

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

SPIRO

Sistema para Processamento de Imagem Radiográfica Odontológica

Autor: **José Roberto Pereira Lauris**

Orientador: **Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa**

Tese de mestrado submetida à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

9805533
L375s
32940/BC

Dezembro/1997

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

Este exemplar corresponde a redação final da
defendida por **JOSE ROBERTO PEREIRA
LAURIS** e aprovada pela Com
Julgada em **05 / 12 / 1997**

[Handwritten signature]

DATA	30
CHAMADA:	UNICAMP
	L375s
Ex	
IBO BC/	32940
C.	395/98
CO	RA 1100
A	04/03/98
CPD	

M-00106512-0

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

L375s Lauris, José Roberto Pereira
SPIRO - Sistema para processamento de imagem
radiográfica odontológica. / José Roberto Pereira
Lauris.--Campinas, SP: [s.n.], 1997.

Orientador: Eduardo Tavares Costa
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação.

1. Processamento de imagens auxiliado por
computador. 2. Computação gráfica. 3. Dentes -
Radiografia. I. Costa, Eduardo Tavares. II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**

SPIRO

**Sistema para Processamento de
Imagem Radiográfica Odontológica**

Autor: José Roberto Pereira Lauris

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (Orientador)
FEEC - UNICAMP

Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo
FOP - UNICAMP

Prof. Dr. José Wilson M. Bassani
FEEC - UNICAMP

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha mãe, maior incentivadora de meus estudos; e à minha esposa Rita e meus filhos, Natália e Gabriel, por seu amor, carinho e paciência.

Agradecimentos

Este trabalho não poderia ser terminado sem a ajuda de diversas pessoas às quais presto minha homenagem:

Ao meu orientador, Prof. Dr. Eduardo, por ter acreditado em mim, e por sua paciência e dedicação.

Ao Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo por seu auxílio e otimismo.

Ao Dr. José Alberto de Souza Freitas pelo incentivo e apoio irrestrito.

À Marisa Romagnolli por sua inestimável ajuda e motivação.

A todos profissionais ligados ao Setor de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

Aos funcionários do CEB/DEB, especialmente à Eloisa.

À FEEC e UNICAMP por terem me recebido.

... e o fim de vossa viagem será chegar ao lugar de onde partimos. E conhecê-lo então pela primeira vez.

T. S. Eliot

Resumo

O processamento digital de imagens radiográficas tem tido grande impulso nos últimos 10 anos, graças principalmente ao crescente desenvolvimento tecnológico dos microcomputadores e dos equipamentos de digitalização de imagens, além do desenvolvimento de equipamentos de radiografia digital. Com o objetivo de fornecer aos cirurgiões-dentistas, da área de radiologia, ferramentas de processamento de imagem que funcionem em equipamento de baixo custo, e que sejam de fácil utilização, foi desenvolvido o SPIRO - Sistema para Processamento de Imagem Radiográfica Odontológica. O SPIRO foi desenvolvido para ser executado em ambiente operacional MS Windows e permite o processamento de imagens previamente digitalizadas ou com o auxílio de um scanner fazer a digitalização de radiografias odontológicas para posterior processamento. Os processamentos disponíveis são: ampliação e redução, aumento do contraste e brilho, produção de imagem negativa, pseudo-colorização e equalização de histograma. O programa foi testado por 14 cirurgiões-dentistas da área de radiologia e mostrou ter atingido seus objetivos por ser um sistema útil para auxílio ao diagnóstico, de fácil utilização e que pode ser executado em equipamentos de baixo custo.

Abstract

The radiological digital image processing has been growing during the last 10 years due to the increasing technological development of microcomputers, to the image digitizing equipment and to the new digital radiographic equipments. In order to help the dentists, especialized on radiology, in improving their diagnosys, we have developed SPIRO (System for the Processing of Odontological Radiographic Images), a digital image processing software tool to run on low cost equipment that is very ease to be used. The software was developed to run under MS Windows and allows the processing of previously digitized images or activates a scanner to do the radiograph digitization for later processing. The processing tools available are: magnification and reduction, contrast and brightness, negative image, pseudo colorization and histogram equalization. The system was tested by fourteen dentists, from the radiologic area, that answered a questionnaire. The results have shown its usefulness in helping the diagnosys, also that it is user friendly and can run on very low cost equipment.

Sumário

	Página
1. Introdução	1
2. Revisão Bibliográfica	6
3. Descrição do Sistema	11
3.1 Equipamento	11
3.1.1 Microcomputador	11
3.1.2 Scanner	12
3.1.3 Impressora	15
3.2 Padrão de gravação de arquivo de imagem	16
3.3. Modelos matemáticos utilizados	19
3.3.1 Ampliação e redução	19
3.3.2 Aumento do contraste	20
3.3.3 Aumento do brilho	22
3.3.4 Negativo	24
3.3.5 Colorização	25
3.3.6 Equalização de histograma	27
3.4 Software de desenvolvimento	28
3.5 Descrição do programa	30
3.5.1 Descrição dos itens do menu de barra	33
3.5.1.1 Arquivo	33
3.5.1.1.1 Abrir	33
3.5.1.1.2 Fechar	35

	Página
3.5.1.1.3 Salvar	35
3.5.1.1.4 Configurar impressora	36
3.5.1.1.5 Imprimir	36
3.5.1.1.6 Selecionar scanner	37
3.5.1.1.7 Capturar imagem	37
3.5.1.1.8 Sair	37
3.5.1.1.9 Sobre o sistema	38
3.5.1.2 Opções	38
3.5.1.2.1 Mostrar paleta	39
3.5.1.3 Ajuda	40
3.5.2 Descrição dos botões para processamento	41
3.5.2.1 Ampliação e redução	42
3.5.2.2 Contraste	44
3.5.2.3 Brilho	45
3.5.2.4 Negativo	46
3.5.2.5 Colorização	47
3.5.2.6 Equalização de histograma	48
3.5.2.7 Tamanho original	49
3.5.2.8 Cor original	49
4. Testes e Resultados	50
4.1 Testes	50
4.2 Resultados	51
5. Discussão e Conclusões	54
Bibliografia	56
Apêndice 1- Questionário de Avaliação	59
Apêndice 2 - Carta de orientação	62
Apêndice 3 - Manual de Instalação e Utilização	63

Nomenclatura

Letras Latinas

x, y - coordenadas do ponto

Vo - valor do tom de cinza (de 0 a 255) do pixel original

Vf - valor do tom de cinza (de 0 a 255) do pixel após o processamento

A - Fator de ampliação da imagem

Letras Gregas

π - constante de valor 3,14159

Abreviações

SPIRO - Sistema para Processamento de Imagens Radiográficas

Odontológicas

dpi - dots per inch (pontos por polegada)

ppm - pontos por milímetro

lpm - linhas por milímetro

CCD - charge coupled device

scanner - equipamento para digitalização de imagens que utiliza processo de fotodensitometria

Figuras

	Página
Figura 1.1 - Ilusão ótica provocada pelo efeito Mach	2
Figura 3.1 - Equipamentos para funcionamento do SPIRO	11
Figura 3.2 - Esquema de funcionamento do scanner convencional	13
Figura 3.3 - Scanner com dispositivo de transluminação para radiografia	14
Figura 3.4 - Função de aumento do contraste na imagem digitalizada	21
Figura 3.5 - Função de aumento do brilho na imagem digitalizada	23
Figura 3.6 - Função de transformação em negativo da imagem	24
Figura 3.7 - Histograma de imagem antes da equalização de histograma	27
Figura 3.8 - Histograma de imagem após a equalização de histograma	27
Figura 3.9 - Fluxograma geral de funcionamento do SPIRO	31
Figura 3.10 - Tela do Windows mostrando a janela de execução do SPIRO	32
Figura 3.11 - Tela inicial do SPIRO	32
Figura 3.12 - Menu de barra de arquivo	33
Figura 3.13 - Janela de entrada para abrir um arquivo	34
Figura 3.14 - Janela de entrada para salvar um arquivo	36
Figura 3.15 - Janela mostrando informações sobre o SPIRO	38
Figura 3.16 - Paleta de cores de tons de cinza, e de cores	39
Figura 3.17 - Janela inicial do sistema de ajuda (help) do SPIRO	40

Figura 3.18 -	Imagem digitalizada sem nenhum processamento	41
Figura 3.19 -	Imagem ampliada pelo SPIRO	42
Figura 3.20 -	Imagem com aumento de contraste	44
Figura 3.21 -	Imagem com aumento de brilho	45
Figura 3.22 -	Imagem negativa da radiografia digitalizada	46
Figura 3.23 -	Imagem colorizada	47
Figura 3.24 -	Imagem com equalização de histograma	48
Figura 4.1 -	O SPIRO na forma de produto final	50

Tabelas

	Página
Tabela 3.1 - Tabela de conversão dos tons de cinza para cores	26
Tabela 4.1 - Resultados dos questionários de avaliação aplicados	52

1. Introdução

O processo de diagnóstico por exames radiográficos, ou qualquer outro tipo de imagem, é um procedimento extremamente complexo, e dependente de inúmeros fatores, por exemplo: história clínica do paciente, qualidade da imagem e habilidade do profissional da área de saúde. Dentre os fatores relacionados diretamente com a imagem estão a qualidade da radiografia e também a capacidade característica do sistema visual do homem.

O avanço tecnológico tem permitido uma qualidade de imagem cada vez melhor. Isto se traduz por imagens cada vez mais associadas às estruturas anatômicas que estão sendo estudadas, mostrando assim mais detalhes dessas estruturas. Por outro lado, o sistema de visão natural do homem, composto pelos olhos, o córtex visual e outras partes do cérebro; é afetado pela nossa capacidade de percepção e cognição, o que pode nos levar a não perceber, ou reconhecer, detalhes que estão na radiografia durante o processo de interpretação radiográfica (van der STELT, 1993).

Os limites da visão humana, no caso do diagnóstico por imagem, dizem respeito principalmente à limitação do menor tamanho que conseguimos perceber e às variações de contrastes. O tamanho do menor detalhe que nosso sistema visual tem capacidade de detectar é de 0,1mm x 0,1mm, e a isto chamamos de capacidade de resolução espacial (FORSYTH et al, 1996-b). Quanto à variação do contraste, a visão humana consegue distinguir apenas 30 níveis diferentes de cinza em uma escala que vai do branco ao preto,

embora possamos distinguir centenas de cores diferentes (RUSS, 1992). Além disso, existem fenômenos de ilusão ótica que também promovem uma percepção diferente da imagem. Exemplo disso é o efeito Mach (Figura 1.1) onde mostra que as densidades por nós visualizadas não são absolutas do ponto que estamos olhando, e a visão é influenciada pelas densidades das regiões vizinhas. Por isso na figura que mostra um fundo branco com vários quadrados pretos, no cruzamento das linhas brancas nós “enxergamos” pequenos círculos cinzas que na realidade não existem na imagem.

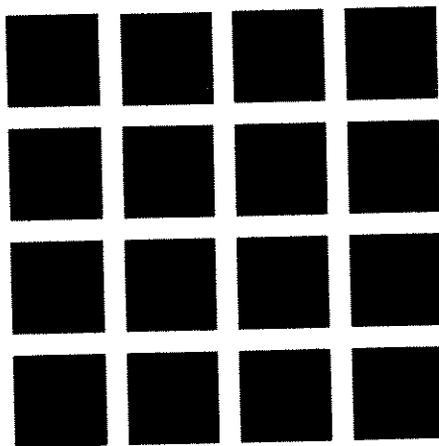


Figura 1.1 - Ilusão ótica provocada pelo efeito Mach.

A utilização de processamento digital de imagens para diagnóstico pode superar essas limitações da visão humana com o objetivo de melhorar a qualidade do diagnóstico e, conseqüentemente, permitir um melhor tratamento do paciente.

O processamento de imagem com fins de diagnóstico, não é a alteração do conteúdo da imagem, mas sim a apresentação do conteúdo de uma forma melhor para a percepção do sistema visual humano. Em outras palavras, a informação contida na imagem é apresentada de uma outra forma mais adaptada às capacidades perceptivas do observador (van der STELT, 1993).

A melhora da capacidade de visualização da menor partícula perceptível pode ser conseguida através de processo de digitalização da imagem com resolução espacial maior que a capacidade de nossa visão (0,1mm x 0,1mm). Após isso, faz-se a ampliação dessa imagem digitalizada para podermos enxergar os pequenos detalhes, pois os mesmos estarão ampliados. Por exemplo, se digitalizarmos uma imagem com resolução espacial de 1600 dpi, o que equivale a 63 pontos por milímetro, o menor ponto digitalizado terá 0,016mm ou seja, seis vezes menor que nossa capacidade natural da visão. Podemos ampliar esta imagem 50 vezes e teremos cada ponto com o tamanho de 0,8mm, o que o tornará facilmente identificável por nossos olhos.

O problema de contraste pode ser melhorado por inúmeras formas de processamento com alteração de brilho e contraste, utilização de filtros e pseudo-colorização da imagem original.

Nas ciências biológicas, as imagens radiográficas digitalizadas estão sendo cada vez mais utilizadas por uma série de fatores, entre os quais podemos citar como mais importantes os seguintes:

- Desenvolvimento de equipamentos que geram imagens digitais como aparelhos de tomografia computadorizada e equipamentos de radiografia digital.
 - Necessidade de tratar estas imagens para melhorar a precisão do diagnóstico utilizando-se técnicas de filtragem, intensificação, subtração de imagens, detecção de bordas, colorização e outras.
 - Possibilidade de transmissão das imagens radiográficas através de linhas de transmissão de sinal para diagnóstico à distância (telerradiografia).
 - Desenvolvimento de equipamentos de computação de alto desempenho, com capacidade de manipulação de imagens em pouco tempo a custo acessível para uso pessoal ou de pequenas clínicas.
 - Desenvolvimento de equipamentos de digitalização de imagens (scanners e câmeras) capazes de digitalizar filmes radiográficos convencionais, com alta resolução de imagens e sem perda significativa na qualidade da imagem,
-

além de monitores de vídeo e impressoras que também permitem alta qualidade para visualização das imagens digitalizadas.

A interpretação da informação contida em uma radiografia não é considerada uma ciência exata porque diferentes processos histopatológicos podem apresentar uma aparência radiográfica similar (MILES et al., 1991). Assim, somente com condições de se observar mínimas diferenças é que se pode ter uma maior probabilidade de acertar um diagnóstico com imagens muito similares.

Na área odontológica, poucos são os equipamentos que geram imagens digitais. Para se processar digitalmente radiografias tradicionais, estas necessitam primeiramente ser digitalizadas. Para esta digitalização os métodos mais usados hoje em dia são os de captura da imagem por câmeras ou scanners. A maioria desses equipamentos utiliza o CCD (charge-coupled device) como elemento de fotodensitometria. Até meados dos anos 80, a aquisição da imagem por meio de câmeras era o processo mais econômico e com qualidade razoável; porém, com o avanço tecnológico, os scanners passaram a ter custo e desempenho que superam os das câmeras.

Na radiologia odontológica, a disseminação de estudos com digitalização de imagens radiográficas tem sido extremamente rápida nos últimos anos. A primeira área a fazer uso de computadores e processos de digitalização foi a Ortodontia (BAUMRIND e MILLER, 1980), por sua necessidade de executar cálculos de análise cefalométrica com informações vindas da radiografia cefalométrica lateral.

Desde então, várias outras áreas da odontologia passaram a fazer uso da digitalização radiográfica. A necessidade de desenvolvimento específico em cada área se deve ao fato de variar bastante a necessidade de resolução e tamanho da imagem, assim como os tratamentos necessários na imagem dependendo das estruturas que se deseja destacar.

O tratamento de uma imagem digitalizada pode ser feito por meio de vários programas de computador comercialmente disponíveis (Photoshop¹, Photostyler², etc.), porém sua utilização nem sempre é fácil para o usuário inexperiente, e nem sempre é oferecido um conjunto de ferramentas adequadas para o processamento desejado.

O presente trabalho foi concebido visando a criação de um sistema para processamento de imagem radiográfica odontológica digitalizada. Como requisito, o sistema deve ser de fácil utilização para o cirurgião-dentista, radiologista ou não, e poder funcionar em microcomputador convencional, de baixo custo, para ser acessível a pequenas clínicas ou profissionais independentes.

¹ - Adobe Systems, Incorporated

² - Aldus Corporation

2. Revisão Bibliográfica

Desde a década de 70 os computadores começaram a ser usados na área de radiografia odontológica. O sistema computadorizado de análise cefalométrica utilizado na Universidade da Califórnia, foi um dos primeiros sistemas a utilizar processamento computadorizado em radiografia odontológica (BAUMRIND e MILLER, 1980). Consistia na transferência dos pontos cefalométricos da radiografia cefalométrica lateral para o computador através de uma mesa digitalizadora. Fornecidas as coordenadas x e y, o sistema fazia os cálculos de distância e ângulos necessários para a análise cefalométrica desejada, e emitia relatório dos resultados. Não havia nenhuma transferência de imagem para o computador. O trabalho mostrou que, nos resultados obtidos, os erros de mensuração envolvidos estavam dentro de limites aceitáveis para o subsequente diagnóstico baseado nos relatórios.

Em um dos primeiros trabalhos mostrando digitalização de radiografias convencionais com objetivo de melhoria de diagnóstico, foram utilizadas radiografias de tórax para verificar a localização de nódulos no pulmão (FOLEY et al, 1981). A digitalização da imagem foi feita com scanner densitométrico que proporcionava resolução espacial variando de 16 a 127 dpi. Os autores concluíram que o aumento da resolução espacial aumentava a exatidão do diagnóstico e sugeriram que tratamentos da imagem, principalmente o aumento de contraste, deveriam aumentar a exatidão e o número de nódulos identificados.

Em 1985, a IBM utilizou um sistema protótipo de tratamento de imagem para radiografias de tórax, desenvolvido pela própria empresa, aplicando-o na área odontológica para tratamento de radiografia cefalométrica (JACKSON et al, 1985). O sistema utiliza computador de grande porte e digitalização por microdensitômetro com resolução espacial de 50 dpi e 256 tons de cinza de resolução de profundidade. Vários tratamentos foram feitos na imagem, sendo que alterações no contraste, brilho e a possibilidade de se fazer a imagem negativa da radiografia estavam entre os que promoveram maior facilidade para localização dos pontos cefalométricos.

