
컴퓨터 단층 촬영 영상에서의 폐혈관 분할 및 정제

신민준* · 김도연**

Pulmonary vascular Segmentation and Refinement On the CT Scans

Min-Jun Shin* · Do-Yeon Kim**

요 약

신체 주요 장기들에 대한 영상의 중요성이 커져감에 따라 향상된 의료 장비들이 등장하였으며, 획득된 영상에 대한 개선된 화질과 활용성에 기대가 높아지고 있다. 최근 향상된 영상분석 연구를 위해 MATLAB을 이용한 영상 처리의 빈도가 커져가는 것에 기인하여 MATLAB을 이용하여 폐혈관을 분할하였다. 본 논문은 3단계로 폐 영역 분할, 폐 혈관 분할과 3차원 연결성 검사로 수행된다. 분할된 폐 영역에서 문턱치 값을 사용하여 혈관을 분할하고, 2차원 정제 과정인 혈관 두께 분류를 수행한 후 3차원 정제 과정으로 3차원 연결성 검사를 적용하였다. MATLAB을 통한 영상 처리로 의료영상 처리의 다양성 측면과 신뢰성 향상에 기여하였고 흉부 CT 영상을 이용한 관련 연구의 기반이 되리라 판단된다.

ABSTRACT

Medical device performance has been advanced while images are expected to be acquired with further higher quality and pertinent applicability as images have been increasing in importance in analyzing major organs. Recent high frequency of image processing by MATLAB in image analysis area accounts for the intent of this study to segment pulmonary vessels by means of MATLAB. This study is to consist of 3 phases including pulmonary region segmentation, pulmonary vessel segmentation and three dimensional connectivity assessment, in which vessel was segmented, using threshold level, from the pulmonary region segmented, vessel thickness was measured as two dimensional refining process and three dimensional connectivity was assessed as three dimensional refining process. It is expected that MATLAB-based image processing should contribute to diversity and reliability of medical image processing and that the study results may lay a foundation for chest CT images-related researches.

키워드

영상 분할, 혈관 추출, 레이블링, 폐혈관

Key word

Image Segmentation, Vessel Extraction, Labeling, Pulmonary vascular

* 준회원 : 순천대학교 컴퓨터학과
** 정회원 : 순천대학교 컴퓨터공학과(교신저자, dykim@sunchon.ac.kr)

접수일자 : 2011. 12. 07
심사완료일자 : 2011. 12. 30

I. 서 론

산업화와 각종 첨단 기술들의 발달로 인류의 삶이 향상되었지만 바이러스, 교통사고, 자연재해 등으로 인한 질병 및 수술을 요하는 일들이 많아지고 있다. 근래에 급성 폐질환의 증가와 그에 따른 사회적 문제들이 이슈화되었고, 신체 중요 장기들에 대한 중요성이 더욱 커졌다. 컴퓨터를 이용한 의료 영상 처리 및 시각화의 발달로 컴퓨터단층촬영(CT: Computed Tomography) 영상을 이용한 각종 폐질환 진단의 신뢰도가 높아지고 있다. 향상된 MDCT(Multi-Detector Computed Tomography)를 비롯한 향상된 의료장비의 등장으로 인간 장기에 대한 개선된 화질과 활용성에 기대가 높아지고 있으며, 흉부내의 폐, 기관지, 혈관 등 다양한 구조물들에 대한 2차원 및 3차원적인 분석 및 진단의 향상을 가져왔다.

특히 폐 구조물에서 혈관의 협착, 기형 및 이상 확장증, 혈관 절단증, 폐혈관 색전증 등의 혈관 질환 진단과 치료에 유용하게 쓰이고 있다.

향상된 영상분석 연구를 위해 최근 MATLAB을 이용한 영상처리의 빈도가 높아지고 있으며 전통적으로 강제인 신호처리를 비롯한 의료영상 처리까지 그 범위가 더욱 넓어지고 있다. 본 논문은 활용도가 커져가는 MATLAB을 사용하여 폐혈관 분할에 적용시켜 의료영상처리의 다양성 측면과 폐혈관 분석의 신뢰성을 높였다.

