

임계치를 이용한 폐 기관지 영상 분할

탁정남*O*, 김희숙*, 이귀상*, 김수형*, 홍성훈**
*전남대학교 전산학과, **전남대학교 전자정보통신공학부,
{tak0315*O*ina0226*}@hanmail.net,
{gslee*,shkim*,hsh**}@chonnam.ac.kr

Bronchus image segmentation by Threshold transform

Jeong-nam Tak^O, Hye-suk Kim, Guee-sang Lee,
Soo-hyung Kim, Sung-hoon Hong

* Dept. of Computer Science , Chonnam National University
**Dept. of Electronics Computer & Information Engineering,
Chonnam National University

요 약

폐 기관지는 외부의 공기를 폐까지 전달해주는 역할을 하고 있다. 이는 병리학적, 해부학적으로 중요한 역할을 하고 있으며, 의사들에게는 기관지의 상태를 시각적으로 쉽게 판독을 할 수 있다면 폐에서 발생하는 기관지염(bronchitis), 기관지 확장증(bronchiectasis), 폐기종(pulmonary emphysema), 결핵(tuberculosis), 기흉(pneumothorax) 등 여러 가지 병명을 쉽게 판독이 가능하다. 지금까지 폐 기관지에 대한 연구가 지속적으로 진행 되었으며, 2D CT 영상에서의 주변의 밀도차가 유사한 폐실 질에서의 폐 기관지를 추출해 내는 것은 어려움을 Gray-scale Reconstruction과 임계치를 이용하여 추출하였다. 이는 3D 구성을 위한 전 단계로 인체 내부의 장기를 가상의 영상을 실제와 가까운 영상으로 구현하는데 쓰인다.

1. 서 론

최신 의료기술의 발달과 더불어 진단 영역에서도 영상 분할(Image segmentation) 기법과 이미지 분석 및 재구성으로 진단의 기능을 더욱 더 높여주고 있다.

폐기관지는 인체의 중요한 장기로서, 기도의 구조는 코와 입으로 들어 온 공기는 제일 먼저 기관(trachea)을 통하고 다음은 좌, 우 주기관지(bronchus)를 통해 폐로 들어가게 된다. 이러한 분지는 말단 영역까지는 총 17단계의 분지(bifurcation)로 나타나며, 기관지는 대개 1-2 cm 지름을 성인 남자는 가지고 있으며, 기관지는 1-5 mm의 지름을 갖는다. 산소의 최종 교환지점은 기포(alveolar ducts)를 지나 기낭(alveolar sacs)에서 이루어진다. [1-2]

영상 분할이란 영상을 밝기, 색상, 텍스처, 모션 등의 특징 값을 이용하여 유사한 영역으로 나누는

것을 의미한다. 의료 영상 분야에서 영상 분할은 주로 임계치(threshold)를 이용한 방식과 watershed 알고리즘을 이용한 방식이 사용될 수 있다.

임계치를 이용한 방식의 경우, 각 기관의 이미지 픽셀 값을 기반으로 히스토그램을 생성하여 각 기관별 임계치를 측정한다. 각 기관별로 측정된 임계치 부분만을 획득하여 이미지를 분할하는 방식이다.

특히 폐 영역의 기관지를 추출하는 데는 CT (Computed Tomography) 장비가 우수한 검출 능력을 가지고 있어 진단에 많은 역할을 담당하고 있다.

CT 영상은 X선 튜브와 탐촉자 기기를 인체 주위로 360도 회전시켜 가면서 이런 과정을 여러 각도에서 탐지한 데이터를 컴퓨터를 이용하여 풀어내면 인체 단면의 각 지점(화소: picture elements)에서의 X선 흡수계수를 산출할 수 있다. CT 번호는 각 화소의 상대적 선감약계수 (relative linear attenuation coefficient)로서, 참고 물질로 물의 CT 번호를 0으

로 하고 인체에서 가장 X선 흡수율이 높은 고밀도 골(compact bone)을 +1000으로, 가장 X선 흡수율이 낮은 공기를 -1000으로 정한 후 어떤 물질의 선감약 계수를 계산 하는 것이다 참고로 지방은 -100, 정상 혈액은 12, 응고 혈액은 40-60의 CT 번호를 갖는다. 우리가 찾고자 하는 폐기도 영역은 -800 ~ -1000 HU(=CT 번호) 정도의 임계치에서 각 해당 기관의 영상을 분할하여 얻게 되는 방식이다. [3]

