

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
INSTITUTO DE FÍSICA

Detecção de pequenas microcalcificações para auxílio no diagnóstico precoce de câncer de mama

Elizandra Martinazzi

Dissertação de Mestrado realizada sob orientação do Prof. Dr. Kepler de Souza Oliveira Filho e apresentada ao curso de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Física.

Porto Alegre, RS, Brasil
Setembro de 2008

* Trabalho financiado pelo CNPq

Se tiver um sonho, lute por ele.

Agradecimentos

Quero agradecer a todos que participaram de uma forma ou outra da minha vida neste período.

À minha família acima de tudo. Minha mãe Maria, meu pai Clécio e meu irmão Douglas, por todo apoio, incentivo e principalmente paciência;

Ao meu orientador professor Dr. Kepler de Souza Oliveira Filho, por aceitar esta orientação, sua dedicação para a realização deste trabalho;

Ao pessoal do grupo: Bárbara, Fabíola, Márcio, Maurício, José Eduardo e outros que de vez em quando apareciam nas reuniões de sextas à tarde;

Ao pessoal do Lab. de Astronomia, colegas e amigos que tão bem me receberam: Ana Leonor, Charles, Dinalva, Eduardo, Fausto, Gustavo, Horácio, Luziane, Marcelo, Maria de Fátima, Tiago, Tibério, Rogério, Rogemar e todos demais frequentadores e astrônomos.

Aos moradores e visitantes que passaram pelo apartamento 5 durante este tempo: Angélica, Diego, Marcelo, Wolmir;

A todos os meus amigos e amigas, que de alguma maneira contribuíram com este trabalho, que me incentivavam ou que me acompanhavam tomando uma cervejinha nas horas de descanso: Alice, Artur, Bruna, Cibele, Diego, Emiliana, Fábio, Felipe, Gabriela, Lídia, Luís Felipe, Luís Fernando, Renata, Sérgio;

Ao pessoal da CNEN: Ana Maria Xavier e Frederico, que me ajudaram a dar o passo inicial para a realização deste trabalho; do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, pelo tempo de estágio e aprendizado; às Clínicas SIDI e SERDIL pelas imagens, as quais são a base para este trabalho e que possibilitaram fazer as análises.

Resumo

Detecção de pequenas microcalcificações para auxílio no diagnóstico precoce de câncer de mama

Apesar do câncer de mama ser um câncer com diagnóstico precoce relativamente fácil e possuir tratamento adequado, o câncer de mama possui taxas de mortalidade muito elevadas no Brasil. Isso deve-se provavelmente ao fato da doença ser diagnosticada somente em estágios avançados, mas também pela má utilização das informações fornecidas pelo exame mamográfico por parte dos médicos.

Existem muitos parâmetros a serem considerados para avaliar a qualidade de uma imagem mamográfica. Entre esses parâmetros estão contraste, resolução espacial, relação sinal/ruído, eficiência da dose aplicada, dentre outros. Mesmo com a melhoria da qualidade dos exames radiográficos, muitas estruturas, como as pequenas microcalcificações, nem sempre são identificadas pelos radiologistas nas imagens.

Nosso objetivo é fazer uma análise numérica de algumas mamografias digitais, buscando determinar as resoluções espaciais e em intensidade, estudando o ruído e sua distribuição. Com isso, pudemos determinar os níveis de detecção, quantificando a probabilidade de ser um ruído estatístico ou uma alteração na densidade da mama, sendo esse o primeiro passo para a detecção precoce de microcalcificações.

No nosso trabalho foi possível estudar as menores microcalcificações do simulador mamográfico, de 0,18 mm de diâmetro com probabilidades de serem devido a ruído menores que 1/1000.

Abstract

Detection of small microcalcifications in digital mamography to aid in early diagnosis of breast cancer

Even though breast cancer is a cancer with relatively easy early diagnosis and has an appropriate treatment, it has high mortality rates in Brazil. This is probably because the disease is diagnosed only in advanced stages, but also because of lack of use of the whole information contained in the mammography by physicians.

There are many parameters to be considered in assessing the quality of a mammographic image. Among these parameters are contrast, spatial resolution, the signal to noise ratio, efficiency of the applied dose, and others. Even with the improvement of the quality of radiographs, many structures, such as small microcalcifications, are not always identified by radiologists in the images.

Our goal is to make a statistical analysis of a few digital mammograms, determining the spatial and intensity resolutions, studying the noise and its distribution. With this, we could determine levels of detection, quantifying the probability of any point being a statistical noise or a change in breast density, which is the first step towards early detection of microcalcifications.

In our work it was possible to study the smallest microcalcifications of the simulator, at least 0.18 mm in diameter, with false alarm probability smaller than 1/1000.

Conteúdo

Conteúdo	V
Lista de Figuras	VIII
Lista de Tabelas	X
1 Motivação	2
1.1 Câncer de Mama	2
1.1.1 Mamografia	4
1.1.2 Estruturas mamárias	8
1.1.3 Microcalcificações	9
1.1.4 BI-RADS	10
1.2 Radiografias	11
1.2.1 Filmes radiográficos	11
1.2.2 Mamografia: Convencional e Digital	12
1.2.3 Equipamento utilizado	14
1.2.4 Cintiladores	16
1.2.5 Imagens Digitais	17
1.2.6 Visão Humana	17
2 Radiações	20
2.1 Fontes naturais e artificiais de radiação	20
2.2 Radiação Ionizante	22
2.3 Efeitos Biológicos da Radiação	22
2.4 Princípios e práticas de proteção radiológica	24
2.5 Unidades e Grandezas de Medida	25
2.6 Energia, comprimento de onda dos raios x	27

3	Fundamentos físicos	29
3.1	Raios x	29
3.1.1	Raios-x <i>Bremsstrahlung</i>	30
3.1.2	Raios-x Característicos	30
3.2	Efeitos de Interação da Radiação com a Matéria	32
3.2.1	Efeito Fotoelétrico	32
3.2.2	Espalhamento Compton	33
3.2.3	Espalhamento Coerente	34
3.2.4	Produção de Pares	34
3.2.5	Coeficientes de atenuação	35
3.2.6	Componentes do Equipamento Mamográfico	36
3.3	Tubos de raios x	37
3.3.1	Filtração	39
3.3.2	Camada semi-redutora	40
3.3.3	Grade	41
3.3.4	Controle automático de exposição	41
3.3.5	Ponto Focal	42
3.3.6	Efeito Anódico	42
4	Materiais e métodos	44
4.1	Ruído	44
4.2	ImageJ	46
4.3	DICOM	47
4.4	Simuladores Mamográficos	48
4.5	Controle de Qualidade	51
4.6	Resolução espacial	52
4.6.1	Correção de Flat Field	53
4.6.2	Correção de BIAS	55
5	Análise do Simulador mamográfico	56
5.1	Resultados	57
5.1.1	Correção do efeito anódico	57
5.2	Simulador mamográfico Phantom <i>Mama</i>	58
5.2.1	Objetos simuladores de Microcalcificações	60
5.2.2	Objetos simuladores de Massas tumorais	62
5.2.3	Objetos simuladores de baixos contrastes	63
5.3	Simulador Mamográfico ACR	64

CONTEÚDO **VII**

5.4	Análise do Simulador Mamográfico em CR	65
5.5	Imagem real	67
6	Discussão	69
7	Apêndice	72
	Bibliografia	75

Lista de Figuras

1.1	Compressão Crânio caudal, Almeida et al. (2007).	5
1.2	Compressão médio lateral oblíqua, Almeida et al. (2007).	6
1.3	Compressor para ampliação de áreas suspeitas, Almeida et al. (2007).	7
1.4	Compressão em pacientes com prótese, Almeida et al. (2007).	7
1.5	Estruturas mamárias, Mamografia: da prática ao controle, Ministério da Saúde	9
1.6	Microcalcificações	10
1.7	Senographe 2000D GE Medical Systems Digital Mamography	15
1.8	Sala de exames	16
1.9	Transformação obtida diretamente entre imagem DICOM não processada e o primeiro processamento	19
3.1	Esquema da produção de raios x de freamento, ou <i>bremstrahlung</i>	30
3.2	Esquema da produção de raios x característicos, Tauhata et al. (2003).	31
3.3	Espectros de raios x característicos e <i>Bremstrahlung</i> , Tauhata et al. (2003).	31
3.4	Efeito Fotoelétrico, Tauhata et al. (2003).	33
3.5	Espalhamento Compton, Tauhata et al. (2003).	33
3.6	Produção de pares	35
3.7	Componentes básicos de um equipamento de mamografia, Almeida et al. (2007).	37
3.8	Filamentos do tubo: foco fino e foco grosso, Almeida et al. (2007).	37
3.9	Tubo de raios x e seus compontes, Almeida et al. (2007).	38
3.10	Espectro de um feixe de raios x para alvos de molibdênio e ródio, Almeida et al. (2007).	40
3.11	Grade antidifusora, que diminui a quantidade de fótons espalhados que entram no detector, Almeida et al. (2007).	41

3.12	Esquema do posicionamento do tubo de raios x nos equipamentos de mamografia atuais, possibilitando uma imagem mais homogênea por fazer com que a intensidade do feixe seja maior nas proximidades do tórax, onde há maior densidade, Almeida et al. (2007)	42
4.1	Distribuição Poissônica das contagem dos pixels de fundo de uma imagem obtida no mamógrafo DR	46
4.2	Janela de comandos do ImageJ	47
4.3	Phantom Mama – ACR, RMI modelo 156	48
4.4	Objetos de teste do Mammographic Accreditation Phantom	49
4.5	Simulador mamográfico Phantom <i>Mama</i>	50
4.6	Objetos de teste do simulador mamográfico Phantom <i>Mama</i>	50
4.7	Computador da estação de trabalho na sala de exames	52
4.8	Placa de acrílico homogênea para correção de <i>flat field</i>	54
4.9	Imagem da placa de acrílico	54
5.1	Posicionamento da placa de acrílico homogênea para obtenção de uma imagem completa do detector.	57
5.2	Variação da intensidade do feixe sobre a placa de acrílico homogênea devido ao efeito anódico. O lado mais próximo do ânodo é à direita, onde a intensidade é maior.	58
5.3	Função Gaussiana. Adaptado de www.cbpf.br/cat/pdsi/gauss	59
5.4	Exemplo de um histograma da função de distribuição de contagens dos pixels de uma região de interesse (ROI) que não contenha estruturas.	60
5.5	Mamógrafo de Radiografia Direta (DR), Simulador mamográfico Phantom <i>Mama</i> - Potência <i>versus</i> Sigma/Média de regiões de interesse que não contém objetos simulados.	61
5.6	Razão sinal ruído de microcalcificações simuladoras de 0,18 mm em relação à potência de sinal de raios x.	62
5.7	Razão sinal ruído para massas extensas em relação à potência de sinal de raios x.	63
5.8	Razão sinal ruído para baixos contrastes em relação à potência de sinal de raios x.	64
5.9	Mamógrafo de Radiografia Direta (DR), Simulador mamográfico Accreditation Phantom - Potência <i>versus</i> Sigma/Média de regiões de interesse que não contém objetos simuladores.	65
5.10	As cores representam os valores da razão sinal ruído da imagem.	68

Lista de Tabelas

1.1	Classificação BI-RADS	11
2.1	Limitação de doses individuais, Ministério da Saúde, Portaria 453 (1998).	24
2.2	Tipos de radiação referentes aos seus valores do fator de qualidade (ICRP 60)	26
2.3	Alguns tipos de tecidos e seus valores do fator de ponderação (ICRP 60)	27
3.1	Materias e suas densidades radiográficas, Lemacks et al. (2002)	36
5.1	Valores de energia e corrente das imagens	59
5.2	Valores de energia, corrente, média e sigma(σ) de fundo,para os dois simuladores mamográficos: ACR e Phantom <i>Mama</i> respectivamente, no mamógrafo DR	65
5.3	Valores de energia, corrente, média e sigma(σ) de fundo, razão sinal ruído das menores microcalcificações (0,18mm), com suas probabilidades de serem reais para as imagens obidas no mamógrafo CR. . . .	66
5.4	Comparação entre as probabilidade dos menores conjuntos de microcalcificações serem reais nos mamógrafos CR e DR.	67
5.5	Comparação entre as probabilidade das menores massas serem reais nos mamógrafos CR e DR, por <i>pixel</i>	67
5.6	Comparação entre as probabilidade dos baixos contraste de serem reais nos mamógrafos CR e DR.	67
7.1	Razão sinal ruído com suas respetivas probabilidades dos conjuntos das menores microcalcificações (0,18mm) de serem reais ou apenas ruído das imagens, com relação aos valores de Tensão e Corrente, Média do fundo e Sigma (σ)	72

7.2	Razão sinal ruído com suas prespetivas probabilidades de serem reais dos conjuntos de microcalcificações (0,25mm)	73
7.3	Razão sinal ruído com suas prespetivas probabilidades dos simuladores das menores massas de serem reais ou apenas ruído das imagens, com relação aos valores de Tensão e Corrente, Média do fundo e Sigma (σ)	73
7.4	Razão sinal ruído com suas prespetivas probabilidades dos baixos contrastes de serem reais ou apenas ruído das imagens, com relação aos valores de Tensão e Corrente, Média do fundo e Sigma (σ)	74

Capítulo 1

Motivação

1.1 Câncer de Mama

O significativo aumento da incidência do câncer de mama, e conseqüentemente da mortalidade associada, têm ocorrido em todo o mundo nas últimas décadas. A estimativa de novos casos de câncer de mama no Brasil é de 49.400 para o ano de 2008, num índice de 51 novos casos para cada 100 mil mulheres, sendo mais freqüente na região Sul, onde o risco estimado é de 67 novos casos para cada 100 mil mulheres, de acordo com dados do INCA (Ministério da Saúde, Estimativas 2008: Incidência de Câncer no Brasil, 2008). Vários casos ocorreram até mesmo no nosso Instituto de Física dentre professoras, assim como temos conhecimento de familiares de estudantes.

O câncer de mama é o tipo de câncer mais comum entre as mulheres e o segundo mais freqüente no mundo, atrás apenas do câncer de pulmão. É muito temido devido à sua alta freqüência, à incerteza do sucesso do tratamento, à possibilidade da recorrência, à morte, e sobretudo pelos seus efeitos psicológicos, que afetam tanto a percepção da sexualidade, quanto a própria imagem pessoal. Ele é relativamente raro antes dos 35 anos de idade, mas acima desta faixa etária, sua incidência cresce rápida e progressivamente. No Brasil, é o que mais causa mortes entre as mulheres, responsável pela estimativa de 22% de novos casos por ano de câncer em mulheres (Ministério da Saúde, Estimativas 2008: Incidência de Câncer no Brasil, 2008), por isto, no presente trabalho a doença será adjetivada no feminino, apesar de não ser exclusiva deste sexo, já que homens também possuem a possibilidade de desenvolver este câncer, porém muito mais raramente.

Um câncer é caracterizado por alterações que determinam um crescimento celular desordenado, comprometendo tecidos e órgãos. No caso do câncer de mama, o

diagnóstico precoce é muito importante, pois, apesar de ser um tumor, maligno ou não, pode ser curado se descoberto em sua fase inicial. Mulheres que descobrem um caroço na mama devem procurar logo atendimento médico, já que a perda de tempo pode diminuir as chances de cura. O ideal é descobrir o nódulo antes que ele se torne palpável, o que ocorre quando ele atinge em torno de 1 cm de diâmetro.

Ao que tudo indica, o câncer de mama é o resultado da interação de fatores genéticos com estilo de vida, hábitos reprodutivos e meio ambiente, mas dentre os fatores de risco primários, podemos citar:

- Ser do sexo feminino;
- Ter idade acima de 40 anos;
- Histórico familiar, principalmente se parentes de primeiro grau, como mãe ou irmãs;
- Primeira gravidez tardia, isto é, após os 30 anos e ausência de gestação e ovulações.

Outros fatores secundários também podem ser relacionados:

- Menarca precoce
- Menopausa tardia
- Aumento de peso após a menopausa ou após os 60 anos
- Alimentação com dietas gordurosas e carnes vermelhas
- Sedentarismo
- Exposição a radiações ionizantes

Outros fatores também precisam ser considerados, como: fatores hormonais, predisposição genética, condições ambientais adversas, como por exemplo o buraco na camada de ozônio. A camada de ozônio é uma cobertura de gás que envolve a Terra, impedindo a passagem de radiações ultravioleta e raios x, protegendo os organismos vivos, principalmente dos tão prejudiciais raios ultravioleta, principal fator causador de câncer de pele. Outra condição ambiental que deve ser considerada é a Anomalia Geomagnética do Atlântico Sul, uma região onde há um elevado nível de radiação, principalmente sobre o sul do Brasil, devido a uma redução do campo magnético

terrestre local na superfície, diminuindo sua eficiência no desvio de partículas ionizadas nos pólos, o que faz com que a intensidade de radiação proveniente do Sol seja mais alta nesta região.

O uso de contraceptivos orais ainda é um fator de risco controverso e associação o uso destes com o aumento do risco do câncer de mama, assim como a ingestão regular de álcool, mesmo em quantidades moderadas.

Os sintomas do câncer de mama palpável são o nódulo ou tumor, acompanhado ou não de dor mamária. Podem surgir alterações na pele que recobre a mama e também nódulos palpáveis na axila. Entretanto, somente quando o nódulo já alcançou vários milímetros ele se torna palpável, e o melhor tratamento ocorre quando é detectado com até 1 mm, o que só pode ser feito através do exame radiográfico. A melhoria na qualidade dos exames proporcionados pelos avanços tecnológicos, com melhores equipamentos e qualidade das imagens proporcionou a detecção de estruturas pequenas como as microcalcificações, com maior sensibilidade.

Outras tipos de exames diagnósticos também podem ser utilizado, como a ultrasonografia ou a ressonância magnética, porém a mamografia, através dos raios x, possui um maior poder de resolução, apresentando uma imagem mais detalhada, principalmente para pequenas estruturas.

1.1.1 Mamografia

A mamografia é um exame semelhante aos demais exames de raios x, destinado ao diagnóstico por imagem das mamas, que utiliza baixas doses de raios x, mas é muito importante que apresente uma imagem de boa qualidade diagnóstica, com alto contraste e resolução, mas baixo ruído, já que o contraste dos diversos tecidos que compõem a mama é baixo. É a técnica mais comum de detecção não-palpável, utilizada de forma preventiva para o câncer de mama nos casos assintomáticos e também como método diagnóstico, quando já existe a suspeita da existência de uma anomalia. Existe uma relação entre o tamanho do tumor e a probabilidade de metástase, reduzindo a probabilidade quando detectados com menores tamanhos, (Sivaramakrishna & Gordon, 1997).

Relata-se que os primeiros exames mamográficos eram realizados em aparelhos de raios x convencional, destinados a realização de diagnósticos de qualquer membro, como tórax, pernas ou extremidades. Porém, estes aparelhos convencionais não possuem uma boa resolução, não apresentando um bom contraste, definição espacial, sem filtração, ainda expondo a paciente a altas doses de radiação. Somente a partir da década de 1960 foram fabricados os primeiros aparelhos destinados somente

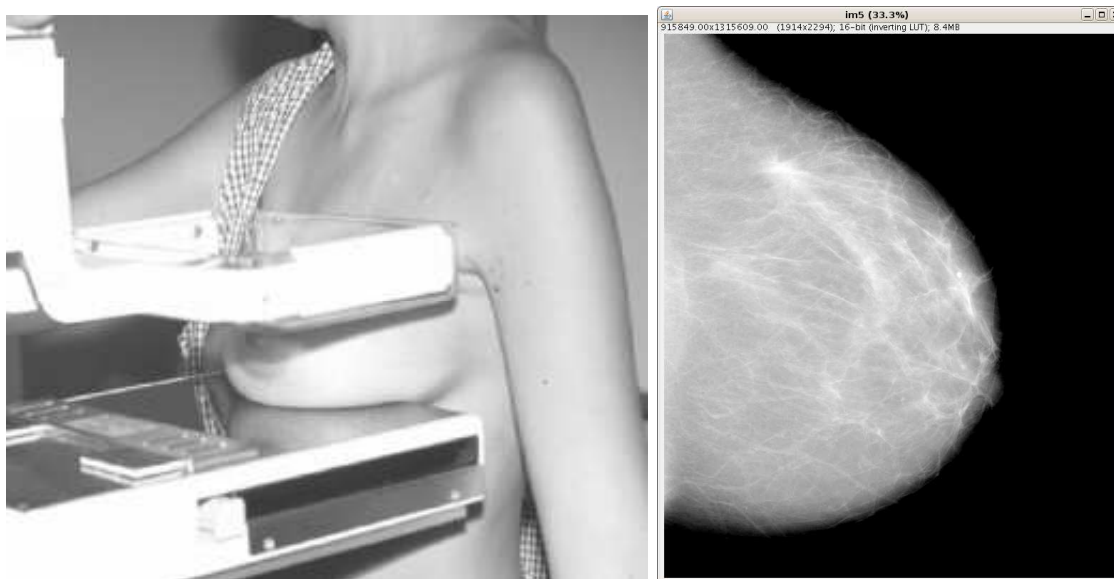


Figura 1.1: Compressão Crânio caudal, Almeida et al. (2007).

para mamografia, que foram sendo aprimorados a partir de cada nova geração de fabricação, chegando na década de 1990 os aparelhos com alvos de diferentes materiais.

Para a realização do exame é necessário comprimir a mama para que o tecido fique distribuído de maneira uniforme. É uma compressão rápida, enquanto os raios x incidem sobre a mesma. São realizadas duas formas de incidências, o que permite a aquisição de duas imagens em ângulos diferentes, o crânio-caudal, mostrada na figura 1.1 e médio lateral oblíqua, na figura 1.2 em cada mama, auxiliando no problema de projeção, isto é, por exemplo, uma fibra exatamente perpendicular ao feixe em uma das incidências aparece como um ponto intenso, enquanto na outra não, devido ao ângulo do feixe. A incidência crânio-caudal, tem como objetivo apresentar uma imagem contendo a mama, enquanto a médio lateral oblíqua, mostra também parte do músculo peitoral até a axila, pois é sobre este músculo que a mama encontra-se.

