

SEL
07
01
05

ISSN: 1727-1983
ISBN: 85-98739-01-4

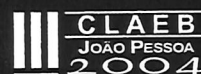
IFMBE Proceedings

Volume 5, 2004



III Latin American Congress on Biomedical Engineering
III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica
III Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica
XIX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica

September 22 - 25, 2004
João Pessoa, Paraíba, Brazil



Proceedings of the International Federation for Medical and Biological Engineering
© 2004 - SBEB, CORAL & IFMBE

REALCE DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA UTILIZANDO FILTRO DE WIENER

M. A. C. Vieira*, H. Schiabel*, M. C. Escarpinati*, C. E. Goes*

V657v

* Laboratório de Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO) / Escola de Engenharia de São Carlos - USP / Departamento de Engenharia Elétrica, São Carlos - SP, Brasil

e-mail: mandrade@sel.eesc.usp.br

Abstract: This work presents a preprocessing technique for digitized mammographic images based on the Wiener filter. Parameters for the filter were determined from spatial resolution and noise information obtained directly from the mammographic unit where the images have been obtained from. The Wiener filter was used to enhance the contrast in breast images in order to improve the efficiency of a computer-aided diagnosis (CAD) scheme. Results with a well known processing technique to detect microcalcifications show better performance using mammographic images enhanced by the Wiener filter.

Palavras Chaves: Mamografia, Função de Transferência de Modulação, Densidade Espectral de Ruído, Esquemas CAD, Filtro de Wiener.

Introdução

O câncer de mama é certamente uma das causas mais importantes das taxas de mortalidade feminina em todo o mundo. Se o câncer de mama for detectado ainda em seu estágio inicial, as chances de cura dos pacientes podem aumentar em até 40% [1]. O exame mais apropriado para a detecção precoce do câncer de mama é a mamografia [2].

Grupos de pesquisa em todo o mundo têm buscado desenvolver métodos de processamento de imagens para fazer a detecção automática de estruturas que possam estar associadas a tumores nos exames de mamografia, visando melhorar a taxa de detecção precoce de estruturas de interesse ligadas ao câncer de mama [1-2]. Esses esquemas de processamento são chamados de esquemas CAD (do inglês "Computer-Aided Diagnosis") e vêm sendo utilizados desde 1998 em diversos centros de diagnóstico por imagem, principalmente em países do primeiro mundo, como EUA e alguns países da Europa [3].

Um dos indícios da existência de câncer de mama é a presença de pequenas estruturas conhecidas como microcalcificações. Diversas técnicas de processamento têm sido desenvolvidas visando à detecção e a caracterização das microcalcificações. Todavia, por se tratar de estruturas de pequena dimensão, um dos requisitos indispensáveis para um bom desempenho desses esquemas de processamento é uma imagem de boa qualidade. Estudos anteriores comprovaram que a

eficácia de um esquema CAD é totalmente dependente da qualidade da base de imagens utilizada [4].

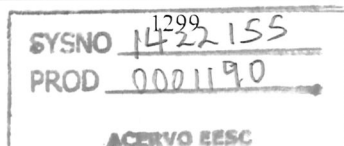
A qualidade da imagem mamográfica e a consequente capacidade dos esquemas de processamento de detectar estruturas de interesse estão diretamente ligadas à qualidade dos equipamentos envolvidos na sua formação, neste caso, o mamógrafo e o digitalizador. Dessa forma, torna-se importante para qualquer esquema CAD que, antes do processamento para detecção de estruturas, seja implementado um pré-processamento para realce dessas imagens. Esse pré-processamento deve levar em conta a qualidade do equipamento mamográfico e do digitalizador que produziu a imagem, de forma a melhorar sua qualidade e garantir que o esquema de detecção tenha o melhor desempenho possível.

Assim, esse trabalho propõe o desenvolvimento de um algoritmo para o realce das imagens mamográficas digitais baseado no filtro de Wiener. Esse filtro leva em consideração os limites de resolução espacial do equipamento mamográfico e do digitalizador, medidos pela função de transferência de modulação e as informações de ruído dos equipamentos, avaliadas pelo espectro de Wiener. Dessa forma, após a aplicação do filtro de realce, as imagens mamográficas apresentarão qualidade suficiente para o desempenho satisfatório de qualquer esquema CAD.

