흉부 MDCT 영상을 이용한 신체 장기의 단계별 분할

신민준[†], 김도연^{†*}

요 약

향상된 기능을 가진 최신 의료장비들의 등장으로 하드웨어 성능에 부합하는 효과적인 영상처리 및 분석의 중요성이 부각되고 있으며, 2차원 의료 영상처리 및 3차원 영상 재구성에 관한 많은 연구들이 진행되고 있다. 본 논문은 흉부 CT 영상을 사용하여 신체 장기를 단계별로 분할 하였으며, 분할된 결과 영상을 3차원으로 재구성 하였다. 다양한 영상분할 방법중 영역 확장법 및 효과적인 분할을 위해 선명화와 감마 조절등과 같은 영상 향상 기법을 적용하였으며, 기관지를 포함한 폐, 기관지, 폐 등의 순서로 영상을 분할하였다. 분할된 신체 장기 영상을 VTK를 사용하여 3차원 영상으로 재구성 하였으며, 병변 진단을 위한 2차원 및 3차원 의료 영상 처리와 분석에 활용될 것으로 판단된다.

Phased Segmentation of Human Organs On the MDCT Scans

Min Jun Shin[†], Do Yeon Kim^{†*}

ABSTRACT

Following the appearance of the latest medical equipment with improved function, the importance of image analysis which enables effective image processing and analysis consistent with the hardware performance is on the rise. As well as, ongoing study is being done on the 2D medical image processing and 3D reconstruction. This paper segments chest CT images into each stage and finally shows 3D reconstruction of each segmented result. Among various image segmentation methods, Region Growing and apply sharpening and Gamma Controller as for image improvement for effective segmentation, image segmentation in order of bronchus and lung, bronchus, lung. Human organs image of segmented is use VTK(Visualization Toolkit) to make 3D reconstruction, two and three-dimensional medical image processing and analysis for lesions diagnosis are able to utilized.

Key words: Image Segmentation(영상 분할), Bronchus(기관지), Region Growing(영역 확장기법), Visualization(시각화)

1. 서 론

최근 컴퓨터를 이용한 의료 영상 처리 및 시각화의 발달로 컴퓨터단층촬영(CT: Computed Tomography) 영상을 이용한 기관지 확장증을 포함하는 폐질환 진단의 신뢰도가 높아지고 있다. 특히 16채널, 32채널, 64채널 등을 지원하는 MDCT(Multi-Detector CT

System)를 비롯한 향상된 의료장비의 등장으로, 획득되어지는 영상의 질이 높아져 감에 따라 하드웨어 성능에 부합할만한 영상 분석이 요구 되고 있다.

흉부 컴퓨터단층촬영(CT) 영상은 폐와 폐 주변의 해부학적 형태 파악이 쉽고 3차원 시각화의 입체적 영상 획득으로 질환의 진단과 병후 예측의 활용성이 크다[1]. 각종 폐 질환의 효과적인 분석 및 진단을

※ 교신저자(Corresponding Author): 김도연, 주소: 순천시 매곡동 315 순천대학교 컴퓨터공학과, 전화: 061)750-3628, FAX: 061)750-3620, E-mail: dykim@sunchon.ac.kr
접수일: 2011년 7월 1일, 수정일: 2011년 9월 8일
완료일: 2011년 10월 11일

[†] 정회원, 순천대학교 컴퓨터과학과
(E-mail: s_mailbox@naver.com)

^{†*} 정회원, 순천대학교 컴퓨터공학과
(E-mail: dykim@sunchon.ac.kr)

위해 기관지와 폐의 정확한 분할이 요구되며, 향상된 하드웨어 성능에 시너지 효과를 줄 수 있는 영상 분석의 중요성이 부각되고 있다. 이러한 트렌드에 맞춰 영상 분석 기법들이 발전하여 왔고 ITK(Insight Toolkit), OpenCV를 비롯한 각종 오픈소스 기반의 영상 분석 및 처리를 위한 다양한 라이브러리들이 개발되었다.

