

Imagens mamográficas digitais obtidas em sistemas CR: o efeito de kV e mAs no fator de correção da Curva Característica

Digital mammography images obtained with a CR system: kV and mAs effects on the Characteristic Curve Correction Factor

STEMBERG, D. R. M., PACHECO, A. L. V., SCHIABEL, H.

*Escola de Engenharia Elétrica de São Carlos (EESC)
Departamento de Engenharia Elétrica e de Computação
Universidade de São Paulo - USP, São Carlos, Brasil*

Resumo

Entre os diversos fatores que contribuem para dificuldade na detecção e classificação das lesões mamárias em uma imagem mamográfica destaca-se o contraste apresentado pela imagem, que pode dificultar a visualização de estruturas, como por exemplo, os nódulos mamários, principalmente em mamas classificadas como densa. Neste sentido, possíveis alterações no contraste da imagem podem facilitar o diagnóstico da lesão em imagens mamográficas. Neste trabalho foi utilizado um fator de correção para imagens adquiridas em equipamento mamográfico com sistema CR através do ajuste da curva característica do sistema utilizando interpolação de pontos. Os resultados mostraram que quando este fator de correção é aplicado à imagem original ocorre um aumento do contraste da imagem corrigida em relação a imagem original.

Palavras-chave: imagem mamográfica; curva característica; contraste.

Abstract

Among the several factors that contribute to the difficulty in the detection and classification of breast lesions in a mammographic image, we can highlight the contrast presented by the image, which can hinder the visualization of structures such as breast masses, especially in dense breasts. In this sense, possible changes in image contrast may facilitate the diagnosis of lesions in mammographic images. In this work was used a correction factor for images acquired in mammographic equipment with CR system by adjusting the system characteristic curve using interpolation of points. The results show that when this correction factor is applied to the original image, an increase in the contrast of the corrected image to the original image is observed.

Keywords: mammographic image; characteristic curve; contrast

1. Introdução

Diversos fatores estão relacionados à dificuldade na detecção ou caracterização do câncer de mama. Entre estes fatores, destacam-se principalmente o contraste da imagem mamográfica e a restrição da resolução, que podem interferir diretamente na visualização de tumores de mama, principalmente nos casos de pacientes com tecido fibroglandular denso^{1,2}.

A curva sensitométrica, curva H&D, ou simplesmente curva característica é utilizada para obtenção de informações relevantes a respeito do sistema de registro, como por exemplo, contraste, sensibilidade e latitude³. O gráfico apresentado pela curva característica permite obter a relação da resposta de um sistema de registro da imagem em função da intensidade de radiação incidente³.

Atualmente têm sido cada vez mais utilizados equipamentos que possibilitem a obtenção das imagens em formato digital, para garantir maior precisão no diagnóstico.

No Brasil, um dos meios mais utilizados para obtenção das imagens em formato digital é o sistema CR (de *Computed Radiography*). Neste

sistema, é utilizada uma placa (IP - *Imaging Plate*) colocada em um chassi de forma similar ao de um sistema écran-filme convencional. O procedimento para formação da imagem é realizado em duas etapas, sendo exposição aos raios X (excitação do material fotoestimulável que compõe a placa, formando a imagem latente) e leitura (após a formação da imagem latente, a placa libera fótons que são direcionados a uma fotomultiplicadora e o sinal elétrico convertido em digital por intermédio de um *scanner*)⁴.

Imagens geradas por sistemas CR possuem intensidades de níveis de cinza que são ajustadas no momento da varredura da placa em que foram adquiridas, para uma visualização da imagem mais adequada à percepção do olho humano. Este ajuste tende a uniformizar as imagens geradas, tornando-as menos dependentes da energia utilizada no processo de aquisição. Isso pode ajudar o médico no procedimento de leitura da imagem, garantindo maior precisão do diagnóstico e na elaboração do relatório clínico. Entretanto, quando se trata do processamento da imagem, é preciso que estas não sejam mascaradas por pré-

processamentos anteriores para evitar erros no diagnóstico.