O efeito de se variar a resolução de profundidade da escala de cinza, e filtragem da imagem de radiografias periapicais para detectar lesões ósseas, foi discutido em estudos de WENZEL (1987; 1988) que se utilizou somente das funções de alteração de contraste e filtros de suavização. As radiografias foram digitalizadas por câmera CCD gerando uma matriz de 512x512 pixels e resolução da escala de cinzas variável de 256 a 32 tons de cinza. Concluiu-se que, quando se utilizava a resolução de 256 tons, o diagnóstico era equivalente, e até melhor em algumas regiões, do que o obtido através da radiografia convencional. Quando se usou 128 e 64 tons produziu-se diagnóstico equivalente à radiografia original, e 32 tons produziram um diagnóstico menos preciso que a radiografia original. Para testar o efeito de filtros foi utilizado um sistema que possibilitava 3 tipos de tratamento: 1) Filtros: Laplaciano de realce e detecção de bordas, gradiente de Sobel e Prewitt, 2) Funções de alteração de contraste, 3) Pseudo-colorização. O estudo deixou evidente que a detecção de lesões ósseas da mandíbula pode ser melhorada pelo tratamento da imagem.

Como forma de melhor detectar lesões ósseas, Braunstein e colaboradores (BRAUNSTEIN et al, 1988) estudaram a aplicação de histograma de equalização como forma de melhorar o contraste das imagens radiográficas. O estudo concluiu que a equalização melhorou a visibilidade de lesões destrutivas de ossos, e ainda que o brilho e contraste podem ser mudados para uma melhor visualização da imagem. As imagens digitalizadas, equalizadas e não equalizadas, foram comparadas para verificar a melhoria da

qualidade do diagnóstico. A digitalização foi realizada através de câmera de vídeo com resolução 512x512 pixels e 256 tons de cinza.

A importância da resolução espacial necessária na visualização de lesões foi objeto de estudo de Murphey e colaboradores (MURPHEY, 1989; MURPHEY et al, 1990). Verificou-se em tais trabalhos qual a resolução espacial necessária para detectar reabsorção óssea subperiosteal e fraturas pequenas em ossos. No caso de reabsorção óssea, as resoluções espaciais utilizadas foram: 70, 140, 280 e 580 dpi, concluindo o trabalho que nas resoluções de 140 dpi e abaixo houve perda de precisão no diagnóstico de reabsorção. Já para detecção de fraturas as resoluções utilizadas foram: 35, 70 e 140 dpi e a conclusão foi que com resoluções menores que 140 dpi houve perda de precisão no diagnóstico. Estes dois trabalhos mostram que a resolução espacial necessária é importante não só na visualização de lesões em tipos diferentes de tecidos, como também pode variar de tipos de lesões para o mesmo tecido.

Para a comparação do desempenho em diagnóstico entre a radiografia músculo-esquelética convencional e a digitalizada foi realizado um estudo comparativo onde as imagens foram digitalizadas com resolução de 64 dpi, permitindo um aumento do tamanho da imagem em duas vezes sobre o original, e não se aplicando nenhum outro tratamento à imagem (WEGRYN et al, 1990). Os autores concluíram que não houve diferença estatística significativa entre os diagnósticos obtidos pelos dois métodos. Fizeram também algumas recomendações para melhorar o diagnóstico através de imagem digitalizada, tais como melhorar a resolução espacial e utilizar recursos de tratamentos da imagem como alteração de contraste e a utilização do negativo da imagem. Os autores orientaram ainda que devemos levar em conta a qualidade da imagem original, o tempo de interpretação, o custo do sistema e a aceitação pelo usuário.

A utilização da técnica de pseudo-colorização de radiografias odontológicas com objetivo de facilitar o diagnóstico foi introduzida em 1991 através de um trabalho publicado no mesmo ano (REDDY et al, 1991). Sendo

a visão humana capaz de discriminar aproximadamente apenas 30 tons de cinza e as imagens digitalizadas normalmente utilizarem 256 tons de cinza, uma forma de dividir essa larga faixa de tons é a utilização de várias cores com vários tons substituindo a escala de cinza. Tal experimento utilizou esta técnica em imagens radiográficas periapicais subtraídas digitalmente, obtendo como resultado o seguinte: radiologistas com grande experiência conseguiram o mesmo nível de visualização tanto nas imagens colorizadas como nas de tons de cinza; porém, com profissionais menos experientes, a visualização foi melhor na imagem colorizada.

Döler e colaboradores (DÖLER et al, 1990) dividiram o processamento digital de imagens em duas categorias: operações com pontos e operações locais. Por operação com pontos se define todo tratamento onde o valor de saída do pixel depende somente do valor de entrada do pixel correspondente; alteração de contraste e alteração da escala de cores estão nessa categoria. Já na operação local o valor de saída do pixel depende dos valores de entrada dos pixels vizinhos ao correspondente pixel de entrada; exemplos destas operações são os filtros de redução de ruído, detecção de bordas e a equalização de histograma. Os autores indicaram como duas das melhores ferramentas para processamento de imagens radiográficas cefalométricas a alteração de brilho e contraste, sob controle visual do usuário, e a equalização do histograma para melhoria do contraste.

Da comparação de radiografias convencionais com radiografias digitalizadas para uso em cefalometria, alguns pesquisadores (EPPELY e SADOVE, 1991) concluíram que o melhor resultado era apresentado pelas imagens digitalizadas, e recomendaram que sistemas simples, de pequeno porte e baixo custo fossem desenvolvidos para disponibilizar essa técnica não só aos profissionais dos grandes centros médicos e odontológicos como também aos dos consultórios e pequenas clínicas.

Tal sugestão é reforçada após estudo de imagem periapical feita por equipamento de radiografia digital, onde se mostrou que os dentistas que participaram da pesquisa preferiram as imagens depois de tratadas por filtros

com o objetivo de melhorar sua qualidade, às das radiografias originais sem nenhum tratamento (WENZEL e HINTZE, 1993).

Um outro trabalho mostrando o uso de pseudo-colorização de imagem radiográfica odontológica foi realizado em 1994 (BRÄGGER et al, 1994) em que, depois de se fazer subtração digital de duas tomadas radiográficas em tempos diferentes, obteve-se a imagem de subtração original. Em uma segunda imagem ainda em tons de cinza, foi realizada alteração no contraste e em outra imagem foi aplicada uma tabela de pseudo-colorização criada pelos autores. As imagens resultantes foram testadas com cinco radiologistas de diferentes períodos de experiência profissional, concluindo que a imagem pseudo-colorizada foi a que lhes proporcionou melhor desempenho no diagnóstico. A principal observação do estudo foi que os radiologistas com menor experiência tiveram desempenho mais próximo dos de maior experiência. Assim, o estudo concluiu que devido ao seu grande potencial, a pseudo-colorização deveria ser mais amplamente utilizada em radiologia odontológica.

Em trabalho posterior, também de subtração digital (VERSTEEG e van der STELT, 1995) mostrou-se o melhor desempenho de não especialistas no diagnóstico, quando a imagem foi tratada buscando melhoria do contraste.

Em uma revisão geral do uso da radiografia cefalométrica digitalizada, realizada em dois artigos de 1996 por Forsyth e colaboradores (FORSYTH et al., 1996-a e 1996-b), definiu-se como pontos mais importantes da qualidade da imagem digital a resolução espacial, o número de níveis de cinza e a qualidade do display, e recomenda-se resolução espacial de 250 dpi e 64 níveis de cinza, no mínimo.

Ainda no que se refere ao auxílio aos dentistas no diagnóstico precoce de cárie, foi realizado estudo que mostrou que radiografias intra-orais digitalizadas por scanner e tratadas com algoritmos para melhoria da qualidade da imagem, são de grande auxílio aos profissionais da área odontológica (SHROUT et al., 1996).

3. Descrição do Sistema

3.1 Equipamento

O sistema completo consiste de um microcomputador, scanner e impressora. O sistema pode funcionar sem o scanner e a impressora, servindo então para processar e visualizar uma imagem radiográfica que já tenha sido digitalizada e gravada. Um esquema geral pode ser visto na Figura 3.1.

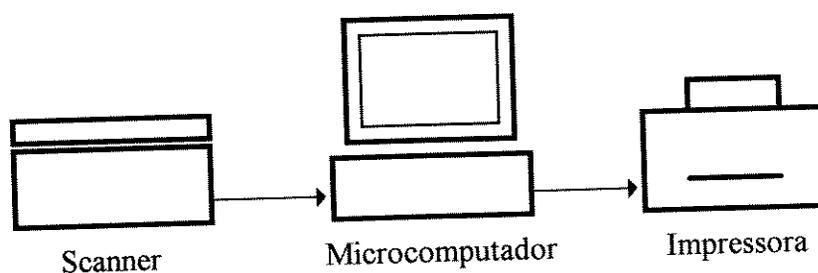


Figura 3.1 - Equipamentos para funcionamento do SPIRO

3.1.1 Microcomputador

Como um dos objetivos era fazer um sistema de custo acessível procurou-se utilizar uma plataforma padrão e de baixo custo. Para tanto o sistema foi desenvolvido para funcionar em um microcomputador com as seguintes características mínimas: compatível com IBM-PC modelo 486 DX2

de 66Mhz, com 8 Mbytes de memória RAM, placa de vídeo de 1 Mbyte, com monitor de vídeo com resolução espacial de 640 x 480 pixels, e 256 cores de resolução de profundidade.

Embora o sistema funcione perfeitamente na plataforma descrita acima, uma consideração deve ser feita. Como o sistema permite que se trabalhe com duas imagens simultaneamente, se o equipamento utilizar placa de vídeo com 256 cores de resolução e uma das imagens estiver sendo processada em 256 tons de cinza e a outra em 256 cores, o sistema dará a cor adequada apenas para a imagem ativa (a imagem que está sendo processada no momento). A outra ficará com as cores distorcidas pois necessitaria de um mínimo de 512 cores para poder mostrar as duas imagens simultaneamente, cada uma com 256 cores diferentes. Caso se deseje a apresentação correta das duas imagens simultaneamente, há a necessidade de se ter no equipamento uma placa de vídeo com capacidade de manipular no mínimo 512 cores simultaneamente.

A utilização de um microcomputador com processador mais rápido (p.ex. Pentium de 133 ou 166 Mhz) e mais memória RAM (p.ex. 16 Mbytes) fará com que o sistema faça os processamentos em tempo menor, tornando o uso do sistema mais agradável.

Quanto à resolução espacial do monitor, a utilização de equipamento com capacidade de 800x600 ou 1024x768 pixels, resoluções comuns nos microcomputadores de tecnologia atual, permite uma melhor qualidade da imagem na tela do monitor.

3.1.2 Scanner

O scanner é o equipamento que faz a digitalização das radiografias para que estas possam ser manipuladas no microcomputador. O scanner faz a digitalização por processo de fotodensitometria. No scanner convencional o equipamento emite um feixe de luz que é refletido pela imagem que se quer digitalizar e o sensor capta a luz refletida. Os scanners atuais utilizam um

conjunto de sensores CCD, que medindo a intensidade de luz que incide sobre o sensor, fornece o tom de cinza correspondente a determinado ponto da imagem (Figura 3.2). A fonte de luz e o sensor se deslocam então para o ponto seguinte e fazem nova leitura. Esta sequência por toda a imagem gera a digitalização completa da mesma.

Quando se quer digitalizar uma radiografia, o processo de reflexão da luz não é o mais adequado. A radiografia permite a passagem do feixe de luz por ela e assim há perda de qualidade na imagem. Utiliza-se então o processo de iluminação por um lado da radiografia e captação pelo sensor do outro lado da radiografia.

Vários fabricantes de scanner, para evitar a necessidade de produzir um scanner específico só para radiografias, vendem como acessório uma tampa extra que contém o sistema de transluminação para atravessar a radiografia (Figura 3.3). Ao se instalar esta tampa ela desativa a iluminação convencional. Este acessório é normalmente chamado de adaptador para transparência.

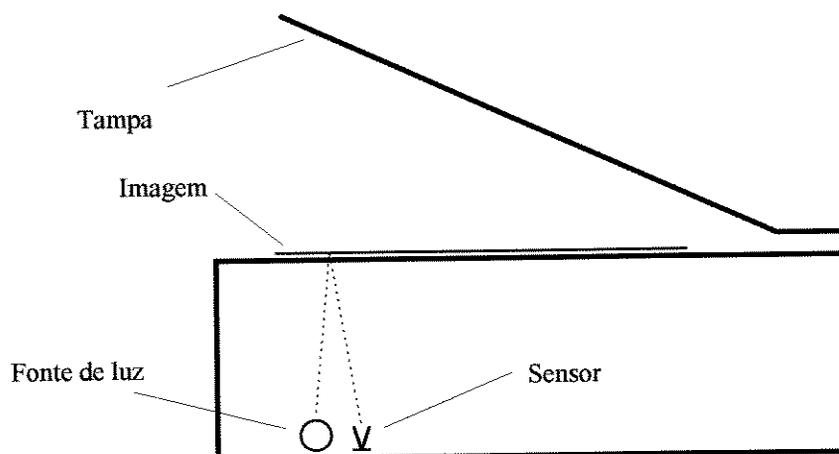


Figura 3.2 - Esquema de funcionamento do scanner convencional

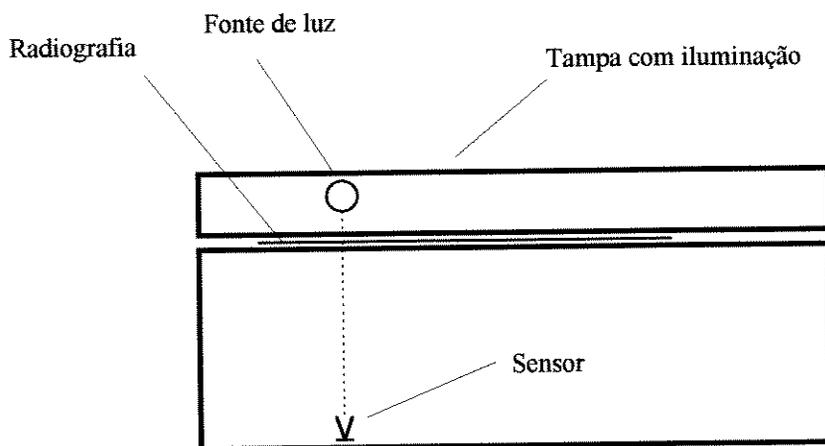


Figura 3.3 - Scanner com dispositivo de transluminação para radiografia

A resolução espacial da imagem digitalizada, nos scanners de mesa comuns é de 50 a 800 dpi, sendo que, quanto maior a resolução espacial, maior será o tamanho do arquivo de imagem gerado e mais tempo é necessário para processar a imagem. Porém, a qualidade da imagem será também maior.

Os maiores filmes radiográficos utilizados em odontologia são: o chamado de panorâmico, que mede 12 x 6 polegadas (300 x 150 mm) e o de telerradiografia lateral que mede 10 x 8 polegadas (250 x 200 mm). Como os scanners de mesa têm área de digitalização de tamanho A4 (297 x 210 mm), podem ser usados para digitalizar qualquer radiografia usada em odontologia.

É importante tecer considerações quanto ao tamanho do arquivo de imagem gerado pela digitalização. Se digitalizarmos uma telerradiografia lateral em 50 dpi geramos 200.000 pontos, e em 800 dpi geramos 51.000.000 pontos. Utilizando-se um byte por ponto para armazenar a imagem, serão necessários 200 Kbytes na resolução de 50 dpi e 51 Mbytes se utilizada a resolução de 800 dpi.

De acordo com a literatura (JACKSON et al, 1985; MURPHEY, 1989; WEGRYN et al, 1990), imagens digitalizadas a 100 dpi já fornecem qualidade suficiente para um bom diagnóstico, e geram um arquivo de 800 Kbytes, facilmente armazenados nos disquetes atuais e com baixo tempo de processamento para o equipamento proposto. Além disso, várias outras radiografias utilizadas em odontologia são de menor tamanho e, mesmo nas grandes radiografias, pode-se digitalizar somente a área de interesse. Isso nos permite digitalizar radiografias com resoluções de 400 a 800 dpi e possibilita arquivos de imagem de tamanho compatível para processamento no equipamento proposto.

Em resolução de profundidade utilizamos a resolução máxima permitida pelos scanners atuais, ou seja 256 tons de cinza, o que nos permite utilizar um byte para armazenar cada ponto.

Para o desenvolvimento do SPIRO utilizou-se scanner da marca Microtek¹ modelo Scanmaker II com o adaptador de transparência. Este modelo possui resolução de profundidade de 256 tons de cinza e resolução espacial de 50 a 1200 dpi. Estas características são as ideais para o sistema proposto. Este modelo de scanner pode fazer a digitalização de cores, porém esta função não foi utilizada no presente trabalho.

3.1.3 Impressora

O SPIRO imprime as imagens em qualquer impressora instalada no Windows, e a qualidade da impressão depende exclusivamente da capacidade da impressora.

Uma resolução comum nas impressoras de boa qualidade fabricadas atualmente é da ordem de 600 x 600 dpi. Como as imagens são capturadas para uma boa visualização, na faixa de 100 a 400 dpi, pode-se a princípio imaginar que a impressão ficará com qualidade tão boa quanto a visualização no monitor do computador. No entanto isto não ocorre pois, embora a

¹ Microtek Co.

resolução espacial da impressora seja alta, a resolução em profundidade (número de tons de cinza por ponto) não o é. Por exemplo, as impressoras a laser só podem imprimir cada ponto em preto ou branco, não existindo tons intermediários. A criação de áreas de outros tons se dá pelo processo chamado "dithering" (LUSE, 1993) onde, pela maior ou menor quantidade de pontos pretos na área, se tem a formação de uma região de tom mais escuro ou mais claro. Por isso, a qualidade de impressão nas impressora tradicionais é inferior à imagem visualizada no monitor do computador.