II. 관련연구

폐혈관 분할 기존 연구를 살펴보면 다음과 같다. 임예니[1]는 폐와 폐혈관의 밝기값 차이가 크다는 것에 기인하여 밝기값 기반 방법을 사용하였다. 이방법의 사용을 위한 적합한 임계값 계산을 위해 히스토그램을 분석하고 계산된 임계값을 통하여 폐혈관을 분할한다. 또한 폐 내부의 유사한 밝기값을 가지는 횡경막을 제거하기 위해 연결화소군 레이블링을 적용하여 크기와 원형성으로 횡경막을 제거하였다. 이 방법은 3차원 모델링을 할 때에 나타날 수 있는 혈관이 아닌 부분들에 대한 제거가 이루어지지 않아서 정확한 폐혈관 분할이 될 수 없다는 단점이 있다. 김현수[2]는 혈관 영역 결절 임계값을 이용하여 폐 영역에 이진화를 적용하고 세션화

작업을 통한 혈관의 골격선을 형성하는 방법을 사용하였다. 혈관의 골격선으로 혈관 토폴로지 구성 및 보정 단계를 수행하고 혈관 두께 분석을 통한 결절 재분류를 하였다. 이 방법은 폐 결절 재분류 측면에서 효과적이지만 정확한 폐혈관 분할 측면에서는 미흡하고 또한 분할된 폐혈관의 연결성 여부에 대한 연구가 결여되어 있다. Cemil Kirbas[3]는 혈관 추출 기술과 알고리즘을 패턴 인식, 모델 기반, 추적 기반, 인공지능 기반, 신경망 기반등을 비교 분석하였다. 또한 혈관 추출에 대한 다양한 방법을 제시하여 효과적인 분할을 돕는 연구 결과이다. 본 논문은 이상적인 방법인 밝기값에 기반한 혈관 분할을 수행하고 있기 때문에 위 Cemil Kirbas의 방법이 적절하지 않을 수 있지만 하지 혈관을 비롯한 기타 다른 기관의 혈관 분할에는 유용하게 사용되리라 여겨진다.

기존 연구들의 문제점을 해결하기 위해 본 논문은 흉부 CT 영상에서 폐 영역을 분할하고 분할된 폐에서 다시 혈관 분할 후에 3차원 연결성 검사를 수행하는 방법을 제시한다. 이 방법은 2번의 분할 과정에서 생긴 영향에 의한 것이나 또는 분할시 다른 요소가 분할되어 3차원 모델링을 했을 때 불필요한 부분이 나타나는 것을 제한하여 좀 더 정확한 분석이 가능하다. 본 논문은 2장 관련연구를 3장 영상분석은 논문에서 쓰인 알고리즘과 방법들에 대해 소개하고 4장 폐혈관 분할, 5장 혈관 정제에 관하여 기술하며 6장에서 3차원 연결성 검사에 대한 실험결과를 보이고 7장에서 결론을 맺는다.

III. 영상 분석

CT 영상에서 영상은 인체 단면의 각 지점에서 X선 흡수계수를 산출할 수 있으며 번호는 각 화소의 상대적 선감약계수로서 물은 0, 뼈는 +1000, 공기는 -1000으로 계산한다[4]. 흉부 CT 영상은 흉부 외부의 공기층과 내부 폐 영역의 공기층, 폐 영역을 둘러싸고 있는 지방, 단백질 등의 조직으로 구성되어 있다. 흉부 영상에서 혈관은 밝기 값에 따라 불필요한 노이즈나 결절, 횡경막 등이 함께 분할될 가능성이 있으며 수직으로 이어지는 혈관 객체들 중 비연속적으로 존재하여 혈관으로 판단될 수 없는 객체들의 분류가 필요하다.

