



COPPE/UFRJ

DIGITALIZAÇÃO DE FILMES RADIOGRÁFICOS UTILIZANDO
COSTURA DE IMAGENS

Jaime Grande Vela

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Amit Bhaya

Rio de Janeiro
Abril de 2010

DIGITALIZAÇÃO DE FILMES RADIOGRÁFICOS UTILIZANDO
COSTURA DE IMAGENS

Jaime Grande Vela

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

Examinada por:

Prof. Amit Bhaya, Ph.D.

Prof. Eugenius Kaszkurewicz, D.Sc.

Dra. Alexandra Maria Vieira Monteiro, M.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2010

Vela, Jaime Grande

Digitalização de Filmes Radiográficos Utilizando
Costura de Imagens / Jaime Grande Vela. – Rio de Janeiro:
UFRJ/COPPE, 2010.

XI, 55 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Amit Bhaya

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de
Engenharia Elétrica, 2010.

Referencias Bibliográficas: p. 53-55.

1. Digitalização de radiografias. 2. Costura de imagens.
3. Imagens radiográficas. I. Bhaya, Amit. II. Universidade
Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de
Engenharia Elétrica. III. Título.

Agradecimentos

Agradeço de todo coração a todas as pessoas que me apoiaram na culminação desta nova etapa da minha vida. Ao professor Amit Bhaya, por ter demonstrado nestes três anos ser mais que um orientador, ser um amigo. Ao CNPq pelo suporte financeiro.

Ao professor Eugenius Kaszkurewicz, por ter me oferecido a oportunidade de realizar este mestrado. À doutora Alexandra Maria Vieira Monteiro por ter participado como um dos membros da minha banca.

Aos meus pais, Jaime e Narda, pelo constante apoio e pela confiança que sempre depositaram em mim.

Aos meus amigos e amigas pelo apoio desinteressado. A Alessandra pela fundamental ajuda na redação deste texto e à Coraly pelo constante apoio.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

DIGITALIZAÇÃO DE FILMES RADIOGRÁFICOS UTILIZANDO COSTURA DE IMAGENS

Jaime Grande Vela

Abril/2010

Orientador: Amit Bhaya

Programa: Engenharia Elétrica

Esta dissertação propõe um método de digitalização de filmes radiográficos que utiliza um *scanner* de transparências convencional de baixo custo (*scanner* de mesa A4) e de um *software* de costura de imagens especialmente desenvolvido neste projeto.

Este sistema faz aquisições parciais da imagem radiográfica, devido à diferença de tamanho entre o formato A4 (tamanho da área de digitalização do *scanner* de mesa) e o tamanho normal de um filme radiográfico. Dependendo do tamanho, um filme é scaneado duas ou quatro vezes.

Com o intuito de juntar as partes da imagem digitalizada, desenvolveu-se um *software* que reconhece as partes da imagem armazenadas em arquivos de entrada temporários do sistema. Em seguida, por intermédio de um algoritmo de costura, fusionam-se as partes e retorna-se como arquivo de saída a imagem digitalizada completa.

Este processo de costura venceu desafios como a não uniformidade do brilho nas imagens parciais, inclinação das imagens no momento da serem escaneadas e erros humanos no momento da aquisição parcial por parte o usuário.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

DIGITALIZATION OF X-RAY FILMS USING IMAGE STITCHING

Jaime Grande Vela

April/2010

Advisor: Amit Bhaya

Department: Electrical Engineering

This dissertation describes the technical and algorithmic details of a fast low cost method for the digitalization of X-ray films of all standard sizes. In order to keep costs low, a standard A4 size flatbed scanner with transparency media adapter was used. Since most X-ray films are larger than the A4 size image capturing area of the scanner, this necessitated the development of an image processing algorithm that could stitch two or four partial images of the whole X-ray film, depending on its size, into a seamless full image of the film. Another important feature of the algorithm is that it automatically detects and corrects the most common user error of slightly tilted partial images and produces a warning message if the tilt is large enough that it may affect the quality of the stitched image. Similarly, non-uniformity of the brightness in the partial images is also compensated for in the stitching process. The proposed image stitching algorithm produces high resolution seamless images with good contrast and quality that permits their use in a tele-radiology project, which is the final goal.

Conteúdo

Resumo	v
Abstract	vi
1 Introdução	1
1.1 Motivação	3
1.2 Descrição do projeto	3
2 Fundamentos Teóricos	5
2.1 Representação digital de imagens	5
2.2 Digitalização de imagens	6
2.3 Scanner.....	7
2.4 Digitalização de transparências.....	8
2.5 Interpolação de imagens digitais.....	9
2.5.1 Método do vizinho mais próximo	10
2.5.2 Método bilinear	12
2.5.3 Método bicúbico.....	13
2.6 Costura de imagens – Algoritmo conceitual.....	14
2.7 Formato PGM	16
2.8 Formato BMP.....	18
2.9 Radiografia.....	18
3 Análise do Problema de Digitalização de Imagens Radiográficas	22
3.1 Radiografia convencional	22
3.2 Visualização de filmes	23
3.3 Conservação dos filmes radiográficos	23
3.4 Surgimento da radiologia digital.....	23
3.4.1 Radiografia computadorizada (CR).....	24
3.4.2 Radiografia digital (DR).....	25
3.4.3 Radiografia digital via digitalização.....	26
3.5 Digitalização de radiografias como solução viável	27

4	Algoritmo de Costura de Imagens Parciais Scaneadas	28
4.1	Desenvolvimento do algoritmo de costura de imagens	28
4.1.1	Área de sobreposição.....	29
4.1.2	Área de comparação	30
4.1.3	Região de busca.....	33
4.1.4	Busca e costura.....	34
4.2	Preparação de imagens escaneadas	36
4.2.1	Deslocamento da imagem escaneada	36
4.2.2	Inclinação da imagem escaneada	37
4.3	Digitalização de filmes via scanner	39
4.3.1	Protocolo de digitalização	40
4.3.2	Detecção e correção de inclinação e bordas brancas.....	41
4.3.3	Costura de imagens e geração do arquivo de saída	42
4.3.4	Diagrama do processo de costura	43
5	Testes e Resultados	45
5.1	Seqüência de digitalização	45
5.2	Desempenho do software	50
5.3	Resultados parciais.....	51
6	Conclusões	52
	Referências	53

Lista de figuras

Figura 2.1: Representação digital de imagens.	5
Figura 2.2: Escala de cinza.	6
Figura 2.3: Scanner de mesa.	8
Figura 2.4: Processo de captura de uma mídia comum e transparência.	9
Figura 2.5: Geração de novo pixel.	11
Figura 2.6: Segmento de pixels da imagem original.	11
Figura 2.7: Geração dos valores da nova imagem a partir dos valores originais.	11
Figura 2.8: Segmento de pixels da nova imagem.	11
Figura 2.9: Segmento de pixels da imagem original.	12
Figura 2.10: Geração dos valores da nova imagem a partir dos valores originais.	12
Figura 2.11: Segmento de pixels da nova imagem.	12
Figura 2.12: Interpolação bicúbica.	14
Figura 2.13: Rotação de imagens usando os três métodos de interpolação.	14
Figura 2.14: Região comum ou de overlap.	15
Figura 2.15: Objetivo da costura.	16
Figura 2.16: Exemplo de arquivo PGM e sua visualização.	17
Figura 2.17: Primeira radiografia obtida por Roentgen.	19
Figura 2.18: Esquema do tubo de Coolidge.	20
Figura 2.19: Processo de radiografia.	20
Figura 3.1: Radiologia computadorizada (CR).	25
Figura 3.2: Radiologia digital (DR).	26
Figura 4.1: Área de sobreposição entre duas imagens.	29
Figura 4.2: Área de sobreposição entre duas imagens.	30
Figura 4.3: Área de comparação.	31
Figura 4.4: Histograma de uma região contendo vários níveis de cinza.	32
Figura 4.5: Histograma de uma região escura.	32
Figura 4.6: Área de comparação.	33
Figura 4.7: Região de busca.	34
Figura 4.8: Varredura da região de busca.	35
Figura 4.9: Imagens costuradas.	35

Figura 4.10: Imagem deslocada.....	36
Figura 4.11: Eliminação de áreas sem informação.....	37
Figura 4.12: Imagem inclinada.....	37
Figura 4.13: Eliminação da inclinação da imagem.....	38
Figura 4.14: Interpolação linear dos pontos de alto contraste.....	38
Figura 4.15: Primeiro passo para digitalização.....	40
Figura 4.16: Segundo passo para digitalização.....	40
Figura 4.17: Terceiro passo para digitalização.....	41
Figura 4.18: Quarto passo para digitalização.....	41
Figura 4.19: Digitalização em um passo.....	41
Figura 4.20: Captura com regiões irrelevantes.....	42
Figura 4.21: Diagrama de operação do processo de costura.....	43
Figura 5.1: Janela de escolha do tipo de filme radiográfico.....	46
Figura 5.2: Característica da radiografia a ser digitalizada.....	46
Figura 5.3: Digitalização de radiografia em quatro passos.....	47
Figura 5.4: Pré-visualização da imagem escaneada.....	48
Figura 5.5: Digitalização da radiografia (segundo passo).....	48
Figura 5.6: Digitalização da radiografia (terceiro passo).....	49
Figura 5.7: Digitalização da radiografia (quarto passo).....	49
Figura 5.8: Pré-visualização da imagem final.....	50

Lista de Tabelas

Tabela 4.1: Características do hardware usado.	39
Tabela 4.2: Características da implementação do algoritmo.	39
Tabela 4.3: Tipo de filmes digitalizados.	39
Tabela 4.4: Configuração do computador usado nos testes.	51

Capítulo 1

Introdução

Nas últimas décadas as mudanças tecnológicas têm surgido no mundo de forma cada vez mais vertiginosa, impossibilitando, muitas vezes, o acompanhamento destas rápidas mudanças por parte de governos, instituições e usuários comuns.

A “nova era digital” tem simplificado e potencializado muitos os processos e técnicas nos mais diversos ramos do conhecimento humano, tais como: engenharia, medicina, química, física e outros. Dentro destes ramos, a medicina, mais especificamente a radiologia, é uma área profundamente beneficiada por contar com um registro digital dos resultados de exames radiológicos, já que graças à complexa estrutura de telecomunicações e tecnologias de tráfego de dados que envolvem o globo atualmente, pode-se contar com a cooperação de especialistas em diferentes partes do mundo, podendo receber e interpretar em tempo real o resultado dos ditos exames.

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), Telemedicina é o uso da tecnologia de telecomunicações para fornecer, aprimorar ou agilizar os serviços de saúde para áreas remotas. No Brasil os especialistas em radiologia representam 2,1% do número total de médicos, na África há 14 países que não têm nenhum radiologista. Radiologia é a mais antiga especialidade na qual o trabalho foi realizado sobre soluções adequadas de telemedicina. A maioria das soluções propostas pela telemedicina envolvem o uso de PACS (com altos custos de licença), ou outras soluções de alto custo, incluindo demanda por sistemas de comunicação de banda larga.

Telemedicina iterativa em tempo real, como é usada em vários países desenvolvidos, geralmente não é viável em países em desenvolvimento (incluindo o Brasil), devido à falta de redes de banda larga e equipamentos avançados. Telemedicina *Store-and-forward* (Armazena e envia) é uma técnica simples na qual um texto com a descrição das condições do paciente e uma ou mais imagens digitais são enviadas como

arquivos anexo por e-mail. Esta técnica oferece uma solução adequada e menos cara, uma vez que a teleconsulta pode ser realizada com uma conta de internet discada e sem equipamentos especiais.

Estas práticas de diagnóstico à distância oferecem uma melhoria no serviço de saúde, tendo em vista a possibilidade de diagnosticar pacientes que residem em lugares afastados de centros especializados, da mesma forma que possibilita o trabalho de médicos que precisavam se deslocar a lugares menos acessível para eles, para poder atender um número maior de pacientes.

Para poder contar com a representação digital de uma imagem radiográfica existe basicamente três métodos, que serão discutidos a seguir. Um deles é o uso de equipamentos de Radiografia Digital (*Digital Radiography - DR*), estes equipamentos já trabalham inteiramente com a tecnologia digital, permitindo uma menor exposição do paciente aos efeitos dos raios-X, com a obtenção direta da imagem num formato digital, permitindo a pré-visualização do resultado em uma tela de computador.

Outro método, foco deste trabalho, consiste na utilização de sistemas convencionais tela/filme e a posterior digitalização da imagem por intermédio da fotografia ou por uso de *scanners*.

O terceiro método seria a utilização de sistemas de radiografia computadorizada (*Computed Radiography - CR*), introduzidos em 1983 pela Companhia Fuji (Kanagawa, Japão), este método uma alternativa ao uso dos sistemas tela/filme e *scanner*. Assim, nesses sistemas, as imagens digitais são diretamente produzidas em uma placa de imagem a base de fósforo (*imaging plate*), podendo, na seqüência, serem visualizadas em monitores ou convertidas para imagem analógica em filme, por meio de uma processadora “laser”. [1].

Estes equipamentos de última geração (DR e CR) possuem preços proibitivos para a maioria de centros da rede pública de saúde do país, impossibilitando a substituição total dos equipamentos de raios-X já instalados.

Neste contexto, o desafio do presente trabalho foi desenvolver um processo de digitalização de filmes convencionais por intermédio de *scanners* e um *software* que permitisse a utilização de equipamentos comerciais facilmente encontrados no mercado e com preços que permitissem a implantação deste método em qualquer centro de saúde do estado, assim como garantir a boa qualidade das imagens digitais oriundas deste processo.

1.1 Motivação

A principal motivação do presente trabalho foi aplicar os conhecimentos de engenharia para poder obter um método de digitalização de imagens radiográficas de baixo custo. Este método teria que ser eficiente e suficientemente barato, para poder ser implantado na maioria de centros de saúde do estado. Além de eficiente, a solução proposta teria que ser simples, para não precisar de uma complexa manutenção de uma assistência técnica permanente, ou de conhecimentos técnicos do usuário final.

1.2 Descrição do projeto

O método de digitalização de filmes radiográficos proposto utiliza um *scanner* de transparências convencional de baixo custo (*scanner* de mesa A4) e um *software* de costura de imagens. Este sistema faz uma aquisição parcial da imagem radiográfica, devido à diferença de tamanho entre o formato A4 (tamanho da área de digitalização do *scanner* de mesa) e o tamanho médio de um filme radiográfico.

