정규논문 (Regular Paper)

방송공학회논문지 제18권 제5호, 2013년 9월 (JBE Vol. 18, No. 5, September 2013)

<http://dx.doi.org/10.5909/JBE.2013.18.5.702>

ISSN 2287-9137 (Online) ISSN 1226-7953 (Print)

흉부 CT 영상의 형태학적 정보 및 Spline 보간법을 이용한 폐 및 기관지 분할 알고리즘

조 준 호^{a)†}, 김 정 철^{a)}

Lung and Airway Segmentation using Morphology Information and Spline Interpolation in Lung CT Image

Joon-Ho Cho^{a)†} and Jung-Chul Kim^{a)}

요 약

본 논문은 흉부 CT 영상에서 폐 흉벽에 결절 및 폐혈관이 붙어 있는 경우에도 폐 정보의 손실 없이 폐와 기관지를 분리할 수 있는 알고리즘을 제안 하였다. 마스크 영상의 활용은 폐 및 기관지 분할에서 시간 단축 및 성능을 향상 시킬 수 있었다. 또한 폐 흉벽과 밝기값이 같은 결절을 찾아 제거 하는 방법은 좌-우측폐의 외곽 영상을 2진 영상으로 변환하고, 형태학적 정보를 활용함으로써 가능 하였다. 마지막으로 제거된 부분의 외곽선 연결은 거리가 고려된 최적 화소 추가와 3차 Spline 보간법을 적용하였다. Matlab 시뮬레이션 결과 제안된 알고리즘은 기존 문제점이 보완됨을 확인 할 수 있었다.

Abstract

In this paper, we proposed an algorithm that extracts the airway and lung without loss of information in spite of the pulmonary vessel and nodules of the chest wall in the chest CT images. We use a mask image in order to improve the performance and to save processing time of airway and lung segmentation. In the second step, by converting left and right lungs to binary image using the morphological information, we have removed the solitary pulmonary nodule to identify the value of the threshold lung and the chest wall. The last step is to connect the outer shell of the lung with cubic Spline interpolation by adding the perfect pixel and computing the distance of the removed part. Experimental results using Matlab verified that the proposed method could overcome the drawbacks of the conventional methods.

Keyword : Chest CT Image, Computer Aided Diagnosis, Image Segmentation, Region Growing, Spline interpolation

a) 원광대학교 (Wonkwang University)

† Corresponding Author : 조준호(Joon-Ho Cho)

E-mail: cho1024@wku.ac.kr

Tel: +82-63-850-6312

※ 본 논문은 원광대학교의 2011년도 지원에 의해 수행되었음.

· Manuscript received 13, May 2013 Revised 24, July 2013 Accepted 9, August 2013

I. 서 론

컴퓨터 단층촬영(X-ray Computed Tomography, CT) 영상의 이미지 분석과 세분화를 이용한 컴퓨터 보조 진단은 의학 진단 및 치료에 사용 되고 있다. 그래서 의료 영상 분야에서 이미지 분석과 시각화는 진단 및 치료 시스템에서 중요한 부분으로 인식 되고 있다. 이러한 이유로 의료 영상 처리 및 3차원 가시화 기법은 의학 연구, 교육 및 외과적 치료나 방사선 치료 등으로 확대되고 있고 있다.

많이 연구된 의료 영상 분야는 뇌, 간, 폐 및 기관지 분야 등 이 있다. 이 중 폐 분야는 다음과 같은 특징이 있다. 폐의 내부는 대부분 공기를 포함하고 있어 CT 이미지에 어둡게 나타난다. 그리고 폐의 밀도는 가슴벽, 종격 및 격막으로 둘러싸여 있다^[1,2]. 그래서 간단하고, 높은 효율을 갖는 폐의 분할은 쉽지 않다. 하지만, 빠르고 정확한 자동 폐 분할은 폐 질환의 치료, 의료 장치와 약물 기반의 진료 경과를 확인하기 위해 필요하다.

