

Estudo de técnicas de pseudocoloração aplicadas a imagens radiográficas – Uma abordagem aprimorada

Study of techniques of pseudo coloration applied in radiographic images – An improved approach

G. E. Jantsch¹ & S. C. Felipussi²

¹Universidade do Estado de Santa Catarina, 89223-100, Joinville-SC, Brasil

²Universidade Federal de São Carlos, 13052-780, Sorocaba-SP, Brasil

siovani@ufscar.br

(Recebido em 18 de setembro de 2012; aceito em 05 de novembro de 2012)

Este trabalho descreve as duas principais técnicas de pseudocoloração de imagens radiográficas. Uma abordagem aprimorada com o emprego da equalização do histograma e filtro de Wiener é apresentada com resultados interessantes e validados por especialista de domínio específico. A aplicação desta abordagem a imagens radiológicas médicas ou odontológicas, permite evitar a repetição da aquisição, erros de interpretação, exposição do paciente, conforto na análise da imagem pela redução da fadiga visual do profissional da saúde e maior confiabilidade na provisão dos laudos devido a visualização de detalhes quase imperceptíveis na imagem monocromática. Outras propostas de continuidade também são apresentadas com o intuito de se prover uma ferramenta auxiliar na provisão de diagnósticos.

Palavras-chave: pseudocoloração; processamento de imagens; radiologia

This paper describes the two main techniques of pseudo coloration in radiographic images. An improved approach based at use of histogram equalization and Wiener filter is presented with interesting results and validated by expert of specific domain. Applying this approach to medical or dental radiological images, avoids the repetition of the acquisition, interpretation errors, patient exposure, comfort in image analysis by reducing eyestrain of the health professional and higher reliability in the provision of reports due to almost imperceptible detail view in monochromatic image. Other proposals continuity are also presented in order to provide an auxiliary tool in the provision of diagnostics.

Keywords: pseudocoloration; image processing; radiology

1. INTRODUÇÃO

A cor é um importante fator na área de processamento gráfico (computação gráfica e processamento de imagens), descreve de forma importante um objeto ou cena permitindo a identificação de características não reconhecidas em tons de cinza. A principal motivação para o uso de cores advém do fato de que a visão natural (olho humano) é capaz de distinguir aproximadamente 56 tons de cinza¹ ao passo que são milhares os tons e intensidades de cores que podemos reconhecer². Ademais, o emprego da cor é mais agradável e assemelha-se ao mundo real, aumenta a percepção, interpretação e memorização do que é visualizado e avanços tecnológicos, tais como ultrassonografia com Doppler colorida, Sistemas Orbitais de Monitoramento e Gestão Territorial³ e outros, são então justificados.

Na área médica e odontológica, os equipamentos radiográficos analógicos e digitais ainda provêm essencialmente imagens monocromáticas⁴, não obstante, a representação adequada da região anatômica de interesse ao diagnóstico do paciente exige imagens confiáveis. Imagens com qualidade reduzida podem proporcionar equívocos na provisão dos laudos e por vezes é necessária a repetição do exame ocasionando a exposição desnecessária do paciente, desta feita, técnicas computacionais que resultem em benefícios ao usuário, minimizando eventuais riscos da exposição à radiação e redução de custos são consideravelmente importantes. Uma das soluções é o emprego da técnica de pseudocoloração, a qual caracteriza-se por atribuir “falsas” cores a uma imagem essencialmente monocromática.

Na dissertação de Kase⁵, técnicas de pseudocoloração são empregadas em imagens de raio X na inspeção de bagagens de aeroportos. A fiscalização de imagens monocromáticas, de formatos semelhantes e repetidamente, incrementam a fadiga visual possibilitando equívocos de interpretação.