Materiais e Métodos

Segundo a literatura especializada, o parâmetro mais completo para descrever objetivamente o ruído produzido por um sistema de imagem mamográfica é o espectro de potência do ruído, ou NPS (do inglês "Noise Power Spectrum"), também conhecido como espectro de Wiener. O espectro de Wiener relaciona a quantidade de ruído que um sistema de imagem consegue reproduzir em função da frequência espacial do objeto [5].

Na prática, o ruído de um sistema de imagem é medido considerando a variação das densidades ópticas presentes em um filme uniformemente exposto, medidas geralmente com um microdensitômetro. A metodologia apresentada nesse trabalho utiliza um scanner de filme radiográfico para a medida das variações de densidades ópticas no filme, dispensando o uso de um microdensitômetro [6]. Após digitalizar a imagem



radiográfica, os valores de *pixel* da imagem digital são convertidos em densidade óptica utilizando a curva característica do digitalizador [6]. Com isso, a variação em torno da média das densidades ópticas presentes no filme uniformemente exposto pode ser calculada computacionalmente. A imagem que representa as variações dos valores de *pixel* em torno do valor médio é conhecida como “figura de ruído” [7].

Aplicando-se a transformada rápida de Fourier (FFT bidimensional) na figura de ruído, obtém-se a variação do ruído da imagem em função da frequência espacial. O espectro de Wiener de um sistema de imagem corresponde ao espectro de potência da figura de ruído no domínio da frequência. Como a transformada de Fourier gera uma matriz-imagem contendo números complexos, o espectro de potência dessa imagem pode ser obtido considerando-se apenas o quadrado do módulo da transformada de Fourier [7].

Com base nessas informações, o filtro de realce proposto nesse trabalho, também conhecido como filtro de Wiener (FW), pode ser calculado utilizando a Equação (1) [8], onde a FTM (u,v) corresponde à função de transferência de modulação completa do sistema de imagem, calculada multiplicando-se a FTM relativa ao ponto focal pela FTM do digitalizador.

$$FW(u,v) = \frac{1}{FTM(u,v)} \cdot \frac{|FTM(u,v)|^2}{|FTM(u,v)|^2 + \frac{W(u,v)_{\text{ruído}}}{W(u,v)_{\text{objeto}}}} \quad (1)$$

Na equação (1), $W(u,v)_{\text{ruído}}$ corresponde ao espectro de Wiener do ruído, calculado utilizando uma imagem uniforme, conforme descrito anteriormente. $W(u,v)_{\text{objeto}}$ corresponde ao espectro de potência do objeto, e pode ser estimado a partir de uma imagem que se acredita ser similar à imagem original [8]. Nesse trabalho, o espectro de Wiener do objeto foi calculado utilizando uma imagem mamográfica obtida com um *phantom*.

Para o cálculo da FTM total do sistema de imagem, utilizou-se um algoritmo computacional desenvolvido em trabalho prévio [9], que permite determinar a FTM relativa ao ponto focal de qualquer equipamento mamográfico a partir da imagem de uma fenda obtida diretamente no aparelho. Como os equipamentos de mamografia não são invariantes espacialmente, ou seja, o valor de sua resolução espacial varia com a posição ao longo do campo, o algoritmo desenvolvido calcula também a FTM em qualquer posição no campo, objetivando sua determinação em toda a extensão da imagem. Por isso, o mamograma, depois de digitalizado, deve ser dividido em pequenas regiões consideradas invariantes espacialmente, e para cada uma dessas regiões, a FTM deve ser calculada.

O método desenvolvido para cálculo da FTM relativa ao digitalizador de filmes radiográficos foi desenvolvido em trabalho prévio [10] e utilizou a técnica de resposta ao degrau, também conhecida como função de espalhamento de borda. Basicamente, um

objeto radiopaco é digitalizado de forma a fornecer uma imagem digital de um degrau. Determina-se a primeira derivada dessa função para se obter a função de espalhamento de linha. A FTM do digitalizador é calculada aplicando-se a transformada de Fourier na função de espalhamento de linha obtida.

Assim, a FTM total do sistema de imagem, para cada região de interesse, deve ser calculada multiplicando-se a FTM relativa ao ponto focal em cada região com a FTM do digitalizador. Com isso, o filtro de realce pode ser calculado utilizando a Equação (1).

