(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0130459
(43) 공개일자 2023년09월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/00 (2006.01) *A61B 6/03* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 6/5211 (2013.01)
A61B 6/032 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-0027677
(22) 출원일자 2022년03월03일
심사청구일자 2022년03월03일

(71) 출원인
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
이준상
서울특별시 서대문구 연세로 50 연세대학교 제3공학관 C327호
김준홍
서울특별시 서대문구
엘 할라비 함자
서울특별시 서대문구 연세로 50 연세대학교 제1공학관 A277호
(74) 대리인
특허법인 플러스

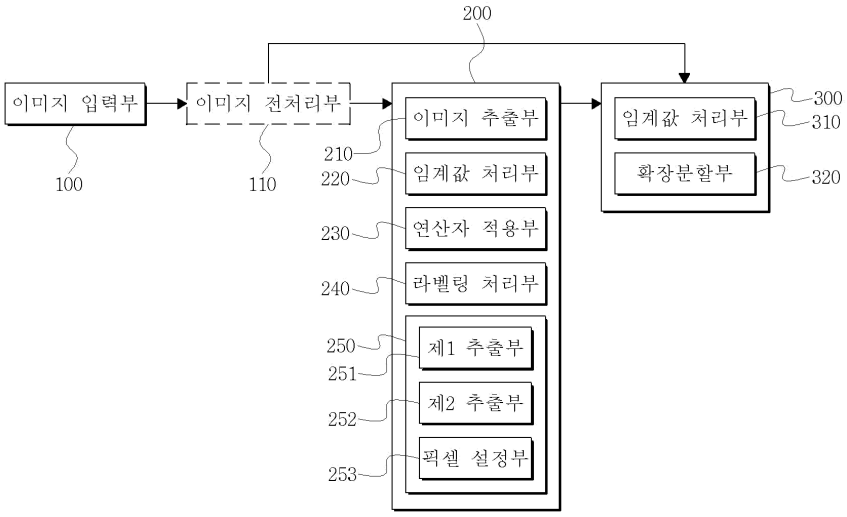
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법**

(57) 요 약

본 발명은 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법에 관한 것으로서, 폐엽, 기관 그리고 기관지 영역을 포함하는 호흡기계 구조물을 자동 분할할 수 있는 기술에 관한 것이다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 6/5205 (2013.01)
A61B 6/5294 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

2D의 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 입력받는 이미지 입력부(100);

기저장된 규칙 기반으로, 상기 이미지 데이터 셋을 입력받아, 호흡기계 이미지 영역의 기준 픽셀을 탐지하는 이미지 처리부(200); 및

탐지한 상기 기준 픽셀을 이용하여, 호흡기계 이미지 영역을 분할 처리하여, 구조물 이미지를 도출하는 이미지 분할부(300);

를 포함하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 이미지 처리부(200)는

상기 이미지 데이터 셋들 중 가장 첫 번째 이미지 데이터를 추출하는 이미지 추출부(210);

특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로 상기 이미지 추출부(210)에 의한 이미지 데이터에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여 각 픽셀마다 소정값을 부여하여 이진화 처리된 이미지 데이터를 생성하는 임계값 처리부(220);

기설정된 형태학적 연산자를 적용하여, 상기 임계값 처리부(220)에 의해 생성한 이미지 데이터에 이미지 처리를 수행하는 연산자 적용부(230);

기저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 연산자 적용부(230)에 의해 처리된 이미지 데이터에 포함되어 있는 각 영역에 대한 라벨링을 수행하는 라벨링 처리부(240); 및

기설정된 기준을 적용하여, 상기 라벨링 처리부(240)에 의해 라벨링된 각 영역들 중 추출하고자 하는 호흡기계 이미지 영역을 추출하고, 해당하는 영역의 중심점을 기준 픽셀로 설정하는 기준 픽셀 설정부(250);

를 포함하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 기준 픽셀 설정부(250)는

상기 라벨링 처리부(240)에 의해 라벨링된 각 영역들이 이루고 있는 단면적을 계산하여, 계산한 단면적을 토대로 소정 영역을 추출하는 제1 추출부(251);

상기 제1 추출부(251)에 의해 추출한 영역들 중 소정 기준에 해당하는 최종 영역을 추출하는 제2 추출부(252); 및

상기 제2 추출부(252)에 의한 영역의 중심점을 산출하여, 기준 픽셀로 설정하는 픽셀 설정부(253);

를 더 포함하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템.