O presente trabalho aborda as duas principais técnicas de pseudocoloração em imagens radiográficas, evidenciando regiões de reduzida percepção em imagens monocromáticas, apresenta uma solução distinta e relevante a proposta por Kase⁵ e por fim, são apresentados resultados promissores avaliados por profissional de domínio específico.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Abordaremos as duas principais técnicas de pseudocoloração de imagens monocromáticas baseadas nas suas propriedades de intensidade, quais sejam:

Fatiamento por Intensidades

A técnica de fatiamento por intensidade é considerada a mais simples no contexto da pseudocoloração e caracteriza-se pela inserção de planos paralelos cortando o mapa de intensidades da imagem original. Na figura 1⁶ os eixos x e y representam as coordenadas de cada *pixel* da imagem e o eixo L os níveis de cinza. A função formada pelos eixos representa a intensidade do nível de cinza de cada *pixel*. O plano de fatiamento corta esta função dividindo-a em duas partes, uma dos *pixels* com níveis de cinza mais próximos ao branco e outra com os níveis de cinza mais próximos do preto.

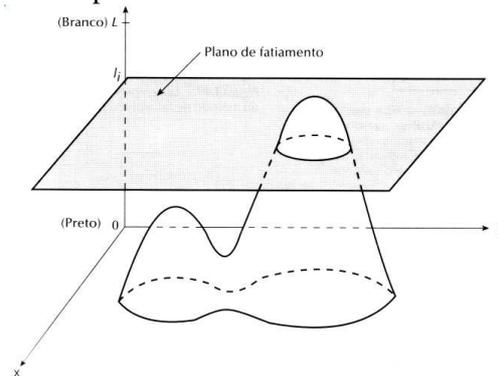


Figura 1: Representação geométrica do fatiamento por intensidade.

A técnica fundamenta-se na atribuição de uma cor diferente para cada lado do plano, ou seja, todos os *pixels* da imagem cujo nível de cinza esteja acima do plano de corte serão codificados para uma cor e de forma análoga, os que estiverem abaixo serão transformados em outra cor. Para os níveis sobre o plano é atribuída uma das duas cores arbitrariamente. Para o caso da figura 1, temos uma imagem em duas cores, cuja aparência pode ser modificada ao se mover o plano de fatiamento. Para atribuímos mais cores à imagem, outros planos de fatiamento são considerados, a figura 2⁶ ilustra um exemplo de fatiamento por intensidade em oito regiões de cores, a visão natural tem dificuldade em detectar os detalhes observáveis na imagem da direita.

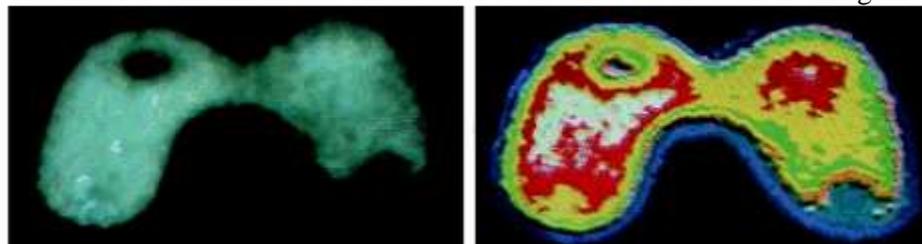


Figure 2: A esquerda imagem monocromática da tireóide e a direita o resultado da aplicação da pseudocoloração por fatiamento em oito regiões.

Níveis de Cinza para Transformações de Cores

Esta abordagem consiste no emprego de três transformações independentes sobre o nível de cinza de qualquer *pixel* de entrada. Os três resultados são cores situadas nas bandas vermelha, verde e azul, produzindo uma imagem composta cujas cores são moduladas pelas funções de transformação sobre os níveis de cinza e não sobre a posição. Para melhor entendimento, a figura 3⁶ representa duas imagens monocromáticas obtidas por um sistema de raio X de bagagens de um aeroporto, a imagem a esquerda contém artigos comuns e a da direita contém um bloco simulado de explosivos (cinza mais escuro).

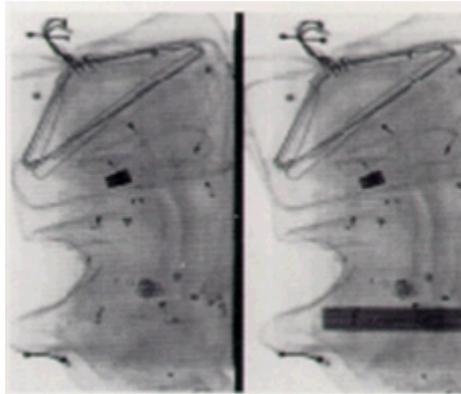


Figura 3: Imagem monocromática obtidas por sistema de raio x.

