

논문 2013-50-11-23

흉부 CT 영상에서 폐 혈관 분할 및 정제

(Pulmonary Vessels Segmentation and Refinement On the Chest CT Images)

김 정 철*, 조 준 호*, 황 형 수**

(Jung-Chul Kim, Joon-Ho Cho, and Hyung-Soo Hwang[©])

요 약

본 논문에서는 폐 영상에서 폐 혈관을 분할하고 정제하는 방법을 제안하였다. 제안된 방법은 다음과 같이 다섯 단계로 구성된다. 첫 번째, 폐 영상에서 히스토그램 변화율의 다항식 회귀 분석을 사용하여 임계값을 계산한다. 두 번째, 계산된 임계값으로 밝기값 기반 분할 방법을 사용하여 폐 혈관을 분할한다. 세 번째, 분할한 폐 혈관 영상에 2차원 연결 요소 레이블링 방법을 사용하고, 레이블링 요소의 크기와 이심률을 계산하여 좌측 및 우측 횡격막의 씨앗점을 결정한다. 네 번째, 결정된 씨앗점에서 3차원 영역 성장법을 사용하여 횡격막을 추출한다. 다섯 번째, 이진 영상의 3차원 연결 요소 레이블링 방법을 사용하여 폐 혈관 영상의 노이즈를 제거한다.

Abstract

In this paper, we proposed a new method for pulmonary vessels image segmentation and refinement from pulmonary image. Proposed method consist of following five steps. First, threshold estimation is performed by polynomial regression analysis of histogram variation rate of the pulmonary image. Second, segmentation of pulmonary vessels object is performed by density-based segmentation method based on estimated threshold in first step. Third, 2D connected component labeling method is applied to segmented pulmonary vessels. The seed point of both side diaphragms is determined by eccentricity and size of component. Fourth step is diaphragm extraction by 3D region growing method at the determined seed point. Finally, noise cancelation of pulmonary vessels image is performed by 3D connected component labeling method. The experimental result is showed accurately pulmonary vessels image segmentation, the diaphragm extraction and the noise cancelation of the pulmonary vessels image.

Keywords : 영상 분할, 영역 성장법, 다항식 회귀, 형태학적 연산

I. 서 론

흉부 CT 영상에서 폐와 기관지 그리고 폐 혈관과 같은 폐 구조물을 분할하고 분석하는 연구는 다양하게 진행되고 있다^[1~3]. 폐 구조물이 포함된 영역은 흉부와

형태학적으로 분리되어 있고 CT 영상에서 밝기값이 낮은 픽셀들로 구성되어 있으므로, 폐 구조물을 포함한 영역을 분할하는 방법으로 밝기값에 기반을 둔 임계값 방법을 사용하거나 영역 성장법이 사용되고 있다. 분할한 폐 영상에서 폐 혈관을 추출하는 기법들은 크게 (1) 패턴인식에 기반을 둔 방법, (2) 모델기반 접근 방법, (3) 궤적 추적에 기반을 둔 방법, (4) 인공지능에 기반을 둔 접근방법, (5) 신경망 기반 접근 방법, (6) 관 형태의 물체 탐지 및 접근 방법, (7) 밝기값 기반 임계값 기법으로 분류할 수 있다^[1~2, 4~5].

밝기값에 기반을 두고 분할한 폐 영상은 폐 혈관과

* 정회원, ** 평생회원, 원광대학교 전자융합공학과
(Department of Electronics Convergence
Engineering, Wonkwang University)

[©] Corresponding Author(E-mail: hshwang@wku.ac.kr)

※ 이 논문은 2011년도 원광대학교의 지원에 의해 수행되었음.

접수일자 : 2013년6월19일, 수정완료일 : 2013년11월1일

폐의 밝기값 차이가 크게 나타나므로 초기 분할을 위해 밝기값 기반 임계값 기법이나 영역성장법이 주로 사용된다^[5]. 그리고 밝기값에 기반을 두어 분할한 폐 혈관 영상에는 비슷한 밝기값을 가지는 횡격막과 노이즈가 같이 분할되는 경우가 나타나므로 폐 혈관 영상을 정확하게 분할하기 위해서는 횡격막과 노이즈를 제거하는 정제과정이 필요하다.

