

## Resumo

### **1- Objetivos**

Pretendemos possibilitar a detecção de microcalcificações em mamografias , inicialmente melhorando a qualidade das imagens através da aplicação de técnicas de exposição que realcem a visibilidade das mesmas e finalmente proporcionando a identificação destas microcalcificações por processamento das imagens empregando a Transformada de Hough (HT) e técnicas de morfologia matemática.

### **2- Justificativa**

As microcalcificações associadas aos tumores mamários se revelando cada vez mais como fatores determinantes no diagnóstico. Uma pesquisa de Le Gall [Leg 1984] afirma que microcalcificações de formato anulares estão sempre associadas a tumores benígnos enquanto as de formato verniculares estão sempre associadas a tumores malignos. As microcalcificações agrupadas também parecem ser um índice primordial; quando se observa mais que 10 na mesma região, a probabilidade de se tratar de um carcinoma é maior que 60 %.Entretanto, tanto o formato das microcalcificações quanto seu número, é dificilmente identificado nas mamografias, sendo necessário a intervenção cirúrgica, para realização da biópsia, permitindo assim a identificação. Das biópsias realizadas, entretando, apenas 20 a 30 % indicam um tumor maligno.

## Atividades desenvolvidas no primeiro semestre de 1996

As atividades desenvolvidas são as seguintes:

1) Realização de um levantamento sobre as características dos digitalizadores, e sobre os parâmetros relevantes do processo de digitalização. Para isso, foi feito um estudo teórico de digitalização.

2) Análise de artigos sobre processamento de imagens mamográficas com o objetivo de levantar os tipos de filmes e digitalizadores utilizados pelos pesquisadores que atualmente trabalham nesta área.

3) Digitalização de mamografias com o objetivo de encontrar a melhor forma de realizar este processo, modificando os parâmetros do scanner e analisando os resultados obtidos após cada alteração. Os resultados desta atividade constam no ítem 3.

4) Auxílio na elaboração de um artigo de autoria do mestrando Ricardo José Ferrari sobre digitalização de mamografias. O artigo foi aceito para ser apresentado no III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde.

# 1. Considerações teóricas sobre a digitalização de Imagens

## 1.1 Introdução

A digitalização de imagens é muito usada para possibilitar o processamento destas no intuito de facilitar a visualização de detalhes que possam interessar ao observador e que não seriam notados caso a análise fosse feita com a imagem original. Além disso, com a imagem digitalizada podemos fazer muitas operações que melhorão ou não a visualização de determinadas partes da imagem. Só na digitalização é possível adequar a qualidade das imagens para o posterior processamento mudando os diversos parâmetros associados ao *scanner* digitalizador e à imagem propriamente dita como: fator gama, iluminação, sombras. Cada um desses fatores altera a imagem de uma forma diferente e serão apresentados com maiores detalhes no ítem sobre melhoria da imagem digitalizada.

Outro problema que deve ser levado em conta é o chamado *ambiente de trabalho*, que envolve a iluminação do lugar onde se fará a aquisição, seja ela com cameras de fotografia convencional, camera de vídeo ou qualquer outro tipo. Essa iluminação influencia no tipo de filme que deverá ser usado assim como no ajuste da máquina a ser usada e pode mudar completamente o resultado final, distorcendo a imagem desejada ou até mesmo deixando de mostrar partes importantes para a análise da imagem.

Também deve ser considerado o tipo de objeto com que estamos trabalhando. No caso específico das mamografias, os objetos são os filmes mamográficos originais e os principais pontos de interesse são as microcalcificações e seus agrupamentos, chamados de *clusters*.

Podemos fazer a aquisição através de 2 métodos distintos: por transmissão e por reflexão:

No caso da reflexão, o feixe de luz do scanner incide sobre o original e é refletido para sensores que são sensíveis aos diferentes níveis de iluminação captados. Esses sensores detectam a presença ou não de luz, assim como sua intensidade, e

convertem essa intensidade em sinal digital que pode ser armazenado e interpretado pelo computador, que dessa forma reconstrói a imagem original e a exibe em qualquer monitor que estiver acoplado ao mesmo. Esse método é o mais usado para digitalizar fotografias e imagens ou textos impressos em papel, já que nesses casos, a presença de ruído devido ao espalhamento da luz não prejudica muito a qualidade da imagem obtida no final, além da dificuldade da passagem do feixe de luz incidente através desses materiais.

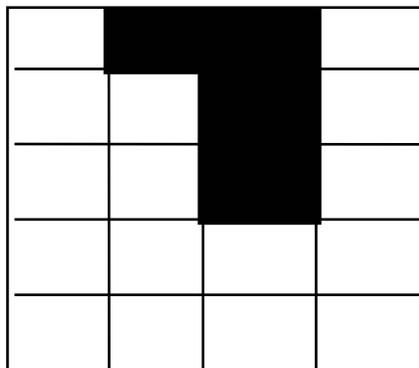
Já no caso de slides e imagens mamográficas, que são os objetos de interesse nesse estudo, o método mais adequado é o da transmissão, onde o feixe de luz atravessa os referidos filmes e é captado por sensores que fazem o mesmo tipo de conversão dos sensores usados na aquisição por reflexão. A vantagem desse tipo de aquisição é evitar ao máximo a presença de ruídos na imagem final, que poderiam ser confundidos com sinal no posterior trabalho de detecção e classificação das microcalcificações e *clusters*.

## 1.2- Elementos de uma imagem digital

Segundo [MYLER. H.R; WEEKS A.R, **Computer imaging recipes in C**, 1993] elemento básico de uma imagem computacional é o *pixel*. Uma imagem digital é assim, constituída de vários *pixels*, distribuídos em uma matriz retangular.

O processo pelo qual um sinal bidimensional(uma imagem) é transformada em pixels é chamado de *sampling*.

Na figura 1 temos um *grid*. Cada quadrado deste *grid* representa um pixel. O *grid* é o quadrado maior composto pelos menores.



*Figura 1- Um grid e representação de pixels.*[MYL 1993, p.9-10]

Cada *pixel* da imagem indica a intensidade de luz do sinal gerado. Obtemos então, uma imagem binária, aonde o estado “0” significa preto e o estado “1”significa branco. Pode-se assim trabalhar facilmente com esta imagem em seu posterior processamento. a figura acima teria a seguinte representação binária.

```

1  0  0  1
1  1  0  1
1  1  0  1
1  1  0  1
1  1  1  1

```

De acordo com [MYL 1993], também podemos definir uma imagem digital em termos de pontos por polegada(*dots per inch, ou dpi*). No caso de uma imagem binária o termo significa *pixels/polegada*.É necessário definir então o que é resolução espacial. Este termo é utilizado para definir o quão pequeno um *pixel* pode ser representado por uma imagem e subsequentemente percebida por um observador.

Entretando, ao invés de apenas termos branco e preto, podemos ter *pixels* com maiores variações de intensidades de luz. Em uma imagem monocromática(como a gerada pela digitalização de uma mamografia) podemos ter vários níveis de cinza.

Assim, a cada pixel de uma imagem digital estão associados 256 (ou 8 *bits*, ou 1 *byte*) níveis de cinza. Ou seja, agora ao invés de termos apenas duas possibilidades, agora podemos ter variações de cinza entre os extremos, branco e preto.

### 1.3- Digitalizadores e sensores

Segundo [MYL 1993] um digitalizador pode converter uma tensão produzida por um foto-sensor em um número discreto que pode ser introduzido em um computador. Por

exemplo de 0 V até 512 V , podemos dividir este intervalo de tensão para corresponder aos valores de 0 até 255, representando assim os 256 níveis de cinza.

Conforme [CASTLEMAN K. R, **Digital Image Processing**, 1979] digitalizadores são constituídos de uma fonte de luz, sensores de luz e dispositivos mecânicos para deslocar o filme e/ou sistema de iluminação/captação.

Os *scanners* podem atuar de duas maneiras . a primeira delas representada na figura 2a) , consiste em captar através do sensor a intensidade de luz refletida do objeto. A segunda delas (figura 2b) consiste na captação da intensidade de luz que atravessa o objeto.

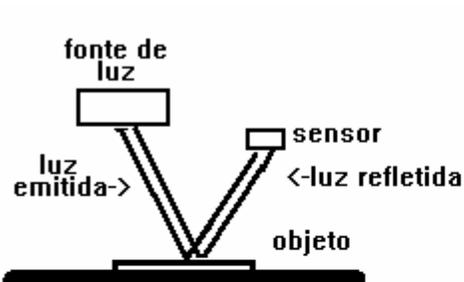


figura a)

Figura 2a- Digitalizador por reflexão

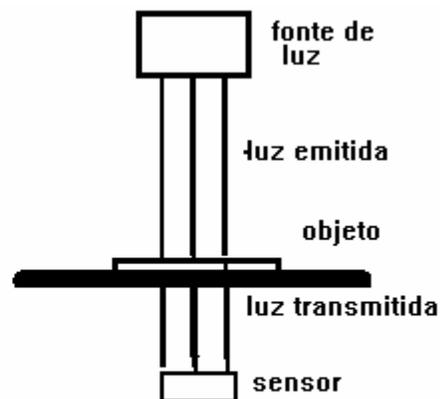


figura b)

Figura 2b- Digitalizador por transmissão

Como já foi dito anteriormente, na digitalização de mamografias, utilizamos o segundo processo.

Segundo [MYL 1993] Os dois tipos de *scanners* mais comuns, como o *flatbed* (ou de mesa) e o *drum scanner* utilizam respectivamente como sensor o C.C.D (*charge couple device*), e P.M.T( ou tubo fotomultiplicador).

Os CCDs são células fotosensíveis dispostas em linha dentro de um circuito integrado. Cada uma dessas células, quando exposta a luz, emite uma corrente. Esta corrente é convertida para um número discreto que pode ser utilizado pelo computador.

De acordo com [CAS 1979] o tubo fotomultiplicador tem uma face fotoemissiva na forma de um fotocatodo. Em seguida, conforme verifica-se na figura 3, existem vários *dynodes* carregados com tensões sequencialmente mais altas.

A luz atinge o fotocatodo, e então elétrons primários são acelerados através do primeiro *dynode*. O impacto no segundo *dynode* libera elétrons secundários, produzindo assim um efeito multiplicador, e assim sucessivamente até o último *dynode* aonde os elétrons são captados produzindo uma corrente no circuito externo.