A aplicação da transformação representada pela figura 4⁶ na imagem monocromática das bagagens resulta na figura 5⁶. As funções senoidais (ou cossenoidas) representadas pela figura 4 contêm regiões de valores relativamente constantes próximos aos picos e variações abruptas nos vales. O ajuste das três funções senoidais (vermelho, verde e azul) permite que o resultado da coloração varie dependendo da fase e frequência de cada função, obviamente se todas as três funções possuírem a mesma fase e frequência, a imagem resultante será monocromática.

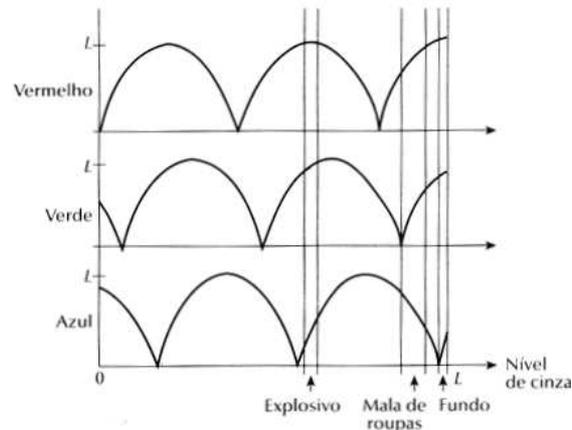


Figura 4: Função de transformação empregada na figura 5.

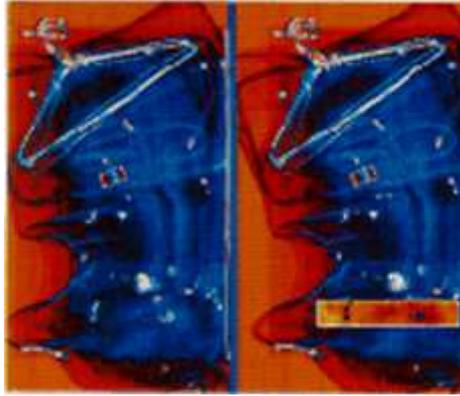


Figura 5: A região representada pelos explosivos é evidenciada com o emprego da função transformação.

Aos *pixels* cujos níveis de cinza situam-se nos picos das senóides, cores mais fortes são obtidas e resultam da considerável diferença entre as amplitudes das fases das três senóides deslocadas (figura 4). A figura 5 ilustra esse fato, o simulacro de explosivo e o fundo possuem níveis de cinza consideravelmente diferentes (figura 3) e foram convertidos por cores semelhantes devido a periodicidade das ondas senoidais.

Filtro de Wiener ou de Mínimo Médio Quadrático

O filtro de Wiener⁷ foi desenvolvido por Norbert Wiener na década de 1940 e publicado em 1949, originalmente denominado “cancelador” de ruído por separar sinais baseado em suas frequências espectrais⁸, ou seja, reduz ruídos normalmente causado por interferências, eliminando assim as regiões no domínio de frequência que correspondam a esse ruído.

O método detalhadamente descrito por Adreani⁹ considera imagens e ruídos como variáveis aleatórias e objetiva encontrar uma estimativa \hat{f} de imagens não corrompidas, em que o erro quadrático médio seja minimizado. O erro aferido é:

$$e^2 = E\{(f - \hat{f})^2\} \quad (1)$$

Sendo $E\{\cdot\}$ o valor esperado do argumento. Considerando que o ruído e a imagem não são correlacionados, que o nível de intensidade da estimativa é uma função linear dos níveis de degradação da imagem e por fim, o ruído ou a imagem possui média zero, temos que o mínimo erro da função na equação (1) é dado no domínio da frequência por:

$$\hat{F}(u, v) = \left[\frac{1}{H(u, v) \frac{|H(u, v)|^2 + S_\eta(u, v)}{S_f(u, v)}} \right] G(u, v) \quad (2)$$

