

Segmentação dos Contornos Pulmonares em Radiografias de Tórax

BC. Guingo*

LM. Corrêa*

*Universidade Católica de Petrópolis, Petrópolis, Brasil

e-mail: bruno.guingo@ucp.br

Abstract – *The paper present a method for delimiting the pulmonary contours present in chest X-rays (RxT) of patients with suspected pulmonary tuberculosis (TP). The image exams, especially RxT, represent an important tool for the diagnosis of TP. The developed algorithm detects and delimits the aerated portion of the lungs in images obtained through maximum inhaling in frontal projection.*

Palavras-chave: *Digitalização de imagens de raios-X, Radiografia de tórax, Processamento de imagens, Tuberculose pulmonar.*

Introdução

A tuberculose (TB) é uma doença tão antiga quanto a história do homem, já tendo sido descrita nas alterações ósseas de múmias do Egito. Embora o agente etiológico, *Mycobacterium tuberculosis* (Mtb), tenha sido descoberto em 1882 por Robert Koch, o tratamento medicamentoso eficaz data da década de 70 do século passado. Entretanto, a TB permanece nos dias atuais como importante doença infecto contagiosa. Em 1993, a Organização Mundial de Saúde (OMS) declarou a TB como emergência mundial, devido ao aumento do número de casos em diferentes regiões. Dados da OMS de 2010 informam que um terço da população mundial está infectada por Mtb (sob risco de desenvolver a doença) e que ocorreram 8,8 milhões de casos novos; 80% destes concentrados em 22 países. O Brasil ocupa o 17º lugar com 1,4 milhões de óbitos, dos quais cerca de 350 mil ocorreram por co-infecção TB e vírus da imunodeficiência humana, o HIV. Em 2009, estimou-se em 9,7 milhões o número de crianças órfãs, em todo o mundo, devido o óbito dos pais por TB. A TB é mais letal nos jovens e adultos do que qualquer outra doença infecciosa [1].

Segundo o Ministério da Saúde (MS), em 2010, as maiores incidências de TB ocorreram no Estado do Rio de Janeiro (71,8 casos por 100 mil habitantes); no Amazonas (69,2) e Pernambuco (47,5 casos). Entre os grupos mais vulneráveis, no de indígenas, a incidência é quatro vezes maior, enquanto que, na população carcerária é 25 vezes, e entre os portadores de HIV, é 30 vezes. A TB afeta todos os segmentos da sociedade, independentemente de renda ou escolaridade [2].

A TB pode acometer os pulmões ou regiões extra-pulmonares (quando afeta outros órgãos que não o pulmão). A doença tem transmissão aérea por meio da eliminação de Mtb por pacientes doentes (TB pulmonar) ao tossir. Os sintomas típicos são tosse há mais de três semanas, emagrecimento, sudorese noturna e febre vespertina. Os métodos diagnósticos visam identificar o bacilo no escarro, seja de forma direta (baciloscopia) ou cultura (padrão-ouro). Os exames de imagem, em especial a radiografia de tórax, complementam o diagnóstico, pois podem sugerir atividade da doença, caracterizar o tipo e extensão do acometimento pulmonar (inclusive formas atípicas usualmente em pacientes que sejam imunocomprometidos, como aqueles com HIV), acompanhar a resposta ao tratamento em curso, identificar a presença de sequelas e diferenciar imagens de TB de outras doenças. O tratamento dura no mínimo seis meses e a detecção precoce da doença, pode diminuir sua transmissão.

Neste contexto, o desenvolvimento de ferramentas que possam auxiliar e agilizar o diagnóstico precoce da TB pulmonar é de suma importância para reduzir o número de casos, uma vez que estudos comprovam que uma pessoa com lesão pulmonar infectada pode contaminar em torno de quinze pessoas por ano [2].

O reconhecimento de imagens compatíveis com TB em atividade numa radiografia de tórax é um importante recurso para o diagnóstico precoce e início de tratamento da TB. Radiologicamente, a TB pode manifestar-se sob a forma de consolidações, cavitações, infiltrados intersticiais reticulares ou retículo-nodulares, linfonomegalias hilares ou mediastinais e derrame pleural.

