

# 흉부 CT 영상의 밝기값 정보를 사용한 폐 구조물 자동 분할

## (Automatic Segmentation of Pulmonary Structures using Gray-level Information of Chest CT Images)

임 예 니 <sup>†</sup>      홍 헬 렌 <sup>\*\*</sup>  
(Yeny Yim)      (Helen Hong)

**요약** 본 논문에서는 흉부 CT 영상의 밝기값 정보를 사용하여 폐 구조물을 자동 분할하기 위한 방법을 제안한다. 본 제안방법은 다음과 같은 다섯 단계로 구성된다. 첫 번째, 영상의 밝기값 차이를 이용하여 폐 구조물을 분할하기 위해 최적 임계값 기법을 사용하여 임계값을 계산한다. 두 번째, 흉부 CT 영상에 2차원 영역성장법의 역 연산을 사용하여 배경으로부터 흉부를, 흉부로부터 기관지 및 폐를 단계적으로 분할한다. 이 때, 밝기값이 비슷한 다른 영역들을 3차원 연결화소군 레이블링을 통해 제거한다. 세 번째, 흉부 CT 영상에 3차원 분기 기반 영역성장법을 적용하여 기관과 좌우 기관지를 분할한다. 네 번째, 기관지 및 폐에서 기관지를 영상 감산함으로써 정확한 폐 영역을 얻는다. 마지막으로, 히스토그램 분석을 통해 임계값을 계산하고 기관지 및 폐에 밝기값 기반 임계값 기법을 적용하여 폐혈관을 분할한다. 제안방법의 정확성을 검증하기 위해 폐, 기관지, 폐혈관의 분할 결과에 대해 육안평가를 수행한다. 제안한 3차원 분기 기반 영역성장법을 통한 기관지 분할 결과를 평가하기 위해 기존 영역성장법으로 분할한 결과와 비교한다. 실험 결과는 제안 분할 방법이 폐, 기관지, 폐혈관을 자동으로 정확하게 추출함을 보여준다.

**키워드** : 영상분할, 영역성장법, 연결화소군 레이블링, 밝기값 기반 임계값 기법

**Abstract** We propose an automatic segmentation method for identifying pulmonary structures using gray-level information of chest CT images. Our method consists of following five steps. First, to segment pulmonary structures based on the difference of gray-level value, we select the threshold using optimal thresholding. Second, we separate the thorax from the background air and then the lungs and airways from the thorax by applying the inverse operation of 2D region growing in chest CT images. To eliminate non-pulmonary structures which has similar intensities with the lungs, we use 3D connected component labeling. Third, we segment the trachea and left and right mainstem bronchi using 3D branch-based region growing in chest CT images. Fourth, we can obtain accurate lung boundaries by subtracting the result of third step from the result of second step. Finally, we select the threshold in accordance with histogram analysis and then segment radio-dense pulmonary vessels by applying gray-level thresholding to the result of the second step. To evaluate the accuracy of proposed method, we make a visual inspection of segmentation result of lungs, airways and pulmonary vessels. We compare the result of the conventional region growing with the result of proposed 3D branch-based region growing. Experimental results show that our proposed method extracts lung boundaries, airways, and pulmonary vessels automatically and accurately.

**Key words** : Image Segmentation, Region Growing, Connected Component Labeling, Gray-level Thresholding

· 본 연구는 과학재단 특장기초 연구비(R01-2006-000-11244-0)와 서울형 미래도시 육성 지원 사업의 지원에 의해 수행되었습니다.

† 학생회원 : 서울대학교 컴퓨터학부  
shine@cglab.snu.ac.kr

\*\* 정 회 원 : 서울여자대학교 미디어학부 교수  
hlhong@swu.ac.kr  
(Corresponding author)

논문접수 : 2006년 4월 7일  
심사완료 : 2006년 9월 14일

### 1. 서론

최근 고해상도 흉부 컴퓨터단층촬영(CT: X-ray Computed Tomography) 영상 사용으로 폐기종에서의 실질의 파피나 기관지 벽의 비후 등을 직접 볼 수 있고, 폐종양이나 결핵 등 동반 질환도 쉽게 진단이 가능하여

폐 구조물의 정량적 평가에 이용이 증대되고 있다[1]. 이와 같이 흉부 CT 영상에서 폐질환이 발견된 폐 구조물 각각의 정량적 평가를 위해서는 폐 구조물의 분할이 필수적으로 선행되어야 한다. 특히, 다채널 CT 촬영기(MDCT: Multidetector CT)의 도입으로 한번 촬영 시 생성되는 슬라이스 수가 평균 200~500장 정도로 데이터양이 증가하고 있어[2] 폐 구조물을 자동으로 빠르고 정확하게 분할하는 것이 중요하다.

폐, 기관지, 폐혈관 분할 기존연구를 각각 살펴보면 다음과 같다. 흉부 CT 영상에서 폐를 자동 분할하기 위해 다음과 같은 방법들이 제안되었다. Brown[3]은 지식 기반 방법을 사용하여 흉부 CT 영상에서 폐 분할을 수행하였다. 해부학적 지식이 시맨틱 네트워크에 저장되고 영역의 크기, 밀도, 위치 등의 특성은 퍼지 셋(fuzzy sets)을 사용하여 특징지어지며 블랙보드 구조를 가진 추론 엔진(inference engine)이 폐를 찾는데 사용된다. 이 방법은 폐 분할의 정확도가 지식수준에 의존적인 단점이 있다. Armato[4]는 배경으로부터 흉부를, 흉부로부터 폐를 분할하기 위해 밝기값 기반 임계값 기법(gray-level thresholding)을 사용하였다. 또한 흉벽에 위치한 폐 결절(nodule)이 폐와의 밝기값 차이로 분할 결과에 포함되지 않는 문제점을 해결하기 위해 롤링 볼 알고리즘(rolling-ball algorithm)을 사용하였다. Hul[5]는 흉부 CT 영상에서 최적 임계값 기법(optimal thresholding)을 적용하여 폐 내부와 비슷한 밝기값을 갖는 영역을 분할하였다. 이 때, 폐 보다 밝기값이 큰 폐 내부의 혈관 부분에 홀(hole)이 생기는 문제를 2차원 형태학적 연산(morphological operation)을 추가적으로 수행하여 해결하였다. 그러나 이 연산들은 단면 영상(axial image)에 대해서만 수행되므로 횡단면 영상(coronal image)으로 봤을 때 폐의 거친 경계부분이 여전히 남게 된다. 이와 같은 문제를 해결하기 위해 Ukil[6]은 3차원 형태학적 닫힘 연산(closing operation)을 수행함으로써 자동으로 폐 경계를 평활화(smoothing)하는 방법을 제안하였다.

