

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço: 03 / 06 / 02

Ass.: *Amw*

INVESTIGAÇÃO DE FORMATOS E COMPRESSÃO DE IMAGENS DIGITAIS PARA PROCESSAMENTO DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS DE MAMAS DENSAS

MAURICIO CUNHA ESCARPINATI

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

DEDALUS - Acervo - EESC



31100036970

ORIENTADOR: Prof. Dr. Homero Schiabel

SÃO CARLOS

2002



Class.	TESE-EESC
Cutt.	1988
Tombo	T0142/02
Sysno	K50727

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço: _____

Ass.: _____

**Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento da
Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP**

E74i Escarpinati, Mauricio Cunha
Investigação de formatos e compressão de imagens digitais para processamento de imagens mamográficas de mamas densas / Mauricio Cunha Escarpinati. -- São Carlos, 2002.


Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo, 2002.
Área: Engenharia Elétrica
Orientador: Prof. Dr. Homero Schiabel.

1. Processamento de Imagens Médicas. 2. Formatos de imagens. 3. Compressão de Imagens. 4. Mamografia. 5. Esquema CAD. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Licenciado **MAURICIO CUNHA ESCARPINATI**

Dissertação defendida e julgada em 25-03-2002 perante a Comissão Julgadora:



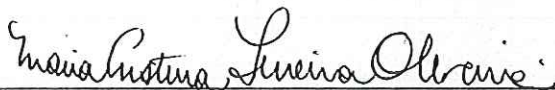
Prof. Assoc. **HOMERO SCHIABEL (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO



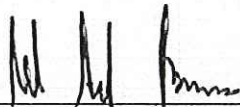
Prof. Dr. **EVANDRO EDUARDO SERON RUIZ**
(Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP)

APROVADO

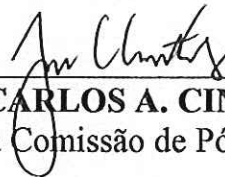


Prof. Assoc. **MARIA CRISTINA FERREIRA DE OLIVEIRA**
(Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação/USP)

Aprovado



Prof. Doutor **MURILO ARAUJO ROMERO**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica



JOSÉ CARLOS A. CINTRA
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Dedico...

...Aos meus Pais,

pelo constante incentivo e por me ensinar o difícil caminho da vida.

...À Juliana, minha esposa, por dar alegria ao meu viver.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Homero Schiabel, pelo apoio, dedicação e competência como orientador, indispensável para a idealização desse projeto.

À FAPESP, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pelo apoio financeiro e por acreditar na importância da realização desse trabalho.

Aos meus irmãos, Marcelo e Suzana, pela amizade e apoio.

Aos amigos do LADI (Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens) pela colaboração nas discussões técnicas e companheirismo demonstrados nas horas de descontração.

Um agradecimento especial aos colegas Marcelo A. da Costa Vieira (Mogi) e Ana Claudia Patrocínio, pelas dicas e auxílios nos momentos cruciais deste trabalho.

Aos antigos colegas de moradia estudantil: Marcos, André, Rogério e Rodrigo pelos incentivos nas horas certas e por tornar mais alegre minha chegada à São Carlos.

Aos amigos Jayme, Milton, Gaúcho e Luciano pela grande amizade demonstrada ao longo destes anos.

À Santa Casa de Misericórdia de São Carlos e ao Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto pelas imagens fornecidas e por permitir a utilização de seus equipamentos para a realização dos testes.

E por fim, à Deus, pois sem ele nada disso seria possível. Obrigado Senhor!!!

SUMÁRIO

<i>Lista de Figuras</i>	i
<i>Lista de Tabelas</i>	iii
<i>Resumo</i>	iv
<i>Abstract</i>	v
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 O CÂNCER DE MAMA	1
1.2 MAMOGRAFIA.....	2
1.3 ESQUEMAS CAD ("COMPUTER-AIDED DIAGNOSIS")	3
1.4 MOTIVAÇÃO	4
1.5 DISPOSIÇÃO DO TRABALHO.....	5
CAPÍTULO 2 - AQUISIÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS	7
2.1 SENSORES	7
2.1.1 Microdensitômetros.....	8
2.1.2 Tubo Fotomultiplicador (PMT).....	8
2.1.3 Sensores CCD	9
2.2 DIGITALIZAÇÃO.....	11
2.3 DIGITALIZAÇÃO DE MAMOGRAMAS.....	13
2.3.1 Scanners.....	14
2.3.2 Mamógrafo Digital.....	16
2.4. CONCLUSÃO.....	18
CAPÍTULO 3 - ARMAZENAMENTO DE IMAGENS DIGITAIS	20
3.1 VETOR OU GEOMETRICAL DATA.....	21
3.2 REPRESENTAÇÃO <i>BITMAP</i> OU <i>RASTER DATA</i>	21
3.3 METAFILE.....	22
3.4 SISTEMAS DE CORES	22
3.4.1 <i>Imagens Coloridas</i>	23
3.4.2 <i>Níveis de Cinza</i>	25
3.5 ARQUIVOS GRÁFICOS - UM BREVE HISTÓRICO.....	25
3.6 FORMATO BMP	26
3.7 FORMATO GIF	29
3.8 FORMATO TIFF.....	34
3.8.1 <i>Organização do Arquivo</i>	34
3.8.1.1 <i>HEADER</i>	35
3.8.1.2 <i>Image file directory (IFD)</i>	36
3.8.1.3 <i>TAG</i>	36
3.9 FORMATO JPEG.....	38
3.10 PADRÃO DICOM.....	39
3.11 CONCLUSÕES	47
CAPÍTULO 4 - COMPRESSÃO DE IMAGENS	48
4.1 COMPRESSÃO SEM PERDAS	51
4.1.1 <i>Códigos de palavra-código de comprimento variável</i>	52
4.1.1.1 <i>Código de Huffman</i>	52
4.1.1.2 <i>Codificação de Shannon-Fano</i>	55
4.1.1.3 <i>Codificação LZ77, LZ78 e LZW</i>	57
4.1.1.4 <i>Codificação DAC</i>	61

4.1.2 Codificação Bit-Plane.....	63
4.1.2.1 Decomposição bit-plane.....	63
4.1.2.2 Codificação RLE.....	64
4.1.3 Codificação Preditiva sem Perdas.....	66
4.2 CONCLUSÕES.....	69
CAPÍTULO 5 - MATERIAIS E MÉTODOS.....	71
5.1 DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL PARA A INTERPRETAÇÃO E MANIPULAÇÃO DE FORMATOS DIGITAIS.....	72
5.2 AQUISIÇÃO DE IMAGENS OU DIGITALIZAÇÃO;.....	76
5.3 TESTES DE COMPRESSÃO.....	81
5.3.1 Decomposição em Planos de Bits (bit-plane).....	82
5.3.2 Códificação por Huffman.....	84
5.3.3 Codificação Preditiva.....	85
5.3.4 Técnica DAC (Dados com Compressão).....	88
5.3.5 Codificação LZW.....	89
5.4 TESTES DO EFEITO DE RESOLUÇÃO ESPACIAL E DE CONTRASTE NO PROCESSAMENTO DE IMAGENS MAMOGRAFICAS.....	90
5.5 ARMAZENAMENTO DAS IMAGENS DIGITAIS.....	95
CAPÍTULO 6 - RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	97
6.1 ANÁLISE DOS DIGITALIZADORES E RESOLUÇÕES ESPACIAL E DE CONTRASTE.....	98
6.2 TESTES DE COMPRESSÃO.....	104
6.3 AVALIANDO O EFEITO DE DIFERENTES RESOLUÇÕES NA DIGITALIZAÇÃO DOS MAMOGRAMAS..	109
6.4 DEFININDO FORMATO GRÁFICO PARA ARMAZENAMENTO.....	117
CAPÍTULO 7 - CONCLUSÕES.....	120
7.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	121
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	123

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Efeito da resolução espacial e da quantização na qualidade da imagem	12
Figura 2.2 – Estrutura Básica dos componentes de um <i>Scanner</i> laser	15
Figura 2.3 – Esquema do projeto de um digitalizador de fenda de um sistema de mamografia digital. ([MAIDMENT 96])	18
Figura 3.1 – Esquema para representar a utilização de uma tabela de cores	24
Figura 3.2 – Representação do armazenamento de uma imagem no formato BMP.	29
Figura 3.3 – Estrutura do Formato GIF	30
Figura 3.4 – Várias maneiras diferentes de se organizar um arquivo TIFF	35
Figura 3.5 – Estrutura de um arquivo JPEG	38
Figura 3.6 – Extruturas principais do modelo de informação do DICOM	41
Figura 3.7 – Partes correntes do padrão DICOM	43
Figura 3.8 – Modelo ER composto para a modalidade de Mamografia Digital.....	46
Figura 4.1 – Redução de fonte no algoritmo de Huffman.....	53
Figura 4.2 – Atribuição de palavras-código no algoritmo de Huffman.....	54
Figura 4.3 – Arvore Binária do Algoritmo de Shannon-Fano	56
Figura 4.4 – Algoritmo de codificação LZW.....	59
Figura 4.5 – Algoritmo de decodificação LZW.	61
Figura 4.6 – Decomposição de uma imagem em planos de bits.....	64
Figura 4.7 – Exemplo ilustrativo do método RAC.....	66
Figura 4.8 – Um modelo de codificação preditiva: (a) codificador; (b) decodificador.	67
Figura 4.9 – (a) e (c) Imagens Originais com 256 tons de cinza, (b) e (d) suas respectivas imagens de erro de previsão.....	68
Figura 5.1 – Exemplo de uma imagem digitalizada com 12 bpp armazenada no formato LDI:	73
Figura 5.2 – Tela Principal do ProjRecMama Abrindo a Imagem de um Phantom	74
Figura 5.3 – Exemplos do ProjRecMama em funcionamento.....	75
Figura 5.4 – Curva característica ou curva H&D de um filme radiográfico.....	76
Figura 5.5 – Exemplo de um filme mamográfico sensitometrizado.....	77
Figura 5.6 – (a) Imagem Original (b) região da Escala Recortada e Arranjada (c) Densidade Óptica Calculada	79
Figura 5.7 – Curva Característica de um filme mamográfico IBF-MMHDRI digitalizado em um Digitalizador Laser modelo Lumiscan 50.....	80
Figura 5.8 – Exemplo da decomposição de uma figura em planos de bits.....	83

Figura 5.9 – Tela da Rotina que realiza a decomposição de Imagens mamográficas em planos de bits	84
Figura 5.10 – Tela da rotina que realiza a compressão por Huffman	85
Figura 5.11 – (a) Imagem Original (b) Histograma da imagem original (c) Predição da Imagem Original (d) Histograma da Predição.....	87
Figura 5.12 – Exemplo das rotinas implementadas para análise da Técnica DAC: (a) Utilização da técnica DAC (b) Geração do sinal de uma imagem.....	88
Figura 5.13 – Diagrama esquemático da configuração utilizada no esquema de processamento desenvolvido por F.L.S.Nunes ([NUNES 2001])	90
Figura 5.14 – Diagrama esquemático da configuração utilizada no esquema de processamento desenvolvido por C.E.Goés ([GOES 2001])	92
Figura 6.1 – Comparação do desempenho de três diferentes digitalizadores:	98
Figura 6.2 – Filme utilizado para calcular o erro dos Digitalizadores.....	100
Figura 6.3 – Desempenho de Técnicas de Compressão	109
Figura 6.4 – Regiões do Phantom Victoreem modelo 156 processadas pelos dois esquemas de Processamento	110
Figura 6.5 – Regiões do Phantom João Emilio modelo 156 processadas pelos dois esquemas de Processamento	111
Figura 6.6 – Processamento de Imagens Mamográficas com diferentes resoluções de contraste	112
Figura 6.7 – Regiões processadas dos Phantoms Victoreem modelo 156 e João Emilio	113
Figura 6.8 – Imagem processada do Phantom Victoreem 18-222 digitalizada com 1140 pixels por linha	114
Figura 6.9 – Imagem processada do Phantom Victoreem 18-222 digitalizada com 2048 pixels por linha	115

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Descrição do HEADER de um arquivo BMP	27
Tabela 3.2 – Bloco do Formato BMP que contém as informações sobre a imagem .	28
Tabela 3.3 – Estrutura do Descritor de Tela do formato GIF	31
Tabela 3.4 – Estrutura do Descritor de Imagens do Formato GIFF.....	32
Tabela 3.5 – Estrutura do bloco que contém a imagem no formato GIFF	33
Tabela 3.6 – Extruta do Bloco de Extensão para Aplicações	33
Tabela 3.7 – Estrutura do Header do formato TIFF	36
Tabela 3.8 – Estrutura do IFD do arquivo TIFF	36
Tabela 3.9 – Principais TAGs Existentes	37
Tabela 3.10 – Resumo do conteúdo de cada uma das partes do padrão DICOM....	43
Tabela 3.11 – Lista dos objetos de informação DICOM	45
Tabela 4.1 – matriz de pixels de uma figura hipotética	52
Tabela 4.2 – Dicionário LZW	60
Tabela 5.1 – (a) Representação de um pixel $P_{x,y}$ e sua vizinhança (b) Funções de predição do padrão JPEG sem perdas.	86
Tabela 6.1 – Erro Médio do Digitalizador Laser Lumiscan 75	101
Tabela 6.2 – Erro Médio do Digitalizador Laser Lumiscan 50	102
Tabela 6.3 – Erro Médio do Digitalizador Óptico PowerLook II	103
Tabela 6.4 – Taxas de Compressão Obtidas com a técnica de Huffman e com Huffman + funções Preditivas (JPEG)	105
Tabela 6.5 – Taxas de Compressão Obtidas com a técnica DAC e com DAC + funções Preditivas.....	105
Tabela 6.6 – Taxas de Compressão Obtidas com a técnica LZW e com LZW + funções Preditivas.....	106
Tabela 6.7 – Taxas de Compressão Obtidas com a técnica por decomposição em Planos de Bits.....	107
Tabela 6.8 – Taxas de Compressão Obtidas com o software WinZip 8.0 e com WinZip 8.0 + funções Preditivas.....	108
Tabela 6.9 – Lista dos principais formatos gráficos e suas características.....	117

RESUMO

O presente projeto de pesquisa trata da investigação das características de imagens digitais em termos dos diversos formatos e tipos de compressão a fim de verificar seu efeito no desempenho de esquemas de processamento de mamogramas digitalizados. Em função disso, uma avaliação preliminar sobre os aspectos da digitalização de imagens radiográficas – propriedades e características de digitalizadores e *softwares* gerenciadores da aquisição da imagem digitalizada – é parte integrante dessa pesquisa. Muitos pesquisadores experientes em todo o mundo consideram que, para detecção eficiente das principais estruturas de interesse na mamografia, como as microcalcificações, os métodos de processamento necessitam de imagens digitalizadas com, pelo menos, 10 bits e resolução espacial em torno de 0,1 mm. Esses requisitos – sobretudo o nível de quantização na conversão A/D – não são facilmente encontrados em muitos digitalizadores comerciais, além de não serem atingidos pela maioria dos monitores de vídeo disponíveis nos computadores utilizados para a aplicação daquelas técnicas. Por isso, a finalidade dessa pesquisa é propor, a partir da análise dessas características de digitalização e dos diversos formatos de imagens digitais geradas nesse processo, um modelo ótimo para ser utilizado com diversas técnicas de processamento desenvolvidas para a detecção e caracterização de microcalcificações mamárias. Além disso, como a imagem de mama densa é um dos grandes problemas para adequada identificação de estruturas suspeitas, esse trabalho voltar-se-á para esse tipo de imagem.

ABSTRACT

The present work is about the investigation of digital images characteristics in terms of its several formats and compression techniques in order to evaluate your effect on the performance of mammography image processing schemes. Thus, a preliminary evaluation of radiographic images digitization aspects – digitizers and image acquisition softwares properties and characteristics – is also part of this work. Many experienced researchers al over the world consider that, for the detection of the main interest structures of a mammography, as microcalcifications, the image processing schemes needs digital images with, at least, 10 bits and about 0,1 mm of spatial resolution. Those requirements - in special the A/D converter sample rate – are not easily found in many commercial digitizers, besides they are not reached by most of the available computers monitors used for the application of those techniques. Therefore, this work is about to purpose, starting from the analysis of the digitization characteristics and of the several digital images formats generated in that process, the best model to be used with several processing techniques developed for the detection and characterization of breast microcalcifications. Besides, as dense breast image is one of the greatest problem for appropriate identification of suspicious structures, this work will focus on this image type.

Capítulo 1 ***Introdução***

1.1 O Câncer de Mama

Segundo recentes estatísticas divulgadas pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA), no Brasil uma em cada doze mulheres poderá desenvolver o câncer de mama. O mais alarmante é que dentre os tipos de câncer, este é o que mais mata as brasileiras. O que também deve ser levado em consideração, neste caso, é o impacto psicológico causado pela doença, pois envolve fatores como a sexualidade e a auto estima.

Tais pesquisas também apontam que no Brasil, dos casos diagnosticados 75% deles já se encontram em estágios avançados da doença, o que dificulta e muito o tratamento.

Como em qualquer outra doença, a prevenção seria a maneira mais indicada de se proteger. No entanto, como as causas do câncer de mama ainda não são conhecidas, não existem métodos bem definidos de prevenção. Desta forma, a única proteção efetiva é o diagnóstico precoce, que pode ser obtido por várias estratégias, dentre as quais podemos destacar três como sendo as principais:

- **Auto Exame de Mamas** → é realizado pela própria mulher e consiste na apalpação periódica da mama , logo após o período menstrual ou pelo menos uma vez ao mês, com a intenção de analisar se não há nenhuma alteração na atomia;
- **Exame Clínico** → exame realizado em clínicas por médicos especializados que podem se utilizar de várias técnicas para o diagnóstico;
- **Mamografia** → Segundo ([DENGLER 93]) é considerada a técnica mais eficaz para a detecção precoce do câncer de mama. A mamografia consiste na obtenção da imagem da mama através de um aparelho de Raio X que possui características particulares e também se utiliza de filmes específicos.

1.2 Mamografia

Segundo G.W. Mitchell e L.W. Basset ([MITCHELL 88]), a mamografia é considerada o exame mais eficiente de rastreamento do câncer de mama com a busca por estruturas que possam indicar a presença de anormalidades ou tumores. Dentre estes elementos podemos destacar as microcalcificações, que segundo vários autores ([SHEN 93, 94], [TAO 98], [CANELLA 99], [NAGEL 98] entre outros) freqüentemente estão associados a tumores de mama. No entanto, devido ao tamanho reduzido destas estruturas (da ordem de 0,5mm de diâmetros), sua visualização é muito difícil e exige grande experiência do examinador e, mesmo assim, muitas vezes são passadas despercebidas, visto que o sistema de Raio X pode apresentar várias limitações que prejudicam a nitidez da imagem: ruídos randômicos, variações nas características do filme e ponto focal com dimensões fora das especificações necessárias, entre outros ([SHEN 93]).

Quando o mamograma em questão trazer a imagem de uma mama de parênquima denso (predominância de tecidos fibroglandulares em sua composição) estes problemas de visualização podem se agravar ainda mais, pois, como afirmado por Jackson *et al* ([JACKSON 93]), é problemático produzir imagens de

mamas densas devido ao fato das lesões mamárias possuírem propriedade de atenuação de raios-X similares às aquelas de tecidos glandulares e fibrosos, o que torna sua detecção mais difícil.

Segundo estudos realizados por Stomper *et al* ([STOMPER 96]) a densidade da mama varia de acordo com a idade da paciente. Em seus estudos foram classificados mamogramas de 1353 mulheres com idade entre 25 e 79 anos. Verificando-se que a densidade diminui progressivamente à medida que aumentava a idade da paciente.

1.3 Esquemas CAD ("Computer-aided Diagnosis")

Devido às dificuldades encontradas na identificação das microcalcificações e, conseqüentemente, na detecção precoce do câncer de mama, cientistas do mundo todo vêm trabalhando no desenvolvimento de sistemas computadorizados de auxílio ao diagnóstico. Tratam-se dos denominados **Esquemas CAD** (do inglês *Computer-aided Diagnosis*).

Estes esquemas consistem da combinação de técnicas computacionais (Visão Computacional, processamento de imagens, digitalização de imagens, etc.) aliadas a ferramentas matemáticas a fim de auxiliar a tomada de decisão dos especialistas.

Os esquemas CAD têm representado uma importante ferramenta no auxílio ao diagnóstico médico em diversas aplicações radiológicas, sobretudo na mamografia, a ponto de ter sido aprovado em 1998 como recurso diagnóstico do câncer de mama pela FDA nos EUA. Aliados a esses esquemas, sistemas que tratem da otimização de características de obtenção das imagens mamográficas, principalmente através da avaliação dos parâmetros de qualidade a ela associados, precisam ser explorados com a finalidade de proporcionar ao médico a melhor qualidade possível, as melhores condições de exposição, aquisição e avaliação da imagem e, conseqüentemente, uma gama maior de informações para a confecção do diagnóstico mais preciso possível.

Para isso, portanto, é necessário que algumas características importantes da imagem digital sejam padronizadas a fim de garantir que eventuais problemas de qualidade, que possam prejudicar a avaliação adequada de cada caso, sejam

devidos exclusivamente à estrutura interna intrínseca da mama sob exame. Os pesquisadores da área consideram que níveis de 10 bits para a quantização da digitalização e resoluções da ordem de 0,1 mm, são adequados para uma boa detecção das estruturas mais importantes no exame mamográfico. Essas são algumas características necessárias à elaboração dos bancos de imagens para os testes de desenvolvimento e performance de esquemas CAD.

Todavia, as bases de dados existentes – disponíveis ou não – geralmente não oferecem uma padronização que permita, inclusive, a comparação entre diferentes técnicas. Entre as causas disso estão os tipos de digitalizadores utilizados, a seleção de casos/imagens e o processo de armazenamento, a partir da transformação da imagem analógica no filme em imagem digital.

É bem reconhecido, porém, que as características dessas imagens armazenadas nessas bases de dados de testes podem afetar de modo significativo o desempenho de um esquema CAD ou de uma técnica particular de processamento ([NISHIKAWA 94]). Esse aspecto fica ainda mais problemático, quando o elenco de imagens (analógicas) apresenta uma característica de baixo contraste, como é o caso das mamas densas.

1.4 Motivação

Em quase 40% dos casos de existência de câncer mamário não palpável, o único sinal de anormalidade é a presença de agrupamentos de microcalcificações. Mas, para mamas densas, a possibilidade de não detecção aumenta por causa da pobre relação de contraste. Isso se torna mais agravante quando se verifica um aumento no número de casos de pacientes com mamas densas como consequência de tratamentos de reposição hormonal.

Esse aspecto é, aliás, um dos responsáveis pela incidência de grande quantidade de diagnósticos falsos-positivos, que acabam indicando para biópsias diversos casos desnecessariamente. Minimizar o número de falsos-positivos é um dos intuitos das pesquisas nessa linha, a fim de aumentar a eficácia e precisão diagnóstica. Para isso, contudo, é preciso que a imagem digital gerada – seja pelo modo convencional de digitalizar o mamograma, seja pela digitalização direta em

placas sensoras eletrônicas, em alguns equipamentos mais modernos – tenha uma padronização apropriada ao tipo de estrutura de interesse e procedimento adotado no exame diagnóstico.

Além disso, os bancos de imagens agregados a tais esquemas computadorizados de auxílio ao diagnóstico podem ser muitas vezes utilizados como recursos de treinamento de estudantes e médicos residentes e mesmo para avaliação médica a distância. Por isso, é fundamental que os protocolos de digitalização, formatação e armazenamento dessas imagens sejam os mais adequados à investigação clínica em questão, de modo que não constituam um elemento deturpador da característica intrínseca do órgão sob exame.

Por essas razões, a proposta do presente projeto se baseia no estudo de tais características das imagens digitais, seus processos de aquisição, compressão e armazenamento. A partir desse estudo e da investigação do seu efeito na performance de alguns esquemas de processamento de imagens mamográficas de mamas densas, propor um modelo capaz de mostrar qual(is) desses formatos é mais adequado para a detecção das principais estruturas de interesse na avaliação mamográfica, principalmente as microcalcificações. Pretende-se, ainda, apresentar as vantagens e desvantagens dos formatos mais comumente empregados e definir um parâmetro ótimo que permita facilitar e se possível, padronizar a imagem digital mais adequada para processamento, em esquema CAD em mamografia para avaliação diagnóstica de mamas densas.

1.5 Disposição do Trabalho

Partindo das considerações expostas nesta introdução, o trabalho foi dividido em duas partes: a primeira consiste em uma revisão bibliográfica a respeito da base teórica envolvida no tema proposto, tais como técnicas de aquisição, compressão e armazenamento de imagens digitais, e a segunda contém explicações sobre os procedimentos utilizados no estudo de tais etapas, bem como os resultados obtidos e discussões acerca deles. A seguir é apresentado um breve resumo de cada capítulo, a fim de facilitar a localização dos assuntos abordados:

- ❖ **Capítulo 2:** são detalhados os processos físicos de aquisição de imagens, com ênfase nas características necessárias para a aquisição de imagens mamográficas;
- ❖ **Capítulo 3:** são apresentadas características do armazenamento de imagens digitais, não nos seus conceitos físicos, como arquivamento em discos ou fitas magnéticas, mas um estágio anterior, que é a maneira como as informações são organizadas;
- ❖ **Capítulo 4:** apresenta o princípio da compressão de dados e conseqüentemente de imagens, além das principais técnicas existentes de compressão sem perdas;
- ❖ **Capítulo 5:** Descrição dos procedimentos utilizados no estudo das etapas que envolvem o processo de aquisição e armazenamento de imagens digitais;
- ❖ **Capítulo 6:** Apresentação e discussão dos resultados obtidos nos testes realizados;
- ❖ **Capítulo 7:** Apresentação das conclusões deste trabalho e algumas sugestões para trabalhos futuros;
- ❖ **Referências bibliográficas.**

Capítulo 2 **Aquisição de Imagens Digitais**

O processo de aquisição de imagens é uma das — ou talvez a — mais importante etapa num esquema CAD, pois é quando a imagem é convertida numa representação numérica adequada para o processamento digital. É nesta etapa que se definem fatores como as taxas de resolução (tanto espacial como de contraste).

Neste capítulo detalharemos o processo de aquisição de imagens, com ênfase nas características necessárias para a aquisição de imagens mamográficas, seja de forma direta (mamógrafos digitais) ou através da digitalização do filme mamográfico com a utilização de *scanners*.

A etapa de aquisição compreende dois elementos principais: O Sensor e o Digitalizador.

2.1 Sensores

O sensor é um dispositivo físico sensível a uma faixa de energia no espectro eletromagnético (como raio X, ultravioleta, espectro visível ou raios infravermelhos), que produz na saída um sinal elétrico proporcional ao nível de energia detectado ([MARQUES_FILHO 99]).

Como um exemplo, consideremos os aspectos básicos de um sistema de imageamento de mama por raios-X. A saída de uma fonte de raios-X é direcionada

para uma mama e um meio sensível a raios-X é colocado do outro lado da mesma. O meio adquire assim uma imagem dos materiais que compõem a mama (tais como tecidos ou estruturas de interesse), que possuam graus diferentes de absorção de raios-X. O meio pode ser um filme, uma câmera de televisão combinada com um conversor de raios-X para fótons ou detectores discretos cujas saídas sejam combinadas para a reconstrução de uma imagem digital ([GONZALEZ 92]).

Uma outra categoria importante de sensores trata da luz visível e infravermelha. Entre os dispositivos mais freqüentes utilizados para esse propósito estão os microdensitômetros, Tubos Fotomultiplicadores (PMT) e os sensores CCD.

2.1.1 Microdensitômetros

Em microdensitômetros a transparência ou fotografia é montada em um suporte plano ou enrolada ao redor de um tambor. A varredura é obtida ao se focalizar um feixe de luz (que poderia ser um laser) na imagem e transladar o suporte ou girar o tambor em relação ao feixe. No caso de transparências, o feixe passa através do filme. Em fotografia, ele é refletido na superfície da imagem. Em ambos os casos, o feixe é focalizado num fotodetector e o nível de cinza em cada ponto da imagem é registrado pelo detector com base na intensidade do feixe. Uma imagem digital é obtida ao se permitir apenas valores discretos de intensidade e posição. Embora microdensitômetros sejam dispositivos lentos, eles são capazes de alto nível de precisão no posicionamento, devido à natureza essencialmente contínua da translação mecânica usada no processo de digitalização ([GONZALEZ 92]).

2.1.2 Tubo Fotomultiplicador (PMT)

Um tubo fotomultiplicador (PMT) consiste da combinação de um fotodiodo a vácuo e um multiplicador de elétrons dentro do mesmo tubo a vácuo. O fotodiodo capta os fótons incidentes através de um fotocátodo, esses fótons através do efeito fotoelétrico causam a geração de elétrons que então são acelerados para o ânodo positivamente carregado, gerando assim uma corrente elétrica. O multiplicador de elétrons amplifica o fluxo inicial desta corrente por meio de múltiplas emissões

secundárias de elétrons. Esse processo produz correntes com uma magnitude bem maior que a corrente inicialmente obtida pela fotoemissão ([BURKE 96]).

Os PMTs são mais sensíveis ao Ultra Violeta e à luz visível do que qualquer outro sensor. Os *scanners* que se utilizam desta técnica para a digitalização de imagens, possuem algum tipo de mecanismo para movimentarem a imagem original a fim de varrer a janela de sensibilidade do sensor

2.1.3 Sensores CCD

Os dispositivos de carga acoplada (*charge-coupled devices*, CCDs) baseiam-se em pastilhas semicondutoras com determinado número de recipientes capazes de armazenar carga elétrica, que possuem um determinado mecanismo de transferência entre elas ([MARQUES_FILHO 99]). A quantidade de carga elétrica armazenada nos recipientes corresponde a valores analógicos, o que equivale a dizer que erros de quantização são praticamente nulos. Dessa maneira, o CCD equivale a uma memória analógica, cujos dados são acessados serialmente através da transferência de carga entre os recipientes.

A utilização de materiais fotossensíveis permite a construção de dispositivos CCD cujos recipientes de carga constituem também elementos sensíveis à luz. Assim, a carga armazenada em cada recipiente é proporcional à intensidade luminosa incidente sobre o mesmo. Posteriormente, a leitura seqüencial dos recipientes pode gerar um sinal elétrico variante no tempo.

As matrizes CCD são organizadas em dois principais arranjos geométricos: **sensores por varredura de linhas** e **sensores de área**. Sensores por varredura de linha consistem numa linha de elementos fotossensíveis e produzem uma imagem bidimensional, através do movimento relativo entre a imagem e o detector. Por exemplo, sensores de varredura de linha são usados extensivamente em *scanners* de mesa. Os sensores de área são similares aos sensores de varredura por linha, exceto que os elementos fotossensíveis são arranjados em forma matricial.

Sensores por varredura de linha com resolução variando de 256 a 4096 elementos são comuns. A resolução de sensores de área varia de no mínimo 32 x

32 elementos até 256 x 256 elementos para um sensor de resolução média. Dispositivos com maior resolução com 640 x 480 são facilmente encontrados e sensores com resolução da ordem de 1280 x 1024 elementos são também disponíveis comercialmente a preços relativamente altos, mas freqüentemente justificáveis. Sensores especiais que usam movimentos mecânicos de um circuito CCD para alcançar resolução da ordem de 2048 x 2048 elementos são disponíveis a altos preços. As Matrizes CCD são tipicamente montadas como câmeras de TV. A digitalização da imagem é conseguida conectando-se a saída de vídeo dessas câmeras a um digitalizador ([GONZALEZ_92]).

Uma vantagem significativa dos sensores CCD é que deles podem ser operados a velocidades muito altas (digamos 1/10.000 s) além de apresentarem tamanho reduzido, menor consumo de energia, menor sensibilidade a efeitos de espalhamento (*blooming*), melhor resposta a mudanças na iluminação incidente; e o bom desempenho em condições de baixa iluminação. Entretanto, a tecnologia de fabricação dos sensores CCD é um tanto dispendiosa financeiramente e, além disso, não permite a inclusão de circuitos de controle na mesma pastilha semicondutora.

Tentando contornar os problemas apresentados pelos sensores CCD, um grupo de pesquisadores da Universidade de Edinburgo desenvolveu um novo tipo de sensor, utilizando a tecnologia CMOS. A abordagem escocesa permite que sejam incluídos na mesma pastilha circuitos de controle, conversor analógico/digital, memórias digitais e circuitos com funções específicas para o processamento de imagens, além da matriz de sensores propriamente dita. É possível, desse modo, integrar um sistema completo de visão por computador numa única pastilha de baixo custo. Outra vantagem da tecnologia CMOS é o consumo de energia, que é reduzido a aproximadamente um quinto do consumo da tecnologia CCD ([VELLACOT 94]).

2.2 Digitalização

O digitalizador ou conversor analógico digital (conversor A/D), é um dispositivo para a conversão da saída elétrica (sinal analógico) de um dispositivo de sensoramento físico para a forma digital de forma que esta informação possa ser representada através de bits 0s e 1s e assim interpretada pelo computador.

O sinal analógico obtido à saída do dispositivo de aquisição, deve ser submetido a uma discretização espacial e em amplitude para tomar o formato desejável ao processamento computacional. Chamaremos de amostragem o processo de discretização espacial e daremos o nome de quantização ao processo de discretização de amplitude ([MARQUES FILHO 99]).

Basicamente, a amostragem converte a imagem analógica em uma matriz de M por N pontos, cada qual denominado pixel (ou elemento de imagem), maiores valores de M e N implicam em uma imagem de maior resolução.

Além da forma $M \times N$ (linhas por colunas da imagem), a resolução espacial de uma imagem pode ser apresentada na forma de DPIs (pontos por polegada), ou seja, este tipo de informação indica quantos pixels são usados para representar cada polegada (2,54 cm) da imagem original. Ou ainda pode se utilizar do tamanho do pixel (em milímetros) para se indicar a resolução da imagem digitalizada

A quantização faz com que cada um destes pixels assumam um valor inteiro, na faixa de 0 a $2^n - 1$. Quanto maior o valor de n , maior o número de níveis de cinza presentes na imagem digitalizada.

Do ponto de vista eletrônico, a digitalização consiste em uma conversão analógico/digital na qual o número de amostras do sinal contínuo, por unidade de tempo, indica a taxa de amostragem e o número de bits do conversor A/D utilizado determina o número de tons de cinza resultantes na imagem digitalizada.

Sob uma abordagem matemática formal, o processo de amostragem pode ser visto como uma divisão do plano xy em uma grade. Portanto $f(x, y)$ é uma imagem digital onde f é uma função que atribui um valor de nível de cinza para cada par distinto de coordenadas, ou seja, f é o processo de quantização descrito anteriormente ([MARQUES FILHO 99]). A Figura 2.1 ilustra o quanto a resolução

espacial e a quantização influenciam a qualidade final da imagem digitalizada, na figura 2.1 pode ser vista a mesma imagem 4 vezes, só que cada uma com digitalizada com resolução espacial e quantização diferentes.

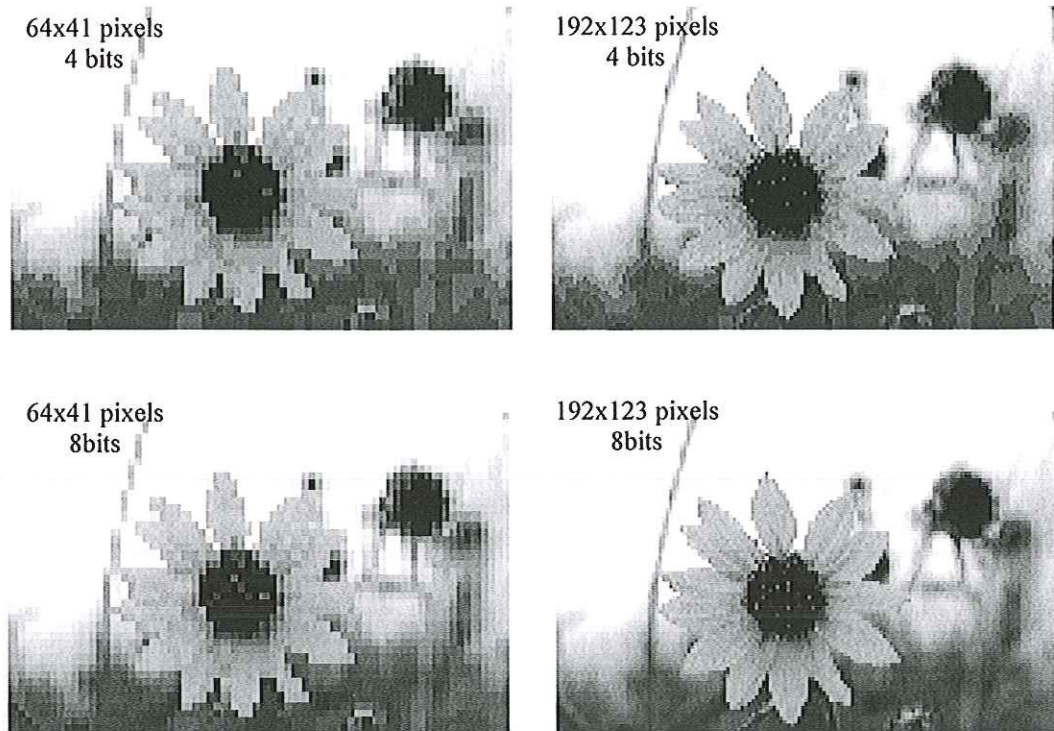


Figura 2.1 - Efeito da resolução espacial e da quantização na qualidade da imagem

Na especificação do processo de digitalização, deve-se decidir que valores de N , M e n são adequados, do ponto de vista de qualidade da imagem e da quantidade de bytes necessários para armazená-lo. Do ponto de vista qualitativo, é obvio que quanto maiores os valores de M , N e n , melhor será a qualidade da imagem digitalizada. No entanto, quanto maiores os valores de M , N e n , maiores serão os custos de digitalização e armazenamento. Portanto, para se definir tais valores deve se levar em conta os fins para os quais a imagem está sendo digitalizada. Vejamos 2 exemplos:

- 1- Para obter uma imagem digital de qualidade semelhante à de uma imagem digital de televisão P&B, bastam 512x512 pixels e 128 níveis de cinza ([MARQUES_FILHO 99]);

- 2- Para digitalização de um mamograma, os valores da resolução espacial e também da quantização a serem empregadas devem estar diretamente relacionadas com as características do filme e das estruturas pesquisadas ([RUSS 92]).

