

Laboratório Nacional de Computação Científica
Programa de Pós Graduação em Modelagem Computacional

Otimização Dois Níveis

Por

Celio Henrique Nogueira Larcher Jr.

PETRÓPOLIS, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2016

OTIMIZAÇÃO DOIS NÍVEIS

Celio Henrique Nogueira Larcher Jr.

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO LABORATÓRIO
NACIONAL DE COMPUTAÇÃO CIENTÍFICA COMO PARTE DOS REQUI-
SITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
CIÊNCIAS EM MODELAGEM COMPUTACIONAL

Aprovada por:

Prof. Helio José Corrêa Barbosa, Ph.D.
(Presidente)

Prof. , Ph.D

Prof. , D.Sc.

Prof. , D.Sc.

PETRÓPOLIS, RJ - BRASIL
JUNHO DE 2016

Larcher Jr., Celio Henrique Nogueira

XXXX otimização dois níveis / Celio Henrique Nogueira Larcher Jr.. Petrópolis,
RJ. : Laboratório Nacional de Computação Científica, 2016.

xx, yy p. : il.; 29 cm

Orientador: Helio José Corrêa Barbosa

Dissertação (M.Sc.) – Laboratório Nacional de Computação Científica,
2016.

1. . I. Barbosa, Helio José Corrêa. II. LNCC/MCT. III. Título.

CDD XXX.XXX

e.pí.gra.fe

s. f. 1. Sentença ou divisa posta no frontispício de um livro ou capítulo, no começo de um discurso ou de uma composição poética. 2.Inscrição posta em lugar visível de um edifício.

(Fonte: Dic. Aurélio.)

Dedicatória

Menção que o autor faz (homenagem) em
folha distinta.

Agradecimentos

O autor manifesta reconhecimentos às pessoas e instituições que colaboraram para a execução de seu trabalho.

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

OTIMIZAÇÃO DOIS NÍVEIS

Celio Henrique Nogueira Larcher Jr.

Junho , 2016

Orientador: Helio José Corrêa Barbosa, Ph.D.

Abstract of Dissertation presented to LNCC/MCT as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Sciences (M.Sc.)

BILEVEL OPTIMIZATION

Celio Henrique Nogueira Larcher Jr.

June, 2016

Advisor: Helio José Corrêa Barbosa, Ph.D.

Here, you type your abstract in english

Sumário

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Lista de Siglas e Abreviaturas

- CBCT: Cone-Beam Computed Tomography
- CT: Computed Tomography
- KL: Karhunen-Loève
- MRI: Magnetic Ressonance Imaging
- MSCT: Multislice Computed Tomography
- PDI: Processamento Digital de Imagem
- PI: Processamento de Imagem
- VC: Visão Computacional

Capítulo 1

Introdução

Imagens radiológicas são ferramentas de fundamental importância no auxílio a procedimentos médicos como diagnósticos, identificação de cadáveres, tratamento de fraturas, análise de crescimento corporal e etc. Este tipo de imagem ganhou muita popularidade devido a boa qualidade na visualização das estruturas do corpo humano sem intervenção cirúrgica no paciente. Neste grupo estão inclusas imagens de raio-X, tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultra-sonografia.

A automatização do processo de análise destas imagens, em especial das estruturas ósseas, vêm sendo estudado como alternativa na melhoria da acurácia e praticidade dos diagnósticos médicos (???). Neste contexto, técnicas em Processamento de Imagem (PI) e Visão Computacional (VC) têm contribuído na identificação e extração automática das estruturas de interesse (????). A partir de agora o termo Processamento Digital de Imagem (PDI) será designado à união das áreas PI e VC. Em geral, do ponto de vista de PDI, existem três problemas básicos: segmentação, extração de características e classificação.

No processo de segmentação existem várias abordagens aplicadas à área médica. Dentre elas podem ser citadas entropia (?), morfologia matemática (??), textura (??) e contornos ativos (???). A escolha do método está associada diretamente com o tipo de imagem e estrutura associadas. O objetivo da segmentação é delimitar automaticamente, na imagem, a estrutura de interesse.

Durante a etapa de extração de características, dentre as técnicas mais utili-

zadas, podem ser aplicados modelos baseados em análise de forma (??), momentos (???), PCA (?). Nesta etapa são extraídas informações essenciais para o diagnóstico médico assim como características que auxiliam na classificação da estrutura analisada.

Em muitos casos há interesse na atribuição dos objetos segmentados às suas respectivas classes ou até mesmo a eliminação de objetos que foram segmentados incorretamente. Para lidar com este tipo de problema são utilizadas técnicas de classificação para auxiliar na identificação automática do tipo do objeto segmentado. Aliado à extração de característica, técnicas como SVM, PCA, Bayes, Redes Neurais (???) têm sido usadas na identificação de classes de objetos (??citações??).

Neste trabalho são abordados métodos em Processamento Digital de Imagem para análise de imagens radiológicas. O principal objetivo é automatizar o processo de aquisição de características, a partir de imagens radiológicas, que auxiliam o diagnóstico médico. Dentre as imagens utilizadas neste estudo estão imagens de raio-x odontológicos e tomografia computadorizada.

Em imagens odontológicas têm sido aplicadas técnicas visando a segmentação e medição automática dos dentes (???). Em geral, para estas imagens é necessário um pré-processamento para eliminação de ruído. O próximo passo é a segmentação e a extração de característica dos dentes na imagem. Esta característica é composta por medições ao longo do corpo do dente que possui 3 partes: coroa, polpa e raiz (??citações??). Existem duas consequências diretas no sucesso da extração destas características: viabilização de um sistema final de trabalho para o dentista e a validação das metodologias de segmentação implementadas neste trabalho.