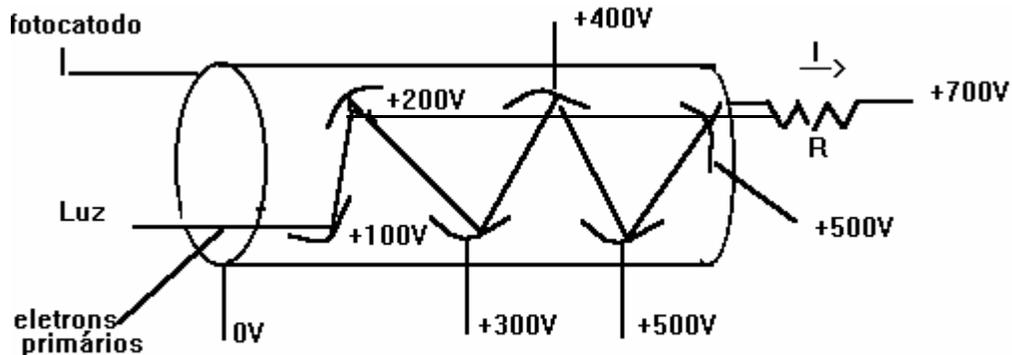


Figura 3- Tubo fotomultiplicador (PMT)[CAS 1979]

## 1.4 Tipos de Scanners mais comuns

### 1.4.1 Flatbed Scanners (Scanners de mesa)

Conforme [Scantastic, Personal Computer World, Julho 1995 p.460-492] estes tipos de digitalizadores possuem uma série de CCDs dispostos em linha. Os CCDs registram a presença ou ausência de luz produzindo um pixel eletronicamente.

A resolução ou número de pixels armazenados é baseada no que é refletido e é controlada por dois processos. A resolução horizontal é função de quão próximos os

CCDs estão dispostos na linha. A resolução vertical é controlada pelo movimento da barra de luz que se move por sobre o objeto a ser digitalizado. Esse movimento da barra de luz sobre o objeto é chamado de varredura, e deste modo as linhas do objeto são digitalizadas uma após a outra..

A resolução dos Scanners de mesa esta limitada para 600 *dpi* (pixels/polegada) . Isto pode ser contornado usando-se interpolação feita a nível de *hardware ou software*. A interpolação ajuda a superar a limitação atual de células de CCD.

Na interpolação, cada linha de *pixels* é digitalizada, um novo pixel é adicionado (através de uma média) entre os *pixels* originais.

#### 1.4.2 Drum Scanners

Segundo [CAS 1979] digitalizador *drum scanner* consiste de um cilindro em que a imagem é colocada e dobrada para adaptar-se a forma deste. A luz , refletida ou transmitida, é enviada para 3 tubos fotomultiplicadores, um para o vermelho, um para o verde e outro para o azul. Os tubos fotomultiplicadores proporcionam uma ampla faixa de níveis de cinza, superando qualquer scanner construído com CCDs.

#### 1.4.3 Hand Scanners( Scanners de mão)

De acordo com [SCA 1995] há neste *scanner* um sensor adicional que detecta a velocidade com que a cabeça de digitalização esta sendo movida e compensa a variação de velocidade. Assim, quanto maior a resolução mais lentamente o operador deve mover o scanner.

A maioria oferece resolução óptica de 400 dpi e 24 bits de profundidade de cor. Neste *scanner* é o operador do aparelho que define a velocidade da luz que incide sobre o objeto, já que é o operador que move esta.

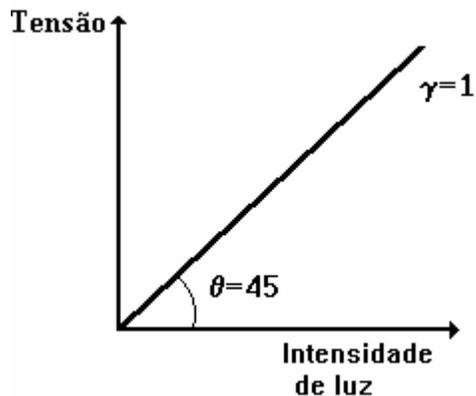
## 1.5 Parâmetros que atuam na qualidade das imagens

Existem vários parâmetros que podem ser alterados através do software que comanda a digitalização. São eles:

- Fator gama;
- Highligh e shadow;

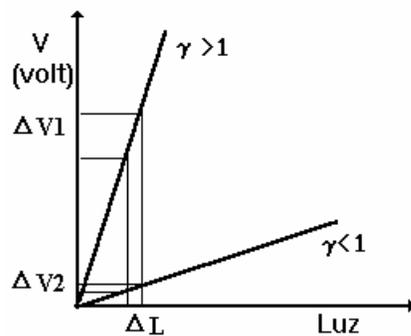
### 1.5.1- Fator gama:

O fator gama é usado para alterar o contraste da imagem considerada e é segundo [RUSS J.C, **The image processing handbook**, 1992] interpretado como sendo a inclinação da curva mostrada na fig.4 onde é relacionada a tensão de saída do sensor em função da intensidade de luz que incide sobre o sensor. Se esse fator  $\gamma$  for maior que 1 as partes escuras da imagem serão realçadas. Por outro lado, caso o fator  $\gamma$  seja menor que 1, teremos melhor definição das partes mais claras.



*Figura 4- Tensão de saída do sensor em função da intensidade de luz incidente sobre o sensor(fator gama).[RUS 1992, p.9]*

Na fig. 5 mostramos que para uma pequena intensidade de luz  $\Delta L$  obtemos um  $\Delta V1$  grande( par  $\gamma < 1$ ). Assim detalhes com pouco contraste (como microcalcificações) são mais fáceis de serem observados.



*Figura 5- Exemplos de valores de fator gama e suas respostas.*

*Curva de tensão de saída do sensor em função da intensidade de luz incidente sobre o sensor.*

No caso de  $\gamma > 1$ , para pequenas variações de iluminação, isto é, do contraste da imagem, obtemos grandes variações da saída, assim visualiza-se a imagem com mais detalhes.

Quando  $\gamma < 1$ , o sinal em  $\Delta V2$  seria praticamente 0, não sendo assim detectadas informações com pouco contraste. Por outro lado, toda faixa de iluminação sera representada..

### 1.5.2- Highlight e Shadow

Segundo [MYL, 1993] quando digitalizamos uma imagem, podemos elaborar um histograma que nos dá a quantidade de pixels referente à cada nível de cinza. Trabalhamos com 8 bits, ou seja, 256 níveis de cinza.

Neste histograma 0 representa o preto, e 255 o branco, e entre esses dois valores temos os tons de cinza. Um exemplo desse histograma esta na figura 6.



*Figura 6- Histograma da quantidade de pixels por nível de cinza.*

De acordo com [RUS, 1992] a densidade ótica de um scanner é definida como sendo:

$$D = \text{Log} (I_0/I)$$

Onde  $I$  é a intensidade de luz que incide sobre o objeto e  $I_0$  é intensidade de luz transmitida através do objeto.

A densidade ótica para as referências de branco e preto são obtidas através da medida da densidade ótica de um objeto totalmente branco e um outro totalmente preto. Desta forma obtem-se um padrão de densidade ótica que na fig. 6 esta representada pelos níveis 0 e 255.

A referência de preto corresponde ao nível 0 e a referência do branco corresponde ao nível 255. Assim, por exemplo, se ao nível 0 esta associado o valor de densidade ótica de 0.20  $D$  e ao nível 255, 2.75  $D$ , o intervalo entre 0.20 e 2.75 fica dividido em 255 partes. Dessa forma cada um intervalo corresponde a um nível de cinza. No exemplo acima teriamos:

0.20\_\_\_\_0.21\_\_\_\_0.22\_\_\_\_0.23.....2.74\_\_\_\_2.75 (dens. ótica)  
 0            1            2            ..... 255 (nível de cinza)

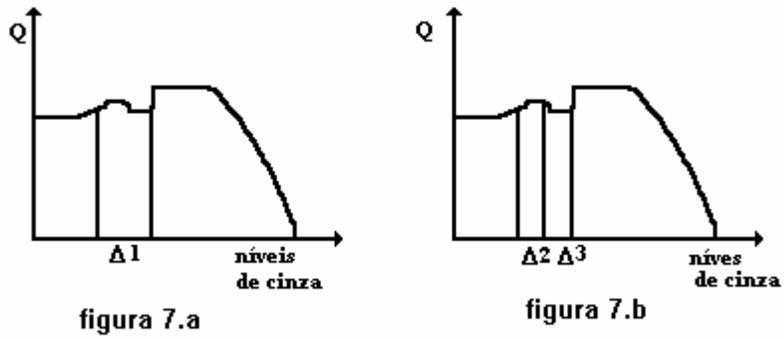
Ou também:

0.20 D.....0.21 D nível 0  
 0.21 D.....0.22 D nível 1  
 0.22 D.....0.23 D nível 2  
 .  
 .  
 .  
 .  
 .  
 2.73 D.....2.74 D nível 254  
 2.74 D.....2.75 D nível 255

Podemos, com o objetivo de melhorar o contraste da imagem alterar as referências de branco e preto. Deste modo podemos alterar, por exemplo, a referência de branco (Iluminação ou *Highlight*) para 2.50D. Assim a faixa de 2.50 D até 2.75 D seria considerada como nível 255. Entre 0.20 D e 2.50 D há então uma nova divisão em 255 intervalos uniformes. Assim como os intervalos estão menores, uma região do histograma é representada por mais de um nível, então conseguimos uma amostragem mais detalhada daquele intervalo em relação a antiga divisão.

Na figura podemos observar o efeito deste procedimento. O intervalo  $\Delta 1$  na fig7.a corresponde a um nível de cinza, ou seja, ele é representado por apenas um nível de cinza. Quando alteramos a referência de branco os intervalos de densidade ótica correspondentes aos níveis de cinza são diminuídos. Na fig.7.b o mesmo intervalo da

fig.7.a é representado por dois níveis de cinza correspondentes a dois intervalos de densidade ótica. Desta forma, obtemos melhores detalhes de regiões desejadas.



*Figura 7- Quantidade de Pixels  $Q$  por níveis de cinza.*

## 2. Análise da literatura:

## 2.1- Tabela de digitalizadores encontrados na literatura

O objetivo desta análise é conhecermos o que está sendo feito e usado por outros grupos de pesquisa na área de digitalização de imagens, especificamente de imagens mamográficas. Para isso foi realizada a leitura e análise de artigos publicados em revistas e periódicos internacionais escritos no período de 1966 até 1995.

Através da tabela pode-se verificar qual o tipo de digitalizador utilizado em cada artigo, e conseqüentemente por cada grupo de pesquisa. Podemos, através da tabela, verificar conforme a referência bibliográfica, qual o digitalizador correspondente a cada artigo.