기관지 자동 분할의 기존 연구에는 영역성장법(region growing)[7], 형태학적 연산[8], 하이브리드 방법(hybrid method)[9-10] 등이 있다. 영역성장법은 CT 영상에서 복셀들의 인접성과 밝기값 차이를 이용하여 영역을 분할한다. 영역성장법을 사용하여 기관지를 분할하는 경우 빠른 시간에 기관지 분할을 할 수 있으나, 폐로 영역 누출이 생길 수 있으며, 세부 기관지가 정확하게 분할되지 않아 정량적 분석에는 적합하지 않다. 형태학적 연산은 영상에서 객체의 형태와 밝기값을 이용하는 영상처리 기법으로 수행시간이 길어 의료 응용에 적용하기에 한계가 있다. 하이브리드 방법은 정확한 분할 결과를 얻으면

서 수행에 소요되는 시간을 줄이기 위해 서로 다른 방법들을 적절히 결합하여 활용한다. Kiraly[9]는 영역성장법으로 초기 기관지 분할을 한 뒤, 형태학적 연산을 적용하여 정확성을 높였다. Bartz[10]은 삼차원 영역성장법으로 초기 분할을 한 뒤, 이차원 파동 전파(wave propagation)와 템플릿 매칭(template matching)으로 세부 기관지까지 분할하였다. 하이브리드 방법이 초기 기관지 분할을 통해 수행시간을 단축시켰으나 여전히 긴 수행시간이 소요된다.

폐혈관 분할의 기존 연구에는 영역성장법, 밝기값 기반 임계값 기법과 같은 밝기값 기반 방법[11]과 백분율(percentage) 기반 방법[12] 등이 있다. 흉부 CT 영상에서 폐혈관에 포함된 복셀들의 밝기값은 균일하지 않기 때문에, 밝기값 기반 방법은 폐혈관 분할을 위한 적절한 임계값의 범위를 설정해주는 것이 어렵다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 Masutani[11]는 좁은 임계값의 범위에 포함된 영역을 씨앗점으로 하여 임계값의 범위를 늘려가는 방법을 사용하였다. 백분율 기반 방법은 전체 폐 영역에서 폐혈관이 차지하는 비율을 정하고 그에 따라 폐혈관을 분할하였다. 그러나 모든 환자데이터에 동일한 백분율을 적용함으로써 분할의 정확성을 떨어뜨리는 문제점이 있다.

기존에 제안된 폐 구조물 자동 분할 방법은 의료 응용에 적용할 수 없을 정도로 수행시간이 많이 소요되거나, 정확하지 않은 결과를 산출하는 등 개선해야 할 점이 있다. 따라서 본 논문에서는 폐 구조물들을 흉부 CT 영상으로부터 정확하고 효율적으로 분할하기 위한 자동 분할방법을 제안한다. 폐를 자동 분할하기 위해 2차원 영역성장법의 역연산을 사용함으로써 폐 내부의 홀이나 폐 경계의 왜곡 없이 정확하게 폐를 분할한다. 기관지 분할을 위해 3차원 분기 기반 영역성장법을 제안함으로써 세부기관지에서 폐로의 영역 누출 없이 기관지를 견고하게 분할한다. 폐혈관 분할을 위해 히스토그램 분석을 사용하여 환자데이터에 따라 적절한 임계값을 계산하고 밝기값 기반 임계값 기법을 적용한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 제안방법을 통한 폐 구조물 자동 분할을 설명하고, 3장에서는 본 제안방법을 흉부 CT 영상에 적용하여 얻은 분할 결과를 제시하며, 육안평가와 수행시간 측면에서 분석 결과를 제시한다. 마지막으로 4장에서 본 논문에서 제안한 폐, 기관지, 폐혈관 분할 방법에 대한 결론을 맺는다.

## 2. 흉부 CT 영상의 밝기값 정보를 사용한 폐 구조물 자동 분할

본 논문은 그림 1과 같이 흉부 CT 영상에서 폐, 기관지, 폐혈관과 같은 폐 구조물을 자동 분할하기 위한

방법을 제안한다. 각 구조물을 분할하기 위해 흉부 CT 영상에 최적 임계값 기법을 적용하여 임계값을 계산한 뒤 영상의 밝기값 정보에 기반한 분할 방법을 사용한다. 먼저 2차원 역 영역성장법을 사용하여 각 CT 단면 영상에서 기관지 및 폐를 분할한다. 폐에서 기관지를 분리시키기 위해 3차원 분기 기반 역영역성장법을 사용하여 기관지를 분할한 후, 이 결과를 기관지 및 폐 분할 결과에서 영상감산 하여 폐를 분할한다. 마지막으로, 히스토그램 분석을 통해 폐혈관 분할에 적합한 임계값을 계산한 후, 기관지 및 폐 분할 결과에 밝기값 기반 임계값 기법을 적용하여 폐혈관을 분할한다.

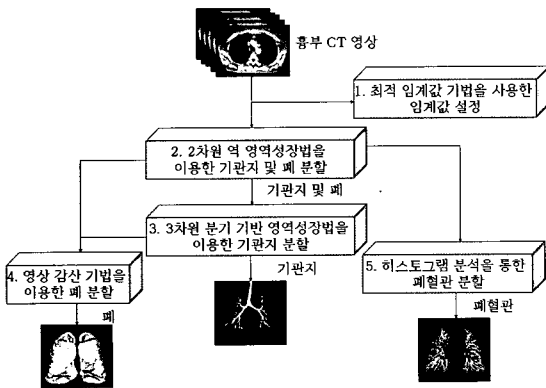


그림 1 흉부 CT 영상의 밝기값 정보를 사용한 폐 구조물 자동 분할 구조도

2.1 최적 임계값 기법을 사용한 임계값 설정

흉부 CT 영상에서 각 구조물은 서로 다른 밝기값을 가진다. 그림 2(a)와 같이 폐와 기관지는 밝기값이 낮으며 흉부, 폐혈관, 뼈 등은 상대적으로 밝기값이 높다. 폐, 기관지, 폐혈관을 밝기값의 차이에 따라 분할하기 위해 밝기값이 낮은 영역과 높은 영역을 구분하는 임계값을 설정해주어야 한다. CT 영상의 밝기값은 CT 촬영 기기의 방사선 양에 따라 환자마다 달라질 수 있으므로 [13] 고정한 임계값을 사용하는 것 보다는 환자 데이터에 따른 최적의 임계값  $T_{opt}$ 를 계산하는 것이 필요하다. 이를 위해 본 연구에서는 최적 임계값 기법(optimal thresholding)[14]을 사용한다.