O compressor é feito com material radiotransparente e possui várias funções, como segurar a mama para que não haja movimento, o que levaria a repetição, aumentando a exposição do paciente. Também para espalhar o tecido mamário evitando que algumas estruturas fiquem sobrepostas, fazer com que diminua a dose de radiação recebida pelo paciente, pois, comprimindo a mama, aumenta-se a densidade, diminuindo a radiação espalhada e melhorando a qualidade da imagem. O Ministério da Saúde determina que a força de compressão pode ser entre 11 kg a 18 kg.

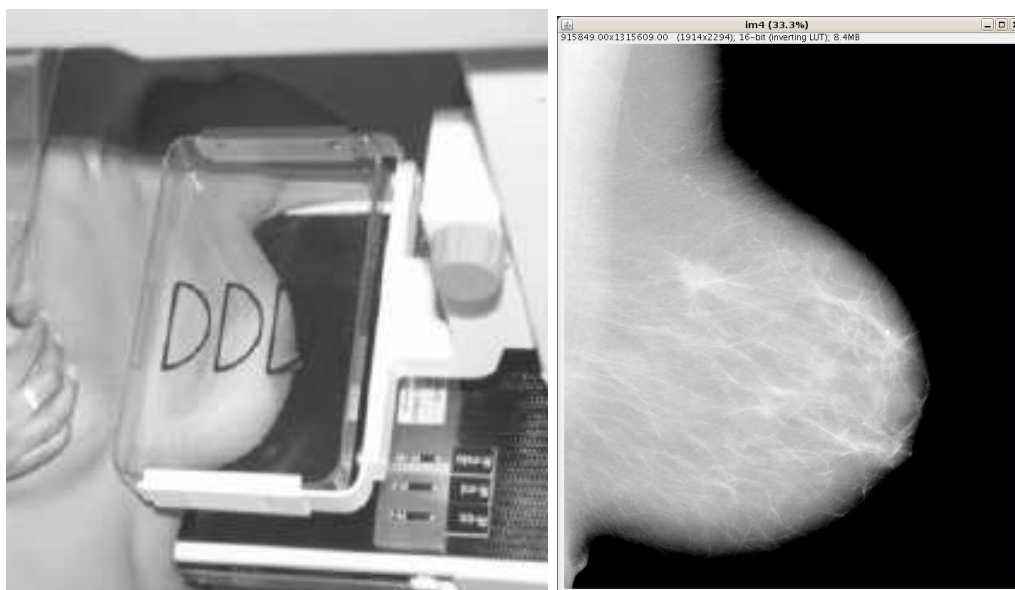


Figura 1.2: Compressão médio lateral oblíqua, Almeida et al. (2007).

A imagem de mamografia é obtida através da projeção de raios x sobre o tecido mamário e pode-se observar alterações na mama, como nódulos, cistos ou microcalcificações. Como a mama é comprimida durante o exame, há um desconforto para a paciente, mas é rápido e normalmente suportável, mas não é recomendado fazer o exame em período menstrual, quando a mulher fica mais sensível à dor.

Há também outras formas de compressão, quando por exemplo há a necessidade de se fazer uma imagem ampliada, que possibilita a melhor visualização de áreas suspeitas, permitindo um estudo de pequenas estruturas, como microcalcificações, mostrada na figura 1.3. Ou então quando a paciente possui próteses de silicone, quando é necessário fazer além das incidências básicas, um deslocamento de prótese, com as manobras mostradas na figura 1.4, consistindo em empurrar o implante em direção do tórax e puxar a mama para frente.

O objetivo da mamografia é a detecção precoce do câncer, ou seja, quando ele ainda não é palpável mesmo se examinado pelo médico ou através do auto-exame. As descobertas precoces deste tipo de câncer através da mamografia podem proporcionar o aumento das chances de um tratamento bem-sucedido, mas a utilização de um rastreamento mamográfico deve obedecer os Princípios de Proteção Radiológica (ver seção 2.4). Na avaliação do exame mamográfico, as estruturas podem ser observadas pela diferença de contrastes entre os tecidos, pois as que possuem maior densidade aparecerão mais claras do que aquelas de menor densidade, como por exemplo a gordura, já que quanto maior a densidade, maior será a absorção dos

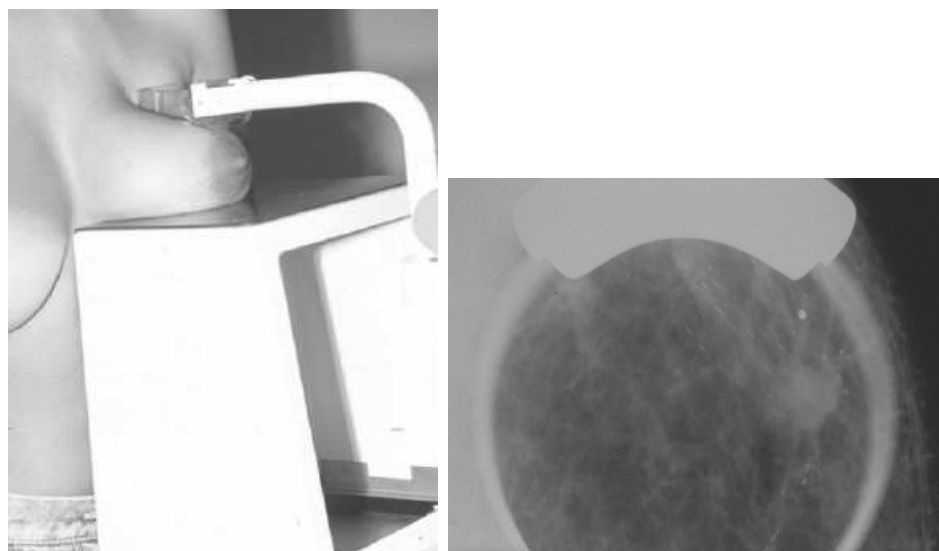


Figura 1.3: Compressor para ampliação de áreas suspeitas, Almeida et al. (2007).

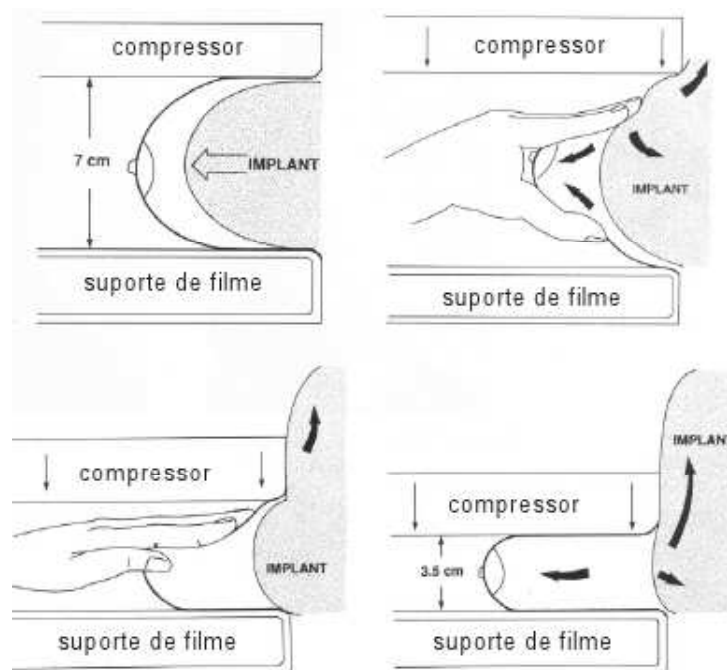


Figura 1.4: Compressão em pacientes com prótese, Almeida et al. (2007).

raios x (ver Tabela 2.3).

O Ministério da Saúde recomenda que seja realizado para aquelas mulheres de grupos considerados de risco elevado, o exame clínico da mama e a mamografia, anualmente a partir de 35 anos de idade; nos demais casos, é recomendado um exame mamográfico pelo menos a cada dois anos para mulheres acima de 50 anos e o exame clínico, realizado da mesma forma que o auto-exame das mamas, porém, por um profissional de saúde treinado, em todas as mulheres, anualmente.

1.1.2 Estruturas mamárias

As glândulas mamárias fazem parte do sistema reprodutor humano, com objetivo da produção do leite para a amamentação e são localizadas na parte anterior torácica, sobre o músculo peitoral, entre a 2^a e a 6^a ou 7^a costela, apresentando variações de forma, tamanho, composição de tecidos, que podem variar de mulher para mulher, assim como para uma mesma, durante o período de vida, devido a idade e tratamento hormonal, conforme mostrado na figura 1.5. Em geral, o tamanho de uma mama média é de 45 mm comprimida, formada principalmente por tecido adiposo, glandular e fibroso, apresentado uma simetria de forma entre as mamas no exame mamográfico, devendo uma assimetria ser considerada como uma anomalia. Em geral, a mama é constituída por: tecido glandular, formado pelos lóbulos e dutos, tecido conjuntivo ou fibroso e tecido adiposo, que preenche os espaços entre os demais tecidos.

As aparências mamográficas dos seios variam ao longo da vida, determinadas por modificações fisiológicas ou uso de terapias hormonais (Stinesa & Tristantb, 2005). As densidades de tecidos glandulares são determinadas pela soma dos elementos celulares das glândulas e hidratação do tecido. Mulheres mais jovens possuem uma quantidade maior de tecido glandular e por isso, possuem mamas mais densas. Com o passar dos anos, ocorre uma troca do tecido glandular por tecido adiposo num processo dinâmico até se aproximar da menopausa, o que vai alterando também a densidade radiográfica, permanecendo após a menopausa apenas o tecido adiposo e resquícios do tecido glandular. Essas diferenças aparecem nos exames mamográficos, principalmente porque o tecido adiposo é menos denso, enquanto os tecidos glandular e fibroso se apresentam com densidades semelhantes.

As diferentes incidências na mamografia também são utilizadas para facilitar a visualização, principalmente do tecido glandular, que possui estruturas que podem se apresentar distintas nas diferentes direções. Por exemplo, uma fibra pode aparecer como um ponto em uma imagem se ela estiver na mesma direção de incidência, mas

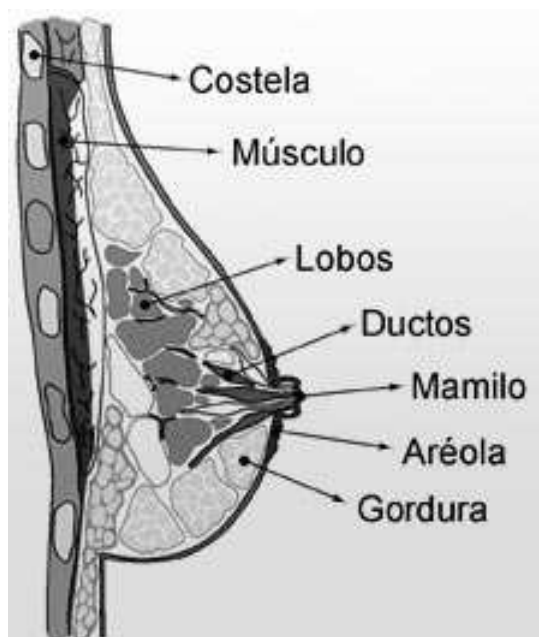


Figura 1.5: Estruturas mamárias, Mamografia: da prática ao controle, Ministério da Saúde

vista de outro ângulo, observa-se todo seu comprimento. As estruturas na mama também podem acabar escondendo outras por trás delas, principalmente em regiões de maior densidade.

1.1.3 Microcalcificações

Um dos sinais de câncer de mama é ter pequenos depósitos radiopacos com materias como $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, CaCO_3 , $\text{Mg}_3(\text{PO}_4)_2$, chamados de microcalcificações, que possuem pequenos tamanhos e altos contrastes, Rick et al. (1999). As causas dessas pequenas deposições ainda não são bem entendidas, mas elas podem representar os sinais mais precoces de malignidade do câncer de mama através de lesões não palpáveis, relacionadas com determinadas formas e padrões de distribuição. A detecção de microcalcificações representa a maior parte dos casos de estágios precoces do câncer de mama, geralmente com tamanhos menores do que 0,5mm (Chan et al., 1987).

São consideradas lesões não palpáveis, pois são muito pequenas para este tipo de diagnósticos. A mamografia ainda é a técnica mais utilizada mais divulgada e promovida pois é a mais barata para a detecção de microcalcificações. As microcalcificações são compostas basicamente por cálcio com grande atenuação em relação aos demais tecidos, possuindo uma visualização relativamente fácil quando está sobre uma região uniforme de tecido, mas que é dificultada pelo contraste e sinal/ruído

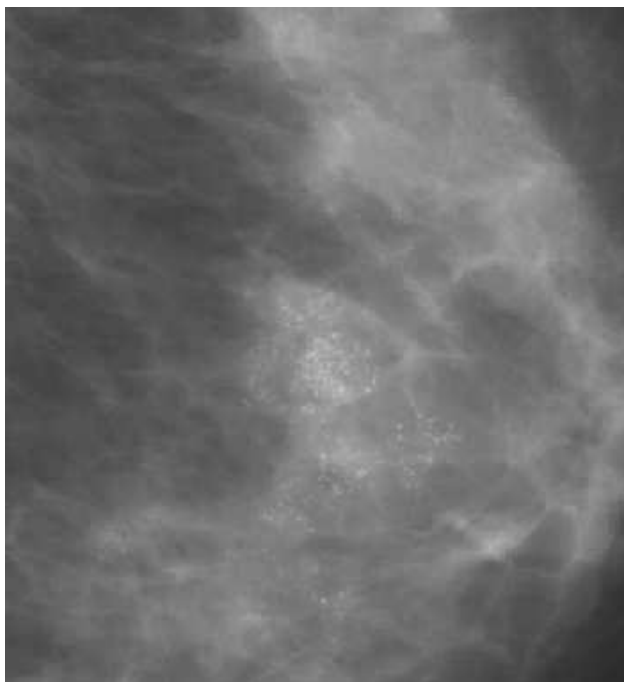


Figura 1.6: Microcalcificações

das imagens (Lemacks et al., 2002).

Para a avaliação da mamografia e prescrição do laudo, o médico radiologista observa: tamanho, número, forma, densidade e distribuição das microcalcificações (Ministério da Saúde, Instituto Nacional do Câncer, 2007). Estes são os fatores importantes que são levados em conta para os critérios de análise, mas sendo a forma e a distribuição os pontos mais consideráveis. O tamanho das microcalcificações sugere malignidade quanto menor forem; partículas maiores podem representar benignidade. Portanto, a detecção das menores microcalcificações é importante e o assunto de nossa pesquisa.

1.1.4 BI-RADS

O Colégio Americano de Radiologia propôs a partir de 1993 um sistema de laudos de forma a padronizar os achados mamográficos, para reduzir as diferenças entre os diagnósticos e facilitar a comunicação entre os médicos. A partir de 1998 foi adotada uma tabela para sistematizar os laudos: BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System), proposta pelo Colégio Americano e posteriormente modificada pelo Colégio Brasileiro de Radiologia.

O BI-RADS é um sistema que tem como objetivo padronizar os laudos relatados pelos médicos radiologistas, relacionando as chances de determinada lesão ser

Categoria	Descrição
0	Inconclusivo, avaliação incompleta.
1	Mamografia Normal, negativo
2	Achados benigno
3	Achados provavelmente benignos
4a	Suspeita leve
4b	Suspeita moderada
4c	Suspeita forte
5	Achados provavelmente malignos
6	Achados malignos

Tabela 1.1: Classificação BI-RADS

maligna ou não, e conduzir assim à investigação apropriada, apresentadas na tabela 1.1,(American College of Radiology, 1998). O médico radiologista, com experiência em mamografia, analisa as imagens e emite um diagnóstico, informando os resultados observados, que serão levados ao médico que prescreveu o exame, seguindo a classificação conhecida por ambos.

Essa classificação BI-RADS é considerada importante também na redução do número de exposições do paciente. Também leva em conta os riscos no diagnóstico quando há necessidade de rever estudos anteriores e/ou necessita uma imagem adicional, no caso da categoria 0, como mostrado na tabela 1.1. Nas categorias 1 e 2, segue-se as rotinas normais, de acordo com a idade e fator de risco da paciente, mas para 3, deve-se repetir a mamografia em 6 meses por durante 1 ou 2 anos. Para qualquer uma das categorias 4 e também para a 5, deve-se seguir uma avaliação histológica. Para a categoria 6, uma lesão diagnosticada como maligna, ainda não tratada nem retirada, deve ser realizada primeiramente uma biópsia, que consiste na retirada de um fragmento de nódulo ou microcalcificações para exame.

1.2 Radiografias

As radiografias podem ser registradas em filme ou diretamente em um detector a base de fósforo ou de estado sólido.

1.2.1 Filmes radiográficos

O filme radiográfico é composto por uma emulsão de sais de prata e quando estes são sensibilizados por um fóton de raios x ou pela luz visível, o cátion de prata (íon positivo) acaba sendo neutralizado virando metal e escurecendo. Mas os sais de

prata contém imperfeições chamadas de ponto sensíveis. Por outro lado, o sal de prata que não foi sensibilizado pelo raios x, ou pela luz, fica transparente.

O filme é colocado dentro do écran, que é uma placa intensificadora contendo um material fluorescente, possuindo um grupo restrito de comprimentos de onda, em geral, azul ou verde. A energia dos raios x que atravessam o écran é convertida em radiação no espectro de luz visível, que então sensibiliza os sais de prata contidos no filme.

A formação da imagem é feita através de duas etapas, onde, na primeira, o processo fotográfico é iniciado pela exposição do filme à radiação. Quando a radiação interage com os sais de prata, eles ficam suscetíveis à mudanças químicas e formam o que é conhecido como imagem latente (não visível). Depois, na segunda etapa, vem o processo químico, feito na processadora, convertendo a imagem latente em imagem visível a medida que os íons de prata são convertidos em prata metálica.

A qualidade da imagem formada no filme depende do contraste, da granulidade do filme e do bom estado dos componentes químicos da processadora.

A quantidade de prata gerada no processamento é uma função logarítmica da exposição, isto é, dependente da intensidade e do tempo de exposição. Porém, em comparação à mamografia digital, o filme pode apresentar uma maior quantidade de escalas de cinza, por ser logaritmo e não linear em intensidade, oferecendo a possibilidade de maior resolução espacial para menores tamanhos de grão.

1.2.2 Mamografia: Convencional e Digital

No modo de realização da imagem, as mamografia convencional e a digital não diferem em nada; as diferenças estão apenas na forma de transduzir a imagem.

A mamografia convencional é aquela que utiliza filmes radiográficos como receptor da imagem, os quais possuem alta resolução espacial, porém essa resolução fica limitada devido ao decréscimo da capacidade em distinguir estruturas com pouca diferença de contraste, cujos coeficientes de absorção dos raios x diferem pouco.

Os principais fatores que podem limitar o contraste da imagem e levar a perda da qualidade incluem: energia do feixe, combinação écran-filme, solução química da processadora, quantidade de radiação, a calibração do equipamento, os parâmetros de tensão e corrente utilizados. Também há o fato de, numa mamografia convencional, o filme ser simultaneamente receptor da imagem, meio de visualização e meio de armazenagem a longo prazo.

Na mamografia digital, o que muda é apenas o detector, que deixa de ser o filme radiográfico e pode passar a ser uma placa a base de fósforo ou um conjunto de

semicondutores que recebem a radiação e a transformam em sinal elétrico, que por sua vez é transmitido para um computador.

A eliminação das limitações do filme e a utilização dos recursos de processamento da imagem depois da sua aquisição, isto é, após a exposição radiológica, têm o potencial de reduzir consideravelmente o número de imagens insatisfatórias desde que não sejam excluídas do sistema para controle de rejeitos. Há redução da exposição radiológica quando os aparelhos estão bem calibrados e, por conseguinte, redução no tempo, nos custos e nos possíveis danos envolvidos na repetição de imagens tecnicamente insatisfatórias, já que as imagens podem ser exibidas com diferentes contrastes em pós-tratamento de imagens quando os técnicos e médicos forem capacitados, utilizando monitores adequados ou programas de auxílio ao diagnóstico.

A formação da imagem digital pode ser realizada através de dois tipos diferentes de detectores, conhecidos como DR (Radiografia Direta, do inglês *Direct Radiography*), nos quais a imagem formada é diretamente capturada pelos detectores e transferida para o computador, formando a imagem digital. Outro tipo de mamógrafo, o chamado CR (Radiografia Computadorizada, do inglês *Computed Radiography*), apenas mudam o chassi do mamógrafo convencional para uma placa a base de fósforo, num processo de luminescência fotoestimulável, onde é formada a imagem latente, podendo ser armazenada por até várias horas sem perder as informações. A produção da imagem latente está relacionada com os níveis de energia na banda proibida da rede cristalina do fósforo criados pela introdução de impurezas ou ativadores. Quando exposto a radiação ionizante, alguns elétrons ficam presos nestes níveis de energia produzidos pela presença das impurezas. Posteriormente, é lida dentro de um equipamento com um feixe a laser, que estimula a luminescência do fósforo, emitindo o excesso de energia em forma de fótons de luz visível, com intensidade proporcional à quantidade de fótons absorvidos, lidos por uma fotomultiplicadora, que transforma em sinal elétrico, e posteriormente em sinal digital, formando assim a imagem digitalizada. A radiologia computadorizada foi uma forma de digitalizar as imagens de filmes, apresentando uma boa qualidade, superior a qualidade tela/filme, (Lindhardt, 1996).

No entanto, ambas modalidades, mamografia convencional e digital CR ou DR, sofrem da presença de ruído na imagem, que é dependente da intensidade, número de fótons que foram detectados formando a imagem.

As vantagens da mamografia convencional estão no seu menor custo, maior quantidade de equipamentos existentes, com suas imagens amplamente aceitas, ficando suas desvantagens para a aquisição da imagem, maior número de repetições, neces-

sitando um severo controle de qualidade de processamento, desde os chassis, processadora, negatoscópios para visualização e análise. Após a aquisição, não permite manipulação da imagem, como ampliação ou mudança de contraste, enquanto isso é possível em imagens digitais.