*Tabela 1- Análise de filmes e digitalizadores encontrados na literatura.*

<b>referência</b>	<b>Título</b>	<b>Autores</b>	<b>Fonte/ Data</b>	<b>Tipo de Filme</b>	<b>Digitalizador</b>
Coh 1966	-Breast cancer with microcalcifications: diagnostic difficulties.	-J.G. Cohen -S.M. Berger -B.M. Curcio	-Radiology, Vol. 87, No.4, págs. 613-622, Outubro/1966	- (*)	-
Win 1967	-Detection of radiographic abnormalities in mammograms by means of optical scanning and computer analysis.	-F. Winsberg -M. Elkin -J. Macy, Jr. -V. Bordaz - W. Weymouth	-Radiology, Vol. 89, págs: 211-215	-Gravado em fita digital.	-Fac-símile convertido em scanner. -180 linhas por polegada (lines per inch). -Scanner com capacidade de 32 níveis de cinza, sendo que somente 16 foram usados.
Wee 1975	-Evaluation of mammographic calcifications using a	-W.G. Wee -M. Moskovitz -W.C. Chang	-Radiology, No. 16, págs: 717-720.	-	-Foi usado uma subrotina com 64 níveis de cinza para verificar o funcionamento

	computr program.	-Y.C. Ting -S. Pemmeraju	Set/1975		do processador.
Kin 1979	-Early detection of ductal breast cancer: the diagnostic procedure for grouped microcalcifications.	-G. Kindermann -W. Rummer	-Tumori, 65, págs: 547-553, 1979	-	-
Ega 1980	-Intramammary calcifications without an associated mass in benign and malignant diseases.	-R.L. Egan -M.B. Mcsweeney -C.W. Seweel	-Radiology, No. 137, págs: 1-7, Outubro/1980.	-Filme Kodak industrial M usando 12-20 Kvp.	-
Sic 1982	-Mammographic detectability of breast microcalcifications.	-E.A. Sickles	-AJR, Vol 139 n Nov. 1982, págs: 913-918	-Filme Kodak OM-1.	-Sistema Xerox 125.
Ish 1983	-High quality digital radiographic images: Improved detection of low-contrasts objects and preliminary clinical studies.	-M. Ishida. -P. H. Frank -K. Doi -J. L. Lehr	Radiographics Vol. 3, No. 2, Junho (1983)	- -	-Tamanho máximo da imagem: 35.6 cm X 35.6 cm - 1024 níveis de cinza - Amostras de "raster" : 20, 10 e 5 pixel/mm. - Definições usadas: 50,100 e 200 µm. - Velocidade do cilindro de luz do scanner: 3.0 R.P.S.
LeG 1984	- Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies.	-M. Le Gal -G. Chavanne -D. Pellier.	-Masson, Paris	-	-
Dha 1986	-Enhacement of mammographic features by optimal adaptive neighborhood image processing.	-A.P. Dhawan -G. Bueloni -R. Gordon	-IEEE transactions on medical imaging , Vol. 5, No. 1, março/1986	-	-Na aquisição das imagens foi usada uma camera de vídeo AVC-3260. -Usados:- 6 bits ( 64 níveis de cinza). - 512 X 512

					pixel.
Sma 1986	-Mammographic microcalcifications detection with xerography, screen film, and digitized film display.	-R.L. Smathers -E. Bush -J. Drace -M. Stevens -F.G. Sommer -B.W. Brown,Jr. -B. Karras	-Radiology, Vol. 159, No. 3, págs: 673-677, Junho/1986	-	- 12 bits -Definição: 2048 X 2048 pixel. -Raio laser de 180µm. -Densidade: 65 pixel/mm <sup>2</sup> -Foram usados 6.3 megabytes para cada imagem completa.
Sic 1986	-Breast calcifications mamographic evaluation.	-E. Sickles.	-Radiology, Vol. 160, No.2,págs: 289-293	-	-
Cha 1987	-Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography	-H.P. Chan -K. Doi -S. Galhotra -C.J. Vyborny -H. MacMahon -P.M. Jokich	-Medical Physics, Vol. 14, No 4, págs: 538-548, Jul/Ag- 1987	-Filme Kodak MinR-OM	-Aquisição: -Scanner “drum” Fuji de alta definição. -0.1 mm/pixel (10pixel/mm) -1024 níveis de cinza -Definição variando entre 800 X 1600 e 1100 X 2000 pixel. -Processamento em um VAX 11/750 com processador de alta resolução Ramtek 9460 -256 níveis de cinza (10 bits)
Nis 1987	-Scanned-projection digital mammography.	-R.M. Nishikawa -G.E. Mawdsley -A. Fenster -M.J. Yaffe	-Medical Physics, Vol. 14,No. 5, Set/Out. 1987	-	-filme detector de raio-x Kodak ortho-M/Min-R. -16 bits -71 pixel/mm
Smi 1987	-Mammographic dual-screen-dual-emulsion film combination: Visibility of	-C.K. Smith -L.W. Basset -R.H. Gold	-Radiology, Vol. 165, No. 2, págs: 313-	-Usadas 2 combinações	-Processador Kodak M6AW.

	simulated microcalcifications and effect on image contrast	-D. Rose -J. Orr	318, Nov. 1987	diferentes  1) Min-R + filme OM  2)Min-R fast + filme T-mat	
Cha 1988	-Digital characterization of clinical mammographic microcalcifications: Aplications in computer-aided detection	-H.P. Chan -K. Doi -K.L. Lam -C.J. Vyborny -R.A. Schmidt -C.E. Metz	-SPIE, Vol. 914, págs: 591-593	-Kodak MinR-OM	-Scanner “drum” Fuji -1024 níveis de cinza -Tam. pixel: 0.1 X 0.1 mm
Cha 1988	-Computer-aided detection of microcalcifications in mammograms: methodology and preliminary clinical studys	-H.P. Chan -K. Doi -C.J. Vyborny -K.L. Lam -R.A. Schmidt	-Investigative Radiology, Vol. 23, No 9, págs: 664-671, Set/1988	-Filme Kodak MinR-OM.	-Scanner “drum” Fuji -0.1 mm/pixel -1024 níveis de cinza -Processamento em um DEC VAX 11/750 -Tam. da imag.: 8 X 10 cm (800 X 1000pixel)
Far 1988	-Algorithm for the detection of fine clustered calcifications on film mammograms	-B.W. Fam -S.H. Olson -P.F. Winter -F.J. Scholz	-Radiology, Vol. 169, No. 2, págs: 333-337, Nov. 1988	-	-Scanner Nassua 1085 Imagitex. Aquisição: -0.2 mm/pixel -512 X 512 pixel -255 níveis de cinza Digitalização: -0.1 mm/pixel -1024 X 1024 pixel -255 níveis de cinza
Ols 1988	-Breast calcifications: Analysis of imaging properties.	-S.L. Olson -B.W. Fam -P.F. Winter	-Radiology, Vol. 169, No. 2, págs: 329-	-Filmes: Thomson -CGR,	-Definição: 120 pixel/inch (0.21 mm/pixel). -8 bits

		-F.J. Scholz -A.K. Lee -S.E. Gordon	332, Nov. 1988	Baltimore -Siemens	- Digitalizador modelo: 1085 Imagitex, Nashua.
Dha 1988	-Mammographic feature enhancement by computerized image processing	- A.P. Dhawan - E.L. Royer	-Computer methods and programs in biomedicine , No. 27, págs: 23-25.	-Kodak O-M para a aquisição das imagens.	-Imagem processada em um VAX 11/780. Na digitalização foi usada uma camera Eikonix 78/99. -Usados 8 bits, 256 níveis de cinza e definição de 512 X 512 pixel.
Yab 1989	-Extraction and computacional estimation of malignant microcalcification on mamography.	-S. Yabashi -M. Hata -K. Tubo -T. Ishikawa	-Systems and computers in Japan, Vol 20 No. 12, 1989	-Filme de raio-x ultafino	-CCD(TI22A) -memória de imagem (ED- 1161). -PC(9801F). -Definição 256 X 240 pontos. -64 níveis de cinza.
Gig 1990	-Image feature of mammographic masses used in the development of computerized schemes	-M.L. Giger -F.F. Yin -K. Doi	-	-	-Digitalização com scanner optico -10 bits -0.1 mm/pixel
Dav 1990	-Automatic computer detection of clustered calcifications in digital mammograms	-D.H. Davies -D.R. Dance	-Physics and Medical biology, Vol. 15, No 8, págs:1111- 1118	-filme Kodak MinR- OM	-Scanner Joyce-Loebl -10 pixel/mm -256 níveis de cinza -1000 X 2000 pixel -No processamento foi usada uma Workstation SUN 3/60G com 20 Mbyte de memória e HD 327 Mbyte. -Drive de video-tape de 2 Gbyte.
Tor 1990	-Calcium oxalate crystal in breast biopsies: the missing	-C. Tornos -E. Silva	-The American	-Análise com slide	

	microcalcifications	-A. El-Naggar -K.P.H. Pritzker	Journal of surgical pathology, Vol.14, No 10, págs: 961-968	de raio-x usando microscópio com luz normal e polarizada	-
Gig 1990	-Investigations of methods for the computerized detection and analysis of mammographic	-M.L. Giger -F.F. Yin -K. Doi -C.E. Metz -R.A. Schmidt -C.J. Viborny	-SPIE, Vol. 1233, Fev/1990	-Filme clínico para mamografias	-Detecção: -Camera de TV -512 X512 pixel -8 bits -0.4 mm/pixel -Classificação: -Scanner optico com 0.1mm/pixel -10 bits (quantização)
Cha 1990	-Improvement in radiologist's detection of clustered microcalcifications on mammograms: The potential of computer-aided diagnosis	-H.P. Chan -K. Doi -C.J. Vyborny -R.A. Schmidt -C.E. Metz -K.L. Lam -T. Ogura -Y. Wu -H. MacMahon	-Investigative Radiology, Vol.25, No 10, págs: 1102-1110, Out/1990	-Filme LP "single-motion" Konica	-1024 níveis de cinza -Imagem processada em um DEC VAX 11/750 -Imagem impressa em uma impressora laser Konica
Yin 1991	-Computer-vision system for the detection and characterization of masses for use in mammographic screening programs	-F.F. Yin -M.L. Giger -K. Doi -C.J. Viborny -R.A. Schmidt -C.E. Metz	-SPIE, Vol. 1396, No. 1, págs: 2-4	-Filme laser para digitalização	-10 bits -512 X 512 pixel -0.4 mm/pixel (0.1mm/pixel para classificação)
Nis 1991	-Potencial usefulness of a video printer for producing secondary images from digitized chest radiographs	-R.M. Nishikawa -H. MacMahon -K. Doi	-SPIE, Vol. 1444, págs 180-189	-Impressão feita em papel térmico	-Impressora de vídeo ("video printer") Seikosha modelo VP-3500 -64 níveis de cinza