먼저 초기 임계값  $T_0$ 을 정하고 흉부 CT 영상을  $T_0$ 보다 밝기값이 높은 영역과 낮은 영역으로 구분한다. 두 번째, 밝기값이 높은 영역에 포함되는 복셀들의 평균 밝기값인  $\mu_H(T_0)$ 와 밝기값이 낮은 영역에 속하는 복셀들의 평균 밝기값인  $\mu_L(T_0)$ 을 계산하고, 식 (1)과 같이 두 값의 산술 평균을 새로운 임계값  $T_1$ 로 설정한다. 세 번째,  $T_1$ 을 이용하여 흉부 CT 영상에 임계값 기법을

적용한다. 임계값의 변화가 미리 설정한 값  $\epsilon$ 보다 작을 때까지 위의 과정을 반복한다. 본 연구에서  $\epsilon$ 은 실험적으로 5로 설정하였으며 5~9회의 반복 수행으로 최적 임계값을 찾았다.

$$T_i = \frac{\mu_H(T_{i-1}) + \mu_L(T_{i-1})}{2}, T_0 = 0 HU \quad (1)$$

이 때,  $T_i$ 는 임계값  $T_{i-1}$ 을 이용하여 두 영역을 분리했을 때 각 영역의 밝기값 평균인  $\mu_H(T_{i-1})$ 와  $\mu_L(T_{i-1})$ 의 산술평균이며 초기 임계값  $T_0$ 은 0 HU(hounsfield units)[15]로 설정한다.

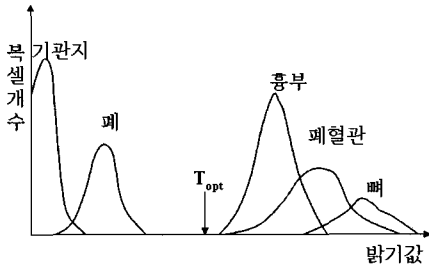
최적 임계값은 폐와 기관지를 흉부로부터 분리하기 위해 사용된다. 그림 2(b)는 흉부 CT 단면 영상에 최적 임계값을 적용하여 밝기값이 높은 구조물과 낮은 구조물로 분리한 이진 영상이다.

2.2 2차원 역 영역성장법을 사용한 기관지 및 폐 분할

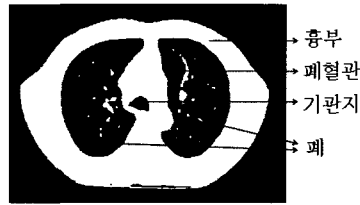
기관지 및 폐 분할 단계는 주변 구조물로부터 기관지와 폐에 포함되는 복셀들을 분리하는 것이 목적이다. 기관지 및 폐 분할을 위해 일반적으로 밝기값 기반 임계값 기법과 역영역성장법이 사용된다[5]. 이와 같은 밝기값 기반 방법을 사용하면 폐 보다 상대적으로 밝기값이 큰 폐 내부 혈관이 분할되지 않아 그림 3(a)와 같이 홀(hole)이 발생한다. 이와 같은 홀을 채워주기 위해 형태학적 닫힘 연산[14]과 같은 추가연산을 수행하여야 하는데 홀을 완전히 채우면서 폐의 형태에 왜곡을 주지 않도록 마스크 형태를 설정하는 것이 어렵다. 따라서 본 논문에서는 홀 발생과 같은 제약 없이 흉부 CT 영상에서 자동으로 폐를 분리하기 위하여 2차원 역영역성장법의 역연산을 제안한다.

2차원 역 영역성장법은 관심 영역 외부에 자동으로 씨앗점을 설정하여 2차원 역영역성장법을 적용한 뒤 역연산을 통하여 내부의 관심 영역을 분리하는 방법이다. 배경에 역영역성장법을 적용한 뒤 역연산을 하여 흉부를 분할하고, 동일한 방법으로 흉부에서 기관지 및 폐를 분할한다. 배경에서 흉부를 분할하기 위하여 씨앗점은 CT 단면 영상의 (0, 0) 좌표에 설정한다. 이 좌표는 최적 임계값 기법에 의해 설정된 임계값보다 항상 작은 값을 가지는 공기 영역이기 때문이다. 역영역성장법에 의해 흉부 외부의 공기 영역이 분할되고 이 결과에 역연산을 수행하면 흉부가 분할된다. 흉부에서 폐 영역을 분할하기 위해 흉부 내부의 화소를 자동으로 찾아 씨앗점으로 설정한다. 이 때, CT 단면 영상의 (0, 0) 좌표부터 대각선 방향으로 화소를 탐색하여 임계값보다 밝기값이 큰 화소를 만나면 그 화소를 씨앗점으로 설정한다. 역영성

1) Hounsfield Unit : CT 영상의 해석에 사용되는 X선 감쇠 정도를 나타내는 단위.



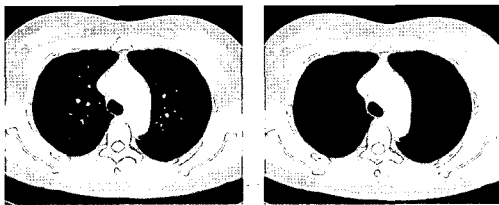
(a) 흉부 CT 영상에서 각 구조물들의 밝기값 분포



(b) CT 단면 영상에서 최적 임계값을 기준으로 구조물들을 분리한 결과

그림 2 흉부 CT 영상에서 각 구조물들의 밝기값 분석

장법을 적용하여 씨앗점과 밝기값이 비슷한 흉부 영역을 분할하고, 분할 결과에 역 연산을 수행하여 그림 3(b)와 같이 폐 내부의 흉과 폐 경계의 왜곡 없이 폐와 기관지를 분할한다. 마지막으로, 폐 구조물이 아님에도 폐, 기관지와 유사한 밝기값을 가지는 다른 구조물들이 검출될 수 있으므로 3차원 연결화소군 레이블링을 적용하여 이를 제거한다. 이 때, 메모리와 수행시간 측면에서 효율성을 향상시키기 위해 저해상도 불륨에서 연결화소군 레이블링을 적용한다[16].



(a) 2차원 영역성장법 적용 결과 (b) 제2 2차원 역 영역성장법 적용 결과

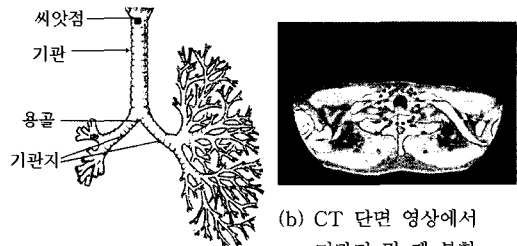
그림 3 2차원 역 영역성장법을 통한 기관지 및 폐 분할

**2.3 3차원 분기 기반 영역성장법을 사용한 기관지 분할**

기관지는 폐와 유사한 밝기값을 가지므로 밝기값에 기반을 둔 역 영역성장법을 사용하는 경우, 폐와 함께 분할되는 문제점이 있다. 이를 해결하기 위해 3차원 역 영역성장법을 사용하여 기관지를 분할한 후 그 결과를 기관지 및 폐에서 영상 차감하는 방법을 사용할 수 있다. 그러나 일반적인 3차원 역 영역성장법을 사용하여 견고하게 기관지를 분할하는 것이 매우 어렵다. 폐와 기관지 사이의 얇은 접합선(junction)을 통해 영역 누출이 발생하기 때문이다. 또한, CT 영상에서 다양한 밝기값 분포를 가지는 기관지의 특성도 분할을 어렵게 만든다. 영역 성장법에 적용할 적절한 임계값의 설정을 어렵게 만들기 때문이다. 이런 문제점들을 해결하기 위해서 본 논문

은 기관지의 형태적 특성에 따라 영역성장의 조건을 변화시키는 분기 기반 영역성장법을 제안한다.