Outra vantagem da mamografia digital perante a convencional é no acesso mais fácil das imagens, podendo ser enviadas através da rede de computadores, assim como no armazenamento, já que não possuem um tempo de durabilidade como os filmes radiográficos e a possibilidade de várias cópias sem degradação. Porém, são necessários bons sistemas de computadores para o armazenamento das imagens digitais. A detecção computadorizada também torna o diagnóstico mais livre das características do analisador. Permite que sejam utilizados programas de auxílio ao diagnóstico, que servem como mais uma opinião para analisar os mamogramas, diminuindo o número de falsos negativos, (Méndez et al., 1998) fornecendo mais uma opinião ao radiologista.

Uma desvantagem que segue o sistema digital é que o médico que solicitou o exame, para ver a imagem digital e não apenas a impressa em filme, também deve possuir um computador e monitor adequado com programas que sejam compatíveis com a imagem digital. Um monitor em condições ideais para que não perca informações contidas na imagem para o diagnóstico, por exemplo, nas imagens digitais que estudamos, com 1917×2294 *pixels*, (abreviação do inglês *picture element*), os monitores devem possuir também este número de pixels, muito acima dos monitores convencionais. Por isto muitos exames são impressos em filmes convencionais.

E mesmo com a possibilidade de manipulação das imagens digitais pelos radiologistas para melhor visualização de estruturas que podem até estar em meio a um tecido denso, apresentando pouco contraste, há muitos filmes que são impressos e posteriormente rejeitados, ainda que não haja a necessidade de expor novamente o paciente.

1.2.3 Equipamento utilizado

Na cidade de Porto Alegre ainda há pouquíssimos mamógrafos digitais ou digitalizadores, sendo que apenas um mamógrafo é digital do tipo DR, mas existem outros mamógrafos CR, nos quais a imagem é digitalizada a posteriori.

Conseguimos acesso às radiografias da clínica que utiliza um mamógrafo digital DR modelo Senographe 2000D GE Medical Systems Digital Mamography e nos disponibiliza uma série de imagens, tanto brutas (*raw*) quanto processadas e reprocessadas. Estas são as imagens principais que estudamos neste trabalho.



Figura 1.7: Senographe 2000D GE Medical Systems Digital Mamography

O Senographe 2000D é um sistema de mamógrafo no qual há uma matriz de fotodiodos com um substrato de silício amorfo acoplado a uma placa de fósforo de iodeto de cério (Freitas et al., 2006). Cada elemento diodo sensível à luz é conectado por um transistor de filme fino a uma linha de controle, de maneira que uma carga produzida num diodo em resposta a emissão do fósforo é lida e digitalizada.

A luz criada é resultado da interação dos fótons de raios x no cintilador de iodeto de cério, onde elétrons da banda de valência recebem energia suficiente da radiação incidente para ocorrer luminescência. O tempo de decaimento deve ser curto de forma a permitir a geração de pulsos rápidos. Os fótons descem pela estrutura colunar cristalina até o pixel correspondente do detector, sendo ali convertido a sinal eletrônico que formará a imagem. É o detector chamado DR – Direct Digital Radiography, onde a imagem latente é adquirida e transferida para o computador. Esta tecnologia digital tem a capacidade de adquirir imagens quase em tempo real e posteriormente processá-las, através da variação de níveis de brilho e de contraste e manipulação de imagem.

O Senographe 2000D, (Healthcare, 2008) tem uma estação de aquisição que exhibe em um monitor as imagens digitais adquiridas na sala de exame instantes após a aquisição que propicia ao técnico uma verificação rápida da imagem adquirida. Na estação de revisão da imagem, há um outro computador equipado com dois monitores dedicados de alta resolução para visualização.

As imagens adquiridas são salvas em um padrão de imagens e informações deno-



Figura 1.8: Sala de exames

minado DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). Este padrão permitiu o armazenamento e transmissão de imagens médicas, possibilitando que as informações dos pacientes e suas respectivas imagens sejam compartilhadas, e que seu processamento e visualização possam ser realizadas tanto localmente como remotamente.

1.2.4 Cintiladores

A propriedade de alguns materiais emitir luz visível ao serem irradiados é chamada de cintilação e é um método bastante utilizado na detecção de vários tipos de radiação. Substâncias ativadoras são inseridas no material, criando níveis de energia na banda proibida e quando os elétrons da banda de valência recebem energia suficiente da radiação incidente, são excitados, ocupando os níveis de energia criados pelo dopante e, ao retornarem para o nível de menor energia, emitem fótons com energia proporcional a energia da radiação incidente.

A propriedade que um bom material cintilador deveria possuir, é converter a energia cinética das partículas carregadas, ou fótons de radiação, em luz detectável. Esta conversão deve ser linear e proporcional à energia depositada. Também, num bom cintilador, o tempo de decaimento da luminescência deve ser curto para que pulsos rápidos sejam gerados e o material que possa ser usado para fabricação de detectores com variados tamanhos.

Nem sempre são encontradas todas as características desejáveis em um mesmo material, então a escolha deve ser feita de acordo com os objetivos desejados. O cintilador no equipamento Senographe 2000D GE é formado por iodeto de céσιο.

1.2.5 Imagens Digitais

Uma imagem digital pode ser considerada como sendo uma matriz com respectivos índices de linhas e colunas para cada ponto e com um valor de tonalidade de cor ou nível de cinza daquele ponto; cada elemento desta matriz é chamado de *pixel*. É armazenada através de *bits*, que assumem valores de 0 ou 1, em conjuntos de *bytes* que representam as tonalidades dos *pixeis*, de modo que quanto maior o número de *bits* por *pixel*, maior será a escala de brilho ou níveis de cinza da imagem digital.

O interesse no estudo de métodos de processamento decorre principalmente da necessidade de melhorar a avaliação e percepção visual por parte do médico ou profissional competente que potencialmente pode melhorar a capacidade de interpretação.

A qualidade das imagens depende de vários fatores, começando pela técnica de radiodiagnóstico utilizada, como no caso da mamografia, os raios x, assim como na tomografia computadorizada (ou outros, como a ultrasonografia, ressonância magnética), assim como as características dos equipamentos. Outros fatores que determinam a qualidade da imagem são contraste, definição, ruído, distorção e artefatos que podem prejudicar a imagem.

Após a obtenção de uma imagem digital, o passo seguinte é um processamento desta imagem, com objetivo de melhorá-la, através da mudanças do contraste, níveis de cinza (ou de cores), de modo a facilitar a interpretação de imagens.

O contraste é a possibilidade de diferenciação entre os objetos da imagem, que depende de suas espessuras, densidades e o meio no quais os objetos estão inseridos, sendo afetado pela radiação espalhada, que diminui o contraste.

1.2.6 Visão Humana

O sistema de visão humano é um sistema biológico que permite que o homem possa interpretar a radiação eletromagnética proveniente do meio que o cerca. O olho humano é semelhante ao sistema de uma máquina fotográfica, constituído por um sistema de lentes, diafragma variável, que é a íris, e controla a quantidade de luz que entra no olho e finalmente a retina, correspondente ao sistema de detecção.

A primeira camada do olho a ser atravessada por um raio luminoso é a córnea, que

é uma camada transparente e curva, responsável por parte da focalização na retina. A íris, de coloração que varia para cada pessoa, podendo ser verde, azul, castanha ou cinza, é um sistema de diafragma composta basicamente por músculos que se contraem e distendem, diminuindo ou aumentando o tamanho da abertura por onde entra a luz, a pupila. O cristalino atua como um sistema de lentes, localizado depois da pupila, responsável pelo restante do sistema de focalização dos raios na retina, que após passam pelo humor vítreo, uma substância de aparência gelatinosa e clara, responsável por manter os raios incidentes no seu caminho até a retina, que cobre quase toda a superfície interna do olho, sensível a luz e responsável por transformar os fótons componentes da luz visível em sinais elétricos que são processados pelo cérebro.

Algumas aplicações de imagens e alguns tipos de imagens requerem uma interação visual bastante intensa. A capacidade humana para processar e interpretar imensas quantidades de dados de natureza visual motiva o desenvolvimento de técnicas e dispositivos de modo a estender esta sua capacidade e sensibilidade ainda mais. Norman Pogson, em 1856 já havia proposto que a percepção de brilho recebido pelo sistema visual humano é uma função logarítmica do fluxo (Kepler & Saraiva, 2004).

Isso permite que detectemos tanto objetos brilhantes quanto opacos, mais do que se a escala fosse linear.

Nosso primeiro passo na análise das imagens mamográficas digitais foi determinar a relação entre a imagem DICOM não processada e a processada, mostrada na figura 1.9, que é o primeiro processamento realizado automaticamente na imagem pelo software do equipamento, e a imagem transmitida ao médico radiologista. Concluímos que a transformação é logarítmica, para permitir esta extensão da detectabilidade e para simular os filmes radiográficos.

Antes de entrar nos detalhes da nossa análise, vamos descrever no Capítulo 2, os processos físicos da interação dos raios x com a matéria e o equipamento.

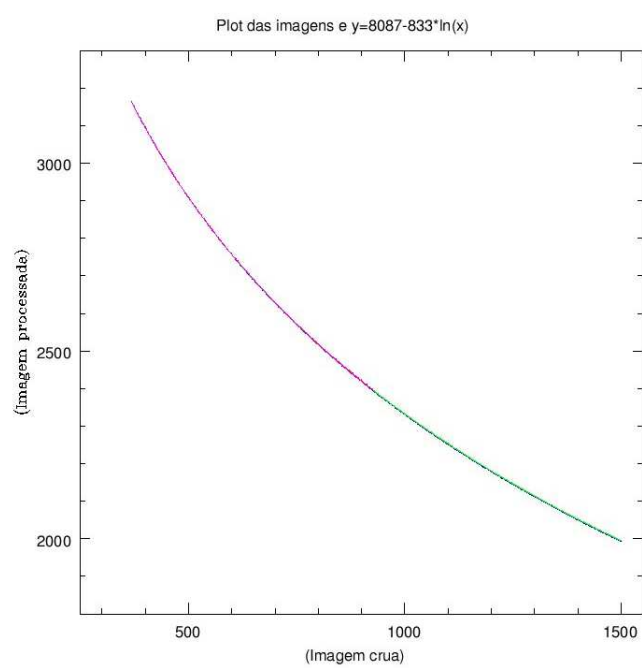


Figura 1.9: Transformação obtida diretamente entre imagem DICOM não processada e o primeiro processamento

Capítulo 2

Radiações

2.1 Fontes naturais e artificiais de radiação

Todos os indivíduos estão constantemente expostos à radiação ionizante vinda de fontes naturais. A origem dos elementos químicos provém das estrelas, já que somente o H e o He foram formados pelo Big Bang. Partindo do hidrogênio na sua composição inicial, o processo de fusão nuclear no interior das estrelas forma todos os outros elementos químicos. Por isso dizemos que somos restos de estrelas.

A maior parte das radiações ionizantes naturais provém dos raios cósmicos e vento solar, radiação cósmica que entra na nossa atmosfera vinda do espaço, que pode ter níveis diferentes em cada ponto da Terra, com valores que podem variar entre 0,2 a 0,3 mSv ao nível do mar (Ball & Moore, 1997). Outra fonte natural é o gás radônio, proveniente do decaimento natural do urânio, que é espalhado pela Terra pelo vento, com níveis dependentes da formação geológica, variando de 0,3 a 100 mSv por ano.

A radioatividade contida do solo e conseqüentemente em materiais de construção extraídos dele, decorre naturalmente de radioisótopos que estão presentes na Terra. Os níveis de radiação anuais podem variar de 0,1 a 1 mSv dependendo da região geológica. Há também a presença de radioatividade em comidas e bebidas, como em produtos minerais, ou vegetais, em doses que variam de 0,1 a 1 mSv por ano na alimentação.

As emissões provenientes do Sol garantem a luz e a vida na Terra. Mas também algumas destas radiações e partículas carregadas são associadas a causa de algumas doenças, como por exemplo o câncer de pele.

Uma proteção natural da Terra é a Camada de Ozônio, que impede a passagem de radiação ultravioleta, considerada o principal fator de causa de câncer de pele.

Outra proteção natural é o chamado Cinturão de Van Allen, formado pelo campo magnético da Terra e que em geral só permite que as partículas carregadas entrem na atmosfera da Terra pelos pólos, o que causa as auroras. Porém, em uma certa região localizada sobre o Atlântico Sul, ocorre uma maior aproximação deste cinturão com a superfície, denominada de Anomalia Geomagnética do Atlântico Sul, mais especificamente sobre o sul do Brasil, explicada devido ao centro magnético e o centro geográfico estarem deslocados um em relação ao outro, acoplado a variações na estrutura da Terra. Este fenômeno afeta desde satélites em órbita passando por esta região, e deixa esta área da superfície mais exposta à radiações.

Além das fontes naturais de radiação, os indivíduos também estão expostos a fontes artificiais, fontes de radiação ionizante produzidas pelo homem, como por exemplo, testes nucleares, que liberam descargas radioativas na atmosfera e são transportadas pelo vento, a poluição ambiental, gerada por indústrias, locais de pesquisas e materiais radioativos descartados por hospitais.

A maior exposição através de fontes artificiais já ocorrida no mundo foi devido ao acidente de Chernobyl, em 1986, quando ocorreu a explosão da usina nuclear, espalhando nuvens radioativas por muitos quilômetros contendo Césio 137, Estrôncio 90 e Iodo 131, com quantidade de radiação estimada em torno de 500 bombas nucleares, contaminando pessoas, animais, terras e plantas. Levada pelo vento, a radiação também se espalhou por centenas de quilômetros, contaminando vários países da Europa. O número total de mortos permanece desconhecido e questionado; nos primeiros meses morrem bombeiros, soldados e pessoas que auxiliaram na limpeza do local, mas muitos dos sobreviventes do acidente enfrentam graves doenças, como o câncer de tireóide, causado pela inalação de Iodo 131 liberado na explosão.

O segundo maior acidente radioativo registrado na história é o de Goiânia, em 1987. Um equipamento de radioterapia que encontrava-se numa clínica abandonada, foi roubado e vendido a um ferro-velho. A blindagem de chumbo foi violada e a cápsula contendo Césio 137 exposta. O pó que brilhava no escuro com uma coloração azulada foi manipulada por crianças e adultos, que ficavam encantados com o brilho, acreditando que fosse algo sobrenatural. O pó de cloreto de césio (ClCs) foi distribuído entre amigos e parentes, que o manusearam sem a menor preocupação. Após os primeiros sintomas da super exposição, como vômitos, náuseas, diarreia e tonturas, muitas pessoas procuraram auxílio médico, mas foram tratadas como doenças ordinárias. Levou ainda alguns dias até o conhecimento da Vigilância Sanitária e da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). Montou-se então um esquema de descontaminação, isolando inúmeras áreas, demolindo residências conta-

minadas e levando muitas pessoas a um estádio para monitoração e descontaminação. Os resultados deste acidente foram a morte imediata de 4 pessoas, centenas de pessoas monitoradas, sacrifício de animais domésticos e produção de toneladas de lixo radioativo, contendo roupas, materiais de construção e utensílios, armazenadas em um grande depósito construído.

Porém, a maior contribuição das radiações ionizante à população são as exposições médicas, através dos raios x e isótopos radioativos usados em diagnósticos e tratamentos e aos indivíduos ocupacionalmente expostos, que trabalham com fontes de radiação ionizantes, como radiologistas, dentistas, médicos, físicos, trabalhadores de indústrias nucleares, pilotos de avião e tripulação. Suas doses anuais variam de acordo com a sua ocupação, mas sempre deve ser realizado um controle dessas quantidades, mantendo-as dentro dos limites recomendados pelas normas de proteção radiológicas.

2.2 Radiação Ionizante

Quando a radiação passa através da matéria, a energia liberada por essa passagem pode produzir ionização e excitação dos átomos ou quebra de moléculas.

Pode causar danos nas células e afetar o material genético, mas pode apresentar conseqüências diferentes, dependendo se a exposição ocorreu fracionada, uma única vez ou se ocorre periodicamente, pois os efeitos biológicos podem ser diferentes para uma mesma radiação. Pode-se definir limites para estimar os riscos à saúde causados pela radiação ionizante.

Porém, nem toda radiação é ionizante, apenas aquela que possui mais alta energia, conseqüentemente, com menor comprimento de onda, é capaz de quebrar ou produzir ionização dos átomos ou moléculas

2.3 Efeitos Biológicos da Radiação

Após a descoberta dos raios x e da radioatividade, suas utilizações cresceram e longa escala e sem várias precauções, que foram surgindo com o tempo após vários eventos começarem a chamar a atenção de cientistas, como necroses na pele, queda de cabelos, efeitos em descendentes de pacientes irradiados, ou mesmo animais e plantas que sofreram exposição. Estes fatos levaram a um estudo mais detalhado dos efeitos da radiação nos seres vivos.

Quando as radiações ionizantes interagem com um ser vivo, danos podem ser

causados nas estruturas celulares, pois este tipo de radiação atua diretamente na estrutura dos átomos, alterando, conseqüentemente, as moléculas que constituem as células dos organismos vivos.

Os elétrons podem interagir diretamente com o DNA, causando modificações nas suas propriedades químicas, ou interagindo com moléculas de água, provocando a radiólise da água, que então, pode provocar a morte das células, horas, dias após a radiação, ou ainda o DNA pode parar de reproduzir-se, ou sofrer mutação. Os efeitos biológicos podem ser apresentados de formas muito diferentes, pois dependem se a dose recebida pelo indivíduo foi fracionada ou foi uma exposição única, se foi aplicada em um ponto, no corpo inteiro ou só em parte, se a exposição é contínua ou periódica (Tauhata et al., 2003).

Em função da dose e forma de resposta, os efeitos biológicos da radiação podem ser classificados em Determinísticos ou Estocásticos:

- **Efeitos Estocásticos:**

Efeitos estocásticos são aqueles que ocorrem randomicamente, isto é, há uma certa probabilidade do efeito ocorrer. Causam uma alteração aleatória na reprodução celular. Com o aumento da dose, apenas aumenta a probabilidade de ocorrência e não a severidade do dano. Não existindo um limiar de dose necessário para sua ocorrência.

Dentre os efeitos estocásticos está o câncer, a leucemia, porém, o período de latência até o aparecimento de uma lesão pode ser de anos, e a probabilidade de ocorrência depende do células modificadas de um tecido que garantirá a sua progressão.

- **Efeitos Determinísticos:**

São aqueles para os quais existe um limiar de dose para sua ocorrência e cuja gravidade aumenta com a dose. Isso quer dizer que acima de determinada dose, com certeza ocorrerá o efeito, variando sua severidade. Os sintomas podem aparecer horas, dias, semanas após a exposição, sendo caracterizados por enjoos, eritemas, cataratas, necrose e podendo chegar a morte.

Os efeitos biológicos da radiação também podem ser classificados devido ao nível de dano, podendo ser Somáticos ou Hereditários:

- **Efeitos Somáticos:**

Os efeitos somáticos são aqueles danos que ocorrem no próprio indivíduo que foi exposto à radiação ionizante.

Indivíduos ocupacionalmente expostos:	20mSv/ano
Indivíduos do público:	1mSv/ano

Tabela 2.1: Limitação de doses individuais, Ministério da Saúde, Portaria 453 (1998).

- **Efeitos Genéticos ou Hereditários:**

Os efeitos genéticos ou hereditários, como o próprio nome já diz, são aqueles transmitidos para os descendentes da pessoa irradiada, como resultado dos danos produzidos nos órgãos reprodutores, resultando de um caráter cumulativo.

2.4 Princípios e práticas de proteção radiológica

Alguns princípios de proteção radiológica devem ser utilizados para garantir a boa utilização das radiações ionizantes, pois, apesar dos danos que podem causar, ainda são incontáveis os benefícios que podem proporcionar, como por exemplo a cura de tumores através da radioterapia e a detecção precoce de doenças através do diagnóstico.

- **Justificação:** Os benefícios da exposição à radiação devem ser maiores que a probabilidade de ocorrência de um determinado dano. A utilização de radiação ou exposição deve ser justificada em relação a outras atividades, produzindo um benefício líquido positivo para os indivíduos.
- **Otimização:** Uma vez que a decisão de exposição à radiação foi tomada, o procedimento deve conter a menor dose para o paciente, seja para a realização de uma imagem, seja para um tratamento. “Tão baixa quanto razoavelmente exequível” (As Low as Reasonably Achievable – ALARA). A aplicação deste princípio requer a otimização da proteção radiológica em todas as situações onde possam ser aplicadas medidas de proteção, dentre os quais estão a escolha apropriada do equipamento, precisão na posição, imobilização, equipe treinada e sistemas de proteção, levando-se em conta os custos sociais e econômicos, tendo em vista o objetivo de reduzir a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos, já que não existe um limiar de dose.
- **Limitação de dose individuais:** As doses pessoais de indivíduos ocupacionalmente expostos, assim como de indivíduos do público, não podem exceder os limites de dose equivalente estabelecida nas Normas de proteção radiológica.

Não existe um nível de risco aceitável: qualquer dose na matéria inclui um risco de causar danos. Para indivíduos ocupacionalmente expostos, o risco limite é de 1/1.000 de desenvolver um câncer fatal, enquanto para o público é de 1/100.000.

- **Prevenção de acidentes:**

A realização do projeto e operação dos equipamentos e das instalações devem ser realizadas de tal forma a minimizar as possibilidades de ocorrer acidentes, minimizando os erros humanos que podem acarretar na ocorrência de exposições acidentais.

2.5 Unidades e Grandezas de Medida

Unidades e grandezas de medida da radiação são métodos de caracterizar e medir a radiação ionizante, possibilitando também relacionar com os possíveis danos que podem causar à saúde, assim como definir padrões que servirão como referência para a calibração dos equipamentos.

