

Desenvolvimento de algoritmos computacionais para quantificação de estruturas pulmonares

Development of computational algorithms for quantification of pulmonary structures

Marcela de Oliveira¹, Diana R. Pina², Matheus Alvarez¹, Allan F. F. Alves¹ e José R. A. Miranda¹

¹Departamento de Física e Biofísica do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP) – Botucatu (SP), Brasil.

²Departamento de Doenças Tropicais e Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu da UNESP – Botucatu (SP), Brasil.

Resumo

A tomografia computadorizada de alta resolução se tornou o exame de diagnóstico por imagem mais utilizado para avaliação das sequelas da Paracoccidioidomicose. As avaliações subjetivas das anormalidades radiológicas encontradas nas imagens de TCAR não proporcionam uma quantificação acurada. O diagnóstico auxiliado por sistemas computacionais produzem uma avaliação mais objetiva dos padrões anormais encontrados nas imagens de TCAR. Desse modo, nesta pesquisa propôs-se o desenvolvimento de algoritmos em ambiente computacional Matlab®, capaz de quantificar semiautomaticamente as patologias pulmonares, tais como fibrose e enfisema. O algoritmo consiste em selecionar a região de interesse (ROI), e por meio da utilização de máscaras, filtros de densidades e operadores morfológicos obter a quantificação da área lesionada em relação à área sadia do pulmão. O método proposto foi testado em dez exames de TCAR de pacientes com PCM confirmada. Os resultados das quantificações semiautomáticas foram comparados com as avaliações subjetivas realizadas por especialista na área de radiologia, recaindo a uma coincidência de 80% para enfisema e 58% para fibrose.

Palavras-chave: algoritmo, quantificação semiautomática, TCAR, fibrose, enfisema.

Abstract

The high-resolution computed tomography has become the imaging diagnostic exam most commonly used for the evaluation of the sequelae of Paracoccidioidomycosis. The subjective evaluations the radiological abnormalities found on HRCT images do not provide an accurate quantification. The computer-aided diagnosis systems produce a more objective assessment of the abnormal patterns found in HRCT images. Thus, this research proposes the development of algorithms in Matlab® computing environment can quantify semi-automatically pathologies such as pulmonary fibrosis and emphysema. The algorithm consists in selecting a region of interest (ROI), and by the use of masks, filter densities and morphological operators, to obtain a quantification of the injured area to the area of a healthy lung. The proposed method was tested on ten HRCT scans of patients with confirmed PCM. The results of semi-automatic measurements were compared with subjective evaluations performed by a specialist in radiology, falling to a coincidence of 80% for emphysema and 58% for fibrosis.

Keywords: algorithm, semi-automatic quantification, HRCT, fibrosis, emphysema.

Introdução

A quantificação automática das anormalidades pulmonares através de imagens de tomográfica computadorizada de alta resolução (TCAR) é de extrema importância no auxílio do diagnóstico médico. Dentre as principais doenças pulmonares, uma das mais dependentes desse auxílio é a Paracoccidioidomicose (PCM). A PCM

pulmonar é considerada uma importante micose sistêmica, observada com maior incidência na América Latina^{1,2}. Por ter como principal via de infecção a via inalatória³, os pulmões são comprometidos em aproximadamente 75% dos casos⁴. Mesmo após tratamento eficaz, esta doença deixa sequelas, tais como fibrose e enfisema, com grande grau de comprometimento na qualidade de vida dos pacientes.

As avaliações subjetivas das imagens pulmonares, realizadas por especialista da área de radiologia, não proporcionam uma quantificação acurada da evolução da doença, nem a resposta do comprometimento pulmonar mediante o uso de certos medicamentos.

A TCAR se tornou o exame mais eficaz na avaliação de PCM⁵, porém são raros os trabalhos que relacionam seus aspectos anormais nesse tipo de exame³. O diagnóstico auxiliado por sistemas computacionais pode fornecer uma avaliação mais precisa e objetiva⁶. Diante disso, nesta pesquisa foi desenvolvido um método computacional de quantificação semiautomática das áreas de fibrose e enfisemas causadas pela PCM.