A Tomografia é um procedimento comum na análise do crânio humano em busca de fraturas, no estudo atropológico e no crescimento do corpo. Este exame revela com eficiência a anatomia tridimensional de partes do corpo e suas respectivas densidades. Neste sentido, PDI pode viabilizar a automatização das medições destas estruturas (??) assim como a comparação dos tipos de tomografia computadorizadas existentes (??). Nesta dissertação são desenvolvidas metodologias para

a avaliação de duas tecnologias para tomografia computadorizada: Cone-Beam e Multislice. Essa metodologia é constituída por métodos de registro e medições automáticas na estrutura de interesse (??citações??).

Este trabalho está organizado da seguinte forma:

- **Capítulo 2:** Descreve os principais tipos de imagens e suas particulares para PDI;
- **Capítulo 3:** Apresenta fundamentações teóricas das técnicas de PDI utilizadas nesta dissertação;
- **Capítulo ??:** Aborda técnicas para processamento e classificação de imagens radiológicas;
- **Capítulo ??:** Sumariza as metodologias desenvolvidas nesta dissertação;
- **Capítulo ??:** Mostra os resultados obtidos com as metodologias utilizadas;
- **Capítulo ??:** Analisa, compara e discute os resultados;
- **Capítulo ??:** Apresenta a conclusão do trabalho e trabalhos futuros.

Capítulo 2

Imagens Médicas

Os acontecimentos em Imagens Médicas nas últimas 4 décadas têm sido revolucionário (?). Neste período foram desenvolvidas tecnologias que permitiram a visualização de estruturas do corpo onde antes só poderia ser acessado cirurgicamente. Desde o início destes estudos essa área vem se incrementando no sentido de melhorar a qualidade das imagens e diminuir os efeitos colaterais nos pacientes devido ao processo de aquisição como é o caso da radiação no raio-X.

É possível dividir Imagens Médicas em duas modalidades: anatômica e funcional. As técnicas responsáveis pela captura de tecidos orgânicos e estruturas físicas são de modalidade anatômica. Todavia, existem métodos que permitem analisar atividades metabólicas e funcionais do corpo humano. Tais tecnologias são denominadas de modalidade funcional.

2.1 Modalidade Anatômica

Nesta modalidade, a densidade do tecido associado à estrutura de interesse é um dos principais fatores de decisão na escolha da técnica a ser aplicada. Na prática, raio-X e Ressonância Magnética (MRI) têm sido os mais bem sucedidos na captura de tecidos de alta (ossos e cartilagens) e baixa (pele e órgãos) densidades, respectivamente. Por este motivo, raio-X é muito utilizado em diagnósticos relacionados com fraturas ósseas e largamente usado por dentistas na análise da arcada dentária dos pacientes (Fig. 2.3).



Figura 2.1: Exemplos de raio-X odontológico. (a) Raio-X Interproximal ou Bite-wing; (b) Raio-X panorâmico.

No raio-X, tecidos de baixa densidade são pouco visíveis (Fig. 2.2). Má formações neste tipo de tecido, como um tumor por exemplo, causam alterações locais de densidade e isso pode ser evidenciado em imagens de raio-X. A Mamografia é um exemplo deste tipo de aplicação que usa raio-X para identificação de câncer de mama. Outros tipos de câncer, como o de rim e de pulmão, também podem ser analisados através de raio-X.

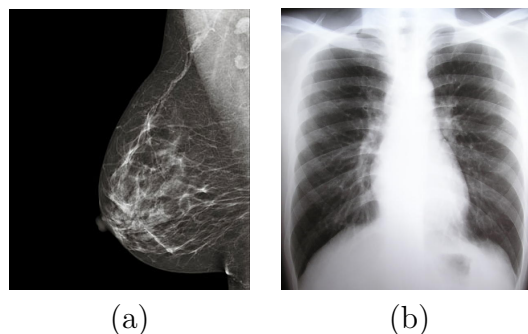


Figura 2.2: Exemplos de raio-X. (a) Mamografia; (b) Raio-X de pulmão. (Fonte: ?)

Equipamentos mais elaborados como os de Tomografia Computadorizada (CT) são projeções de raio-X em várias direções. Esta tecnologia permite a reconstrução e visualização tridimensional da estrutura de interesse ao invés de bidimensional, como é o caso do raio-X tradicional. Duas das principais técnicas de CT, Multislice e Cone-Beam, têm sido bastante citadas em estudos de comparação no sentido de obter boas imagens submetendo o paciente a baixos níveis de radiação (??).

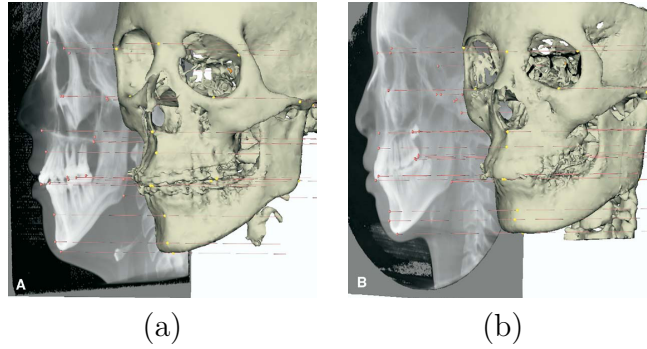


Figura 2.3: Exemplos de reconstrução a partir de Tomografias Computadorizadas. (a) Reconstrução a partir de Tomografia Computadorizada Multislice (MSCT); (b) Reconstrução a partir de Tomografia Computadorizada Cone-beam (CBCT). (?)