- **Exposição**

A exposição é uma grandeza dosimétrica definida como a quantidade de carga ionizada dentro de um volume de massa de ar. A unidade de medida geralmente é o *Coulomb por quilograma*, ou então *Roentgens*, que é uma unidade mais antiga:

$$D = \frac{dQ}{dm}$$

$$R = \text{roentgen} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

- **Dose Absorvida (D)**

A dose absorvida é outra importante unidade de medida, principalmente em relação aos efeitos da radiação. É definida pela quantidade de energia cedida pela radiação ionizante para uma quantidade de massa.

$$X = \frac{d\epsilon}{dm}$$

Dose absorvida pode ser medida em *joules por quilograma* ou em *Gray*.

Outra unidade é o *rad* (radiation absorbed dose), que corresponde a

Tipo de radiação	Fator de ponderação da radiação
Fótons de todas energias (Raios-x , radiação γ)	1
Elétrons de todas energias	1
Prótons com energia superior a 2 MeV	5
Partículas α e fragmentos de fissão	20
Nêutrons com energia desconhecida	20

Tabela 2.2: Tipos de radiação referentes aos seus valores do fator de qualidade (ICRP 60)

$$100 \text{ rad} = \text{gray} = \text{Gy} = 1 \text{ J/kg.}$$

- **Dose Equivalente (H)**

Dose equivalente ficou assim conhecida, mas quer dizer “Equivalente de dose”, no sentido de equivalência de dose de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico. É definida pelo produto entre a dose absorvida(D) e o fator de qualidade(Q) da radiação:

$$H = D.Q$$

Se D é expresso em *rad*, H será em *rem* (roentgen equivalent man), ou, se D é expresso em *Gray*, H será em *Sv*, onde $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$.

Para raios x, raios gama e elétron, o fator de peso da radiação, Q é igual a 1. Para partículas ionizadas, Q é maior que 1.

Os valores do fator de qualidade D são dados pelas Diretrizes de Proteção Radiológica:

- **Dose Equivalente (H_T) no órgão o tecido**

Equivalente de dose média absorvida, Q_T , em um determinado órgão ou tecido, com relação ao fator de qualidade no órgão ou tecido D_T .

$$H_T = D_T Q_T$$

A dose equivalente no órgão ou tecido é dada em *Sv*.

- **Dose Equivalente (H_E) , Equivalente de dose Efetiva (E)**

Também denominada de Equivalente de dose de Corpo inteiro, que depende

Tipo de tecido	Fator de ponderação dos tecidos
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireóide	0,01

Tabela 2.3: Alguns tipos de tecidos e seus valores do fator de ponderação (ICRP 60)

do fator de peso de órgão ou tecido W_T , e H_T é o equivalente de dose no órgão

$$E = H_E = \sum(H_T W_T)$$

Os valores de W_T estão associados a radiosensibilidade de cada órgão devido a radiação. Para a mama, o valor de W_T é 0,05. Os valores da Dose equivalente efetiva são dados em Sv .

Essa Dose Equivalente destina-se aos níveis para a radioproteção, fornecendo uma base para estimar a probabilidade dos efeitos ocorrerem, mas ainda muito abaixo do limite dos efeitos determinísticos ocorrerem.

Os pacientes não são considerados Indivíduos do Público, já que o risco pela não exposição e não tratamento é maior do que o risco pela exposição.

2.6 Energia, comprimento de onda dos raios x

Uma unidade tradicional para medida de energia é o *elétron volt* (eV), definido pela energia cinética ganha por um elétron acelerado através de uma diferença de potencial de 1 volt.

A energia dos fótons de raios x ou qualquer onda eletromagnética pode ser relacionada com a frequência de radiação, ou então, com seu comprimento de onda:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$$

onde h é a constante de Plank ($6,626 \times 10^{-34}$ J.s ou $4,135 \times 10^{-15}$ eV.s) e ν a frequência.

Utilizando um alvo de molibdênio, as energias de emissão da radiação característica da série K são 17,5 keV e 19,6 keV.

Podemos calcular qual o menor comprimento de onda de um fóton de raios x emitido por essas energias:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$$

$$\lambda = \frac{hc}{E_{max}}$$

$$\lambda_{min} = \frac{4,135 \times 10^{-15} eV \cdot s \times 3 \times 10^8 m/s}{19,6 \times 10^3 eV}$$

$$\lambda_{min} = 0,632 \text{ \AA}$$

O **Poder de Resolução** é a capacidade de mostrar detalhes dos objetos, pois se a superposição destes for muito grande, o observador não conseguirá distinguí-los.

O Poder de Resolução depende da separação angular entre dois pontos, definida como θ , depende da abertura de fenda b e do comprimento de onda λ , determinado pela equação:

$$\text{sen}(\theta) = 1,22 \frac{\lambda}{b}$$

Quanto menor o ângulo θ , maior será o poder de resolução, menores serão as estruturas possíveis de serem diferenciadas.

$$\theta \simeq \text{sen}(\theta) = 1,22 \frac{0,632 \times 10^{-10}}{1 \times 10^{-3}} = 7,3 \times 10^{-8}$$

Essa será a separação angular entre duas estruturas puntiformes, para o d_{min} de 0,632 Å

No mamógrafo, a distância do tubo de raios x ao detector é fixo, correspondendo a uma distância de 60 cm (D), então, a separação mínima (d) que dois objetos podem estar para ser resolvida, para pequenos ângulos será:

$$\theta_R = \frac{d}{D}$$

$$d = 4,3 \times 10^{-8} m$$

Capítulo 3

Fundamentos físicos

3.1 Raios x

Os raios x não foram inventados, mas sim, descobertos, e de modo acidental, por Wilhelm Roentgen em 1895. Foram chamados assim porque sua natureza era desconhecida até então. Muitas aplicações destas descobertas começaram a serem utilizadas, principalmente após a publicação de um resumo sobre a descoberta da radiação "x", espalhando a notícia pelo mundo e um mês depois já era utilizada em um hospital de Londres para monitorar os ferimentos de um braço quebrado.

Depois de muitos estudos e pesquisas, foi descoberto que os chamados raios x são radiação eletromagnética de alta energia e que têm origem na eletrosfera ou através do freamento de partículas carregadas no campo eletromagnético do núcleo atômico, com comprimento de onda menor que aproximadamente $1 \text{ \AA} = 10^{-10} \text{ m}$. Os raios x podem ser gerados através de processo de súbita mudança na direção de um elétron viajando em alta velocidade ou através de uma transição de um elétron de um estado de mais alta energia para um estado de mais baixa energia. Podem ser produzidos em um tubo de raios x quando um feixe de elétrons é acelerado em direção a um alvo através de uma diferença de potencial de alguns milhares de volts e freado ao atingir o alvo, gerando a emissão de um espectro contínuo de energia de radiação eletromagnética, além de linhas de energia característica do material do alvo.

Bremsstrahlung e Radiação Característica são as formas de produção dos raios x:

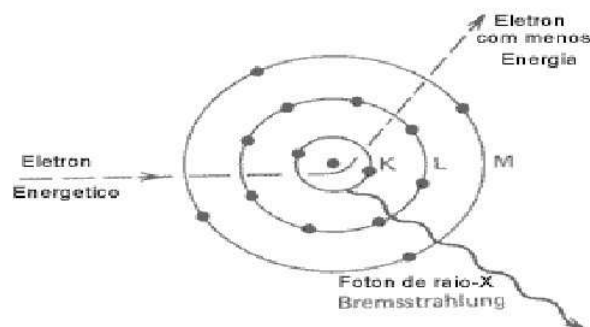


Figura 3.1: Esquema da produção de raios x de freamento, ou *bremsstrahlung*.

3.1.1 Raios-x *Bremsstrahlung*

Quando elétrons rápidos interagem com a matéria, parte de sua energia é convertida em radiação eletromagnética na forma de desaceleração, também chamado de *Bremsstrahlung* (radiação de freamento, em alemão).

Os raios x de freamento são gerados pela interação dos elétrons desacelerados bruscamente por um alvo. A energia cinética de um elétron que é desacelerado pela interação com o núcleo do alvo causa a emissão de um fóton. O elétron interage com o núcleo através de uma interação coulombiana, transferindo diferentes quantidades de energia para o núcleo, podendo chegar a uma transferência total. Assim, os fótons podem ter um comprimento de onda que variam desde um valor mínimo até infinito, correspondendo as diferentes energias perdidas na colisão, gerando um espectro de energia contínuo. A energia mínima será quando houver menor interação do elétron com o alvo, até a energia máxima quando ocorre a transferência total, que é perdida pelo elétron e utilizada na produção do fóton de raios x.

A radiação de freamento não ocorre somente em tubos de raios x, mas sempre que houver a colisão de elétrons rápidos com a matéria, como por exemplo os raios cósmicos, elétrons freados em acelerados de partículas, ocorrendo o processo de geração de fótons de raios x pela perda de energia cinética por elétrons.

3.1.2 Raios-x Característicos

Quando um elétron orbital é tirado de sua configuração normal por algum processo de excitação, o átomo pode permanecer por um curto intervalo de tempo num estado excitado. Os elétrons se rearranjam de forma a deixar o átomo novamente no seu estado de menor energia. A energia liberada nesta transição é dada na forma de fótons de raios x característicos, com energia igual a diferença de energias dos estados

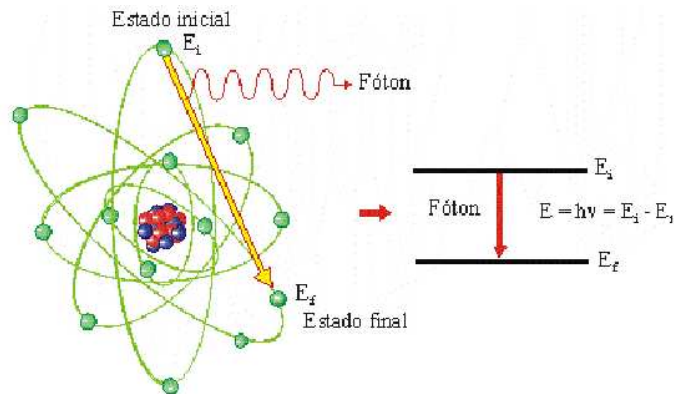


Figura 3.2: Esquema da produção de raios x característicos, Tauhata et al. (2003).

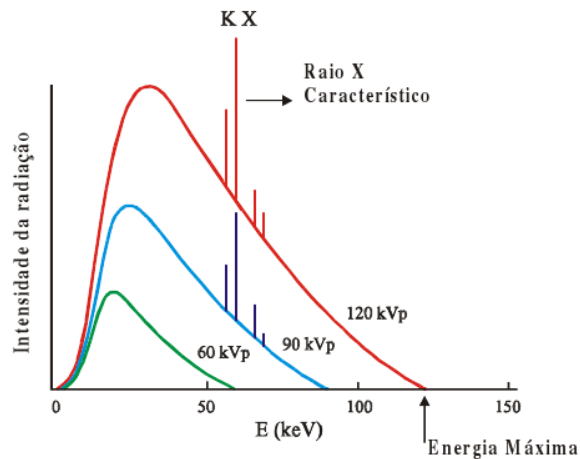


Figura 3.3: Espectros de raios x característicos e *Bremsstrahlung*, Tauhata et al. (2003).

final e inicial.

A transição pode ocorrer por exemplo quando uma vacância é criada na camada K, mais interna, e um elétron da camada L decai para o estado de menor energia, sendo emitido um fóton chamado $K\alpha$, com energia igual à diferença dos níveis K e L. Ou um elétron da camada M para K, gerando emissões $K\beta$. Outras emissões também ocorrem das camadas seguintes, mas as séries-K são geralmente as mais significantes pela maior energia. O espectro é discreto e caracteriza o material do alvo envolvido. O número atômico do material do alvo afeta a energia do feixe produzido. Átomos com alto número de prótons interagem mais com os elétrons vindos do filamento, pois seus núcleos possuem uma grande carga elétrica positiva. Por outro lado, variando o material do alvo, a energia dos fótons de radiação característica é modificada, mas não a radiação *Bremsstrahlung*, somente sua intensidade.

3.2 Efeitos de Interação da Radiação com a Matéria

Os principais fenômenos de interação dessas radiações com a matéria são: o Efeito Fotoelétrico, o Espalhamento Compton e a Produção de Pares. Após a interação com a matéria, ocorre a produção de radiação secundária, que também pode acabar chegando ao detector, fazendo parte da formação da imagem, mas não correspondendo as estruturas ou pontos da objeto.

3.2.1 Efeito Fotoelétrico

O Efeito Fotoelétrico é caracterizado pela emissão de elétrons de uma superfície devido a incidência de luz. Por algum tempo os aspectos deste efeito ficaram desconhecidos, pois as teorias clássicas não conseguiam explicar. Em 1905 Einstein propôs uma nova teoria, descrevendo a energia como quantizada em pacotes, chamados de *fótons*.

A nova teoria de Einstein explicava que no processo fotoelétrico, a energia do fóton é completamente absorvida pelo elétron, relacionado a energia do fóton com sua frequência ν na equação $E = h\nu$. Quando o elétron é emitido do átomo, sua energia cinética máxima será

$$E_{max} = h\nu - \omega_0$$

onde ν é a frequência do fóton incidente e ω_0 a função trabalho, energia mínima necessária para o elétron escapar das forças atrativas que o ligam.

A energia cinética máxima não depende da intensidade de iluminação, o que acreditava-se até então. A intensidade da luz apenas faz com que aumente a quantidade de fótons e E_{max} está relacionada com a frequência da luz. É eliminada também a hipótese da existência de um tempo de retardo, pois a energia necessária para arrancar um elétron é fornecida em "pacotes" e não espalhada pela superfície e se os fótons tiverem uma frequência menor que $\frac{\omega_0}{h}$, não terão a energia suficiente para ejetar os fotoelétrons.

A interação do fóton com um átomo, ejetando um elétron, provoca a emissão de um ou mais fótons de radiação característica. A vacância deixada pelo fotoelétrico emitido é posteriormente preenchida por outro elétron, juntamente com a emissão de um fótons de raios x característico. O efeito fotoelétrico é o processo dominante para interações de raios x de relativamente baixas energias.

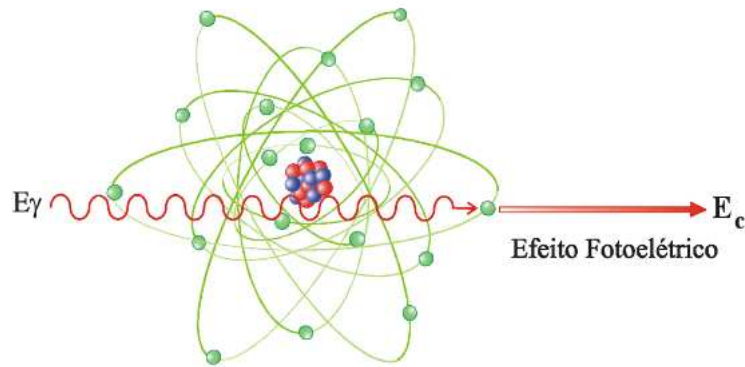


Figura 3.4: Efeito Fotoelétrico, Tauhata et al. (2003).

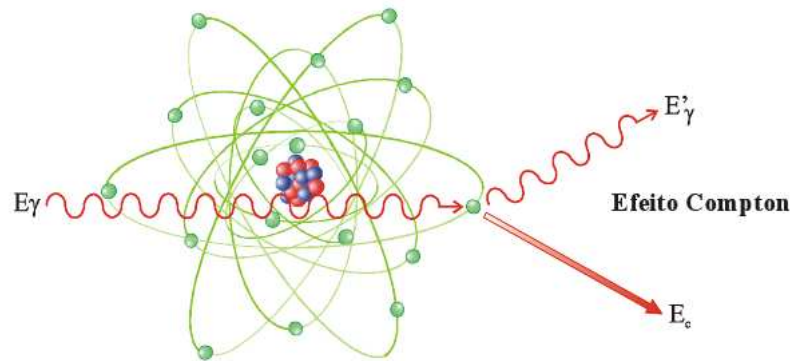


Figura 3.5: Espalhamento Compton, Tauhata et al. (2003).

3.2.2 Espalhamento Compton

No efeito Compton, o fóton interage com um elétron livre ou fracamente ligado ao átomo, cedendo parte de sua energia para o elétron, na forma de energia cinética, reduzindo a energia do fóton incidente.

Um feixe incidente de comprimento de onda λ sobre um material de alvo produz uma deflexão dos fótons incidentes, através de um ângulo com relação à direção inicial, como mostrado na figura 3.5. A radiação espalhada é composta pelos fótons que colidiram com os átomos, independente do material que constitui o alvo, e cederam parte de sua energia para o elétron.

A Equação de Compton para a transferência de energia e o ângulo de espalhamento é derivada das equações de conservação de energia e de momentum, chegando-se a relação entre a diferença e o comprimento de onda do fóton incidente e do fóton

difratado em função do ângulo de espalhamento:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \lambda_C(1 - \cos\theta)$$

onde $\lambda_C = \frac{h}{m_0c} = 0,0243\text{\AA}$, chamado de *comprimento de onda de Compton*, e $\Delta\lambda$ é o *deslocamento Compton*, que depende do ângulo segundo o qual o feixe incidente é espalhado, podendo variar desde zero, quando o ângulo de espalhamento for zero, até um máximo, com $\lambda_C = 2\frac{h}{m_0c}$, quando o fóton incidente colide frontalmente e tem seu sentido de movimento invertido.

3.2.3 Espalhamento Coerente

O espalhamento coerente, ou espalhamento Rayleigh, discutido para a luz visível pelo cientista Lord Rayleigh, ocorre quando o fóton é desviado mas sem perda de energia. Ocorre devido a interação do fóton e um átomo como um todo, como em uma colisão elástica, devido a grande massa do átomo, pouca energia é absorvida por ele. Então, os fótons incidentes têm a energia conservada e sofrem variação de momentum após o espalhamento pelo átomo.

3.2.4 Produção de Pares

Outro processo para a conversão da energia dos fótons na interação com a matéria é a *produção de pares*, onde um fóton de alta frequência ν perde toda sua energia na interação com o núcleo atômico, criando um par *elétron-pósitron* com certa energia cinética, ambos possuindo a mesma energia de repouso m_0c^2 . Somente quando a energia do fóton exceder duas vezes esta energia, isto é, for superior a $2m_0c^2 = 1,22\text{MeV}$, ocorrerá a produção de um par elétron-pósitron, de forma que, através de conservação de energia, momentum e carga, chega-se a uma relação: $h\nu = E_{e^-} + E_{e^+} + 2m_0c^2$, onde E_{e^-} e E_{e^+} são as energias cinéticas do elétron e do pósitron, respectivamente.

O pósitron, uma antipartícula que contém as mesmas propriedades de um elétron, porém de sinal positivo de sua carga, é subsequentemente aniquilado viajando pelo meio material, gerando outros dois fótons, cada um com energia de pelo menos 0,511 MeV, movendo-se em direções opostas.

A produção de pares é um fenômeno de altas energias, necessitando a participação de fótons de raios-x de grandes energias ou radiação γ . Na natureza, os pares elétron-pósitron são produzidos através de raios cósmicos ou em laboratórios

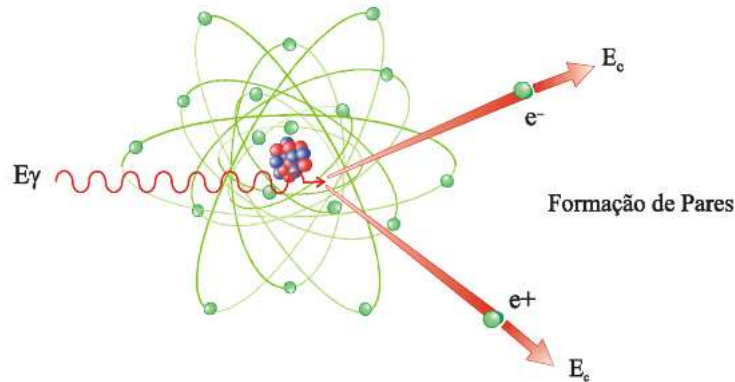


Figura 3.6: Produção de pares

obtidos através de aceleradores de partículas.

Na radiologista diagnóstica, a produção de pares não ocorre, pois a energia utilizada, que é em torno de 50KeV a 150KeV, não é suficiente para provocar a produção de pares.

3.2.5 Coeficientes de atenuação

As imagens radiográficas baseiam-se no fato da distinção dos objetos pela sua diferença de densidades radiográficas. A atenuação do feixe de intensidade inicial da radiação incidente que atravessa o corpo de acordo com o coeficiente de atenuação das estruturas, forma uma imagem das variações espaciais de densidade.

A relação entre as densidades da radiação incidente I_0 e da emergente I do corpo é dada por:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

onde x é a espessura do material e μ a probabilidade do feixe sofrer atenuação devido aos processos de interação dos fótons com a matéria, com:

$$\mu = \alpha + \tau + \gamma + \kappa$$

onde os coeficientes são devido a probabilidade de espalhamento e absorção dos fótons para fora do material absorvedor em relação as interações:

- α : Efeito Fotoelétrico

- τ : Espalhamento Compton
- γ : Espalhamento Coerente
- κ : Produção de pares

As densidades radiográficas dizem respeito a capacidade de penetração do feixe nos tecidos, formando na imagem uma aparência mais clara aqueles tecidos mais absorventes, enquanto os menos absorventes contribuem para regiões escuras.

Material	Densidade (g/cm ³)
Tecido Adiposo	0,93
Tecido Glandular	1,04
CaCO ₃	2,93
CsI:Ti	4,51
Gd ₂ O ₂ S:Tb	7,34

Tabela 3.1: Materiais e suas densidades radiográficas, Lemacks et al. (2002)

As densidades dos tecidos mamários são muito semelhantes, gerando imagens de baixos contrastes entre elas, sendo que os tecidos fibroso e glandular possuem densidades muito similares. O tecido adiposo oferece densidade diferente dos demais, aparecendo mais escuro nas mamografias, pois é menos absorvedor.

Por causa da utilização da grade, os materiais que produzem maior espalhamento também irão contribuir significativamente para a formação da imagem, pois desviam os fótons do feixe primário, fazendo com que eles não cheguem ao detector.