		-E. Bosworth			-1280 X 1240 pixel (máx.) -Tamanho da imagem: 22,5 X 17 cm.
Pat 1991	-Expert learning system network for diagnosis of breast calcifications	-E.A. Patrick -M. Moskovitz -V.T. Mansukhani -E.I. Gruenstein	-Investigative Radiology, Vol.26, págs: 534-539. Junho/1991	-	-0.46 mm/pixel -512 X 512 pixel -Camera Newvicon CCTV - Lentes para zoom Nikkor 28 50mm f/3.5 -Ajuste do nível de cinza por equalização do histograma.
Yos 1992	Computerized scheme for the detection of pulmonary nodules. A non-linear filtering technique.	H. Yoshida, M.L Giger, K. Doi, H. Mac- Mahon, S.M Mowter.	Investigative Radiology Fev 1992	-	Optical drum scanner com 0,1 mm de tamanho de pixel. 10 bits de níveis de cinza.
Jia 1992	-Method of extracting signal area and signal thickness of microcalcifications from digital mammograms	-Y. Jiang -R.M. Nishikawa -M.L. Giger -K.Do -R.A. Schmidt -C.J. Vyborny	-SPIE,Vol. 1778, págs: 28-36. Março/1992	-	-Tam. pixel: 100µm X 100µm -10 bits de níveis de cinza
YWu 1992	-Computerized detection of clustered microcalcifications in digital mammograms: Aplications of artificial neural networks	-Y. Wu -K.Do -M.L. Giger -R.M. Nishikawa	-Medical Physics, Vol. 19, No. 3, Maio/Junho- 1992	-Kodak MinR-OM	-Scanner "drum" Fuji -0.1 mm/pixel -Processado por rede neural em uma Workstation IBM RISC 6000
Mat 1992	Potencial usefulness of computerized nodule detection ins screening programs for lung cancer.	T. Matsumoto, H.Yoshida, M.L Giger, K. Doi, H.M Mac- Mahon, S.M Montner, T. Nakani	Investigative Radiology Junho de 1992	Photo fluoro -graphic films	Konica Laser Scanner (Konica Corp). 512x512 matrizes de 10 bits. 0.175 mm de sampling distance. 0.6 mm(pixel size)

		-shi.			
Mat 1992	Image feature analysis of false positive diagnoses. Produced by automated detection of lung nodules.	T. Matsumoto, H. Yoshimura, K. Doi M.L Giger, H.Mahon, K. Abe, S.M Montner.	Investigative Radiology Ago 1993	-	Optical drum scanner com 0.1 mm de tamanho de pixel. 10 bits de níveis de níveis de cinza.
Bra 1992	Application of the EM algorithm to radiographic images.	J.C Brailean, D. LITTLE, M.L Giger, C.T Chen, B. J Sullivan.	Medical Physics. vol 19 n.o 5 set/out 1992	Kodak X- omatic regular /XRP	-
Cres 1992	Realce de mamografias através de processamento de imagens.	R.H.S.Crestana, T.G.Neto, L.A.C. Jorge	Sibgrapi V Nov 1992	-	-
Sel 1992	Combining evidence from multiple imaging modalities: A feature- analysis method.	S.E Seltzer,B.J Mc Neil, C.J D'Orsi, D.J Getty, R.M Pichet, J.A Swets.	Computerized Medical Imaging and graphics vol 16 n.o 6 pg 373-380	-	-
Tak 1992	A method for tumor shape extraction from X-Ray mammography	Y. Takeshita, M. Te -nauchi, K. Onaga.	IAPR work- shop on machine vision Appli- cations Dez- 7-9-1992 Tokyo	-	-
Kal 1992	Image segmentation in digital mammography comparison of local thresholding and region growing algorithms.	M.Kallergi, K. Woods, L.P Clarke, W. Quan, R. A. Clark	Computerized Medical Imaging and Graphics vol 16 n.o 5 pg 323- 331	ver pag 324 do arti- -go	Mindax Corp (Minneapolis, MN). Du Pont (Willmington, DE) , FD-2000 film digitizer. 200 µm 14''x17''area. 211 µm(vert)x229 µm

					(hor), pixel size. 8 bits. Dens. ótica- -3.5
Lef 1992	Fractal analysis of clustered microcalcificational- cifications in mammograms.	F.Lefebvre, H.Benali, E.Kahn.	Acta Stereol 1992	filmes con- vencionai s.	Boch TYK 9A camera connected to a PC coupled to an Imaging Technology series 151 image processor. Uma area de 21.5 x27.5 mm <sup>2</sup> contendo o cluster é digitalizada com 8 bits de níveis de cinza. 0.052 mm(pixel size)
Hig 1992	Detection Of subtle microcalcifications comparison of computed radiography and screen film mammography.	Y. Higashida, N.Moribe, K. Mori- ta, T. Takada, M Ta -kahashi, J. I Yama -shita.	Radiology 183 1992 pag 483- 486	-	Radiografia computadorizada. 0.1x0.1mm de pixel. 10 bits de níveis de cinza.
Nis 1992	-Computer-aided detection of clustered microcalcifications	-R.M. Nishikawa -Y. Jiang -M.L. Giger -K.Do -C.J. Vyborny -R.A. Schmidt	-IEEE transactions on Systems, Man and Cybernetics, 1992	-	-Scanner "drum" Fuji -10 bits -Tam. pixel: 0.1 X 0.1 mm -Processada em um DEC VAX 3500 (13 min./imag.)
Lia 1993	Tissue classification and segmentation of MR images. Research on statistical approaches offers avenues towards automation.	Z. Liang	IEEE Eng. in Medicine and Biology Março 1993	-	-
Yin 1993	Comparison of bilateral-subtraction and single Image processing techniques in the compu-	F.F Yin, M.L.Giger, C.J.Vyborny, K.Do	Investigative Radiology. Volume 28 N.o 6.	Kodak Min R screen /OM-1	Laser Film Digitizer. (Konica KFRD-S, Konica, Tokyo) com sampling distance de 0.131 mm e

	terized detection of mammographic masses.	R. A Schimdt.	Junho 1993		10 bits de níveis de cinza.
Gro 1993	A novel algorithm for the edge detection and edge enhancement of medical images.	I. Grooks B.G. Fallone	Med Phsy 2014 Jul/Ago 1993	-	Video camera connected to a frame-grabber installed in the PC.
Sab 1993	Mammographic scanning equalization radiography.	J. M. Sabol, I.C Soutar, D.B.Plewes.	Medical Phys. 2015 Set/ Out 1993	Min R MRH	MSER system . 140µmx140µmx10 bits scanning laser densitometer.
Den 1993	Segmentation of microcalcifications in mammograms.	J. Dengler, S. Behrens, J. F.Desaga.	IEEE Trans. on Medical Imaging vol 12 n.o 4 Dezembro 1993	-	Joyce Loeb1 Scanner 8 bits de níveis de cinza ( 10 bits e 12 bits são comparados e avaliados)
Kil 1993	Classifying mammographic lesions using computerized image analysis.	J.Kilday, F.Palmieri M.D Fox.	IEEE trans On Medical Imaging vol. 2 n.o 4 Dez 1993	-	PC vision Plus frame grabber e uma camera de video. Um pacote de processamento de imagens foi utilizado. 256 níveis de cinza.
Nis 1993	-Computer-aided detection of clustered microcalcifications: An improved method for grouping detected signals	-R.M. Nishikawa -M.L. Giger -K.Doi -C.J. Vyborny -R.A. Schmidt	-Medical Physics, Vol. 20, No. 6 , Nov/Dez.- 1993	-	-Scanner "drum" Fuji -Tam. pixel: 0.1 X 0.1 mm -10 bits de nível de cinza
Jac 1993	Imaging of the radiographically dense breast.	V.P.Jackson, R.E. Hendrick, S.A Feig D.B.Kapans.	Radiology 1993 pag 297-301	-	-
Xio 1993	Contrast enhancement of mammogram by image processing.	Y.Xiong, C.F Lam, G. D. Frey, M.	Spie vol 1898 Image Processing (1993)	Filmes con- vencionai	High resolution (0.175 mm/pixel) Laser Scanner. 12 bits de níveis de

		R Croley.		s de mamografia.	cinza. 2464x2032 pixels
Fro 1993	Polyedral Microcalcifications at mammography histologic correlation with calciumoxalate.	C.Frouge, M. Meunier, J. M. Guinebre-tière, R. Gilles, D. Vanel, G. Contesso, R.Di Paola, M. Blery.	Radiology 186 1993	-	-
1993	Extraction of microcalcifications from mammograms using morphological filter with multiple structuring elements.	H.R. Jin, H. Kobatake	Systems and Computers in Japan. vol 24 n.o 11 1993	-	2510 x2000 pixels 0.1 mm/pixel .
Mas 1993	Automated analysis for microcalcifications in high resolution digital mammograms.	L.N Massio, J.M Hernandez, C.M Cogan.	Spie vol 1892 Image Processing 1993	filmes convencionais	Du Pont 35 µm 7 inch per 17 inch area, or 75 µm over 14 inch per 17 inch area. 12 bits de nível de cinza.
Nis 1993	-Computer-aided detection and diagnosis of masses and clustered microcalcifications from digital mammograms	-R.M. Nishikawa -M.L. Giger -K.Doi -C.J. Vyborny -R.A. Schmidt	-State of the art in digital mammographic image analysis	-	-Processamento com workstation IBM powerstation 560
Nis 1994	Effect of selection on the performance of computer aided detection schemes	R. Nishikawa, M.L Giger, K. Doi, C.E. Metz, F.F Yin, C.. J Veyerry, R. A. Schmidt.	Medical Phys. Fevereiro 1994	-	-
Cia	-Biosignal pattern	-E. J. Ciaccio	IEEE Eng. in		