본 논문에서는 폐 영상에서 폐 혈관을 분할하고 정제하는 방법을 제안한다. 제안 방법은 다음과 같이 다섯 단계로 구성된다. 첫 번째, 폐 영상에서 히스토그램 변환의 다항식 회귀 분석을 사용하여 임계값을 계산한다. 두 번째, 계산된 임계값을 밝기값 기반 분할 방법에 사용하여 폐 혈관을 분할한다. 세 번째, 분할한 폐 영상에 2차원 연결 요소 레이블링 방법^[6]을 사용하고, 요소의 크기와 이심률을 계산하여 좌측 및 우측 횡격막의 씨앗점을 설정한다. 네 번째, 설정한 씨앗점에서 3차원 영역 성장법을 사용하여 횡격막을 추출한다. 마지막으로, 이진 영상의 3차원 연결 요소 레이블링 방법을 사용하여 노이즈를 제거한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장에서는 Otsu 임계값을 사용한 이진 영상에 형태학적 연산을 사용하여 흉부 CT 영상에서 폐 영상을 분할하는 내용을 설명한다. III장에서는 폐 혈관을 분할하기 위하여 제안하는 방법으로 임계값을 설정하는 방법을 설명하고, 폐 혈관을 분할한다. IV장에서는 분할한 폐 혈관 영상을 정제하는 방법을 설명하고, V장에서 실험 결과를 제시하며, VI장에서 결론을 맺는다.

II. 흉부 CT 영상의 폐 영상 분할

흉부 CT 영상은 폐, 기관지, 폐 혈관 같은 폐 구조물과 주변의 구조물로 구성되어 있다. 본 논문에서는 밝기값을 기반으로 폐 구조물을 분할하는 방법을 사용하였으며, 각각을 분할하는 순서도는 그림 1과 같은 순서도에서 각 단계 별로 수행하는 내용은 다음과 같다.

단계 1 : Otsu 임계값^[7]과 2차원 영역 성장법을 사용하여 이진 영상을 구하고, 영상 감산을 사용하여 폐와 기관지 영역을 함께 분할한다. (그림 2(a)-(d))

단계 2 : 분기기반 3차원 영역 성장법^[1]을 사용하여 기관지 영역을 분할한다. (그림 2(e))

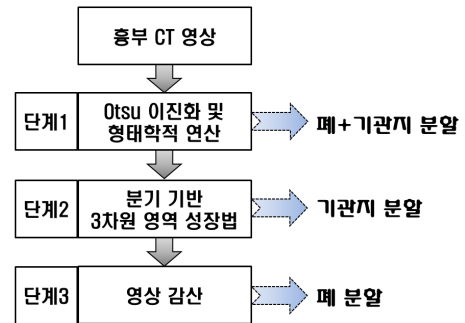


그림 1. 흉부 CT 영상의 폐 구조물 분할 순서도
Fig. 1. Segmentation Flow chart of pulmonary structures in chest CT scans.