분기 기반 영역성장법은 기관지를 기관이 분기되는 위치인 용골(carina)을 기준으로 상부의 기관과 하부의 좌우 기관지에 각각 다른 임계값을 적용한다. 먼저, 최적 임계값을 기관 분할을 위한 임계값으로 정하고, 그림 4(a)와 같이 기관 위쪽부분에 씨앗점을 자동 선택한 후 영역성장법을 통해 기관을 분할한다. 씨앗점은 상위 2~4장의 CT 단면 영상에서 기관지 및 폐 분할 결과에 포함된 복셀들의 평균 위치에 선택한다. 그림 4(b)는 CT 단면 영상에서 기관지 및 폐 분할 결과의 위치를 보여준다.



(a) 기관지의 구조 (b) CT 단면 영상에서 기관지 및 폐 분할 결과의 위치

그림 4 자동 씨앗점 설정

영역성장은 그림 5와 같이 씨앗점에서 시작하여 밝기값이 비슷한 이웃 복셀들로 영역이 확장되고 확장된 복셀들을 씨앗점으로 하여 기관 분기점까지 영역 확장이 재귀적으로 수행된다. 그림 5는 6개의 이웃 복셀을 고려하는 3차원 역 영역성장법을 2차원으로 단순화하여 표현한 것이며, 각 복셀에 표기된 숫자는 영역성장의 단계를 나타낸다. 기관 분기점을 찾기 위해 영역이 한 단계 성장할 때마다 성장된 영역에 대해 26개의 이웃 복셀들을 고려하여 3차원 연결화소군 레이블링을 수행한다. 기관은 좌우기관지로 분기되므로 연결화소군의 개수가 하나

에서 둘로 증가하는 위치를 기관 분기점으로 설정한다. 단, 작은 돌출 부위를 기관 분기점으로 잘못 검출하는 경우를 방지하기 위해 연결화소군의 크기가 미리 정한 임계값보다 작은 경우는 고려하지 않는다. 그림 5에서 영역성장의 11단계까지는 하나의 연결화소군으로 구성되지만 12단계 영역성장은 두 개의 연결화소군으로 나뉘므로, 11단계 영역성장까지를 기관으로 분할한다.

분기점 아래의 좌우 기관지를 분할하기 위해 12단계 영역성장의 두 연결화소군에서 밝기값이 가장 낮은 복셀을 씨앗점으로 하여 식 (2)의 조건을 만족하는 동안 각각 영역성장법을 수행한다. 좌우 기관지는 밝기값이

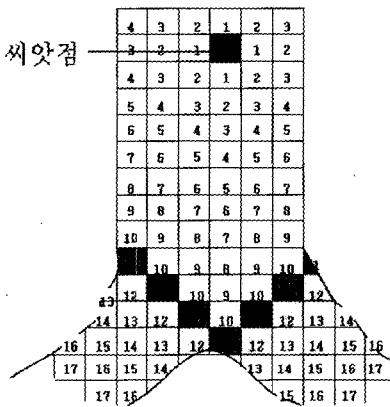


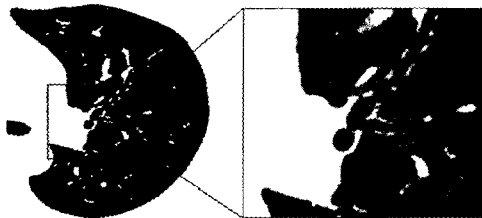
그림 5 3차원 분기 기반 영역성장법

비슷한 폐와 연결되어 있으므로 최적 임계값을 이용하여 영역성장법 수행 시 폐가 함께 분할될 수 있다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 기관에 포함된 복셀들의 밝기값의 평균  $\mu$  과 표준편차  $\sigma$  를 바탕으로 새로운 임계값  $\mu - h\sigma$  를 계산한다. 그림 2(a)와 같이 기관지는 폐에 비해 밝기값의 분포가 낮으므로 상수  $h$  를 조절함으로써 기관지만 분할할 수 있다.

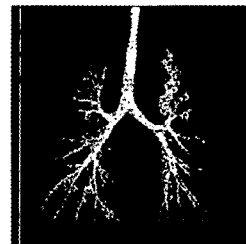
$$\mu - h\sigma \geq I(x, y, z) \tag{2}$$

이 때,  $I(x, y, z)$ 는 현재 위치  $(x, y, z)$  복셀의 밝기값이고,  $h$ 는 영역성장법의 용이성을 조절하는 상수이며 실험적으로 -0.5~1.0 범위의 값을 가진다.

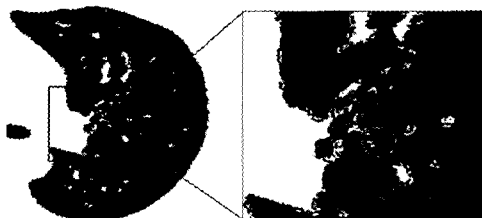
3차원 분기 기반 영역성장법의 견고성을 향상시키기 위해 본 논문은 선 필터링(pre-filtering)과 후처리(post-processing)를 수행하였다. 폐와 기관지를 구분하는 기관지 벽이 매우 얇으며, 부분 볼륨 효과(partial volume effect)로 인해 CT 영상에서 기관지 벽의 가시성이 떨어지기 때문에 기관지에 일반적인 영역성장법을 적용하는 경우 폐로 영역이 누출될 수 있다[17]. 3차원 분기 기반 영역성장법을 사용함으로써 이와 같은 현상을 줄일 수 있지만 이 방법 역시 밝기값의 차이에 따라 영역을 분할하므로 그림 6(b)와 같이 기관지와 밝기값이 비슷하고 기관지에 인접한 폐 영역 일부가 함께 분할될 수 있다. 이를 해결하기 위해 3차원 분기 기반 영역성장법 적용 전에 각 CT 단면 영상에  $3 \times 3$  크기 마스크의



