

Segmentação automática dos pulmões em imagens de tomografia computadorizada do tórax

Phd. Marta Rosecler Bez
Universidade Feevale, Brasil
martabez@gmail.com

Mag. Ricardo Ferreira de Oliveira
Universidade Feevale, Brasil
fo.ricardo@gmail.com

Esp. Rodrigo Freiberg Rönna
Universidade Feevale, Brasil
rodrigo.ronnau@gmail.com

Esp. Jéferson Cristiano Flores
Universidade Feevale, Brasil
jeff.cf.br@gmail.com

Fecha Recepción: 17/09/14 - Fecha Aprobación: 20/11/15

Resumo: Dentre os exames que auxiliam profissionais da saúde e permitem a aplicação de sistemas computacionais destaca-se a Tomografia Computadorizada (TC). Este artigo apresenta as técnicas utilizadas para o desenvolvimento de um protótipo capaz de segmentar automaticamente os pulmões em imagens de TC do tórax. A validação realizada sobre 569 imagens de fatias de exames apresentou como resultado uma taxa de acerto de 94,38%. Para os casos de falha, são apresentados os motivos, buscando novas técnicas para melhorias no sistema.

Palavras-chave: Segmentação dos pulmões. Tomografia computadorizada. Processamento digital de imagens. Informática médica.

Abstract: Among the tests that help health professionals and allow the application of computer systems is the Computed Tomography (CT). This article presents the development of a software prototype that can automatically segment the lungs in computed tomography images of the chest. The validation process applied the method on 569 images and showed a success rate of 94,38%. For the cases of error in the process, their causes are shown and enhancements to the prototype are discussed.

Keywords: Lungs segmentation. Computed tomography. Digital image processing. Medical informatics.

1. Introdução

Conforme descrito por Drake, Vogl e Mitchell [1], as imagens médicas são essenciais na avaliação de exames e, conseqüentemente, na definição de prognósticos e de diagnósticos por parte dos médicos, possibilitando a identificação do que está ou não em seu estado normal.

A análise de exames baseados em imagens é comumente feita por um médico ou grupo de médicos especialistas. Esse processo é verificado como sujeito a falhas, pois se trata de uma avaliação manual, na qual o médico estuda as imagens de acordo com sua experiência e conhecimento. Além disso, existem outros fatores que podem influenciar negativamente o resultado do diagnóstico, como a qualidade das

imagens que compõem o exame e a fadiga do profissional que o estabelece.

De acordo com Koehler [2], o Processamento Digital de Imagens (PDI) é frequentemente empregado na área médica, sendo aplicado na visualização de imagens, na extração de características, na quantificação de densidades e na identificação de regiões de interesse [3].

A classe de exames por imagem mais utilizada é a radiológica [4]. Nesse grupo destaca-se a Tomografia Computadorizada (TC), que permite a obtenção de imagens de seções do corpo humano sem sobreposição de estruturas anatômicas, com elevada resolução espacial, altas taxas de contraste e excelentes níveis de detalhe anatômico.

A TC abrange uma grande área do corpo humano, mas normalmente apenas uma estrutura anatômica é relevante para o especialista. É necessário, então, separar objetos de interesse, etapa denominada segmentação. Essas operações isolam regiões de pontos da imagem para posterior extração de atributos e cálculo de parâmetros [5].

Em diversos momentos há um esforço grande no descarte de informações que não são importantes para o diagnóstico ou que podem, inclusive, dificultar o mesmo. O objetivo do trabalho aqui apresentado é descrever o desenvolvimento de um protótipo de software capaz de segmentar automaticamente os pulmões em imagens de TC do tórax, isolando as estruturas anatômicas relevantes para o médico, aumentando assim, a velocidade com que a análise do exame é feita e também sua precisão, haja vista que a etapa de delimitação manual das regiões de interesse é eliminada.

Os procedimentos metodológicos adotados no desenvolvimento do protótipo seguem as definições de Prodanov e Freitas [6], sendo caracterizado como uma pesquisa aplicada, dado o propósito de utilização do produto-final da pesquisa diretamente nas áreas da saúde e da educação. Também é possível caracterizá-lo como uma pesquisa experimental, considerando-se a etapa de testes práticos e de validação do método.

A seção a seguir explica o tipo de arquivo de imagem empregado em equipamentos médicos de Tomografia Computadorizada e algumas características dos dados contidos nos mesmos. Em seguida, são comentados os trabalhos correlatos que contribuíram na orientação do desenvolvimento do protótipo apresentado neste artigo. A seção de desenvolvimento apresenta as técnicas aplicadas na verificação de imagens e, em conjunto, o método de análise estabelecido. Ao final é apresentado o processo de validação e os resultados deste.

2. Exames médicos por imagem

A classe de exames por imagem mais utilizada na medicina, conforme Guderman [4], é a radiológica. Dentre os diferentes tipos de exame que compõem esta classe, destaca-se a Tomografia Computadorizada. Esse exame pode ser utilizado na análise de todo o corpo humano, possuindo elevado detalhamento anatômico.