1994	recognition and interpretation systems(part 3 of 4 : methods of classification	-S. M. Dunn -M. Akay	Medicine and Biology Fev/Mar 1994	-	-
Yin 1994	-Computerized detection of masses in digital mammograms: Automated alignment of breast image and its effect on bilateral subtraction technique	F.F. Yin M.L. Giger K. Doi C.J. Vyborny R.A. Schimdt	Medical Physics , março/1994	-Kodak Min- R/OM-1	-Laser film digiter (Konica Model KFDR-S), sampling distance 0.131 mm, 10 bits de nível de cinza.
Qia 1994	Tree-structured nonlinear filters in digital mammography	W. Qian L.P. Clarke M. Kallergi R.L. Clark	IEEE trans. on medical imaging , Vol. 13 no.1, março/1994	-	imagens simuladas (ver artigo na pag. 29) 900 X 900 8 bits/pixel 100 µm.
Bre 1994	A clinical comparison between conventional and digital mammography utilizing computed radiography.	D.S Brettle. S.C Ward, G.J.S Parkn, A.R Cowen, H.J Sumsion.	The British Journal of radiology (maio 1994)	combi- nação de vários filmes.	Radiografia computado- rizada. (ver pag 464 do artigo)1770x2370 pixels de 100µm de tamanho 10 bits de níveis de cinza.
Cha 1994	Digitalization requirements in mammography: Effects on computer aided detection of microcalcifications.	H. P. Chan L.TNiklason D.M.Ikeda, K.L Lam, D.D Adler.	Medical Phys. Julho 1994	Kodak MinR/ MRE	Lumysis DS- 1000. Pixel size- 35x35 micro metros. 12 bits de níveis de cinza. O scanner foi calibrado de modo que a unidade de densidade ótica (O.D) foi linearmente relacionada ao valor de pixel no intervalo de 0.1-2.8 OD p/ 0.001 OD/ valor do pixel.
Cha 1994	-Digitization requirements in mammography: Effects on computer-aided detection of	-H.P. Chan -L.T. Niklason -D.M. Ikeda -K.L. Lam	-Medical Physics, Julho/1994	-Kodak MinR/M RE	-Scanner de filme laser Lumysis DS-1000 -Tam. pixel: 35µm X 35µm -12 bits de níveis de cinza.

	microcalcifications	-D.D. Adler			-Workstation
Lef 1994	A simulation model of clustered breast microcalcifications	F.Lefebvre, H.Benali, R. Gilles, R. Di Paola	Med Phys 21 dezembro 1994	-	Bosch TYK 9A camera. conectado a um PC aco- plado a um processa- dor de imagens series 151. 256 nves de cinza. pixel size: 0.051x0.068 mm <sup>2</sup>
Woo 1994	Comparative evaluation of pattern recognition techniques for detection of microcalcifications in mammography	K.S. Woods, J.L Solka, C. E. Priebe, W.P Kegelmeyer, C. C.Doss, K.W Boyer.	State of art in digital ma- mmographic image analysis 1994	-	70 µ de resolução. Du Pont NDT scan II, Model 35.
Pet 1994	Computer aided diagnosis in mammography classification of mass and normal tissue by texture analysis	A. Petrosian, H. P Chang, M. A. Hel- vie, M.M Goodsit, D. D Adder	State of art in digital ma- mmographic image analysis 1994	Kodak Min-R/ MRE	Lumisys laser film scanner. Pixel size: 0.1mmx0.1mm. 4096 níveis de cinza. O scanner foi calibrado para que os valores de pixels sejam linearmen- te proporcionais a densidade tica no range de 0.1-2.8 unidades de densidade tica em 0.001 OD/pixel.
Bar 1994	Feature extraction for computer-aided analysis of mammograms	H. Barman, G. Granlund, L.Haglund	State of art in digital ma- mmographic image analysis 1994	-	-
Chi 1994	Artificial neural networks based classification of mammographic microcalcification using image structure features.	Y. Chitre, A. P Dhawan, M. Moshowitz,	State of art in digital ma- mmographic image analysis 1994	-	160 µ/pixel Hitachi Video Camera e Matrox AT Frame Grabber. 256 níveis de cinza.

Ast 1994	Automation in mammo- graphy: computer vision and human perception.	S.Astley, I. Hutt, S. Adamson, P.Miller, P. Rose, C.Boggis, C. Taylor, T. Valentine, J. Davies J. Armstrong.	State of art in digital ma- mmographic image analysis 1994	-	-
Kar 1994	Adaptative noise equaliza- -tion and recognition of microcalcification clus- -ters in mammograms.	N. Karssemeijer.	State of art in digital ma- mmographic image analysis 1994	Kodak Min-R SO 177	CCD camera(Eikonix 1412). 12 bits de níveis de cinza.Abertura de 0.05 mm de diametro, 0.1 de sampling distan- -ce.
Par 1994	Digital mammography: Image analysis on auto- -matic classification of cal- -cifications in ductal -carcinoma in situ.	J.Parker, D.R Dance D.H Davies, L.J Yeoman, M.J Mitchell, S. Humphreys.	State of art in digital ma- mmographic image analysis 1994	-	Joyce- Loebll Scandiig III scanning densitome-ter. 25 $\mu$ de resolução ótica , range 0-3. Tamanho do pixel 17 $\mu^2$ .
Brz 1994	Mammogram screening using multiresolution-based image segmenta- -tion.	D. Brzakovic M. Neskovic	State of art in digital ma- mmographic image analysis 1994	-	-
Keg 1994	Computer- aided ma- mmographic screening for spiculated Lessions	W. P. Kegelmeyer Jr, J. M Pruneda, P.D. Bourland, A. Hillis, M.W. Riggs, Michael L. Nipper.	Radiology 191. pag 331- 337	-	NDT scan II; Du Pont Medical Products, Wilmington, Dell. Imagens de 3200x2500 pixels. As imagens fo- -ram reduzidas de 4 x em tamanho. O processamento foi feito com resolução de 280 $\mu$ .
Byn 1994	The quantitative analysis of mammographic densities.	J.W.Byng, N.F. Boyd, E. Fishell,	Phsy Med		

		R.A Jung, M. J Yaffe.	39 1994	-	-
Nis 1995	Computer-aided detection and diagnosis of masses and clustered microcalcifications from digital mammograms.	R.M.Nishikawa, M.LGiger, K.Doi, C.J.Vyborny, R.A Schimidt.	State of the Art in Digital Mammo. Image Anal. Março 95	-	-
Ple 1995	Role of equalization mammography of dense breast	D.B.Plewes, J.M Sa- bol.,Soutar, A. Chevri -er,R. Shumak	Medical & Bio. Eng & Compt. (Mar- 1995)	Kodak MRH/ Min-R	MSER system. Sanning area :18x24 cm. Scan time: 300 s
Kal 1995	Probabilistic and non-probabilistic overview and comparisons	H.Kälviäinen, P. Hir- vonen, L. Xu, E. Oja	Image and vi- sion Comp. vol 13 n.o 4 Maio	-	-
Qia 1995	-Tree structured wavelet transform segmentation of microcalcification on digital mamography.	-W. Qian -M. Kallergi -L.P. Clarke -H.D. Li -P. Venugopal -D. Song -R.A.Clark	-Medical Physics, Vol. 20, No. 8, August 1995	-	-NDT Scan II by DBA (Melbourne,FL). -Definição 105µm. -4096 níveis de cinza.
Dli 1995	Markov random field for tumor detection in Digital mammography	H.D. Li,M. Kalergi, L.P. Clarke, V. K Jain R. A Clarke.	IEEE Trans. on Medical Images.(Set) v. 14 n.o 13	screen film	Realizada por Mindax Corp.(Minneapolis,MN). Du Pont FD 2000. Resolução de 220µm e 8 bits de níveis de cinza por pixel com densidade ótica de 0-3.5.
Lai 1995	Wavelets For contrast Enhancement of digital Mammography.	A. Laine, J. Fan, W. Yang.	IEEE Eng. In Medicine and Biology Set/Out 1995	-	Kodak laser fim digitizer, 10 bits de níveis de Cinza.
Ric 1995	Applying Walets to Mammograms	W. B. Richardson.	IEEE Eng. In Medicine and Biology	-	50 CCD chips com 1024 <sup>2</sup> ou 2048 pixels.

			Set/Out 1995		
Qia 1995	Computer assisted diagnosis for digital mammography.	W. Qian, L. P. Clarke B. Zheng, M. Kallergi R. Clark	I.EEE Eng. In Medicine and Biology Set/Out 1995	-	E- systems, Dallas, Texas. Mega Scanmonitor at 200 ft. Lamberts Luminance.
Yan 1995	Effects of wavelets bases on compressing digital mammograms.	Z. Yang, M.Kallergi, R. A De Vore, B.J Lu- cier, W.Qian, R. A Clarke, L.P.Clarke	I.EEE Eng. In Medicine and Biology Set/Out 1995	-	Digitalização com resolução de 105 $\mu\text{m}/\text{pixel}$ com 12 bits de níveis de cinza. Modelo DBA digitizer (Melbourne, FL)
Coi 1995	Adapted waveform “denoising” for medical signals and images.	R. R Coifman, M.V Wickerhouser	I.EEE Eng. In Medicine and Biology Set/Out 1995	-	-
Sai 1995	Applying wavelet transforms with arithmetic coding to radiological image compression.	P. Saipetch, B. K T. Ho, R. Panwar, M. Ma, J. Wei.	I.EEE Eng. In Medicine and Biology Set/Out 1995	-	Tomografia computadorizada(T.C) e radiografia computadorizada(R.C). T.C- 512x512x12 bits R.C- 2048x2048x12 bits
Wei 1995	Classification of mass and normal breast tissue on digital mammograms: Multiresolution texture analysis.	D. Wei, H.P Chan, M A. Helvie, B. Shiner, N. Petrich, D. D. A- dler, M.M Goodsitt	Medical Physics 22 Set 1995	Kodal MinR/ MRE screen film	Laser Film Scanner Lumisys Dis- 100. tamanho de pixel: 0.1mm x 0.1 mm. 4096 níveis de cinza.

(\*): o sinal “ - ” equivale a “ não consta ”.

## 2.1 Análise quantitativa da tabela.

Dos 84 artigos relacionados na tabela 1, 35 estavam ligados a microcalcificações. Destes, 10 não mencionavam as técnicas de digitalização nem o tipo de material utilizado.

Nos 25 artigos restantes foram encontrados diversos tipos de filme e digitalizadores, tanto para aquisição de imagens como para sua digitalização.

O filme mais utilizado encontrado nos artigos foi o *Kodak MinR*(de vários tipos) com 11 citações. Outros 5 utilizaram filmes convencionais de mamografia.

Quanto aos digitalizadores encontrou-se a seguinte distribuição: 6 utilizaram Scanner Drum Fuji, 5 utilizaram cameras de video normais, 3 utilizaram *Joyce Loebel Scanner Densitometer*, 3 utilizaram *NDT Scan 2 (Du Pont)*, 2 utilizaram *Scanner Nashua 1085 Imagitex* e 3 utilizaram *Scanner Lumysis*.

Um artigo mencionava a utilização de radiografia computadorizada, onde os dois processos(aquisição e digitalização)eram realizados simultaneamente.

### 3. Materiais, métodos :

O objetivo desta atividade foi encontrar a melhor forma de digitalizar uma mamografia. Tentamos obter a melhor imagem para posterior processamento.