Se houver necessidade do profissional obter uma imagem impressa, com alta qualidade, a solução é a utilização de impressoras que utilizam processos mais sofisticados. Existem, por exemplo, impressoras que utilizam processo de deposição de cera e geram uma impressão de alta qualidade, porém têm custo bastante alto. Impressoras de jato de tinta com resolução de 600x600 dpi, atualmente disponíveis e de baixo custo, imprimem imagens com qualidade boa para fins de documentação em emissão de laudos. Importante destacar que as impressoras de jato de tinta tem sua qualidade bastante dependente da qualidade do papel utilizado. Assim, para se obter imagens de qualidade, há necessidade que o papel seja de alta qualidade

3.2 Padrão de gravação de arquivo de imagem

De maneira geral, a gravação digital de uma imagem pode ser feita de dois modos. No primeiro gravam-se vetores com o formato da imagem. Este processo é utilizado quando a imagem é formada por figuras geométricas bem definidas. Esse modo usa pouca memória e é de rápido processamento, porém não se presta para imagens irregulares como fotografias e radiografias. O segundo utiliza a gravação pixel a pixel da imagem e é chamado "bitmapped format". Embora use bastante memória, pois cada pixel é armazenado individualmente, é a melhor forma de se armazenar uma imagem fotográfica ou radiográfica.

Cada pixel da imagem, ao ser gravado, pode utilizar um único bit. Nesse caso a única possibilidade é de se gravar a imagem em dois tons (p. ex. preto e branco). Esse sistema é utilizado nas máquinas de fac-símile (fax). Para se gravar mais de dois tons de um pixel é necessário que se use mais bits para armazenar cada pixel. Assim, se usarmos 4 bits poderemos armazenar 16 tons diferentes. Se usarmos 8 bits (1 byte) por pixel poderemos então armazenar 256 tons de cada pixel. Existem formatos que permitem a gravação de 16 ou 24 bits por pixel, o que proporciona uma quantidade de mais de 16 milhões de cores diferentes. Quanto maior o número de bits para armazenar cada pixel, maior é a memória necessária para esse armazenamento.

Como o objetivo do sistema é o processamento de imagens radiográficas, que são sempre feitas em uma escala de tons de cinza, optou-se por trabalhar com formatos que utilizam 8 bits (1 byte). Assim existe a possibilidade de se armazenar 256 tons de cinza de cada pixel.

Os formatos que utilizam 8 bits para armazenar imagem têm no início do arquivo uma área de 768 bytes (dividida em 3 blocos de 256 bytes) onde é gravada a "paleta de cores" da imagem. Isto faz com que, embora a imagem só possa ter um total de 256 cores, cada cor pode ser a combinação de qualquer tom dos 256 tons das cores básicas (vermelho, azul e verde). Assim, a imagem pode ter qualquer uma das 16 milhões de combinações possíveis. Pode-se, também, mudar as cores da imagem só alterando a paleta de cores, sem necessidade de se alterar os valores dos pixels que formam a imagem.

Apesar de se definir o número de bits por pixel, o formato de gravação de um arquivo contendo uma imagem é uma das variáveis com maior número de alternativas possíveis dentro da computação gráfica. Os vários formatos de gravação foram criados por inúmeras empresas produtoras de programas gráficos. As razões de não haver um único formato padrão são: direitos autorais dos desenvolvedores; dependendo do tipo de imagem, existem modelos melhores que outros; e o desenvolvimento de novos algoritmos de compactação que são incorporados nos formatos de gravação.

Dentre as dezenas de formatos existentes, no modo de 8 bits por pixel, optou-se pelos seis mais difundidos atualmente. Assim o SPIRO pode processar, isto é, ler os seguintes formatos:

PCX - Desenvolvido pela Zsoft Corporation, inicialmente para uso no programa Paintbrush. Veio a se tornar um dos formatos mais usados devido ao grande sucesso do Paintbrush que é distribuído junto com o Windows da Microsoft Corporation.

TIF - Um formato complexo e de multiuso desenvolvido conjuntamente pela Aldus Corporation e Microsoft. Seu nome vem da abreviatura de Tagged Image File Format.

BMP - Formato nativo do Windows, de uso geral e desenvolvido pela Microsoft. O nome é a abreviatura de Bitmapped.

GIF - De uso geral e desenvolvido especialmente para facilitar a transmissão de imagens por redes de comunicação. É o mais utilizado na Internet. Desenvolvido pela CompuServe Inc., o nome é a abreviatura de Graphics Interchange Format.

TGA - Desenvolvido pela Truevision Inc., tem aplicação geral e possui modos de armazenagem de 16, 24 e 32 bits. O nome é a forma abreviada de Targa, que é o nome de uma placa de captura de imagem fabricada pela própria Truevision.

Com capacidade de processar os padrões acima descritos, o SPIRO pode então trabalhar com qualquer equipamento gerador de imagem digitalizada, pois dificilmente encontra-se um equipamento que não gere imagem em nenhum destes formatos. As imagens geradas para desenvolvimento e avaliação do SPIRO foram gravadas no padrão PCX.

3.3 Modelos matemáticos utilizados

Baseados na literatura e nos objetivos do presente trabalho definimos que as funções de processamento a serem implantadas no sistema seriam:

- Ampliação e redução
- Aumento do contraste
- Aumento do brilho
- Negativo
- Colorização
- Equalização de histograma

Para implementar estas funções, utilizamos os seguintes modelos matemáticos:

3.3.1 Ampliação e redução

O processo de ampliação ou redução da imagem na tela do monitor tem como objetivo permitir melhor visualização de pequenos detalhes, ou permitir uma visão completa de uma imagem originalmente maior que a tela do monitor.

Quando a imagem é transferida do arquivo onde está armazenada para o monitor de vídeo, esta transferência é feita na razão de 1 para 1, isto é, cada pixel armazenado no arquivo é colocado em um pixel da tela do monitor. Assim, com uma imagem de 12 polegadas de largura capturada a 100 dpi teremos um total de 1200 pixels por linha da imagem. Quando usamos um monitor de resolução 800 x 600 pixels, cada linha permite então a colocação de 800 pixels. Assim sendo, a imagem fica truncada quanto ao seu comprimento total. Se quisermos visualizar a imagem na sua totalidade, de uma só vez no monitor, teremos que fazer uma redução da mesma, ou seja

colocarmos os 1200 pixels de uma linha da imagem original nos 800 pixels que o monitor nos permite.

De modo inverso, se quisermos ampliar o tamanho da imagem de 2 vezes em determinada região teremos que, por exemplo, mostrar uma região de 200 pixels de largura originalmente em 400 pixels no monitor. Assim, cada pixel original ocupará 2 pixels na tela do monitor.

A ampliação e/ou redução, quando feitas em números inteiros, não causam grandes problemas. Porém, quando são usadas frações (por exemplo ampliação de 1,5 vezes) não é possível ter-se frações de pixel, e portanto o algoritmo deve fazer um arredondamento (LUSE, 1993).

O sistema utiliza o seguinte algoritmo para executar a ampliação e redução da imagem:

Dada a posição (x, y) na imagem transformada, este pixel terá o seguinte valor (V_f) em relação ao valor na posição da imagem original (V_o) , se fizermos uma ampliação ou redução (A) .

$$V_f(x,y) = V_o(x / A, y / A) \quad [3.1]$$

Faz-se o arredondamento para o inteiro mais próximo (de 0,1 a 0,4 arredonda-se para 0 (zero), e de 0,5 a 0,9 arredonda-se para 1,0 (um)).

3.3.2 Aumento do contraste

Permite o aumento do contraste entre as zonas mais claras e mais escuras da radiografia, tornando as claras mais claras e as escuras mais escuras. Este processamento é um dos de melhores resultados na melhora da qualidade da imagem (FOLEY et al, 1981; JACKSON et al, 1985; WENZEL, 1988; WEGRYN

et al, 1990; VERSTEEG e van der STELT, 1995). Para se obter este resultado, pode-se aplicar qualquer função do tipo mostrado na Figura 3.4, onde o ponto de inflexão da função é o meio da escala de tons.

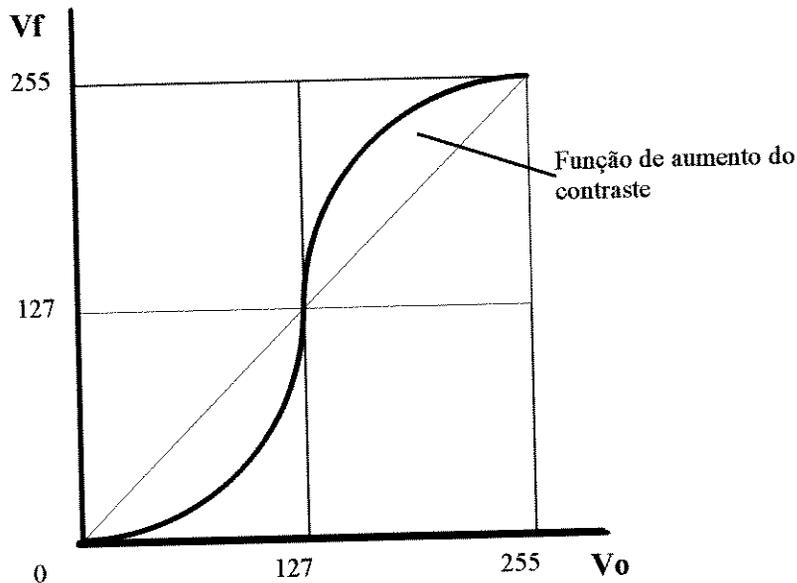


Figura 3.4 Função de aumento do contraste na imagem digitalizada.

Para se obter este efeito, utilizou-se a função seno, conforme sugerido por Luse (LUSE, 1993), no domínio de 0 a 255 que é a representação dos tons de cinza. Para obtermos o ponto de inflexão no meio da escala ($255 / 2$) utilizou-se a seguinte função:

$$f(x) = (\text{sen} (((x - 255 / 2) \cdot \pi) / 255) + 1) \cdot 255 / 2 \quad [3.2]$$

Para variar a intensidade de contraste verificou-se o incremento dessa função com relação ao tom de cinza original fazendo-se:

$$\Delta x = f(x) - x \quad [3.3]$$

Para se graduar a intensidade do aumento de contraste usa-se a variável “intensidade_de_contraste” para multiplicar o incremento dado pela equação [3.3]. Assim, o novo valor de tom de cinza (V_f), em função do valor original (V_o), será:

$$V_f = V_o + \Delta x \times \text{intensidade_de_contraste} \quad [3.4]$$

3.3.3 Aumento do brilho

Permite o aumento do brilho da radiografia. Isto se faz tornando todos os pixels mais claros. Tal recurso permite, principalmente, corrigir radiografias sobre-expostas ao Raio-X e que como resultado ficaram escuras (JACKSON et al, 1985; DÖLER et al, 1991). Para obter este efeito, deve-se usar uma função do tipo mostrado na Figura 3.5. No presente sistema também se usou a função seno (LUSE, 1993) no domínio de 0 a 255, porém com ponto de inflexão em 0 para promovermos somente aumento de valores na escala de tons de cinza.

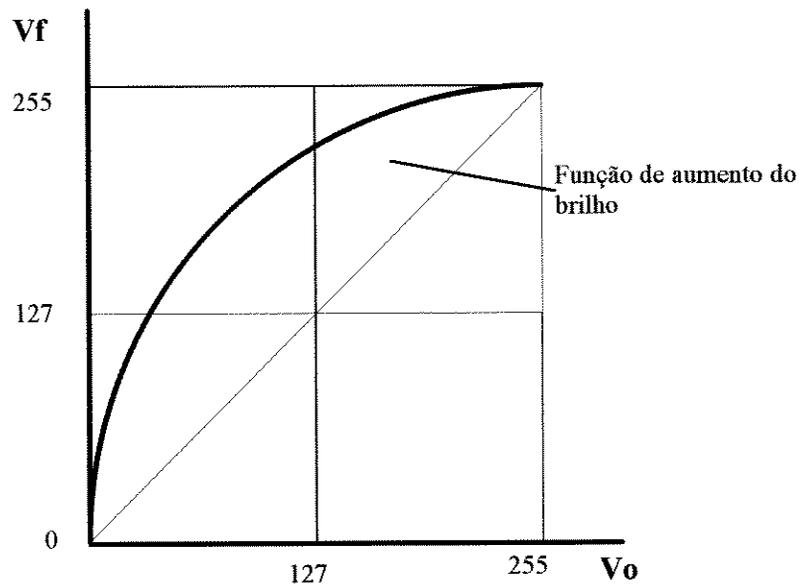


Figura 3.5 - Função de aumento do brilho na imagem digitalizada.

$$f(x) = \text{sen} \left(\left(x \cdot \pi / 2 \right) / 255 \right) \cdot 255 \quad [3.5]$$

Da mesma forma que no aumento do contraste, verificou-se o incremento dessa função com relação ao tom de cinza original fazendo-se:

$$\Delta x = f(x) - x \quad [3.6]$$

Para se graduar a intensidade de brilho usa-se a variável “intensidade_de_brilho” para multiplicar o incremento dado pela equação [3.6]. Assim, o novo valor de tom de cinza (Vf), em função do valor original (Vo) será dado por:

$$Vf = Vo + \Delta x \times \text{intensidade_de_brilho} \quad [3.7]$$

3.3.4 Negativo

Este processo tem como finalidade inverter a escala de tons de cinza, passando os tons claros para escuros, e vice-versa. Cria-se assim uma imagem negativa da radiografia digitalizada. Esse efeito é recomendado por alguns autores, como dos mais importantes em radiologia odontológica (JACKSON et al, 1985; WEGRYN et al, 1990). Para produzir este efeito utilizou-se a função:

$$V_f = 255 - V_o \quad [3.8]$$

Graficamente, esta função está representada na Figura 3.6.

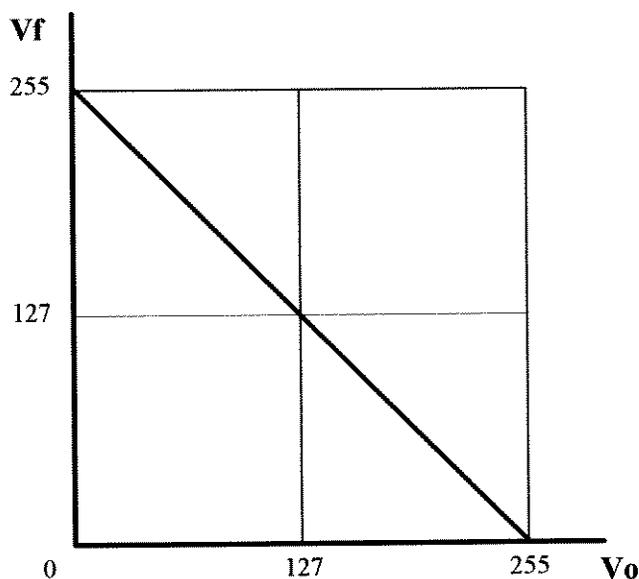


Figura 3.6 - Função de transformação em negativo da imagem.

3.3.5 Colorização

Este processo é também chamado de pseudo-colorização pois trata-se da colocação de cores aleatórias, que não necessariamente guardam qualquer relação com as cores originais das estruturas que se está querendo representar. Para conseguir o efeito de pseudo-colorização substituiu-se a tabela de 256 tons de cinza por uma tabela de 256 cores. Assim, cada tom de cinza da imagem originalmente digitalizada passa a ser representado por uma cor, criando-se assim o efeito desejado. A tabela utilizada para conversão dos níveis de cinza para cores foi escolhida arbitrariamente (Tabela 3.1), combinando-se as 3 cores básicas, vermelho, verde e azul, para produzir uma escala capaz de destacar o máximo possível os tons de cinza adjacentes. Embora existam milhares de possibilidade de criação de diferentes tabelas de cores, não foi encontrado na literatura nenhum trabalho comparando tabelas de colorização para verificar qual a melhor em termos de discriminação de tons adjacentes, uma vez que trabalhos que utilizaram colorização também empregaram uma tabela arbitrária (WENZEL, 1988; REDDY et al, 1991; BRÄGGER et al, 1993).

Assim o valor final do pixel mostrado (V_f) é igual ao correspondente valor original (V_o) na tabela de pseudocor:

$$V_f = V_o \Rightarrow \text{Tab_pseudo} \quad [3.9]$$

TABELA 3.1 - Tabela de conversão dos tons de cinza para cores. Cada cor é composta pela combinação da intensidade das três cores básicas que são vermelho, verde e azul.

