

Utilização do filtro passa banda Butterworth no domínio da frequência para realce de microcalcificações em imagens mamográficas digitais

Larissa C. S. Romualdo, Marcelo A. C. Vieira, Cláudio E. Góes, Homero Schiabel
Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO)
Universidade de São Paulo (USP)/Escola de Engenharia de São Carlos (EESC), São Carlos, Brasil
{lromualdo, mandrade, homero}@sel.eesc.usp.br, cegoes@gmail.com

Abstract

This work proposes a preprocessing technique to enhance microcalcifications on digitized mammographic images based on a frequency domain band pass Butterworth filter. The parameters for the filter are obtained from specifications of cutoff frequency and band width that define the dimension of the structures that should be enhanced by the filter. In this case, it was adjusted to enhance the corresponding band of typical sizes of microcalcifications in mammographic images, in order to improve the efficiency of a computer-aided diagnosis (CAD) scheme. Results with a well known processing technique to detect microcalcifications showed better performance using images enhanced by the proposed filter.

1. Introdução

O câncer de mama é o tipo de câncer mais ocorrente e com maior índice de mortalidade entre as mulheres brasileiras. A chance de cura dos pacientes com este tipo de câncer aumenta em até 40% se a detecção do mesmo ocorrer ainda em seu estágio inicial [1].

Para a detecção precoce do câncer de mama o exame mamográfico é o mais indicado e é destinado a produzir imagens internas da mama, com intuito de detectar a presença ou ausência de estruturas indicativas da doença [2].

Entretanto, a avaliação do exame mamográfico é subjetiva, requerendo grande habilidade do radiologista. Nas últimas décadas, técnicas computacionais vêm sendo desenvolvidas com o propósito de detectar automaticamente 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 conhecidos como sistemas CAD (“*Computer Aided Diagnosis*”), e já estão presentes em diversos centros de diagnóstico por imagem, principalmente em países do primeiro mundo, como EUA e alguns países da Europa [3].

Um indício que revela a 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. Entretanto, estas estruturas são de pequena dimensão (entre 0,2mm e 0,5mm de diâmetro), um dos requisitos de extrema importância desses esquemas de processamento é uma imagem de boa qualidade [4]. Com estudos anteriores foi possível evidenciar que a eficácia de um esquema CAD é totalmente dependente da qualidade da base de imagens utilizada [5]. Assim, revela-se ser de suma importância para um esquema CAD, que antes de um processamento para detecção de estruturas, faça-se um pré-processamento para realce destas imagens, com o intuito de garantir que o esquema de detecção tenha o melhor desempenho possível.

Portanto, este trabalho propõe o desenvolvimento de um algoritmo de pré-processamento para realce de microcalcificações em imagens mamográficas digitais baseado no filtro passa-banda do tipo Butterworth (FPBB). Ao aplicar este filtro no domínio da frequência, leva em consideração o tamanho das estruturas a serem realçadas e pode ser ajustado para realçar apenas aquelas presentes em um determinado intervalo de valores. Nessa situação, ajustando o filtro para o realce da faixa correspondente às dimensões típicas das microcalcificações em imagens mamográficas, torna-se possível fazer com que somente essas estruturas sejam realçadas. Assim, esse pré-processamento pode contribuir não apenas na detecção visual de microcalcificações pelo radiologista, mas também para aumentar o desempenho dos sistemas CAD.

2. Filtro Passa-Banda Butterworth

A partir do produto da transformada de Fourier da imagem com uma função de transferência $H(u,v)$ pode-se obter o realce de uma imagem no domínio da frequência. A transformada inversa do resultado será a imagem transformada.

O filtro passa-banda de Butterworth (FPBB), entre as várias técnicas de realce, é o filtro que possui a característica de permitir que sejam mantidas na imagem apenas as frequências espaciais que estão dentro de um determinado intervalo. Outros componentes, que estão fora da faixa de frequências definidas na construção do filtro, são retirados da imagem.