2. 관련연구

ITK(Insight Toolkit)는 미국 국립 보건원(NIH)에 속해 있는 미국 국립 의료 박물관(NLM)의 주도로 1999년 이래 개발되어 오고 있으며, 의료 영상의 분할과 정합을 위한 오픈소스 소프트웨어 시스템이다. OpenCV는 CPU 집약적 응용 프로그램의 성능 향상을 위한 연구로 시작되었으며, 실시간 컴퓨터 비전을 위한 라이브러리로서[2] 멀티 플랫폼 지원으로 활용도가 높고 최근 무인 자동차의 시각화 시스템에 자주 사용되고 있다. 3차원 시각화를 위한 OpenGL과 VTK(Visualization Toolkit)와 관련하여, OpenGL은 함수 호출을 이용하여 단순한 기하도형에서부터 복잡한 3차원 장면을 생성할 수 있으며 가상현실, 비행 시뮬레이션, 게임 등에 널리 사용되고 있다. VTK(Visualization Toolkit)는 3차원 그래픽과 이미지 및 시각화를 처리 할 수 있으며 멀티 플랫폼을 지원하는 오픈 소스 기반으로 원하는 부분을 입체적으로 보여 주는데 효과적이다.

상기 라이브러리를 포함한 다양한 시스템들을 사용한 의료 영상 활용에선 영상을 처리하고 분석하기 위해 영상 분할이 필요하며, 대표적인 방법으로 영역 확장법(Region Growing)[3,4], 분수령(Watersheds)[5,6], 레벨 집합(Level Set)[7], 하이브리드(Hybrid)[8] 등이 있다.

영역 확장법은 CT 영상에서 복셀의 인접성과 명암 값 차이를 이용하여 영역을 분할한다.

영역 확장법을 사용하여 기관지와 폐를 분할하는 경우 빠른 시간에 분할을 할 수 있으나, 기관지를 분할하는 경우에 한하여 폐로 영역이 누출될 수 있는 문제가 있으며, 세부 기관지가 정확하게 분할되지 않아 정량적 분석에 적합하지 않다[9]. 분수령은 영상 내의 픽셀들의 집합을 하나의 지형으로 간주하고, 높낮이를 분석하는 방법으로, 효과적인 전처리 과정 없

이 적용한다면 불필요한 다수의 물웅덩이가 형성되어 과분할(over-segmentation)로 해석될 가능성이 높아 효율성이 떨어진다[10]. 레벨 집합은 곡선 전개법을 적용하여 분할이나 윤곽 추출시에 사용하나 계산량이 많고 시간이 많이 걸리는 문제점이 있다. 하이브리드 방법은 각종 방법들을 혼합하여 타 방법들보다 정확한 분할 결과를 얻는 장점이 있지만, 요구되는 수행 시간이 길고, 다양한 방법들을 적절히 조합시켜 분할 성능을 향상시켜야 하는 문제점을 가지고 있다.

상기에서 나열한 분할 방법 중 하나인 영역 확장법을 기반으로, 본 논문에서는 흉부 CT 영상 분석이 요구되는 중요한 객체인 폐와 기관지를 효과적으로 분할하기 위해 다음과 같은 기존 연구를 검토하였다.

폐 분할을 위한 기존 연구를 살펴보면 Joris[11]는 최적의 문턱치 값(Optimal thresholding)을 사용하였고, 각 단계별로 값을 적용하기 위해 $T^{i+1} = \frac{\mu_b + \mu_n}{2}$ 수식을 이용했다. 여기서 T^i 는 각 단계 i에 대한 문턱치 값이며 $\mu_b + \mu_n$ 는 몸의 평균 명암도 값이다.

이를 바탕으로 폐와 폐 주변을 나누고 기관지와 노이즈를 제거한 후 롤링 볼 연산으로 부드럽게 하여 관심 영역인 폐 분할을 수행하였다.