Neste sentido, com a finalidade de melhorar o contraste da imagem – um dos fatores importantes na avaliação pelo médico – este trabalho tem por objetivo propor uma correção da imagem mamográfica obtida em equipamento CR em correspondência ao processo de sua aquisição em filme mamográfico, através da avaliação de parâmetros da curva característica do equipamento.

2. Materiais e Métodos

Primeiramente, para obtenção do fator de correção da imagem mamográfica foi feito o levantamento da curva característica de um equipamento mamográfico LORAD M IV com sistema CR Agfa 85 disponível no Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem (CIDI) da Santa Casa da Misericórdia de São Carlos/SP.

Um simulador antropomórfico de mama modelo 18-226 (*Nuclear Associates*), o qual simula a atenuação e imagem detalhada de uma mama comprimida de 5,0cm de espessura, 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo foi utilizado para o levantamento desta curva⁵.

No total foram adquiridas 12 imagens do simulador fixando a técnica radiográfica (28 kV, 80mAs). Para cada imagem adquirida, posteriormente, foi calculada a média do valor do pixel de cada degrau que compõe a escada sensitométrica inserida no simulador (Figura 1).

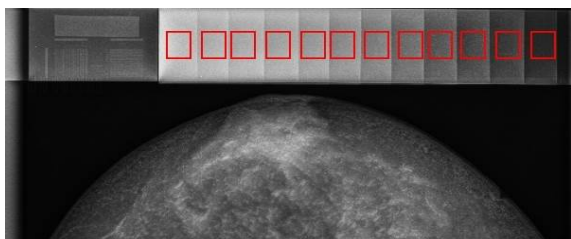


Figura 1: Representação da área selecionada para medição do valor de pixel na imagem do simulador antropomórfico.

A curva característica do sistema CR foi levantada a partir destes valores, relacionando os níveis de cinza em função dos “degraus”.

Após obtida a curva característica do sistema CR, foi estabelecida como curva de referência para determinação do fator de correção a curva de um filme mamográfico (mod. Agfa HDR-C Plus) de alta sensibilidade e considerada de referência, conforme discutido em trabalho desenvolvido previamente por Goes et al⁶. Esta curva de referência corresponde a uma curva característica do filme obtida com o uso de um sensitômetro (mod. X-Rite 334, Gammex) e um densitômetro (mod. X-Rite 331, Gammex) calibrados, determinando a relação entre a densidade óptica e a exposição da radiação atingindo o filme. O densitômetro foi usado para medir as densidades ópticas através de uma varredura sobre a região do filme sensibilizado com 21 passos de exposição. Dessa forma, foram obtidas as densidades ópticas correspondentes a cada

exposição, possibilitando o levantamento da curva característica⁶.

Para determinação deste fator de correção foi realizado um ajuste da curva característica obtida para o equipamento mamográfico em relação à curva de referência (filme)⁷.

Primeiramente, foi aplicada uma função polinomial de grau 4 em ambas as curvas características, do CR e da referência, selecionando aquela que melhor se ajustava a cada curva. A determinação do fator de correção da curva característica do CR em relação à curva de referência foi realizada através da interpolação de pontos dos polinômios ajustados, permitindo, assim, determinar os fatores de correção da curva do CR para que esta se aproximasse da curva do filme⁷.

A fim de analisar se a placa utilizada causa algum tipo de alteração nos valores estabelecidos para determinação do fator de correção, foi feito o levantamento da curva em diferentes placas disponíveis no Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem.

Posteriormente, o mesmo procedimento foi realizado para combinações de outras técnicas radiográficas, com o levantamento da curva característica do sistema e sua comparação com a curva de referência (filme mamográfico), através da variação do valor de kV e de mAs. A faixa de variações foi de 22 a 33 kV e de 65 a 110 mAs.

A fim de analisar as alterações provocadas na imagem original a partir da aplicação do fator de correção estabelecido neste trabalho, foi selecionado um conjunto de imagens obtidas no sistema mamográfico em questão. Posteriormente, analisaram-se, a partir das informações do histograma de cada imagem gerada, as alterações apresentadas em relação à imagem original.