3.2.6 Componentes do Equipamento Mamográfico

Esquematizando um equipamento de mamografia com seus componentes:

- Cabeçote do equipamento: onde se encontram o tubo de raios x
- Filtros
- Colimadores, responsáveis pelo tamanho do campo irradiado
- Compressor
- Grade antidifusora
- Detector
- Controle automático de exposição

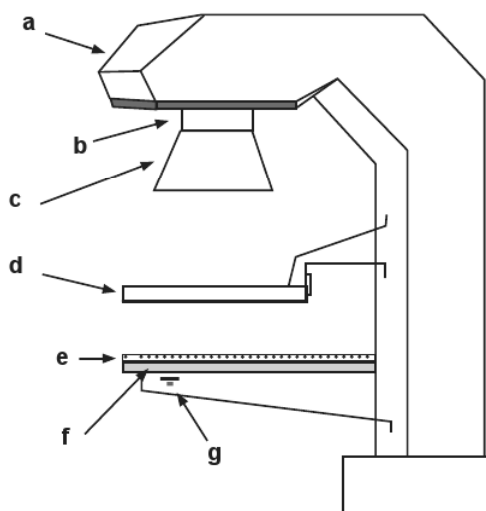


Figura 3.7: Componentes básicos de um equipamento de mamografia, Almeida et al. (2007).

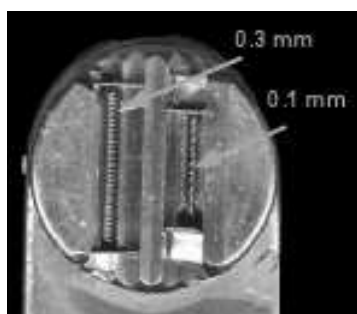


Figura 3.8: Filamentos do tubo: foco fino e foco grosso, Almeida et al. (2007).

3.3 Tubos de raios x

Os tubos de raios x são formados por um tubo de vidro denominado ampola, dentro do qual é feito vácuo, um filamento, o cátodo e um alvo, o ânodo, tendo uma janela por onde passa o feixe útil. É necessário se fazer vácuo dentro do tubo para que se evite oxidação e para que os elétrons termoiônicos não colidam com os elétrons do ar, causando ionização e reduzindo sua energia cinética.

O princípio de funcionamento consiste em passar uma corrente pelo cátodo, onde ocorre o potencial negativo do tubo e há produção de elétrons que são acelerados pela diferença de potencial entre este e o ânodo, mantido em potencial positivo pela aplicação uma voltagem, ocorrendo a transferência de energia desses elétrons incidentes para o material do alvo através dos processos de colisão e de freamento.

O filamento, que geralmente é constituído de tungstênio, libera elétrons por efeito termoiônico, e deve ser feito de um material que possua um alto ponto de fusão, baixa

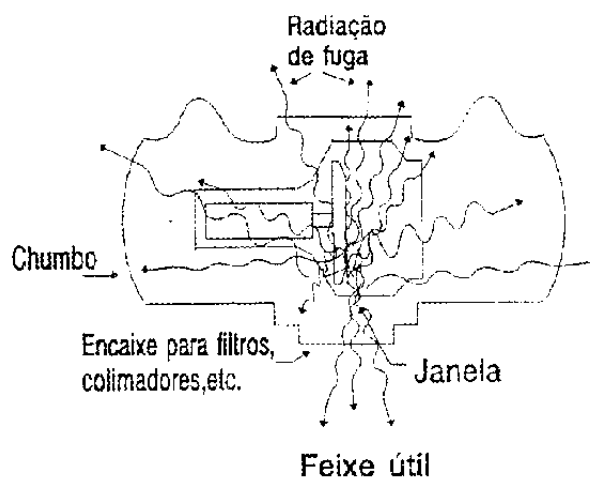


Figura 3.9: Tubo de raios x e seus componentes, Almeida et al. (2007).

pressão de vaporização e baixa função trabalho; enquanto o ânodo é constituído por um bom condutor de calor, com alta capacidade térmica, alto número atômico e ponto de fusão. Existem dois filamentos no tubo, um com tamanho de 0,3 mm, chamado de foco fino, outro de 1 mm, mostrados na figura 3.8, que são utilizados de acordo com a necessidade de corrente.

Nos tubos atuais, ocorre que apenas 1% da energia incidente participa da produção de raios x; os demais 99% são perdidos em forma de energia térmica, fazendo com que seja necessário um bom sistema de refrigeração nos equipamentos. O tubo é colocado dentro de uma proteção de chumbo, alumínio ou cobre, reduzindo a radiação espalhada, possuindo apenas uma janela por onde passa o feixe útil, isto é, a parte do feixe que atravessa o paciente, formando a imagem.

Uma das formas de tentar evitar esse grande aquecimento é construindo um tubo de raios x com ânodo giratório, pois assim a superfície do alvo vai variando, enquanto no tubo de ânodo fixo, é sempre a mesma, concentrando toda a energia numa pequena área. Por isso o tubo com ânodo rotatório ocupa a vasta maioria das aplicações, permitindo maior dissipação de calor, pois o ânodo gira durante a exposição radiográfica, mudando constantemente a posição da superfície onde ocorre o impacto dos elétrons. O ânodo fixo é utilizado em tubos de baixas correntes, como por exemplo nos equipamentos odontológicos ou nos equipamentos de raios x portáteis.

Outro ponto a ser considerado é a voltagem (kV), que é a diferença de potencial aplicada entre o cátodo e o ânodo no tubo de raios x, e determina a máxima energia dos fótons. Abaixo de um valor crítico, os elétrons chegando no alvo não terão

energia suficiente para causar a emissão de raios x. Enquanto a corrente (mA) afeta somente a intensidade do feixe, o material do alvo afeta a energia do feixe.

A característica diferencial entre a mamografia e a radiologia convencional é a energia dos feixes. Um feixe mais monoenergético utilizado na mamografia possibilita a diferenciação de partes moles, já que as estruturas que formam a mama são todos tecidos com números atômicos semelhantes, enquanto o espectro contínuo gerado pelo tungstênio permite a visualização de estruturas radiografadas com números atômicos bem diferenciados.

O fluxo é uma medida de quantidade de energia por unidade de tempo por área, sendo que o fluxo total de um feixe heterogêneo pode ser vista como a soma das componentes individuais. A qualidade (frequência) do raios x determina o poder de penetração do feixe, sendo proporcional a tensão de operação e a filtração utilizada.

As baixas voltagens no tubo reduzem o feixe espalhado, reduzindo também a dose recebida pelo paciente. A compressão é um artifício utilizado pela mamografia para reduzir o volume de tecido irradiado, o que faz com que aumente a densidade, aumentando a absorção e diminuindo o espalhamento. A radiação espalhada que alcança o receptor de imagem reduz as informações registradas.

Quem faz o exame mamográfico é um técnico em radiologia, e quando efetua a exposição, permanece atrás de um vidro blindado com uma película de 1mm de chumbo.

3.3.1 Filtração

Os tubos de raios x designados para operar em baixas voltagens, como os empregados em mamografia, possuem ânodos constituídos de Molibdênio (Mo), Ródio (Rh) ou Tungstênio (W), pois sua emissão da série K de raios x característico faz uma valiosa contribuição para os raios x de saída, tornando o feixe quase monoenergético, enquanto a contribuição dos raios x *Bremsstrahlung* do tungstênio caracterizam um feixe mais polienergético, utilizado na radiologia convencional.

O Molibdênio e o Ródio são utilizados devido a sua energia característica, enquanto os filtros, que permitem a remoção de fótons de baixa energia que não contribuem para a formação da imagem, apenas para aumentar a dose, são escolhidos de acordo com a anatomia da mama, por exemplo, para mamas maiores e mais densas utiliza-se uma combinação de alvo/filtro: Mo/Rh ou Rh/Rh, enquanto para mamas menores é recomendado Mo/Mo, proporcionando um bom contraste mesmo com menor dose. A energia do fóton mais provável da emissão do molibdênio está entre 17 a 19 keV, enquanto a do ródio varia de 20 a 22 keV, como apresenta a figura

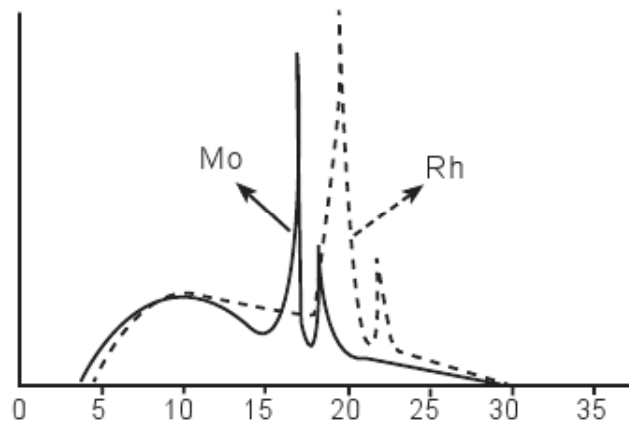


Figura 3.10: Espectro de um feixe de raios x para alvos de molibdênio e ródio, Almeida et al. (2007).

3.10.

Os filtros, que são utilizados para reduzir as doses de radiação no paciente, são constituídos por finas camadas de materiais. A utilização de um filtro de molibdênio, por exemplo, em conjunto com um alvo deste mesmo material, oferece vantagens especiais, onde a energia mais utilizada é transmitida com mínima perda de intensidade.

3.3.2 Camada semi-redutora

Quando o feixe de radiação passa através de um material absorvedor, ocorre a redução da intensidade do feixe. A camada semi-redutora é a espessura necessária para reduzir a intensidade do feixe a metade. O coeficiente de atenuação μ depende do material atenuador e da energia do feixe incidente, de forma que redução da intensidade é dada pela expressão:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

onde I_0 é a intensidade da radiação incidente, x é a espessura do material absorvedor e I a intensidade transmitida.

A filtração total do feixe útil, de acordo com a Ministério da Saúde, Portaria 453 (1998), deve ser de no mínimo de 2,5 mm de alumínio ou 0,03 mm de molibdênio para os equipamentos mamográficos.

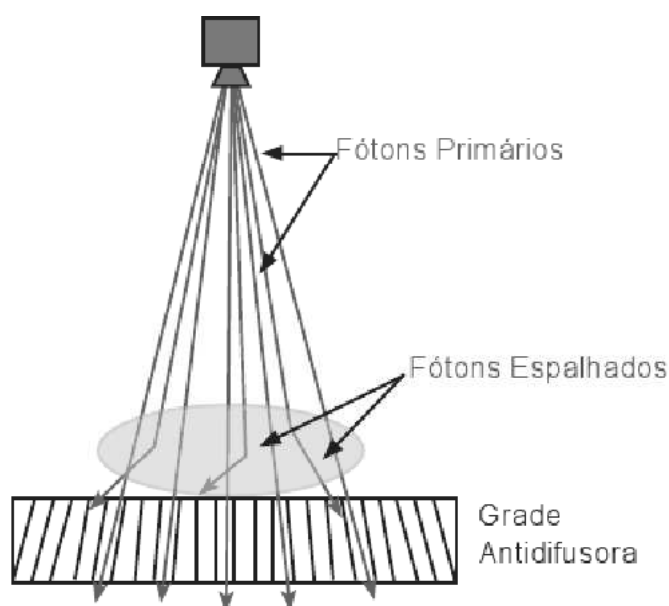


Figura 3.11: Grade antidifusora, que diminui a quantidade de fótons espalhados que entram no detector, Almeida et al. (2007).

3.3.3 Grade

A grade antidifusora é responsável pela remoção da radiação secundária, devido ao feixe espalhado, evitando que ela chegue ao detector, gerando informações falsas e causando borramento na imagem. A grade é constituída de barras de chumbo orientadas verticalmente como mostra a figura 3.11, ou podem ser grades celulares feitas de cobre, que removem fótons espalhados e permitindo que somente aqueles que incidem paralelamente cheguem ao detector.

3.3.4 Controle automático de exposição

O controle automático de exposição é constituído de fotodetectores posicionados abaixo do receptor de imagem, medindo a quantidade de radiação que chega a ele, cessando a exposição quando esta chega a um determinado nível, correspondendo a densidade óptica desejada para a produção da imagem.

Em geral, o detector do controle automático está posicionado sob a região de maior densidade da mama, próxima ao tórax. Os aparelhos permitem a operação automática ou manual, assim, se a mama for muito densa ou volumosa, a posição do detector pode ser alterada, como quando for realizado um exame de mama com prótese, compensando adequadamente a energia da exposição e a espessura da mama.

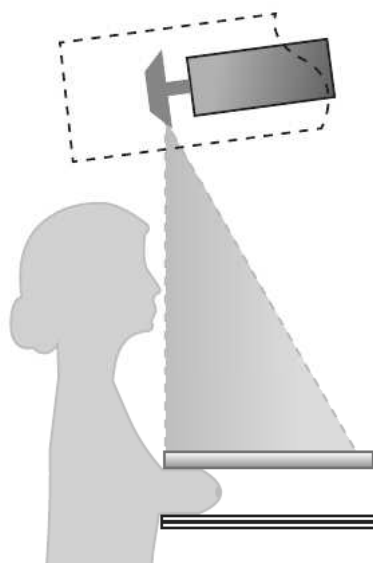


Figura 3.12: Esquema do posicionamento do tubo de raios x nos equipamentos de mamografia atuais, possibilitando uma imagem mais homogênea por fazer com que a intensidade do feixe seja maior nas proximidades do tórax, onde há maior densidade, Almeida et al. (2007)

3.3.5 Ponto Focal

É chamada de ponto focal a pequena parte da área do ânodo que participa da produção dos raios x, pois não é toda a área do ânodo que está envolvida na produção, tendo efeito direto na resolução da imagem radiográfica, influenciando a visualização de detalhes. O tamanho está relacionado com a resolução e com a dissipação de calor; quanto menor o ponto focal, melhor será a nitidez da imagem, porém, quanto maior sua área, mais fácil será a dissipação do calor. Deve-se então encontrar um tamanho ideal para o ponto focal de forma a não perder tanta nitidez da imagem e ser possível uma boa dispersão.

3.3.6 Efeito Anódico

Efeito Heel, também conhecido como Efeito Anódico, é um efeito intrínseco dos equipamentos de aquisição de imagens, gerando uma distribuição irregular de intensidade dos raios x, pois ocasiona uma iluminação não uniforme nas imagens, devido à inclinação do ânodo, fazendo com que os elétrons que o atingem percorram diferentes espessuras, sofrendo atenuações diferentes em decorrência da profundidade percorrida durante a produção dos raios x.

O efeito anódico faz com que a intensidade do feixe de raios x seja maior no lado

do cátodo. Isso provoca uma variação de intensidade da radiação incidente sobre o paciente, fazendo com que certas regiões da imagem recebam mais radiação do que outras, podendo prejudicar o contraste necessário para detectar pequenas estruturas. Mas esta aparente desvantagem pode ser utilizada de forma benéfica, por exemplo, numa radiografia de tórax, posicionando a parte mais espessa do paciente no lado onde está o cátodo. Também possibilita uma diminuição significativa na dose, pois o posicionamento diferenciado permite que grande parte do tórax deixe de ser exposto, sem necessidade, como esquematizado na figura 3.12.

No caso da mamografia este efeito também se torna importante, pois a forma cônica da mama torna necessário que a intensidade da radiação próxima ao tórax seja maior do que na extremidade, proporcionando assim uma imagem mais uniforme. Os tubos de raios x utilizados na mamografia já são posicionados de forma apropriada para isso, de modo que o lado do cátodo esteja voltado para o peitoral do paciente. A compressão da mama também auxilia para minimizar o efeito, mas mesmo assim, a região do peitoral ainda é mais densa.

Capítulo 4

Materiais e métodos

4.1 Ruído

Ruído é qualquer sinal externo ou flutuação não desejada sobreposta ao sinal da fonte. Expondo um detector a um feixe uniforme de raios x, o número real de fótons contados no detector varia a cada pixel da imagem, ao contrário do que esperaríamos, isto é, um escurecimento uniforme ponto a ponto. Isto ocorre devido a natureza estatística, ou estocástica, dos processos de atenuação, fazendo com que haja esta variação do número de fótons absorvidos, e são estes que produzem as informações, e também uma flutuação estatística na própria emissão dos raios x. O ruído pode fazer com que informações da imagem sejam ocultadas, como por exemplo estruturas de baixo contraste, assim como afetar a resolução espacial, diminuindo a capacidade do sistema de separar objetos pequenos e próximos, como o caso das microcalcificações.

Podemos supor que uma certa média de fótons M é absorvida em cada ponto do detector durante uma exposição. O que pode ser observado com isso é uma flutuação no número de fótons absorvidos, definido pelo desvio padrão médio σ . O desvio padrão estocástico (σ) é aproximadamente igual a raiz quadrada do número médio de fótons absorvidos, somado aos demais ruídos, isto é:

$$\sqrt{M} + \text{ruído não estocástico} = \sigma$$

Para uma distribuição randômica de absorção em uma placa homogênea, cerca de sessenta e oito por cento (68%) de todos os pixels absorvem entre $(M-\sqrt{M})$ e $(M+\sqrt{M})$ fótons. Noventa por cento (90%) absorvem entre $(M+2\sqrt{M})$ e $(M-2\sqrt{M})$ e noventa e nove vírgula nove (99,9%), estão dentro de 3 sigmas.

Essa aleatoriedade da absorção de fótons é chamada de ruído quântico, ou randômico, que fica superposto ao sinal das informações do paciente, podendo obscurecer sinais da imagem. Como por exemplo em regiões densas da mamografia, que possuem baixo contraste, a visualização pode ser dificultada se o ruído for muito grande.

Ao ruído associado a uma imagem, consideramos o ruído médio relativo, isto é, a razão da flutuação \sqrt{M} de fótons absorvidos pela média M . Então, o ruído relativo será dado por (\sqrt{M}/M) que é $(1/\sqrt{M})$. Quanto maior é o número de fótons detectados, menor é o ruído relativo. No caso de haver correlação do ruído na imagem, usamos uma determinação de ruído local. A Razão Sinal Ruído (do inglês, *Signal to Noise Ratio* - SNR) é a razão entre o sinal M e o ruído \sqrt{M} : quanto maior for o número de fótons, maior será o razão sinal/ruído.

A razão sinal/ruído é uma limitação fundamental na percepção dos objetos; ela deve ser alta para maximizar a informação, se esta razão for baixa, a imagem será ruidosa. Por outro lado, a tentativa de aumentar a relação sinal/ruído faz com que aumente a dose, então é preciso haver um equilíbrio entre uma imagem aceitável para diagnóstico e a menor exposição possível para o paciente.

Fontes de ruído incluem o ruído randômico, devido a incerteza nas contagens, o ruído de leitura, causado pelo ruído térmico, devido ao movimento dos átomos, a corrente de escuro, pois, mesmo na ausência de sinal, pode haver a formação de pares de elétron-lacuna no detector, geralmente dependentes da temperatura.

A detecção de pequenas malignidades se torna ainda mais complicada em mulheres jovens que possuem uma mama mais densa. Regiões densas são geralmente ruidosas e apresentam baixo contraste, enquanto microcalcificações possuem propriedades de alta atenuação, mas seu pequeno tamanho tende a apresentar baixos contrastes locais.

A contagem no número de fótons das imagens apresenta uma flutuação estatística, por isso estruturas de baixo contraste podem apresentar dificuldades para serem diferenciadas do ruído. Pode-se então avaliar a probabilidade de um ponto ser real, como uma lesão da mama ou ser devido ao ruído estatístico, estudando o ruído e sua distribuição, para determinar os níveis de detecção tanto espacial quanto em intensidade. Este estudo é o objetivo do nosso trabalho, que é possível pois o ruído é Poissônico, como mostrado nas figuras 4.1 através dos valores dos pixes de ROIs com valores de fundo, quer dizer, sem conter objetos simuladores no seu interior e na direção sem atenuação caudada pelo efeito anódico.

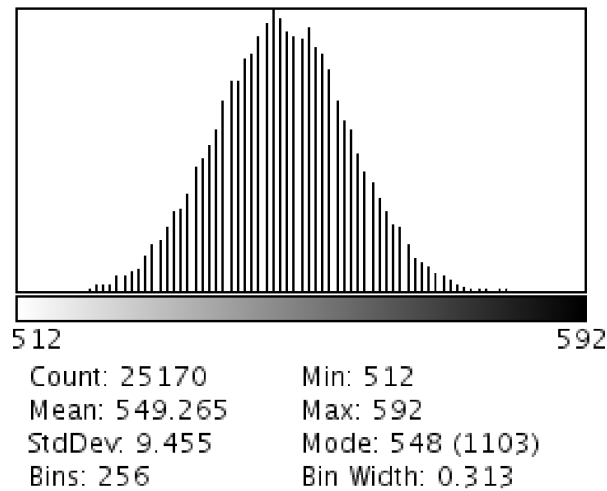


Figura 4.1: Distribuição Poissônica das contagem dos pixels de fundo de uma imagem obtida no mamógrafo DR

4.2 ImageJ

O ImageJ é um programa gratuito, disponível para qualquer usuário, que possibilita abrir, analisar, processar, salvar imagens nos formatos DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), que é o padrão popular de imagens médicas, mas também nos formatos TIFF, GIF, JPEG, raw, dentre outros, de 8-bits, 16-bits ou 32-bits. É um programa de domínio público, escrito em Java, desenvolvido para processamento de Imagens Médicas (ImageJ, 2008) que possui versões para Linux, Windows e Apple. Este é o programa que utilizamos em nosso trabalho, por ser acessível a partir de qualquer tipo de computador, e pode ser usado nas clínicas de radiologia e pelos médicos

O programa apresenta uma janela contendo uma barra de ferramentas, com as opções para fazer seleções de interesse nas imagens, podendo ser retangulares, ovais, poligonais ou de traçado livre; também permite fazer seleção de linha reta ou traçado livre. É possível utilizar as mesmas áreas de interesse em diversas imagens abertas em janelas diferentes, importante quando usamos, por exemplo, a imagem processada para selecionar uma área de interesse e a imagem raw para a estatística.