여타 다른 연구 방법들을 살펴보면 패턴 분류를 사용하여 폐 결절을 분석한 McNitt-Gray[12]와 모델 기반 방법을 사용한 Shanhui Sun[13]의 활동적 형태 모델 일치 연구가 있다. 또한 영역 확장법과 레이블링으로 폐와 기관지를 분할하고 형태학적 연산을 적용한 폐 영역 획득, 영상 차감으로 폐 영역을 보정하여 하이브리드 방법을 적용한 임예니의 연구가 있다.

기관지 분할은 앞서 언급한 영역 확장법, 분수령, 레벨 집합, 하이브리드 방법들과 문턱치 값(Thresholding)과 그레이 스케일 재구성을 적용한 Deniz[14]의 방법과 영역 확장법이 있다. 또한, 2차원 파동, 2차원 템플릿 매칭을 통해 하이브리드 분할과 탐구에 대한 Bartz의 방법이 있다. 상기에서 나열한 기관지, 폐 분할 연구들은 각 객체들의 분할에만 초점을 맞추어 영상 재사용성이 떨어지게 된다.

가령 폐 영역만을 분할하여 영상을 분석한 후 기관지만을 분할 하고자 할 때 재차 분할을 진행해야 하는 번거로움에 직면할 수 있다. 또한 기관지 및 폐 질환에 대한 진단시 CT 영상의 횡단면만을 사용하

는 기본적인 분석으로 드러나지 않는 다양한 결절, 종양 등을 찾아내기가 쉽지 않다. 그러므로 각 분할 영상에 대한 시상면(Sagittal), 관상면(Coronal), 곡선의(Curved) 3차원 시각화를 적용한 입체적 영상 재구성으로 진단 및 분석의 오류를 보완할 수 있다.

위와 같은 영상 재사용성과 재구성의 효율성 제고를 위해 본 논문에서는 단계별 분할 방법을 제안한다. 흉부 CT 영상에서 흉부 내부의 기관지와 폐를 함께 분할한 후 기관지와 폐를 각각 분할하여 기관지, 폐 영상을 획득한다. 획득된 영상은 VTK를 사용하여 3차원으로 시각화하고 기관지와 폐 질환에 대한 병변의 진단 및 치료에 사용하고자 한다.

본 논문은 3장에서 영상분석을 수행 하고, 4장에서는 기관지 및 폐 분할, 5장은 기관지 분할, 6장은 3차원 시각화에 대해 기술하며 7, 8장에서는 실험 결과 및 결론을 제시하고자 한다.

3. 영상 분석

흉부 CT 영상은 흉부 X-ray 영상 보다 진단 범위가 넓으며, 여러 투영 각도에서 얻어진 데이터의 결합으로 생성되어 X-ray 영상 보다 해부학적 구조를 명확히 구분할 수 있다. 의료 영상을 이용한 신체 장기 분할의 정확성은 다양한 의료기기나 촬영시 환자의 상태로 인한 영상의 품질 정도에 지대한 영향을 받는다. 또한, 분할 대상의 우선순위에 따라 효율적인 분할이 되지 못하는 경우가 있으며, 분할되는 장기의 정확도에 대한 판단을 내리기 어렵다. 흉부 CT 영상에서는 영상의 품질에 따라 기관지와 폐를 구분하는 기관지벽이 얇아 생기는 제약사항과 분할 대상의 적절한 우선순위 선정 및 단독 분할로 인한 영상 재사용성 및 재구성의 관점에서 제약사항을 가진다. 본 논문은 흉부 구조물 분할의 정확도 향상을 위해 선명화를 적용하고자 하며 폐, 기관지, 혈관 등의 개별적 분할로 인해 경감되는 영상 재사용성을 높이고 입체적 영상 재구성을 통한 진단 및 오류 보완을 위해 단계적 분할을 수행하고자 한다. 단계적 분할 과정으로 흉부 영상에서 기관지와 폐를 분할한 후 기관지를 분할하고 획득된 두 영상의 감산 연산을 통하여 폐를 분할하고자 한다. 그림 1은 본 논문이 제안하는 방법의 전체적인 과정을 나타낸다.