기존의 폐 분할 방법으로는 지식기반을 활용(Fuzzy set)^[3], 롤링 볼 알고리즘^[4], 최적 임계값 기법을 적용한 방법^[5,12] 등이 있다. 그 중 지식기반(Fuzzy set) 분할은 특정 환자 모델에 대해서는 적용 할 수 있지만, 폐 분할의 정확도를 지식에 의존 하는 단점이 있다. 롤링 볼 알고리즘은 폐 결절의 외부 경계에서는 적용할 수 있지만, 폐의 안쪽 경계에서는 사용하기 어렵고, 단면 영상에서만 적용되는 등 단점이 내포되어 있다. 최적 임계값 기법은 수행 속도는 빠르나, 폐 결절 등이 폐 외곽에 포함되어 있으면 적용하기 어려운 단점이 있다.

기관지 자동 분할의 기존 연구에는 영역성장법(region growing)^[6,7], 형태학적 연산^[8], 하이브리드 방법(hybrid method)^[9-12] 등이 있다. 영역성장법을 사용한 기관지 분할은 짧은 수행 시간이 소요 되나, 폐로 영역 누출이 생길 수 있는 단점이 있다. 형태학적 연산의 알고리즘과 하이브리드 방법은 많은 수행시간이 소요되어 실제 환자에게 적용하기 어려움이 있다. 기존 연구의 문제점은 폐 흉벽에 폐 결절 및 폐 혈관이 포함되면, 폐 흉벽으로 인식되어 폐의 정보가 손실되는 것이다.

본 논문에서는 흉부 CT에서 폐 흉벽에 결절이 포함되어

있는 경우에도 폐의 영역을 자동으로 분할할 수 있는 알고리즘과 3차원 분기 기반 영역성장법을 적용한 기관지 분할 알고리즘을 제안 하였고, 순서는 다음과 같다. 첫째는, 마스크 영상을 활용하여 빠른 수행속도로 폐 및 기관지 분할을 하는 것이다. 여기서, 마스크 영상은 흉부 CT에서 가장 면적이 넓은 부분이며, 내부는 모두 영상의 가장 밝은 값으로 채운다. 둘째는, 폐 흉벽에 폐결절의 포함 여부를 파악하는 단계로 형태학적 정보, 즉, 폐 외곽의 기울기 정보를 활용하여 구하는 것이다. 마지막 단계는 폐 결절 부분을 폐 외곽에서 제거하고, 제거된 부분에 거리가 고려된 최적의 화소값을 추가하여, 3차 스플라인 보간법으로 연결하는 것이다. 제안된 알고리즘을 적용한 결과 폐 흉벽에 결절 등이 포함되어 있어도, 폐 정보의 손실 없이 폐를 분할 할 수 있었다. 이렇게 분할된 폐 및 기관지 영상에서 3차원 분기 기반 영역성장법으로 기관지를 분할하였다.

본 논문은 2장 기존의 폐 및 기관지 분할 방법과 문제점 분석, 3장 제안한 방법의 폐 및 기관지를 분할, 4장 Matlab 소프트웨어를 사용한 시뮬레이션 및 고찰, 5장 결론 순으로 구성되어 있다.

II. 기존의 연구

1. Otsu 알고리즘

주어진 영상이 L단계의 그레이 레벨로 구성되어 있다고 하자. 각 i레벨의 화소 개수를 n_i 로 하면 전체 화소의 수는 $N=n_0+n_1+n_2+\dots+n_{L-1}$ 로 표현할 수 있다. 이 경우에 i 레벨이 나타날 확률은 $p=n_i/N$, $p_i \geq 0$, $\sum_{i=1}^{L-1} p_i = 1$ 로 표현할 수 있다. 이 때, 임계값 k 보다 큰 레벨을 갖고 있는 화소 집합과 낮은 레벨을 갖고 있는 화소 집합으로 전체 화소들을 나눌 수 있으며, 이를 M_0 , M_1 클래스로 구분해서 나타내면, 각 클래스에서 화소가 나타날 확률과 각 클래스의 평균은 다음 식으로 표현 된다.