O uso de raio-X e Tomografia Computadorizada geram grandes discursões nas comunidades científica e médica a respeito dos efeitos das radiações nos pacientes. Estudos mostram que a absorção de tais radiações são equivalentes àquelas recebidas em exposições diretas ao sol durante 6 ou até 90 dias consecutivos (?). Por este motivo foram iniciadas pesquisas que impulsionaram técnicas favorecendo a diminuição destes níveis de radiação.

Métodos pouco invasivos como Ultrassonografia e MRI são muito difundidos no estudo de tecidos flácidos do corpo como órgãos e sistema circulatório. Estes métodos, até então, não possuem efeitos colaterais conhecidos e não há limite para o número de aplicação como no raio-X, por exemplo. A Ultrassonografia, em especial, auxilia a investigação de superfícies internas do corpo e é muito utilizada na visualização do feto no útero por não provocar efeitos colaterais e ser de baixo custo. Assim como o MRI, a Ultrassonografia possui uma versão especializada para produzir imagens médicas em 3 dimensões. Porém, as frequências sonoras desta versão podem ser prejudiciais ao feto o que torna um método não recomendado para estes fins.

2.2 Modalidade Funcional

A Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) é um exemplo típico de modalidade funcional que é usado principalmente no monitoramento do crescimento

de tumores e da atividade cerebral (Fig. 2.4). Ao contrário do raio-X que utiliza emissões de radiação de fora para dentro do corpo humano, este tipo de tomografia emite radiação de dentro para fora do corpo a partir de substâncias injetadas na corrente sanguínea do paciente. Estas emissões são capturadas por outro aparelho e utilizadas para gerar a imagem correspondente. Frequentemente, os resultados advindos do PET são combinados com as imagens geradas por outros tipos de modalidade anatômica como CT ou MRI. Isso ajuda a localizar, no corpo, as fontes das emissões.

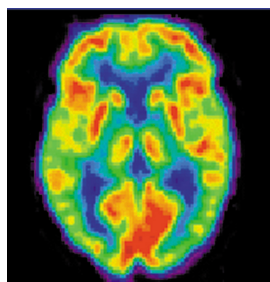


Figura 2.4: Exemplo de imagem gerada a partir de PET. (Fonte: ?)

Outro tipo de modalidade funcional muito conhecido é a Ressonância Magnética Funcional (fMRI). Este tipo de ressonância é considerado pouco invasiva e nada mais é que uma especialização do MRI tradicional. Assim como o MRI, sua utilização não possui efeitos colaterais e pode ser realizada no paciente sem contra-indicação. Como índice de atividade metabólica, o fMRI mede a resposta hemodinâmica (dinâmica sanguínea) combinada com a imagem gerada pela Ressonância Magnética. Usada principalmente em estudos do cérebro, esta ressonância deve ser cuidadosamente analisada devido a sua tendência a falso positivo. Isso é devido ao fato de que nem sempre há uma correlação direta entre o fluxo sanguíneo e a causa que se pretende analisar.

Os avanços em Imagens Médicas discutidos até agora forçaram o desenvolvimento de inovações em Processamento Digital de Imagem com o objetivo de auxiliar os diagnósticos médicos. A principal intenção destes estudos é em automatizar parcial ou totalmente o processo de análise destas imagens.

Capítulo 3

Fundamentação Teórica

Em PDI, geralmente, um método individual não é suficiente para tratar problemas complexos. Nestes casos, é construído um *pipeline* composto por métodos de PDI onde cada um destes recebe de entrada a saída do método anterior. Neste fluxo, inputcada unidade de processamento (método) desempenha seu papel na resolução de problemas mais específicos. O resultado final é obtido ao término de todo o *pipeline*.

Imagens médicas comumente necessitam ser processadas através de *pipeline* pois são passíveis de problemas como oclusão (falta de informação) e ruído (falha na informação). Além disso, técnicas de PDI em reconhecimento e segmentação costumam ter sucesso quando aplicadas em série para uma mesma finalidade.

As imagens de raio-x, ao contrário da Tomografia Computadorizada, possui oclusão e muitas vezes até ruído proveniente do processo de aquisição. A oclusão é um problema natural de imagens bidimensionais no qual não se pode determinar corretamente objetos sobrepostos por outros. No caso da tomografia, este problema é praticamente nulo devido à visualização tridimensional da estrutura de interesse.

Neste capítulo serão abordados os fundamentos das principais técnicas que foram utilizadas na formulação das metodologias deste trabalho. Modelos matemáticos e computacionais como morfologia matemática, modelos de forma, modelos deformáveis e filtragem serão descritos. Aliado a isso, serão apresentados resultados parciais correspondentes a cada método utilizando imagens médicas.

3.1 Morfologia Matemática

Em PDI, para o reconhecimento de padrões são necessárias as representações topológicas dos objetos. A Morfologia Matemática é uma ferramenta que permite a identificação destas características. O conjunto dessas características compõe a representação topológica do objeto auxiliando em seu reconhecimento e/ou segmentação. Além disso, são fornecidas pela Morfologia Matemática ferramentas para filtragens em remoção de ruído e realce, as quais estão geralmente presentes em etapas de pré-processamento de imagem.