4. 기관지와 폐 영역 분할

신체 장기의 단계별 분할을 위해 선명화(Sharpening)를 적용하고 문턱치 값(Thresholding)을 이용하여 이진 영상으로 변환한다. 변환된 흉부 CT 영상에 영역 확장법을 적용하여 기관지와 폐를 분할하며, 원본 영상과 덧셈 연산을 통해 기관지와 폐 영상을 얻는다.

그림 1-a의 첫 번째 단계는 효과적인 분할을 위해 선명도를 높인 영상 향상기법으로 기관지와 폐, 흉부를 분할하기 전에 명확한 경계선 구분과 기관지를 비롯한 폐의 각 구조물에 대한 분할을 효과적으로 수행하기 위해 그림 2-a와 같이 고주파 통과 필터(high pass filter)[15]중 하나인 라플라시안 타입의 3×3 마스크를 사용하였다. 원본 CT 영상을 사용하거나, 또는 저주파 통과 필터(low pass filter)[15]를 사용하여 향상된 영상은 그림 2-d와 같이 폐 내부의 기관지의 구별이 어렵고 열림 연산을 수행한 영상과 유사하여 기관지 추출이 어려운 단점이 있다.

두 번째 단계는 명암 값이 서로 다른 객체에 문턱치 값을 적용하여 이진 영상으로 변환한다. CT 영상에서 흉부 및 폐, 기관지, 폐혈관, 뼈 등 각 구조물은 서로 다른 명암 값을 가지며 명암 값의 낮은 영역과 높은 영역을 구분하는 문턱치 값을 설정하여 폐와 기관지를 흉부에서 분할한다. 명암 값 정보를 사용하는 영상 분할에는 최적 임계값 기법이 자주 적용되지만, 본 논문에서는 흉부 내부의 폐와 기관지의 경계선만 빠르게 구분하여 분할 영상을 획득할 목적으로 최적 임계값 기법을 사용하지 않고 추가적인 연산이 불필요한 고정된 임계값을 사용하여 빠르게 이진 영상을 획득 하였다.

기관지와 폐, 흉부의 명암 값을 구분하는 임계값을 설정하고 아래의 수식 (1)과 같은 연산의 수행으로 이진 영상을 얻는다. 원본 영상에 수식 (1)을 적용하여 그림 3-b의 결과 영상을 획득하였다.

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

세 번째 단계는 영역 확장법을 이용하여 영역을 채운 과정으로 그림 3-c는 주어진 씨앗점을 기준으로 해당 픽셀 조건에 부합하는 이웃 픽셀들을 영역이 성장하듯이 찾아가는 방식의 분할 방법이다[16].

문턱치 값을 적용한 결과 영상인 그림 3-b를 보면

그림 1. 흉부 CT 영상의 분할과 3차원 시각화 단계

그림 2. 고주파 필터와 저주파 필터 적용 효과

흉부 내부와 외부가 명확히 구분됨을 알 수 있다. 이 단계에서는 흉부 내부의 폐와 기관지만 필요하므로 조건에 부합하는 영역을 찾아 임의의 특정 색상(흰색)으로 채우는 방법을 사용하였다. 낮은 명암 영역

을 갖는 흉부 외부의 공기 영역에 포함되는 좌표(0, 0)를 기준으로, 공기 영역에 적용하는 영상처리의 효율성 제고를 위해 LUT(Lookup table)를 생성하여 RGB 색상(255, 255, 255)값을 통한 영역 확장법을

그림 3. 기관지 및 폐 영역 분할시 각 단계별 획득 영상

적용하였다.

네 번째 과정은 영역 채우기로 획득된 영상이 폐 영역 내부의 명암 값이 낮은 폐혈관에 문턱치 값 적용으로 인해 선명하지 않은 문제가 있으며, 아주 작은 기관지 영역이 명암 값이 낮은 폐혈관에 인접하여 문턱치 값 적용시 함께 잘 드러나지 않는 문제를 해결하기 위해 원본 영상과 세 번째 과정의 영역 채우기 단계에서 얻어진 결과 영상을 덧셈 연산하여 그림 3-d 처럼 더 뚜렷한 기관지와 폐, 폐혈관을 얻을 수 있었다.