2.3 Digitalização de Mamogramas

A digitalização do mamograma é uma etapa muito importante no processo de um esquema CAD mamográfico, pois, segundo H.P. Chan. *et al* ([CHAN 94]) a qualidade da imagem digitalizada está diretamente associada à taxa de detecção de pequenas estruturas no mamograma, como as microcalcificações, por exemplo. A resolução a ser empregada na digitalização dos mamogramas deve estar relacionada diretamente com as características do filme mamográfico e das estruturas pesquisadas.

O filme mamográfico possui grãos de aproximadamente 0,0015mm a 0,003mm de diâmetro ([CURRY III 90]) e as microcalcificações possuem tamanho em torno de 0,1mm a 0,5mm de diâmetro. Dessa forma a resolução espacial empregada no processo de digitalização fica limitada a um tamanho de pixel entre 0,1 mm (limitado pelo tamanho da microcalcificação) e 0,015 mm (limitado pelo tamanho de 5 grãos do filme). O tamanho mínimo de 5 grãos é aconselhável para que se evite a incorporação de sinais de ruído ao pixel ([RUSS 92]).

Existem basicamente duas maneiras de se obter um mamograma digital. A primeira é a digitalização do filme mamográfico através de um *scanner* (convencional ou específico para filmes). A segunda é através da utilização de mamógrafos digitais, que possuem no lugar do filme dispositivos sensíveis aos raios X que, juntamente com um conversor analógico/digital, transformam os fótons recebidos em informações digitais.

2.3.1 Scanners

Os *Scanners* são equipamentos destinados à digitalização de imagens, utilizando para isso uma fonte emissora de luz que é direcionada para a imagem e um sensor que capta a luz refletida (caso a imagem em questão seja na forma de fotografia) ou transmitida (caso a imagem esteja gravada em um filme como nos mamogramas). Além da fonte de luz e do sensor (CCD ou PMT normalmente)/conversor utilizado pelos *scanners*, um outro fator muito importante é a maneira com que estes efetuam a varredura da imagem, pois é um indicativo do grau de precisão que eles podem atingir. A maneira como a varredura é feita depende do tipo de *scanner* utilizado: nos *scanners* de mão, por exemplo, a varredura é feita de forma manual (arrastando-se o *scanner* sobre a imagem); nos *scanners* de mesa, o original é colocado na "mesa" de digitalização e permanece fixo enquanto a luz e o sistema ótico movem-se amostrando linha a linha da imagem original; nos *scanners* a laser para digitalização de filmes radiográficos o filme é movimentado mecanicamente e o sistema de leitura é fixo.

Como um dos intuítos deste trabalho é investigar as características do processo de aquisição e digitalização de mamogramas e seus efeitos no processamento digital, neste capítulo serão estudados *scanners* com características específicas para a digitalização de filmes mamográficos, isto é, aparelhos que sejam equipados para a captação da luz transmitida através da imagem e não só a luz refletida, como é o caso da maioria dos *scanners* comerciais.

Vários autores indicam os *scanners* com fonte de luz laser para a digitalização de filmes como sendo o dispositivo mais eficiente para a aquisição de filmes radiográficos, devido à qualidade da imagem e às altas taxas de resolução alcançadas por estes sistemas. A grande vantagem de usar o laser como uma fonte de luz, é que este permite uma maior produção de fótons, sendo que todos possuem o mesmo comprimento de onda, além da luz ser mais coerente, possibilitando assim uma menor difusão.

Para um melhor entendimento deste tipo de equipamento, a figura 2.2 ilustra a estrutura de um *scanner laser* Konica (Modelo KFDR-S) apresentado por Fang-Fang Yin *et al* em 1992 e R.J.J. Meeder *et al* em 1995 ([YIN 92], [MEEDER

95]). Os principais componentes deste aparelho são: uma fonte emissora de luz laser (HE-NE); um sistema ótico que direciona o laser de forma a varrer linearmente a imagem; um sensor (normalmente o PMT) que capta a luz transmitida através do filme; um sistema mecânico responsável pela movimentação do filme através do sensor; e um sistema eletrônico que capta o sinal analógico na saída do sensor e o converte para a forma digital. Este equipamento produz imagens com 10 bits de quantização e o tamanho dos pixels amostrados variam de acordo com o tamanho do filme, ou seja, pixels com tamanho de 0,088 mm, 0,131 mm e 0,175 mm correspondem a filmes com tamanho de 20,32 x 25,4 cm, 25,4 x 30,48 cm e 35,56 x 43,18 cm, respectivamente ([YIN 92]).

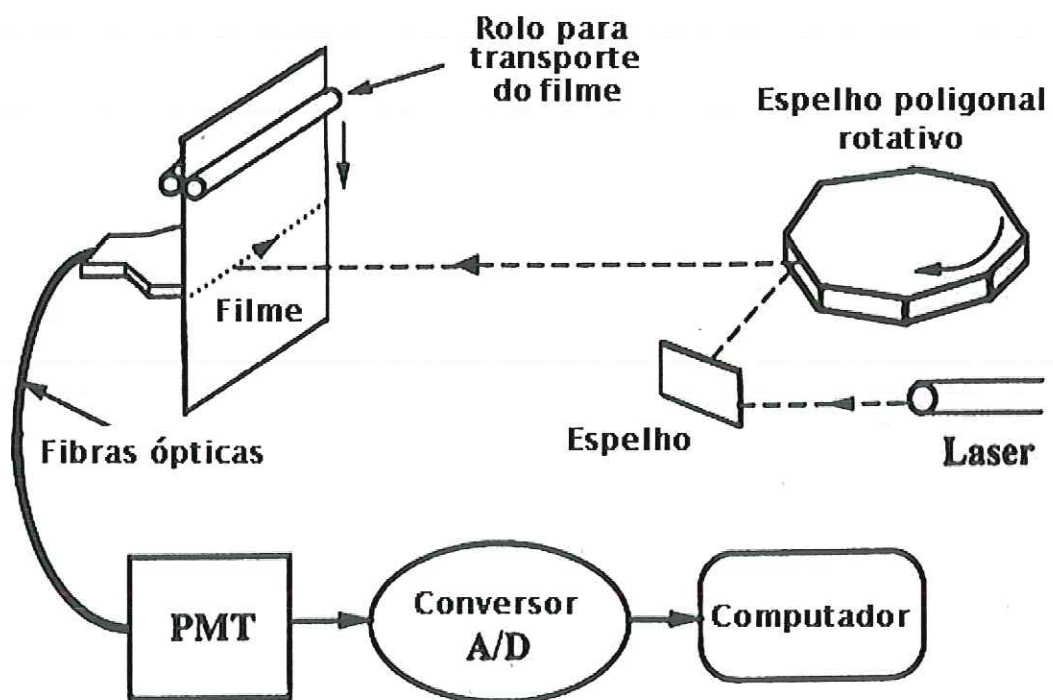


Figura 2.2 – Estrutura Básica dos componentes de um *Scanner* laser ([YIN 92])

Outros *scanners* a laser muito utilizados são os da linha Lumiscan, produzidos pela Lumisys: Lumiscan50, possui um sensor PMT com uma resolução espacial de 1140 pixels por linha e 8 ou 12 bits de quantização; Lumiscan75, também possui um sensor com tecnologia PMT com uma resolução espacial de 2048 pixels por linha e com uma quantização de 8 ou 12 bpp; Lumiscan85 este

modelo apresenta uma característica especial, pois digitaliza somente filmes pequenos (específico para mamografias), utiliza um sensor com tecnologia PMT e digitaliza filmes com uma resolução espacial de 5120 pixels por linha e uma quantização de 8 ou 12 bpp. Esta empresa fabrica uma série de *scanners* a laser para fins de aquisição de imagens médicas. Devido à tecnologia empregada neste tipo de *scanner* seu custo se torna muito elevado (entre US\$ 20,000 e US\$ 35,000) o que se torna sua maior desvantagem. Uma saída para este problema é a utilização de *scanners* com tecnologia CCD e fontes de luz branca que possuem um custo bem menor e características aceitáveis¹.

2.3.2 Mamógrafo Digital

O mamógrafo Digital consiste de um aparelho de mamografia convencional, só que ao invés da utilização de filmes mamográficos para a captação da imagem, são utilizados sensores que captam os fótons de raios_X incidentes e os convertem em um sinal digital.

R. Nishikawa *et al* ([NISHIKAWA 87]) desenvolveram um digitalizador de projeção para o sistema de mamografia digital (SPDM). O sistema consiste de um par de fendas de varredura, um tubo intensificador de raios-X de alta resolução, um fotodiodo linear e um *display* digital. Ele também apresenta um sistema de fenda de varredura que reduz o espalhamento de radiação sem comprometer a dose. O sistema apresentou com os experimentos uma melhor performance que o sistema convencional (écran-filme), produzindo imagens com um contraste mais alto para a mesma dose de radiação. Os detalhes são mais perceptíveis no sistema SPDM. Outra vantagem do sistema é a possibilidade de arquivar as imagens em poucos segundos. Uma desvantagem do sistema é que ele causa flutuações na intensidade dos raios-X, mas através de um monitoramento de saída é possível corrigir a imagem, eliminando esses artefatos.

A. Maidment ([MAIDMENT 96]) nota que o sistema de imagem digital deve ser capaz de produzir imagens de alto contraste das lesões de tecido mole, enquanto sustenta a alta resolução espacial para detectar fibras e

¹. As informações sobre os scanners da LUMISYS foram adquiridas no site <http://www.lumisys.com>

microcalcificações. Esses quesitos devem ser gerados utilizando para a obtenção das imagens um curto período de tempo de exposição. A dose de radiação no sistema mamográfico digital deve ser comparável à dose da mamografia convencional.

A. Maidment propõe quatro tipos de detectores para mamografia digital: de varredura de ponto, de varredura de fenda simples, de varredura de fendas múltiplas e de varredura de campo. O resultado obtido na comparação da performance desses detectores mostra que os detectores de varredura de ponto e de fenda são impraticáveis porque necessitam de um longo tempo de exposição. Detectores de campo e de fendas múltiplas apresentam resultados mais plausíveis, embora a grande área de trabalho resulte no aumento da detecção da radiação espalhada e uma redução do contraste.

É interessante observar que o digitalizador de fenda antes era utilizado apenas devido à sua fácil construção feita com componentes facilmente disponíveis; no entanto, hoje, ele é necessário porque apresenta uma diminuição eficiente na taxa de dispersão ([MAIDMENT 96]).

O feixe de radiação é transmitido por uma fenda. Depois da transmissão através da mama, os raios-X interagem com a tela de fósforo e a luz emitida é conduzida através de um fio de fibra óptica para o CCD. A fibra óptica fornece uma desmagnetização entre a tela de fósforo e a CCD. A escolha da desmagnetização é feita pelo tamanho do pixel da CCD. A. Maidment concluiu que sistemas de mamografia digital têm demonstrado um potencial enorme sobre as limitações da mamografia convencional, isso devido à possibilidade de otimização de cada componente separadamente (componentes de aquisição, de exibição e de armazenamento). Várias aproximações têm sido feitas para se adquirir em imagens de campo inteiro tanto nos sistemas de varredura de fendas múltiplas como nos de campo. O grande benefício que se propõe aos sistemas digitais será o melhoramento da qualidade de imagem, possibilitando aprimorar a detecção do câncer. Um sistema de digitalização de fenda de mamografia digital é ilustrado na figura 2.3.

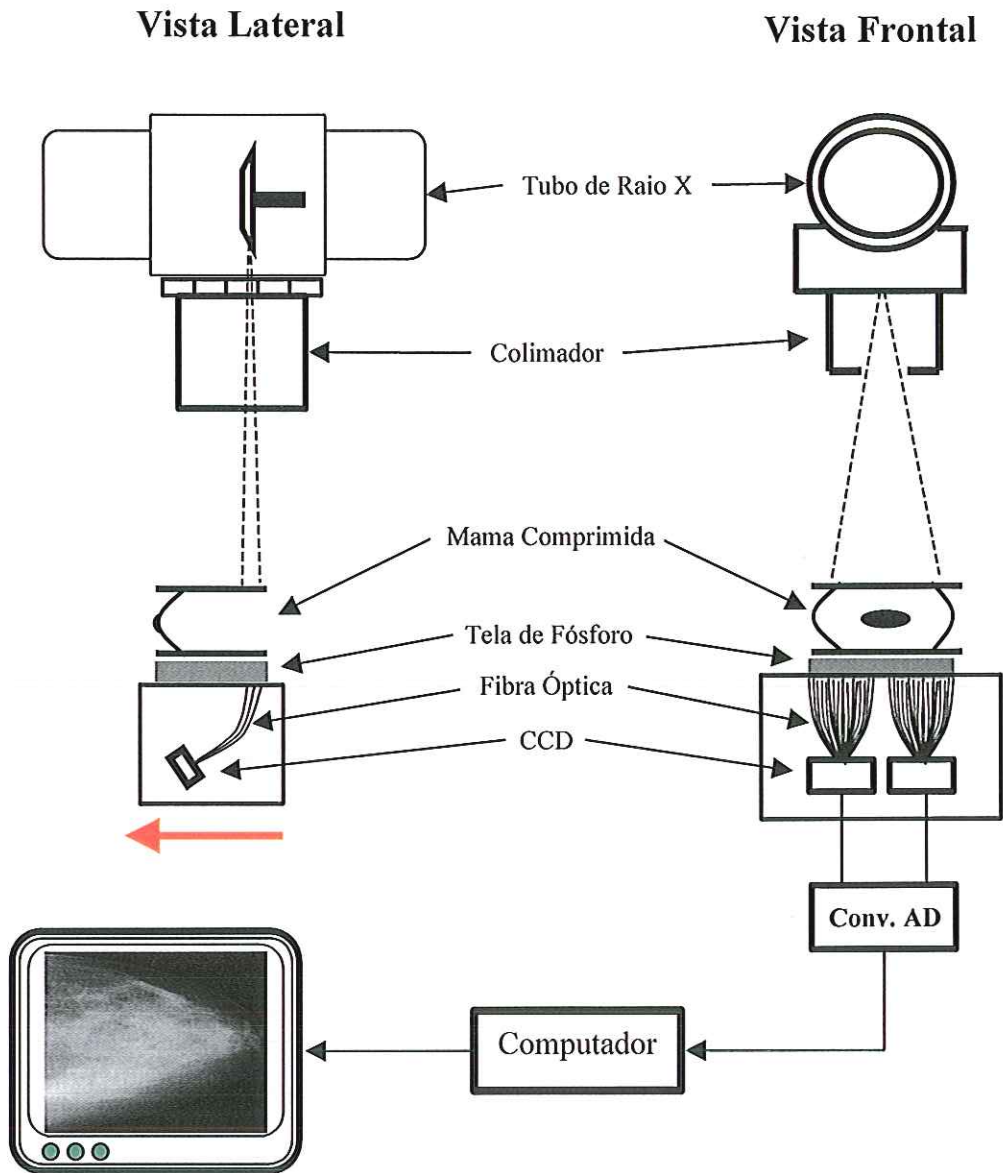


Figura 2.3 - Esquema do projeto de um digitalizador de fenda de um sistema de mamografia digital. ([MAIDMENT 96])

2.4. Conclusão

O crescimento da utilização de imagens digitais na medicina, principalmente na área de radiologia, seja para simples diagnóstico ou para utilização em esquemas CAD, tem demonstrado a necessidade de se obter imagens digitais com excelente qualidade.

Na mamografia este problema é ainda maior, pois as estruturas a serem pesquisadas possuem tamanhos diminutos, e no caso de mamas densas, o contraste entre os elementos de interesse e os tecidos que compõem a mama é muito pequeno, causando assim, um certo "mascaramento" de tais elementos. Portanto, a qualidade da imagem digital de mama deve ser ainda melhor. Neste sentido, a técnica de digitalização a laser tem apresentado resultados bastante satisfatórios, pois as imagens digitalizadas por estes sistemas podem apresentar resolução espacial diminuta, da ordem de 0,05 mm além de conseguirem distinguir cerca de 4096 tons de cinza, o que pode auxiliar no problema de contraste das mamas densas.

Uma outra técnica que vem apresentando bons resultados é a mamografia digital. Entretanto a grande restrição para o uso destas técnicas é o seu elevado custo comparado aos métodos convencionais. O que acaba nos obrigando a procurar soluções alternativas entre os equipamentos convencionais.

Capítulo 3

Armazenamento de Imagens Digitais

Neste capítulo serão apresentadas características do armazenamento de imagens digitais, não nos seus conceitos físicos, como arquivamento em discos ou fitas magnéticas, mas um estágio anterior, que é a maneira como as informações são organizadas. Existem vários métodos de se agrupar e organizar o conjunto de dados que correspondem a uma imagem e suas informações. A estes métodos de agrupamentos ou formas de organização será dado aqui o nome de **formatos gráficos** ou **Arquivos Gráficos**. Cada modelo possui maneiras diferentes de tratar questões como: representação da imagem, tratamento de cores, técnicas de compressão, etc.

Para a escolha do formato que mais se adeque as suas necessidades, C.W. Brown ([BROWN 95]) sugere que se leve em consideração características importantes do formato como: memória, acuidade, velocidade, robustez e modularidade.

Segundo P.N. Furness ([FURNESS 97]), existem dois tipos distintos de arquivos gráficos, o *Geometrical Data* ou Vetorial e o *Bitmap* ou *Raster Data*; o que varia entre um tipo e outro é a maneira como a imagem é representada. J.D. Murray e MARQUES FILHO Marques Filho ([MURRAY 94] e [MARQUES FILHO 99])

apresentam ainda um terceiro tipo de arquivo gráfico intitulado *Metafile* que seria uma união dos anteriores.

3.1 Vetor ou Geometrical Data

Este padrão descreve a imagem através dos parâmetros e formas geométricas que a compõem, em outras palavras, os pontos, linhas, polígonos e demais formas geométricas complexas, preenchidas ou não, são representados através de parâmetros e coeficientes matemáticos. Normalmente, os arquivos de imagens, representados através de vetores, se parecem com listagens de programas que contêm comandos de dados em formato ASCII. Este tipo de representação é adequado para imagens com predominância de linhas e formas geométricas.

Imagens representadas por vetores são particularmente úteis para reprodução em *plotters* ([MARQUES_FILHO 99]), cujo processo de formação de imagens baseia-se no desenho de linhas contínuas, como plantas de construções, projetos de peças, desenhos técnicos, etc. Suas grandes vantagens são as de ocupar pouca memória para armazenamento, e também poder sofrer variações no seu tamanho de exibição sem perda de qualidade. E ainda, permite uma alta velocidade para processamento.

Entretanto, um dos grandes problemas deste padrão de representação é a sua limitação quanto à representação de imagens, uma vez que permite representar somente imagens baseadas em formas geométricas.

3.2 Representação *Bitmap* ou *Raster Data*

A representação através de Mapa de Bits ou *bitmaps*, constitui a forma mais simples de implementação e funciona para qualquer imagem, dentro de certos limites. Os *bitmaps* nada mais são do que o conjunto de pixels da imagem digital, onde o valor de cada pixel representa as suas características de luminosidade e cor. Desse modo, os dados mapeiam a imagem, dando origem ao nome *bitmap*.

Tal representação funciona bem para imagens com variações complexas em suas formas e cores, tais como quadros de vídeo e fotografias digitalizadas. As

imagens de telas de computadores são criadas no formato *bitmap*. As imagens *bitmaps* também são adequadas para reprodução em impressoras, cujo método de formação de imagens é semelhante à varredura de um monitor de vídeo. A grande vantagem do padrão de representação *bitmap*, consiste em se poder representar qualquer tipo de imagem, uma vez que toda a imagem pode ser digitalizada. No entanto, é requerida uma grande quantidade de memória para seu armazenamento e processamento. É por isso que a utilização de técnicas de compressão de imagens são tão importantes na representação de imagens através de *bitmaps*. Uma outra desvantagem é o fato da sua resolução ser fixa, ou seja, sempre que se procura ampliar ou reduzir a imagem original existe uma perda de qualidade visual ou de resolução, respectivamente.

3.3 Metafile

Segundo J.D. Murray ([MURRAY 94]) a *Metafile* ou Meta-arquivo é a denominação dada a arquivos que se utilizem tanto do formato *Bitmap* e do *Geometrical Data* para a representação de suas imagens.

A sua vantagem é que se pode associar a uma imagem do tipo *vetor* alguma imagem ilustrativa (*bitmap*), que não daria para ser representada em tal padrão. Sua desvantagem é que em um arquivo deste tipo, a quantidade de informações do tipo vetor devem ser em maior quantidade do que do tipo *bitmap*, mesmo porque se for o contrário o ganho em capacidade de armazenamento acaba se tornando irrelevante.

É importante ressaltar que neste trabalho, serão usados somente arquivos gráficos do tipo *Bitmap*, pois as imagens médicas, que são o ponto central deste trabalho possuem este tipo de representação.

3.4 Sistemas de Cores

Um outro fator importante na escolha de um formato gráfico, é a maneira como este trabalha com a representação de cores da imagem. Num arquivo a

imagem pode ser representada de 3 formas: colorida, em níveis de cinza ou preto e branco.

3.4.1 Imagens Coloridas

Existem muitos modelos desenvolvidos para o armazenamento de cores. O propósito de um modelo de cores é facilitar a especificação das cores em uma forma padrão e de aceite geral. Essencialmente, um modelo de cor é uma especificação de um sistema de coordenadas tridimensionais e um subespaço dentro deste sistema onde cada cor é representada por um único ponto ([GONZALEZ 92]).

Dentre os modelos de cores desenvolvidos, o mais freqüentemente usado para a representação de imagens é o **Modelo RGB**. Neste modelo, cada cor aparece nos seus componentes espectrais primários de Vermelho (*Red*), verde (*Green*) e azul (*Blue*).

Desta forma, para a obtenção das cores desejadas, é feita uma combinação das tonalidades ideais de cada uma das cores primárias. A variação de tonalidades que uma cor primária pode assumir está relacionada à quantização fornecida pelo sistema de digitalização em questão, da mesma forma que a variação de tonalidades de todo sistema, pois esta se dará através de todas as combinações possíveis obtidas com as cores primárias.

Portanto, ao utilizar um *scanner* que forneça 2bpp, obtem-se uma variação de 4 tonalidades diferentes para cada cor primária, o que implica que a variação de tonalidades obtidas pelo sistema será igual a 4^3 , ou seja, 64 cores diferentes.

Neste modelo, para a obtenção de cores em tons de cinza, é necessário que as 3 cores primárias possuam mesma intensidade; assim, no exemplo anterior, embora o sistema apresente uma variação de 64 cores diferentes, podemos obter somente 4 tons de cinza.

O problema deste modelo de cor é que, para cada pixel, é necessário armazenar suas componentes R, G e B. Com isso o tamanho da imagem aumenta consideravelmente.

Uma solução para tal problema seria a utilização de tabela de cores ([BROWN 95]). Neste sistema cada pixel não conterà mais as informações da sua cor, e sim um índice associado a uma tabela de cores, que determina as variações de cores possíveis na imagem. Este sistema possui a vantagem de economizar memória no armazenamento, mas por outro lado, para que o sistema seja eficiente, cada pixel deverá ser representado por um único *byte*. Uma vez que o maior valor a ser representado por um *byte* é $2^8 = 256$, nossa tabela de cores ficará restrita a no máximo 256 cores diferentes.

A figura 3.1 traz um exemplo da utilização de mapas de cores. Para um melhor entendimento a Figura 3.1 foi dividida em (a) e (b), onde (a) contém a representação *bitmap* de uma imagem colorida fictícia e (b) o mapa de cores da imagem representada por (a). Cada pixel de (a) não contém a informação da sua cor, e sim o índice da sua cor, o qual será encontrado na tabela de cores da imagem (em(b)).

<i>Imagem</i>				<i>Tabela de Cores</i>			
				<i>Índice</i>	<i>R</i>	<i>G</i>	<i>B</i>
01	06	04	05	01	0.50	0.45	0.15
03	05	05	02	02	0.25	0.25	0.35
05	05	01	03	03	0.36	0.21	0.32
05	04	02	03	04	0.12	0.13	0.13
				05	0.00	0.00	0.00
				06	1.00	1.00	1.00

Figura 3.1 - Esquema para representar a utilização de uma tabela de cores

3.4.2 Níveis de Cinza

No modelo de cores RGB, quando se repetia a mesma intensidade para as três componentes primárias, o resultado era uma cor cinza e o seu tom variava conforme o tom aplicado às componentes.

Desta forma, se a imagem a ser armazenada for em tons de cinza, não será necessária a utilização de nenhum modelo de cores, basta armazenar o pixel em questão com o seu valor correspondente na escala de cinza da imagem. Mais uma vez a quantia de tons de cinza possíveis em uma imagem estará relacionada à quantização da imagem. No exemplo utilizado anteriormente, a imagem fora digitalizada com 2 bpp, e a quantia de tons de cinza obtidos foi 4. Assim, quanto melhor a resolução de quantização oferecida pelo sistema de digitalização, maior será a escala de cinzas obtidos.

3.5 Arquivos Gráficos - Um Breve Histórico

A necessidade de se arquivar imagens digitais surgiu início dos anos 50, juntamente com a computação gráfica, isto é, da necessidade de se armazenar gráficos e formas criadas e utilizadas pelos sistemas gráficos.

No início dos anos sessenta, começaram a surgir algumas imagens com tecnologia *bitmap* de representação, com um efeito restrito. As pesquisas nesta área eram limitadas as grandes instituições, pois as imagens digitais somente podiam ser manipuladas em grandes estações de trabalho (*workstations*). Até então as imagens digitais eram produzidas para fazer a comunicação com *plotters* de caneta, o que levava cada instituição a desenvolver seu sistema particular de *softwares* para manipular tais imagens. Não havia nenhum tipo de padrão a ser seguido entre os desenvolvedores de *softwares*.

No início dos anos 80, o desenvolvimento de estações gráficas de trabalho, o grande crescimento dos computadores pessoais, o uso difundido de imagens geradas computacionalmente para apresentações comerciais, entre outras, geraram o crescimento da quantidade de diferentes formatos de imagem. A necessidade de fazer tais formatos se comunicarem com diversos sistemas por sua

vez fez com que as grandes organizações do ramo tentassem criar padrões para os formatos de imagens.

Apesar dos esforços para se criar um padrão e definir certos parâmetros para os arquivos de imagem, o que se nota no final é uma grande confusão: surgiram muitos formatos diferentes, alguns desapareceram, outros se fundiram gerando novos formatos, etc. Cada qual com suas histórias, soluções e aplicabilidades. Paralelamente surgiram *softwares* especializados em conversão de formatos, livros especializados em descrever formatos de imagens, padrões para aquisição e armazenamento de formatos gráficos, métodos de compressão de imagens que se aplicam a determinados formatos, etc.

Os formatos existentes, na sua maioria são livres de qualquer tipo de direito autoral. No entanto, para a gravação ou leitura de imagem em um determinado formato, algumas regras têm que ser seguidas de acordo com a documentação do formato para que o arquivo gerado seja um arquivo válido e possa assim ser reconhecido por outros dispositivos e/ou softwares.

Dentre os principais formatos existentes na atualidade, podem-se destacar o BMP, o TIFF, JPEG, GIF, PSD, entre outros.

A seguir neste capítulo serão apresentadas a estrutura e as características de alguns dos principais formatos existentes.

3.6 Formato BMP

O *Microsoft Windows Devide Independent Bitmap* (BMP) é um formato de propriedade da *Microsoft Corporation* ([MARQUES_FILHO 99]) e é um arquivo que segue o padrão *bitmap* de representação.

Este arquivo permite o armazenamento de imagens coloridas com até 24 bpp, ou seja 8 bits para cada uma das cores primárias (R,G e B) e pode utilizar ou não mapa de cores para sua representação. Admite técnica de compressão RLE² ou

² RLE do inglês *Run Lenght Encoding* é uma técnica de compressão de imagens digitais que será descrita mais adiante na seção 4.1.2.2

nenhuma compressão, é um formato interpretado pelas plataformas PC e Macintosh.

Sua maior finalidade é o armazenamento de imagens para uso no *Microsoft Windows*, o que se torna sua grande vantagem, mas também uma desvantagem, pois fora do *windows*, ele é muito pouco utilizado.

Como toda imagem *bitmap* é formado por três seções com funções distintas: o HEADER(Cabeçalho) ; INFORMAÇÕES SOBRE A IMAGEM e IMAGEM PROPRIAMENTE DITA.

O **HEADER** nada mais é do que o cabeçalho da imagem, onde se encontram informações tais como autor da imagem, uma identificação de que tipo de arquivo se está trabalhando, localização da imagem dentro do arquivo, etc.

A tabela 3.1 apresenta uma descrição de como é o HEADER dos arquivos BMP.

Tabela 3.1-Descrição do HEADER de um arquivo BMP

HEADER		
BYTES	TIPO DE INFORMAÇÃO	COMENTÁRIOS
1 - 2	Assinatura	Texto ASCII "BMP"
3 - 6	Tamanho do Arquivo	
7 - 10	Reservado p/uso futuro	Deve conter zeros
11 - 14	Offset p/ a Imagem	Offset a partir do inicio do arquivo

Logo após o HEADER encontra-se a seção que define as INFORMAÇÕES SOBRE A IMAGEM (que pode ser vista com detalhes na Tabela 3.2), encarregada de informações tais como dimensões da imagem, bits por pixel, resolução, etc.

Tabela 3.2 - Bloco do Formato BMP que contém as informações sobre a imagem

INFORMAÇÕES SOBRE A IMAGEM		
BYTES	TP. DE INFORMAÇÃO	COMENTÁRIOS
1-4	Nº de bytes no cabeçalho	Atualmente são 40
5-8	Largura da Imagem	Em pixels
9-12	Altura da Imagem	Em pixels
13-14	Nº do plano de cores	Deve ser 1
15-16	Nº de bits por pixels	1, 4, 8 ou 24
17-20	Tipo de Compressão	0 s/compressão, 1 ou 2 Técnica RLE
21-24	Tamanho da Imagem	Em Bytes
25-28	Resolução Horizontal	Em Pixel / metro
29-32	Resolução Vertical	Em Pixel / metro
33-36	Nº de índices de cores usados pelo bitmap	Zero indica que todas as cores são importantes
37-40	Nº de índices de cores importantes para exibição do bitmap	Zero indica que todas as cores são importantes
41	Valor da Cor Azul	Início do mapa de cores (entrada 0)
42	Valor da Cor Verde	
43	Valor da cor Vermelho	
	Restante do mapa de cores	A partir deste ponto, as cores vêm em ordem de importância

Logo em seguida começam os dados respectivos a Imagem. A partir deste ponto, os pixels são armazenados linearmente, obedecendo a seguinte seqüência: linha a linha, seguida da primeira até a última coluna e da última até a primeira linha, ou seja, a origem da varredura o canto inferior esquerdo da imagem com destino ao canto superior direito.

A figura 3.2 ilustra o processo: a figura 3.2 (a) contém a representação *bitmap* de uma imagem fictícia e a figura 3.2 (b) a representação do bloco responsável pelo armazenamento de uma imagem no formato BMP.



Figura 3.2 - Representação do armazenamento de uma imagem no formato BMP

3.7 Formato GIF

O **Graphics Interchange Format (GIF)** é um formato de propriedade da *CompuServ, Inc.*, e é um arquivo que também segue o padrão bitmap de representação ([BROWN 95]). É um formato que permite o armazenamento de imagens coloridas somente com a utilização de tabela de cores, estas devem conter no máximo 256 cores com até 24 bits para representar cada cor, o que se torna uma desvantagem do formato. O formato ainda define um tamanho máximo para as imagens que armazena, estas não podem ultrapassar o tamanho de 65536 x 65536 pixels.

Utiliza compressão de dados pela técnica LZW³, e também permite o armazenamento de múltiplas imagens num mesmo arquivo, permitindo assim animações. Trabalha na maioria dos computadores pessoais e em algumas estações UNIX. Sua utilização é comum para aplicações em artes gráficas, editoração eletrônica, apresentação de imagens na Internet, etc.

Suas principal vantagem é sua eficiência para troca de dados entre diferentes plataformas com boas taxas de compressão. Um outro fator que contribui muito para o aumento da sua popularidade é a sua grande utilização na Internet. No entanto é uma imagem que apresenta alguns problemas quanto a representação de cores, não aceita imagens em tons de cinza, e sua representação é limitada ao sistema RGB de cores.

³ A técnica de compressão LZW será apresentada com maiores detalhes na seção 4.1.1.3

O formato Gif, por permitir o armazenamento de mais de uma imagem, possui uma estrutura um pouco mais complexa, a Figura 3.3 apresenta um diagrama de blocos com a sua organização, e em seguida sua estrutura será detalhada.

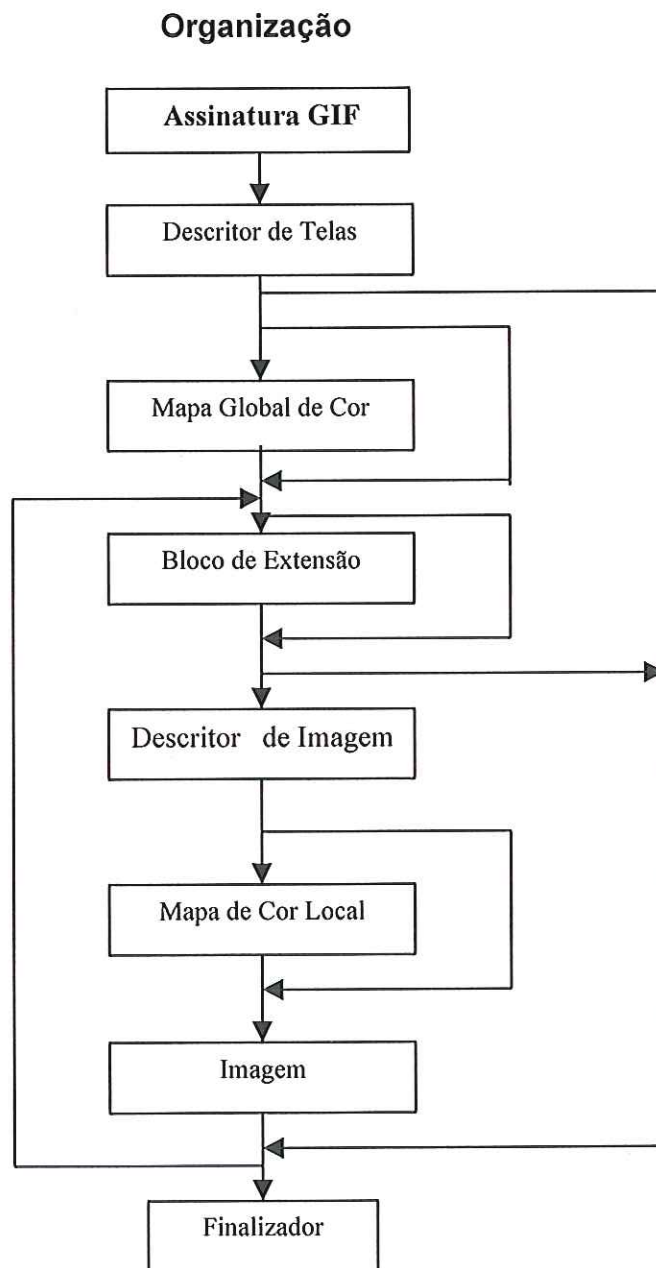


Figura 3.3 - Estrutura do Formato GIF

Assinatura Gif Primeiros 6 bytes do arquivo contendo "GIF87a"ou "GIF89a";

Descritor de Tela → Todos os valores encontrados são no sistema LSB (*least significant byte*), ou seja, a informação no pixel é armazenada do pixel menos para o mais significativo. A Tabela 3.3 detalha a estrutura do Descritor de Tela.

Tabela 3.3 - Estrutura do Descritor de Tela do formato GIF

DESCRITOR DE TELA					
Bytes	Tipo de Informação				Comentários
0-1	Largura Lógica da imagem				Em pixel
2-3	Altura Lógica da imagem				Em pixel
4	M	Cr	S	P	Ver informações Abaixo
5	Cor de Fundo				Índice no mapa de cores globais
6	<i>Pixel aspect ratio</i>				Aproximação do <i>aspect ratio</i> do pixel na imagem original. Se o valor for \neq de 0, a aproximação será: $AspectRatio=(valor + 15)/64$
<p>M Mapa de Cores Global. (M=0 → Não há mapa.) (M=1 → Mapa começa imediatamente após o descritor de telas);</p> <p>Cr Resolução de Cor. (Cr+1 = Número de bits por pixel);</p> <p>S <i>Sort Flag</i>. (S=0 → Mapa de cores não está ordenado), (S=1 → Mapa de Cores está ordenado de acordo com a utilização das cores);</p> <p>P Tamanho do mapa de cores Global = $2^{(P+1)}$</p>					

Mapa de Cores → cada entrada ocupa 3 bytes, ou cada uma das cores fundamentais (RGB) ocupará 1 byte, e a quantidade de entradas existentes, é igual a quantidade de cores diferentes existentes na imagem; no caso do **GIF** o máximo será de 256 entradas.

Descritor de Imagens → em um arquivo GIF, para cada imagem haverá um descritor de Imagens, contendo suas características, conforme esquematizado na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 - Estrutura do Descritor de Imagens do Formato GIFF

DESCRITOR DE IMAGENS							
Bytes	Tipo de Informação						Comentários
0	Identificador de Imagens						ASCII ",,"; 00101100b
1-2	Início da imagem a partir do lado esquerdo da tela						Em pixels
3-4	Início da imagem a partir do topo da tela						Em Pixels
5-6	Largura da Imagem						Em Pixels
7-8	Altura da Imagem						Em Pixels
9	M	I	S	0	0	P	Veja Abaixo
M	Mapa de Cores Local			M=0→Não há mapa local, usar mapa global se existir. M=1→Mapa local imediatamente após o Descritor de Imagens			
I	Entrelaçamento			I=0→Sem entrelaçamento; linhas armazenadas seqüencialmente, de cima para baixo. I=1→Linhas entrelaçadas;			
S	<i>Sort Flag</i>			S=0→Mapa de cores local não está ordenado. S=1-->Mapa de Cores local está ordenado(cores mais usadas primeiro);			
P	Tamanho do Mapa de Cores Local.	Se M=1, então o Tamanho será $2^{(P+1)}$.					

Imagem → Esta é a seção do arquivo GIF que contém a imagem propriamente dita, ou seja, para cada imagem contida em arquivo GIF, haverá uma seção desta. Nela cada pixel é armazenado da esquerda para a direita, de cima para baixo. Esses pixels são compactados usando-se o método LZW, em blocos de até 255 bytes. A tabela 3.5 apresenta a desta seção.