Onde:

$H(u, v)$ é a transformada da função de degradação

$G(u, v)$ é a transformada da imagem degradada

$S_\eta(u, v) = |N(u, v)|^2$ é o espectro de potência do ruído

$S_f(u, v) = |F(u, v)|^2$ é o espectro de potência da imagem não degradada

Caso a imagem degradada apresente ruído constante, a análise estimativa é consideravelmente facilitada⁹ e a equação (2) torna-se:

$$\hat{F}(u, v) = \left[\frac{1}{H(u, v)} \frac{|H(u, v)|^2}{|H(u, v)|^2 + k} \right] G(u, v) \quad (3)$$

Equalização do Histograma

O histograma de imagens com reduzido contraste apresenta a distribuição da altura dos picos de maneira disforme e a equalização caracteriza-se por redistribuir os valores dos níveis de cinza de forma a obter um histograma quase monótono^{10,11}. Esta equalização torna possível evidenciar regiões da imagem original que se apresentam praticamente imperceptíveis devido a uniformidade dos níveis de cinza. A forma mais usual de se equalizar um histograma é pelo emprego da função de distribuição acumulada da distribuição de probabilidades original, expressa por:

$$s_k = \sum_{j=0}^k p_r(r_j) \quad (3)$$

Onde:

$0 \leq r_k \leq 1$ representando da intensidade do nível de cinza;

$k = 0, 1, \dots, L - 1$ com L o valor máximo do nível de cinza.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste tópico são apresentadas as aplicações dos algoritmos propostos por Kase⁵ baseado nas técnicas de Fatiamento por Intensidades e Níveis de Cinza para Transformação de Cores, e a provisão de uma abordagem aperfeiçoada com os respectivos resultados para cada técnica.

Fatiamento por Intensidades

Para a provisão da figura 6 de Kase⁵ e 7, o histograma das imagens é cortado em quatro regiões.

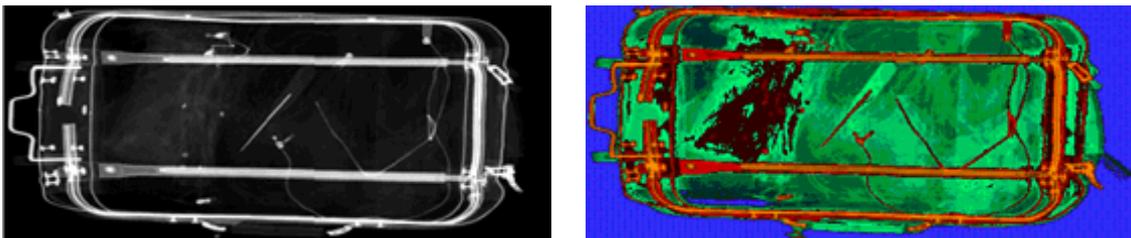


Figura 6: Raio X de bagagem – a esquerda a imagem original e a direita com pseudocoloração por Fatiamento por Intensidades

Na figura 6 evidenciou-se o cabo da faca após a coloração, no entanto, ao aplicarmos o algoritmo de Kase⁵ no raio X odontológico panorâmico (figura 7) os resultados estão aquém do desejado, constata-se que devido a intensidade dos níveis de cinza da imagem original, a região dos dentes obteve a cor vermelha e a gengiva (fundo) em vermelho escuro, dificultando a diferenciação das regiões. A área em verde também não proveu informação relevante por não ser de interesse.

