논문 2014-51-2-23

형태학 정보와 개선된 롤링 볼 알고리즘을 이용한 폐, 기관지 및 폐혈관 자동 분할

(Automatic Segmentation of Lung, Airway and Pulmonary Vessels
using Morphology Information and Advanced Rolling Ball Algorithm)

조 준 호*

(Joon-Ho Cho[©])

요 약

본 논문은 흉부 CT에서 폐, 기관지 및 폐혈관을 자동으로 분할 할 수 있는 알고리즘을 제안 하였다. 제안된 방법은 3단계로 진행된다. 첫째는 최적 임계값과 3차원 레이블링을 통한 영역성장법으로 폐 및 기관지를 분할한다. 둘째는 기관지의 형태학적 정보를 활용하여 기관지의 첫 번째 분기점(용골)까지는 차감연산으로, 이후부터는 가변적 임계값 기법을 적용하여 기관지를 분할한다. 셋째는 폐에 대한 복원 과정으로 좌/우측 폐를 분리하고, 개선된 롤링 볼 알고리즘을 적용하여 폐 외곽의 이상 유무를 확인하며, 이상이 발견되면 그 부분을 제거하고, 2차 다항식 형태로 폐 외곽을 연결시킴으로서 정상적인 폐로 복원한다. 마지막으로 폐혈관은 임계 값 기법의 3 차원 레이블링과 3 차원 영역성장법을 적용하여 분할하였다. 시뮬레이션 결과 폐 주변조직의 손실 없이 정확하게 분할됨을 확인 할 수 있었다.

Abstract

In this paper, the algorithm that can automatically segment the lung, the airway and the pulmonary vessels in a chest CT was proposed. The proposed method is progressed in three steps. In the first step, the lung and the airway are segmented by the region growing law through the optimal threshold and three-dimensional labeling. In the second, from the start point to the first carina of the airway is segmented by the deduction operation, and the next airway of the bifurcations are segmented by applying a variable threshold technique. In the third step, the left/right lungs are divided by the restoration process for the lung, and the outside of lungs for abnormal is checked by applying the advanced rolling ball algorithm, and if abnormal is found, that part is removed, and it is restored to the normal lungs by connecting the outside of the lung in the form of second-order polynomial. Finally, pulmonary vessels are segmented by applying the three-dimensional connected component labeling method and three-dimensional region growing method. As the results of simulation, it could be confirmed that the pulmonary vascular is accurately divided without loss of tissue around lung.

Keywords : Chest CT Image, Airway Image, Lung Image, Image Segmentation, Region Growing

I. 서 론

의료 영상 분야에서 이미지 분석과 시각화는 진단 및

치료 시스템에서 중요한 부분으로 인식 되고 있다. 그래서 의료 영상처리 및 3차원 가시화 기법은 의학 연구, 교육 및 외과적 치료나 방사선 치료 등으로 확대되고 있고 있다. 의료 영상 분야 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 갖도록 폐 분할을 하기는 쉽지 않다. 하지만, 빠르고 정확한 자동 폐 분할은 폐 질환의

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

© Corresponding Author(E-mail: cho1024@wku.ac.kr)

※ 이 논문은 2012학년도 원광대학교의 교비지원에 의해 수행되었음.

접수일자: 2013년11월12일, 수정완료일:2014년1월29일

치료와 의료 장치와 약물 기반의 진료 경과를 확인하기 위해 필요하다.

기존의 폐 분할 방법으로는 지식기반을 활용(Fuzzy set)한 분할 방법^[3], 롤링 볼 알고리즘을 사용하는 방법^[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 속도가 빠르나, 폐 결절 등이 폐 외곽에 포함되어 있으면 적용하기 어려운 단점이 있다. 본 논문에서는 개선된 롤링 볼 알고리즘을 제안하여 기존의 방법을 보완하였다. 그리고 폐 결절이 포함된 경우에는, 폐 외곽에 붙어 있는 폐 결절 부분을 2차 다항식 형태로 보간 함으로써 정상적인 폐로 복원하였다.