$$w_0 = \Pr(M_0) = \sum_{i=1}^{k-1} p_i = w(k) \quad (1)$$

$$w_1 = \Pr(M_1) = \sum_{i=k}^{L-1} p_i = 1 - w(k) \quad (2)$$

$$\mu_0 = \sum_{i=0}^{k-1} i p_i / w_0 = \mu(k) / w(k) \quad (3)$$

$$\mu_1 = \sum_{i=k}^{L-1} i p_i / w_1 = (\mu_R - \mu(k)) / (1 - w(k)) \quad (4)$$

여기서, w_0 : 첫 번째 클래스(M_0)의 평균값, w_1 : 첫 번째 클래스(M_1)의 평균값, $\mu_R = \sum_{i=1}^{L-1} i p_i$ 이다.

따라서 각 클래스간 분산값은 아래식과 같다.

$$\sigma_0 = \sum_{i=0}^{k-1} (i - \mu_0)^2 p_i / w_0 \quad (5)$$

$$\sigma_1 = \sum_{i=k}^{L-1} (i - \mu_1)^2 p_i / w_1 \quad (6)$$

여기서 임계값을 각 클래스 편차 차를 최대화 되도록 결정하면, 클래스 간의 편차 차는 다음과 같다.

$$\sigma_B^2 = w_0(\mu_0 - \mu_R)^2 + w_1(\mu_1 - \mu_R)^2 = w_0 w_1 (\mu_1 - \mu_0)^2 \quad (7)$$

즉, Otsu 알고리즘의 임계값은 나눈 클래스간의 평균값 차이를 최대화 시키는 값 k 를 결정하는 것이다. 이렇게 정

해진 k 를 기준으로 k 값보다 큰 레벨과 작은 레벨로 나누어 영상을 이진화하는 결과를 얻을 수 있다.

2. 2차원 역 영역성장법을 이용한 폐와 기관지의 분할 알고리즘

흉부 CT에서 밝기값 기반의 Otsu 알고리즘을 적용하여 폐와 흉부 영역의 경계값을 구한다. 그 다음 관심 영역 외부에 자동으로 씨앗점을 설정한다. 이 때, CT 단면 영상의 (0, 0) 좌표부터 대각선 방향으로 화소를 탐색하여 임계값보다 밝기값이 큰 화소를 만나면 그 화소를 씨앗점으로 설정한다. 영역성장법을 적용하여 씨앗점과 밝기값이 비슷한 흉부 영역을 분할하고, 분할 결과에 역 연산을 수행하여 폐 내부의 홀과 폐 경계의 왜곡 없이 폐와 기관지를 분할하는 방법이다.

그림 1은 원 영상에 2차원 역 영역성장법을 적용한 결과를 나타 낸 것이다. 그림 1(c)에서 보이는 것과 같이 씨앗점은 CT단면 영상의 (0, 0) 좌표에 설정한다. 이 좌표는 최적 임계값 기법에 의해 설정된 임계값보다 항상 작은 값을 가지는 공기 영역이다.

2. 기존 연구의 문제점

2차원 역영역성장법을 적용한 폐와 기관지의 분할은 이

그림 1. 흉부 CT 영상 (a) 원 영상 (b) Otsu's 알고리즘이 적용된 결과 (c) 2차원 역 영역성장법 적용결과

Fig. 1. Chest CT Image (a) Original Image (b) Otsu's algorithm to applied image (c) inverse region growing method to applied image

전의 연구인 지식기반을 활용(Fuzzy set), 롤링 볼 알고리즘, 최적 임계값 기법을 적용한 방법 보다 짧은 수행 시간과 정확도 측면에서 우수함을 보인다. 하지만 다음과 같은 두 가지 측면에서 보완이 필요하다. 첫째는 수행 속도 측면이다. 기존 방법은 역 연산의 씨앗점을 (0,0)좌표에서 시작하였다. 그 결과 그림 1-(c)에 보인 것처럼 (0,0)좌표에서 흉부 좌표 점 까지 시간이 소요된다. 이 단점을 보완하기 위해서는 역 연산의 씨앗점을 흉부 좌표 점에서 시작하는 것이다. 이것은 이전 단계인 Otsu's 알고리즘 적용 후 레이블링을 실시하면 폐 영역 중 가장 큰 그룹을 찾을 수 있다. 즉, (0,0)좌표에서 흉부 좌표 점 까지 소요시간 만큼 단축 된다.