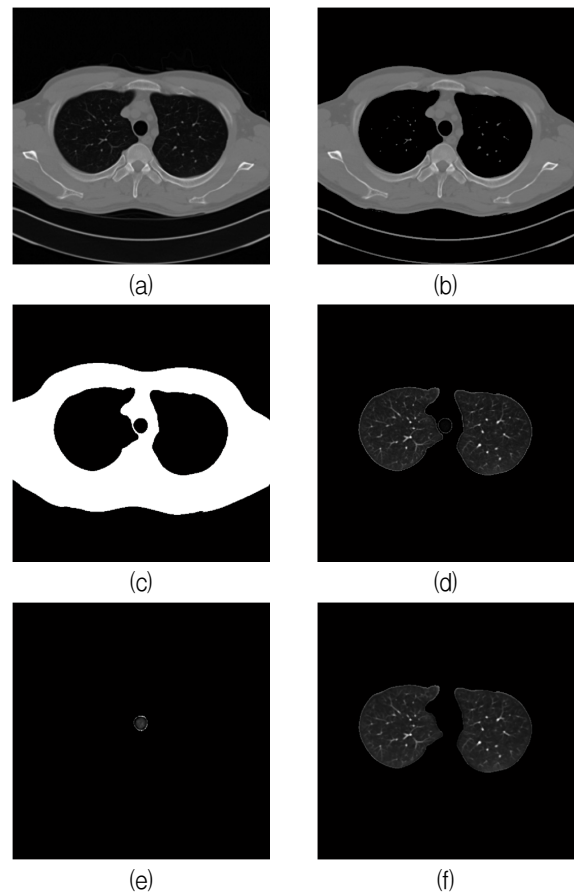


그림 2. 흉부 CT 영상의 폐 구조물 분할 영상: (a) 원본 영상, (b) Otsu 임계값 적용 영상, (c) 2차원 영역 성장법을 사용한 이진 영상, (d) (a)와 (c)의 영상 감산 결과, (e) 기관지 영상, (f) 폐 영상

Fig. 2. Segmentation image of pulmonary structures in chest CT scans: (a) original image, (b) the binary image applied otsu threshold, (c) the binary image using 2D region growing, (d) the result of image subtraction of (c) from (a), (e) bronchus image, (f) pulmonary image.

단계 3 : 폐와 기관지 영상에서 기관지 영상을 감산하여 폐 영역을 결정한다. (그림 2(f))

그림 1에 나타난 폐 구조물 분할 순서를 수행한 결과 영상은 그림 2와 같다.

III. 히스토그램 변화율의 다항식 회귀 분석을 사용한 폐 혈관 분할

환자의 흉부 CT 영상은 70~300장 정도가 존재하며, 다양한 환자의 폐 영상에서 고정된 임계값을 사용하여 폐 혈관을 분할한다면 정확하게 분할되지 않는다. 일반적으로 CT 영상에서 폐 혈관의 평균 밝기값은 20~350 HU 범위에 있지만^{[3][8]}, 조영제 투여 여부, CT 촬영 시 투과된 방사선 양 등에 영향을 받으므로 획득된 환자 데이터에 따라 다른 분포를 가질 수 있다. 그러므로 밝기값 기반 방법을 사용하여 폐 혈관을 분할하기 위해서는 다양한 환자 데이터에 효과적으로 적용할 수 있는 임계값을 설정해주어야 한다.

본 논문에서는 폐 혈관 분할의 임계값을 결정하기 위하여 전체 폐 영상을 사용하여 히스토그램을 분석하였으며, 영상에서 많은 부분을 차지하여 임계값 결정에 방해요소가 되는 밝기값이 0인 데이터는 히스토그램 분석에서 제외하였다. 그림에 표기된 히스토그램의 밝기값은 CT 영상의 밝기값(uint16 값)을 사용하였고, 그림 2의 최종 영상인 폐 영상을 바탕으로 히스토그램 변화율을 분석하였다. 폐 영상 전체를 히스토그램으로 나타내고, 히스토그램의 변화율을 분석하면 수천, 수만이 넘는 수치로 나타난다. 이러한 큰 수치의 변화율 값은 폐 혈관의 임계값을 계산하는 데이터로 사용하기에 부적합하다. 히스토그램을 다른 형식으로 표현한, 복셀 빈도수를 전체 빈도수로 나누어서 정규화한 히스토그램의 경우에는 복셀 빈도수가 수백만을 넘기 때문에 정규화한 값이 너무 작은 수치로 나타나며 변화율도 너무 작은 수치로 나타나므로 임계값을 계산하는 데이터로 부적합하다.