Tabela 3.5 - Estrutura do bloco que contém a imagem no formato GIFF

IMAGEM		
Bytes	Tipo de Informação	Comentários
1	Tamanho do código LZW	Nº de bits utilizado pelo dicionário de codificação
2	Tamanho dos Sub-Blocos	0-255
3	Imagem	Codificado com LZW
...		
...		
	0 0 0 0 0 0 0	Um <i>byte</i> com zeros finaliza o sub-bloco.

Bloco de Extensões para aplicações → este bloco serve para acrescentar informações adicionais ao arquivo GIF, informações que possam ser úteis ao leitor; portanto, deve ser reconhecido na leitura; no entanto, sua interpretação se torna desnecessária. A Tabela 3.6 apresenta a estrutura do Bloco de Extensões para aplicações.

Tabela 3.6 - Estrutura do Bloco de Extensão para Aplicações

Bloco de Extensão para Aplicações										
Bytes	Tipo de Informação									Comentários
0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	Marcador de bloco de extensão. ASCII "!"
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	Marcador de Bloco de Extensão para aplicação. Fixo
2	Tamanho do Cabeçalho									Atualmente está fixo em 11 <i>bytes</i>
3-10	Identificador de Aplicação									Oito caracteres ASCII imprimíveis usados para identificar a aplicação do bloco de extensão.
11-13	Código de Autenticação de aplicação									
14	Tamanho do Sub-Bloco									0 – 255
16	Início dos dados de extensão									
...										
...	Repetição dos sub-blocos conforme necessário									
...										
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	<i>Byte</i> valendo zeros, marca o final do Bloco

Finalizador→ este campo tem a finalidade de marcar o fim do arquivo.

3.8 Formato TIFF

O nome TIFF provém de *Tag Image File Format*, ou seja, Formatos de arquivos etiquetados. Em outras palavras, trata-se de um arquivo cujas principais características são determinadas por etiquetas, ou bloco de informações.

Este formato criado pela *Aldus Corporation* que se utiliza do padrão de representação *Bitmap* ([ALDUS 92]) tem como principais características a diversidade de técnicas de compactação que suporta e o alto valor de níveis de cores permitidos. Tais características fazem deste formato um dos mais eficientes e utilizados em diversos tipos de aplicação, como transmissão de satélites, processamento de imagens médicas, vídeos, entre outras, além de trabalhar em várias plataformas (algumas estações de trabalho UNIX, PCs e Macintosh), o que o torna muito utilizado na troca de dados entre plataformas diferentes. Uma outra facilidade é o fato do formato ser muito bem documentado.

O formato TIFF ainda permite a inserção de novas imagens sem invalidar as já existentes, além de permitir a análise da imagem por partes, não sendo necessária a leitura de todo o arquivo.

Como todos os outros formatos, ele apresenta vantagens, mas também tem suas desvantagens e a maior delas é justamente o fato do formato permitir inúmeras possibilidades de criação de extensões do formato, o que, em certos casos, torna trabalhoso o desenvolvimento de algoritmos para a leitura dos dados.

3.8.1 Organização do Arquivo

A única verdade sobre a disposição das estruturas do arquivo TIFF é que o cabeçalho ou **HEADER** (estrutura que contém a identificação e as principais características do arquivo) é a primeira estrutura que se encontra, pois os IFDs (estruturas que contém todas as informações sobre a imagem) e os Blocos de Imagens (Blocos que contém a imagem) podem vir de qualquer maneira, ora os IFDs primeiramente, ora primeiro as Imagens, e ainda podem vir todos misturados.

Sendo que sempre no final de cada estrutura é encontrado a posição correspondente à próxima estrutura.

A figura 3.4 exemplifica três formas diferentes de se organizar um arquivo TIFF.

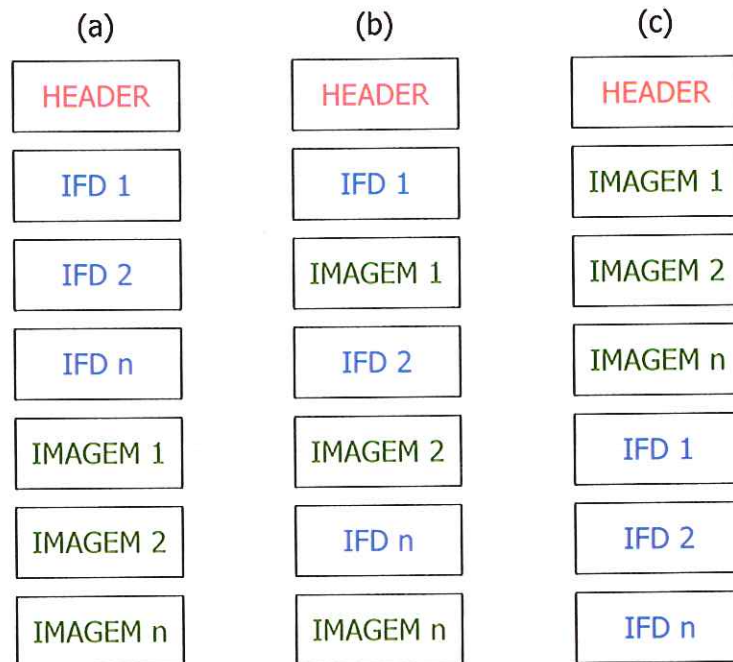


Figura 3.4 - Várias maneiras diferentes de se organizar um arquivo TIFF

3.8.1.1 HEADER

O *Header* ou cabeçalho da imagem é responsável pela identificação ou assinatura do formato TIFF, além de conter informações como a posição do primeiro IFD do arquivo e também a ordem em que as informações são armazenadas, ou seja, se são armazenadas do bit mais significativo para o bit menos significativo ou vice e versa. A estrutura do *Header* é detalhada na tabela 3.7.

Tabela 3.7 - Estrutura do Header do formato TIFF

HEADER		
Bytes	Tipo de Informação	Comentários
0-1	Ordem de Armazenamento	"7373" ou "7777"
2-3	Número da Versão	É sempre 0042
4-7	Offset do 1º IFD	Se for 8, o primeiro IFD será logo após o HEADER

3.8.1.2 Image file directory (IFD)

O **IFD** é a estrutura onde se define as características da imagem. A quantidade de IFDs de um arquivo TIFF, determinará o número de imagens contidas no arquivo. Dentro de um IFD, os campos responsáveis pelas informações das imagens são chamados de TAGs. Para cada informação existe uma TAG característica. A estrutura do IFD é detalhada na tabela 3.8.

Tabela 3.8 - Estrutura do IFD do arquivo TIFF

IFD		
Bytes	Tipo de Informação	Comentários
0-1	Nº de TAGs	Indica quantas existem no IFD
...	Espaço Reservado para as TAGs	Cada TAG ocupa 12 bytes, o espaço ocupado será determinado pelo Nº de TAGs * 12
4	Offset do próximo IFD	Caso seja zeros, não há mais IFDs

3.8.1.3 TAG

As TAGs nada mais são do que pequenas estruturas contidas no IFD com 12 bytes cada, são responsáveis por conter as informações sobre a imagem. Cada TAG é responsável pela informação de uma característica específica. Para isso uma TAG é composta por quatro sub-blocos de informação, onde cada um contém dados específicos da TAG. São eles:

- **TagId** → é uma estrutura composta por 2 *bytes*, os quais contém o código da TAG em questão, é por este código que identificamos que tipo de informação a TAG contém;

- **DataType** → Este campo é formado por 2 *bytes* e informa o tamanho em bytes de cada unidade de informação referente ao conjunto de informações associado a TAG em questão;
- **DataCount** → Este campo é formado por 4 *bytes* e faz relação com o *DataType*, pois no *DataCount* são indicadas quantas unidade de informação são necessárias para transmitir a informação da TAG;
- **DataOffset** → Indica a localização no arquivo da informação referente a TAG; este campo pode ainda conter a própria informação da TAG. O *DataOffset* é formado por 4 *bytes*.

A Tabela 3.9 apresenta uma relação das principais Tags existentes e suas funções:

Tabela 3.9 - Principais TAGs Existentes

TAG		
Código	Nome	Informações Transmitidas
256	ImageWidth	Número de pixels por linha
257	ImageLength	Número de Linhas
258	BitsPerSample	Número de bits usados para representar cada pixel
259	Compression	Informa o esquema de compressão utilizado
278	RowsPerStrip	Define em quantos blocos a imagem está definida no arquivo
279	StripByteCounts	Número de bytes em cada bloco de imagem, após compressão
273	StripOffset	Posição dos blocos de imagem dentro do arquivo
296	ResolutionUnit	Pontos por polegada ou pontos por centímetro;
282	Xresolution	Pontos por unidade na direção ImageWidth
283	Yresolution	Pontos por unidade na direção ImageLength

3.9 Formato JPEG

O JPEG é um formato de propriedade da *Joint Photographic Experts Group* ([BROWN 95]), segue o padrão *bitmap* de representação e permite o armazenamento de imagens coloridas com até 24 bits, não sendo, no entanto, definido nenhum modelo de cor.

A grande vantagem deste formato é o fato dele permitir o uso de diversas técnicas de compressão, na maioria com perdas: é o formato que oferece a maior taxa de compressão existente para imagens fotográficas. As técnicas de compressão sem perdas aceitas pelo JPEG consistem de uma codificação preditiva sem perdas aliada a alguma outra técnica de compressão, a codificação de Huffman e a codificação aritmética são as mais comuns. Recentes trabalhos realizados por J.F. Neto *et al* ([NETO 96]) obtiveram bons resultados com a técnica de compressão JPG sem perda utilizando um preditor simples e a codificação de Huffman.

A figura 3.5 apresenta a estrutura de um formato JPG.

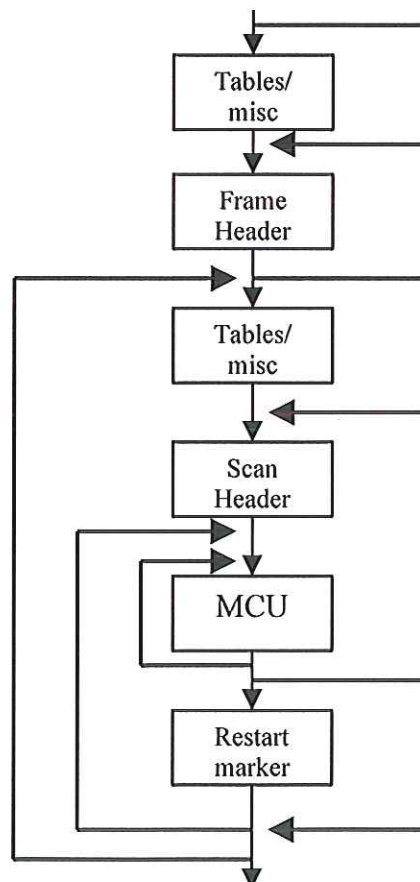


Figura 3.5 – Estrutura de um arquivo JPEG

Apesar da usabilidade de formato JPEG , ele é um formato em constante desenvolvimento, e existem algumas opções das versões dos formatos que são incompatíveis entre si. Informações como as especificações de compressão sem perda e da maneira como as informações são alocadas em cada subloco do arquivo não são muito claras, dificultando dessa forma o entendimento da estrutura do formato.

3.10 Padrão DICOM

Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) é um padrão para comunicação de imagens médicas e informações associadas. Ele pode ser utilizado por diversas modalidades de equipamentos de imagens médicas, por exemplo, tomografia computadorizada, imagens por ressonância magnética, medicina nuclear e ultra-som ([ACR-NEMA_93]).

Este padrão foi desenvolvido por um comitê de trabalho formado por membros do *American College of Radiology* (ACR) e do *National Electrical Manufactures Association* (NEMA) que iniciou os trabalhos em 1983 ([HORIIL_96]). A primeira versão do padrão, chamada de ACR-NEMA 300-1985 (ou ACR-NEMA *Version 1.0*), foi apresentada em 1985. Em 1988, uma segunda versão, com novos elementos de dados e vários erros e inconsistências da versão anterior corrigidos, foi distribuída com o nome de ACR-NEMA 300-1988 (ou ACR-NEMA *Version 2.0*). Naquele momento, o comitê de trabalho percebeu que os usuários em potencial do padrão queriam uma interface entre seus equipamentos que possibilitasse a comunicação através de redes. A versão 2.0 não possuía as partes necessárias para uma comunicação em rede robusta, pois ela apenas permitia comunicação ponto-a-ponto entre equipamentos de imagens ou com outros tipos de sistemas. O comitê percebeu que seriam necessárias mais que simples alterações e adições à versão 2.0, sendo necessário refazer toda a estrutura do padrão, mas mantendo ainda compatibilidade com as versões anteriores. Daí surgiu a atual versão, o ACR-NEMA DICOM, também chamado de DICOM 3.0, que foi apresentado em 1993.

O padrão DICOM baseia-se em um modelo explícito e detalhado dos vários aspectos relevantes para a área de radiologia e imagens médicas (pacientes,

imagens, relatórios, etc.), bem como descrições detalhadas destes aspectos e como eles estão relacionados. O modelo geral foi desenhado usando-se diagramas Entidade-relacionamento (ER – *Entity-relationship*) e tem como objetivo garantir que usuários e fabricantes tenham um entendimento comum da estrutura de dados usada no padrão. O modelo fornece os elementos de dados abordados pelo padrão e toda a estrutura de relacionamentos e hierarquia destes elementos.

O desenvolvimento deste modelo usou uma metodologia de orientação a objetos, onde os objetos são as entidades, ou coleção de entidades, definidas no modelo. Para descrever as características de cada objeto existem os atributos (uma lista completa de entidades e atributos do padrão pode ser visto em ACR-NEMA DICOM 3, Parte 3 ([ACR-NEMA_93])). O padrão DICOM chama os objetos que são baseados no modelo ER do mundo real de **objetos de informação** (IO – *information object*), e os modelos e tabelas com os atributos que definem os IOs de **definições de objetos de informação** (IOD – *Information object definition*). Se valores reais são substituídos pelos atributos temos então uma entidade chamada de **instância**.

A orientação a objetos proporciona não apenas uma maneira de descrever as informações existentes no modelo, mas o que fazer com estas informações ou como obter informações sobre a coleção de objetos existentes. O padrão DICOM faz uso deste conceito para definir serviços, como “armazenar imagem” ou “obter informações do paciente”. Estes serviços são implementados no DICOM usando construções chamadas de **operações e notificações**. É definido um conjunto de operações e notificações genéricas que são chamadas de **elementos de serviço de mensagem do DICOM** (DIMSE – *DICOM message service elements*). A combinação de um IO e um serviço DIMSE é chamada de **par serviço-objeto** (SOP – *service object pair*). Um IO pode ser usado com um conjunto de serviços e o resultado desta combinação é chamado de **classe SOP** (SOP *class*).

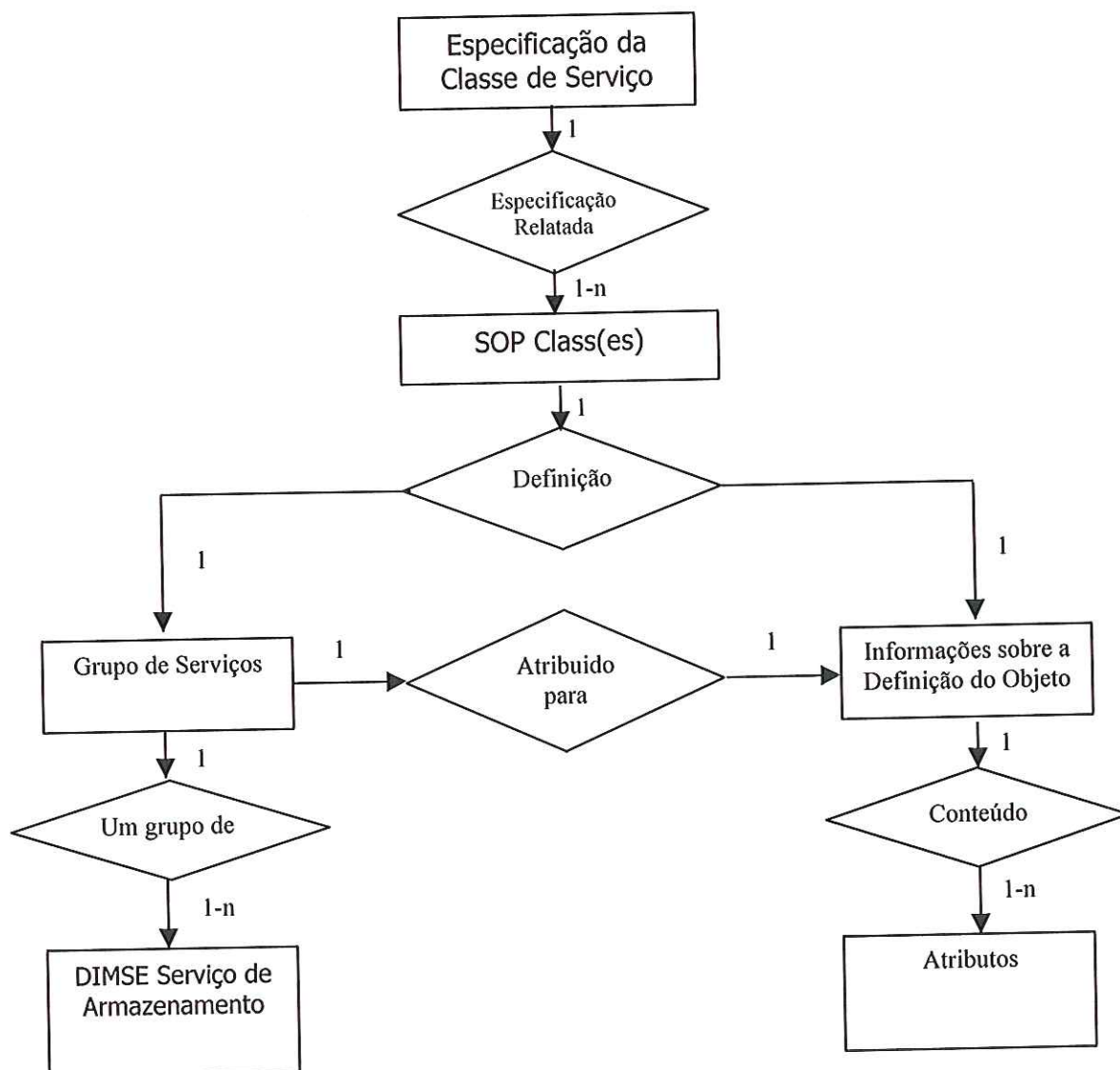


Figura 3.6 – Estruturas principais do modelo de informação do DICOM⁴

Para exemplificar esta estrutura do modelo de informação do DICOM, podemos fazer uma analogia entre criar uma sentença e os conceitos definidos pelo padrão. Os elementos à esquerda no exemplo abaixo representam parte de uma sentença e à direita estão os conceitos correspondentes do DICOM.

⁴ ACR-NEMA DICOM 3.0, Part 4: Service Class Specification, figura 6-1.

Verbo.....:	"Armazenar"	→ Serviço DIMSE
Substantivo.....:	"Imagem Radiológica"	→ IOD
Sentença Genérica.....:	"Armazenar Imagem Radiológica"	→ Classe SOP
Sentença específica...:	"Armazenar <i>esta</i> imagem Radiológica"	→ Instância de classe SOP

Um determinado equipamento, para uma classe SOP em particular, pode exercer um de dois papéis distintos. Como **provedor da classe de serviço** (SCP – *service class provider*), ele disponibiliza e executa os serviços da classe SOP. Já como **usuário da classe de serviço** (SCU – *service class user*), ele utiliza os serviços. Para cada combinação de classe SOP e papel exercido pelo equipamento, SCP ou SCU, o padrão define um conjunto básico de comportamentos padrões que irão governar a comunicação, como por exemplo, especificar qual equipamento deve começar a comunicação.

As classes SOP são os elementos fundamentais da funcionalidade definida pelo DICOM. Ao especificar a classe SOP com a qual um equipamento é compatível e o papel que ele suporta, seja como SCP ou SCU, é possível definir, sem nenhuma ambigüidade, o subconjunto preciso de funcionalidade disponível, incluindo os tipos de mensagem a serem trocados, os dados a serem transferidos nestas mensagens e o contexto semântico em que os dados devem ser entendidos.

A versão atual do padrão DICOM 3.0 consiste de cerca de 15 partes. Na Figura 3.7 são apresentadas as onze primeiras partes. As partes 10 e 11 indicam o suporte do padrão para a comunicação de arquivos em meios removíveis (discos, fitas, etc). Atualmente, o padrão suporta apenas serviços de comunicação ponto-a-ponto e por redes, representados na parte esquerda do esquema da Figura 3.7. Os módulos do lado direito farão parte de futuras versões do padrão. É importante notar que as partes 1,2,3,5 e 6 são utilizadas tanto pelos módulos da parte esquerda quanto pelos módulos da parte direita, como sugere a diagramação em camadas da figura.

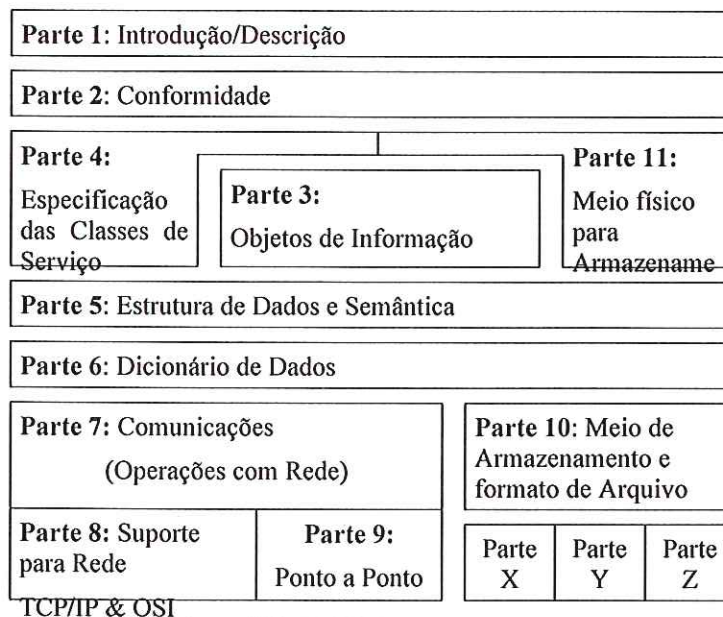


Figura 3.7 – Partes correntes do padrão DICOM e partes propostas para extensão do padrão ([ACR-NEMA_93])

A Tabela a seguir traz resumido o conteúdo de cada parte do padrão:

Tabela 3.10 – Resumo do conteúdo de cada uma das partes do padrão DICOM ([ACR-NEMA])

Parte_1: Introdução/Descrição	Apresentação do padrão, com uma descrição dos princípios de desenvolvimento utilizados, definição da terminologia e descrição das demais partes do padrão.
Parte_2: Conformidade	Define os termos de conformidade com o padrão, indicando como os fabricantes devem descrever sem ambigüidade como seus produtos estão em conformidade com o padrão.
Parte_3: Objetos de Informação	Descreve como os Ios são definidos e especifica as diversas classes de IO usadas no padrão. Muitos IODs possuíam grupos de atributos comuns ou similares, de forma que estes foram reunidos para criar módulos comuns que podem ser usados por mais de um IOD. Assim foram criados IODs compostos e IODs normalizados
Parte_4: Especificação das Classes de Serviço	Contém as especificações das classes de serviço, que são: Certification Service Class Storage Service Class Query/Retrieve Service Class Study Content Notification Service Class

	Patient Management Service Class Study Management Service Class Results Management Service Class Print Management Service Class
Parte_5: Estrutura de Dados e Semântica	Define como um conjunto de informações provenientes de objetos de informação e de classes de serviços devem ser codificadas para fazerem parte de uma mensagem
Parte_6: Dicionário de Dados	Fornecer uma lista de todos elementos de dados, ou atributos, que compõe todos os IOs. Para cada elemento de dado é fornecido o seu código numérico, o seu nome, a sua representação (texto, número em ponto-flutuante, etc), a multiplicidade e o domínio de valores permitidos.
Parte_7: Comunicações (operações com Rede)	Aqui é descrita a dinâmica de comunicação, indicando o que é necessário para uma aplicação interagir no padrão de comunicação do DICOM. Atualmente o protocolo TCP/IP e qualquer outro que satisfaça o modelo de chamadas ISO-OSI são suportados, mas a estrutura do padrão permite que novos protocolos sejam incorporados no futuro.
Parte_8: Suporte para Rede TCP/IP & OSI	Define o suporte de rede necessário para a troca de mensagens do DICOM. Atualmente o protocolo TCP/IP e qualquer outro que satisfaça o modelo de camadas ISO-OSI são suportados, mas a estrutura do padrão permite que novos protocolos sejam incorporados no futuro.
Parte_9: Redes Ponto a Ponto	Para manter compatibilidade com as versões anteriores do padrão, que usavam interfaces paralelas de dados de alta velocidade, o protocolo de comunicação ponto-a-ponto foi mantido.

A parte 3 do padrão DICOM descreve duas classes de IODs, os **compostos** e os **normalizados**. Os primeiros são objetos compostos que contêm todos os atributos que são realmente inerentes a entidade do mundo real correspondentes, mais os atributos relacionados e não inerentes. Por exemplo, o IOD para imagens radiográficas possui o atributo "*image date*", que é inerente a imagens radiográficas, mas ele também possui o atributo "*patient name*" que é relacionado com este IOD, mas não é inerente a esta entidade. Já os IODs normalizados contêm apenas atributos que são inerentes à entidade em questão.

Tabela 3.11 – Lista dos objetos de informação DICOM

IODs compostos	IODs normalizados
<i>Computed Radiography Image</i>	<i>Patient Information</i>
<i>Computed Tomography Image</i>	<i>Visit Information</i>
<i>Magnetic Resonance Image</i>	<i>Study Information</i>
<i>Ultrasound Image</i>	<i>Study Component Information</i>
<i>Ultrasound Multi-Frame Image</i>	<i>Results Information</i>
<i>Secondary Capture Image</i>	<i>Interpretation Information</i>
<i>Stand alone Overlay</i>	<i>Basic Film Session</i>
<i>Stand alone Curve</i>	<i>Basic Film Box</i>
<i>Basic Study Description</i>	<i>Basic Annotation Presentation</i>
<i>Stand alone Modality Lookup Table (LUT)</i>	<i>Basic Print Job Information</i>
<i>Stand alone Value of Interest (VOI) LUT</i>	<i>Basic Printer Information</i>
	<i>VOI LUT</i>
	<i>Image Overlay Box</i>

Fonte: ([HORIIL 96])

Cada IOD composto corresponde a um modelo de dados composto que é sub-parte do modelo geral proposto pelo DICOM. Estes modelos compostos reúnem todas as informações inerentes e relacionadas ao IOD em questão. Desta forma, quando uma instância de um IOD composto é comunicada, todos os contextos de informações relacionados também são comunicados.

Como exemplo, a Figura 3.8 a seguir mostra o modelo ER do IOD composto para mamografia digital. O modelo apresenta o conjunto mínimo de entidades, e seus relacionamentos, que foram definidas como fazendo parte do contexto de informação para radiográficas. As entidades que estão sublinhadas fazem parte do modelo composto para mamografia digital. A figura também destaca os módulos que estão presentes nas entidades obrigatórias para as mamografias e indica a obrigatoriedade da presença de cada módulo.

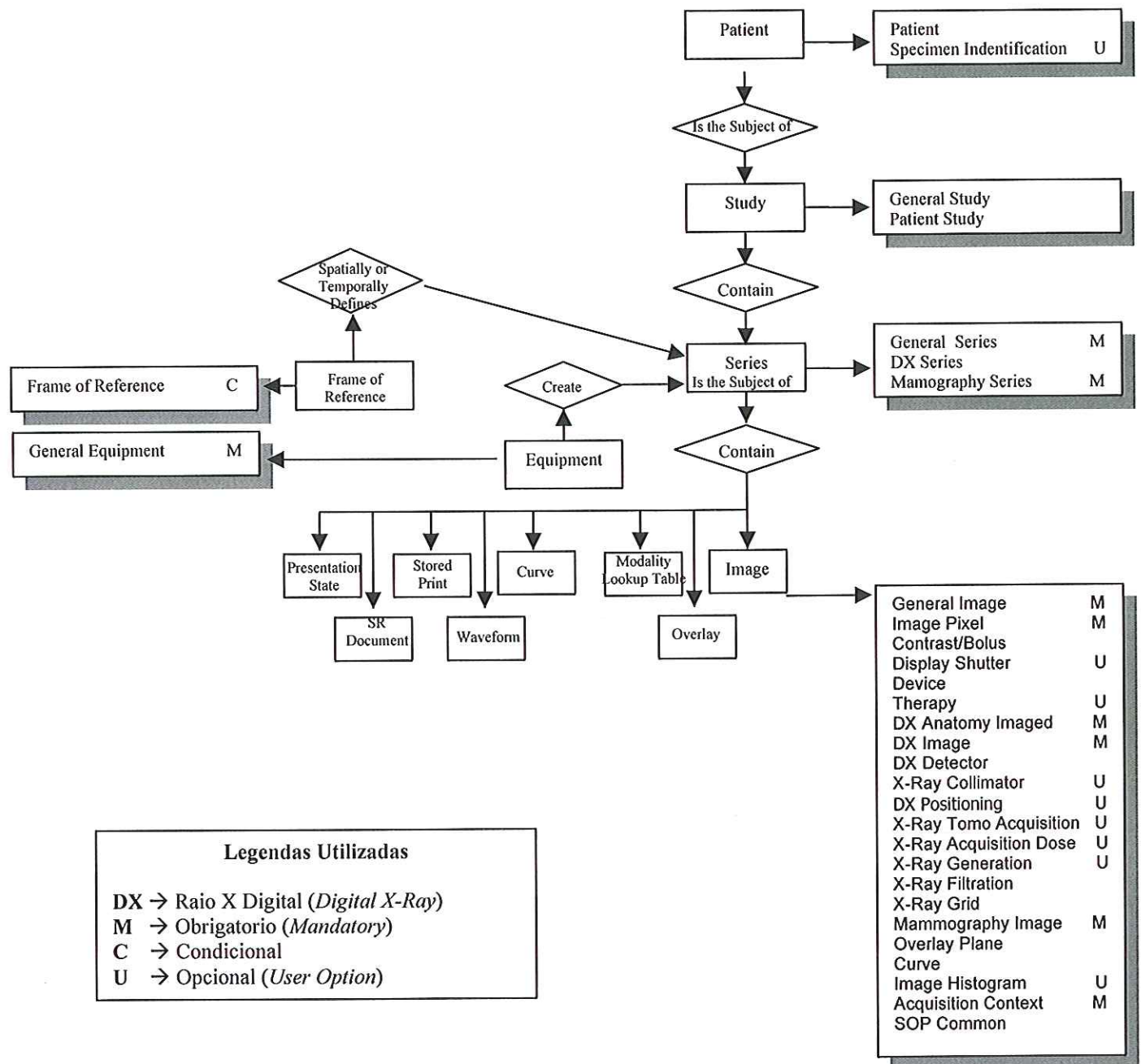


Figura 3.8 – Modelo ER composto para a modalidade de Mamografia Digital⁵

A versão 3.0 do padrão DICOM é essencialmente voltada para a comunicação entre equipamentos, seja através de redes ou por ligações ponto-a-ponto. A idéia é que cada equipamento possa usar os seus próprios padrões e

⁵ Figura preparada a partir das informações obtidas em ACR-NEMA DICOM 3.0, Part 3: Information Objects Definition, Tabela A.27-1 e Figura A.1-1

formatos para armazenar e gerenciar seus dados, mas quando se deseja comunicar com outros equipamentos possa usar os seus próprios padrões e formatos para gerenciar os seus dados, mas quando se deseja comunicar com outros equipamentos, torna-se importante a existência de uma "linguagem" comum que equipamentos de diversos fabricantes sejam capazes de entender. Embora a parte 10 do padrão faça descrições genéricas de estruturas de arquivos e diretórios para meios físicos removíveis, está não determina o formato exato de um arquivo para o armazenamento da imagem. É sabido que o padrão dicom aceita imagens compactados pela técnica JPEG sem perdas. Este ainda permite que tais imagens sejam armazenadas de várias formas possíveis, tanto na forma colorida, como em níveis de cinza, utilizando de técnicas de compressão com e sem perda ([BIDGOOD 97]).

Tendo em vista que atualmente o Padrão DICOM é largamente aceito pelos equipamentos médicos de formação de imagens e vastamente utilizado pelos sistemas PACS (*Package Archive Communication Systems*), uma das características a ser investigadas nos formatos de imagens será se são suportados pelo Padrão DICOM para o armazenamento das imagens médicas digitais.

3.11 Conclusões

Este capítulo teve como objetivo fornecer uma visão geral do processo que envolve o arquivamento das imagens digitais em arquivos gráficos. Também foram apresentadas a estrutura e características de alguns dos principais formatos existentes. Essas informações são de extrema importância, pois diante da necessidade de se armazenar as informações obtidas nos processos de digitalização de imagens, a integridade da informação armazenada depende da escolha de um formato ideal.

Por essas razões, a proposta deste trabalho é de realizar testes com as características de tais formatos, no sentido de procurar formalizar um protocolo com os aspectos ótimos que permitam facilitar e, se possível, padronizar o formato gráfico mais adequado para o armazenamento e processamento das imagens digitais.

Capítulo 4 **Compressão de Imagens**

J. Kivijärvi *et al.* ([KIVIJÄRVI 98]) já dizia o quanto é problemático o arquivamento de imagens médicas digitalizadas, o que se deve a dois fatores: o primeiro é a necessidade de se arquivar essas imagens com a maior fidelidade possível, e o segundo seria o fato de que a qualidade delas deve ser muito boa, ou seja, imagens médicas (principalmente as mamográficas) devem possuir altas taxas de resolução tanto espacial como também quantitativa. Isto faz com que uma única imagem demande elevada quantidade de memória para o seu armazenamento. Uma maneira de driblar tal problema seria a utilização de técnicas de compressão de imagens no intuito de reduzir a quantidade de dados necessários para representá-las.

As técnicas de compressão de imagens buscam atingir tal redução partindo de uma premissa básica, que é a remoção de informação redundante ([MARQUES_FILHO 99]). Pode-se considerar o início da área de compressão de dados após os trabalhos de Claude Shannon nos Laboratórios Bell, os quais deram origem à teoria da informação como um novo ramo da matemática na década de 40 ([PANIAGO 94]).

Na década de 50 houve dois trabalhos que influenciaram a compactação de dados até a década de 70. O primeiro é o trabalho de Huffman ([HUFF 52]) e o segundo, o trabalho de Shannon-Fano ([NEL 92]).

Em 1977 e 1978 uma dupla de israelenses publicou dois trabalhos que mudaram o panorama de compressão de dados. Jacob Ziv e Abraham Lempel ([ZIV 77], [ZIV 78]) descreveram duas técnicas usando dicionários adaptativos que conseguiram novas taxas de compactação de dados. E diversos melhoramentos foram propostos para essas técnicas nas últimas décadas.

Os trabalhos citados acima, tanto o de Huffman como o de Jacob Ziv e Abraham Lempel serão descritos com detalhes mais adiante.

Na literatura, à avaliação do desempenho de uma técnica de compressão se denomina **taxa de compressão**. Abaixo veremos as mais comuns:

- Ogê Marques Filho em ([MARQUES_FILHO 99]) se utiliza de uma espécie de proporção, que representa as taxas de compressão na forma de $N:1$ onde cada quantidade N de informação original, é representada por 1 quantidade de informação comprimida.
- J.M. Martins ([MARTINS 96]) utiliza-se do percentual em que sua imagem foi comprimida para apresentar as taxas alcançadas pelas técnicas por ele estudadas.
- J. Kivijärvi e também Ogê Marques Filho ([KIVIJÄRVI 98], [MARQUES_FILHO 99]) utilizam-se de uma fórmula onde a taxa de compressão é determinada por um fator R que nada mais é do que a razão entre os tamanhos da imagem original e da imagem comprimida:

Um outro fator que deve ser levado em consideração e age de forma determinante sobre o desempenho de uma técnica de compressão é o tempo gasto por ela para comprimir um determinado número de informações, ao qual denominaremos **tempo de compressão**.

Neste trabalho quando apresentarmos as taxas de compressão, utilizaremos o método apresentado por J. Kivijärvi *et al* em ([KIVIJÄRVI 98]).

As técnicas de compressão podem ser divididas em dois grandes grupos:

- 1- Técnicas de compressões sem Perdas ("lossless")** → São aquelas onde toda a informação original é preservada, ou seja, após o processo de compressão e descompressão dos dados, o resultado final será exatamente igual ao inicial. Nesta técnica obtemos taxas de compressão entre 2 até 10 (como dito no parágrafo anterior esta taxa é a razão entre os tamanhos da imagem original e da imagem comprimida) ([MARQUES_FILHO 99]).
- 2- Técnicas de compressões com Perdas ("lossy")** → Nesta técnica ocorre uma perda tolerável de informação no processo de compressão. Estas técnicas devido ao fato de haver um controle da quantidade de informação a ser perdida, consegue-se apresentar taxas de compressão de 10 até 30 ([KIVIJÄRVI 98]).

Muitos pesquisadores preferem arquivar fielmente as imagens médicas em vez de submetê-las a técnicas de compressão com perdas, por causa da incerteza da habilidade das técnicas de compressão com perda de preservar informações relevantes nas imagens ([KIVIJÄRVI 98]). Isto se torna um agravante muito maior quando tentamos aplicar tais técnicas em imagens mamográficas de mamas densas, pois segundo Jackson *et al* ([JACKSON 93]) em mamas densas as lesões mamárias têm propriedades de atenuação de raios-X similares àquelas de tecidos glandulares e fibrosos, o que torna mais difícil a distinção do que é ou não mais relevante em uma imagem.

Diante das desvantagens apresentadas pelas técnicas de compressão com perdas, vários autores como ([MARTINS 95], [KIVIJÄRVI 98], [MARQUES_FILHO 99], [CHEHAB 00]) apresentam como única alternativa a utilização de técnicas de compressão sem perdas. Embora estas apresentem taxas de compressão bem inferiores (como citado anteriormente), já existem técnicas que conseguem diminuir a imagem a 25% do seu tamanho original ([NETO 96, KIVIJÄRVI 98, CHEHAB 00]).

