

Universidade Federal de Pernambuco
Centro de Tecnologia e Geociências
Departamento de Energia Nuclear

Programa de Pós-Graduação em
Tecnologias Energéticas e Nucleares

RADIMAG: UM SOFTWARE PARA TRATAMENTO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITAIS

FABIO RUEDA CALIER

Recife – Pernambuco – Brasil
Dezembro – 2006

**RADIMAG: UM SOFTWARE PARA TRATAMENTO DE
IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITAIS**

FABIO RUEDA CALIER

RADIMAG: UM SOFTWARE PARA TRATAMENTO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITAIS

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação.

ORIENTADOR: DR. CLOVIS ABRAHÃO HAZIN

CO-ORIENTADOR: DR. ARMANDO HIDEKI SHINOHARA

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

DEZEMBRO - 2006

R918r

Rueda Calier, Fabio

RADIMAG : um software para tratamento de imagens radiográficas digitais / Fabio Rueda Calier. – Recife: O Autor, 2006.

xiv, 86 f., il., tabs.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Depto. de Energia Nuclear. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares - PROTEN, 2006.

Inclui referências bibliográficas e apêndices.

1. Energia Nuclear. 2. Tratamento de Imagens. 3. Radiografia Digital. 4. Imagens Radiológicas. Radiografia Industrial. I. Título.

612.01448 CDD (22.ed.)

BCTG/2007-15

RADIMAG: UM SOFTWARE PARA TRATAMENTO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITAIS

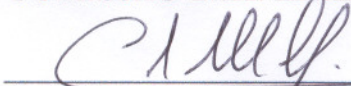
Fábio Rueda Calier

APROVADA EM: 19.12.2006

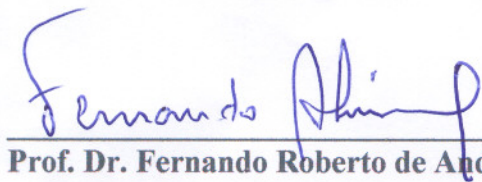
ORIENTADOR: Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Armando Hideki Shinohara

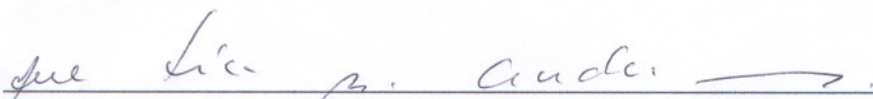
COMISSÃO EXAMINADORA:



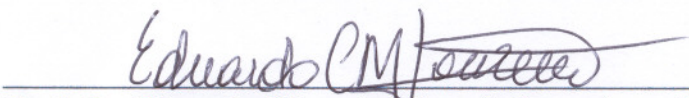
Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN/CNEN-PE



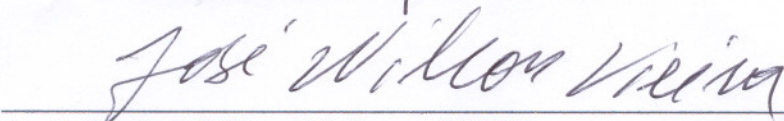
Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima – CRCN/CNEN-PE



Profa. Dra. Ana Lúcia Bezerra Candeias - Depto. de Cartografia/UFPE



Prof. Dr. Eduardo César de Miranda Loureiro - UPE



Prof. Dr. José Wilson Vieira - CEFET

Visto e permitida a impressão


Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

Este trabalho é dedicado a Deus todo poderoso, nosso amado mestre Jesus Cristo, e a seus divinos colaboradores. À minha esposa Alcione, à toda minha família e àqueles que me apóiam e me amam.

Agradecimentos

- À professora Helen, que sempre esteve atenta ao desenvolvimento deste trabalho e compartilhou boas idéias comigo, para o melhor desempenho do mesmo.
- À professora Ana Lúcia que, quando procurei por sua ajuda, sempre me proporcionou.
- A Leila, minha querida cunhada, pela grande colaboração na correção do português escrito neste trabalho.
- Ao professor Armado Shinohara, que tem apoiado 100% meu trabalho, e tem sido um amigo e colega em várias ocasiões, como também me tem oferecido muitas oportunidades de crescimento profissional.
- Ao professor Clovis Hazin, que tem sido mais que um orientador, um amigo.
- A Eutrópio, meu querido amigo, que sempre teve uma palavra alegre e engraçados e-mails para compartilhar comigo.
- A Adriano, com quem muitas vezes tirei dúvidas de programação, além de ser um bom amigo e colega de doutorado.
- A José Araújo, com quem compartilhei boas conversas profissionais e políticas.
- A Vera, minha querida irmã fraterna, a quem sempre recorro nos momentos de tristeza e abatimento espiritual.
- À Fraternidade Espírita Morada do Sol, por ter me acolhido e por oferecer-me oportunidades espirituais magníficas.
- Ao Departamento de Energia Nuclear e a todos os seus servidores, por sua colaboração nos diferentes aspectos da nossa vida profissional.
- À CAPES, por me ter oferecido a bolsa de estudos, com a qual foi possível o desenvolvimento deste trabalho.

Sumário

Lista de Figuras	viii
Lista de Tabelas	xi
Lista de filtros	xii
Resumo	xiii
Summary	xiv
1 Introdução	1
2 Revisão Bibliográfica	3
2.1 Sistemas para aquisição de imagens	3
2.1.1 Câmaras Fotográficas Digitais	4
2.1.2 Scanners para Digitalização	5
2.1.3 Sistemas de Radioscopia	6
2.1.4 Tomógrafos	7
2.1.4.1 Tomografia por Emissão de Fóton Único (SPECT)	7
2.1.4.2 Tomografias por Emissão de Pósitrons (PET)	9
2.1.4.3 Tomografia Computadorizada (CT)	10
2.1.5 Flat Panel	13
2.1.6 Filmes de Armazenamento (Imaging Plate)	15
2.1.7 Paralelo entre os sistemas de aquisição de imagens radiográficas	17
2.2 Processamento digital de imagens	19
2.2.1 Imagem Digital	20
2.2.2 Resolução Espacial	21
2.2.3 Resolução Digital	22
2.2.4 Filtros Matemáticos	23
2.2.4.1 Filtragem por transformação de imagens	24
2.2.4.2 Filtros para Realce de Imagens	28
2.2.4.3 Filtros para segmentação	40
2.2.4.4 Filtros para restauração de imagens	41
2.2.4.5 Compressão de imagens	42

3 Metodologia	45
3.1 Análise de softwares para processamento de imagens	45
3.2 Protótipos do programa	46
3.3 Testes do RadImag	47
4 Resultados e Discussão	49
4.1 Programa RadImag	50
4.1.1 Requerimentos do sistema para RadImag	51
4.1.2 Instalação do RadImag	52
4.1.3 Como trabalhar com RadImag	52
4.1.3.1 Passo 1 - Abrindo o programa	52
4.1.3.2 Passo 2 - Preparando o ambiente gráfico	53
4.1.3.3 Passo 3 - Carregando uma imagem	55
4.1.3.4 Passo 4 - Possibilidades que oferece o programa	56
4.1.3.5 Passo 5 - Filtros e seus parâmetros de controle	57
4.1.3.6 Passo 6 - Salvando a imagem processada	61
4.2 Imagens Radiográficas	62
4.2.1 Imagens Odontológicas	62
4.2.1.1 Radiografia com IOX	62
4.2.1.2 Filme fotografado	64
4.2.2 Radiografias industriais	65
4.2.2.1 Isolador elétrico	65
4.2.2.2 Isolador de porcelana	67
4.2.2.3 Condutores de chumbo para bateria	68
5 Conclusões e Perspectivas	71
Referências bibliográficas	73
Apêndice 1: Filmes convencionais	78
Apêndice 2: Atenuação da radiação	86
Apêndice 3: Penumbra	89

Lista de Figuras

Figura 1.	Esquema para digitalização de imagens	5
Figura 2.	Esquema de um aparelho de radioscopia	7
Figura 3.	(a) Esquema e (b) foto do tomógrafo SPECT	9
Figura 4.	(a) Esquema e (b) foto do tomógrafo PET	10
Figura 5.	Esquemas dos tomógrafos de: a) primeira geração, b) segunda geração c) terceira geração, d) quarta geração	12
Figura 6.	Foto do flat panel (Modelo da Canon)	13
Figura 7.	Esquema do sistema flat panel em tomografia industrial	13
Figura 8.	Esquema estrutural do flat panel	15
Figura 9.	Estrutura do imaging plate	16
Figura 10.	Leitura do filme imaging plate: a) fotografia; b) esquema	17
Figura 11.	Gráfico de eficiência quântica	19
Figura 12.	Equivalência numérica dos tons de cinza numa imagem digital	20
Figura 13.	Resolução espacial em imagem	22
Figura 14.	Resolução digital e tamanho de imagem. a) resolução 24 bits e tamanho 1490 kB, b) resolução 8 bits e tamanho 510 kB e c) resolução 4 bits e tamanho 255 kB	23
Figura 15.	Rotação de 40° do eixo Z.....	25
Figura 16.	Translação dentro da imagem	25
Figura 17.	Redução de imagem	26
Figura 18.	Transformação de espelho	26
Figura 19.	Transformada de Fourier: a) imagem original, b) espectro de potência, c) imagem filtrada com passa baixa	27
Figura 20.	Filtro negativo: a) imagem original e b) negativo da imagem	28
Figura 21.	Filtro de contraste linear: a) imagem original com seu histograma, b) imagem filtrada com seu histograma	39

Figura 22.	Filtro de aclarar com a função raiz quadrada: a) imagem original e seu histograma, b) imagem levemente clareada como reflete o histograma ...	30
Figura 23.	Filtro compressão de latitude: a) imagem original, b) imagem com todos seus valores dentro do domínio	31
Figura 24.	Filtro tira brilho: a) imagem original com seu histograma, b) imagem escurecida como se pode ver no histograma	32
Figura 25.	Filtro bit-planos: que decompõe a imagem em camadas de bits	33
Figura 26.	Correção esférica de imagens radiográficas: a) imagem original, b) imagem corrigida e filtrada	34
Figura 27.	Filtro equalização por histograma: a) imagem original com seu histograma, b) imagem filtrada com o histograma equalizado	35
Figura 28.	Filtro Realce ponto a ponto: a) imagem original, b) imagem realçada	36
Figura 29.	Filtros para colorir: a) radiografia em tons de cinza, b) imagem colorida com filtro senusoidal, c) imagem colorida com filtro linear	38
Figura 30.	Filtro dinâmico: a) imagem original, b) imagem filtrada com função distância Euclidiana, c) imagem filtrada com função distância Exponencial Inversa	39
Figura 31.	Filtro gradiente: a) imagem original, b) imagem segmentada com gradiente	41
Figura 32.	Filtro inverso de restauração: a) imagem sem filtragem, b) imagem restaurada com filtro inverso	42
Figura 33.	Compressão de imagens: a) imagem sem compressão, b) imagem comprimida num formato sem perdas, c) imagem com perdas de compressão	44
Figura 34.	Janela inicial do RadImag e caixa de diálogo com informação sobre o programa	54
Figura 35.	Janela com uma janela filha aberta e a barra de menu mudada.	55
Figura 36.	Carregando uma imagem no RadImag	56
Figura 37.	Número de imagens que permite abrir simultaneamente o programa	57
Figura 38.	Caixa de diálogo que contém os parâmetros para controlar o filtro	58
Figura 39.	Caixa de diálogo simples	59

Figura 40.	Comandos para controlar filtros contidos em operações	59
Figura 41.	Controle deslizante	59
Figura 42.	Caixa de listagem	59
Figura 43.	Controles dos filtros UGLCC	60
Figura 44.	Controles do filtro contraste linear AB	60
Figura 45.	Caixa de diálogo para o filtro histograma dinâmico	61
Figura 46.	Caixa de diálogo para o filtro realce ponto a ponto	61
Figura 47.	Janela do RadImag que permite salvar a imagem processada	62
Figura 48.	Radiografia obtida usando Flat Panel: a) imagem original; b) imagem filtrada	63
Figura 49.	Filme convencional fotografado: a) Imagem original; b) Imagem filtrada	65
Figura 50.	Isolador elétrico na parte que sustenta o cabo; a) imagem original; b) detalhe da imagem original; c) detalhe da imagem filtrada; d) imagem filtrada	66
Figura 51.	Isolador elétrico de porcelana: a) imagem original; b) imagem filtrada ..	68
Figura 52.	Condutores elétricos de chumbo: a) imagem original; b) imagem filtrada	70
Figura 53.	Filme convencional a)Imagem ampliada do filme, b) corte transversal do filme	78
Figura 54.	Telas intensificadoras: a) de fósforo, b) de chumbo	80
Figura 55.	Esquema de atenuação da radiação	82
Figura 56.	Formação da Penumbra na Imagem	86

Lista de Tabelas

Tabela 1. Paralelo entre sistemas de aquisição radiográfica	18
---	----

Lista de Filtros

CL(x,y)	Filtro contraste linear
CLAB(x,y)	Filtro contraste linear AB
GL(x,y)	Filtro gradiente retangular
PB(x,y)	Filtro passa baixa
SB(x,y)	Filtro subtração
HT(x,y)	Filtro equalização histograma
DDE(x,y)	Filtro dinâmico (Dist. Euclides)
CE(x,y)	Filtro correção esférica
NG(x,y)	Filtro negativo
BP(x,y)	Filtro bit-plano

RADIMAG: UM SOFTWARE PARA TRATAMENTO DE IMAGENS RADIOLOGRÁFICAS DIGITAIS

Autor: Fabio Rueda Calier

Orientador: Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin

Co-orientador: Prof. Dr. Armando Hideki Shinohara

RESUMO

Na atualidade, a maioria dos processos de produção são acompanhados em todas suas etapas, para garantir a boa qualidade dos produtos ou serviços. Grande parte deste seguimento é feito por meio de sistemas de aquisição de imagens digitais (câmaras web, vídeo e fotografia, filmadoras, scanners e câmaras CCD). No entanto, as imagens geradas precisam de programas especializados para manipular a informação armazenada, o que por sua vez, acarreta uma grande demanda por soluções computacionais.

Atualmente, existe um grande número de programas comerciais para processamento de imagens, com uma ampla gama de aplicações. Apesar, disto, ainda existem alguns entraves à utilização plena destes programas, destacando-se dentre eles, o alto custo econômico das licencias, foi com o objetivo de se contornar este e outros problemas que se partiu para o desenvolvimento do programa RadImag.

Esta nova ferramenta computacional incorpora as melhores características de alguns softwares comerciais, tais como: consistência, estética, simplicidade e uma forte base matemática.

O programa foi criado sobre plataforma Windows, a fim facilitar a interação do software com o usuário. O programa permite a exibição de até quatro imagens diferentes, em igual número de janelas, com mútua interação, facilitando operações matemáticas entre as imagens.

O RadImag dispõe de 34 filtros, distribuídos em cinco menus: transformação, operações, cor, estatísticos e dinâmicos. Cada um destes menus é controlado por meio de caixas de diálogo, nas quais estão colocados os parâmetros que otimizam o funcionamento dos filtros.

Palavra chave: *RadImag, Filtros, Processamento, Imagens, Digitais, Radiografias, programa.*

RADIMAG: SOFTWARE FOR PROCESSING DIGITAL RADIOGRAPHICS IMAGE

Author: Fabio Rueda Calier

Adviser: Clovis Abrahão Hazin, PhD.

Co-adviser: Prof. Dr. Armando Hideki Shinohara

SUMMARY

Today, many production processes are monitored in different processing stages, to guarantee the high quality of the final product or service. A large number of processes are controlled through digital images acquisition systems (webcam, video and photographic cameras, scanners and CCD cameras). In many cases, images generated through those systems need specialized programs to manipulate the acquired information, in order to optimize the quality control of the product or service. This fact has boosted the demand for computational programs that offer the capability of image processing.

Currently, a great number of commercial programs for image processing are available in many areas. There are, however, some obstacles to the generalized use of these problems, such as, the high cost of getting a license for use. This was one of the reasons for developing the RadImag program.

The RadImag program incorporates the best characteristics of some commercial software, such as: consistence, aesthetics, simplicity and a strong mathematical base.

The program was created with a Windows structure to facilitate the user interaction with the software. The program permits the opening of four different images in equal number of windows, with mutual interaction capability, facilitating the mathematical operations between images.

RadImag has 34 filters distributed in five menus: transformation, operations, color, statistic and dynamic. Each menu is controlled through dialog boxes, which contain parameters to optimize the application of individual filters.

Keyword: RadImag, Radiographic, digital, image, Filter, Processing, software.

Capítulo 1

Introdução

As primeiras aplicações do processamento de imagens foram feitas quando se começou a enviar um jornal de Londres para Nova York, via cabo submarino. As imagens contidas no jornal, no entanto, ao serem digitalizadas, sofriam distorção pela presença de ruído. Com a entrada em operação do Bartlane (cabo submarino) em 1920, foi reduzido consideravelmente o tempo necessário para enviar uma imagem através do Atlântico. Este cabo usava um código especial para transportar as imagens, o que permitia reconstruí-las integralmente no outro lado do oceano. Estes sistemas continuaram funcionando com melhorias pouco significativas durante os 35 anos seguintes.

Em 1964, o laboratório de propulsão a jato (em Pasadena, Califórnia, Estados Unidos) começou a processar imagens da Lua, transmitidas pela sonda espacial Ranger 7. Estas imagens sofreram distorções inerentes à câmara de televisão que se encontrava a bordo. Estas técnicas passaram a ser usadas permanentemente nas imagens enviadas por naves espaciais [GONZALEZ; WOODS, 1993].

As técnicas de processamento de imagens empregadas pelo laboratório não permaneceram sob uso exclusivo da NASA (National Aeronautics and Space Administration), passando a ser usadas também em medicina, indústria e fotografia; estas técnicas continuam sendo usadas atualmente, tornando-se uma disciplina de estudo.

O aparecimento no mercado dos sistemas digitais para aquisição de imagens, tais como câmaras, scanners, filmadoras e sistemas de radiografia digital como: flat panel, imaging plate, e tomógrafos, tem facilitado grandemente o registro de imagens e a interação do homem com a máquina.

O desenvolvimento de software, que permite criar aplicações de alto nível com avançadas interfaces gráficas, vem colaborando no crescimento e aplicabilidade destes sistemas em variados setores econômicos, culturais e intelectuais.

Áreas como a medicina, odontologia e indústria, são os setores com maior e mais amplo uso destes sistemas radiológicos de aquisição de imagens. Grande parte deste interesse tem-se originado na facilidade que representa o transporte, armazenamento e manipulação da informação armazenada. Para realizar com eficiência estes processos, são necessários programas de computador que permitam manipular a informação ali contida com algum grau de liberdade, os quais comumente são chamados sistemas de processamento digital de imagens.

Estes softwares têm trazido grandes benefícios para a indústria, tais como: produtos de melhor qualidade, mais eficientes no consumo de energia e matéria prima, maior segurança e eficiência nas cadeias de produção.

Na medicina, imagens de melhor qualidade têm proporcionado mais confiança nos laudos emitidos pelos médicos, além de permitir aumentar o número de pessoas atendidas em hospitais e clínicas. Nos últimos anos, programas computacionais estão sendo usados tanto para treinamento de médicos como para o planejamento de intervenções cirúrgicas de alto risco. O processamento de imagens também está sendo empregado com grande sucesso na odontologia e, a cada dia, está ganhando maior destaque no diagnóstico e tratamento de lesões dentárias.

Não obstante os avanços nesta área, ainda há muito para ser feito; novas técnicas estão sendo desenvolvidas em laboratórios especializados no mundo, visando usar a tomografia computadorizada portátil, desenvolvimento de programas que permitam visualizar em três dimensões (3D) fatias e porções de objetos ou órgãos, animações computacionais com os componentes das imagens a fim de recriar situações hipotéticas, reconstrução de imagens e isolamento de defeitos físicos, possibilitando qualquer medição volumétrica. [CARTZ; 2006].

Assim, este trabalho objetiva fornecer um aporte a esta cascata de novas possibilidades tecnológicas oferecidas para o futuro próximo, com o desenvolvimento de um programa computacional capaz de realizar o processamento de imagens digitais, minimizando os defeitos introduzidos durante a aquisição das mesmas, independentemente

Introdução

de terem sido gerados por falha humana ou mecânica, iluminação inadequada ou ruído eletrônico.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

Neste capítulo vai-se mostrar a estrutura física dos sistemas de aquisição de imagens mais usados e explicar seu funcionamento; também serão matematicamente apresentados os filtros utilizados para o processamento, assim como seus efeitos sobre as imagens.

2.1 Sistemas para aquisição de imagens

Desde a aparição das primeiras imagens digitais nas últimas décadas do século XX até hoje, um grande número de soluções digitais tem chegado ao mercado de produtos eletrônicos para aquisição de imagens, tais como: câmeras web, câmeras fotográficas e filmadoras com variadas resoluções; scanners de resolução ajustável, para a digitalização de fotos ou documentos. O custo desses equipamentos tem sofrido forte queda no decorrer do tempo, facilitando o acesso do público em geral a produtos de última geração.

No que se refere à indústria, o desenvolvimento de sistemas de aquisição de imagens, como, Imaging Plate, câmeras CCD (Charge Coupled Device), Flat Panel, tem inovado e melhorado o seu desempenho, principalmente no que se refere aos avanços obtidos no controle qualidade de produtos e processos. A área médica, por outro lado, é a que mais se tem beneficiado com as inovações ocorridas nas últimas duas décadas, em equipamentos de geração de imagem, tais como: tomógrafos SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) PET (Positron Emission Tomography), CT (Computed Tomography), e de ressonância magnética MRI (Magnetic Resonance Image), câmera

CCD e CMO (Complementar Metal Oxide Semiconductor), sistemas Flat Panel e outros ainda em fase de desenvolvimento.

2.1.1 Câmeras Fotográficas Digitais

A moderna tecnologia de aquisição digital de imagens oferece soluções para problemas que atormentam os fotógrafos desde a invenção das primeiras câmeras. Mas as fotografias digitais também introduziram novos tipos de problemas como: tamanho, resolução, tempo de obturação ou captura (que pode resultar em imagens super-expostas ou desfocadas, pelo movimento da câmera), os quais têm grande influência na qualidade da imagem.

As câmeras modernas possuem um conjunto de lentes que focalizam a luz refletida pelo objeto numa pequena região dentro da câmera, onde se encontra o sensor CCD. Do número de detectores (ou pixels) arranjados na pequena área, depende a resolução da câmera. O número de pixels oscila entre 640x480 pixels (0,3 megapixels, boa apenas para envio via correio eletrônico) e 2.560x1.920 pixels (5 megapixels) considerado atualmente o tamanho padrão. Algumas câmeras têm sensores embutidos, que registram a posição da câmera. Além do número de pixels, outros parâmetros, como, a aberração das lentes, sensibilidade do CCD à luz e o software interno da câmera, também respondem pela qualidade da imagem [SCHEFCZYK, CASAD; 2005].

Levando-se em conta estes fatores é possível digitalizar fotos antigas, filmes radiográficos (Apêndice 1), filmes de fotos em negativos e documentos, com suficiente qualidade. Para realizar este processo com sucesso é recomendável:

- a) colocar a câmera num ponto fixo, tal como: uma base, tripé ou suporte, de forma a evitar movimentos bruscos;
- b) usar um dispositivo de disparo automático, para eliminar qualquer movimento não programado;
- c) escolher a resolução máxima, a fim de não perder detalhes;
- d) focalizar a imagem a ser digitalizada com o zoom para distâncias curtas;

As mesmas recomendações do posicionamento da câmera são válidas para fotos, filmes ou documentos, os quais devem permanecer estáticos. A Figura 1 mostra um

esquema sugerindo uma forma de fazer a digitalização, seguindo as recomendações anteriormente enumeradas.

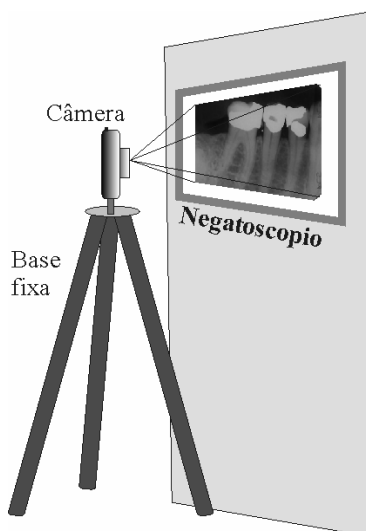


Figura 1. Esquema para digitalização de imagens.

2.1.2 Scanners para Digitalização

O scanner é um aparelho de funcionamento muito similar a uma câmera: os dois sistemas captam a luz refletida pelos objetos ou documentos digitalizados. A diferença está no fato de que a câmera digital possui um sensor bi-dimensional, enquanto o scanner contém um sensor linear.

O processo de digitalização no scanner é feito projetando-se uma luz branca sobre o documento ou imagem, a qual é originada numa lâmpada acoplada ao sensor; parte desta luz é refletida pelo documento e capturada pelo arranjo linear de detectores. A imagem capturada inicialmente é analógica sendo, em seguida, digitalizada, mediante um conversor analógico-digital e um programa chamado “meio-tom”. Estes programas, trabalhando em conjunto, convertem os valores analógicos em digitais, os quais são armazenados [D’AMATO; 2000].

A resolução no scanner é controlada com movimentos laterais e transversais (x, y) do sensor, já que os detectores estão fixos no arranjo. O comprimento de cada passo corresponde a uma fração do espaçamento existente entre os detectores. Quanto maior for a

resolução escolhida para a digitalização, menor será o espaço avançado pelo sensor em cada movimento, resultando em um maior tempo para captura da imagem.

No scanner, a resolução é o único parâmetro que pode ser ajustado para controlar a qualidade da digitalização. Por isto, sempre se recomenda utilizar a resolução máxima do aparelho para digitalizar a imagem, e só depois, num programa para tratamento de imagens, fazer uma amostragem e reduzi-la, sem deteriorar a qualidade da mesma.

2.1.3 Sistemas de Radioscopia

A radioscopia foi uma das primeiras técnicas de aquisição de imagens em tempo real conhecida, usada até duas décadas atrás só na medicina. Esta técnica tem, aos poucos, conquistado espaço na área industrial. Frequentemente, a radioscopia é usada na indústria automobilística, onde são feitos ensaios não destrutivos nas diferentes peças que formam o veículo. Estas inspeções têm aumentado a qualidade e a eficiência dos processos de produção [MERY; 2006].

A radioscopia, pela sua estrutura, não permite obter imagens de alta resolução, deixando assim de ser usada em alguns tipos de cirurgias. Um exemplo são as intervenções para retirar agulhas de dentro do corpo humano. Outro motivo que tem limitado seu uso em medicina é o alto nível de radiação a que são expostos pacientes e profissionais durante os exames ou cirurgias [KEYSERS, et al; 2006].

Um sistema radioscópico é composto basicamente por uma fonte de radiação (comumente raios-x), a qual projeta seus raios em direção a uma tela fluorescente (geralmente tungstenato de cálcio). Quando a radiação emerge do objeto e atinge a tela, o material que constitui o sensor emite luz visível, que é conduzida por espelhos para um tubo fotomultiplicador, que está acoplado a um aparelho de monitor, permitindo visualizar a imagem [CHALOVICH; 2000]. A Figura 2 mostra, de forma esquemática, um equipamento de radioscopia, onde o tubo fotomultiplicador foi substituído por uma câmera CCD.

Os sistemas de radioscopia têm sido consideravelmente modificados, em função da moderna tecnologia disponível na área de imagem. Nesses sistemas, as câmeras CCD têm feito sucesso, desempenhando a função do tubo fotomultiplicador devido, fundamentalmente, à sua alta sensibilidade ótica, em comparação com os sistemas

tradicionais de detecção de luz. Mais recentemente, tem-se substituído a tela fluorescente e a câmera CCD por um Flat Panel (sistema que será explicado mais adiante) [MORENO, FROMME, BANHART; 2004]. Em paralelo a estas modificações, outros benefícios foram introduzidos, como: a possibilidade de trocar o aparelho de televisão por um computador, realizar tomografias e gravar imagens em vídeo, entre outros. Estas modificações resultaram, conseqüentemente, na facilidade para processar digitalmente esta informação [ANDREUCCI; 2005].