본 논문에서는 히스토그램의 변화율이 임계값을 계산하는 데이터로서 적합한 수치를 갖도록 히스토그램의 비율을 정규화하였다. 즉, 히스토그램의 밝기값(가로축)과 복셀 빈도수의 범위(세로축)를 같은 크기로 정규화하였으며, 그 결과는 그림 3과 같다.

비율 정규화 히스토그램의 변화율을 살펴보기 위하

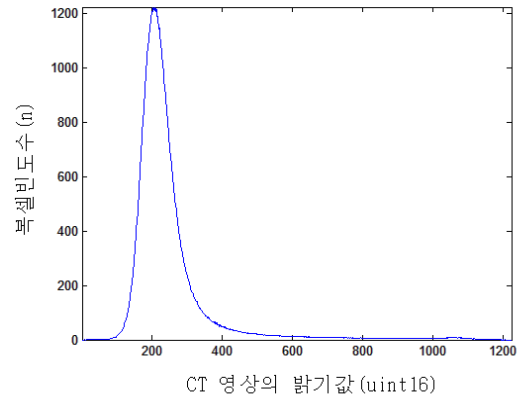


그림 3. 비율 정규화 히스토그램
Fig. 3. Ratio normalization histogram.

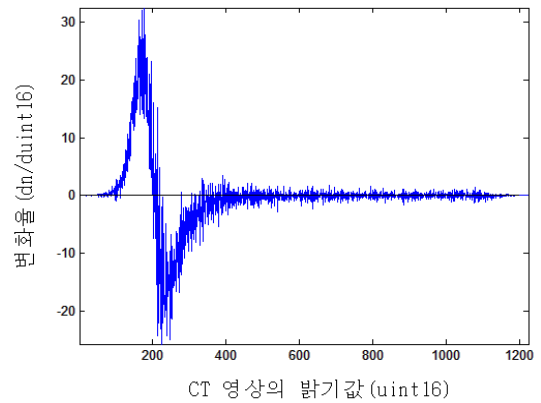


그림 4. 비율 정규화 히스토그램의 변화율
Fig. 4. Variation rate of ratio normalization histogram.

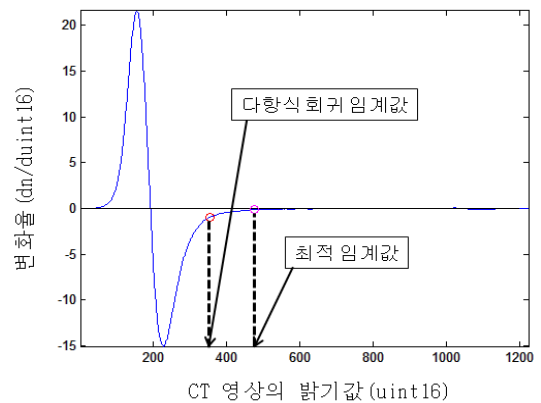


그림 5. 1차 다항식 회귀를 사용한 변화율
Fig. 5. Variation rate using the first order polynomial regression.

여 연속하는 두 점에서 1차 다항식의 기울기를 사용하여 변화율을 계산할 경우 그림 4와 같이 나타난다. 그림 4와 같은 변화율의 흐름은 임계값을 계산하기 위한 데이터로 사용하기 어려운 결과이다. 변화율의 심한 변동을 해결하고 효과적으로 임계값을 계산하기 위하여,

본 논문에서는 그림 3의 비율 정규화 히스토그램에 최소 자승법을 적용한 1차 다항식 회귀의 기울기를 변화율로 사용하였다. 1차 다항식 회귀를 구하기 위한 표본 데이터의 개수는 30개로 하였으며, 그 결과는 그림 5와 같다. 그림 5의 결과는 변화율의 흐름을 직관적으로 볼 수 있으며, 임계값 계산에 쉽게 적용할 수 있다.