O avanço tecnológico das duas últimas décadas tem permitido a incorporação de novas técnicas aos equipamentos médicos, especialmente os de diagnóstico por imagem. Entretanto, a grande maioria dos hospitais e clínicas fora dos grandes centros no Brasil, não tem acesso a essa tecnologia, tendo somente um aparelho de raios-X convencional como seu principal meio de avaliação clínica.

Considerando este cenário, torna-se fundamental o desenvolvimento de um sistema computacional capaz de auxiliar na detecção precoce do diagnóstico da tuberculose pulmonar.

Num sistema automatizado de detecção de imagens suspeitas de TB, é preciso, inicialmente, que o sistema seja capaz de delimitar os contornos pulmonares. Neste artigo apresentam-se as técnicas utilizadas para detectar e delimitar os contornos pulmonares aerados em radiografias de tórax convencional.

Detecção de regiões de interesse como o abordado neste trabalho requerem um pré-processamento da imagem, com vistas a minimizar os ruídos provenientes do processo de aquisição, as técnicas de filtragem no domínio espacial mais utilizadas são: i) Filtro passa-baixas; ii) Filtro passa-altas; iii) Filtro mediana; iv) Filtro de média [3].

A Transformada de Fourier [4] também tem sido empregada para suavizar áreas com frequências baixas e detalhar contornos, bordas e ruídos, em áreas com frequências altas. Os filtros mais utilizados são: i) Filtro de suavização; ii) Filtro passa-baixa “ideal; iii) Filtro gaussiano [5].

Após a realização do pré-processamento, a fase seguinte é a segmentação, que tem como finalidade subdividir uma imagem em regiões que possuam um conjunto idêntico de propriedades ou atributos [6]. Em geral, a segmentação é constituída das seguintes etapas:

Detecção de Pontos e Linhas - efetuada pela aplicação de uma máscara de convolução em que são calculadas as diferenças ponderadas entre o ponto central e seus vizinhos. Se um ponto isolado tiver valor substancialmente distinto da vizinhança, este é detectado.

Detecção de Contornos, Linhas e bordas – tem como base a aplicação de filtros, de modo a extrair as derivadas da imagem. Os operadores de Sobel, Prewitt, Canny e Roberts são usualmente empregados neste procedimento de filtragem [7]. Por fornecerem o valor absoluto de um gradiente, calculando o máximo e o mínimo na primeira derivada da imagem, estes operadores podem ser usados na detecção de contornos, ou seja, um pixel estará localizado num contorno ou borda se seu gradiente exceder um dado limite. Os contornos ou bordas terão pixels com intensidades maiores que os seus vizinhos. Estabelecido a priori tal limite, caso o valor do gradiente num dado ponto exceda o mesmo, este ponto pertence ao contorno [7]. O problema da detecção de bordas é indicar uma mudança súbita do nível de cinza entre duas regiões relativamente homogêneas. A maioria dos operadores de detecção de bordas baseia-se em filtragem passa-altas, seguida de um processo de limiarização, e se a saída do filtro ultrapassar o limiar, uma borda local é detectada, caso contrário, a borda não é detectada.

Materiais e métodos

O conjunto de dados utilizados neste trabalho é composto por 350 radiografias de tórax em filme e foram digitalizadas com um scanner de mesa. Para os filmes radiográficos de tamanho maior que A4, a digitalização foi realizada utilizando-se o software scanRX, desenvolvido pelo Núcleo de Atendimento em Computação de Alto Desempenho (NACAD), da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), descrito em [8]. Na figura 1 é mostrado um exemplos de imagem digitalizada.



Figura 1. Exemplo de imagem digitalizada.

O processamento da imagem, para detectar e segmentar a região pulmonar, consistiu, inicialmente, em binariza-la, aplicando-se o método de Otsu [9] para realizar a limiarização e reduzir os pixels da imagem que tivessem valor zero com vizinhos de valores 1 (fase 1). A etapa seguinte, remove a partir da imagem produzida na fase 1, os componentes conectados com 8 vizinhos que têm menos de 'X' pixels.