둘째는 정확도 측면이다. 여기서 정확도란 폐 및 기관지 정보의 손실없이 폐 및 기관지를 분할 하는 것을 말한다. 흉부 CT에는 정상적인 폐 뿐만 아니라, 폐 흉벽에 결절 및 폐 혈관이 포함된 경우도 존재 한다. 이 경우에 기존의 방법을 적용하면 그림 2의 (c)와 같이 폐결절을 폐 부분이 아닌 흉부로 인식하게 된다. 이러한 단점을 보완하기 위해서는 폐 흉벽에 폐결절을 찾아 제거하고, 제거한 부분을 연결하면 된다. 그 결과 기존의 단점이 보완된 정확한 폐 및 기관지 분할을 할 수 있게 된다.

그림 2는 기존의 방법^[7]으로 Matlab 시뮬레이션한 결과이다. 그 결과 문제점으로 지적된 폐 흉벽의 폐 결절을 폐 흉부로 인식함을 알 수 있다.

III. 제안된 폐 및 기관지 분할 알고리즘

1. 형태학적 정보, Spline 보간법 및 최소거리를 적용한 폐 분할

폐, 기관지 및 폐혈관 분할의 정확도는 흉부 CT 영상에서 주변의 구조물을 세밀하게 제거하는 것부터 시작된다. 기존의 연구들은 정상인 흉부 CT를 바탕으로 진행되어 있으며, 진행 순서는 흉부 CT에서 폐와 기관지 분할, 기관지 분할 그리고 폐혈관을 분할 순 이다. 본 논문에서는 폐와

그림 3. 폐 및 기관지 분할 순서도
Fig. 3. Airway and lung segmentation flow chart

그림 2. 기존의 방법을 적용한 결과 (a,b) 원 영상 (c,d) Otsu's 알고리즘이 적용된 결과 (e,f) 2차원 역영역성장법 적용결과

Fig. 2. Result of applying the conventional method (a) Original Image (b) Otsu's algorithm to applied image (c) inverse region growing method to applied image

기관지 분할은 다음과 같은 세 단계를 통해 이뤄진다. 첫째는 마스크 영상을 활용하여 흉부 CT에서 흉부 영역만을 분리한다. 이 방법은 전체 흉부 CT 영상에서 최적 임계값과 2차의 영역성장법을 적용 하였다. 둘째는 폐 흉벽에 붙어있는 폐 결절과 폐 혈관을 찾아 제거하는 것이다. 이것은 폐의 형태학적 정보를 활용하면 찾을 수 있다. 셋째는 앞 단계에서 제거된 폐 결절 및 폐 혈관 부분을 연결하는 것이다. 이 단계에서는 3차의 spline 보간법으로 제거된 영역을 연결 할 수 있다. 그림 3은 제안된 방법에 대한 순서도이다.

1단계) 마스크 영상과 2차원 영역성장법 적용

흉부 CT에서 마스크 영상을 이용하면 흉부 이외의 잡음을 제거할 수 있다. 마스크 영상을 만들기 위해서는 원 영상에 최적 임계값, 3차원 레이블링과 2차의 영역 성장법을 사용하면 된다. 흉부 CT의 전체 영상에 최적 임계값을 적용

하면 그림 4 (b) 영상을 얻을 수 있다. 이때 모든 영상에 3차원 레이블링을 한다. 그리고 레이블링된 값 중에서 면적이 가장 큰 부분을 찾아, 외곽의 내부를 가장 밝은 값(이진 영상에서는 1)으로 채워 마스크 영상을 만든다. 마지막으로 앞 단계에서 구한 흉부 영상(그림 4(c))을 2차원 영역성장법으로 적용한다.