Quando o cursor está posicionado sobre algum ponto da imagem, apresenta as coordenadas e valor de contagens do determinado pixel; também é possível ampliar, marcar e escrever sobre as imagens.

Também podemos realizar operações matemáticas sobre ou entre imagens, permitindo que várias imagens sejam executadas simultaneamente, dependendo apenas do limite de memória do computador. Pode ainda criar gráficos estatísticos, mani-

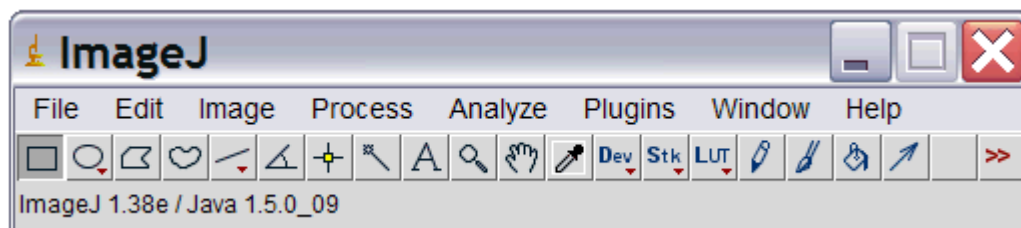


Figura 4.2: Janela de comandos do ImageJ

pulação de contrastes, detecção de bordas, calcular o valor de um pixel selecionado, criar histogramas e linhas de perfil da imagem.

Os histogramas apresentam a distribuição em escala de cinza da imagem ou da seleção desejada, a contagem total, o valor médio, mínimo, máximo e moda.

As imagens (mamogramas) que são utilizadas neste trabalho são de 16-bits, apresentando valores inteiros em escalas de cinza de 0 a 65.536.

4.3 DICOM

DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine) é um sistema criado para padronizar imagens médicas, permitindo também a troca de informações entre equipamentos médicos. O padrão define uma série de regras que permite a transferência, tratamento e armazenamento de imagens de tomografia, radiografia, ressonância magnética, medicina nuclear e ou outros exames diagnósticos ou de tratamento.

Desenvolvido pelo American College of Radiology (ACR) e pela National Electrical Manufacturers Association (NEMA), estes lançaram a primeira versão em 1985, tendo iniciado os trabalhos em 1983, quando divulgaram a ACR-NEMA Version 1.0, modificada em 1988 para a segunda versão, com algumas melhorias, correção de erros, a ACR-NEMA Version 2.0. Em 1993 foi apresentada a versão ACR-NEMA DICOM do padrão atual também conhecido como DICOM 3, com novas alterações necessárias.

O padrão DICOM possibilita a comunicação das imagens e informações associadas entre equipamentos, computadores, médicos e hospitais, permitindo que as imagens geradas por aparelhos de fabricantes diferentes possam ser compatíveis para permitir a troca de informações, mantendo a fidelidade da imagem original.

A otimização do tamanho das imagens também facilita a transferência e armazenamento de dados. Por exemplo, na mamografia digital, cada imagem contém menos de 9Mb. Todas as imagens deste trabalho estão dentro do padrão DICOM.



Figura 4.3: Phantom Mama – ACR, RMI modelo 156

4.4 Simuladores Mamográficos

Os simuladores mamográficos são utilizados para que seja possível fazer um estudo controlado das imagens, com objetos simuladores de tamanhos variáveis mas conhecidos. Também são usados para a determinação das características intrínsecas dos mamogramas e equipamento.

Utilizamos um simulador mamográfico: o Simulador Mamográfico da Radiation Measurements, Inc. Mammographic Accreditation Phantom Modelo 156, que é aceito pelo Colégio Americano de Radiologia – ACR, e também pelo Colégio Brasileiro de Radiologia, que o incluiu em seu Programa de Controle de Qualidade em Mamografia, através dos requisitos estabelecidos na Portaria Nº 453 de 01 de Junho de 1998 do Ministério da Saúde.

O simulador, colocado no aparelho de raios x na posição onde ficaria a mama e simulando o tamanho de uma mama média, gera uma imagem base que deve ser analisada, avaliando a qualidade desta imagem. Com este simulador podemos identificar a menor variação que poderia levar a uma redução da qualidade das imagens clínicas, e também oferecer uma forma de padronização para os profissionais, pois a precisão do diagnóstico é dependente da subjetividade na interpretação das imagens radiológicas.

Foi desenvolvido para simular uma compressão de mama de aproximadamente 4cm a 4,5cm, composta por 50% de tecido adiposo e 50% granular, comparável com a composição de uma mama verdadeira, numa base de acrílico com objetos de

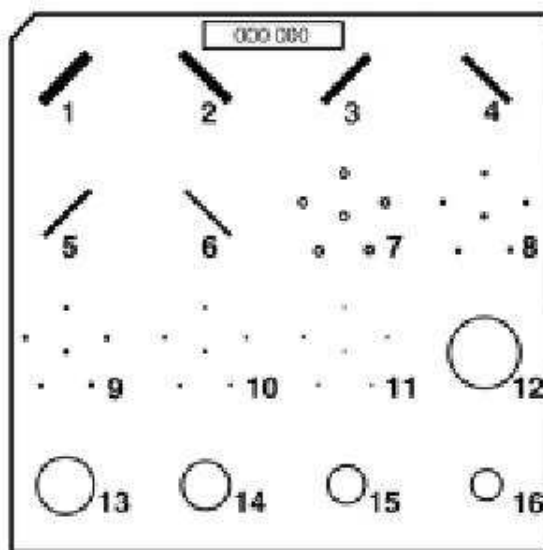


Figura 4.4: Objetos de teste do Mammographic Accreditation Phantom

teste de diferentes tamanhos, representando pequenas estruturas da mama, como microcalcificações, fibras e massas tumorais.

Possui dimensões de 4,5 x 10,2 x 10,8 cm com os seguintes objetos de teste(9):

- Seis estruturas de nylon que simulam estruturas fibrosas de tamanhos: (1)1,56 mm, (2)1,12 mm, (3)0,89 mm, (4)0,75 mm, (5)0,54 mm e (6)0,40 mm;
- Cinco simuladores de microcalcificações, com dimensões de: (7)0,54 mm, (8)0,40 mm, (9)0,32 mm, (10)0,24 mm, (11)0,16 mm;
- Cinco simuladores de massa tumorais, ou nódulos: (12)2,00 mm, (13)1,00 mm, (14)0,75 mm, (15)0,50 mm, (16)0,25 mm

Os números à frente de cada dimensão correspondem ao número do objeto de teste no simulador, conforme representado na figura 4.4

Outro simulador mamográfico utilizado e aceito pelas normas brasileiras é o Phantom *Mama*. Formado por um corpo de acrílico de dimensões 5,0 x 12,0 x 16,0 cm, contendo uma placa de cera com dimensões de 1,0 x 7,0 x 14,0 cm, mostrado na figura 4.5 que contém os objetos simuladores numerados na figura 4.6:

- Cinco calotas esféricas de nylon que simulam massas tumorais, com as seguintes medidas de diâmetro por altura, em milímetros: (1) 9,5/3,4; (2) 7,5/2,8; (3) 5,5/2,0; (4) 4,0/2,0; (5)1,0/0,8;

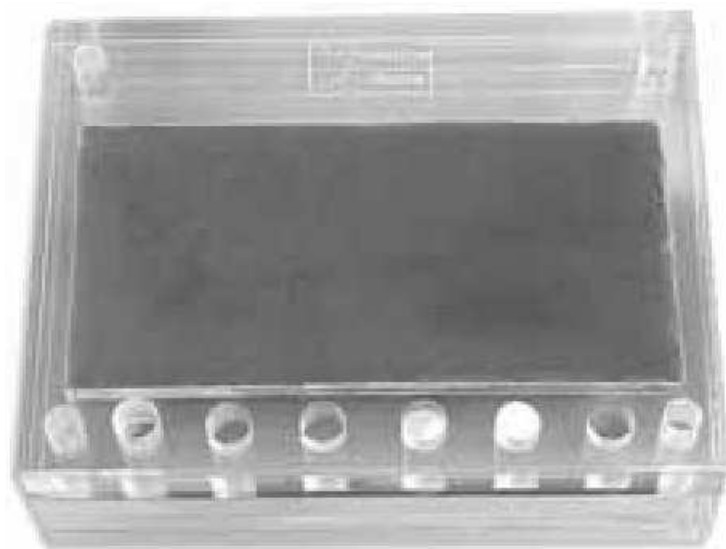


Figura 4.5: Simulador mamográfico Phantom *Mama*

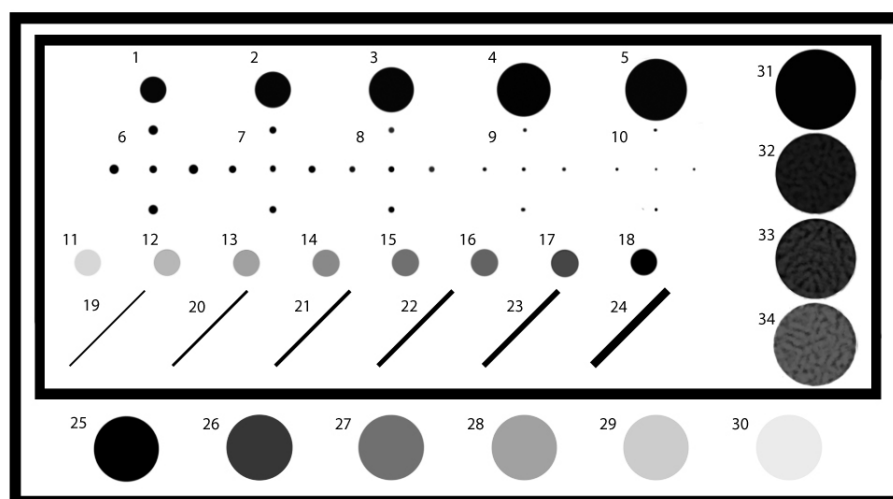


Figura 4.6: Objetos de teste do simulador mamográfico Phantom *Mama*

- Cinco grupos de microcalcificações de óxido de alumínio, com dimensões de: (6) 0,45 mm, (7) 0,35 mm, (8) 0,30 mm, (9) 0,25 mm e (10) 0,18 mm;
- Oito discos de poliéster que produzem uma escala de densidades ópticas de baixo contraste e grandes diâmetros (maior do que 5 mm). Estes objetos produzem reduções de contraste quando o Phantom é irradiado em ordem de: (11) 0,8; (12) 1,3; (13) 2,0; (14) 2,6; (15) 3,3; (16) 4,0; (17) 4,7 e (18) 5,5%;
- Seis objetos lineares de baixo contraste que simulam extensões do tecido fibroso no tecido adiposo, compostos por fibras de nylon com 1,3 mm de comprimento e diâmetros de: (19) 0,40 mm, (20) 0,60 mm, (21) 0,70 mm, (22) 0,80 mm, (23) 1,20 mm e (24) 1,40 mm;
- Discos que simulam uma escala das densidade radiográficas feitos de polietileno, numa escala de ar, até quando toda radiação é absorvida.
- Quatro grades metálicas para medir definição, com definições aproximadas de: (31) 12, (32) 8, (33) 6 e (34) 4 pares de linha/milímetro, que é possível determinar a resolução espacial do sistema de produção de imagem mamográfica;

Outro objeto para fazer testes é uma placa de Acrílico PMMA totalmente homogênea, de 2 cm de espessura com 25 cm x 30 cm. As dimensões da placa devem ser maiores que o tamanho do detector, para que todos pixels sejam igualmente iluminados. Esta placa homogênea, utilizada para fazer testes de iluminação e sensibilidade do equipamento, *flat field*.

4.5 Controle de Qualidade

Conforme a Portaria 453 do Ministério da Saúde, todos os aparelhos radiográficos devem ser mantidos em condições adequadas de funcionamento e submetidos regularmente aos testes para verificação de desempenho, em revisões periódicas, seguindo os protocolos recomendados, com objetivo de obter a melhor qualidade de imagem mantendo os mais baixos níveis de exposição do paciente a radiação.

A avaliação da qualidade da imagem deve ser realizada semanalmente no equipamento de mamografia, utilizando o simulador mamográfico e as imagens adquiridas durante os testes devem ser armazenadas e mantidas no computador de trabalho (figura 4.7) para inspeção.

Para obter as imagens para nosso estudo, acompanhei a realização do teste de controle de qualidade da imagem. Na realização deste teste, faz-se uma imagem



Figura 4.7: Computador da estação de trabalho na sala de exames

utilizando o simulador Mammographic Phantom. Para o estudo da qualidade da imagem, o que deve ser observado na imagem é um mínimo de quatro fibras, três grupos de microcalcificações, ou seja, as microcalcificações maiores que 0,32 mm e as fibras maiores que 0,75 mm, e três massas tumorais. Deve-se observar também qual o menor tamanho do menor objeto visível, tal como as microcalcificações, estruturas de alto contraste, também as estruturas de baixo contraste como as fibras e massas. Tudo é anotado e armazenado. Se houver alguma irregularidade, deve ser logo corrigida pelos técnicos, físicos ou chamando a manutenção técnica quando necessário, não submetendo pacientes ao exame.

4.6 Resolução espacial

Nos filmes mamográficos convencionais, os tamanhos dos filmes utilizados são de 18×24 cm ou 24×30 cm, enquanto o detector do aparelho de mamografia digital utilizado neste trabalho é de 19×23 cm, formando imagens de 1917×2294 *pixels*, com tamanho do *pixel* de aproximadamente 0,1 mm× 0,1 mm.

Após a incidência da radiação, ocorre a formação da imagem no detector, que é transferida em poucos segundos para a tela da estação de trabalho que fica próximo ao mamógrafo, na mesma sala de exame, possibilitando a primeira visualização da imagem.

A primeira imagem formada na tela da estação de trabalho é uma imagem DICOM sem processamento. Após alguns instantes, outra imagem é formada, através de um processamento. Como descobrimos em nossa análise, a transformação da

imagem *raw* para a imagem processada é uma transformação logarítmica, assim como a percepção do olho humano.

Outro fator a ser considerado é a resolução do monitor, que deve corresponder ao tamanho da imagem, isto é, cada *pixel* da imagem deve ser apresentado no monitor para não omitir nenhuma informação. Se a resolução do monitor for menor, cada *pixel* apresentará uma média dos pixels da sua vizinhança, podendo mascarar algumas informações, pois não utilizaria a resolução espacial máxima. No monitor, um tamanho maior de *pixel* permite que informações menores sejam mais facilmente visualizadas; por exemplo, se uma microcalcificação for do tamanho de um único *pixel*, quanto maior esse for no monitor, mais facilmente poderá ser observado, mas se a resolução do monitor for inferior ao tamanho da imagem, esta microcalcificação aparecerá numa média com seus pixels vizinhos, podendo estar abaixo dos níveis de detecção.

Monitores de tubo também ainda são os mais utilizados, pois possuem maior escala de cinza, possibilitando melhor diferenciação entre o brilho e contraste das estruturas do que os monitores de LCD atuais.

4.6.1 Correção de Flat Field

Para aplicar uma correção de campo plano, ou *flat field*, são feitas exposições com todos os pixels do detector expostos à mesma intensidade, que podem ser obtidos, por exemplo como é feito na astronomia, expondo o sensor a uma superfície plana e branca uniformemente iluminada por uma fonte. No tratamento automático das imagens, não foi feita essa correção, tomando como referência o cabeçalho da imagem DICOM. Para analisar esse efeito, utilizei uma placa uniforme de acrílico, fazendo uma incidência de raios x simulando um exame.

As exposições de flat field servem para corrigir as variações de ganho dos diversos pixels que contribuem para formação da imagem do objeto. Os dados de *flat field* irão remover as diferenças de ganho que podem ter cada pixel, que são os ganhos multiplicativos e também as variações de iluminação que podem ocorrer através do detector. Para se fazer a correção, deve-se dividir o valor de contagem da imagem radiográfica pelas contagens da imagem do *flat field* da placa de acrílico homogênea normalizada, se reproduzível.

Também podemos observar o Efeito Anódico na placa de acrílico. O decaimento da intensidade de contagens de número de fótons pode ser descrito através de uma função polinomial.

É possível fazer essa análise utilizando apenas o programa ImageJ. Com a fer-

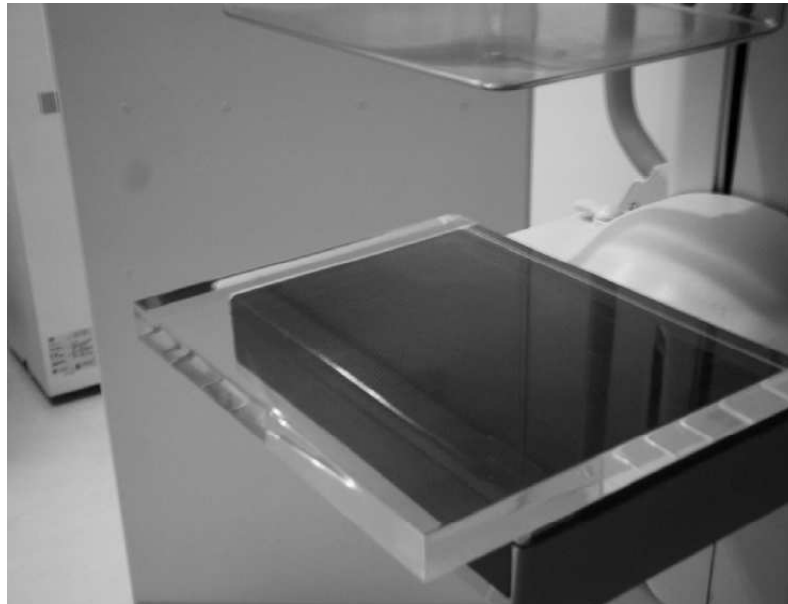


Figura 4.8: Placa de acrílico homogênea para correção de *flat field*

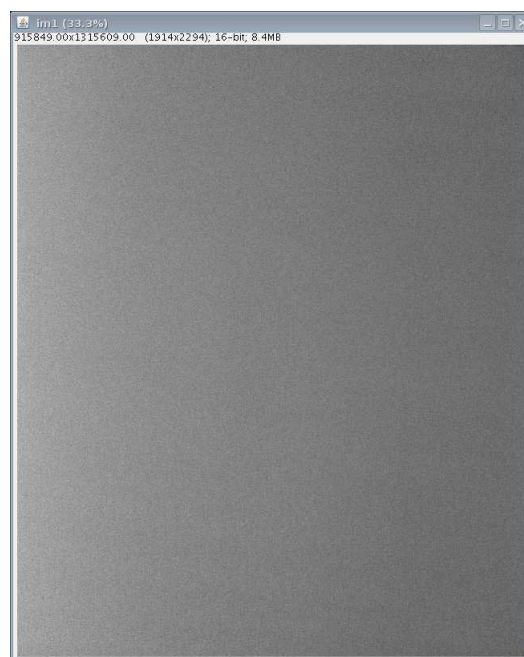


Figura 4.9: Imagem da placa de acrílico

ramenta de seleção de linha reta, traçando uma reta de lado a lado na imagem, no sentido que seria do tórax para a borda da mama. Observa-se então a diminuição da intensidade na imagem num gráfico bidimensional que apresenta as coordenadas no eixo horizontal em função das escalas de cinza no eixo vertical.

4.6.2 Correção de BIAS

Outro fator que não é aplicado no tratamento de imagens automático é a correção de nível de zero, bias. Esta correção é utilizada em imagens ópticas, mas aqui não foi possível aplicá-la devido às limitações do equipamento.

A correção do nível de zero de leitura pode ser determinada com a obtenção de uma imagem de exposição com tempo de exposição nulo. Ela representa uma contagem nos *pixels* não expostos à luz, usada para que não hajam contagens negativas. Serve para verificar o nível de zero de leitura.

Capítulo 5

Análise do Simulador mamográfico

Para estudar o efeito de variações de energia e corrente nas imagens, fizemos exposições do simulador mamográfico com diversos valores de corrente e energia. Para analisar a resolução espacial e em sensibilidade das imagens, analisamos acima de quantos sigmas (desvio padrão) cada um dos objetos do simulador mamográfico, descrito na seção 4.4, estão. Para isto, primeiramente é preciso fazer uma análise do fundo, isto é, das regiões que não contém objetos simuladores e determinar qual é a sua variação, calculando qual o desvio padrão do fundo.

A estimativa do fundo é obtida com o valor de maior frequência absoluta, definido com *moda* na distribuição de valores em um anel ao redor do objeto de estudo. Mas devido ao efeito anódico, há variação dos valores de fundo ao longo da imagem.

Utilizando o ImageJ, é possível estudar Regiões de Interesse - ROIs (do inglês *Regions of Interest*), mas que devem ser feitas no sentido do comprimento do detector, evitando a redução de intensidade devido ao efeito anódico. Com o histograma da imagem, o programa também mostra os valores: máximo, mínimo, moda, contagens, média e desvio padrão, sendo que esses são determinados para cada ROI e posteriormente calculamos o desvio padrão do fundo, $\sigma(\text{fundo})$.

Para cada um dos objetos determinamos:

$$\frac{|moda(estrutura) - moda(fundo)|}{\sigma(fundo)}$$

5.1 Resultados

5.1.1 Correção do efeito anódico

Primeiramente, para fazer uma verificação da função de distribuição da intensidade dos fótons através do detector causada pelo efeito anódico, utilizei uma imagem da placa de acrílico homogênea, já descrita na seção 4.4, conforme mostra a figura 5.1. A placa homogênea é posicionada de tal forma que cubra todo o detector, realizando uma aquisição simulando um exame de mama na posição crânio-caudal com alvo e filtro de molibdênio (Mo/Mo).