Como esse filtro deve ser aplicado no domínio da frequência, todas as regiões da imagem foram transformadas utilizando a transformada rápida de Fourier bidimensional. No domínio da frequência, as imagens foram multiplicadas pelo filtro proposto de forma a realçar as altas frequências (estruturas de menor dimensão) e atenuar o ruído. A imagem final realçada foi obtida aplicando-se a transformada inversa de Fourier.

Resultados

Nesse trabalho, foram determinados os parâmetros de qualidade relativos ao equipamento mamográfico *Philips Mammo Diagnostic MD 4000*, instalado no Setor de Mastologia do Hospital São Paulo (UNIFESP), na cidade de São Paulo (SP). Nesse equipamento, foram obtidas duas imagens mamográficas de um *phantom* de certificação (modelo 18-220 – *Nuclear Associates* – EUA) para avaliar o desempenho do filtro de realce desenvolvido. Esse *phantom* contém diversas regiões de interesse com agrupamentos de microcalcificações, fibras e nódulos (Figura 1).

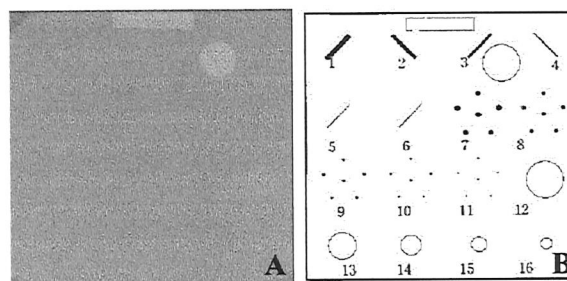


Figura 1: *Phantom* de certificação modelo 18-220 utilizado nos testes experimentais. (A) imagem obtida com o mamógrafo *Philips Mammo Diagnostic MD4000*; (B) Gabarito fornecido pelo fabricante contendo as regiões de interesse contidas em seu interior. As estruturas de 7 a 11 correspondem a agrupamentos de 6 microcalcificações de tamanhos conhecidos: (7) 0,54mm; (8) 0,40mm; (9) 0,32mm; (10) 0,24mm e (11) 0,16mm.

Para avaliar o efeito do filtro de Wiener no realce de estruturas de interesse em imagens de mamografia, foram selecionadas 20 regiões de interesse nas imagens de *phantom* digitalizadas: 10 regiões contendo agrupamentos de microcalcificações e 10 regiões que

não continham microcalcificações. Todas as imagens foram realçadas pelo filtro proposto, totalizando 40 imagens: 20 originais e 20 realçadas. Essas imagens foram utilizadas em um algoritmo de detecção automática de microcalcificações, para comparação dos resultados obtidos entre as imagens originais e as imagens realçadas pelo filtro de Wiener.

O algoritmo de detecção utilizado, desenvolvido em trabalho prévio [11], utiliza técnicas clássicas de processamento e segmentação de imagens para detectar automaticamente microcalcificações em imagens radiográficas de mama. A Figura 2 abaixo ilustra alguns resultados obtidos com o algoritmo de detecção automática de microcalcificações. As imagens da esquerda (a e c) são as microcalcificações detectadas pelo sistema quando utilizadas as imagens originais e as imagens da direita (b e d) ilustram as microcalcificações detectadas quando utilizadas as imagens realçadas pelo filtro.

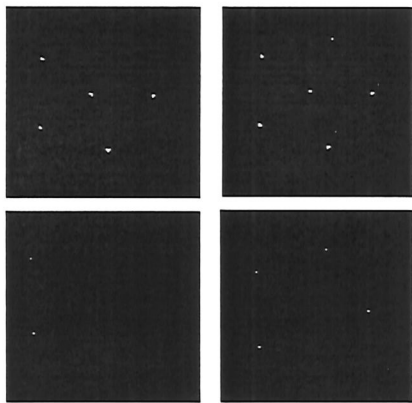


Figura 2: Resultados obtidos com o programa de detecção automática de microcalcificações. (a e c) Imagens originais; (b e d) Imagens realçadas pelo filtro de Wiener.

Nota-se que houve uma melhor detecção nas imagens realçadas. No caso das imagens a e c, por exemplo, o processamento das imagens originais registrou 5 falsos negativos, já que cada agrupamento contém 6 microcalcificações (Figura 1). Utilizando as imagens realçadas (b e d), o número de estruturas detectadas aumentou significativamente, diminuindo os casos de falso negativo para apenas 2 microcalcificações.