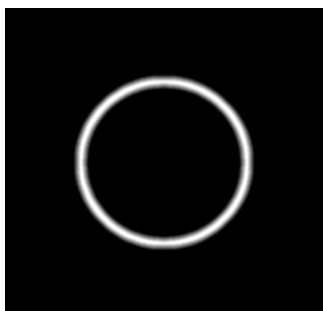


Figura 1: Imagem do Filtro passa-banda de Butterworth

O filtro passa-banda bidimensional de Butterworth pode ser construído utilizando a seguinte equação:

$$H(u,v) = 1 - \left(\frac{1}{1 + \left(\frac{DW}{D^2 - D_0^2} \right)^{2n}} \right) \quad (1)$$

Na equação (1), D é a distância do centro da imagem (frequência zero), D_0 é a frequência de corte, n é a ordem do filtro, e W é a largura da banda [6].

Frequências dentro da faixa definida são cada vez mais realçadas na imagem à medida que se aproximam de D_0 , pois possui transição suave determinada pela ordem do filtro de Butterworth.

Tendo como base o FPBB, o filtro de realce proposto neste trabalho tem como objetivo realçar na imagem apenas estruturas entre 0,2mm e 0,5mm de diâmetro, que são os tamanhos aproximados das microcalcificações. Assim, a imagem só realçará estruturas que possuam este tamanho, evitando o realce de outras estruturas que não sejam as microcalcificações.

3. Realce de microcalcificações utilizando o FPBB

Antes de submeter a imagem ao algoritmo desenvolvido, esta deve ser transformada em uma imagem quadrada 2^n para eliminar o ruído de borda produzido pela transformada de Fourier. A seguir o FPBB é criado de acordo com os parâmetros definidos para frequência de corte e largura de banda. Para realçar a imagem, multiplica-se o filtro criado pela transformada de Fourier da imagem e calcula-se a transformada inversa.

No entanto, o FPBB, retira os componentes que estão fora da banda passante, o que não seria ideal para este trabalho. Deste modo, para não eliminar da imagem os componentes que estão fora da faixa de frequência para realce, a cada *pixel* imagem multiplicada pelo FPBB é

somada com uma constante de valor 1, fazendo com que os componentes que não serão realçados permaneçam na imagem sem alteração e os componentes da banda passante sejam realçados.

O FPBB foi desenvolvido em *JAVA* utilizando o compilador *NetBeans* 6.1, juntamente com outras funcionalidades para processamento de imagens como recortes, zoom, e um controlador de realce onde o usuário pode escolher a porcentagem de realce a ser aplicado na imagem. Dessa forma, desenvolveu-se um algoritmo que utiliza de forma simples e rápida, informações a respeito da dimensão da estrutura a ser realçada pelo FPBB.

4. Resultados e Discussões

A fim de avaliar o desempenho do filtro de realce aqui desenvolvido, foram utilizadas duas imagens mamográficas de um *phantom* de certificação (modelo 18-220 da *Nuclear Associates – EUA*). Esse *phantom* contém diversas regiões de interesse com agrupamentos de microcalcificações, fibras e nódulos (Figura 2). Estas imagens foram adquiridas pelo equipamento mamográfico *Philips Mammo Diagnostic MD 4000*, instalado no Setor de Mastologia do Hospital São Paulo (UNIFESP), na cidade de São Paulo (SP).

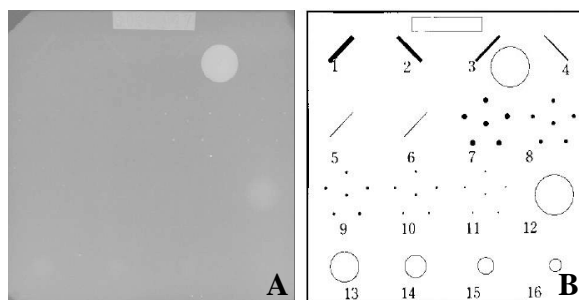


Figura 2: *Phantom* de certificação modelo 18-220 utilizado nos testes experimentais. (A) imagem obtida com o mamógrafo *Philips Mammo Diagnostic MD4000*; (B) Gabarito fornecido pelo fabricante contendo as regiões de interesse contidas em seu interior. As estruturas de 7 a 11 correspondem a agrupamentos de seis 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 FPBB desenvolvido para realce de microcalcificações 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 desenvolvido, totalizando 40 imagens: 20 originais e 20 realçadas. Após as imagens serem realçadas, estas foram submetidas a um algoritmo de

detecção automática de microcalcificações, para comparação dos resultados obtidos entre as imagens originais e as imagens realçadas pelo FPBB.