A seguir, utilizou-se o operador erosão da morfologia matemática (fase 3) tendo um disco de raio 3 pixels como elemento estruturante [10].

Executa-se novamente a fase 2 com o objetivo de reduzir os pixels de valor zero. A penúltima fase retorna uma imagem contendo apenas os pixels do perímetro dos objetos na imagem original de entrada, sendo um pixel parte do perímetro se for diferente de zero, e se estiver ligado a pelo menos um pixel de valor zero. Na fase final, o perímetro da região pulmonar resultante do processamento de todas as fases é inserido na imagem original.

Resultados

Inicialmente, serão apresentados os resultados da aplicação das diferentes etapas da metodologia proposta a uma imagem frontal, de modo a ilustrar o procedimento em tela. Assim, a Figura 2 ilustra a imagem binarizada, mostrada na Figura 1, utilizando-se o método de Otsu [9].



Figura 2: Imagem Binária. (em vermelho as partes da imagem que os pixels são alterados de zero p/ 1)

A figura 3 apresenta a saída do processamento da fase 2, que remove componentes conectados com 8 vizinhos que têm menos de 'X' pixels.



Figura 3: Imagem com remoção de objetos. (em vermelho as partes da imagem removida)

A figura 4 apresenta a saída do processamento da fase 2 e 3, que realiza o processamento do operador erosão da morfologia matemática com disco de raio 3 pixels como elemento estruturante e remove componentes conectados com 8 vizinhos que têm menos de 'X' pixels, reduzindo as áreas com pixels de valor zero (branco).



Figura 4: Remoção de objetos na imagem erosão

A penúltima fase retorna uma imagem com a marcação do perímetro, destacando a região pulmonar (figura 5).



Figura 5: Perímetro do objeto na imagem

Todas as 350 imagens foram divididas por um médico especialista, em função de sua qualidade, em três grupos: E (excelente), B (boa) e R (ruim).

Dentro destes grupos, foi realizada uma análise pelo especialista, considerando correta ou deficiente as imagens geradas pelo sistema. Na Tabela 1 são apresentados os dados estatísticos da base de dados.

Tabela 1: Dados estatísticos.

Grupo	Acerto / Perc	Erro / Perc	Total / Perc
E	58 / 37,91%	50 / 25,38%	108 / 30,86%
B	89 / 58,17%	104 / 52,79%	193 / 55,14%
R	6 / 3,92%	43 / 21,83%	49 / 14,00%
Total	153 / 100%	197 / 100%	350 / 100%

Discussão

O objetivo deste trabalho foi segmentar a região dos contornos pulmonares nas imagens de raios-X. Para tal, foi elaborado um programa de computador com seis fases distintas, que aplica técnicas de processamento de imagens, a partir da entrada de uma imagem digitalizada de raios-X de tórax. O resultado é uma imagem com o destaque do perímetro da área pulmonar.

Os resultados não foram os esperados quando a radiografia é realizada sem uma inspiração adequada (máxima), a superposição de partes moles modifica a densidade óptica das porções mais inferiores do pulmão, e em alguns casos, confunde o programa, diminuindo a delimitação do perímetro.

Uma fase do programa faz uso do método de Otsu [9], que a partir de um limiar para a intensidade de cada pixel da imagem, cria uma nova imagem de

forma binária. Na busca sobre o assunto de limiarização, encontraram-se vários trabalhos que abordam várias alternativas para a obtenção do melhor fator de limiarização levando em conta seus parâmetros.

As técnicas levantadas pressupõem a determinação automática do melhor valor de limiar. Uma destas abordagens encontra-se no método proposto por Kittler e Illingworth [11]. Esta técnica se baseia em assumir que o histograma é formado pela mistura de duas distribuições gaussianas, cujas médias e variâncias são conhecidas, e o objetivo é minimizar a chamada “distância de informação de Kullback” [12].