기관지 자동 분할의 기존 연구에는 영역성장법(region growing)^[6~7], 형태학적 연산^[8], 하이브리드 방법(hybrid method)^[9~12] 등이 있다. 영역성장법을 사용한 기관지 분할의 경우 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 폐혈관을 포함되어 있으면, 폐 흉벽으로 인식되어 폐의 정보가 손실되는 것이다. 본 논문에서는 기관지의 형태학적 정보와 가변적 임계값 기법을 적용하여 기존의 방법을 보완하였다. 정확한 폐 분할은 폐혈관 분할에도 영향을 미치므로 중요하다.

폐혈관을 추출하는 기법들은 크게 패턴인식에 기반을 둔 방법, 모델기반 접근 방법, 궤적 추적에 기반을 둔 방법, 인공지능에 기반을 둔 접근방법, 신경망 기반 접근 방법, 관 형태의 물체 탐지 및 접근 방법, 밝기값 기반 임계값 기법으로 분류할 수 있다^[7, 13~17]. 밝기값에 기반을 두고 분할한 폐 영상은 폐혈관과 폐의 밝기값 차이가 크게 나타나므로 초기 분할을 위해 밝기값 기반 임계값 기법이나 영역성장법이 주로 사용된다. 본 논문에서는 밝기값 기반 임계값 기법의 영역성장법을 변형한 3차원 영역성장법을 적용하였다.

본 논문에서는 흉부 CT에서 폐, 기관지 및 폐혈관을 자동으로 분할 할 수 있는 알고리즘을 제안 하였다. 첫째, 폐 및 기관지 분할 방법은 최적 임계값과 3차원 레

이블링을 통한 영역성장법으로 구한다. 그 결과 흉부 CT에서 잡음이 제거된 폐와 기관지 영상을 획득할 수 있다. 둘째, 기관지 분할 방법은 기관지의 형태학적 정보를 활용하여 기관지의 첫 번째 분기점(용골)과 이후로 분리한 2단계로 구하였다. 용골을 찾는 방법은 3차원 영상에 대한 중심값의 변화가 오차 범위를 벗어나는 것을 확인함으로써 구할 수 있고, 용골 이후는 가변적 임계값 기법을 적용하였다. 셋째, 폐 분할 방법은 좌/우측 폐를 분리하고, 개선된 롤링 볼 알고리즘을 적용하여 폐 외곽의 이상 유무를 확인하고, 이상이 발견되면 그 부분을 제거하고, 2차 다항식 형태로 폐 외곽을 연결시킴으로서 정상적인 폐로 복원한다. 마지막으로, 폐혈관 분할은 밝기값 기반 임계값 기법의 영역성장법을 변형한 3차원 영역 성장법을 적용하여 폐혈관을 분할하였다.

본 논문은 II장 제안한 방법의 폐, 기관지 및 폐혈관 자동 분할, III장 Matlab 소프트웨어를 사용한 시뮬레이션 및 고찰, IV장 결론으로 구성되었다.

II. 제안된 폐, 기관지 및 폐혈관 자동 분할

폐, 기관지 및 폐혈관 분할의 시작은 흉부 CT 영상에서 흉부 영상만 남기고 주변의 구조물을 세밀하게 제거하는 것부터 시작된다. 본 논문에서는 다음과 같은 4 단계를 통해 폐, 기관지 및 폐혈관 분할을 실시하였으며, 제안된 알고리즘은 그림 1과 같다.

첫째, 흉부 CT에서 다른 구조물이 제거된 흉부 영역만을 획득하는 것이다. 적용된 방법은 전체 흉부 CT 영

그림 1. 제안된 알고리즘
Fig. 1. Proposed Algorithm.