Tom de cinza	Vermelho	Verde	Azul
0	0	0	0
1	0	0	5
2	0	0	10
3	0	0	15
4	0	0	20
5	0	0	25
6	0	0	30
7	0	0	35
8	0	0	40
9	0	0	45
10	0	0	50
11	0	0	55
12	0	0	60
13	0	0	65
14	0	0	70
15	0	0	75
16	0	0	80
17	0	0	85
18	0	0	90
19	0	0	95
20	0	0	100
21	0	0	105
22	0	0	110
23	0	0	115
24	0	0	120
25	0	0	125
26	0	0	130
27	0	0	135
28	0	0	140
29	0	0	145
30	0	0	150
31	0	0	155
32	0	0	160
33	0	0	165
34	0	0	170
35	0	0	175
36	0	0	180
37	0	0	185
38	0	0	190
39	0	0	195
40	0	0	200
41	0	0	205
42	0	0	210
43	0	0	215
44	0	0	220
45	0	0	225
46	0	0	230
47	0	0	235
48	0	0	240
49	0	0	245
50	0	0	250
51	0	0	255
52	0	3	250
53	0	6	245
54	0	9	240
55	0	12	235
56	0	15	230
57	0	18	225
58	0	21	220
59	0	24	215
60	0	27	210
61	0	30	205
62	0	33	200
63	0	36	195

Tom de cinza	Vermelho	Verde	Azul
64	0	39	190
65	0	32	185
66	0	45	180
67	0	48	175
68	0	51	170
69	0	54	165
70	0	57	160
71	0	60	155
72	0	63	150
73	0	66	145
74	0	69	140
75	0	72	135
76	0	75	130
77	0	78	125
78	0	81	120
79	0	84	115
80	0	87	110
81	0	90	105
82	0	93	100
83	0	96	95
84	0	99	90
85	0	102	85
86	0	105	80
87	0	108	75
88	0	111	70
89	0	114	65
90	0	117	60
91	0	120	55
92	0	123	50
93	0	126	45
94	0	129	40
95	0	132	35
96	0	135	30
97	0	138	25
98	0	141	20
99	0	144	15
100	0	147	10
101	0	150	5
102	0	153	0
103	5	150	0
104	10	147	0
105	15	144	0
106	20	141	0
107	25	138	0
108	30	135	0
109	35	132	0
110	40	129	0
111	45	126	0
112	50	123	0
113	55	120	0
114	60	117	0
115	65	114	0
116	70	111	0
117	75	108	0
118	80	105	0
119	85	102	0
120	90	99	0
121	95	96	0
122	100	93	0
123	105	90	0
124	110	87	0
125	115	84	0
126	120	81	0
127	125	78	0

Tom de cinza	Vermelho	Verde	Azul
128	130	75	0
129	135	72	0
130	140	69	0
131	145	66	0
132	150	63	0
133	155	60	0
134	160	57	0
135	165	54	0
136	170	51	0
137	175	48	0
138	180	45	0
139	185	42	0
140	190	39	0
141	195	36	0
142	200	33	0
143	205	30	0
144	210	27	0
145	215	24	0
146	220	21	0
147	225	18	0
148	230	15	0
149	235	12	0
150	240	9	0
151	245	6	0
152	250	3	0
153	255	0	0
154	255	5	0
155	255	10	0
156	255	15	0
157	255	20	0
158	255	25	0
159	255	30	0
160	255	35	0
161	255	40	0
162	255	45	0
163	255	50	0
164	255	55	0
165	255	60	0
166	255	65	0
167	255	70	0
168	255	75	0
169	255	80	0
170	255	85	0
171	255	90	0
172	255	95	0
173	255	100	0
174	255	105	0
175	255	110	0
176	255	115	0
177	255	120	0
178	255	125	0
179	255	130	0
180	255	135	0
181	255	140	0
182	255	145	0
183	255	150	0
184	255	155	0
185	255	160	0
186	255	165	0
187	255	170	0
188	255	175	0
189	255	180	0
190	255	185	0
191	255	190	0

Tom de cinza	Vermelho	Verde	Azul
192	255	195	0
193	255	200	0
194	255	205	0
195	255	210	0
196	255	215	0
197	255	220	0
198	255	225	0
199	255	230	0
200	255	235	0
201	255	240	0
202	255	245	0
203	255	250	0
204	255	255	0
205	255	255	5
206	255	255	10
207	255	255	15
208	255	255	20
209	255	255	25
210	255	255	30
211	255	255	35
212	255	255	40
213	255	255	45
214	255	255	50
215	255	255	55
216	255	255	60
217	255	255	65
218	255	255	70
219	255	255	75
220	255	255	80
221	255	255	85
222	255	255	90
223	255	255	95
224	255	255	100
225	255	255	105
226	255	255	110
227	255	255	115
228	255	255	120
229	255	255	125
230	255	255	130
231	255	255	135
232	255	255	140
233	255	255	145
234	255	255	150
235	255	255	155
236	255	255	160
237	255	255	165
238	255	255	170
239	255	255	175
240	255	255	180
241	255	255	185
242	255	255	190
243	255	255	195
244	255	255	200
245	255	255	205
246	255	255	210
247	255	255	215
248	255	255	220
249	255	255	225
250	255	255	230
251	255	255	235
252	255	255	240
253	255	255	245
254	255	255	250
255	255	255	255

3.3.6 Equalização de histograma

É outro dos métodos mais testados e aprovados para melhoria da qualidade da imagem (BRAUSTEIN et al, 1988; DÖLER et al, 1991; RUSS, 1992). Seu efeito é o de aumento no contraste da imagem. Esse processo está baseado em se distribuir pela escala de tons de cinza (0 a 255) os pixels de tons que existem em grandes quantidades e estão adjacentes uns aos outros. O histograma de uma imagem, com grande concentração de tons na faixa intermediária da escala de cinzas, pode ser visto antes, Figura 3.7, e depois da equalização do histograma, Figura 3.8. A equalização de histograma tem maior efeito quando grandes áreas da imagem têm valores de pixel muito próximo (da mesma tonalidade).

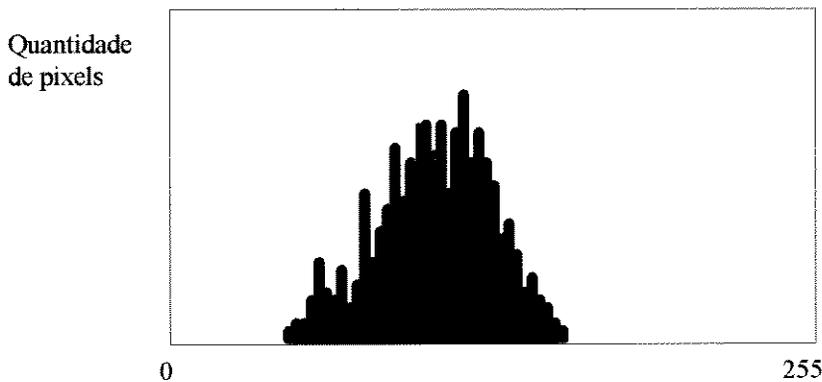


Figura 3.7 - Histograma de imagem antes da equalização de histograma

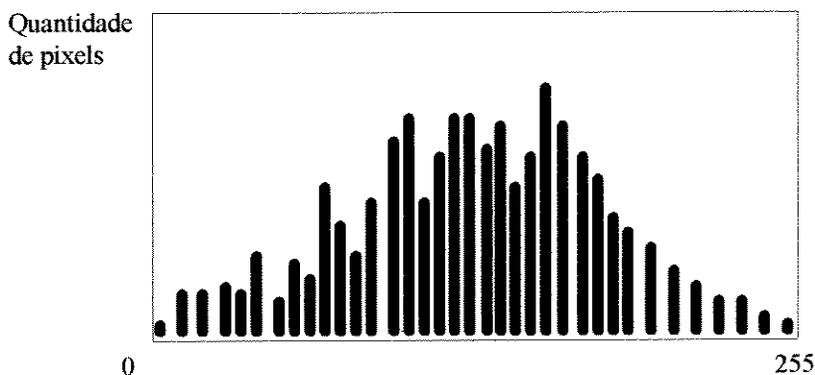


Figura 3.8 - Histograma de imagem após a equalização de histograma

Para esta implementação usa-se a seguinte fórmula matemática (NIBLACK, 1985; RUSS, 1992):

$$V_f = \sum_{i=0}^{V_0} N_i / T \cdot 255 \quad [3.10]$$

N_i = nº. pixels com valor i

T = nº total de pixels da imagem

3.4 Software de desenvolvimento

O SPIRO foi desenvolvido para funcionar no ambiente operacional MS Windows (Microsoft Co.), nas versões 3.1, 3.11 e 95. O Windows foi escolhido por tratar-se do ambiente operacional mais utilizado no Brasil e no mundo, e por rodar em equipamentos de baixo custo, o que é um dos objetivos do presente trabalho. Além disso, apresenta características compatíveis com a qualidade de imagem e velocidade de processamento desejados para o sistema proposto.

A linguagem de programação escolhida para desenvolver o sistema foi o Visual Basic versão 3.0 da Microsoft Co. Esta linguagem permite a programação no ambiente gráfico do Windows e tem todos os recursos para criar uma interface de fácil utilização pelo usuário. Trata-se também de uma linguagem bastante utilizada e de fácil aprendizado.

A manipulação de imagens no ambiente Windows, com possibilidade de se abrir inúmeras janelas, é uma tarefa que exige grande complexidade na alocação de memória para se evitar conflitos entre as várias ações. Para tornar

esta tarefa mais fácil, tendo em vista que o Visual Basic não fornece as funções, usou-se uma biblioteca de funções de manipulação de imagens que pode ser acessada pelo Visual Basic. A biblioteca escolhida foi a Leadtools VBX versão 5.0 da LEAD Technologies, Inc.. Esta biblioteca tem várias outras funções de manipulação da imagem na memória além das utilizadas no presente trabalho. Isto é uma vantagem pois permite a evolução do sistema, acrescentando-se outros processamentos de imagem, de forma bastante simples. Das funções disponíveis na biblioteca as que foram utilizadas foram as seguintes:

- Funções de reconhecimento do tipo de arquivo de imagem.
 - Funções para carregar imagem na memória e no monitor de vídeo.
 - Funções para manipular a paleta de cores da imagem.
 - Funções para fazer a equalização de histograma.
 - Funções para manipular o tamanho da imagem no monitor.
 - Funções para gravar imagem em disco.
 - Funções para imprimir imagem na impressora.
-

3.5 Descrição do programa

O fluxograma geral de funcionamento do sistema está mostrado na Figura 3.9.

Um dos objetivos que se procurou atingir foi o de que o sistema fosse de fácil utilização, mesmo para o usuário não acostumado com programas de processamento de imagem. Para isso, criou-se uma interface comandada por menus e botões e colocando-se um mínimo de menus em cascata. Isto evita que o operador tenha que acionar uma série de comandos para conseguir o efeito desejado. Cada operação é executada ao se clicar o botão do mouse com o cursor do mesmo sobre a operação desejada.

A instalação do sistema também é executada de maneira simples, bastando ao usuário executar o programa "SETUP.EXE" que se encontra no disquete número 1. Ao ser instalado, o programa cria uma janela no Windows, chamada "SPIRO" e aparecem então dois ícones. Um que executa o sistema Spiro e outro que ativa o arquivo de ajuda do sistema (Help). A tela do Windows com a janela do SPIRO pode ser vista na Figura 3.10.

Ao se executar o programa, abre-se uma janela inicial (Figura 3.11). Podemos ver na figura que temos três itens no menu de barra principal que são respectivamente "Arquivo", "Opções" e "Ajuda". Temos também sete botões para processamento da imagem que são: "Contraste", "Brilho", "Cor Original", "Tamanho Original", "Negativo", "Colorir" e "Equalização".

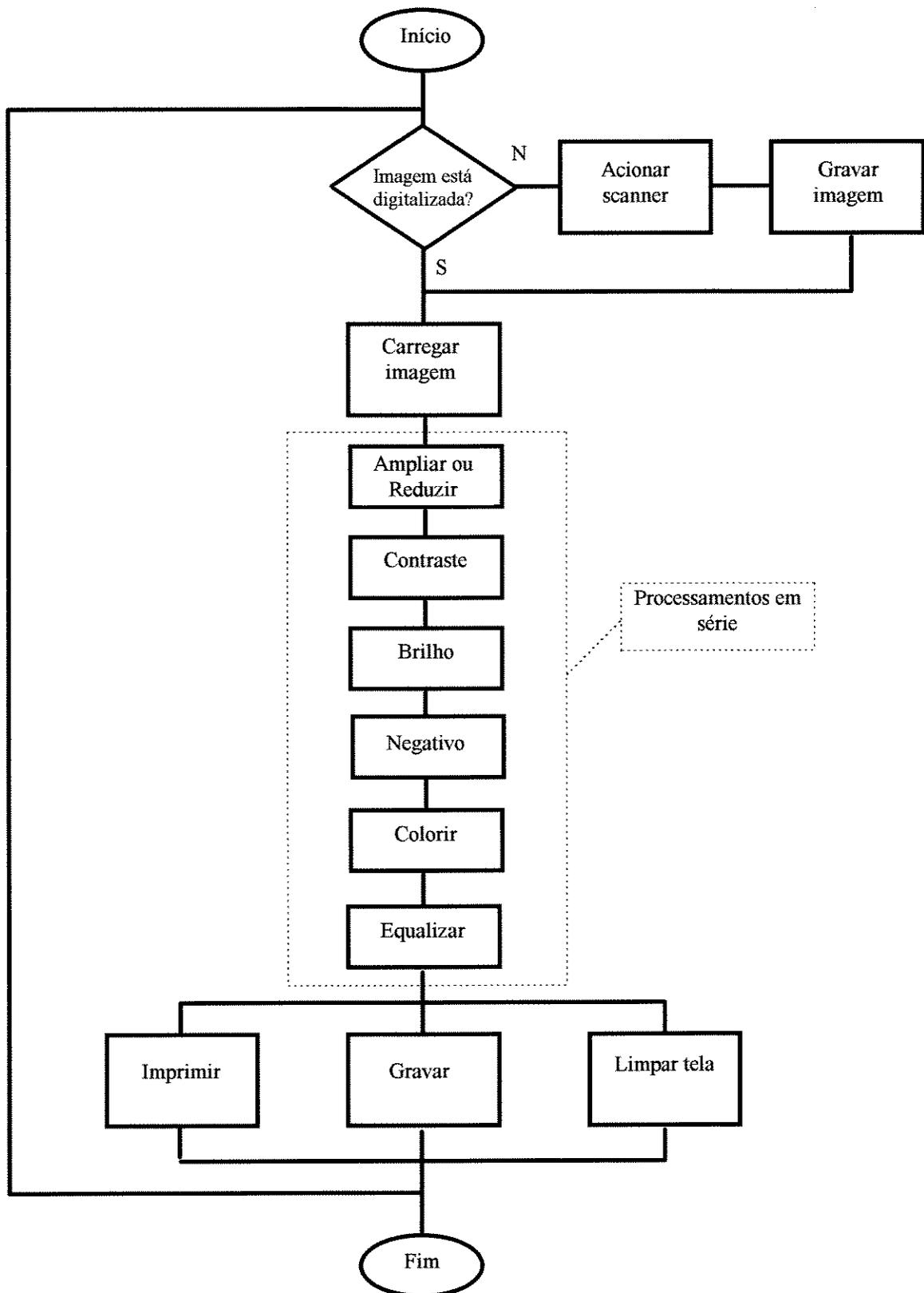


Figura 3.9 - Fluxograma geral de funcionamento do SPIRO



Figura 3.10 - Tela do Windows mostrando a janela de execução do SPIRO

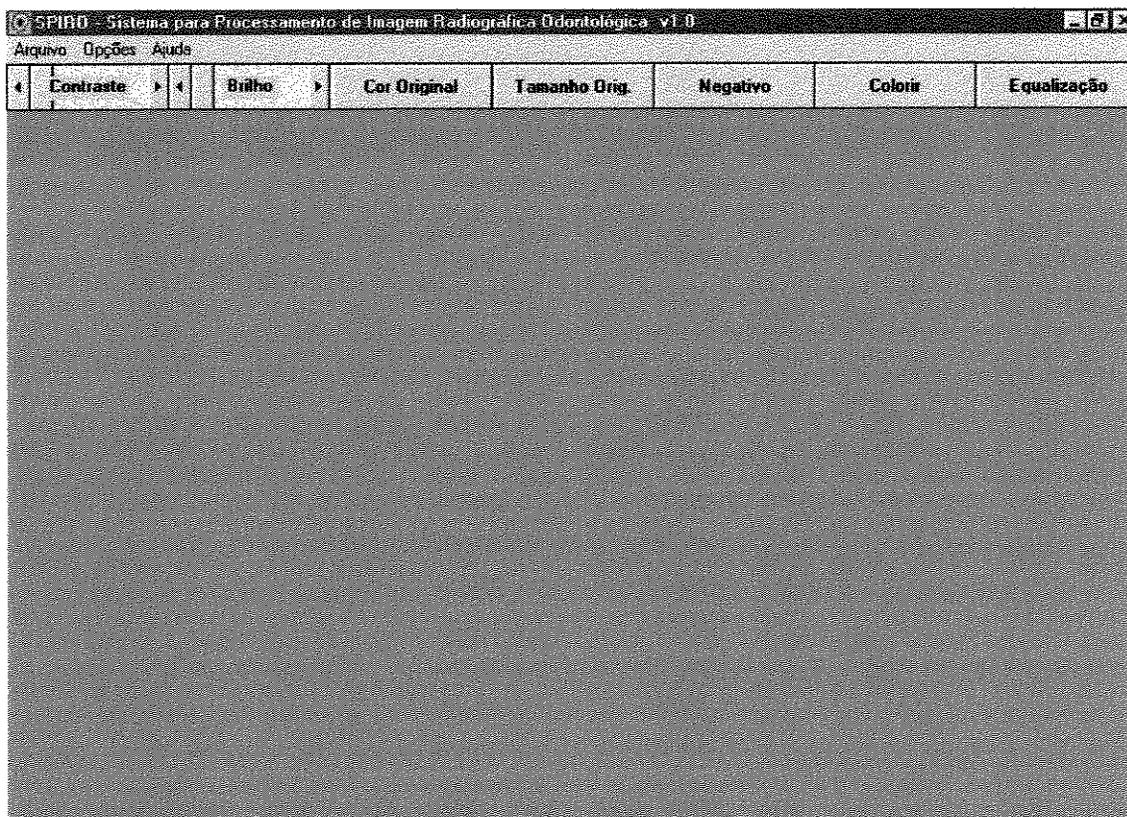


Figura 3.11 - Tela inicial do SPIRO

3.5.1 Descrição dos itens do menu de barra

Arquivo Opções Ajuda

3.5.1.1 - Arquivo

Nesse ítem foram colocadas as operações gerais executadas com arquivos de imagens que o sistema vai processar. Ao se acionar essa operação, abre-se uma janela com o seguinte sub-menu (Figura 3.12):

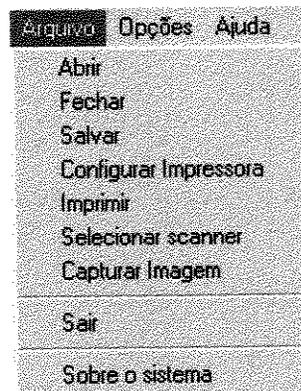


Figura 3.12 - Menu de barra de arquivo

3.5.1.1.1 Abrir

Abrir

. Ao se acionar a opção “abrir”, o programa mostra uma janela padrão do Windows que permite a escolha do nome do arquivo que se deseja abrir (Figura 3.13). Depois de escolhido o nome, o sistema abre o arquivo de imagem que está gravado em disco, e carrega-o para a memória do microcomputador mostrando-a no monitor.

O sistema permite que sejam abertas até duas imagens simultaneamente. Quando se abre uma única imagem, esta ocupa a tela inteira do monitor. No caso de duas imagens, cada uma ocupa metade da tela. O objetivo principal de se permitir a abertura de duas imagens é que isso torna possível que se carregue duas vezes a mesma imagem, e se façam processamentos independentes em uma e outra. Assim, é possível a comparação entre os processamentos aplicados para verificar o que dá melhor resultado, além de se poder comparar a imagem com e sem processamento.

