IMPLEMENTAÇÃO DE TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS PARA AUXÍLIAR NA REALIZAÇÃO DE ANÁLISES CEFALOMÉTRICAS

Michele Fúlvia Angelo
Doutora em Engenharia Elétrica pela Universidade de São Paulo (USP). Professora do Departamento de Tecnologia da Universidade Estadual de Feira de Santana (UEFS). E-mail: mfangelo@ecomp.uefs.br

Mauricio Cunha Escarpinati
Doutor em Engenharia Elétrica pela Universidade de São Paulo (USP). Professor da Faculdade de Computação da Universidade Federal de Uberlândia (UFU). E-mail: escarpinati@gmail.com

Raphael Silva Marques
Graduando do Curso de Engenharia de Computação da Universidade Estadual de Feira de Santana (UEFS). E-mail: pragamovie@gmail.com

Lucas Lima Batista
Graduado em Engenharia de Computação pela Universidade Estadual de Feira de Santana (UEFS). E-mail: lucaslbatista@gmail.com

Luiz Bernardo Souza e Souza
Graduando do Curso de Engenharia de Computação da Universidade Estadual de Feira de Santana (UEFS). E-mail: bernardo.uefs@gmail.com

RESUMO
Este trabalho apresenta a implementação de técnicas de processamento digital de imagens aplicadas no desenvolvimento de um Esquema CAD (Diagnóstico Auxiliado por Computador) para a realização de traçados e análises cefalométricas. O objetivo de se implementar estas técnicas é dar aos especialistas da área de ortodontia ferramentas que os auxiliem na marcação dos pontos cefalométricos. Como resultados são apresentadas as rotinas para manipulação de imagens odontológicas digitais e um sistema de magnificação local da imagem para auxiliar na marcação e na melhor visualização dos pontos a serem utilizados em uma análise cefalométrica.

PALAVRAS-CHAVE: Técnicas de Processamento Digital de Imagens, Análise Cefalométrica, Pontos Cefalométricos.

IMPLEMENTATION OF DIGITAL IMAGE PROCESSING TECHNIQUES TO AID IN THE CEPHALOMETRIC ANALYSES

ABSTRACT

This paper presents the techniques of digital image processing applied in the development of a scheme CAD (Computer Aided Diagnosis) to perform strokes and cephalometric analysis. The goal of implementing these techniques is to provide specialists in orthodontics tools that assist in the marking of cephalometric points. The results are presented routines for image manipulation and digital dental system of local magnification of the image to assist in marking and in the best viewing points to be used in a cephalometric analysis. As results, the routines for manipulating of digital dental images and a system of local magnification of the image to assist in marking and in the best viewing of the points to be used in a cephalometric analysis.

KEY-WORDS: Digital Image Processing Techniques, Cephalometric Analysis, Cephalometric Points.

IMPLEMENTAÇÃO DE TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS PARA AUXÍLIAR NA REALIZAÇÃO DE ANÁLISES CEFALOMÉTRICAS

INTRODUÇÃO

A descoberta dos Raios X por Wilhelm Röntgen em 1895 abriu uma época de inovação da ciência. Desde então, a Radiologia, ramo das ciências que se dedica ao estudo dos Raios X e suas aplicações, passou a ter importância em diversas atividades profissionais, com forte impacto em: Medicina, Biologia, Artes, Metalurgia, Odontologia, entre outras [1].

Na Odontologia, o primeiro profissional a dedicar-se ao uso dos Raios X como elemento indispensável ao exame clínico odontológico, foi o norte-americano Edmund Kells que publicou seus relatos de diagnósticos radiográficos no Dental Cosmos, em agosto de 1899, portanto, quatro anos após a descoberta de Röntgen [2].

Já em 1931, Broadbent, acoplou um artefato chamado cefalostato a uma cadeira odontológica infantil de modo a padronizar o posicionamento da cabeça durante a tomada radiográfica da face, em norma lateral e frontal [3]. O feito de Broadbent permitiu a criação da chamada Cefalometria Radiográfica que é a parte da ciência odontológica que se dedica à mensuração de grandezas lineares e angulares, em radiografias da cabeça, a qual se constitui num dos elementos essenciais ao diagnóstico ortodôntico e à avaliação de padrões de crescimento facial [4].