O algoritmo de detecção utilizado, desenvolvido em trabalho prévio [7], utiliza técnicas clássicas de processamento e segmentação de imagens para detectar automaticamente microcalcificações em imagens mamográficas. Para os testes, foi escolhida a técnica de segmentação de Nishikawa [8] presente no algoritmo de detecção automática de microcalcificações. A Figura 3 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 FPBB.

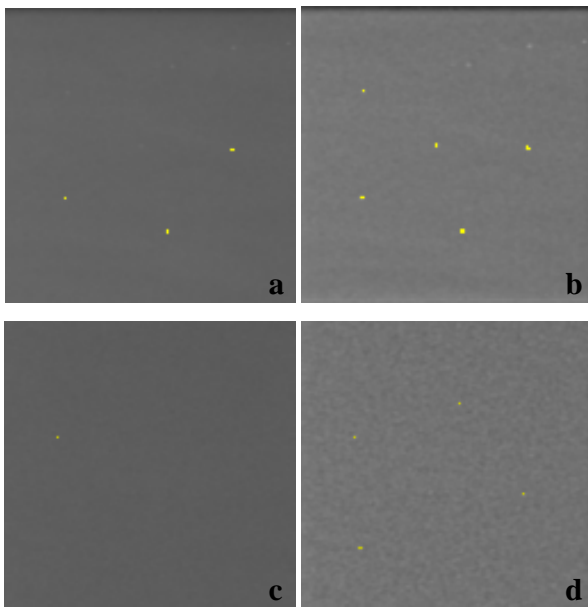


Figura 3: Resultados obtidos com o programa de detecção automática de microcalcificações. (a e c) Imagens originais; (b e d) Imagens realçadas pelo FPBB.

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*. Para calcular o acerto e erro nas imagens negativas (verdadeiro negativo e falso negativo), foram utilizadas as imagens que não continham microcalcificações.

Na Tabela 1 estão apresentados 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 alterado

pele usuário. Quanto menor for o desvio padrão, mais sinais serão detectados, mas, ao mesmo tempo, aumentará o número de falsos positivos. 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; R = imagem realçada pelo FPBB; VP = verdadeiro positivo; FN = falso negativo; VN = verdadeiro negativo; FP = falso positivo)

DP	VP		FN		VN		FP	
	O	R	O	R	O	R	O	R
4,0	68,3	76,7	31,7	23,3	91,7	88,3	8,3	11,7
4,5	66,7	70,0	33,3	30,0	93,3	90,0	6,7	10,0
5,0	65,0	66,7	35,0	33,3	95,0	95,0	5,0	5,0
5,5	63,3	66,7	36,7	33,3	95,0	95,0	5,0	5,0

Os resultados obtidos evidenciaram que as imagens realçadas pelo FPBB proposto nesse trabalho melhoram o desempenho de um esquema automático de detecção de microcalcificações. Na Figura 3, as imagens (a e c), por exemplo, verifica-se que o processamento das imagens originais registrou 8 falsos negativos, já que cada agrupamento contém 6 microcalcificações. Ao utilizar as imagens realçadas (b e d), o número de estruturas detectadas aumentou significativamente, reduzindo os casos de falso negativo para somente 3 microcalcificações. Além disso, as estruturas realçadas na imagem (d) correspondem a estruturas muito pequenas (0,24mm) o que demonstra a precisão do filtro no realce de estruturas que são difíceis de detectar devido a seu tamanho reduzido.