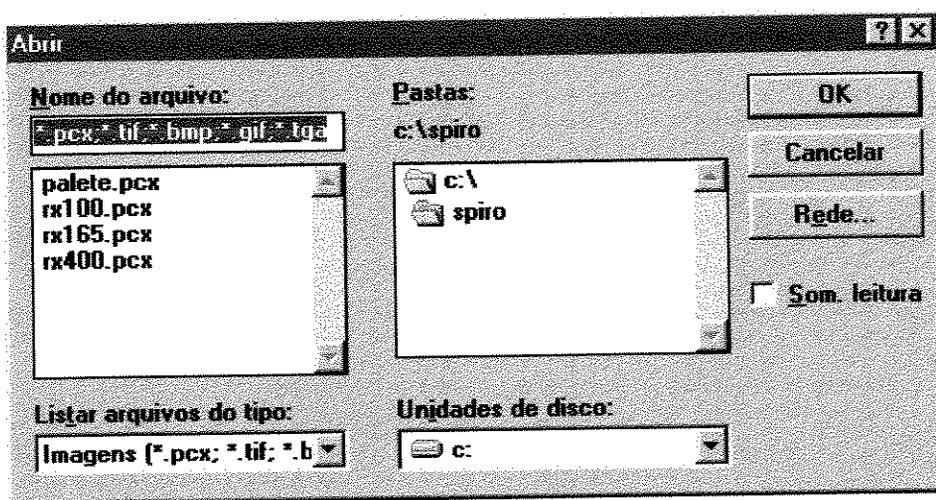


Figura 3.13 - Janela de entrada para abrir um arquivo

Quando temos duas imagens na tela, o processamento poderá se dar em cada uma delas independentemente. A imagem que sofrerá os processamentos será a "imagem ativa", que é a imagem que está em destaque na hora que se acionar algum botão de processamento. A imagem ativa é diferenciada da outra imagem pela cor da barra superior que contém o nome do arquivo de imagem, que fica colorida na imagem ativa (cor azul escuro no padrão normal do Windows), enquanto a da outra imagem fica branca. Para tornar uma ou outra imagem ativa, basta clicar o mouse apontando nesta barra superior que contém o nome do arquivo de imagem.

Após serem abertas duas imagens, a opção fica inabilitada, não permitindo que se abram outras até que pelo menos uma seja fechada.

Ao se abrir uma imagem ela é mostrada no monitor na proporção 1 para 1, isto é, cada pixel da imagem gravada é colocado em um pixel do monitor. Isto é feito a partir do canto superior esquerdo da janela destinada à colocação da imagem. Se a imagem não couber na janela, o programa criará automaticamente barras de deslocamento horizontal (na parte inferior) e vertical (no lado direito) que permitem então que, com o uso do mouse, toda a imagem seja visualizada.

3.5.1.1.2 Fechar

A palavra "Fechar" em um fundo retangular com um padrão de pontos.

Esse ítem é usado para fechar, ou seja, deixar de usar, uma imagem que está carregada na memória do computador e mostrada na tela do monitor. Se houver mais de uma imagem aberta, será fechada a imagem ativa (descrita no ítem anterior). Ao ser acionado, a imagem ativa desaparece da tela e o usuário poderá abrir outra em seu lugar.

3.5.1.1.3 Salvar

A palavra "Salvar" em um fundo retangular com um padrão de pontos.

Usado para salvar, isto é, gravar em disco a imagem ativa que está na tela do monitor. A imagem será gravada exatamente como está aparecendo na janela do monitor, com todos os processamentos que tenham sido aplicados à ela. Ao se acionar a opção, o sistema abrirá uma janela padrão do Windows (Figura 3.14) onde o usuário entrará com o nome do arquivo e a unidade de disco onde deseja efetuar a gravação. O sistema gravará a imagem no formato PCX. O arquivo da imagem original que está sendo processada não é alterado.

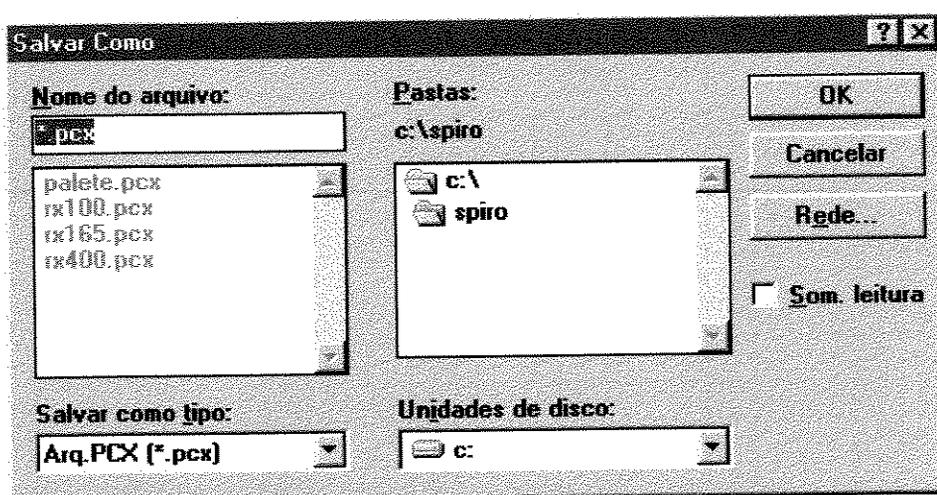


Figura 3.14 - Janela de entrada para salvar um arquivo

3.5.1.1.4 Configurar impressora

Configurar Impressora

Ítem criado para definir em qual impressora se deseja imprimir e definir parâmetros da mesma. Parâmetros usuais são: resolução da impressora, modo de imprimir, tamanho da página, etc. Os parâmetros a serem definidos dependem da impressora que está instalada no Windows. Ao ser acionado, o sistema abre uma janela do Windows e, se necessário, uma do fabricante da impressora, onde os parâmetros são definidos.

3.5.1.1.5 Imprimir

Imprimir

Botão usado para imprimir a imagem ativa do modo como está aparecendo na tela, na impressora definida no ítem "Configurar impressora". Ao ser acionado, abre uma janela que permite a entrada de duas frases que serão impressas junto com a imagem. Uma frase chamada "Título" que será

impressa na parte superior da imagem, e uma chamada "Comentário" que será impressa na parte inferior da imagem.

3.5.1.1.6 Selecionar scanner

Selecionar scanner

Ítem de menu que, ao ser acionado, abre uma janela onde se deve digitar o nome do programa executável que aciona o software de controle do scanner instalado no microcomputador. O sistema só torna disponível a opção "Capturar imagem" após a entrada do nome nessa opção. Uma vez dado o nome do programa que controla o scanner, o sistema grava esse nome, e não é preciso mais entrar nessa opção, a menos que se mude de equipamento.

3.5.1.1.7 Capturar imagem

Capturar Imagem

Aciona o programa que controla o scanner, abrindo uma janela onde funciona o software fornecido pelo fabricante do scanner, e que fará a digitalização e gravação da radiografia colocada no scanner. As opções de resolução em que se deseja digitalizar (número de dpi), o nome do arquivo a gravar, assim como seu formato de gravação, são fornecidos nessa etapa do processo.

Uma vez encerrado o processo de digitalização e de gravação, o sistema volta para controle do SPIRO, que permitirá que se executem os processamentos desejados.

3.5.1.1.8 Sair

Sair

Essa opção fecha todos arquivos abertos pelo sistema e encerra a execução do SPIRO.

3.5.1.1.9 Sobre o sistema

Sobre o sistema

Mostra uma janela onde estão informações sobre a versão e autores do SPIRO (Figura 3.15).

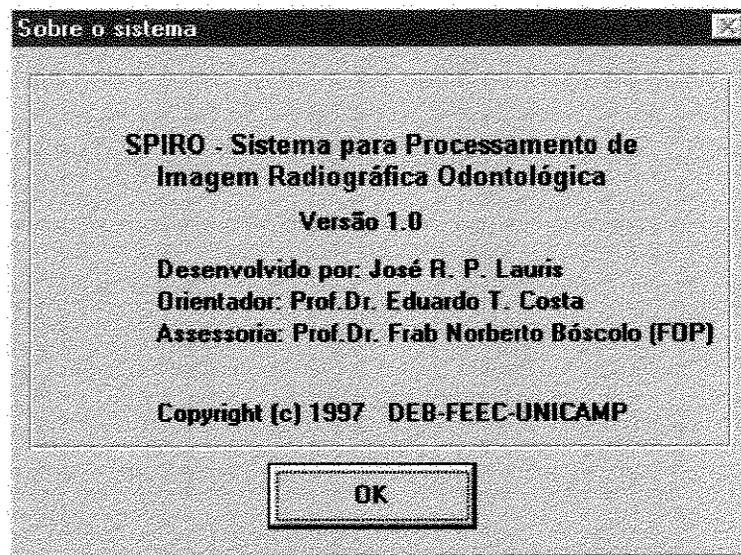
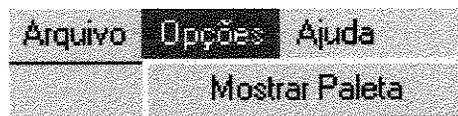


Figura 3.15 - Janela mostrando informações sobre o SPIRO

3.5.1.2 - Opções



Esse ítem contém, na atual versão do sistema, apenas uma opção, “Mostrar paleta”, porém foi colocado pensando em versões futuras permitindo a inserção de outras.

3.5.1.2.1 Mostrar paleta

Mostrar Paleta

Mostra no canto superior esquerdo da janela de imagem a paleta de cores usada para mostrar aquela imagem. A paleta de cores é uma pequena barra vertical com a representação fiel dos 256 tons de cinza ou cores utilizados na construção da imagem (Figura 3.16). O valor de pixel 0 (zero) está localizado na parte superior e o valor 255 está na parte inferior. A visualização da paleta é útil quando se aplica colorização, ou altera-se brilho ou contraste, para que se possa visualizar toda a escala de tons com que se está trabalhando e não somente os tons que a imagem contém.

Se houver duas imagens abertas o sistema mostra uma paleta para cada imagem.

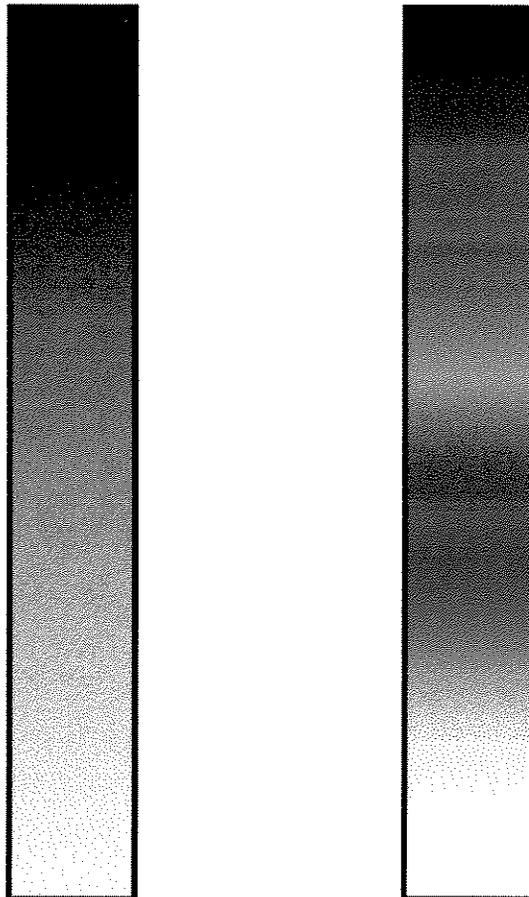


Figura 3.16 - Paleta de cores de tons de cinza, e de cores

3.5.1.3 Ajuda

Ajuda

O item de menu “Ajuda” invoca o sistema de ajuda (“Help”) que o sistema mantém, on-line, durante a execução do sistema para ajudar o usuário quando surgirem dúvidas na utilização do SPIRO. Esta opção pode ser acionada a qualquer instante, sem interferir na execução do programa.

Ela abre uma janela de ajuda padrão do Windows contendo os itens localização e busca dos termos desejados para ajuda (Figura 3.17).

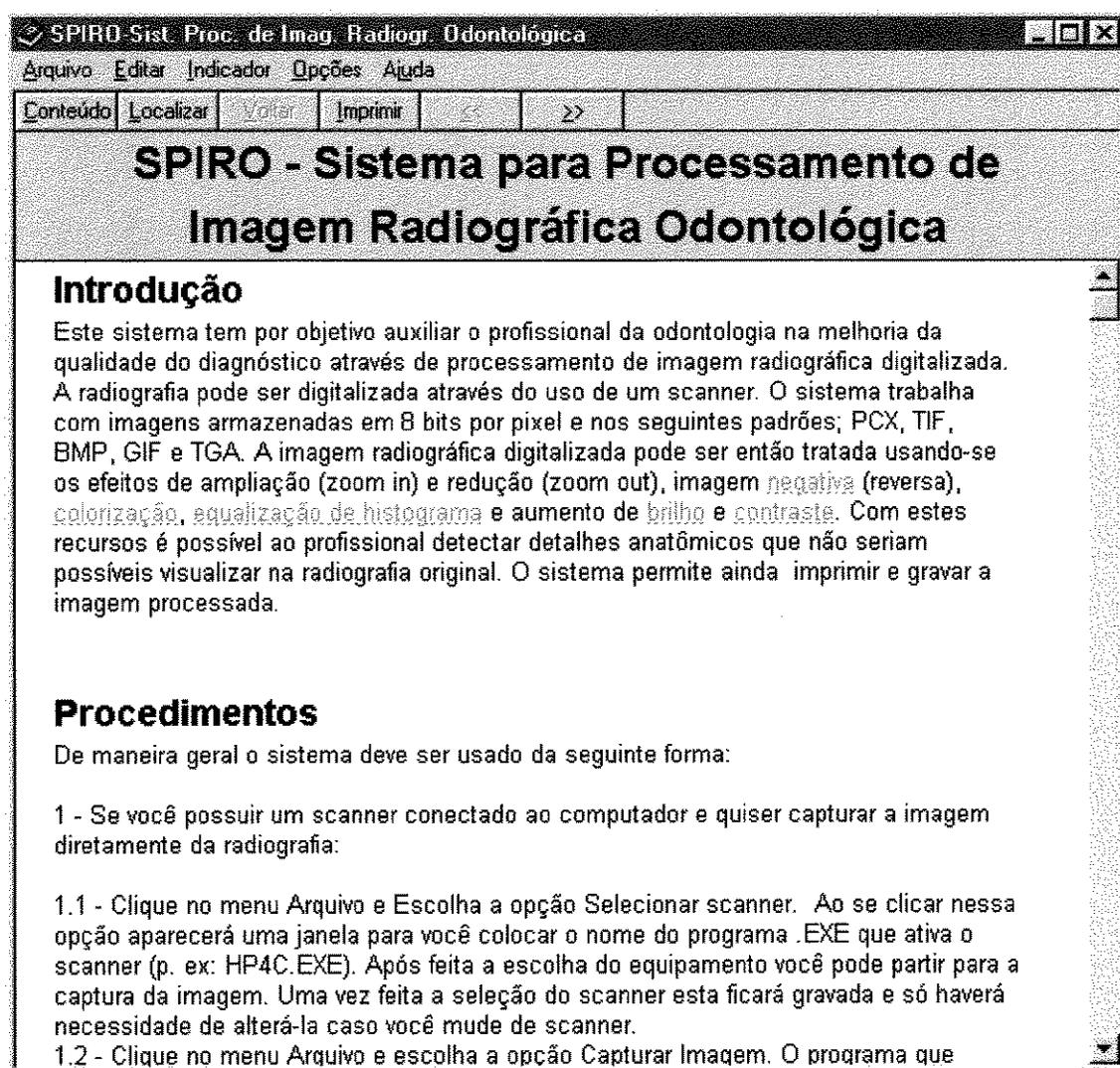


Figura 3.17 - Janela inicial do sistema de ajuda (help) do SPIRO

3.5.2 Descrição dos botões para processamento da imagem

Todas as funções descritas a seguir foram colocadas em série, permitindo assim uma ação conjunta de mais de uma função. Pode-se, por exemplo, aumentar brilho e contraste simultaneamente com a ampliação da imagem. Para se verificar o efeito desses processamentos, a Figura 3.18 mostra uma imagem radiográfica na tela do monitor sem nenhum processamento. Nos ítems a seguir será mostrada a imagem após cada processamento.

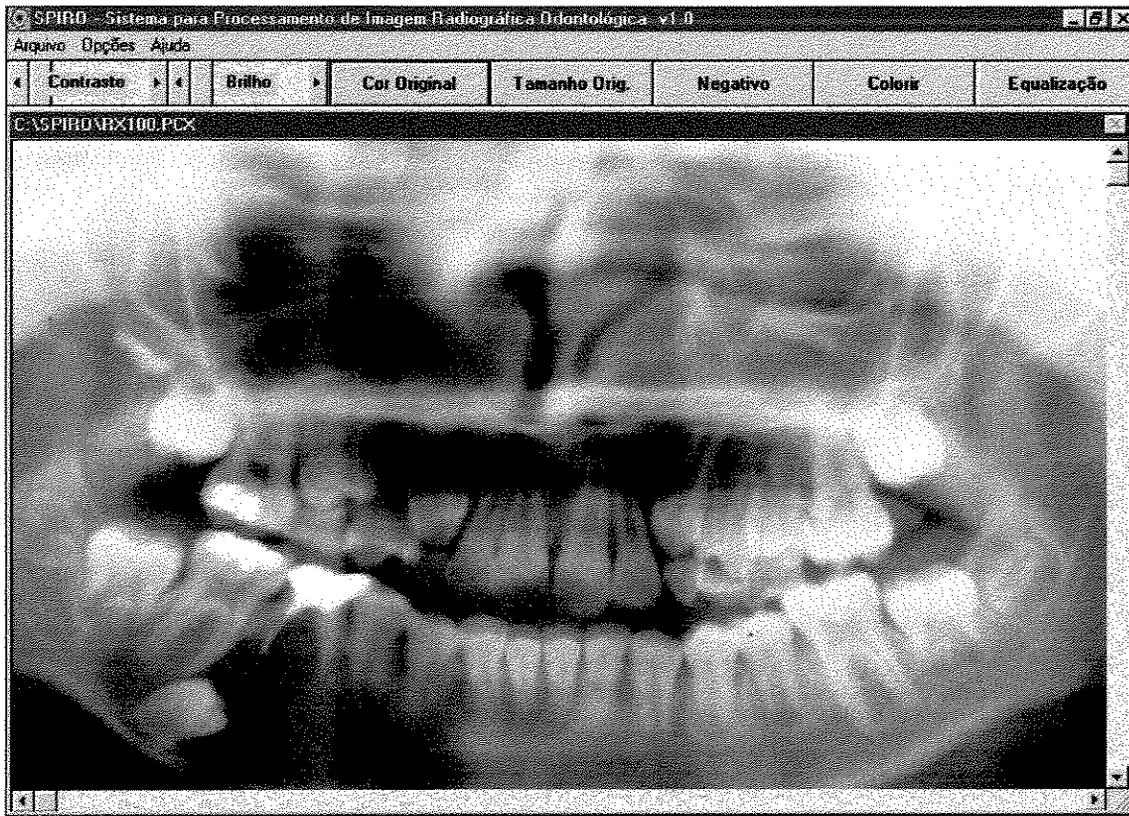


Figura 3.18 - Imagem digitalizada sem nenhum processamento

Os processamentos que fazem alterações nas cores e tons da imagem (Contraste, Brilho, Negativo e Colorização) não alteram os valores dos pixels que formam a imagem. Eles fazem alteração na paleta de cores da imagem,

conforme descrito no ítem 3.2. Portanto, as operações de alteração trabalham apenas com os 256 valores da paleta, e são independentes do tamanho da imagem.