Materiais e métodos

Foram utilizados dez exames retrospectivos de TCAR, realizados no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HC-FMB), devidamente aprovados pelo comitê de ética. Foram incluídos neste trabalho indivíduos do sexo masculino, faixa etária de 30 a 65 anos de idade. As imagens foram obtidas no equipamento fabricado pela Shimadzu Co, modelo helicoidal SCT-7000TS. O protocolo utilizado pelo setor de tomografia computadorizada do HCFMB-UNESP para realização das imagens foi: técnica de alta resolução (1 mm de espessura e 10 mm de incremento), desde os ápices pulmonares até a cúpula diafragmática; sem administração de contraste; de 20 a 30 *slices* por TCAR; janela de 800 HU e nível de -600 HU.

Um especialista na área de radiologia classificou todas as imagens com um *score* de: 0 a 5 para fibrose (referente à porcentagem de cada lobo comprometido⁷); e 0 a 4 para enfisema (referente a 0, 25, 50, 75 ou 100% do pulmão comprometido⁸).

Em seguida foram desenvolvidos algoritmos computacionais, de modo a quantificar semiautomatadamente as áreas de fibrose e enfisema. Os algoritmos foram desenvolvidos com a ferramenta Matlab[®] versão 7.9.0 (R2009b).

Quantificação de fibrose

O algoritmo desenvolvido para quantificação de fibrose consistiu nos seguintes passos:

1. Segmentação: O operador inseriu duas ROIs (do inglês, *region of interest*), usadas para a confecção das máscaras para pulmão direito e esquerdo, realizando assim a segmentação do pulmão. A segmentação das bordas pulmonares foi realizada de maneira manual, conforme Figura 1;
2. A seguir, foi gerado um histograma da região de interesse delimitada no passo 1;
3. Em seguida, foi definido o limiar de ocorrência de fibrose (75 HU). Esse valor foi definido como sendo o valor médio entre a análise da região de interesse indicada pelo radiologista e o limiar obtido pelo histograma da imagem;

4. Na sequência foi adotado o método da limiarização, utilizando a Eq. 1. Esse processo se faz necessário para determinar a área de interesse (fibrose)

$$\begin{cases} \text{se } (\mu p - \sigma p) \leq n(i,j,k) \leq (\mu p + \sigma p) \\ \text{então } n(i,j,k) = 1 \\ \text{senão } n(i,j,k) = 0 \end{cases} \quad (1)$$

onde μp e σp são, respectivamente, a média e o desvio padrão dos limiares, n é a HU apresentada na dimensão i, j e k . O resultado dessa aplicação pode ser observado na Figura 2;

5. Para diminuir a quantidade de pixels falsos-positivos foi aplicada à imagem uma operação de *bridge* seguida de *filling*;
6. Finalmente foi realizada uma contagem automática dos pixels atingidos por fibrose e a quantificação percentual da área acometida;

Todo o procedimento foi realizado para cada *slice*, de modo a integrar todos os *slices* que constituem pulmão. Para a quantificação de fibrose, os valores são apresentados em uma tabela para cada lobo, para serem confrontados com a opinião de um radiologista.

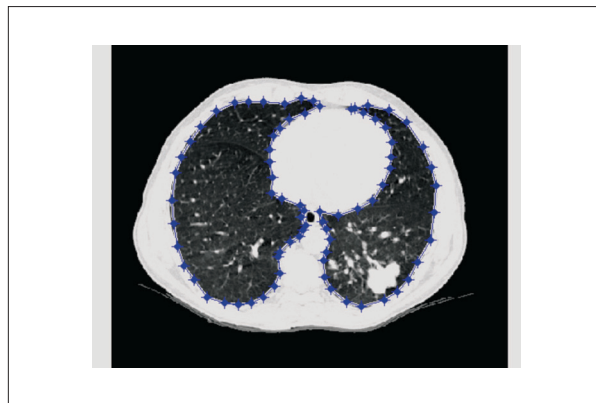


Figura 1. Segmentação manual da região de interesse.



Figura 2. Limiarização da região delimitada no passo 1.