상에서 최적 임계값과 3차의 영역성장법을 적용 하였다. 둘째, 기관지 및 폐 영상에서 기관지만을 분할하는 것이다. 기관지의 첫 번째 분기점까지는 2차원 영역성장법을 적용하며, 첫 번째 분기점 이후부터는 파라미터 값 및 3차원 영역성장법으로 기관지를 분할 할 수 있다. 셋째 폐 분할은 열림 연산을 통한 좌/우측폐의 분리, 개선된 톨링 볼 알고리즘을 적용하여 폐 외곽의 이상 유무를 확인 하였다. 그리고 이상이 있으면, 이상이 있는 부위를 제거하고 새롭게 2차 다항식으로 폐 외곽을 연결 하였다. 그 결과, 폐 흉벽에 질환이 포함되어 1단계에서 손실된 부분을 복원하였다. 마지막 단계인 폐혈관 분할에서는 폐 영상에서 밝기값 기반 임계값을 구하고, 3차원 영역성장법을 이용하여 폐혈관을 분할하였다.

1. 폐 및 기관지 분할

Otsu 알고리즘은 영상의 분할을 위해서 많이 사용되는 방법 중 하나이다. 본 논문에서는 흉부 CT 영상에서도 밝기값에 따라 흉부 영역에서 폐와 기관지 영역을 분할하는데 1차적으로 적용하였다. 하지만 이 방법을 적용하면 신체의 다른 장기와 의자 등의 잡음이 포함되어 된다. 그래서 후처리가 필요하며, 본 논문에서는 3차원 레이블링을 통한 3차원 영역성장법을 적용하였다.

그림 2. 기존의 폐와 기관지 분할
Fig. 2. Existing lung and Airway Segmentation.

그림 3. 3차원 연결요소 레이블링에 의한 폐와 기관지 분할
Fig. 3. Segmentation of Lung and Airway by Three-Dimensional Connected Component Labeling.

그림 2는 Otsu 알고리즘을 적용한 3차원 영상이다. 그림에 표시한 것처럼 잡음이 포함되어 있다.

3차원 레이블링을 통한 3차원 영역성장법은 다음과 같은 순서로 진행된다. 먼저 3차원으로 연결된 모든 부분에 레이블링을 한다. 그리고 가장 큰 면적을 갖는 레이블 찾는다. 여기서 가장 큰 면적을 갖는 레이블이 폐와 기관지이다. 마지막으로 임의의 씨앗점을 선정하고, 3차원 영역 성장법을 적용한다. 그 결과 폐와 기관지 영역만 남게 되고, 잡음은 모두 제거된다. 그림 3은 잡음이 제거된 폐 및 기관지 영상으로 그림 2에서 포함된 잡음이 제거됨을 확인 할 수 있다.

2. 기관지 분할

기관지 분할은 형태학적 정보와 가변 임계점 기법을 결합하여 분할하였다. 그림 4는 기관지의 3차원 형태를 나타낸 것이다. 기관지의 시작점으로부터 용골까지는 중심 좌표(x,y)의 분석을 통해 구할 수 있다. x 좌표는 슬라이스 간격으로 일정하게 증가한다. 하지만 y좌표는 기관지의 중심 값으로 용골 이후 급격히 증가 또는 감소하게 된다. 기관지의 용골이 이후의 기관지는 폐의 내부에 존재하게 되므로, 고정 임계값 기법보다 가변 임계값 기법을 적용하였다.

그림 4의 화살표는 첫 번째 분기점을 나타낸 것이다. 두 번째 특징을 고려하여 가변 임계값 기법을 적용하여 기관지를 분할하였다.

$$T_{xy} = a\sigma_{xy} + bm_{xy} \quad (1)$$

그림 4. 기관지의 형태학적 특성
Fig. 4. Morphological Characteristics of Airway.

표 1. 유전자 알고리즘의 초기 정보
Table 1. A list parameters of genetic algorithms.

No of generation	1000
Population size	40
Crossover rate	70%
Mutation rate	3%
binary bit	10 bit

여기서, T_{xy} 는 가변 임계값이며, σ 는 분산, m 은 평균을 의미한다. 그리고 a , b 값은 비선형 최적화 유전자 알고리즘을 적용하였으며, 조건은 표 1과 같다. 표 1의 조건을 적용하여 파라미터 $a=25$, $b=1.45$ 의 값을 구하였다.