O conjunto de imagens considerado neste trabalho correspondeu às adquiridas por um simulador mamográfico desenvolvido previamente em nosso grupo de pesquisas⁸. A base deste *phantom* é confeccionada em placas de acrílico, permitindo simular a variação da espessura da mama, e parafina em gel cristalizada, que apresenta densidade similar à do tecido gorduroso presente na mama, gerando um *background* próximo da mamografia convencional na imagem do simulador. Folhas de PVC foram utilizadas para simulação dos tecidos glandulares mais densos. O *phantom* também permite simular nódulos mamários com o uso de materiais variados produzindo densidades e formatos que se assemelham aos de lesões reais encontradas em casos clínicos⁸.

Três diferentes grupos de imagens foram selecionados para o conjunto de imagens adquiridas – denominados como visível, parcialmente visível e não visível. Esta classificação foi obtida a partir da análise visual do conjunto de imagens realizada por um especialista da área, verificando a sua percepção em relação à existência ou não do nódulo na imagem simulada⁸.

No total, foram utilizadas neste trabalho para análise de contraste 30 imagens, sendo 10 de cada grupo especificado anteriormente.

3. Resultados

A figura 2 apresenta a curva característica obtida para o sistema CR.

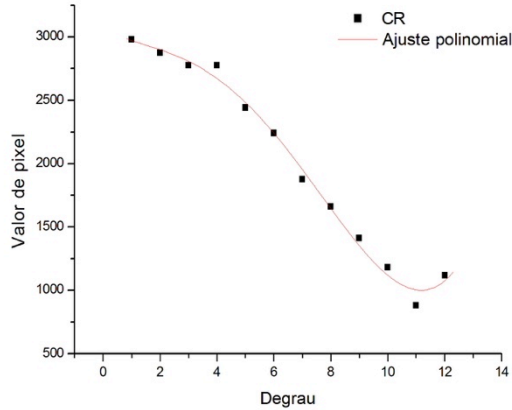


Figura 2: Curva característica do sistema CR

A curva característica obtida para o equipamento mamográfico com sistema CR previamente descrito é apresentada no gráfico da Figura 3, juntamente com a curva de referência e a curva do CR corrigida, ou seja, após a aplicação do fator de correção, obtido pela interpolação de pontos.

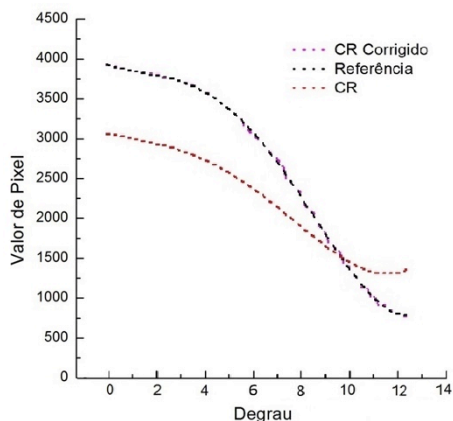


Figura 3: Comparação das curvas características do CR, referência e do CR corrigida.

A Tabela 1 apresenta a diferença percentual em relação às medidas calculadas da média do valor do pixel de cada degrau que compõe a “escada” inserida no simulador. Essas medidas foram feitas em 6 diferentes placas (IPs) utilizadas no levantamento da curva característica do sistema CR Agfa 85 com o equipamento mamográfico LORAD M IV. Todas as imagens foram feitas nas mesmas condições (kV, mAs) conforme descrito anteriormente.

Já a diferença percentual da média do valor do pixel de cada degrau que compõe a “escada” do simulador obtidas para a faixa de valores de kV e mAs descritas na seção anterior (22-33 e 65-110, respectivamente) são apresentadas nas Tabelas 2 e 3, respectivamente também.