청구항 4

제 2항에 있어서,

상기 이미지 분할부(300)는

특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로 상기 이미지 데이터 셋에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여 각 픽셀마다 소정값을 부여하여 이진화된 이미지 데이터 셋을 생성하는 임계값 처리부(310); 및

기저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 임계값 처리부(310)에 의해 이진화된 이미지 데이터 셋에 대해 상기 기준 픽셀 설정부(250)에 의해 설정한 상기 기준 픽셀로부터 서로 연결되어 있는 영역을 추출하고, 추출한 영역을 상기 호흡기계 이미지 영역으로 분할 처리하여 구조물 이미지를 도출하는 확장 분할부(320);

를 포함하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템은

상기 이미지 입력부(100)에 의한 이미지 데이터 셋에 대한 단위 복셀(voxel)의 크기를 소정 기준에 맞추어 등방성화(isotropic) 처리하는 이미지 전처리부(110);

를 더 포함하되,

상기 이미지 처리부(200) 및 이미지 분할부(300)는

상기 이미지 전처리부(110)에 의해 전처리된 이미지 데이터 셋을 이용하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템.

청구항 6

컴퓨터를 포함하는 연산 처리 수단에 의해 각 단계가 수행되는 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템을 이용한 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법으로서,

이미지 입력부에서, 2D의 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 입력받는 이미지 입력 단계(S100);

이미지 처리부에서, 기저장된 규칙 기반으로, 상기 이미지 데이터 셋으로부터 호흡기계 이미지 영역의 기준 픽셀을 탐지하는 이미지 처리 단계(S200); 및

이미지 분할부에서, 상기 이미지 처리 단계(S200)에 의해 탐지한 상기 기준 픽셀을 이용하여, 호흡기계 이미지 영역을 분할 처리하고, 이에 대한 구조물 이미지를 도출하는 이미지 분할 단계(S300);

를 포함하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법.

청구항 7

제 6항에 있어서,

상기 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법은

상기 이미지 입력 단계(S100)를 수행하고 난 후,

상기 이미지 입력 단계(S100)에 의한 상기 이미지 데이터 셋에 대한 복셀(voxel)의 크기를 소정 기준에 맞추어 등방성화(isotropic) 처리하는 이미지 전처리 단계(S110);

를 더 포함하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법.

청구항 8

제 7항에 있어서,

상기 이미지 처리 단계(S200)는

상기 이미지 데이터 셋들 중 가장 첫 번째 이미지 데이터를 추출하는 이미지 추출 단계(S210);

특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로, 상기 이미지 추출 단계(S210)에 의한 이미지 데이터에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여, 각 픽셀마다 소정값을 부여하여 이진화 처리된 이미지 데이터를 생성하는 임계값 처리 단계(S220);

기설정된 형태학적 연산자를 적용하여, 상기 임계값 처리 단계(S220)에 의한 이미지 데이터에 이미지 처리를 수행하는 연산자 적용 단계(S230);

기저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 연산자 적용 단계(S230)에 의해 처리된 이미지 데이터에 포함되어 있는 각 영역에 대한 라벨링을 수행하는 라벨링 처리 단계(S240); 및

기설정된 기준을 적용하여, 상기 라벨링 처리 단계(S240)에 의해 라벨링된 각 영역들 중 추출하고자 하는 호흡기계 이미지 영역을 추출하고, 해당하는 영역의 중심점을 기준 픽셀로 설정하는 기준 픽셀 설정 단계(S250);

를 포함하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법.