다섯 번째 단계로 폐 영역 크기에 맞춘 관심 영역을 설정하여 불필요한 부분을 제거하는 그림 1-a의 최종 단계 결과로서 목적 영상인 기관지와 폐 영상을 획득한다. 그림 3-d에서 불필요한 영역을 제거하고 목적 영상인 기관지와 폐를 그림 3-e와 같이

획득하여 그림 1의 기관지 분할 과정의 입력 영상으로 사용한다.

5. 기관지 분할

그림 1-a 과정의 결과 영상에 문턱치 값을 적용하여 기관지와 폐의 경계를 최대한 잘 나타내어 효과적인 영역 확장법이 적용되게 한다. 입력된 기관지와 폐 영상에서 폐 외부의 기관지는 뚜렷하게 구분되지만 폐 영역 내부의 기관지는 폐혈관과 폐의 공기 영역 때문에 잘 드러나지 않는 문제점을 개선하기 위해 문턱치 값을 적용하여 폐 내부의 기관지 분할에 효과를 높였다.

다음 단계는 영역 채우기를 수행하여 문턱치 값 적용으로 구분된 기관지와 폐로부터 기관지를 분할한다. 그림 5-a 영상에서 초기 씨앗점(seed) 값을 임의로 부여하고 다음 슬라이드의 씨앗점은 전 슬라이드에서 적용된 것을 기준으로 계속적인 분할을 수행한다. 기관지의 세부적인 부분은 폐 영역과 인접하거나 폐혈관의 명암 값에 의한 문턱치 값 적용시 인접한 작은 공기 영역(기관지)으로 인해 잘 드러나지 않거나 분할되지 않는 문제가 있다.

이와 같이 기관지와 폐를 구분하는 기관지 벽이 매우 얇아 생기는 분할의 제약사항을 해결하기 위해 각 영상 슬라이드에 감마값을 조절하였다. 감마 조절은 입·출력상의 명암인지 왜곡을 지수함수적 변환을 통해 수정하는 것을 말하며 출력 영상의 명암 정도를 전반적으로 조절하는 특성이 있다. 얇은 기관지 벽에 대한 영상의 명암 조절을 효율적으로 수행할 수 있기 때문에 사용되었다. 수식 (2)에서 $f(x)$ 는 출력 값, M 은 최대 값, x 는 입력 값, g 는 감마 값이며 감마 값 1.0 이하일 때 결과 영상이 밝아지며 1.0 이상에서 영상이 어두워지고 1일 때는 원본 영상과 같은 영상을 얻는다.

$$f(x) = M \left(\frac{x}{M} \right)^g \quad (2)$$

본 논문에서는 감마 값 0.5 이하를 적용하여 어두운 부분을 밝게, 밝은 부분을 더 강조하는 알고리즘인 대수함수와 비슷한 분포로 영상을 밝게 하여 기관지벽의 경계를 더 뚜렷이 하고 기관지 분할에 효율을 높였다. 그림 4-a의 점선으로 표시된 영역에서의 누출된 부분을 분할하기 위해 그림 4-b와 같이 현 단계

그림 4. 감마 조절 효과

에서 언급된 감마 조절로 누출된 영역을 개선하여 효과적으로 분할할 수 있었다. 감마 조절의 수행으로 인해 발생한 솔트 노이즈는 열림 연산을 수행하여 결과 영상을 얻었다.

영역 채우기와 감마 조절을 반복 수행하여 각 슬라이드에서 기관지를 분할하였다. 그림 5-b처럼 원본 영상에서 명확히 구분되는 기관지는 영역 채우기만 적용하여 불필요한 연산 수행을 제한하여 효율성을 높였고 그림 5-c와 같은 결과를 얻었다. 그림 4-a와 같이 영역 누출이 발생하는 영상은 감마 조절과 노이즈 제거를 위한 열림 연산 수행 후 분할을 진행하는 과정을 반복하여 기관지 분할의 정확성을 높였다.