Tabela 1: Diferença percentual da variação da média do valor do pixel de cada degrau nas diferentes placas

Placas	Diferença % na Média do Valor do Pixel
1	0,0
2	0,0
3	0,01
4	0,0
5	0,015
6	0,0

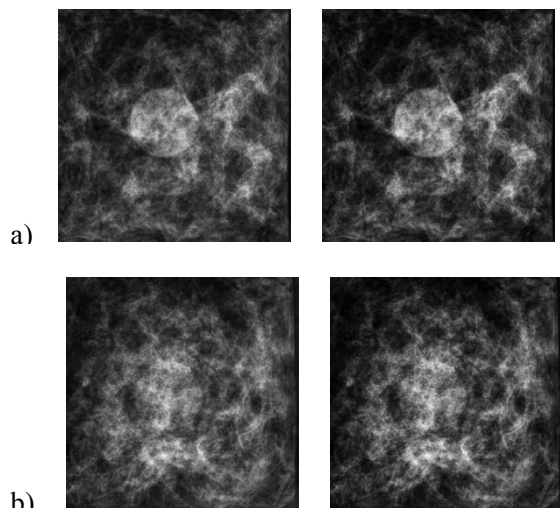
Tabela 2: Diferença percentual da variação da média do valor do pixel de cada degrau para variação de kV.

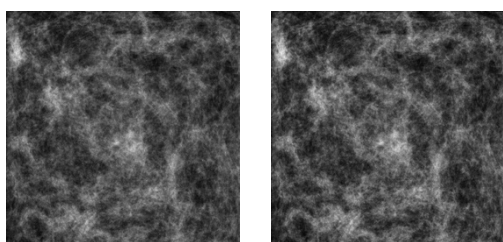
kV	Diferença % na Média do Valor do Pixel
22	0,01
24	0,01
26	0,0
28	0,00
30	0,00
32	0,01
33	0,01

Tabela 3: Diferença percentual da variação da média do valor do pixel de cada degrau para variação de mAs.

mAs	Diferença % na Média do Valor do Pixel
60	0,015
70	0,00
80	0,00
90	0,00
100	0,010
110	0,012

As imagens da Figura 4 apresentam a comparação dos recortes de regiões de interesse (ROIs) contendo massas suspeitas simuladas das imagens adquiridas no CR com o simulador mamográfico sem correção (esquerda) e com correção (direita), exemplificando um caso considerado visível (a), parcialmente visível (b) e não visível (c).





c)
Figura 4: Comparação dos recortes das ROIs da imagem original (esquerda) e imagem corrigida (direita) para imagens consideradas visíveis (a), parcialmente visíveis (b) e não visíveis (c).

A figura 5 apresenta um exemplo do histograma da imagem original (sem correção) e da imagem corrigida.

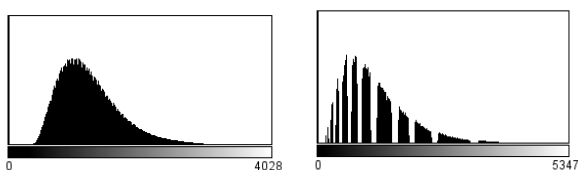


Figura 5: Exemplo de histograma de uma imagem antes (acima) e após (abaixo) aplicar a correção.

Os dados apresentados na Tabela 4 mostram a diferença percentual entre a média dos valores de pixel da imagem antes a após a aplicação da correção em relação aos tons de cinza obtidos considerando-se separadamente a região que compreendia o fundo da imagem e a região que continha o nódulo simulado, além do aumento percentual do contraste após a aplicação do fator de correção na imagem original.

Tabela 4: Diferença percentual da variação de contraste da imagem corrigida em relação à imagem original

Conjunto de Imagens	Diferença % em relação ao fundo	Diferença % em relação ao nódulo	Diferença percentual do nódulo em relação ao fundo (contraste)
Visível	4	28	56
Parcialmente Visível	3	24	49
Não Visível	14	21	47

A média da diferença percentual do plano de bits da imagem corrigida em relação à imagem original é apresentada na Tabela 5.

Tabela 5: Diferença percentual da variação de contraste da imagem corrigida em relação à imagem original

Conjunto de Imagens	Diferença % na Variação do Plano de Bits
Visível	14
Parcialmente Visível	11
Não Visível	5

4. Discussão

Conforme mostra o gráfico apresentado na figura 3, os fatores de correção determinados para a curva do CR permitiram aproximá-la da curva de referência. Em adendo, os resultados apresentados na Tabela 1 demonstram que as

diferentes placas não interferem nas medidas realizadas no sistema, ou seja, os resultados preliminares obtidos anteriormente para definir o fator de correção⁷ são independentes da IP utilizada para a medida.