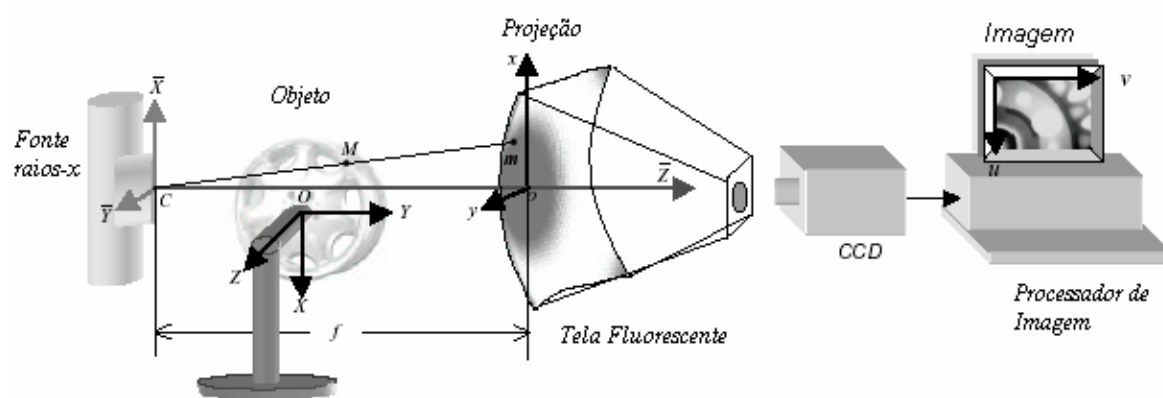


Figura 2. Esquema de um aparelho de radioscopia.

2.1.4 Tomógrafos

Em paralelo à radioscopia surgiram os tomógrafos, já com tendência digital, os quais tinham um computador acoplado, que permitia adquirir imagens em tempo real e guardá-las para posterior reconstrução. Atualmente, existem quatro tipos de tomógrafos: SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), PET (Positron Emission Tomography), CT (Computed Tomography) e nos últimos cinco os sistemas Flat Panel, cujo funcionamento será explicado mais adiante [MORENO, FROMME, BANHART; 2004]; [MINN; 2005].

2.1.4.1 Tomografia por emissão de fóton único (SPECT)

Esta técnica é usada principalmente em medicina, onde o exame começa injetando-se no paciente uma substância que pode ser sintetizada pelo corpo humano. Esta substância é chamada geralmente de radiofármaco ou traçador radioativo, uma vez que a mesma

possui, em sua estrutura molecular, um radionuclídeo emissor de radiação gama. Os fótons emitidos pelo radionuclídeo têm energia em torno de 140 keV e sua meia-vida oscila entre algumas horas até dias [OLIVEIRA; 2005].

Com as políticas de globalização adotadas pela maioria dos países do mundo, as empresas são obrigadas a inovar constantemente suas tecnologias, a fim de permanecer competitivas no mercado. Por este motivo, esta técnica tomográfica vem sendo usada para detectar falhas em tubulações petrolíferas, esgotos, aquedutos, gasodutos, em refinarias e em outras áreas que ainda estão em pesquisa [EWERT; 2002].

Um tomógrafo SPECT é composto fundamentalmente por uma câmera cintiladora, desenvolvida por Hal Anger, que consiste basicamente de um bloco de chumbo, com aproximadamente 25 mm de espessura, onde foram feitos furos hexagonais, separados por uma distância média de 3 mm, que agem como colimadores da radiação. Esta estrutura foi projetada para deixar passar fótons que viajem paralelamente em direção ao sistema detector, formado por um arranjo bi-dimensional de cristais de iodeto de sódio dopados com tálio [NaI(Tl)]. Os cristais, ao serem atingidos pela radiação, liberam aproximadamente 5.000 fótons na faixa do espectro visível para cada fóton gama incidente. A luz emitida pelos cristais é levada por guias de onda até fotodetectores, que a convertem num sinal analógico, o qual passa por um conversor analógico-digital, sendo armazenado no computador como um número. Na Figura 3 são mostrados o esquema do tomógrafo SPECT e a foto de um deles.

A câmera de Anger calcula a concentração de radionuclídeos em função da radiação transmitida. A imagem resultante é tri-dimensional, uma vez que o cabeçote do equipamento, que contém o sistema de detecção, efetua um giro de 360° em torno do paciente, coletando informações sobre a posição e a concentração de radionuclídeos no órgão ou tecido de interesse. Cada dado obtido é representado como uma imagem de resolução muito baixa, aproximadamente um ponto a cada sete milímetros, devido ao fato de a fonte se encontrar dentro do paciente. Por esta razão os procedimentos para reconstrução da imagem, a partir dos dados coletados, se tornam muito mais complexos [OLIVEIRA; 2005] [GREEN et al; 2001].

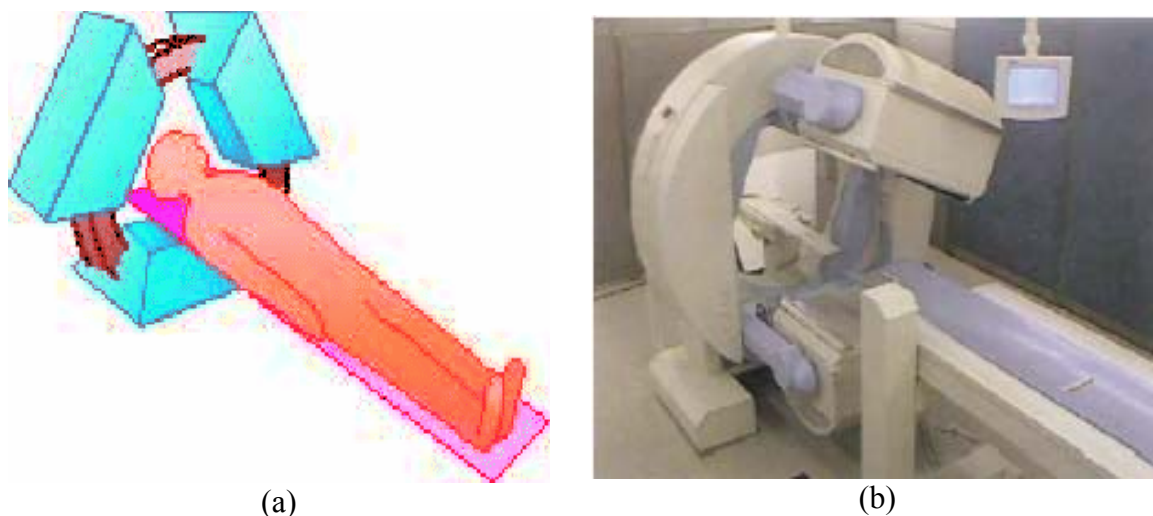


Figura 3. (a) Esquema e (b) foto do tomógrafo SPECT.

2.1.4.2 Tomografias por emissão de Pósitrons (PET)

Desde a década de 1960, quando se iniciaram as pesquisas para desenvolver o tomógrafo, a câmera Anger foi usada como detector pelo PET e o SPECT. Apenas em 1973 foi construído um tomógrafo com seu detector circular. Este fato marcou o nascimento do tomógrafo PET, mas inicialmente seu uso foi restrito à área de pesquisa. Em 1981, foram produzidos os primeiros tomógrafos PET para medicina, sob o nome de Scanditronis, que foram usados estritamente para exames do cérebro [NUTT; 2002]. Nas últimas duas décadas o PET vem sofrendo modificações importantes, que permitiram popularizar seu uso e ampliar o seu leque de aplicações, de modo a incluir os campos de oncologia, neurologia, cardiologia e muitas outras áreas na medicina [GREEN et al; 2001].

A realização de uma tomografia com o PET requer a aplicação de um traçador no paciente. Esta substância carrega em sua estrutura molecular um isótopo radioativo, que emite pósitrons. Estes radioisótopos são produzidos em um acelerador de partículas e têm meia-vida na ordem de minutos ou horas. Para produzir radiofármacos, são comumente utilizados os radionuclídeos ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O e ^{18}F . Quando o fármaco é sintetizado pelo organismo, suas moléculas entram na corrente sanguínea, sendo captadas pelos órgãos ou tecidos que utilizam estas substâncias no seu metabolismo. Os pósitrons emitidos a partir destes pontos de captação sofrem um processo de aniquilação, após colidirem com elétrons livres no corpo do paciente (normalmente numa distância inferior a 1 mm do ponto de

emissão). O produto da interação pósitron-elétron são dois fótons gama de energias exatamente iguais (511 keV), que viajam em direções opostas, a partir do ponto de colisão, e incidem nos detectores posicionados em um arranjo circular, envolvendo o corpo do paciente. O sinal registrado pelo detector é posteriormente processado, gerando uma imagem tri-dimensional, que mostra, com alto grau de precisão, a distribuição do radiofármaco no tecido ou órgão de interesse, facilitando o diagnóstico médico [OLIVEIRA; 2005] [ZENG; 2001].

O PET contém em sua estrutura interna um arranjo circular de detectores, em forma de anel e o paciente é colocado no centro, como mostra a Figura 4a. Os fótons emergentes do paciente são detectados aos pares, usando a lei de coerência (os sinais dos detectores são somados resultando um sinal de coincidências), que permite determinar, com alto grau de precisão o ponto de interação. Um programa computacional faz com que fótons detectados fora desta sincronia sejam ignorados. Quando aproximadamente 500.000 interações são detectadas, é feito o cálculo da distribuição, sendo o resultado apresentado como a imagem de uma fatia transversal do órgão [OLIVEIRA, 2005]. Na Figura 4 são apresentados um esquema do funcionamento e a fotografia de um tomógrafo PET.

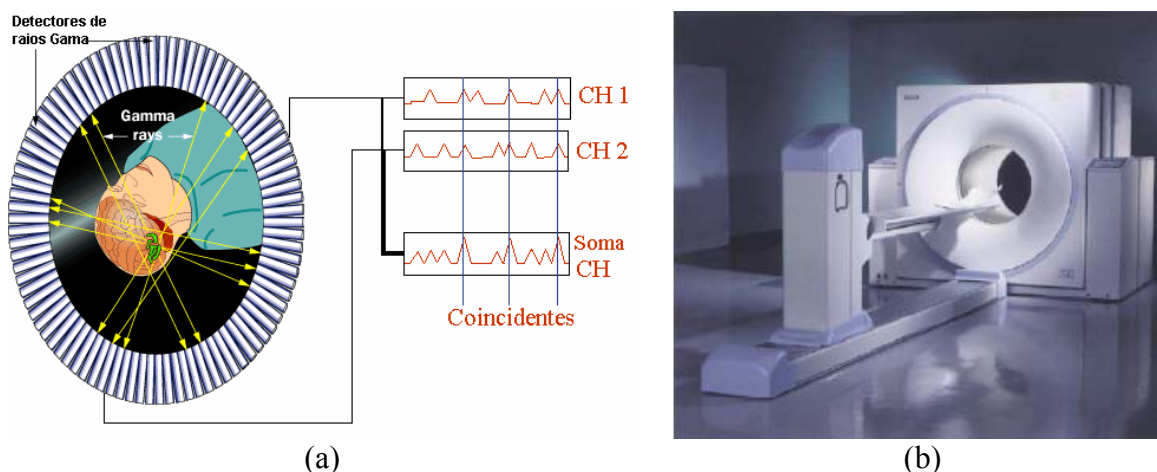


Figura 4. (a) Esquema e (b) foto de um tomógrafo PET.

2.1.4.3 Tomografia Computadorizada (CT)

Esta técnica tomográfica tem ligeiras diferenças em relação ao SPECT e ao PET; a maior diferença encontra-se na posição da fonte de radiação, já que no CT ela fica externa

e, quase sempre, é um tubo de raios-x [ZENG; 2001]. A tomografia computadorizada é amplamente usada em medicina e na última década vem sendo implementada na indústria. Para isto, ela vem sofrendo um processo de adaptação, sendo aplicada com grande sucesso, principalmente na manutenção preventiva de equipamentos [BORD et al, 2002].

Existem quatro gerações de tomógrafos, desde sua aparição no cenário médico na década de 1970. A primeira geração do CT possui uma fonte de raios-x cujo feixe é perfeitamente alinhado e colimado tanto na saída, quanto no detector, o qual faz uma medida de cada vez, para cada ponto da imagem. Isto é, o feixe passa através do objeto, sofrendo atenuação (conforme descrito no Apêndice 3) e quando chega ao detector, este calcula a intensidade média, que por meio de um circuito analógico-digital, que converte o sinal em um número digital que é armazenado perfeitamente num arranjo 2D na memória do computador.

Para fazer outra medida, o conjunto fonte-detector movimenta-se transversalmente (em perfeita sincronia) em passos regulares, até completar a fatia, sempre na mesma posição angular. Esta imagem adquirida se denomina projeção. Para reconstruir a imagem tomográfica, cada fatia deve conter aproximadamente 100 projeções de diferentes ângulos, em torno dos 360° do objeto [AMMANN, BITTORF; 1990]. A Figura 5a mostra um esquema do CT de primeira geração.

Da primeira para segunda geração as mudanças foram poucas, mas significativas: o feixe foi dividido num leque que atinge um arranjo linear de detectores a gás, o que diminuiu consideravelmente o número de translações transversais do conjunto fonte-detector. Estas mudanças trouxeram, como consequência, a diminuição do tempo de aquisição em até 500%, reduzindo as doses de radiação na mesma proporção. A Figura 5b apresenta um esquema da segunda geração do CT.

Na quarta geração do tomógrafo computadorizado foram introduzidas duas modificações fundamentais:

- 1) O arranjo linear de detectores foi substituído por um arranjo circular fixo de semicondutores, colocado em torno do paciente ou objeto, eliminando-se, com isto, os movimentos transversais;
- 2) A fonte gira dentro do anel de detectores, fazendo a aquisição de uma projeção de cada vez (uma imagem lateral da fatia). A Figura 5c contém o esquema do CT de terceira geração.

A terceira geração de tomógrafos que prevaleceu e é a mais usada atualmente, possui um arranjo semicircular de fotodetectores, o qual se movimenta em perfeita sincronia com a fonte, em torno do paciente ou objeto, como se pode ver na Figura 5d. Este sistema possui uma alta eficiência, devido basicamente aos fotodetectores de semicondutores, cujo tempo morto (tempo mínimo entre o registro de dois eventos consecutivos pelo fotodetector) é da ordem de microssegundos. A aquisição das projeções é feita de forma contínua, isto é, a fonte emite radiação em tempo integral enquanto as projeções são adquiridas e o paciente se movimenta perpendicularmente ao feixe. O movimento harmonioso destes três elementos (fonte, detector e paciente) gera um conjunto de imagens helicoidais, o qual originou o nome de Tomógrafo Helicoidal [AMMANN, BITTORF; 1990].

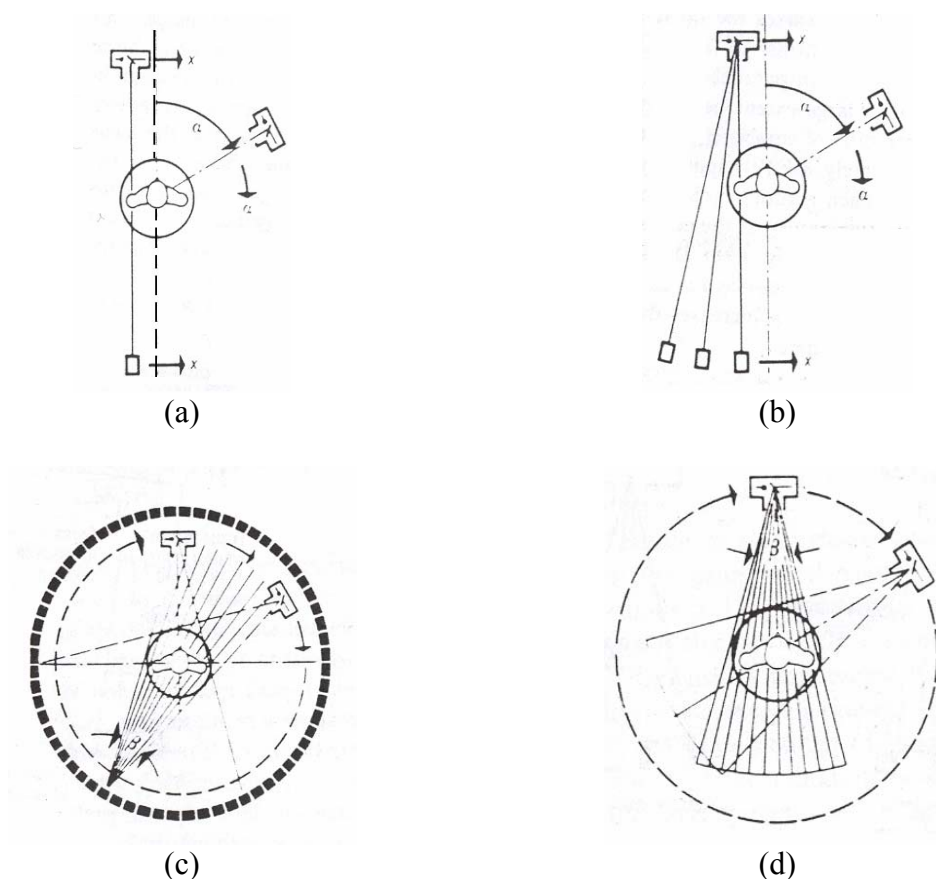


Figura 5. Esquemas dos tomógrafos de: a) primeira geração, b) segunda geração c) quarta geração, d) terceira geração [AMMANN, BITTORF; 1990].

2.1.5 Flat Panel

Os primeiros sistemas flat panel para medicina foram introduzidos no mercado de produtos eletrônicos pela FUJI, na década de 1980, sob o nome de Radiologia Computacional. A ampla aceitação que tiveram estes sistemas na medicina causou uma avalanche de novas pesquisas e a participação de outras empresas no mercado emergente. Em 1991, a Philips produziu um sistema CCD para ser usado em medicina, sob o nome de XTV-8, o qual proporcionou uma significativa melhoria na qualidade da imagem. Este sistema CCD possuía um arranjo retangular de 2.048 x 2.048 fotodetectores, que podia ser aumentado em casos especiais. Dois anos mais tarde, em 1993, como resultado de uma intensiva pesquisa, a Philips desenvolveu o Thoravision, o qual foi empregado exclusivamente em radiografias de tórax [PROKOP; 2005]. Este sistema deu tão certo, que outras empresas o copiaram e introduziram algumas modificações.

O sistema desenvolvido pela Philips foi adotado também pela indústria, para ensaios não destrutivos, dando origem à tomografia industrial. A Figura 6 mostra uma foto do Flat Panel e a Figura 7 o esquema de um sistema tomográfico industrial.

Atualmente o flat panel é usado na medicina e na indústria, com funções diversas tais como: filme radiográfico em tempo real, sistema de aquisição de projeções (imagens laterais) em tomografia, câmera CCD para fazer fluoroscopia e radioscopia. Sua estrutura compacta e a eletrônica mais moderna permitem esta maleabilidade do flat panel, que pode adquirir em torno de 30 imagens por segundo, com boa definição [EWERT; 2002].



Figura 6. Foto do flat panel (Modelo da Canon).

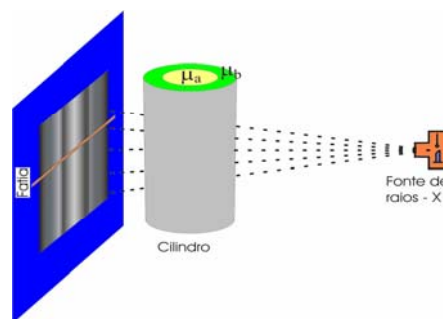


Figura 7. Esquema do sistema flat panel em tomografia industrial.

O flat panel é composto basicamente por três elementos integrados num bloco delgado: uma camada de circuitos eletrônicos e fotodetectores integrados, sobre a qual é depositada uma camada de material foto-estimulável que cintila quando a radiação ionizante incide nela. Este material é, por sua vez, recoberto por uma camada protetora [SHIMADZU, SHARP; 2003].

O flat panel possui, em sua base, um arranjo retangular de fotodetectores interligados a circuitos amplificadores, formando uma rede bi-dimensional. Cada par de fotodetectores está conectado a um conversor analógico-digital, que transforma valores de corrente em números digitais, passíveis de serem armazenados no computador (Figura 8). O sistema lê uma linha de detectores de cada vez (equivalente a um vetor), fazendo a leitura integral dos detectores em aproximadamente 20 ms. Os dados lidos são tabelados e guardados no disco rígido. Programas computacionais integram todas as leituras feitas dentro do intervalo de tempo programado para a exposição.

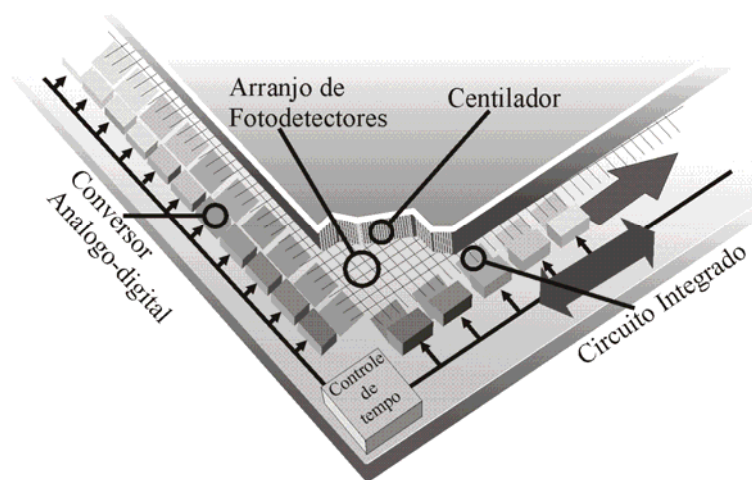


Figura 8. Esquema estrutural do flat panel.

A camada foto-estimulável está colocada sobre os fotodetectores e forma uma estrutura cristalina de cilindros com diâmetro micrométrico, constituindo um arranjo bi-dimensional. Cada cristal cilíndrico é constituído de iodeto de cério dopado com tálio (CsI:Tl), o qual, quando atingido pela radiação ionizante, emite uma quantidade de luz que é proporcional à energia dos fótons incidentes, com duração aproximada de 20 ms. A geometria dos cristais garante que a luz emitida seja guiada até um único fotodetector,

evitando, com isto, a penumbra (Apêndice 3) e a superposição espacial de informação [GHELMANSARAI, MISRA, POULIOT; 2003].

Para proteger a camada foto-estimulável é depositada sobre a mesma uma película sintética de suficiente resistência à fricção. Na Figura 8 é mostrado um esquema estrutural do flat panel.

De forma geral, o funcionamento do flat panel pode ser resumido da seguinte forma: a radiação emergente do objeto atinge a película protetora e continua até a camada foto-estimulável, onde interage com cada cristal de CsI:Tl, produzindo luz visível, cuja intensidade é proporcional à energia de cada fóton. A estrutura cilíndrica do cristal conduz a luz até os fotodetectores, que geram uma corrente proporcional à luz incidente. A corrente é então amplificada e direcionada a conversores analógico-digitais, onde é convertida num valor digital, o qual pode ser armazenado no computador como uma imagem digitalizada. O computador faz um pré-processamento desta informação para eliminar ruídos de origem eletrônica.

2.1.6 Filmes de Armazenamento (Imaging Plate)

Nas duas últimas décadas, empresas dos diferentes setores econômicos têm-se preocupado em ser mais competitivas no mercado, diminuir custos e aumentar sua produtividade. Estes elementos têm levado à criação de novas áreas de pesquisa e desenvolvimento. Um destes novos campos de estudo é a ciência de materiais, que estuda novos compostos e agregados e procura otimizar outros já existentes. Grandes sucessos têm marcado a criação desta disciplina, e um deles é o desenvolvimento do sistema de aquisição Imaging Plate, o qual é um filme flexível para armazenamento de energia radiante (raios-x e gama). Este sistema é um híbrido entre o filme convencional e os modernos sistemas de aquisição on-line, e mostra grandes vantagens tecnológicas e econômicas, conforme será explicado a seguir.

Fisicamente o IP (Imaging Plate) é constituído de quatro camadas fundidas, de forma similar a um sanduíche, onde se tem uma camada protetora de polímero, seguida de uma camada foto estimulável (composta de uma espécie de resina azulada) onde se encontram uniformemente distribuídos cristais de flúor-brometo de bário dopados com Európio (BaFBr:Eu²⁺) [FUJIFILM; 2003]. Esses cristais, com diâmetro médio de

aproximadamente $5\mu\text{m}$, funcionam como receptores de radiação de alta energia. As camadas protetora e foto-estimulável estão coladas sobre um suporte metálico por uma camada de poliéster, como mostra a Figura 9.

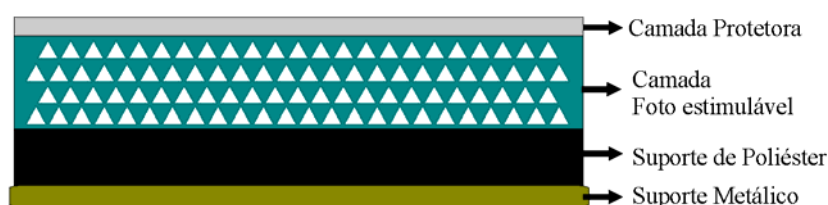


Figura 9. Estrutura do imaging plate.

A ação da radiação incidente nos cristais de BaFBr:Eu^{2+} resulta na ejeção de elétrons das camadas $4f$ do átomo de európio. Esses elétrons ficam presos na rede cristalina, num estado meta-estável, graças à “resina” (que não conduz energia elétrica), enquanto os átomos permanecem carregados positivamente, criando um potencial elétrico. O número de elétrons presos na rede cristalina é proporcional ao potencial elétrico do cristal. Os elétrons podem permanecer nestes estados por tempos relativamente longos (algumas horas ou dias), sob condições especiais.

O processo para liberar a energia armazenada é inteiramente físico: o filme é enrolado num cilindro, que faz parte do sistema leitor do scanner a laser (Figura 10a). O leitor é formado por um laser de boa coerência ótica, cujo centro espectral fica aproximadamente em 635 nm (correspondente à faixa do infravermelho visível), e um tubo fotomultiplicador, que produz cerca de 500 elétrons por fóton incidente. Quando o laser incide sobre um cristal carregado com potencial elétrico, produz vibração da rede cristalina (que contém os elétrons aprisionados) com uma frequência específica, o que estimula os elétrons a voltarem para seus estados energéticos originais [DATABIS, 2001]. A energia potencial é convertida em luz de 390 nm (faixa espectral do azul), a qual é conduzida por um espelho até o tubo fotomultiplicador (PMT). A avalanche eletrônica gerada no PMT, vira um sinal analógico, que é digitalizado usando um conversor analógico-digital, que pode distinguir até 65.000 intensidades de luz (no caso, tons de cinza). Cada valor digital gerado é tabelado e diretamente armazenado no disco rígido do computador.

O sistema leitor se movimenta paralelamente ao eixo do cilindro, fazendo a leitura de uma linha em aproximadamente 10 ms, o que depende fortemente da resolução escolhida. A Figura 10b mostra um esquema do sistema leitor do IP.

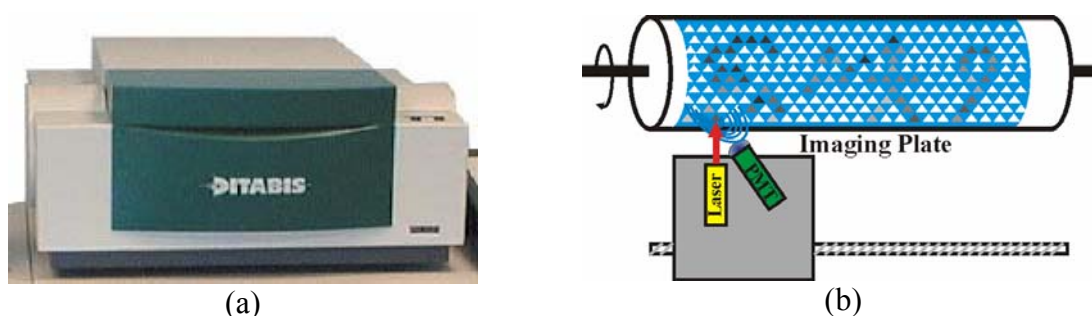


Figura 10. Leitura do filme imaging plate: a) fotografia; b) esquema.

Para usar novamente o imaging plate é preciso apagar qualquer informação residual do filme, isto é, colocar todos os cristais num estado energético fundamental (zerados). Este processo é feito expondo-se o IP à ação direta da luz branca por 10 a 15 minutos, já que esta possui todos os comprimentos de onda do espectro visível, contribuindo para o relaxamento dos cristais [DATABIS; 2001].

2.1.7 Paralelo entre os sistemas de aquisição de imagens radiográficas

Para fazer o paralelo entre os sistemas de aquisição radiográfica, tomar-se-á em conta os cinco parâmetros mais importantes:

- 1) limite de resolução espacial, que é medido a partir de uma função de transferência modulada (MTF) e cuja unidade é dada em pares de linhas por milímetro, quando não é normalizado;
- 2) tamanho dos pixels ou grãos (TP);
- 3) área útil do sistema de aquisição, medido em pixels (Matriz);
- 4) número de tons de cinza que o sistema pode distinguir (DR) e
- 5) eficiência quântica de detecção (DQE), que é a porcentagem de fótons que o sistema consegue captar.