Para poder juntar as partes da imagem digitalizada desenvolveu-se um *software* que reconhece as partes ou arquivos de entrada do sistema e prévio pré-processamento costura as partes, retornando como arquivo de saída a imagem digitalizada completa.

Este processo de costura enfrentou desafios como a não uniformidade do brilho nas imagens parciais, inclinação das imagens no momento de serem escaneadas e erros humanos no momento da aquisição parcial por parte o usuário.

O resultado final deste sistema foi apresentado periodicamente aos integrantes do projeto TIPIRX (TeleIntegração para Imagens em RX), compostos por especialistas em radiologia do Setor de radiologia do Hospital Universitário Pedro Ernesto da UERJ, do serviço de Radiologia do Hospital Universitário Antônio Pedro da Universidade Federal Fluminense, do Serviço de Radiologia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da Universidade Federal do Rio de Janeiro, assim como representantes do Núcleo de Atendimento em Computação de Alto Desempenho NACAD/COPPE.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

Neste capítulo serão apresentados conceitos e exemplos que facilitarão a compreensão dos capítulos subsequentes do presente trabalho.

2.1 Representação digital de imagens

Uma imagem é representada digitalmente, na sua forma mais simples (escala de cinzas), por meio de uma matriz contendo um número finito de elementos ou *pixels*, na qual cada *pixel* representa a intensidade luminosa de uma determinada subárea dentro da imagem original. Esta limitação no número de *pixels* define a resolução da imagem: quanto maior a resolução da imagem, maior será o número de *pixels* que a compõem.

O processo de digitalização pode ser entendido como a sobreposição de uma malha em cima da imagem e cada nó ou *pixel* assume o valor (em escala de cinza) da imagem na posição correspondente.

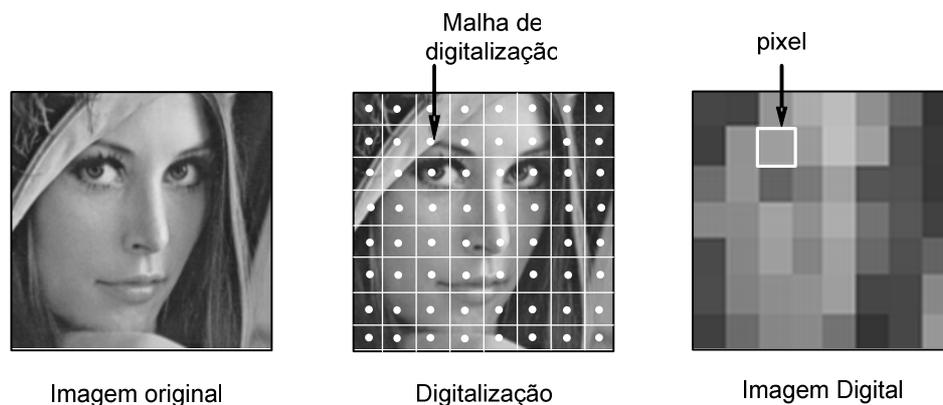


Figura 2.1: Representação digital de imagens.

No exemplo da Figura 2.1, podemos ver o processo de digitalização de uma imagem monocromática, neste caso cada *pixel* é representado por um valor dentro de uma escala de cinza que vai de 0 (preto total) a 255 (branco total). A informação do valor assumido por cada pixel é armazenada em um *byte*, necessitando o uso de 256 valores dentro da escala de cinza.



Figura 2.2: Escala de cinza.

Na Figura 2.2, visualiza-se a distribuição dos valores dentro da escala de cinza, onde 0 (zero) simboliza o preto e 255 (duzentos e cinquenta e cinco) o branco.

2.2 Digitalização de imagens

Existem, basicamente, dois métodos que possibilitam digitalizar uma imagem, estes são a fotografia digital e uso de *scanner*.

No caso da fotografia digital existem alguns fatores externos que podem comprometer a boa qualidade da imagem adquirida. Tais fatores são, entre outros, alvo fora de foco, movimentação do sensor (câmera), não uniformidade da iluminação do alvo e do ambiente, não uniformidade da densidade do meio (ar) entre a imagem e a câmera, etc. Por outro lado, nas mãos de um usuário competente (i.e., com conhecimentos de fotografia), este tipo de digitalização também tem vantagens como rapidez da digitalização, o reduzido tamanho e a portabilidade do equipamento.

O uso de *scanners* resolve ou pelo menos diminui os problemas das câmeras digitais citados no parágrafo anterior. Dado o modo de operação de um *scanner* de mesa, as imagens a serem adquiridas por ele estão fixas no momento da digitalização. Portanto, o sensor consegue fazer uma captura uniforme, tanto em relação à distância do objeto

quanto em relação à luminosidade. Além destas vantagens, não se exige nenhum tipo de conhecimento técnico da pessoa que opera o scanner para adquirir a imagem.

As imagens digitais possuem características importantes, brevemente descritas a seguir.

- Contraste:** É a característica que faz um objeto distinguível de outro no mesmo fundo.
- Cor:** Transmite uma variedade rica de informação que descreve a qualidade dos objetos [2].
- Brilho:** É a representação de quão clara ou escura é uma fonte de luminosidade.
- Resolução:** Intuitivamente a resolução é uma medida dos mínimos detalhes discerníveis em uma imagem. Quantitativamente a resolução espacial pode ser dada como a quantidade de *pixels* por unidade de distância e a unidade mais utilizada é DPI (dots per inch) [3].
- Formatação:** Para tornar viável o armazenamento de uma imagem em um arquivo digital, faz-se necessário escolher um formato, em que, adicionalmente, podem-se armazenar os bytes da imagem em forma comprimida. Para maiores detalhes sobre este assunto, que não é objetivo principal deste trabalho, veja [4].

2.3 Scanner

Um *scanner* é um dispositivo que tem como objetivo principal converter imagens dentre eles, fotos, ilustrações e textos em papel, em um formato digital. Atualmente, existem muitos modelos de *scanners* no mercado, mas o princípio básico é sempre o mesmo. Todo *scanner* está formado pelas seguintes partes: sensor do dispositivo, jogo de espelhos, bandeja de vidro, lâmpada e tampa.

Scanners CCD (*Charge Coupled Device*) são desenhados para escanear mídias com uma alta resolução. Microtek, Polaroid, Nikon, Canon e Kodak são os principais

fabricantes deste tipo de *scanners*. Estes *scanners* CCD oferecem uma alta resolução óptica de captura e um bom rango dinâmico. [5]

Explica-se em seguida, de forma simplificada, o funcionamento do *scanner* de mesa utilizado neste trabalho.

Para poder “escanear” uma ilustração, levanta-se a tampa do scanner, em seguida coloca-se a ilustração em cima da bandeja de vidro, e fechando a tampa, a fim de evitar que a luz externa afete a qualidade da captura da imagem. Uma vez que a ilustração está no seu lugar, pode-se iniciar o processo de captura, ocorrendo neste processo a intervenção do sensor do dispositivo, o qual se movimenta ao longo da bandeja de vidro para poder “escanear” uma imagem contínua da ilustração que está sendo iluminada a cada instante pela lâmpada, criando condições uniformes de iluminação.

A luz que reflete da ilustração não incide diretamente no sensor, geralmente há um conjunto de espelhos que desviam o trajeto desta luz até o sensor, facilitando, desta forma, a localização do sensor. A Figura 2.3 mostra as principais partes do scanner de mesa.

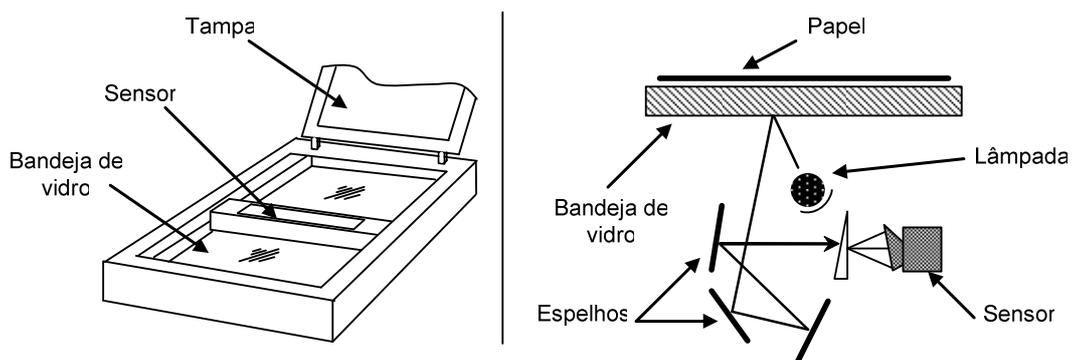


Figura 2.3: Scanner de mesa.

2.4 Digitalização de transparências

Para poder ver uma imagem impressa em um material denso, uma fotografia, por exemplo, a luz tem que incidir na superfície da mídia e as propriedades físicas da tinta

utilizada nela só permitem a reflexão de determinados comprimentos de onda da luz incidente, desta forma, o sensor de um *scanner* de mesa pode captar de forma muito aproximada as informações de cor da mídia colocada na sua bandeja de vidro, projetando uma luz branca e capturando as componentes de luz refletidas.

No caso das transparências, o que o olho humano consegue ver é a luz filtrada que atravessa a mídia, a qual só permite a passagem dos comprimentos de onda específicos de cada cor. Se colocarmos uma destas transparências na bandeja de vidro de um *scanner* de mesa comum, o que vai acontecer é que a luz projetada pelo *scanner* vai refletir nas partes mais escuras da mídia e nas partes mais claras, a luz irá atravessar a mídia, será filtrada e voltará a atravessar novamente a transparência só que desta vez com menos energia e a imagem capturada aparecerá escura.

Se aumentarmos a intensidade luminosa da lâmpada do *scanner* haverá uma saturação dos sensores nas regiões mais opacas e a luz refletida na transparência irá se misturar com a luz refletida na tampa, em que teremos, novamente, uma imagem degradada da nossa transparência. A seguir, mostraremos uma representação gráfica do processo de captura de uma mídia normal e uma transparência feita em um *scanner* de mesa.

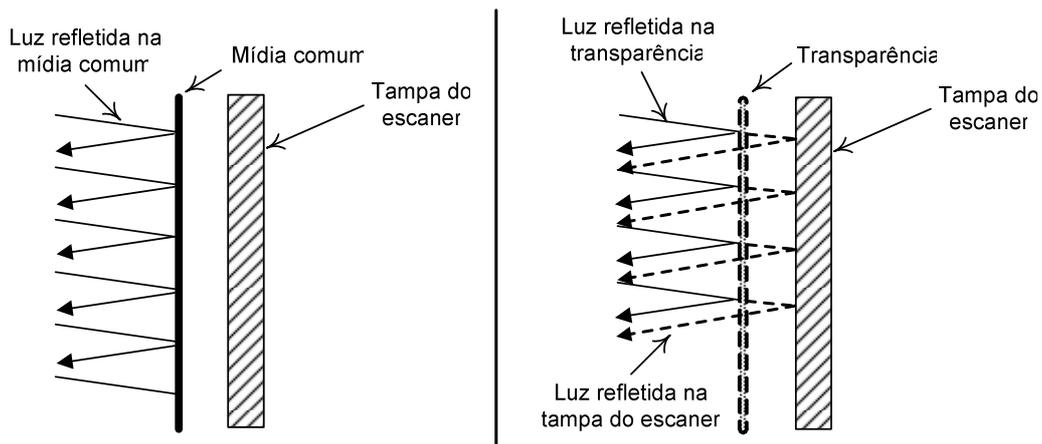


Figura 2.4: Processo de captura de uma mídia comum e transparência.

2.5 Interpolação de imagens digitais

Quando se aplica algum efeito (aumento de tamanho, rotação, etc.) a uma imagem digital que exija adicionar ou substituir novos elementos (*pixels*) dentro da matriz de elementos originais, é necessário ter algum método eficiente para gerar os novos elementos de tal forma que acompanhem a estrutura dos elementos vizinhos, ou seja, que o novo valor tenha relação com os valores da vizinhança.

Estes métodos de geração de *pixels* novos são chamados “Métodos de Interpolação” e podemos encontrar vários na bibliografia. A seguir, mencionamos os mais comuns.

2.5.1 Método do vizinho mais próximo

Neste método o valor do novo *pixel* da imagem é gerado a partir arredondamento do valor do endereço para poder selecionar o *pixel* mais próximo [6]. Este método é o mais simples e rápido, porém, o menos recomendado, uma vez que o objetivo é manter a resolução da imagem original. Ao aproximar o valor do pixel da nova imagem pelo pixel mais próximo da imagem original, pode-se ocasionar a repetição de valores na nova imagem, gerando desta forma os denominados artefatos (valores que não corresponde à imagem original) e perdas de informação.

Além destes problemas, pode-se verificar, nas imagens interpoladas com este método, a aparição de “bordas com padrões de dente de serra” como consequência da perda de informação na geração dos novos valores.

A Figura 2.5 mostra uma representação do funcionamento deste método de interpolação, para a geração de um pixel novo.

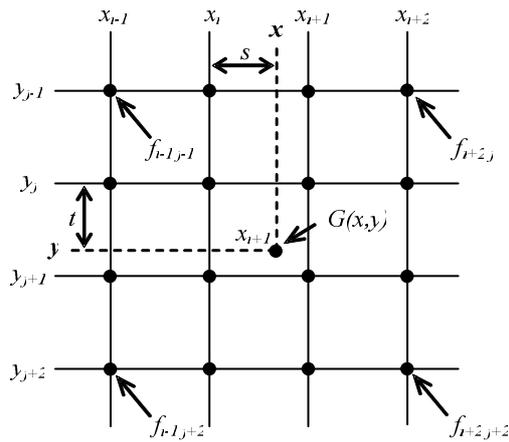


Figura 2.5: Geração de novo pixel.

Se o novo elemento cair em uma posição (x,y) (ver Figura 2.5), o valor deste novo elemento será o mesmo do elemento mais próximo na matriz ou malha original como descrito a seguir.

$$x' = \text{arredondar}(x), y' = \text{arredondar}(y), G(x,y) = f(x',y')$$

Na prática não é necessário arredondar o valor das coordenadas, basta com truncar o valor. Desta forma, obtém-se um ganho no tempo de processamento.

$$x' = \text{truncar}(x), y' = \text{truncar}(y), G(x,y) = f(x',y')$$

Na seqüência de figuras 2.6, 2.7 e 2.8 podemos ver como é que este método pode incorrer na repetição de valores e perda de informação no caso de rotação da imagem.

