

## Método para otimização da visibilização de lesões mamárias em imagens mamográficas adquiridas com baixa dose de radiação

João Lucas Almeida Caldas Ferraz

Lucas Exposto Soares

Renann de Faria Brandão

Prof. Marcelo Andrade da Costa Vieira

Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo

[joalucasalmeidacaldasferraz@usp.br](mailto:joalucasalmeidacaldasferraz@usp.br)

### Objetivos

A mamografia digital é o exame mais utilizado para o rastreamento do câncer de mama, um dos mais comuns entre mulheres no Brasil. Por envolver radiação ionizante, a mamografia exige controle rigoroso da dose administrada para garantir a segurança das pacientes. No entanto, doses mais baixas afetam diretamente a relação sinal-ruído da imagem e, conseqüentemente, a precisão diagnóstica.

Para contornar essa limitação, o Laboratório Avançado de Visão e Imagem (LAVI-USP) propôs um algoritmo que realiza uma combinação entre uma imagem adquirida com dose  $\gamma$  e sua versão filtrada para obter uma imagem final com propriedades estatísticas semelhantes às obtidas em doses mais altas, sem aumentar a exposição das pacientes à radiação [1]. Porém, a modelagem matemática do algoritmo assume um processo de remoção de ruído ideal, o que nem sempre corresponde à realidade.

Nesse contexto, este projeto tem como objetivo verificar se os parâmetros teóricos são, de fato, os mais adequados para otimizar a detecção de microcalcificações. A variação dos parâmetros

de ponderação possibilita a investigação do impacto do ruído, proveniente da aquisição, e do borramento, introduzido pela filtragem, na qualidade da imagem.

### Métodos e Procedimentos

O conjunto de imagens utilizado é composto por 4000 ROIs (*Regions of Interest*) extraídas de mamografias sintéticas adquiridas em diferentes doses de radiação, sendo elas divididas igualmente em casos com e sem agrupamento de microcalcificações.

A etapa de filtragem foi conduzida com o uso do algoritmo BM3D [2], após a aplicação da Transformada Generalizada de Anscombe para a estabilização da variância do ruído [1]. Em seguida, cada imagem degradada  $z_\gamma$ , adquirida com dose  $\gamma$ , foi combinada com sua versão filtrada  $\hat{z}_\gamma$  por meio das Equações 1 e 2:

$$\hat{z}(x) = \alpha_\gamma(x)[z_\gamma(x) - \tau] + \bar{\alpha}_\gamma(x)[\hat{z}_\gamma(x) - \tau] + \tau \quad (1)$$

$$\alpha_\gamma(x) = \frac{\beta\lambda(x)f(x) + \sigma_E^2}{\gamma\lambda(x)f(x) + \sigma_E^2} \quad \bar{\alpha}_\gamma(x) = \gamma^{-1} - \alpha_\gamma(x) \quad (2)$$

em que  $x$  é a coordenada do pixel avaliado,  $f$  é a imagem de referência sem ruído,  $\lambda$  e  $\sigma_E^2$  são parâmetros do modelo de ruído,  $\tau$  é o *offset* do

pixel e  $\beta$  é o fator de correção acrescentado para possibilitar o ajuste dos pesos  $\alpha_\gamma$  e  $\bar{\alpha}_\gamma$ .

A avaliação da qualidade das imagens foi conduzida por meio de métricas objetivas do tipo *full-reference* (MNSE, UIQI e HaarPSI) e *task-based* (*Channelized Hotelling Observer* - CHO). O MNSE quantifica os efeitos de borrimento (erro no sinal) e ruído residual; o UIQI analisa a similaridade em luminância, contraste e estrutura; e o HaarPSI avalia a percepção de detalhes locais no domínio da transformada *wavelet*, todas em relação à imagem de referência sem ruído (*ground-truth*). Já o CHO é um modelo matemático capaz de estimar o desempenho do observador humano em tarefas de detecção de sinais.

## Resultados

A Figura 1 retrata as ROIs com lesão extraídas das anatomias simuladas com 75% e 100% da dose padrão, bem como as imagens de 75% restauradas com diferentes valores de  $\beta$ .

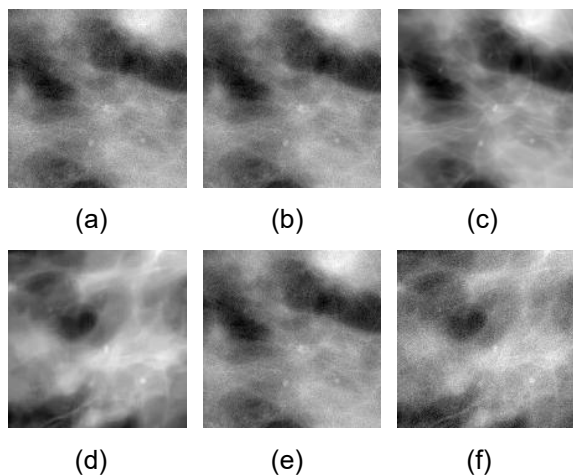


Figura 1: Exemplo de ROIs extraídas: (a)  $z_{75\%}$ , (b)  $z_{100\%}$ , (c) *ground-truth*, (d)-(f):  $\hat{z}_{75\% \rightarrow 100\%}$  com  $\beta = 0, 1$  e  $1,35$ , respectivamente.

De acordo com as Figuras 1(a) e (b), a redução da dose resulta em um aumento perceptível do ruído, como esperado. Já as Figuras 1(d)-(f) evidenciam a influência do fator de correção  $\beta$  no algoritmo de restauração: à medida que  $\beta$

aumenta, observa-se maior intensidade de ruído e redução do borrimento.

As métricas objetivas calculadas para as imagens adquiridas com 75% da dose padrão após a restauração foram apresentadas na Figura 2. O comportamento delas indica que a restauração melhora com o aumento do peso da imagem filtrada.

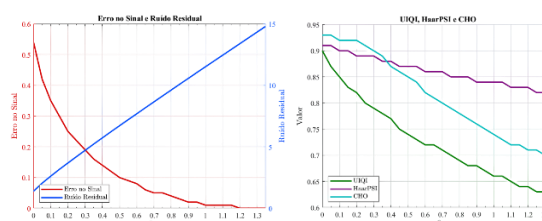


Figura 2: Gráficos com as métricas objetivas do grupo  $\hat{z}_{75\% \rightarrow 100\%}$ .

## Conclusões

As métricas objetivas utilizadas apresentaram maior sensibilidade ao ruído, indicando que a restauração melhora com o aumento do peso da imagem filtrada. No entanto, por se basearem em modelos matemáticos e estatísticos, essas métricas podem não refletir fielmente a percepção humana em diagnóstico clínico, uma vez que imagens excessivamente filtradas apresentam características visuais incomuns para radiologistas. Assim, estudos futuros com observadores humanos são necessários para verificar se essa tendência se confirma em testes clínicos.

## Referências

- [1] BORGES, L. R. et al. Restoration of low-dose digital breast tomosynthesis. *Measurement Science and Technology*, v. 29, n. 6, p. 064003, 2018a.
- [2] DABOV, Kostadin et al. Image denoising by sparse 3-D transform-domain collaborative filtering. *IEEE Transactions on image processing*, v. 16, n. 8, p. 2080-2095, 2007.