본 논문은 선감약계수에서 0으로 계산되어 물과 같은 액체에 속하는 혈액의 통로인 혈관을 분할하기 위해 밝기 값에 기반한 방법을 사용한다. 전처리 없는 분할 영상은 신뢰도가 높은 혈관 분할이라 판단할 수 없다. 중간에 끊어진 부분들과 각종 노이즈에 노출되어 있기에 본 논문은 혈관 정제 과정을 수행한다. 본 논문이 제시하는 방법을 통한 영상 분석은 폐 영역에서 혈관을 분할하고 획득된 영상에 3차원 연결성 검사를 수행하는 부분들로 나뉜다.

흉부 CT 영상에서 문턱치 값(Thresholding) 적용으로 폐혈관을 획득할 수 있지만 영상의 재사용성 측면에서 단계별로 분할된 영상을 사용한다.

그림 1은 폐혈관 분할과 정제 과정을 나타내는 그림이며 1단계는 흉부 영상에서 폐를 분할하는 과정이며 2단계의 폐혈관 분할은 폐 영상에 문턱치 값을 적용하여 밝기 값이 높은 혈관만을 분할하고 레이블링을 적용한다. 이때, 획득된 영상에서 2번의 분할 과정에서 발생한 잡음이나 다른 요소가 분할되어 정확한 분석의 제약사항이 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 3단계에서 각 영상의 레이블링[5] 된 혈관의 크기 분류와 객체들의 연결성을 확인할 3차원 연결성 검사를 수행한다.

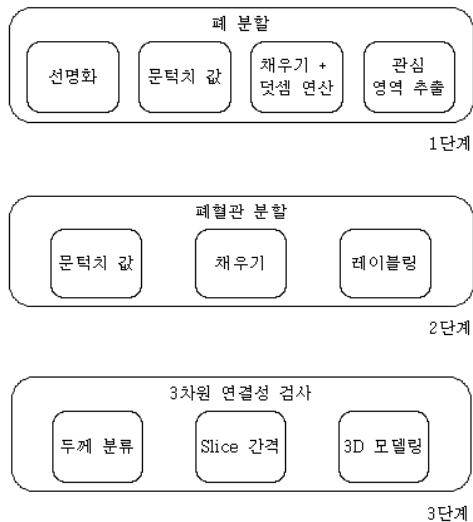


그림 1. 폐혈관 분할과정
Fig. 1 Phase of pulmonary vascular segmentation

IV. 폐혈관 분할

1단계 과정으로 첫 번째 높은 품질의 분할 영상을 얻기 위한 선명화 과정인 라플라시안 타입의 고주파 필터를 사용하였다. 두 번째 낮은 밝기 값을 가지는 흉부 내부의 폐 영역과 외부의 공기층에 대해 문턱치 값 적용으로 명확히 구분하여 폐 영역 분할의 토대를 마련한다. 세 번째 문턱치 적용 결과 영상에 공기 영역에 속하는 좌표 (0, 0)을 기준하여 LUT를 생성하고 RGB 색상값(255, 255, 255)을 적용한 후 첫 번째의 선명화 결과 영상과 덧셈 연산을 한다. 네 번째 관심 영역인 폐 영역만 잘라내어 목적 영상인 폐 영상을 획득한다.

그림 2는 폐 분할 과정을 수행하여 얻은 결과이며 그림 2-d의 폐 영역을 2단계 폐혈관 분할 과정의 입력 영상으로 사용한다.