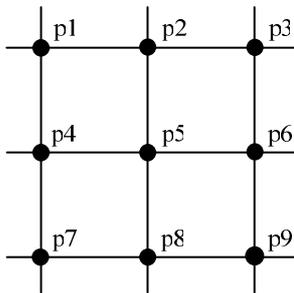


Figura 2.6: Segmento de pixels da imagem original.

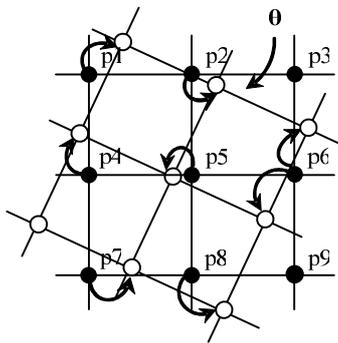


Figura 2.7: Geração dos valores da nova imagem a partir dos valores originais.

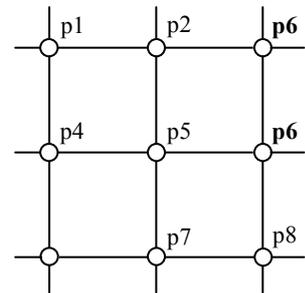


Figura 2.8: Segmento de pixels da nova imagem.

Na nova imagem (Figura 2.8), podemos ver a repetição do valor $p6$ da imagem original. Esta repetição de valores dentro do novo conjunto ocasiona também a perda de valores da imagem original.

2.5.2 Método bilinear

Este método é mais elaborado que o anterior (vizinho mais próximo), tendo em vista que o novo valor do *pixel* transformado pode ser calculado pela interpolação dos 4 (quatro) *pixels* em volta do endereço calculado [6], são considerados os 4 *pixels* mais próximos e a partir deles é feita uma interpolação ponderação, tomando em consideração a posição do pixel que vai ser gerado em relação ao quadrado formado pelos quatro vizinhos mais próximos.

Se o novo elemento cair em uma posição (x,y) dentro da subdivisão retangular $[x_i, x_{i+1}] \times [y_j, y_{j+1}]$ (ver Figura 2.5), o valor deste novo elemento será gerado usando uma ponderação dos *pixels* nas posições (i,j) , $(i+1,j)$, $(i,j+1)$ e $(i+1,j+1)$ como mostramos a seguir.

$$G_{bil}(x, y) = (1-t)(1-s)f_{i,j} + (1-t)sf_{i+1,j} + t(1-s)f_{i,j+1} + tsf_{i+1,j+1}$$

sendo, $s=x-x_i$ e $t=y-y_j$.

Este processo é representado na seqüência de figuras 2.9, 2.10 e 2.11.

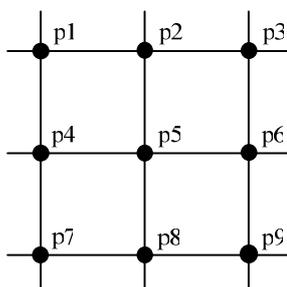


Figura 2.9: Segmento de pixels da imagem original.

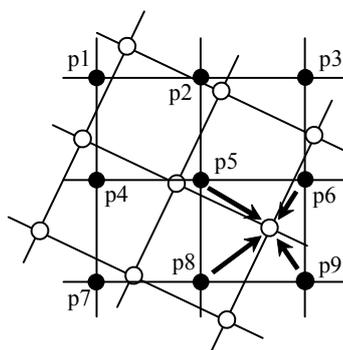


Figura 2.10: Geração dos valores da nova imagem a partir dos valores originais.

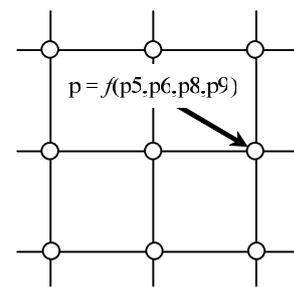


Figura 2.11: Segmento de pixels da nova imagem.

Este método elimina os efeitos de “bordas com padrões de dente de serra”, já que se comporta como um filtro passa-baixas não isotrópico, garantindo também a não repetição de valores na nova imagem.

2.5.3 Método bicúbico

Este é um método mais sofisticado e eficiente de interpolação, gera excelentes resultados, mas também é o método que consome maior tempo de processamento. Neste caso, não consideramos apenas os 4 (quatro) vizinhos mais próximos e, sim, os 16 (dez e seis) vizinhos mais próximos, o que nos garante obter um valor mais real dentro deste grupo de 16 *pixels* [7].

Se o novo elemento cair em uma posição (x,y) dentro da subdivisão retangular $[x_i,x_{i+1}] \times [y_j,y_{j+1}]$ (ver Figura 2.5), o valor deste novo elemento será gerado usando uma ponderação dos *pixels* nas posições $(i-1,j-1)$, $(i,j-1)$, $(i+1,j-1)$, $(i+2,j-1)$, $(i-1,j)$, (i,j) , $(i+1,j)$, $(i+2,j)$, $(i-1,j+1)$, $(i,j+1)$, $(i+1,j+1)$, $(i+2,j+1)$, $(i-1,j+2)$, $(i,j+2)$, $(i+1,j+2)$ e $(i+2,j+2)$ como mostramos a seguir:

$$G_{bic}(x, y) = \sum_{n=-1}^2 \sum_{m=-1}^2 f_{i+m, j+n} P_{m+1}(s) P_{n+1}(t)$$

Em que, $P_0(u) = (-u^3 + 2u^2 - u)/2$, $P_1(u) = (3u^3 - 5u^2 + 2)/2$, $P_2(u) = (-3u^3 + 4u^2 + u)/2$, $P_3(u) = (u^3 - u^2)/2$, $s = x - x_i$ e $t = y - y_i$.

Este processo é representado graficamente na Figura 2.12, na que podemos verificar como é que para uma determinada posição, podemos usar a informação dos 16 (dez e seis) *pixels* mais próximos e obter um novo valor que acompanhe o comportamento da superfície gerada por este grupo de valores [8].

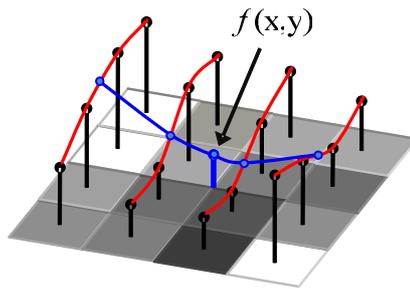


Figura 2.12: Interpolação bicúbica.

Esta técnica de interpolação também garante a eliminação dos problemas de “bordas com padrões de dente de serra” e repetição de valores, além de obter um valor mais aproximado nos pixels da nova imagem.

A seguir mostramos um exemplo de interpolação, usando os três métodos anteriormente mencionados.

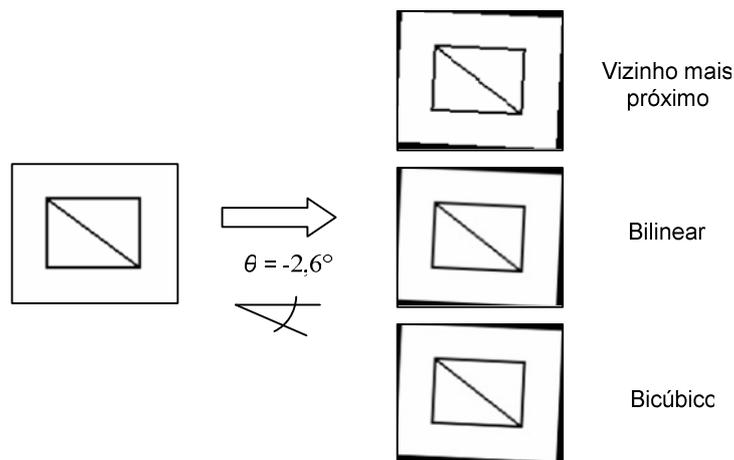


Figura 2.13: Rotação de imagens usando os três métodos de interpolação.

2.6 Costura de imagens – Algoritmo conceitual

Para poder obter uma imagem única e de boa qualidade a partir de dois segmentos da imagem original, é necessário ajustar um conjunto de parâmetros em todas as partes antes de começar o processo de costura. Nos seguinte exemplo, por simplicidade, vamos assumir que as partes envolvidas na costura possuam as mesmas características de

brilho, contraste e dimensão, além de assumir que, quando as imagens foram escaneadas, não houve nenhum deslocamento nem inclinação da imagem.

Uma vez que temos as partes da imagem, podemos prosseguir com o algoritmo de costura, para mostrar como este algoritmo funciona, vamos utilizar o exemplo mais simples. Neste caso, existem duas partes de uma imagem única; estas possuem uma área comum ou região de sobreposição, como mostramos na Figura 2.13, em que nesta região comum os valores dos pixels são os mesmos.

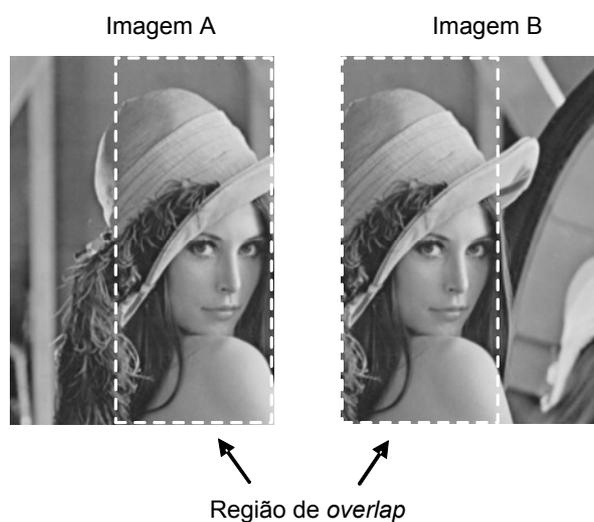


Figura 2.14: Região comum ou de overlap.

O objetivo do algoritmo de costura é sobrepor as imagens, de modo que as áreas de sobreposição fiquem uma acima da outra (se fundem), como pode ser visto na Figura 2.15. No final do processo, tem-se uma imagem única formada por parte da informação das duas partes.



Figura 2.15: Objetivo da costura.

2.7 Formato PGM

O formato PGM é uma denominação pouco comum para *Grayscale File Format*. Este formato foi projetado para ser extremamente fácil de aprender e aplicar em programas de processamento de imagens. Um arquivo PGM é composto integralmente de texto e, portanto, pode ser processado por ferramentas de processamento de texto [9].

Uma imagem PGM representa uma imagem em escala de cinzas. Há muitos pseudoformatos PGM em uso, nos quais tudo é especificado como no formato original, com exceção do valor individual de cada *pixel*. Para a maioria dos propósitos, uma imagem PGM pode ser entendida simplesmente como uma matriz de valores inteiros arbitrários, nesse sentido, todos os programas que trabalham com imagens em escala de cinza podem ser facilmente usados para processar qualquer outra coisa. O nome PGM é o acrônimo derivado de *Portable Gray Map*.

Uma variante oficial de PGM é a máscara de transparências. Uma máscara de transparência é representada por uma imagem de PGM, exceto que, no lugar de intensidades de *pixel*, há representação de valores de opaco (vide abaixo).

Um arquivo PGM consiste em uma seqüência de um ou mais imagens PGM. Não há nenhum dado, delimitadores ou cabeçalho antes, depois ou no meio da imagem.

Cada imagem PGM está formada pelas seguintes partes [10]:

- 1) Um identificador para reconhecer o tipo de arquivo. O identificador de uma imagem PGM é P5 (P2 no caso de imagens monocromáticas).
- 2) Os comentários. Estes comentários têm que começar pelo símbolo sustenido (#) e vão até o final de cada linha. Estes comentários serão ignorados na formação da imagem.
- 3) Largura e altura da matriz que representa a imagem (Width × Height). É usada a formatação ASCII com caracteres decimais.
- 4) Máximo valor de brilho (Maxval). Também em ASCII decimal e menor que 65536.
- 5) Tom de cinza para cada pixel. Os elementos de cada linha são separados por um espaço em branco. Cada valor de cinza é um número proporcional à intensidade de cada pixel e tem que estar no intervalo de zero a Maxval (zero representa o valor de preto total).

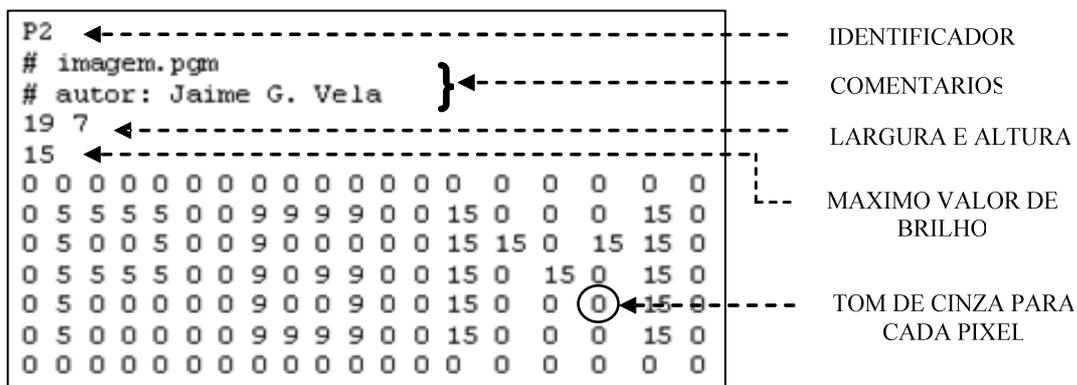


Figura 2.16: Exemplo de arquivo PGM e sua visualização.

2.8 Formato BMP

O formato de arquivos BMP foi desenvolvido pela Microsoft e pela IBM, sendo o formato nativo de mapa de bits do Windows (a partir da versão 3.00). Este sistema operacional utiliza o BMP em sua própria estrutura: no fundo de tela (wallpaper), nos ícones, nos cursores (apontadores de mouse) e nas imagens mapeadas por bits [11].

O formato BMP é freqüentemente o padrão das aplicações Windows que manipulam imagens. Podemos citar, por exemplo, a linguagem de programação Delphi. Tal fato deve-se, sobretudo, pela simplicidade da estrutura dos arquivos BMP, que tornam mínimas as possibilidades de ocorrência de algum problema ou erro na interpretação dos dados [11].

Todo arquivo BMP está formada pelas seguintes partes:

- 1) Um cabeçalho de arquivo. Contem a assinatura BM e informações de tamanho e *lay-out* do arquivo.
- 2) Cabeçalho de mapa de bits. Contém as informações da imagem contida no arquivo como dimensões, cor e tipo de compressão.
- 3) Paleta ou mapa de cores. Somente estará presente em arquivos de imagens de 16 ou 256 cores.
- 4) Área de dados contidos na imagem. Aqui começam os dados (pixels) que compõem a imagem em questão.