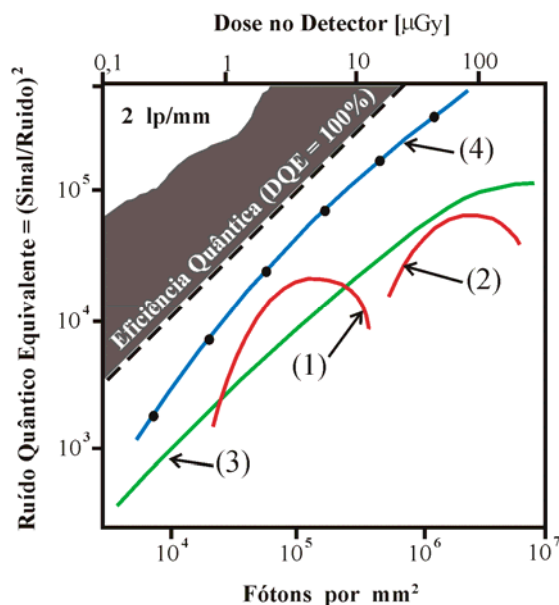
A Tabela 1 mostra os valores relacionados para cada parâmetro [PROKOP; 2005].

O comportamento dos três sistemas de aquisição radiográfica pode ser mostrado de forma gráfica. A Figura 11 apresenta um gráfico onde se vê a eficiência quântica dos sistemas em função da dose (eixo horizontal superior), o número de fótons por milímetro quadrado registrados pelo sistema (eixo horizontal inferior) e o ruído quântico equivalente, o qual é o quociente entre o sinal e o ruído elevado à potência 2 (eixo vertical).

Tabela 1. Paralelo entre sistemas de aquisição radiográfica.

Sistema	DQE (60 Kev)	DR	Matriz	TP	MTF
Filme	20 – 30 %	30	--	12 μ m	5 pl/mm
IP	30 %	65000	6000 x 5000	50 μ m	5 pl/mm
Flat Panel	60 %	4096	1536 x 1536 2304 x 3200	150 μ m	2,5 pl/mm

A eficiência quântica aparece representada no gráfico por uma área cinza, que é limitada pela linha pontilhada. As curvas vermelhas no gráfico correspondem a dois tipos de filmes convencionais, o primeiro (1) corresponde a um filme rápido de baixa resolução e o segundo (2) a um filme de alta resolução. No comportamento dos filmes convencionais pode-se observar a rápida saturação destes, provocando a queda vertiginosa na detecção, enquanto o ruído quântico cresce rapidamente (Apêndice 1). A linha verde no gráfico, identificada com o número três, corresponde ao sistema IP, que mostra um comportamento linear da detecção, mas sua eficiência quântica fica, em alguns momentos, menor do que a de filmes de baixa resolução. Por último, o sistema flat panel é representado no gráfico pela cor azul e identificado com o número quatro, onde se verifica, sem dúvida, que esse sistema possui a maior eficiência quântica e a melhor resposta linear à radiação, mas tem menor sensibilidade para doses baixas, em relação ao sistema IP.



- (1) Filme convencional de baixa resolução.
- (2) Filme convencional de alta resolução.
- (3) Sistema Imaging Plate.
- (4) Sistema Flat Panel.

Figura 11. Gráfico de eficiência quântica.

2.2 Processamento digital de imagens

Em função da plasticidade que permite a manipulação da informação contida nas imagens digitalizadas, grande parte da população mundial usa cotidianamente algum tipo de sistema para aquisição de imagens. Esta tendência mundial tem estimulado o crescimento da indústria mundial de software especializado em processamento de imagens.

Em geral, os programas criados para esta função contêm uma ampla gama de algoritmos matemáticos, programados em linguagem de computador, que permitem transformar a informação contida nas imagens de alguma das seguintes formas:

- 1) selecionar algum tipo de informação especial;
- 2) realçar características de interesse particular;
- 3) transformar o formato;
- 4) reconstruir características não visíveis;
- 5) comprimir o conteúdo das imagens.

Nesta seção, serão apresentados alguns filtros matemáticos, dentre os mais comuns, e esclarecidos alguns conceitos básicos referentes às imagens digitais.

2.2.1 Imagem Digital

Uma imagem digital consiste, basicamente, de um conjunto de valores digitais, ordenados em um arranjo bi-dimensional ou matriz (efeito tabela), onde cada célula contém um tom de cinza, cujo valor varia em função do formato. Para os formatos chamados “bitmap” (mapas de bits) tais como, BMP, JPEG, GIF, METAFILE, os valores contidos nas células oscilam entre 0 e 255. Noutros formatos, como, TIFF, PDF, EPS, JPEG – DPCM, os valores de cada célula podem variar entre 0 e 65.000. É importante ressaltar que os monitores comuns conseguem reproduzir só imagens com formatos Bitmap [SCHEFCZYK, CASAD; 2005].

Cada valor armazenado nas células do arranjo é representado na tela do monitor como a resultante luminosa de três pontos fosforescentes (nas cores vermelho, azul e verde) os quais, combinados em diferentes intensidades, reproduzem todo o espectro eletromagnético visível pelo nosso sistema de visão [COELHO; 1998]. A Figura 12 mostra uma imagem digital, onde é tomada uma pequena porção da mesma para representar a relação existente entre os tons de cinza dos pixels e seus valores no arranjo bi-dimensional.

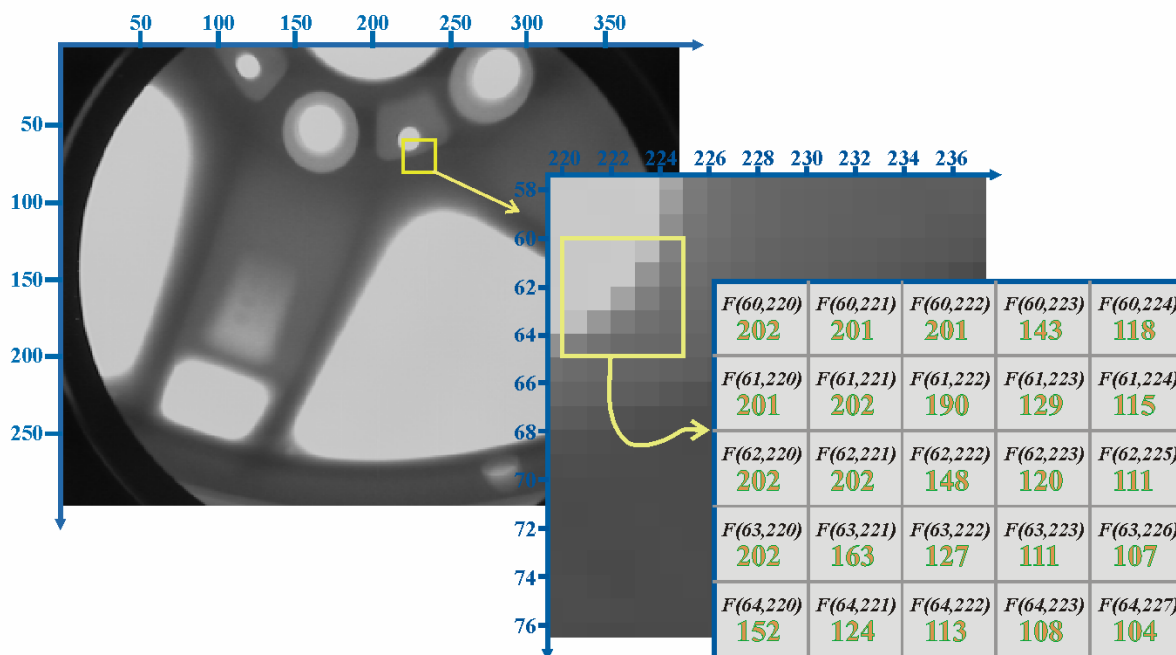


Figura 12. Equivalência numérica dos tons de cinza numa imagem digital.

É conveniente aqui definir matematicamente a imagem digital como uma função $f(x,y)$ espacial, na qual os valores dos tons de cinza são uma função de sua posição no plano (X, Y) ou “localização na tabela”.

Quando se fala em imagem digital, é comumente associado o termo “resolução” (já de domínio popular), com o intuito de indicar uma medida da qualidade na imagem. Mas, em alguns casos há confusão no significado dessa palavra, já que existem dois tipos de resolução (espacial e digital), as que serão explicadas a seguir [GONZALEZ, WOODS; 1993].

2.2.2 Resolução espacial

A resolução espacial é definida como a menor distância entre dois pontos numa imagem, na qual esses pontos podem ser distinguidos separadamente. O pixel, que é a menor unidade que compõe a imagem, é usado como padrão para determinar a resolução espacial. Esta é dada pelo número de pixels que contém uma imagem, por unidade linear métrica, que geralmente é o milímetro (Sistema Internacional - SI) ou a polegada (sistema inglês). Por exemplo, se uma imagem tem resolução espacial de 52 dpi (dots per inch), isto quer dizer, que a imagem contém 52 pixels por cada polegada linear; já no SI, a indicação seria 6 ppm, que equivale a 6 pixels por milímetro linear [GONZALEZ, WOODS; 1993].

Os casos mais comuns nos quais se pode apreciar nitidamente a influência que a resolução espacial exerce na qualidade, ocorrem quando a imagem é ampliada ou reduzida. A Figura 13 mostra três imagens com dimensões espaciais iguais, mas com resoluções de 160 dpi, 80 dpi e 40 dpi, respectivamente.

Em radiologia digital, é de fundamental importância fazer avaliações periódicas da resolução espacial das imagens, com o propósito identificar os elementos da imagem e conhecer a dimensão destes. As avaliações visam, também, obter a melhor qualidade de imagem, otimizando os parâmetros de ajuste do sistema de aquisição ou da fonte. Uma ferramenta matemática comumente empregada para avaliar a resolução espacial e associada à qualidade é a chamada MTF (Modulation Transfer Function), a qual é uma função matemática especial, normalmente periódica. Esta função é correlacionada com uma imagem, onde os valores normalizados resultantes oscilam entre 0 e 1 (um, quando a resolução é ótima e zero, quando a resolução é péssima).

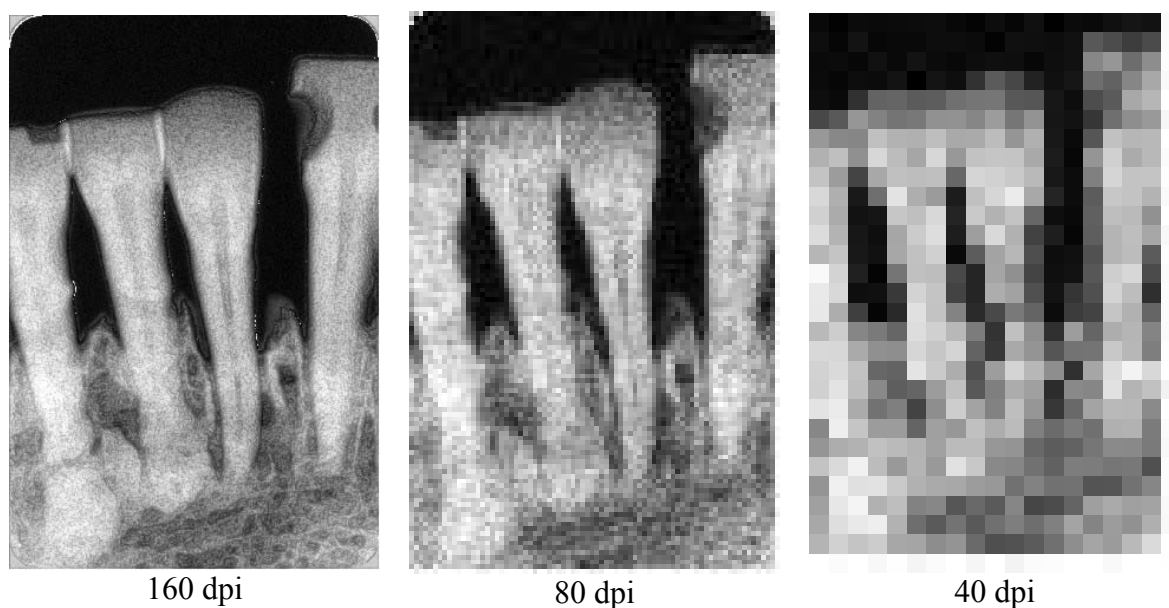


Figura 13. Resolução espacial em imagens.

2.2.3 Resolução Digital

A grande flexibilidade que possuem as imagens digitais e o grande espaço que ocupam na memória dos computadores, tem criado uma grande quantidade de formatos para armazená-las, visando otimizar o espaço disponível no disco rígido. Pesquisas apontam que a informação contida em imagens ocupam mais do 80% deste espaço [PAPA, MASCARENHAS, FONSECA; 2005]. Existem dois tipos de formatos para comprimir imagens: com perda e sem perda. Formatos como JPEG, PDF, GIF, BMP, geralmente provocam algum tipo de perda de informação, no momento da compressão. Quanto maior for a taxa de compressão, maior será a perda de informação. Para contornar este problema, foram desenvolvidos formatos especiais para suprir a demanda gerada por empresas e hospitais, tais como, JPEG – DPCM, DICOM, INTERBASE e outros, cujas perdas são desprezíveis frente à economia de espaço. Estes formatos são conhecidos como “sem perdas”. Outros formatos como TIFF e EPS, não comprimem a informação.

Uma outra forma inteligente de guardar imagens sem perda consiste em modificar o número de bits reservado para cada pixel (hoje são comumente usados 32, 24, 16, 8, 4, 1 bits). O critério usado para a escolha do número de bits, está baseado na complexidade (variedade) de cores ou tons de cinza que compõem a imagem. Por exemplo, com 32 bits é

possível ter 2^{32} (4.294.967.296) cores ou tons de cinza; com 24 bits pode-se ter 2^{24} (16.777.216); com 16 bits 2^{16} (65.000); com 8 bits 2^8 (256); com 4 bits 2^4 (16) e com um bit só é possível ter branco e preto [SCHEFCZYK, CASAD; 2005]. Então, quando se fala em resolução digital, implicitamente está se falando em tamanho da imagem, que é dado comumente em bytes. A Figura 14 mostra três imagens, nas quais se retrata bem o sentido do termo “resolução digital”.

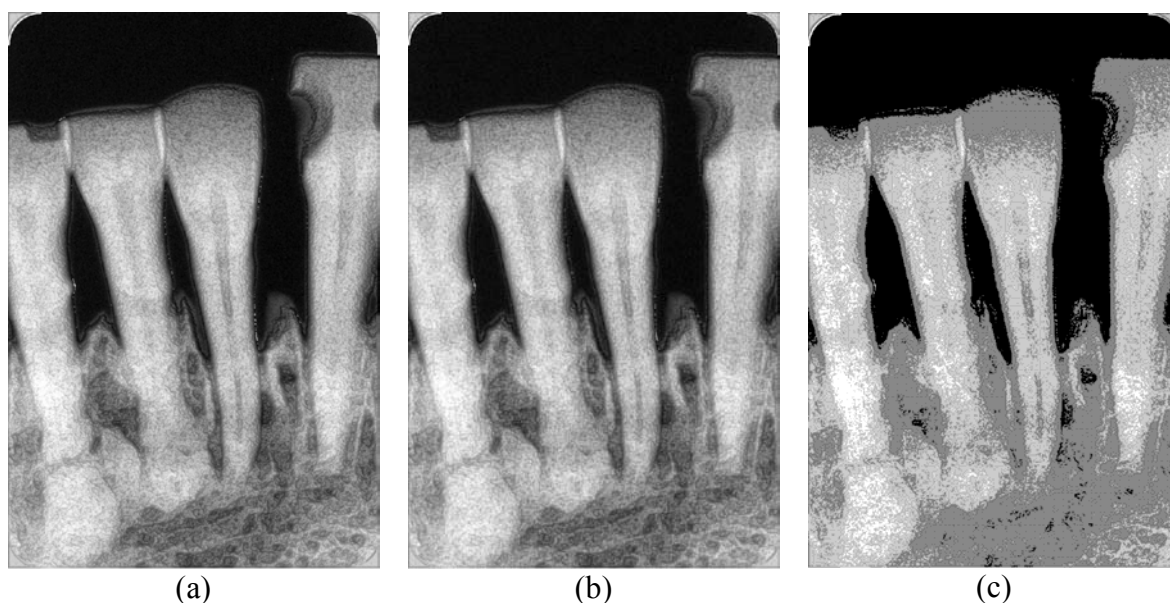


Figura 14. Resolução digital e tamanho de imagem. a) resolução 24 bits e tamanho 1490 kB, b) resolução 8 bits e tamanho 510 kB e c) resolução 4 bits e tamanho 255 kB.

2.2.4 Filtros Matemáticos

Existem duas grandes áreas do conhecimento que trabalham com processamento de imagens: I) a filtragem, visando criar e desenvolver algoritmos matemáticos que permitam extrair um tipo específico de informação contida na imagem. II) a robótica, onde são desenvolvidos programas para reconhecimento e interpretação de imagens, que comumente são chamados redes neurais.

A matemática e o desenvolvimento de algoritmos computacionais são necessidades comuns da filtragem e da robótica; no entanto, neste trabalho aborda-se particularmente a filtragem de imagens. Por esta razão, serão estudados, neste item, alguns dos algoritmos matemáticos mais usados no tratamento de imagens, os quais estão divididos em quatro grupos: transformação, realce, reconstrução e segmentação [GONZALEZ, WOODS;

1993]. A compressão de imagens vem se configurando, na última década, como um novo grupo, que a cada dia toma maior importância no processamento de imagens.

2.2.4.1 Filtragem por transformação de imagens

Os filtros matemáticos podem ser vistos como transformações sobre uma imagem, mudando a apresentação da informação ali contida. Em alguns casos, esta operação deixa exposta uma característica particular da imagem para ser manipulada.

As transformações mais comuns são:

- 1) transformação espacial de rotação e translação;
- 2) transformação de escala e perspectiva;
- 3) transformada de Fourier.

Toda transformação matemática tem sua homóloga inversa para reverter o resultado obtido durante a mesma.

a) Transformação de rotação e translação

Matematicamente, a rotação existe em três dimensões (X, Y, Z), mas a imagem é uma representação bidimensional; por este motivo, uma rotação só faz sentido se for realizada em torno do eixo Z. A Figura 15 mostra a rotação de 40° feita na imagem, e o par de equações 1 apresenta a forma matemática da transformação no plano XY, onde θ é o ângulo de rotação e o par x, y indica a posição inicial do pixel na imagem.

Quando a transformação é de translação, há um deslocamento dos objetos ou regiões dentro da imagem. Matematicamente, as transformações só podem ser feitas no plano XY. Um exemplo é mostrado na imagem da Figura 16, onde as setas indicam a região que foi deslocada. As equações 2 expressam matematicamente a transformação de translação, onde X_0 e Y_0 dão a distância da translação e a nova posição.

$$\begin{aligned} X &= x \cos \theta - y \sin \theta \\ Y &= x \sin \theta + y \cos \theta \end{aligned} \tag{1}$$

$$\begin{aligned} X &= x + X_0 \\ Y &= y + Y_0 \end{aligned} \tag{2}$$



Figura 15. Rotação de 40° do eixo Z.



Figura 16. Translação dentro da imagem

b) Transformação de escala e perspectiva

O escalonamento de imagens é comum quando se faz ampliação ou redução de imagens, e constitui uma operação simples, que consiste em multiplicar-se a posição do pixel por um fator constante α , como mostra o par de equações 3. A Figura 17 apresenta um exemplo de escalonamento, onde aparece a redução de uma imagem. A transformação de perspectiva tem uma importante participação no processamento de imagens, porque é um modelo tridimensional aproximado da formação de uma imagem, além de ser fundamentalmente diferente das transformações aqui tratadas, uma vez que envolve operações não lineares. As equações 4 mostram a forma matemática desta transformação, onde λ_1 -Z e λ_2 -Z são parâmetros arbitrários que indicam a nova posição dos pixels, quando a transformação é horizontal Z=0 [GONZALEZ, WOODS; 1993]. A Figura 18 mostra a inversão de uma imagem, comumente chamada de transformação de espelho.

$$\begin{aligned} X &= \alpha x \\ Y &= \alpha y \end{aligned} \tag{3}$$

$$\begin{aligned} X &= x \frac{\lambda_1 - Z}{\lambda_1} \\ Y &= y \frac{\lambda_2 - Z}{\lambda_2} \end{aligned} \tag{4}$$



Figura 17. Redução de imagem.



Figura 18. Transformação de espelho.

c) Transformada de Fourier

A transformada foi batizada com esse nome em homenagem a Jean Baptiste Joseph Fourier, que desenvolveu o algoritmo matemático. A transformada de Fourier, dentro do processamento de imagens, tem um grande número de aplicações, como: filtragem, restauração, reconstrução e compressão de imagens. Em outras disciplinas, ela também é amplamente usada, (física, teoria dos números, análise combinatória, processamento de sinais, teoria das probabilidades, estatística, criptografia, acústica, oceanografia, óptica, geometria, entre outras [BROUGHTON; 2001]).

No item 2.2.1, foi dito que a imagem é uma matriz o que constitui uma função matemática discreta; então, para aplicar qualquer função de transformação na imagem, esta deve ser também discreta. A Figura 19a mostra uma imagem que está expressa numa base cartesiana discreta. A transformada discreta de Fourier é definida como uma mudança da base na qual é representada a mesma imagem. Quando se aplica a transformada discreta de Fourier (equação 5) nesta, a base cartesiana na qual estava representada muda para uma base freqüencial, onde a informação é ordenada em função de suas componentes espectrais (Figura 19b). Neste espaço, as componentes espectrais da imagem podem ser facilmente selecionadas mediante filtros como: passa-baixa, passa-alta ou mediana, para atenuar ou retirar alguma informação indesejada. Esta operação no espaço de Fourier é comumente chamada deconvolução. Como se tinha afirmado antes, toda transformada tem sua inversa,

e para expressar o resultado da filtragem feita no espaço das freqüências de volta na base cartesiana, é usada a transformada inversa discreta de Fourier (equação 6), como se pode ver na Figura 19c.

Matematicamente, a transformada discreta de Fourier é definida como mostra a equação 5, onde u e v são variáveis do espaço freqüencial, e M e N representam o número de componentes das linhas e das colunas da imagem, respectivamente. É importante dizer que no espaço de Fourier a imagem tem uma componente real $[R(u,v)]$ e outra imaginária $[I(u,v)]$ e toda a informação espectral fica contida em ambas. A transformada inversa é definida na equação 6, que leva a imagem ao espaço cartesiano e igualmente contém as duas componentes (real e imaginária). O espectro de potência deve ser calculado para recuperar a informação integral, como mostra a equação 7.

$$F(u,v) = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) \exp[-i2\pi(ux/M + vy/N)] \quad u = 0, \dots, M-1; v = 0, \dots, N-1 \quad (5)$$

$$f(x,y) = \frac{1}{NM} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u,v) \exp[i2\pi(ux/M + vy/N)] \quad x = 0, \dots, M-1; y = 0, \dots, N-1 \quad (6)$$

$$|F(u,v)| = [R^2(u,v) + I^2(u,v)]^{1/2} \quad (7)$$

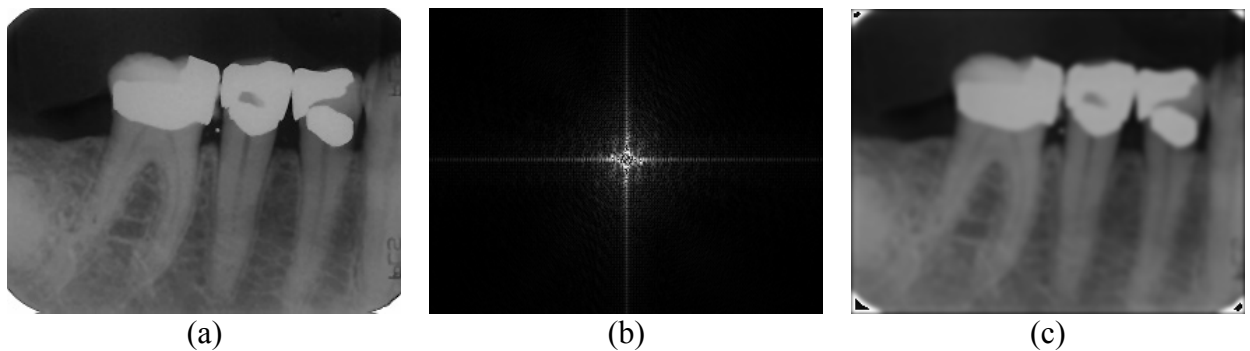


Figura 19. Transformada de Fourier: a) imagem original, b) espectro de potencia, c) imagem filtrada com passa baixa.

2.2.4.2 Filtros para Realce de Imagens

Durante a aquisição das imagens, freqüentemente algum ruído é introduzido, produzindo efeitos indesejados em sua visualização. Estes efeitos negativos são devidos principalmente a problemas mecânicos, sistemas óticos fora de foco, movimentação do

objeto, iluminação inapropriada e ruído eletrônico. Muitas são as técnicas empregadas para reduzir ou eliminar estes efeitos das imagens e melhorar sua visualização. A seguir, serão descritos alguns algoritmos matemáticos freqüentemente usados para filtragem.

a) Negativo da Imagem

Este filtro é amplamente utilizado em diferentes aplicações do processamento digital de imagens, ligadas às áreas de medicina, fotografia digital e radiografia industrial.