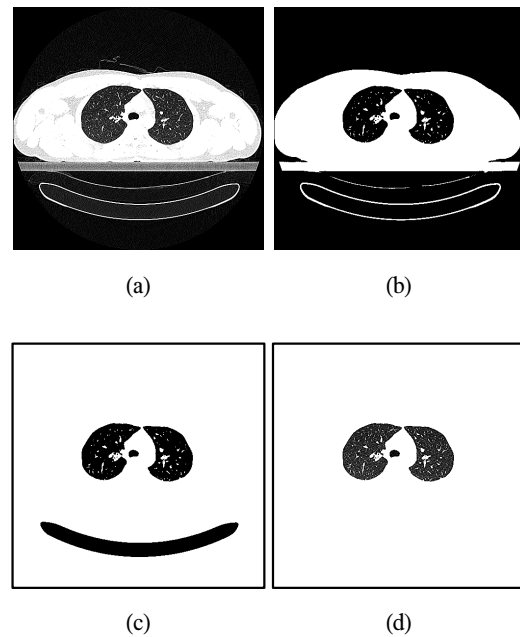


그림 2. 폐 영역 분할
(a) 고주파 필터 적용 (b) 문턱치 값 적용
(c) 영역 채우기 (d) 불필요한 개체 제거
Fig. 2 Pulmonary region segmentation
(a) High pass filter (b) Threshold value
(c) Region filled (d) Remove unnecessary objects

폐혈관 분할은 문턱치 값 적용으로 폐 영역내의 혈관으로 간주되는 높은 밝기 값을 가지는 객체 분할한다. 수행된 결과 영상인 그림 3을 보면 폐 영역 내부의 높은 밝기 값을 가진 객체들은 문턱치 값 수행으로 모두 흰색으로 나타남을 볼 수 있었다. LUT(Lookup talbe)를 생성하고 RGB 색상(0, 0, 0) 값을 적용하여 폐 영역 바깥 부분을 채워 혈관만을 나타내었고 이차원 연결화소군 레이블을 위한 준비를 갖추었다. MATLAB의 bwlabel() 기능을 사용하여 모든 객체에 식별 번호를 지정한다.



그림 3. 폐혈관 분할
Fig. 3 Pulmonary vessel segmentation

V. 혈관 정제(refinement)

본 과정은 그림 1의 3단계 3차원 연결성 검사 과정의 두께 분류로 시작되며 분할된 폐혈관에 포함된 각종 노이즈, 횡격막이나 폐결절 등을 제거하는 첫 번째 정제 단계이다. 폐혈관 분할 영상에서 상대적으로 일반적인 혈관 크기보다 큰 객체들이 존재하며 이들은 횡격막, 폐결절 등 혈관이 아닌 객체들로서 레이블된 각 객체들의 크기를 바탕으로 간단하게 제거될 수 있다. 횡격막은 가슴과 배를 나누는 근육으로 된 막으로 위쪽은 가슴, 아래쪽은 배로 구분이 되며 가로막이라고도 한다. 그림 4-a는 횡격막이 존재하는 폐 영역 영상, 그림 4-b는 폐혈관 분할로 획득한 영상이며 횡격막도 함께 분할되었기에 제거 과정이 필요하다. 그림 4-c는 관련 연구에서 언급한 크기와 원형성으로 횡격막을 제거한 임예니[1]의 방법으로 수행된 영상으로 크기와 원형성의 기준에 대한 판단의 어려움으로 정확한 혈관을 얻기 힘들다. 본 논문은 레이블된 객체의 픽셀 크기를 기준으로 혈관의 두께를 판단하여 각종 노이즈를 제거하였다.