Broadbent [3] estabeleceu o uso da cefalometria como meio de diagnóstico moderno, e desde então, este método vem sendo utilizado como parte dos registros odontológicos, para auxiliar o diagnóstico e o planejamento dos tratamentos ortodônticos.

A abundância de informações radiográficas passou a ser organizada em análises cefalométricas. Estas, por sua vez, começaram a ser usadas para classificar os casos de acordo com o tipo de má oclusão, para definir o grau de desvio da normalidade e para

medir a extensão das mudanças ocorridas durante o tratamento ou durante o período de observação [5].

As análises cefalométricas têm sido tradicionalmente realizadas por meio de traçados sobre as telerradiografias laterais; porém, a determinação dos pontos cefalométricos, tem se mostrado não reprodutível, quando estes são comparados por diversos observadores. Essa não reprodutibilidade, segundo Houston [6], é consequência da falta de precisão na determinação dos pontos cefalométricos, bem como dos erros de medida por instrumentos manuais (régua, compasso, lápis).

Desta forma, diversos trabalhos vêm sendo realizados para avaliar as medidas cefalométricas obtidas manualmente ou por meio de imagens digitalizadas, e sempre a margem de erro tem se mostrado significante, em especial, devido às diferenças na localização destes pontos [7].

Estes erros, por sua vez, possuem um importante significado, pois segundo pesquisadores da área, a má localização dos pontos pode mudar significantemente o diagnóstico e o planejamento do tratamento ortodôntico [7-10].

No Brasil, atualmente, são comercializados programas de traçado cefalométrico como o Ancef, o Orto Manager e o Radiocef. Todos possuem uma característica comum: trabalham com imagens digitais, no entanto, diferenciam-se pelas facilidades e recursos oferecidos por cada um.

Devido ao alto custo para aquisição e uso destes *softwares*, a maioria das instituições públicas de ensino superior da Bahia, bem como suas clínicas de atendimento à comunidade carente, utilizam métodos manuais tanto para a marcação dos pontos cefalométricos, como para a realização dos traçados, o que ocasiona uma considerável demanda de tempo por parte dos especialistas ao realizar estas tarefas. Baseado nisso, e considerando a margem de erros que o método manual pode proporcionar, um projeto com a finalidade de apresentar o resultado de análises cefalométricas a partir de radiografias digitalizadas vem sendo desenvolvido. Este projeto foi dividido em três etapas: 1) implementação de técnicas de processamento digital de imagens que objetiva a edição e manipulação das imagens digitais de interesse; 2) desenvolvimento de rotinas computacionais para marcação e edição manual dos pontos cefalométricos e dos contornos anatômicos das estruturas de interesse e; 3) Implementação dos traçados cefalométricos.

A partir deste projeto maior, o objetivo do presente trabalho é apresentar o desenvolvimento da sua primeira etapa que é a implementação de técnicas de processamento digital de imagens para a edição e manipulação das radiografias cefalométricas digitalizadas.

Para tal apresentação, dividiu-se este trabalho nos seguintes tópicos: Metodologia, onde são exploradas as ferramentas, algoritmos, tecnologias e técnicas de processamento digital de imagens que foram utilizadas; resultados e discussões, onde toda a fundamentação teórica explorada na metodologia é comprovada e apresentada através dos testes realizados e discutidos demonstrando o porquê de cada técnica utilizada; e as considerações finais onde são feitas as conclusões obtidas com as implementações das técnicas escolhidas.

METODOLOGIA

A implementação do trabalho foi realizada utilizando a linguagem de programação JAVA e em algumas rotinas utilizou-se a biblioteca Java JAI[1] (*Java Advanced Image*) para auxiliar na implementação das rotinas de processamento de imagens.

Neste trabalho foi implementado um conjunto de técnicas de manipulação de imagem baseada em seu histograma (binarização, realce de contraste, brilho e equalização), além de técnicas de detecção de bordas, ampliação e redução da imagem e um sistema de ampliação local, denominado como lupa, para melhorar a visualização de regiões específicas das radiografias digitalizadas [11].

Técnicas Baseadas no Histograma da Imagem

Um passo anterior a implementação dos algoritmos foi a realização do cálculo do histograma da imagem. Este histograma representa a frequência de níveis de cinza dos *pixels* [11], informação utilizada pelas técnicas de manipulação de imagens apresentadas a seguir.