청구항 9

제 8항에 있어서,

상기 기준 픽셀 설정 단계(S250)는

상기 라벨링 처리 단계(S240)에 의해 라벨링된 각 영역들이 이루고 있는 각각의 단면적을 계산하여, 계산한 단면적을 토대로 기준 단면적을 적용하여, 영역 필터링을 수행하는 제1 필터링 단계(S251);

상기 제1 필터링 단계(S251)에 의해 필터링되고 남은 영역들 중 소정 기준에 해당하는 최종 영역을 추출하는 제2 필터링 단계(S252); 및

상기 제2 필터링 단계(S252)에 의한 영역의 중심점을 산출하여, 기준 픽셀로 설정하는 픽셀 설정 단계(S253);

를 더 포함하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법.

청구항 10

제 7항에 있어서,

상기 이미지 분할 단계(S300)는

특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로, 상기 이미지 데이터 셋에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여, 각 픽셀마다 소정값을 부여하여 이진화 처리된 이미지 데이터 셋을 생성하는 임계값 처리 단계(S310); 및

기저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 임계값 처리 단계(S310)에 의해 이진화된 이미지 데이터 셋에 대해 상기 기준 픽셀 설정 단계(S250)에 의해 설정한 상기 기준 픽셀로부터 서로 연결되어 있는 영역을 추출하고, 추출한 영역을 상기 호흡기계 이미지 영역으로 분할 처리하여 구조물 이미지를 도출하는 확장 분할 단계(S320);

를 포함하는, 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 환자의 흉부 CT 영상 데이터로부터 폐엽(lung lobe), 기관(trachea) 및 기관지(bronchi) 영역을 포함하는 호흡기계 구조물을 자동으로 분할할 수 있는 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 의료 영상 분야에서, 이미지 분석과 시각화는 진단 및 치료 시스템에서 중요한 부분을 차지한다. 이러한 의료 영상 분야에서 영상 처리 및 3차원 가시화 기법은 의학 연구, 교육 및 외과적 치료나 방사선 치료 등으로 확대되고 있다..

[0003] 흉부 엑스레이 영상이나, CT 이미지는 폐 질환을 진단하는데 좋은 의료 영상 데이터로 활용될 수 있으나, 정상인의 폐 영역은 폐를 둘러싸고 있는 영역과 구분이 수월하지만, 폐렴과 같은 질환이 있는 환자의 경우, 폐 영역을 명확히 구분하기가 어려울 수 있다.

[0004] 이러한 정확한 영역 구분, 다시 말하자면, 의료 이미지 분할 기술은 크게 두 가지의 카테고리로 나뉜다.

[0005] 하나는 규칙 기반(Rule based)의 분할 방법이고, 또다른 하나는 인공지능을 활용한 학습 기반의 분할 방법이다.

[0006] 인공지능을 활용한 학습 기반의 분할 방법은 모델 학습만 제대로 처리된다면, 정확한 결과를 보다 빠르게 추출할 수 있으나, 많은 학습 데이터(CT 데이터, 라벨링된 데이터 등)가 요구되며 모델이 학습 데이터에 과적합(overfitting)되어 부정확한 예측 결과를 낼 수 있다는 분명한 한계가 존재한다.

[0007] 특히, 의료 이미지는 촬영하는 장비의 종류나 촬영 조건에 따라서, 이미지 퀄리티가 크게 달라지며, 환자에 따라서 분할하고자 하는 대상 형태의 편차가 있기 때문에, 이러한 다양한 특성들을 모두 반영할 수 있은 학습 데이터를 수집하는 것이 쉽지 않을 뿐 아니라, 이에 대한 라벨링 처리 역시도 의료 지식이 요구되기 때문에, 많은 인력과 비용이 수반된다.

[0008] 이에 따라, 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법은 규칙 기반의 분할 방법을 활용하여, CT 이미지로부터 호흡기계 구조물들을 동시에 분할하며, 사용자(작업자, 의료진 등)의 개입 없이 전 과정이 자동으로 진행될 수 있도록 하는 기술을 개시하고 있다.