A TC é baseada na aquisição de imagens que retratam cortes transversais do paciente, sem a ocorrência de sobreposição de estruturas anatômicas [7]. A distância entre esses cortes varia de 1 a 10 milímetros [8].

As séries de dados obtidos pelos detectores são então enviadas para um computador onde são processadas, utilizando técnicas de reconstrução matemática, resultando em um coeficiente de atenuação para cada ponto da imagem, que no caso da TC, é denominado voxel.

Um voxel representa uma unidade de volume e tem seu coeficiente representado em Unidades Hounsfield, ou HU. A Tabela 1 apresenta exemplos de algumas substâncias e seus respectivos coeficientes de atenuação, expressos em HU.

Tabela 1. Relação de substâncias e seus respectivos coeficientes de atenuação.

Substância	Densidade (HU)
Ar	-1000
Gordura	-300 a -50
Água	0
Sangue	30 a 60
Fígado	60 a 80
Músculo	40 a 80
Ossos	200 a 2000

O padrão de geração, armazenamento, comunicação e manipulação de imagens médicas atualmente utilizado é o DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) [9]. É neste padrão que estão os arquivos gerados pelo tomógrafo, contendo os dados dos coeficientes de atenuação que formam as imagens e também outras informações sobre o exame e o paciente. Todos os arquivos utilizados pelo protótipo descrito neste artigo estão nesse formato.

3. Trabalhos correlatos

O protótipo apresentado neste artigo, cujo propósito é primariamente a extração de informação, foi desenvolvido orientado por soluções apresentadas em outros trabalhos de objetivo similar. Tais trabalhos forneceram diversos dados estáticos provenientes de estudos prévios sobre análise de imagens. Valores como os relacionados à identificação de tecidos em

TCs e o conhecimento sobre dados que devem ser descartados nos processos de leitura e processamento de TC, quando com o propósito de identificação estrutural, embasaram a aplicação de diversos algoritmos. Esta seção, assim, comenta dois dos principais trabalhos que nortearam o desenvolvimento deste protótipo.

A pesquisa de Leader et al. [10] propõe um método automatizado para segmentação de pulmões em imagens de tomografia computadorizada. A forma apresentada pelos autores para realizar essa tarefa é dividida em etapas, que são executadas sequencialmente. Na etapa de pré-processamento, o objetivo é identificar os voxels da imagem que não correspondem a partes do corpo humano. No processamento ocorre a aplicação de um filtro Gaussiano para redução de ruídos nas imagens dos exames e um raster scan multi-direcional com limiarização específica para eliminar o contorno externo à região dos pulmões.

A etapa seguinte trata da segmentação dos pulmões. É utilizado o histograma da imagem com o intuito de definir o limiar que representa esses órgãos. Conforme os autores, o histograma conterà tipicamente dois picos: um correspondente às regiões pulmonares e outro correspondente às regiões que não fazem parte do pulmão. No trabalho de Leader et al. [10] determinou-se que o limiar da imagem que teve o histograma gerado era igual ao valor mínimo entre o pico que representa os pulmões e -200 HU. Os voxels com coeficiente de atenuação abaixo do limiar foram considerados como partes dos pulmões. Ainda nesta etapa, os autores aplicaram uma série de regras sobre as imagens a fim de eliminar objetos indevidos, como as vias aéreas. Em seguida, antes de finalizar a segmentação, foi feita uma verificação sobre a necessidade de se preencher as cavidades das regiões identificadas até então.

Na etapa seguinte resta remover a traqueia e seus ramos, os brônquios principais. Para isso foi aplicado um novo limiar, seguido da aplicação de um novo conjunto de regras no intuito de suprimir regiões pertencentes ou relacionadas às vias aéreas. Dependendo do paciente, existe a possibilidade de os dois pulmões aparecerem unidos na TC. Por isso, a última etapa consistiu em uma verificação do tipo scan [3] na parte central horizontal da imagem, em busca de regiões de maior intensidade, ou seja, mais claras, que, segundo os autores, costumam,

na maioria dos casos, identificar os traços da ligação indevida de pulmões.

O trabalho de Leader et al. [10] foi aplicado em 4130 imagens, tendo como resultado 3925 segmentações efetuadas com sucesso. Isso correspondeu a uma taxa de acerto de 95,04%.

A proposta de Brown et al. [11], por sua vez, apresentou um algoritmo para segmentação dos pulmões baseado em conhecimento, utilizando informações anatômicas específicas anteriormente determinadas como, por exemplo, o tamanho esperado, a forma e as posições relativas entre as estruturas. Esse conhecimento foi usado para guiar as rotinas de baixo nível, aprimorando a discriminação entre objetos com coeficientes de atenuação similares.