6. 3차원 시각화

단계별로 분할된 결과 영상을 사용하여 기관지 및

폐 구조물을 3차원으로 재구성하였으며, 이는 입체적인 분석을 위한 과정으로 그림 1-c의 3D 모델링에 해당된다. 이전 단계에서 획득된 많은 영상 데이터를 스택 구조와 같이 쌓아서 사용자가 입체적으로 영상을 분석할 수 있게 한다. 본 과정은 3차원 시각화와 영상처리에 효과적인 VTK를 사용하여 2차원 분할 영상을 사용하여 3차원 영상으로 재구성 하였다.

그림 6은 영상을 시각화하는 VTK 파이프라인 개요를 보여준다[17,18]. 소스(source) 부분은 영상 파일에서 데이터를 읽어 오브젝트(object)를 생성한다. 생성된 오브젝트는 필터(filter) 부분에서 새로운 데이터 오브젝트로 변환시키며, 매퍼(mapper)에서 변환된 데이터 오브젝트를 그래픽 데이터로 변환시킨다. 매퍼에서 변환된 그래픽 데이터는 액터(Actor) 부분에서 렌더링 되어 실제 모니터 화면에 결과로 출력된다.

그림 5. 기관지 분할 과정 영상

그림 6. VTK 파이프라인

3차원 시각화 과정은 GUI 기반의 시각화 시스템 구현이나 다른 언어들을 사용하고자 할 때에 그림 6을 래핑(wrapping)시켜 액터 부분만을 사용함으로 시간적 측면과 경제적 측면을 만족시키는 시스템을 구축할 수 있다.

7. 실험 결과

제안된 방법은 지멘스사의 CT 스캐너인 Sensation 16 모델을 사용하여 512×512 의 해상도로 촬영된 322장의 영상을 사용하여 각 과정을 수행하였다. 그림 7은 그림 1의 과정을 수행하여 기관지와 폐, 기관지, 폐를 단계적으로 분할하여 획득한 결과 영상이다. 분할 효과를 극대화시키기 위해 기관지와 폐 분할에 선명화와 문턱치 값 처리를 적용 하였고, 기관지 분할 단계에서는 문턱치 값 처리와 감마 조절 및 열림 연산 수행이 이루어졌다. 또한 각 단계에서 적용된 영역 확장법은 본 논문에서 영역 채우기로 사용되었으며 조건에 맞는 픽셀들의 색상을 변경하는 방법으로 분할을 수행하였다.

그림 7-a는 그림 1의 기관지와 폐 분할 단계를 수행하여 얻어진 결과로서 선명화를 적용하고 문턱치 값 처리로 이진 영상을 얻었다. 획득된 이진 영상에 영역 확장법을 수행하여 기관지와 폐를 분할하였고 각 슬라이드별 결과 영상을 dataset으로 구성하여 3차원 시각화를 구현하였다. 그림 7-b는 입력된 기관지와 폐 영상에 문턱치 값을 적용하고 기관지 분할 효과의 증대를 위해서 감마 조절을 통해 향상된 영상에 영역 확장법을 적용하였다. 기관지를 분할하여 각 슬라이드별 결과 영상을 dataset으로 구성하여 3차원 시각화를 구현하였다. 폐 영역에 대한 영역 누출 발생에 기인하여 기관과 큰 줄기의 기관지는 잘 분할될 수 있었지만 세부 기관지의 분할이 잘 이루어지지 못한 면을 볼 수 있다. 그림 7-c는 폐 영역 분할 결과로 그림 7-a와 b의 영상 감산으로 획득되었으며 폐의 외형을 나타내는 3차원 시각화 부분이 잘 이루어져 폐를 이용한 각종 정량화된 분석에 효과적으로 사용될 것으로 판단된다.