O filtro tem como função inverter as cores ou tons de cinza da imagem. Por exemplo, em uma imagem expressa em tons de cinza, o tom branco pode ser mudado para preto e os tons escuros para claros, como mostra a Figura 20b. Matematicamente é usada uma função $T(r)$ que modifica linearmente os valores correspondentes a cada cor ou tom de cinza que compõem a imagem. A equação 8 mostra uma função de inversão comumente utilizada neste filtro, onde r representa os valores das cores ou tons de cinza dentro do intervalo $[0, L]$, sendo L o valor máximo que o formato da imagem permite (1, 15, 255 ou 65.535). Aqui $g(x,y)$ representa a função de saída.

$$T(r) = L - r \Rightarrow g(x,y) = L - f(x,y) \quad (8)$$

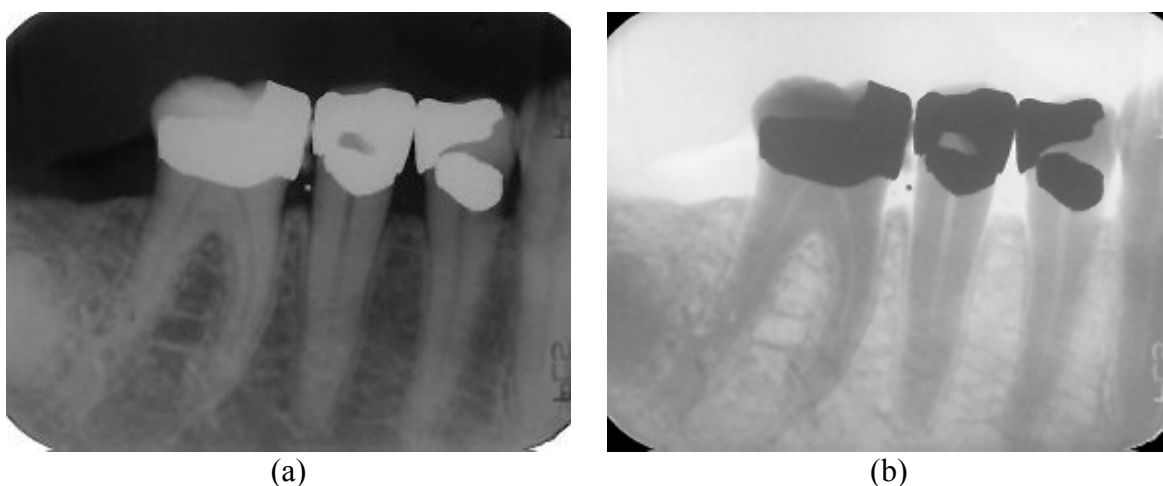


Figura 20. Filtro negativo: a) imagem original e b) negativo da imagem.

b) Contraste Linear

No momento de aquisição da imagem, se a iluminação não for adequada, esta fica escura ou clara demais, dificultando a visualização da informação. Em radiologia, isto acontece quando os tempos de exposição são longos ou curtos demais, respectivamente. Nestes casos, os detectores são usados no limite da sua sensibilidade e o intervalo disponível $[0, L]$ não é empregado na sua totalidade, ficando as cores ou tons de cinza mal distribuídos, o que se reflete, na imagem, como uma falta de contraste. A Figura 21a mostra um exemplo, onde a imagem está muito escura e o histograma indica a má distribuição. A solução, neste caso é redistribuir as cores ou tons de cinza na faixa de valores disponíveis, usando uma função de distribuição linear (Figura 21b). Um modelo deste tipo de função é mostrado na equação 9, onde M e m são os valores máximo e mínimo, respectivamente, presentes na imagem, antes de ser contrastada. A Figura 21b mostra a imagem obtida com seu histograma, onde aparecem melhor distribuídos os tons de cinza.

$$g(x, y) = \left(\frac{L}{M - m} \right) (f(x, y) - m) \quad (9)$$

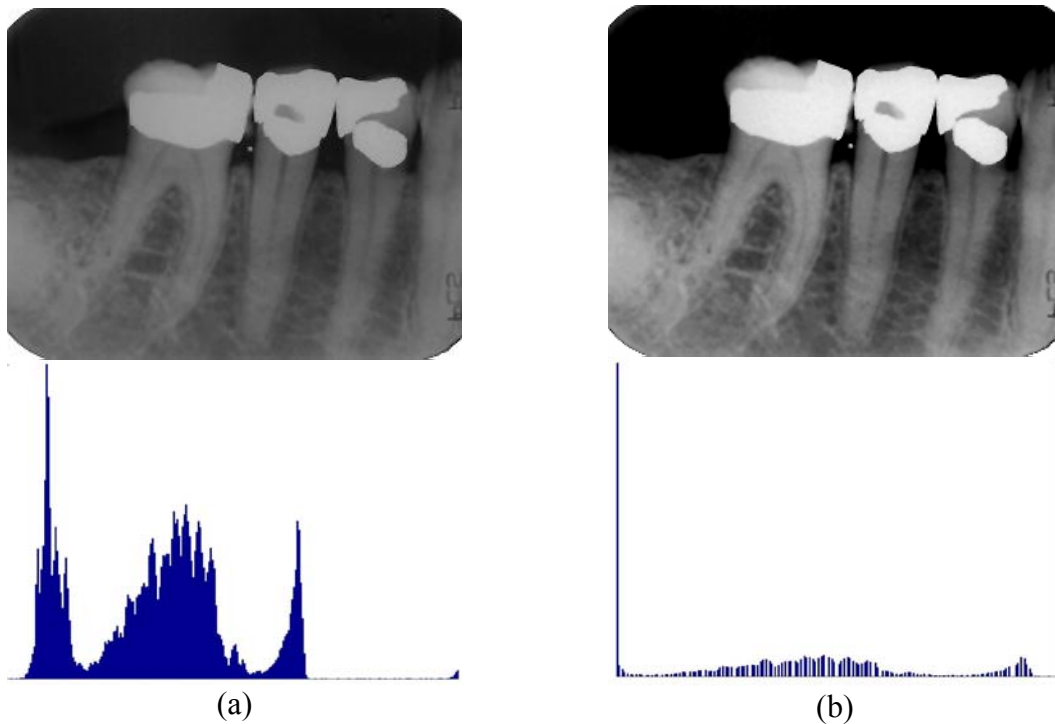


Figura 21. Filtro de contraste linear: a) imagem original com seu histograma, b) imagem

filtrada com seu histograma.

c) Brilho como a função raiz quadrada

Da mesma forma que o filtro anterior, este corrige a má distribuição da luz, especificamente quando as imagens estão escuras. O filtro faz uma distribuição não linear das cores ou tons de cinza, empregando para isto uma função raiz quadrada, como mostra a expressão matemática da equação 10. O filtro clareia a imagem gradativamente, já que ele foi criado para fazer pequenos ajustes da luminosidade. A Figura 22a mostra uma imagem levemente escura, o que é indicado no histograma por um deslocamento à esquerda. A imagem precisa de um pouco de luz para permitir identificar melhor suas características e o resultado desse ajuste é apresentado na Figura 22b, juntamente com seu reflexo no histograma. Para ajustes mais fortes da luminosidade é recomendado usar o filtro compressão da latitude.

$$g(x,y) = L\sqrt{\frac{f(x,y)}{M}} \quad (10)$$

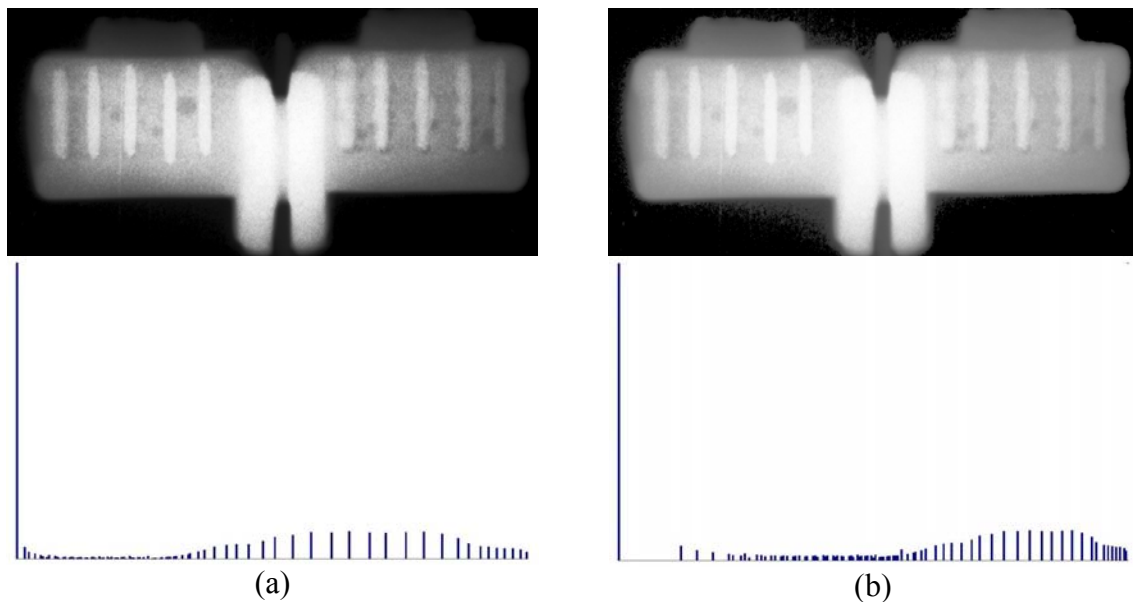


Figura 22. Filtro de aclarar com a função raiz quadrada: a) imagem original e seu histograma, b) imagem levemente clareada como reflete o histograma.

d) Compressão da Latitude

Algumas vezes, quando se aplica filtros como a transformada de Fourier, os valores obtidos como produto da filtragem, ficam fora do domínio do formato, não sendo apresentados na tela do computador. O resultado, aos olhos, é uma tela preta ou branca, com um pequeno ponto discreto no centro (Figura 23a). Nestes casos, é preciso achar uma função que comprima estes valores no intervalo $[0, L]$, disposto pelo formato da imagem. Para isto, é comumente usada a função logarítmica de base natural, como aparece na equação 11, onde R é o valor máximo; as barras de valor absoluto indicam que estes números são imaginários; as letras maiúsculas da imagem $F(x,y)$ e da função de saída $G(x,y)$ lembram que geralmente o espaço não é cartesiano. As Figuras 23a e 23b mostram o espectro da imagem na Figura 19a, antes e depois da filtragem, respectivamente.

$$G(x,y) = \left(\frac{L}{\log(|R|)} \right) \log(1 + |F(x,y)|) \quad (11)$$

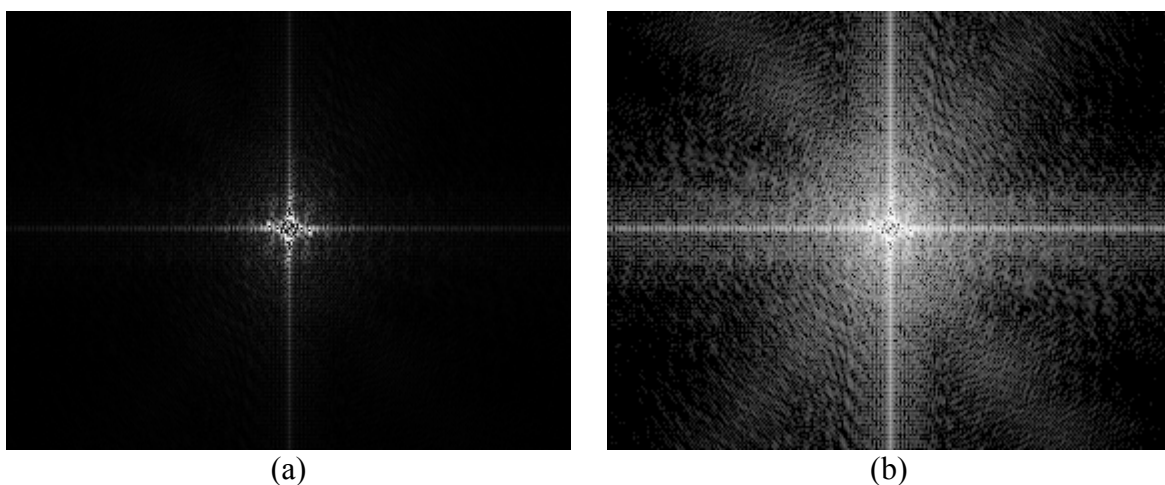


Figura 23. Filtro compressão de latitude: a) imagem original, b) imagem com todos seus valores dentro do domínio.

e) Tira brilho

Nos três filtros anteriores, se fala na forma de colocar luz nas imagens escuras. Neste filtro Tira Brilho, é enfatizada a forma de atenuar a luz das imagens, já que existem casos em que a imagem tem muita luz e mascara a informação.

Este filtro funciona de forma similar ao filtro *brilho* como a função raiz quadrada, cuja função é parabólica e igualmente não linear, como se pode ver na equação 12. O filtro *tira brilho* é mais eficaz em imagens com muito brilho ou clareadas demais (Figura 24a); nestas os tons de cinza ficam concentrados no extremo da faixa dinâmica, como mostra o histograma.

A Figura 24b mostra o resultado obtido depois de ser aplicado o filtro *tira brilho*. O histograma da imagem permite ver que o filtro deslocou os tons de cinza mais para a esquerda. Também é possível observar que o filtro acentua o contraste, permitindo a observação de detalhes que não eram claramente visíveis na imagem original.

$$g(x,y) = \frac{f(x,y)^2}{L} \quad (12)$$

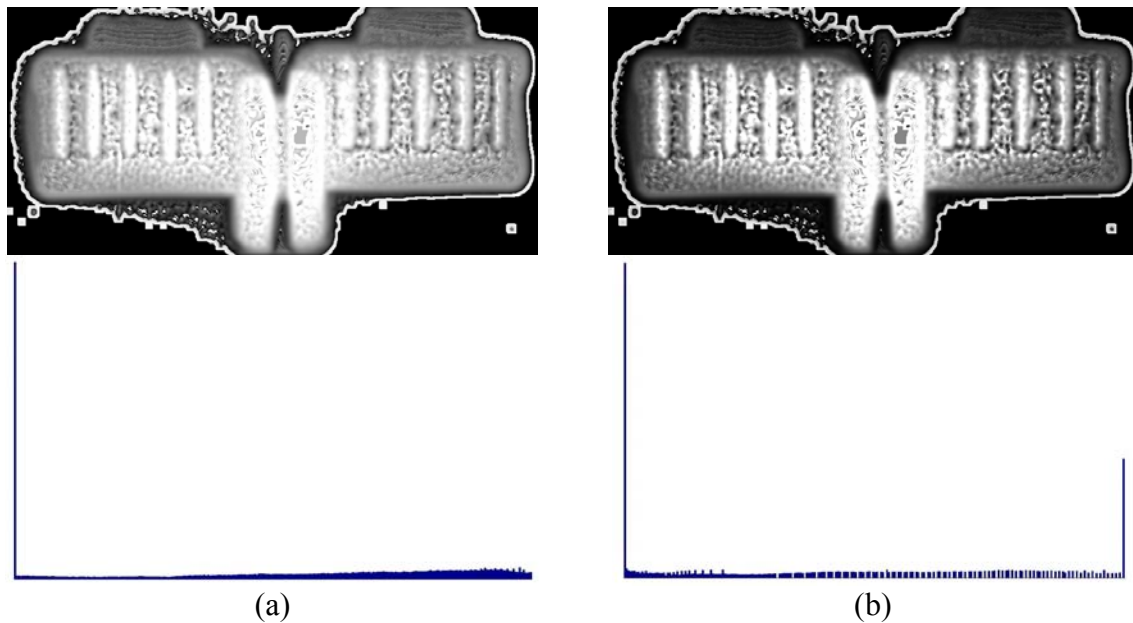


Figura 24. Filtro tira brilho: a) imagem original com seu histograma, b) imagem escurecida como se pode ver no histograma.

f) Decomposição em planos de bits (Bit-planos)

O sistema de visão consegue enxergar ou diferenciar no máximo 32 tons de cinza, enquanto os formatos para imagens digitais (BMP, JPG, TIFF, etc.) possuem entre 256 e 36.000 tons de cinza. Isto significa que um grande número de cores ou tons de cinza não pode ser distinguido a olho nu. Para compensar esta deficiência visual, a imagem pode ser

fatiada em planos de bits e a informação pode ser progressivamente adicionada em camadas.

Em uma imagem, os valores das cores ou tons de cinza são reservados em número de bits para cada pixel, como mencionado no item 2.2.3. Por esta ótica, é possível fatiar a imagem usando uma função apropriada, da forma que é mostrada na equação 13, onde N são os bits reservados para cada pixel e n o valor em bits da fatia desejada.

$$g(x, y) = \frac{f(x, y)}{2^{N-n}} \quad (13)$$

A Figura 25 apresenta nove imagens que correspondem às oito fatias em que pode ser dividida uma imagem de 8-bits, onde se pode ver que informações contidas na imagem original desaparecem progressivamente. Também é possível notar que grande parte da imagem permanece íntegra, o que leva a pensar que ela pode ser colocada num formato de 4-bits.

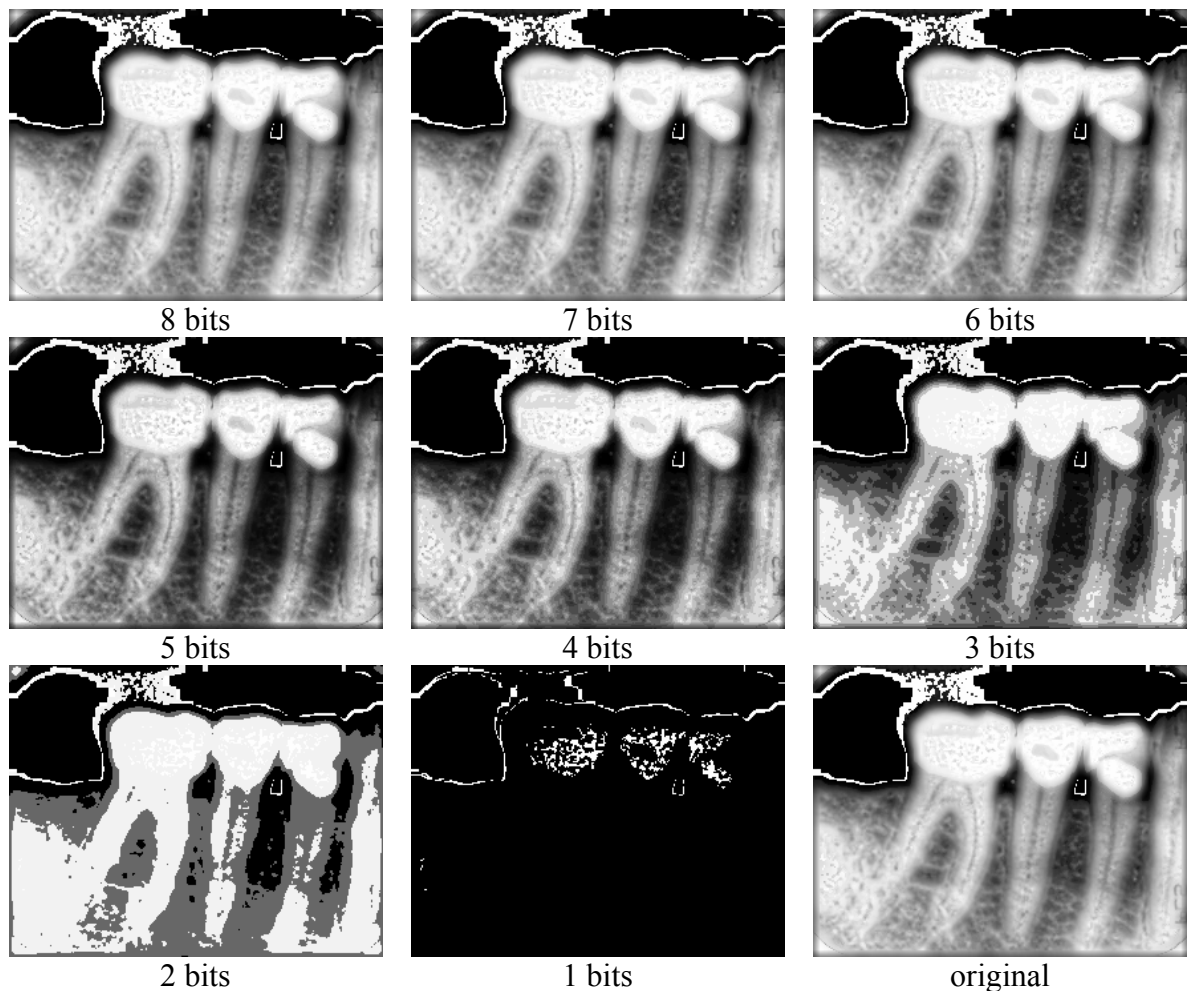


Figura 25. Filtro bit-planos: que decompõe a imagem em camadas de bits.

g) Correção Esférica

O campo de radiação de uma fonte tem comportamento similar à luz, cuja intensidade varia com o inverso do quadrado da distância. Obedecendo a esta lei da ótica, os feixes não se propagam paralelamente em direção ao sistema de aquisição, e sim formando um ângulo sólido com o eixo de propagação, que causa a magnificação das imagens radiológicas; isto é, os tamanhos da imagem e da projeção do objeto não são iguais, sendo a imagem maior que o objeto. Quando os três elementos (fonte, objeto e sistema de aquisição) estão bem alinhados, este efeito é insignificante, mas para outros casos é preciso corrigi-lo, a fim de melhorar a imagem antes de aplicar outros filtros.

Existem dois métodos para corrigir este efeito: mexer na posição dos pixels ou no valor dos tons de cinza, com uma função de projeção. A equação 14 é uma função que corrige o valor dos tons de cinza, fazendo projeções destes sobre um eixo fictício, onde $R=(X^2 + Y^2)^{1/2}$ é a distância do centro da imagem a qualquer ponto da mesma e D é a distância da fonte ao sistema de aquisição. Os efeitos produzidos por este filtro não são perceptíveis a olho nu, sendo preciso aplicar outro filtro sucessivamente para distinguir sua influência. A Figura 26b mostra uma imagem com correção esférica, com aplicação do filtro *passa-alta* logo em seguida.

$$g(x,y) = f(x,y) \cos \varphi \quad \text{com} \quad \varphi = a \tan \left(\frac{R}{D} \right) \quad (14)$$

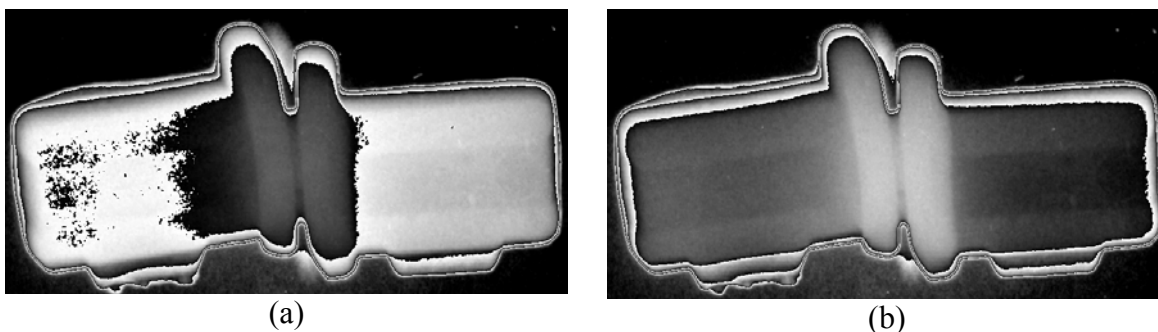


Figura 26. Correção esférica de imagens radiográficas: a) imagem original, b) imagem corrigida e filtrada.

h) Equalização por Histograma

O histograma é uma ferramenta ideal para obter informação da distribuição das cores ou dos tons de cinza no domínio da imagem. A informação obtida pode ser empregada para melhorar o contraste da imagem, filtrar um tipo de informação específica para segmentação, reconhecimento de padrões ou comparação de texturas [GONZALEZ, WOODS; 1993].

Neste filtro, o histograma da imagem é transformado para modelar uma nova distribuição e modificar os valores das cores e dos tons de cinza, visando otimizar o contraste. A equação 15 mostra a forma matemática de um histograma normalizado, onde P_i é um vetor com L elementos, cujo valor é atualizado com a soma do valor anterior P_{i-1} e a constante $1/MN$ (M largura e N altura em pixels da imagem). A equalização do histograma acontece quando são somados os elementos do vetor $P[k]$ com $k=0,1,2,...,L$ progressivamente, dando origem a um novo histograma $h[n]$ com $n=0,1,2,...,L$, como mostra a equação 16.

A Figura 27a mostra uma imagem sem contraste, porque os tons de cinza estão mal distribuídos, estando concentrados numa pequena região da faixa dinâmica, ficando estes tons saturados no histograma. Para melhorar a visualização da imagem, é preciso redistribuir os tons de cinza para contrastá-la, usando o critério da equalização do histograma.

A Figura 27b apresenta o resultado obtido com a aplicação do filtro, onde o histograma mostra a nova distribuição dos tons de cinza na imagem, a qual revela novas informações que estavam ocultas.

$$P_i[f(x,y)] = P_{i-1}[f(x,y)] + 1/MN \quad (15)$$

$$h[n] = \sum_{k=0}^n P[k] \quad \text{onde} \quad g(x,y) = Lh[f(x,y)] \quad (16)$$

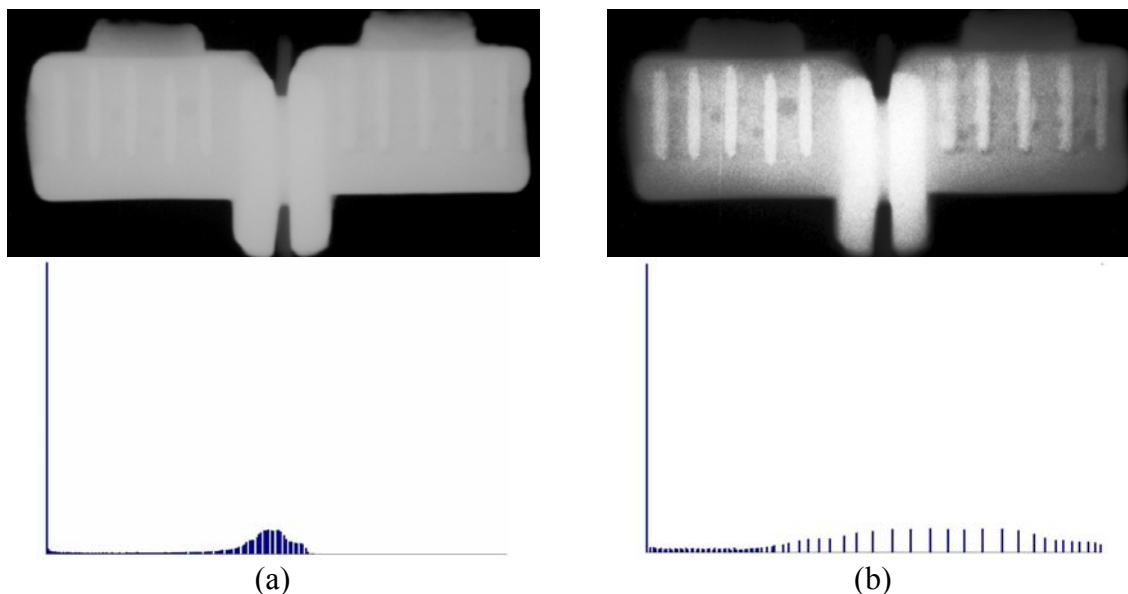


Figura 27. Filtro equalização por histograma: a) imagem original com seu histograma, b) imagem filtrada com o histograma equalizado.

i) Realce ponto a ponto

Pode-se observar que os filtros até agora estudados nesta seção tratam a informação globalmente, isto é, não dando importância às pequenas diferenças existentes entre pixels vizinhos. Neste filtro, há uma tentativa de abordar esse problema, envolvendo variáveis globais e locais numa função.

O filtro *Realce ponto a ponto*, que aparece matematicamente representado na equação 17, toma o valor médio W de todos os pixels da imagem, assim como também da vizinhança $A(x,y)$ que ficam em torno ao ponto $f(x,y)$. O desvio padrão $\sigma(x,y)$ de cada ponto vizinho $A(x,y)$ ao ponto $f(x,y)$ é calculado, e uma constante arbitrária α cujos valores estão dentro do intervalo $[0, 1]$, controla a intensidade do brilho na imagem.

$$g(x,y) = \alpha \left(\frac{W}{\sigma(x,y)} \right) \cdot [f(x,y) - A(x,y)] + A(x,y) \quad (17)$$

Como se pode ver, neste filtro, estão conjugados os elementos necessários para torná-lo um dos mais bem sucedidos filtros para o realce de imagens. A Figura 28 mostra duas imagens, onde à esquerda (Figura 28a) se encontra uma imagem sem brilho, e à

direita (Figura 28b) pode-se ver a mesma imagem modificada, onde é possível distinguir claramente as mudanças de geometria, depois de ser realçada com este filtro.

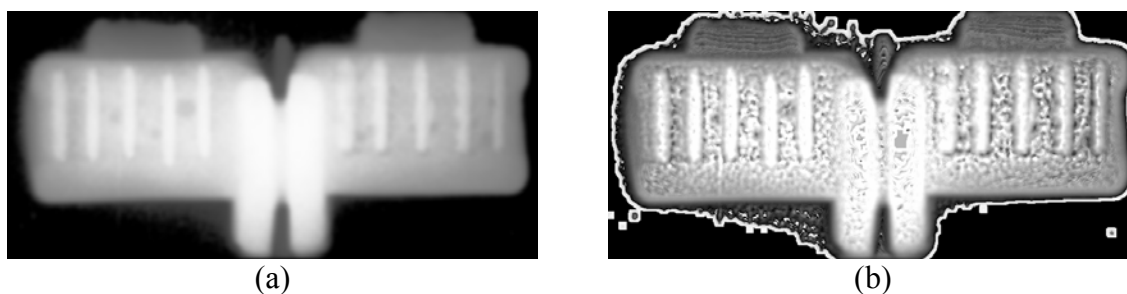


Figura 28. Filtro Realce ponto a ponto: a) imagem original, b) imagem realçada.

j) Pseudo-cor

Este tipo de filtro ou algoritmo é empregado principalmente para colorir imagens radiográficas em tons de cinza. Os filtros dão cor às diferentes densidades óticas que compõem a imagem. São amplamente usados em aparelhos de raios-x em aeroportos, alfândegas e portos marítimos para inspecionar mercadorias e bagagens. Na última década, as fronteiras de países desenvolvidos, como a dos Estados Unidos, passaram a controlar o ingresso de imigrantes ilegais, vistoriando veículos com equipamentos de raios-x, onde são empregados estes filtros.

Os algoritmos matemáticos que modelam estes filtros são desenvolvidos em função das características fisiológicas com as quais funcionam nossos olhos e na sua capacidade para distinguir cores. Um pixel numa imagem é composto principalmente de três cores fundamentais: vermelho, verde e azul cujas intensidades varia entre 0 e 1, quando são normalizados. Fazendo a sobreposição das três cores, pode-se conseguir reproduzir todo o espectro eletromagnético visível a nossos olhos. Usando funções matemáticas apropriadas se pode obter uma gama de cores bem distribuídas e suaves para dar cor a imagens radiográficas. As equações 18 e 19 mostram duas funções que foram programadas no software RadImag para colorir imagens. A equação 18 contém três funções sinusoidais somadas e defasadas ε_1 e ε_2 para variar o leque de cores disponíveis, e a equação 19 contém três funções lineares somadas, para conseguir o maior número possível de cores. Nota-se que aqui a função $f(x,y;r,g,b)$ representa a imagem matematicamente e neste caso

está dependendo de mais três variáveis (r , g e b), que são as cores fundamentais. O mesmo princípio foi aplicado na função de saída $g(x,y;r,g,b)$.

$$g(x,y;r,g,b) = |\sin \omega| + |\sin(\omega + \varepsilon_1)| + |\sin(\omega + \varepsilon_2)| \quad \text{com} \quad \omega = \frac{2\pi L}{f(x,y;r,g,b)}; \quad (18)$$

$$g(x,y;r,g,b) = \left[\frac{f(x,y;r,g,b)}{L} \right] + \left[1 - \left| 1 - \frac{2f(x,y;r,g,b)}{L} \right| \right] + \left[1 - \frac{f(x,y;r,g,b)}{L} \right] \quad (19)$$

A Figura 29 apresenta três imagens: a Figura 29a mostra a radiografia em tons de cinza, a Figura 29b pode-se ver a mesma imagem, colorida com o algoritmo matemático descrito na equação 18 e a Figura 29c foi filtrada com a função da equação 19.