3.5.2.1 Ampliação e Redução

Não existe um botão mostrado na tela que executa esses processos. Para tornar mais fáceis e rápidas essas operações o acionamento é feito clicando-se os botões do mouse com a seta apontando para a imagem.

Quando se aciona o botão da esquerda do mouse faz-se o processo de ampliação(Figura 3.19), e quando se aciona o botão da direita do mouse se faz o processo de redução da imagem.



Figura 3.19 - Imagem ampliada pelo SPIRO.

O lugar da imagem onde está localizada a seta do mouse será o ponto central da imagem depois de ampliada ou reduzida. Assim, com uma só operação de clicar o mouse é executada a ampliação ou a redução, e se escolhe o centro da região que se quer visualizar. A cada vez que se aciona o botão do mouse, a imagem vai sendo ampliada ou reduzida de 50% do tamanho original.

Para implementar esta rotina utiliza-se como valor do fator de ampliação (A, cujo valor inicial é 1) na equação [3.1] o valor atual do fator de ampliação multiplicado por 1,5 se o botão da esquerda do mouse foi o acionado, e dividido por 1,5 se o botão da direita do mouse foi o acionado. Utiliza-se também as coordenadas do ponto onde a seta do mouse estava quando o botão do mesmo foi acionado, que indicam o ponto central da imagem ampliada, ou reduzida. Sabendo-se as coordenadas da imagem que devem ficar no centro da janela, e o fator de ampliação desejado, utilizam-se as funções de manipulação do tamanho da imagem no monitor (da biblioteca de funções Leadtools) e consegue-se o efeito desejado.

A função de redução do tamanho da imagem favorece também quando se quer mostrar duas imagens, ao mesmo tempo, na tela do monitor. Pode-se reduzi-las até que fiquem tendo em vista que o espaço para cada uma das imagens fica reduzido pela metade.

3.5.2.2 Contraste



A implementação dessa função foi feita com base nas equações [3.2], [3.3] e [3.4]. O valor da intensidade de contraste, necessário na equação [3.4], é dado ao se clicar as setas das extremidades do botão de contraste que aparecem na tela. Existem 10 graduações nesse botão, permitindo então 10 níveis diferentes de contraste que vão desde uma intensidade de aumento 0 (zero) até o contraste máximo onde a imagem fica somente em branco e preto. Nesse caso, todos os tons de 0 a 127 são transformados para o tom 0 (zero), que fornece o preto, e os tons acima de 127 são transformados para o tom 255 que é o branco (Figura 3.20).

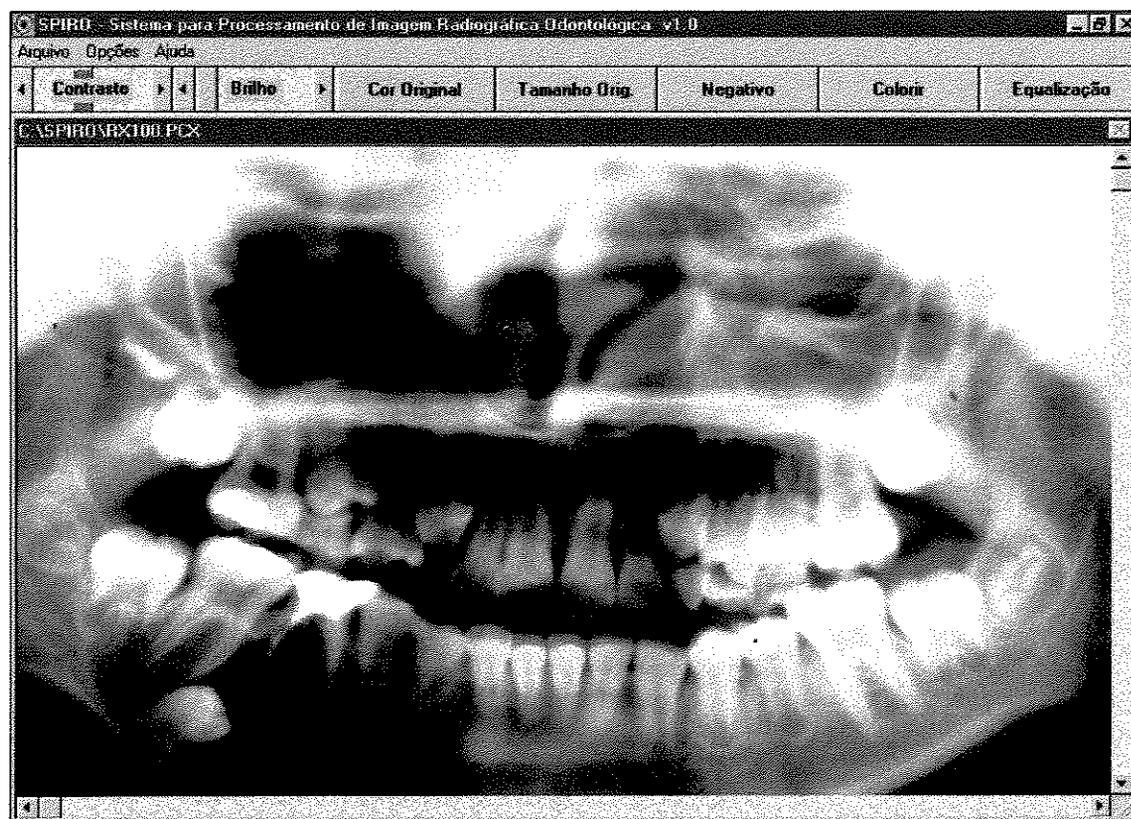
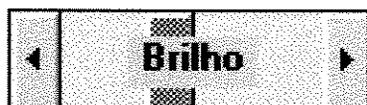


Figura 3.20 - Imagem com aumento de contraste

3.5.2.3 Brilho



Utilizou-se as equações [3.5], [3.6] e [3.7]. Da mesma forma que o aumento do contraste, o valor da intensidade de brilho, necessário na equação [3.7], é dado ao se clicar as setas das extremidades do botão de brilho que aparece na tela. Existem 10 graduações nesse botão, permitindo então 10 níveis diferentes de brilho que vão desde uma intensidade de aumento 0 (zero) até o brilho máximo. Nesse caso, todos os tons de 0 a 255 são transformados para o tom 255, que fornece o branco (Figura 3.21).

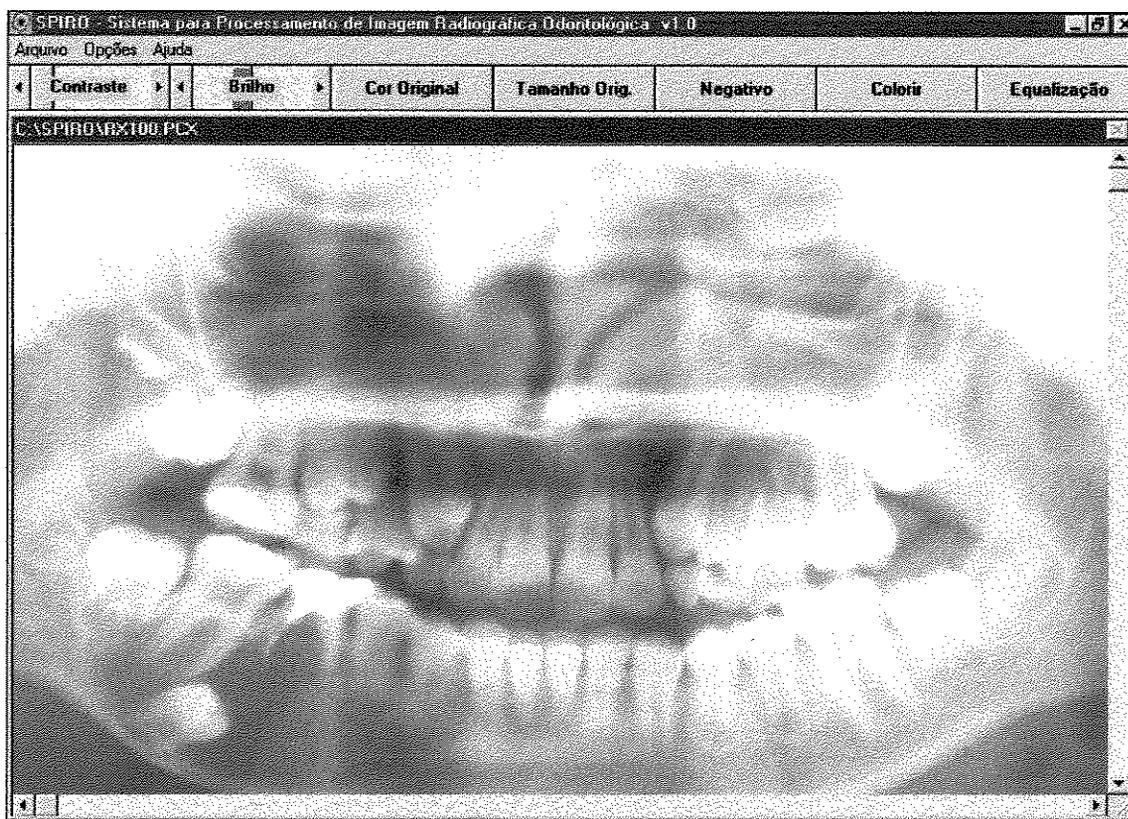


Figura 3.21 - Imagem com aumento de brilho

3.5.2.4 Negativo



Ao se clicar o botão "Negativo" o sistema aciona uma rotina que implementa a função negativo [3.8]. Isto provoca a inversão nos valores de pixel, fazendo com que o que é escuro fique claro e, o que é claro, escuro (Figura 3.22).

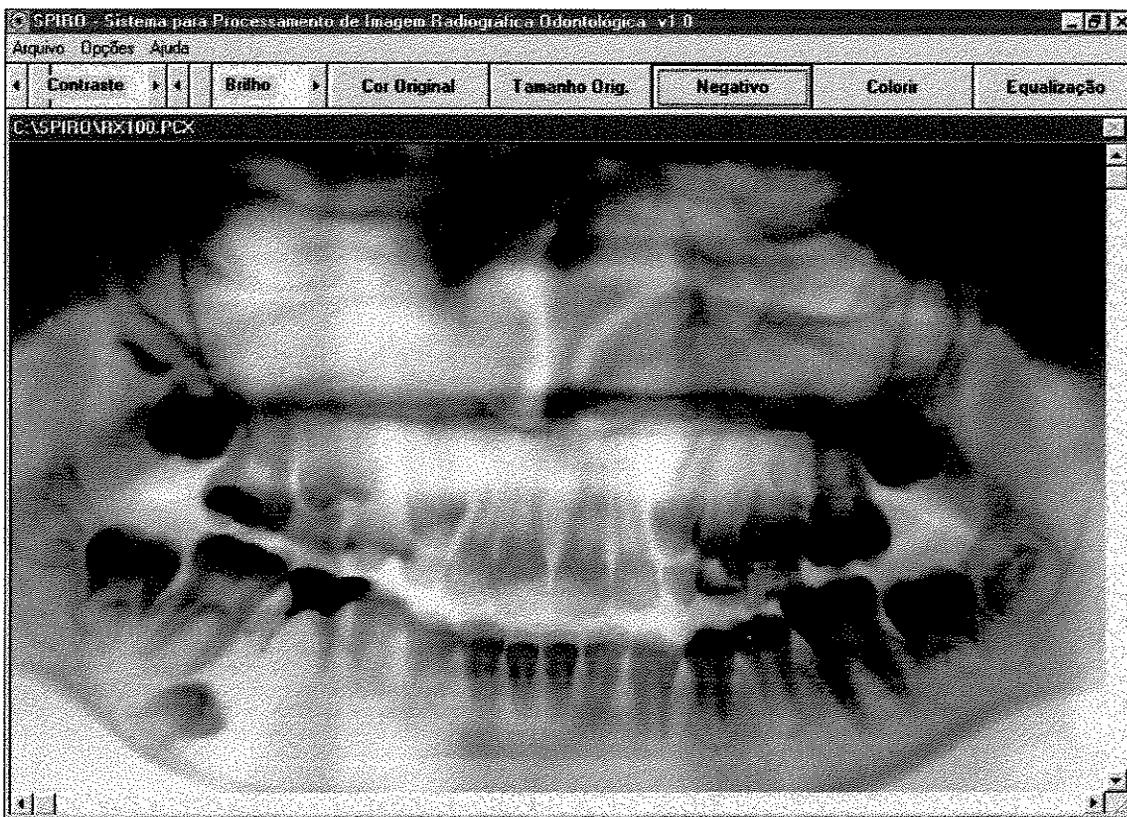


Figura 3.22 - Imagem negativa de radiografia digitalizada.

3.5.2.5 Colorização

Colorir

Ao ser acionado este botão, o sistema aplica a tabela de colorização (Tabela 3.1 do item 3.3.5) à paleta de cores da imagem ativa, implementando a função da equação [3.8]. Isto faz com que uma imagem em tons de cinza fique colorida (Figura 3.23). Pode-se ainda, sobre esta imagem colorizada, alterar seu brilho e contraste, mudando assim as cores que são aplicadas a cada tom de cinza.

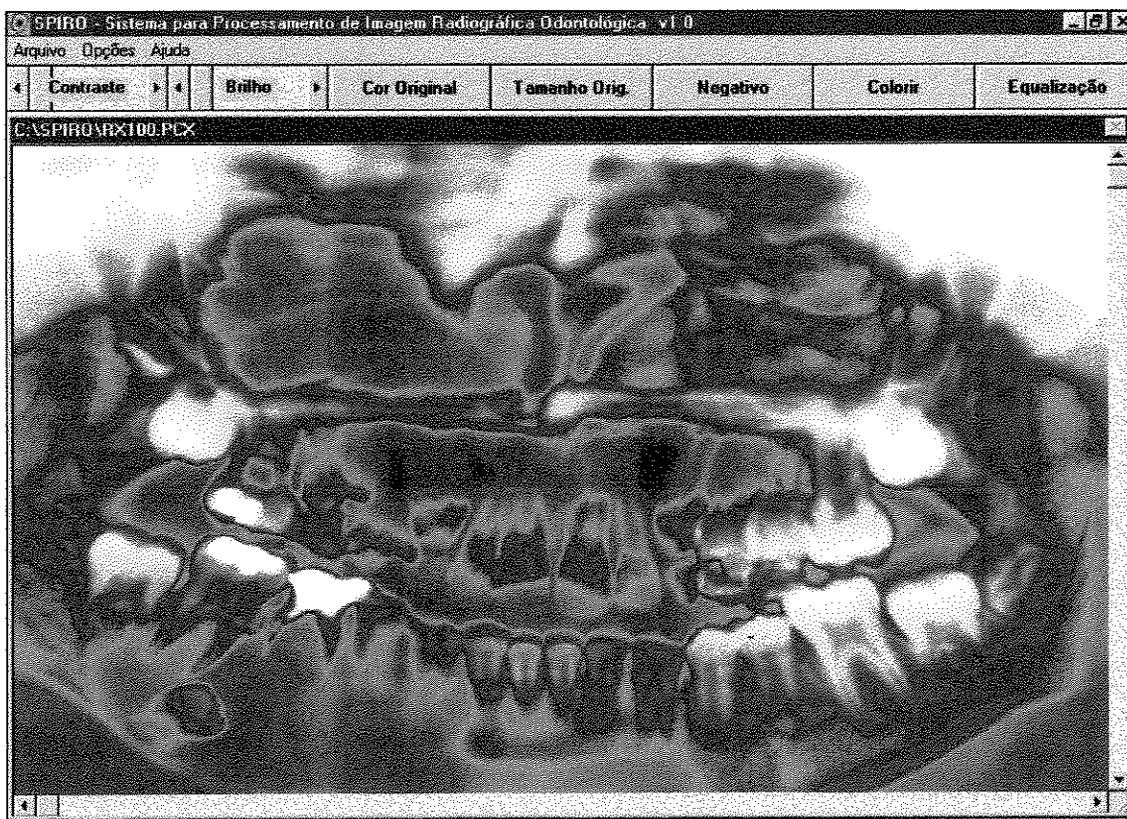


Figura 3.23 - Imagem colorizada

3.5.2.6 Equalização de histograma

Equalização

A função [3.10], descrita matematicamente no item 3.3.6, altera a distribuição dos tons de cinza ao longo de todo o espectro de 255 tons, produzindo assim uma imagem mais contrastada (Figura 3.24). Conforme descrito anteriormente, o efeito é mais notado quando a imagem tem grandes áreas com tons muito próximos. Neste processamento, existe a necessidade de se trabalhar com todos os pixels da imagem, pois há necessidade de se fazer a somatória dos mesmos. A biblioteca de funções Leadtools tem uma função própria para isso, e que executa a operação com bastante rapidez.