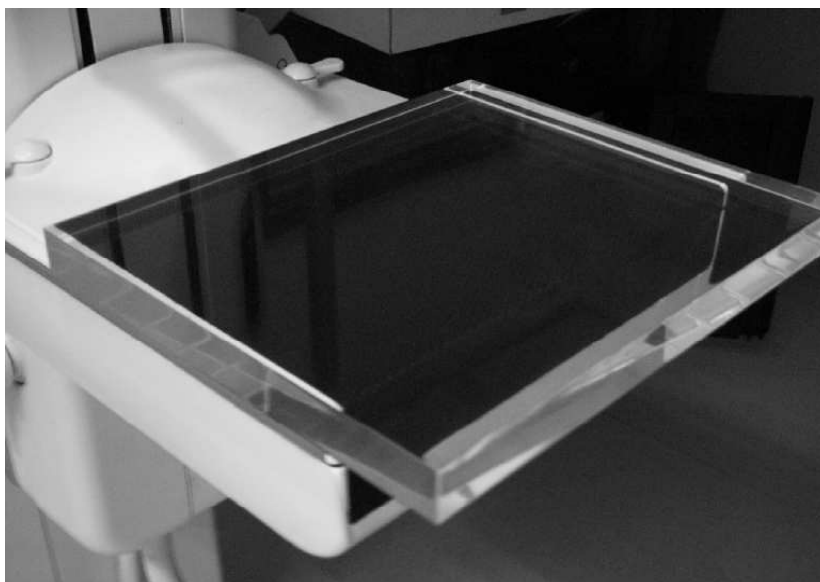


Figura 5.1: Posicionamento da placa de acrílico homogênea para obtenção de uma imagem completa do detector.

A figura 5.2 mostra a função que representa a variação da intensidade ao longo do detector. Seria possível corrigir a imagem pelo efeito anódico, ajustando uma função polinomial de terceira ordem, o que proporcionaria um aumento da razão sinal ruído, mas como os coeficientes variam de imagem para imagem, então devem ser obtidos na própria imagem real.

Uma mama pequena, devido aos seu tamanho e conseqüentemente o seu posicionamento, sofrerá uma maior exposição sobre toda sua área, na parte mais linear da função do efeito anódico. Enquanto numa mama grande há maior perda de intensidade do feixe a medida que se aproxima da borda, devendo ser aplicada a correção.

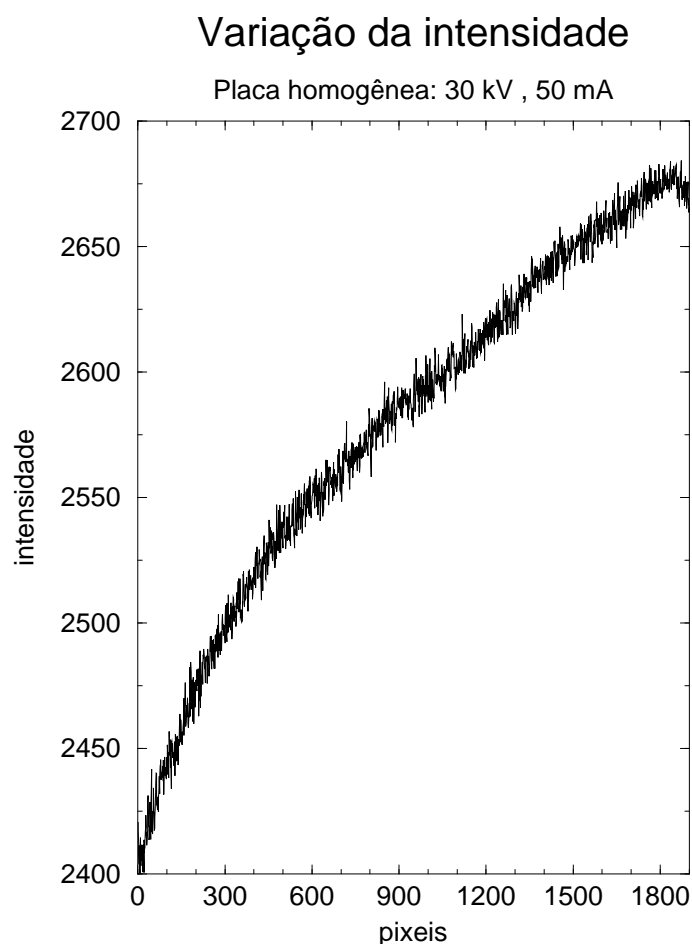


Figura 5.2: Variação da intensidade do feixe sobre a placa de acrílico homogênea devido ao efeito anódico. O lado mais próximo do ânodo é à direita, onde a intensidade é maior.

5.2 Simulador mamográfico Phantom *Mama*

A seguir são apresentados os gráficos com os dados coletados para o simulador mamográfico Phantom *Mama*, obtidos das imagens irradiadas no equipamento mamográfico Senegraphe 2000D, com diversos valores de tensão e corrente, para fazer comparações dos resultados encontrados.

Os valores de 28 kV com 138 mA correspondem ao modo automático do mamógrafo para o simulador e 26 kV e 60 mA são os parâmetros recomendados pelo fabricante no manual para realização da imagem de controle de qualidade. Todas as imagens correspondem a incidências simulando um exame de mama na posição crânio-caudal (CC), com alvo e filtro de molibdênio (Mo/Mo).

Primeiramente, fizemos a análise dos valores de moda do fundo, nas regiões onde não há a presença de objetos simuladores, fazendo-se ROIs e salvando um arquivo

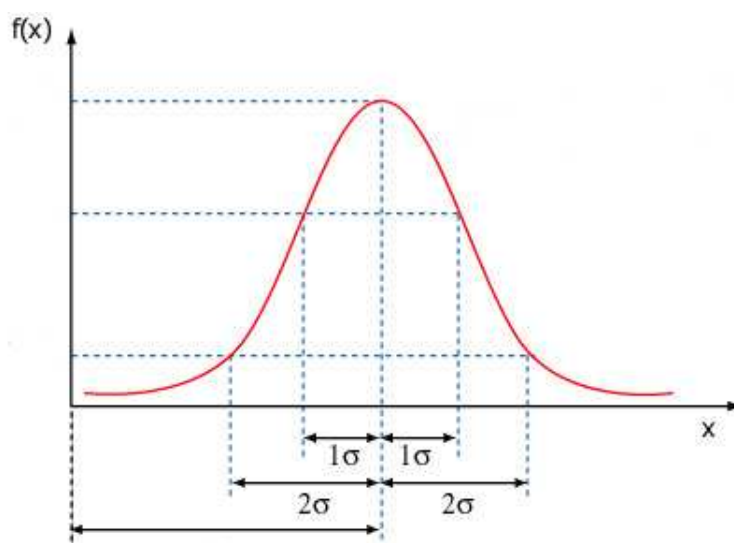
Imagem	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Potência (kV*mA)
1.	26	50	1300
2.	28	50	1400
3.	30	50	1500
4.	26	80	2080
5.	28	80	2240
6.	30	80	2400
7.	26	125	3250
8.	28	125	3500
9.	30	125	3750
10.	28	138	3864

Tabela 5.1: Valores de energia e corrente das imagens

em formato de texto do histograma gerado. Através deste histograma, podemos mostrar que a distribuição dos valores dos pixels podem ser representados por uma função Gaussiana, mostrada na figura 5.3, definida como:

$$f(x) = Ae^{-\frac{1}{2\sigma^2}(x-x_0)^2}$$

onde A é a intensidade máxima ou altura; x_0 é o centro da função e σ é o desvio padrão. Os histogramas podem ser descritos por gaussianas, pois de acordo com o Teorema do Limite Central, que diz que a distribuição de muitas médias é uma distribuição Gaussiana.

Figura 5.3: Função Gaussiana. Adaptado de www.cbpf.br/cat/pdsi/gauss

O histograma da imagem pode ser gerado selecionando uma ferramenta de mar-

car uma região no ImageJ. Seleccionada a região, constroe-se o histograma, que pode ser salvo em formato de aquivo de texto, que será utilizado para construir a função Gaussiana, mostrado na figura 5.4, obtendo os valores da média e do sigma da imagem σ . Estes valores foram calculados por mínimos quadrados não lineares, utilizando o programa gráfico XMGRACE, que possui licença pública, assim como o programa ImageJ.

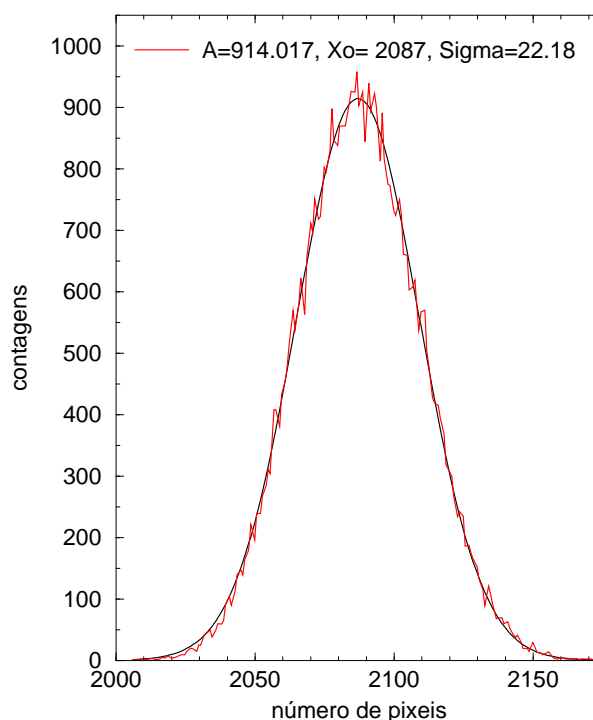


Figura 5.4: Exemplo de um histograma da função de distribuição de contagens dos pixels de uma região de interesse (ROI) que não contenha estruturas.

Obtidos os valores da média e do desvio padrão, fiz um gráfico com a razão de sigma pela intensidade de cada imagem versus a potência, dada pelo produto da corrente e energia de cada imagem, mostrado na figura 5.5.

O que pode ser observado é que o ponto para os valores do modo automático apresenta a melhor razão sinal ruído, comprovando que este modo foi bem selecionado pelo fabricante.

5.2.1 Objetos simuladores de Microcalcificações

As microcalcificações, por sua definição, são condensações pequenas, sendo que tamanhos menores estão associados a maior risco de malignidade, enquanto as maiores são mais sugestivas de benignidade, mas também levando em conta sua distribuição

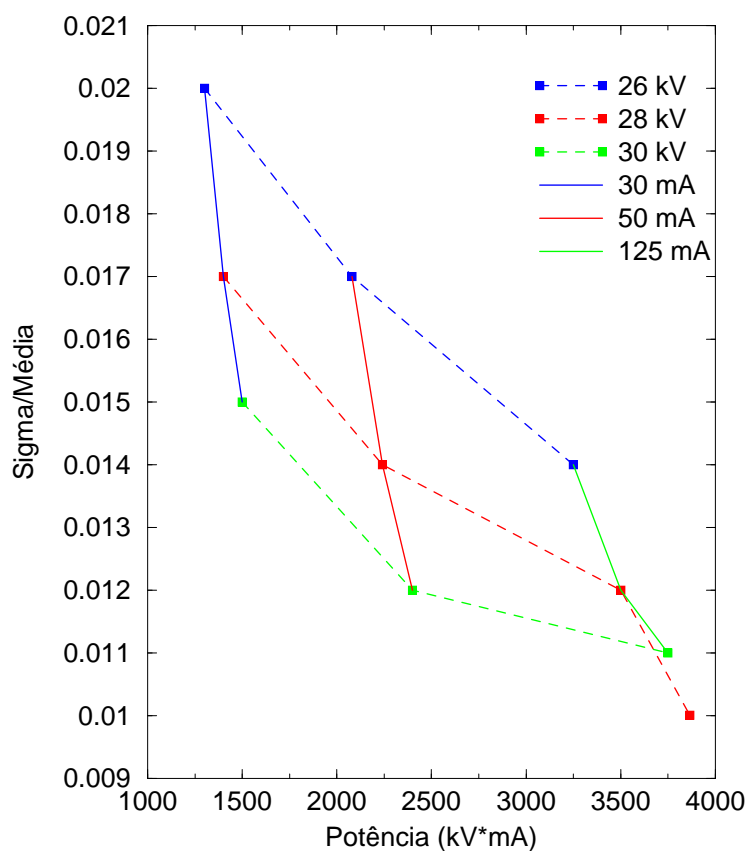


Figura 5.5: Mamógrafo de Radiografia Direta (DR), Simulador mamográfico Phantom *Mama* - Potência *versus* Sigma/Média de regiões de interesse que não contém objetos simulados.

e formato.

Como quanto menores as microcalcificações, maior a probabilidade de malignidade, a análise das microcalcificações, quanto a resoluções espacial e em sensibilidade é muito importante, principalmente para as condensações menores, com objetivo de obter um diagnóstico mais precoce, que proporciona um aumento das chances de cura deste câncer.

Na tabela 5.6 são apresentados os valores da razão sinal ruído analisados para os menores objetos simuladores de microcalcificações, que possuem tamanho de 0,18 mm, colocados num gráfico em função da potência de cada imagem.

Entretanto a detecção de um sinal com probabilidade menor que 3σ de ser só ruído da imagem ocorre para valores de energia de 28 kV e corrente de 80 mA (ver tabela 7.1 no Apêndice A).

O segundo grupo de objetos simuladores de microcalcificações, de tamanho 0,25 mm, possui a razão sinal ruído de 3,9 para a imagem com energia de 26 kV e

Microcalcificações

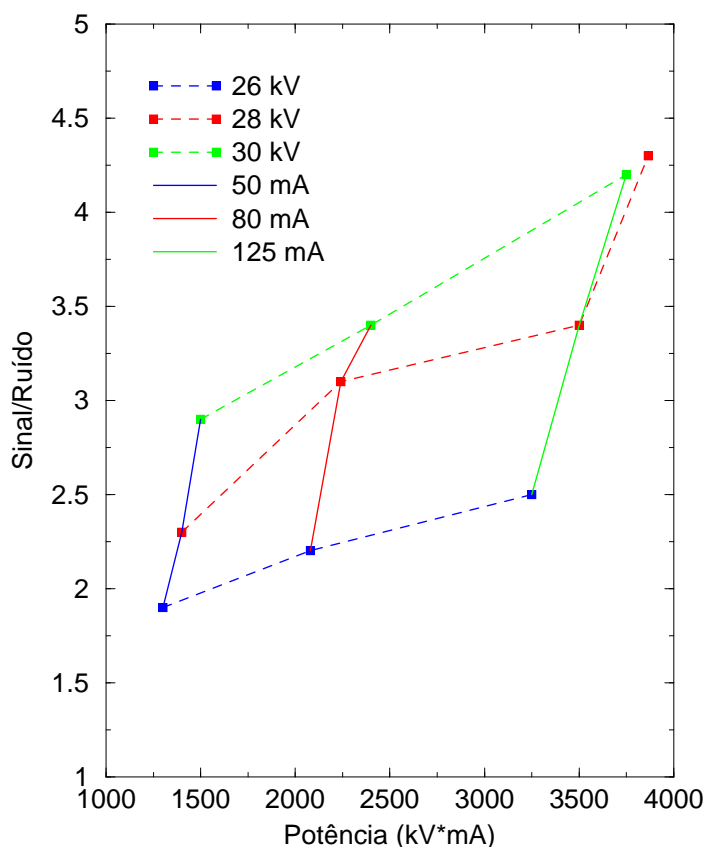


Figura 5.6: Razão sinal ruído de microcalcificações simuladoras de 0,18 mm em relação à potência de sinal de raios x.

corrente 50 mA, já apresentando probabilidade de ser real maior do que 99,9 %, conforme tabela 7.2. Todas as outras imagens, assim como os demais conjuntos de microcalcificações de diâmetros maiores, têm probabilidades ainda maiores de serem reais.

5.2.2 Objetos simuladores de Massas tumorais

Lesões na mama podem apresentar variações de densidades radiográficas com áreas mais ou menos densas, variando tamanho e contorno. Massas geralmente apresentam formas mais grosseiras, sem definição de bordas e podem estar associadas a malignidade.

A qualidade das imagens de mamografia também depende bastante da capacidade de registrar imagens de massas tumorais. A exposição do simulador oferece uma série de imagens bastante similares às massas tumorais encontradas nas ma-

mografias reais.

Massas

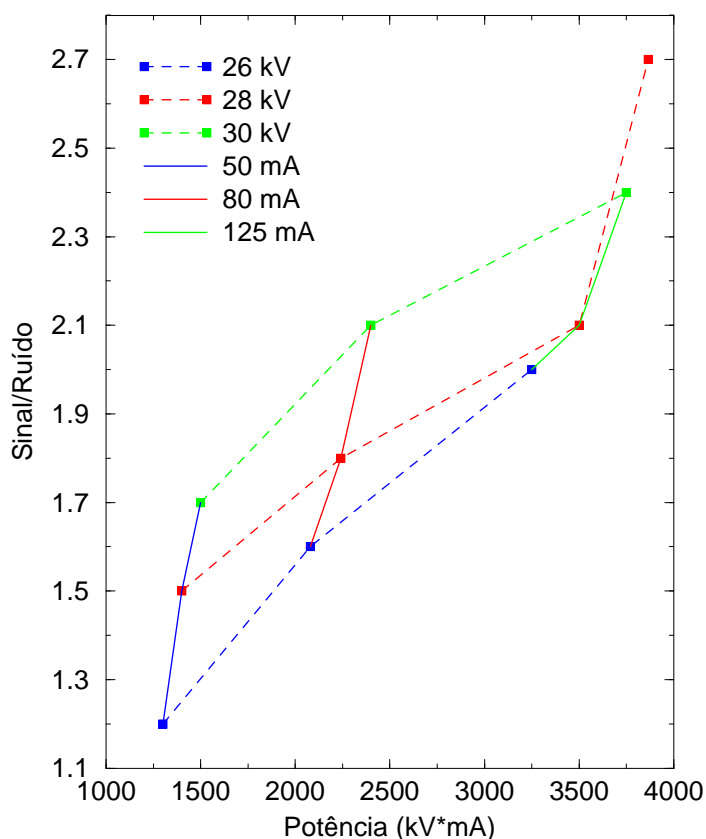


Figura 5.7: Razão sinal ruído para massas extensas em relação à potência de sinal de raios x.

Neste caso, mostrado na figura 5.7, a probabilidade de ser real é o produto das probabilidades por ponto ($\prod_i^n p_i$) onde n é o número de pixels do objeto, neste caso, das massas (ver tabela 7.3 no Apêndice A).

5.2.3 Objetos simuladores de baixos contrastes

Os objetos simuladores de baixos contrastes devem proporcionar a diferenciação de estruturas de baixos contrastes e grandes diâmetros encontradas na mama. Estes objetos produzem uma redução local no contraste quando a imagem é formada.

Assim como os objetos simuladores de massas tumorais, os baixos contrastes também apresentam um sinal muito próximo a média se fundo, conforme pode ser visto no gráfico 5.8 e os valores na tabela 7.4, mas também neste caso as probabilidades são multiplicativas.

Baixos Contrastes

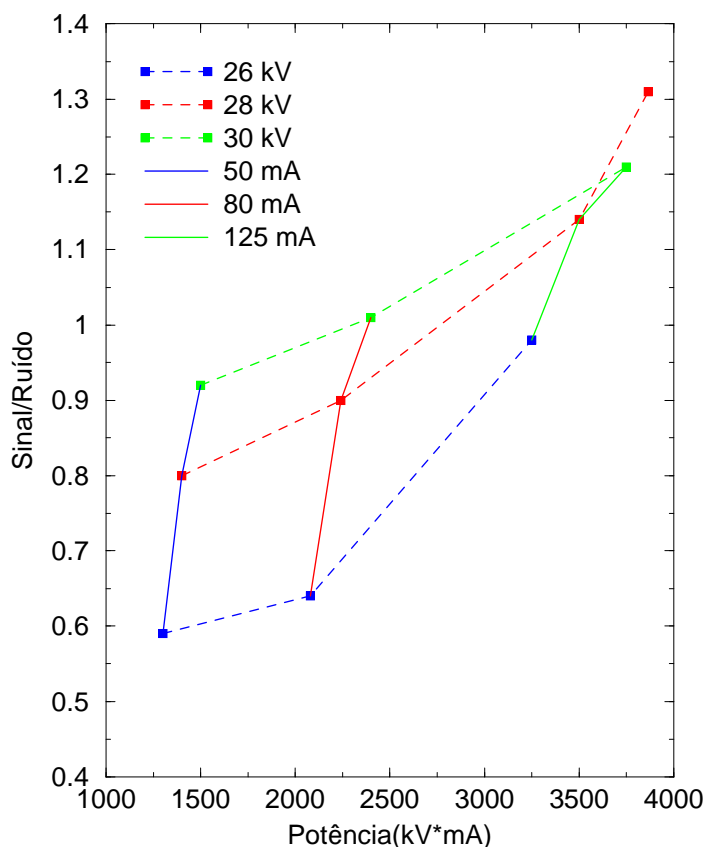


Figura 5.8: Razão sinal ruído para baixos contrastes em relação à potência de sinal de raios x.

5.3 Simulador Mamográfico ACR

Fizemos também a análise do simulador mamográfico Accreditation Phantom (ACR), descrito na seção 4.4, que possui material e estruturas diferentes do simulador Phantom *Mama*. A análise de regiões de interesse que não contenham objetos simuladores permitiu a obtenção dos valores de sigma e média de fundo e detectamos ruído maior do que no Simulador mamográfico Phantom *Mama*, como mostrado na tabela 5.2, obtendo um gráfico semelhante para ambos simuladores no mesmo equipamento mamográfico.

Na análise das microcalcificações de até 0,16 mm, determinamos a razão sinal ruído que não depende apenas do tamanho das mesmas, mas também do contraste entre a estrutura e o fundo.