Os algoritmos de binarização e realce de contraste implementados utilizam como dado de entrada para seu processamento um valor de limiar, neste caso este limiar é determinado pelo método para determinação de limiar ótimo desenvolvido por Otsu [12]. Entretanto, o sistema permite que o usuário ajuste este valor de modo que o resultado do processamento melhor se adéque às suas necessidades. Para calcular o limiar ótimo de Otsu, foram necessários os seguintes passos:

1) Tratar o histograma da imagem como uma função de densidade de probabilidade discreta.

$$p_r(r_q) = \frac{n_q}{n} \qquad q = 0,1,2,\ldots,L-1 \qquad Eq.\,1$$

Onde *n* é o número de *pixels* da imagem, n_q é o número de *pixels* com intensidade r_q e *L* é o número total dos possíveis níveis de intensidade da imagem.

2) Atribuir um valor a *k* para que sejam criadas duas classe, C0 e C1, tal que C0 seja a classe de *pixels* com níveis entre [0 , *k*-1] e C1 a classe de *pixels* com níveis entre [*k* , *L*-1].

3) Escolher um valor de k tal que a variância interclasses seja maximizada.

$$\sigma^2 = \omega_0(\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu_T)^2 \qquad Eq.\,2$$

Onde:

$$\omega_0 = \sum_{q=0}^{k-1} p_q(r_q) \qquad Eq.\,3$$

$$\omega_1 = \sum_{q=k}^{L-1} p_q(r_q) \qquad Eq.\,4$$

[1] http://java.sun.com/products/java-media/jai/iio.html

$$\mu_0 = \sum_{q=0}^{k-1} q p_q \frac{r_q}{\omega_0} \qquad Eq.5$$

$$\mu_1 = \sum_{q=k}^{L-1} q p_q \frac{r_q}{\omega_1} \qquad Eq.6$$

$$\mu_T = \sum_{q=0}^{L-1} q p_q (r_q) \qquad Eq.7$$

Com isto, pode-se calcular de maneira computacionalmente rápida o limiar ótimo de Otsu.

Utilizou-se neste trabalho um algoritmo para disponibilizar o efeito de negativo ao usuário. Ele preza por atribuir a cada pixel um valor de nível de cinza simétrico a ele mesmo. Desta maneira, ao se trabalhar com imagens em nível de cinza, as áreas mais claras ficam mais escuras e as mais escuras ficam mais claras.

O algoritmo de contraste implementado neste trabalho propõe um método onde o ponto neutro da função de contraste, aqui chamado de Limiar de Contraste (*LC*), seja indicado pelo usuário, desta forma definido $f(x)$ como função do realce de contraste da imagem tem-se que $f(LC) = LC$. Inicialmente este limiar é determinado pelo método de Otsu [12] podendo ser alterado conforme a necessidade do usuário. O método proposto garante que a magnitude do contraste à esquerda de *LC* seja inversamente proporcional a magnitude que ocorre à direita de *LC*. Para isso, todo o histograma é deslocado de modo que *LC* se posicione na origem do gráfico, em seguida multiplicam-se as componentes do histograma pelo coeficiente de contraste e então se desloca novamente o histograma de modo que *LC* retorne à sua posição original, todo esse processo pode ser descrito matematicamente através da Equação 8.

$$f'(m,n) = \Big(\big(LC - f(m,n)\big) * c\Big) + LC \qquad Eq.8$$

Onde: $f'(m,n)$ é a imagem realçada, $f(m,n)$ é a imagem original, *c* é o fator de contraste, *LC* é o Limiar de Contraste estipulado pelo usuário e *m* e *n* o endereçamento de linhas e colunas da imagem.

O algoritmo de brilho implementado é o mais comum, onde um fator de brilho é aplicado a cada *pixel* da imagem seguindo as seguintes regras: caso o valor do *pixel* ultrapasse o valor máximo de um *pixel* para essa imagem, atribuí-se o valor máximo a esse *pixel*; e se o valor do *pixel* for negativo, então, atribui-se o valor zero a esse *pixel*.