Os resultados dessa área abrangem desde imagens binárias até imagens em cores. Contudo, o tipo de atuação da Morfologia nestes dois tipos de imagem costumam diferir na prática. Enquanto em imagens binárias ela é voltada principalmente a reconhecimento e segmentação, em imagens coloridas ou em tons de cinza a Morfologia é focada principalmente para remoção de ruído e realce.

O processamento morfológico de imagens em cores é análogo ao das imagens em tons de cinza, uma vez que cada canal de imagens coloridas (por exemplo vermelho, verde, azul e alfa) se comportam como uma imagem em tons de cinza. Dessa forma, as operações morfológicas em imagens coloridas são realizadas canal a canal e depois compostos em uma nova imagem.

É importante ressaltar que no caso de imagens binárias há a definição de *pixels* ativos. Possui este nome, pois eles indicam a presença de um objeto na imagem. A cor que representa estes *pixels* pode variar de um autor para outro. Nesta dissertação, em imagens binárias serão considerados como *pixels* ativos os de cor branca, os quais possuem valor lógico **verdadeiro**, e valor numérico igual a 1. Por outro lado, os *pixels* inativos serão considerados os de cor preta, com valor lógico e numérico iguais a **falso** e 0, respectivamente.

A seguir serão apresentadas as operações primitivas da Morfologia Matemática (erosão, dilatação e *hit-and-miss*) assim como suas principais operações compostas, são elas: abertura, fechamento, *thinning*, *top-hat* e *bottom-hat*.

3.1.1 Operações Básicas

Boa parte das definições em Morfologia Matemática são advindas da teoria dos conjuntos, da lógica e da aritmética. Com isso, é necessário a definição de operadores que suportem as operações realizadas nestas áreas. Para suprir esta necessidade e, ainda, viabilizar a implementação computacional surgiu a definição de Elemento Estruturante, determinado por uma matriz e um índice de origem (Fig. 3.1).

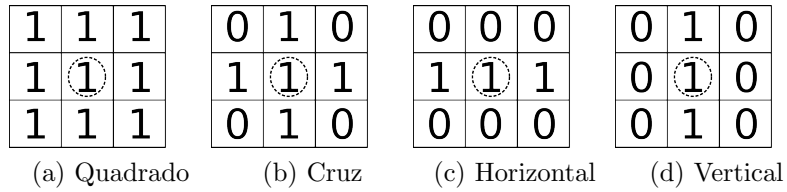


Figura 3.1: Exemplo de Elementos Estruturantes 3x3 com índice de origem em (2,2).

Uma operação morfológica é determinada pela iteração de um dado Elemento Estruturante B em uma imagem I . A cada iteração é realizada uma operação morfológica local na imagem com região de suporte igual às dimensões do Elemento Estruturante. O índice de origem c indica na imagem o local a ser aplicado o resultado desta operação local. Ao final de todo este processo é obtida uma nova imagem R .

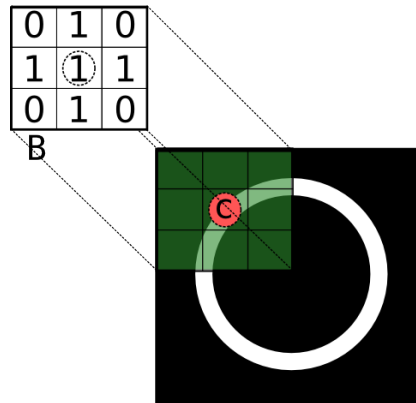


Figura 3.2: Demonstração abstrata de uma operação morfológica local. I : imagem de entrada; B : Elemento Estruturante; c : Índice de origem.

Computacionalmente, a imagem R de saída é inicializada com *pixels* inativos,

ou seja, pretos. Os resultados das operações morfológicas locais são aplicados na imagem R , enquanto a imagem I permanece intacta (Fig. 3.3). Caso contrário, uma operação morfológica local seria comprometida pelas anteriores.

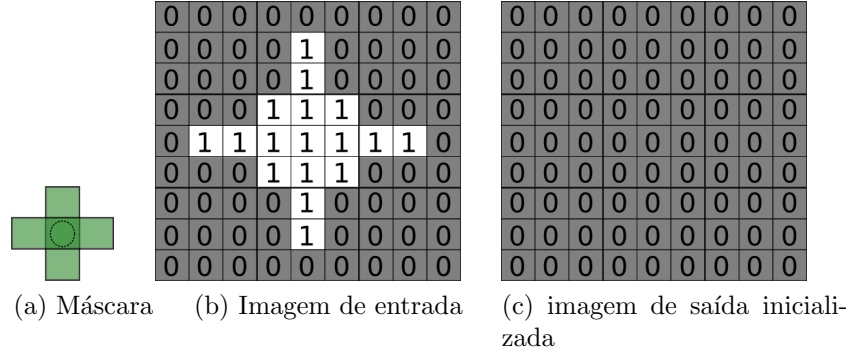


Figura 3.3: (a) Máscara correspondente ao Elemento cruz (Fig. 3.1b); (b) Imagem de entrada; (c) Imagem de saída inicializada.

A seguir serão definidas as operações morfológicas básicas e suas propriedades.