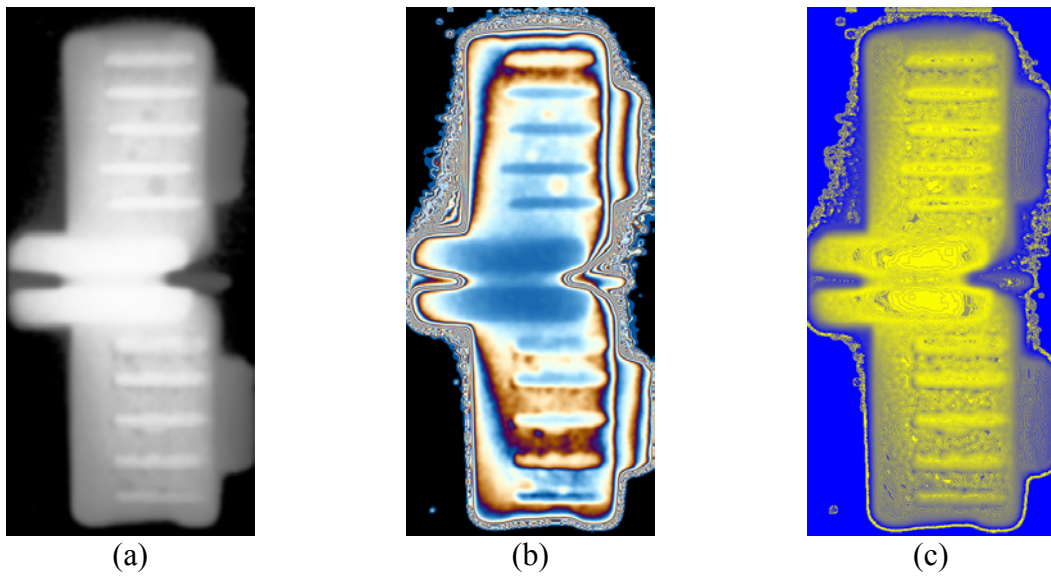


Figura 29. Filtros para colorir: a) radiografia em tons de cinza, b) imagem colorida com filtro senoidal, c) imagem colorida com filtro linear.

k) Filtros dinâmicos para realce

Neste trabalho não foram deixados de fora os filtros dinâmicos, ou como são algumas vezes chamados filtros não-lineares, os quais têm dado excelentes resultados na eletrônica, robótica, redes neurais artificiais e no processamento de sinais e imagens. Este tipo de filtro tem sido usado fundamentalmente para minimizar ruídos estocásticos (não obedece a padrões) das imagens. Muitas técnicas são usadas para este propósito, tais como:

wavelets, difusão isotrópica e anisotrópica, filtragem bilateral, etc. O algoritmo matemático mostrado na equação 20 é uma exceção do uso tradicional destes, já que foi implementado para realçar as cores ou tons de cinza que compõem a imagem.

Este filtro contempla três conceitos bem importantes:

- 1) O ajuste cromático feito pela diferença entre o pixel central $I_c[f(x,y)]$ e seus vizinhos mais próximos $I_c[A(x,y)]$;
- 2) Uma função de grau que permite escolher a resolução desejada, mostrada na equação 21, onde α é uma constante que pode adquirir os valores $[0, \infty)$. Esta função faz parte da equação 20, onde a variável x representa os valores do ajuste cromático.
- 3) O terceiro conceito é a distância $d(f(x,y), A(x,y))$ entre o pixel central $f(x,y)$ e seus vizinhos mais próximos $A(x,y)$. Aqui, a função distância atua como um fator de pesos, onde a influência dos pixels mais afastados é mínima comparada à dos mais próximos. Esta função pode ter quatro formas matemáticas: Euclidiana, Exponencial Inversa, Manhattan e Maximum, as quais são mostradas na equação 22, respectivamente [RIZZI, GATTA, MARINI; 2003].

$$g(x,y) = \sum \frac{r(I_c[f(x,y)] - I_c[A(x,y)])}{d(f(x,y), A(x,y))} \quad (20)$$

$$r(x) = \begin{cases} -a & -\infty < x < -1/\alpha \\ \alpha x & -1/\alpha \leq x \leq 1/\alpha \\ a & 1/\alpha < x < \infty \end{cases} \quad (21)$$

$$d = Ed = \sqrt{dx^2 + dy^2}; \quad d = e^{-\frac{1}{\sigma Ed}}; \quad d = dx + dy; \quad d = \text{Max}(dx, dy) \quad (22)$$

A Figura 30 mostra três imagens, onde a Figura 30a exibe uma imagem sem contraste nem brilho; a Figura 30b foi contrastada com o filtro dinâmico aqui descrito, cuja função distância é Euclidiana; e a Figura 30c mostra a mesma imagem filtrada usando a função distância Exponencial Inversa.

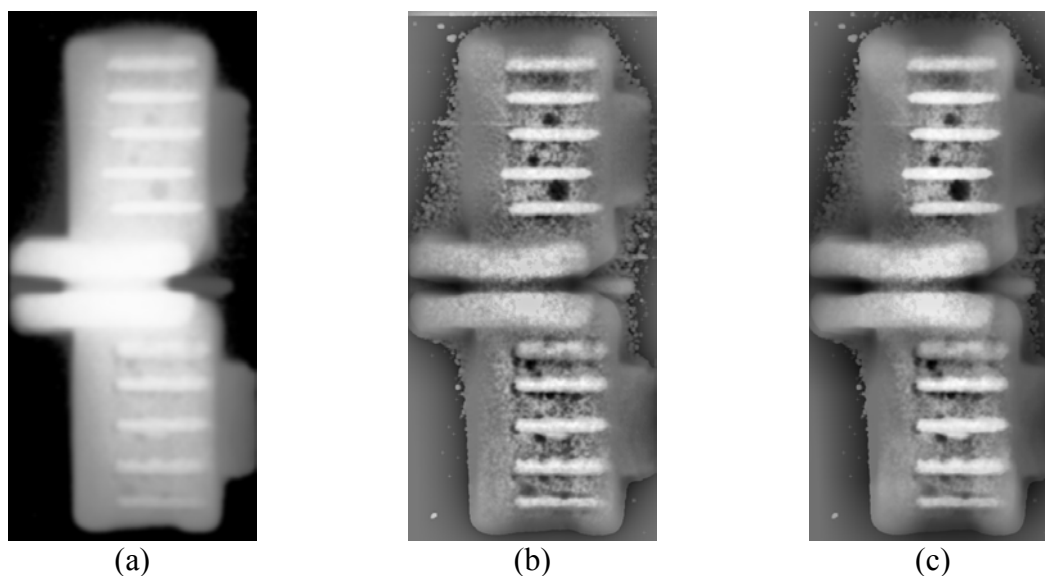


Figura 30. Filtro dinâmico: a) imagem original, b) imagem filtrada com função distância Euclidiana, c) imagem filtrada com função distância Exponencial Inversa.

2.2.4.3 Filtros para segmentação

O objetivo das técnicas de segmentação é dividir a imagem em suas diversas partes ou segmentos (objetos e regiões). O nível ou quantidade de divisões aplicadas na imagem varia conforme a aplicação, e em geral é realizada até atingir um nível de separação suficiente entre os objetos de interesse na cena analisada [GONZALEZ, WOODS; 1993].

Os algoritmos de segmentação baseiam-se, principalmente, em duas propriedades contidas nos tons de cinza da imagem: a *descontinuidade* e a *similaridade*. Quanto à descontinuidade, a idéia está em dividir a imagem em regiões, de acordo com as mudanças de geometria como, por exemplo, cantos e arestas de objetos na imagem. No caso da segmentação por similaridade, a imagem é dividida em regiões de acordo com algum padrão de similaridade entre as regiões, tais como: o nível de intensidade luminosa, a cor ou a textura.

Dentre as técnicas de segmentação mais conhecidas, destacam-se a detecção de descontinuidades, as quais estão baseadas em operações como derivadas de primeira e segunda ordens, que podem ser feitas em uma ou duas dimensões. Desta forma, o filtro gradiente (equação 23) procura enfatizar as mudanças graduais e suaves das bordas dos objetos. Este filtro pode ser utilizado para valorizar as bordas horizontais, verticais, ou ambas.

$$g(x,y) = \nabla f(x,y) = \frac{\partial f}{\partial x} + \frac{\partial f}{\partial y} \quad (23)$$

A Figura 31a mostra uma imagem que foi submetida à ação do filtro gradiente, onde se podem ver as bordas que contornam a imagem, assim como as bordas que marcam as mudanças de geometria.

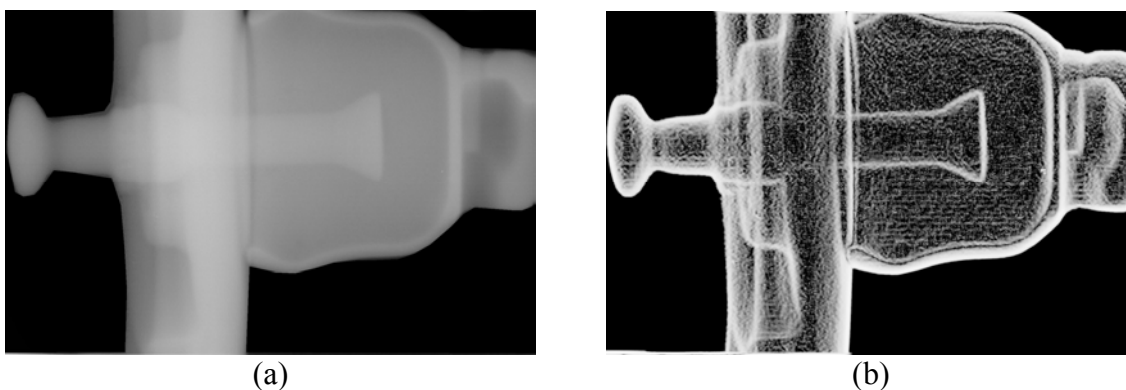


Figura 31. Filtro gradiente: a) imagem original, b) imagem segmentada com gradiente.

2.2.4.4 Filtros para restauração de imagens

Quando se utiliza técnicas de realce de imagens, que é uma etapa no processamento, se enfatizam feições na imagem, assim como também as imperfeições ou ruídos. Por esta ótica, torna-se necessário que estes elementos negativos sejam retirados ou atenuados, antes da aplicação das técnicas de realce.

Uma das muitas técnicas usadas para este fim é a restauração de imagens, onde existem inúmeros métodos desenvolvidos. Dentre os mais importantes, incluem-se: o filtro inverso, filtro de Wiener, técnicas de regularização e métodos de programação linear, [GONZALEZ, WOODS; 1993].

O método mais usado para restauração de imagens é o filtro *inverso*, que se vale da transformada de Fourier $TF\{f(x,y)\}$ para construir um filtro compatível. A informação contida espacialmente nos tons de cinza, fica expressa em função das frequências ali presentes $F(u,v)$, facilitando sua manipulação. Para isto no espaço freqüencial, se faz a convolução da função freqüencial da imagem $F(u,v)$ com uma função inversa $H(u,v)^{-1}$ no mesmo espaço que possui as características do defeito a ser corrigido (equação 25). A

equação 24 mostra um modelo matemático da imagem no espaço de Fourier, onde os defeitos são representados pela função $H(u,v)$.

$$TF\{f(x,y)\} = F(u,v) = H(u,v)G(u,v) \quad (24)$$

$$g(x,y) = TF^{-1}\{F(u,v)H(u,v)^{-1}\} = H(u,v)G(u,v)H(u,v)^{-1} \quad (25)$$

De forma geral, pode-se tratar a filtragem com o filtro inverso como uma operação matricial, onde $\mathbf{G} = \mathbf{FH}^T = \mathbf{HGH}^T$. A Figura 32a mostra a imagem obtida como produto da reconstrução de uma fatia tomográfica, a qual não foi submetida à restauração. A Figura 32b apresenta a mesma imagem, depois de ser filtrada com um filtro inverso.

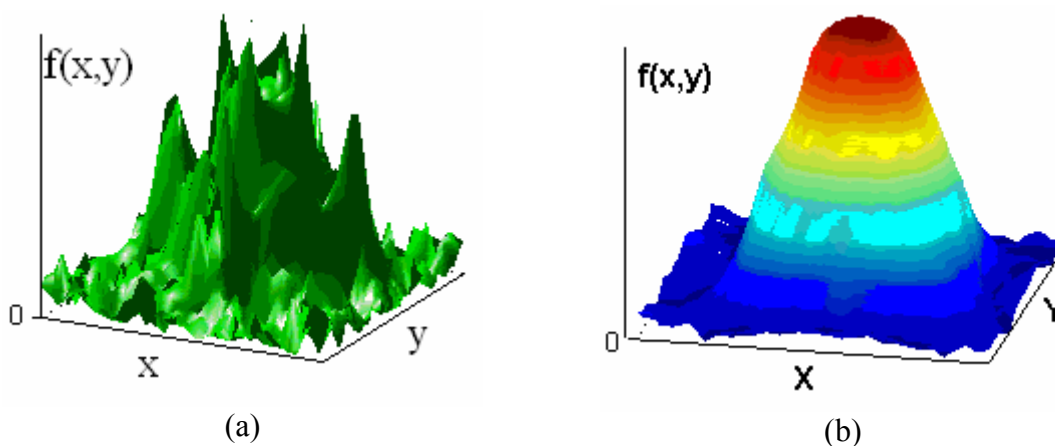


Figura 32. Filtro inverso de restauração: a) imagem sem filtragem, b) imagem restaurada com filtro inverso.

2.2.4.5 Compressão de imagens

A cada dia, um número maior de pessoas no mundo se torna usuário das facilidades proporcionadas pela informática, tais como: troca de informação via e-mail, digitalização de documentos, livros eletrônicos, imagens, vídeo, filmes, música, etc. Estima-se que a quantidade de informação no mundo dobra a cada 30 dias e que na próxima década esta cifra cairá para 15 dias. Este fato é preocupante quando se sabe que atualmente o desenvolvimento tecnológico de sistemas para armazenamento e manipulação de informação não está conseguindo acompanhar o crescimento geométrico da mesma ($x_{n+1}=2y_n$; $y_n=2x_{n+1}$).

Outro dado importante é que deste volume de informação, mais de 50% corresponde a imagens. Para se ter uma idéia, somente os exames de cineangiogramia do InCor (Instituto do Coração do Hospital das Clínicas do Estado de São Paulo) geram em torno de 45 Gigabytes por dia de arquivos de imagem (hoje, um disco rígido de computador tem uma capacidade média de 40 Gigabytes) [PAPA, MASCARENHAS, FONSECA; 2005]. São estes dados que permitem perceber a necessidade de se procurar soluções para estes problemas.

Uma solução que está sendo consolidada é o desenvolvimento de compressores de imagens, dos quais existe um bom número de formatos para compressão que reduzem consideravelmente o tamanho da informação. Existem dois grupos de compressores: *com perda* tais como: JPEG (Joint Photographic Experts Group), GIF (Graphics Interchange Format), DCT (Discrete Cosine Transform), PNG (Portable Network Graphics), BMP (Windows Bitmap) etc; e os formatos *sem perda*, os quais são amplamente usados em medicina. Alguns dos formatos mais populares são: JPEG-DPCM, TIFF (Tagged Image File Format), SVG (Scalable Vector Graphics), EPS (Encapsulated PostScript) e PDF (Photo Decoder Format) etc.

No processo de compressão, objetiva-se a redução da quantidade de dados necessários para representar uma imagem digitalmente. A forma mais comum de fazê-lo é reduzir e remover dados redundantes, o que é feito durante o armazenamento da mesma.

Os quatro tipos de redundância encontrados em 90% dos casos são: *Redundância de codificação* - que ocorre quando as cores ou tons de cinza de uma imagem são codificados com símbolos ou números além dos empregados pelo formato; *Redundância espacial ou interpixel* - dada pelo grau de correlação existente entre as formas geométricas ou estruturais que compõem a imagem, isto é, quando o valor de um pixel pode ser obtido pelo valor dos seus vizinhos; *Redundância espectral* - quando as imagens possuem mais de uma faixa espectral sem necessidade e podem ser reduzidas (isto é equivalente a fazer uma redução na resolução digital); *Redundância psico-visual* - o olho humano não responde com a mesma sensibilidade a todas as informações visuais. Certas informações têm relativamente menos importância que outras no processo visual normal. Tais informações são chamadas psico-visualmente redundantes e podem ser eliminadas, sem prejuízo da qualidade da imagem [GONZALEZ, WOODS; 1993].

O critério matemático usado para avaliar a qualidade dos compressores é mostrado na equação 26, onde N é a largura e M a altura da imagem em pixels, $f(x,y)$ a imagem se comprimir e $h(x,y)$ a mesma depois de comprimida.

$$e_{rms} = \sqrt{\frac{1}{NM} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} (h(x,y) - f(x,y))^2} \quad (26)$$

Quanto menor for o valor de e_{rms} maior será a qualidade do algoritmo compressor. A Figura 33a mostra uma imagem não comprimida; a Figura 33b apresenta a mesma imagem, mas num formato de compressão sem perdas, e a Figura 33c mostra a imagem num formato de compressão cujas perdas de informação são visíveis.

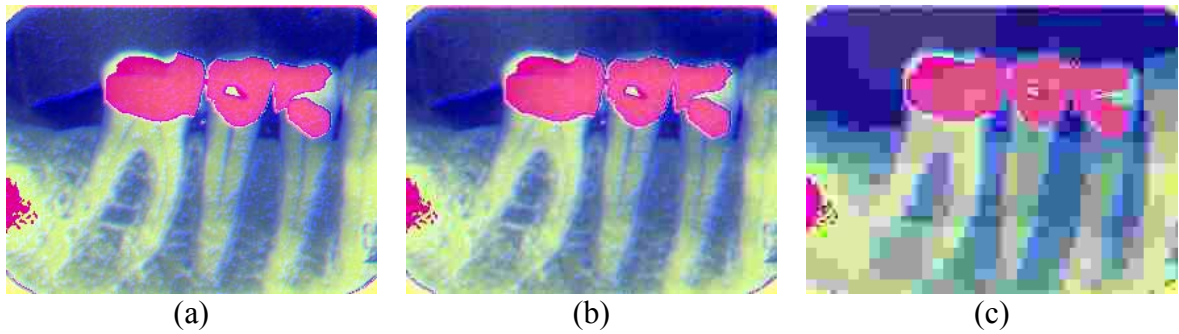


Figura 33. Compressão de imagens: a) imagem sem compressão, b) imagem comprimida num formato sem perdas, c) imagem com perdas de compressão.

Capítulo 3

Metodologia

A necessidade de construir um programa para processar imagens digitais surgiu quando o grupo de Instrumentação e Dosimetria do Departamento de Energia Nuclear da UFPE (DEN/UFPE) iniciou suas pesquisas na área de ensaios não destrutivos radiológicos. Ali se obtiveram imagens digitais de variada qualidade (algumas destas muito baixas) usando um sistema Imaging Plate. No início foram usados programas já existentes (como os embutidos nos sistemas de aquisição) para melhorar sua visualização, alterando as características mais importantes, tais como, contraste, brilho e redução de ruído, obtendo resultados pobres.

Logo depois, destas tentativas, tomou-se a decisão de construir uma ferramenta computacional flexível para o melhoramento substancial das imagens com má qualidade. Neste capítulo, serão descritos alguns passos sequenciais durante o desenvolvimento do programa RadImag.

3.1 Análise de softwares para processamento de imagens

No primeiro momento, logo depois que se tomou a decisão de construir o software, se pensou em fazer uma revisão bibliográfica bem profunda, além de estudar alguns programas que estivessem ao alcance das possibilidades econômicas e estruturais do DEN, tais como: Paint, CorelTrace, PhotoShop, ImageJ, GX imaging e Imago. Nos programas selecionados se procurou:

- 1) Adquirir informações valiosas sobre seus pontos fortes e fracos;

- 2) Obter idéias que pudessem ser implementadas no desenho e construção do novo programa;
- 3) Obter uma lista de requisitos mínimos que o programa deveria atender.

Alguns dos pontos analisados nos programas foram: as ferramentas que ofereciam para a manipulação das imagens; qualidade dos formatos disponíveis para as imagens; número de filtros disponibilizados e simplicidade na interface com o usuário; efeitos produzidos pelos filtros sobre as imagens e valor econômico das licenças. Durante o estudo destes pontos foi obtida informação valiosa que contribuiu notavelmente para o desenho do programa. Algumas destas pautas foram: boas práticas de desenho na interface com o usuário; organização das ferramentas e ícones na tela; tempo de execução dos algoritmos programados. Esta análise proporcionou parâmetros importantes para a escolha da linguagem de programação computacional mais eficiente.

Os pontos estudados resultaram numa série de soluções encontradas, como: uma forma de manipular a informação diretamente, facilitando a realocação da mesma dentro do documento de modo a conferir imediatamente o resultado; um formato para organizar as ferramentas, ajudando o usuário a reduzir o esforço mental ao utilizá-las; um jeito de colocar os comandos para serem facilmente reconhecidos e encontrados.

3.2 Protótipos do programa

A criação de software é um processo iterativo, o qual requer o desenvolvimento rápido de novas versões, que permitam ser avaliadas periodicamente pelo usuário. A geração de protótipos é uma técnica bem usada para construção de programas, onde uma versão inacabada é rapidamente disponibilizada com o propósito de validar requisitos da aplicação [BRAGA; 2006].

Um protótipo de alta qualidade se caracteriza por ser semelhante ao programa final, onde grande parte de seu conteúdo é utilizado na construção da versão terminada. Já um de baixa qualidade, nem de longe é parecido ao produto final. Existem ferramentas computacionais disponíveis no mercado para geração rápida destes protótipos, tais como: o RAD (Rapid Application Development), Visual Basic, Delphi e MatLab. Existem também outros menos práticos e rápidos para criação de protótipos, mas são de livre acesso, tais como: Development Visual C++, Python e Java.

Durante o desenvolvimento do programa RadImage (que será formalmente apresentado no capítulo 4) foram criados dois protótipos. O primeiro destes foi feito no software MatLab, onde foram testados e comparados os algoritmos matemáticos mais complicados, tais como: a transformada de Fourier, equalização por histograma, melhoramento ponto a ponto, etc. com os filtros existentes em sua base de dados. O segundo protótipo foi desenvolvido no programa Development Visual C++ [PETZOLD; 1998]. Neste caso, foi criada uma interface gráfica acoplada a um banco de filtros para apresentar os resultados das operações. Deste programa foi aproveitada sua base computacional forte e estável, assim como o grande número de aplicações matemáticas prontas, para programar os algoritmos matemáticos escolhidos.

3.3 Testes do RadImag

Nesta etapa, foi escolhido um conjunto de cinco imagens que fossem suficientemente heterogêneas para testar a funcionalidade dos filtros, tempo de execução dos algoritmos e a resolução apresentada pelos componentes gráficos escolhidos para a apresentação dos resultados. As imagens foram também processadas nos programas listados no item 3.1 deste capítulo, para fazer uma base de elementos gráficos representativa, que foi usada na comparação dos resultados obtidos no RadImag.

Os testes de velocidade de processamento foram feitos usando os filtros: *transformada de Fourier em passa-baixa e passa-alta, contraste linear, brilho logarítmico e melhoramento ponto a ponto*, com os programas ImageJ e MatLab, por estarem estas ferramentas disponíveis.

Outro teste de ordem conceitual foi feito no RadImag, onde foi apresentado o programa para duas pessoas leigas (clientes fictícios), às quais foi solicitado que trabalhassem com uma imagem. No primeiro momento, os clientes fictícios ficaram sem saber o que e como fazer para conseguir carregar uma imagem e apresentá-la na tela, mas devido o formato do programa, rapidamente acharam o caminho com tentativas de acerto e erro. Uma vez carregada a imagem, o programa disponibilizou as ferramentas para o processamento, facilitando sua aplicação.

Com a informação obtida através desta experiência, foi elaborado um manual para o usuário, que lamentavelmente não pode ser compreendido por uma pessoa totalmente

leiga na área de processamento de imagens, já que foram descritos os algoritmos e seus efeitos sobre as imagens, numa linguagem matemática.

Capítulo 4

Resultados e Discussão

Quando em 1964 se iniciou o processamento de imagens, só existiam imagens fotográficas, mas com o avanço da tecnologia e o amplo uso que as imagens têm na vida cotidiana, o número de métodos e de sistemas de aquisição cresceu consideravelmente, acarretando também um aumento da oferta e demanda de software especializado. Hoje se tem basicamente três tipos de programas para tratamento de imagens:

- a) Softwares direcionados à manipulação artística de fotos ou imagens, os quais corrigem efeitos produzidos pela estrutura física das câmaras fotográficas, tais como: olhos vermelhos, embaçamento devido a movimentações, orientação espacial incorreta, etc. Os programas que comumente são usados para corrigir estes defeitos são: CorelDraw, Image, Paint, PhotoShop que usam o sistema operacional Windows e Xfig, Xsane, Xnview, ImgSeek, Exif os quais usam o sistema operacional Linux.
- b) Programas para apresentação de imagens. Este tipo de software vem embutido nos sistemas para aquisição de imagens e em geral é um complemento do equipamento. Os programas com este fim corrigem automaticamente tendências negativas produzidas pelo equipamento ou erros mais freqüentes cometidos pelos profissionais durante sua manipulação. Os equipamentos destinados à medicina são os que mais freqüentemente utilizam estes programas, tais como: Tomógrafos PET, SPECT, CT, Sistemas IOX, Imaging Plate, etc.
- c) Programas profissionais que possuem todas as ferramentas matemáticas existentes para o processamento de imagens. Este tipo de software requer um conhecimento mais aprimorado em matemática e programação, assim como uma ampla noção das técnicas e métodos empregados no processamento de imagens. Os programas profissionais mais

conhecidos são: MatLab, DICOM e IntrBase, cujas licenças tem alto custo econômico. Também existem outros programas livres e de código aberto na internet, como ImageJ, DicomWorks, EViewBox, FPIImage, etc.

O programa RadImag, apresentado a seguir, é um produto que mistura as características dos três tipos de softwares anteriormente citados. Com o RadImag pretende-se achar o equilíbrio entre os melhores elementos computacionais exibidos pelos três grupos, tais como: consistência, estética, simplicidade e alta “capacidade de perdão” (o programa não trava), tudo unido a uma base matemática forte. No item a seguir apresentar-se-á o programa formalmente, onde se explanará seu funcionamento e se mostrará sua interface gráfica.

4.1 Programa RadImag

Este programa surge como um produto do trabalho desenvolvido pelo autor, onde foram conjugados os conhecimentos de programação na linguagem C++ aos procedimentos radiológicos: médicos, odontológicos e industriais.

O programa foi escrito em sua totalidade em Microsoft Visual C++ 6.0, o qual possui alta velocidade de processamento (superada apenas pela linguagem de máquinas). Seu editor de texto inteligente colore de azul o código do programa, facilitando a lembrança dos códigos de programação. A boa interface do compilador com o programador provê informação rápida e precisa de erros no código, assim como inconsistências de ordem lógica. Esta linguagem de programação prima pela ampla e bem sustentada biblioteca de aplicações matemáticas, a qual facilita grandemente a escritura de equações. É importante realçar que o Microsoft Visual C++ 6.0, possui uma estrutura que permite programar objetos e facilitar a ordem no trabalho, para não perder a seqüência lógica dos algoritmos [PETZOLD; 1998].

O RadImag foi criado com estrutura Windows, para facilitar a interação programa-usuário. Desta forma, o usuário não precisa aprender novos comandos (além dos que já conhece) dos programas da Microsoft. De forma geral, o programa RadImag pode abrir até quatro imagens diferentes em igual número de janelas, que podem interagir para facilitar operações entre elas.

O programa dispõe de 34 filtros repartidos em cinco menus: transformação, operações, cor, estatísticos e dinâmicos.