O efeito de equalização consistiu basicamente em reunir os *pixels* baseados no histograma da imagem, criar um histograma acumulado destes *pixels*, normalizar este histograma acumulado, e por fim, construir uma nova imagem com este histograma. Ou seja, a equalização é uma normalização dos *pixels* da imagem, onde os mesmos ganham uma maior intensidade, destacando-os na própria imagem [11]. Com isso, a imagem a ser utilizada na análise cefalométrica ganha um realce em áreas escuras o que facilita a marcação dos pontos cefalométricos.

O efeito de binarização consiste em ao se definir um limiar, seja ele ótimo pelo algoritmo de Otsu, ou definido pelo próprio usuário, os *pixels* que estiverem com nível de cinza superior ao valor do limiar ganharão tonalidade preta, e o *pixels* que estiverem abaixo do valor do limiar ganham tonalidade branca, daí o nome binarização, que significa transformar a imagem em dois bits, 1 para preto e 0 para branco. Com a utilização do limiar ótimo de Otsu tem-se a melhor visualização deste efeito, pois há uma definição mais perceptível da diferença entre as vizinhanças dos *pixels*.

Detecção de Bordas

Partindo do conceito de borda como o limite entre duas regiões com propriedades relativamente distintas de níveis de cinza [11], as descontinuidades da imagem foram encontradas através da varredura da imagem por uma máscara 3x3, conforme apresentada na Figura 1 e um operador local diferencial – Sobel.

$$máscara = \begin{bmatrix} w_1 & w_2 & w_3 \\ w_4 & w_5 & w_6 \\ w_7 & w_8 & w_9 \end{bmatrix}$$

Figura 1 - Máscara genérica com nove *pixels*.

Para a implementação do operador Sobel utilizou-se duas máscaras 3x3 (Figura 2) para encontrar os gradientes vertical e horizontal das bordas. Depois da varredura da imagem a partir do operador Sobel, em busca das descontinuidades, foi feito um realce nos pixels de borda, aumentando-se assim o contraste entre borda e fundo da imagem, proporcionando uma melhor visualização no que diz respeito ao formato da área realçada.

$$\begin{matrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{matrix} \qquad \begin{matrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{matrix}$$

(a) **(b)**

Figura 2 - (a) Máscara Horizontal de Sobel; (b) Máscara Vertical de Sobel.

Sistema de Ampliação e Redução Local (Lupa)

A fim de fornecer ao usuário a possibilidade de ter um *zoom* de uma determinada região da radiografia para facilitar a marcação dos pontos cefalométricos, foi implementado um sistema de ampliação e redução local. Este sistema consiste no recorte de uma subimagem em torno do endereço de *pixel* apontado pelo *mouse*. Essa subimagem é representada de forma ampliada em outra região da tela, a lupa.

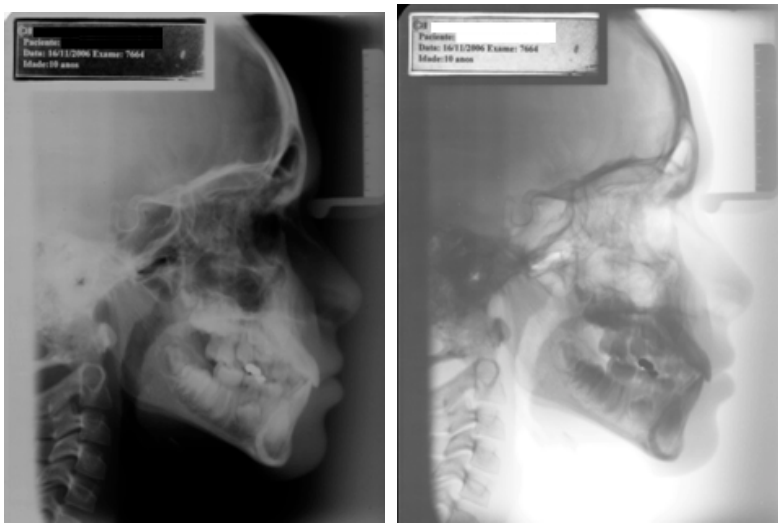
Nesta lupa é possível aplicar localmente todas as técnicas de processamento digital de imagem apresentadas anteriormente. É importante salientar que os efeitos aplicados na imagem ampliada são independentes dos efeitos da imagem original, o que possibilita a aplicação de efeitos diferentes em cada imagem.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados obtidos com este trabalho são a implementação das técnicas para manipulação e edição das imagens odontológicas e o sistema de ampliação e manipulação

local da imagem, aqui denominado como lupa. Essas rotinas auxiliarão na marcação dos pontos cefalométricos que por sua vez servirão como entrada para os algoritmos de traçado e análise cefalométrica.