3.1.1.1 Dilatação

A operação de dilatação é caracterizada por intuitivamente dilatar os objetos na imagem. Ela é definida da seguinte forma:

Imagem binária

$$R = I \oplus B = \{z | I \cap B_z \neq \emptyset\} \quad (3.1)$$

Imagem tons de cinza

$$R(z) = I(z) \oplus B = \left\{ \max\{B_z(x, y)I(z_1 - x, z_2 - y)\} | (x, y) \in D_B, (z_1 - x, z_2 - y) \in D_I \right\} \quad (3.2)$$

Onde, z representa a coordenada (z_1, z_2) na imagem I/R , B_z a translação do Elemento Estrurante B para o ponto z , D_B e D_I os domínios de B e I , respectivamente.

Em imagens binárias, a dilatação gera um *pixel* ativo na imagem R se o resultado da operação lógica AND entre a imagem I e os elementos correspondentes em B_z obtiver pelo menos um valor **verdadeiro**. Veja o exemplo (Fig. 3.4).

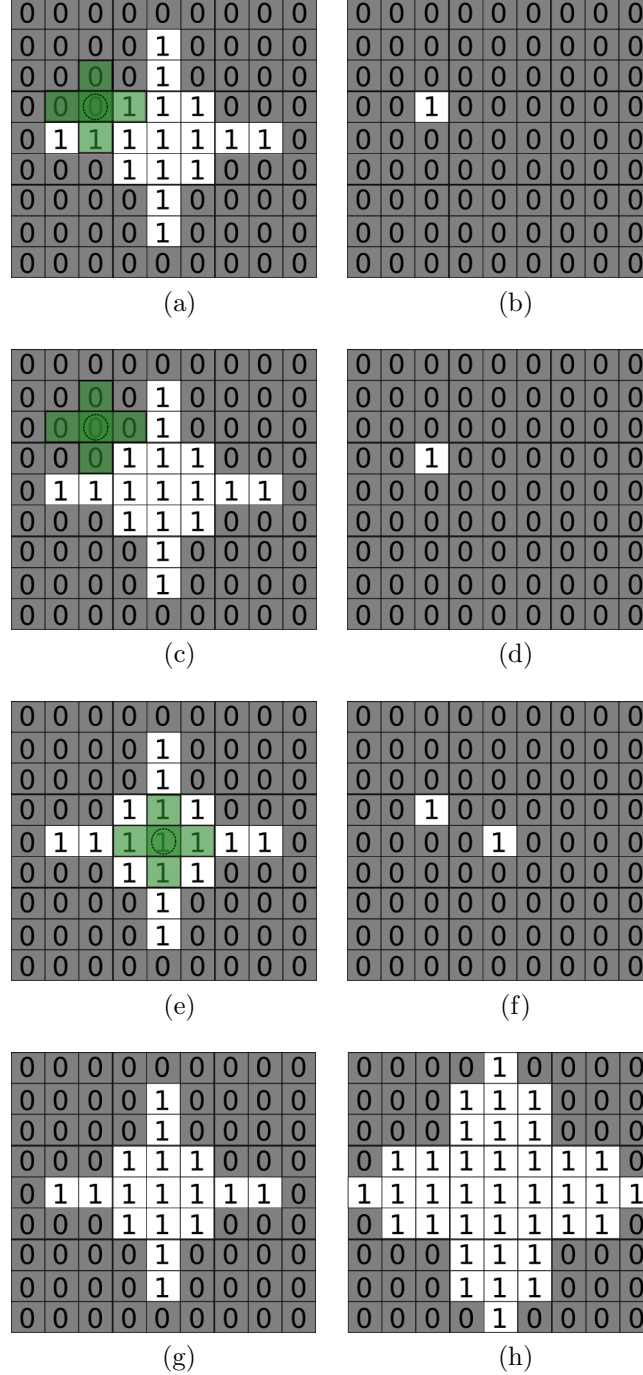


Figura 3.4: Exemplos de iteração com o operador dilatação em imagem binária. (a)-(c)-(e) Projeção do Elemento cruz na imagem; (b)-(d)-(f) Resultado das dilatações locais; (h) Resultado final de dilatação.

??exemplo dilatação em imagens tons de cinza??

3.1.1.2 Erosão

A erosão, como o próprio nome sugere, corrrompe regiões que não obedecem ao padrão indicado no Elemento Estruturante. A seguir sua definição matemática:

Imagem binária

$$R = I \ominus B = \{z | I \subseteq (\hat{B})_z\} \quad (3.3)$$

Imagem tons de cinza

$$R(z) = I(z) \ominus B = \left\{ \min\{B_z(x, y)I(z_1 - x, z_2 - y)\} | (x, y) \in D_B, (z_1 - x, z_2 - y) \in D_I \right\} \quad (3.4)$$

Onde, z representa a coordenada (z_1, z_2) na imagem I , B_z a translação do Elemento Estruturante B para o ponto z , D_B e D_I os domínios de B e I , respectivamente.

Como pode ser analisado, em imagens binárias, a erosão gera um *pixel* ativo na imagem R se o resultado da operação lógica AND entre os *pixels* ativos de B_z e a imagem I contiver, exclusivamente, valores **verdadeiro**. Veja o exemplo (Fig. 3.5).

??exemplo erosão em imagens tons de cinza??