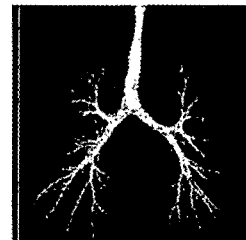
(a) 중간값 필터 적용 전 CT 단면 영상



(b) 중간값 필터 적용 전 3차원 분기 기반 영역성장법을 적용한 기관지 분할 결과

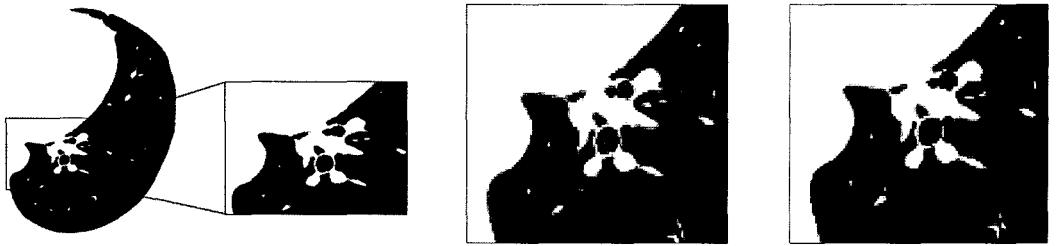


(c) 중간값 필터 적용 후 CT 단면 영상



(d) 중간값 필터 적용 후 3차원 분기 기반 영역성장법을 적용한 기관지 분할 결과

그림 6 중간값 필터의 적용 효과



(a) CT 단면 영상 (b) (a)에 분기 기반 영역성장법을 적용한 결과 (c) (b)에 후처리를 수행한 결과

그림 7 후처리의 적용 효과

중간값 필터(median filter)[14]를 적용한다. 이를 통해 그림 6(c)와 같이 폐와 기관지가 분리되는 것을 돕고, 그림 6(d)와 같이 폐로의 영역 누출 없이 기관지를 분할할 수 있다. 두 번째, 그림 7(a)와 같은 흉부 CT 영상에 3차원 분기 기반 영역성장법을 적용한 결과, CT 영상 내 잡음으로 인해 그림 7(b)와 같이 기관지 내강(lumen) 내부에 빈 공간이 생길 수 있다. 또한, 기관지 벽은 기관지 내강 보다 상대적으로 밝기값이 크기 때문에 식 2의 조건을 만족하지 못해서 종종 분할결과에 포함되지 않는다. 3 × 3 크기의 마스크를 이용하여 2차원 형태학적 확장 연산(dilation operation)과 닫힘 연산을 순차적으로 적용함으로써 그림 7(c)와 같은 결과를 얻을 수 있다. 형태학적 확장 연산과 닫힘 연산의 반복 회수는 실험을 통해 설정하였으며 실험데이터에 따라 0~2회 반복한다.

**2.4 영상 감산 기법을 이용한 폐 분할**

기관과 좌우 기관지가 분할된 후, 그 결과를 기관지 및 폐 분할 단계의 결과에서 영상 감산한다. 감산된 영상에는 오직 폐 영역만 포함된다. 그림 8은 영상 감산을 통한 폐 분할 과정을 보여준다. 그림 8(a)와 (b)는 각각 기관지 및 폐 분할의 결과와 기관지 분할의 결과이다. 그림 8(c)는 그림 8(a)에서 그림 8(b)를 영상 감산하여 얻어진 폐 영역이다.

**2.5 히스토그램 분석을 통한 폐혈관 분할**

폐혈관은 폐와 밝기값의 차이가 크므로 초기 분할을 위해 밝기값 기반 임계값 기법이나 영역성장법이 주로 사용된다[11]. 이와 같은 밝기값 기반 방법을 사용하여 폐혈관을 분할하기 위해서는 임계값을 설정해주어야 한다. 일반적으로 CT 영상에서 폐혈관의 평균 밝기값은 20~350 HU의 범위에 있지만[18,19], 조영제 투여 여부, CT 촬영 시 투과된 방사선 양 등에 영향을 받으므로 획득된 환자데이터에 따라 다른 분포를 가질 수 있다. 본 연구에서는 환자데이터에 적합한 임계값을 계산하기 위해 히스토그램(histogram)을 분석하고, 이를 통해 계산된 임계값을 밝기값 기반 임계값 기법에 사용하여 폐혈관을 분할한다.

히스토그램은 그림 9와 같이 흉부 CT 영상에서 각 밝기값의 복셀 빈도수를 측정한 그래프이다. 이 그래프는 밝기값이 낮은 영역과 높은 영역에 각각 지역 최대치(local optima)를 가지며 최적 임계값  $T_{opt}$ 를 기준으로 두 영역이 나뉜다. 폐혈관의 평균 밝기값 분포는 최적임계값  $T_{opt}$  보다 높으므로 폐혈관 분할을 위한 정확한 임계값을 계산하기 위해  $T_{opt}$ 부터 높은 쪽으로 복셀 빈도수의 변화량을 탐색한다. 이 때, 현재 밝기값의 복셀 빈도수와 다음 밝기값의 복셀 빈도수의 차이가 미리 설정한 값  $\tau$ 보다 크면 현재의 밝기값  $T_{vessel}$ 을 폐혈



(a) 기관지 및 폐 분할 단계의 결과 (b) 기관지 분할 단계의 결과 (c) 영상 감산을 통해 분할된 폐

그림 8 영상 감산을 통한 폐 분할 과정

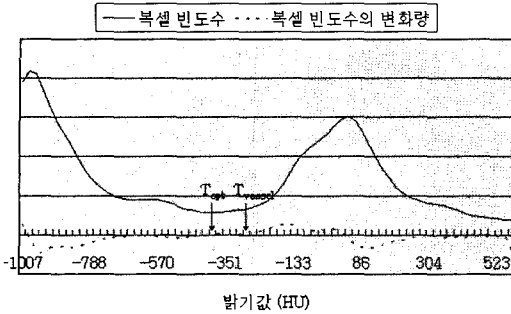


그림 9 히스토그램 분석을 통한 최적 임계값 계산

관 분할을 위한 임계값으로 설정한다. 7는 실험적으로 5로 설정하였다. 기관지 및 폐 분할 단계의 결과에 밝기값 기반 임계값 기법을 적용하여 설정된 임계값 보다 밝기값이 큰 복셀들을 폐혈관으로 분할한다.

밝기값 기반 임계값 기법을 사용하여 분할하는 경우 폐혈관과 유사한 밝기값을 가지는 횡격막이 함께 분할될 수 있다. 본 연구에서는 횡격막을 제거하기 위해 횡격막이 폐의 아래에 위치해 있으며, CT 단면 영상에서 폐종양 보다 직경이 길고, 원형이라는 해부학적 지식을 이용한다. 밝기값 기반 임계값 기법 적용 결과에 2차원 연결화소군 레이블링을 적용하여 각 단면 영상에서 가장 큰 연결화소군을 찾고 그 연결화소군의 크기와 원형성(circularity)을 분석한다. 크기가 반경 8mm인 원보다 크고, 원형성이 0.6보다 크면 횡격막으로 판단하고 이를 분할결과에서 제거한다. 이 때, 원형성은 연결화소군의 최외곽 경계상자(bounding box)의 단축의 길이와 장축의 길이의 비율이며 0에서 1 사이의 값을 가지고 원형에 가까울수록 1에 가깝다. 그림 10(b)는 연결화소군 레이블링과 연결화소군의 형태 분석을 통해 횡격막을 제거한 폐혈관 분할 결과의 이진 영상이다. 그림 10(a)의 폐 내부에 있는 원형의 횡격막이 그림 10(b)에서 제거되었음을 볼 수 있다.