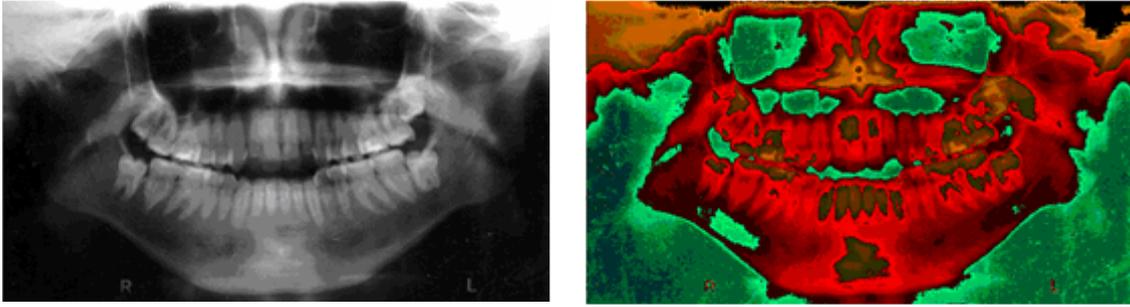


Figura 7: Raio X odontológico – a esquerda a imagem original e a direita com pseudocoloração por Fatiamento de Intensidades proposta por Kase (2002).

O perfil das imagens experimentais utilizadas no presente trabalho apresentam reduzido contraste, ademais são provenientes de equipamentos de raio X caracterizados por ruído aleatório, desta feita justifica-se o aprimoramento da abordagem de Kase⁵ em dois principais tópicos: a equalização do histograma^{10,11} para melhorar o contraste e a aplicação do filtro de Wiener^{9,12} para suavização do ruído e preservação das bordas. Outros filtros¹³ também foram aplicados, todavia, a assinatura do ruído constatado, proveniente da fonte de aquisição, justifica o emprego do filtro de Wiener por basear-se nas frequências espectrais. Também foram alteradas as regiões de coloração reduzindo-as para duas, em vermelho as de maior interesse, o fundo em azul e a região sem importância sem coloração (figura 8).

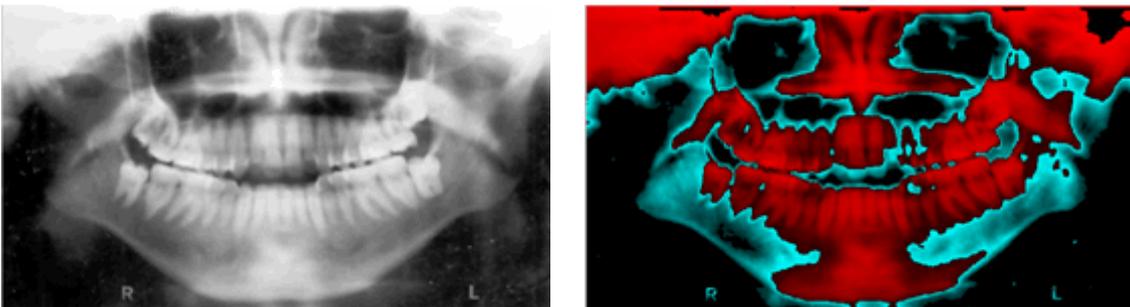


Figura 8: Raio X odontológico – a esquerda a imagem equalizada e com o filtro de Wiener e a direita com pseudocoloração utilizando a abordagem aprimorada.

O algoritmo aprimorado para o fatiamento por intensidades é descrito a seguir:

Início

Leia a imagem monocromática original;
Normalize as intensidades da imagem;
Equalize o histograma;
Aplique o filtro de Wiener;
Converta a imagem em multiespectral (RGB);
Defina o plano de fatiamento e os seus respectivos limiares;
Defina as cores a serem empregadas nos limiares de fatiamento;
Para os pixels pertencentes aos respectivos planos, aplique as cores definidas;
Mostre a imagem pseudocolorida.

Fim

Para a implementação do algoritmo descrito acima, utilizou-se o Matlab¹⁴ como segue:

```

clear all;          % limpar área
close all;         % fechar janelas
[nome,caminho]=uigetfile('*.*jpg','Imagem'); %obter imagens
img=imread([caminho nome]);
imshow(img);