Embora muitos autores ([PANIAGO 94], [ERICKSON 98] entre outros) apresentem técnicas de compressão com perdas para o arquivamento de imagens médicas, estes defendem a idéia de que a perda nestes casos é controlada a tal

ponto que não se prejudique a qualidade visual da imagem. Em nosso caso tal idéia não pode ser levada em consideração, uma vez que nosso objetivo é o arquivamento de imagens para processamento computacional, e os objetos de interesse podem ser invisíveis ao olho humano. Por essa razão, neste capítulo serão consideradas teorias e técnicas de compressão sem perdas.

4.1 Compressão sem Perdas.

Serão apresentadas a seguir, algumas das principais técnicas de compressão de dados sem perdas. Em alguns textos técnicos, a expressão 'compactação' é também utilizada para estes casos, reservando-se a expressão 'compressão' especificamente para as técnicas que introduzem perdas ([GONZALEZ 92]).

As técnicas que serão relatadas a seguir são aplicáveis a imagens monocromáticas com dois ou mais tons de cinza e, como já foi dito anteriormente, costumam permitir a obtenção de taxas de compressão na faixa de 2 a 10. Elas geralmente consistem de dois elementos principais:

- **Mapeador** que é responsável por transformar os dados de entrada em um formato projetado para reduzir as redundâncias interpixel da imagem de entrada. Esta operação neste caso deve ser reversível e pode, ou não, reduzir diretamente a quantidade de dados exigidos para representar a imagem.
- **Codificador de Símbolos**, responsável por produzir uma palavra-código de comprimento fixo ou variável para representar cada saída do **Mapeador**. Ao final desta etapa, a imagem de entrada não deve apresentar qualquer tipo de redundância.

Pode-se dividir a codificação do processo de compressão sem perdas de três maneiras: Codificação de palavras de comprimento variável, Codificação por plano de bits e a Codificação preditiva sem perdas.

Neste capítulo serão apresentadas várias técnicas de codificação; sempre que for apresentado algum exemplo de como a técnica funciona, será utilizado a tabela 4.1 como sendo a matriz de pixels de uma figura hipotética que possui uma resolução espacial de 6x6 pixels, com uma resolução quantitativa de 4 bpp, o que

nos daria uma imagem com uma variação de 16 tons de cinza. Portanto para armazenar esta imagem seriam necessários 144 bits (6x6x4).

Tabela 4.1 - matriz de pixels de uma figura hipotética ((a) representada na forma binária e (b) na forma decimal)

0001	0101	0111	0101	0000	1111	1	5	7	5	0	15
0101	0111	0000	0101	1111	0101	5	7	0	5	15	5
0101	0001	0000	0001	0000	1111	5	1	0	1	0	15
0001	0000	0000	1001	0000	1001	1	0	0	9	0	9
0101	0101	0101	0101	0101	0111	5	5	5	5	5	7
1111	0101	1111	0000	0000	0101	15	5	15	0	0	5

(a)

(b)

4.1.1 Códigos de palavra-código de comprimento variável

A maneira mais simples de se obter uma compressão de imagens sem perdas é trabalhar na redução apenas da redundância de codificação. Para tanto, podem-se codificar os valores de tons de cinza, utilizando códigos de comprimento variável, que atribuem palavras-códigos mais curtas aos símbolos mais prováveis. Na prática, os símbolos de fonte a serem codificados podem ser os valores de tons de cinza da imagem ou a saída de uma operação de mapeamento ([MARQUES_FILHO 99], [GONZALEZ 92])

4.1.1.1 Código de Huffman

Em 1952 Huffman ([HUFFMAN 52]) desenvolveu o que seria uma das pioneiras e a mais popular das técnicas de codificação para a redundância interpixel. Quando aplicado à codificação de cada símbolo da fonte, individualmente, o código de Huffman fornece o menor número de bits possível para representar os pixel que possuem as maiores probabilidades de existir na imagem.

Para implementação do algoritmo de Huffman é necessário que se monte previamente uma tabela, à qual é dado o nome de Fonte, com todos os símbolos existentes na imagem original (estes podem ser, por exemplo, os valores de cinza encontrados na imagem) e suas respectivas probabilidades de ocorrência.

O próximo passo consiste na criação de uma série de reduções na fonte original. Para que isto ocorra é necessário que se ordene os símbolos da Fonte de acordo com suas probabilidades de ocorrência, em seguida soma-se as probabilidades dos dois símbolos com menor probabilidade, gerando assim um novo símbolo que irá substituí-los na próxima etapa de redução da fonte. Este processo deve se repetir até que a fonte reduzida possua somente 2 símbolos.

A figura 4.1 ilustra tal processo quando aplicado a nossa imagem de testes (Tabela 4.1).

Fonte Original		Redução de Fonte			
Símbolo	Probabilidade	1	2	3	4
0101	0.33	0.33	0.33	0.39	0.61
0000	0.28	0.28	0.28	0.33	0.39
1111	0.14	0.14	0.25	0.28	
0001	0.11	0.14	0.14		
0111	0.08	0.11			
1001	0.06				

Figura 4.1 - Redução de fonte no algoritmo de Huffman.

O próximo passo no algoritmo de Huffman consiste em codificar cada fonte reduzida, iniciando pela menor fonte e caminhando em direção à fonte original. O menor código binário possível para uma fonte de apenas dois símbolos é formado pelos símbolos 0 e 1. Estes são atribuídos aos dois símbolos da direita. Neste caso, segundo a convenção 'probabilidade maior recebe bit 0' ([MARQUES_FILHO 99]). A Figura 3.2 ilustra detalhadamente como isto ocorre.

Fonte Original			Redução de Fonte							
Símbolo	Probab.	Código	1	2	3	4				
0101	0.33	00	0.33	00	0.33	00	0.39	1	0.61	0
0000	0.28	01	0.28	01	0.28	01	0.33	00	0.39	1
1111	0.14	11	0.14	11	0.25	10	0.28	01		
0001	0.11	101	0.14	100	0.14	11				
0111	0.08	1000	0.11	101						
1001	0.06	1001								

Figura 4.2 - Atribuição de palavras-código no algoritmo de Huffman

Para os símbolos com maior ocorrência, foram atribuídas as menores palavras-código. Fazendo um cálculo rápido:

$$12*(2)+10*(2)+5*(2)+4*(3)+3*(4)+2*(4)=86$$

o que significa que para armazenarmos a imagem comprimida, seriam necessários 86 bits, com uma taxa de compressão de 1,67, o que pode ser considerado um excelente resultado, tendo em vista o tamanho reduzido da imagem.

É importante observar que nenhuma das palavras-códigos geradas é prefixo de nenhuma outra, permitindo assim que cada palavra-código possa ser decodificada instantaneamente, sem que seja necessário fazer referência a símbolos subseqüentes.

A principal desvantagem do código de Huffman é a necessidade de se armazenar a tabela de símbolos e códigos juntamente com os dados codificados, pois sem esta, torna se impossível decodificá-los.

Uma outra desvantagem desta técnica é o quão complexo se torna fazer a codificação quando possuímos um número elevado de símbolos, além do que, aos símbolos menos prováveis, poderão ser atribuídas palavras-código consideravelmente longas.

Uma solução para tal problema é uma adaptação no código de Huffman, apresentada por ([GONZALEZ 92]) como **Código de Huffman Truncado**. Consiste em se codificar somente os K símbolos mais prováveis, dentre os N símbolos da fonte. Para os demais símbolos, utiliza-se uma palavra-código de prefixo, seguida de um código de comprimento fixo adequado.

4.1.1.2 Codificação de Shannon-Fano

Um outro precursor no que se diz respeito a códigos de compressão é um trabalho que foi realizado simultaneamente por Claude Shannon e R. M. Fano, conhecido como técnica de Shannon-Fano ([NEL 92]).

Assim como Huffman, o método de codificação constrói uma árvore binária baseada nas probabilidades de ocorrência dos caracteres.

J.L. Gailly ([GAI 93]) apresenta o algoritmo para a construção da árvore binária de Shannon-Fano:

- Calcular as probabilidades dos símbolos e ordená-los por esse peso;
- Dividir a lista em duas partes, de forma que as duas sublistas restantes sejam proporcionalmente iguais;
- Designar a sub-lista superior arbitrariamente como sendo 0, conseqüentemente a sub-lista inferior será designada com o valor 1.
- Aplicar recursivamente as duas regras anteriores para cada uma das sub-listas, até terminar a partição das sublistas.

Como exemplo, calcularemos a árvore binária da imagem apresentada na Tabela 4.1 utilizando a codificação Shannon-Fano.

As duas linhas Abaixo contêm os símbolos e suas respectivas Probabilidades de Ocorrência					
0101	0000	1111	0001	0111	1001
0,33	0,28	0,14	0,11	0,08	0,06

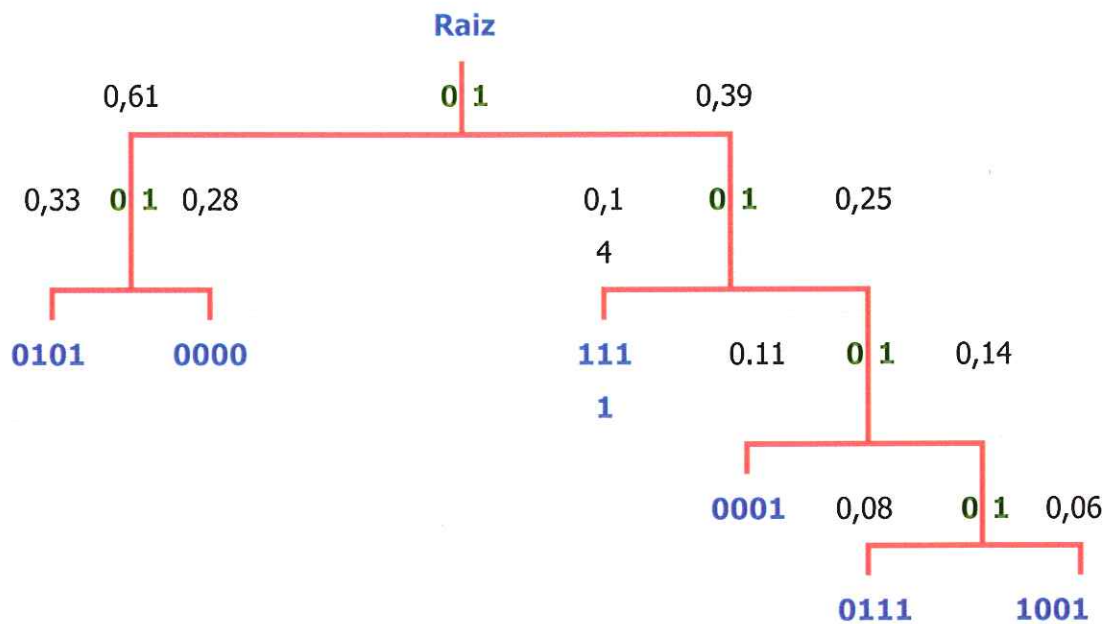


Figura 4.3 - Arvore Binária do Algoritmo de Shannon-Fano

Para encontrar as palavras-código de cada símbolo, basta seguir o caminho da raiz até o símbolo montando a seqüência dos códigos binários.

Há semelhanças entre esta técnica e a codificação de Huffman; embora cada uma parta de pontos diferentes da tabela de probabilidades de ocorrência dos símbolos, os resultados obtidos são semelhantes. Portanto, esta técnica apresenta as mesmas vantagens e desvantagens que a técnica criada por Huffman.

4.1.1.3 Codificação LZ77, LZ78 e LZW.

Em 1977 J. Ziv, e A. Lempel ([ZIV 77]), publicaram um trabalho intitulado *A Universal Algorithm for Sequential Data Compression* que usa um dicionário criado conforme os dados são codificados, e conhecido popularmente como LZ77. A estrutura principal deste algoritmo consiste de uma janela que conceitualmente desliza sobre a seqüência a ser codificada. Esta janela consiste de duas partes: a primeira contém os últimos símbolos que foram codificados e a segunda, também é chamada de área de previsão, contém os próximos símbolos a serem codificados.

Normalmente, o dicionário contém alguns milhares de palavras e a área de previsão, algumas dezenas. Cada símbolo do arquivo compactado é constituído de um termo (i, n, p) , onde i é a posição do dicionário, n é o tamanho em símbolos e p é o próximo símbolo da área de previsão após a frase.

Os índices não necessariamente são representados no arquivo por bytes. Esta representação depende do tamanho da janela utilizada. As implementações práticas do LZ77 costumam fixar o tamanho do dicionário e da área de previsão em 4k e 16 bytes, respectivamente. Isto leva à necessidade de 12 bits para representar o dicionário e 4 para a área de previsão.

Em 1978, Ziv e Lempel propuseram um algoritmo que seria uma evolução do LZ77, chamado de LZ78 ([ZIV 78]), que substituiu a idéia da janela deslizante por um dicionário inicialmente quase vazio. Por definição, a única *string* presente no dicionário é a *string* nula. Cada símbolo lido do arquivo original é incluído em uma variável, inicialmente nula, chamada frase. Enquanto frase for encontrada no dicionário, os símbolos vão sendo anexados. Quando frase não é mais encontrada, o codificado envia para a saída o índice da última *string* encontrada no dicionário, seguido do último símbolo da frase. A *string*+frase é então adicionada ao dicionário e depois seu valor é anulado novamente e o processo é repetido até que o arquivo termine.

O número de bits do índice determinam o número máximo de frases que podem estar no dicionário simultaneamente. Quando o dicionário está cheio, várias alternativas podem ser tomadas, entre elas:

- Pode-se voltar o dicionário ao estado inicial;

- Substituir as frases presentes por frases novas (de acordo ou não com uma taxa de utilização das frases);
- Pode-se parar definitivamente de adicionar frases;
- Parar, mas monitorar a taxa de compressão a partir daí e se ela cair, voltar ao estado inicial do dicionário.

Segundo ([PANIAGO 94]), existem diversas variações desse algoritmo baseados nesse princípio e diferindo principalmente na maneira de manejar o dicionário. O mais conhecido desses compressores é o definido por Terry Welch em 1984 ([WELCH 84]), e popularmente conhecido por LZW, que segundo ([MARQUES_FILHO 99]) é considerado o 'algoritmo universal de codificação', por não requerer as estatísticas da fonte para realizar a codificação.

A variação introduzida por Terry Welch foi iniciar o dicionário não apenas com a *string* nula, mas também com todas as frases que contêm apenas um símbolo no alfabeto que está sendo utilizado. Assim, se o alfabeto utilizado consiste dos símbolos $a_0, a_1, a_2, \dots, a_j$, o dicionário seria pré-carregado com as j frases, sendo a primeira a_0 , a segunda a_1 , e assim sucessivamente (estas frases pode ser os valores de 0 .. 255, caso nosso arquivo de origem seja uma imagem com 256 níveis de cinza, por exemplo). Ainda persistem os problemas com o tamanho do dicionário. Neste algoritmo uma nova possibilidade foi incluída para o tratamento de um dicionário cheio, que é a utilização de um dicionário de tamanho variável. Isto é feito variando o tamanho do índice utilizado em um dado intervalo. Na figura 4.4 é apresentado o algoritmo de codificação.

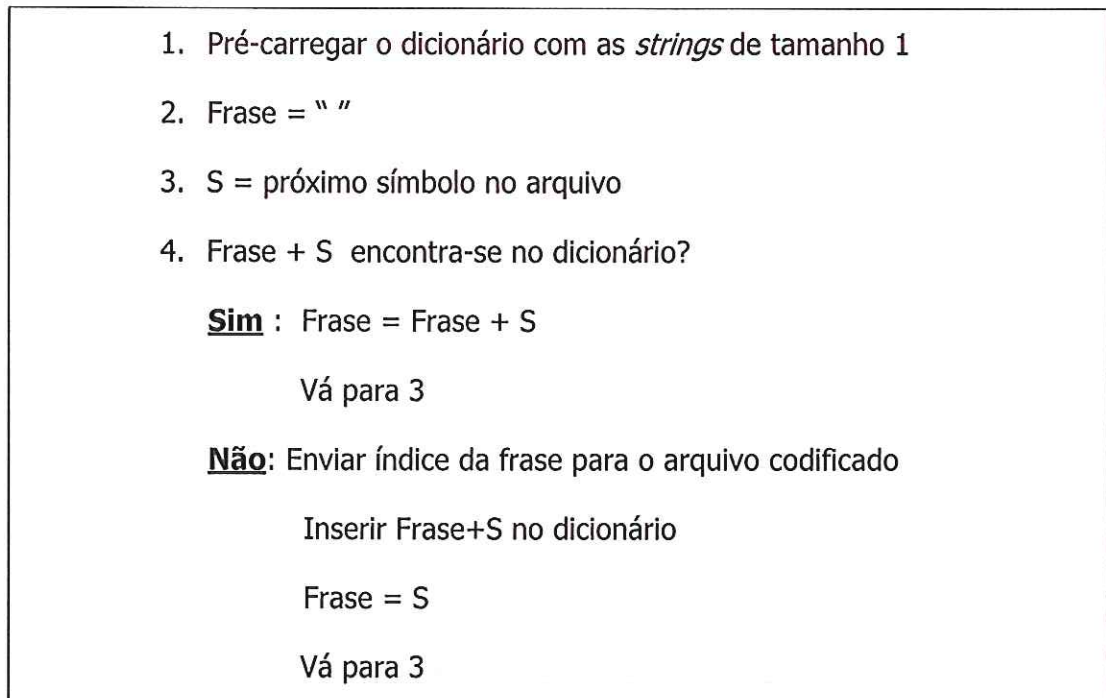


Figura 4.4 - Algoritmo de codificação LZW.

Na prática, os endereços da tabela costumam ocupar 12 bits ([MARQUES_FILHO 99]), mas caso o tamanho do dicionário seja variável, é feito um teste no passo 4 com resposta **Não**, que verifica se o dicionário está cheio. Caso esteja, o número de bits utilizado para representar o índice é aumentado.

Para ilustrar e melhor entender o algoritmo LZW, considere o seguinte exemplo. Seja nossa fonte as duas primeiras linhas da imagem teste apresentada na Tabela 4.1:

1 5 7 5 0 15 5 7 0 5 15 5

O dicionário inicialmente conterá os símbolos da fonte que aparecem nos dados (0 1 5 7 15). Após a etapa de codificação o dicionário terá sido criado (vide Tabela 4.2), e a seqüência de palavras código geradas será:

4 - 3 - 2 - 0 - 4 - 2 - 3 - 0 - 2

Devido a um conhecimento prévio e para efeito de simplificação utilizamos apenas os 5 símbolos que iriam aparecer na imagem para iniciar o dicionário, enquanto que o correto seria inicializá-lo com os 16 símbolos possíveis de se encontrar na imagem, uma vez que nossa imagem possui 16 níveis de cinza.

Tabela 4.2 – Dicionário LZW

Dicionário LZW	
String de Entrada	Palavra-código
0	0
1	1
5	2
7	3
15	4
157	5
75	6
50	7
015	8
155	9
57	10
70	11
05	12
515	13

O maior problema deste algoritmo está relacionado ao tamanho do dicionário. Quando o dicionário cresce muito, torna-se bastante dispendiosa a realização de constantes buscas e inserções. Uma idéia para resolver isto é utilizar uma função de indexação que retorne um índice para o dicionário a partir de uma dada chave. A função evita a busca do dicionário pois o acesso ao índice seria direto através da função.

O Algoritmo de decodificação LZW é apresentado no esquema da figura 4.5.

1. Pré-carregar o dicionário com as *strings* de tamanho 1
2. Cod = primeiro código de entrada
3. Enviar *string* de número Cod para a saída
4. Cod_Anterior = Cod
5. Cod = próximo código da entrada
6. Cod presente no dicionário?
Sim: Envie *string* de número Cod para a saída
Frase = *string* de número Cod_Anterior
S = primeiro símbolo da *string* de número Cod
Adicione Frase + S ao dicionário
Cod_Anterior = Cod

Não: Frase = *string* de número Cod_Anterior
S = primeiro símbolo de Frase
Envie Frase + S para a saída e inclua no dicionário
Cod_Anterior = Cod
7. Vá para 5

Figura 4.5 - Algoritmo de decodificação LZW.

4.1.1.4 Codificação DAC.

J.M. Martins em ([MARTINS 95]) propõe uma nova técnica, a qual utiliza a característica do sinal de Ressonância Magnética e também dos sinais biológicos de um modo geral ([MARTINS 96]) de possuírem uma grande variação de sua dinâmica, porém assume valores grandes durante pequenos intervalos de tempo da

aquisição, não usando, na maior parte do tempo, toda a sua dinâmica. O aproveitamento dessa característica permitiu-lhe desenvolver uma técnica de compressão superior às alcançadas pela técnica LZW quando aplicada a imagens médicas ([MARTINS 96]).

A técnica DAC (Dados com compressão) utiliza-se do uso de “palavras” de comprimento variável, isto é, armazena-se somente o número de bits que realmente retém a informação, havendo assim uma grande redução no espaço utilizado para guardar esses dados. No entanto, pelo fato do computador trabalhar com palavras de tamanhos fixos, tornou-se necessária a criação de TAGs, que são colocadas no início de cada registro, para informar o número de bits (b) de cada “palavra” e o número de palavras contidas nesse registro (n).

Dessa forma, o arquivo comprimido é formado por uma seqüência de TAGs e registros. No final do arquivo é inserido um registro cujo tamanho é variável, aproveitando-se o número de bits restantes para completar a unidade mínima de armazenamento (“word”) da estrutura de arquivo do computador. Caso o número de TAGs e registros termine em um número de bits exato, isto é, que complete o número de bits exigido pela estrutura de arquivo, uma nova “word” é inserida. Esse registro final de comprimento variável é utilizado como CRC (“Cyclic Redundancy Check”) dos dados comprimidos e é verificado durante o procedimento de descompressão para confirmar a integridade dos dados. Essa técnica de compressão deve percorrer todo o arquivo original, analisando o número de bits necessários para armazenar cada dado e, a partir dessa informação, criar as TAGs para guardar os dados.

Para se aumentar ainda mais a taxa de compressão, deve-se diminuir ao máximo a quantidade de TAGs inseridas no arquivo. Desta forma, o algoritmo deve verificar se é válido adicionar uma nova TAG ou continuar com a TAG anterior, mesmo utilizando um número de bits maior do que o mínimo necessário. Como a compressão deve ser sem perda, deve-se inserir uma nova TAG sempre que houver aumento da quantidade de bits necessária para armazenar os dados. Porém, quando o número de bits necessários diminuir, deve-se verificar a validade de se trocar de TAG ou manter a mesma, dependendo do número de bits que se economiza com a mudança da TAG e o número de bits que se perde com a inserção

da nova TAG. Além disso, o algoritmo deve prever, no caso de um aumento do número de bits, se logo a seguir não há outro aumento, podendo, dessa maneira, poupar no futuro a inserção de uma nova TAG, colocando já no momento uma TAG com o número de bits maior, dependendo do ganho de bits entre as duas TAGs.

Segundo ([MARTINS 96]) esta técnica, quando aplicada a imagens de Ressonância Magnética, alcançou uma taxa de compressão de 3,94 contra 3,12 alcançada pela técnica LZW.

4.1.2 Codificação *Bit-Plane*

A seguir serão apresentadas técnicas que se utilizam da exploração de redundâncias interpixel para a compressão das imagens. O método *Bit-Plane* descrito por R.C. Gonzalez *et al* e Ogê Marques Filho ([GONZALEZ 92], [MARQUES_FILHO 99]) é baseado no conceito de decomposição de uma imagem de múltiplos tons de cinza em uma série de imagens binárias, comprimindo, a seguir, cada uma delas, utilizando um dos inúmeros métodos de compressão de imagens binárias.

4.1.2.1 Decomposição *bit-plane*

Segundo ([GONZALEZ 92]), os níveis de cinza de uma imagem monocromática podem ser representados na forma de um polinômio de base 2:

$$a_{m-1}2^{m-1} + a_{m-2}2^{m-2} + \dots + a_12^1 + a_02^0$$

Com base nesta propriedade, uma forma simples de decompor uma imagem em uma coleção de imagens binárias consiste em separar os m coeficientes do polinômio em m imagens de 1 bpp, as quais denominaremos de planos de bits. O plano de bit de ordem 0 será obtido a partir dos coeficientes a_0 de cada pixel, enquanto o plano de bit de ordem $(m-1)$ conterá os coeficientes $a_{(m-1)}$. A Figura 4.5 ilustra este processo: nela, uma imagem de 4x4 pixels com 4bpp é descomposta em 4 planos de bits. O número de planos de bits em que uma imagem monocromática pode ser decomposta, está diretamente relacionado com a quantização desta imagem.

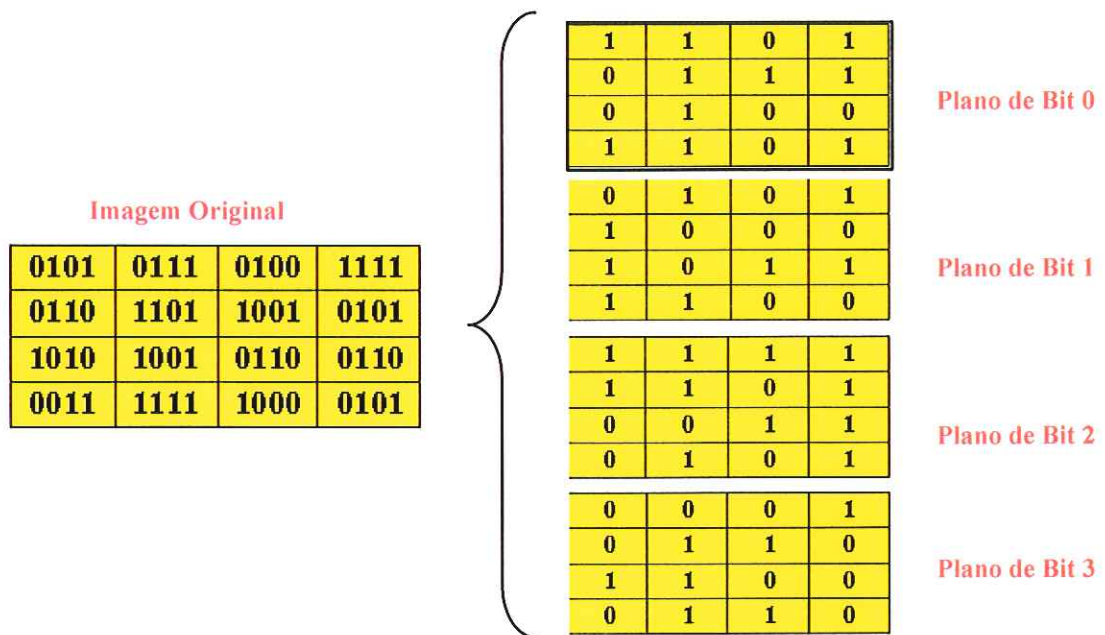


Figura 4.6 - Decomposição de uma imagem em planos de bits

Uma vez decomposta a imagem, aplicam-se técnicas de compressão binárias em cada um dos plano de bits. Nota-se que há muito mais ocorrências de redundâncias interpixel nos Planos do que na imagem original.

Um outro fator que se deve observar é o fato de que alguns arquivos de armazenamento, utilizam 2 bytes por pixel para armazenar imagens digitalizadas com 12 bpp, desprezando assim os 4 bits mais (ou menos) significativos do segundo byte. Fazendo uma pequena adaptação no algoritmo de decodificação *Bit-plane* de modo a compensarmos tal desperdício, poderemos diminuir o tamanho da imagem original em 25% sem que seja necessário a utilização de qualquer tipo de compressão, ou melhor ainda, ao aplicarmos algum tipo de compressão binária, já estaremos partindo com uma taxa de compressão igual a 1,33.

4.1.2.2 Codificação RLE

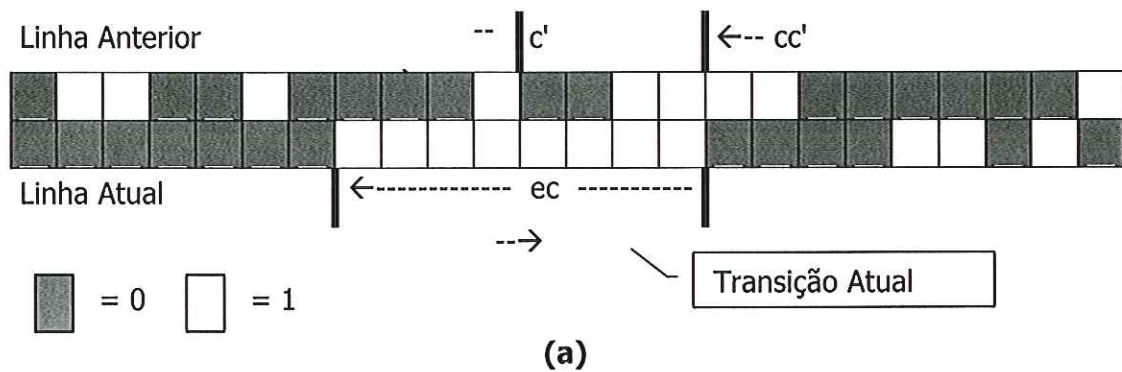
A codificação RLE, do inglês *Run-length encoding* ([GONZALEZ 92] e [MARQUES_FILHO 99]), consiste de um algoritmo bem simples, mas também muito eficiente para a compressão de imagens binárias. Esta técnica consiste na representação de cada linha de uma imagem ou plano de bits através de uma

seqüência de valores de comprimento, que representam os comprimentos das cadeias de 0's e 1's.

Existem duas variações para a esta técnica de compressão ([GONZALEZ 92]):

- **Run-length unidimensional** → Esta técnica consiste em codificar cada grupo de 0's e 1's adjacentes encontrados em uma varredura, da esquerda para a direita, através de seu comprimento, segundo uma convenção pré-estabelecida. Uma convenção comum é admitir que cada linha começa com uma seqüência de pixels brancos, que corresponde ao primeiro valor numérico encontrado. Caso a linha em questão comece com um pixel preto, codifica-se uma seqüência de brancos de comprimento zero.
- **Run-Lenght bidimensional** → Nesta técnica, os conceitos da codificação *run-length* unidimensional são extensíveis também ao caso 2D. Uma das técnicas mais conhecidas a utilizar tal extensão é a codificação por endereço relativo (*relative address coding - RAC*), que se baseia na codificação das transições de branco para preto e vice-versa, levando em conta a linha atual e a imediatamente anterior. A Figura 4.6 ilustra o método. Nela, a distância *ec* representa a distância entre a transição atual (*c*) e a transição anteriormente ocorrida na mesma linha (*e*). Já *cc'* representa a distância entre *c* (na linha atual) e a transição similar da linha anterior que ocorre à direita da transição *e* da linha atual (*c'*). Se $ec \leq cc'$, a distância a ser codificada pelo método RAC, *d*, é considerada igual a *ec* e é utilizada para representar a transição atual em *c*. Caso contrário ($cc' < ec$), a distância *d* a ser codificada é igual a *cc'*.

A exemplo do *run-length* unidimensional, a codificação RAC requer a adoção de uma convenção que inclui o estabelecimento de transições imaginárias no início e fim de cada linha, bem como uma linha de início imaginária, totalmente branca, precedendo a primeira linha real.



(a)

Distância Medida	Distância Codificada	Código	Faixa de Distância	Código $h(d)$
cc'	0	00	1 - 4	0 xx
ec ou cc' (esq)	1	100	5 - 20	10 xxxx
cc' (dir)	1	101	21 - 84	110 xxxxxx
ec	$d(d > 1)$	111 $h(d)$	85 - 340	1110 xxxxxxxx
cc' (c' à esq)	$d(d > 1)$	1100 $h(d)$	341 - 1364	11110 xxxxxxxxxx
cc' (c' à dir)	$d(d > 1)$	1101 $h(d)$	1365 - 5460	111110 xxxxxxxxxx

(b)

Figura 4.7 - Exemplo ilustrativo do método RAC

4.1.3 Codificação Preditiva sem Perdas

A idéia básica desta técnica de codificação é a remoção de redundância entre pixels próximos, permitindo a extração e a codificação apenas da nova informação trazida por cada pixel. A *nova informação* de um pixel é definida como a diferença entre o pixel real e um valor previsto daquele pixel ([GONZALEZ 92]).

O sistema de codificação preditor sem perdas consiste em um codificador e um decodificador (como ilustrado na figura 4.7), cada um contendo o preditor idêntico. Na medida que cada pixel sucessivo em uma imagem, denotado por f_n , é introduzido no codificador, o preditor gera um valor antecipado daquele pixel com base em um dado número de entradas passadas. A saída do preditor é então arredondada ao inteiro mais próximo, denotado por \hat{f}_n , e usada para formar a diferença ou *erro de previsão* ($e_n = f_n - \hat{f}_n$) que é codificada por codificação de

tamanho variável (pelo codificador de símbolos) para gerar o próximo elemento dos dados comprimidos. O decodificador reconstrói e_n a partir das palavras código de tamanho variável e realiza a operação inversa ($f_n = e_n + \hat{f}_n$).

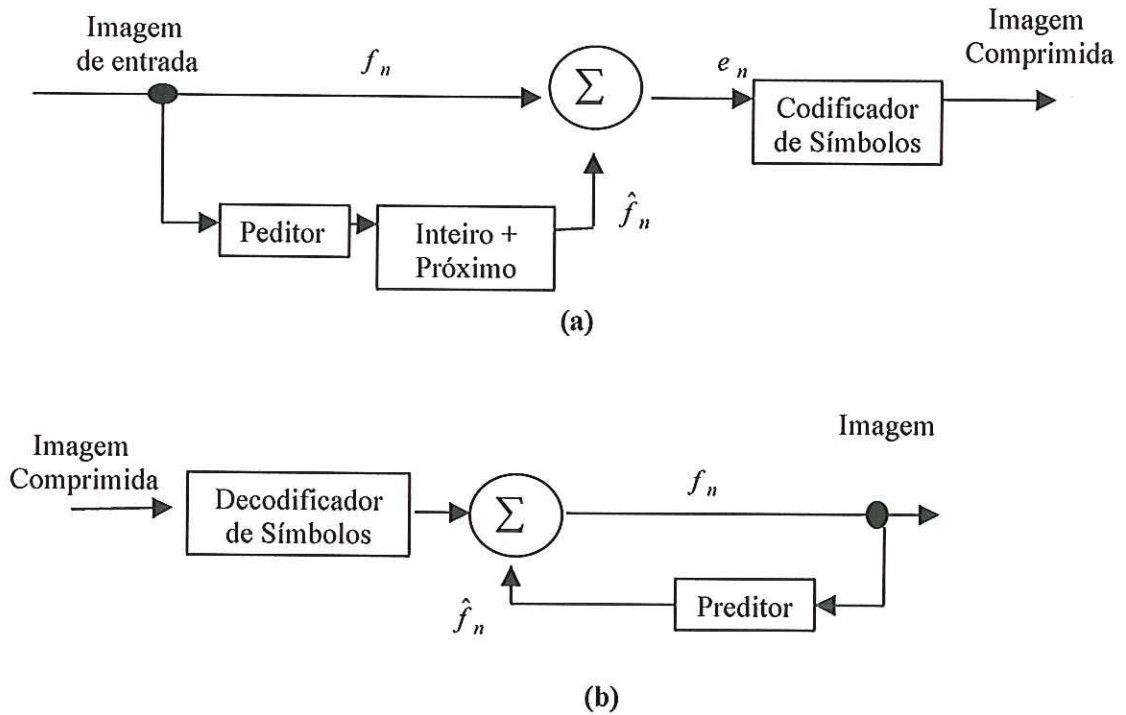


Figura 4.8 - Um modelo de codificação preditiva: (a) codificador; (b) decodificador.

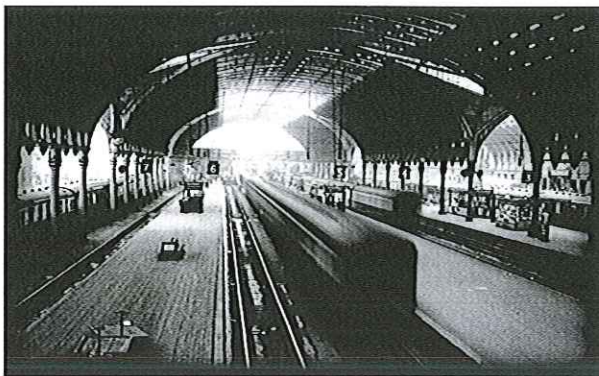
Para a geração de \hat{f}_n podem ser utilizados muitos métodos, e até mesmo, ser desenvolvidos métodos adaptativos. No entanto, na maioria das vezes \hat{f}_n é formado por uma combinação linear dos m pixels anteriores. Ou seja, $\hat{f}_n = \text{round} \left[\sum_{i=1}^m \alpha_i f_{n-i} \right]$, onde m é a ordem do preditor linear, round é uma função utilizada para a operação de arredondamento ou inteiro mais próximo e α_i para $i = 1, 2, \dots, m$ são os coeficientes de predição. O subscrito n equivale a um índice espacial ou temporal de ocorrência do pixel ([MARQUES_FILHO 99]).

Para o caso particular da codificação preditiva linear, este índice espacial ou temporal, simplesmente se refere aos pixels anteriores da mesma linha. Para isso podemos reescrever a equação da seguinte forma: $\hat{f}(x, y) = \text{round} \left[\sum_{i=1}^m \alpha_i f(x, y - i) \right]$.

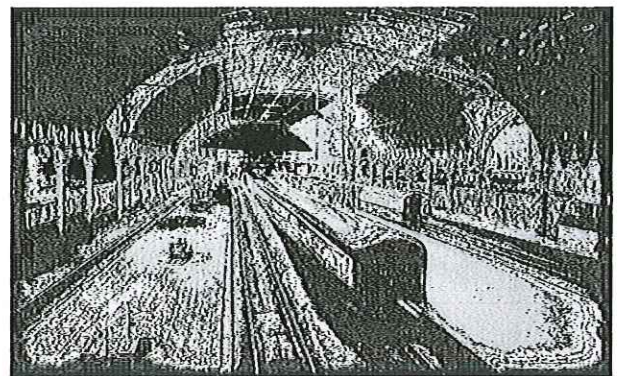
Um outro fato a ser levado em conta, é que não podemos aplicar tal fórmula para

os m primeiros pixels da linha, que portanto deverão ser codificados por outras técnicas, ou então simplesmente serão repetidos.