3. 폐 분할

폐 분할은 폐 및 기관지 영상에서 기관지 영상을 차감함으로써 쉽게 구할 수 있다. 하지만 폐 흉벽에 폐 결절이 붙어 있는 경우에는 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)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 찾고 폐 흉벽을 복원해야 한다. 본 논문에서는 폐 흉벽의 이상 유무를 개선된 롤링 볼 알고리즘으로 확인 하였다. 폐 흉벽의 이상 유무 확인은 다음과 같은 순서로 수행된다. 첫째는 좌/우측폐가 붙어 있는

그림 5. 폐 흉벽 이미지 획득
(a) 역영역성장법 적용 결과 (b) 손상된 폐 영상
Fig. 5. Obtained Lung breastwork Image.
(a) Applied inverse region growing method
(b) losted lung image.

그림 6. 폐 영상 (a) 붙어있는 폐 영상,
(b) 떨어진 폐 영상
Fig. 6. Lungs Image (a) Contacted Lungs Image,
(b) Separated Lung Image

경우는 폐를 분리한다. 영상의 열림 연산은 일반적으로 불록하게 나온 부분을 제거하며, 좁은 연결을 끊는 연산이므로 좌/우측폐를 분리할 수 있다.

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (2)$$

식 (2)는 열림 연산으로 구조적요소 B에 의한 A의 열림 연산을 나타낸 것이다. 본 논문에서는 matlab `strel('disk',10)`을 사용하여 열림 연산을 수행하였다. 그림 6의 (a)는 좌/우측 폐가 붙어 있지만, 열림 연산 결과 그림 6의 (b)와 같이 좌/우측 폐가 떨어진 영상을 획득할 수 있다.

둘째는 개선된 롤링 볼 알고리즘의 적용이다. 이를 위해서 폐 외곽의 2진 영상을 구하는 전처리 작업이 필요하다. 폐 외곽의 2진 영상은 Matlab `bwperim()` 함수를 사용하면 쉽게 구할 수 있다. 그림 7은 `bwperim()` 함수를 사용하여 폐 외곽의 2진 영상을 나타낸 것이다.

개선된 롤링 볼 알고리즘은 다음과 같은 순서로 수행된다. 1단계는 폐 외곽의 형태학 정보인 기울기를 확인하여 지역 극소와 지역 극대 화소를 찾는다. 여기서 폐 외곽을 x좌표와 y좌표로 분리하여 각각의 지역극소를 찾는다. 지역 극대와 극소는 폐 외곽의 기울기와 미분 값을 활용하면 구할 수 있다. 그림 8은 1단계의 내용을 그림으로 나타낸 것이다.

그림 8(a),(b)는 폐 외곽의 x좌표와 y좌표에 대한 지

그림 7. 폐 외곽의 2진 영상
Fig. 7. Binary image outside of Lung.

그림 8. 폐 외곽의 지역극대와 극소 (a) x 좌표, (b) y좌표
Fig. 8. Local Maximum and Minimum of Outside of Lung (a) x-coordinate, (b) y-coordinate.

그림 9. 폐 외곽 복원 (a) 지역극대 극소를 폐 외곽의 표시, (b) 정상적인 좌표가 제외된 표시
Fig. 9. Restoration of Outside of Lung (a) Indication of Local Maximum and Minimum on Outside of Lung, (b) Indication that Normal Coordinates are excluded.

그림 10. 우 측폐 분할
(a) 폐 흉벽에서 결절 분리 (b) 폐 흉벽 연결
Fig. 10. Segmentation of Right Lung (a) Separation of Nodule from Lung Breastwork, (b) Connection of Lung Breastwork.

그림 11. 좌 측폐 영상
(a) 좌 측폐 영상 (b) 좌측폐의 180° 회전 영상
Fig. 11. Image of Left Lung (a) Image of Left Lung, (b) 180° Rotation Image of Left Lung.