A Figura 3 apresenta o efeito de Negativo aplicado a uma radiografia, e como se pode observar, este efeito, que tem o caráter de aplicar valores de níveis de cinza simétricos aos valores de cinza real da imagem, pode ser visualizado da seguinte forma: nas regiões escuras da imagem original, após aplicar-se o efeito, estas mesmas regiões ficam claras.



(a) **(b)**

Figura 3 – (a) Imagem Original; (b) Imagem após aplicar o efeito de Negativo

Como já foi citado, foi construído um sistema de ampliação local, o qual permite uma visualização mais aproximada e uma aplicação de efeitos locais na imagem, como pode ser visto na Figura 4.

Figura 4 - Sistema de Ampliação Local

Pode-se observar na Figura 4 que na região de interesse selecionada para se aplicar o *zoom* (apresentada na lateral superior direita da figura), o usuário tem a possibilidade de aplicar o *zoom* até quatro vezes, ajustar Limiar, que pode ser ajustável ou calculado através do limiar ótimo de Otsu, Brilho e Contraste, além de poder aplicar os efeitos de negativo, brilho equalização e binarização.

O efeito de contraste pode ser visualizado na Figura 5. Ao se deslocar o ajuste de contraste para 100, a imagem adquiriu uma tonalidade mais escura, como é demonstrada na área ampliada na Figura 5. Da mesma maneira, ao diminuir este valor, a região selecionada terá uma tonalidade mais clara até o ponto em que a imagem ficaria completamente branca ou cinza claro. A utilização do algoritmo de OTSU neste algoritmo de contraste é justamente para definir estes limites de contraste, de maneira que não se tenha uma imagem completamente escura ou completamente clara, pois segundo pesquisas realizadas com especialistas da área de ortodontia, imagens com estas características não são utilizadas.

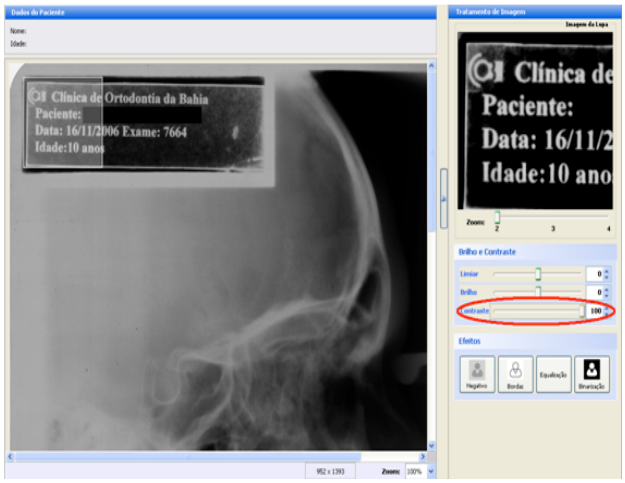
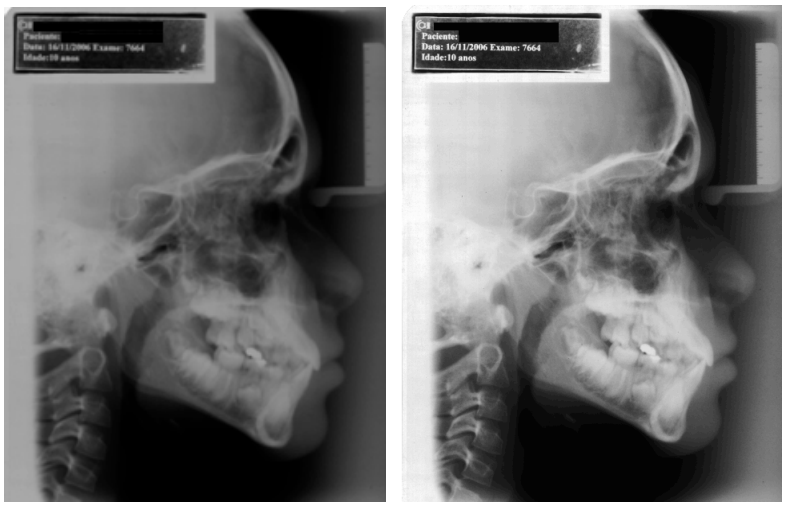


Figura 5 - Aplicação de Contraste

Na Figura 6 pode-se observar o efeito de brilho aplicado sobre a imagem ampliada pela lupa. É possível notar que com o valor 51 no ajuste de brilho, a imagem ganhou um tom mais claro, pois os valores de *pixels* foram alterados modificando sua luminosidade, conforme especificado no algoritmo de efeito de brilho.