그림 4 (d)는 흉부 영상에서 2차원 영역성장법을 적용하여 얻은 결과이다. 이 영상은 향후 그림 4(c)영상과 차감 연산을 통하여 폐 및 기관지 분할에 이용된다.

2단계) 폐 흉벽에 붙어있는 폐 결절 제거

폐 흉벽에 폐 결절이 붙어 있는 흉부 CT는 기존의 방법을 적용하면 손실된 폐 영상을 얻게 된다. 그 이유는 폐 결절이 폐 흉벽과 밝기값이 같기 때문이다. 그림 5 (a)는 폐 결절이 포함된 영상이다. 그림 5(b)는 흉부영상과 그림 5(a)

그림4. 흉부 영상 획득 방법 (a) 원본 영상, (b)마스크 영상, (C) 흉부 영상, (d) 2차원 영역성장법 적용 결과

Fig. 4. Obtain method of Chest image (a) Original image, (b) Mask image, (c) Chest image (d)Region growing method to applied image

그림 5. 폐 흉벽 이미지 획득 (a) 역영역성장법 적용 결과 (b) 손상된 폐 영상 (c) 폐 흉벽의 2진 영상

Fig. 5. Obtained Lung breastwork Image (a) Applied inverse region growing method (b) losted lung image,(c) Binary image of Lung breastwork

그림 6. 폐의 형태학적 정보 특성
Fig. 6. Characteristics of the morphology of the lung

의 영상을 차감 연산한 결과이다. 그림 5(b)의 원으로 표시된 부분은 정보가 손실된 폐 영상이다. 이러한 단점을 보완하기 위해서는 폐 흉벽에 붙어있는 폐 결절을 찾아 제거해야 한다. 폐 결절의 포함 유무는 형태학적 정보를 활용하면 알 수 있다.

폐의 형태학 정보를 활용하기 위해서는 폐의 외곽을 먼저 구해야 한다. 폐의 외곽의 2진 영상은 Matlab bwperim() 함수를 사용하면 쉽게 구할 수 있다. 그림 5(c)는 bwperim() 함수를 사용하여 폐 외곽의 2진 영상을 나타낸 것이다.

그림 6은 본 논문에서 제안된 폐의 형태학적 정보 특성을 나타낸 것이다. 좌측폐와 우측폐의 각 구간별 기울기 정보를 활용하면 폐 결절의 유무를 알 수 있다.

여기서, 좌측 폐는 3부분으로 나뉘지며 기울기 정보는 1구간은 1사분면, 2구간은 3~4분면, 3구간은 2사분면의 각도 정보를 활용 하였다. 그리고 우측 폐도 3부분으로 분류했으며, 1구간은 2사분면, 2구간은 1~4분면, 3구간은 4사분면의 각도 정보를 활용 하였다. 폐 외곽의 기울기 각도가 분류된 조건을 만족하지 않은 부분이 폐 흉벽에 붙어있는 폐 결절이다. 형태학 정보를 활용하여 찾은 폐 결절을 제거한다.

3단계) 제거된 폐 흉벽 연결

앞 단계에서 제거된 폐 결절 부분은 폐 외곽에서 끊기게 된다. 이 단계에서는 제거된 폐 외곽을 연결하는 것이다. 3차의 Spline 보간법은 끊긴 폐 외곽 연결에 유용한 함수

이다. 하지만 끊긴 구간이 길면 직선으로 연결될 수 있다. 본 논문에서는 끊긴 폐 외곽의 거리를 고려하여 최적의 화소점을 첨가하였다. 그리고 첨가된 화소점이 포함된 폐 외곽을 3차의 Spline 보간법으로 연결하였다.