#### 3.1 Materiais.

Utilizou-se o *scanner* de mesa, *UMAX-modelo 1260*, com resolução ótica de 600 dpi (tamanho de *pixel* = 0.042 mm). Cada *pixel* com 8 *bits* (256 níveis) de cinza, com sensores/conversores de luz do tipo CCD. O *scanner* vem acompanhado de um *software* que nos permite variar os parâmetros de sombra, iluminação e fator gama em um *preview* (um pré-digitalização), para em seguida digitalizar a imagem.

O sistema permite variação de três parâmetros: Sombra (*Shadow*), Iluminação (*Highlight*) e fator Gama. Além destes há uma ferramenta extra, o auto-ajuste. Esta opção nos permite ajustar automaticamente os parâmetros de Sombra, Iluminação, conforme a região selecionada. Para isso o sistema verifica quais são os valores máximo de Iluminação, e mínimo de Sombra. Então *pixels* com níveis de cinza menores ou iguais ao mínimo de Sombra são considerados como nível 0, e os *pixels* com níveis de cinza maiores ou iguais ao máximo de Iluminação são considerados como nível 255.

Foram digitalizadas, 8 mamografias (diagnosticadas), gravadas após a digitalização em disco rígido com extensão *.gif*.

Para digitalização, foi utilizada como definição, 600 *dpi*, com 256 níveis de cinza e digitalização por transmissão.

## 3.2 Métodos

Escolhemos para esta experiência o seguinte roteiro:

- 1) Digitalização das mamografias com os valores padrão(*default*), que é 255 para iluminação, 0 para Sombra e Fator Gama 1.00.
- 2) Digitalização das mamografias variando os valores de Iluminação, Sombra e Fator Gama, através da análise visual da mamografia.
- 3) Digitalização das mamografias utilizando o auto-ajuste em dois modos de operação: selecionando toda a imagem e selecionando apenas a região de interesse, aonde já sabemos haver microcalcificações através do prévio diagnóstico médico.

O scanner utilizado é comandado por um *software* que nos permite visualizar a imagem, variar os parâmetros de Iluminação, Sombra e fator gama, selecionar uma região da imagem para posterior digitalização completa, variar a definição ótica, o tipo de digitalização (por transmissão ou reflexão).

Existe no sistema de digitalização uma modalidade especial para poder selecionar os parâmetros citados acima através da visualização no monitor de vídeo de uma pré-digitalização, chamada no sistema de *preview*.

Deste modo, podemos, sem precisar digitalizar totalmente a imagem, variar os parâmetros para melhorar sua visualização conforme a mamografia que desejamos digitalizar.

## 4. Resultados obtidos na digitalização das imagens.

### 4.1- Introdução.

Em mamografias consideradas (visualmente) escuras, durante a digitalização o fator gama foi variado acima de um (abaixo deste valor percebe-se um escurecimento da imagem, o que não é desejado), não excedendo 1.5 (a imagem fica muito clara a partir daí, sem benefício algum). O fator sombra foi fixado em zero (aumentando este fator, a imagem escurece perdendo detalhes de certas regiões), e a Iluminação variada abaixo de 255.

Em mamografias claras, fixou-se o fator sombra em zero, e variou-se o fator de Iluminação. O fator gama foi variado na faixa de valores: 0.7, 0.8, 1.0 e 1.25.

Para imagens médias (sem predominância de claro ou escuro), também manteve-se o fator Sombra em 0, e variou-se a Iluminação abaixo de 255. O fator gama foi variado entre os valores de 0.7 e 1.25.

Foram escolhidas 8 mamografias já diagnosticadas, consideradas visualmente como sendo claras, escura e sem predominância de claro ou escuro para serem digitalizadas.

Procedemos então obtendo o *preview* da digitalização. A partir dele, e segundo o roteiro, melhoramos o contraste de cada imagem variando os parâmetros de iluminação, sombra e fator gama. Em seguida digitalizamos cada imagem e a gravamos em disco rígido para posterior processamento.

## 4.2 Digitalização das imagens.

Os experimentos foram divididos em duas partes.

Na primeira delas, foram selecionadas aleatoriamente 6 mamografias (já diagnosticadas) para serem digitalizadas.

Inicialmente obtivamos o *preview* da digitalização. À partir deste, variávamos os fatores de Highlight, Shadow e fator gama conforme indicado no roteiro (item 3.2). Verificávamos o resultado desta variação através do monitor de vídeo. Em seguida gravávamos a imagem digitalizada em disco rígido, com a extensão *.gif*.

Então elaboramos a tabela 2, aonde tínhamos uma referência para o processamento futuro das imagens.

Na segunda parte, das 8 mamografias selecionamos 3 imagens consideradas visualmente como sendo, clara, escura e sem predominância de escuro ou claro.

Seguiu-se então o mesmo processo da primeira parte da experiência, resultando na elaboração da tabela 3, que também serviria para referência para processamento.

Quando observávamos através do *preview*, que a variação de um parâmetro não resultava na melhora da imagem, não digitalizávamos a imagem. Desta maneira pudemos perceber que, a variação do parâmetro *Shadow* não resultava em melhoria da visualização das imagens.

Ao aumentarmos o fator gama acima de 1.5, percebemos que a imagem ficava saturada, isto é, ela ficava muito clara, dificultando a visualização das imagens, e principalmente das microcalcificações (já que sabíamos aonde estas se encontravam na mamografia).

O parâmetro de *Highlight* era variado entre 120 e 150, pois sabíamos por experiências iniciais com processamento de imagens, que seriam obtidos melhores resultados com estes valores.

O auto-ajuste foi utilizado de duas maneiras. Primeiramente, selecionávamos toda a imagem através da mamografia pré-digitalizada (*preview*) e se fazia o auto-ajuste. Em seguida digitalizávamos a mamografia com os parâmetros do auto-ajuste. Em seguida selecionávamos apenas a região contendo as microcalcificações. O auto-ajuste era feito em relação a esta região. Em seguida, digitalizávamos a mamografia com os parâmetros do auto-ajuste.

### 4.3 Apresentação das tabelas.

*Tabela 2.- Valores de parâmetros da digitalização de mamografias.*

Imagem	Iluminação	Sombra	Fator Gama	Observações
primeira mamografia				
Im 1	128	0	1.25	imagem clara

Im 2	255	0	1.00	mesma mamog.
Im 3	128	2	1.25	idem
Im 4	150	2	1.25	idem
Im 5	128	10	1.25	idem
Im 6	150	10	1.25	idem
segunda mamografia				
Im 7	128	0	1.5	imagem escura
Im 8	120	0	1.5	mesma mamog.
Im 9	100	0	1.7	idem.
Im 10	21	0	1	auto- ajuste
Im 11	50	0	1.28	mesma mamog.
terceira mamografia				
Im 12	255	0	1	imagem clara
Im13	255	3	0.8	mesma mamog.
Im 14	128	3	0.75	idem
Im 15	125	0	0.75	idem
Im 16	125	0	1.0	idem
Im 17	125	0	1.25	idem
quarta mamografia				
Im 18	255	0	1	imagem média
Im 19	128	0	1.25	mesma mamog.
Im 20	128	2	1.25	idem
quinta mamografia				
Im 21	255	0	1	imagem escura
Im 22	255	0	1.25	mesma mamog

Im 23	26	0	1	auto- ajuste
Im24	128	0	1.25	mesma mamog.
sexta mamografia				
Im25	255	0	1	imagem clara
Im26	106	0	1	auto ajuste
Im27	128	0	1.25	mesma mamog
Im28	255	3	1.25	mesma mamog.
sétima mamografia				
Im29	255	0	1	imagem média
Im30	63	0	1	auto- ajuste
Im31	128	0	1.25	mesma mamog.
oitava mamografia				
Im32	255	0	1	imagem média
Im33	95	0	1.0	auto ajuste
Im34	128	0	1.25	mesma mamog
Im 35	128	0	1.25	mesma mamog
Im 36	255	0	1.6	ref. a sexta mamografia

*Tabela 3- Valores de parâmetros da digitalização de mamografias*

Imagem	Iluminação	Sombra	Fator gama	observações
primeira mamografia				mamografia escura
Im 37	255	0	1	valor default

Im 38	200	0	1.25	
Im39	128	0	1.00	boa visualização
Im40	21	0	1.00.	auto ajuste pela imagem inteira
Im41	24	2	1.00	auto ajuste por região.
segunda mamografia				mamografia média
Im42	255	0	1	default
Im43	128	0	1.75	
Im44	128	0	1.25	boa visualização
Im45	200	0	1.20	boa visualização
Im46	126	0	1.00	auto ajuste pela imagem inteira
Im47	113	8	1.00	auto ajuste por região
Terceira mamografia				mamografia clara
Im48	255	0	1.00	default
Im49	128	0	0.7	
Im50	150	0	0.8	
Im51	150	0	1.25	muito clara
Im52	154	0	1.00	auto ajuste pela imagem inteira
Im53	114	6	1.00	auto ajuste por região.

#### 4.4 Apresentação de algumas imagens digitalizadas e discussão dos resultados obtidos

Na fig.8 apresentamos uma mamografia digitalizada com valores default, ou seja, 225 para Iluminação, 0 para Sombra e 1 para fator gama. A fig. 9 apresenta a mesma mamografia, porém digitalizada com Iluminação=128, Shadow= 0 e fator gama= 0.75. Podemos perceber que a imagem fica mais clara, e podemos observar melhor as microcalcificações. Também com a mesma mamografia, apresentamos na fig.10, uma digitalização com Iluminação=128, sombra= 0 e fator gama=1.25. Percebemos também um clareamento da imagem em relação aos valores padrão( default), mesmo sem alterarmos os fatores de sombra e iluminação.

Na fig.11 apresentamos uma imagem com fator gama= 1.7. Podemos notar que a imagem fica muito saturada , sem benefício para a visualização de detalhes.

Nas figuras 12 e 13 mostramos uma mesma mamografia, digitalizadas com, Iluminação= 128, Sombra=0 e fator gama= 1.25 (fig.12) e Iluminação= 128, Sombra= 2 e fator gama= 1.25 (fig.13). Notamos que o aumento do parâmetro de sombra, apenas escurece a imagem, não ajudando na detecção visual das microcalcificações.

Apresentamos na fig.14 uma mamografia digitalizada com os valores, Iluminação=128, Sombra=0 e fator gama= 1.25, ajustada manualmente . Na fig.15, a mesma mamografia é digitalizada com os parâmetros auto- ajustados pela imagem toda, Iluminação=21, Sombra=0 e fator gama=1.00. Na fig.16, temos a digitalização da mesma mamografia, porém com os parâmetros auto ajustados pela região contendo as microcalcificações, Iluminação =24, Sombra= 2 e fator gama= 1.00. Percebemos que na figura 15 as microcalcificações estão melhor ressaltadas.