2.9 Radiografia

As propriedades dos raios-X foram observadas pela primeira vez em 1895, pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923). Ele descobriu uma estranha radiação emitida por uma ampola de Crooks, capaz de atravessar os corpos opacos e irradiar uma chapa fotográfica. Roentgen denominou essa radiação de raios-X, por desconhecer a sua verdadeira natureza [12].

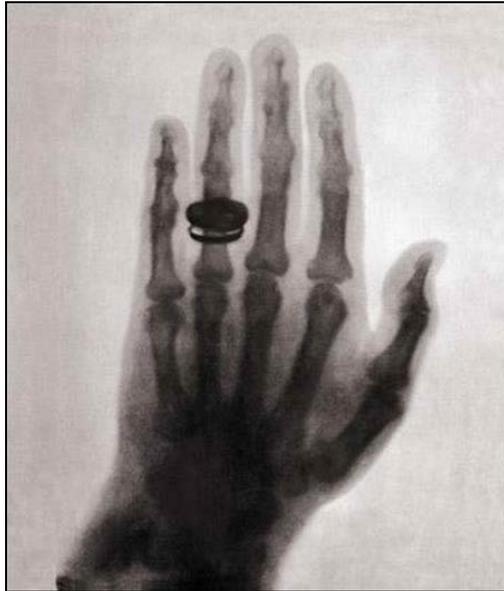


Figura 2.17: Primeira radiografia obtida por Roentgen.

Para obter uma radiografia, é necessária a geração de raios-X e, para este fim, utilizam-se dispositivos do tipo tubo de Coolidge, cujo dispositivo é composto por um tubo de vácuo que internamente possui um filamento incandescente de um material de alto grau de fusão como, por exemplo, tungstênio ou molibdênio. Este filamento incandescente fica posicionado na frente de um cátodo côncavo, que direciona um feixe de elétrons acelerados por uma alta tensão entre o cátodo e o anodo, este último localizado no outro extremo do tubo.

O resultado deste fluxo de termoelétrons de altíssima velocidade (aproximadamente a metade da luz), colidindo contra o anodo é a geração de calor e raios-X devido à transformação da energia cinética que os termoelétrons têm antes de colidirem com o material do anodo.

Na Figura 2.18 podemos ver uma representação do esquema de funcionamento do tubo de Coolidge. A altíssima diferença de potencial entre o cátodo e anodo, somados à excitação térmica dos elétrons no filamento de tungstênio, possibilitam o fluxo de elétrons a alta velocidade com pouca probabilidade de colisão antes de chegar ao destino, já que o tubo é de vácuo e praticamente não existem partículas no percurso entre cátodo a anodo.

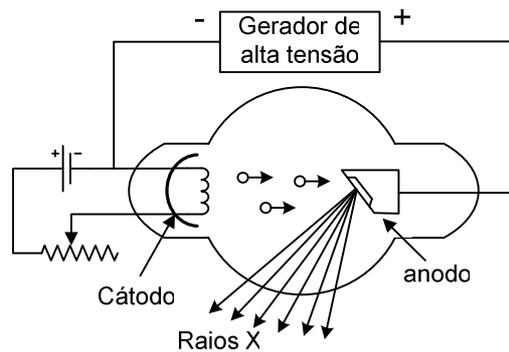


Figura 2.18: Esquema do tubo de Coolidge.

Os raios-X são ondas eletromagnéticas de alta frequência e conseguem atravessar corpos opacos, podendo deixar um registro da densidade do corpo em certos materiais fotossensíveis.

As propriedades dos raios-X são amplamente usadas na medicina devido as suas propriedades de alta penetração em corpos opacos. O processo radiográfico convencional consiste a emissão de raios-X, os quais atravessam parte do corpo do paciente posicionado entre o tubo de Coolidge (fonte de raios-X) e uma chapa fotossensível. Uma vez revelada a chapa radiográfica, podemos conferir que quanto menor densidade do corpo, maior a incidência de raios-x na chapa. Este processo permite ter um registro muito detalhado, possibilitando acusar ferimentos e doenças internas, que a simples vista não poderiam ser detectados.

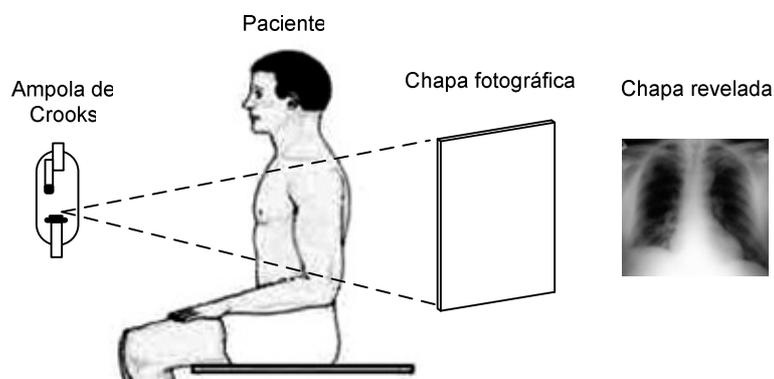


Figura 2.19: Processo de radiografia.

Capítulo 3

Análise do Problema de Digitalização de Imagens Radiográficas

O presente capítulo fará uma abordagem aos processos envolvidos na radiografia digital e digitalização de filmes radiográficos. A importância de disponibilizar este tipo de informação num formato digital, os métodos atuais de obtenção de imagens radiográficas em formato digital e o custo da implantação destes métodos em grande escala serão discutidos.

3.1 Radiografia convencional

O processo de radiografia convencional descrito no capítulo 2.8 fornece como resultado final uma mídia (filme) com o registro da passagem dos raios-X através de uma região do corpo humano. Este registro é uma das principais ferramentas que a medicina tem na análise e diagnóstico de doenças e/ou lesões internas.

Esta técnica teve seu início em 1895 com a descoberta dos raios-X e cujos princípios ainda são utilizados na atualidade, possibilitando acusar ferimentos e doenças que não poderiam ser detectados por meios externos.

Nos ossos, a radiografia permite visualizar fraturas, tumores, distúrbios de crescimento e postura. Nos pulmões, pode flagrar da pneumonia ao câncer. Em casos de ferimento com armas de fogo, ela é capaz de localizar o paradeiro do projétil dentro do corpo. Para os dentistas, é um recurso fundamental para apontar as cáries. Na densitometria óssea, os raios-X detectam a falta de mineral nos ossos e podem acusar a osteoporose [13].

3.2 Visualização de filmes

Um correto diagnóstico e prognóstico baseado na visualização de um filme radiográfico dependem, em grande parte, da boa qualidade da imagem gravada no filme: a imagem deveria representar claramente o que está acontecendo dentro da região do corpo que foi exposta aos raios-X.

Neste sentido, quanto maior o número de detalhes contidos na imagem (maior resolução) e melhores as condições de brilho e contraste, mais apurado será o resultado da observação e análise por parte do radiologista responsável.

Uma baixa qualidade de imagem no filme pode ser ocasionada por sobre ou superexposição de raios-X no filme no momento da captura ou por más condições de brilho e contraste e até inserção de artefatos no caso de radiologia digital. Isto pode induzir um diagnóstico errado ou até mesmo a impossibilidade de efetuar o diagnóstico.

3.3 Conservação dos filmes radiográficos

Com o surgimento da radiologia, surgiu também a necessidade de armazenamento dos filmes velados, assim como os filmes não expostos (virgens). Estes filmes além de ocupar espaço, têm que ser conservados sob condições específicas de temperatura (abaixo de 24°C) e umidade do ar (de 50% a 55%) [14].

Esta dependência de filmes significa que o espaço físico de armazenamento é um fator importante a ser considerado na implantação de um sistema convencional de raios-X. Adicionalmente, o fato da informação ficar impressa somente num filme impossibilita compartilhamento destas informações num sistema distribuído de dados.

3.4 Surgimento da radiologia digital

A radiologia digital está substituindo rapidamente a radiologia convencional de filme na maioria das aplicações, inclusive a radiologia de torax. Esta conversão é

fortemente estimulada pela tendência da comunidade médica de “ir para digital”, e as muitas vantagens operacionais que os sistemas digitais podem oferecer comparado com o sistema analógico convencional. Estas vantagens incluem a habilidade de manipular as imagens após sua aquisição, dando ao radiologista uma grande flexibilidade para visualizar as características de interesse da imagem.

Além disso, a maioria dos sensores de radiografia digital oferece uma faixa dinâmica de operação (*dynamic range*) muito maior, comparado com o sistema de radiologia convencional de filme. Desta maneira, os sistemas digitais possuem uma melhor tolerância a níveis de sobre ou superexposição fornecendo imagens clinicamente aceitáveis com maior probabilidade. Além disso, radiografia digital convenientemente entrega a informação da imagem em formato digital, possibilitando quantificação e análise computacional das características da imagem, inclusive em tempo real

Finalmente, uma imagem digital possibilita o armazenamento e transmissão eletrônica, o que ao mesmo tempo, certamente, oferece vantagens econômicas e possibilita acesso simultâneo das imagens por parte de hospitais e empresas da saúde. Os atributos da radiografia digital proporcionam notáveis vantagens para tecnologias de classificação, assim como dados de imagens padronizadas para interpretação visual ou classificação automática [15].

3.4.1 Radiografia computadorizada (CR)

Esta tecnologia foi introduzida no mercado pela primeira vez em 1983 pela empresa japonesa Fuji. Radiografia computadorizada (CR) é a modalidade de radiologia digital mais utilizada atualmente. Há mais de 10.000 sistemas deste tipo sendo utilizados pelo mundo inteiro [15]. A tecnologia CR baseia-se na habilidade de certos cristais de fósforos, que possuem armazenamento de energia e propriedades de excitação, conhecidas como PSL (*Photo Stimulated Luminescence*), a qual possibilita o armazenamento temporário e estável da energia dos raios-X e, posteriormente, entrega esta energia sob os efeitos da excitação de feixes de raios laser. Alguns dos materiais de fósforo mais comuns incluem BaFBr:Eu e BaF(BrI):Eu. As particularidades destes materiais de fósforo são protegidas com um material coesivo formando uma estrutura

densa, e depositado em uma base para dar suporte mecânico. Este filme final é conhecido como IP (*Imaging Plate*).

O filme é colocado nos sistema de raios-X convencional protegido por um “chassi”. Uma vez exposto aos raios-X, uma fração da energia dos raios-X é guardada pela IP. Após a exposição dos raios-X, o chassi é processado pelo sistema de escaneamento, o qual extrai o filme do chassi, o coloca no sistema de escaneamento laser, coleta os resultados do sinal luminoso fornecidos pelo filme, digitalizando e processando o sinal para formar a imagem (Figura 3.1). O filme é então exposto ao fluxo de luz uniforme para apagar qualquer sinal residual que possa ter ficado na nela. A tela totalmente apagada é colocada novamente no chassi para poder ser reutilizada [15].

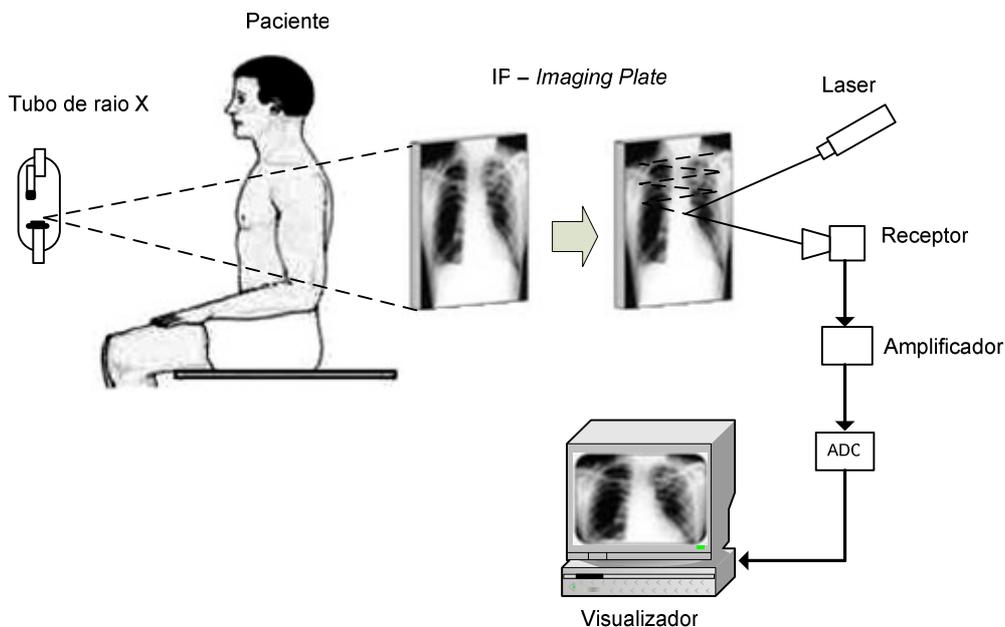


Figura 3.1: Radiologia computadorizada (CR).

3.4.2 Radiografia digital (DR)

Os sistemas de radiografia digital (DR) são implementados de forma similar aos sistemas analógicos convencionais de filme, desta forma o paciente é geometricamente posicionado entre a fonte de raios-X e o sensor de imagens. A única diferença é que o sensor agora é painel digital e não um filme analógico.

As principais vantagens deste novo sistema são: a imediata pré-visualização da imagem antes de armazenar a mesma, menor radiação utilizada para conseguir um contraste similar ao da radiografia convencional, assim como as facilidades em processamento, gerenciamento e armazenamento dos arquivos obtidos [16].

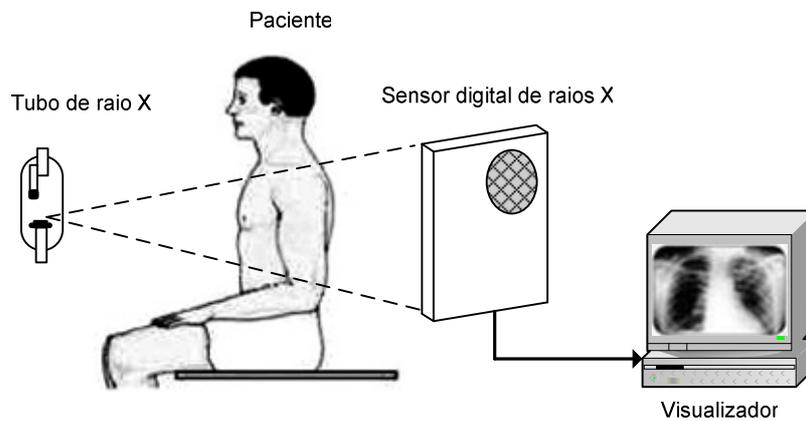


Figura 3.2: Radiologia digital (DR).