3.1.1.3 Propriedades

Dilatação e erosão possuem as seguintes propriedades:

Invariante a translação

$$(I)_t \oplus B = (I \oplus B)_t$$

$$(I)_t \ominus B = (I \ominus B)_t$$

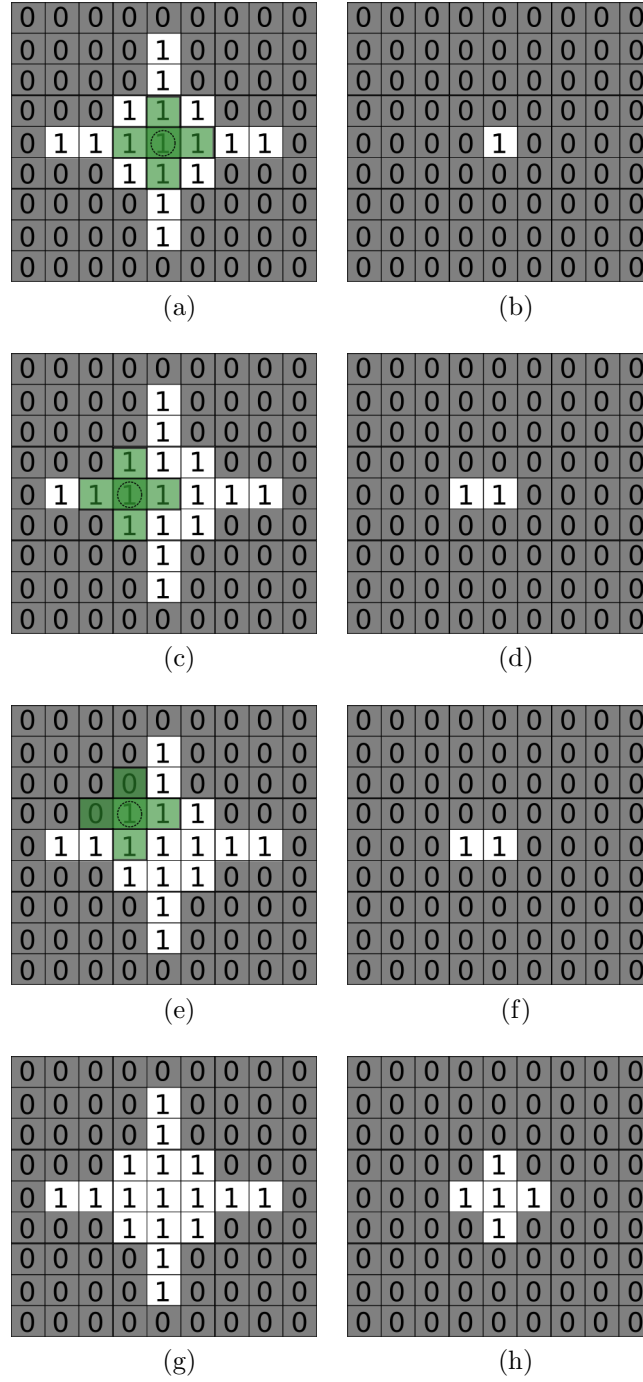


Figura 3.5: Exemplos de iteração com o operador erosão em imagem binária. (a)-(c)-(e) Projeção do Elemento cruz na imagem; (b)-(d)-(f) Resultado das erosões locais; (h) Resultado final de erosão.

Não inversível

$$(I \oplus B) \ominus B \neq I$$

$$(I \ominus B) \oplus B \neq I$$

Distributividade (somente em imagens binárias)

$$I \oplus (B \cup B') = (I \oplus B) \cup (I \oplus B')$$

$$I \ominus (B \cup B') = (I \ominus B) \cap (I \ominus B')$$

Dualidade (somente em imagens binárias)

$$I^c \oplus B = (I \ominus B)^c$$

3.1.1.4 Hit-and-miss

Considerada a mais simples das operações morfológicas, *hit-and-miss* pode derivar todas as outras operações, inclusive erosão e dilatação, e só pode ser aplicada em imagens binárias. Seu uso é simples, mas precisa de uma definição adicional para fins de praticidade. O Elemento Estruturante utilizado em operações de *hit-and-miss* pode possuir o item vazio. O que indica que itens deste tipo não serão usados pelo operador, ou seja, o operador é indiferente aos *pixels* da imagem correspondentes ao(s) item(s) vazio do Elemento Estruturante. A operação de *hit-and-miss* é denotada por:

$$I \odot B \tag{3.5}$$

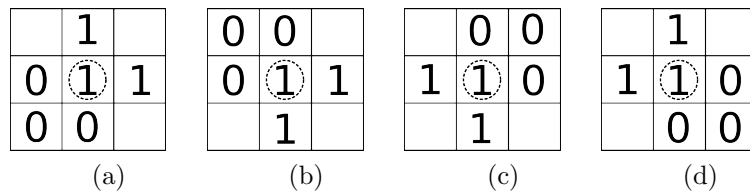


Figura 3.6: Exemplos do Elemento Estruturante *corner* e suas rotações com 3 elementos vazio cada.

A função desta operação é localizar formas que podem ser representados

por um Elemento Estruturante. Por exemplo, na figura 3.6 são expostos Elementos Estruturantes utilizados para localizar cantos (quinas) de objetos em imagens binárias.

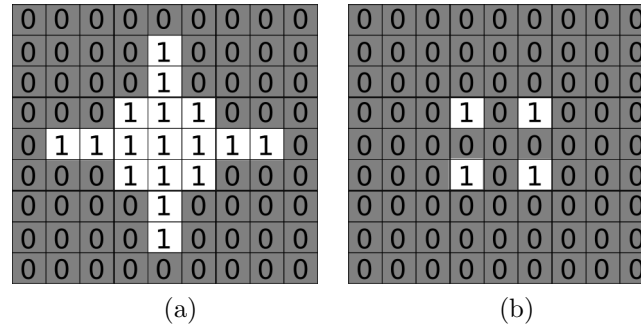


Figura 3.7: Exemplo da aplicação do operador *corner*. (a) Imagem Original; (b) Resultado.