식 (8)과 (9)는 각각 최단거리를 계산과 3차의 Spline 보간법식 이다.

$$s(x) = a_i(x - x_i)^3 + b_i(x - x_i)^2 + c_i(x - x_i) + d_i \quad (8)$$

$$d = \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \quad (9)$$

폐 흉벽에 폐 결절이 발견되면 폐 결절과 연결되어 있는 폐 외곽을 제거하고, 최단 거리를 계산하여 화소점을 추가

Fig. 7. 폐 흉벽에서 폐 결절 제거 (a) 폐 흉벽에서 결절 분리 (b) 폐 결절 분리 후 흉부 영상
Fig. 7. Remove of solitary pulmonary nodules in Lung breastwork (a) Removed nodule in Lung breastwork (b) Chest image after Removed nodule

한 뒤, 3차 Spline 보간법으로 연결한다. 그림 7은 우측 폐의 2곳에서 폐 흉벽의 결절이 확인되어 제거하였고, 폐 외곽의 거리를 고려하여 각각 2개의 화소와 1개의 화소를 첨가 및 3차 Spline 보간법으로 연결된 폐 영상을 나타낸 것이다.

2. 3차원 영역성장법을 적용한 기관지 분할

기관지는 다음과 같은 특징이 있다. 첫째, 기관지는 처음에는 폐와 분리되어 있으나, 용골(기관지의 첫 번째 분기점)이 후 폐 속에 들어가게 된다. 둘째, 폐와 유사한 밝기값을 가지므로 밝기값에 기반을 둔 영역성장법을 사용하는 경우, 폐와 함께 분할되는 문제점이 있다. 이러한 특징으로 인해서 기관지 분할은 고정 임계값 기법을 적용 보다는 가변 임계값 기법을 적용해야 한다.

따라서 본 논문에서는 3차원 영역성장법과 가변 임계값 기법을 적용하여 기관지를 분할하였다.

기관지 분할 순서는 첫 번째 영상에서 용골 영상까지 폐

와 기관지 영상에서 폐 영상을 차감하여 분할하고, 그 이후부터는 식 (10)의 지역평균과 표준편차를 활용한 가변적 임계값으로 기관지를 폐로부터 분리 하였다.

$$T_{xy} = a\sigma_{xy} + bm_{xy} \quad (10)$$

여기서, T_{xy} 는 가변 임계값이며, σ 는 분산, m 은 평균을 의미하며, $a=25$, $b=1.45$ 값을 적용하였다.

그림 8(c,g)는 원 영상(a,e)과 영역성장법으로 구한 영상(b,f)을 차감 하여 폐와 기관지를 분할하였다. 그림 8(d)는 분할된 폐와 기관지(c,g)로부터 폐 영상을 차감하여 기관지를 분할 한 것이다.

그림 8(h)와 같이 기관지가 폐 내부에 포함되어 있는 경우에는 식 (10)의 가변적 임계값을 적용하면 기관지를 폐로부터 분리 할 수 있다. 이렇게 폐 및 기관지 영상으로부터 기관지만을 분리 할 수 있다. 폐 분할은 폐 및 기관지 영상에서 기관지 영상을 차감함으로써 쉽게 구할 수 있다.

Fig. 8. 기관지 분할 (a) 원 영상, (a) 영역성장법 적용 결과 (c) 폐 및 기관지 영상 (b) 기관지 영상

Fig. 8. Airway Segmentation (a,e) Original image, (b,f) Region growing method to applied image, (c,g) Image of lung and airway (d,f) Image of Airway

IV. 시뮬레이션 및 고찰

프로그램은 Matlab2011R 버전과 실험 데이터는 Quad-Core 3.4GHz와 8GB 메모리를 장착한 PC에서 수행하였다. 실험에 사용된 데이터는 폐 흉벽에 폐 결절이 포함되어 있는 CT와 정상적인 CT 두 가지 이다. 폐 흉벽에 폐 결절이 포함되어 CT의 해상도는 512×512이고, 슬라이스 수는 82장, 화소 크기는 0.68×0.68, 슬라이스 두께는 5mm이며, 정상적인 CT의 해상도는 512×512이고, 슬라이스 수

는 260장, 화소 크기는 0.66×0.66, 슬라이스 두께는 1mm 이다.