(a) 횡격막 제거 전 폐혈관 분할 결과 (b) 횡격막 제거 후 폐혈관 분할 결과

그림 10 횡격막 제거

### 3. 실험 및 결과

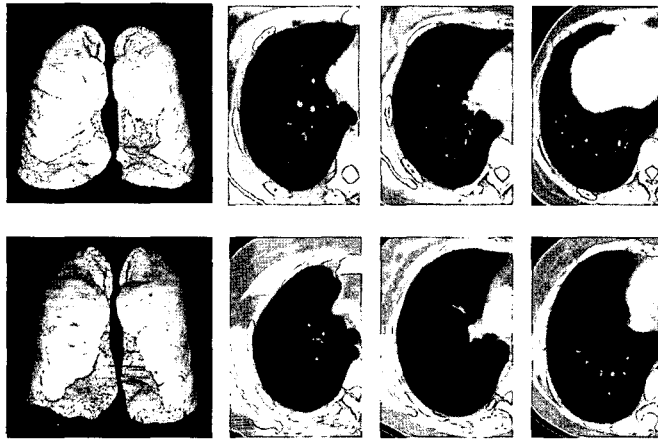
본 실험은 2.5GHz CPU와 2.0GB 메모리를 장착한 펜티엄IV PC에서 수행하였다. 본 분할방법은 폐종양을 가진 환자 10명의 흉부 CT 영상에 적용되었다. 표 1은 환자 10명의 흉부 CT 영상 정보를 나타낸 것이다. CT 영상은 16채널 CT 스캐너(16-channel CT scanner)인 GE Healthcare의 LightSpeed Ultra와 지멘스의 Sensation16에서 촬영되었으며 모든 영상의 해상도는 512 × 512이다. 본 논문에서 제안한 방법의 적용결과를 평가하기 위해 임상지의 도움을 얻어 폐, 기관지, 폐혈관의 분할 결과에 대한 육안평가를 수행하였고, 수동 분할 결과와 비교를 통해 정확성을 평가하였다.

표 1 실험 데이터

환자번호	슬라이스 수	화소 크기	슬라이스 두께 (mm)
1	222	0.63×0.63	1.25
2	291	0.66×0.66	1.0
3	279	0.64×0.64	1.25
4	258	0.65×0.65	1.25
5	446	0.59×0.59	0.75
6	51	0.64×0.64	5.0
7	63	0.65×0.65	5.0
8	71	0.65×0.65	5.0
9	64	0.67×0.67	5.0
10	52	0.62×0.62	5.0

그림 11은 두 명의 환자데이터에 2차원 역 영역성장법을 사용하여 폐를 자동 분할한 결과이다. 그림 11(b)는 폐 경계의 왜곡이나 폐 내부의 홀 없이 폐가 분할됨을 보여준다.

그림 12는 본 연구에서 제안한 분기 기반 영역성장법을 사용하여 기관지 분할한 결과와 기존 역영역성장법을 사용하여 분할한 결과를 비교하여 보여준다. 일반적으로 기관지의 밝기값 분포는 공기의 밝기값인 -1000HU 주변에 위치하므로 기존 역영역성장법에는 -924HU과 -974HU을 임계값으로 적용하였다. 그림 12의 첫 번째 줄은 선 필터링이나 후처리를 하지 않고 역영역성장법과 분기 기반 역영역성장법만 적용하여 분할한 결과이다. -924HU의 임계값을 사용한 역영역성장법은 폐로 영역이 누출되는 현상이 생기지만 분기 기반 역영역성장법은 상대적으로 영역 누출 정도가 적다. 표 2와 같이 임계값이 -924HU인 역영역성장법을 사용하여 분할한 기관지는 용적이 71.33cc인 반면 분기 기반 역영역성장법을 통해 분할한 기관지의 용적은 37.87cc였다. 두 번째 줄은 선 필터링을 추가적으로 수행했을 때 영역 누출 정도가 감소함을 보여준다. 특히, 분기 기반 역영역성장법을 사용한 경우



(a) 자동 폐 분할 결과의 3차원 가시화 (b) 자동 분할된 2차원 폐 경계

그림 11 2차원 역 영역성장법을 사용한 자동 폐 분할 결과

	영역성장법 (T=-924HU)	영역성장법 (T=-974HU)	분기 기반 영역성장법
-			
선 필터링			
선 필터링 + 후처리			

그림 12 3차원 분기 기반 영역성장법을 사용한 기관지 분할 결과



폐로의 영역성장 없이 기관지가 분할된다. 표 2는 선 필터링을 추가적으로 수행했을 때, 임계값이 -924HU인 영역성장법을 통해 분할한 기관지와 분기 기반 영역성장법을 통해 분할한 기관지의 용적이 각각 28.7cc, 3.38cc 감소함을 보여준다. 그러나 기관지 내강에 비해 상대적으로 밝기값이 큰 기관지 벽이 결과에 포함되지 않았다. 추가적으로 후처리를 하면 세 번째 결과 같이 기관지 벽이 포함된 매끈한 기관지 표면을 얻을 수 있다. 분기 기반 영역성장법은 -924HU을 사용한 영역성장법 처럼 영역 누출이 없으며, -974HU을 사용한 영역성장법에 비해 더 많은 수의 가지를 검출함을 보여준다.

표 3은 위에서 제시한 세 가지 영역성장법을 수행하여 분할된 기관지의 각 가지의 길이를 비교한 결과이다. 길이는 각 가지가 시작되는 위치에서 끝나는 위치, 즉 분기점까지의 거리를 측정하였고 각 위치는 수동으로 선택하였다. 세 가지 방법을 통해 분할된 기관지의 길이는 기관과 첫 번째 가지까지는 거의 비슷하지만 분기 기반 영역성장법을 사용한 경우 네 번째 가지의 길이가 평균 3~6복셀 더 길었다.