```

```

%desconsidera região em preto ao redor da imagem
img=trimimage(img);

%normalização da intensidade
mmax=max(max(img));
display(mmax);
mmax=double(mmax)/255;
display(mmax);
img=imadjust(img,[0 mmax],[0 1]);
figure, imshow(img);

%realça o contraste usando histograma de equalização
img=histeq(img);
figure, imshow(img);

%filtro de wiener para remover o ruído
img=wiener2(img,[5 5]);
figure, imshow(img);

%obter dimensão da imagem
[m,n]=size(img);

%convertendo em rgb
newImg=zeros(m,n,3);

%definindo o limiar
threshold = [80 140 255]

%definindo a cor
hue = [0.5 1];

%atribuindo o fatiamento
for i=1:length(threshold)-1
    grayImg = imadjust(img,[threshold(i) threshold(i+1)]/255, []);
    h = zeros(m,n);
    s = h;
    v = h;
    [I,J] = find((img>=threshold(i))&(img<threshold(i+1)));
    ind = sub2ind([m,n],I,J);
    h(ind) = hue(i);
    s=1;
    v(ind) = ((double(grayImg(ind))/255)/2)+0.1;
    vmax=max(max(v));
    v = imadjust(v,[0 vmax],[0 1]);
    hsvImg = zeros(m,n,3);
    hsvImg(:,:,1)=h;
    hsvImg(:,:,2)=s;
    hsvImg(:,:,3)=v;

%convertendo HSV para RGB
rgbImg = hsv2rgb(hsvImg);
newImg = imadd(newImg,rgbImg);
end
figure, imshow(newImg);

```

Níveis de Cinza para Transformações de Cores

Utilizando a abordagem proposta por Kase⁵ é possível constatar na figura 9 que há uma considerável evolução na coloração da imagem, o objeto de maior interesse na imagem (a faca) apresenta melhor realce e também é possível visualizar outros objetos devido a freqüência e fase empregadas possuírem tonalidades distintas.

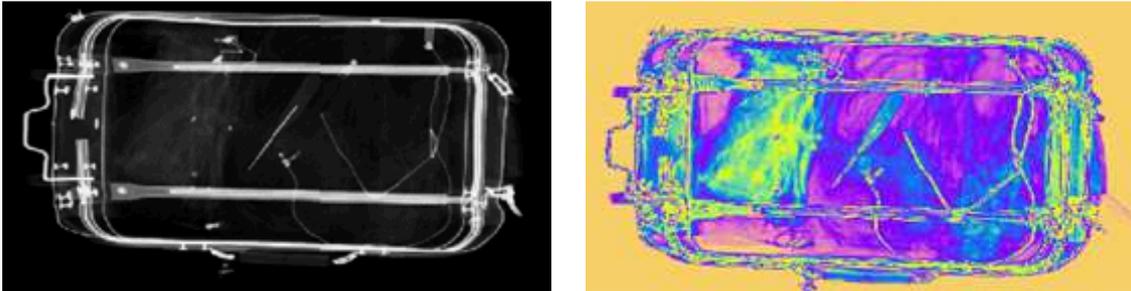


Figura 9: Raio X de bagagem – a esquerda a imagem original e a direita com pseudocoloração por Níveis de Cinza para Transformação de Cores

A figura 10 apresenta a radiografia de mão com fratura no quinto metacárpio utilizando a abordagem proposta por Kase⁵.



Figura 10: Raio X da mão – a esquerda a imagem original e a direita com pseudocoloração por Níveis de Cinza para Transformação de Cores por Kase (2002).

Aprimorando a abordagem de Kase⁵ por meio da equalização do histograma^{10,11} e filtro de Wiener^{9,12}, alterando-se a fase e freqüência para maior contraste nas bordas, a figura 11 apresenta regiões de reduzida percepção na imagem monocromática e importantemente evidenciadas na colorida.



Figura 11: Raio X da mão – a esquerda a imagem original e a direita com pseudocoloração por Níveis de Cinza para Transformação de Cores utilizando a abordagem aprimorada.

Por fim, com a mesma abordagem da figura 11, a figura 12 representa de forma interessante o raio X odontológico panorâmico, evidenciando o contorno dos dentes (em azul) e ratificando que o aprimoramento da técnica de Kase⁵, adicionada a escolha apropriada do método de pseudocoloração, contribuem fortemente para a apresentação de informações úteis, tais como detalhes das estruturas dentárias, ósseas, tecidos mole e contornos dentários.