Figura 6 - Aplicação do Brilho na Lupa

A Figura 7 apresenta o efeito de equalização sendo aplicado na imagem. Este efeito como se pode observar preza por dar um realce à imagem como um todo, à medida que os valores de nível de cinza dos *pixels* são acumulados e normalizados.



(a) **(b)**

Figura 7 – (a) Imagem Original; (b) Imagem após aplicar o efeito de equalização.

Na Figura 8, visualiza-se o efeito de binarização que consiste em transformar a imagem em preto e branco de acordo com o valor do limiar definido. Com o limiar no valor zero nota-se a diferenciação de acordo com o conjunto de *pixels* que mais se aproximam e os que mais se distanciam deste valor.

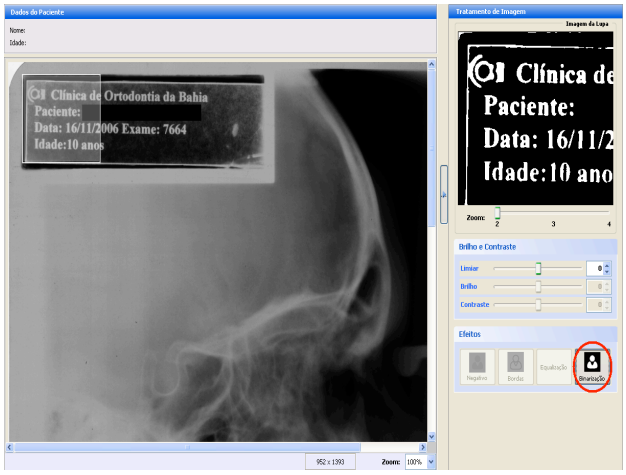
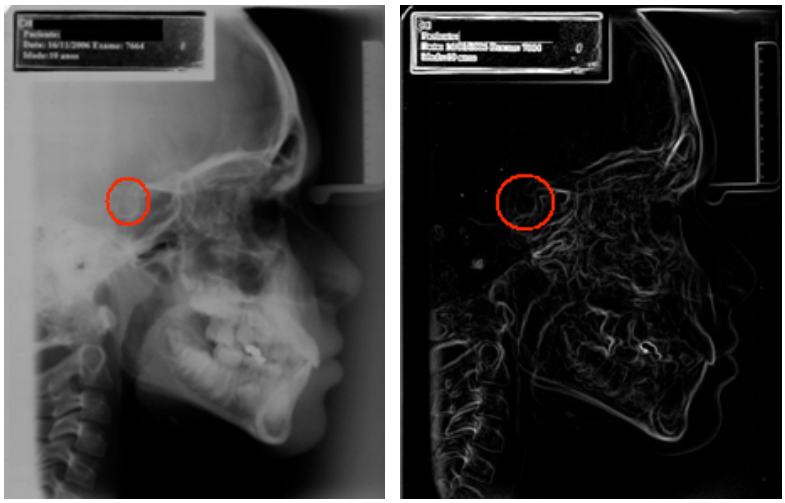


Figura 8 - Efeito de Binarização

Na Figura 9 é apresentada uma imagem após a aplicação do algoritmo de detecção de bordas, o qual tem como objetivo verificar a vizinhança dos *pixels* e com isso detectar a descontinuidade entre eles. Podem-se verificar as bordas demarcadas da imagem e o tom escuro das demais partes, pois onde não há uma grande descontinuidade atribui-se preto a estes *pixels*.

Esta técnica auxilia os especialistas a encontrarem pontos de difícil visualização como a Sela, já que as estruturas ficam muito mais visíveis como pode ser notado na Figura 9b.



(a) (b)

Figura 9 – (a) Imagem Original; (b) Imagem após aplicar detecção de bordas

Os efeitos implementados podem ser sobrepostos de maneira a melhorar a visualização. Por exemplo, Na figura 9a pode-se aplicar o efeito de negativo após a detecção de bordas, conforme apresentado na Figura 10.