영상 분할을 위한 임계값으로 대부분의 경우 최적 임계값 기법(Optimal Thresholding)을 사용한다^[9]. 하지만, 폐 혈관의 평균 밝기값 분포는 최적 임계값보다 낮으므로 폐 혈관 분할을 위한 효과적인 임계값을 계산하기 위해 최적 임계값보다 낮은 쪽으로 조절하여야 한다. 본 논문에서는 효과적인 임계값을 계산하기 위하여 그림 5의 1차 다항식 회귀의 변화율을 분석하였고, 실험적으로 -1의 변화율을 갖는 위치에서의 밝기값을 폐 혈관 분할 임계값으로 사용하였다.

IV. 폐 혈관 정제

밝기값 기반 임계값 기법을 사용하여 폐 혈관을 분할하는 경우 폐 혈관과 유사한 밝기값을 가지는 횡격막이나 노이즈가 함께 분할될 수 있으므로 정확한 폐 혈관 영상을 획득하기 위해서는 정제과정이 필요하다. 본 논문에서는 폐 혈관을 정제하기 위하여 3차원 영역 성장법을 사용하여 횡격막을 추출하고, 이진 영상의 3차원 연결 요소 레이블링 방법을 사용하여 폐 혈관을 정제하는 방법을 사용하였다.

1. 횡격막 추출

횡격막은 가슴과 배를 나누는 근육으로 된 막으로 위쪽은 가슴, 아래쪽은 배로 구분이 되는 가로막이다. 이러한 횡격막을 제거하는 방법으로는 크기로 제거하는 방법^[10]과 크기와 원형성(circularity)으로 제거하는 방법^[11] 등이 있다. 크기만으로 횡격막을 제거하는 방법은 다른 슬라이스에 횡격막의 대부분이 존재하고 현재 슬라이스에는 크기가 작은 횡격막으로 존재하는 경우는 제거할 수 없으며, 추가적인 분석을 위한 횡격막 영상을 획득할 수 없다. 크기와 원형성으로 횡격막을 제거하는 방법은 3차원 연결성 검사 과정이 없으며 그림 6에 붉은색으로 표시한 부분과 같이 원형성으로 판단하기 어려운 횡격막이 존재하면 제거하지 못한다.

본 논문에서는 연결 요소의 이심률(eccentricity)과

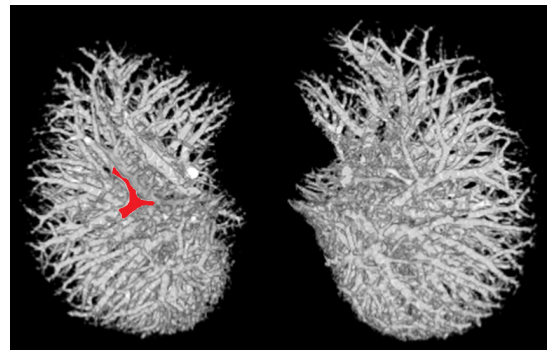


그림 6. 원형성으로 제거하기 어려운 횡격막
Fig. 6. Difficult to remove diaphragm with circularity.

크기로 좌측과 우측 횡격막의 씨앗점을 선정하고, 씨앗점에서 3차원 영역 성장법을 사용하여 좌측과 우측 횡격막 영역을 결정하여 횡격막 영상을 추출하는 방법을 제안한다. 제안 방법은 다음과 같은 5단계로 되어 있으며, 횡격막 추출 시간 축소를 위해 흉부 CT 영상의 하위 30%에 대하여 아래 과정을 수행하였다.

단계 1 : 분할한 폐 혈관 영상에 2차원 연결 요소 레이블링 방법을 사용한다.

단계 2 : 연결 요소를 분석하여 지름이 8mm 이상이고 이심률은 0.8 이상을 가진 연결 요소를 횡격막으로 판단하고, 좌측과 우측 횡격막에서 1개의 씨앗점을 선정한다.

단계 3 : 3차원 영역 성장법을 사용하여 횡격막에서 폐 혈관으로 영역 누출이 발생하는 경우를 방지하기 위하여, 폐 혈관 영상에 3×3 크기의 마스크를 사용하여 이진 침식 연산을 한다.