표 2 분할된 기관지의 용적 비교 (단위: cc)

	영역성장법 (T=-924HU)	영역성장법 (T=-974HU)	분기 기반 영역성장법
-	71.33	28.47	37.87
선 필터링	42.63	28.75	35.49
선 필터링 + 후처리	76.3	53.96	61.25

표 3 분할된 기관지의 길이 비교 (단위: 복셀)

	영역성장법 (T=-924HU)	영역성장법 (T=-974HU)	분기 기반 영역성장법
기관	161.94	160.61	160.71
기관지(첫 번째)	57.98±26.25	58.68±26.89	58.31±24.75
기관지(두 번째)	41.73±21.46	43.81±20.93	45.59±23.69
기관지(세 번째)	22.2±9.02	30.76±14.12	31.9±12.66
기관지(네 번째)	33.23±13.84	35.64±16.88	39.27±26.2

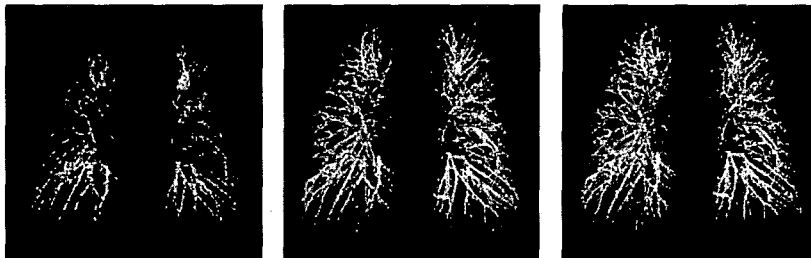
그림 13은 히스토그램 분석을 통한 폐혈관의 분할 결과를 보여준다. 그림 13(a)는 폐혈관의 일반적인 밝기값 분포를 고려하여 임계값을 100HU으로 설정했을 때의 폐혈관 분할 결과이며 용적은 10.7cc이다. 그림 13(c)은 히스토그램 분석을 통해 계산한 임계값을 사용했을 때의 분할된 폐혈관이며 용적은 70.71cc로 그림 13(a)에 비해 더 많은 폐혈관을 분할함을 볼 수 있다.

본 연구에서는 제안방법의 분할 결과에 대한 정확성을 평가하기 위해 전문가에 의한 수동분할 결과와 비교하였다. 수동분할을 위해 제안방법을 적용하여 자동 분할된 폐에 경계 추적(contour tracking) 기법을 적용하여 폐 경계를 찾고 경계 위의 점을 편집할 수 있는 도구를 만들었다. 한 명의 전문가가 이 경계 편집 도구를 이용하여 폐 경계를 수동 분할하였다. 정확성은 자동 분할한 폐 경계와 수동 분할한 폐 경계 사이의 제곱근 거리차(root mean square distance)를 계산함으로써 측정하였다.  $X_i^c$ 가 자동 분할한 폐 경계의 한 화소이고  $X_j^m$ 가 수동 분할한 폐 경계의 한 화소라고 할 때 식 (1)과 같이  $i$ 에 대해 수동 분할한 폐 경계까지의 최소 거리가 계산된다.

$$d_i = \min_j \| X_i^c - X_j^m \| \quad (1)$$

그림 14는 제안방법을 사용하여 분할한 결과와 전문가가 수동 분할한 결과를 비교한 것이다. 같은 환자 데이터에 대해 전문가가 수동 분할한 폐 경계와 자동 분할된 폐 경계 사이의 제곱근 거리차를 보여준다. 열 명의 환자데이터에 대해 우폐는  $0.2585 \pm 0.2665$  픽셀, 좌폐는  $0.1779 \pm 0.2629$  픽셀의 거리차를 보였다. 슬라이스 두께가 1.25mm 이하인 1~5번 데이터는 슬라이스 두께가 5mm인 6~10번 데이터에 비해 우폐는 평균 0.24 픽셀, 좌폐는 평균 0.32 픽셀 작은 거리차를 보였다.

그림 15는 제안방법으로 분할한 폐의 용적과 수동분할방법으로 분할한 폐의 용적을 비교하여 보여준다. 환자데이터에 따라 각각 다른 결과를 보였으나, 우폐의 경우 수동분할방법을 사용했을 때 평균 폐 용적이 2444cc



(a) 고정된 임계값 100 HU 사용

(b) 최적 임계값 사용

(c) 히스토그램 분석을 통해 계산한 임계값 사용

그림 13 히스토그램 분석을 통한 폐혈관 분할 결과

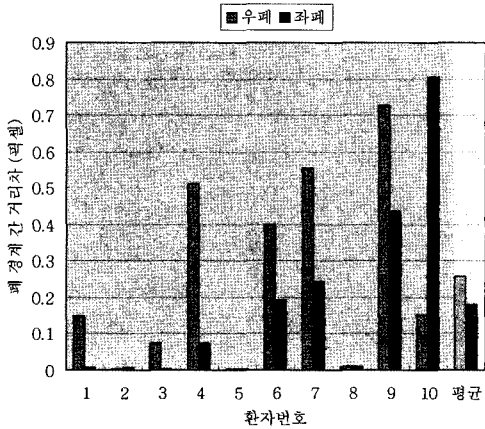


그림 14 제곱근 거리차를 이용한 정확성 평가

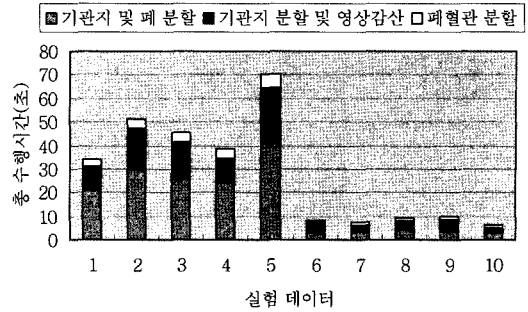
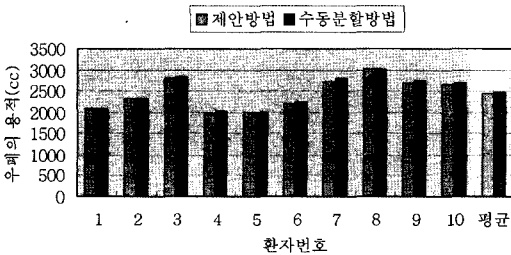
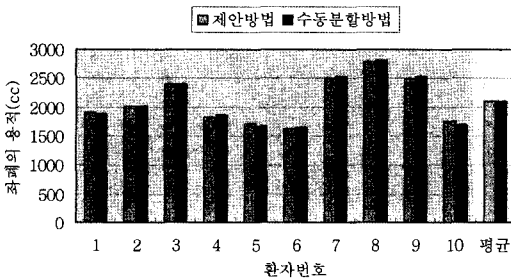


그림 16 흉부 CT 영상의 밝기값 정보를 사용한 폐 구조물 자동 분할의 총 수행시간



(a) 우폐의 용적 변화



(b) 좌폐의 용적 변화

그림 15 제안방법과 수동분할방법의 폐 용적 비교

에서 2473cc로 증가했으며, 좌폐는 두 방법을 사용한 결과 평균 폐 용적이 2102cc와 2103cc로 거의 비슷한 결과를 보였다.

그림 16은 열 명의 환자데이터의 폐, 기관지, 폐혈관 분할에 소요되는 총 수행시간을 보여준다. 기관지 및 폐 분할, 기관지 분할과 영상감산을 통한 폐 분할, 폐혈관 분할에 대해 각각 소요시간을 측정하였다. 51~446장의 슬라이스를 가지는 환자데이터에 대해 기관지 및 폐 분할, 기관지 분할 및 영상 감산, 폐혈관 분할에 각각  $15.6 \pm 14.1$ ,  $9.8 \pm 7.1$ ,  $2.5 \pm 1.9$ 초가 소요되었고 총 수행시간은  $28 \pm 23$ 초가 소요되었다.