Verificou-se também que a variação dos parâmetros tensão (kV) e do produto da corrente e tempo de exposição (mAs) não alteraram o fator de correção – que foi determinado fixando-se a técnica radiográfica (28 kV, 80mAs) – conforme observado nas Tabelas 2 e 3.

Observa-se a partir da avaliação das informações dos histogramas das imagens com e sem correção que, quando aplicado o fator de correção na imagem original, ocorre um aumento no seu contraste, tanto em relação ao fundo como em relação ao nódulo e também na diferença nódulo/fundo, conforme mostrado na Figura 5.

Conforme apresentado na Tabela 4, a maior diferença percentual de contraste ocorre para o conjunto de imagens visíveis nas três análises feitas. Para os demais conjuntos analisados, parcialmente visíveis e não visíveis, também ocorre uma alteração na diferença percentual do contraste do nódulo em relação ao fundo da imagem, sendo em média de 50%. Comparando-se separadamente em relação ao fundo e ao nódulo, a maior diferença de contraste da imagem corrigida em relação à imagem original ocorre em relação ao nódulo, por conta de uma maior variação dos níveis de cinza na estrutura simulada quando aplicada a correção na imagem original.

Um alargamento do histograma foi gerado pelo fator de correção conforme observado no exemplo da Figura 5, alterando por consequência o plano de bits da imagem (Tabela 5) e proporcionando esta variação de contraste.

5. Conclusões

O fator de correção determinado a partir do ajuste da curva característica obtida para equipamento mamográfico com sistema CR em relação à curva de referência proporcionou à imagem corrigida um aumento do contraste, o que, por ser um dos aspectos mais importantes na interpretação da imagem para detecção de lesões da mama, pode representar um ganho em termos da melhoria de qualidade para a análise do radiologista.

Além disso, os resultados experimentais coletados a partir de diferentes IPs e diferentes valores de kV e mAs aplicados durante sua exposição no mamógrafo e CR considerados nesse trabalho mostraram que esses parâmetros não afetam o fator de correção da curva característica calculado, conforme mostrado no gráfico comparativo da Figura 3, possibilitando a aplicação deste fator de correção em qualquer imagem gerada neste sistema, ou seja, independente da placa e técnica radiográfica utilizada.

Referências

1. Moreira AS, *et al.* Detecção de massas em imagens da MAM usando índices de diversidade e algoritmos de segmentação em grafo. *Cad. Pesq.*, São Luís, v. 20, n. especial, julho 2013.
2. Huynh PT, Jarolimek AM, Daye S. The false-negative mammogram. *RadioGraphics*, v. 18, p. 1137-1154. Sept./Oct. 1998.
3. Curry III TS, Dowdey JE, Murry RC. Christensen's physics of diagnostic radiology. 4° ed. Lea&Febiger, Philadelphia, USA, 1990.
4. Pisano ED.; Yaffe MJ. Digital Mammographic. *Radiology*, v.234, n.2, p.353-362, 2005.
5. Caldwell CB, Yaffe MJ. Development of an anthropomorphic breast phantom. *Medical Physics*, v.17, n.2, 1990.
6. Goes RF, Schiabel H, Sousa MAZ. Automatic scanning software based on the characteristic curve of mammograms digitizers. *Journal of Electronic Imaging (Print)*, v. 22, p. 013024-1-013024-10, 2013.
7. Stemberg DRM, Sousa, MAZ. Schiabel, H. Técnica para correção de imagens obtidas com um sistema CR utilizando a curva característica do filme mamográfico. In: VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas m, 2015, Campinas. Anais do VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM), 2015.
8. Sousa MAS, Siqueira P N, Schiabel H. Evaluation of a simulation procedure designed to recognize shape and contour of suspicious masses in mammography. In: SPIE Medical Imaging, 2015, Orlando. v. 9416. p. 941618.

Contato:

Débora Regina Malvesi Stemberg
Avenida Trabalhador São-carlense, 400
CEP: 13566-590
São Carlos - SP – Brasil
E-mail: debora.stemberg@gmail.com