Na figura 3.7 é apresentado um resultado composto pelos quatro Elementos Estruturantes da figura 3.6. Isso pode ser feito aplicando a operação lógica OR nas quatro imagens resultantes da operação com as rotações do elemento *corner*.

3.1.2 Operações Compostas

Apesar de fornecer uma grande variedade de aplicações, as operações dilatação e erosão, não foram suficientes para a demanda de problemas em Processamento de Imagem e, em especial, na Morfologia Matemática. Com isto, outras operações foram tomando forma e complexidade a medida que ganhavam robustez na resolução de tarefas.

Neste capítulo serão detalhadas as denominadas operações compostas: abertura, fechamento, esqueletonização, *thinning*, *top-hat* e *bottom-hat*. Estas operações possuem hoje um papel fundamental e mais direto que dilatação e erosão em tarefas de realce, eliminação de ruído, reconhecimento e segmentação de objetos.

3.1.2.1 Abertura

Muitas vezes é necessário separar objetos unidos em uma imagem binária ou homogeneizar estruturas de interesse em uma imagem em tons de cinza. Para

estas tarefas é muito usado o operador abertura. Além disso, este operador também contribui na eliminação de pontos isolados.

$$I \circ B = (I \ominus B) \oplus B \quad (3.6)$$

3.1.2.2 Fechamento

O fechamento auxilia na uniformização de bordas obedecendo o padrão do Elemento Estruturante. Adicionalmente, esta operação une estruturas que foram separadas indevidamente durante o processo de segmentação.

$$I \bullet B = (I \oplus B) \ominus B \quad (3.7)$$

3.1.2.3 Thinning

Também conhecido como afinamento, o *thinning* é um tipo de esqueletização. Sua maior utilidade é melhorar os resultados dos detectores de borda que muitas vezes as produzem com larguras variáveis. O *thinning* assegura que as estruturas de uma imagem binária possuam largura de 1 *pixel*. Apesar desta operação fornecer representações mais simples dos objetos, geralmente há muita perda de informação durante o processo e isso compromete o seu amplo uso para fins de reconhecimento de objetos complexos.

Do ponto de vista da performance computacional, é uma operação cara pois para obter o resultado ideal é necessário aplicar o *thinning* indefinidamente até que não haja nenhuma alteração na imagem de saída. Além disso, a cada iteração são processadas operações como a representada pela equação 3.8 ou, ainda mais comum, a equação 3.9 que suporta o uso de conjunto de Elementos Estruturantes. O *thinning* convencional utiliza um conjunto de 8 Elementos Estruturantes, os da figura 3.8 e suas rotações de 90, 180 e 270 graus.

$$I \otimes B = I - (I \odot B) \quad (3.8)$$

ou

$$I \otimes \dot{B} = I - ((I \odot B') \vee (I \odot B'') \vee \dots) \quad (3.9)$$

Onde $\dot{B} = \{B', B'', \dots\}$ e \vee é o operador lógico OR.

| | | |
|---|---|---|
| 1 | 1 | |
| 1 | 1 | 0 |
| | 0 | 0 |

(a)

| | | |
|---|---|---|
| 0 | 0 | 0 |
| 0 | 1 | 0 |
| 1 | 1 | 1 |

(b)

Figura 3.8: Elementos Estruturantes de *hit-and-miss* comumente utilizados com suas rotações em 90° para *thinning*.

?? exemplos de thinning ??

3.1.2.4 Top-hat

Em imagens em tons de cinza, é muito comum uma etapa de pré-processamento que realce a imagem aumentando assim a eficiência das operações seguintes. É usado o *top-hat* quando é desejado dar ênfase a saliências que não pertencem ao *background* (fundo da imagem).

$$t_h(I, B) = I - (I \circ B) \quad (3.10)$$

Onde I é a imagem de entrada, B o Elemento Estruturante e \circ a operação morfológica de abertura.

?? exemplos de aplicação do top-hat ??

3.1.2.5 Bottom-hat

A homogeneidade de intensidade em imagens é um fator que atrapalha o desenvolvimento de metodologias em PDI. Isto força a inserção de uma etapa de pré-processamento que contorne este tipo de problema. *Bottom-hat* é uma operação

que pode auxiliar neste sentido, removendo a atuação do *background* entre os objetos de interesse e facilitando, assim, a execução de algoritmos para segmentação ou reconhecimento.

$$b_h(I, B) = I - (I \bullet B) \quad (3.11)$$

Onde I é a imagem de entrada, B o Elemento Estruturante e \bullet a operação morfológica de fechamento.

?? exemplos de aplicação do bottom-hat ??