폐실질(emphysema)은 공기를 함유하고 있다고 볼 수 있으며, 이는 곧 폐기도와의 임계치 값이 유사하다고 볼 수 있다. 그러므로 폐실질과 폐기도와의 영상분할은 임계치를 이용하여 분할은 하나, greyscale reconstruction 기법과 임계치를 이용한 실험치로 폐기도를 분할하여 원 이미지와 비교 분석하여 그 결과값의 정확성 확인한다. [4]

2. 본 론

기존의 제안된 연구는 CT 영상 그대로 영상분할을 하였으나, 본 논문에서는 폐 영상을 먼저 제거하고, 폐기관지를 추출하는 방법을 제안하며, 영상 분할 알고리즘에 대해 간단히 논의 하고 단계별 과정을 나타낸다.

2.1 Greyscale morphological reconstruction

형태학적 재구성(Morphological reconstruction)은 측지선(geodesic)이라하는, 이미지 연산자(operator)들 중 하나이다. 이진 이미지 경우, 재구성(reconstruction)은 이미지I(마스크)에 포함된 이진 이미지 J(마커)에 의해 특징 지워지는 이진 이미지I(마스크)의 연결요소를 추출한다.

이 변환은 그레이스케일의 경우로 확장 할 수 있고, 특별히 몇 가지 이미지 분석 작업에 유용하다. 이 논문에서는 그레이스케일 이미지에서 valley영역을 찾기 위한 재구성 방법을 제시한다. [5]

2.2 임계치

일정한 그레이 레벨의 값을 갖는 배경에 물체가 놓여져 있는 영상 $f(x, y)$ 가 있다고 하면 배경과 물체 사이의 문턱치 T 를 선택하여 T 보다 큰 영상 $f(x, y) > T$ 이나 작은 영상 $f(x, y) \leq T$ 을 선택하여 영상 분할을 하는 방법이다. 즉, 화소들의 분포도에 기

반으로 영상을 분할하는 것이다. [5]

Threshold된 영상 $g(x, y)$ 는 식(1),그림[1]과 같이 정의 된다.

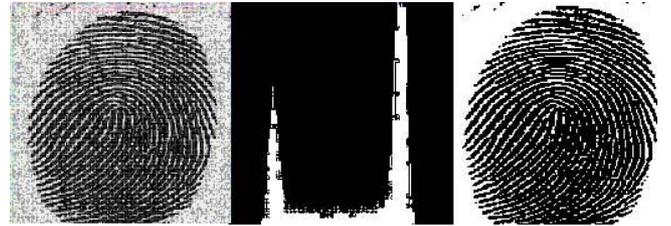


그림 [1] 문턱치 값 적용 예

$$g(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x,y) > T \\ 0 & \text{if } f(x,y) \leq T \end{cases}$$

식 1. 문턱치 값 수식 표현

$f(x, y)$: 원 영상

$g(x, y)$: Threshold 된 영상

T : 배경과 물체사이의 역치값

2.3 방법

▶1단계 - 이미지를 읽어 들이는 단계

CT 촬영으로부터 획득한 칼라영상을 그레이 영상으로 변환한 후 이미지를 읽어 들인다. 변환한 그레이 영상은 폐영역만을 추출하기 위하여, 원영상에서 그림 [2]의 (b)와 같은 폐 마커 이미지를 추출한 후에 원영상에서 그림 [3]의 (a)와 같은 마커 영역에 속하는 이미지 부분을 추출해 낸다.



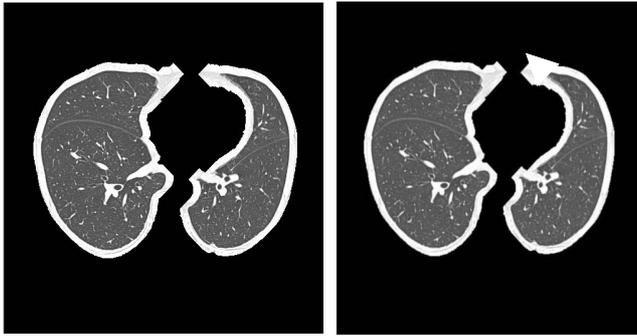
(a) 원 영상

(b) 폐 마커

그림 [2] 폐 마커 추출

▶2단계 -Low-pass filtering

고주파 필터링을 이미 거친 CT 영상을 노이즈를 제거하기 위하여 4-connected neighborhood average 저주파 필터링을 거친다.