- a) No sub-menu *Transformação*, estão contidos os filtros: rotação, espelhamento horizontal e espelhamento vertical;
- b) O sub-menu *Operações* é o conjunto de filtros responsáveis por fazer: soma, subtração, multiplicação e divisão entre imagens que se encontrem carregadas nas janelas do programa.
- c) Os filtros do sub-menu *Cor*, modificam as cores em tons de cinza ou destes últimos para cores. Estes filtros foram denominados: gama, brilho, contraste, tons de cinza, pseudo-cor linear, pseudo-cor sinusoidal e pseudo-cor autovalor.
- d) O sub-menu *Estatísticos* foi escolhido por que os onze filtros neste grupo possuem alguma característica estatística. Os nomes dos filtros são: negativo, contraste linear, contraste linear AB, brilho raiz, brilho logarítmico, tira brilho, bit-planos, correção esférica, equalização histograma, auto-correlação e realce pontual.
- e) Por último, apresenta-se o grupo dos filtros no sub-menu *Dinâmicos*. Estes têm como característica especial a influência dos pixels vizinhos nas operações. Neste conjunto foram colocados oito filtros com os seguintes nomes: passa alta, passa baixa, projeção L'place, gradiente cilíndrico, gradiente retangular, histograma dinâmico, UGLCC (dist. Exp) e UGLCC (dist. Euclides).

Três filtros da lista anteriormente mencionada são algoritmos matemáticos inéditos (projeção L'place, auto-correlação e gradiente cilíndrico); por tal razão, eles não foram explanados no Capítulo 2 juntamente com os demais filtros.

4.1.1 Requisitos do sistema computacional para o RadImag

O programa RadImag foi feito em sua totalidade sobre a plataforma Windows, o que significa que, em princípio, não precisa de nada especial para funcionar; ele roda bem sobre os seguintes sistemas operacionais:

- a) Windows 98/SE
- b) Windows ME
- c) Windows NT 4.0
- d) Windows 2000

- e) Windows XP
- f) Windows 2003.

Quanto às especificações do hardware para instalação do programa, pode-se dizer que quanto maior seja a velocidade do processador, melhor desempenho apresentará o RadImag, mas ele roda bem num computador com velocidade mínima de 500 MHz. Durante o processamento de imagens, os elementos computacionais que mais trabalham são: a placa de vídeo e a memória de cache; por isto precisa uma placa de 8 MB ou mais; uma memória RAM de 64 MB; resolução na tela de 1024x768 pixels e 10 MB de memória no disco rígido.

4.1.2 Instalação do RadImag

Para instalar o programa, deve-se colocar o CD que contém o RadImag no leitor de CD/DVD do computador e depois executar o arquivo RadImag.exe, o qual instala automaticamente os elementos do programa e por último fecha a janela. Não é preciso reiniciar o computador, já que ele não deve plugar nenhum elemento ou reconhecer algum programa.

4.1.3 Como trabalhar com o RadImag

Neste item descrever-se-á cada um dos passos necessários para trabalhar com o programa RadImag, que serão numerados seguindo uma seqüência, desde a primeira tela apresentada pelo software, até a forma de usar os filtros para processamento das imagens. Serão mostrados os diferentes formatos de imagem que ele possui.

4.1.3.1 Passo 1 - Abrindo o programa

Quando o programa RadImag é executado pelo usuário, este mostra uma janela cinza com ícones no canto esquerdo e na parte superior da mesma. Também na parte superior é apresentada uma barra de menu com dois itens (Arquivo e Ajuda), os quais contêm propositalmente informação fundamental para utilização do Programa.

- a) O menu *Arquivo* contém cinco comandos, dos quais quatro abrem janelas filhas igualmente numeradas (janelas um, dois, três e quatro), e o outro comando fecha o programa (encerrar programa).
- b) O menu *Ajuda* tem dois comandos: o primeiro (sobre o RadImag) abre a caixa de diálogo *Programa RadImag* informando a versão do programa, os direitos autorais e o nome do autor; o segundo comando abre uma janela em formato HTML, onde se encontra o manual do programa.

A Figura 34 mostra a janela inicial do programa, onde podem ser distinguidos os elementos descritos anteriormente.

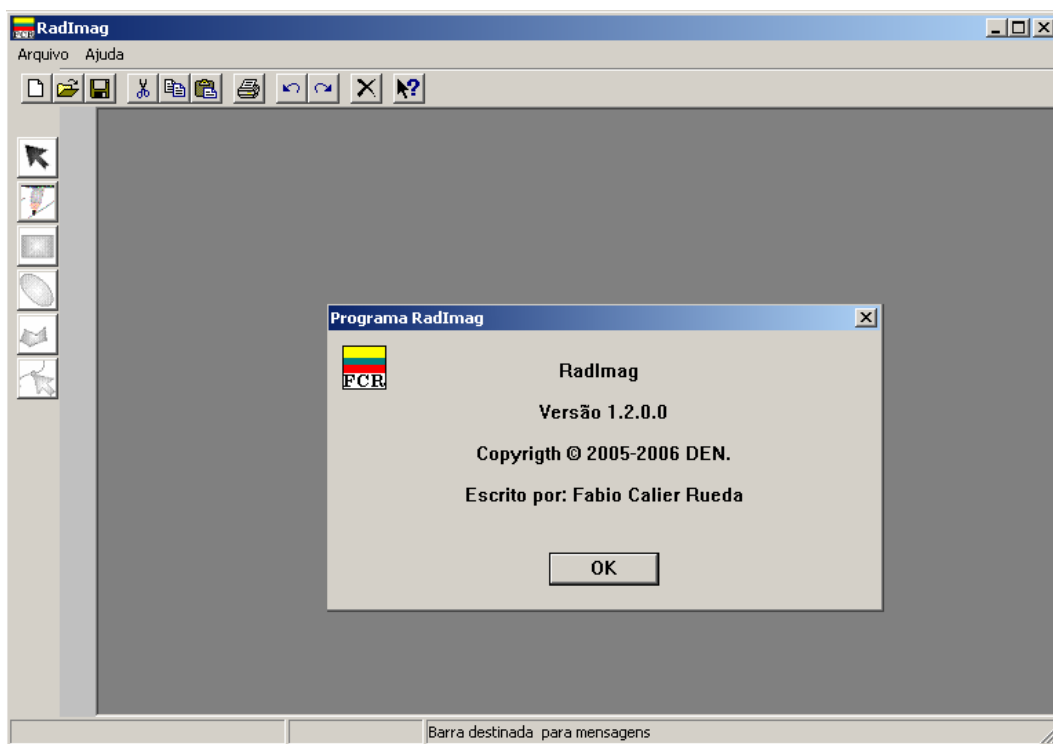


Figura 34. Janela inicial do RadImag e caixa de diálogo com informação sobre o programa.

4.1.3.2 Passo 2 - Preparando o ambiente gráfico

Para carregar uma imagem é necessário abrir uma janela filha, o que pode ser feito assim: com o mouse clicar no menu *Arquivo* e selecionar *Janela Um (Dois, Três ou Quatro)*. Com a janela filha aberta, o programa disponibiliza as ferramentas necessárias para iniciar o processamento. É necessário esclarecer que, antes de abrir a janela, nenhum dos ícones apresentados na tela estava ativado; quando qualquer janela filha for habilitada

os botões representados pelos ícones serão ativados. A barra de Menu, que inicialmente tinha informações fundamentais, muda e passa a ter seis itens: arquivo, editar, mostrar, filtros, janelas e ajuda, onde se encontram todas as possibilidades que oferece o software.

- a) O menu *Arquivo* passa a conter seis comandos, dos quais cinco foram acrescentados ao inicial: o primeiro (Novo) limpa qualquer imagem que estiver na janela, deixando-a pronta para receber outra imagem; o segundo (Abrir Arquivo) disponibiliza as ferramentas para carregar uma imagem; o terceiro (Salvar) salva a imagem no formato original; o quarto (Imprimir) formata as imagens para serem impressas; o quinto (Salvar Como) permite salvar uma imagem com diferente nome e formato.
- b) Menu *Editar*: neste item não se tem muito para acrescentar, já que ele contém comandos conhecidos do Windows tais como: desfazer, cortar, copiar, colar e apagar.
- c) O menu *Mostrar* tem dois comandos que controlam o tamanho da imagem na tela: o comando (Tamanho Normal) coloca a imagem na janela filha, sem modificar o número de pixels que a compõem, e o comando (Tamanho da Janela) ajusta a imagem ao tamanho da janela.
- d) O Menu *Filtros* foi descrito logo no início e será melhor explicado mais adiante.
- e) Em *Janelas* se encontram os comandos que abrem as três janelas filhas restantes e o comando que fecha sequencialmente as janelas filhas abertas.
- f) O Menu *Ajuda* permanece com a informação descrita no passo 1.

A Figura 35 mostra a tela do programa com a janela filha de nome *Jan-1* aberta. Na barra de Menu, na parte superior da tela, pode-se ver os itens listados anteriormente.

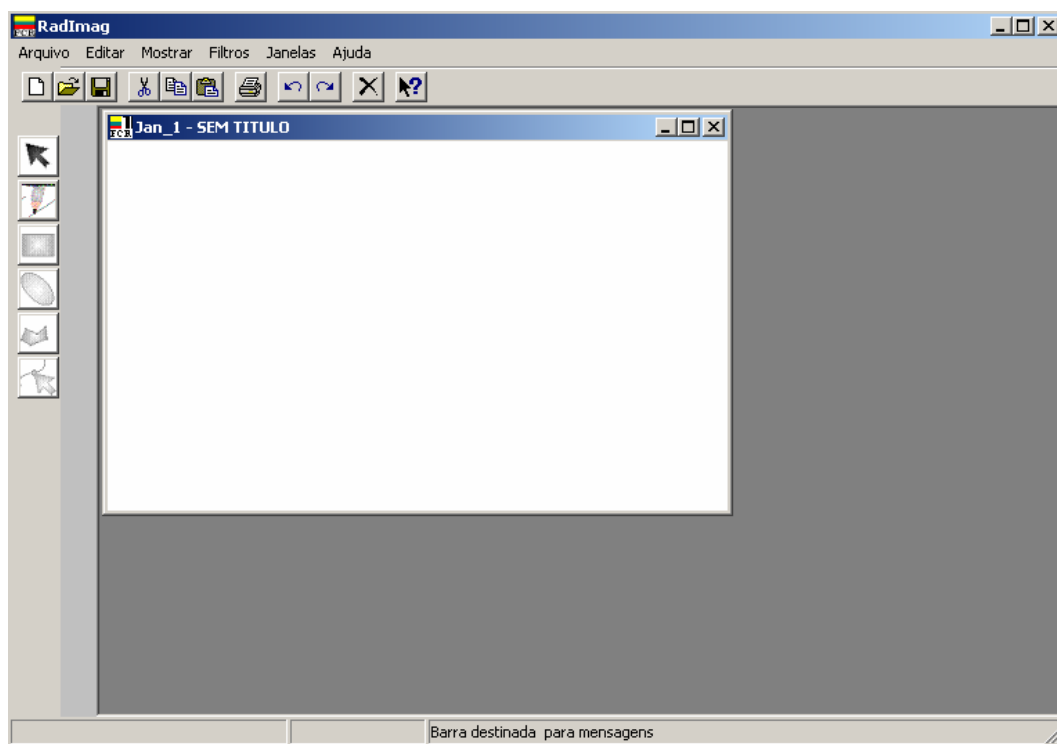


Figura 35. Tela do programa com uma janela filha aberta e a barra de menu modificada.

4.1.3.3 Passo 3 - Carregando uma imagem

O programa RadImag dispõe de três métodos para chamar a função que permite localizar as imagens no computador. no primeiro, clica-se no ícone *Abrir* da barra de ferramentas padrão; no segundo, seleciona-se o comando *Abrir Arquivo* no menu *Arquivo* e no terceiro, aperta-se simultaneamente as teclas *Ctrl + O*.

Quando a caixa de diálogo *Abrir* aparece na janela do programa, são mostradas as imagens que estão no formato BMP, já que o filtro na parte inferior seleciona este formato. O software pode abrir imagens de 27 formatos diferentes incluindo, entre outros: bmp, ico, jpeg, jng, koa, ascii, tiff, gif.

A Figura 36 apresenta a tela do RadImag, onde aparece destacada a caixa de diálogo *Abrir* (diálogos comuns do Windows), que permite procurar a imagem no computador; na parte inferior desta tela, pode-se observar alguns dos formatos aceitos pelo software.

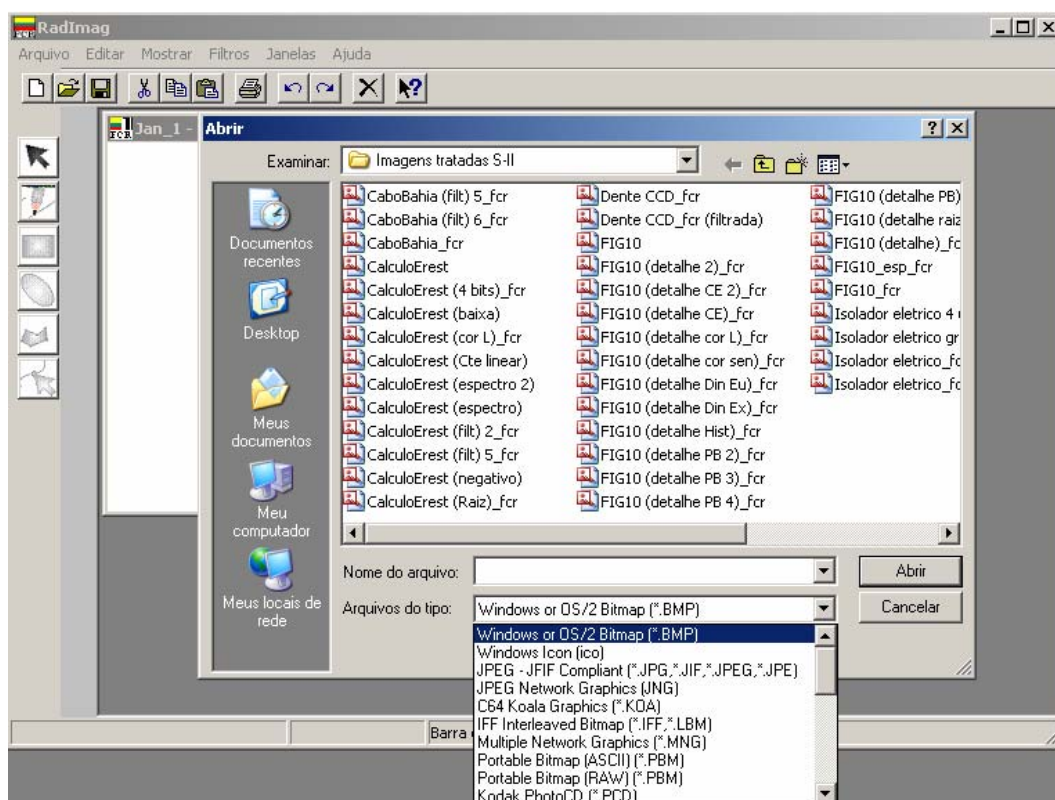


Figura 36. Carregando uma imagem no RadImag.

4.1.3.4 Passo 4 - Possibilidades oferecidas pelo programa

O programa oferece a possibilidade de trabalhar com multitarefas, abrindo quatro janelas filhas simultaneamente na janela do RadImag, obedecendo à regra da hierarquia das janelas filhas, onde a janela ressaltada é a que está ativa no momento e as outras ficam momentaneamente inativas. Isto pode ser feito abrindo o menu *Janela* e selecionando o comando que carrega cada uma delas. Para colocar as imagens na janela basta repetir o passo 3. Na Figura 37, as quatro imagens nas janelas do programa são mostradas simultaneamente.

Quando pelo menos uma imagem é carregada na janela, os botões representados na *barra de ferramentas RadImag* são ativados, os quais permitem respectivamente desenhar linhas retas, retângulos, círculos ou elipses, polígonos e também mover pontos do polígono. As formas geométricas demarcadas na imagem podem ser operadas com o grupo de filtros chamado Operações.

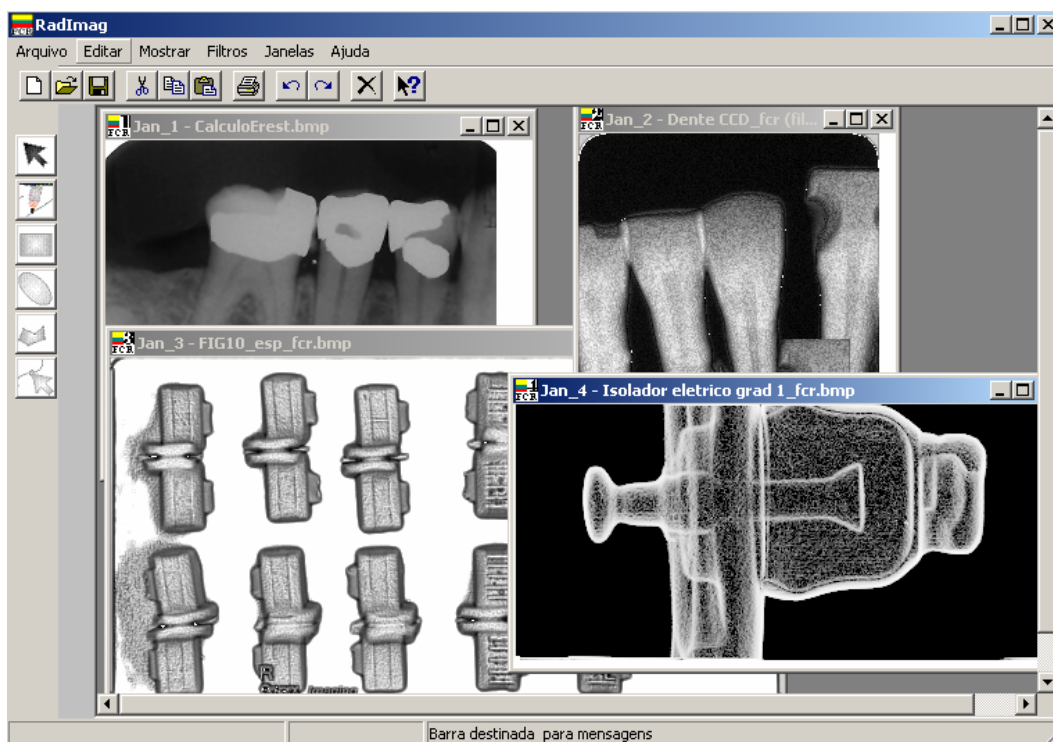


Figura 37. Janelas que podem ser abertas simultaneamente pelo programa.

4.1.3.5 Passo 5 - Filtros e seus parâmetros de controle

O objetivo final deste trabalho é a filtragem de imagens. Neste passo, se explanará o funcionamento dos filtros e se falará dos parâmetros que controlam sua eficácia.

Quando se abre o menu *filtros* e se escolhe um filtro dentre os cinco grupos existentes, o programa carrega uma caixa de diálogo *Controle dos Filtros* onde permanecem sem mudança a barra de título e os botões Desfazer, OK e Finalizar, mudando apenas os parâmetros para controlar cada filtro. Esta caixa não permite que qualquer outro comando seja acionado, permitindo a linearidade na execução do programa (dialogo modal).

Esta caixa de diálogo contém seis diferentes tipos de parâmetros que atendem integralmente às demandas dos filtros. A Figura 38 apresenta a janela do software, mostrando a caixa de diálogo modal *Controle dos Filtros*, enquanto se executa o filtro *rotação*.

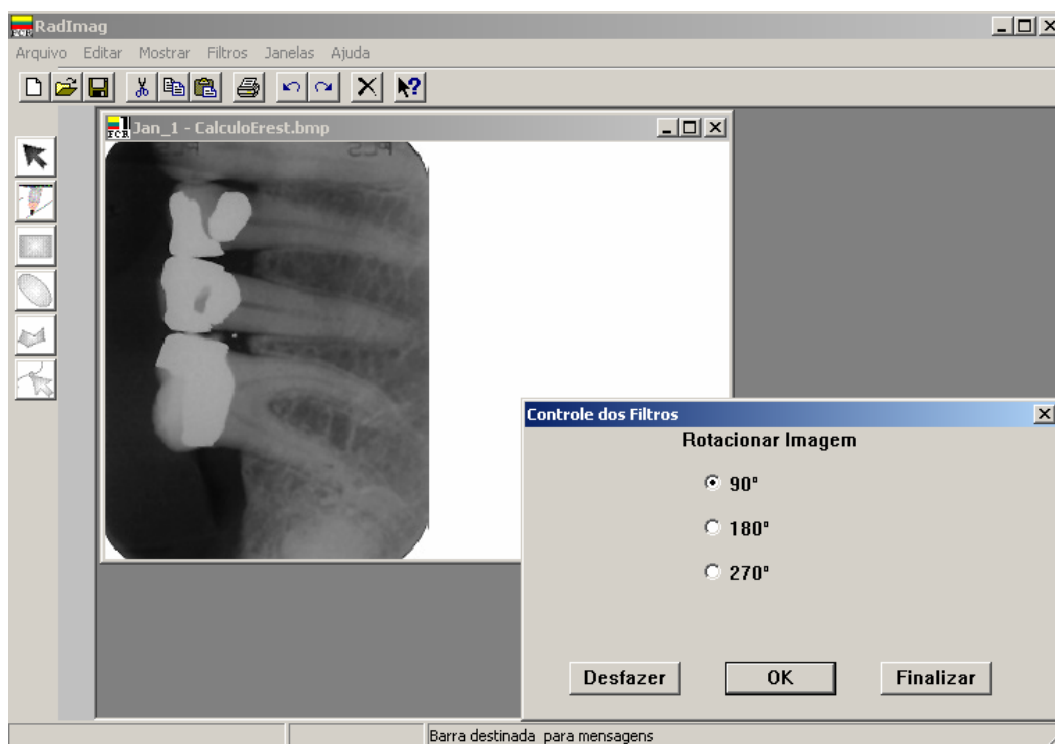


Figura 38. Caixa de diálogo que contém os parâmetros para controlar o filtro.

A Figura 39 mostra a caixa de diálogo básica *Controle dos Filtros*, com os três botões anteriormente mencionados, onde o botão *OK* executa o filtro; o *Desfazer* permite voltar à anterior imagem sem perda de informação; e o *Finalizar*, que é o comando que fecha a caixa de diálogo, e insere as modificações na imagem, preparando-a para a aplicação do próximo filtro. Este modelo de caixa é usado pela maioria dos filtros, dos quais se faz uma lista a seguir.

Os filtros contidos nos sub-menus *Transformação* (espelhamento vertical e horizontal), *Cor* (tons de cinza, pseudo-cor linear e auto-valor) e *Estatístico* (negativo, contraste linear, brilho raiz, tira brilho e equalização histograma), usam apenas os botões mencionados no parágrafo anterior.

A Figura 40 mostra o tipo de controle empregado pelos filtros contidos no sub-menu *Operações*, onde o controle deslizante, que aparece na parte inferior, permite selecionar em valor percentual o grau de alteração que deverá causar às imagens nas janelas filhas (Jan_1, Jan_2 ou Jan_3), sobre a imagem carregada na janela quatro, que podem ser selecionadas com o clique do mouse.

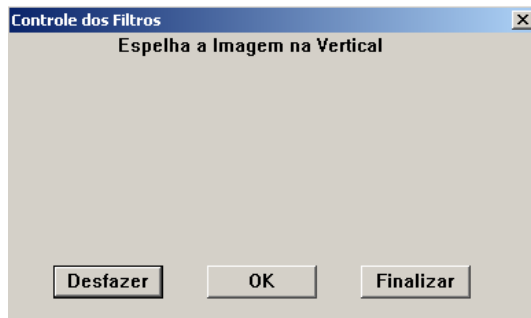


Figura 39. Caixa de diálogo simples.

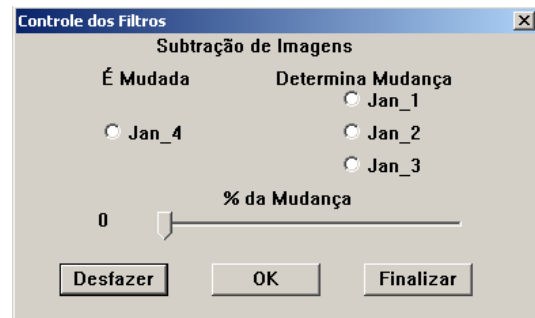


Figura 40. Comandos para controlar filtros contidos em operações.

A Figura 41 mostra a mesma caixa de diálogo, agora contendo um controle deslizante para modificar as variáveis dos filtros e obter uma melhor performance. Estes parâmetros geralmente oscilam num intervalo fechado de valores. Com o controle deslizante, facilmente pode-se examinar um grande número de valores dentro do intervalo, a fim de aumentar a chance de alcançar o efeito desejado. Os filtros contidos nos sub-menus *Estatístico* (correção esférica, cujo controle deslizante ajusta a distância); *Cor* (os filtros gama, brilho, contraste, sinusoidal, cuja variável permite mexer gradativamente na imagem) e o sub-menu *Dinâmico* (onde os filtros passa-alta e projeção L'place têm um número de pixels vizinhos fixos, que pode ser variado, para dar maior dinamismo ao processo) utilizam o mesmo controle deslizante.

A Figura 42 mostra o tipo de caixa de diálogo que permite escolher o número de pixels vizinhos que vão participar no processamento através da caixa de listagem.

Os filtros contidos nos sub-menus *Estatístico* (auto-correlação e bit-plano) e *Dinâmico* (passa baixa, gradiente cilíndrico e retangular) podem escolher o número de pixels vizinhos que participarão na filtragem.

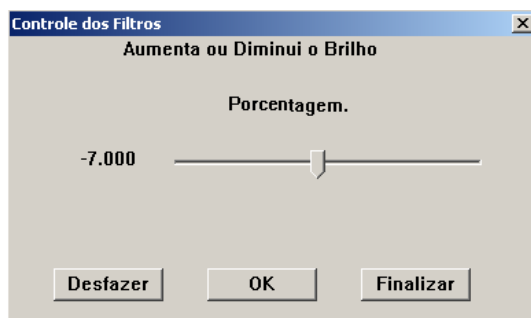


Figura 41. Controle deslizante

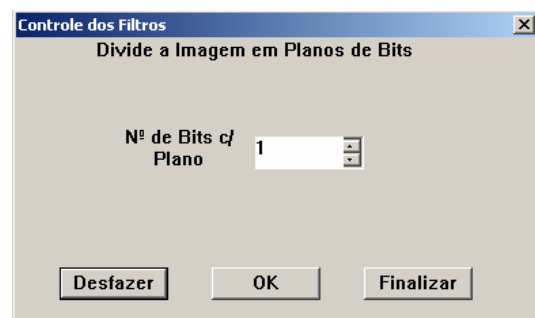


Figura 42. Caixa de listagem

A Figura 43 mostra a caixa de diálogo com dois *controles deslizantes* e duas *caixas de listagens*, os quais são usados para controlar os filtros *UGLCC - Dist. Exp* (Distância Exponencial) e *UGLCC - Dist. Euclides* (Distância Euclidiana) que se encontram no sub-menu *Dinâmico*. O controle deslizante superior é responsável pela resolução, e o inferior controla o declive da função. A caixa de listagem do lado esquerdo permite escolher o número de vizinhos que participarão no resultado. É importante realçar que nestes filtros o número de vizinhos escolhidos influencia fortemente o resultado, o qual deve ser representativo em relação ao número total de pixels da imagem. A caixa de listagem do lado direito faz uma amostragem simétrica e ordenada dos vizinhos escolhidos, isto é, seleciona uma quantidade representativa destes para agilizar os cálculos sem perder a fidedignidade no resultado.

Estes filtros foram explanados matematicamente e seus efeitos mostrados no item 2.2.4.3, letra k, do capítulo 2, sob o nome de *filtro dinâmico para realce*.

A Figura 44 apresenta a caixa de diálogo que controla o filtro *Contraste Linear entre A e B* do sub-menu *Estatístico*, onde o controle deslizante superior controla os valores que alteram os tons escuros da imagem, e o controle deslizante inferior é responsável pelos tons claros. O filtro *Contraste Linear*, explanado no item 2.2.4.3 letra b do capítulo 2, funciona de forma similar a este. A diferença entre estes dois filtros está nos valores AB, os quais são convenientemente introduzidos no *Contraste Linear entre A e B*, enquanto no outro os valores são procurados dentro da imagem.

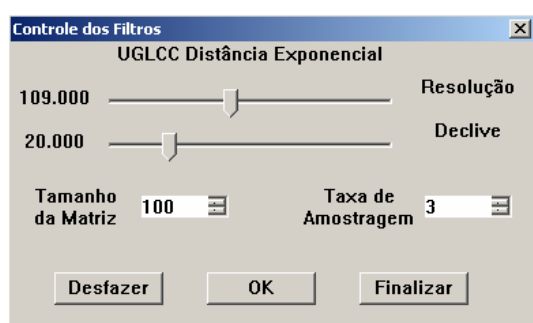


Figura 43. Controles dos filtros UGLCC.