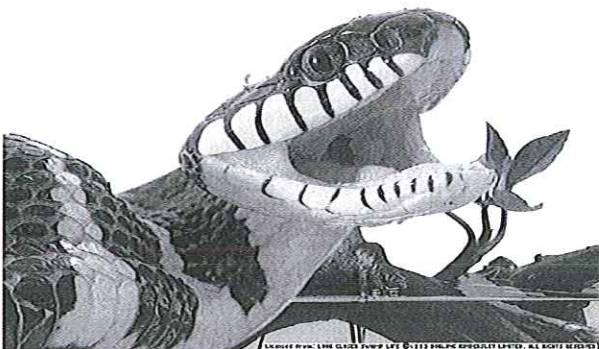
Para exemplificarmos o processo, utilizaremos um simples previsor linear de primeira ordem, chamado de *previsor de pixel prévio*, pois utiliza somente o pixel prévio para prever o próximo. A equação é a seguinte: $\hat{f}(x, y) = \text{round}[\alpha f(x, y - 1)]$. A seguir apresentaremos 2 exemplos, com a imagem original e as respectivas imagens de erro resultantes da equação acima, com $\alpha = 1$, na Figura 4.8.



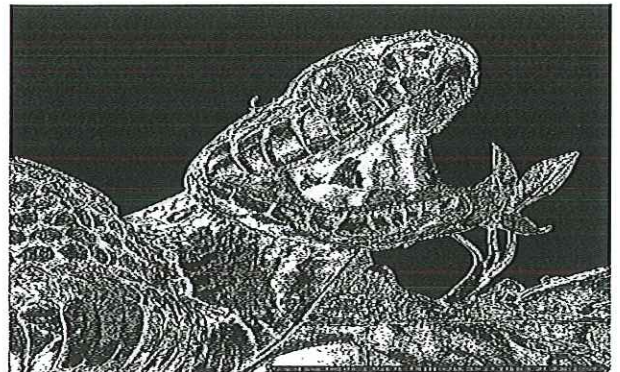
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.9 - (a) e (c) Imagens Originais com 256 tons de cinza, (b) e (d) suas respectivas imagens de erro de previsão

A variância do erro de previsão nas figuras (b) e (d) é muito menor que a variância dos níveis de cinza das imagens originais (a) e (c). Aplicando técnicas de codificação de *palavra-código de comprimento variável* nas imagens de erro de

previsão, conseguem-se taxas de compressão muito maiores do que se conseguiria se aplicadas nas imagens originais.

O padrão de compressão JPEG sem perdas se utiliza da técnica de codificação preditiva sem perdas para eliminar a redundância interpixel e em seguida aplica a codificação de Huffman para comprimir as imagens ([NETO 96] e [KIVIJÄRVI 98]), obtendo-se assim um melhor desempenho do que se aplicar Huffman direto na imagem original. J. F. Neto ([NETO 96]) apresenta a codificação de Huffman como sendo o padrão adotado pela técnica JPEG, mas nada impede que sejam utilizadas outras técnicas de codificação, como a Codificação Aritmética ou RLE, por exemplo.

O que vai influenciar em um sistema de codificação deste tipo é a função adotada pelo preditor, pois é responsabilidade dele a redundância interpixel. J.F. Neto ([NETO 96]) apresenta várias funções preditoras utilizadas juntamente com a codificação de Huffman, mas a que lhe proporciona melhores taxas é a

$$\hat{f}(x, y) = \text{round} \left[\frac{1}{2} [f(x, y-1) + f(x-1, y)] \right].$$

J. Kivijärvi *et al* em ([KIVIJÄRVI 98]) não apresenta o preditor utilizado, mas entre várias outras técnicas de compressão sem perdas analisadas por ele, a que melhor apresenta taxas de compressão é a *JPEG-LS*, a qual se utiliza de uma codificação preditiva, juntamente com a codificação RLE.

4.2 Conclusões

Devido à necessidade de altas taxas de resolução na digitalização de imagens médicas torna-se imprescindível a utilização de técnicas de compressão para o armazenamento destas imagens, pois as altas taxas de resolução fazem também tornar-se alta a demanda de memórias para o armazenamento de tais imagens.

As técnicas de compressão utilizadas em imagens mamográficas (e na maioria das imagens médicas) não podem apresentar nenhum tipo de perda de informação, o que acaba restringindo de forma significativa as taxas de compressão. Entretanto, muitas pesquisas estão sendo desenvolvidas no intuito de

se criar uma técnica de compressão sem perdas que alcance taxas satisfatórias. A técnica LZW desenvolvida por Terry Welch é, com certeza, uma das que mais inspiram os pesquisadores até hoje. No entanto, novos trabalhos têm surgido, apresentando excelentes taxas de compressão, como, por exemplo, a técnica de compressão DAC ([MARTINS 95]).

Capítulo 5 **Materiais e Métodos**

Neste capítulo serão abordados todos os procedimentos implementados e utilizados durante a pesquisa. Para uma melhor abordagem, o trabalho foi dividido em três frentes de estudos, pois de acordo com o apresentado na revisão bibliográfica podemos separá-lo em etapas distintas, porém dependentes entre si: **aquisição de imagens** ou **digitalização**, **Compressão de imagens** e o **armazenamento**.

Para uma melhor análise das imagens estudadas, foi desenvolvido um programa computacional que interpretasse as imagens digitalizadas e realizasse nelas rotinas corriqueiras de manipulação, tais como, recorte de região, ampliação e redução, rotação, inversão de imagem, cálculo de histograma, etc. Um dos principais motivos que levou ao seu desenvolvimento foi o fato de existirem poucos *softwares* disponíveis comercialmente para manipulação de imagens com mais de 8 bits em níveis de cinza e quando encontrados, a maioria não permite que sejam realizadas muitas rotinas de manipulação.

5.1 Desenvolvimento de um Programa Computacional para a Interpretação e Manipulação de Formatos Digitais.

O programa computacional que será apresentado foi intitulado de **ProjRecMama**. Para a sua elaboração foram analisadas e interpretadas as estruturas dos seguintes formatos gráficos: BMP ("*Microsoft Windows Device Independent Bitmap*") ([MARQUES_FILHO_99]), JPEG ("*Joint Photographic Experts Group*") ([BROWN_95]) e o formato TIFF ("*Tag Image File Format*") ([ADOBE_92]). Todo o desenvolvimento computacional foi realizado utilizando-se a linguagem Delphi 5.0. No caso dos formatos BMP e JPEG, não foi necessária a construção de um algoritmo especial para a sua interpretação, pois a linguagem utilizada possui bibliotecas próprias para isso. No entanto, no caso do formato TIFF fez-se necessária a construção de um algoritmo especial para a interpretação do formato de modo a se obter a imagem armazenada. A estrutura do formato TIFF é apresentada na seção 3.8 do capítulo 3.

A escolha de tais formatos se deve aos seguintes fatores: no caso dos formatos BMP e JPEG, a linguagem utilizada já possui bibliotecas prontas para a sua leitura e armazenamento, o que facilitou o trabalho. Já o formato TIFF foi escolhido, pois este armazena imagens com mais de 8 bits (em níveis de cinza) de resolução de contraste, além deste ser largamente utilizado pelos softwares utilizados na digitalização de imagens.

Com base na interpretação do formato original, o **ProjRecMama** gera uma matriz numérica contendo todos os pixels da imagem. Cada elemento da matriz representa a profundidade do pixel ao qual está associado. É gerada uma representação visual da imagem a fim de que se possa manipulá-la adequadamente. Quando esta possui uma resolução de contraste superior a 8 bits, é feito um ajuste (conversão linear) nos valores dos pixels para que se possa apresentá-la nos monitores de vídeo (que suportam somente 8 bpp). No entanto, a informação da matriz se mantém intacta.

Além dos formatos citados, um formato ASCII denominado "LDI" foi criado com a finalidade de ser utilizado pelo esquema CAD em mamografia que está sendo desenvolvido no grupo. Este formato possui uma estrutura simples que permite ser lido de forma ágil e rápida. As duas primeiras linhas contêm, respectivamente, a

quantidade de colunas e linhas da imagem. A partir da terceira linha são incluídos os valores dos pixels, organizados de forma seqüencial da primeira para a última coluna, da primeira para a última linha e separados por vírgulas. Na Figura 5.1 é possível visualizar um trecho de imagem no formato LDI e a sua correspondente representação em 8 bits.

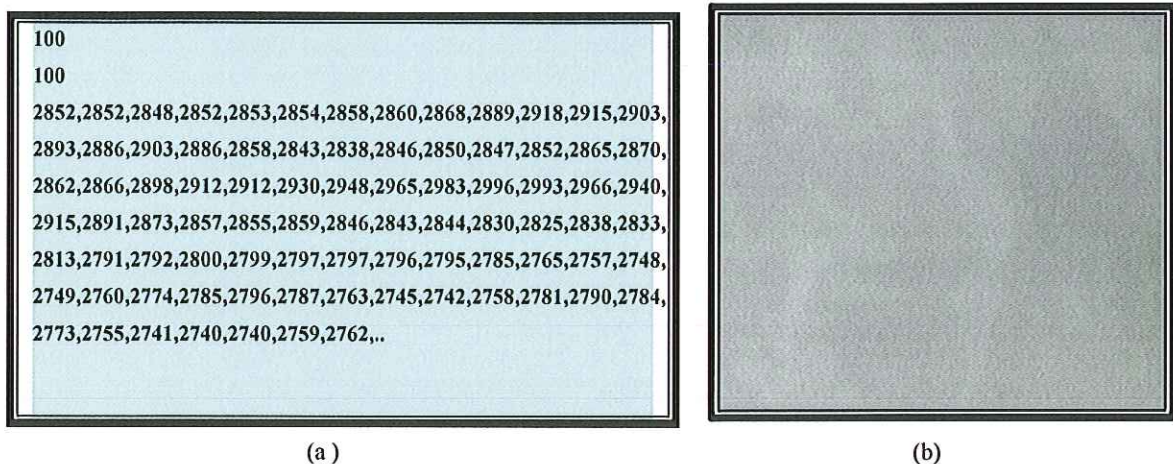


Figura 5.1 -Exemplo de uma imagem digitalizada com 12 bpp armazenada no formato LDI:
(a) Imagem armazenada (b) representação visual da imagem armazenada em (a).

Uma vez realizada a transcrição dos pixels da imagem para uma matriz numérica, tornou-se possível aplicar nas imagens com mais de 8bpp várias técnicas de processamento normalmente encontradas nos *softwares* disponíveis comercialmente, que por sua vez trabalham com imagens de até 8bpp:

- **Seleção de Regiões** → utilizando-se dos recursos visuais da linguagem *Delphi* fez-se uma seleção interativa da região a ser delimitada;
- **Recorte e Colagem** → Uma vez selecionada uma região da imagem, esta pode ser recortada e, em seguida, gerada uma nova imagem;
- **Rotação** → Aplicando na matriz técnicas de rotação ([GONZALEZ_92]), é possível realizar rotações na imagem de 90° em 90°, tanto no sentido horário como no sentido anti-horário;
- **Inversão** → Permite ser gerada uma imagem que seja o negativo da imagem original;

- **Ampliação e Redução da imagem** → Estes recursos, mais conhecidos como “*Zoom In*” e “*Zoom Out*”, permitem que a representação visual da imagem seja ampliada ou reduzida, de acordo com a necessidade do usuário;
- **Conversão entre os formatos** → O **ProjRecMama** permite que sejam feitas conversões entre os formatos disponíveis a fim de facilitar a utilização da imagem de acordo com a necessidade de cada sistema;
- **Cálculo do Histograma** → Baseado nas informações contidas na matriz numérica e utilizando-se de recursos gráficos da linguagem, foi implementada uma rotina que gera o Histograma da imagem em questão;

Na Figura 5.2 pode ser vista a tela principal do **ProjRecMama** e na Figura 5.3 é apresentado um exemplo de sua aplicação numa imagem mamográfica digitalizada originalmente em 12 bits de níveis de cinza.

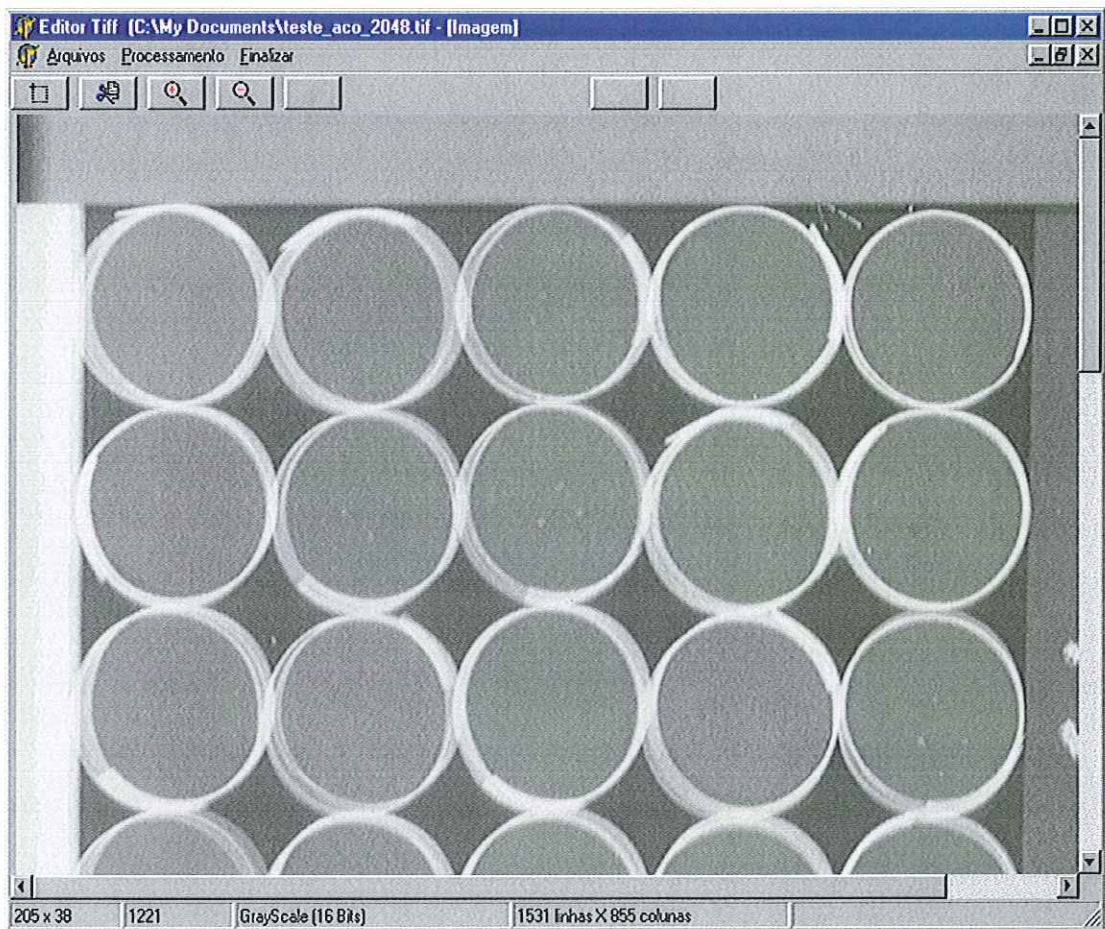


Figura 5.2: Tela principal do ProjRecMama abrindo a imagem de um “phantom”

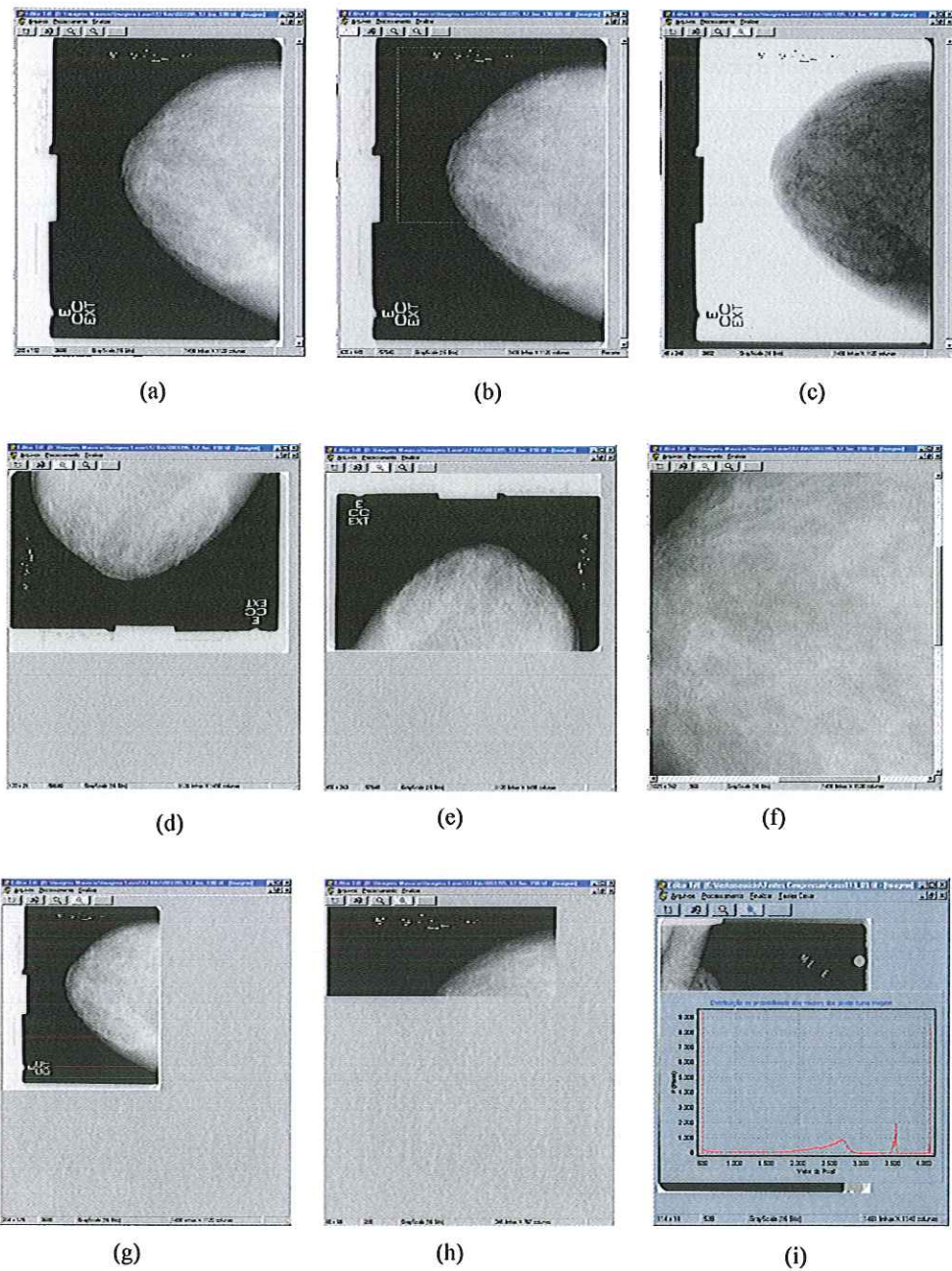


Figura 5.3: Exemplos do **ProjRecMama** em funcionamento: (a) Imagem Original; (b) Delimitação de Região; (c) Inversão; (d) Rotação em 90°; (e) Rotação em -90°; (f) e (g) "Zoom In" e "Zoom Out" respectivamente; (h) recorte e colagem da região delimitada; (i) Cálculo de Histograma

5.2 Aquisição de Imagens ou Digitalização;

Para análise dos equipamentos utilizados no processo de digitalização, foi desenvolvida e incorporada ao **ProjRecMama** uma rotina para gerar a curva característica de filmes radiográficos através de sua imagem digitalizada. O desenvolvimento de tal rotina tem como objetivo a realização de testes comparativos entre a resposta de diferentes digitalizadores quando submetidos à digitalização de uma mesma imagem.

A curva característica ou curva H&D é um gráfico que descreve a resposta de um filme radiográfico à exposição de Raios-X. Essa, ilustrada na Figura 5.4, relaciona densidade óptica com o logaritmo da exposição e é muito útil na avaliação de um filme radiográfico, pois dela extraem-se informações sobre o contraste, sensibilidade (velocidade) e, principalmente, sobre a faixa de exposição (latitude) que deve ser utilizada para produzir uma imagem satisfatória para o radiodiagnóstico.

O contraste é a diferença de intensidade entre dois pontos ou entre duas regiões de uma imagem. A velocidade ou sensibilidade é determinada através da exposição necessária para produzir um determinado enegrecimento no filme. Portanto, quanto mais veloz é o filme, menos luz é necessário para a formação da imagem. O écran reforçador produz um aumento na velocidade de um sistema de imagem e por isso a dose de radiação pode ser diminuída.

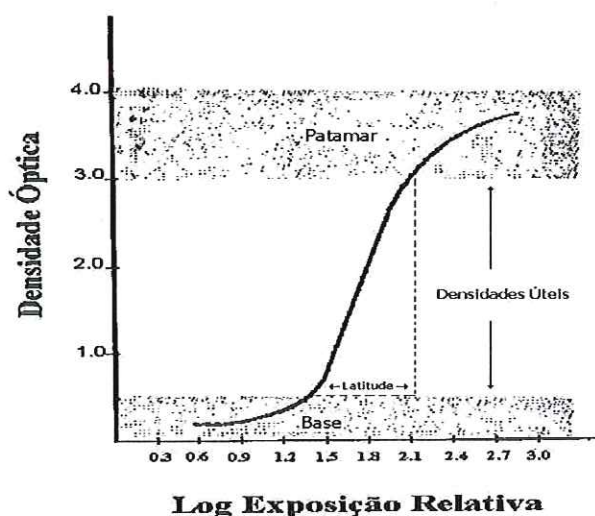


Figura 5.4 - Curva característica ou curva H&D de um filme radiográfico.

Na curva H&D, a faixa de exposição que produz o melhor contraste na imagem é chamada de latitude, e corresponde à parcela linear da curva. Nas regiões de patamar e base, o contraste é insatisfatório, pois grandes variações na exposição não produzem variações significativas na densidade óptica, ou por saturação (patamar) ou por sub-exposição (base). Em um filme radiográfico, o contraste é determinado pelo ângulo de inclinação da porção linear da sua curva característica.

O método mais comumente utilizado para se gerar a curva característica de um filme radiológico consiste na utilização de dois aparelhos, um sensitômetro e um densitômetro:

- O sensitômetro é um aparelho previamente calibrado com uma tira sensitométrica e aplica ao filme uma exposição (log exposição relativa) de luz. O aparelho utilizado nos testes que serão apresentados é um *Dual-Flashing, Dual-Color Sensitometer* da *Nuclear Associates*⁶, que proporciona uma exposição em 21 regiões sobre o filme, ou seja, proporciona 21 passos de exposição. De um passo para outro, ocorre uma variação de 0,15 no log de exposição relativa. Na Figura 5.5 é apresentado como exemplo um filme sensitometrizado.

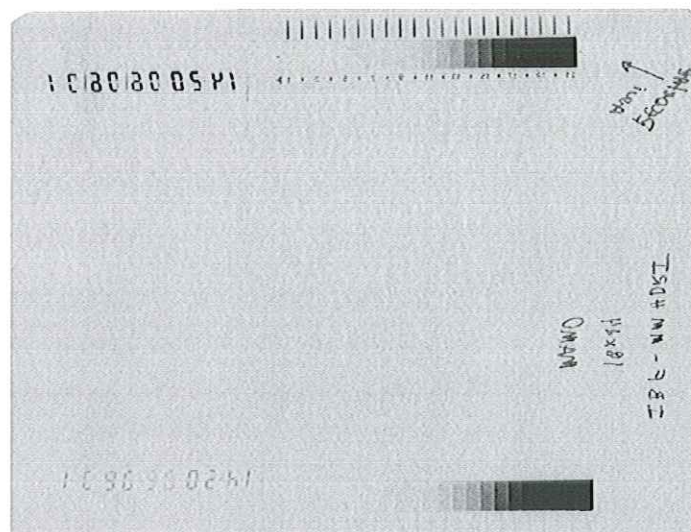


Figura 5.5 – Exemplo de um filme mamográfico sensitometrizado

⁶ www.nucl.com

- Uma vez sensitometrizado, o filme radiográfico é submetido a um aparelho conhecido como densitômetro. Também foi utilizado um aparelho fabricado pela *Nuclear Associates* denominado "*The Little Genius*", que realiza uma varredura sobre a região do filme que foi sensibilizada com 21 passos de exposição, obtendo-se, dessa forma, as densidades ópticas correspondentes, finalizando com o levantamento da curva H&D.

A curva H&D fornecida pelo *The Little Genius* será adotada como base para as nossas comparações, pois este aparelho é aprovado pelo *CE marking and CE certificate*⁷ além da utilização deste tipo de produto ser recomendada pelo colégio Americano de radiologia (ACR – *American College of Radiology*) para programas de controle de qualidade em centros de diagnóstico por imagem.

Uma vez que os digitalizadores específicos para filmes (como é o caso dos digitalizadores a laser e de alguns digitalizadores ópticos) se utilizam do mesmo princípio do cálculo de densidade óptica, o valor atribuído ao *pixel* na digitalização da imagem por esses aparelhos é dado por $(\log \frac{I_0}{I_t} * 1000)$, onde I_0 é a intensidade de luz inserida no filme e I_t é a intensidade de luz transmitida pelo filme naquele ponto. O que vai diferenciar um aparelho do outro é a sensibilidade do sensor utilizado a variações da DO e também à faixa de DO que o sensor abrange.

Baseado nesta informação surgiu a idéia de se utilizar imagens digitais geradas nestes modelos de digitalizadores para se calcular a curva característica de filmes radiológicos.

A rotina desenvolvida funciona a partir da imagem digital de um filme previamente sensitometrizado pelo *Dual-Flashing, Dual-Color Sensitometer*. Nesta imagem é aplicada uma técnica de processamento, onde são identificadas as variações de intensidade existentes na escala produzidas pelo densitômetro. Essas variações estão indicadas por pequenas linhas que ficam ao lado de cada região. Uma vez identificada a região, é calculada a média dos pixels de uma região de aproximadamente 1cm² (a quantidade de *pixels* utilizados nesta média varia de acordo com a resolução que foi utilizada na digitalização da imagem). Entretanto,

⁷ www.cemarking.net

para que o algoritmo funcione, é necessário que a região da escala seja recortada da imagem e arranjada como é ilustrado na Figura 5.6.

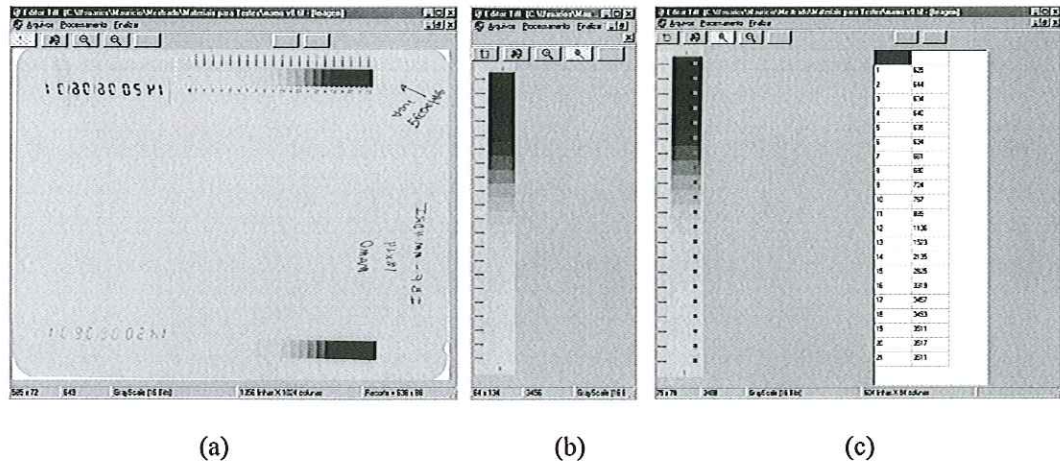


Figura 5.6 – (a) Imagem Original (b) região da Escala Recortada e Arranjada (c) Densidade Óptica Calculada

Note que na Figura 5.6 (c) é apresentado o algoritmo desenvolvido em funcionamento: os *pixels* utilizados para o cálculo da DO são “pintados” de forma a se destacar e proporcionar um melhor controle do funcionamento do programa. Os valores das DOs são armazenados em uma tabela e apresentados ao usuário.

Uma vez obtidas as informações das densidades óticas, foi utilizado o programa computacional EXCEL da *Microsoft* para gerar as curvas características dos filmes obtidos em diferentes digitalizadores e poder assim compará-las às curvas obtidas nos aparelhos comerciais. A figura 5.7 apresenta a curva característica de um filme mamográfico IBF-MMHDMI gerada com a utilização da rotina apresentada.

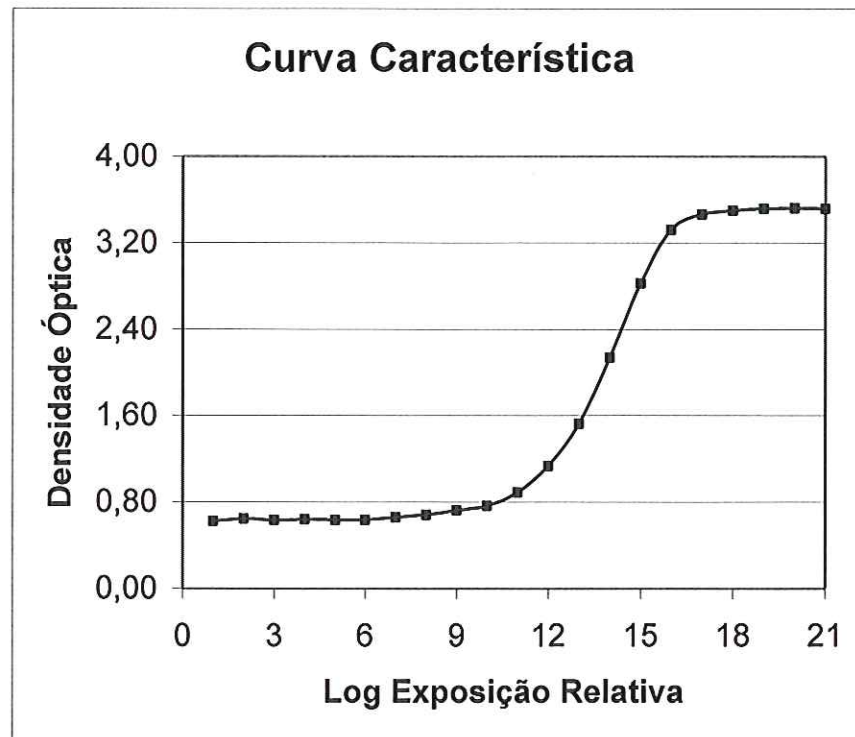


Figura 5.7 – Curva Característica de um filme mamográfico IBF-MMHDMI digitalizado em um Digitalizador Laser modelo Lumiscan 50

Uma vez implementada a rotina, tornou-se possível a realização de testes comparativos entre a resposta de diferentes equipamentos quando digitalizando uma mesma imagem. Para tal foram comparados três modelos diferentes de digitalizadores, todos dispondo de recursos para a digitalização de filmes radiográficos. Abaixo serão apresentados os modelos de digitalizadores utilizados e suas características:

- **Lumiscan 50** → Digitalizador a laser da *Lumisys* específico para digitalização de filmes radiográficos. Em termos de resolução espacial, converte filmes radiológicos em imagens digitais com 1024x1250 pixels, gerando em filmes mamográficos um tamanho de pixel de aproximadamente 0,150 mm. Em termos de resolução de contraste, é sensível a uma faixa que varia de 0 DO a 3.6 DO com uma sensibilidade de 0.001 DO, ou seja, a imagem digitalizada assume uma resolução de contraste com 3600 níveis de cinza ([LUMISYS_2000]);

- **Lumiscan 75** → Digitalizador a laser também da *Lumisys*, específico para filmes radiográficos. Em termos de resolução espacial, converte filmes radiológicos em imagens digitais com 4096x5000 pixels, gerando em filmes mamográficos um tamanho de pixel de aproximadamente 0,075 mm. Em termos de resolução de contraste é sensível a uma faixa que varia de 0 DO a 3.8 DO com uma sensibilidade de 0.001 DO, ou seja, a imagem digitalizada assume uma resolução de contraste com 3800 níveis de cinza ([LUMISYS_2000]);
- **PowerLook II** → Digitalizador óptico desenvolvido pela *Umax* que possui um adaptador para a digitalização de transparências, podendo ser empregado na digitalização de filmes mamográficos. Esse modelo digitaliza imagens com uma resolução de contraste de 10 bits (1024 níveis de cinza) e com uma resolução espacial de 600 dpi (pontos por polegada), gerando teoricamente um tamanho de pixel de aproximadamente 0,042 mm ([UTA_94]).

Realizou-se também um teste para apontar o erro relativo de cada digitalizador. Para isso digitalizou-se dez vezes um mesmo filme mamográfico sensitometrizado num mesmo digitalizador. Em seguida, foi utilizado o algoritmo desenvolvido para calcular a curva característica de cada um dele. Com isso, pode-se analisar a variação dos valores de *pixels* de uma mesma região para diferentes digitalizações, permitindo assim determinar qual a variação na precisão dos sensores do digitalizador. Esse teste foi realizado em cada um dos digitalizadores citados anteriormente.

5.3 Testes de Compressão

Digitalizados os mamogramas, um dos problemas é o armazenamento da imagem, uma vez que há a necessidade de digitalização com altas resoluções espaciais e de contraste devido ao tamanho diminuto das estruturas de interesse como as microcalcificações. Com isso o seu tamanho (em Mb) se torna muito grande. A título de ilustração, um mamograma digitalizado em um digitalizador

Lumiscan 75 com um tamanho de pixel de 0.1mm exige cerca de 20 Mb de memória para ser armazenado. Levando-se em conta que em um exame normal são obtidas 4 imagens mamográficas, chega-se à conclusão de que, para armazenar as imagens digitalizadas de um único exame são necessários 80 Mb.

Portanto, se o problema for expandido para um ambiente hospitalar onde são realizados vários exames diários tem-se uma dimensão do grande problema que se torna a necessidade de espaço para o armazenamento destas imagens.

Uma solução para o problema do espaço para armazenamento é a utilização de técnicas de compressão (como as abordadas no Capítulo 4). Entretanto essas técnicas não podem apresentar perdas de informação, pois caso ocorra o contrário, haverá um comprometimento na precisão do diagnóstico médico ([NETO_98]).

Para a realização deste trabalho foram estudadas e comparadas algumas técnicas de compressão sem perdas, além de se fazer combinações entre elas e analisar os resultados obtidos.

Tais técnicas foram aplicadas na compressão de um conjunto com 16 imagens mamográficas fornecidas pela Santa Casa de Misericórdia de São Carlos, todas as imagens possuem laudos assinados pelo radiologista responsável como sendo de mamas densas. Tais imagens foram digitalizadas em digitalizador Laser Lumiscan 50 com uma resolução de contraste de 12 bits por pixel e resolução espacial de 0,15 mm.

5.3.1 Decomposição em Planos de Bits (*bit-plane*)

Esta técnica, já apresentada na seção 4.1.2, utiliza-se da exploração de redundância interpixel e é baseada no conceito da decomposição de uma imagem em níveis de cinza em uma série de imagens binárias. Uma vez feita a decomposição, as imagens obtidas são submetidas a técnicas de compressão específicas para imagens binárias (aqui utilizaremos a codificação RLE Unidimensional). A Figura 6.1 apresenta um exemplo onde se pode ter uma idéia de como é feita a decomposição em plano de bits; nota-se que a imagem original composta por 4 *pixels* tendo 4 bits cada um foi decomposta em outras 4 imagens (planos de bits) também com 4 *pixels* cada, só que agora contendo um único bit.

No exemplo dado na Figura 6.1, os bits mais significativos de cada *pixel* irão formar o plano de bits 1 e assim sucessivamente.

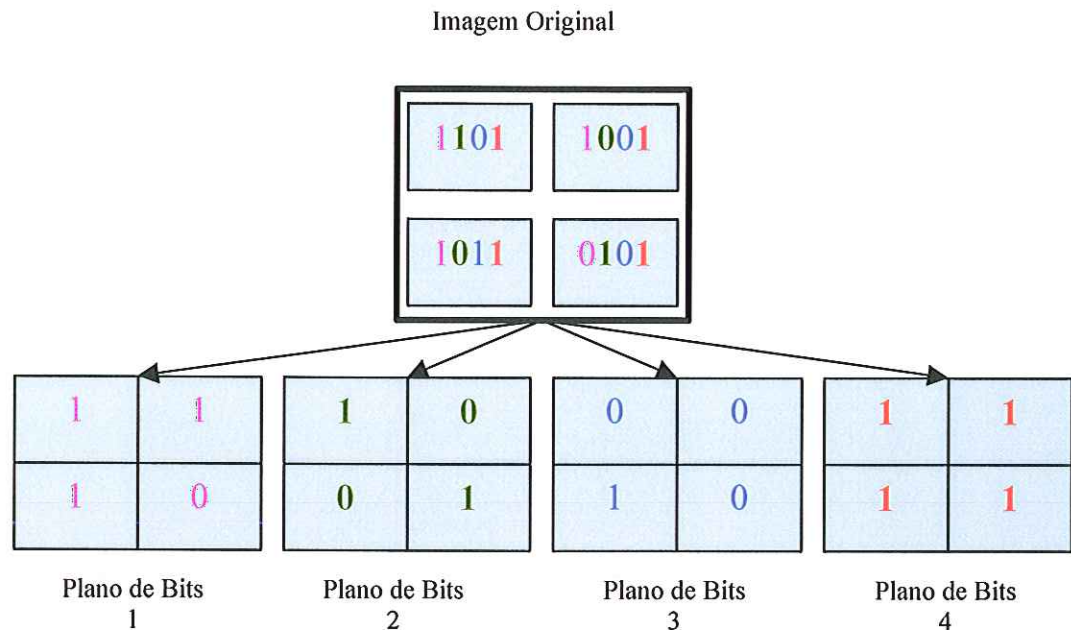


Figura 5.8 – Exemplo da decomposição de uma figura em planos de bits

Com base neste princípio, foi desenvolvido um algoritmo para a decomposição de imagens digitalizadas com 12 bits de níveis de cinza em 12 planos de bits. Os bits mais significativos de cada imagem irão formar o plano de bits 1, os segundos mais significativos irão formar o plano de bits 2 e assim sucessivamente até se formar o plano de bits 12 que é composto pelos bits menos significativos de cada pixel. A Figura 6.2 apresenta a tela da rotina desenvolvida com uma imagem mamográfica decomposta em plano de bits. Na figura é apresentada a imagem original juntamente com os seus planos de bits.