단계 4 : 좌측 및 우측 횡격막에 선정한 씨앗점에서 3차원 영역 성장법을 사용한다.

단계 5 : 이진 침식 연산으로 감소된 영역을 복원하기 위하여, 단계 4의 결과 영역에 3×3 크기의 마스크를 사용하여 이진 팽창 연산을 하고 팽창된 이진 영역의 결과를 바탕으로 횡격막을 추출한다.

2. 노이즈 제거

횡격막을 제거한 폐 혈관 영상에는 폐 혈관으로 판단할 수 없는 노이즈가 존재한다. 노이즈를 제거하기 위한 방법으로 2차원 연결 화소군 레이블링 방법을 사용하여 픽셀 크기가 6이하를 제거하고 슬라이스의 연속성을 사용하여 2~3개 슬라이스에 연속적으로 존재하지

얇은 픽셀을 제거하는 방법^[10]이 있다. 하지만, 흉부 CT 영상에서 슬라이스의 두께는 다양하며, 폐 혈관이 하나의 슬라이스에만 존재할 수 있으므로 슬라이스의 연속성으로 폐 혈관을 판단하는 것은 정확한 결과를 얻기 힘들다. 정확한 폐 혈관 영상을 획득하기 위하여, 본 논문에서는 2차원 연결 요소 레이블링 방법을 확장한 이진 영상에서의 3차원 연결 요소 레이블링 방법을 사용하여 노이즈를 제거하는 방법을 제시한다. 노이즈를 제거하는 순서는 다음과 같다.

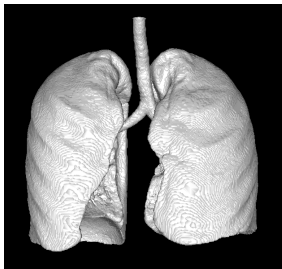
단계 1 : 횡격막을 제거한 영상에서 밝기값이 0 이상인 픽셀들의 밝기값을 1로 변경하여 이진 영상을 구성한다.

단계 2 : 이진 영상에서의 3차원 연결 요소 레이블링 방법을 적용한다.

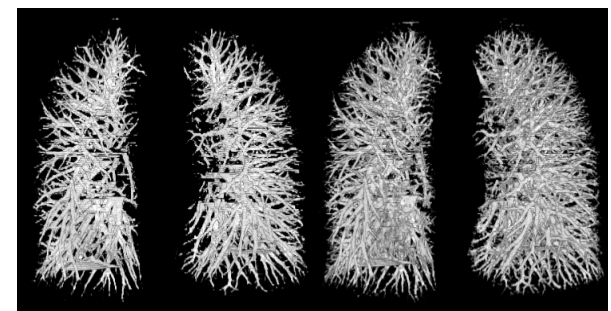
단계 3 : 각 연결 요소들을 분석하여 픽셀 수가 100개 이하인 연결 요소들은 제거한다.

V. 실험 및 결과

본 실험에 사용한 CT 영상의 해상도는 512×512이고,



(a)



(a) (b)

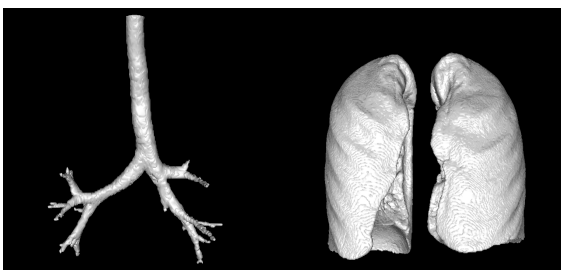
그림 8. 폐 혈관 분할 결과 : (a) 폐 영상에 최적 임계값을 적용한 결과, (b) 폐 영상에 다항식 회귀 분석 임계값을 적용한 결과

Fig. 8. Result of pulmonary vessels segmentation: (a) result of optimal threshold applied to the pulmonary image, (b) result of polynomial regression analysis threshold applied to the pulmonary image.