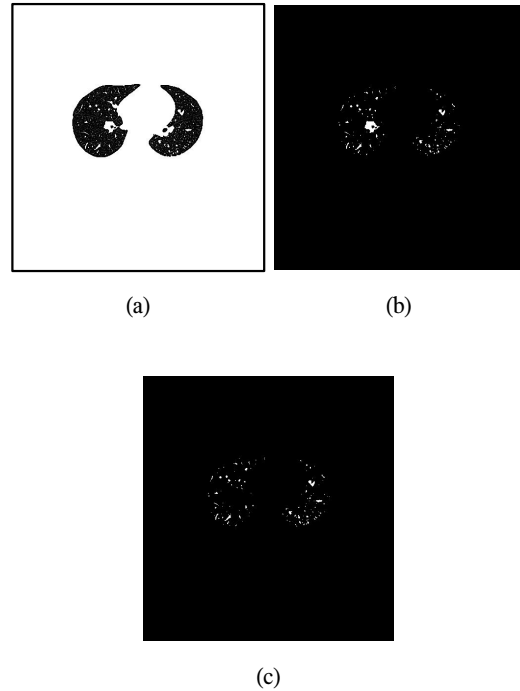


그림 4. 횡격막 제거. (a) 횡격막 존재 영상
(b) 분할된 영상 (c) 횡격막 제거 영상
Fig. 4. Diaphragm remove
(a) Diaphragm (b) Segmentation
(c) Diaphragm removed

이러한 레이블된 개체 넓이 비교는 혈관의 크기 분류에 대한 정확한 데이터의 부재속에서 기준점을 판단하기가 어렵다. 본 논문은 1~5pixel에 해당되는 많은 노이즈를 넓이 6을 기준하여 제거하였으며, 또한 넓이 10, 20, 30으로 비교 범위를 넓혀서 실험하였고 그 결과가 가장 이상적인 넓이 6을 기준한 비교를 적용하였다. 그림 5는 2차원 혈관 정제 전의 원본이며, 혈관으로 판단하기 어렵고 노이즈를 비롯한 불필요한 부분들이 다수 포함되어 있음을 확인할 수 있다. 그림 6은 픽셀 크기 6을 기준으로 획득한 폐혈관 영상이고 크기 6이하의 작은 객체들을 제거하기 위한 2차원적 정제 과정이며 이를 바탕으로 다음 단계인 Slice 간격 조절로 이동한다.

혈관의 크기는 각 사람의 특성에 해당하는 다양한 요인들로 정확한 크기 데이터를 적용할 수 없다. 본 논문은 제시하는 방법을 통하여 혈관 분할에 대한 처리의 효과를 극대화하며 보다 정확한 혈관 분할을 이루기 위한 조치사항으로 픽셀 크기 6에 대한 기준으로 영상을 처리하였다.

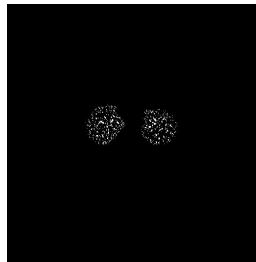


그림 5. 폐혈관(원본)
Fig. 5 Pulmonary vessel(Original)

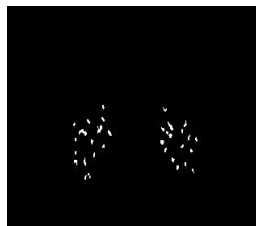


그림 6. 크기 분류(기준:6)
Fig. 6 Size classification(Criterion : 6)

Slice 간격 조절은 두 번째 정제 단계로 각 슬라이드에서 연속적으로 나타나지 않는 혈관을 제거하는 방법으로 다양한 노이즈를 제거한다. 앞선 크기 분류 단계에서 제거되지 않은 노이즈나 정확한 혈관의 크기 기준점 판단에 대한 어려움으로 제거되지 못한 횡격막을 제거할 수 있었다. 이 방법은 비교할 슬라이드 개수를 정하고 기준되는 CT 영상에서 각 객체의 좌표를 해당 슬라이드의 레이블된 객체에 포함되는지를 판단하여 좌표가 한곳이라도 포함되면 조건을 만족한 것으로 판단한다. 조건을 만족한 좌표를 포함한 객체는 유지하고 그렇지 못한 객체는 제거하고 다음 객체로 이동하여 지속적인 연산을 수행하고 끝나면 다음 슬라이드로 제어권을 넘긴다. 모든 폐혈관 영상에 대해 지속적인 작업을 수행하여 정제된 혈관을 획득한다. 본 논문은 비교 슬라이드 개수를 3개로 적용하였으며 연속되지 못한 노이즈나 횡격막은 얇은 막으로 연결성 검사에서 존재하지 못하여 쉽게 제거되었다.