그림 7의 결과 영상을 바탕으로 단계별 영상 분할과 기존 연구의 차이점을 다음과 같이 비교할 수 있다.

그림 7-a, b, c를 개별적인 분할 결과로 간주하면 기존의 연구 결과들과 같은 특정 포인트에 집중된

그림 7. 흉부 CT 분할 결과(3차원 시각화)

분할 결과로 판단 할 수 있다. 이때 기존 연구 결과로 간주된 그림 7-b의 기관지 분할 영상을 획득한 경우 기관지만을 분할한 영상이 된다. 그림 7-c의 폐 분할 결과나 폐 구조물의 특정 부위의 영상을 획득하고자 할 때에 다시 분할해야 하는 시간적, 경제적 손해를 감수해야 하는 문제점으로 인해 기존 연구에서는 본 논문이 제시하는 단계별 분할의 효과중 하나인 영상 재사용성이 경감되는 단점을 가진다. 또한 각 단계별 분할이 완료된 후 3차원 시각화를 구현하는 단계에서 기관지와 폐, 기관지, 폐들을 동시에 각각을 재구성하여 사용함에 있어서 기존 연구들에서 제시된 분할 방법은 본 논문에서 제안하는 방법에 비해 효율성이 감소되는 단점을 가진다.

결론적으로 본 논문이 제시한 단계별 분할 수행에 의한 영상 dataset 구성 방법은 영상의 재사용성 및

재구성 능력을 증가시키며, 각종 폐 질환의 진단 및 치료에 효과적으로 사용될 것으로 판단된다.

8. 결 론

본 논문은 흉부 CT 영상으로부터 기관지 및 폐, 기관지, 폐를 각각 단계별로 분할하는 방법을 제시하였으며, 분할된 영상의 재사용성 및 재구성 능력이 증가 되었고, 차후 흉부 CT 영상을 이용한 관련 연구의 기반이 될 것으로 판단된다.

흉부 CT 영상에서 고주파 필터를 적용하여 영상을 향상시켰으며, 영역 확장법 적용, 덧셈 연산 및 불필요한 개체를 제거하여 기관지 및 폐를 분할하였다. 분할된 영상을 입력으로 문턱치 값 적용과 영역 확장법을 사용하여 기관지를 분할하였고, 분할된 두 영상을 감산 연산을 이용하여 폐 영역을 분할하였다.

단순히 흉부 영상에서 기관지만을 분할하는 기존 연구는 영상의 재사용성이 경감되는 단점이 있지만 본 연구에서 제안하는 것과 같이 각 단계별로 분할하는 경우 기관지, 폐, 기관지와 폐로 구성된 분할 영상을 이용한 관련 연구가 가능할 것으로 판단되며, 추후 분할된 폐 영역 영상을 사용한 폐혈관 분할 및 분석에 대한 연구를 수행하고자 한다.