3.4.3 Radiografia digital via digitalização

Todos os sistemas de digitalização de imagens mostrados acima utilizam um sensor eletrônico para capturar a imagem. Entretanto, é possível obter uma imagem digital por intermédio da digitalização do filme analógico. Isto pode proporcionar uma representação digital do filme analógico, a qual pode ser utilizada para armazenamento, transmissão, e visualização eletrônica [15].

Enquanto esta aproximação de radiografia digital tem importantes méritos como permitir a integração de imagens analógicas obtida *a priori* e todas as facilidades que se obtém da operação de imagens digitais, este método também tem algumas deficiências que são reflexo das deficiências do próprio filme radiográfico a ser digitalizado. Estas incluem perda de qualidade de imagem no processo de digitalização, não uniformidade na aparência da imagem de um filme para outro devido às variações nos níveis de exposição ou tipos de filme utilizado, e visualização sub-ótima das imagens que são otimizadas na sua escala de cinza para poder ser visualizadas em negatoscópios e não em um visualizador eletrônico (monitor). Por estas razões, este modo de radiografia digital é considerada sub-ótima e complementar na melhor das hipóteses [15].

3.5 Digitalização de radiografias como solução viável

A prática de radiografia computadorizada (CR) e radiografia digital (DR) já se tornou uma realidade em alguns hospitais do Brasil, geralmente nas capitais dos estados e grandes cidades. Porém, a grande maioria de centros da rede pública de saúde somente contam com aparelhos radiográficos convencionais.

Para poder inserir todos os hospitais e unidades de saúde em um ambiente de telediagnóstico radiográfico seria necessária a compra e instalação de equipamentos de CR ou DR em todas estas unidades. Entretanto, o alto custo destes equipamentos torna este objetivo inviável no Brasil. Por outro lado, na maioria de centros da rede pública de saúde, equipamentos convencionais de raios-X já estão disponíveis. Desta forma, faz-se necessária a busca de outros métodos de digitalização de filmes radiográficos, aproveitando os equipamentos de raios-X convencionais já instalados.

Um destes métodos de digitalização e foco do presente trabalho é a digitalização por meio de *scanner*. Este método possui evidentes vantagens, comparado com o método de fotografia digital, que também pode ser usado como um processo válido de digitalização de filmes radiográficos.

Capítulo 4

Algoritmo de Costura de Imagens Parciais Scaneadas

Um dos primeiros lugares onde se realizaram projetos de processamento digital de imagens foi o *Jet Propulsion Laboratory* [17] no ano de 1959 com a finalidade de melhorar as imagens enviadas pelos satélites. Os resultados obtidos foram tão impressionantes que as ‘aplicações para esta nova prática foram rapidamente disseminadas para outras áreas como geologia, meteorologia, astronomia, medicina, etc.

Na área de visão computacional há um processo chamando *Image Registration*, o qual consiste em determinar a correspondência ponto a ponto entre duas imagens de uma mesma cena [18]. Este processo pode ser utilizado, por exemplo, na geração de mosaicos, este método é conhecido como *Image Mosaicking* e consiste na costura ou fusão sem emenda de um grupo de imagens sobrepostas de uma cena em uma imagem maior [18].

A geração de uma imagem a partir de varias partes é um problema comum nas técnicas de processamento de imagens e existem diversas soluções propostas (veja, por exemplo, [19]-[21]).

4.1 Desenvolvimento do algoritmo de costura de imagens

Tendo em vista as necessidades de rapidez na geração da imagem final, optou-se pelo projeto de um algoritmo que reunisse propriedades de simplicidade e robustez.

O algoritmo de costura escolhido para estes tipos de imagens foi o de comparação de quadrantes, utilizando a Diferença da Raiz da Média de Escala de Cinza (*Root of Grayscale Average Difference - RGAD*) [22].

O primeiro passo deste algoritmo consiste na escolha de um segmento dentro da área de sobreposição entre duas imagens parciais. Este segmento será buscado em ambas as imagens a serem costuradas. Uma vez que a posição deste segmento for determinada dentro de cada uma das duas imagens, poderemos sobrepor uma imagem na outra, de tal forma que o segmento de busca de uma imagem encaixe exatamente em cima do segmento de busca da outra.

4.1.1 Área de sobreposição

A área de sobreposição é a região comum entre duas imagens que formam parte de uma imagem maior. Quando várias capturas do mesmo filme no *scanner* são realizadas, dependendo do tamanho do filme em relação à área de captura do *scanner*, pode-se ter imagens com partes comuns ou repetidas. Esta redundância de informação nos dá uma referência para poder juntar duas imagens que pertencem a uma imagem maior, sobrepondo as partes iguais. Na Figura 4.1 é mostrada uma representação do que é uma área de sobreposição ou área de *overlap*.

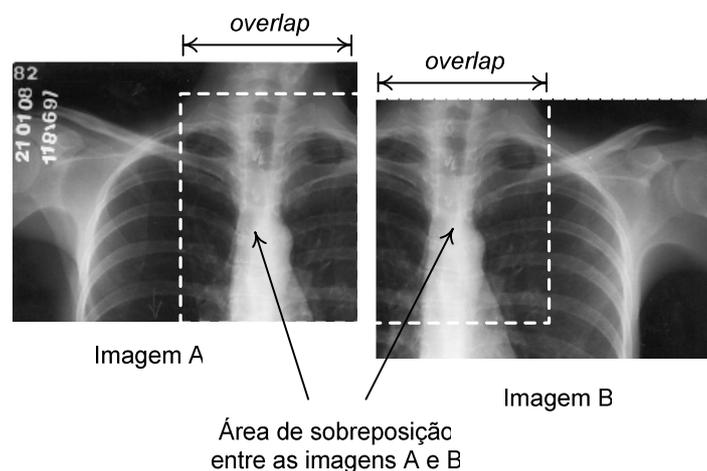


Figura 4.1: Área de sobreposição entre duas imagens.

Usando como exemplo as dimensões de um dos tipos de filmes radiográficos digitalizados (35x35 cm) e a área de captura (20x30 cm) mostraremos na Figura 4.2 como é calculado o tamanho da área de *overlap*.

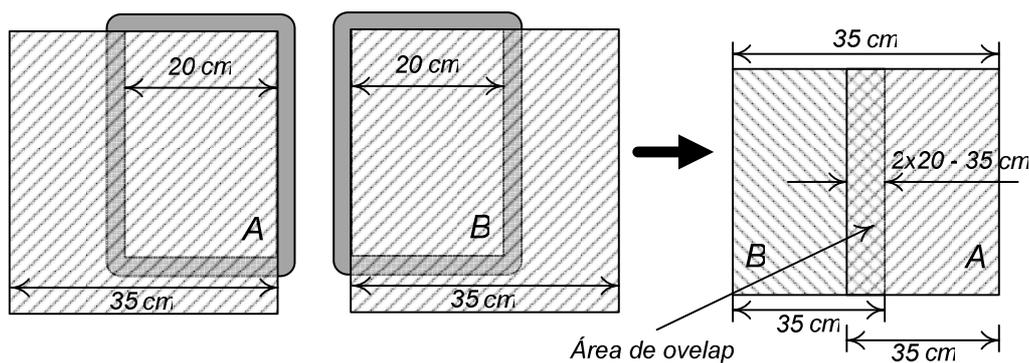


Figura 4.2: Área de sobreposição entre duas imagens.

4.1.2 Área de comparação

Uma vez que se conhecem as áreas de sobreposição nas imagens, o próximo passo no processo de costura de imagens será escolher uma “área de comparação”. Esta área de comparação encontra-se contida dentro de uma das imagens que intervêm na costura e será utilizada para poder achar a posição correta para fundir as imagens.

Esta área de comparação tem que estar dentro da área de sobreposição (*overlap*), já que será procurada na outra imagem, desta forma temos a área de *overlap* inteira para definir nossa área de busca. Na Figura 4.3 é mostrada uma representação de uma área de comparação com uma determinada dimensão.

Devido às características das imagens radiográficas (foco do nosso trabalho), é comum encontrar imagens com grandes regiões escuras e/ou claras, as quais podem representar regiões com tecidos moles ou subexposição de raios-X, e regiões com tecidos densos ou sobreexposição, respectivamente.

Se esta área de busca fosse selecionada de forma aleatória, poderia cair dentro de uma das regiões de banco ou preto total, impossibilitando, desta forma, achar as corretas coordenadas desta área na área de sobreposição da outra imagem. Este fato tornou obrigatório procurar uma área de busca ótima para poder fugir de regiões sem informação (preto total ou branco total).

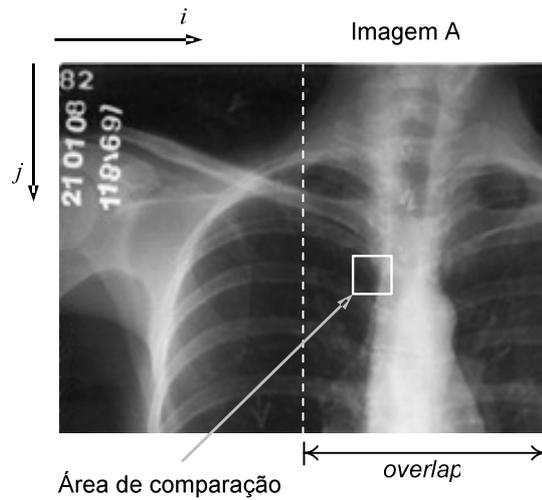


Figura 4.3: Área de comparação.

Existe um compromisso entre o máximo número de detalhes dentro da área de comparação e o mínimo esforço computacional do algoritmo. Enquanto maior o número de elementos da área de comparação, maiores serão as chances de achar esta área contida em outra imagem e enquanto menor o número de elementos da área de comparação, menor será o número de operações que o algoritmo terá que efetuar, diminuindo desta forma a carga computacional do processo.

A área de comparação não deve-se localizar dentro de uma região na qual todos os pixels têm o mesmo valor de intensidade luminosa, pois a informação insuficiente configuraria uma situação na qual não há informação relevante para poder comparar com outra imagem.

Na grande maioria de filmes radiográficos, encontram-se grandes regiões obscuras, que são o resultado da passagem direta dos raios-X ou a passagem por regiões pouco densas do corpo, bem como regiões muito claras que são resultado de presença de corpos muito densos entre os raios-X e o filme.

Desenhando o histograma de uma imagem monocromática, pode-se ver a quantidade de elementos de cada grau de cinza que ela contém. Esta informação é muito importante, já que ela permite decidir sobre os casos extremos, isto é, se uma imagem é totalmente escura ou totalmente clara. Em ambos os casos extremos, trata-se de uma imagem sem informação relevante.

Figuras 4.4 e 4.5 mostram exemplos de histograma de uma região que contém vários níveis de cinza e uma região escura.

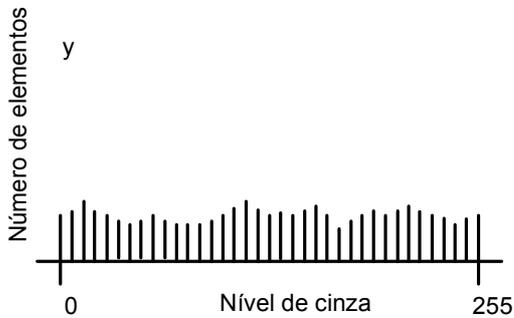


Figura 4.4: Histograma de uma região contendo vários níveis de cinza.

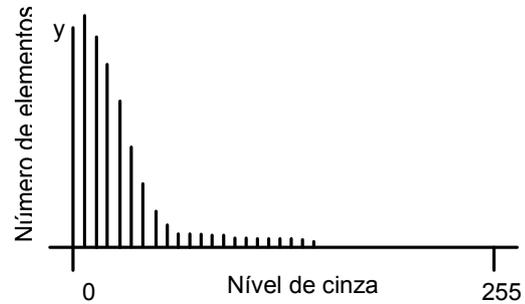


Figura 4.5: Histograma de uma região escura.

Para poder quantizar a concentração de tonalidade de cinza, optou-se pelo cálculo da variância do histograma. A variância fornece uma medida de homogeneidade da concentração dos valores de cinza e é calculada pela fórmula.

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (y_i - \mu)^2$$

Sendo σ^2 é a variância, $N = 255$, y_i as colunas do histograma e μ a média das colunas do histograma.

Valores baixos de variância significam que a imagem possui todos os valores de cinza na mesma quantidade e valores altos significam que a imagem tem uma alta concentração dos seus elementos em uma determinada faixa de tonalidade de cinza.

A variância não indica se a imagem é rica em detalhes, porém permite excluir regiões muito escuras ou muito claras da imagem na primeira fase do algoritmo. Na prática, observa-se também que o cálculo desta medida é rápido o suficiente, para permitir a implementação de um algoritmo que acha automaticamente a área ótima de comparação, com um baixo custo computacional.

Desta forma, a segunda fase do algoritmo realiza uma varredura da área de sobreposição e armazena os valores resultantes do cálculo da variância aplicada ao

histograma em cada posição a fim de localizar a área de comparação com a menor variância (vide Figura 4.6).

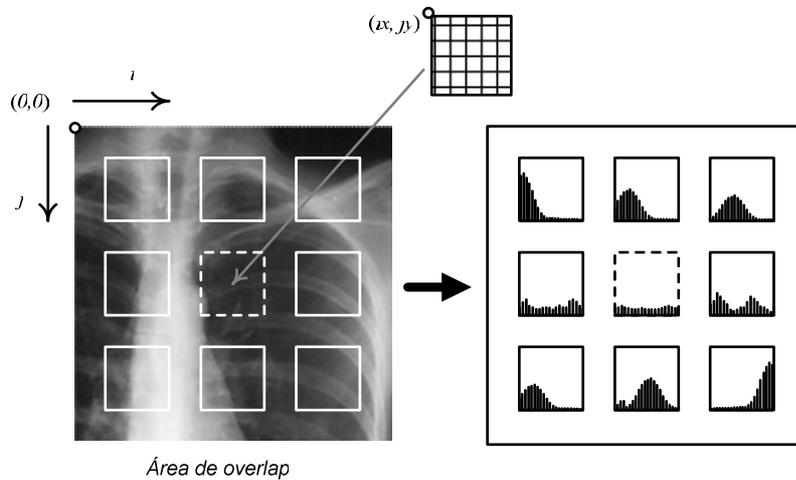


Figura 4.6: Área de comparação.

