

Técnica Computacional para Correção da Não-Homogeneidade da Distribuição de Intensidade em Imagens Radiológicas

Rogério V. Florian¹, Márcio A. Marques², Annie F. Frère¹, Homero Schiabel¹, Paulo M. A. Marques¹

¹Departamento de Engenharia Elétrica - EESC/USP
Laboratório de Digitalização de Imagens (LADI)
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)
E-mail: rvolpon@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

²Departamento de Física e Informática
Grupo de Instrumentação e Informática - GII - IFSC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)

Resumo - Este trabalho propõe uma técnica de processamento de imagens para a compensação do efeito “Heel” em imagens médicas, permitindo melhorar a detecção das estruturas através da homogeneização do fundo. Tal técnica pode ser utilizada para qualquer sistema radiológico.

Abstract - This work presents an image processing technique in order to provide a “Heel” effect compensation on medical images, which can improve the structures detection due to background homogeneity. Such a technique can be used for any radiologic system.

Introdução

Para a obtenção de uma imagem de boa qualidade, seja através de luz ou de raios-X, a contribuição do processo formador é importante, porém não é o suficiente. Diversos outros aspectos são importantes, tais como: geometria de exposição, estrutura do objeto, material receptor da imagem, etc...

Um exemplo destas condições são as imagens radiológicas. Elas dependem do efeito “Heel”, do tamanho do ponto focal, do efeito Compton, da grade supressora e do filme radiográfico.

De acordo com Fritz¹ e Marques², o efeito “Heel” é a distribuição não-uniforme de intensidade de radiação ao longo do campo, que pode variar de 70% a 120% com relação ao eixo central do campo (Figura 1).

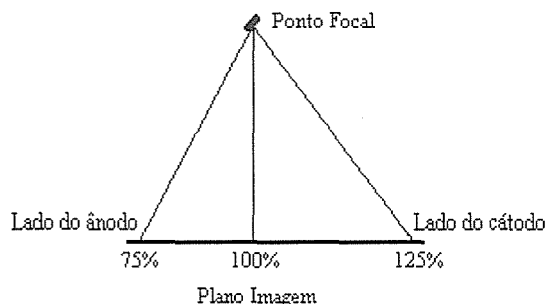


Figura 1 - Efeito “Heel”

Desta forma, o filme apresentará uma variação de intensidade. Em outras palavras, certas regiões do filme não serão sensibilizadas adequadamente, enquanto outras serão sensibilizadas demasiadamente, prejudicando a imagem final. Com isso, a avaliação visual da

imagem poderá não detectar corretamente estruturas encobertas por esta variação de contraste.

Visando solucionar este problema, é proposto um algoritmo computacional que calcula a variação na intensidade incidente em cada ponto do plano imagem e corrige as variações de densidades apresentadas pelo filme, tornando o fundo uniforme.

Metodologia

O algoritmo desenvolvido para corrigir o efeito “Heel”, que causa a variação de densidade do fundo do filme radiológico, é baseado no cálculo do deslocamento (S) do fóton no interior do alvo para cada trajetória, considerando a intensidade relativa para cada ponto $P(x,y)$ sobre o eixo cátodo-ânodo e a localização geométrica de cada um destes pontos (figura 2).

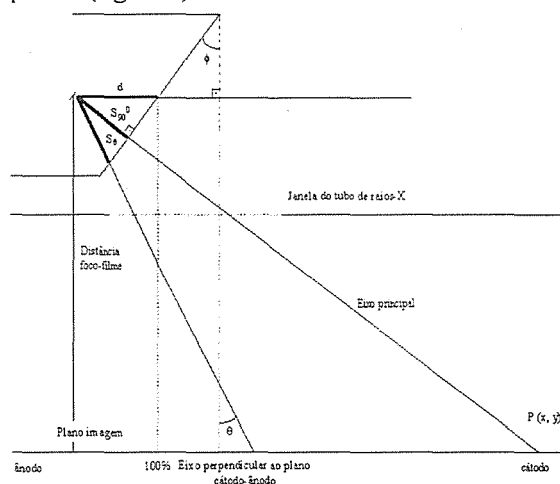


Figura 2 - Formulação matemática do efeito “Heel”

Analisando a figura 2 e aplicando simples relações trigonométricas, concluímos que a distância percorrida pelos fótons no interior do alvo é:

$$S(\theta) = \frac{d \cos \phi}{\cos(90^\circ - \theta - \phi)},$$

sendo θ o ângulo formado pela trajetória dos fótons com um eixo perpendicular ao eixo central, ϕ o ângulo de inclinação do alvo e d a penetração dos elétrons dentro do alvo.

A posição cartesiana de um ponto qualquer sobre o eixo central é:

$$P(d_{ff} \operatorname{tg} \theta, 0),$$

sendo d_{ff} a distância entre o foco e o filme.

A intensidade I dos fótons ao atingir o plano imagem é:

$$I = I_0 e^{-\mu S},$$

sendo I_0 a intensidade dos fótons antes de percorrem o interior do alvo, μ o coeficiente de atenuação do material do alvo e S a distância percorrida pelos fótons dentro do alvo.

As equações acima são aplicadas para os pontos situados sobre o eixo central. Porém, através de uma análise geométrica espacial, o efeito "Heel" pode ser compensado em todo o campo. Para isto é adotado como eixo principal a trajetória dos fótons cuja saída é perpendicular ao plano do alvo. Todas as trajetórias de fótons que formam um mesmo ângulo com este eixo formarão um cone, com os fótons pertencentes à superfície deste cone percorrendo a mesma distância no interior do alvo. A intersecção do cone com o plano imagem será uma elipse cujos pontos constituintes possuirão a mesma intensidade relativa I_0/I .

O processamento da imagem é efetuado ponto a ponto. Considerando o centro da imagem como sendo o centro do campo, a intensidade de cada ponto da imagem é compensado com relação a intensidade relativa calculada. Desta forma, toda a imagem sofrerá as correções necessárias originadas pelo efeito "Heel".

Para desenvolver o algoritmo, algumas considerações sobre o aparelho de raios-X foram adotadas:

- foco pontual;
- trajetória retilínea do feixe de elétrons;
- trajetória retilínea dos fótons emitidos.

Resultados

Para avaliar o desempenho do algoritmo, foram digitalizadas e processadas 50 imagens radiológicas. Todas as imagens eram de fundo, ou seja, sem qualquer objeto.

As características dos aparelhos de raios-X consideradas foram:

- a angulação do alvo,
- o material do alvo, e
- a distância foco-filme.

A avaliação do processamento foi realizada através da análise de histograma. Os

histogramas antes e depois do processamento foram comparados, e em todos foi possível constatar uma boa distribuição dos níveis de cinza.

Discussão e Conclusões

Pode-se concluir que o algoritmo criado para a correção do efeito "Heel" mostrou-se eficiente. Entretanto, a contribuição deste sistema só poderia ser realmente estimada com a avaliação da melhoria que ele proporciona quando é realizado o processamento de imagens clínicas.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio dado pela CAPES à execução do projeto.

Referências

- ¹ FRITZ, S. L.; LIVINGSTON, W. H. *A Comparison of Computed and Measured Heel Effect for Various Target Angles. Medical Physics*, V. 9, n° 2, p.216 - 219, March/April 1982.
- ² MARQUES, M. A. *et al. Método Computadorizado para Otimização de Sistemas Radiológicos. Anais do 42 Congresso Português de Engenharia Biomédica- BioEng'96*, p. V.5.1 - V.5.6, 1996.