역 극소점은 파란색으로 극대점은 빨간색으로 표현한 것이다. 2단계는 1단계에서 구해진 극대 및 극소 값 중 정상적인 좌표를 제거하는 단계이다. 그림 9 (a)에서와 같이 폐 외곽에 이상이 발생한 지점은 x와y축의 극대와 극소가 같이 있음을 알 수 있다. 그림 9(b)는 x좌표와 y

좌표가 일정한 거리에 있지 않고 독립되어 있는 좌표 값을 제거하여 폐 결절이 있는 부분만 표시한 것이다.

3단계는 정상적인 폐 외곽으로 복원하는 것이다. 적용된 방법은 2단계의 좌표값 중 일정한 거리내의 좌표로 분리한 뒤 분리된 좌표의 시작과 끝 좌표를 연결해주는 것이다. 이때 시작과 끝 좌표를 직접 연결하면 직선이 되므로 중간에 한 개의 좌표를 추가해서 3개의 점을 잇는 2차 곡선으로 보간 하였다. 식(3)과 (4)는 각각 좌표 사이의 거리 계산과 2차의 회귀 곡선식 이다.

$$d = \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \quad (3)$$

$$s(x) = a_0x^2 + a_1x + a_2 \quad (4)$$

여기서 식(4)의 다항식값(a_0, a_1, a_2)은 시작과 끝 좌표 값으로부터 구한다. 그림10은 폐 흉벽의 이상한 곳을 찾아 시작과 끝점을 2차 곡선으로 연결하여, 정상적인 우측 폐 분할을 나타낸 것이다. 분리된 좌측 폐 점점은 그림 11과 같이 좌측 폐 영상을 180° 회전시켜 우측 폐와 같은 수행 순서로 적용 하면 된다.

4. 폐혈관 분할

일반적으로 CT 영상에서 폐혈관의 평균 밝기값은 20 ~350 HU 범위에 있지만^[18], 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 폐혈관을 분할하기 위해서는 다양한 환자 데이터에 효과적으로 적용할 수 있는 임계값을 설정해주어야 한다. 본 논문에서는 그림 12와 같이 흉부 CT영상에서 각 구조물^[19~20](폐, 기관지, 폐혈관, 흉부, 뼈 등)의 밝기값 정보를 활용하여 밝기값 기반 임계값 기법의 3차원 레이블링과 3차원 역성장법을 적용하여 폐혈관을 분할하였다.

그림 12. 흉부 CT에서 각 기관의 밝기값 분포
Fig. 12. Intensity distribution of each organ in Chest CT.

III. 시뮬레이션 및 고찰

프로그램은 Matlab2011R 버전과 Quad-Core 3.4GHz 에 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 있는 CT의 해상도는 512×512이고, 슬라이스 수는 82장, 화소 크기는 0.68×0.68, 슬라이스 두께는 5mm이며, 정상적인 CT의 해상도는 512×512이고, 슬라이스 수는 260장, 화소 크기는 0.66×0.66, 슬라이스 두께는 1mm 이다. 시뮬레이션 순서는 다음과 같다. 1단계는 흉부 CT 영상에서 폐와 기관지 분할이다. 3절에서 설명한 최적 임계값과 3차원 레이블링에 의한 3차원 영역성장법을 적용하였다. 그림 13은 두 종류의 흉부 CT 의 1단계 폐와 기관지 분할의 결과를 각각 나타내었다.

2단계 폐와 기관지의 분리이다. 기관지 분할은 분기 기반 3차원 영역성장법과 가변적 임계값 기법 적용을

그림 13. 폐 와 기관지 분할

(a) 5mm 인 흉부 CT (b) 1mm 인 흉부 CT

Fig. 13. Lung and Airway Segmentation.