(a) 고주파 필터링 (b) 저주파 필터링
그림 [3] 필터링 영상

▶3단계 - greyscale reconstruction

그림 [3]의 (b) 이미지에 4-connected binary SE(structure element) B를 이용해서 마커 이미지 J를 생성한다. 여기에서 J는 4-connected binary SE B의 size를 1씩 증가시키면서 총 10개의 J1 - J10의 마커 이미지를 획득한다.

식 (2)과 같이 closing 연산을 한 후에는 valley 영역이 채워진 후 피크영역은 침식된다.

$$J = I \cdot B = (I \oplus B) \ominus B$$

식2. closing 연산



그림 [4] 마커 Image 획득

$$J_{k+1} = \max(J_k \ominus B_4, I)$$

식3. Grayscale reconstruction

식 (2)에서 획득한 J 영상에는 식 (3)과 같이 그림 [3] (b)의 영상(I)과 마커 영상 J_k 에 4-connected binary SE B_4 를 erosion한 영상을 비교하여 maximum 인 픽셀값을 취한 영상을 획득한다. 식

(3)은 계속 반복하여 J_k 와 J_{k+1} 동등해질 때까지 연산을 반복한다.

식 (3)의 연산을 한 후에 그림 [4]와 같이, 획득한 이미지의 피크 영역은 원 영상의 피크 영역만큼 회복이 되고 valley영역은 마커 이미지의 valley 영역의 값을 그대로 유지 한다. 식 (3)에 의한 얻어진 그림 [4]의 영상 J는 식 (4)과 같이 그림 [3]의 (b)의 영상과 Difference를 취하여 그림 [5]와 같은 잠재적인 Airway 영역을 획득하게 된다.

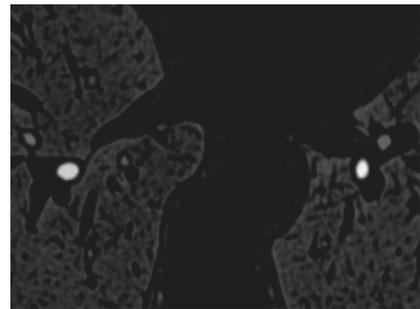


그림 [5] Difference Image를 확대한 영상

$$D = J_{\infty} - I$$

식4. Difference 연산

▶4단계 - Thresholding

Thresholding은 식 (4)의 Difference 영상 D의 히스토그램을 구하여, 그 히스토그램의 Min 값과 Max값을 얻은 후, Max값과의 Min사이의 30%를 취한값을 임계값으로 한다. 그림 [6]은 이 Difference 영상의 히스토그램을 나타낸 것이다.

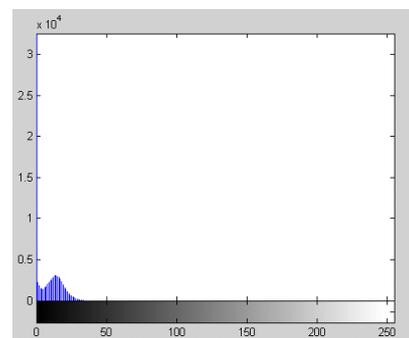
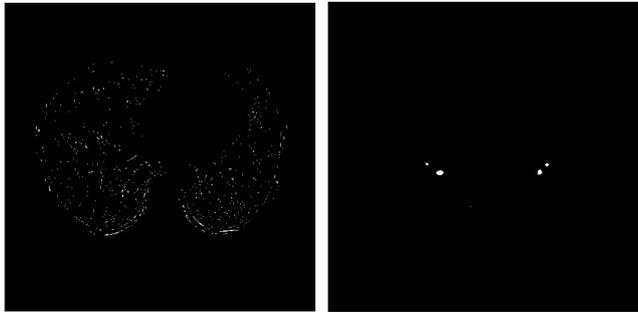


그림 [6] Difference의 Histogram 값

3. 실험 결과

최종적으로 아래 그림[8]은 식 (2)에 4-connected binary SE B의 size는 이웃 픽셀을 다이아몬드 형

으로 1씩 증가시키면서 총 10개의 J1 - J10의 마커 이미지를 획득한 후, 각 이미지에 대해 위와 같은 알고리즘을 반복하여, 총 10개의 Airway 이미지를 획득하였고, 그 각각의 이미지를 겹침으로써 획득하였다. 그림 [7]의 (a)는 SE1(이웃 픽셀이 5인 다이아몬드형)을 취한 경우의 결과값이고, 그림 [7]의 (b)는 SE10을 취하여 획득한 영상이다.