No algoritmo final, a dimensão da área de busca é fixada em 80x80 pixels. Este valor foi obtido através de experimentos com um conjunto de radiografias e após os testes em outro conjunto que não foi utilizado nos experimentos demonstrou ser eficiente.

4.1.3 Região de busca

Para iniciar a comparação de imagens, é necessário definir uma determinada “região de busca” e é nesta região que a área de comparação será casada. O tamanho desta região é um dos principais fatores que determinam a rapidez com que o algoritmo vai conseguir costurar duas ou mais imagens parciais.

Em princípio, esta região de busca poderia ser a área de sobreposição inteira, porém considerações físicas simples levam a uma otimização da região da seguinte maneira, o tamanho padrão dos filmes e o tamanho fixo da área de captura do *scanner* permitem calcular aproximadamente onde se localiza a área de comparação e, de posse destes dados, definir uma região de busca, consideravelmente menor do que a área de *overlap* inteira. Figura 4.7 mostra uma região de busca contida em uma imagem.

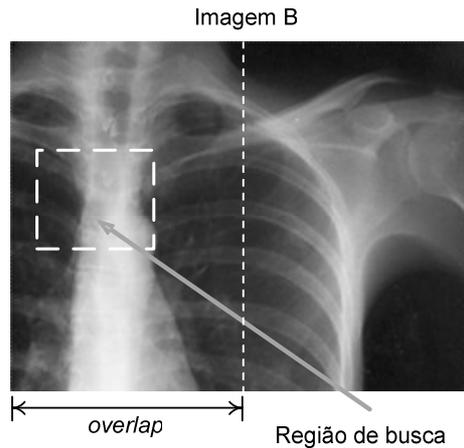


Figura 4.7: Região de busca.

4.1.4 Busca e costura

Uma vez definida uma área ótima de comparação e uma região de busca reduzida, pode-se iniciar o processo de comparação de imagens. Este processo consiste em calcular o grau de similaridade entre duas matrizes bidimensionais, percorrendo a área de busca exhaustivamente.

Para quantificar a o grau de similaridade de duas optou-se pela utilização da Diferença da Raiz da Média de Escala de Cinza (*Root of Grayscale Average Difference* - RGAD), definida a seguir.

Seja uma imagem definida como uma matriz de pixels:

$$A = \{a_{ij}\}_{m \times n}$$

Segue que uma diferença entre imagens pode ser definida como uma diferença entre as matrizes correspondentes.

$$\Delta_{m \times n} = \{a_{ij} - b_{ij}\}_{m \times n}$$

Define-se a média de escala de cinza de matriz diferença como:

$$G_{av} = \left(\sum_{i=1, j=1}^{i=m, j=n} \Delta_{ij} \right) / (m \times n)$$

Finalmente a RGAD é definida da seguinte maneira:

$$J = \sqrt{\left(\sum_{i=1, j=1}^{i=m, j=n} (\Delta_{ij} - G_{av})^2 \right) / (m \times n)} \quad (1)$$

Quanto menor o valor da RGAD, mais parecidas são as duas imagens. No algoritmo é efetuada uma varredura linha a linha e coluna a coluna, e para cada ponto da matriz da região de busca é calculada a RGAD e armazenada para posteriormente determinar em que coordenadas foi achada a menor RGAD. Este processo é representado na Figura 4.8.

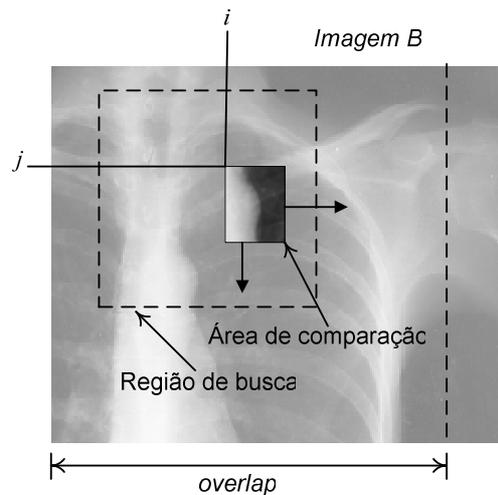


Figura 4.8: Varredura da região de busca.

As coordenadas do ponto, no qual ocorre o maior grau de similaridade, são usadas para sobrepor a imagem que contém a área de comparação em cima da imagem que contém a região de busca. Esta operação pode gerar uma imagem maior que as duas parciais e torna-se necessário, neste caso, eliminar uma região. O resultado deste processo pode ser visto na Figura 4.9.

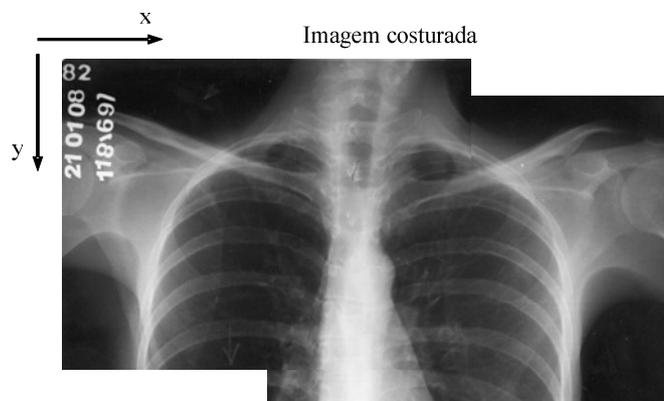


Figura 4.9: Imagens costuradas.

4.2 Preparação de imagens escaneadas

Na prática, existem vários fatores que complicam o processo de costura, como, por exemplo: dimensões diferentes nas partes, diferentes níveis de brilho e contraste nas regiões de sobreposição, inclinação de uma ou mais partes da imagem, etc. Estes problemas assim como as respectivas soluções serão mostrados de forma separada para facilitar a compreensão do algoritmo.

4.2.1 Deslocamento da imagem escaneada

Quando uma das partes da imagem foi escaneada, posicionando de forma errada a imagem de referência (imagem original), aparecem regiões sem informação que corresponderia às partes que não pertencem à imagem original que foram capturadas pelo sensor do *scanner*.

A seguir, mostraremos um gráfico que exemplifica este problema.



Figura 4.10: Imagem deslocada.

Para poder prosseguir com o processo de costura, é necessário eliminar estas regiões sem informação, haja visto fazem um consumo desnecessário de memória e aumentam o tempo de processamento.

Para eliminar estas áreas sem informação, temos que conhecer que valores são gerador pelo sensor do *scanner* quando a bandeja de vidro fica livre de objetos. Em um caso ideal, estas partes livres assumirão o valor de branco total ou o valor de 255 no

arquivo digital. Uma vez conhecido este valor, conseguiremos implementar uma rotina que reconheça a linha e a coluna, que limitam na parte superior e esquerda a imagem (bordas), reduzindo o nosso arquivo, de tal forma, que os valores que não continham informação sejam eliminados da nossa nova imagem, como é mostrado na figura 4.11.

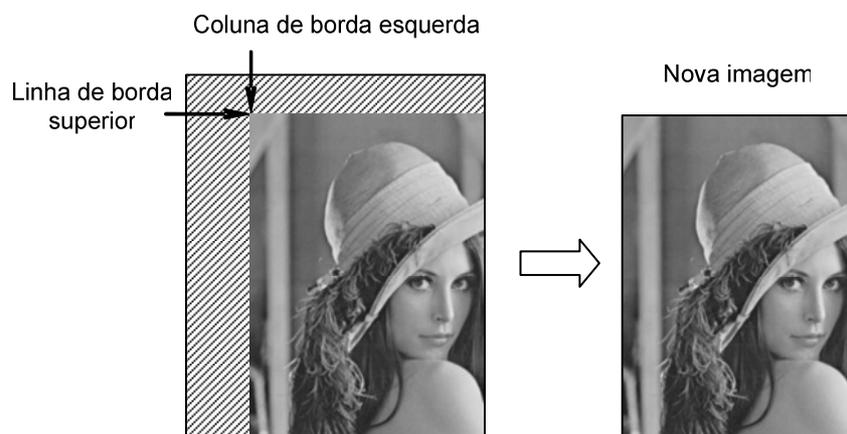


Figura 4.11: Eliminação de áreas sem informação.

4.2.2 Inclinação da imagem escaneada

Quando a imagem de referência é posicionada na bandeja de vidro, pode ser acidentalmente movida, o que produziria as já mencionadas áreas sem informação. Neste caso específico, além de gerar áreas sem informação, a imagem de referência seria digitalizada com uma determinada inclinação formada pelo ângulo entre a borda superior da imagem de referência e a borda superior da imagem digitalizada como podemos ver na figura 4.12.



Figura 4.12: Imagem inclinada.

Uma vez que determinamos o ângulo de inclinação, torna-se possível aplicar uma inclinação inversa na imagem, intuindo corrigi-la e após esta inclinação inversa, selecionamos a parte da imagem que nos interessa e geramos a nova imagem. Este processo é mostrado na figura 4.13.

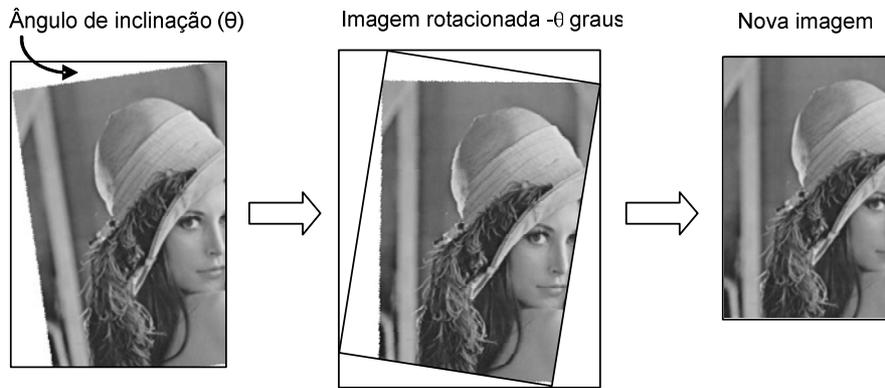


Figura 4.13: Eliminação da inclinação da imagem.

Para poder determinar o ângulo de inclinação da imagem escaneada, executamos um processo simples de busca de pontos de alto contraste na imagem escaneada, começando pelas bordas externas (esquerda e superior), depois com as informações de coordenadas destes pontos, é feita uma interpolação linear tanto na parte esquerda quanto na parte superior (vide Figura 4.14). Após ter interpolado estes pontos, obtemos o ângulo de inclinação de ambas as bordas, que em princípio deveriam ser idênticos. Se os ângulos ficarem diferentes, é calculada uma média entre os dois e é desta forma que obtemos o ângulo de inclinação final da imagem escaneada.

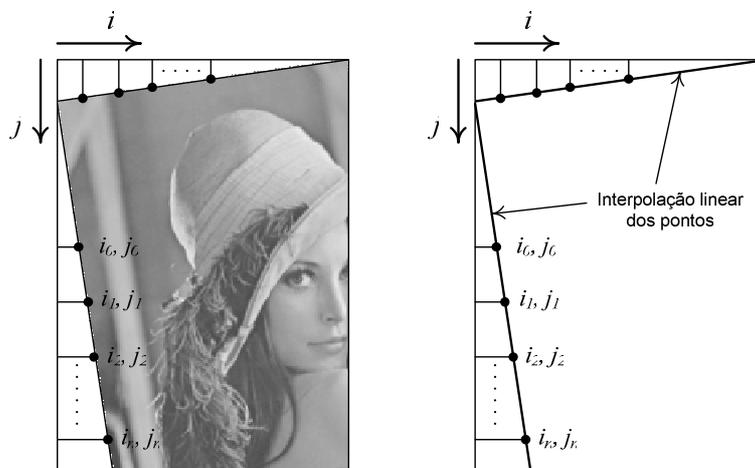


Figura 4.14: Interpolação linear dos pontos de alto contraste.

4.3 Digitalização de filmes via scanner

Finalmente, temos o nosso o nosso algoritmo bem definido, assim como, o *scanner* utilizado para poder captar as imagens parciais que irão compor a nossa imagem final.

A seguir, exporemos três tabelas com as características do hardware utilizado, assim como, as características técnicas da implementação do nosso algoritmo de costura e as dimensões dos filmes digitalizados.

Modelo:	ScanMaker i800
Fabricante:	Microtek
Tipo:	Transparência
Área de digitalização:	20,32 × 30,48 cm (8''×12'')
Resolução:	180 dpi
Profundidade de pixel:	8 bits
Preço Aprox.:	R\$2.500,00

Tabela 4.1: Características do hardware usado.

Linguagem usada:	C ANSI
Compilador usado:	GCC GNU
Versão:	v 3.4.2 (mingw-special)
Sistema operacional:	Windows XP

Tabela 4.2: Características da implementação do algoritmo.

Tipo	Dimensões (cm)	Orientação
A1	18×25	Retrato
A2	18×25	Paisagem
B1	24×30	Retrato
B2	24×30	Paisagem
C1	30×40	Retrato
C2	30×40	Paisagem
D	35×35	Retrato
E1	35×43	Retrato
E2	35×43	Paisagem

Tabela 4.3: Tipo de filmes digitalizados.

4.3.1 Protocolo de digitalização

O nosso processo completo consiste na digitalização de filmes em quatro, dois e um passos, o número de passos dependerá do tamanho do filme. Para os filmes do tipo C, D e E (vide Tabela 4.3) utilizaremos quatro passos e para os filmes do tipo A e B usaremos apenas um passo.

A seguir mostraremos os detalhes de digitalização para um processo de quatro passos:

- Passo 1: Escaneamos a parte superior esquerda do filme, o qual é encaixado na borda superior esquerda da área de digitalização do *scanner*, como mostramos na Figura 4.15.
- Passo 2: Escaneamos a parte superior direita do filme, o qual é encaixado na borda superior direita da área de digitalização do *scanner*, como mostramos na Figura 4.16.
- Passo 3: Escaneamos a parte inferior direita do filme, o qual será encaixado na borda superior esquerda da área de digitalização do *scanner*, como mostramos na Figura 4.17.
- Passo 4: Escaneamos a parte inferior esquerda do filme, que será encaixado na borda superior direita da área de digitalização do *scanner*, como mostramos na Figura 4.18.