(a) Chest CT of 5mm (b) Chest CT of 1mm

그림 14. 폐 및 기관지 분할 (a) 5mm 인 흉부 CT (폐 결절 포함) (b) 1mm 인 흉부 CT(정상인)

Fig. 14. Lung and Airway Segmentation (a) Chest CT of 5mm (b) Chest CT of 1mm.

적용하여 분할하였고, 폐와 기관지 분리는 차감 연산을 수행을 통하여 분리하였다. 그림 14는 저선량 흉부 CT(5mm: 폐 결절 포함)와 마이크로 흉부 CT(1mm: 정상인)의 폐와 기관지 분리를 나타낸 것이다.

2단계 폐와 기관지의 분리이다. 기관지 분할은 분기 기반 3차원 영역성장법과 가변적 임계값 기법 적용을 적용하여 분할하였고, 폐와 기관지 분리는 차감 연산을 수행을 통하여 분리하였다. 그림 14는 저선량 흉부 CT(5mm: 폐 결절 포함)와 마이크로 흉부 CT(1mm: 정상인)의 폐와 기관지 분리를 나타낸 것이다.

3단계, 폐 분할에서는 좌/우측 폐를 분리하고, 제안된 개선된 롤링 볼 알고리즘을 적용하여 폐 외곽의 이상 유무를 확인하고, 이상이 발견되면 그 부분을 제거하고, 2차 다항식 형태로 폐 외곽을 연결시킴으로서 정상적인 폐로 복원하였다. 이 방법은 좌/우측 폐를 분리하고, 개선된 롤링 볼 알고리즘을 적용하여 폐 외곽의 이상 유무를 확인하고, 이상이 발견되면 그 부분을 제거하고, 2차 다항식 형태로 폐 외곽을 연결시킴으로서 정상적인 폐로 복원하였다.

그림 15는 폐 흉벽에 폐 결절이 포함된 저선량 흉부 CT(5mm)이다. 그림 15(a)는 마스크 영상과 2차원 영역성장법을 적용한 것이다.

그림 15(b)는 기존의 방법으로 폐 외곽을 분할한 것이다. 폐 결절이 포함된 그림 15(b-2),(b-3)의 폐 흉벽과 밝기 값이 같아 폐 결절을 폐 흉벽으로 인식한 결과로, 폐 외곽이 손상된 것을 볼 수 있다.

그림 15(c)는 기존의 방법으로 분할된 폐 외곽에 대하여 지역 극대와 극소를 구한 것이다. 그림 15(c-1), (c-3)은 폐 흉벽을 x좌표에 대해서 2차원으로 지역극소와 극대를 포함해서 나타냈으며, 그림 15(c-2), (c-4)는 y좌표에 대해서 나타 내었다.

그림 15(d)는 제안한 개선된 롤링 볼 알고리즘을 적용하여 폐 분할을 한 결과를 나타낸 것이다. 폐 결절이 포함된 그림 15(b-2),(b-3)는 그림 15(d-2),(d-3)으로 폐 정보의 손실이 없이 분할됨을 확인 할 수 있다.

그림 15(e)는 기존의 방법과 제안된 방법의 3차원 폐 영상을 나타낸 것이다. 폐 결절이 포함된 폐를 기존의 방법으로 분할하여 3차원 영상을 구하면, 그림 15(e-1)의 빨간색으로 표시된 부분처럼 폐 영상의 손실된다. 하지만 제안된 방법으로 폐의 3차원 영상을 구하면, 그림 15(e-2)처럼 손실된 부분이 복원됨을 알 수 있다. 그림 15(e-3)은 손실되어 복원된 폐의 영상을 3차원으로 나타낸 것이다. 그림 16은 폐 흉벽에 폐 결절이 포함되

그림 15. 폐 분할 (a) 원영상, (b) 역 영역 성장법 적용 결과, (c) x, y축에 대한 극대 극소값, (d) 보정된 폐 영상 (e) 3차원 폐 영상

Fig. 15. Lung Segmentation

(a) Original Image, (b) Result of Region Growing Method Applying, (c) Maximal and Minima Value for x, y-axis, (d) Calibrated Lung Image, (e) Three-dimensional Lung Image.