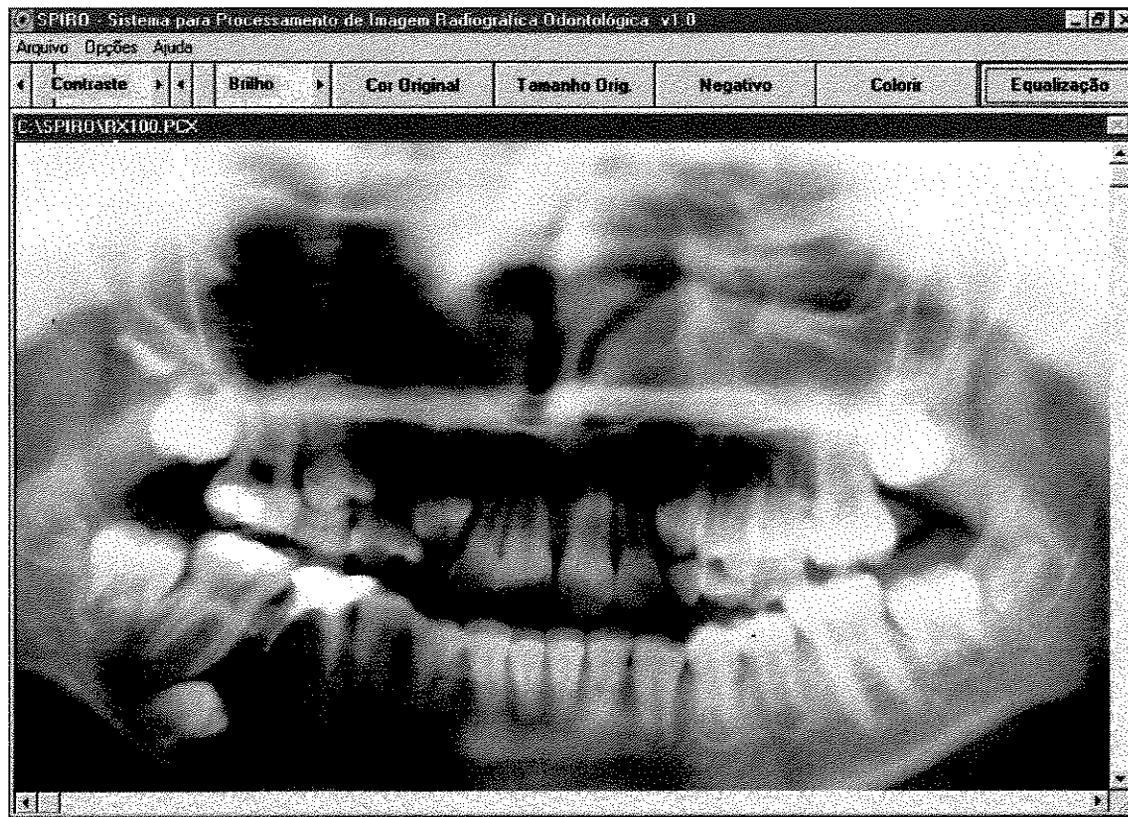


Figura 3.24 - Imagem com equalização de histograma

3.5.2.7 Tamanho original

Um botão retangular com uma borda preta e um fundo cinza com textura de pontos. O texto "Tamanho Orig." está centralizado no botão em uma fonte preta, negrito e sans-serif.

Este botão foi incluído para facilitar o retorno da imagem que está sendo processada ao seu tamanho original. Para isso, a rotina faz o fator de ampliação (A) igual a 1 (um) e executa uma função baseada na equação [3.1].

3.5.2.8 Cor original

Um botão retangular com uma borda preta e um fundo cinza com textura de pontos. O texto "Cor Original" está centralizado no botão em uma fonte preta, negrito e sans-serif.

Clicando-se este botão a imagem volta a ter os tons originais. O sistema faz isto lendo novamente a paleta de cores do arquivo de imagem gravado em disco, e aplicando-a à paleta que está na memória. Assim, todo processamento de ampliação e redução não é alterado.

4. Testes e Resultados

4.1 Testes

O sistema desenvolvido foi preparado para ser instalado em microcomputador com ambiente operacional Windows, foi elaborado um manual de orientação à instalação e utilização, e tudo foi embalado em uma caixa como produto final para utilização (Figura 4.1).



Figura 4.1 - O SPIRO na forma de produto final.

Para avaliar se o sistema atingiu seus objetivos, o SPIRO foi testado por 14 cirurgiões-dentistas, todos ligados ao Departamento de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). A formação acadêmica dos avaliadores é a seguinte: 2

são Docentes de Radiologia, 3 são alunos de Doutorado, 3 são alunos de Mestrado e 6 são alunos de Especialização.

Foi entregue a cada um deles uma caixa contendo o SPIRO, um Questionário de Avaliação (Apêndice 1), uma carta explicativa (Apêndice 2), o Manual de Instalação e Utilização (Apêndice 3), e três imagens digitalizadas de uma radiografia panorâmica. Foi solicitado ao dentista que fizesse a instalação e utilizasse o programa por um período máximo de 15 dias. Ao término da utilização, ele deveria preencher o Questionário de Avaliação. Não havia necessidade do avaliador identificar-se, se não o quisesse.

O objetivo principal do teste foi avaliar se:

- O programa é de fácil instalação e utilização.
- O dentista é de opinião que o SPIRO pode auxiliá-lo na análise de radiografias odontológicas e melhorar o diagnóstico caso fizesse uso constante deste durante algum tempo.

4.2 Resultados

Os resultados individuais e totais foram compilados e podem ser vistos na Tabela 4.1

A grande maioria (86%) já tinha experiência na utilização de microcomputadores e na utilização do ambiente operacional Windows (93%), embora apenas a metade (50%) já houvesse instalado um programa nesse sistema.

Quanto à instalação, 93% dos dentistas leram o manual antes de instalar o sistema, e a maioria (79%) não encontrou dificuldades. Apenas 3 dentistas relataram dificuldades na instalação (questão nº 6), e ao descreverem quais foram, um descreveu que precisou clicar o botão "Ignorar" antes da instalação continuar, outro disse que, por falta de prática clicou no botão errado, e o último relatou que, ao clicar o botão "Executar" do Windows,

apareceram telas com as quais ele não estava acostumado. Porém, todos conseguiram completar a instalação. A média das notas dadas para o Manual de Instalação e utilização foi de 9,3.

No.	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q8	Q9	Q11	Q12.1	Q12.2	Q12.3	Q12.4	Q12.5	Q13
1	S	S	S	N	N	-	S	S	10	10	5	10	10	7
2	S	S	S	S	N	10	S	S	10	6	10	8	10	10
3	S	S	S	S	N	10	S	S	10	10	10	10	-	10
4	S	S	S	S	S	9	S	S	8	10	10	10	8	8
5	S	S	N	S	S	8	S	S	10	10	10	8	10	10
6	S	S	N	S	S	6	S	S	10	10	10	10	0	7
7	S	S	S	S	N	10	S	S	10	5	7	5	0	5
8	S	S	N	S	N	10	S	S	10	10	10	10	-	10
9	N	N	N	S	N	10	S	S	10	10	10	10	-	10
10	S	S	S	S	N	8	S	S	10	10	10	10	10	9
11	N	S	N	S	N	10	S	S	10	10	10	8	10	10
12	S	S	S	S	N	10	S	S	10	10	10	10	-	10
13	S	S	N	S	N	10	S	S	10	10	10	10	10	10
14	S	S	N	S	N	10	S	S	10	10	10	10	10	10
Totais														
Sim	12 86%	13 93%	7 50%	13 93%	3 21%	-	14 100%	14 100%	-	-	-	-	-	-
Não	2 14%	1 7%	7 50%	1 7%	11 79%	-	0 0%	0 0%	-	-	-	-	-	-
Média	-	-	-	-	-	9,3	-	-	9,9	9,4	9,4	9,2	7,8	9,0

Tabela 4.1 - Resultados dos questionários de avaliação aplicados

Q1- Você tem experiência anterior no uso de microcomputadores?

Q2- Você usa ou já usou programas no ambiente Windows (3.xx ou 95)?

Q3- Você já havia instalado algum programa no Windows?

Q4 - Você leu o **Manual de Instalação e Operação** antes de instalar e utilizar o sistema?

Q5- Você encontrou dificuldades para a instalação do SPIRO?

Q8- Dê uma nota de 0 a 10 para o **Manual de Instalação e Operação**.

Q9- O programa é fácil de se usar?

Q11- Você acha que o sistema pode de alguma forma melhorar a qualidade no diagnóstico em odontologia?

Q12- Dê uma nota de 0 a 10 para cada um dos recursos de processamento de imagem disponíveis no programa. Dê 0 se você acha que o recurso não ajuda nada e 10 se acha que ajuda muito.

Q12.1- Ampliação/Redução

Q12.2 Negativo

Q12.3 Contraste/Brilho

Q12.4 Colorização

Q12.5 Equalização

Q13- Dê uma nota de 0 a 10 para o programa quanto à sua melhoria da qualidade do diagnóstico.

As questões 6, 7, 10 e 14 são descritivas e não estão tabuladas.

Na utilização do programa, 100% dos dentistas afirmaram que o SPIRO é de fácil utilização (consequentemente, ninguém respondeu a questão nº 10), e todos (100%) foram unânimes ao afirmar que o sistema pode ajudar na melhoria da qualidade do diagnóstico. Quando foi pedida uma nota de 0 (zero) a 10 (dez) para cada processamento que o SPIRO pode executar a média das notas dadas foi a seguinte:

- Ampliação e Redução: 9,9
- Negativo: 9,4
- Contraste e Brilho: 9,4
- Colorização: 9,2
- Equalização: 7,8

A nota mais baixa foi para a Equalização de histograma. Três não responderam este item pois disseram não ter entendido o efeito sobre a imagem e dois deram nota 0 (zero). Isto provavelmente se deve ao fato de que o efeito da equalização é dependente da imagem, e se a imagem tiver uma quantidade semelhante de pixels de cada tom, o efeito é realmente difícil de ser notado. A média das notas para o sistema em geral, quanto à sua possibilidade de melhoria da qualidade do diagnóstico, foi 9,0.

Quanto às sugestões para melhoria do sistema (questão nº 14), as sugestões dadas foram:

- Colocar e um botão para “Voltar”, para quando se quiser desfazer o processamento escolhido anteriormente
 - Melhorar a colorização (não foi explicado como ou o que se desejava mudar)
 - Eliminar a opção de “Capturar imagem” pelo scanner
 - Permitir diminuição da intensidade de brilho e contraste.
-

5. Discussão e Conclusões

O SPIRO não introduz nenhuma forma de processamento nova, ou revolucionária, para auxílio ao diagnóstico na área odontológica, mas sim reúne alguns dos processamentos mais eficientes para a radiografia odontológica em um programa eficiente e fácil de ser utilizado. Outros tipos de processamento podem ser tão, ou mais, eficientes que os executados pelo SPIRO na detecção de algum tipo de patologia específica.

Das sugestões feitas pelos avaliadores, a colocação da opção “Voltar”, e permitir diminuição do contraste e do brilho, são sugestões factíveis e que sem dúvida podem melhorar o sistema. Ressalte-se, entretanto, que um dos objetivos deste sistema é a simplicidade de operação, e toda modificação deve ser bem analisada para não tornar o sistema complexo e de difícil utilização. Não é este o presente caso e isto deverá ser feito em trabalhos futuros.

Um sistema desse tipo pode e deve ser continuamente melhorado, quer por implementação de outras técnicas de processamento de imagens, quer pela evolução do hardware, permitindo inclusão e desenvolvimento de facilidades operacionais ao usuário.

Pelo resultado dos testes conclui-se que o sistema desenvolvido atingiu seus objetivos principais, ou seja, ser um sistema de fácil utilização por dentistas e que pode auxiliar na melhoria da qualidade do diagnóstico por radiografias odontológicas a um baixo custo.

O tipo de avaliação feita foi subjetiva, com os avaliadores dando sua impressão pessoal quanto à possibilidade de melhoria do diagnóstico com o auxílio do sistema. Como sugestão para trabalhos futuros, uma avaliação objetiva poderia ser feita, verificando se a detecção de mais detalhes e maior acerto no diagnóstico realmente ocorre, e em que proporção. Também como sugestão, o sistema poderia fazer parte de um sistema de auxílio ao diagnóstico de patologias específicas, que além do SPIRO contasse com um banco de dados e imagens para facilitar o diagnóstico diferencial.

Bibliografia

BAUMRIND, S.; MILLER, D. M. - Computer-aided head film analysis: the University of California San Francisco method. *Am J Orthod*, v.78, n.1, p.41-65, july 1980.

BRÄGGER, U.; BÜRGIN, W.; MARCONI, M.; HÄSLER, R. U.; LANG, N. P. - Influence of contrast enhancement and pseudocolor transformation on the diagnosis with digital subtraction images (DSI). *J Periodont Res*, v.29, p.95-102, march 1994.

BRAUNSTEIN, E. M.; CAPEK, P.; BUCKWALTER, K.; BLAND, P.; MEYER, C. R. - Adaptive histogram equalization in digital radiography of destructive skeletal lesions. *Radiology*, v.166, p.883-885, march 1988.

DÖLER, W.; STEINHÖFEL, N.; JÄGER, A. - Digital image processing techniques for cephalometric analysis. *Comput Biol Med*, v.21, p.23-33, 1991.

EPPLEY, B. L.; SADOVE, A. M. - Computerized digital enhancement in craniofacial cephalometric radiography. *J Oral Maxillofac Surg*, v.49, p.1038-1043, 1991.

FOLEY, W. D.; WILSON, C. R.; KEYES, G. S.; DIBIANCA, F. A.; SCANLON, G. T.; SCHLEUTER, D.; LAWSON, T. L. - The effect of varying spatial resolution on the detectability of diffuse pulmonary nodules. *Radiology*, v.141, p.25-31, october 1981.

FORSYTH, D. B. ; SHAW, W. C.; RICHMOND, S. - Digital imaging of cephalometric radiography, part 1: advantages and limitations of digital imaging. *Angle Orthod*, v.66, p.37-42, 1996-a.

FORSYTH, D. B. ; SHAW, W. C.; RICHMOND, S. - Digital imaging of cephalometric radiography, part 2: image quality. *Angle Orthod*, v.66, p.43-50, 1996-b.

JACKSON, P. H.; DICKSON, G. C.; BIRNIE, D. J. - Digital image processing of cephalometric radiographs: a preliminary report. *Brit J Orthod*, v.12, p.122-132, 1985.

LUSE, M. - *Bitmapped graphics programming in C++*. Addison-Wesley Publishing Company, 1993, 705p.

MILES, D. A.; VAN DIS, M.; KAUGARS, G. E.; LOVAS, J. G. L. - *Oral & maxillofacial radiology: radiologic / pathologic correlations*. W. B. Saunders Company, 1991, 335p.

MURPHEY, M. D. - Digital skeletal radiography: spatial resolution requirements for detection of subperiosteal resorption. *Am J Roentgenology*, v.152, p.541-546, march 1989.

MURPHEY, M. D.; BRAMBLE, J. M.; COOK, L. T.; MARTIN, N. L.; DWYER III, S. J. - Nondisplaced fractures: spatial resolution requirements for detection with digital skeletal imaging. *Radiology*, v.174, p.865-870, march 1990.

NIBLACK, W. - *An introduction to digital image processing*. Prentice-Hall International, 1985, 215p.

REDDY, M. S.; BRUCH, J. M.; JEFFCOAT, M. K.; WILLIAMS, R. C. - Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.71, p.763-769, june 1991.

RUSS, J. C. - *The image processing handbook*. CRC Press, Inc., 1992, 445p.

SHROUT, M. K.; RUSSELL, C. M.; POTTER, B. J.; POWELL, B. J.; HILDEBOLT, C. F. - Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis?. *J Amer Dent Assoc*, v.127, p.469-473, april 1996.

van der STELT, P. F. - Computer-assisted interpretation in radiographic diagnosis. *Dent Clin North Amer*, v.37, p.683-696, october 1993.

VERSTEEG, K. H.; van der STELT, P. F. - Effect of logarithmic contrast enhancement on subtraction images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod*, v.80, p.479-486, october 1995.

WEGRYN, S. A.; PIRAINO, W. D.; RICHMOND, B. J.; SCHLUCHTER, M. D.; UETANI, M.; FREED, H. A.; MEZIANE, M. A.; BELHOBEEK, G. A. - Comparison of digital and conventional musculoskeletal radiography: an observer performance study. *Radiology*, v.175, p.225-228, april 1990.

WENZEL, A. - Effect of varying gray-scale resolution for detectability of bone lesions in intraoral radiographs digitized for teletransmission. *Scand J Dent Res*, v.95, p.483-492, 1987.

WENZEL, A. - Effect of image enhancement for detectability of bone lesions in digitized intraoral radiographs. *Scand J Dent Res*, v.96, p.149-160, 1988.

WENZEL, A.; HINTZE, H. - Perception of image quality in direct digital radiography after application of various image treatment filters for detectability of dental disease. *Dentomaxillofac Radiol*, v.22, p.131-134, august 1993.

Apêndice 1

Questionário de Avaliação do SPIRO - Sistema para Processamento de Imagem Radiográfica Odontológica

A - INSTALAÇÃO DO PROGRAMA

1- Você tem experiência anterior no uso de microcomputadores?

- Sim
 - Não

2- Você usa ou já usou programas no ambiente Windows (3.xx ou 95)?

- Sim
 - Não

3- Você já havia instalado algum programa no Windows?

- Sim
 - Não

4- Você leu o **Manual de Instalação e Operação** antes de instalar e utilizar o SPIRO?

- Sim
 - Não

5- Você encontrou dificuldades para a instalação do SPIRO?

- Sim
 - Não

6- Se você respondeu "Sim" à pergunta anterior responda quais:

.....
.....
.....
.....

7 - Por favor, sugira modificações para facilitar a instalação deste sistema.

.....

8- Dê uma nota de 0 a 10 para o **Manual de Instalação e Operação**.

B - UTILIZAÇÃO DO PROGRAMA

9- O programa é fácil de se usar?

- Sim
- Não

10- Se você respondeu “Não “ à pergunta anterior, por favor responda quais foram as maiores dificuldades encontradas:

.....

11- Você acha que o sistema pode de alguma forma melhorar a qualidade no diagnóstico em odontologia?

- Sim
- Não

12- Dê uma nota de 0 a 10 para cada um dos recursos de processamento de imagem disponíveis no programa. Dê 0 se você acha que o recurso não ajuda nada e 10 se acha que ajuda muito.

- Ampliação/Redução _____
- Negativo _____
- Contraste/Brilho _____
- Colorização _____
- Equalização _____

13- Dê uma nota de 0 a 10 para o programa quanto à sua melhoria da qualidade do diagnóstico:

14- Por favor, dê sugestões para melhorar o SPIRO:

.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....