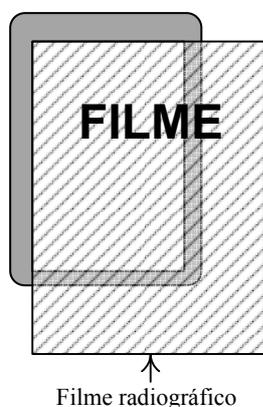


Figura 4.15: Primeiro passo para digitalização.

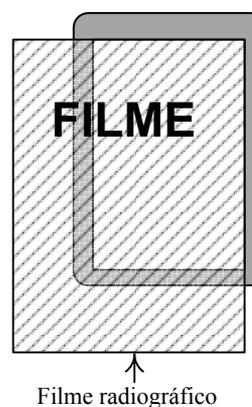


Figura 4.16: Segundo passo para digitalização.

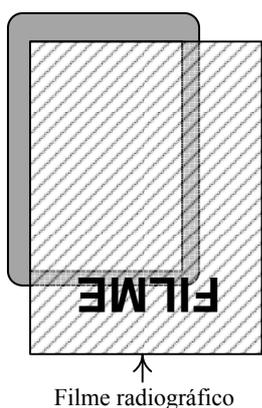


Figura 4.17: Terceiro passo para digitalização.

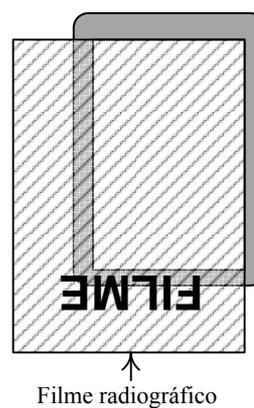


Figura 4.18: Quarto passo para digitalização.

A seguir mostraremos os detalhes de digitalização para um processo de um passo:

Passo 1: Escaneamos o filme inteiro, o qual é encaixado na borda superior direita da área de digitalização do *scanner*, como mostramos na Figura 4.19.

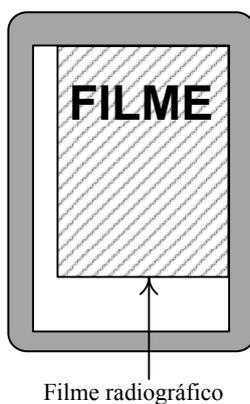


Figura 4.19: Digitalização em um passo.

4.3.2 Detecção e correção de inclinação e bordas brancas

Prosseguindo com o nosso processo de costura buscamos, detectamos e eliminamos as áreas sem informação relevante (regiões fora do filme), estas regiões são provocadas por erro de alinhamento do filme com a bandeja do *scanner*.

Na Figura 4.20 mostramos exemplos de capturas parciais de filmes radiográficos com áreas de informação irrelevante.

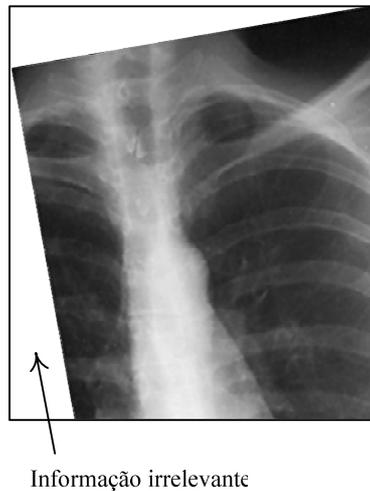


Figura 4.20: Captura com regiões irrelevantes.

Para eliminar estas regiões sem informação usamos os métodos descritos no Capítulo 4.2.2, desta forma podemos ter as capturas parciais prontas para a costura.

No caso das imagens tipo A e B (Tabela 4.3) os filmes sempre serão menores que a área de captura, neste caso não haverá costura de imagens e o processo simplesmente deverá detectar e eliminar as áreas que não pertencem ao filme.

4.3.3 Costura de imagens e geração do arquivo de saída

Uma vez que temos todas as imagens parciais do nosso filme radiográfico podemos executar o processo costura apresentado nos capítulo 4.1.1 a 4.1.4.

No caso das imagens tipo A e B (Tabela 4.3) não será necessário, posto que não precisam de costura. Nas imagens de quatro passos (tipo C, D e E) faremos inicialmente a costura das imagens parciais superiores, depois as inferiores e finalmente repetiremos a rotina de costura para fundir a parte superior com a inferior.

O resultado do nosso algoritmo de costura será entregue como um arquivo digital contendo a imagem completa, este arquivo pode ser entregue como BMP ou PGM.

4.3.4 Diagrama do processo de costura

Todos os passos descritos acima são resumidos no diagrama de operação do algoritmo de costura que mostramos a seguir.

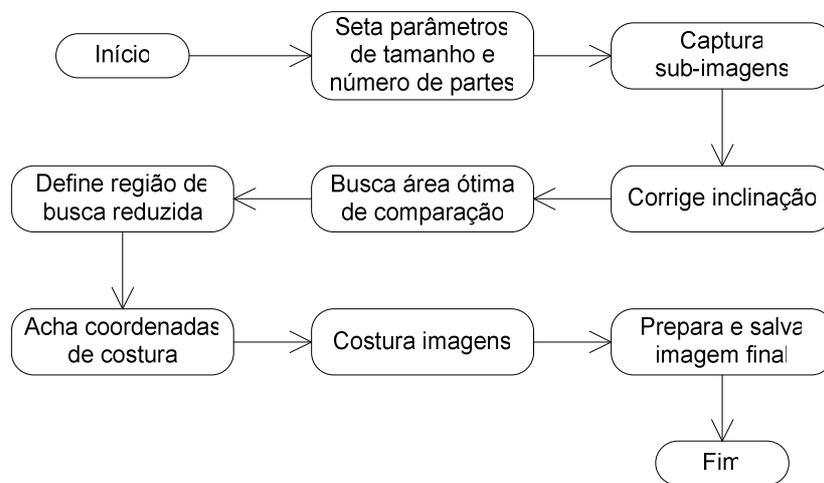


Figura 4.21: Diagrama de operação do processo de costura.

Ajusta parâmetros de tamanho e número de partes: são ajustados todos os valores que intervêm no algoritmo e que dependem das características da imagem a ser digitalizada, estas características são tamanho e número de sub-partes.

Captura sub-imagens: O processo de captura das sub-imagens é realizado utilizando o *scanner* e é descrito no cap 2.4.

Corrige inclinação: Segmentos sem informação ocasionados tanto por deslocamento (cap. 4.2.1) quanto por inclinação (cap. 4.2.2) do filme no momento da captura são detectados e eliminados.

Busca área ótima de comparação: É feita uma busca exaustiva da área ótima de comparação. Esta área será procurada seguindo os critérios descritos no cap. 4.1.2.

Define região de busca reduzida: São definidas as dimensões e coordenadas da área que delimita a região de busca (vide cap. 4.1.3).

Encontra coordenadas de costura: Uma vez que a área ótima de comparação é casada na região de busca, as coordenadas do casamento são salvas.

Costura imagens: De posse das informações obtidas nos processos anteriores é possível realizar a fusão de duas ou mais sub-imagens.

Prepara e salva imagem final: A imagem final é rotacionada dependendo da orientação do filme (retrato ou paisagem) e salva em um formato de imagem conhecido (BMP ou PGM).

Capítulo 5

Testes e Resultados

Este algoritmo de costura foi utilizado no desenvolvimento do *software* “scanRX”, que esta em fase de homologação por parte da equipe do projeto TIPIRX [23]. O *software* tem uma interface amigável que orienta, passo a passo, a digitalização de filmes radiográficos de cinco tamanhos diferentes, em diversas partes, para em seguida juntar estas partes corretamente e salvar a imagem final no formato DICOM [24].

Além da costura, este *software* permite a organização das digitalizações em pastas separadas pelo nome do médico responsável. A interface amigável permite que este *software* possa ser usado por pessoas com conhecimentos básicos de informática.

5.1 Seqüência de digitalização

A seguir faremos uma breve descrição do funcionamento do *software* “scanRX”.

A parte inicial do *software* pede a identificação do paciente, identificação radiográfica, confirmação da mesma e o nome do médico responsável, estas informações são usadas para dar nome à pasta que ira armazenar os resultados e codificar as digitalizações (vide Figura 5.1).

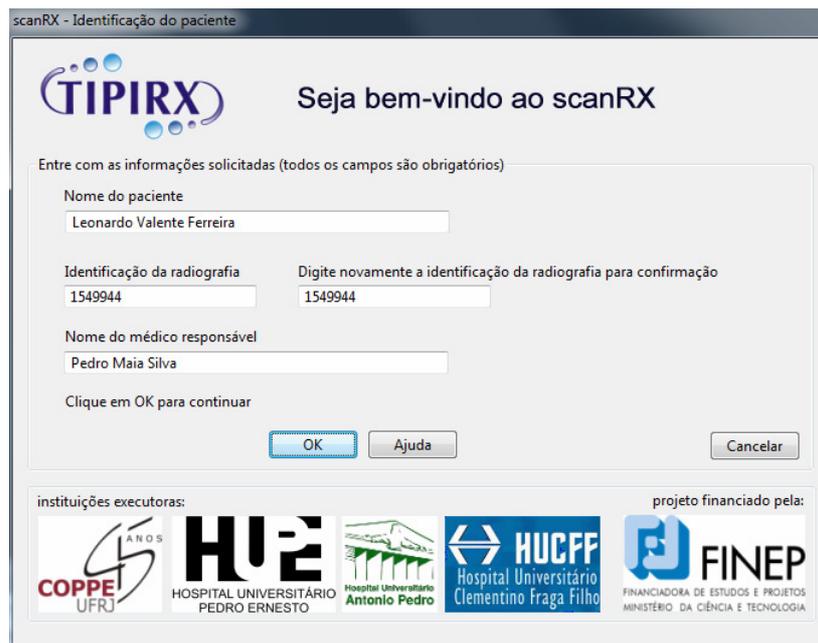


Figura 5.1: Janela de escolha do tipo de filme radiográfico.

Uma vez que foram preenchidas as informações do paciente e do médico responsável são escolhidas as características da radiografia a ser digitalizada (vide Figura 5.2). São oferecidos cinco tipos de filmes 35x35, 35x43, 30x40, 24x30 e 18x24 cm, todos, com exceção do primeiro (35x35 cm) têm duas orientações (retrato e paisagem).

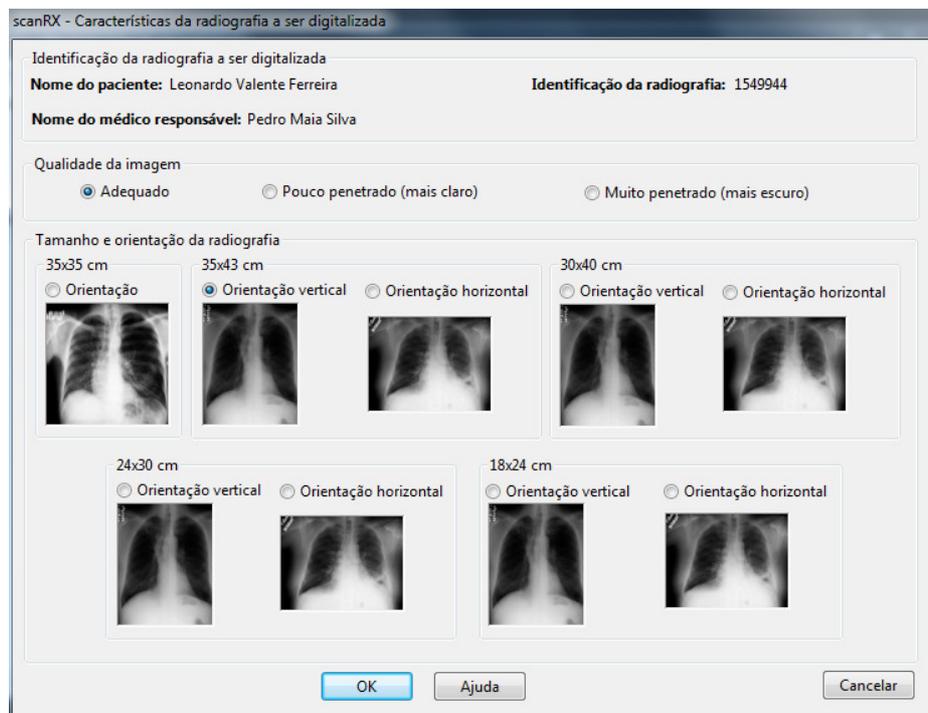


Figura 5.2: Característica da radiografia a ser digitalizada.

Além destas informações temos a opção de escolher a qualidade da radiografia a ser digitalizada. Isto serve para configurar ajustes de brilho e contraste na imagem digital final de modo a entregar uma imagem com uma qualidade adequada para a sua análise por parte do radiologista.

Dependendo do tamanho de filme selecionado teremos uma seqüência de janelas com as instruções explícitas e mensagens gráficas de tal forma que a probabilidade de erro seja mínima.

Na seqüência de figuras 5.3 a 5.8 mostraremos os passos de digitalização de uma radiografia de torax com dimensão 35x43 cm na orientação vertical.

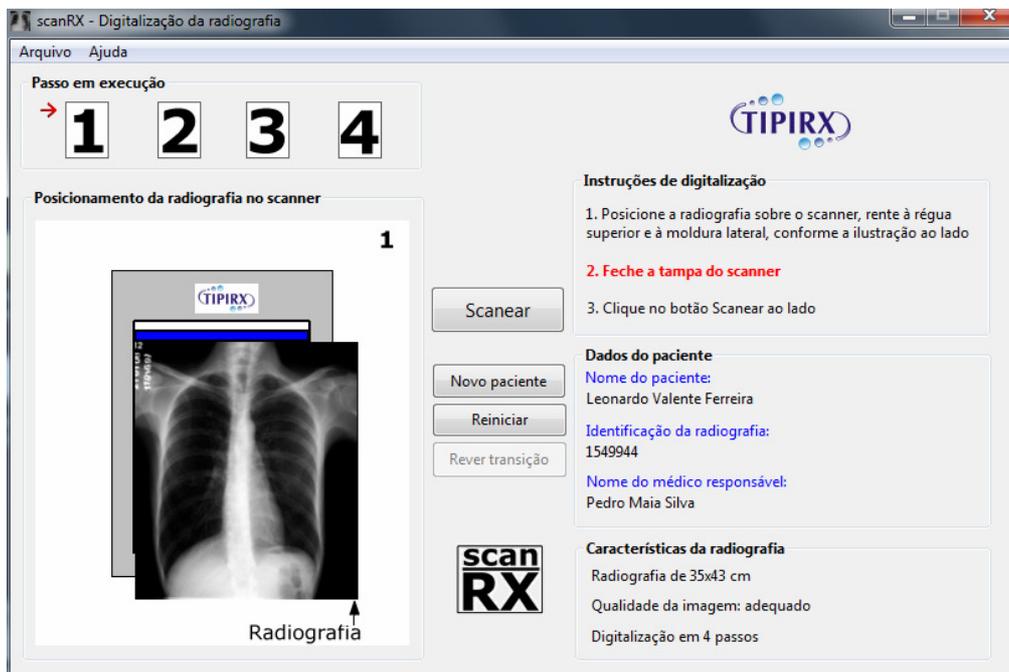


Figura 5.3: Digitalização de radiografia em quatro passos.