Em [13] foram descritas várias abordagens de estabelecimento de um valor adequado de limiar global (utilizando diversas técnicas de pré-processamento da imagem), sob os conceitos de precisão e reprodutibilidade.

Gómez-Allende [14] propõem um algoritmo original de limiarização baseado na busca de mínimos do histograma, no qual o histograma é submetido a uma filtragem passa-baixas para reduzir as irregularidades causadas por objetos pouco relevantes e/ou ruído e, portanto, facilitar a detecção dos mínimos do histograma.

De acordo o estudo comparativo realizado os melhores resultados são produzidos pelo método de Otsu, e por isso, no presente estudo decidiu-se por implementar este método.

O método utilizado na fase 3 do programa, cujo objetivo era a retirada de possíveis pontos de ruídos na imagem, efetua a busca por regiões de objetos conectados que possuem menos de “P” pixels. Diversos valores foram testados para a variável “P”, sendo que o melhor encontrado foi 700. Foi definido como padrão de conectividade o valor de 8 pixels vizinhos. Este valor garante que somente objetos que não façam parte da região procurada possam ser descartados.

Outro método implementado foi a operação morfológica de erosão, que consiste em verificar, se para cada pixel branco, existe um número de vizinhos brancos menores que um limiar “N”; caso exista tal pixel ele é invertido (se for 1 é modificado para zero ou vice-versa). O melhor limiar encontrado foi o de raio 3 em forma de disco. Este procedimento faz a eliminação de objetos finos ou pequenos e objetos maiores tem sua área reduzida.

Conclusões

Foi desenvolvida e avaliada uma primeira versão de um programa delineador do contorno externo de pulmão em radiografias de tórax. O percentual

correto de delimitação foi satisfatório em função da qualidade das imagens, porém há espaço para o refinamento do algoritmo.

Os principais problemas de delimitação foram: - algumas imagens o sistema não fechou a borda dos ápices superiores; - há uma perda de volume razoável, pois incluiu a superposição de costelas ou partes moles. Estes fatos já fazem parte do estudo e serão objetos da continuação desta pesquisa.

Referências

- [1] Who Report 2016 - Global Tuberculosis Control. <http://www.who.org>. [internet]. 2017; Acessado: 15 Mai 2017.
- [2] World Health Organization. <http://www.who.int/topics/tuberculosis/en/>. [internet]. 2017; Acessado: 15 Mai 2017.
- [3] Acharya T, Ray AK. Image Enhancement and Restoration. Image Processing – Principles an applications. New Jersey: John Willey & Sons, Inc; 2005:105-128.
- [4] Gonzalez R, Woods R. Image enhancement in the Frequency Domain. Digital Image Processing. New Jersey: Prentice; 2002:147-219.
- [5] Acharya T, Ray AK. Image Transformation. Image Processing - Principles an applications. New Jersey: John Willey & Sons, Inc; 2005:61-78.
- [6] Gonzalez R, Woods R. Image Segmentation. Digital Image Processing. New Jersey: Prentice; 2002:567-642.
- [7] Marques Filho O, Vieira Neto H. Processamento Digital de Imagens, Rio de Janeiro. Brasport, 1999.
- [8] Vela JG, et al. Digitalização de filmes radiográficos com costura de imagens. Revista Brasileira de Radiologia. São Paulo-SP. 2011: 44-4.
- [9] Otsu, N. "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms," IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, 1979: 62-66.
- [10] Banon GJF, Barrera J. Bases da Morfologia Matemática para Análise de Imagens Binárias. INPE, São José dos Campos-SP, 1998.
- [11] Haralick RM, Shapiro LG. Computer and Robot Vision -Volume 1, Addison-Wesley, 1992.
- [12] Passariello G, Mora F. (eds.), Imágenes Médicas, Equinoccio - Ediciones de la Universidad Simón Bolívar, 1995.
- [13] Russ J C. The Image Processing Handbook - 2nd ed., CRC Press, 1995.
- [14] Gómez-Allende DM., Reconocimiento de Formas y Visión Artificial, RA-MA Editorial, 1993.