그림 7은 혈관 분할에 2장, 3장 비교를 적용한 영상을 보여주고 있으며 각각 첫 번째 영상을 기준으로 아래쪽 영상에 단계별로 3차원 연결성 연산을 수행한다. 본 논문은 정확도를 높이기 위해 3장 비교를 적용하여 정제된 혈관을 획득하였다.

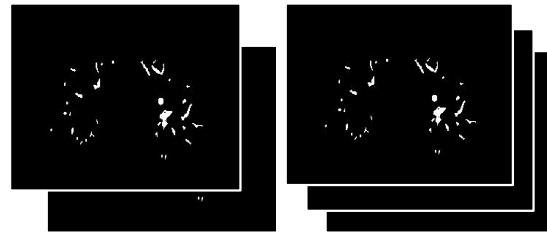


그림 7. 2장 비교 영상(좌)과 3장 비교 영상(우)
Fig. 7 Two slices comparison image(left) and Three slices comparison image(right)

VI. 실험결과

본 실험은 2.8GHz CPU와 2.0GB 메모리를 장착한 PC를 사용하였고 영상은 지멘스의 CT 스캐너인 Sensation 16 모델을 이용하여 512×512의 해상도로 촬영된 267장의 영상을 사용하여 각 과정을 수행하였다.

혈관 분할은 처리 과정에서 효율성을 높이고자 관심 영역을 추출하여 311×201 해상도를 사용하였다. 효율적이고 효과 높은 혈관 크기의 분류 작업을 위해 레이블된 각 객체들의 픽셀을 그림 8, 그림 9와 같이 6, 10, 20, 30 크기로 각각 분류하여 비교하였다.

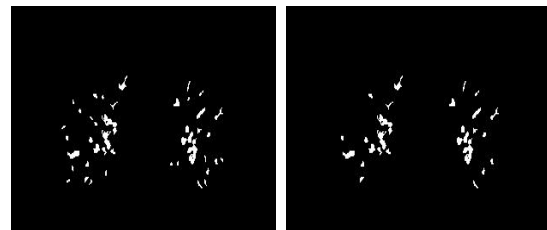


그림 8. 픽셀 크기 6(좌)과 픽셀 크기 10(우)
Fig. 8 Pixel size 6(left) and Pixel size 10(right)



그림 9. 픽셀 크기 20(좌)과 픽셀 크기 30(우)
Fig. 9 Pixel size 20(left) and Pixel size 30(right)

폐혈관에는 폐동맥, 폐맥혈 및 모세 혈관이 있으며 개인의 특성에 따라 혈관의 크기가 다를 수 있으며 해당하는 정확한 데이터의 산출의 어려움으로 혈관을 분할하기가 쉽지 않다. 혈관 분류 과정에서 픽셀 크기를 과도하게 높게 설정하여 처리하면 작은 혈관들이 제거되었으며 너무 낮게 설정하면 솔트 노이즈에 노출되어 2차원 정제 과정의 수행 결과가 반감되었다. 실험 결과 이상적인 픽셀 크기 6으로 2차원 정제 과정을 수행하였다.

기존 연구에서 혈관의 연결성에 대한 연구 부재로 인한 추출된 혈관의 낮은 신뢰도를 높이고자 연속적인 객체를 찾는 3차원 연결성 검사 알고리즘을 적용하였고, 슬라이드의 개수에 따른 비교 분석을 위해 2장, 3장 비교를 수행하였다.