Quantificação de enfisema

O algoritmo desenvolvido para quantificação de enfisema consistiu nos seguintes passos:

1. Segmentação: O operador inseriu duas ROIs (do inglês, region of interest), usadas para a confecção das máscaras para pulmão direito e esquerdo, realizando assim a segmentação do pulmão. A segmentação das bordas pulmonares foi realizada de maneira manual, conforme Figura 3;
2. A seguir, foi gerado um histograma da região de interesse delimitada no passo 1;
3. Em seguida, foi definido o limiar de ocorrência de enfisema (-920 HU). Esse valor foi definido como sendo o valor médio entre a análise da região de interesse indicada pelo radiologista e o limiar obtido pelo histograma da imagem;
4. Na sequência foi adotado o método da limiarização, utilizando a Eq. 1. O resultado dessa aplicação pode ser observado na Figura 4;
5. Levando em conta que um pixel de enfisema real possui mais chances de ser cercado por pixels de enfisema real, foram aplicadas metodologias de processamento morfológico à imagem. A primeira operação foi a de majoritariedade, a qual consiste no processo do pixel central assumir um valor igual à maioria dos pixels à sua volta;

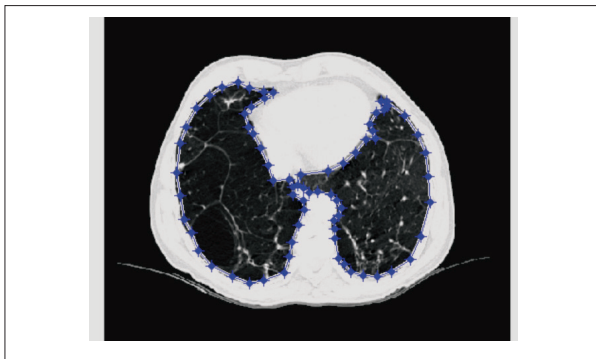


Figura 3. Segmentação manual da região de interesse.



Figura 4. Limiarização da região delimitada no passo 1.

6. Para retirar os falsos-positivos e preservar as características morfológicas dos objetos presentes na imagem, foi aplicada à imagem a operação de erosão seguida da de dilatação (tophat);
7. Contagem dos pixels atingidos por enfisema e quantificação percentual da área acometida;

Todo o procedimento foi realizado para cada slice, de modo a integrar todos os slices que constituem pulmão. Para a quantificação de enfisema os valores são apresentados em uma tabela para o pulmão total, para serem confrontados com a opinião de um radiologista.

O comprometimento pulmonar avaliado pelo algoritmo desenvolvido neste estudo foi confrontado com avaliações subjetivas realizadas por especialista da área de radiologia.

Resultados

Com a avaliação das imagens de TCAR, as quantificações dadas pelo algoritmo foram comparadas com as avaliações subjetivas realizadas pelo radiologista, e representadas nas Tabelas 1 e 2 para fibrose e enfisema, respectivamente.

Com os resultados da Tabela 1, notamos que existe coincidência em 29 das 50 avaliações para fibrose, ou seja, 58% de concordância. A análise da tabela de contingência foi realizada usando o teste de χ^2 . Como resultado, o score do radiologista e o score do algoritmo são não independentes ($p=7 \times 10^{-5}$).

Com os resultados da Tabela 2, notamos que existe coincidência em 8 das 10 avaliações para enfisema,

Tabela 1. Concordância entre o score do radiologista versus score do algoritmo quantificador para fibrose.

| Radiologista | Algoritmo | | | | | |
|--------------|-----------|---|---|---|---|---|
| | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 0 | 17 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 2 | 9 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2 | 2 | 4 | 2 | 0 | 0 | 0 |
| 3 | 1 | 6 | 4 | 1 | 0 | 0 |
| 4 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Tabela 2. Concordância entre o score do radiologista versus score do algoritmo quantificador para enfisema.

| Radiologista | Algoritmo | | | | |
|--------------|-----------|---|---|---|---|
| | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 0 | 3 | 0 | 0 | 0 |
| 2 | 0 | 0 | 3 | 2 | 0 |
| 3 | 0 | 0 | 0 | 2 | 0 |
| 4 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

ou seja, 80% de concordância. A análise da tabela de contingência foi realizada usando a teste de χ^2 . Como resultado, o *score* do radiologista e o *score* do algoritmo são não independentes ($p=0.011$).