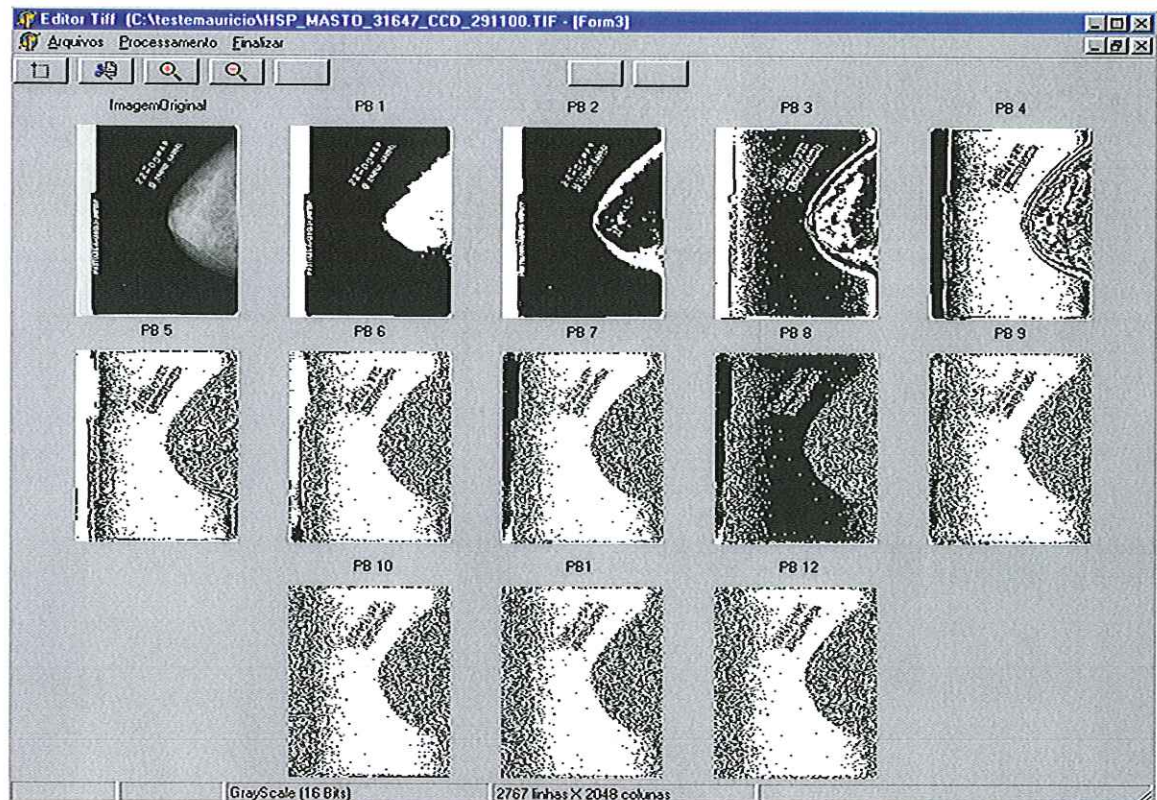


Figura 5.9 – Tela da Rotina que realiza a decomposição de Imagens mamográficas em planos de bits

Uma vez decomposta a imagem, seus planos de bits foram submetidos à codificação RLE (*Run Length Encoding*) Unidimensional, que consiste em codificar cada grupo de 0's e 1's adjacentes encontrados em uma varredura, da esquerda para a direita, através de seu comprimento (maiores detalhes vide seção 4.1.2.2).

5.3.2 Codificação por Huffman

Como apresentado anteriormente, a técnica desenvolvida por Huffman ([HUFFMAN 52]) que por sinal leva seu nome, consiste na codificação individual de cada símbolo fonte, de modo a fornecer o menor número de bits possível para representar os *pixels* que possuem as maiores probabilidades de ocorrência na imagem.

O algoritmo implementado monta previamente uma tabela com todos os símbolos existentes numa imagem digitalizada com 12 bits de níveis de cinza (4096

símbolos), e em seguida realiza os passos descritos na seção 4.1.1.1 necessários para a implementação da técnica de Huffman.

A figura 6.3 apresenta a tela do programa computacional desenvolvido em funcionamento.

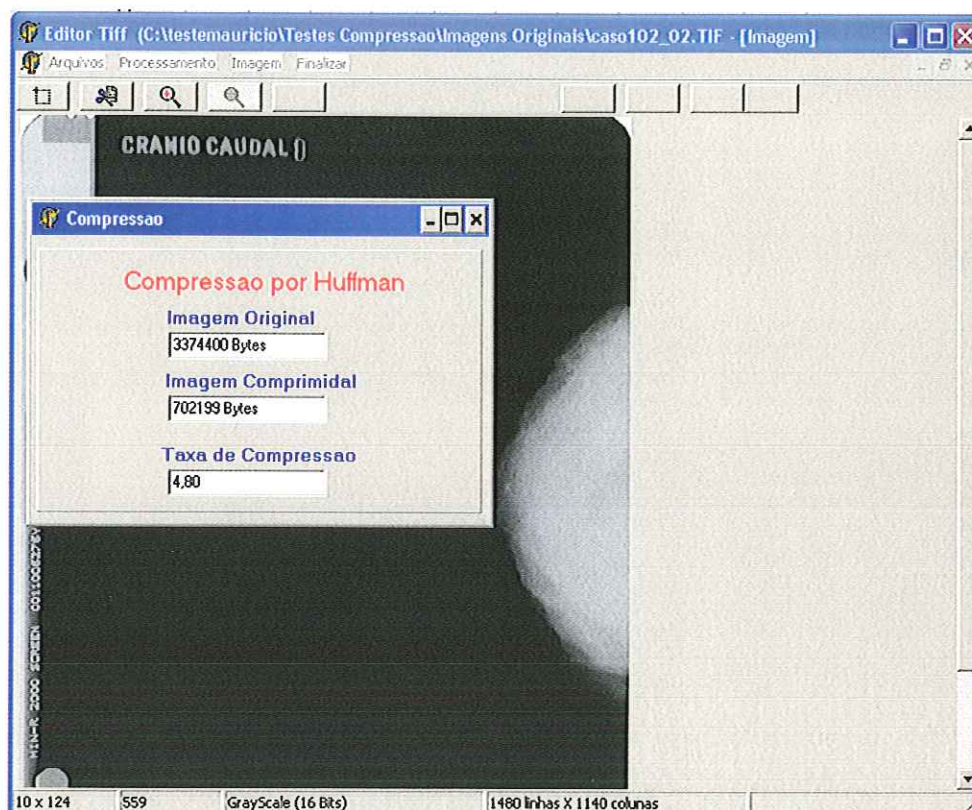


Figura 5.10 – Tela da rotina que realiza a compressão por Huffman

Na Figura 5.10, a rotina desenvolvida informa o tamanho original da imagem, o tamanho comprimido e a taxa de compressão obtida.

5.3.3 Codificação Preditiva

Podemos afirmar que numa imagem há redundância de informação entre os *pixels* vizinhos e, conseqüentemente, o valor de cada *pixel* pode ser predito por sua vizinhança. A codificação preditiva visa eliminar a redundância interpixel presente na informação original, codificando somente a diferença ou resíduo entre o valor do *pixel* original e o valor predito para este.

Como visto na seção 4.1.3, a técnica de predição se utiliza de uma função preditora denominada f_n . Para a realização deste trabalho, foram utilizadas as funções de predição do padrão JPEG sem perdas, que podem ser vistas na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – (a) Representação de um pixel $P_{x,y}$ e sua vizinhança (b) Funções de predição do padrão JPEG sem perdas.

$P_{x-2,y-2}$	$P_{x-2,y-1}$	$P_{x-2,y}$
$P_{x-2,y-1}$	$P_{x-1,y-1}$	$P_{x-1,y}$
$P_{x,y-2}$	$P_{x,y-1}$	$P_{x,y}$

(a)

Função (f)	Preditor
1	$P_{x,y-1}$
2	$P_{x-1,y}$
3	$P_{x-1,y-1}$
4	$P_{x,y-1} + P_{x-1,y} - P_{x-1,y-1}$
5	$P_{x,y-1} + (P_{x-1,y} - P_{x-1,y-1})/2$
6	$P_{x-1,y} + (P_{x,y-1} - P_{x-1,y-1})/2$
7	$(P_{x,y-1} + P_{x-1,y})/2$

(b)

Com a intenção de comprovar a eficiência da técnica de codificação preditiva, foram realizados testes onde foram comparadas as taxas de compressão obtidas por cada uma das técnicas apresentadas no Capítulo 4 quando aplicadas às imagens originais e depois às mesmas imagens só que desta vez submetidas a uma função preditiva. Além das técnicas já citadas, também foi utilizado um *software* comercial - nestes testes foi utilizado o software WINZIP versão 8.0.

Foi implementada uma rotina para gerar a predição da imagem utilizando cada uma das 7 funções de predição apresentadas na Tabela 5.1 (b). Esta rotina foi implementada no programa **ProjRecMama**, o que permitiu gravar a imagem obtida através da predição no mesmo formato da imagem original (nos testes realizados foi utilizado o formato TIFF).

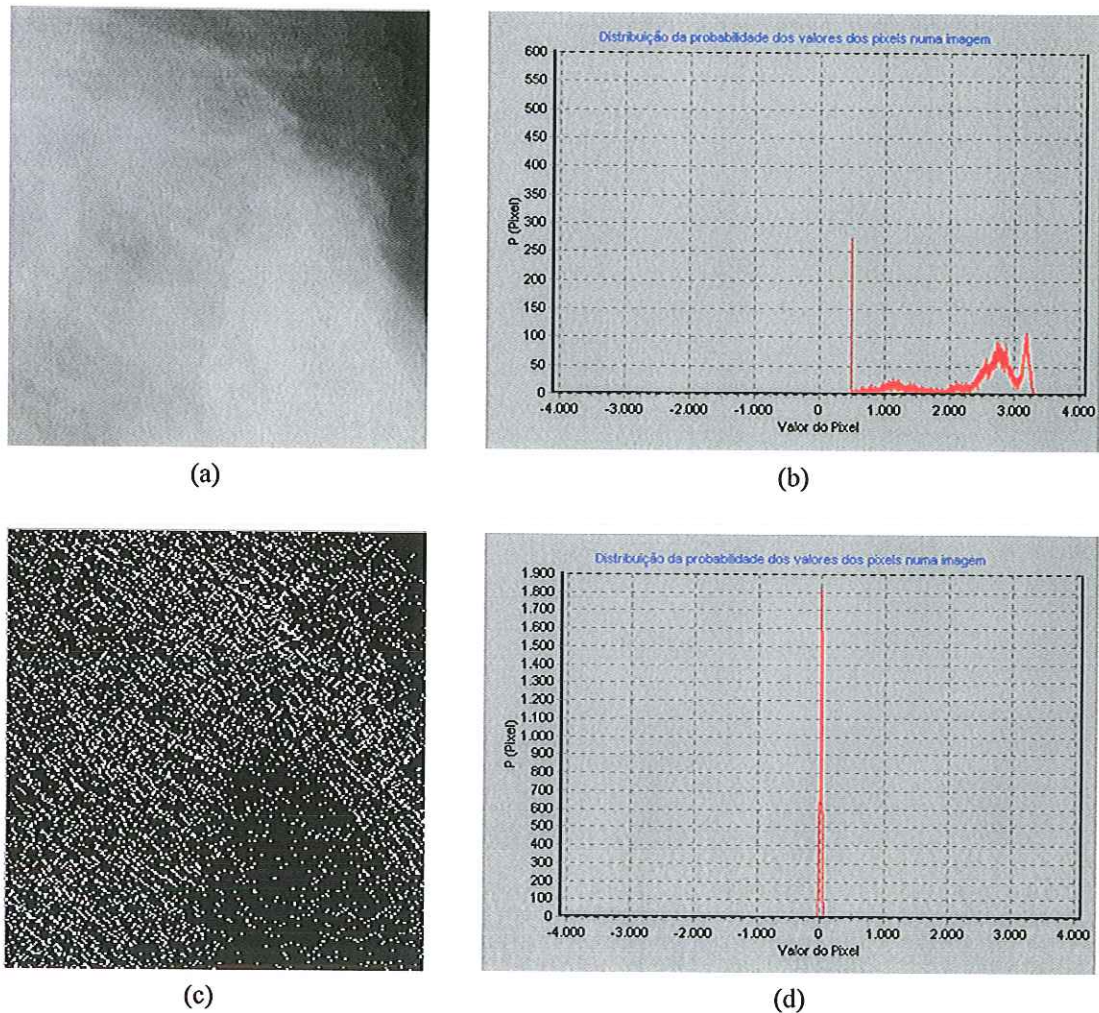


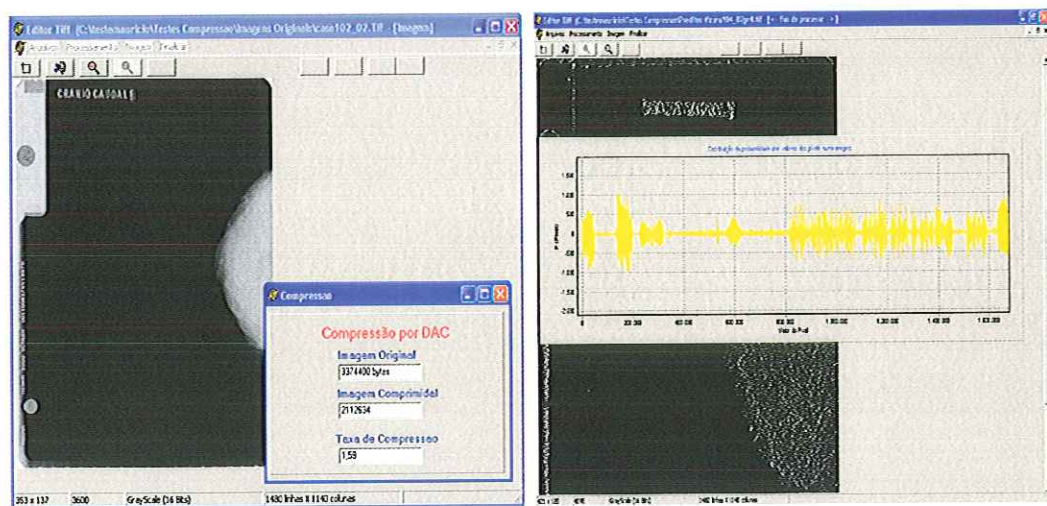
Figura 5.11 – (a) Imagem Original (b) Histograma da imagem original (c) Predição da Imagem Original (d) Histograma da Predição

Na Figura 5.11 são apresentados resultados obtidos com a rotina desenvolvida. A Figura 5.11 (a) apresenta a imagem original e a Figura 5.11 (b) o seu histograma ou a distribuição da probabilidade dos seus valores de pixel. A Figura 5.11 (c) apresenta a imagem gerada a partir dos resíduos obtidos na predição da imagem 5.11 (a) e a Figura 5.11 (d) o seu histograma.

5.3.4 Técnica DAC (Dados com Compressão)

A técnica de compressão proposta por J.M. Martins em ([MARTINS 95]) utiliza-se do uso de “palavras” de comprimento variável, isto é, armazena-se somente o número de bits que realmente retém a informação, havendo assim uma grande redução no espaço utilizado para guardar esses dados. No entanto, pelo fato do computador trabalhar com palavras de tamanhos fixos, tornou-se necessária a criação de TAGs, que são colocadas no início de cada registro, para informar o número de bits (b) de cada “palavra” e o número de palavras contidas nesse registro (n) (maiores detalhes desta técnica são encontrados na seção 4.1.1.4).

Com base nos princípios definidos por J.M. Martins, foi implementado no **ProjRecMama** um algoritmo que realiza uma análise do sinal da imagem mamográfica e compara o ganho e perda da taxa de compressão de acordo com as variações do sinal percorrido, permitindo assim uma melhor tomada de decisão para a inserção ou não de uma nova TAG. Também foi desenvolvida uma rotina para gerar um gráfico que representa o sinal da imagem mamográfica. A figura 5.12 traz um exemplo desta implementação.



(a) (b)
 Figura 5.12 – Exemplo das rotinas implementadas para análise da Técnica DAC: (a) Utilização da técnica DAC (b) Geração do sinal de uma imagem

Na figura 5.12-(a), assim como na rotina implementada para a técnica de compressão por Huffman, o programa apresenta uma tela onde são apresentadas as informações com os tamanhos da imagem original, comprimida e a taxa de

compressão obtida. Já na figura 5.12-(b) foi gerado o sinal de uma imagem gerada através da aplicação de uma função preditiva em uma imagem mamográfica; esta rotina foi implementada com a finalidade única de se analisar o sinal de imagens mamográficas e a viabilidade da técnica DAC. Para a geração deste sinal foi varrida toda a matriz com as informações da imagem, sendo que para cada novo *pixel* era incrementada uma posição no eixo x e o valor do eixo y era dado pelo valor do *pixel* em questão; com isso tem-se uma idéia da quantidade de bits que seriam necessários para armazenar cada *pixel* da imagem.

5.3.5 Codificação LZW.

Como visto na seção 4.1.1.3, em 1984 Terry Welch ([WELCH 84]) desenvolveu o que seria, segundo Ogê Marques *et al*/em ([MARQUES_FILHO 99]) o "**algoritmo universal de codificação**" popularmente conhecido como **LZW**. Na verdade, o que Terry Welch fez foi introduzir uma alteração no trabalho produzido em 1977 por J. Ziv & A. Lempel ([ZIV 77]). A grande vantagem do LZW é o fato dele não requerer as estatísticas da fonte para realizar a codificação, como é o caso das técnicas de Huffman e Shannon Fanno, tão pouco realizar uma análise prévia do sinal da imagem como na técnica DAC e nem se restringe a imagens binárias como é o caso da técnica RLE.

O que o LZW faz é percorrer os dados em questão construindo um dicionário de dados e, de acordo com suas condições e o auxílio deste dicionário, vai codificando tais dados (detalhes desta técnica, juntamente com o algoritmo de compressão e descompressão LZW podem ser vistos na seção 4.1.1.3 deste trabalho).

Baseado no algoritmo apresentado na Figura 4.4 foi implementada no **ProjRecMama** uma rotina que realiza a compressão LZW, de forma a codificar *byte* a *byte* e não *pixel* a *pixel* como vinha sendo feito com as outras técnicas. Se fosse feito *pixel* a *pixel*, o dicionário de entradas ficaria muito grande (lembrando que nossos *pixels* possuem 12 bits cada), o que a tornaria inviável.

A rotina pede que seja determinado o arquivo a ser comprimido e em seguida gera um outro arquivo com o mesmo nome só que com a extensão **.BAK** este já contendo as informações na forma compacta.

5.4 Testes do Efeito de Resolução Espacial e de Contraste no Processamento de Imagens Mamográficas.

É bem reconhecido que as características das imagens digitais utilizadas por um esquema de processamento podem afetar de modo significativo o seu desempenho ([NISHIKAWA_94]). Baseado neste problema foram realizados testes para avaliar o efeito que a digitalização de imagens mamográficas com diferentes resoluções espaciais e de contraste exercem sobre o desempenho de um esquema de processamento e, ao final, apontar qual a configuração mais adequada para a digitalização desse tipo de imagem.

Neste trabalho foram utilizados para os testes dois esquemas de processamento desenvolvidos pelo grupo, um deles por F.L.S.Nunes ([NUNES_2001]) e o outro por C.E.Goes ([GOES_2001]).

A configuração do esquema de F.L.S.Nunes em ([NUNES_2001]) está apresentada na Figura 5.13.

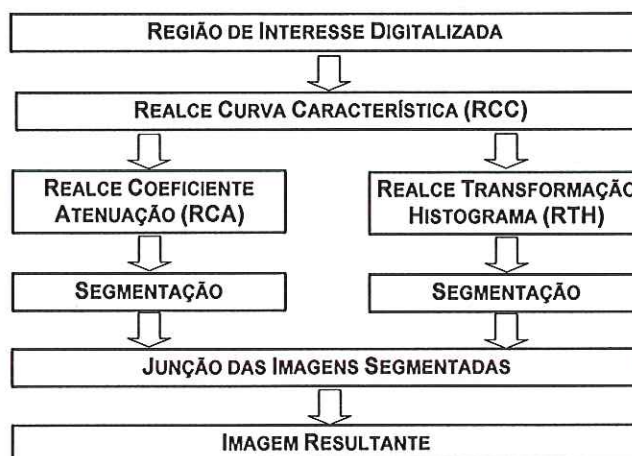


Figura 5.13 – Diagrama esquemático da configuração utilizada no esquema de processamento desenvolvido por F.L.S.Nunes ([NUNES 2001])

As técnicas de realce utilizadas no esquema da Figura 5.13 executam resumidamente as seguintes tarefas:

- **Realce a partir da curva característica (RCC)** – executa o realce na imagem a partir da linearização da parte final do histograma, correspondente à parte inicial da curva característica do filme que, na

prática, condensa as densidades ópticas relativas às áreas mais claras da imagem. A técnica constrói o histograma e faz a redistribuição dos níveis de cinza da sua parte final através de um *stretching* baseado na equação da reta.

- ***Realce a partir dos coeficientes de atenuação (RCA)*** – utiliza o coeficiente de atenuação linear dos materiais envolvidos na composição da mama para realçar as imagens mamográficas. A partir do cálculo da energia absorvida, faz a normalização dos níveis de intensidade e a redistribuição dos níveis de cinza na imagem.
- ***Realce através da transformação de níveis de cinza do histograma (RTH)*** – proposta por Raji et. Al (1998), executa uma transformação no histograma com o objetivo de realizar uma classificação ótima dos níveis de cinza a partir da sua divisão em classes.

As imagens submetidas à RCC foram realçadas pelas técnicas RCA e RTH e as imagens resultantes de cada uma delas foram segmentadas e, em seguida, agregadas através do procedimento denominado *Junção de Imagens*. Este procedimento soma os sinais resultantes da segmentação das imagens anteriores. Chegou-se a esta configuração porque alguns sinais foram identificados somente por uma dessas técnicas. Então, seria melhor somar o resultado da segmentação a fim de não perder nenhum sinal identificado ([NUNES_2001]).

Por sua vez, C. E. Góes *et al* desenvolveram uma técnica que resulta da soma dos sinais de interesse obtidos em outras três técnicas de processamento encontradas na literatura, são elas: Wallet ([WALLET_97]), Nappi ([NAPPI_99]) e Nishikawa ([NISHIKAWA_92]). O diagrama esquemático dessa técnica é apresentado na figura 5.14.

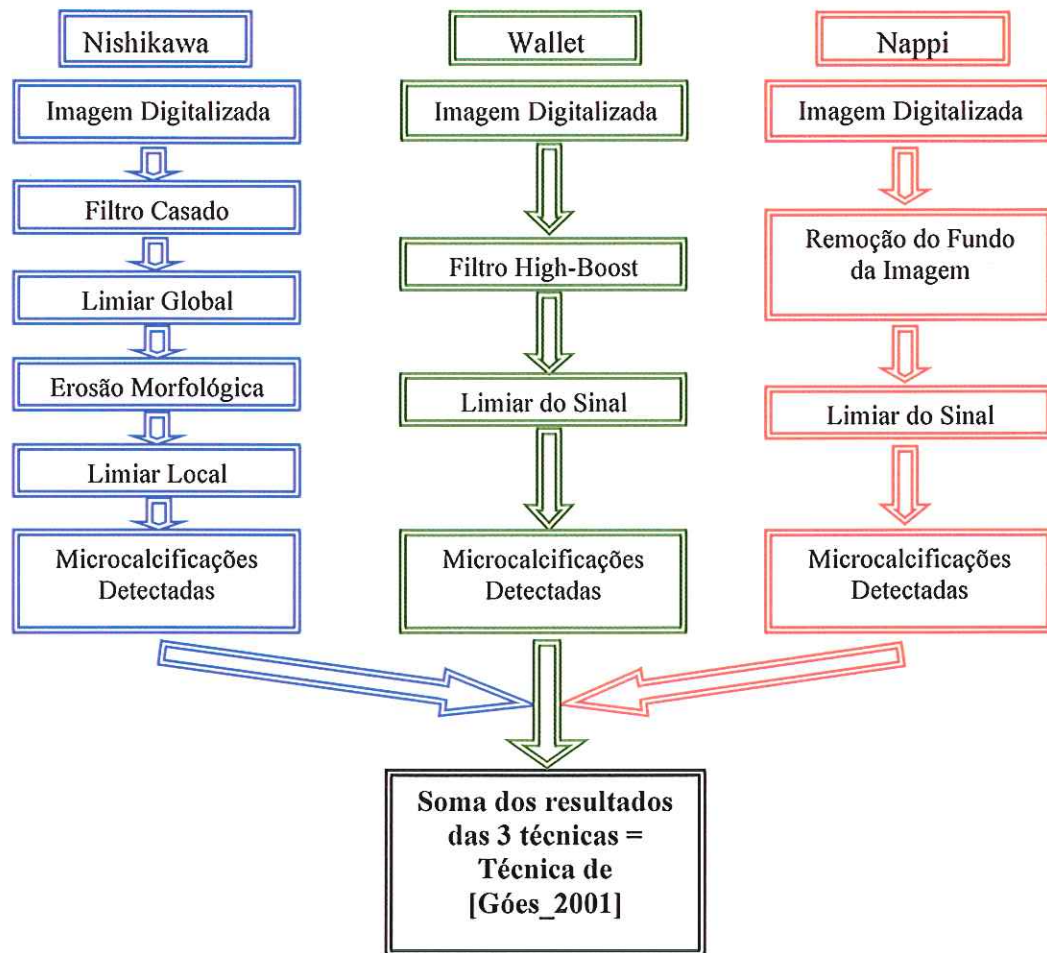


Figura 5.14 – Diagrama esquemático da configuração utilizada no esquema de processamento desenvolvido por C.E.Goés ([GOES 2001])

As técnicas citadas no parágrafo acima executam resumidamente as seguintes tarefas:

- **Nishikawa ([NISHIKAWA_92])** → aplica na imagem dois filtros (um de suavização e outro de realce) para realçar as microcalcificações. As imagens resultantes destes são submetidas a uma subtração, de modo que os sinais desejados sejam distinguidos do fundo do mamograma. Na imagem binária resultante é aplicada uma limiarização global de forma que permaneça realçada apenas uma percentagem de pixels pré-determinada. Então é executada uma Erosão Morfológica que elimina sinais com tamanho menor que 4 pixels. O último passo executa uma limiarização local com base na

média de intensidade e desvio-padrão calculados em uma região centrada em cada pixel da imagem. Somente os pixels que possuem valor de intensidade maior que o cálculo do desvio padrão permanecem na imagem.

- **Wallet ([WALLET_97])**→ tal técnica utiliza inicialmente o filtro 'High-Boost' para atenuar os sinais desejados na imagem. A limiarização do sinal é realizada calculando-se a média de intensidade dos pixels da região de interesse, subtraído da média de intensidade dos pixels pertencentes à vizinhança do sinal. Em seqüência, é calculado o desvio padrão da vizinhança do pixel e este valor é dividido pelo valor resultante anterior. Apenas 5% dos maiores valores dos pixels remanescentes permanecem na imagem final sendo estes classificados como sinais de interesse.
- **Nappi ([NAPPI_99])**→ nesta técnica, calcula-se um filtro mediano centrado em cada pixel e subtrai do seu respectivo *pixel* na imagem original, desta forma é feita a remoção do fundo da imagem. Para segmentação dos sinais é realizado uma média local e o desvio-padrão centrado em cada pixel. Somente os pixels na imagem que possuem valores maiores que o limiar local permanecem na imagem e são classificados como sinais de interesse.

Como representado na figura 5.14, ([GOES 2001]) aplica na imagem cada uma das técnicas citadas acima e em seguida soma os sinais de interesse captados em cada uma delas.

Para comparar o desempenho de tais técnicas, foram utilizados 3 *phantoms* mamográficos. A utilização de *phantoms* permite conhecer as estruturas presentes na imagem, bem como suas características, tipo das estruturas, suas posições e dimensões.

Um outro fator que contribuiu para a decisão de se testar imagens de *phantoms* foi o fato das imagens possuírem como características contraste muito baixo, simulando mamas densas. Os esquemas dos *phantoms* utilizados são mostrados nas Figuras 5.15 e 5.16.

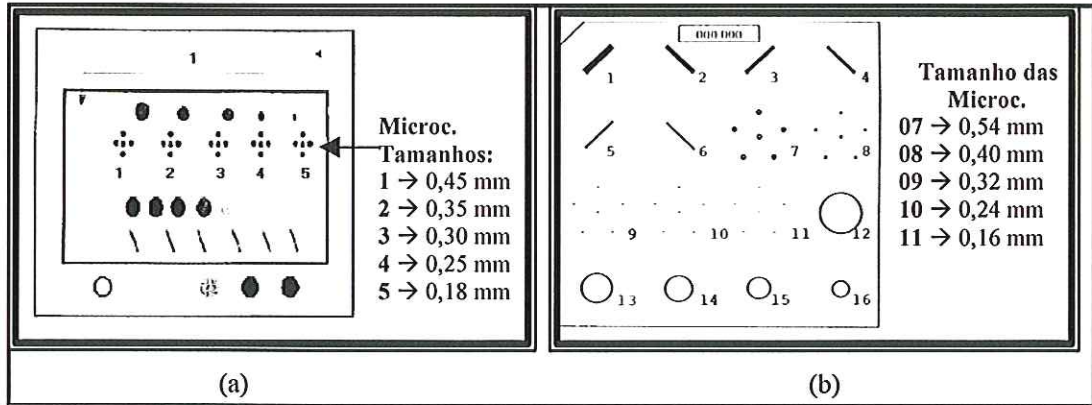


Figura 5.15 - 'Phantoms' Mama com especificação do tamanho das microcalcificações - (a) *Phantom* João Emilio (b) *Phantom* Victoreen modelo 156

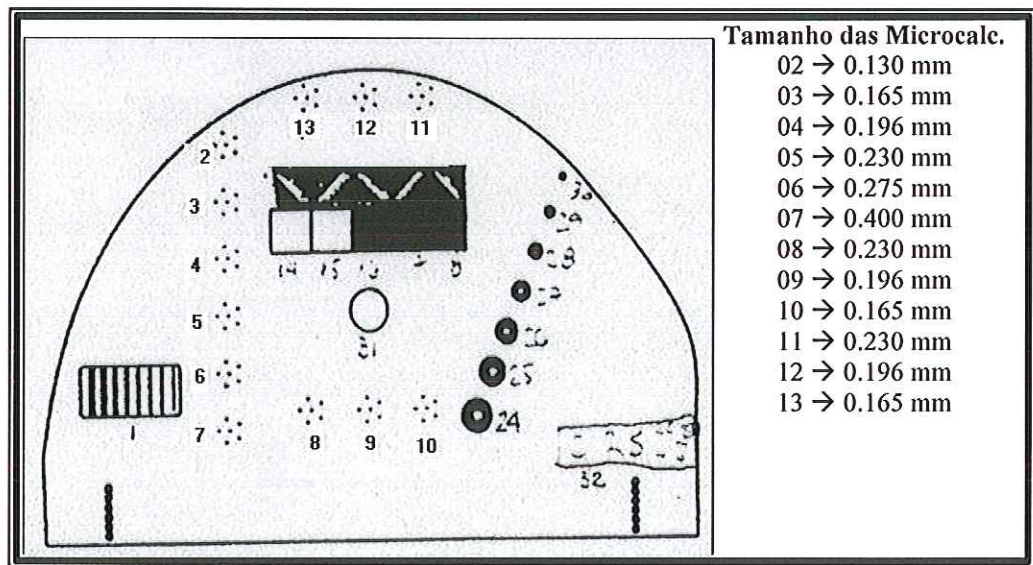


Figura 5.16 - '*Phantom*' Victoreen modelo 18-222 e o tamanho das suas microcalcificações

As imagens radiográficas dos *phantoms* utilizados, foram obtidas através com a utilização de um mamógrafo da *GE*, modelo *Senographe* 600T, tal aparelho possui um ponto focal de 0,3 mm e os valores de *Kvp* de *mas* utilizados foram respectivamente 28 e 97 sendo que o *mas* foi utilizado no seu modo automático.

Uma vez obtidas as imagens dos *phantoms*, estas foram digitalizadas por um digitalizador laser Lumiscan 75, formando três grupos: no **primeiro**, as imagens foram digitalizadas com resolução de contraste de 12bits e resolução espacial de 1024 *pixels* por linha (0,15mm); o **segundo** grupo também foi digitalizado com uma resolução de contraste de 12 bits só que com uma resolução espacial de 2048 *pixels* por linha (0,075 mm); no **terceiro** as imagens também foram digitalizadas com resolução espacial de 2048 *pixels* por linha (0,075 mm), entretanto a resolução de contraste foi de 8bits (256 diferentes níveis de cinza). Essa alteração na resolução de contraste em relação aos grupos um e dois decorre do interesse de analisar o efeito que tal variação exerce no desempenho das técnicas de processamento.

Em seguida, utilizou-se o **ProjRecMama** para realizar o recorte das regiões de interesse (agrupamento de microcalcificações) de cada uma das imagens, sendo que cada um destes recortes originou uma nova imagem. A única exceção foi o *phantom* 18-222 apresentado na Figura 5.16, onde a região de interesse recortada possuía todas as estruturas do *phantom*.

Feitos os recortes, estes foram submetidas às técnicas de processamento anteriormente citadas.

5.5 Armazenamento das Imagens Digitais

Para a escolha do melhor formato para armazenamento de imagens mamográficas digitais, serão apresentados os resultados dos testes realizados de forma a se definir: o melhor tipo de digitalizador, as melhores resoluções a se utilizar na digitalização e, por fim, a técnica que apresentar as maiores taxas de compressão para o tipo de imagem em questão. Tais resultados serão apresentados em uma tabela de forma a se confrontar com as características dos formatos gráficos mais comumente encontrados na literatura.

A escolha do formato será de acordo com suas características, ou seja, os formatos que permitirem armazenar imagens digitalizadas com resolução espacial e de contraste indicadas pelos testes como sendo as melhores, e comportar as técnicas que apresentarem – nos testes – as maiores taxas de compressão, certamente serão apontados por este trabalho como sendo os mais indicados para o

armazenamento de imagens digitais de mamas densas para processamento em esquemas CAD.

Capítulo 6 ***Resultados e Discussões***

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos nos testes realizados.

Como já apresentado no capítulo 5, os testes foram sub divididos em três áreas distintas, porém relacionadas entre si:

- Investigação das características dos digitalizadores e efeitos da digitalização de imagens mamográficas com diferentes resoluções espacial e de contraste no processamento destas imagens por esquemas CAD;
- Avaliação das taxas de compressão obtidas por diferentes técnicas de compressão sem perdas;
- Investigação das características de vários formatos gráficos de modo a definir o formato mais indicado para o armazenamento destas imagens;

6.1 Análise dos Digitalizadores e Resoluções Espacial e de Contraste

Para a análise do desempenho dos digitalizadores foi utilizada a rotina apresentada na seção 5.2, construída para gerar a curva HD de filmes radiográficos a partir de imagens obtidas em digitalizadores próprios para filmes.

Com a utilização do algoritmo para o levantamento das curvas H&D de filmes radiográficos digitais, obteve-se a densidade óptica (DO) de várias regiões de filmes diferentes e compararam-se estas com as DOs reais obtidas através da curva H&D fornecida pelo aparelho comercial utilizado. Desta forma tornou-se possível analisar se realmente as características apresentadas pelos fabricantes conferem com as respostas dos digitalizadores. A figura 6.1 apresenta os resultados obtidos em tal análise para 3 equipamentos testados.

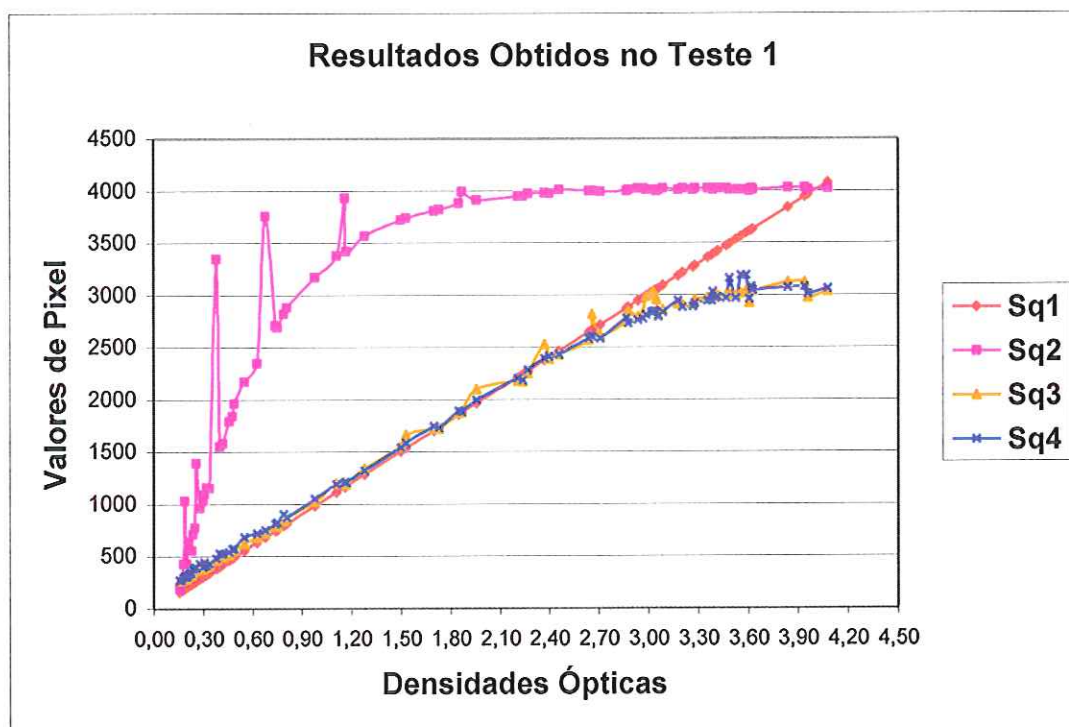


Figura 6.1 – Comparação do desempenho de três diferentes digitalizadores: **Sq1** → Valores de Pixels Ideais (segundo fabricante); **Sq2** → Resposta do digitalizador óptico PowerLookII; **Sq3** → Resposta do Digitalizador Laser Lumiscan 50; **Sq4** → Resposta do Digitalizador Laser Lumiscan 75

O Gráfico acima apresenta o valor dos pixels em relação as DOs das regiões em questão, comparando o desempenho de três diferentes digitalizadores. No eixo

x temos 82 diferentes valores de DOs obtidos de regiões de 6 diferentes filmes mamográficos (HRGB da Fuji, MMHDMI e RSV ambos da IBF, MinR M, e MinR 2000 e MXG plus, todos da Kodak). No eixo y temos os valores de pixels relacionados a cada DO. As legendas são descritas da seguinte forma: a **Sq1** apresenta os valores de pixels que seriam “ideais” ($DO * 1000$)⁸; a **Sq2** apresenta a resposta obtida pelos filmes digitalizados no *scanner* óptico PowerLook II; a **Sq3** apresenta a resposta obtida pelos filmes digitalizados no *scanner* laser Lumiscan 50; a **Sq4** apresenta a resposta obtida pelos filmes digitalizados no *scanner* laser Lumiscan 75.