시뮬레이션 순서는 다음과 같다. 1단계는 흉부 CT 영상에서 폐와 기관지 분할이다. 폐 및 기관지 분할을 위하여 matlab에서 CT 영상을 읽는다. 그리고 2차의 영역 성장법 적용과 마스크 영상을 활용하면 흉부 영역을 분리한다. 그 다음 3차원 영역 성장법을 적용하면 폐와 기관지 영역이 분할된다. 2단계는 형태학 정보를 활용하여 폐 흉벽의 결절 여부를 탐색하는 것이다. 먼저 폐 외곽을 matlab bwperim

그림 9. 폐 및 기관지 분할 (a) 원영상, (b) 역 영역 성장법 적용 결과, (c) 기존의 방법 적용 결과, (d) 제안된 방법 적용 결과
Fig. 9. Segmentation of Lung and Airway (a) Original image, (b) Application of inverse region growing method, (c) Application of conventional method. (d) application of proposed method

()함수를 사용하여 구한다. 그림 6과 같이 좌·우 폐의 기울기 조건을 확인하여 폐 결절 부위를 찾아낸다. 탐색 결과 폐 결절이 존재하지 않으면 현재 단계에서 종료하고, 폐 결절이 존재하면 폐 결절을 제거하고, 다음 단계를 수행한다. 마지막 단계는 제거된 영역에 최적의 화소를 첨가하고 3차의 Spline 보간법으로 연결하는 것이다.

그림 9는 폐 흉벽에 폐 결절이 포함된 흉부 CT이다. 그림 9 (b)는 마스크 영상과 2차원 영역성장법을 적용한 것이다. 그림 9(b-2),(b-3)의 표시된 부분은 폐 흉벽과 밝기값이 같아 폐 흉으로 인식한 결과를 나타낸 것이다. 그 결과, 그림 9(c-2),(c-3)의 표시된 것처럼 폐 정보가 손실된 영상을 얻게 된다. 그림 9(d-2),(d-3)은 제안된 알고리즘을 적용하여 정확도가 높은 폐 및 기관지 분리를 나타낸 것이다. 여기서 정확도가 높다는 것은 폐 정보의 손실이 없는 것을 말한다.

그림 10은 폐 흉벽에 폐 결절이 포함되지 않은 정상 흉부 CT이다. 이 경우는 폐 흉벽에 폐 결절이 없으므로 기존의 방법과 제안된 방법 모두 같은 결과를 얻었다. 하지만 제안된 방법이 기존의 방법보다 시간이 단축됨을 확인 할

수 있었다.

표 1은 그림 9와 10의 결과에 대한 실행 시간을 나타낸 것이다. 기존의 방법은 (0,0)에서 대각선으로 증가하면서 씨앗점을 결정하고 영역성장법을 적용하지만 제안된 방법은 matlab의 bwlabel()함수를 사용해서 가장 큰 레이블링된 임의의 부분부터 영역성장법을 수행하므로 수행 속도가 빠름을 확인 할 수 있다. 수행 속도가 기존의 방법보다 빠른 이유는 영역성장법을 적용하기 위한 씨앗점 검색 시간의 단축과 bwlabel() 함수의 사용 때문이라고 판단된다.

표 1. 수행 시간 비교

Table 1. Comparison of runing time

구 분	수행 시간		비 고
	기존의 방법 ^[7]	제안된 방법	
폐 결절이 포함된 흉부 CT	46.4 sec	30.41 sec	82장
정상의 흉부 CT	134.82 sec	94.7 sec	260장

그림 11은 3차원 영역성장법과 가변 임계값 기법을 적용하여 기관지 분할을 나타낸 것이다. 1번 영상은 첫 번째

그림 10. 정상의 흉부 CT (a) 원 영상 (b) 영역성장법 적용 결과 (c) 폐와 기관지 영상 (d) 3차원 영상

Fig. 10. Chest CT of Normal (a) Original image,(b) Applied region growing method,(c) image of Lung and Airway,(d) 3D image

그림 11. 기관지 분할 과정

Fig. 11. Airway Segmentation Process

기관지 영상이며, 23번 영상은 첫 번째 분기점(용골)을 이
며, 32번 영상은 두 번째 분기점, 35번 영상은 세 번째 분기
점, 44번 영상은 네 번째 분기점이다.