Para um teste mais completo, foram calculadas as taxas de acerto e erro (verdadeiro positivo e falso positivo) para todas as 40 regiões de interesse extraídas do *phantom*. As imagens que não continham microcalcificações foram necessárias para tornar possíveis os cálculos de acerto e erro nas imagens negativas (verdadeiro negativo e falso negativo).

A Tabela 1 mostra os resultados obtidos com os testes do algoritmo de detecção quando utilizadas imagens originais e imagens realçadas. O desvio padrão (DP) corresponde a um parâmetro de segmentação presente no algoritmo de detecção, e que pode ser

modificado pelo usuário. Quanto menor o desvio padrão, mais sinais serão detectados, mas, ao mesmo tempo, aumentarão o número de falsos positivos.

O desvio padrão “ótimo” para se trabalhar nesses casos pode ser obtido traçando uma curva estatística de operação, chamada de curva ROC (do inglês – *Receiver Operating Characteristic*) [12]. O valor do desvio padrão que deve ser utilizado para um melhor desempenho corresponde ao ponto onde se consegue a maior taxa de acerto para a menor taxa de erro possível.

Tabela 1: Resultados obtidos com o processamento das imagens de *phantom*. (DP = desvio padrão: O = imagem original; W = imagem realçada pelo filtro de Wiener; VP = verdadeiro positivo; FN = falso negativo; VN = verdadeiro negativo; FP = falso positivo)

DP	VP		FN		VN		FP	
	O	W	O	W	O	W	O	W
3,5	76,7	83,3	23,3	16,7	83,3	78,3	16,7	21,7
4,0	70,0	80,0	30,0	20,0	91,7	90,0	8,3	10,0
4,5	66,7	70,0	33,3	30,0	93,3	93,3	6,7	6,7
5,0	66,7	68,3	33,3	31,7	95,0	95,0	5,0	5,0
6,0	58,3	63,3	41,7	36,7	95,0	95,0	5,0	5,0

A Figura 3 ilustra a curva ROC obtida com os valores da Tabela 1. A curva em branco corresponde aos dados obtidos com as imagens originais e a curva em negrito aos resultados obtidos com as imagens realçadas. A área da curva ROC é um dos parâmetros utilizados para avaliar o desempenho de um esquema de detecção. Para as imagens sem realce, o valor encontrado foi $A_z = 0,83$ e para as imagens realçadas foi $A_z = 0,87$, mostrando melhor desempenho quando utilizado o filtro de realce desenvolvido.

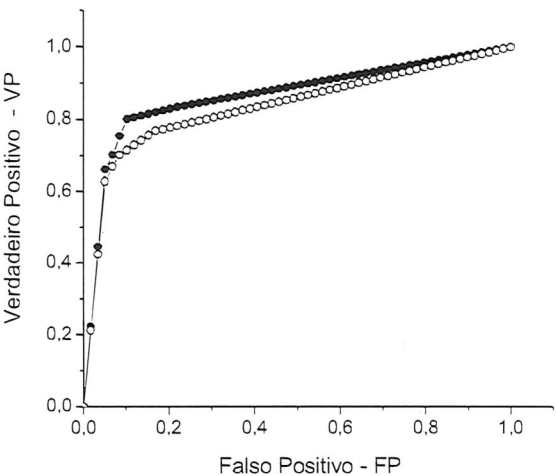


Figura 3: Curva ROC obtida para os dados da Tabela 1. A curva em branco corresponde aos resultados obtidos com as imagens originais e a curva em negrito com as imagens realçadas.

Discussão

Os resultados mostraram que as imagens realçadas pelo filtro de Wiener proposto nesse trabalho melhoram o desempenho de um esquema automático de detecção de microcalcificações. Isto ocorre porque as imagens realçadas acabam, na verdade, se aproximando de uma imagem ideal, já que o filtro leva em conta as características do equipamento onde elas foram obtidas.

Dessa forma, as estruturas na imagem que possuem alta frequência espacial, ou seja, menor dimensão, são realçadas pelo filtro de forma diferente das estruturas de baixa frequência, já que sofreram maior degradação durante o processo de formação da imagem devido às limitações do próprio equipamento mamográfico. Além disso, as altas frequências correspondentes ao ruído não são realçadas já que são limitadas pelo espectro de Wiener.