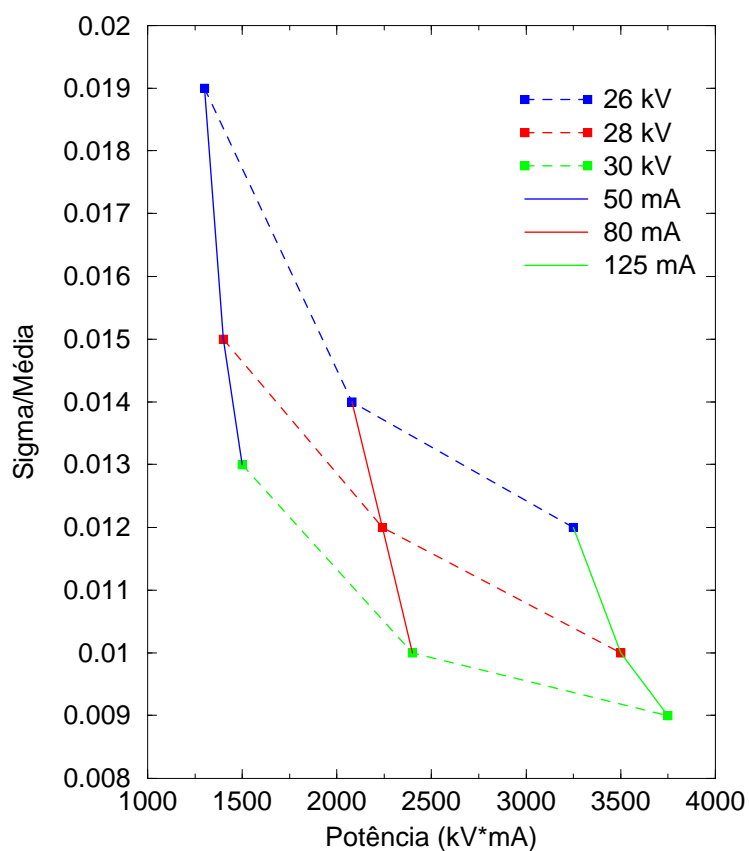


Figura 5.9: Mamógrafo de Radiografia Direta (DR), Simulador mamográfico Accreditation Phantom - Potência *versus* Sigma/Média de regiões de interesse que não contém objetos simuladores.

Tensão(kV)	Corrente(mA)	Simul.ACR	Sigma	Phantom Mama	Sigma
26	50	401,3	7,7	361,0	7,4
28	50	619,7	9,5	559,6	9,7
30	50	903,8	11,4	818,9	12,0
26	80	649,8	9,4	585,5	9,9
28	80	1001,6	11,8	903,5	12,8
30	80	1459,4	15,1	1325,4	16,0
26	125	1025,4	11,8	920,5	12,7
28	125	1578,4	15,6	1423,0	17,5
30	125	2299,9	19,6	2087,0	22,2

Tabela 5.2: Valores de energia, corrente, média e sigma(σ) de fundo, para os dois simuladores mamográficos: ACR e Phantom *Mama* respectivamente, no mamógrafo DR

5.4 Análise do Simulador Mamográfico em CR

Tivemos acesso também a algumas imagens também realizadas com o simulador mamográfico Phantom *Mama* (ver seção 4.4) de um mamógrafo de Radiologia Com-

putadorizada (CR), o que possibilita fazer uma comparação com os resultados encontrados para o mamógrafo de Radiografia Direta (DR).

Mamografias realizadas em mamógrafos CR, assim como outros tipos de imagens para diagnóstico utilizando a Radiografia Computadorizada acabam sendo muito utilizadas, até mesmo, como acontece na cidade de Porto Alegre, mais do que imagens por radiologia direta (DR). Isso ocorre porque na Radiografia Computadorizada (CR) a imagem é digitalizada a posteriori, adaptando um equipamento que utilizava chassis para filmes radiográficos, que é substituído por um cassete feito por uma placa de fósforo que é lida, ou escaneada na leitora a laser após a incidência, convertendo em luz visível proporcional a exposição local dos raios x. Esta luz é então convertida em sinal elétrico, formando a imagem digital que é apresentada em um monitor, onde é possível fazer ajustes de brilho, contraste e salvar as imagens.

As imagens obtidas no mamógrafo utilizam um cassete de tamanho 18×24 cm e são escaneadas no sistema Kodak DirectView CR 850. Posteriormente são salvas sem nenhuma alteração de brilho ou contraste.

A seguir são apresentados os resultados encontrados para a análise dos valores de fundo, de sigma (σ), razão sinal ruído dos objetos simuladores do Phantom Mama com suas respectivas probabilidades de serem reais. Na tabela 5.3 são mostrados os valores encontrados para as menores microcalcificações, de 0,18 mm.

Tensão(kV)	Corrente(mA)	Média	Sigma	S/R	Prob. real
26	50	2753,7	161,5	5,6	99,9
28	50	2753,5	137,9	7,4	~100
30	50	2752,5	120,9	5,8	99,9
28	80	2766,3	113,4	7,8	~100
28	100	2747,8	98,9	7,6	~100

Tabela 5.3: Valores de energia, corrente, média e sigma(σ) de fundo, razão sinal ruído das menores microcalcificações (0,18mm), com suas probabilidades de serem reais para as imagens obtidas no mamógrafo CR.

Em comparação aos valores encontrados para os mesmos conjuntos de microcalcificações, utilizando o mesmo simulador mamográfico, mas para o equipamento Senographe 2000D, de Radiologia Direta (DR), vê-se que o CR apresenta probabilidades de ser reais maiores, como pode ser visto na tabela 5.4 para mesmos valores de energia e corrente.

Porém, para os objetos simuladores de massas tumorais, há uma grande diferença entre as imagens obtidas no CR e no DR. Isso ocorre devido ao fato de que o ruído de fundo é maior nas imagens CR, e como as massas são estruturas que apresentam

Imagem	Tensão(kV)	Corrente(mA)	CR	DR
1.	26	50	99,9	94,2
2.	28	50	100	97,8
3.	30	50	99,9	99,7
4.	28	80	100	99,8

Tabela 5.4: Comparação entre as probabilidade dos menores conjuntos de microcalcificações serem reais nos mamógrafos CR e DR.

um densidade muito semelhante a média de fundo, há uma menor probabilidade de serem reais, como pode ser visto em comparação na tabela 5.5.

Imagem	CR	DR
1.	36,2	76,9
2.	21,3	86,6
3.	28,8	91,1
4.	11,2	92,8

Tabela 5.5: Comparação entre as probabilidade das menores massas serem reais nos mamógrafos CR e DR, por *pixel*

Embora o DR tenha maior probabilidade de detectar massas e baixos contrastes, a qualidade do CR é compensada nas microcalcificações, pois para as massas, ou estruturas extensas, maiores do que um *pixel*, a probabilidade é multiplicativa.

Imagem	CR	DR
1.	58,3	44,5
2.	58,2	57,6
3.	59,3	64,2
4.	53,5	63,2

Tabela 5.6: Comparação entre as probabilidade dos baixos contraste de serem reais nos mamógrafos CR e DR.

5.5 Imagem real

As imagens mamográficas são interpretadas por um radiologista especialmente treinado para identificar áreas de densidades anormais ou outras características suspeitas. Porém, o que foi mostrado até agora é que informações contidas nas imagens não estão sendo utilizadas para o diagnóstico. Mas como o nosso objetivo não é fazer uma análise estatística de imagens reais, somente demonstrar a proposta de

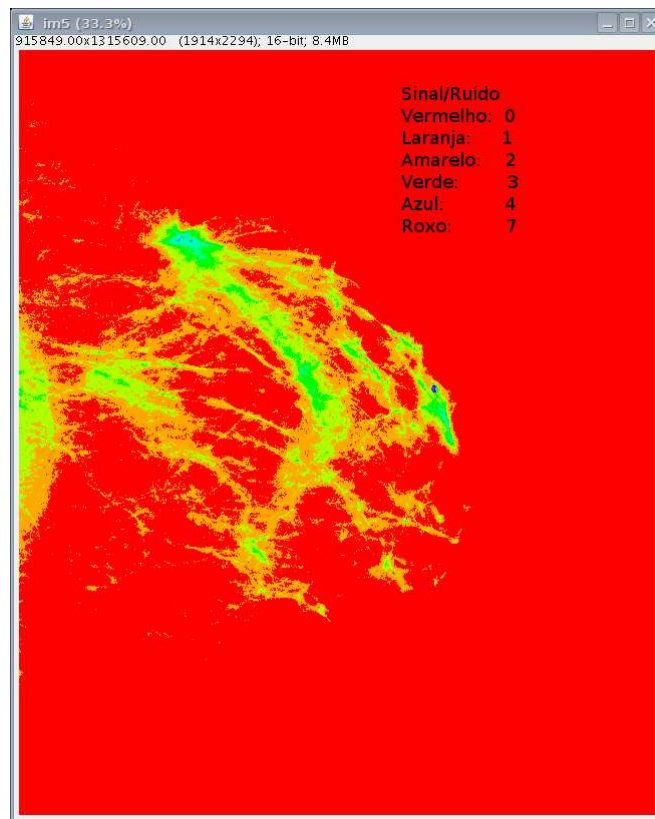


Figura 5.10: As cores representam os valores da razão sinal ruído da imagem.

aplicação dos níveis de detecção por probabilidade de ser devido ao ruído, formando um mapeamento por cores ressaltando todos os pixels acima da razão sinal ruído (S/R) maiores de 3σ , como ferramenta para auxiliar o diagnóstico médico.

Nossa conclusão principal é que é possível detectar microcalcificações menores das que as reportadas atualmente, com alta probabilidade de serem reais.

A figura 5.10 mostra um mamograma real em um mapeamento através de cores no qual, cada cor representa um valor de sinal/ruído da imagem.

Capítulo 6

Discussão

Em muitos casos de câncer de mama, os exames mamográficos relatam diagnósticos falsos-negativos, que são identificados posteriormente em mamogramas anteriores. Estes percentuais poderiam se diminuir fornecendo mais uma opinião. Um método seria através da utilização de programas de auxílio ao diagnóstico.

A otimização da exibição das imagens de mamografia digital é um importante desafio e requer o conhecimento de características de imagens atuais. Desta forma, é importante o desenvolvimento de novas técnicas para a análise do imageamento deste tipo de câncer, para que se possam detectar estruturas o quanto menores possíveis, como analisar o ruído que pode limitar a detecção dessas pequenas estruturas, diminuir o número de diagnósticos falso-negativos, e assim, diminuindo o número de casos clínicos diagnosticados erroneamente, aumentar a expectativa de cura, já que serão detectados com menor tamanho.

Mesmo com a passagem para as radiografias de imagens digitais e estas podendo ser apresentadas com diferentes contrastes, nem sempre uma lesão mamográfica maligna é relatada pelo radiologista. Além do fato de que as imagens são enviadas impressas aos médicos que solicitaram o exame, não permitindo que ele possa manipular a imagem e comparar com o laudo fornecido pelo radiologista.

Estudos comparativos entre os exames mamográficos e posterior biópsia apontam que muitos radiologistas não diagnosticam a malignidade do câncer ainda nas mamografias e, por isso, o número de mulheres submetidas à biópsias é maior que os achados de câncer. Mas nestes casos o radiologista, ou médico, detectou algum sinal. Mais grave é quando não se detecta o sinal presente na mamografia. Discutem-se quais são os tipos de erros que podem estar ocorrendo nas análises mamográficas, podendo ser devido à técnica de interpretação inadequada ou a falta de reconhecimento de sinais sutis de radiografia, ou até mesmo, erro de interpretação por parte

dos radiologistas. O reconhecimento destes vários fatores deve ajudar na redução do índice de mamografias com diagnóstico de falso-negativos.

Os tamanhos mínimos detectáveis relatados são maiores do que 0,2mm. Porém, o menor tamanho que testei é de 0,18mm e está acima do limite de detecção, com razão sinal ruído da ordem de 3,2 e probabilidade de ser real, e não apenas ruído da imagem, de 99,9% para incidências de 28 kV e 80 mA. Estatisticamente, isto significa que parte da informação da imagem real não está sendo considerada na avaliação ou diagnóstico, o que quer dizer que informações podem estar sendo perdidas. As menores microcalcificações que foram por mim visualizadas no simulador mamográfico têm 0,25 mm, com menor significância de $3,9 \sigma$. Se a distribuição de probabilidade for randômica, para 3σ , já equivaleria a probabilidade de mais de 99,9% de ser real e não ruído da imagem.

A incidência no DR que apresentou melhor razão sinal ruído para as estruturas do simulador Phantom *Mama* foi a realizada no modo automático, com 28 kV e 138 mA. Mas o equipamento CR apresenta menor razão sinal ruído para as massas e baixos contrastes do que o DR, porém, compensada pela melhor detecção para as microcalcificações.

Para o conjunto dos menores objetos de teste de microcalcificações do simulador Mammographic Accreditation Phantom, que possuem dimensão de 0,16 mm, sua localização é mais difícil, pois não depende apenas do tamanho, mas também do contraste. A detecção depende não somente do sinal, mas do ruído. Neste simulador, o ruído é maior e, portanto, o contraste menor.

A análise de imagens é um processo de descobrimento, de identificação e de compreensão de padrões que sejam relevantes para a função para a qual é designada a imagem. Uma meta importante da análise de imagens através de computação é dotar a máquina de capacidade de simular algum dos sentidos humanos, e além disso, utilizar suas ferramentas, e velocidade para tornar as análises menos subjetivas, independente das funções humanas, possuindo a capacidade de reconhecer padrões em um nível pré estabelecido, assim como a consideração de probabilidades. Propomos então a criação de um programa de Auxílio ao Diagnóstico Computado, para apontar quais são os pontos que estão acima de uma certa probabilidade (95 ou 99,9%, por exemplo) de ser real. Pode-se criar um programa que automatize a marcação dos pontos que estão dentro de um certo valor de sigma, e que devem ser analisados com mais atenção e não simplesmente desprezados.

Ocorrem casos de diagnóstico de câncer de mama, que, quando foram analisadas as radiografias anteriores, já possuíam indícios de malignidade, mas que não foram

relatadas à época. Questiona-se por que no diagnóstico de algumas mamografias não são relatadas certas estruturas que têm a probabilidade de serem reais e não apenas ruído da imagem. O cálculo de significância deve ser feito, se possível, após a correção por *flat field* e na imagem "raw", de preferência subtraída de bias. Nossa proposta é o cálculo desses valores de significância e a indicação de zonas com a probabilidade de falso alarme acima de 1/1000 na imagem processada que será analisada pelo radiologista.

A possibilidade de que mais lesões possam ser diagnosticadas cada vez mais precocemente também é facilitada pela melhoria dos equipamentos, da qualidade das imagens e de novas técnicas de detecção com auxílio computacional.

Capítulo 7

Apêndice

Todos os valores apresentados nas tabelas a seguir, assim como os gráficos, são dos objetos de menores tamanhos do simulador Phantom *Mama*.

A seguir, na tabela 7.1, são apresentados os valores de Tensão, Corrente, média e sigma(σ) de fundo das imagens, com seus respectivos valores da razão sinal ruído dos menores conjuntos de microcalcificações (0,18mm) do Phantom *Mama*, relacionando com a probabilidade dos pontos serem reais ou apenas ruído da imagem.

Imagem	kV	mA	Média	Sigma	S/R	Prob. real	Prob. ruído
1.	26	50	361	7,3	1,9	94,3	5,7
2.	28	50	559,6	9,6	2,3	97,8	2,3
3.	30	50	818,8	11,9	3,0	99,7	0,3
4.	26	80	585,5	9,8	2,2	97,3	2,7
5.	28	80	903,5	12,7	3,2	99,9	0,1
6.	30	80	1325,4	16,1	3,4	99,9	0,1
7.	26	125	920,4	12,6	2,5	98,7	1,3
8.	28	125	1423,1	17,5	3,4	99,9	0,1
9.	30	125	2087,1	22,2	4,2	99,9	0,1
10.	28	138	1572,3	15,5	4,3	99,9	0,1

Tabela 7.1: Razão sinal ruído com suas respectivas probabilidades dos conjuntos das menores microcalcificações (0,18mm) de serem reais ou apenas ruído das imagens, com relação aos valores de Tensão e Corrente, Média do fundo e Sigma (σ)

Os valores de energia (kV) e corrente (mA), com suas respectivas médias e sigma do fundo são os mesmos que aparecem na tabela de microcalcificações para todos os outros objetos simuladores que virão a seguir de acordo com a numeração da imagem na primeira coluna da tabela 7.1.

A tabela 7.3 mostra os valores de Tensão, Corrente, média e sigma(σ) de fundo das imagens, com seus respectivos valores da razão sinal ruído dos menores simula-

Imagem	S/R	Prob. real
1.	3,9	99,9
2.	5,3	~100
3.	6,2	~100
4.	4,1	~100
5.	6,4	~100
6.	6,6	~100
7.	4,6	~100
8.	6,6	~100
9.	7,9	~100
10.	7,6	~100

Tabela 7.2: Razão sinal ruído com suas prespetivas probabilidades de serem reais dos conjuntos de microcalcificações (0,25mm)

dores de massas tumorais do Phantom *Mama*, que possuem uma densidade muito semelhante ao fundo, mas por outro lado, a probabilidade de detecção é o produto das probabilidades por ponto (pn) onde n é o número de pixels do objeto extenso.

Imagem	S/R	Prob. real	Prob. ruído
1.	1,2	76,9	23,1
2.	1,5	86,6	13,4
3.	1,7	91,1	8,9
4.	1,6	89,1	10,9
5.	1,8	92,8	7,2
6.	2,1	96,4	3,5
7.	2,0	95,4	4,5
8.	2,1	96,4	3,5
9.	2,4	98,3	1,6
10.	2,7	99,3	0,7

Tabela 7.3: Razão sinal ruído com suas prespetivas probabilidades dos simuladores das menores massas de serem reais ou apenas ruído das imagens, com relação aos valores de Tensão e Corrente, Média do fundo e Sigma (σ)

A talela 7.4 mostra os valores de Tensão, Corrente, média e sigma(σ) de fundo das imagens, com seus respectivos valores da razão sinal ruído dos menores objetos simuladores de baixos contrastes, que assim como os simuladores de massas, possuem uma densidade muito semelhante a densidade do fundo da imagem, mas por outro lado, a probabilidade de detecção também é o produto das probabilidades por ponto do objeto extenso.

Imagem	S/R	Prob. real	Prob. ruído
1.	0,6	44,5	55,5
2.	0,8	57,6	42,4
3.	0,9	64,2	35,8
4.	0,6	47,8	52,2
5.	0,9	63,2	36,8
6.	1,0	68,7	31,3
7.	0,9	76,3	32,7
8.	1,1	74,6	25,4
9.	1,2	77,4	22,6
10.	1,3	80,9	19,1

Tabela 7.4: Razão sinal ruído com suas prespetivas probabilidades dos baixos contrastes de serem reais ou apenas ruído das imagens, com relação aos valores de Tensão e Corrente, Média do fundo e Sigma (σ)

Bibliografia

- [1] ALMEIDA, M. G., MAGALHÃES, CASICAVA, J., PEIXOTO, J. E., CANELLA, E. **Manual de Técnicas Mamográficas**: Projeto de Capacitação Profissional para Detecção Precoce do Câncer de Mama, por Intermédio da Mamografia - Rio de Janeiro, 2007.
- [2] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, . Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS). **Breast Imaging Reporting and Data System**, 1998.
- [3] BALL, J., MOORE, A. D. **Essential Physics for Radiographers**: 3^a ed. Blackwell Science Ltd, 1997.
- [4] CHAN, H-P, DOI, K., GALHOTRA, S., VYBORNÝ, C. J., MACMAHON, H, JO-KICH, P. M. Image Feature analysis and computer-aided in digital radiography - Automated detection of microcalcifications in mammography . **Medical Physics**, v. 14, p. 538–548, August 1987.
- [5] FREITAS, A. G., KEMP, C., LOUVEIRA, M. H., FUJIWARA, S. M., CAMPOS, L. F. Mamografia Digital: Perspectiva atual e aplicações futuras. **Radiologia Brasileira**, v. 39, p. 287–296, July 2006.
- [6] HEALTHCARE, GE. Outubro 2008.
- [7] IMAGEJ, NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH (NIH). Outubro 2008.
- [8] KEPLER, S. O., SARAIVA, M. F. **Astronomia e Astrofísica**: 2^a ed. São Paulo, Editora Livraria da Física, 2004.
- [9] LEMACKS, M. R., KAPPADATH, S. C., SHAW, C. C., LIU, X., WHITMAN, G. J. A dual energy subtraction technique for microcal. imaging in digital mammography: A signal to noise analysis. **Medical physics and imaging**, v. 29, p. 1739–1751, August 2002.

- [10] LINDHARDT, F. E. Clinical experiences with computed radiography. **European Journal of Radiology**, 1996.
- [11] MINISTÉRIO DA SAÚDE, ESTIMATIVAS 2008: INCIDÊNCIA DE CÂNCER NO BRASIL, BRASIL. **Estimativas 2008: Incidência de Câncer no Brasil**: Ministério da Saúde, Instituto Nacional do Câncer (INCA), Rio de Janeiro, 2008.
- [12] MINISTÉRIO DA SAÚDE, INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER, BRASIL. **MAMOGRAFIA: da prática ao controle**: Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), 2007.
- [13] MINISTÉRIO DA SAÚDE, PORTARIA 453, BRASIL. **Portaria 453, Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**: Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária, Rio de Janeiro, de 01 de junho de 1998, 1998.
- [14] MÉNDEZ, A. J., TAHOCES, P. G., LADO, M. J., SOUTO, M., VIDAL, J. J. Computer-aided diagnosis: Automatic detection of malignant masses in digitized mammograms. **Medical Physics**, v. 25, p. 957–964, 1998.
- [15] RICK, A., MULLER, S., BOTHOREL, S., GRIMAUD, G. Quantitative Modelling of Microcalcification Detection in Digital Mammography. **LNCS - Lecture Notes in Computer Science**, p. 32–42, 1999.
- [16] SIVARAMAKRISHNA, R., GORDON, R. Detection of Breast Cancer at a Smaller Size Can Reduce the Likelihood of Metastatic Spread: A Quantitative Analysis. **Acad Radiol, Association of University Radiologists**, v. 4, p. 8–12, April 1997.
- [17] STINESA, J, TRISTANTB, H. The normal breast and its variations in mammograph. **European Journal of Radiology**, v. 54, April 2005.
- [18] TAUHATA, L., SALATI, I. P. A., PRINZIO, M. A. R. R. DI. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**: Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) - Rio de Janeiro - 5^a revisão agosto/2003, 2003.