그림 12는 위에서 설명한 폐 및 기관지 분할 영상에서
기관지 분할 영상을 차감하여 폐 영상을 3차원으로 확인한
결과이다.

그림 12. 3차원 기관지 및 폐 분할 영상
Fig. 12. 3D image of Segmented Airway and Lung

V. 결 론

본 논문에서는 흉부 CT에서 폐 흉벽에 결절이 포함되어
있는 경우에도 폐의 영역을 자동으로 분리할 수 있는 알고
리즘과 3차원 분기 기반 영역성장법을 적용하여 기관지 분
할 알고리즘을 제안 하였다. 이 방법은 마스크 영상을 활용
한 폐 및 기관지 분할, 폐의 형태학적 정보를 이용한 폐 흉
벽의 폐 결절 검색 및 제거, 제거된 폐 외곽 부분은 거리가
고려된 최적의 화소 추가 및 3차 스플라인 보간법으로 연결
하는 것이다. 제안된 방법은 폐 흉벽에 결절이 포함된 흉부
CT와 정상적인 흉부 CT 모두에서 사용됨을 확인 할 수 있
었고, 시간적 측면에서도 빠른 수행 속도를 보였다. 향후
연구는 폐 면적과 변화율 등을 활용한 폐 질환 진단 알고리
즘에 관하여 연구할 계획이다.

참 고 문 헌

- [1] A. Jemal, T. Murray, E. Ward, A. Samuels, R. C. Tiwari, A. Ghafoor, E.J. Feuer, and M. J. Thun, "Cancer statistics, 2005," *Cancer J. Clin.*, vol.55, pp. 10 - 30, 2005.
- [2] JS. J. Swensen, J. R. Jett, T. E. Hartman, D. E. Midthun, S. J. Mandrekar, S. L. Hillman, A. M. Sykes, G. L. Aughenbaugh, A. O. Bungum, and K. L. Allen, "CT screening for lung cancer: five year pro-spective
- [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] 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.
- [7] Yeny.Yim, Helen. Hong, "Automatic Segmentation of Pulmonary Structures using Gray-level Information of Chest CT Images," *Journal of KIISE : Software and Applications*, vol.33, no.11, pp.942-952, Nov. 2006.
- [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] Yeny.Yim, Helen. Hong, Yeong Gil. Shin, "Automatic Lung Segmentation using Hybrid Approach," *Journal of KIISE : Software and Applications*, vol.32, no.7, pp.625-635, July. 2005.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] Min Jung. Shin, DoYeon.Kim, "Phased Segmentation of Human Organs On the MDCT Scans," *Journal of Korea Multimedia 'society* vol.14 No11, pp. 1383-1391, November 2011.

저 자 소 개

조 준 호

- 2002년 2월 : 원광대학교 대학원 제어계측공학과(공학석사)
- 2007년 2월 : 원광대학교 대학원 제어계측공학과(공학박사)
- 2007년 4월 ~ 2009년 3월 : 원광대학교 전자및제어공학부 전임강사
- 2009년 4월 ~ 현재 : 원광대학교 전자융합공학과 조교수
- 주관심분야 : 지능형제어, 로봇비전, 의료영상처리

김 정 철

- 2002년 2월 : 원광대학교 제어계측공학과 공학석사
- 2007년 8월 : 전북대학교 메카트로닉스공학과 공학박사
- 2012년 11월 ~ 현재 : 원광대학병원 영상의학기반 폐 및 골질환 연구센터 연구원
- 주관심분야 : 이산사건시스템, 이산제어, 의료영상처리