O método identificou a parede do tórax, o mediastino, a traqueia, os brônquios principais e os pulmões. Para que isso fosse possível, foi utilizado um modelo anatômico, um motor de dedução e rotinas de processamento de imagens. A segmentação envolveu encontrar correspondências entre os objetos extraídos da imagem com os objetos descritos pelo modelo anatômico.

Cada segmento avaliado foi armazenado em um objeto que permitiu a representação espacial de relações entre as estruturas anatômicas. A segmentação de baixo nível, no método proposto pelos autores, foi feita com o uso de um valor de limiar de coeficiente de atenuação e um algoritmo de crescimento de regiões a partir de uma semente. O limiar foi definido a partir do intervalo de coeficientes de atenuação determinado pelo modelo, sendo aplicado a cada voxel, resultando em uma imagem binária. Foi utilizada então, múltiplas vezes, a técnica de crescimento de regiões com diferentes pontos de início (sementes). O resultado é, normalmente, uma imagem com vários objetos candidatos para a estrutura anatômica. Em seguida foi aplicada uma lógica fuzzy para seleção das regiões com maior probabilidade de serem os pulmões. O método de Brown et al. [11] foi aplicado em 1313 imagens, com 1130 segmentadas com sucesso. Isso equivale a uma taxa de acerto de 86,06%.

4. Desenvolvimento do protótipo

O processo de segmentação dos pulmões é dividido em diferentes etapas, que envolvem o uso e a aplicação

de técnicas de PDI [3], [5], [12], conforme apresentado na Figura 1. Cada uma dessas etapas é detalhada nas seções seguintes, onde a sua necessidade está justificada e os algoritmos relacionados são apresentados.

todos os elementos que estão fora da faixa de valores em HU para valores válidos. É considerado inválido qualquer elemento cujo valor esteja acima de 4000. O valor que substitui os elementos inválidos é -1000, uma vez que esse é o coeficiente de atenuação do ar [8].

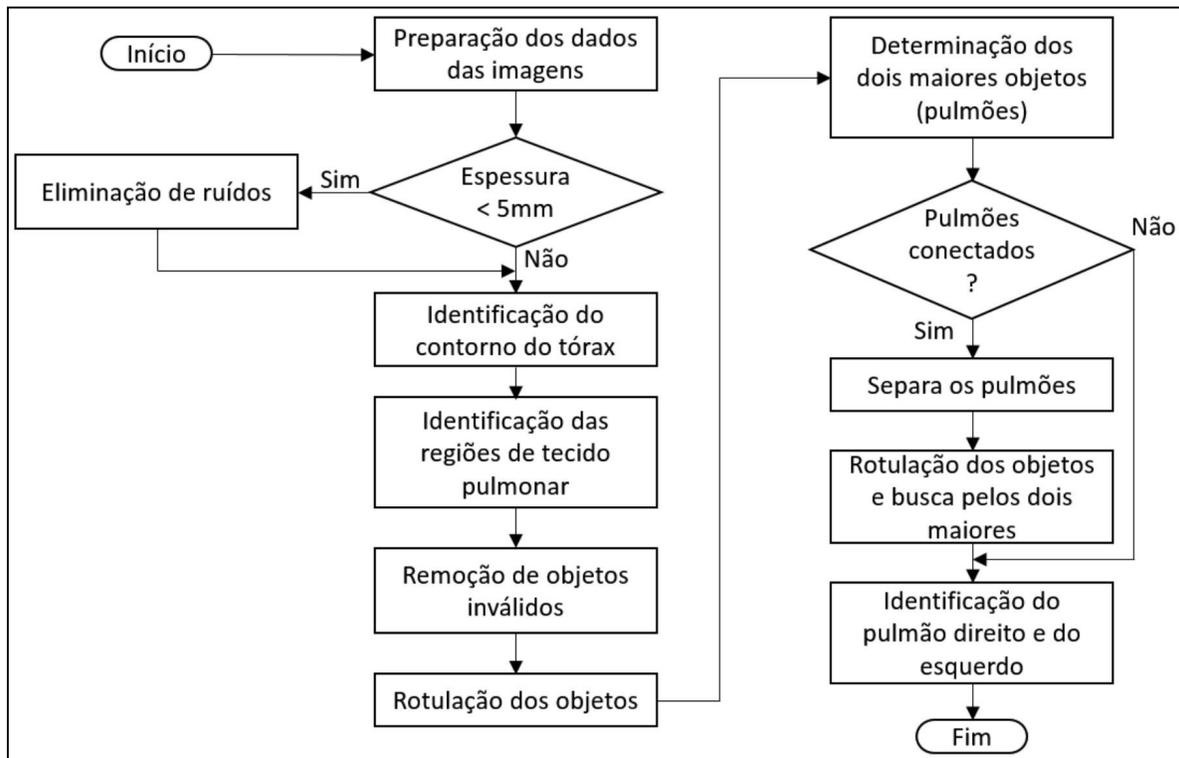


Figura 1. Fluxo do processo de segmentação dos pulmões.