(a) SE 1(diamond) (b) SE 10(diamond)
그림 [7] SE(diamond) Size 증가 값에 따른 결과

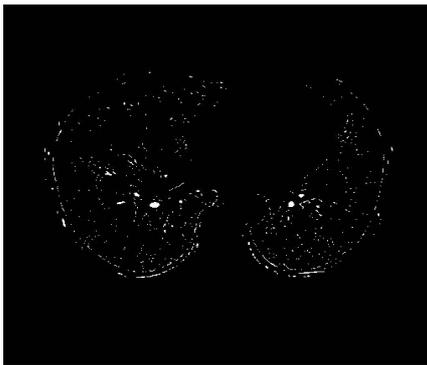


그림 [8] 최종 Airway 획득

4. 결론

현재의 의료영상은 2D 영상에서의 진단만을 가지고 거의 대부분의 결과를 나타내고 있으며, 지속적으로 3D 영상으로 발전을 거듭하고 있다. 의료영상에서의 오류는 환자의 생명과 직결되기 때문에 100%에 가까운 정확성을 가져야 한다. 본 논문에서는 단순히 임계치만을 가지고 처리한다면 폐실질로부터 폐기도를 추출하는데 어려움을 gray-scale reconstruction과 임계치의 실험 허용치를 30%로 적용하여 그림 8과 같은 결과치를 얻었다. 현재 폐기도를 제외한 주변 잡음을 제거하면서, 3D 영상으로 확대하기 위하여 좌표의 연결성을 확인하고 연결성의 유무에 따라, 완전한 폐기도만을 검출하는 부분에 대한 연구가 진행되고 있다. [6-7] 그 사전 작업으로 본 논문에서는 각 Slice의 폐기도에 대해 정확

히 추출 할 수 있었다. 그러함으로써 지금까지 고식적으로 이용하고 있는 기관지 내시경과 같은 위험성과 고통을 수반하는 검사를 의존하지 않고, 모든 방향으로 그 기관지의 상태와 형태를 쉽게 판단할 수 있으며, 비이상적인 상태의 길이 넓이 등을 측정 가능케 하여 진단영역에 영향을 미치리라 본다. [8-9]

4. 참고 문헌

[1] M. G. Levitzky, Pulmonary Physiology. New York: McGraw-Hill,1998

[2] J.B. West, Respiratory Physiology-The Essentials, 4th. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1990

[3] 한만청,진단방사선과학. 일조각 publishing, 2003. pp15-85

[4] E.A. Hoffman and G. McLennan, "Assessment of the pulmonary structure-Function relationship and clinical outcomes measures: Quantitative volumetric CT of the lung," Acad. Radiol., vol. 4, no. 11, pp.758-776, 1997.

[5] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods "Digital Image Processing" 2nd edition, 2002

[6] G.McLennan,S. Shamsolkottabi, and E. A. Hoffman, "Assessment of Major airway obstruction using image analysis of digital CT information," Proc.SPIE,vol.2709, pp.197-208,1996.

[7] Horst K. Hahn and Heinz-Otto Peitgen, "TWT-Interactive Watershed Transform : A hierarchical method for efficient interactive and automated segmentation of multidimensional grayscale images" Proceedings of SPIE Vol. 5032 , pp. 643-653, 2003

[8] Deniz Aykac, Eric A. Hoffman, "Segmentation and Analysis of the Human Airway Tree From Three-Dimensional X-Ray CT Images", Medical Imaging Vol.22, No.8 , IEEE. 2003

[9] Atilla P. Kiraly,Three-dimensional Human Airway Segmentation Methods for clinical Virtual Bronchoscopy AUR, 2002