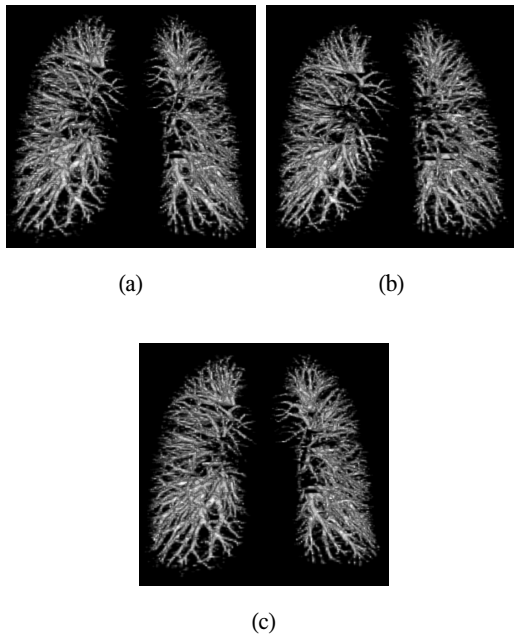


그림 10. 3차원 시각화
 (a) 픽셀 크기 6 (b) 2장 비교 (c) 3장 비교
 Fig. 10 3D visualization
 (a) Pixel size 6 (b) Compare 2 slices
 (c) Compare 3 slices

그림 10-a는 픽셀 크기 6으로 분류한 영상을 3차원 모델링한 영상이고 그림 10-b는 2장 비교, 그림 10-c는 3장 비교로서 각 슬라이드 개수별로 연결성 검사를 통해 획득한 영상으로 수행된 3차원 모델링 영상이다. 3차원 영상을 통해 볼 때 슬라이드 개수에 따른 연결성 검사를 수

행한 결과 연결성을 나타내지 못하는 일부 객체가 제거되었다. 문제점 도출로 조금씩 남아있는 부분들과 혈관으로 추정되는 부분이 빠진 곳이 있었으며 폐에서 분할한 혈관과 2차원 크기 분류 과정에서 손실된 부분들의 영향으로 판단된다. 해결 방안으로 적응적 임계값 측정과 비교 슬라이드 수를 늘리면서 중간에 손실되어 해당 좌표값을 찾을 수 없는 객체들을 실험 절차에 따라 통과시키는 방법이 적절한 해결 방법이라 여겨진다. 또한 육안으로 확인하기 어렵지만 비교 슬라이드가 늘어날수록 노이즈를 비롯한 비연결성을 나타내는 객체들이 줄어드는 것을 알 수 있다. 더 정확한 근거 제시를 위해 각 비교 개수에 의한 연결성 검사의 정량적 분석을 그림 11의 그래프로 제시한다.

그림 11은 2차원 정제로 크기 6으로 분류된 영상과 2장 비교로 획득된 영상, 3장 비교로 획득된 영상의 픽셀 수를 계산하여 그래프화 한 것이다. 각각 그래프 선에 붙여있는 6은 크기 분류를 나타내며, 2는 2장 비교와 3은 3장 비교를 나타낸다. 그래프에서 알 수 있듯이 크기 6 분류 영상 보다 2장, 3장 비교 영상을 사용한 그래프의 픽셀수가 더 적다는 것을 알 수 있고 이는 각 슬라이드 마다 연속하지 않은 객체들이 제거되었음을 판단할 수 있다.

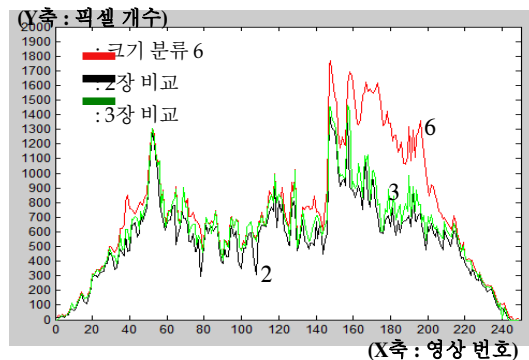


그림 11. 픽셀 개수 비교
 Fig. 11 The number of pixel comparison

실험 결과 본 논문이 제시한 혈관 분할과 정제 방법에 의한 영상 처리 및 분석은 각종 폐혈관 질환 진단에 효과적으로 사용될 것으로 판단되며, 2차원 및 3차원 정제를 통해 신뢰성 높은 영상을 제공하였다.