Analisando-se o gráfico da Figura 6.1, pode ser feita uma análise do desempenho dos digitalizadores comparando as curvas obtidas em cada um (Sq2, Sq3 e Sq4) com a curva “ideal” (Sq1). Nota-se que o pior resultado é creditado ao digitalizador óptico, pois a curva obtida na imagem digitalizada por ele é a que se apresenta mais deslocada em relação à curva Sq1. Isso indica que ao digitalizar regiões do filme com baixas DO – como é o caso das regiões de interesse em imagens mamográficas de mamas densas – o valor associado ao pixel por esse aparelho não será real, pois haverá um escurecimento da região. No caso do digitalizador laser Lumiscan 50, embora exista, o deslocamento é menor.

O melhor resultado apresentado entre os 3 foi obtido pelo digitalizador Lumiscan 75. Sua curva é a que mais se aproxima de Sq1 de forma coesa, embora apresente um distanciamento nas altas DOs. Isso assume uma importância menor para o objetivo deste trabalho, uma vez que, no caso dos mamogramas de mamas densas, altas DOs estão associadas ao fundo do filme e não à região típica de interesse clínico (mama propriamente dita).

Um detalhe a ser considerado é o fato dos digitalizadores apresentarem saturamento para altas DOs: como o Lumiscan 50 é sensível a uma DO máxima de 3,6, seus sensores começam a saturar em densidades óticas próximas a esse valor. O Lumiscan 75 embora seja sensível a uma DO máxima de 3,8 apresenta uma saturação em torno de 3,0. Entretanto, como dito no parágrafo anterior, DOs superiores a 3,0 estão associadas ao fundo do filme e não à região da mama.

Um fato curioso ocorre no digitalizador da Umax, pois o programa que controla sua operação (*Adobe Photoshop 6.0*) captura as informações dos pixels e

⁸ Dados apontados pelos fabricantes dos digitalizadores

realiza uma técnica de processamento (não informada pelo fabricante) de modo que os pixels da imagem passam a variar entre uma faixa de 0 a 65535 diferentes tons de cinza. Para que a obtenção da curva característica do digitalizador se tornasse possível, foi realizada uma interpolação através de uma regra de três simples de modo a converter a imagem que é fornecida com 65535 tons de cinza para 4095 tons de cinza. Uma vez que não é conhecida a técnica de processamento utilizada pelo fabricante, torna-se falho fazer qualquer análise do saturamento apresentado por este aparelho.

Também foi realizado um segundo teste que consistiu em obter o erro relativo de cada um dos digitalizadores, ou seja, comparar a resposta dos aparelhos quando submetidos a várias digitalizações de uma mesma região da imagem. Teoricamente a resposta do aparelho deveria ser a mesma para qualquer quantidade de digitalizações realizadas, entretanto na prática não é o que ocorre. Para comprovar tal fato, digitalizou-se dez vezes uma mesma imagem⁹, obtendo-se assim dez arquivos diferentes. Em seguida foram calculadas e comparadas as curvas H&D para cada uma das digitalizações obtidas. A Figura 6.2 apresenta o filme utilizado.

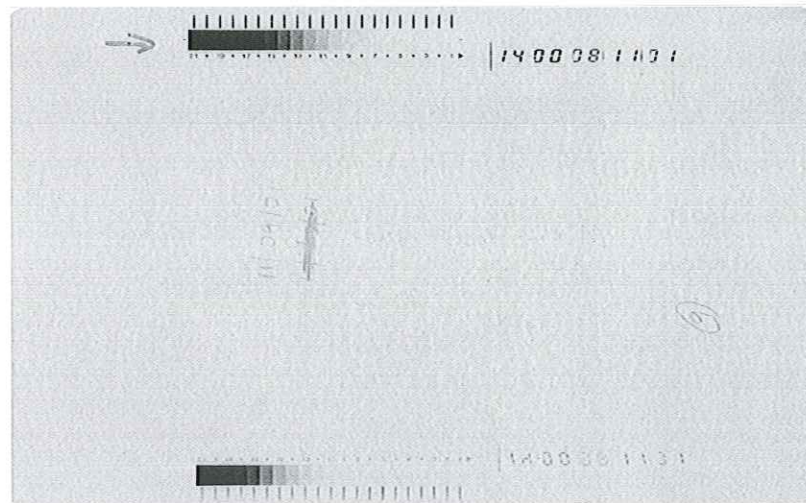


Figura 6.2 – Filme utilizado para calcular o erro dos Digitalizadores

Note-se que a seta aponta a região analisada, constituída de 21 diferentes regiões. Como o algoritmo utilizado calcula a média dos *pixels* de cada região, as tabelas 6.1, 6.2 e 6.3 apresentam os resultados obtidos sub-divididos entre as vinte e uma regiões.

⁹ Neste teste foi utilizado um filme mamográfico Kodak MinR 2000 previamente sensitometrizado.



O Cálculo do erro é dado pela seguinte fórmula:

$$\left(\frac{\text{MAIOR}(\text{MÉDIA}(\text{amostras}) - \text{MÍNIMO}(\text{amostras}); \text{MÁXIMO}(\text{amostras}) - \text{MÉDIA}(\text{amostras}))}{\text{MÉDIA}(\text{amostras})} \right) * 100$$

A fórmula acima pode ser melhor entendida com o algoritmo descrito abaixo:

- 1 → Média = média da amostra;
- 2 → Maior = maior valor da amostra; Menor = menor valor da amostra;
- 3 → Maior Diferença = Maior valor entre (Média – Menor) e (Maior – Média)
- 4 → Erro Médio Relativo = (Maior Diferença / Média) x 100;

Tabela 6.1 Erro Médio do Digitalizador Laser Lumiscan 75

Digitalizador Laser Lumiscan 75												
	Img1	Img2	Img3	Img4	Img5	Img6	Img7	Img8	Img9	Img10	D.P	E.Dig
Reg.01	337	339	337	338	337	337	337	337	337	337	0,67	0,50
Reg.02	339	338	339	339	339	339	339	339	339	339	0,32	0,27
Reg.03	338	338	338	337	339	339	338	339	339	338	0,67	0,38
Reg.04	340	340	340	340	340	340	340	340	340	340	0,00	0,00
Reg.05	342	342	342	342	342	342	342	342	342	342	0,00	0,00
Reg.06	347	346	347	348	348	348	348	348	348	347	0,71	0,43
Reg.07	355	355	355	354	355	355	355	355	355	355	0,32	0,25
Reg.08	376	376	376	374	375	375	376	375	375	376	0,70	0,37
Reg.09	424	424	424	423	424	424	423	424	424	424	0,42	0,19
Reg.10	521	522	521	515	521	521	522	521	521	521	2,01	1,08
Reg.11	717	720	717	706	717	717	719	717	717	717	3,81	1,45
Reg.12	1046	1051	1046	1028	1048	1048	1051	1048	1048	1046	6,58	1,72
Reg.13	1538	1546	1538	1513	1543	1543	1550	1543	1543	1538	10,06	1,72
Reg.14	2282	2289	2282	2252	2288	2288	2292	2288	2288	2282	11,45	1,36
Reg.15	2763	2766	2763	2743	2767	2767	2769	2767	2767	2763	7,50	0,74
Reg.16	2969	2965	2969	2957	2971	2971	2968	2971	2971	2969	4,33	0,37
Reg.17	3015	3012	3015	3007	3017	3017	3015	3017	3017	3015	3,13	0,26
Reg.18	3045	3042	3045	3037	3051	3051	3050	3051	3051	3045	4,83	0,32
Reg.19	3070	3065	3070	3059	3076	3076	3073	3076	3076	3070	5,65	0,39
Reg.20	3076	3071	3076	3066	3082	3082	3078	3082	3082	3076	5,38	0,36
Reg.21	3052	3048	3052	3042	3061	3061	3057	3061	3061	3052	6,60	0,42
Erro Médio Relativo →												0,60

D.P. → Desvio Padrão da Amostra E.Dig. → Erro Relativo da Região

Tabela 6.2 Erro Médio do Digitalizador Laser Lumiscan 50

Digitalizador Laser Lumiscan 50												
	Img1	Img2	Img3	Img4	Img5	Img6	Img7	Img8	Img9	Img10	D.P	E.Dig
Reg.01	564	569	571	580	578	576	574	575	570	571	4,73	1,54
Reg.02	567	571	573	581	579	577	576	575	571	571	4,28	1,24
Reg.03	567	572	574	581	578	578	575	576	569	572	4,32	1,25
Reg.04	569	573	577	582	580	579	576	576	572	573	4,00	1,16
Reg.05	571	578	582	584	582	582	580	581	575	577	3,97	1,42
Reg.06	581	584	588	591	591	589	589	589	586	587	3,14	1,11
Reg.07	592	599	600	601	600	599	598	599	594	596	2,90	0,97
Reg.08	624	632	634	636	635	634	633	634	629	631	3,52	1,30
Reg.09	698	707	709	711	709	709	708	709	704	707	3,70	1,29
Reg.10	852	858	858	861	861	858	856	859	854	853	3,16	0,58
Reg.11	1148	1152	1151	1152	1155	1148	1146	1147	1142	1143	4,14	0,57
Reg.12	1619	1640	1637	1637	1639	1634	1626	1634	1624	1623	7,57	0,75
Reg.13	2317	2340	2334	2334	2343	2333	2325	2334	2324	2322	8,28	0,58
Reg.14	3027	3076	3081	3082	3076	3084	3068	3086	3067	3065	17,20	1,44
Reg.15	3316	3398	3410	3410	3392	3421	3395	3423	3393	3390	30,18	2,32
Reg.16	3377	3469	3483	3483	3461	3497	3468	3498	3466	3464	34,19	2,58
Reg.17	3389	3483	3498	3497	3475	3512	3481	3513	3479	3477	35,04	2,63
Reg.18	3396	3492	3507	3507	3484	3521	3490	3522	3488	3486	35,67	2,67
Reg.19	3401	3498	3513	3512	3489	3527	3496	3528	3494	3492	35,93	2,69
Reg.20	3402	3499	3514	3513	3490	3528	3497	3530	3495	3493	36,03	2,69
Reg.21	3377	3469	3481	3484	3464	3501	3468	3497	3473	3469	34,44	2,63
Erro Médio Relativo →												1,59

D.P. → Desvio Padrão da Amostra E.Dig. → Erro Relativo da Região

Tabela 6.3 Erro Médio do Digitalizador Óptico PowerLook II

Digitalizador Óptico PowerLook II												
	Img1	Img2	Img3	Img4	Img5	Img6	Img7	Img8	Img9	Img10	D.P	E.Dig
Reg.01	381	486	417	483	412	435	412	486	351	483	48,49	19,24
Reg.02	393	499	425	496	425	447	426	499	363	498	49,21	18,81
Reg.03	399	501	425	494	431	451	430	499	369	498	46,89	17,95
Reg.04	402	506	432	503	438	454	437	503	372	505	47,78	18,28
Reg.05	448	550	478	549	479	499	480	549	420	548	47,18	16,00
Reg.06	526	622	555	621	556	574	556	621	501	618	43,83	12,87
Reg.07	680	777	712	779	712	731	711	777	657	774	44,20	10,12
Reg.08	1030	1113	1056	1115	1054	1073	1055	1112	1004	1112	39,42	6,38
Reg.09	1713	1773	1730	1766	1734	1743	1731	1773	1696	1772	27,23	2,70
Reg.10	2571	2609	2585	2612	2583	2592	2581	2610	2562	2610	18,03	1,14
Reg.11	3345	3365	3353	3362	3350	3356	3350	3365	3340	3366	9,13	0,45
Reg.12	3766	3773	3767	3769	3767	3769	3767	3773	3763	3773	3,40	0,15
Reg.13	3927	3933	3928	3931	3929	3931	3927	3932	3926	3932	2,50	0,09
Reg.14	3991	3993	3992	3994	3991	3992	3991	3994	3989	3994	1,66	0,08
Reg.15	4012	4015	4013	4015	4012	4013	4012	4014	4011	4015	1,48	0,05
Reg.16	4019	4022	4020	4022	4019	4019	4018	4023	4018	4021	1,79	0,07
Reg.17	4022	4024	4023	4023	4022	4022	4020	4024	4024	4025	1,45	0,07
Reg.18	4023	4025	4022	4026	4022	4023	4021	4025	4024	4028	2,13	0,10
Reg.19	4024	4027	4024	4027	4025	4024	4023	4026	4026	4031	2,31	0,13
Reg.20	4023	4027	4026	4028	4025	4025	4024	4028	4023	4028	2,00	0,07
Reg.21	4012	4017	4014	4017	4013	4015	4012	4016	4011	4018	2,46	0,09
Erro Médio Relativo →												5,94

D.P. → Desvio Padrão da Amostra E.Dig. → Erro Relativo da Região

Mais uma vez, entre os três o digitalizador a Laser Lumiscan 75 foi o que apresentou os melhores resultados e o digitalizador Óptico PowerLook II os piores. Um agravante dos resultados apontados pelo digitalizador óptico foi o fato das regiões com as DOs mais baixas influenciarem no aumento do erro do digitalizador, ou seja, a confiabilidade da digitalização da imagem mamográfica propriamente dita e não o seu fundo é a mais comprometida.

As técnicas apresentadas podem e devem continuar sendo aplicadas nestes aparelhos com uma certa regularidade, a fim de se estabelecer um controle de qualidade para tais equipamentos.

6.2 Testes de Compressão

Todas as técnicas de compressão analisadas foram aplicadas nas imagens de forma independente e também em conjunto com as técnicas de predição. Embora dentre as técnicas apresentadas na revisão bibliográfica a única que se utiliza da técnica de predição aliada a outras técnicas de compressão seja a JPEG sem perdas, a utilização de técnicas preditivas melhorou o desempenho de todas as técnicas de compressão aqui estudadas. Os resultados apresentados a seguir serão dispostos em tabelas onde serão comparados os resultados obtidos pela simples aplicação da técnica e com a utilização de cada uma das 7 funções preditivas usadas neste trabalho.

A primeira a ser apresentada será a técnica de Huffman, lembrando somente que a aplicação de Huffman em imagens codificadas por funções preditivas caracteriza a técnica de compressão JPEG sem perdas.

A tabela 6.4 apresenta as taxas de compressão obtidas nos testes. Nela pode-se notar que o desempenho da técnica JPEG utilizando a 4ª função preditiva é a que apresentou melhores resultados para todas as imagens analisadas, chegando a uma taxa de compressão de 7,36 contra 4,81 obtida pela técnica de Huffman.

Tabela 6.4 – Taxas de Compressão Obtidas com a técnica de Huffman e com Huffman + funções Preditivas (JPEG)

Taxas de Compressões obtidas com a técnica de Huffman e com Huffman + funções Preditivas (JPEG)									
Imagens	Tam. Original	Comp. (Img. Orig.)	Compressão das imagens preditivas + Huffman para cada uma das Funções Preditivas						
			F(1)	F(2)	F(3)	F(4)	F(5)	F(6)	F(7)
caso 100_01	3383520	4,07	5,64	5,66	5,66	6,24	5,97	5,99	5,74
caso 102_02	3374400	4,81	6,71	6,60	6,22	7,36	7,10	6,94	6,72
caso 103_03	3378960	3,03	4,53	4,53	4,25	5,05	4,86	4,82	4,66
caso 104_02	3378960	3,69	5,25	5,34	4,96	5,85	5,59	5,67	5,40
caso 105_02	3420000	3,57	5,18	5,27	4,90	5,78	5,52	5,59	5,33
caso 107_03	3340200	2,60	4,12	4,12	3,88	4,56	4,43	4,41	4,28
caso 108_04	3376680	3,88	5,56	5,64	5,24	6,16	5,92	5,95	5,69
caso 109_02	3383520	3,65	5,24	5,23	4,88	5,76	5,58	5,51	5,32
caso 111_02	3294600	3,34	5,00	5,02	4,67	5,46	5,30	5,27	5,12
caso 112_03	3374400	3,30	4,87	4,88	4,57	5,44	5,23	5,22	5,02
caso 113_03	3376680	3,00	4,44	4,38	4,13	4,92	4,77	4,69	4,54
caso 114_02	3378960	3,78	5,55	5,51	5,17	6,19	5,94	5,85	5,62
caso 86_338	3349320	3,26	4,96	4,92	4,62	5,51	5,30	5,24	5,06
caso 88_345	3385800	1,71	2,85	2,96	2,69	3,31	3,14	3,20	3,04
caso 96_01	2738176	3,36	4,96	4,90	4,63	5,40	5,27	5,20	5,06
caso 98_01	3337920	3,63	5,30	5,26	4,93	5,92	5,66	5,61	5,37
Media →		3,42	5,01	5,01	4,71	5,56	5,35	5,32	5,12

A seguir serão apresentadas as taxas obtidas com a técnica DAC também aliada às funções preditivas.

Tabela 6.5 – Taxas de Compressão Obtidas com a técnica DAC e com DAC + funções Preditivas

Taxas de Compressões obtidas com a técnica DAC									
Imagens	Tam. Original	Comp. (Img. Orig.)	Compressão das imagens preditivas + DAC para cada uma das Funções Preditivas						
			F(1)	F(2)	F(3)	F(4)	F(5)	F(6)	F(7)
caso 100_01	3383520	1,56	3,02	2,67	2,64	3,00	3,10	2,82	2,87
caso 102_02	3374400	1,60	3,53	3,12	3,09	3,42	3,54	3,26	3,32
caso 103_03	3378960	1,53	2,38	2,18	2,14	2,43	2,47	2,31	2,34
caso 104_02	3378960	1,56	2,80	2,55	2,51	2,80	2,87	2,70	2,73
caso 105_02	3420000	1,55	2,73	2,46	2,41	2,72	2,80	2,60	2,63
caso 107_03	3340200	1,51	2,14	2,00	1,95	2,17	2,23	2,12	2,14
caso 108_04	3376680	1,57	2,94	2,60	2,55	2,90	2,99	2,73	2,77
caso 109_02	3383520	1,56	2,77	2,52	2,47	2,75	2,83	2,63	2,68
caso 111_02	3294600	1,56	2,68	2,45	2,42	2,63	2,73	2,54	2,62
caso 112_03	3374400	1,53	2,53	2,34	2,28	2,57	2,62	2,47	2,49
caso 113_03	3376680	1,51	2,30	2,11	2,05	2,33	2,38	2,24	2,25
caso 114_02	3378960	1,56	2,88	2,61	2,57	2,90	2,96	2,76	2,79
caso 86_338	3349320	1,54	2,54	2,33	2,29	2,54	2,60	2,45	2,49
caso 88_345	3385800	1,36	1,49	1,41	1,34	1,54	1,56	1,50	1,50
caso 96_01	2738176	1,54	2,48	2,25	2,21	2,47	2,53	2,37	2,39
caso 98_01	3337920	1,55	2,77	2,46	2,41	2,77	2,84	2,60	2,63
Media →		1,54	2,62	2,38	2,33	2,62	2,69	2,51	2,54

A técnica DAC por si só alcançou baixas taxas de compressão, bem inferiores à divulgada por ([MARTINS 95]). Isto certamente se deve ao fato deste ter usado a técnica em imagens de Ressonância Magnética Computadorizada aplicadas à Transformada de Fourier. Entretanto tal hipótese, nos é completamente negada, pois se o fizéssemos estaríamos modificando a característica da técnica ser sem perda, passando ser classificada com uma técnica com perdas de informação, uma vez que a transformada inversa de Fourier apresenta perdas de informação na decodificação. Ainda sim, a junção da técnica com as funções preditivas melhorou o seu resultado em cerca de 75%, insuficiente, porém quando a comparamos com as taxas alcançadas pela técnica JPEG apresentada na Tabela 6.4.

A Tabela 6.6 apresenta as taxas de compressão obtidas nos testes com a técnica LZW. Mais uma vez, fizemos testes comparativos com a técnica por si só e aliada à funções preditivas.

Tabela 6.6 – Taxas de Compressão Obtidas com a técnica LZW e com LZW + funções Preditivas

Taxas de Compressões obtidas com a técnica LZW e com LZW + funções Preditivas									
Imagens	Tam. Original	Comp. (Img. Orig.)	Compressão das imagens preditivas + LZW para cada uma das Funções Preditivas						
			F(1)	F(2)	F(3)	F(4)	F(5)	F(6)	F(7)
caso 100_01	3383520	3,93	5,03	4,81	4,58	5,29	5,27	5,13	5,13
caso 102_02	3374400	4,86	6,74	6,29	5,99	7,00	7,03	6,68	6,68
caso 103_03	3378960	2,84	3,67	3,54	3,38	3,91	3,88	3,79	3,79
caso 104_02	3378960	3,59	4,58	4,45	4,22	4,87	4,82	4,75	4,75
caso 105_02	3420000	3,45	4,51	4,38	4,14	4,79	4,74	4,67	4,67
caso 107_03	3340200	2,35	3,20	3,10	2,95	3,38	3,38	3,31	3,31
caso 108_04	3376680	3,83	4,99	4,81	4,55	5,26	5,25	5,12	5,12
caso 109_02	3383520	3,38	4,51	4,34	4,11	4,72	4,73	4,58	4,58
caso 111_02	3294600	3,06	4,24	4,08	3,88	4,37	4,40	4,28	4,28
caso 112_03	3374400	3,07	4,06	3,90	3,71	4,33	4,30	4,20	4,20
caso 113_03	3376680	2,70	3,54	3,37	3,21	3,74	3,74	3,62	3,62
caso 114_02	3378960	3,78	4,97	4,72	4,48	5,28	5,26	5,06	5,06
caso 86_338	3349320	3,14	4,17	4,00	3,79	4,43	4,40	4,29	4,29
caso 88_345	3385800	1,49	2,06	2,01	1,88	2,22	2,20	2,18	2,18
caso 96_01	2738176	3,13	4,12	3,94	3,77	4,31	4,31	4,19	4,19
caso 98_01	3337920	3,54	4,63	4,40	4,19	4,94	4,89	4,72	4,72
Media →		3,26	4,31	4,13	3,93	4,55	4,54	4,41	4,41

A Tabela 6.7 apresenta as taxas obtidas com a técnica de compressão por decodificação em Plano de Bits, tendo sido a única técnica não aliada às funções preditivas, em função de dois motivos: com base nos princípios da técnica, as funções preditivas não trariam grandes ganhos à técnica *Bit Plane*; e o fracasso

inicial da técnica quando aplicada às imagens em questão (mesmo que a sua junção às funções preditivas pudessem apresentar algum ganho, certamente suas taxas não seriam comparadas às técnicas JPEG e LZW, por exemplo).

Tabela 6.7 – Taxas de Compressão Obtidas com a técnica por decomposição em Planos de Bits

Taxas de Compressões obtidas com a técnica por decomposição em Planos de Bits (<i>Bit Planes</i>)		
Imagens	Tam. Original	Comp. (Img. Orig.)
caso 100_01	3383520	1,06
caso 102_02	3374400	1,39
caso 103_03	3378960	0,78
caso 104_02	3378960	0,99
caso 105_02	3420000	0,96
caso 107_03	3340200	0,67
caso 108_04	3376680	1,08
caso 109_02	3383520	0,96
caso 111_02	3294600	0,89
caso 112_03	3374400	0,86
caso 113_03	3376680	0,74
caso 114_02	3378960	1,05
caso 86_338	3349320	0,88
caso 88_345	3385800	0,43
caso 96_01	2738176	0,87
caso 98_01	3337920	0,97
Media →		0,91

A taxa média obtida pela técnica é menor que 1, ou seja, se aplicada no conjunto de imagens, ao invés de compactá-las a técnica iria expandir o seu tamanho.

Juha Kivijärvi *et al* em ([KIVIJÄRVI_98]) apresentam em seus estudos outras duas técnicas de compressão sem perdas que utilizam técnicas preditivas para a eliminação da redundância interpixel. *Low Complexity Lossless Compression for Images (LOCO-I)*; *Context Based, Adaptive, Lossless Image Codec (CALIC)*. A elas são creditadas as melhores taxas obtidas nos testes realizados para imagens de mama: LOCO-I com uma taxa de 4,96 e a CALIC, a 4,87.

Um outro teste foi realizado com o intuito de se comprovar o bom desempenho da codificação preditiva aliada às técnicas de compressão. Consistiu em compactar o conjunto de imagens com um *software* comercial de compressão e,

em seguida, compactar o mesmo conjunto de imagens. Só que agora estas imagens não iriam conter mais suas informações originais e sim as informações previstas das imagens. O *Software* utilizado nos testes foi o Winzip V8.0. Os resultados são apresentados na tabela 6.8

Tabela 6.8 – Taxas de Compressão Obtidas com o software WinZip 8.0 e com WinZip 8.0 + funções Preditivas

Taxas de Compressão obtidas com a utilização do <i>software</i> WinZip 8.0									
Imagens	Tam. Original	Comp. (Img. Orig.)	Compressão das imagens preditivas + Huffman para cada uma das Funções Preditivas						
			F(1)	F(2)	F(3)	F(4)	F(5)	F(6)	F(7)
caso 100_01	3383520	4,93	6,20	5,88	5,59	6,53	6,49	6,28	6,23
caso 102_02	3374400	6,18	8,06	7,53	7,20	8,32	8,32	7,92	7,93
caso 103_03	3378960	3,56	4,61	4,39	4,18	4,91	4,87	4,70	4,67
caso 104_02	3378960	4,48	5,70	5,50	5,20	6,06	6,00	5,91	5,83
caso 105_02	3420000	4,34	5,61	5,41	5,10	5,93	5,87	5,77	5,69
caso 107_03	3340200	2,99	4,04	3,88	3,69	4,25	4,24	4,13	4,13
caso 108_04	3376680	4,84	6,16	5,89	5,57	6,48	6,44	6,29	6,23
caso 109_02	3383520	4,31	5,53	5,24	4,98	5,78	5,77	5,52	5,51
caso 111_02	3294600	3,95	5,19	4,94	4,71	5,36	5,38	5,19	5,21
caso 112_03	3374400	3,87	5,09	4,83	4,60	5,40	5,35	5,19	5,15
caso 113_03	3376680	3,38	4,51	4,22	4,02	4,73	4,72	4,53	3,39
caso 114_02	3378960	4,75	6,19	5,82	5,53	6,55	6,50	6,21	6,15
caso 86_338	3349320	3,95	5,24	4,96	4,72	5,52	5,48	5,30	5,26
caso 88_345	3385800	1,95	2,65	2,55	2,40	2,81	2,78	2,74	2,71
caso 96_01	2738176	3,92	5,13	4,84	4,62	5,33	5,33	5,15	5,14
caso 98_01	3337920	4,44	5,77	5,42	5,15	6,12	6,07	5,82	5,76
Media →		4,11	5,35	5,08	4,83	5,63	5,60	5,42	5,31

As informações contidas na Tabela 6.8 comprovam a eficiência das funções preditivas: nota-se que a aplicação da 4ª função preditiva no conjunto de imagens melhorou em 37% o desempenho do *software* WinZip 8.0, bem como melhorou o desempenho de todas as outras técnicas apresentadas até o momento.

Entretanto, deve-se lembrar que a técnica de compressão a ser apontada neste trabalho como detentora das maiores taxas deverá ser aceita pelos formatos gráficos encontrados comercialmente. Desta forma, este trabalho deve comparar o desempenho de técnicas já existentes na literatura.

Sendo assim, na Figura 6.3 é apresentado um gráfico com o desempenho de todas as técnicas citadas anteriormente, sendo consideradas somente as taxas obtidas pelas técnicas propriamente ditas e não com as suas combinações. Salvo a combinação de Huffman com as funções Preditivas, a qual caracteriza a técnica JPEG sem perdas.

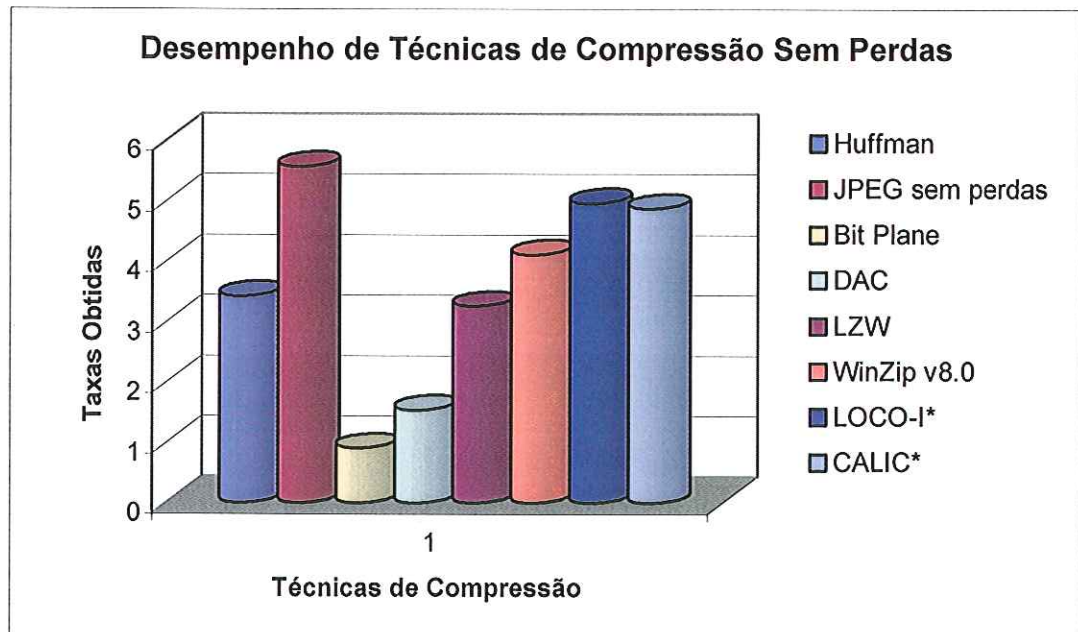


Figura 6.3 – Desempenho de Técnicas de Compressão
 *Dados extraídos de Juha Kivijärvi *et al* ([KIVIJÄRVI_98])

É notória pelo gráfico da figura 6.3 a superioridade de desempenho da técnica JPEG sem perdas em relação às demais. Em uma breve análise, ela foi 35% mais eficiente que o *software* WinZip 8.0 na sua configuração máxima, e 12% superior à segunda técnica mais eficiente no caso, a LOCO-I.

6.3 Avaliando o efeito de diferentes Resoluções na digitalização dos Mamogramas

Numa primeira análise, foi testado o desempenho de cada uma das técnicas citadas na seção 5.4 deste trabalho, quando submetidas ao processamento das imagens utilizadas para a realização dos testes a seguir, ou seja, as imagens dos *Phantons*. Não é nosso objetivo, porém indicar qual dos esquemas é ou não mais eficiente, o que ocorreu somente para o conjunto de regiões em questão.

Para tal teste foram submetidas aos dois esquemas de processamento as regiões recortadas dos *phantons* João Emilio e o modelo 156 da *Victoreen*. As

imagens foram digitalizadas no *scanner* a laser Lumiscan 75¹⁰ com resoluções espaciais de 1024 e 2048 pixels por linha (0,15mm e 0,075 mm respectivamente).

As figuras 6.4 e 6.5 apresentam como resultados as imagens processadas.

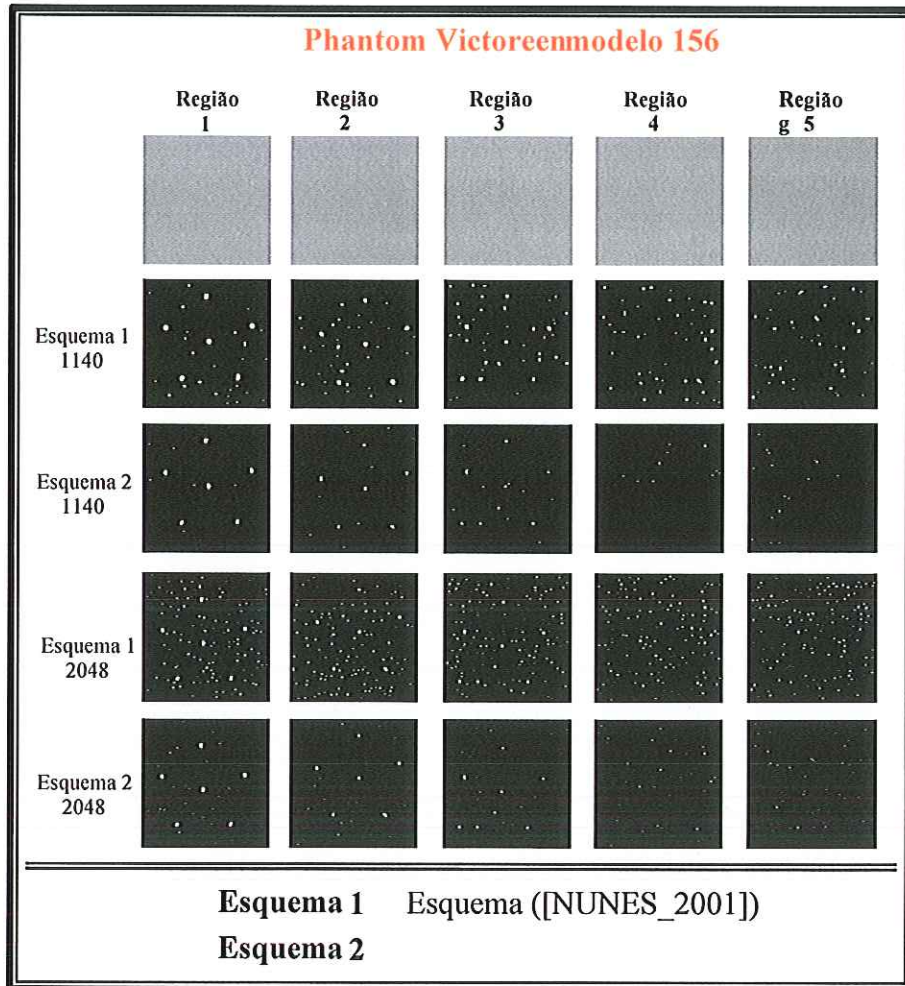


Figura 6.4 – Regiões do Phantom Victoreem modelo 156 processadas pelos dois esquemas de Processamento

¹⁰ Este aparelho foi escolhido devido ao seu melhor desempenho, conforme analisado na seção 6.1.

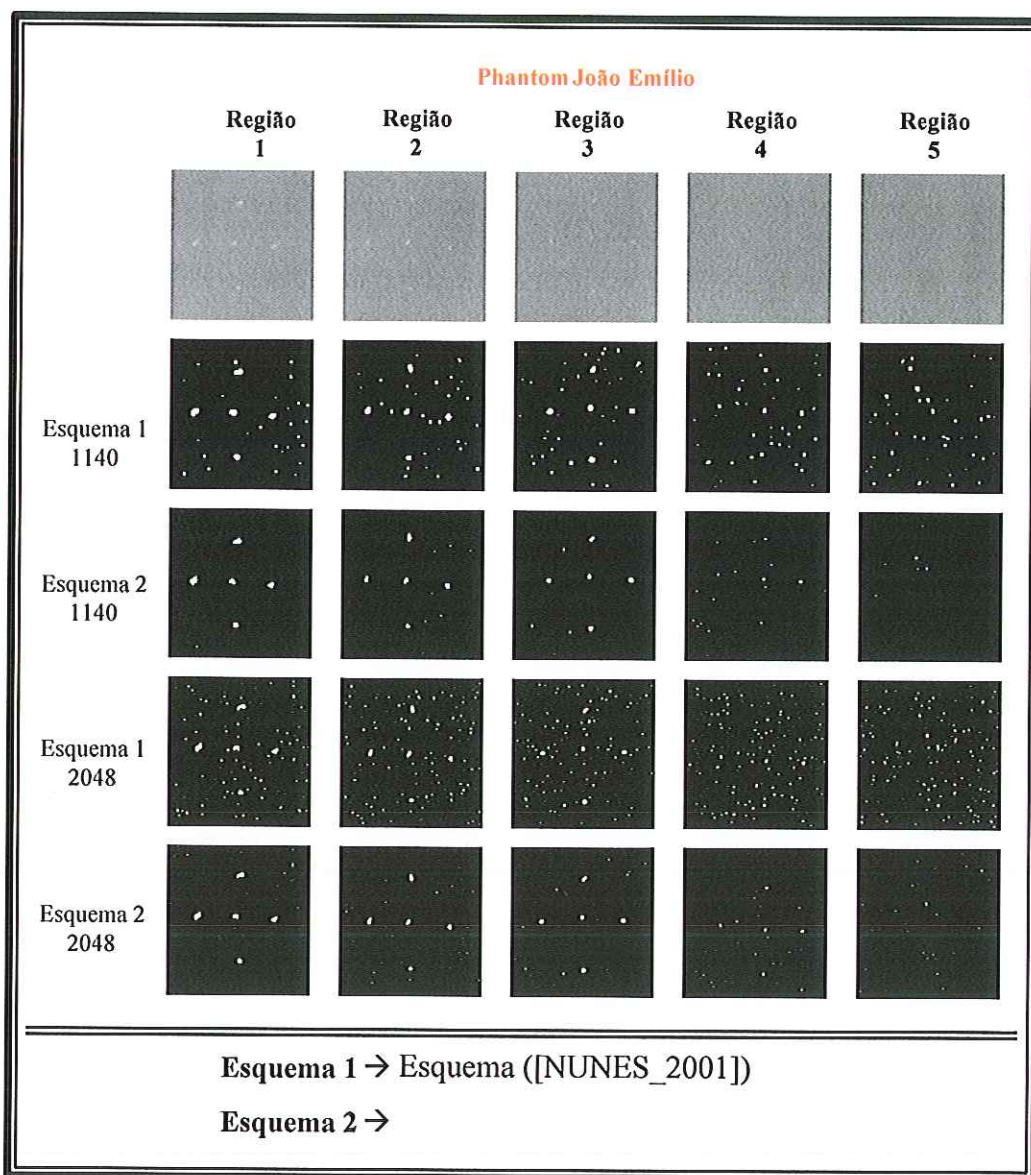


Figura 6.5 – Regiões do *Phantom* João Emílio modelo 156 processadas pelos dois esquemas de Processamento

Através de análise visual das Figuras 6.4 e 6.5 e conhecendo o esquema dos *phantoms* utilizados (vide figura 5.15), o desempenho do Esquema 2 é superior, embora também incorpore alguns ruídos em sua detecção, porém em quantidade inferior aos inseridos pelo Esquema 1. Isso ocorre tanto para imagens com 1140 pixels por linha, como imagens com 2048 pixels por linha. Desta forma definiu-se o Esquema 2 como sendo o esquema adotado para os testes de processamento deste trabalho.

