

Para a avaliação das imagens, foram realizadas mensurações dos valores de densidade óptica no centro da imagem dos 16 objetos de testes existentes no simulador Accreditation e do tamanho destes objetos bem como análise visual realizada por três médicos radiologistas, com vários anos de experiência na interpretação de imagens mamográficas.

Foi realizada apenas a mensuração do tamanho real do objeto sem a penumbra, apenas a região conhecida como sombra. Os especialistas avaliaram as imagens radiográficas adquiridas, opinando sobre a qualidade da imagem (contraste e nitidez) e sobre a presença e o tamanho aproximado dos achados clínicos e grau de confiabilidade referente à presença de cada objeto.

Eles não foram informados sobre os parâmetros de exposição e de processamento do filme (tempo, temperatura e químicos) que de fato foram utilizados para obtenção das imagens radiográficas do simulador, nem se existia ou não alguma estrutura (fibra, microcalcificação ou massa tumoral) presente na imagem. Eles apenas receberam as imagens mamográficas numeradas e os formulários para preenchimento, onde analisaram a qualidade da imagem para diagnóstico e os níveis de contraste e de nitidez, classificando-os como péssimo (P), bom (B) e ótimo (O). Além disso, também receberam um formulário onde deveriam indicar a possível presença de objetos, que simulam achados clínicos tais como (MT) massa tumoral, (MI) microcalcificação e (FI) fibras, o tamanho aproximado do objeto e o grau de confiabilidade da interpretação, considerando a escala: CP - quando tiveram certeza da presença do achado, PP - quando julgaram provável a presença, PI - quando julgaram improvável a presença, I - quando julgaram incerta a presença, A - quando julgaram o achado definitivamente ausente. As respostas dos especialistas foram tabuladas no Microsoft Excel, onde foram atribuídos os pesos 0, 50 e 100 para as respostas péssimo, bom e ótimo, respectivamente. Estes pesos foram definidos a fim de converter valores qualitativos em quantitativos para mensurar a qualidade da imagem.

Foi verificada a influência dos posicionamentos CC e MLO com e sem magnificação sobre a detectabilidade de fibras, microcalcificações e massas tumorais para cada um dos especialistas.

Foram computadas todas as respostas que indicavam a presença destes objetos independente do grau de confiabilidade. A detectabilidade dos objetos foi estatisticamente comparada para cada posicionamento mamográfico.

3. Resultados

A Figura 2 mostra o resultado da avaliação dos especialistas sobre a qualidade das imagens realizadas.

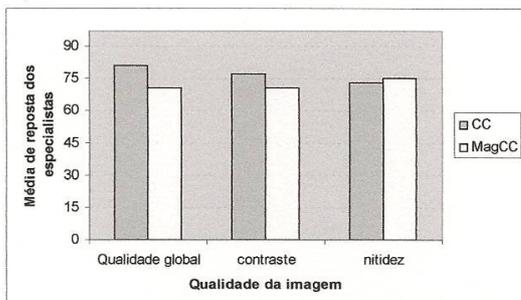


Figura 2. Avaliação dos especialistas quanto a qualidade da imagem, contraste e nitidez.

As Tabelas 1 e 2 mostram o resultado das medidas de densidade óptica e do tamanho dos objetos de teste para os posicionamentos CC com e sem magnificação.

Tabela 1 - Valores de densidade óptica mensurados nas posições referentes ao centro dos objetos de teste 1 a 16.

Posição	Tipo de objeto	Tamanho do objeto (mm)	Posicionamento		Imagem Referência
			CC	MagCC	
1	Fibras	1,56	0,92	0,58	0,95
2		1,12	0,95	0,60	0,98
3		0,89	0,93	0,56	0,94
4		0,75	0,93	0,58	0,94
5		0,54	0,90	0,56	0,94
6		0,40	*	0,56	0,94
7	Microcalcificação	0,54	0,83	0,21	0,82
8		0,40	0,83	0,29	0,81
9		0,32	0,90	0,60	0,92
10		0,24	0,9	0,56	0,95
11		0,16	*	*	0,95
12	Massa Tumoral	2,0	0,85	0,52	0,93
13		1,0	0,91	0,57	0,96
14		0,75	0,88	0,56	0,9
15		0,50	0,72	0,20	0,75
16		0,25	*	*	0,19

Tabela 2. Tamanho dos objetos 1 a 16 sem considerar a penumbra.

Posição	Tipo de objeto	Tamanho do objeto (mm)	Posicionamento		Imagem Referência
			CC	MagCC	
1	Fibras	1,56	1,24	1,56	1,24
2		1,12	0,90	1,28	0,90
3		0,89	0,40	0,52	0,44
4		0,75	1,52	1,76	1,60
5		0,54	0,40	0,56	0,44
6		0,40	*	0,39	0,32
7	Microcalcificação	0,54	0,40	0,56	0,43
8		0,4	0,30	0,44	0,31
9		0,32	0,25	0,33	0,2
10		0,24	0,16	0,24	0,2
11		0,16	*	0,16	0,12
12	Massa Tumoral	2,0	1,56	2,10	1,60
13		1,0	0,77	1,10	0,80
14		0,75	0,56	0,76	0,60
15		0,50	0,36	0,48	0,40
16		0,25	*	0,17	0,15

As Figuras 3 e 4 mostram a detectabilidade dos objetos indicada pelos especialistas.