Discussão e Conclusões

Neste trabalho, foi desenvolvido um método computacional de quantificação objetiva para fibrose e enfisema pulmonares de exames de TCAR de pacientes com Paracoccidiodomicose. A quantificação objetiva das sequelas da PCM é considerada uma lacuna na literatura, uma vez que os estudos que relatam esse aspecto usam avaliações subjetivas realizadas por especialistas na área de radiologia.

A segmentação das bordas pulmonares foi realizada de maneira manual, pois a PCM deixa sequelas fibrosas no pulmão, o que eleva a densidade encontrada nos limites pulmonares e se confundem com tecido mole, provocando uma imprecisão na definição da estrutura e impossibilitando, no momento, a abordagem automatizada.

Os resultados da comparação entre o método subjetivo e o método semiautomático de quantificação proposto neste estudo apresentou maior concordância para os resultados de enfisema (80% de concordância). Para fibrose, a concordância observada foi de 58%.

Analisando os resultados, podemos observar que o especialista na área de radiologia superestima as áreas acometidas pelas duas estruturas, devido ao fato de usar uma avaliação visual subjetiva, corroborando com Bankier et al.⁹. Isso acontece porque o poder humano de discriminação visual de densidades é inferior ao dos computadores¹⁰.

A metodologia apresentada neste trabalho é de grande aplicabilidade para a quantificação objetiva semiautomática das sequelas da PCM. Em estudos futuros, esta metodologia pode ser empregada para

acompanhar o processo evolutivo da doença e, conseqüentemente, a eficácia do tratamento escolhido.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo suporte financeiro.

Referências

1. Goldani LZ, Sugar AM. Paracoccidiodomycosis and AIDS: an overview. *Clin Infect Dis*. 1995;21:1275-81.
2. Lacaz CS. Evolução dos conhecimentos sobre a paracoccidiodomicose. Um pouco de sua história. In: Del Negro G, Lacaz CS, Fiorillo AM. Paracoccidiodomicose-Blastomicose Sul-Americana. São Paulo: Sarvier-Eduso;1982.
3. Muniz M, Marchiori E, Magnago M, Moreira L, Almeida Júnior J. Paracoccidiodomicose pulmonar: aspectos na tomografia computadorizada de alta resolução. *Radiol Bras*. 2002;35:147-54.
4. Ratto OR. Lesões pulmonares. Aspectos clínicos e funcionais. In: Del Negro G, Lacaz CS, Fiorillo AM. Paracoccidiodomicose. São Paulo: Sarvier; 1982:161-9.
5. Remy-Jardin M, Remy J, Deffontaines C, Duhamel A. Assessment of diffuse infiltrative lung disease: comparison of conventional CT and high-resolution CT. *Radiol*. 1991;181:157-162.
6. Naisman HA, Kerr GR. Fetal growth and development. New York: Mc Graw-Hill; 1970.
7. Kazerooni E, Martinez F, Flint A, Jamadar D, Gross B, Spizarny D, et al. Thin-section CT obtained at 10-mm increments versus limited three-level thin-section CT for idiopathic pulmonary fibrosis: correlation with pathologic scoring. *Am J Roentgenol*. 1997;169:977-83.
8. Webb WR, Muller NL. Diseases characterized primarily by cysts and emphysema. In: Webb WR, Muller NL, Naidich DP, editors. High-Resolution CT of the lung. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2001. p. 421-60.
9. Bankier AA, De Maertelaer V, Keyzer C, Gevenois PA. Pulmonary emphysema: subjective visual grading versus objective quantification with macroscopic morphometry and thin-section CT densitometry. *Radiology*. 1999;211(3):851-8.
10. Irion KL, Hochegger B, Marchiori E, Silva Porto N, Vasconcellos Baldisserotto S, Santana PR. Radiograma de tórax e tomografia computadorizada na avaliação do enfisema pulmonar. *J Bras Pneumol*. 2007;33(6):720-32.