Também foi analisado o efeito de diferentes resoluções de contraste na digitalização de imagens mamográficas. Para isso, digitalizou-se a imagem do *Phantom* Victoreen 18-222 com duas diferentes resoluções de contraste (8 e 12 bits

por pixel). Em seguida, estas imagens foram submetidas ao processamento do Esquema 2. A figura 6.6 apresenta as imagens processadas.

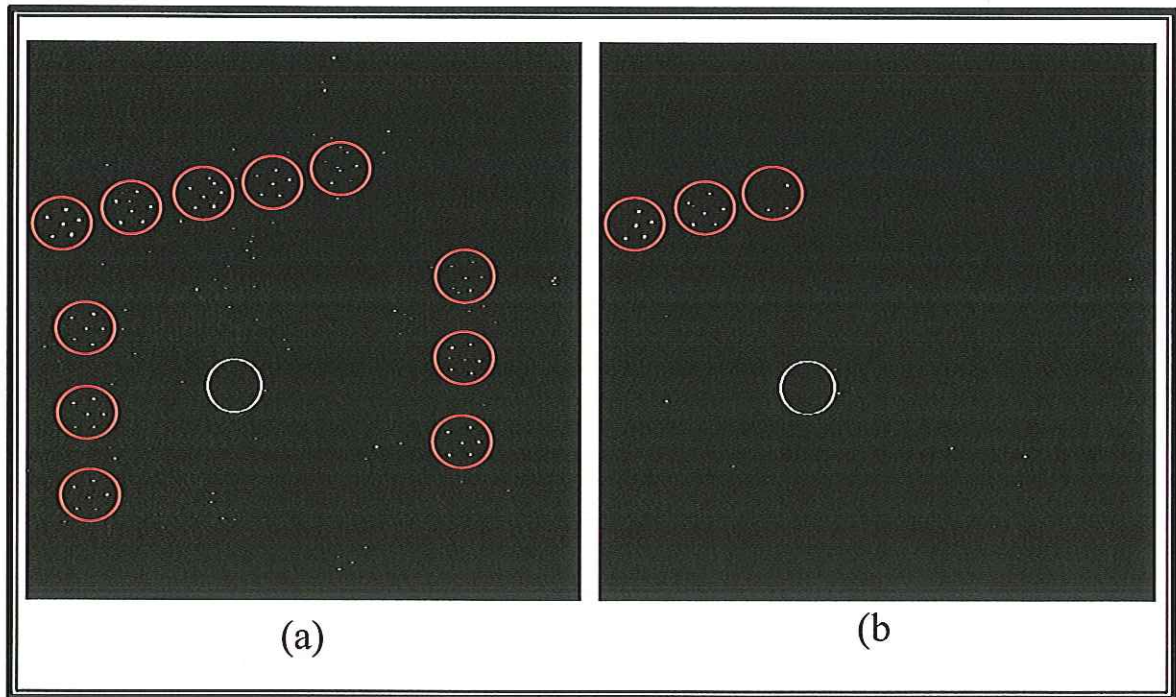


Figura 6.6 – Processamento de Imagens Mamográficas com diferentes resoluções de contraste: (a) Imagem digitalizada com 12 bits por pixel (b) Imagem digitalizada com 8 bits por pixel

Os agrupamentos de microcalcificações detectados em cada um dos casos foram circundados com uma linha vermelha para que a inspeção visual se tornasse mais clara. Embora na região digitalizada com 12 bits tenha ocorrido um aumento na detecção de sinais ruidosos, o aumento de sensibilidade para a detecção das estruturas foi muito maior que na imagem digitalizada com 8 bits. Certamente este fato ocorre devido ao aumento na escala de cinza para representar este tipo de imagem, enquanto que em imagens digitalizadas com 8 bits em níveis de cinza essa escala é de 256 níveis diferentes, para imagens digitalizadas com 12 bits em níveis de cinza esse número aumenta para 4096 níveis diferentes.

Tendo definido o esquema e a resolução de contraste a serem utilizados, foram realizados os testes para analisar o efeito de diferentes resoluções espaciais. Para tais testes foram utilizadas regiões recortadas dos *phantoms* João Emilio e Victoreen Modelo 156, todas digitalizadas com duas diferentes resoluções espaciais

(1140 e 2048 pixels por linha). Na figura 6.7 são apresentados os resultados obtidos.

Na figura 6.7 podem ser vistas as regiões com agrupamentos de microcalcificações dos *phantoms* Victoreen modelo 156 e João Emilio.

	Phantom João Emilio			Phantom Victoreen modelo 156		
	Regiões Originais	1140 ppl	2048 ppl	Regiões Originais	1140 ppl	2048 ppl
Região 1						
Região 2						
Região 3						
Região 4						
Região 5						
ppl = pixels por linha						

Figura 6.7 – Regiões processadas dos Phantoms Victoreen modelo 156 e João Emilio

As Figuras 6.8 e 6.9 apresentam as imagens do *Phantom* Victoreen 18-222 processadas: na figura 6.8 a imagem processada foi digitalizada com uma resolução espacial de 2048 pixels por linha (0,075mm), enquanto na figura 6.9 a imagem foi digitalizada com uma resolução espacial de 1140 pixels por linha (0,150mm).

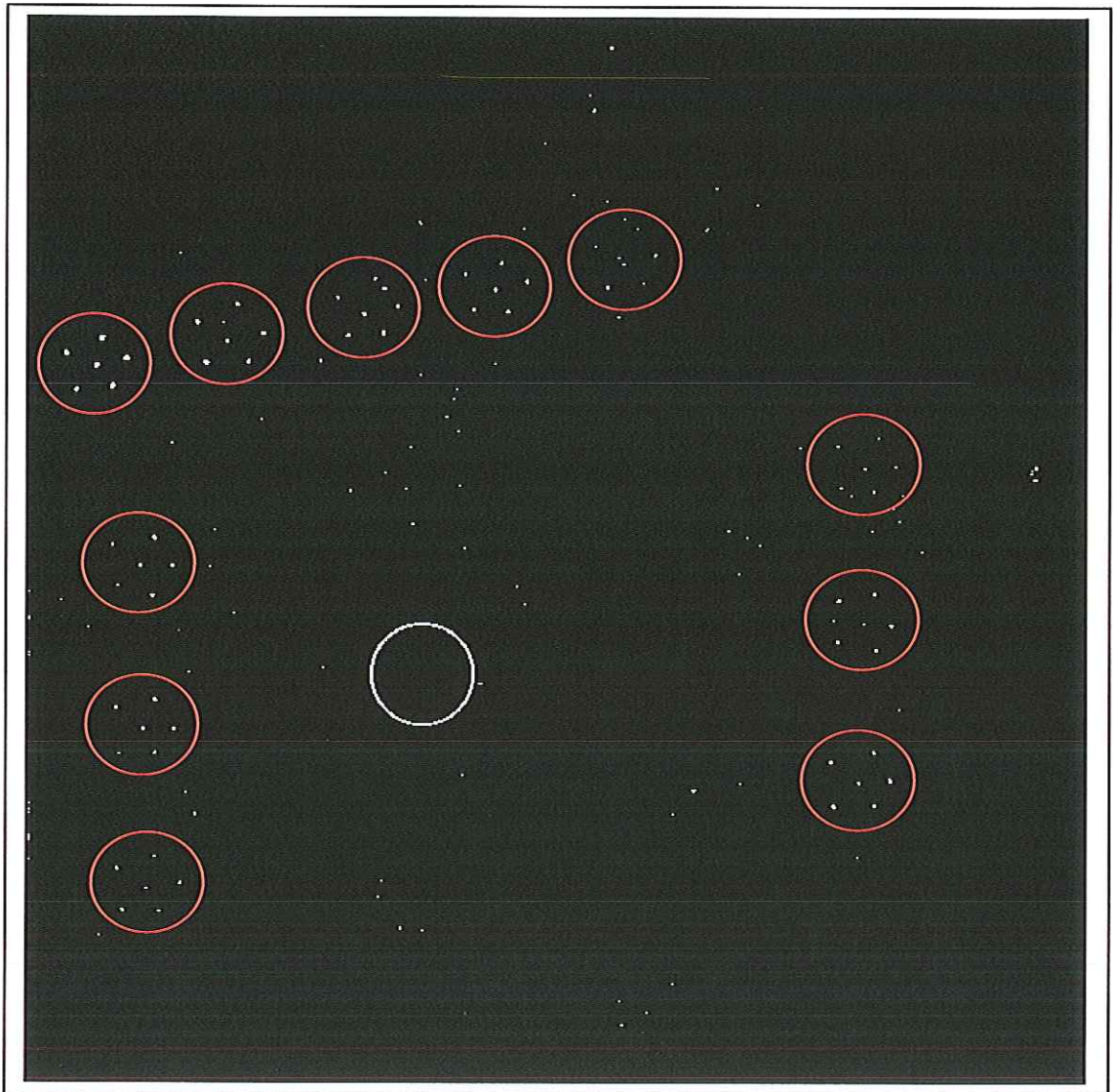


Figura 6.8 – Imagem processada do Phantom Victoreem 18-222 digitalizada com 1140 pixels por linha

Baseado na estrutura do *Phantom* apresentado na figura 5.16 foi feita uma análise visual da imagem segmentada e os agrupamentos de microcalcificações que o Esquema 2 conseguiu detectar foram circundados por uma linha vermelha, o mesmo ocorrendo na figura 6.9.

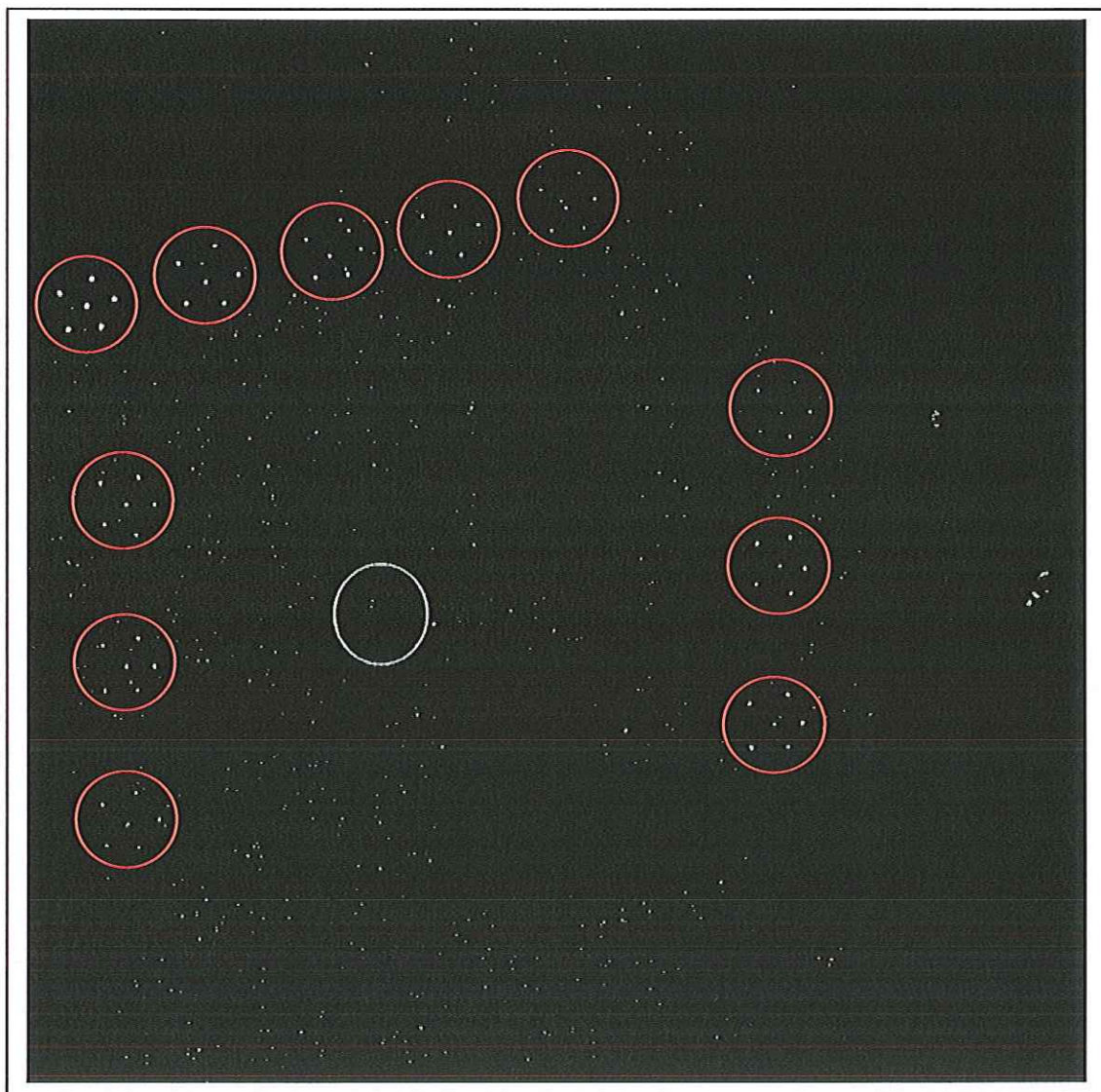


Figura 6.9 – Imagem processada do Phantom Victoreem 18-222 digitalizada com 2048 pixels por linha

Realizando uma análise das imagens segmentadas, nota-se a incorporação de ruído apresentada pelo esquema de acordo com o aumento da resolução espacial, e de modo mais acentuado nas imagens do *Phantom* Victoreem 18-222. Entretanto, a partir de uma análise visual para cada uma das imagens e conhecendo-se a disposição das microcalcificações como visto nas Figuras 5.15-(a), 5.15-(b) e 5.16 podem-se tirar as seguintes conclusões:

- **Regiões do *Phantom* João Emilio** → Embora exista uma pequena incorporação de ruído na segmentação da imagem, os agrupamentos de

microcalcificações podem ser distinguidos de forma clara nas regiões 1, 2 e 3, tanto para as imagens digitalizadas com 1140 como 2048 ppl de resolução espacial; estas regiões possuem, respectivamente, microcalcificações com 0,45 mm, 0,35 e 0,30 mm de diâmetro. Na região 4 as microcalcificações possuem um tamanho de 0,25 mm de diâmetro e ainda podem ser distinguidas (não tão claramente) só que de um modo mais fácil na imagem digitalizada com 2048 ppl. Na região 5, onde as microcalcificações possuem um tamanho de 0,18 mm de diâmetro, fica impossível distingui-las em meio ao ruído para ambas as resoluções utilizadas;

- **Regiões do *Phantom* Victoreen modelo 156** → Nas regiões recortadas deste *phantom*, as microcalcificações podem ser facilmente distinguidas nas regiões 1 e 2 tanto para as imagens digitalizadas com 1140 e 2048 ppl de resolução espacial. Essas regiões possuem respectivamente tamanhos de 0,54 e 0,40 mm de diâmetro. Na região 3 as microcalcificações possuem um tamanho de 0,32 mm de diâmetro e ainda podem ser identificadas - não com tanta facilidade como nas regiões 1 e 2, porém na imagem digitalizada com 2048 ppl esta diferença se apresenta de forma mais acentuada. Nas regiões 4 e 5, onde as microcalcificações representadas possuem um tamanho de 0,24 e 0,16 mm de diâmetro, respectivamente, fica impossível distingui-las para ambas as resoluções utilizadas;

- **Regiões do *Phantom* Victoreen modelo 18-222** → Neste *phantom* foi recortada uma única região de interesse para cada imagem, de modo que o recorte possui todos os agrupamentos de microcalcificações representados no *phantom*. O resultado obtido no teste destas imagens deixa claro o efeito causado pela utilização de diferentes resoluções espaciais. Nota-se que foram detectados os mesmos agrupamentos em ambas as imagens, porém na imagem digitalizada com 2048 pixels por linha, houve um aumento significativo na incorporação de ruído em relação à imagem digitalizada com 1140 pixels por linha. Nas duas imagens a única estrutura que não se conseguiu detectar foi a estrutura dois que apresenta microcalcificações com um tamanho de 0,13 mm.

6.4 Definindo Formato Gráfico para Armazenamento

Para a definição do melhor formato para o armazenamento de imagens mamográficas digitais, levantou-se uma tabela contendo a maioria dos formatos gráficos mais utilizados confrontando-se suas características com as características de digitalização e compressão avaliadas como melhores na investigação conduzida até aqui, ou seja, resolução de contraste de 12 bits por pixel ou superior e as técnicas de compressão JPEG sem perdas e LZW. O tamanho da imagem aceita pelo formato também merece atenção, uma vez que ele não deve ser menor que 1140x1580 pixels (tamanho mínimo da imagem digitalizada com resolução espacial de 1140 pixels por linha).

Também foram definidas outras características a serem analisadas, como independência de plataformas e tipo de representação, lembrando que as imagens mamográficas são representadas no padrão *Bitmap* de representação. A Tabela 6.9 apresenta os dados levantados.

Tabela 6.9 – Lista dos principais formatos gráficos e algumas de suas características¹¹

FORMATO	PLATAFORMAS	TAMANHO MÁXIMO DA IMAGEM	COMPR. JPEG S/PERDA	COMPR. LZW	BITS POR PIXEL	TIPO DE REPRESENTAÇÃO
Atari ST	Atari ST	320x320 pixels	--	--	16	Bitmap and Animation
BDF	PC e UNIX	livre	--	--	8	Bitmap
BMP	PC e Macintosh	65536x65536	--	--	8	Bitmap
CALS	livre	livre	--	--	16	Bitmap
CGM	PC e UNIX	livre	--	--		Metafile
DAC	PC e UNIX	livre	--	--	16	Bitmap
DIB	PC	65536x65536	--	--	8	Bitmap
Dr.Halo	PC	livre	--	--	8	Bitmap
FIF	PC e Macintosh	livre	--	--	8	Bitmap
FITS	PC e UNIX	livre	--	--	16	Bitmap
GEM	GEM, PC e Atari	livre	--	--	16	Bitmap
GIF	PC e UNIX	65536x65536 pixels	--	Sim	8	Bitmap
ICO	SunOS	64x64 pixels	--	--	1	Bitmap
IMG	PC e Atari	livre	--	--	8	Bitmap
JPEG	PC e UNIX	livre	Sim	--	8	Bitmap

¹¹ Tabela elaborada a partir de informações extraídas de Processamento Digital de Imagens [MARQUES_FILHO 99], Encyclopedia of Graphics File Formats [MURRAY 94] e Graphics File Formats [BROWN 95]

MAC	PC e Macintosh	576x720 pixels	--	--	1	Bitmap
MIFF	UNIX	livre	Sim		16	Bitmap
MSP	PC	livre	--	--	1	Bitmap
PBM, PGM, PNM e PPM	PC e UNIX	livre	--	--	8	Bitmap
PCD	PC e UNIX	livre	--	--	8	Bitmap
PCX	PC e Macintosh	65536x65536 pixels	--	--	8	Bitmap
PIC, CLP	PC	65536x65536 pixels	--	--	8	Bitmap
PIX	PC	65536x65536 pixels	--	--	16	Bitmap
PIX, BPX	PC	livre	--	--	8	Bitmap
PSD	PC e Macintosh	livre	--	--	16	Bitmap
RAS	Estações Sun	livre	--	--	8	Bitmap
RAW	PC e UNIX	livre	--	--	16	Bitmap
RFF	UNIX	livre	--	--	16	Bitmap
RIFF	PC, Amiga	65536x65536 pixels	--	--	8	Bitmap
RIX	PC	65536x65536 pixels	--	--	16	Bitmap
RLE	PC e UNIX	livre	--	--	16	Bitmap
SGI	UNIX	65536x65536 pixels	--	--	16	Bitmap
TGA	PC e Macintosh	livre	--	--	8	Bitmap
TIFF	PC, Macintosh e UNIX	livre	Sim	Sim	16	Bitmap
VICAR2	VAX/VMS	livre	--	--	livre	Bitmap
XBM	UNIX	livre	--	--	16	Bitmap
XWD	UNIX	livre	--	--	16	Bitmap
YCC	livre	livre	--	--	8	Bitmap

Na Tabela 6.9 encontram-se os principais formatos gráficos indicados pela literatura, a partir dos quais, deve-se fazer uma análise comparativa das características definidas até o momento como ótimas para a aquisição e compressão das imagens mamográficas. Nesta linha de análise, se destaca dos demais o formato **TIFF**, uma vez que este permite armazenar imagens digitalizadas com até 16 bits de níveis de cinza, não possui restrições ao tamanho da imagem armazenada e permite que suas imagens sejam comprimidas tanto com a técnica

JPEG sem perdas como também com a técnica LZW de compressão. Vale ainda salientar outras características importantes deste formato:

- Independência de plataformas - é aceito por várias delas, destacando-se as principais: PC, UNIX e Macintosh;
- Permite o armazenamento de múltiplas imagens em um mesmo arquivo, o que se torna muito interessante se pensarmos na possibilidade de em um mesmo arquivo ser armazenado todo o conjunto de imagens de uma mesma paciente;
- Permite armazenar uma mesma imagem em blocos distintos dentro do arquivo - desta forma, as regiões de interesse podem ser armazenadas em regiões distintas do restante do bloco da imagem, o que possibilitaria um acesso mais rápido de tais regiões;

Capítulo 7 **Conclusões**

O programa desenvolvido (**ProjRecMama**), apresentou um bom desempenho na manipulação das imagens com resolução de contraste tanto de 8 como 12 e 16 bpp. Através da sua utilização, tornou-se possível a realização de todos os testes apresentados, os de qualidade dos digitalizadores e os de compressão e manipulação das imagens (recorte das regiões), para a realização das análises comparativas do efeito de diferentes resoluções no processamento das imagens de *phantom*.

Através da rotina realizada para o cálculo da curva característica dos digitalizadores, constataram-se as variações apresentadas por estes equipamentos quando submetidos à digitalização uma mesma imagem.

Através do cálculo do erro de cada digitalizador e a comparação das respostas dos sensores de acordo com as DOs, foi possível apontar o superior desempenho dos digitalizadores a Laser em comparação ao digitalizador óptico. Dentre os equipamentos com tecnologia a laser testados, o que apresentou melhor resultado foi o Lumiscan 75 da empresa Lumisys, embora o digitalizador Lumiscan 50 tenha apresentado um comportamento bem próximo ao Lumiscan 75, esse apresentou um maior erro relativo. O interessante nessa análise é que os procedimentos descritos nesse trabalho poderiam ser aplicados a outros

digitalizadores similares para comparação de desempenho, já que esses equipamentos têm entrado cada vez com mais abrangência na linha de imagens médicas em geral e radiológicas em particular.

Os testes de compressão vieram a confirmar a eficiência das funções preditivas na codificação de imagens médicas para uma posterior compressão. Comprovou-se também a ineficiência da técnica de decomposição por plano de bits. Com a utilização de tais funções aliadas à codificação de Huffman, implementou-se a técnica JPEG sem perdas, a qual apresentou excelentes taxas de compressão. Com a utilização desta técnica na compressão das imagens mamográficas, pode-se chegar a uma economia de 82% do espaço físico utilizado no armazenamento das imagens originais.

Os testes realizados para a análise do comportamento de um esquema de processamento de imagens mamográficas, quando aplicado a imagens digitalizadas com diferentes resoluções espaciais e de contraste, serviu para indicar a configuração ótima para a digitalização deste tipo de imagem. Foi possível comprovar que a utilização de resoluções de contraste de 12 bits por pixel fez com que o esquema apresentasse uma melhora significativa no seu desempenho, quando comparados a imagens digitalizadas com 8bpp de resolução de contraste. Entretanto na análise da resolução espacial, a diminuição do tamanho do pixel utilizado para representar a imagem não exerceu grande influência no desempenho dos esquemas. Foram comparadas duas resoluções espaciais, uma com um tamanho de pixel de 0,15mm e uma outra com um tamanho de pixel de 0,075mm. Embora na segunda o tamanho do pixel tenha sido reduzido à metade, não houve aumento nos sinais reais detectados, tendo ocorrido na verdade um aumento do ruído, o que contribui no aumento de laudos falsos-positivos fornecidos pelo esquema.

Definidas as melhores técnicas de compressão e a melhor configuração para a digitalização das imagens mamográficas de mamas densas, a busca de um formato que atendesse a tais requisitos, a partir da literatura especializada, levou então ao formato TIFF (*Target Image File Format*) como sendo o mais indicado para o armazenamento destas imagens. A justificativa, a partir da análise das características dos formatos apresentados na tabela 6.9, é o fato de o TIFF permitir

armazenar imagens sem perda e utilizar as técnicas de compressão consideradas neste trabalho, além de possuir uma série de características favoráveis, como já mencionadas no final do capítulo 6.

Assim, o modelo aqui considerado como o melhor para processamento e análise de imagens mamográficas, particularmente de mamas densas, deve proporcionar melhorias nos resultados de detecção de sinais suspeitos e, por conseguinte, aumentar a eficiência de esquemas CAD em mamografia. Além disso, pode representar uma ferramenta para a padronização de etapas importantes nesses esquemas, incluídas as avaliações e troca de informações entre bases de imagens diferentes. Esperamos que a utilização de tal modelo possa também permitir estabelecer melhores comparações entre desempenhos de diferentes esquemas CAD a fim de aumentar a confiabilidade dos resultados por eles produzidos na área médica e auxiliar no aumento da precisão diagnóstica do câncer de mama.

7.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

Ao decorrer da realização deste trabalho surgiram outras idéias que podem vir a se tornar futuros trabalhos, dentre tais idéias podem-se destacar:

- Desenvolvimento de um trabalho de controle de qualidade nos *scanners* utilizados para a digitalização das imagens mamográficas;
- Investigação do efeito que a utilização de imagens mamográficas digitalizadas com diferentes resoluções espaciais provoca em esquemas classificadores;
- Desenvolvimento de algoritmos para a redução dos sinais falsos-positivos detectados pelos esquemas de processamento;
- Desenvolvimento de um esquema para controle de qualidade em equipamentos médicos baseado em imagens obtidas através de digitalizadores convencionais;
- Elaboração de um formato gráfico próprio, assim como o desenvolvimento de uma técnica específica para a compressão de imagens mamográficas digitais;

Referências Bibliográficas

([ALDUS 92])

ADOBE DEVELOPERS ASSOCIATION – *TIFF: Revision 6.0* – Technical specifications, Jun, 1992.

([ACR-NEMA])

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY; NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATIONS. *Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM): Version 3.0*. Drafts Standard, ACR-NEMA Committee, Working Group VI, Washington, DC, 1993.

([BIDGOOD 97])

BIDGOOD Jr, W.D.; HORRI, C.S.; PRIOR, F.W.; SYCKLE, D.E. – *Understanding and Using DICOM, the Data Interchange Standard for Biomedical Imaging*, Journal of the American Medical Informatics Association, Vol. 4, Number 3, Maio/Junho de 1997.

([BROWN 95])

BROWN, C. W.; SHEPHERD, B. J. - *Graphics File Formats*, 2nd. Ed.. Manning, Greenwich, UK, 1995.

([BURKE 96])

BURKE, M.W.; *Image Aquisition* - Chapman & Hall, Oxford, 1995.

([CANELLA 99])

CANELLA, E.: *Microcalcificações*. *Jornal da Imagem*, 2^o Caderno, n^o 245, jan. 1999.

([CHAN 94])

CHAN, H.P.; NIKLADSON, L.T.; IKEDA D.M.; LAM, K.L.; ADLER, D.D.: *Digitization requirements in mammography: effects on computer-aided detection of microcalcifications*. *Medical Physics*, Vol.21(7), p. 1203-1211, 1994.

([CHEHAB 2000])

CHEHAB, M.C.; ROCHA, A.F.; NASCIMENTO, F.A.O., *Compressão de Imagens Médicas via Quantização Vetorial* – CBEB 2000, p. 1249-1254 – Florianópolis (SC);

([CURRY III 90])

CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY Jr, R.C. Christensens introduction of the physics of diagnostic radiology, Ed. Lea & Febiger- Philadelphia, 4a Edição, p.151-161, 1990.

([DENGLER 93])

DENGLER, J.; BEHRENS, S.; DESAGA, J.F.: *Segmentation of microcalcifications in mammograms*. *IEEE MI*, v. 12(4), p. 634-642, 1993.

([EGAN 80])

EGAN, R.L.; McSWEENEY, M.B.; SEWELL, C.W. *Intramammary calcifications without an associated mass in benign and malignant diseases*. *Radiology*, v.137(1),p. 1-7, 1980.

([ERICKSON 98])

ERICKSON, B.J.; MANDUCA, A.; PALISSON, P.; PERSONS, K.R.; EARNEST, F.; SAVCENKO, V.; HANGIANDREOU, N.J.: *Wavelet Compression of Medical Images*, Radiology, V.206, pp. 599-607 (1998).

([FURNESS 97])

FURNESS, P.N.: *The Use of Digital Images in Pathology*, Journal of Pathology, Vol. (183), pp. 253-263 (1997).

([GAI 93])

GAILLY, J.L.: *Compression Frequently Asked Questions*, Internet compression-faq/part ([1-3], 9 de Fevereiro de 1993.

([GOES 2001])

GOES, C.E.; SCHIABEL, H; F.L.S.NUNES.: *Evaluation of Microcalcification Segmentation Techniques for Dense Breast digitized images*, SCAR 2001 – maio 2002.

([GONZALEZ 92])

GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E. - *Digital Image Processing*, 3rd. Ed., Addison-Wesley, 1992.

([HORIIL 96])

HORILL, S.C. *et al. DICOM: an introduction to the standart.*
<http://www.xray.hmc.psu.edu/physresources/dicom/DISC96.htm>.

([HUFF 52])

HUFFMAN, D.: *A Method for the Construction of Minimum Redundancy Codes*, Proceedings of the I.R.E., Vol. 40, N^o9, Setembro de 1952, pp. 1098 – 1101.

([JACKSON 93])

JACKSON,V.P; HENDRICK,E.; FEIG,S.A.; KOPANS,D.B.,Imaging of the radiographically dense breast.,Radiology,v.188, p.297-301,1993.

([KIVIJÄRVI 98])

KIVIJÄRVI, J.; OJALA, T.; KAUKORANTA, T.; KUBA, A.; NYÚL, L.; NEVALAINEN, O.:
A comparasion of lossless compression methods for medical images –
Computerized Medical Imaging and Graphics 22 (1998) 323-339.

([MAIDMENT96])

MAIDMENT, A. D. A. - Full Field Digital Mammography, Anais III Fórum Nacional de
Ciência e Tecnologia em Saúde, vol. 2, Oct 1996.

([MARQUES_FILHO 99])

MARQUES FILHO, O.; VIEIRA NETO, H. - *Processamento Digital de Imagens*,
Brasport, Rio de Janeiro (RJ), 1999.

([MARTINS 95])

MARTINS, J.M., *Desenvolvimento de um Tomógrafo de Ressonância Magnética;
Integração e Otimização*. São Carlos, 1995. Tese (Doutorado) – Instituto de
Física de São Carlos: Universidade de São Paulo.

([MARTINS 96])

MARTINS J.M.; SLAETS J.F.W., *Compressão de sinais sem perda com o uso de
palavras de tamanho variável* – III Fórum Nacional de Ciências e Tecnologia em
Saúde, v.2, p.567-568 – Campos do Jordão (SP) – 13-17/10/96.

([MEEDER 95])

MEEDER, R.J.J.; JAFFRAY, D.A.; MUNRO, P.: *Tests for evaluating laser film
digitizers*, Medical Physics, Vol. 22, N° 5, Maio de 1995, pp. 635-641.

([MITCHELL 88])

MITCHELL JR., G.W.; BASSET, L.W. *Mastologia Prática*. Revinter, 1988.

([MURRAY 94])

MURRAY D.J.; VAN RYPER, W.: *Encyclopedia of Graphics File Formats*, Sebastopol : O'reilly, 1994.

([NAGEL 98])

NAGEL, R.H.; NISHIKAWA, R.M.; PAPAIOANNOU, J.; DOI, K.: *Analysis of methods for reducing false positive in automated detection of clustered microcalcification in mammograms*. *Medical Physics*, v.25, n.8, p.1502-1506, 1995.

([NAPPI 99])

Nappi J, Dean PB, NEVALAINEN O, Toikkanen S.: *Computerized diagnosis of breast calcifications using specimen radiography and simulated calcifications*. *SPIE Conference on Image Processing*, v. 3661, pp 1351-1360, Fev-1999.

([NEL 92])

NELSON, M.: *The Data Compression Book*, M & T Books, 1992.

([NETO 96])

NETO, J.F.; ALCO CER, P.R.C., *Compressão de Imagens Médicas Utilizando a Técnica JPEG-DPCM – III Fórum Nacional de Ciências e Tecnologia em Saúde*, v.1, p.411-412 – Campos do Jordão(SP) – 13-17/10/96.

([NISHIKAWA 87])

NISHIKAWA, R. M.; MAWDSLEY, G. E.; FENSTER, A.; YAFFE, M. - Scanned-projection digital mammography, *Med. Phys.* Vol. 14, n.5, Sep/Oct 1987.

([NISHIKAWA 92])

Nishikawa RM, Jiang Y, Giger MI, Doi K, Vyborny CJ, Schmidt RA.: *Computer-aided detection of clustered microcalcifications*. *Proc. of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, Chicago (USA), pp 1375-1378, 1992.

([NISHIKAWA 93])

NISHIKAWA, R.M.; GIGER, M.L.; DOI, K.; VYBORNY, C.J.; SCHMIDT, R. A. Computer-aided detection of clustered microcalcifications: an improved method for grouping detected signals. *Med. Phys.*, v. 20, p. 1661-1666, 1993.

([NISHIKAWA 94])

Nishikawa. R. M.; Giger, M. L.; Doi, K.; Metz, C.E.; Yin, F-F.; Vyborny, C. L.; Schmidt, R. A. "Effect of case selection on the performance of computer-aided detection schemes". *Med Phys.*, v. 21, p. 265-269, 1994.

([NUNES 97])

NUNES, F.L.S.; *Esquema de Diagnóstico de Agrupamentos de Microcalcificações por processamento de Imagens Mamográficas*. Dissertação de Mestrado, EESC-USP, 1996.

([NUNES 2001])

NUNES, F.L.S.; *Investigação em Processamento e Imagens Mamográficas para Auxílio ao Diagnóstico de Mamas Densas*. Tese de Doutorado, IFSC-USP, 2001.

([PANIAGO 94])

PANIAGO, C.F.A.: *Um Sistema de Compressão de Imagens Digitais*. São Carlos, 1994. Tese (Mestrado)-Instituto de Ciências Matemáticas de São Carlos: Universidade de São Paulo.

([RUSS 92])

RUSS, J.C.: *The Image processing handbook*. CRC Press Inc., United States of America, 1992.

([SCHIABEL 97])

SCHIABEL, H.; NUNES, F.L.S.; AZEVEDO MARQUES, P.M.; FRÈRE, A.F. A computerized scheme for detection of clusters of microcalcifications by mammograms image processing - *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, p. 705 - Nice, France - Sep., 14-19, 1997.

([SCHIABEL 2000])

SCHIABEL, H.; NUNES, F.L.S; ESCARPINATI, M.C.; Comparação de Desempenho de um Esquema de Processamento a partir de Diferentes Conjuntos de Imagens Mamográficas Digitalizadas. XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 1166-1170 – Florianópolis, Santa Catarina – 11 à 14 de setembro de 2000.

([SHEN 93])

SHEN, L.; RANGAYYAN, R.M.; DESAUTELS, J.E.L.: *Detection and classification of mammographic calcifications*. International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence v. 7(6), p.1403-1416 1993.

([SHEN 94])

SHEN, L.; RANGAYYAN, R.M.; DESAUTELS, J.E.L.: *Application of shape analysis to mammographic calcifications*. IEEE Transaction on Medical Imaging v. 13(2), p.263-274. 1994.

([STOMPER 96])

STOMPER, P.C.; D'SOUZA,D.J.; DINITTO, P.A.; ARREDONDO, M.A.,Analysis of parenchymal density on mammograms in 1353 women 25-79 years old.,AJR,v. 167. p. 1261-1265,1996

([TAO 98])

TAO, E.; ORNES, C.; SKLANSKY, J.: *Automatic detection of microcalcifications in digital mammography*. Proceedings of SPIE v.3338, p. 1450-1458.

([VELLACOTT 94])

VELLACOTT, O.: *CMOS in Camera*, IEE Review, Maio 1994.

([WALLET 97])

Wallet BC, Solka JL, Priebe CE.: *A Method for Detecting Microcalcifications in Digital Mammograms*. Journal of Digital Imaging, v. 10, pp 136-139, 1997.

([WELCH 84])

WELCH, T.: *A Technique for High Performance Data Compression*, IEEE Computer, Vol. 17, N° 6, Junho de 1984, pp. 8-19.

([YIN 92])

YIN, F.F.; GIGER, M.L.; DOI, K; YOSHIMURA H.; XU X.W.; NISHIKAWA R.M.: *Evaluation of imaging properties of a laser filme digitizer*, Physics Medical in Biology, Vol. 37, N° 1, 1992, pp. 273-280.

([ZIV 77]).

ZIV, J.; LEMPEL, A.: *A Universal Algorithm for sequential Data Compression*, IEEE Transactions on Information Theory, Vol. 23, N° 3, Maio de 1977, pp. 337-343.

([ZIV 78])

ZIV, J.; LEMPEL, A.: *A Compression of Individual Sequences via Variable-Rate Coding*, IEEE Transactions on Information Theory, Vol. 24, N° 5, Setembro de 1978, pp. 530-536.