Um dos resultados mais relevantes encontrados nesse trabalho foi a redução significativa nos casos de falso negativo na detecção de microcalcificações (Tabela 1). Na prática, um falso negativo pode significar um caso de câncer não detectado e, por isso, o grande objetivo dos esquemas CAD são exatamente acabar com os casos de falso negativo, mesmo que isso signifique produzir um ligeiro aumento nos casos de falso positivo. A melhora global no desempenho do esquema de detecção quando utilizadas imagens realçadas pode ser avaliada mais precisamente comparando os valores obtidos para as áreas sob as curvas ROC. Quanto maior o valor da área, melhor o desempenho do sistema. O uso de imagens realçadas pelo filtro proposto nesse trabalho aumentou a área da curva ROC de 0,83 para 0,87.

Apesar de não ter sido utilizado um esquema CAD completo para a avaliação dos algoritmos propostos, a detecção automática de estruturas de interesse é uma das etapas mais importantes num esquema CAD, pois é nesta etapa que serão selecionadas quais estruturas serão classificadas pelo CAD [1]. Assim, a metodologia proposta para o pré-processamento melhora a qualidade das imagens mamográficas, que passam a apresentar características suficientes para melhor desempenho dos esquemas de processamento, e conseqüentemente, de um esquema CAD completo, tornando-se uma ferramenta útil para o auxílio na detecção precoce do câncer de mama.

Agradecimentos

À FAPESP, pelo apoio financeiro e ao Hospital São Paulo, por permitir a utilização de um de seus mamógrafos para a realização dos testes experimentais.

Referências

- [1] DENGLE J., BEHRENS S., DESAGA J. F., "Segmentation of microcalcifications in mammograms", *IEEE Trans. Med. Imaging* **12**:634-642, 1993.
- [2] GIGER M.L., "Computer-aided diagnosis of breast lesions in medical images", *Computing in Science & Engineering* **2**(5):39-45, 2000.
- [3] TAYLOR P.M., CHAMPNESS, J., GIVEN-WILSON, R.M., POTTS, H.W.W., JOHNSTON, K., "An evaluation of the impact of computer-based prompts on screen readers' interpretation of mammograms". *British Journal of Radiology* **77**:21-27, 2004.
- [4] NISHIKAWA R. M., GIGER M. L., DOI K., METZ C. E., YIN F. -F., VYBORNÝ C. J., SCHMIDT R. A., "Effect of case selection on the performance of computer-aided detection schemes", *Medical Physics* **21**:265-269, 1994.
- [5] BARRETH H. H., SWINDELL W., *Radiological imaging: the theory of image formation, detection and processing* v.1 e v.2, Academic Press, London, UK, 1981.
- [6] ESCARPINATI, M. C.; VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H. "Computer Technique for Digital Radiographic Images Correction Based on the Digitizer Characteristic Curve". *Journal of Digital Imaging* **15**(suppl. 1):228-230, 2002.
- [7] AUFRICHTIG R, SU Y., CHENG Y, GRANFORDS P. R., "Measurement of the noise power spectrum in digital x-ray detectors. *Proceedings of SPIE*: **4320**:362-372, 2001.
- [8] MAGALHÃES, P. R. D., *Filtro de Wiener e sua Análise na Restauração de Imagens*, Dissertação (Mestrado), Universidade Federal de São Carlos, São Carlos (SP), 95p, 1992.
- [9] VIEIRA, M. A. C.; ESCARPINATI, M. C.; SCHIABEL, H. "Método computacional para cálculo da função de transferência óptica de aparelhos mamográficos a partir da imagem de fenda digitalizada", *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v.2, pp.60-64, São José dos Campos (SP), 2002.
- [10] ESCARPINATI, M. C.; VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H. "Evaluation of film digitizer's spatial resolution by slit image computational analysis", *Proceedings of SPIE, Medical Imaging 2004*, San Diego (USA), Feb. 15-20, 2004.
- [11] GOES C. E., SCHIABEL H., NUNES F. L. S., "Evaluation of microcalcifications segmentation techniques for dense breast digitized images", *Journal of Digital Imaging* **15**(Suppl. 1): 231-233, 2001.
- [12] METZ, C. E., "ROC methodology in radiology imaging", *Investigative Radiology* **21**(9):720-733, 1986.