As etapas iniciais do processo de segmentação são baseadas nos valores originais de coeficientes de atenuação [4]. As etapas seguintes utilizam, como entrada, os resultados das etapas anteriores.

4.1. Preparação dos dados das imagens

O tomógrafo tem formato circular, portanto, é possível que as imagens geradas pelo aparelho sejam circulares. Como a matriz utilizada para armazenar os coeficientes de atenuação é quadrada, os espaços que não contêm valores válidos de coeficiente de atenuação são completados com valores determinados pelos atributos Pixel Padding Value e Pixel Padding Value Range Limit [9], [13], definidos pelo padrão DICOM.

No processo de segmentação dos pulmões é importante a separação do que é fundo da imagem e do que é objeto. A primeira etapa consiste em percorrer a matriz original de coeficientes de atenuação, alterando

4.2. Eliminação de ruídos

Seguindo o processo descrito por Leader et al. [10], se a fatia tem espessura menor que 5mm, deve ser aplicado um filtro Gaussiano, utilizando um kernel [14] de tamanho 5, de uma dimensão e com desvio-padrão igual a 1,76. Essa máscara é utilizada nos eixos x e y da imagem, com a finalidade de suavizar a mesma, eliminando os ruídos e os detalhes que não são relevantes para o processamento [15].

4.3. Identificação do contorno do tórax

O coeficiente de atenuação do ar é muito parecido nas regiões internas e externas ao corpo humano [8]. Por essa razão, o coeficiente que representa os pulmões é bastante semelhante ao coeficiente existente no fundo da imagem. Como a definição do limiar, que será descrita na seção a seguir, é baseada na quantidade de voxels que representam ar, é importante descartar o ar que não está dentro da região do tórax.

A parede do tórax tem um contorno bem definido, podendo ser facilmente diferenciada do fundo da imagem. Para tal, são realizadas quatro varreduras na imagem, buscando determinar o início da parede torácica. A primeira varredura parte do lado esquerdo da imagem para o lado direito, da primeira linha em direção à última. A cada iteração, se o valor do voxel é menor que -200 HU, seu valor é alterado para -200 HU. Caso o valor seja maior que -200 HU, o processamento segue para a próxima linha. Após a primeira varredura, são executadas mais três. Uma da direita para a esquerda, de cima para baixo; uma de cima para baixo, da esquerda para a direita e a última é de baixo para cima, da esquerda para a direita. Os resultados deste processo são apresentados na Figura 2.

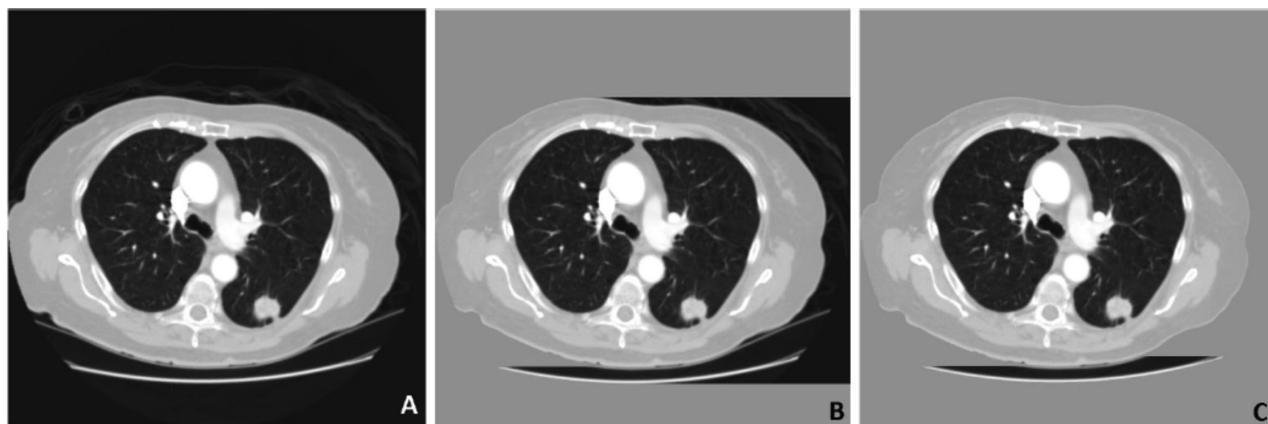


Figura 2. Processo de identificação do contorno do tórax. A imagem A representa a fatia original. Em B é apresentado o resultado da primeira varredura. O resultado final do processo é representado na imagem C.

4.4. Identificação das regiões de tecido pulmonar

A definição do limiar de segmentação é baseada no histograma da imagem [5]. A região mais escura representa os pulmões, sendo composta por um intervalo de coeficientes de atenuação. Nessa etapa, o objetivo é determinar qual o valor de corte dessa estrutura em relação às demais.