지 않은 정상의 흉부 CT이다. 이 경우는 폐 흉벽에 폐 결절이 없으므로 기존의 방법과 제안된 방법 모두 같은 결과를 얻는다.

폐 분할에 대하여 기존의 방법과 제안된 방법에 대하여 비교한 결과이다. 표 2에서와 같이 제안된 개선된 롤링 볼 알고리즘을 적용하면 기존의 방법보다 정확하

고 좀 더 빠른 수행 속도를 알 수 있다.

폐혈관은 흉부 CT영상에서 각 구조물의 밝기값 정보를 활용하면 쉽게 구할 수 있다. 첫 번째 단계의 폐 및 기관지 분할의 최적 임계값보다 조금 더 큰 값으로 결정하면 된다. 그렇게 되면 시간적으로 빠른 시간에 폐혈관을 분할할 수 있다.

그림 16. 정상인 폐 영상

Fig. 16. Normal Lung Image.

표 2. 수행 시간 비교

Table 2. Comparison of runing time.

구 분	수행 시간		비 고
	기존의 방법 ^[7]	제안된 방법	
폐 결절이 포함된 흉부 CT	46.4 sec	28.38 sec	82장
정상의 흉부 CT	134.82 sec	91.6 sec	260장

그림 17. 폐혈관 분할 결과

Fig. 17. Result of pulmonary vessels segmentation.

IV. 결 론

본 논문에서는 흉부 CT에서 폐, 기관지 및 폐혈관을 자동으로 분할 할 수 있는 알고리즘을 제안 하였다. 폐 및 기관지 분할은 최적 임계값과 3차원 레이블링을 통한 영역 성장법으로 구하였다. 그 결과 흉부 CT에서 잡음이 제거된 폐와 기관지 영상을 획득할 수 있었다. 기관지 분할은 기관지의 형태학적 정보를 활용하여 기관지의 첫 번째 분기점(용골)까지는 차감연산을 실시하였고, 용골 이후로 용골 이후는 가변적 임계값 기법을 적용하여 분할하였다. 폐 분할은 개선된 롤링 볼 알고리즘을 제안하여, 폐 흉벽에 폐 결절 검색 및 2차 다항식형태로 폐 외곽을 보정하여 정상적인 폐 형태를 복원하였다. 마지막으로 폐혈관 임계값 기법의 3차원 레이블링과 3차원 영역성장법을 적용하여 분할하였다.

이와 같이 제안된 방법은 폐 분할에 있어 기존의 방법보다 시간적으로 단축되는 효과와 손실된 폐 영상을 복원하는 등 정확도 측면에서도 우수함을 보였다. 이

렇게 제안된 자동화 알고리즘은 폐질환 환자에게 치료 과정에 대한 자동 분석을 할 수 있으며, 폐, 기관지 및 폐혈관의 영상 바이오 마커 개발과 진단 치료 시스템에 활용될 수 있다.

REFERENCES

- [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] S. 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 prospective
- [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.
- [13] Hyun-Soo Kim, Shao-Hu Peng, Khairul Muzzammil, and Deok-Hwan Kim, "Pulmonary Vessel Extraction and Nodule Reclassification Method Using Chest CT Images," Journal of The Institute of Electronics Engineers of Korea, vol. 46-CI, No 6, pp.35-43, November 2009.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] Min-Jun Shin, Do-Yeon Kim, "Pulmonary vascular Segmentation and Refinement On the CT Scans," The Journal of the Korean Institute of Information and Communication Engineering, Vol. 16, No 3, pp.591-597, Mar 2012.
- [18] 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.
- [19] L. N. Rothenberg, K. S. Pentlow, "Radiation Dose in CT," RadioGraphics, Vol. 12, pp. 1225-1243, 1992.
- [20] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, "Digital Image Processing," Addison-Wesley Publishing Company, 1992.

저 자 소 개

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, 의료영상처리>