Nas figuras 17 e 18, apresentamos duas mamografias com bons resultados no processamento, sendo Iluminação= 128, Sombra= 0, fator gama=1.5.(ajuste manual, fig.17) e Iluminação= 21, Sombra= 0 e fator gama= 1.0 (auto ajuste, fig.18). Para isso as duas imagens foram processadas para verificar a eficiência da digitalização.



*Figura 8- Mamografia digitalizada com os valores:  $H= 255$ ,  $S= 0$  e  $FG= 1.00$ (Im42)*

*Figura 9- Mamografia digitalizada com os valores:  $H= 128$ ,  $S= 0$  e  $FG= 0.75$ (Im43)*

*Figura 10- Mamografia digitalizada com os valores:  $H= 128$ ,  $S= 0$  e  $FG= 1.25(Im44)$*

*Figura 11- Mamografia digitalizada com um valor alto de fator gama (1.7).(Im9)*

*Figura 12- Mamografia digitalizada com valores:  $H= 128$ ,  $S= 0$  e  $FG=1.25$ (Im1)*

*Figura 13- Mamografia digitalizada com os valores:  $H= 128$ ,  $S= 2$  e  $FG= 1.25(Im3)$*

*Figura 14- Mamografia digitalizada com os valores:  $H=128$ ,  $S= 0$  e  $FG=1.50$ .(Im39)*

*Figura 15- Mamografia digitalizada com os parâmetros auto-ajustados.(Im 40)*

*Figura 16- Mamografia digitalizada com os parâmetros auto-ajustados(Im 41)*

*Figura 17- Mamografia digitalizada com bons resultados de processamento (Im7)*

*Figura 18- Mamografia digitalizada com bons resultados no processamento.*

## 5. Conclusões.

Para imagens médias e claras obtemos melhores resultados utilizando:

Highlight = 128

Shadow = 0

Fator Gama = 1.00 ou 1.25

Para imagens escuras os melhores resultados foram obtidos com:

Highlight = 128

Shadow = 0

Fator Gama > 1.00

Entretanto através do auto-ajuste obtivemos resultados diferentes.

Com o fator gama deixado em 1.00, tivemos para imagens claras valores:

Highlight, entre 128 e 150

Shadow = 0

Para imagens escuras:

Highlight = 20

Shadow = 0

Para imagens médias:

Highlight, entre 126 e 130

Shadow = 0.

Entretanto estes fatores deverão ser avaliados de uma forma mais rigorosa, quando efetuarmos o processamento destas imagens.

## 6. Referências bibliográficas.

[Ast 1994]

ASTLEY S.; I. HUTT; S. ADAMSON; MILLER. P; ROSE P.; BOGGIS P.;  
TAYLOR C.; VALENTINE T.; DAVIES J.; J. ARMSTRONG; **Automation in**

**mamography: computer vision and human perception.** State of art in digital mammographic image analysis, 1994.

[Bar 1994]

BARMAN H.; GRANLUND. G; HAGLUND L.; **Feature extraction for computer-aided analysis of mammogram.** State of art in digital mammographic image analysis, 1994.

[Bra 1992]

BRAILEAN J.C; LITTLE D.; GIGER M.L; CHEN C.T; BJ SULLIVAN; **Application of the EM algorithm to radiographic images.** Medical Physics, vol 19 Set/ Out 1992.

[Bre 1994]

BRETTLE D.S; WARD S.C; PARKN G.J.S; COWEN A.R; SUMSION H.J. **A clinical comparison between conventional and digital mammography utilizing computed radiography.** The British Journal of radiology, Maio 1994.

[Brz 1994]

BRZAKOVIC D.; NESKOVIC M.; **Mammogram screening using multiresolution-based image segmentation .** State of art in digital mammographic image analysis, 1994.

[Byn 1994]

BYN J.W ; BOYD N.F; FISHELL E.; JUNG R.A.; YAFFE M.J.; **The quantitative analysis of mammographic densities.** Physical Medicine, n.o 39, 1994.

[Cha 1987]

CHAN H.P;DOI K.; GALLOTRA S.; VYBORNY C.J.; JOKICH P.M.; **Image feature analysis and computer- aided diagnosis in digital radiography.** Medical Physics, vol. 14, Jul/Ago 1987.

[CAS 1979]

CASTLEMAN, K.R. ;**Digital image processing.** Prentice- Hall, Inc 1979.

[Cha 1988]

CHAN H.P; DOI K.; LAM K.L; VYBORNY C.J; SCHIMDT R.A **Digital characterization of clinical mammographic microcalcifications: Applications in computer; detection.** SPIE, vol 914, 1988.

[Chan 1988\*]

CHAN H.P;DOI K.,VYBORNY C.J; LAM K.L;SCHIMDT R.A; **Computer-aided detection of microcalcifications in mammograms: methodology and preliminary clinical studys.** Investigative Radiology. v.23, n.9, p.664-671. Set 1988.

[Cha 1990]

CHAN H.P; DOI K.; VYBORNY C.J; SCHIMDT R.A.; METZ C.E; LAM K.L; OGURA T.;WU Y.;Mac MAHON H.; **Improvement in radiologist's detection of clustered microcalcifications on mammograms: The potencial of computer-aided diagnosis.** Investigative Radiology, vol 25 n.o 10, Out 1990.

[Cha 1994]:

CHAN H.P; NIKLASON L.T;IKEDA D.M; LAM K.L; ADLER D.D.; **Digitalization requirements in mammography: Effects on the computer aided detection of microcalcifications.** Medical Physics, Julho 1994

[Chi 1994]

CHITRE Y.; DHAWAN A.P.; MOSHOWITZ M.; **Artificial neural networks based classification of mammographic microcalcification using image structure features.** State of art in digital mammographic image analysis, 1994.

[Cia 1994]

CIACCIO E.J.; DUNN S.M.; AKAY M.; **Biosignal pattern recognition and interpretation systems (part 3 of 4: methods of classification).** IEEE Eng. in medicine and Biology. Fev/Mar 1994.

[Coh 1966]

COHEN J.G.; BERGER S.M.; CURCIO B.M.; **Breast cancer with microcalcifications : diagnostics difficulties.** Radiology, n.4, p. 613-622, Out 1966.

[Coi 1995]

COIFMAN R.R; WICKERHOUSER M.V; **Adapted waveform “denoising”for medical signals and images.** IEEE Eng. in medicine and biology. Set/Out 1995.

[Cre 1992]

CRESTANA R.H.S ; NETO T.G; JORGE L.A.C; **Realce de mamografias através de processamento de imagens.** Sibgrapi V, Nov 1992.

[Dav 1990]

DAVIES D.H; DANCE D.R; **Automatic computer detection of clustered calcifications in digital mammograms.** Physics and medical biology, v. 15, n.8, p. 1111- 1118, 1990.

[Den 1993]

DENGLER J.; BEHREN S.; DESAGA J.F.; **Segmentation of microcalcifications in mammograms.** IEEE trans. on medical imaging. v. 12, n.4, Dez 1993.

[Dha 1986]

DHAWAN A.P; BUELONI G.; GORDON R.; **Enhancement of mammographic features by optimal adaptative neighborhood image processing.** IEEE trans. on medical imaging. v.5, n.1, Mar/1986.

[Dha 1988]

DHAWAN A.P; ROYER E.L.; **Mammographic feature enhancement by computerized image processing.** Computer methods and programs in biomedicine. n.27, p.23-25.1988.

[Ega 1983]

EGAN R.L; MCSWEENEY M.B; SEWEEL C.S; **Intramammary calcifications without an associated mass in benign and malignant diseases.** Radiology n.137, p.1-7, Out/1983.

[Fam 1988]

FAM B.W; OLSONS .H; WINTWR P.F.;SCHOLZ F.J; **Algorithm for the detection of the fine clustered calcifications on the film mammograms.** Radiology, v. 169, n. 2, p.33-337, Nov/1988.

[Fro 1993]

FROUGE C.; MEUNIER M.; GUINEBRETIERE J.M; GILLES R.; VANEL D.; CONTESSO G.; DI PAOLA R.; BLERY M.; **Polyedral microcalcifications at mammography histologic correlation with calciumoxalate.** Radiology, n.186. 1993.

[Gro 1993]

GROOKS I.; FALLONE B.G.; **A novel algorithm for ythe edge detection and edge enhancemnet of medical images.** Medical Phsysics, n.2014, Jul/Ago 1993.

[Gig 1990]

GIGER M.L; YIN F.F; DOI K.; **Image feature of mammographic masses used in the development of computerized schemes.** 1990.

[Gig 1990\*]

GIGER M.L; YIN F.F; DOI K.; METZ C.E; SCHMIDT R.A , VYBORNY C.J.; **Investigations of methods for the computerized detection and analysis of mammographic.** SPIE v. 1233 fev/1990.

[Hig 1992]

HIGASHIDA Y.; MORIBE N.; MORITA K.; TAKADA T.; TAKAHASHI M.; YAMASHITA J.I.; **Detection of subtle microcalcifications comparision of computed radiography and screen film mammography.** Radiology,n.183, p.483-486, 1992.

[Ish 1983]

ISHIDA M.; FRANK P.H.; DOI K.; LEHR J.L; **High quality digital radiographic images: improved detection of low- contrasts objects and preliminary clinical studies.** Radiographics. v.3, n.2, Jun/1983.

[Jac 1993]

JACKSON V.P; HENDRICK R.E; FEIG S.A; KAPANS D.B; **Imaging of the radiographically dense breast.** Radiology 1993.

[Jia 1992]

JIANG Y.; NISHIKAWA R.M; GIGER M.L; DOI K.; SCHMIDT R.A ;  
 VYBORNÝ C.J; **Method of extracting signal area and signal thickness of  
 microcalcifications from digital mammograms.** SPIE, v.1778, p.28-36, Mar 1992.

[Jin 1993]

JIN H.R; KOBATAKE H.; **Extraction of microcalcifications from  
 mammograms using morphological filter with multiple structuring elements.**  
Systems and computers in japan, v.24, n. 11, 1993.

[Kal 1992]

KALLERGI M; WOODS K; CLARKE L.P; QUAN W., CLARK R.A; **Image  
 segmentation in digital mammography comparison of local thresholding and  
 region algorithms.** Computerized medical imaging and Graphics.v. 16, n.5, p.323-331.

[Kal 1995]

KÄLVIÄINEN H.; HIRVONEN P.; XU L.; OJA E.; **Probabilistic and non-  
 probabilistic overview and comparisons.** Image and vision computer v.13 n.4 Maio  
 1995.

[Kar 1994]

KARSSEMEIJER N.; **Adaptative noise equalization and recognition of  
 microcalcification clusters in mamograms.** State of art in digital mamographic image  
 analysis. 1994.