Para otimizar esse processo, são computados apenas os voxels cujo valor está entre o coeficiente de atenuação do ar, -1000 HU, e o valor de fundo da imagem, -200 HU. Isso faz com que o histograma

resultante tenha, no máximo, 800 ocorrências. Se fosse gerado o histograma de toda a imagem, esse poderia chegar a 4000 ocorrências.

O valor que será utilizado na limiarização é determinado de acordo com a pesquisa de Leader et al. [10], sendo definido pelo coeficiente de atenuação que tem o menor número de ocorrências no histograma gerado. Todos os voxels que estão abaixo desse valor são considerados tecido pulmonar. O restante é considerado fundo da imagem. O resultado desta etapa é apresentado na Figura 3.

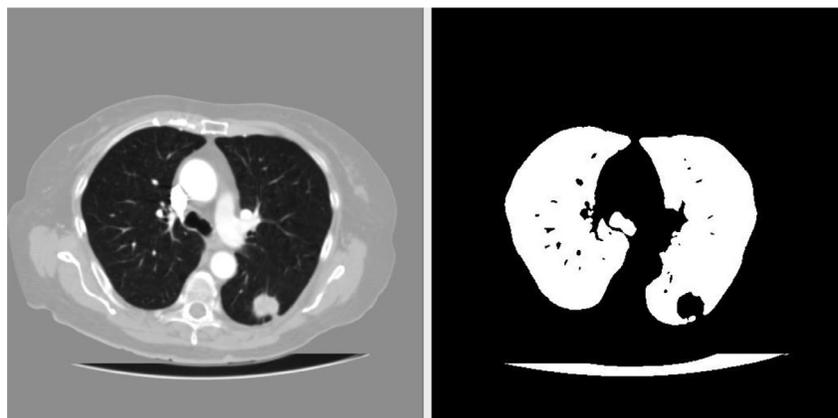


Figura 3. Limiarização com definição dinâmica do valor. À esquerda está a fatia original e à direita o resultado do processo.

4.5. Remoção de objetos inválidos

A etapa de limiarização resulta em uma imagem com os pulmões separados, mas com outros elementos que foram considerados como parte dos pulmões. Destes elementos, o que mais chama a atenção é a mesa do

tomógrafo. Para eliminar esses objetos é realizada uma varredura na imagem, a partir da metade vertical da mesma, em direção à última linha. Quando o processo identificar uma linha completa com valores de coeficiente de atenuação iguais ao valor de fundo, toda a região existente abaixo dessa linha é definida como fundo da imagem.

4.6. Verificação de regiões e identificação dos pulmões.

Após a remoção de objetos existentes na região inferior da imagem, é possível que ainda sobrem estruturas que não pertençam aos pulmões. Entretanto, ao invés de tentar identificar esses objetos e removê-los, o objetivo desta etapa é determinar as duas maiores estruturas da imagem, que irão corresponder aos pulmões.

Para identificar e separar os objetos, foi aplicado um algoritmo de rotulação de regiões, que utiliza a técnica de crescimento de regiões [5] para nomear as diferentes regiões que compõem a imagem. A fatia é percorrida e, a cada voxel de objeto encontrado, é disparado o algoritmo de crescimento de regiões utilizando o ponto corrente como semente, sendo esta uma lógica recursiva, conforme descrito na Figura 4.

Não são considerados os vizinhos diagonais do voxel utilizado como semente. Isso foi determinado pelas características dos pulmões, que podem estar separados de outras estruturas por linhas bastante finas, com largura de um voxel. Quando um caso desses era encontrado, o algoritmo de crescimento de regiões considerava que duas estruturas distintas estavam conectadas, resultando em uma delimitação errada.