VII. 결론

본 논문은 흉부 CT 영상의 분할된 폐 영역을 사용하여 폐혈관을 분할하고 정제하는 방법을 MATLAB을 통해 제시하여 의료영상 처리의 다양성 측면과 신뢰성 향상에 기여하였고, 차후 흉부 CT 영상을 이용한 관련 연구의 기반이 될 것으로 판단된다.

혈관 정제 기법 연구를 위해 폐혈관 분할에 대한 정확성을 높이는 혈관 정제 기법에 포함된 2차원 혈관 크기 분류와 3차원 혈관 연속성 검사를 통한 혈관 정제 방법을 제안하였다. 흉부 CT 영상에서 분할한 폐 영역을 기반으로 문턱치 값과 채우기 연산, 레이블을 통하여 혈관을 분할하고 정제 단계를 준비한다. 분할된 영상에서 혈관의 크기에 대한 분류 작업을 수행하였고 분류된 혈관 영상의 레이블된 객체 각각에 대한 3차원 연결성 검사를 수행하여 정확도 높은 혈관을 획득하였다. 기존의 혈관 분할 연구들이 가지는 분할된 혈관 횡단면 영상에서 불필요한 객체에 대한 미흡한 처리나 혈관의 연속성을 나타내지 못한 다수의 객체들을 효과적으로 제거하지 못하는 단점 등을 혈관 객체들의 크기 분류와 3차원 연속성 검사를 통하여 극복하였다.

폐혈관 분석에 쓰인 방법들을 적용한 타 장기에 포함된 혈관의 분할에 관한 연구가 가능할 것으로 판단되며, 추후 간 분할과 간에 포함된 혈관 분석에 관한 연구를 수행하고자 한다.

참고문헌

- [1] 임예니, 홍헬렌, “흉부 CT 영상의 밝기값 정보를 사용한 폐 구조물 자동 분할”, 정보과학회논문지, 제33권, 제11호, pp. 942-952, 2006
- [2] 김현수, 팽소호, 류잠멜, 김덕환, “흉부 CT 영상을 이용한 폐 혈관 추출 및 폐 결절 재분류기법”, 전자공학회논문지, 제46권, 제6호, pp.658-666, 2009
- [3] Cemil Kirbas, Francis Quek, “A Review of Vessel Extraction Techniques and Algorithms”, ACM Computing Surveys (CSUR), Vol 36, Issue 2, 2004
- [4] 탁정남, 김희숙, 이귀상, 김수형, 홍성훈 “임계치를 이용한 폐 기관지 영상 분할”, 정보처리학회학술지, 제11권, 제1호, pp. 785-788, 2004

- [5] Ralph J.M. Peters, Henk A. Marquering, Halil Doğan, Emile A. Hendriks, Albert de Roos, Johan H.C. Reiber and Berend C. Stoel, “Labeling the Pulmonary Arterial Tree in CT Images for Automatic Quantification of Pulmonary Embolism”, Proc. SPIE, Vol. 6514, pp.1605-7422, 2007

저자소개



신민준(Min-Jun Shin)

2010년 순천대학교 컴퓨터공학과 공학사
2012년 순천대학교 컴퓨터과학과 이학석사

※관심분야: 영상처리, 의료영상, 시뮬레이션, 임베디드



김도연(Do-Yeon Kim)

1986년 충남대학교 계산통계학과 이학사
2000년 충남대학교 정보통신공학과 공학석사

2003년 충남대학교 컴퓨터공학과 공학박사
1986년~1996년 한국원자력연구원
1997년~2008년 한국전력기술(주)
2008년~현재 순천대학교 컴퓨터공학과 교수
※관심분야: 영상처리, 컴퓨터비전, 의료영상, 열영상