[Keg 1994]

KEGELMEYER J.r W.P; PRUNEDA J.M; BOURLAND P.D.; HILLIS A.;  
 RIGGS. M.W; NIPPER M.L; **Computer- aided mammographic screening for  
 spiculated lessions;** Radiology n. 191 p.331-337.

[Kil 1993]

KILDAY J.; PALMIERI F.; FOX M.D. **Classifying mammographic lesions using computerized image analysis.** IEEE trans. on medical imaging v.2 n.4 Dez 1993.

[Kin 1979]

KINDERMAN G.; RUMMER W.; **Early detection of ductal breast cancer: the diagnostic procedure for grouped microcalcifications.** Tumori, n.65 p.547-553.1979.

[Lai 1995]

LAINE A.; FAN J.; YANG W.; **Wavelets for contrast enhancement of digital mamography.** IEEE eng. in medicine and biology. Set/ Out 1995.

[Lef 1992]

LEFEBVRE F.; BENALI H.; KAHN E.; **Fractal analysis of clustered microcalcifications in mammograms.** Acta stereol 1992.

[Lef 1994]

LEFEBVRE F.; BENALI H.; GILLES R.; Di PAOLA R.; **A simulation model of clustered breast microcalcifications.** Medical physics n.21 Dez 1994.

[Leg 1984]

LE GAL M; CHAVANNE G.; PELLIER D.; **Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies.** Masson , paris 1984.

[Li 1994]

LI H.D; KALLERGI M.; CLARKE L.P; JAIN V. K.; CLARKE L.P; JAIN V.K; CLARKE R.A.**Markov random field for tumor detection in digital mammography.** IEEE trans. in medical images. v.14 n. 13 Set/1994.

[Lia 1993]

LIANG Z.; **Tissue classification and segmentation of MR images. Research on statistical approaches offers avenues towards automation.** IEEE eng. in medicine and biology Mar 1993.

[Mas 1993]

MASSIO L.N; HERNANDEZ J.M; COGAN C.M; **Automated analysis for microcalcifications in high resolution digital mammograms.** Spie v. 1892 Image processing 1993.

[Mat 1992]

MATSUMOTO T.; H. YOSHIMURA; GIGER M.L; DOI K.; MAC MAHON H; MONTNER S.M; NAKANISHI T.; **Potencial usefulness of computerized nodule detection in screening programs for lung cancer.** Investigative radiology. Ago 1993.

[Mat 1993]

MATSUMOTO T.; H.YOSHIMURA; K.DOI ; GIGER M.L; MAC MAHON H.; ABE K; MONTNER S.M. **Image feature analysis of false positive diagnosis. produced by automated detection of lung cancer.** Investigative radiology 1993.

[Myl 1993]

MYLER H.R; WEEKS A.R; **Computer image recipes in C.**

[Nis 1987]

NISHIKAWA R.M; MAWDSLEY G.E; FENSTER A.; YAFFE M.J; **Scanned projection digital mammography.** Medical Physics v. 14 n.5 Set/ Out 1987.

[Nis 1991]

NISHIKAWA R.M; MAC MAHON H.; DOI K.; BOSWORTH; **Potencial usefulness of a video printer for producing secondary images from digitized chest radiographs.** SPIE, v.1444 p.180- 189. 1991.

[Nis 1992]

NISHIKAWA R.M; JIANG Y; GIGER M.L; DOI K.; VYBORNY C.J; SCHMIDT R.A; **Computer- aided detection of clustered microcalcifications .** IEEE transactions on systems man and cybernetics , 1992.

[Nis 1993]

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.** Medical physics v. 20 n. 6 Nov/Dez 1993.

[Nis 1994]

NISHIKAWA R.M; GIGER M.L; DOI K; METZ C.E; F.F. YIN; VEYERRY C.J.; SCHIMDT R.A. **Effect of selection on the performance of computer aided detection schemes.** Medical physics fev 1994.

[Ols 1988]

OLSON S.L; FAM B.W; WINTER P.F; SCHOLZ F.J; LEE A.K; GORDON S.E; **Breast calcifications: analysis of imaging properties.** Radiology v.169 n.2 p.329-332, nov 1988.

[Par 1994]

PARKER J.; DANCE D.R; DAVIES D.H; YEOMAN L.J; MITCHELL . M.J; HUMPHREYS S.; **Digital mammography : image analysis on automatic classification of calcifications in ductal carcinoma in situ.** State of art in digital mammographic image analysis, 1994.

[Pat 1991]

PATRICK E.A; MOSKOVITZ M.; MANSUKHANI V. T; GRUESSTEIN E.I;  
**Expert learning system network for diagnosis of breast calcifications.** Investigative radiology v. 26 p.534-539 Jun/ 1991.

[Pet 1994]

PETROSIAN A.; CHANG H.P; HELVIE M.A; GOODSIT M.M; ADDER D.D;  
**Computer aides diagnosis in mammography classification of mass and normal tissue by texture analysis.** State of art in digital mammographic image analysis 1994.

[Ple 1995]

PLEWES D.B; SABOL J.M; SOUTAR; CHEVRIER A.; SHUMAK R.; **Role of equalization mammography of dense breast.** Medical & bio. eng. & comp. Mar/ 1995.

[Qia 1994]

QIAN W.; CLARKE L.P; KALLERGI M.; CLARK R.L; **Tree- structured nonlinear fliters in digital mammography.** IEEE tran. on medical imaging, v. 13 n.1 Mar 1994.

[Qia 1995]

QIAN W.; KALLERGI M.; CLARKE L.P; LI H.D; VENUGOPAL P.; SONG D.; CLARK R.A; **Tree- structured wavelet transform segmentation of microcalcification on digital mammography.** Medical physics v. 20 n. 8 Ago 1995.

[Qia 1995\*]

QIAN W.; CLARKE L.P; ZHENG B.; KALLERGI M.; CLARK R.;  
**Computer assisted diagnosis for digital mammography.** IEEE eng. in medicine and biology Set/ Out 1995.

[Ric 1995]

RICHARDSON W.B; **Applying wavelets to mammograms .** IEEE eng. in medicine and biology Set/ Out 1995.

[Rus 1992]

RUSS J.C. **The image processing handbook.** CRC Press Inc., 1992.

[Sab 1993]

SABOL J.M; SOUTAR I.C; PLEWES D.B; **Mammographic scanning equalization radiography.** Medical Phys 2015 ST/ Out1993.

[Sai 1995]

SAIPTETETCH P.; HO K.T; PANWAR R.; MA M.; WEI J.; **Applying wavelet transforms with arithmetic coding to radiological image compression.** IEEE Eng in medicine and biology set/ out 1995.

[Sca 1995]

não consta autor. **Scantastic.** Personal computer world, Julho 1995. p.460-492

[Sel 1992]

SELTZER S.E; MC NEIL B.J; D'ORSI C.J; GETTY D.J; PICHET R.M;  
 SWETS J.A; **Combining evidence from multiple imaging modalities : a feature-**

**analysis method.** Computerized medical imaging and graphics v. 16 n. 6 p-373-380.1992

[Sic 1983]

SICKLES E.A; **Mammographic detectability of breast microcalcifications** .AJR, v. 139 n.1982 p.913- 918.

[Sic 1986]

SICKLES E.A; **Breast calcifications mamographic evaluation.** Radiology v. 160 n. 2 p. 289-293. 1986.

[Tak 1992]

TAKESHIDA Y.; TENAUCHI M.; ONAGA K.; **A method for tumor shape extraction from x-ray mammography.** IAPR workshop on machine vision applications. Dez 1992.

[Tor 1990]

TORNOS C.; SILVA E.; EL-NAGGAR A.; PRITZKER K.P.H. **Calcium oxalate crystal in breast biopsies: the missing microcalcifications.** The american journal of surgical pathology. v. 14 n. 10 p. 961-968. 1990.

[Wee 1975]

WEE W.G; MOSKOVITZ M; CHANG W.C; TING Y.C; PEMMERAJU S.; **Evaluation of mammographic calcifications using a computer program.** Radiology .16 p. 717- 120 Set/ 1975.

[Wei 1995]

WWI D.; CHAN H.P; HELVIE M.A ; SHINER B.; PETRICH N.; ADLER D.D.; GOODSITT M.M; **Classification of mass and normal breast tissue on digital mammograms : multiresolution texture analysis.** Medical physics n. 22 set / 1995.

[Woo 1994]

WOODS K.S; SOLKA J.L; PRIEBE C.E; KEGELMEYER W.P; DOSS C.C; BOYER K.W; **Comparative evaluation of pattern recognition techniques for detection of microcalcifications in mammography.** State of art in digital mammographic image analysis, 1994.

[Xio 1993]

XIONG Y.; LAM C.F ; FREY G.D.; CROLEY M.R; **Contrast enhancement of mammogram by image processing.** Spie v. 1898 image processing , 1993.

[Wu 1992]

WU Y.; DOI K, GIGER M.L; NISHIKAWA R.M; **Computerized detection of clustered microcalcifications in digital mammograms : applicatuions of artificial neural networks.** Medical physics , v.19 n. 3 Maio/ Junho 1992.

[Yab 1989]

YABASHI Y.; HATA M.; TUBO K; ISHIKAWA T. **Extraction and computational estimation of malignant microcalcification on mammography.** Systems and computers in japan. v. 20 n.12 1989.

[Yan 1995]

YANG Z.; KALLERGI M.; DE VORE R.A; LUCIER B.J; QIAN W.; CLARKE R.A; L.P CLARKE. **Effects of wavelets bases on compressing digital mammograms.** IEEE eng in medicine and biology, set/ ou 1995.

[Yin 1991]

YIN F.F.; GIGER M.L; DOI K.; VYBORNY C.J; SCHMIDT R.A; METZ C.E; **Computer vision system for the detection and characterization of masses for use in mammographic screening programs.** SPIE, v. 1396, n.1 p, 2-4.

[Yin 1993]

YIN F.F.; GIGER M.L; C.J VYBORNY; DOI K.; SCHIMDT R.A; **Comparision of bilateral subtraction and single image processing techniques in the computer detection of mammographic masses.** Investigative radiology. v. 28 n. 6 Jun 1993.

[Yin 1994]

YIN F.F.; GIGER M.L; DOI K.; VYBORNY C.J; SCHIMDT R.A; **Computerized detection of masses in digital mammograms: automated alignment of breast image and its effects on bilateral subtraction technique.** Medical physises , Jul 1994.

[Yos 1992]

YOSHIDA H.; GIGER M.L; DOI K.; MAC MAHON H.; MOWTER S.M.**Computerized scheme for the detection of pulmonary nodules. A non linear filtering technique.** Investigative radiology, Fev 1992.