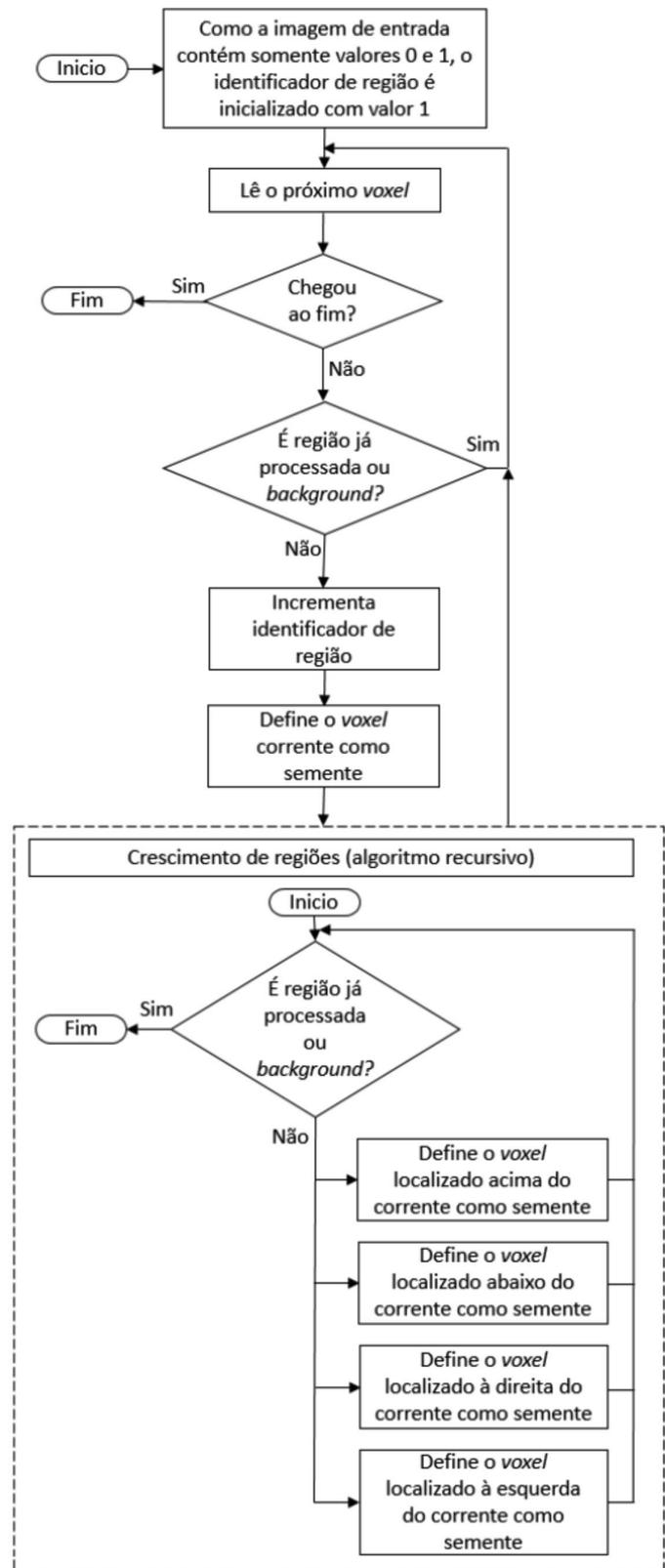


Figura 4. Algoritmo de rotulação que utiliza crescimento de regiões

Após a rotulação de todas as estruturas existentes na imagem, é feita uma busca para identificar as duas que possuem as maiores áreas. Cada uma das regiões recebe um título, possibilitando a contagem de quantos voxels formam as mesmas.

4.7. Verificação de conectividade dos pulmões

A rotina de rotulação pode resultar em um objeto cuja área é bastante grande, ocupando a maior parte da região identificada. Esse objeto, usualmente, é formado pelos dois pulmões, que ficaram conectados por uma falha no processo.

Para corrigir essa questão, é executada uma rotina que busca identificar se os pulmões foram detectados como conectados e, caso isso tenha ocorrido, faça a separação dos mesmos. A rotina foi desenvolvida de forma heurística, de acordo com os casos que ocorreram com maior frequência durante o desenvolvimento do protótipo.

O primeiro passo é baseado na determinação do tamanho do maior objeto e do percentual de sua área que está localizado em cada uma das metades horizontais da imagem. Se o objeto tiver pelo menos 30% de sua área total na metade esquerda da imagem e pelo menos 30% na metade direita, o mesmo é considerado como junção dos dois pulmões. O fluxo segue então para a rotina de separação dessas estruturas.

Para isolar os dois objetos, o processamento parte da metade horizontal da imagem, buscando a menor região vertical que está distante no máximo 40 pixels do centro da imagem. Essa busca é feita somente até a metade vertical superior da matriz, visando a evitar a distorção do resultado do processo, já que a maior parte das conexões de pulmões percebidas nos exames testados ocorriam na metade superior. Caso as áreas central e inferior da imagem sejam consideradas no algoritmo, a detecção da menor coluna pode determinar uma posição incorreta. Após a varredura, a menor coluna encontrada é definida como fundo da imagem, separando assim os objetos. É executada então, novamente, a rotina de rotulação, e a busca pelas duas maiores regiões é refeita.

4.8. Diferenciação dos pulmões esquerdo e direito

Nesse momento os dois pulmões já estão separados do restante da imagem. É necessário então identificar o esquerdo e o direito. Nesse processo a imagem é percorrida verticalmente, da esquerda para a direita. Quando for encontrado o primeiro voxel correspondente ao tecido pulmonar, o algoritmo encerra, determinando assim, a estrutura que começa mais à esquerda. A Figura 5 apresenta o resultado deste processo.