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 possuem tamanho de frequência espacial dentro da faixa de banda de realce. Isso é interessante porque as estruturas de menor dimensão são as que sofrem maior degradação no processo de formação da imagem em função das limitações do sistema de aquisição que foi utilizado.

Um dos resultados mais importantes 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 produza um ligeiro aumento nos casos de falso-positivo. Apesar deste um ligeiro aumento nas detecções falso-positivas, um pequeno aumento no desvio padrão do esquema pode

favorecer um aumento na detecção seguido de uma redução dos falso-positivos, o que é bastante significativo no ponto de vista do rastreamento do câncer de mama.

Ainda em relação à análise da Tabela 1 de acerto e erro, podemos observar que: se o esquema for calibrado para operar com um desvio padrão fixo, o uso das imagens realçadas aumenta a taxa de acerto (verdadeiro-positivo), mas, ao mesmo tempo, aumenta também a taxa de erros do esquema (falso-positivo). Contudo, ao se elevar o desvio padrão do esquema, consegue-se um aumento na taxa de acerto do esquema, se comparado com os valores obtidos com as imagens não-realçadas e DP mais baixo, acompanhada de uma diminuição da taxa de falso-positivos.

Isso mostra que, ao se utilizar imagens de melhor qualidade, como por exemplo, aquelas realçadas pelo algoritmo desenvolvido nesse trabalho devem-se também elevar o desvio padrão do esquema, o que significa aumentar o nível de confiabilidade às imagens processadas. Isto faz com que haja uma boa melhora no desempenho da detecção, com uma melhor taxa de acerto em imagens positivas (verdadeiro-positivo) seguida de uma diminuição da taxa de erros em imagens negativas (falso-positivo).

Ainda que não tenha 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].

5. Conclusão

Assim, os resultados preliminares mostram que o pré-processamento melhora a qualidade das imagens mamográficas, que passam a apresentar características para um melhor desempenho dos esquemas de processamento, e conseqüentemente, de um esquema CAD completo. Desta forma, torna-se uma ferramenta útil para o auxílio na detecção precoce do câncer de mama. Para melhores resultados, novos testes deverão ser realizados, utilizando um maior número de imagens e introduzir alguma técnica para diminuição de ruído nas imagens.

5. Agradecimento

À CAPES pelo apoio financeiro e ao Hospital São Paulo, por permitir a utilização de um de seus mamógrafos para a obtenção das imagens aqui utilizadas.

6. Referências

- [1] Dengler J., Behrens S., Desaga J.F., "Segmentation of microcalcifications in mammograms", IEEE Trans. Med. Imaging, 1993, v. 12, p. 634-642.
- [2] Giger M.L., "Computer-aided diagnosis of breast lesions in medical images", *Computing in Science & Engineering*, 2000, v. 2, p.39-45.
- [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*, 2004, v.77, p. 21-27.
- [4] Nishikawa R.M., Giger M.L., Doi K., Metz C.E., Yin F.-F., Vyborny C.J., Schmidt R.A., "Effect of case selection on the performance of computer-aided detection schemes", *Medical Physics*, 1994, v. 21, p. 265-269.
- [5] Vieira M.A.C., *Metodologia Baseada nas Funções de Transferência para Pré-processamento de Imagens Mamográficas Digitais e sua Aplicação em Esquema Computacional de Auxílio ao Diagnóstico*. Tese de Doutorado, Departamento de Engenharia Elétrica, EESC/USP, São Carlos, 2005.
- [6] Gonzalez , R. C., Woods R. E., *Digital Image Processing*, 2nd ed., Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 2002.
- [7] Goes C. E., Schiabel H., Nunes F. L. S., "Evaluation of microcalcifications segmentation techniques for dense breast digitized images", *Journal of Digital Imaging*, v. 15 (Suppl. 1), 2001, p. 231-233.
- [8] Nishikawa, R.M; Giger M.L., Doi K., Metz C.E., Yin F. -F., Vyborny C.J., Schmidt R.A., "Computer-aided detection of clustered microcalcifications: an improved method for grouping detected signals, *Medical Physics*, 1993, v. 20, p.1661-1666.