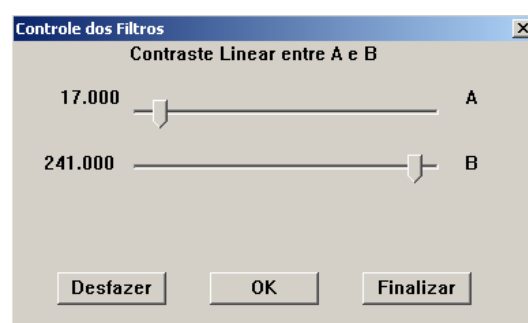


Figura 44. Controles do filtro contraste linear AB.

A Figura 45 mostra o modelo de caixa de diálogo empregado pelo filtro *Histograma Dinâmico* o qual possui duas caixas de listagem: a da esquerda escolhe o

número de vizinhos e a da direita faz uma amostragem para melhorar a performance do filtro.

A Figura 46 apresenta a caixa de diálogo com duas variáveis que controlam o filtro realce ponto a ponto, onde o controle deslizante fornece os valores da intensidade do brilho na imagem e a caixa de listagem permite escolher o número de vizinhos que contribuem no processamento.

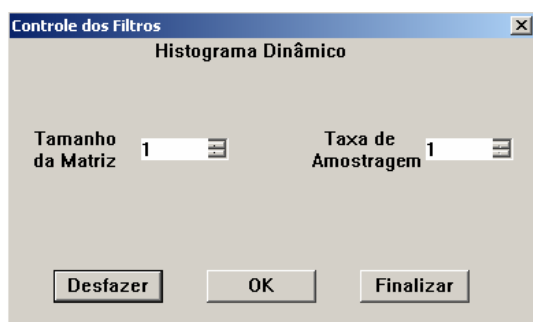


Figura 45. Caixa de diálogo para o filtro histograma dinâmico.

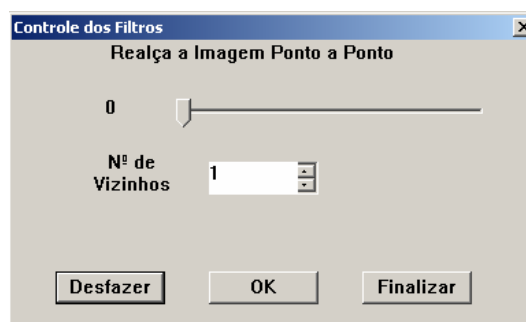


Figura 46. Caixa de diálogo para o filtro realce ponto a ponto.

4.1.3.6 Passo 6 - Salvando a imagem processada

O último passo refere-se a como guardar as modificações feitas na imagem. Quando a imagem é carregada pelo programa, este automaticamente faz um clone da imagem e muda o nome desta, introduzindo três letras antes do ponto que indica o tipo de formato, a fim de proteger a informação original quando esta for salva.

O procedimento para salvar a imagem é simples: pode clicar no menu *Arquivo* e escolher o comando **Salvar** ou simplesmente pressionar simultaneamente as teclas *Ctrl* + *S*. Também pode ser mudado o nome e formato da imagem, escolhendo o comando **Salvar como** no menu *Arquivo* ou, se preferir, pode-se pressionar simultaneamente as teclas *Ctrl* + *Shift* + *S*.

A Figura 47 apresenta a janela do programa que ressalta a caixa de diálogo **Salvar como**, que permite escolher um lugar no disco rígido, floppy ou cd-write no computador para guardar a imagem. Na parte inferior, é mostrada uma caixa com uma longa lista de formatos que podem ser escolhidos.

Com este passo, fecha-se o ciclo do funcionamento do programa RadImag. No item seguinte, será mostrado um conjunto de cinco imagens processadas com este software.

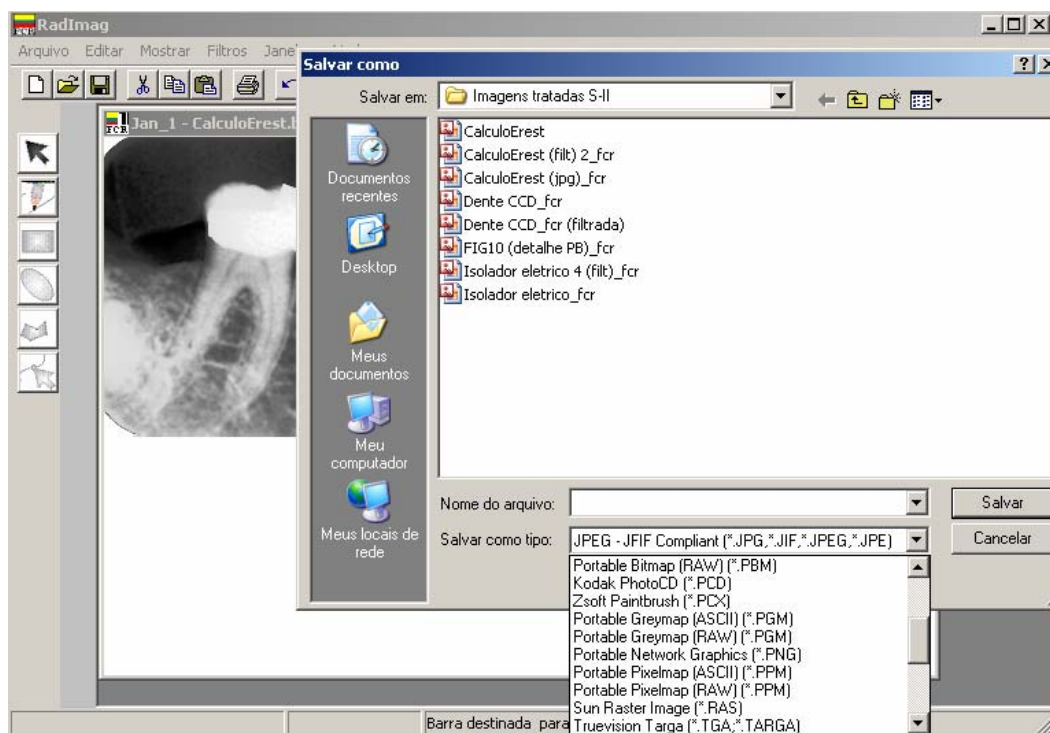


Figura 47. Janela do RadImag que permite salvar a imagem processada.

4.2 Imagens Radiográficas

O Programa RadImag foi basicamente testado com imagens radiológicas industriais e odontológicas. As primeiras foram adquiridas com o sistema Imaging Plate (item 2.1.6 do capítulo 2) usando fontes de raios-x e gama. As imagens odontológicas, por sua vez, foram adquiridas usando dois sistemas: o Flat Panel (item 2.1.5 do capítulo 2) com dimensões iguais às dos filmes convencionais (4x5cm, aproximadamente); e câmaras fotográficas digitais (item 2.1.1 do capítulo 2), para obter as imagens a partir de filmes convencionais.

4.2.1 Imagens Odontológicas

4.2.1.1 Radiografia com IOX

A Figura 48a apresenta a imagem radiológica de quatro dentes enxertados artificialmente no maxilar inferior, onde dois destes dentes possuem cáries induzidas propositalmente, indicadas pelas setas. A imagem foi obtida usando um sistema Flat Panel

de nome IOX, com aproximadamente 4,0cm de largura e 5,0cm de altura, que corresponde às dimensões de um filme convencional odontológico.

Nesta imagem, pode-se ver que parte da informação essencial necessária para realizar uma correta avaliação da arcada dentária se encontra mascarada. Fazendo o processamento da imagem, pode-se distinguir perfeitamente a totalidade do dente, o tecido ósseo no qual estão sustentados os dentes e parte do tecido mole que contém o dente no seu interior (Figura 48b). Também é possível observar claramente a cárie induzida artificialmente nos dentes que se encontram nos extremos da imagem, como indicam as setas.

A imagem da Figura 48b foi obtida aplicando filtragens sucessivas. Os filtros empregados para processamento, em sua respectiva ordem, foram: contraste linear e linear AB, passa-baixa, gradiente retangular e operação de subtração.

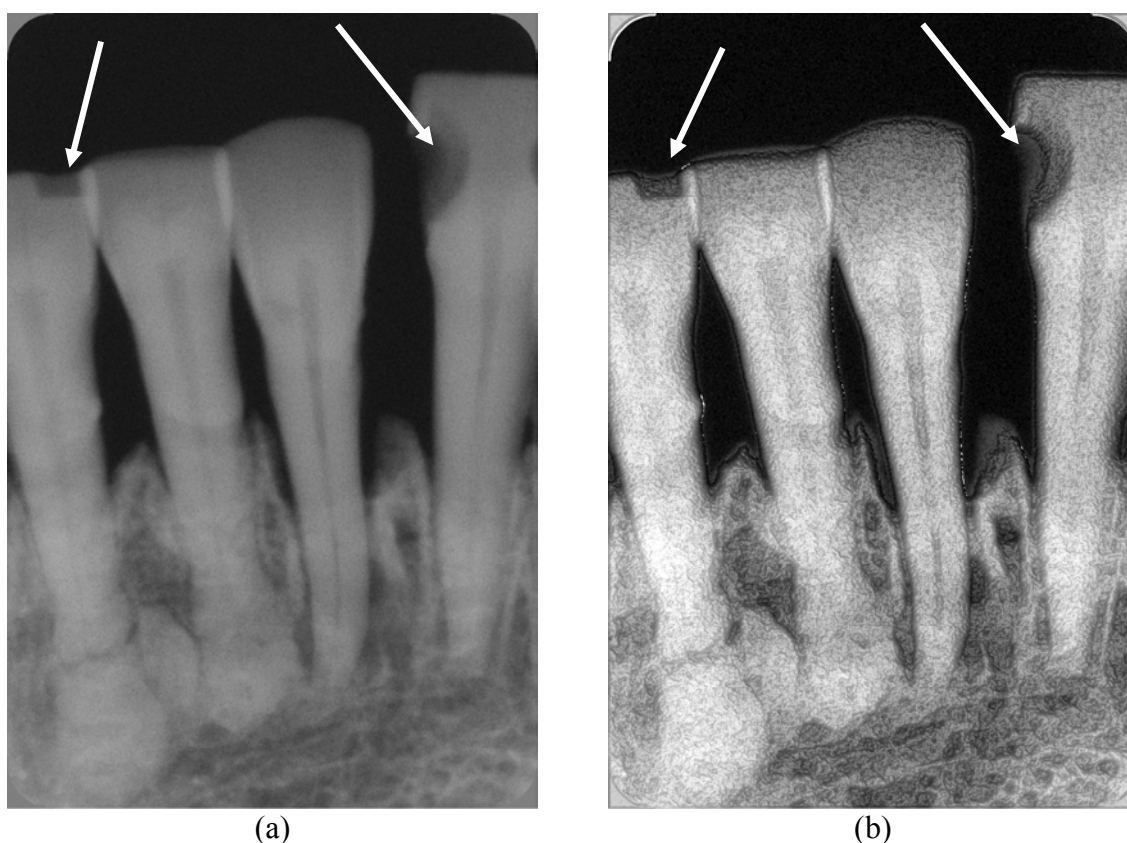


Figura 48. Radiografia obtida usando Flat Panel: a) imagem original; b) imagem filtrada.

No capítulo 2 item 2.2 foi explanado matematicamente o funcionamento destes filtros. Como se pode observar, o tratamento de cada imagem é uma construção de sucessivas transformações. Esta construção pode ser descrita por uma função matemática como mostra a equação 27.

$$I(x, y) = CL(x, y) + CLAB(x, y) + PB(x, y) + GL(x, y) + SB(x, y) \quad (27)$$

4.2.1.2 Filme fotografado

A Figura 49a, mostra uma imagem radiográfica, obtida de um paciente real, onde são perfeitamente visíveis três dentes restaurados que aparecem na imagem com tons mais claros. Pode-se observar também os tecidos ósseos e moles onde os dentes estão presos. A imagem radiológica foi feita num filme convencional odontológico, colocado no negatoscópio e fotografado com uma câmara digital (item 2.1.1).

Esta radiografia foi feita com o propósito de avaliar o estado da restauração, mas a informação está mascarada porque a imagem tem contraste pobre, não tem brilho e apresenta baixa resolução, ocultando algumas características importantes, o que não possibilita fazer uma avaliação correta da integridade da restauração.

A Figura 49b apresenta a imagem filtrada da Figura 49a, onde é possível extrair informação referente ao estado da restauração. As zonas dos dentes ficaram bem demarcadas, mostrando integralmente a porção de dente trabalhada pelo dentista. Outra informação que se encontra latente é a referente aos tecidos ósseo e mole do dente, que podem ser facilmente reconhecidos.

A radiografia da Figura 49b foi sucessivamente filtrada usando os filtros: histograma, subtração, dinâmico com distância Euclidiana, gradiente linear e subtração. Matematicamente, a filtragem pode ser descrita como uma soma de filtros (equação 28).

$$I(x, y) = HT(x, y) + SB(x, y) + DDE(x, y) + GL(x, y) + SB(x, y) \quad (28)$$

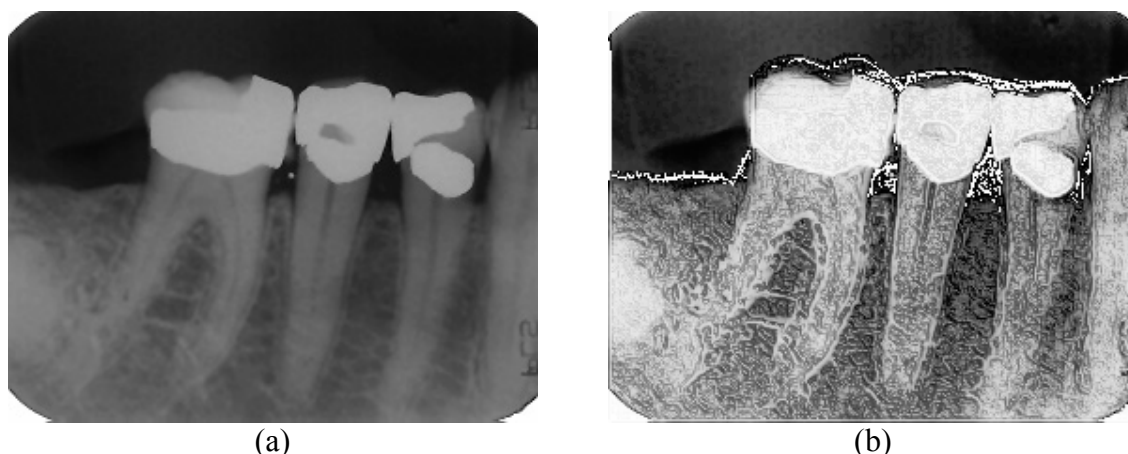


Figura 49. Filme convencional fotografado: a) Imagem original; b) Imagem filtrada

4.2.2 Radiografias industriais

4.2.2.1 Isolador elétrico

A Figura 50 mostra a radiografia do extremo de um isolador elétrico de alta tensão, onde é sustentado o cabo, o qual transporta energia elétrica em alta tensão (500 kV). A Figura 50b mostra um detalhe da imagem do cabo da Figura 50a, que contém uma trinca. A imagem faz parte de um projeto desenvolvido pelo professor Armando Shinohara (Departamento de Engenharia Mecânica/UFPE) para a empresa de energia elétrica CHESF (Companhia Hidroelétrica do São Francisco), onde se pretende usar o sistema de aquisição Imaging Plate para fazer a inspeção técnica e manutenção das linhas de transmissão sem interromper o fluxo de energia.

O isolador, no ponto onde sustenta o cabo, está submetido a altas tensões mecânicas, geradas pelo movimento vibratório que é produzido no cabo pelo vento. O calor resultante da passagem da corrente elétrica e o calor da radiação solar contribuem também para estas tensões. Como resultado, os fios que compõem o cabo se quebram freqüentemente, provocando o enfraquecimento da linha de força e conseqüentemente uma possível ruptura da mesma.

As empresas de energia elétrica devem fazer manutenção periódica nos cabos para evitar estes riscos, tendo para isto que interromper o fluxo elétrico, o que acarreta perdas econômicas para a empresa e para os usuários da energia.

Na Figura 50a é possível observar que a imagem tem baixo contraste, pouco brilho e os tons de cinza estão pessimamente distribuídos na faixa dinâmica (latitude). Neste tipo de imagem, são procuradas possíveis rupturas nos fios que compõem o cabo, microfissuras nos isolantes e pontos onde o material tenha sofrido fadiga. Como se pode deduzir, nenhuma destas informações estão visíveis na imagem.

A imagem da Figura 50a foi submetida à ação dos filtros correção esférica, filtro negativo, equalização histograma, dinâmico (dist. Euclides) e gradiente retangular. O resultado da filtragem sequencial é mostrado na Figura 50d, onde é possível ver os fios que compõem o cabo. A Figura 50c mostra um detalhe da Figura 50d, onde pode ser observado o fio trincado no ponto que assinala a seta.

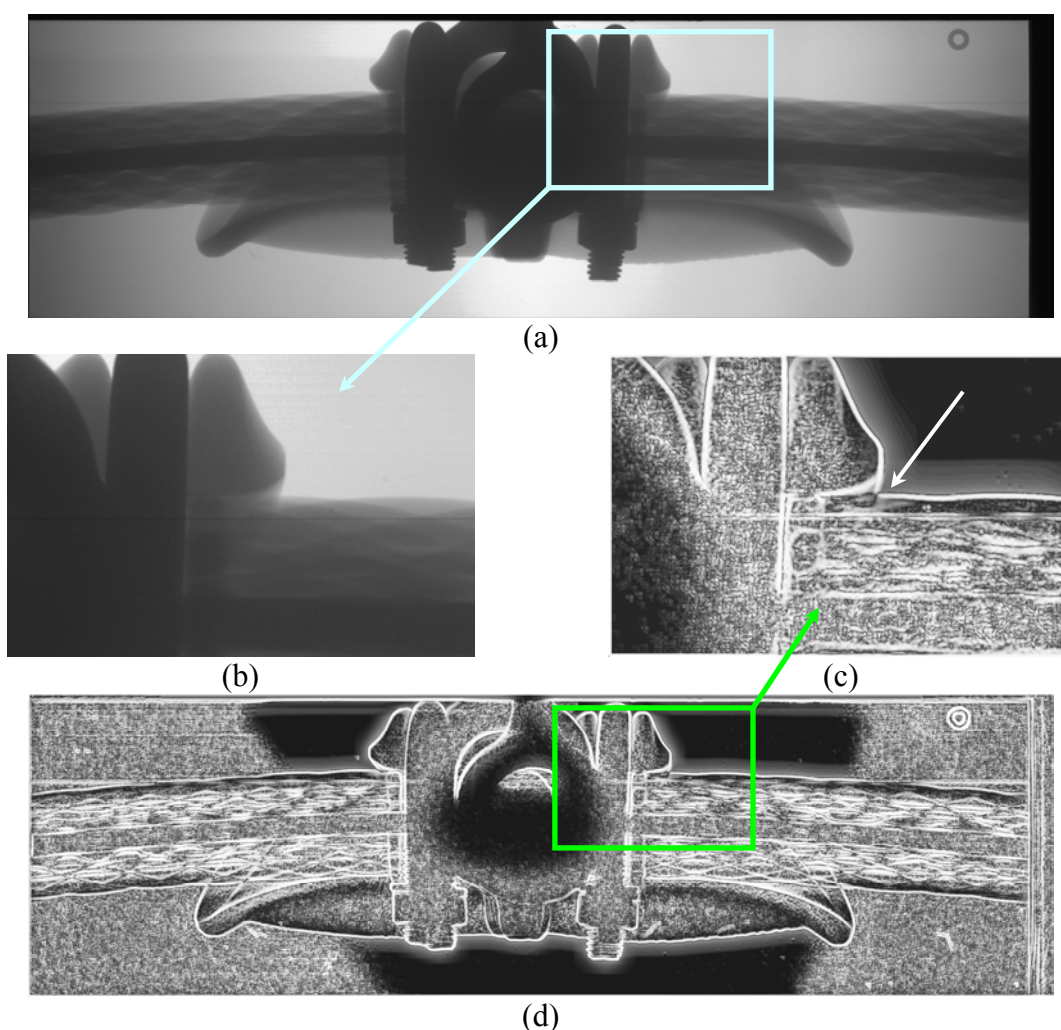


Figura 50. Isolador elétrico na parte que sustenta o cabo; a) imagem original; b) detalhe da imagem original; c) detalhe da imagem filtrada; d) imagem filtrada.

A seqüência de filtros aplicados na imagem da Figura 50a descrita anteriormente, pode ser colocada em termos matemáticos como mostra a equação 29. Estes filtros foram explanados e seus efeitos mostrados no item 2.2 do Capítulo 2.

$$I(x, y) = CE(x, y) + NG(x, y) + HT(x, y) + DDE(x, y) + GL(x, y) \quad (29)$$

4.2.2.2 Isolador de porcelana

A Figura 51 mostra um isolador elétrico na parte que contém a porcelana. Este é composto por um pino de aço central preso a uma estrutura de porcelana, em forma de prato, que contém canais concêntricos para dissipação térmica. Quando há vazamentos de corrente elétrica, o prato de porcelana aquece e pode explodir, provocando cortes de energia. A empresa de energia elétrica CHESF pretende usar o sistema Imaging Plate para fazer ensaios não destrutivos nestes isolantes, quando os adquire de empresas terceirizadas. Nas radiografias destas peças se procura pequenas bolhas de ar presas na estrutura interna da porcelana, as quais são responsáveis pelo aquecimento do isolador.

A Figura 51a apresenta uma imagem com contraste muito forte entre a peça e o fundo, mascarando a informação existente no isolador. Nestas condições, não é possível determinar a existência ou a ausência de bolhas na estrutura da porcelana.

A imagem mostrada na Figura 51b foi obtida por aplicação seqüencial dos filtros negativo, subtração, contraste linear AB, histograma, gradiente retangular e subtração, na imagem apresentada na Figura 51a. Esta filtragem pode ser expressa matematicamente nos termos representados na equação 30.

Como se pode verificar na Figura 51b, o resultado obtido é uma imagem nítida, perfeitamente contrastada e com brilho adequado, permitindo distinguir facilmente a estrutura física do isolante e a existência de duas bolhas de ar nos pontos assinalados pelas setas.

$$I(x, y) = NG(x, y) + SB(x, y) + CLAB(x, y) + HT(x, y) + GL(x, y) + NG(x, y) \quad (30)$$

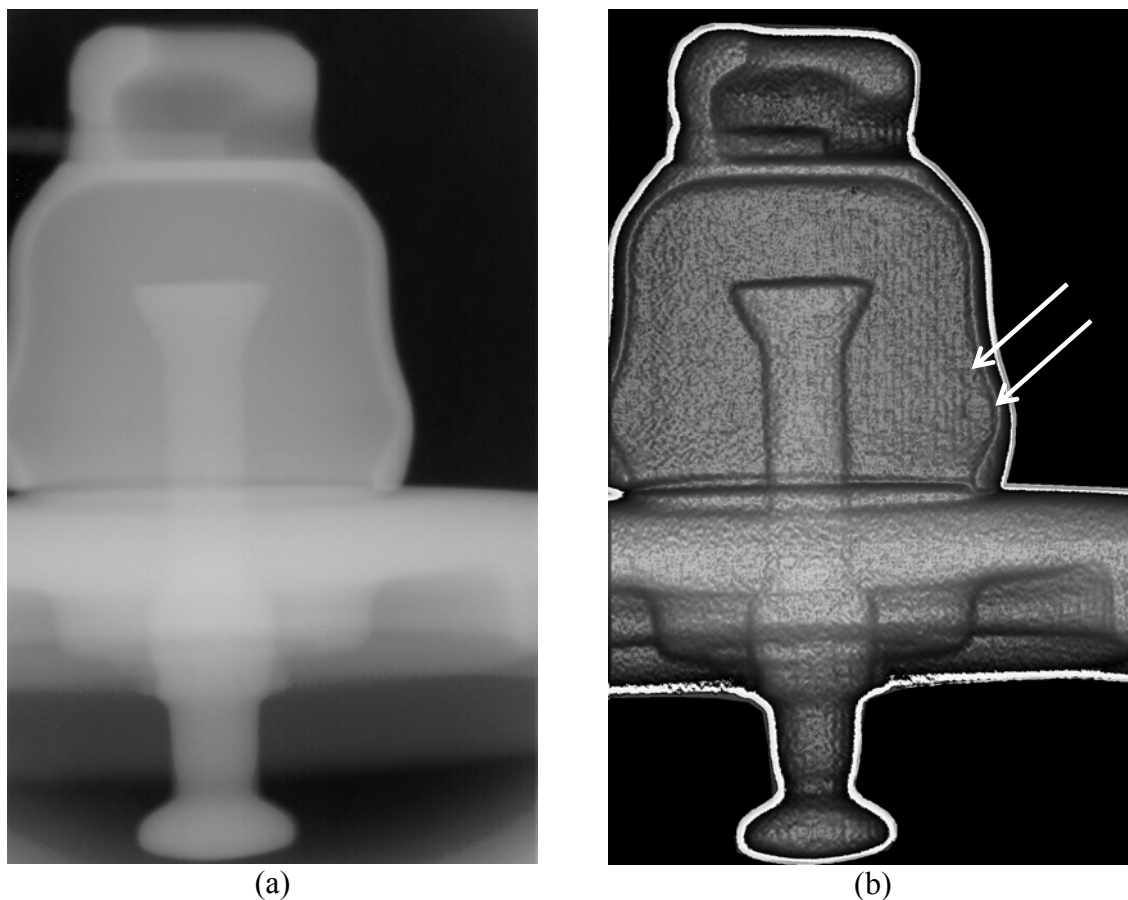


Figura 51. Isolador elétrico de porcelana: a) imagem original; b) imagem filtrada.

4.2.2.3 Condutores de chumbo para bateria

A Figura 52 apresenta uma imagem radiográfica de um conjunto de onze condutores elétricos de chumbo, os quais são componentes de baterias para automóveis. A radiografia foi feita usando-se o sistema de aquisição Imaging Plate e uma fonte gama de irídio. Os condutores elétricos foram dispostos em dois grupos para fazer a imagem, tomando como diferencial a impedância elétrica. Um grupo destes possui alta impedância elétrica e o outro não.

O fabricante das baterias que solicitou este ensaio radiográfico esperava conhecer o motivo que causou a alta impedância em algumas destas peças que saíam do processo de fabricação.

A Figura 52a mostra uma imagem onde não é possível distinguir qualquer característica especial que diferencie os grupos de condutores. Isto decorre da própria natureza atômica do chumbo, que faz deste elemento um ótimo absorvedor de radiação

eletromagnética. Esta característica não é boa em ensaios radiográficos, porque pouca radiação consegue atravessá-lo e chegar até o sistema de aquisição de imagens. Como consequência, é obtida uma imagem clara, sem contraste, sem brilho e com a informação mascarada, como se pode ver na Figura 52a.

Fazendo sucessivas filtrações na imagem apresentada na Figura 52a, com os filtros histograma, contraste linear, correção esférica, gradiente retangular, contraste linear e subtração, se conseguiu obter uma boa imagem, bem contrastada, com luz na medida certa e boa resolução, como mostra a Figura 52b. A sequência de filtros usados para a obtenção da imagem é descrita de forma matemática na equação 31.

Na Figura 52b é possível distinguir os dois grupos de condutores, com diferenças marcantes entre eles. Também se pode identificar alguns detalhes na imagem, tais como, pequenas regiões bem diferenciadas que correspondem a bolhas de ar presas na estrutura da peça e alguns canais, correspondentes a zonas de baixa densidade no material (pode ser porosidade).