그림 9. 횡격막 영상

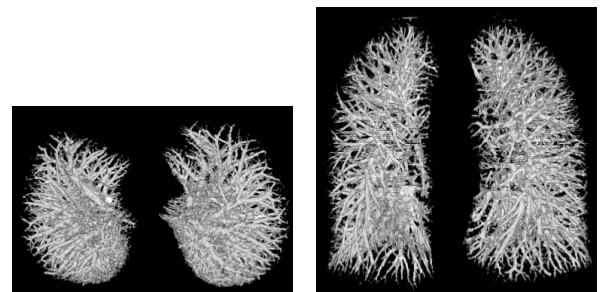
Fig. 9. Diaphragm image.



(b) (c)

그림 7. 기관지와 폐 분할 영상 : (a) 폐와 기관지 영상, (b) 기관지 영상, (c) 폐 영상

Fig. 7. Segmentation image of bronchus and pulmonary : (a) pulmonary and bronchus image, (b) bronchus image, (c) pulmonary image.



(a) (b)

그림 10. 횡격막을 제거한 폐 혈관 영상 : (a) 하단 시점, (b) 정면 시점

Fig. 10. Pulmonary vessels image after removing the diaphragm : (a) under view, (b) front view.

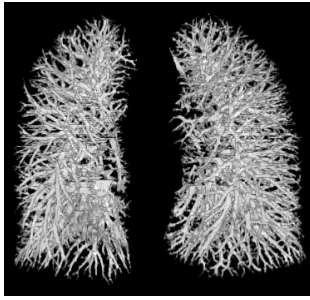


그림 11. 노이즈를 제거한 폐 혈관 영상
Fig. 11. Pulmonary vessels image after removing the noise.

분할한 결과 영상이다. 본 논문에서 제안한 방법이 더 많은 폐 혈관을 분할함을 볼 수 있다.

분할한 폐 혈관 영상의 하단에는 횡격막이 존재하며, 본 논문 4장에서 제안한 방법을 사용하여 횡격막을 추출하였다. 그림 9는 추출한 횡격막 영상이며, 그림 10은 횡격막을 제거한 폐 혈관 영상이다. 원형성으로 횡격막을 판단할 경우 제거하지 못하였던 횡격막이 본 논문에서 제안한 방법으로 제거되었음을 볼 수 있다.

그림 10에는 폐 혈관으로 보기 어려운 노이즈가 있으며, 본 논문 4장에서 제안한 방법을 사용하여 노이즈를 제거하였다. 그림 11은 폐 혈관에서 노이즈를 제거한 영상이며, 많은 부분의 노이즈가 사라졌음을 확인할 수 있다.

VI. 결 론

본 논문에서는 흉부 CT 영상에서 밝기값 기반으로 폐 구조물을 분할하고, 폐 영상의 비율 정규화 히스토그램의 변화율을 분석함으로써 폐로부터 폐 혈관을 분할하는 방법을 제안하였다. 일반적인 히스토그램 변화율의 경우 그래프의 흐름이 직관적이지 않고 변화율의 폭이 너무 크거나 작아서 임계값 결정에 적합하지 않은 문제가 있었다. 제안한 방법인 비율 정규화 히스토그램에 1차 다항식 회귀를 사용한 경우 흐름을 직관적으로 볼 수 있었으며 변화율의 폭도 임계값 계산에 적합한 값들로 구성됨을 알 수 있었다. 제안한 방법으로 폐 혈관을 분할한 결과는 최적 임계값을 사용한 결과보다 좋은 영상을 얻을 수 있음을 보였다. 밝기값 기반으로 분할한 폐 혈관 영상에는 횡격막과 노이즈가 존재할 수 있으며, 이를 효과적으로 제거하기 위한 방법을 제안하였다. 기존 방법으로는 추출하지 못하는 횡격막을 효과

적으로 추출하였고, 이진 영상에서의 3차원 연결 요소 레이블링 방법을 사용하여 노이즈를 효과적으로 제거함을 보였다. 제안 방법으로 폐 혈관의 정량적 평가를 위해 사용될 수 있으며, 나아가 폐질환의 진단과 연구에 활용될 수 있다.