Apêndice 2

Carta de orientação enviada aos profissionais que avaliaram o SPIRO.

Caro colega,

Você está recebendo, para fazer um teste de avaliação, o **SPIRO - Sistema para Processamento de Imagem Radiográfica Odontológica**.

Dentro da caixa você encontrará:

- Três disquetes com o sistema SPIRO.
- Um Manual de Instalação e Operação.
- Um Questionário de Avaliação do sistema.

Por favor siga estes passos para fazer a avaliação:

- 1 - Antes de utilizar o sistema leia com atenção o Manual de Instalação e Operação.
- 2 - Instale o sistema conforme explicado no Manual.
- 3 - Se você possuir um scanner conectado ao computador, pode capturar suas próprias imagens radiográficas. Caso você não possua o scanner, na instalação estão indo junto 3 imagens digitalizadas para você utilizar nos testes. Estas imagens estarão no diretório C:\SPIRO e se chamam RX100.PCX, RX165.PCX e RX400.PCX. Elas são da mesma radiografia digitalizadas em resoluções diferentes (100, 165 e 400 pixels por polegada).
- 4 - Utilize o sistema quantas vezes julgar necessário, durante um período de 15 dias.
- 5 - Após a utilização preencha o Questionário de Avaliação.

Sua resposta após a utilização do programa será necessária para avaliação do mesmo. Como o SPIRO faz parte dos requisitos para defesa de uma Tese de Mestrado, precisamos de sua avaliação para concluirmos a Tese. Por isso, pedimos que não ultrapasse o prazo de 15 dias para devolução do Questionário.

Pedimos que ao término da avaliação você devolva, além do Questionário de Avaliação, a caixa contendo os disquetes e o Manual de Instalação e Utilização.

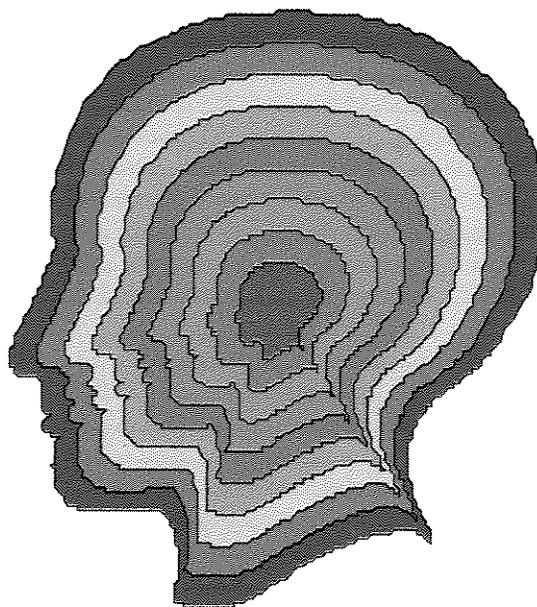
Este programa é propriedade da Unicamp e está sendo registrado para garantia de direitos autorais, portanto não faça cópia nem empreste os disquetes para outra pessoa.

Obrigado

Apêndice 3

Manual de Instalação e Utilização

UNICAMP - Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica e da Computação
Departamento de Engenharia Biomédica



SPIRO

Sistema para Processamento de
Imagem Radiográfica Odontológica
v 1.0

Desenvolvido por José Roberto Pereira Lauris

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa

Assessoria: Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo - FOP

INSTALAÇÃO

EQUIPAMENTO NECESSÁRIO

Para instalação e funcionamento adequado do sistema é necessário:

- Microcomputador compatível com padrão IBM-PC com processador 486 DX2 66 Mhz ou acima.
- Memória mínima de 8 Mbytes.
- Monitor e placa de vídeo com capacidade de resolução de 640 x 480 pixels e 256 cores, no mínimo.
- 10 Mbytes de espaço livre no disco rígido.
- Scanner (opcional), necessário para digitalizar as imagens radiográficas.

Obs.: Se a placa de vídeo permitir somente 256 cores quando forem colocadas 2 imagens na tela, uma em tons de cinza e outra colorida, a imagem ativa ficará correta, porém a outra ficará com as cores alteradas, pois cada imagem necessita 256 cores diferentes e o monitor não terá essa capacidade. Para não ocorrer esse problema deve-se utilizar uma placa de 512 ou mais cores.

O microcomputador deverá estar rodando um dos sistemas:

- MS Windows 3.1
- MS Windows 3.11
- MS Windows 95

COMO INSTALAR

O computador deve estar rodando o ambiente Windows.

No *Windows 3.1 e 3.11:*

- 1- Coloque o disquete do programa no drive A: ou B:.
- 2- Na janela *Gerenciador de Programas* clique com o mouse no ítem *Arquivo* e em seguida no ítem *Executar*.
- 3- Na janela *Executar* entre com o seguinte texto *a:\setup* ou *b:\setup* dependendo do drive onde estiver colocado o disquete e clique o botão **OK**.
- 4- Siga as orientações que aparecerão na tela até finalizar a instalação.

No *Windows 95:*

- 1- Coloque o disquete do programa no drive A: ou B:.
- 2- No ícone *Iniciar* clique com o mouse na opção *Executar*.
- 3- Na janela *Executar* entre com o seguinte texto *a:\setup* ou *b:\setup* dependendo do drive onde estiver colocado o disquete e clique o botão **OK**.
- 4- Siga as orientações que aparecerão na tela até finalizar a instalação.

Manual de Instalação e Utilização



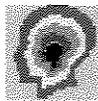
Obs: Se durante a instalação aparecer mensagem que algum dos programas necessários está em uso, tecle *Ignorar*.

A instalação criará uma janela de nome **SPIRO** onde estará o ícone para executar o programa.

UTILIZAÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

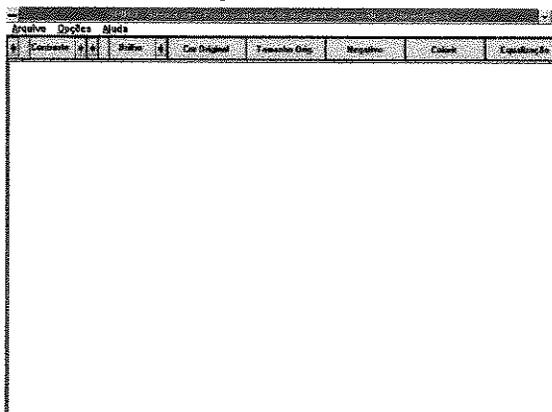
Este sistema tem por objetivo auxiliar o profissional da odontologia na melhoria da qualidade do diagnóstico, através de processamento de imagem radiográfica digitalizada. A radiografia pode ser digitalizada através do uso de um scanner. O sistema trabalha com imagens armazenadas em 8 bits por pixel e nos seguintes padrões: PCX, TIF, BMP, GIF E TGA. A imagem radiográfica digitalizada pode ser então tratada usando-se os efeitos de ampliação (zoom in) e redução (zoom out), imagem negativa (reversa), colorização, equalização de histograma e aumento de brilho e contraste. Com tais recursos, é possível o profissional detectar detalhes anatômicos que não seriam possíveis visualizar na radiografia original. O sistema permite ainda imprimir e gravar a imagem processada.



2 - COMO UTILIZAR

Para se executar o programa clique com o botão esquerdo do mouse duas vezes sobre o ícone.

Ao inicializar aparecerá a seguinte tela:



De maneira geral o sistema deve ser usado da seguinte forma:

2.1 - Se você tiver um *scanner conectado ao computador* e quiser capturar a imagem diretamente da radiografia:

2.1.1 - Certifique-se que o scanner está ligado e funcionando corretamente.

2.1.2 - Clique no menu *Arquivo* e escolha a opção *Selecionar Scanner*. Aparecerá uma janela para você colocar o nome do programa *.EXE* que ativa o scanner (exemplo: *HP4C.EXE*). Clique no botão *OK*. Após feita a escolha do equipamento você pode partir para a captura da imagem. Uma vez feita a seleção, esta ficará gravada e só haverá necessidade de alterá-la caso você mude de scanner.

2.1.3 - Clique no menu *Arquivo* e escolha a opção *Capturar Imagem*. O programa que controla o scanner será ativado. Ao terminar a operação grave a mesma e, ao finalizar o uso do scanner, você voltará ao sistema *SPIRO*.

2.2 - Se a *imagem* que se deseja processar *já estiver digitalizada* e gravada em algum disco.

2.2.1- Clique no menu de *Arquivo* e escolha a opção *Abrir*. Na janela que aparecerá selecione o nome do arquivo que contém a imagem digitalizada e clique o botão *OK*.

2.2.2- Com a imagem carregada na tela, utilize os botões de *Contraste*, *Brilho*, *Cor Original*, *Negativo*, *Colorir*, *Equalização* e *Tamanho Original*

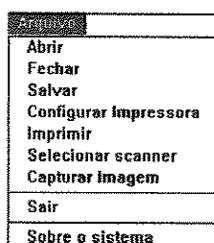
para dar o efeito desejado na imagem.

2.2.3- A *Ampliação* da imagem é feita clicando-se o botão esquerdo do mouse com o cursor sobre o ponto onde se deseja fazer a ampliação, se clicar outras vezes a imagem vai sendo cada vez mais ampliada. Para *Reduzir* a imagem, clique o botão da direita do mouse.

2.2.4- Use as outras opções do menu *Arquivo* para fazer outras operações tais como *Fechar*, *Abrir*, *Salvar*, *Imprimir a imagem*.

3 - DESCRIÇÃO DOS ÍTENS DO MENU

O menu principal tem a seguinte aparência:



3.1 Menu Arquivo:

Cada uma das opções desse menu tem as seguintes finalidades:

Abrir - Nessa opção você carrega uma imagem, previamente digitalizada e gravada, para a memória do computador, onde então poderá tratá-la com as ferramentas disponíveis no sistema. O sistema permite que se abra até duas imagens simultaneamente. Quando duas imagens são abertas, a imagem ativa ou seja, a imagem onde se darão os processamentos é a imagem que fica com a barra superior (onde fica o nome do arquivo) colorida (normalmente azul marinho), e a outra imagem não ativa fica com a barra superior cinza. Para tornar uma imagem ativa, basta clicar o botão da esquerda do mouse na barra superior da mesma.

Fechar - Use esta opção quando você quiser fechar (deixar de usar) uma imagem carregada previamente. Se houver duas imagens na tela, o sistema fechará a imagem ativa.

Salvar - Usado para salvar (gravar) em disco uma imagem que está na tela do computador. A imagem gravada será a imagem ativa. Ela será gravada do jeito que você a está vendo na tela do computador.

Configurar impressora - Usado para definir parâmetros de configuração da impressora onde se pretende imprimir uma imagem. Os parâmetros são: qual impressora, qual resolução e outros, dependendo do tipo de impressora.

Imprimir - Imprime a imagem que está no vídeo, do jeito que ela aparece, na impressora determinada na opção *Configurar impressora*. Será pedido um título e comentários que se deseja imprimir, em referência a imagem.

Selecionar scanner - Utilizado para informar ao sistema qual o programa que ativa o scanner conectado ao seu equipamento, conforme explicado no item 2.1.2.

Capturar imagem - Você pode acionar diretamente o scanner para digitalizar uma radiografia e gravá-la em disco. É necessário informar ao sistema o nome do programa (.EXE) que aciona o scanner.

Sair - Esta opção fecha todos arquivos e encerra o programa.

Sobre o sistema - Fornece informações sobre versão e autores do sistema.

3.2 Menu Opções:

Opções

Mostrar Paleta

Mostrar paleta - Mostra no canto superior esquerdo da imagem a paleta de cores (quais as cores) usado para construir a imagem. Clicando novamente nesta opção, a paleta desaparece.

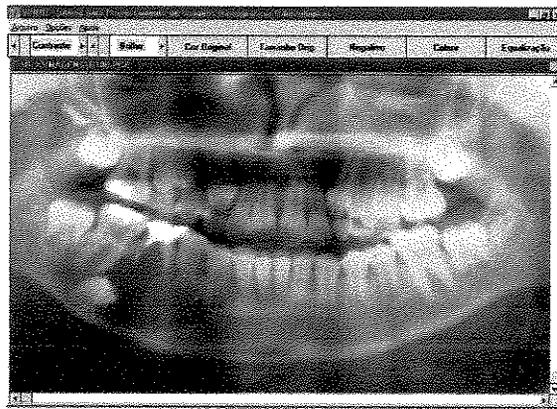
3.3 Menu Ajuda:

Ajuda

O menu **Ajuda** invoca o sistema de ajuda (Help) que o sistema mantém, on-line, durante a execução do programa para ajudá-lo quando surgirem dúvidas na utilização do programa. Esta opção pode ser usada a qualquer instante, sem interferir na execução do programa.

4 - FUNÇÕES DE PROCESSAMENTO DA IMAGEM

A figura abaixo mostra uma imagem na tela do programa sem nenhum efeito de processamento.

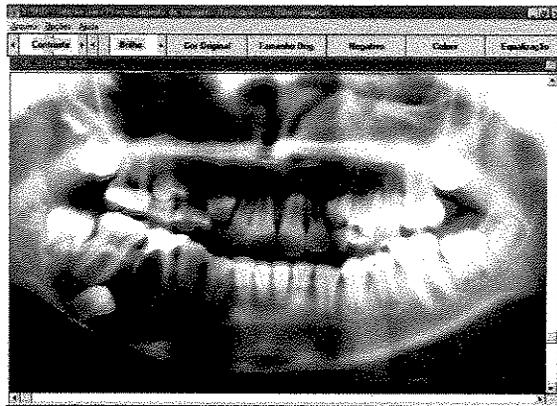


4.1 - Os botões que aparecem na tela tem as seguintes funções:



Contraste - Clique a seta para a direita ou esquerda para aumentar ou diminuir o contraste da imagem.

O aumento do contraste deixa os tons claros mais claros e os escuros, ainda mais escuros.

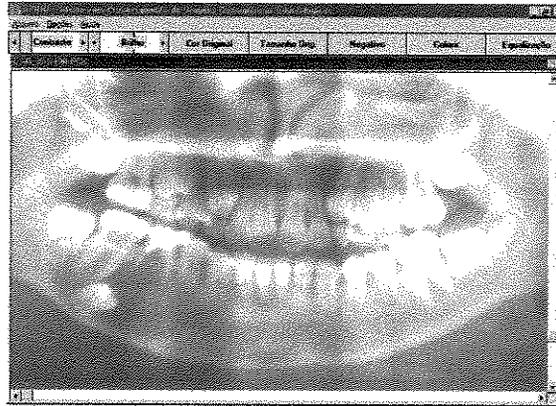


SPIRO - Sistema para Processamento de Imagem Radiográfica Odontológica - v1.0



Brilho - Clique a seta para a direita ou esquerda para aumentar ou diminuir o brilho da imagem.

O aumento do brilho torna todos os tons da imagem mais claros.



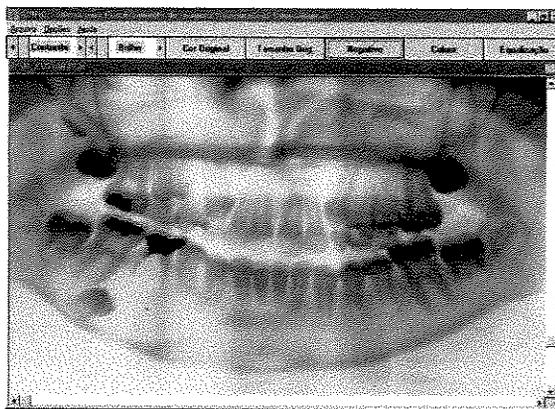
Cor original - Este botão reconstrói as cores originais da imagem.

Tamanho original - Restaura o tamanho original da imagem que pode ter sido alterado com as funções de *AMPLIAÇÃO* e *REDUÇÃO* da imagem, que são acionadas com o botão esquerdo e direito do mouse.

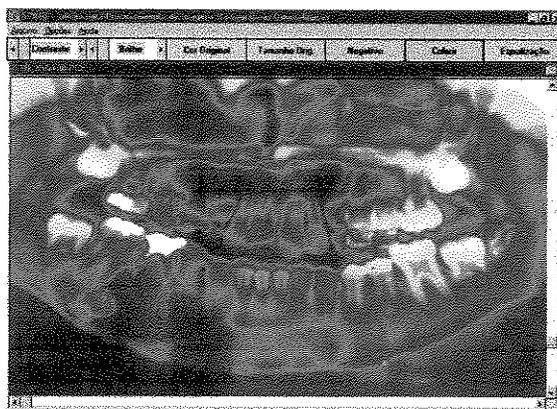


Manual de Instalação e Utilização

Negativo - Altera o padrão de cores invertendo a escala de tons de cinza, deixando claro o que está mais escuro no original, e mais escuro o que está mais claro (assim, o preto fica branco e o branco fica preto).

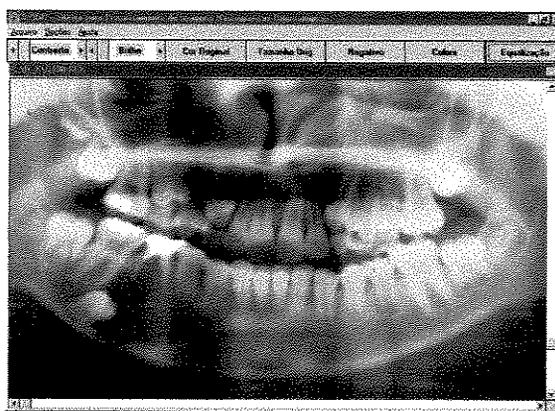


Colorir - Adiciona cores a uma imagem de tons de cinza, utilizando uma tabela de colorização. Esta tabela pode ser visualizada pela sua paleta de cores clicando em *Opções* e *Mostrar paleta*.



Equalização

Equalização - Equaliza a quantidade de pixels de cada tom de cinza da imagem, fazendo com que ocorra uma distribuição uniforme por todo o espectro de tons de cinza (0 a 255).

**4.2 - AMPLIAÇÃO e REDUÇÃO da imagem**

A ampliação da imagem é conseguida clicando o botão da esquerda do mouse sobre o ponto de interesse de ampliação. Clicando-se mais vezes, a imagem vai sendo cada vez mais ampliada.

A redução do tamanho da imagem é conseguida clicando o botão da direita do mouse sobre o ponto de interesse de redução. Clicando-se mais vezes, a imagem vai sendo cada vez mais reduzida.