#### 4. 결론

본 연구는 흉부 CT 영상에서 폐, 기관지, 폐혈관을 정확하게 자동 분할하기 위한 방법을 개발하였다. 제안 방법은 2차원 역 영역성장법과 3차원 연결화소군 레이블링을 통해 폐 내부의 홀과 폐 경계의 왜곡 없이 기관지와 폐를 분할할 수 있다. 특히 연결화소군 레이블링을 저해상도 볼륨에 대해 수행하여 메모리와 수행시간 측면에서 효율성을 높일 수 있다. 기관지는 제안한 3차원 분기 기반 영역성장법을 사용하여 폐로의 영역 누출 없이 정확하게 분할할 수 있다. 또한 선필터링과 후처리를 통해 기관지를 견고하게 분할할 수 있다. 분할된 기관지를 기관지 및 폐 분할 단계의 결과에서 영상 감산함으로써 정확한 폐를 분할할 수 있다. 폐혈관은 기관지 및 폐 분할 단계의 결과에 밝기값 기반 임계값 기법을 적용하여 분할한다. 히스토그램 분석을 통해 환자데이터에 따라 적절한 임계값을 설정할 수 있다. 제안방법을 평가하기 위해 폐종양을 가지고 있는 10명의 환자 데이터를 사용하였다. 정확성 평가를 위해 전문가가 수동 분할한 결과와 제안 방법의 자동 분할 결과를 정량적으로 비교하였고, 육안평가와 수행시간 측정을 수행하였다. 육안 평가는 폐, 기관지, 폐혈관이 정확하게 분할됨을 보여주며, 정확성 평가는 제안방법을 통해 분할된 폐 경계와 수동분할방법에 의해 분할된 폐 경계사이의 거리차가 우폐는 평균 0.26픽셀, 좌폐는 평균 0.18픽셀로 근소함을 보여주었다. 제안방법을 사용한 기관지 분할 결과의 정확성을 평가하기 위해, 기존 영역성장법을 사용하여 분할한 결과와 비교하였다. 또한, 히스토그램 분석을 통한 폐혈관 분할 결과를 고정된 임계값, 최적 임계값을 사용하여 분할한 결과와 비교하였다. 제안방법은 자동으로 정확하게 폐, 기관지, 폐혈관을 분할하므로 폐구조물의 정량적 평가를 위해 사용될 수 있으며, 나아가 폐질환의 진단과 연구에 활용될 수 있다.

## 참 고 문 헌

- [1] W. E. Higgins, K. Ramaswamy, R. D. Swift, G. McLennan, E. A. Hoffman, "Virtual bronchoscopy for three-dimensional pulmonary image assessment: State of the art and feature needs," RSNA Annual Meeting, 1998.
- [2] E. A. Kazerooni, "High-resolution CT of the lungs," American Journal of Roentgenology, Vol. 177, pp. 501-519, 2001.
- [3] M. S. Brown, M. F. McNitt-Gray, N. J. Mankovich, J. G. Goldin, J. Hiller, L. S. Wilson, D. R. Aberle, "Method for segmenting chest CT image data using an anatomic model: Preliminary results," IEEE Trans. Medical Imaging, Vol. 16, No. 6, pp. 828-839, 1997.
- [4] S. G. Armato, M. L. Giger, C. J. Moran, J. T. Blackburn, K. Doi, H. MacMahon, "Computerized Detection of Pulmonary Nodules on CT Scans," Radiographics, Vol. 19, pp. 1303-1311, 1999.
- [5] S. Hu, E. A. Hoffman, J. M. Reinhardt, "Accurate 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.
- [6] S. Ukil, J. M. Reinhardt, "Smoothing Lung Segmentation Surfaces in 3D X-ray CT Images using Anatomic Guidance," In Proceeding of SPIE Conference on Medical Imaging Vol. 5340, pp. 1066-1075, 2004.
- [7] K. Mori, J. Hasegawa, J. Toriwaki, H. Anno, K. Katada, "Recognition of bronchus in three dimensional x-ray CT images with application to virtualized bronchoscopy system," Proceedings of the 13th International Conference on Pattern Recognition, Vol. 3, pp.528-532, Piscataway, NJ: IEEE Press, 1996.
- [8] D. Aykac, E.A. Hoffman, G. McLennan, J.M. Reinhardt, "Segmentation and Analysis of the Human Airway Tree From Three-Dimensional X-Ray CT Images," IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 22, No. 8, August 2003.
- [9] A.P. Kiraly, W.E. Higgins, G.McLennan, E.A. Hoffman, J.M. Reinhardt, "Three-dimensional Human Airway Segmentation Methods for Clinical Virtual Bronchoscopy," Academic Radiology, Vol. 9, pp. 1153-1168, 2002.
- [10] D. Bartz, D. Mayer, J. Fischer, S. Ley, et al., "Hybrid Segmentation and Exploration of the Human Lungs," Proc. of IEEE Visualization, pp. 177-184, 2003.
- [11] 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.
- [12] P. Herzog, J.E. Wildberger, M.Niethammer, S. Schaller, U.J. Schoepf, "CT Perfusion Imaging of the Lung in Pulmonary Embolism," Academic Radiology, Vol. 13, pp. 1132-1146, 2003.
- [13] L. N. Rothenberg, K. S. Pentlow, "Radiation Dose in CT," RadioGraphics, Vol. 12, pp. 1225-1243, 1992.
- [14] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, "Digital Image Processing," Addison-Wesley Publishing Company, 1992.
- [15] G. N. Hounsfield, "Computed medical imaging," Medical Physics, Vol. 7, No. 4, pp. 283-290, 1980.
- [16] 임예니, 홍헬렌, 신영길, "하이브리드 접근 기법을 사용한 자동 폐 분할", 정보과학회논문지, 제32권, 제7호, pp. 625-635, 2005.
- [17] J. Tschirren, E.A. Hoffman, G. McLennan, M. Sonka, "Intrathoracic Airway Trees: Segmentation and Airway Morphology Analysis from Low-Dose CT Scans," IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 24, Issue 12, pp. 1529-1539, December 2005.
- [18] T. Kitasaka, K. Mori, J. Hasegawa, J. Toriwaki, K. Katada, "Automated Extraction of Aorta and Pulmonary Artery in Mediastinum from 3D Chest X-ray CT Images without Contrast Medium," Proceedings of SPIE on Medical Imaging 2002, Vol. 4684, pp. 1496-1506, 2002.
- [19] 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.



임 예 니

2001년 2월 경북대학교 컴퓨터공학과 학사. 2004년 2월 서울대학교 컴퓨터공학부 석사. 2004년 3월~현재 서울대학교 컴퓨터공학부 박사과정. 관심분야는 영상분할, 영상정합, 불륨렌더링, 애니메이션

홍 헬 렌

정보과학회논문지 : 소프트웨어 및 응용 제 33 권 제 3 호 참조