REFERENCES

- [1] Yeny Yim, Helen Hong, "Automatic Segmentation of Pulmonary Structures using Gray-level Information of Chest CT Image," *Journal of KIISE : Software and Applications*, Vol. 33, no. 11, pp. 942 - 952, Nov 2006.
- [2] Hyun-Soo Kim, Shao-Hu Peng, Khairul Muzzammil, Deok-Hwan Kim, "Pulmonary Vessel Extraction and Nodule Reclassification Method Using Chest CT Images," *Journal of The Institute of Electronics Engineers of Korea - Computer and Information*, Vol. 46, no. 6, pp. 35-43, Nov 2009.
- [3] T. Kitasaka, K. Mori, J. Hasegawa, J. Toriwake, K. Katada, "Automated Extraction of Aorta and Pulmonary Artery in Mediastinum from 3D Chest X-ray CT Image without Contrast Medium," *Prodeedings of SPIE on Medical Imaging 2002*, Vol. 4684, pp. 1496-1506, 2002.
- [4] C. Kirbas and F. Quek, "A review of vessel extraction techniques and algorithms," *ACM Computing Surveys*, Vol. 36, no. 2, pp. 81-121, June 2004.
- [5] Y. Masutani, H. MacMahon, K. Doi, "Computerized Detection of Pulmonary Embolism in Spiral CT Angiography Based on Volumetric Image Analysis," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 21, no. 12, pp. 1517-1523, December 2002.
- [6] Haralick, Robert M., Linda G. Shapiro, "Computer and Robot Vision," *Addison-Wesley Publishing Company*, pp. 28-48, 1992.
- [7] N. Otsu, "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms," *IEEE Transaction on Systems, Man and Cybernetics*, Vol. SMC-9, no. 1, pp. 62-66, January 1979.
- [8] L. R. Goodman, M. Gulsun, P. Nagy, L. Washington, "CT of Deep Venous Thrombosis and Pulmonary Embolus : Does Iso-osmolar Contrast Agent Improve Vascular Opacification?," *Radiology 2005*, Vol. 234, pp. 923-928, January 2005.

[9] S. Hu, E. A. Hoffman, and J. M. M. Reinhardt, "Automatic lung segmentation for accurate quantitation of volumetric X-ray CT images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 20, no. 6, pp. 490-498, June 2001.

[10] Min-Jun Shin, Do-Yeon Kim, "Pulmonary vascular Segmentation and Refinement On the CT Scans," *Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering*, Vol. 16, no. 3, pp. 591-597, Mar 2012.

저 자 소 개



김 정 철(정회원)
 2000년 원광대학교 제어계측 공학과 학사 졸업.
 2002년 원광대학교 제어계측 공학과 석사 졸업.
 2007년 전북대학교 메카트로닉스 공학과 박사 졸업.

2012년~현재 원광대학병원 영상의학기반 폐 및 골질환 연구센터 연구원.
 <주관심분야 : 이산사건 시스템, 의료 영상 처리>



조 준 호(정회원)
 2000년 원광대학교 제어계측 공학과 학사 졸업.
 2002년 원광대학교 제어계측 공학과 석사 졸업.
 2007년 원광대학교 제어계측 공학과 박사 졸업.

2007년~2009년 원광대학교 전자및제어공학부 전임강사
 2009년~현재 원광대학교 전자융합공학과 조교수
 <주관심분야 : 지능형제어, 로봇 비전, 의료 영상 처리>



황 형 수(평생회원)-교신저자
 1981년 전북대학교 전기공학과 학사 졸업.
 2000년 전북대학교 전기공학과 석사 졸업.
 2004년 전북대학교 전기공학과 박사 졸업.

1998년~현재 원광대학교 전자융합공학과 교수
 <주관심분야 : 지능형제어, 자동화 시스템, 의료 영상 처리>