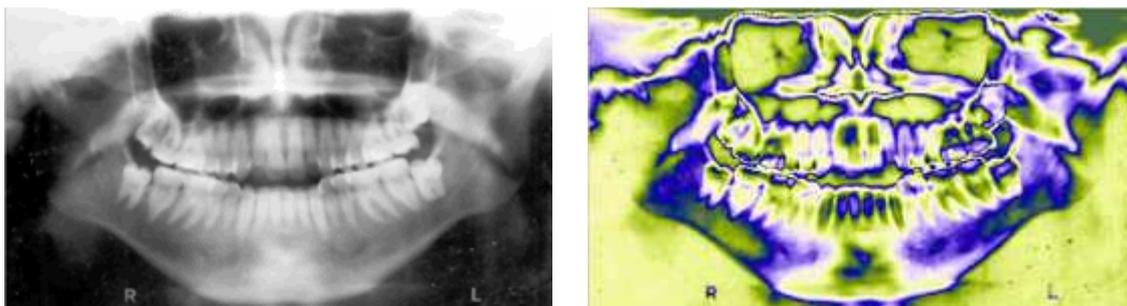


Figura 12: Raio X odontológico – a esquerda a imagem equalizada e com o filtro de Wiener e a direita com pseudocoloração por Níveis de Cinza para Transformação de Cores utilizando a abordagem aprimorada.

O algoritmo aprimorado para o emprego da pseudocoloração por níveis de cinza para transformação de cores, é descrito a seguir:

Início

*Leia a imagem monocromática original;
 Normalize as intensidades da imagem;
 Equalize o histograma;
 Aplique o filtro de Wiener;
 Defina a fase e a frequência;
 Utilize a função apropriada (seno ou cosseno) para transformar a imagem monocromática em pseudocolorida;
 Defina as cores a serem empregadas na pseudocoloração;;
 Aplique a transformação;
 Mostre a imagem pseudocolorida.*

Fim

Para a implementação do algoritmo descrito acima, utilizou-se o Matlab¹⁴ como segue:

```
% mapa de coloração pelo cosseno
% este programa usa a função cosseno para transformar uma imagem de entrada
monocromática em RGB. f e p são a fase e frequência. Estes valores podem variar e
conseqüentemente diferentes cortes para codificação de cores são obtidos.

clear all % limpar área
close all %fechar janelas
[nome,caminho]=uigetfile('*.*jpg','Imagem'); %obter imagens
img=imread([caminho nome]);
imshow(img)

%desconsidera região em preto ao redor da imagem
img=trimimage(img);
figure, imshow(img)

%normalização da intensidade
mmax = max(max(img));
mmax = double(mmax)/255;
```

```

img1 = imadjust(img,[0 mmax],[0 1]);

%filtro de wiener para remover o ruído
img1=wiener2(img1,[5 5]);
figure, imshow(img1);

%fase e frequência
f=1.2;
p=.6;

[r,c]=size(img1);
figure, imshow(img1);

%aplicação da fase e frequência pela função cosseno
z=double(img1(1:r,1:c))/255;
img2(1:r,1:c,1) = (abs(cos(2*pi*f*z)));
img2(1:r,1:c,2) = abs(cos(2*pi*f*z+5*p));
img2(1:r,1:c,3) = abs(cos(2*pi*f*z+p));

figure, imshow(img2);

```

4. CONCLUSÃO

O presente trabalho apresentou as principais técnicas de pseudocoloração em processamento de imagens, as quais são relevantes para a solução de problemas relacionados a reduzida percepção em imagens monocromáticas.

A coloração do raio X de bagagens de aeroportos é um exemplo da aplicação destas técnicas e devido os resultados constatados a abordagem proposta por Kase⁵ foi aprimorada e aplicada em outros segmentos de imagens radiográficas.

No contexto das imagens radiológicas médicas e odontológicas, a técnica de pseudocoloração contribui fortemente para o detalhamento qualitativo das imagens radiográficas¹⁵, evitando a repetição da aquisição, erros de interpretação, exposição do paciente e maior conforto na análise da imagem pela redução da fadiga visual do profissional da saúde.