Os condutores localizados nos extremos superior e inferior da imagem ficaram com uma espécie de halo, o qual foi produzido durante a aquisição da imagem por espalhamento de radiação nas peças, já que nestes a radiação não incide perpendicularmente.

$$I(x, y) = HT(x, y) + CL(x, y) + CE(x, y) + GL(x, y) + Cl(x, y) + SB(x, y) \quad (31)$$

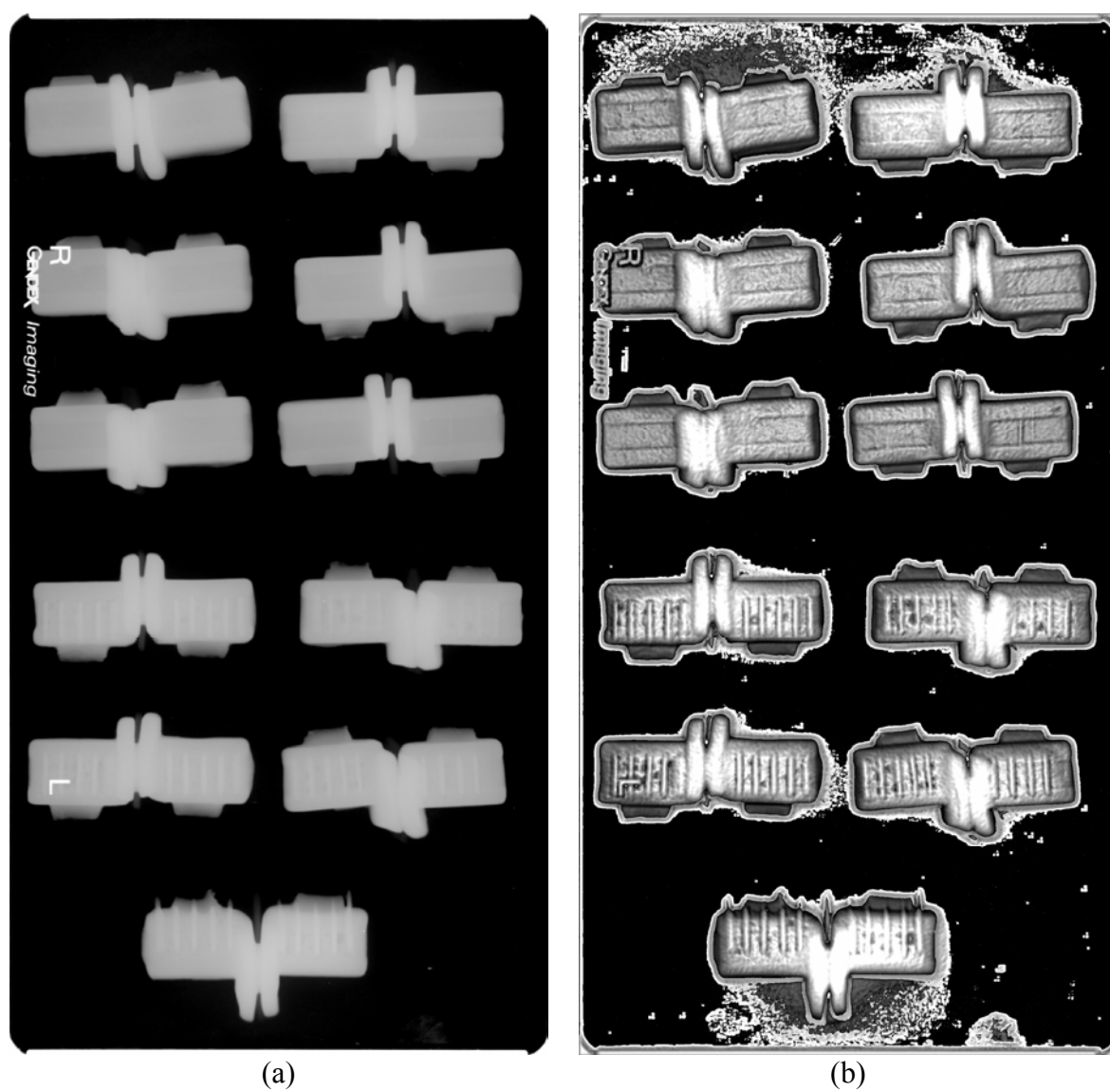


Figura 52. Condutores elétricos de chumbo: a) imagem original; b) imagem filtrada.

Capítulo 5

Conclusões e Perspectivas

1. No trabalho de doutorado foi elaborado um programa denominado RadImag, cujas características são de boa qualidade para ser comercializado. Para isto, está em andamento o processo da obtenção da licença para o programa.
2. O estudo das técnicas de processamento de imagens permitiu desenvolver três novos filtros para este fim. Estes três filtros foram inseridos no programa RadImag sob os nomes *filtro Laplace*, *correlação* e *gradiente cilíndrico*.
3. O programa RadImag foi construído com uma estrutura de bibliotecas DLL (Dynamic Library Link), onde estão contidos os filtros. As DLL são gerenciadas por um programa que foi inserido; isto permite acrescentar facilmente outras funções como módulos ou bibliotecas do mesmo programa, tais como: simulação de irradiações sobre peças industriais, tomografia computacional, reconstrução de volumes etc.
4. Imagens de peças industriais e odontológicas foram processadas usando o programa RadImag, com bons resultados como foi mostrado no capítulo 4. Estes resultados permitem extrapolar a idéia de que o programa RadImag pode ser usado também para processar imagens médicas.
5. Programas voltados para o processamento de imagens, técnicas de visualização de defeitos em imagens médicas radiológicas e simulação de radiologia industrial, podem ser desenvolvidos em futuros projetos de pesquisa, tendo como base os resultados obtidos no presente trabalho.

Referências Bibliográficas

- AMMANN Ernest, BITTORF Hansjörg, et al, *Imaging systems for medical diagnostics*, 1st Ed. (published by Siemens 1990) p. 88-136.
- ANDREUCCI Ricardo, *A Radiologia Industrial*, Assessoria e Serviços Técnicos Ltda, www.infosolda.com.br/andreucci (acesso em 02/06/2005).
- BORD S., CLEMENT A., LECOMTE J.C., MARMEGGI J.C., *An X-ray tomography facility for I.C. industry at STMicroelectronics Grenoble*, *Microelectronic Engineering* **61–62** (2002), p. 1069–1075.
- BRAGA M. Mauricio, *Design de Software Educacional Baseado na Teoria de Campos Conceituais*, Dissertação de Mestrado (Universidade Federal de Pernambuco, 2006).
- BROUGHTON S. Allen, *The mathematics of image processing*, Department of Mathematic (Rose-Hulman Institute of Technology, 2001), 1st Ed., Cap. 1-7, p. 1-144, www.rose-hulman.edu/~brought (acesso em 10/11/2002).
- CALLINAN John J., GARRET. W. R. Jr, SPLETTSTOSSER H. R., TITUS D. E., *Radiography in Modern Industry*, 4th Ed. (Eastman Kodak Company 1980), Cap. 1-19, p. 6-209. www.kodak.com/global/en/service/pubs (acesso em 01/05/2004).
- CARTZ Louis, *Nondestructive testing*, (ASM Intl; ISBN: 0871705176, 2000), www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege (acesso em 01/05/2006).
- CHALOVICH Robert Thomas, *Development of Neutron Radioscopy at the Slowpoke-2 Facility at RMC for the Inspection of Cfl 88 Flight Control Surfaces*, PhD. Thesis (Faculty Royal Military College of Canada, 2000), p. 01 – 25.

D'AMATO Donald, *Imaging Systems: the Range of Factors Affecting Image Quality*, (Research Library Group - Digital Library Federation, 2000), p. 2-5.

DATABIS COMPANY, *Imaging Plate Technology for all Applications in Transmission Electron Microscopy*, 2nd Ed. (Digital Biomedical Imaging Systems AG 2001). www.ditabis.de (acesso em 15/08/2002).

EWERT Uwe, *New Trends in Industrial Radiology*, NDT Vol. 7 N°. 02 (February 2002), www.ndt.net/index.html (acesso em 25/09/2005).

FERRAZ Coelho Marcelo, *Codificação de imagens*, Tese de mestrado: Instituto de Matemática Pura e Aplicada, Rio de Janeiro (1998), p. 1-20.

FUJIFILM COMPANY, *Science Imaging System*, 1st Ed. (Fujifilm 2003), p 1-10, <http://home.fujifilm.com/products/science/ip/index.html> (acesso em 02/06/2005).

GHELMANSARAI A. Farhad, MISRA Satrajit & POULIOT Jean, *Technology of the flat panel*, SPIE Medical Imaging (2003) www.ucsf.edu/jpouliot/Course (acesso em 10/08/2006).

GONZALEZ C. Rafael & WOODS E. Richard, *Digital Image Processing*, 1st Ed. (Addison Wesley Publishing Company Inc. 1993), Cap. 1-7, p 1-481.

GREEN M.V., SEIDEL J., VAQUERO J.J., JAGODA E., LEE I., ECKELMAN W.C., *High resolution PET, SPECT and projection imaging in small animals*, Computerized Medical Imaging and Graphics 25 (2001) 79-86.

KAPLAN Irving, *Física Nuclear*, 2nd Ed. (Addison-Wesley, Inc 1978), Cap. 15, p 327-358.

KEYSERS Daniel, CELIK Sami, BRAESS Henning, DAHMEN Jörg, and NEY Hermann, *Parameter Estimation for Automatic Dose Control in Radioscopy*, www.cs.rwth-aachen.de (acesso em 16/10/2006).

MERY Domingo, *Flaw Simulation in Castings*, Department of Computer Engineering University of Santiago, Chile, www.diinf.usach.cl/~dmery (acesso em 13/10/2006).

- MINN Heikki, *PET and SPECT in low-grade glioma*, European Journal of Radiology **56** (2005), Pp. 171–178.
- MORENO G. Francisco, FROMME Michael and BANHART John, *Real Time X-ray Radioscopy on Metallic Foams Using a Compact Micro-Focus Source*, Advanced Engineering Materials, Nº 6 June de 2004.
- NUTT Ronald, *The History of Positron Emission Tomography*, Molecular Imaging and Biology, **Vol. 4**, Nº 1 (2002), p. 11–26.
- OLIVEIRA de Souza Kepler Filho, *Fundamentos de Radiodiagnóstico por Imagem*, Instituto de Física da UFRGS, www.if.ufrgs.br (acesso em 25/10/2005).
- PAPA P. João, MASCARENHAS D. A. Nelson, FONSECA M.G. Leila, *Uma comparação entre algoritmos de projeção para restauração de imagens do satélite CBERS-1*, Anais XII Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto, Goiânia, Brasil, 16-21 abril 2005, INPE, p. 1045-1052.
- PETZOLD Charles, *Programming Windows*, 5th Ed. (Microsoft Press 1998) (livro eletrônico).
- RIZZI Alessandro, GATTA Carlos, MARINI Daniele, *A new algorithm for unsupervised global and local color correction*, Pattern Recognition Letters, **24** (2003) p. 1663-1677.
- SCHAEFER-PROKOP C. & PROKOP M., *Digital radiography of the chest: Comparison of the selenium detector with other imaging systems*, medicamundi Vol. **41**, Nº **1**, www.medical.philips.com/main/news/publications/medicamundi (acesso em 10/07/2005).
- SCHEFCZYK Achim & CASAD Joe, *Fotografia digital: Ótimas fotos*, Ver. Linux Magazine, (12/2005), www.linuxmagazine.com.br (acesso em 10/2006).

Referências Bibliográficas

SHIMADZU & SHARP CORPORATION, *Sharp Corporation and Shindengen Electric Jointly Develop New Medical X-ray Sensor*, Shindengen Electric Manufacturing Co., Ltd (September 30, 2003), www1.shimadzu.com/about/press/1008.html (acesso em 10/08/2006).

ZENG G.L., *Image reconstruction: a tutorial*, Computerized Medical Imaging and Graphics **25** (2001), p 97-103.

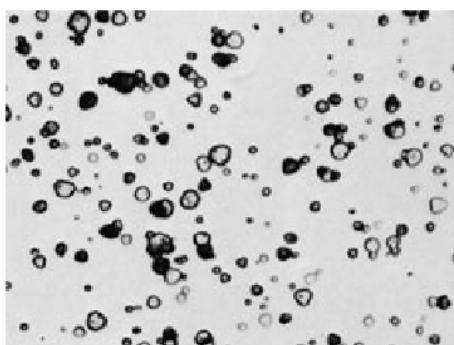
APÊNDICES

Apêndice 1

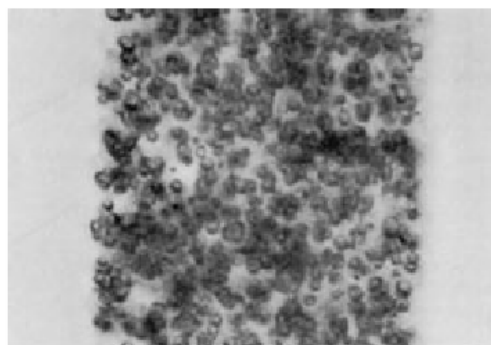
Filmes Convencionais

Este é o primeiro e mais antigo sistema de aquisição de imagens usado na radiografia industrial. Com o avanço da tecnologia, a sensibilidade, a resolução espacial e os tons de cinza dos filmes convencionais têm aumentado significativamente. Atualmente, é possível achar comercialmente um amplo espectro de filmes convencionais para diferentes aplicações, tais como: na indústria, na medicina e na pesquisa de novas técnicas em ensaios não destrutivos (holografia).

Os filmes radiográficos convencionais são compostos basicamente por dois elementos: a) um acetato flexível e transparente (substrato ou base), de cor levemente azulada ou esverdeada, geralmente feito de um derivado de celulose; b) uma camada de emulsão de aproximadamente $12,7\mu\text{m}$, que basicamente é uma gelatina que contém cristais de brometo de prata em suspensão. Os cristais podem ter diferentes tamanhos, dependendo do tipo de filme e aplicação. A Figura 53 mostra duas imagens ampliadas de um filme convencional, onde podem ser vistos os cristais. É comum em radiologia industrial usar filmes com duas camadas de emulsão, uma de cada lado do substrato [CALLINAN et al; 1980].



(a)



(b)

Figura 53. Filme convencional a) Imagem ampliada do filme, b) corte transversal do filme.

Os cristais de brometo de prata presentes na emulsão, quando atingidos pelos raios-x, gama ou luz, podem sofrer excitação ou ionização dos átomos de prata por deslocamento de elétrons, o que se manifesta pela formação da chamada “imagem latente”. Quanto mais atingido o filme pela radiação, maior será o número de íons de prata são formados.

Os raios-x e gama são radiações de alta energia, o que faz que com sejam altamente penetrantes e, conseqüentemente, produzam poucas interações. Nos filmes convencionais apenas 1% da radiação que incide no filme, contribui para a formação da imagem latente. Para aumentar a porcentagem de radiação que contribui na formação desta imagem, faz-se uso de telas intensificadoras.

a) Telas Intensificadoras

As telas intensificadoras constituem uma espécie de artifício mecânico-quântico, cuja função é converter fótons de alta energia em luz visível (baixa energia). A tela intensificadora é a mediadora entre a radiação ionizante e o filme. Existem basicamente dois tipos de telas: as fabricadas com camadas micrométricas de chumbo e as fabricadas sobre substratos poliméricos de materiais fosforescentes. A Figura 54a mostra a foto de quatro cassetes de diferentes tamanhos com tela intensificadora de fósforo e a Figura 54b apresenta um esquema das telas intensificadoras de chumbo.

Telas intensificadoras de chumbo: a radiação ionizante que penetra na estrutura atômica do chumbo, provoca o efeito fotoelétrico ou espalhamento Compton. Estes dois tipos de interação com a matéria sempre resultam na produção de fótons de menor energia e com maior poder de interação com os cristais de brometo de prata presentes no filme [CALLINAN et al; 1980].

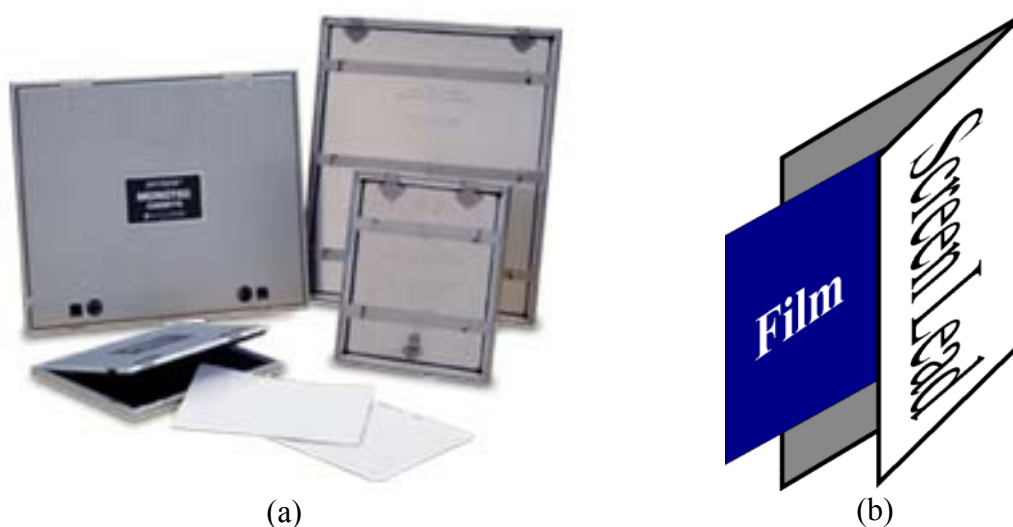


Figura 54. Telas intensificadoras: a) de fósforo, b) de chumbo.

Telas intensificadoras fosforescentes: os elementos químicos da tabela periódica, que correspondem às chamadas terras raras, têm em diferentes proporções, propriedades fosforescentes. Mas é o európio (Eu) que possui maior receptividade à radiação ionizante e por consequência maior fosforescência. Para a confecção das telas intensificadoras, os cristais de európio são colocados numa solução polimérica (mescla de cristais e polímeros), a qual é depositada em camadas milimétricas sobre um substrato metálico. Quando um fóton de radiação ionizante atinge um cristal, sua energia excita as camadas eletrônicas internas dos átomos de európio, fazendo com que elétrons de níveis energéticos baixos, passem para níveis energéticos mais altos. Devido à instabilidade desses estados, os elétrons permanecem ali por tempos muito curtos, regredindo a seus estados originais, com a consequente liberação de fótons de luz visível, que formam a imagem latente no filme.

b) Processamento dos filmes convencionais

Quando um filme é exposto à radiação, os cristais de brometo de prata dispersos na emulsão sofrem ionização, levando à formação de prata metálica que vai constituir a imagem latente, porque neste estado a imagem ainda é susceptível de modificação. Para “revelar” a imagem e fixá-la à base, o filme deve ser processado, isto é, imerso numa substância química chamada revelador durante alguns minutos, e em seguida transferido

para uma solução de ácido acético a fim de interromper o processo de revelação. Após esta etapa, o filme é colocado dentro de outra substância química chamada fixador para remover o brometo de prata remanescente. Finalmente, é preciso lavá-lo com água a fim de remover quaisquer resíduos do revelador e efetuar a secagem do mesmo.

Revelação do Filme: neste processo, o filme é colocado no revelador por um tempo, que depende em grande parte da temperatura do revelador e as especificações técnicas do filme fornecidas pelo fabricante. O revelador age sobre os cristais de brometo de prata ionizados (Ag^+), neutralizando-os e convertendo os cristais em prata metálica (Ag). Simultaneamente, em cada lugar onde tem atuado o revelador, forma-se uma mancha escura impressa na base do filme, causada pelo aquecimento do cristal, já que a reação é exotérmica.

Banho de Parada: quando o revelador atua no filme, os cristais ionizados são primeiramente atacados pelo revelador, mas se o filme permanece dentro do produto mais que o tempo suficiente para agir sobre os cristais ionizados, o revelador começa a atacar também os cristais neutros, causando o enegrecimento da base e por consequência a perda de contraste. É por este motivo que o filme deve ser bem lavado quando é tirado do revelador.

Fixando a Imagem no filme: após a revelação e o banho de parada, ainda fica no filme um resto de emulsão que não foi atingida pela radiação ionizante, e por isto o revelador não agiu. Deve ser removida a emulsão restante para considerar a imagem permanente, porque ao expor o filme à luz, os cristais remanescentes na emulsão são ionizados, adquirindo o filme uma tonalidade marrom, que inutiliza a imagem. O fixador então é o produto que retira qualquer resto de emulsão presente no filme.

Lavagem e secagem do filme: a lavagem do filme deve ser feita com água corrente ou em movimento e limpa, de tal forma que cubra toda a superfície do filme, visando tirar qualquer resíduo de fixador presente. Cada filme deve ser lavado por aproximadamente 30 minutos e depois tirado do tanque e pendurado para secar num lugar ventilado ou numa secadora [CALLINAN et al; 1980].

Apêndice 2

Atenuação da Radiação

Quando um feixe de radiação ionizante passa através de um objeto, a intensidade do feixe sofre atenuação em função da espessura do objeto, como mostra a equação 32, onde I_0 é a intensidade do feixe saído da fonte, x é a espessura do material e μ o coeficiente de atenuação, o qual depende da energia da radiação, densidade do material e da geometria de irradiação [KAPLAN; 1978]. Este fenômeno mostra uma visão macroscópica das interações da radiação com a matéria, isto é, quando o feixe passa através do objeto, pode ocorrer o espalhamento Rayleigh, Thompson, Compton, efeito fotoelétrico e produção de pares (desde que a energia da radiação incidente seja superior a 1,02 MeV). É interessante observar que em todos os fenômenos há uma perda parcial ou total da energia do fóton incidente. Para ilustrar a atenuação da radiação ionizante, a Figura 55 apresenta um esquema deste fenômeno, onde há uma placa retangular, com espessura x e coeficiente de atenuação μ_b , a qual contém, na profundidade x_1 , uma bolha elipsoidal de espessura x_2 e coeficiente de atenuação μ_a .

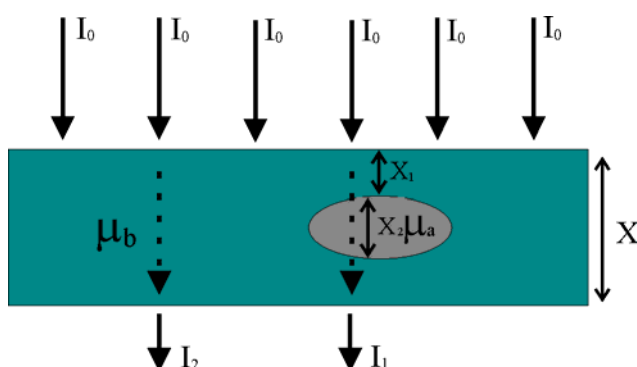


Figura 55. Esquema de atenuação da radiação

Para mostrar matematicamente como acontece a atenuação da radiação, se analisam dois feixes nas equações 33 e 34 sob condição de boa geometria (desprezando-se o buildup), quando o primeiro passa pela bolha e o segundo passa por fora desta (Figura 55).

Neste caso, se considera que o feixe de intensidade I_0 sai da fonte de radiação e passa através do objeto sofrendo atenuação, que é descrita pelas equações 33 e 34, sem considerar-se o que aconteceu com o feixe no trajeto através da espessura do material.

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu x) \quad (32)$$

$$I_1 = I_0 \exp[\mu_a(x_2 - x) - \mu_b x_2] \quad (33)$$

$$I_2 = I_0 \exp(-\mu_a x) \quad (34)$$

É interessante saber como acontece a absorção da radiação no material, conhecendo algumas variáveis facilmente mensuráveis, tais como a energia do feixe I_0 e as características do material irradiado. Neste caso, pode ser feito o acompanhamento do feixe através da espessura do material, usando-se a equação 35, na qual as características do material ficam contidas no coeficiente de atenuação (μ). Este coeficiente pode ser calculado a partir das seções transversais de choque como mostra a equação 35.

$$\mu = \frac{\rho N_0}{A} (\tau + \sigma + \kappa) \quad (35)$$

Aqui ρ é a densidade do material irradiado, N_0 o número de Avogadro e A o número de massa do material. Também aparecem na equação 37 as seções transversais de choque efetivas para o efeito fotoelétrico (τ), espalhamento Compton (σ) e produção de pares (κ). Neste caso, as seções transversais de choque devem ser interpretadas como a probabilidade de ocorrência de cada fenômeno. As equações 36 a 38 apresentam as expressões para o cálculo de cada seção transversal de choque. É interessante observar neste conjunto de equações a dependência que têm as seções transversais de choque com a energia dos fótons incidentes ($h\nu_0$) e com o número atômico do material irradiado [KAPLAN; 1978].

$$\tau = \phi_0 Z^5 (1/137)^4 4\sqrt{2} \left(\frac{m_0 c^2}{h \nu_0} \right)^{7/2} \quad (36)$$

$$\kappa = \frac{Z^2}{137} \phi_0 \left(\frac{h \nu_0}{2m_0 c^2} - 1 \right) \quad (37)$$

$$\sigma = (3/2) Z \phi_0 \left[\frac{1+\alpha}{\alpha^2} \left(\frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{1}{\alpha} \ln(1+2\alpha) \right) + \frac{1}{2\alpha} \ln(1+2\alpha) - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right] \quad (38)$$

$$\phi_0 = \frac{8\pi}{3} \left(\frac{e^2}{m_0 c^2} \right)^2 \approx 6,651 \times 10^{-25} \text{ cm}^2 \quad \alpha = \frac{h \nu_0}{m_0 c^2}$$

Nas equações 36 a 38, Z é o numero atômico, m_0 a massa do elétron em repouso, e é carga elétrica do elétron e c é velocidade da luz.

A equação 36 corresponde à seção transversal de choque para o efeito fotoelétrico. Pode-se ver nesta equação a forte dependência do número atômico (tamanho do átomo), o que pode levar a pensar que interage fortemente com ondas relativamente longas. O valor da seção transversal de choque para a produção de pares (equação 37), mostra a fraca dependência do número atômico e a dependência direta com a energia do fóton incidente, o que faz pensar que a probabilidade de ocorrência deste fenômeno cresce com a energia. Também é possível ver que para energias menores que 1,02 MeV ($2m_0 c^2$) não existe a produção de pares. A equação 38 corresponde à descrição matemática do espalhamento Compton. Neste caso, pode-se observar que este fenômeno é intermediário entre os dois antes descritos, já que não possui uma dependência marcante com o número atômico nem com a energia do fóton incidente [KAPLAN; 1978].

Apêndice 3

Penumbra

O fato das fontes de radiação ionizante não serem pontuais provoca o efeito da penumbra geométrica, que é uma sombra nos contornos da imagem, ou seja, nas regiões onde há mudança de geometria na peça irradiada. A Figura 56 apresenta, de forma esquemática, a formação da penumbra. Aqui, pode-se identificar a fonte com diâmetro F , as distâncias D da fonte ao SRI (Sistema de Registro de Imagem) e X da fonte ao objeto, assim como os diâmetros Y e M do objeto e da imagem respectivamente. A penumbra é consequência da falta de otimização das distâncias fonte-SRI e objeto-SRI, como se pode ver na equação 39.

$$P = \left(\frac{D - X}{X} \right) F \quad (39)$$

Na equação 39 pode-se observar facilmente que a penumbra P diminui quando se aproxima o objeto do SRI, isto é, quando $D \approx X$. Afastando-se o conjunto SRI-objeto da fonte, consegue-se obter o menor valor para a penumbra.

É interessante analisar a imagem integral e observar as mudanças que acontecem na mesma, quando os valores das distâncias, assim como o tamanho do objeto, são extremos.

A equação 40 contém os parâmetros que contribuem para a formação da imagem ideal e da penumbra. Aqui se pode observar que o segundo termo corresponde ao valor da penumbra e o primeiro ao valor da imagem ideal. Então é possível analisar o caso em que $D \approx X$, o que equivale a colar o SRI ao objeto; observe que, neste caso, o segundo termo da equação 40 fica desprezível e no primeiro fica o diâmetro do objeto (Y), que corresponde exatamente ao da imagem, obtendo-se um ótimo resultado.

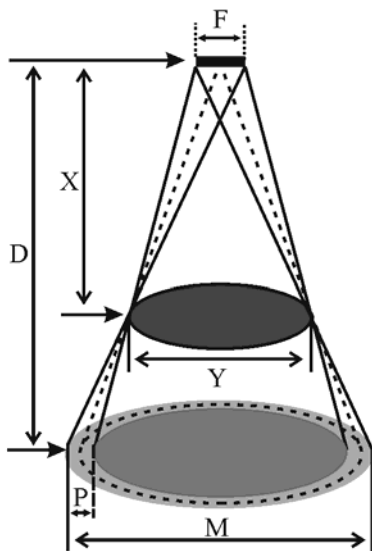


Figura 56. Formação da Penumbra na Imagem

Um segundo caso que pode ser analisado é quando se tem $X \gg F$, onde o objeto é afastado o suficiente da fonte para que esta possa ser considerada como pontual. No primeiro termo da equação 40, o quociente é aproximadamente igual a um ($D/X \approx 1$) e no segundo termo a diferença ($D-X$) tende a zero. Neste caso, também se obtém uma boa imagem.

$$M = \left(\frac{D}{X}\right)Y + \left(\frac{D-X}{X}\right)F \quad (40)$$

No caso em que o objeto é menor que a fonte ($Y < F$), então se tem que $Y/F < 1$ e também, de forma geral, o quociente do primeiro termo da equação 41 é maior que um ($D/X > 1$). Com isto, a equação 41 pode ser reduzida para $M=(D/Y)F$, o que significa que a imagem ficará com alto grau de penumbra. Na prática, deve-se ver este último caso como uma falha de tamanho menor que a fonte, o que leva a pensar que o limite de detecção é imposto pelo tamanho da fonte [ANDREUCCI; 2005].