No primeiro passo (Figura 5.3) é mostrada graficamente a forma correta de colocar o filme radiográfico no *scanner*, após ter colocado o filme podemos iniciar o processo de “scaneamento”, mudar as informações do paciente ou até reiniciar o processo.

Se clicarmos na opção “escanear” o scanRX captura a imagem e em seguida mostra uma pré-visualização (Figura 5.4).

Na pré-visualização da imagem temos duas opções: salvar a imagem e continuar ou descartar a imagem e voltar ao primeiro passo.



Figura 5.4: Pré-visualização da imagem escaneada .

Uma vez culminado o primeiro passo, repetimos o processo anterior até completar os quatro passos definidos inicialmente (vide Figura 5.5 a 5.7).



Figura 5.5: Digitalização da radiografia (segundo passo).

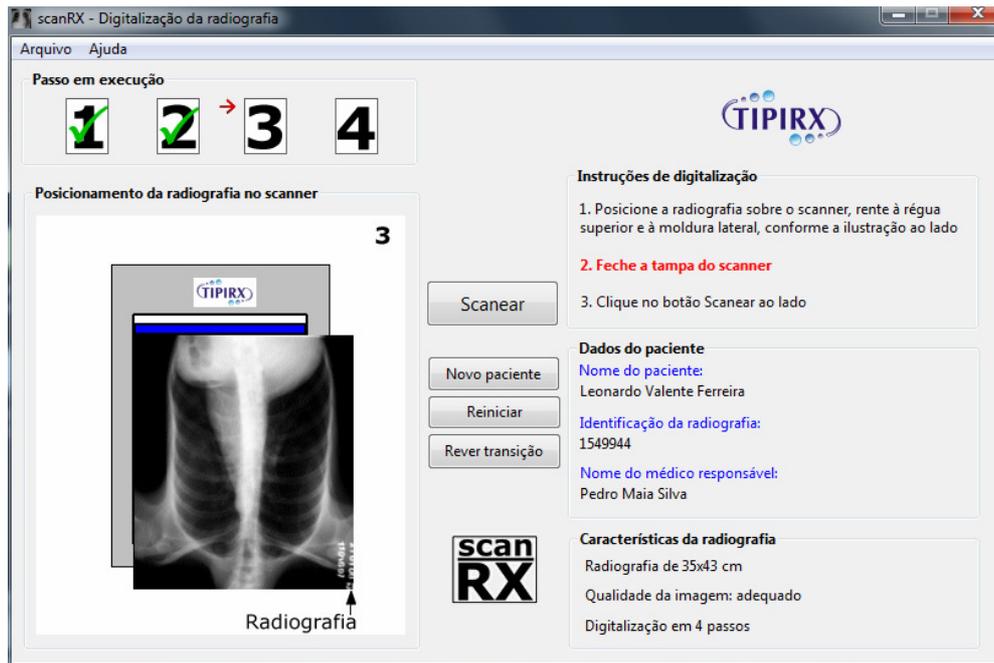


Figura 5.6: Digitalização da radiografia (terceiro passo).



Figura 5.7: Digitalização da radiografia (quarto passo).

Quando finalizamos a captura das quatro sub-imagens o *software* de costura é executado e a pré-visualização da imagem costurada é mostrada (Figura 5.8) antes de ser salvo no formato DICOM pelo usuário.

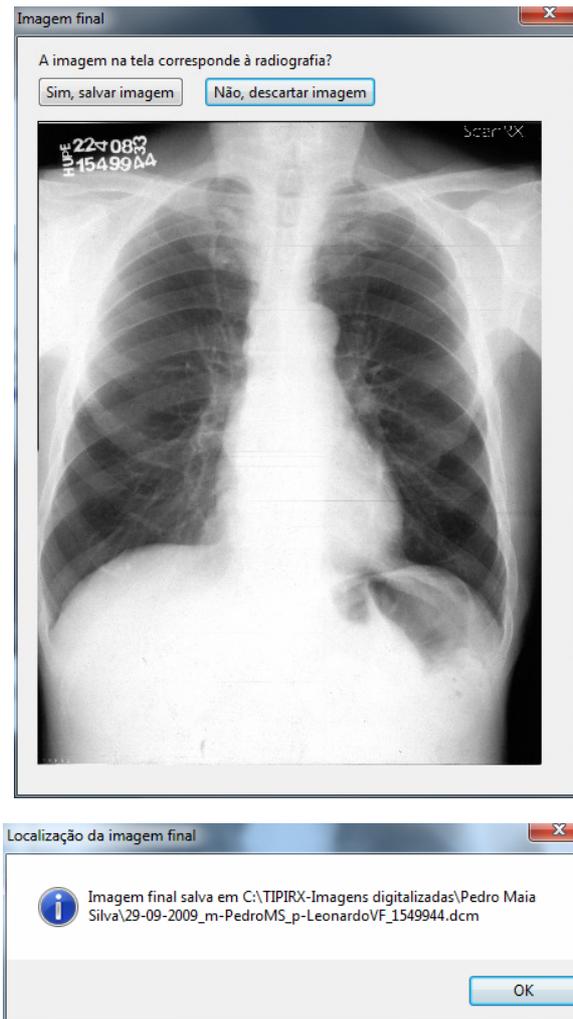


Figura 5.8: Pré-visualização da imagem final.

5.2 Desempenho do software

O desempenho do software (em termos de tempo de execução) mostrou-se satisfatório para um usuário comum. O processo inteiro foi executado em um computador comum (Tabela 4.6) e tempo de execução foi cronometrado, dando como média, para o pior dos casos (filme de 35x43 cm) aproximadamente 5 minutos, este tempo na maior parte foi consumido pelo tempo que o *scanner* leva para executar um captura, em segundo lugar pelo tempo que o operador leva para posicionar os filmes radiográficos no lugar e em terceiro lugar pelo tempo de execução do algoritmo de costura o qual em média consome 8,15 segundos.

Processador	AMD 3800
Frequência de clock	2.4 GHz
Memória RAM	1024 MB
Sistema operacional	Windows XP

Tabela 4.4: Configuração do computador usado nos testes.

5.3 Apresentação dos resultados

Os resultados deste trabalho foram apresentados nos seguintes eventos:

- 46º Congresso Científico do Hospital Universitário Pedro Ernesto.
- 39ª Jornada Paulista de Radiologia [25].
Título do trabalho: TIPIRX: TeleIntegração por Imagens em RX.
- IV Congresso Brasileiro de Telemedicina e Telessaúde [26].
Título do trabalho: TIPIRX: TeleIntegração por Imagens em RX.
- IV Congresso Brasileiro de Telemedicina e Telessaúde [27].
Título do trabalho: SCANRX: software para digitalização de radiografias a baixo custo para telemedicina.
- WIM 2010. Evento anual oficial da Comissão Especial de Computação Aplicada em Saúde (CE-CAS) da SBC.
Título do trabalho: ScanRX: Software for Low-Cost Digitalization of Chest XRay Films Using a Flatbed Scanner.

Capítulo 6

Conclusões

O resultado final deste sistema foi apresentado periodicamente aos integrantes do projeto TIPIRX (TeleIntegração para Imagens em RX), compostos por especialistas em radiologia do Setor de radiologia do Hospital Universitário Pedro Ernesto da UERJ, do serviço de Radiologia do Hospital Universitário Antônio Pedro da Universidade Federal Fluminense, do Serviço de Radiologia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da Universidade Federal do Rio de Janeiro, assim como representantes do Núcleo de Atendimento em Computação de Alto Desempenho NACAD/COPPE.

O estado final do sistema mostrou-se satisfatório nas primeiras etapas e atualmente, está sendo submetido a uma avaliação mais rigorosa. Esta avaliação inclui testes cegos por parte de vários radiologistas experientes, que terão que avaliar a qualidade das imagens tendo como referências imagens digitais obtidas por sistemas de radiologia digital (CR) e por meio de sistemas convencionais cujos filmes radiográficos foram digitalizados via fotografia digital e usando o sistema derivado do nosso trabalho.

O objetivo principal deste trabalho, que é desenvolver um método de digitalização de imagens radiográficas de baixo custo (vide capítulo 1.2), foi alcançado e a qualidade dos resultados obtidos foi inicialmente aceita pelos especialistas em radiologia que participam do projeto TIPIRX.

Referências

- [1] MAZZONCINI P., SIMÃO C., ELIAS J., SANTOS A. C., “Implantação de um Mini-PACS (Sistema de arquivamento e distribuição de imagens) em hospital Universitário”, *Radiologia brasileira*, v. 34, n. 4, pp. 221-224, Jul. 2001.
- [2] BOVIC A. C., *Handbook of Image and Video Processing*, 2 ed, Elsevier Academic Press, June 2005.
- [3] GONZALES R.C., WOODS R.E., *Digital Image Processing*, 3 ed, New Jersey, Prentice Hall, 2008.
- [4] MIANO J., *Compressed Image file formats: JPEG, PNG, GIF, XBM, BMP*, Massachusetts, Addison Wesley Longman, August 1999.
- [5] EVENING M., *Adobe Photoshop CS2 for Photographers: A professional image editor's guide to the creative use of Photoshop for the Macintosh and PC*, Oxford, Focal Press, 2005.
- [6] RUSS J. C., *The Image Processing Handbook*, 3 ed, CRC Press, October 1998.
- [7] HWANG J.W., LEE H.S., “Adaptive Image Interpolation Based on Local Gradient Features”. *IEEE Signal Processing Letters*, v. 11, n. 3, March 2004.
- [8] Geometric Transformation of Digital Images Interpolation and Image Rotation. Disponível em:
<<http://micro.magnet.fsu.edu/primer/java/digitalimaging/processing/geometrical/transformation/index.html>>. Acesso em: 31 jan. 2010, 20:21.
- [9] Netpbm grayscale image format. Disponível em:
<<http://netpbm.sourceforge.net/doc/pgm.html#lBAC>>. Acesso em: 3 fev. 2010, 20:59.
- [10] BURGER W., BURGE M.J., *Digital Image Processing: An Algorithmic Introduction using Java*, Springer, 2008.

- [11] Formato de arquivo BMP. Disponível em:
<<http://www.ic.uff.br/~aconci/curso/bmp.pdf>>. Acesso em: 11 fev. 2010, 20:59.
- [12] BLEICH, A.R., *The story of X-rays from Röntgen to isotopes*, New York, Dover Publications Inc, 1960.
- [13] Radiografia. Disponível em:
<<http://pt.wikipedia.org/wiki/Radiografia>>. Acesso em: 13 jan. 2010, 11:07.
- [14] Filmes Radiográficos Médicos. Disponível em:
<http://www.ibf.com.br/medix/Filmes/rx_uso_comum.htm>. Acesso em: 13 jan. 2010, 13:07.
- [15] SAMUEI. E. "Acquisition of digital chest images for pneumoconiosis classification: Methods, procedures, and hardware". In: *Application of the ILO International Classification of Radiographs of Pneumoconioses to Digital Chest Radiographic Images*. Washington DC, USA, March 12-13, 2008.
- [16] Digital Radiography. Disponível em:
<http://en.wikipedia.org/wiki/Digital_radiography>. Acesso em: 13 jan. 2010, 14:07.
- [17] Jet Propulsion Laboratory. Disponível em:
<<http://www.jpl.nasa.gov>>. Acesso em: 3 abril. 2010, 6:10.
- [18] GOSHTASBY A., *2-D And 3-D Image Registration For Medical Remote Sensing*, New Jersey, John Wiley & Sons, 2005.
- [19] LI Y., MA L., "A Fast and Robust Image Stitching Algorithm", *6th World Congress on Intelligent Control and Automation*, Dalian, China, June 21-23, 2006.
- [20] ZOMET A., LEVIN A., PELEG S., WEISS Y., "Seamless Image Stitching by Minimizing False Edges", *IEEE Transactions on Image Processing*, v. 15, n. 4, April 2006.

- [21] GRAMER M., BOHLKEN W., LUNDT B., PRALOW T., BUZUG T.M., "An Algorithm for Automatic Stitching of CR X-ray Images", *Advances in Medical Engineering*, Springer Berlin Heidelberg, v. 114, pp. 193-198, July 2007.
- [22] WANG X., ZHAO Z., "High-precision image mosaic method in big frame measurement", *Systems and Control in Aerospace and Astronautics*, 2006, v. 19-21, pp. 203-207.
- [23] Radiologia Digital e Telerradiologia. Projeto TIPIRX. Disponível em: <<http://dgp.cnpq.br/buscaoperacional/detalhelinha.jsp?grupo=03264019KU1BNW&seqlinha=4>>. Acesso em: 29 mar. 2010, 21:03.
- [24] PIANYKH O. S., *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide*, Springer, 2008.
- [25] MONTEIRO A. M., BAHIA P., BHAYA A., SANTOS A. A., NEVES J. P., LOVISOLO L., GRANDE J., FERREIRA L., "TeleIntegração por Imagens em RX". *39ª Jornada Paulista de Radiologia, Congre's France Amérique Latine de Radiologie*, São Paulo, Painéis e Temas Livres, p. 36, 2009.
- [26] FERREIRA L., GRANDE J., BHAYA A., MONTEIRO A. M., "TIPIRX: Teleintegração por imagens de raios-X", *IV Congresso Brasileiro de Telemedicina e Telessaúde*, UFMG Belo Horizonte, 2009.
- [27] FERREIRA L., GRANDE J., BHAYA A., MONTEIRO A. M., "SCANRX: software para digitalização de radiografias a baixo custo para telemedicina", *IV Congresso Brasileiro de Telemedicina e Telessaúde*, UFMG Belo Horizonte, 2009.