Evidenciou-se que a provisão de uma ferramenta auxiliar na interpretação radiográfica de imagens pseudocoloridas, permitirá ao especialista, em específico na área odontológica, mensurar as relações entre dentes, entre dentes e estruturas ósseas e entre estruturas ósseas, provendo laudos mais confiáveis a partir da observação de detalhes pouco perceptíveis em uma imagem em níveis de cinza.

Como extensão ao presente trabalho, pretende-se implementar diversas formas de mensuração das regiões, tais como dimensões e distâncias das áreas de interesse. Em ato contínuo, a partir de um conjunto considerável de imagens, extrair alguns atributos que permitam o estabelecimento de classes de padrões com o objetivo precípuo de reconhecer padrões em imagens radiográficas.

5. AGRADECIMENTOS

O presente trabalho foi desenvolvido com os aportes do cirurgião dentista Wellington Menezes Batalha especialista em Radiologia Odontológica e em Endodontia Clínica, mestre em Odontologia com área de concentração em Periodontia. Atualmente é professor colaborador na disciplina de Radiologia Odontológica da Universidade de Joinville-SC.

1. Oliveira, C. Q. *Avaliação dos Parâmetros Físicos de Visualização de Imagens Radiográficas Digitais*. 2008. 120 f. Tese (Doutorado) – Programa de Pós Graduação em Engenharia Nuclear, Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, 2008.
2. Marques Filho, O. *Processamento Digital de Imagens*. 1. ed. Rio de Janeiro, RJ: Brasport, 1999. 330p.
3. *GeoEye: inovative geospatial products & solutions provider*. Disponível em: <<http://www.geoeye.com>>. Acesso em 10/09/2012.
4. *Endodontia Moderna, Objetivando Resultados Clínicos*. Disponível em <<http://eecampinas.blogspot.com.br/2009/06/rx-digital.html>>. Acesso em 15/09/2012.
5. Kase, K. *Effective Use of Color in X-ray Enhancement for Luggage Inspection*. 2002. 38f. Dissertação (Mestrado) – Computer Science Major, The University of Tennessee, EUA, 2002.
6. Gonzalez, R. C & Woods, R. *Processamento de Imagens Digitais*. 1. ed. São Paulo, SP: Edgard Blücher, 2000. 509p.
7. Wiener, N. *Extrapolation, Interpolation, and Smoothing of Stationary Time Series*. New York: Wiley, 1949.
8. Souza, C. L. *Análise da Aplicação do Filtro Wiener ao Tratamento de dados da Radiação Cós mica de Fundo Obtidos pelo Telescópio Beast*. 2004. 89f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Astrofísica, Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais, 2005.
9. Adreani, B. J. *Utilização do Filtro de Wiener para Melhorar a Detecção de Microcalcificações em Imagens Tomográficas*. 2010. 54f. Monografia (TCC) – Graduação em Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2010.
10. Russ, J. C. *The Image Processing Handbook*. 5. ed. Boca Raton, FL, EUA, CRC Press, 2007, 836 p.
11. Solomon, C. & Breckon, T. *Fundamentals of Digital Image Processing: A Practical Approach with Examples in Matlab*. 1. ed. Noida, India: Thonsom Digital, 2010. 355 p.
12. Jain, A. K. *Fundamentals of Digital Image*. 1. ed. São Paulo, SP: Prentice Hall, 1989. 592 p.
13. Ribeiro, J. M. *Segmentação da Pele Humana em Imagens Coloridas Baseada em Valores das Médias das Vizinhanças em Subimagens*. 2007. 115f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, 2007.
14. *Matlab – The Language of Technical Computing*. Disponível em <<http://www.mathworks.com/products/matlab/>>. Acesso em 15/09/2012.
15. Costa, G. V. *Análise Comparativa dos Métodos de Processamento das Imagens Radiográficas Oraís Convencionais para Melhor Visualização da Estrutura Óssea Perimplantar*. 2008. 90f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, 2008.