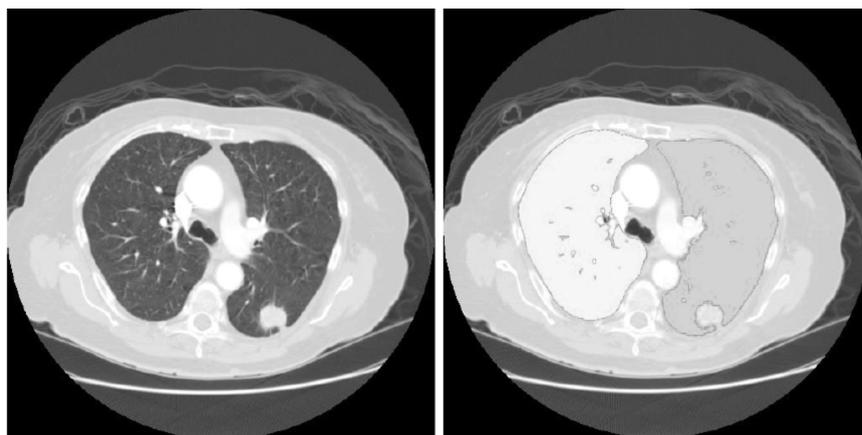


Figura 5. Resultado do processo de segmentação. À esquerda está a fatia original e à direita os pulmões esquerdo e direito em destaque.

5. Validação dos resultados e discussão

O processo de validação consiste em avaliar as regiões que foram delimitadas pelo protótipo, verificando se a área segmentada corresponde efetivamente à estrutura que deve ser localizada. Foram utilizados 5 exames de Tomografia Computadorizada do tórax, totalizando 569 imagens de fatias distintas. Esses exames foram obtidos através do repositório de imagens TCIA (The Cancer Imaging Archive). Os testes foram executados em um computador com sistema operacional Windows 10, arquitetura 64-bits, processador Intel Core i7-2600 (3,40GHz) e com 8GB de memória RAM. O protótipo e os exames utilizados estavam armazenados em um disco SSD.

O fluxo de validação dos resultados tem a seguinte seqüência: o diretório onde estavam as imagens

referentes ao exame era selecionado, resultando no processamento automático de todas as fatias; eram então marcadas as opções para destacar os pulmões direito e esquerdo. Todas as fatias, a partir da primeira até a última, eram percorridas com o uso da barra de navegação, permitindo que o operador fizesse uma análise visual da região segmentada, avaliando a acurácia do resultado; a cada resultado diferente do esperado o índice correspondente à fatia era armazenado em uma planilha para posterior documentação e quantificação.

A Tabela 2, apresenta os resultados obtidos no processamento das 569 imagens, com informações sobre a quantidade de imagens por exame, a espessura da fatia, a quantidade de acertos, a quantidade de erros e o tempo de processamento do conjunto de imagens que compõem cada um dos exames.

Exame	Quantidade de imagens	Espessura da fatia	Acertos	Erros	Tempo de processamento
Exame01	93	2,5mm	79	14	4s 212ms
Exame02	94	2,5mm	86	8	4s 69ms
Exame03	77	2,5mm	76	1	3s 653ms
Exame04	119	2,5mm	113	6	4s 818ms
Exame05	186	1,3mm	183	3	8s 385ms
Totais	569	-	537	32	25s 137ms

Tabela 2. Resultados do processo de validação

No Exame01, formado por 93 imagens, a taxa de acerto do protótipo na segmentação dos pulmões foi

com 113 fatias delimitadas com precisão. Por fim, no Exame05, 183 das 186 fatias foram segmentadas corretamente, resultando em um percentual de acerto igual a 98,39%. Totalizando as fatias de todos os exames, o protótipo delimitou a região dos pulmões corretamente em 94,38% dos casos, ou seja, em 537 das 569 fatias o processo foi executado com sucesso.

Os erros foram causados por diferentes razões, dentre as quais estão a união dos dois pulmões, a descontinuidade de duas regiões que pertencem ao mesmo pulmão e a pequena espessura dos tecidos que separam algumas estruturas. Cabe salientar que novas validações deverão ser realizadas, por profissionais da área da saúde, com o intuito de identificar eventuais aspectos que resultem em falha da segmentação e que não foram detectados até o momento.

Em relação aos trabalhos correlatos, os resultados são comparados através da Tabela 3. Os problemas encontrados nas pesquisas dos outros autores foram semelhantes aos que ocorreram no protótipo desenvolvido, relacionados principalmente à separação dos pulmões e identificação das vias aéreas.

	Protótipo desenvolvi- do	Leader et al. [10]	Brown et al. [11]
Total de imagens	569	4130	1313
Acertos	537	3925	1130
Erros	32	205	183
Percentual de acerto	94,38%	95,04%	86,06%

de 84,95%, com 79 fatias segmentadas corretamente. Já no Exame02, em 86 das 94 fatias os pulmões foram delimitados corretamente, totalizando 91,49% de acerto. A taxa de acerto no Exame03 foi de 98,10%, de modo que somente uma das 77 fatias não foi segmentada corretamente. Já no Exame04, composto por 119 imagens, o percentual de acerto foi de 94,96%,

Tabela 3. Comparação dos resultados obtidos pelo protótipo em relação aos trabalhos correlatos.