참 고 문 헌

- [1] 임예니, 홍헬렌, 신영길, “하이브리드 접근 기법을 사용한 자동 폐 분할,” 정보과학회논문지, 제32권, 제7호, pp. 625-635, 2005.
- [2] Gary Bradski and Adrian Kaehler, “*Learning OpenCV*,” O'Reilly, NewYork, 2008.
- [3] Regina Pohle and Klaus D. Toennies, “Segmentation of Medical Images Using Adaptive Region Growing,” *Proc. SPIE*, Vol. 4322, pp. 1337-1346, 2001.
- [4] Chenkun Zhu, Shouliang Qi, Han van Triest, Shengjun Wang, Yan Kang, and Yong Yue, “Automatic 3D Segmentation of Human Airway Tree in CT Image,” *BMEI*, Vol.1, pp. 132-136, 2010.
- [5] Rushin Shojaii, Javad Alirezaie, and Paul Babyn, “Automatic Lung Segmentation in CT Images using Watershed Transform,” *IEEE International Conference on Image Processing*, Vol. II, pp. 1270-1273, 2005.
- [6] 박찬, 유홍연, 홍성훈, 김수형, “CT 영상내의 폐 결절과 색전 검출을 위한 폐혈관 자동 추출,” 제21회 한국정보처리학회 춘계학술발표대회, 11권, 1호, pp. 0699-0702, 2004.
- [7] 김성곤, 김두영, “다중 해상도 레벨 세트 방식을 이용한 기하 활성 모델,” 정보처리학회 논문지, Vol.6, No.10, pp. 2809-2815, 1999.
- [8] Dirk Bartz, Dirk Mayer, Jan Fischer, Sebastian Ley, Anxo del R'io, Steffi Thust, Claus Peter Heussel, Hans-Ulrich Kauczor, and Wolfgang Straßer, “Hybrid Segmentation and Exploration of the Human Lungs,” *Proc. of IEEE Visualization*, pp. 177-184, 2003.
- [9] 임예니, 홍헬렌, “흉부 CT 영상의 명암값 정보를 사용한 폐 구조물 자동 분할,” 정보과학회논문지, 제33권, 제11호, pp. 942-952, 2006.
- [10] 이호준, “Watershed 알고리즘을 이용한 필기체 한글 인식을 위한 전처리 기법에 관한 연구,” 단국대 대학원, 2002.
- [11] Joris Heuberger, Antoine Geissbuhler, and Henning Muller, “Lung CT Segmentation for Image Retrieval using the Insight Toolkit (ITK),” *Medical Imaging and Telemedicine (MIT)*, 2005.
- [12] McNitt-Gray MF, Hart EM, Wyckoff N, Sayre JW, Goldin JG, and Aberle DR, “A Pattern Classification Approach to Characterizing Solitary Pulmonary Nodules Imaged on High Resolution CT: preliminary results,” *Proc. SPIE*, Vol.2710, pp. 1024-1034, 1996.
- [13] Shanhui Sun, Geoffrey McLennan, Eric A. Hoffman, and Reinhard Beichel, “Model-Based Segmentation of Pathological Lungs in Volumetric CT Data,” Third International Workshop on Pulmonary Image Analysis, pp. 31-40, 2010.
- [14] D. Aykac, E.A. Hoffman, G. McLennan, and J.M. Reinhardt, “Segmentation and Analysis of the Human Airway Tree Three-Dimensio-

- nal X-ray CT images," *IEEE Trans Med Imaging*, Vol.22, No.8, pp. 940-950, 2003.
- [15] 정성환, 이문호, "오픈소스 CxImage를 이용한 Visual C++ 디지털 영상처리," 홍릉과학출판사, 서울, 2007.
- [16] Regina Pohle and Klaus D. Toennies, "Segmentation of Medical Images Using Adaptive Region Growing," *Proc. SPIE Medical Imaging*, Vol.4322, pp. 1337-1346, 2001.
- [17] Kitware, "*The VTK User's Guide: Updated for VTK Version 4.2*," Kitware, Inc, 2003.
- [18] 이명은, 김수형, 임준식, "VTK를 이용한 의료 영상정합의 3차원 시각화," 정보처리학회 논문지, 제15-B권, 제6호, pp. 553-560.
- [19] 장근호, 박호현, 이석룡, 김덕환, 임명관, "흉부 X-ray 영상에서의 명암 레벨지도를 이용한 효과적인 폐 영역 추출 알고리즘," 멀티미디어학회 논문지, 제13권, 제7호, pp. 1062-1075, 2010

신 민 준

2010년 순천대학교 컴퓨터공학과
공학사
2010년~현재 순천대학교 컴퓨터
과학과 석사과정
관심분야: 영상처리, 의료영상, 시
물레이션, 임베디드

김 도 연

1986년 충남대학교 계산통계학과
이학사
2000년 충남대학교 정보통신공학
과 공학석사
2003년 충남대학교 컴퓨터공학과
공학박사
1986년~1996년 한국원자력연구원
1997년~2008년 한국전력기술(주)
2008년~현재 순천대학교 컴퓨터공학과 교수
관심분야: 영상처리, 컴퓨터비전, 의료영상, 열영상