(a) (b) (c)

Figura 10 – Sobreposição de Efeitos: (a) Imagem original; (b) Imagem após aplicar o efeito de detecção de bordas; (c) Imagem após aplicar negativo sobre a detecção.

Como se pode observar nas figuras, alguns efeitos podem ser aplicados na imagem inteira, outros na imagem ampliada pela lupa e alguns em ambas as imagens, a original e a magnificada pelo sistema de ampliação. Técnicas como brilho e contraste que são consideradas mais locais, são utilizadas exclusivamente aliadas ao processo de amplificação, já técnicas como detecção de bordas, negativo e os demais são utilizados tanto na lupa quanto na imagem original.

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos consistem em um sistema de edição e manipulação de imagens. O trabalho traz algumas inovações e ideias importantes, tais como o algoritmo de realce por contraste que permite a determinação de um ponto neutro que varia conforme a

necessidade do usuário e o sistema da Lupa que auxilia na visualização e na edição das estruturas de interesse da imagem.

Além do sistema de edição e manipulação de imagens, um destaque deve ser dado à ferramenta de magnificação (lupa), a qual permite, de maneira eficaz, uma ampliação de determinada região da imagem sem promover distorção sobre a mesma. Esta, de maneira complementar aos efeitos que podem ser aplicados à imagem, se mostra como uma ferramenta poderosa no tocante à visualização das estruturas faciais na imagem radiográfica, facilitando a marcação dos pontos cefalométricos.

Desta forma, os resultados obtidos podem ser considerados como satisfatórios, já que as rotinas desenvolvidas e implementadas neste trabalho disponibilizam aos especialistas da área de ortodontia maior interação e precisão na marcação dos pontos cefalométricos.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia (FAPESB) pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. VIEIRA, D.F. Prefácio da 1ª Edição do livro Radiologia Odontológica escrito por Freitas, A.; Rosa, J.E.; Souza, I.F. São Paulo: Artes Médicas, 3ªed., 1994.
2. FREITAS, A., ROSA, J. E., SOUZA, I. F. Radiologia Odontológica. 3 ed. São Paulo: Artes, Médicas p. 621-629, 1994.
3. BROADBENT, B. H. A new x-ray technique and its aplication to orthodontics. Angle Ortodont, v.1, n.2, p. 45-66, 1931.
4. PEREIRA, C.B., MUNDOSTOCK, C.A., BERTHOLD, T.B. Introdução à cefalometria radiográfica. 3.ed. São Paulo: Pancast,. p. 115-141, 1998.
5. BAUMRIND, S., FRANTZ, R. C. The reability of head film measurements. American Journal Orthodontics, v.60, n.2, p.111-127, 1971.
6. HOUSTON, W.J.B. A comparision of the reability of measurement of cephalometric radiographs by tracings and direct digitization. Swed Dent J., v.15, p.99-103, 1982.
7. AMAD NETO, M. Avaliação da variação nas grandezas cefalométricas obtidas pelo método manual comparada com dois métodos digitais indiretos de análise de Mc Namara. São Paulo, 1998. Dissertação de mestrado-Faculdade de Odontologia-Universidade de São Paulo, 1998.
8. AMAD NETO, M., CHILVARQUER, I. Avaliação da variação nas grandezas cefalométricas obtidas pelo método manual comparada com dois métodos digitais indiretos da análise de McNamara. Jornal Brasileiro de Ortodontia e Ortopedia Facial, v.5, n.28, p.2 -27, 2000.
9. AMAD NETO, M. Estudo da padronização para a determinação de pontos cefalométricos utilizados na cefalometria radiológica. São Paulo, 2004. Tese de Doutorado-Faculdade de Odontologia-Universidade de São Paulo, 2004.

10. BROCH, J., SLAGSVOLD, O., ROSLER, M. Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. Eur. J. Orthod. v.3, n.2, p.9-13, 1981.

11. GONZALEZ R.C., WOODS, R. E. Digital Image Processing. 2ed Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2002.

12. SAHOO, P. K., Soltani, S., WONG, A.K.C. An Survey of Threshold Techniques, Computer Vision, Graphics and Image Processing, n. 41, p. 233 – 260, 1988.