Referências Bibliográficas

- I. Bankman. **Handbook of medical image processing and analysis**. Academic Press, 2008.
- B. Bayraktar, T. Bernas, J.P. Robinson, e B. Rajwa. Image reconstruction from discrete Chebyshev moments via formation of lookup tables (Proceedings Paper).
- L. Blot e R. Zwiggelaar. Synthesis and analysis of solid texture: application in medical imaging. In: **2 nd International Workshop on Texture Analysis and Synthesis. Copenhagen, Denmark**. Citeseer, 2002.
- FU Bo, Z. Jian-zhong, L. Feng, C. Wen-qing, e YU Jing. Image Analysis by Fourier-Chebyshev Moments.
- T.F. Cootes, A. Hill, C.J. Taylor, e J. Haslam. The use of active shape models for locating structures in medical images. **Image and vision computing**, 12(6): 355–366, 1994.
- T.F. Cootes e C.J. Taylor. Statistical models of appearance for medical image analysis and computer vision. In: **Proc. SPIE Medical Imaging**, volume 4322, páginas 236–248. Citeseer, 2001.
- X. Dai e S. Khorram. A feature-based image registration algorithm using improved chain-code representation combined with invariant moments. **IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing**, 37(5):2351–2362, 1999.
- GB Drummond. Computed tomography and pulmonary measurements. **British Journal of Anaesthesia**, 80(5):665, 1998.

- Ø. Due Trier, A.K. Jain, e T. Taxt. Feature extraction methods for character recognition-a survey. **Pattern recognition**, 29(4):641–662, 1996.
- J.S. Duncan e N. Ayache. Medical image analysis: Progress over two decades and the challenges ahead. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, páginas 85–106, 2000.
- F.N.I.H. Foundation for the National Institutes of Health. URL <http://www.fnih.org/>.
- K. Fukunaga. **Introduction to Statistical Patterns Recognition.**, volume 18. Academic Press, New York, 1990.
- G.A. Giraldi. **T-Snakes Duais e Inicialização de Modelos Deformáveis.** Tese de Doutorado, Ph. D. thesis, Departamento de Engenharia de Sistemas e Computação–COPPE–UFRJ. Web Site (In portuguese. Abstract in English): <http://virtual01.1ncc.br/giraldi/Tese/index.html>, 2000.
- G.A. Giraldi, E. Strauss, e A.A. Oliveira. A boundary extraction method based on dual-t-snakes and dynamic programming. **sign**, 1:1.
- S. Godbole e A. Amin. Mathematical morphology for edge and overlap detection for medical images. **Real-Time Imaging**, 1(3):191–201, 1995.
- J. Han e M. Kamber. **Data mining: concepts and techniques.** Morgan Kaufmann, 2006.
- R.M. HARALICK. Image texture survey. **Fundamentals in computer vision: an advanced course**, página 145, 1983.
- A. K. Jain, M. N. Murty, e P. J. Flynn. Data clustering: A review. **ACM Computing Surveys**, 31(3):264–323, 1999.
- A.K. Jain e H. Chen. Matching of Dental X-Ray Images for Human Identification. **Pattern Recognition**, 37(7):1519–1532, 2004.

- T.M. Lehmann, C. Gonner, K. Spitzer, et al. Survey: Interpolation methods in medical image processing. **IEEE Transactions on medical imaging**, 18(11): 1049–1075, 1999.
- J.B.A. Maintz e M.A. Viergever. A survey of medical image registration. **Medical image analysis**, 2(1):1–36, 1998.
- T. McInerney e D. Terzopoulos. Deformable models in medical image analysis: a survey. **Medical image analysis**, 1(2):91–108, 1996.
- P.M. Moura, L.V. Lima, M.D.B. Faria, e B. Gutflen. Rapid maxillary expansion: evaluation of two methods of 3D reconstruction by means of a laboratorial model. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, 14:90–93, 2009.
- H. Murase e S. Nayar. Visual learning and recognition of 3d objects from appearance. **International Journal of Computer Vision**, 14:5–24, 1995.
- N.C.I. National Cancer Institute. URL <http://www.cancer.gov/>.
- O. Nomir e M. Abdel-Mottaleb. A system for human identification from X-ray dental radiographs. **Pattern Recognition**, 38(8):1295–1305, 2005.
- J.P.W. Pluim, J.B.A. Maintz, e M.A. Viergever. Mutual-information-based registration of medical images: a survey. **IEEE transactions on medical imaging**, 22(8):986–1004, 2003.
- SA Stratemann, JC Huang, K. Maki, AJ Miller, e DC Hatcher. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. **Dentomaxillofacial Radiology**, 37(2):80, 2008.
- J.S. Suri, K. Liu, S. Singh, S. Laxminarayan, X. Zeng, e L. Reden. Shape Recovery Algorithms using level sets in 2-d/3-d Medical Imagery: a Stateof- the-art Review. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, 6(1):8–28, 2002.

- J.S. Suri, D. Wilson, e S. Laxminarayan. **Handbook of Biomedical Image Analysis: Volume 3: Registration Models** . Springer-Verlag New York, Inc, 2005.
- G.R.J. Swennen e F. Schutyser. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. **American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics**, 130(3):410–416, 2006.
- B. Van Ginneken, B.M. ter Haar Romeny, e M.A. Viergever. Computer-aided diagnosis in chest radiography: a survey. **IEEE Transactions on medical imaging**, 20(12):1228–1241, 2001.
- SA Wood, EA Zerhouni, JD Hoford, EA Hoffman, e W. Mitzner. Measurement of three-dimensional lung tree structures by using computed tomography. **Journal of Applied Physiology**, 79(5):1687, 1995.
- F. Zana e J.C. Klein. Segmentation of vessel-like patterns using mathematical morphology and curvature evaluation. **IEEE Transactions on Image Processing**, 10(7):1010–1019, 2001.
- J. Zhou e M. Abdel-Mottaleb. A content-based system for human identification based on bitewing dental X-ray images. **Pattern Recognition**, 38(11):2132–2142, 2005.