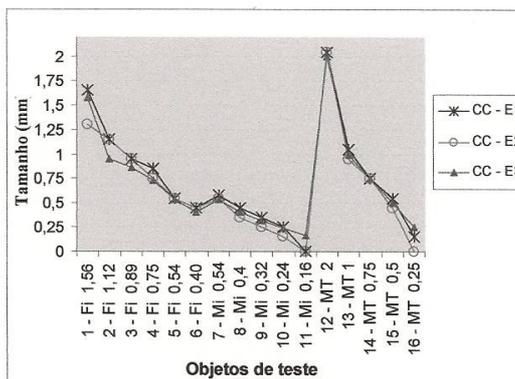


Figura 3 – achados indicados pelos especialistas E1, E2 e E3 para o posicionamento CC (crânio-caudal)

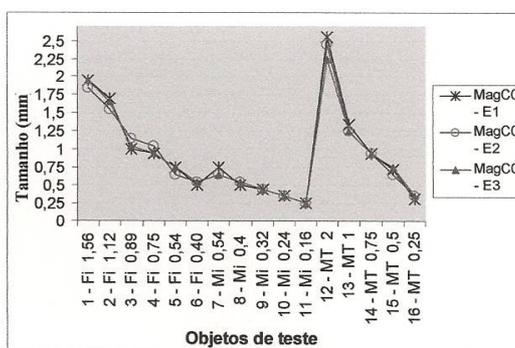


Figura 4 – achados indicados pelos especialistas E1, E2 e E3 para o posicionamento MagCC (crânio-caudal com magnificação)

4. Discussão

Segundo os médicos radiologistas consultados as imagens apresentaram qualidade adequada para realizar o diagnóstico. A média das respostas é aproximadamente 75, muito próximo a ótima qualidade (100).

Na Tabela 1 apresenta os valores das densidades ópticas medidas e observa-se que os objetos 6, 11 e 16 não puderam ser mensurados pois o tamanho do objeto é menor que a abertura do orifício de medida do densitômetro.

Na tabela 2 t observa-se que os objetos 6, 11 e 16 não foram medidos no posicionamento CC sem magnificação, porém puderam ser medidos no posicionamento CC com magnificação.

Nas Figuras 3 e 4 observa-se que os especialistas tiveram dificuldade em identificar os objetos 11 e 16 nas imagens obtidas com o posicionamento CC, pois estes objetos simulam uma microcalcificação de 0,16mm e uma massa tumoral de 0,25mm.

Não é mostrado nos gráficos, mas os falsos positivos e falsos negativos também foram superiores para as microcalcificações, indicando uma maior possibilidade de falhas no diagnóstico.

dessas estruturas quando comparadas com as fibras e massas tumorais.

O uso do posicionamento CC na rotina diagnóstica se justifica, pois permitiu aos especialistas detectarem a maioria dos objetos com tamanho superior a 0,25mm contidos nas imagens do simulador Accreditation. Por outro lado, com o posicionamento CC com magnificação foi possível detectar todos os objetos presentes no Accreditation, porque a magnificação aumentou a resolução espacial da imagem dos objetos.

Embora a detectabilidade proporcionada pela magnificação CC seja superior, ela deve ser utilizada apenas para dirimir as dúvidas do especialista porque a dose de radiação é muito superior.

Embora seja crescente a utilização de sistemas digitais, que facilitam o pós-processamento e o armazenamento dos exames. A mamografia com processamento convencional ainda é muito utilizada e por fatores sócios-econômicos ainda permanecerá no mercado por alguns anos, o que justifica a realização de trabalhos que auxiliem na aquisição de imagens de qualidade para o diagnóstico e que possibilitem a detecção de estruturas muito reduzidas como as microcalcificações.

Como continuação deste trabalho estão sendo realizados experimentos com outro fantoma para abranger os posicionamento MLO e MagMLO, bem como experimentos para obtenção de imagens digitais considerando os posicionamentos CC e MLO com e sem magnificação.

5. Conclusões

A detectabilidade dos objetos de teste presentes no simulador Accreditation é superior quando o posicionamento CC com magnificação é utilizado, porém a dose é maior. Dessa forma, sua utilização se justifica apenas para dirimir dúvidas.

A utilização do posicionamento CC na rotina se justifica pela alta detectabilidade observada.

As diferenças inerentes à subjetividade da interpretação tornam-se mais relevantes quando interpretadas por especialistas com menos experiência. A detectabilidade das fibras e massas tumorais é superior à de microcalcificações, independentemente do posicionamento.

Referências

1. Instituto Nacional de Câncer. Estimativa da incidência de câncer no Brasil - 2008. Rio de Janeiro: INCA; 2008. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2008>>
2. Instituto Nacional de Câncer. Estimativa da incidência de câncer no Brasil - 2004. Rio de Janeiro: INCA; 2004. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2004>>
3. Sakai, A. O.; Oliveira H.J.Q. Algoritmos de subtração usando dupla energia para a detecção de microcalcificações mamárias. 2003. 71p. Dissertação (Engenharia Biomédica) - Universidade de Mogi das Cruzes, 2003
4. American College of Radiology. Committee on quality assurance in mammography. Mammography quality control: radiologist's manual. Merrifield, VA: ACR, 1992
5. Vitorio, R. L.; Bissaco, M. A. S. Influência do processo de revelação do filme sobre a formação da densidade óptica.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)