Como pode ser visto na Tabela 3, o percentual de acerto do protótipo está entre os mesmos encontrados

nos trabalhos correlatos. O número de imagens validadas é bastante inferior, sendo importante novos experimentos para verificar se este índice se mantém. Como mencionado anteriormente, as técnicas estudadas nos trabalhos correlatos foram importantes na seleção dos algoritmos a serem empregados.

6. Considerações finais

O objetivo principal deste trabalho foi a construção de um protótipo capaz de segmentar automaticamente os pulmões, reduzindo a região que o médico ou especialista necessita avaliar. Para alcançar esse objetivo, foi estudada a anatomia torácica, analisados trabalhos correlatos a este e validadas técnicas de PDI que pudessem dar suporte ao protótipo a ser desenvolvido. Como resultado, obteve-se um protótipo desenvolvido com técnicas enxutas e modernas que permitiram um bom índice de processamento e boa qualidade na segmentação dos pulmões.

A validação foi realizada com 569 imagens de cinco exames diferentes, conferindo confiabilidade aos resultados obtidos. O percentual de acerto encontrado foi de 94,38%, estando entre os resultados obtidos nos dois principais trabalhos correlatos estudados, sendo o de Leader et al. [10] com 95,04% e o de Brown et al. [11] com 86,06%.

Existem fatores a serem ajustados e que podem melhorar ainda mais a qualidade do protótipo, pois os erros mais comuns foram identificados e cabe buscar alternativas para melhorar a separação entre os dois pulmões e contornar o problema da descontinuidade de duas regiões que pertencem ao mesmo pulmão.

Bibliografia

- [1] R. Drake, A. Vogl, y A. Mitchell. "Gray Anatomia para estudantes". 2. ed. Rio de Janeiro, RJ: Elsevier, 2010. 1103 p.
- [2] F. Koehler. "Detecção Automática de Gordura Epicárdica em Tomografia Computadorizada". 2013. TCC – Sistemas de Informação, Universidade Feevale, Novo Hamburgo, RS, 2013.
- [3] R. Gonzalez y R. Woods. "Processamento Digital de Imagens". 3. ed. São Paulo: Pearson, 2010. 624 p.

- [4] R. Gunderman. "Fundamentos de Radiologia: Apresentação Clínica – Fisiopatologia – Técnicas de imagens". 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. 333 p.
- [5] A. Conci, E. Azevedo, y F. Leta. "Computação Gráfica: Teoria e Prática". Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. 407 p.
- [6] C. Prodanov y E. Freitas. "Metodologia do trabalho científico: Métodos e Técnicas da Pesquisa e do Trabalho Acadêmico". 2. ed. Novo Hamburgo, RS: Feevale, 2013. 276 p.
- [7] R. Novelline. "Fundamentos de Radiologia de Squire". 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 1999. 623 p.
- [8] G. Stimac. "Introdução ao Diagnóstico por Imagens". Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. 467 p.
- [9] NEMA. The DICOM Standard 2015a. 2015. Disponível em: <<http://medical.nema.org/standard.html>>. Acesso em: 29 mar. 2015.
- [10] J. Leader, B. Zheng, R. Rogers, F. Scirba, A. Perez, B. Chapman, S. Patel, C. Fuhrman y D. Gur. "Automated Lung Segmentation in X-Ray Computed Tomography: Development and Evaluation of a Heuristic Threshold-Based Scheme. Academic Radiology". v. 10, n. 11, p. 1224-1236, nov. 2003.
- [11] M. Brown, J. Goldin, M. McNitt-Gray, L. Greaser, A. Sapra, K. Li, J. Sayre, K. Martin y D. Aberle. "Knowledge-based segmentation of thoracic computed tomography images for assessment of split lung function". Medical Physics, v. 27, n. 3, p. 592-598, mar. 2000.
- [12] H. Pedrini y W. Schwartz. "Análise de Imagens Digitais: Princípio, Algoritmos e Aplicações". 1. ed. São Paulo: Thomson Learning, 2008. 508 p.
- [13] O. Pianykh. "Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)". Berlim: Springer-Verlag, 2008. 383 p.
- [14] S. Ruidias. "Extração e Análise de Características de Imagens Digitais para Construção de um Modelo de Reconhecimento de Padrões". TCC – Sistemas de Informação, Universidade Feevale, Novo Hamburgo, 2010.
- [15] I. Bankman. "Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis". San Diego: Academic Press, 2000. 893 p.

[16] L. Kochenborger. "Desenvolvimento de um Protótipo de Software para Detecção da Camada Pericárdio". 2013. TCC – Sistemas de Informação, Universidade Feevale, Novo Hamburgo, RS, 2013.

[17] J. Flores. "Detecção Automática de Calcificação Arterial Coronariana em Tomografia Computadorizada". 96 f. TCC – Ciência da Computação, Universidade Feevale, Novo Hamburgo, RS, 2015.