[0009] 이와 관련해서, 국내 등록 특허 제10-2356348호("흉부 엑스-레이 영상에서 폐 영역 분할 시스템 및 방법")에서는 흉부 엑스-레이 영상에서 폐 영역, 배경 영역 및 폐 영역과 배경 영역의 경계 영역을 표시해줌으로써, 폐 영역을 보다 효과적으로 분석할 수 있는 기술을 개시하고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0010] (특허문헌 0001) 국내등록특허 제10-2356348호(등록일자 2022.01.24.)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 본 발명은 상기한 바와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로, 본 발명의 목적은 형태학적 연산자와 영역 기반의 분할 방법을 활용하여 흉부 CT 영상 데이터로부터 호흡기계 구조물들을 동시에 분할할 수 있는 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법에 관한 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템에 있어서, 2D의 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 입력받는 이미지 입력부(100), 기저장된 규칙 기반으로, 상기 이미지 데이터 셋을 입력받아, 호흡기계 이미지 영역의 기준 픽셀을 탐지하는 이미지 처리부(200) 및 탐지한 상기 기준 픽셀을 이용하여, 호흡기계 이미지 영역을 분할 처리하여, 구조물 이미지를 도출하는 이미지 분할부(300)를 포함하는 것이 바람직하다.

[0013] 더 나아가, 상기 이미지 처리부(200)는 상기 이미지 데이터 셋들 중 가장 첫 번째 이미지 데이터를 추출하는 이미지 추출부(210), 특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로 상기 이미지 추출부(210)에 의한 이미지 데이터에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여 각 픽셀마다 소정값을 부여하여 이진화 처리된 이미지 데이터를 생성하는 임계값 처리부(220), 기설정된 형태학적 연산자를 적용하여, 상기 임계값 처리부(220)에 의해 생성한 이미지 데

이터에 이미지 처리를 수행하는 연산자 적용부(230), 기저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 연산자 적용부(230)에 의해 처리된 이미지 데이터에 포함되어 있는 각 영역에 대한 라벨링을 수행하는 라벨링 처리부(240) 및 기설정된 기준을 적용하여, 상기 라벨링 처리부(240)에 의해 라벨링된 각 영역들 중 추출하고자 하는 호흡기계 이미지 영역을 추출하고, 해당하는 영역의 중심점을 기준 픽셀로 설정하는 기준 픽셀 설정부(250)를 포함하는 것이 바람직하다.

[0014] 더 나아가, 상기 기준 픽셀 설정부(250)는 상기 라벨링 처리부(240)에 의해 라벨링된 각 영역들이 이루고 있는 단면적을 계산하여, 계산한 단면적을 토대로 소정 영역을 추출하는 제1 추출부(251), 상기 제1 추출부(251)에 의해 추출한 영역들 중 소정 기준에 해당하는 최종 영역을 추출하는 제2 추출부(252) 및 상기 제2 추출부(252)에 의한 영역의 중심점을 산출하여, 기준 픽셀로 설정하는 픽셀 설정부(253)를 더 포함하는 것이 바람직하다.

[0015] 더 나아가, 상기 이미지 분할부(300)는 특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로 상기 이미지 데이터 셋에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여 각 픽셀마다 소정값을 부여하여 이진화된 이미지 데이터 셋을 생성하는 임계값 처리부(310) 및 기저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 임계값 처리부(310)에 의해 이진화된 이미지 데이터 셋에 대해 상기 기준 픽셀 설정부(250)에 의해 설정한 상기 기준 픽셀로부터 서로 연결되어 있는 영역을 추출하고, 추출한 영역을 상기 호흡기계 이미지 영역으로 분할 처리하여 구조물 이미지를 도출하는 확장 분할부(320)를 포함하는 것이 바람직하다.

[0016] 더 나아가, 상기 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템은 상기 이미지 입력부(100)에 의한 이미지 데이터 셋에 대한 단위 복셀(voxel)의 크기를 소정 기준에 맞추어 등방성화(isotropic) 처리하는 이미지 전처리부(110)를 더 포함하되, 상기 이미지 처리부(200) 및 이미지 분할부(300)는 상기 이미지 전처리부(110)에 의해 전처리된 이미지 데이터 셋을 이용하는 것이 바람직하다.

[0017] 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따른 컴퓨터를 포함하는 연산 처리 수단에 의해 각 단계가 수행되는 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템을 이용한 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법으로서, 이미지 입력부에서, 2D의 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 입력받는 이미지 입력 단계(S100), 이미지 처리부에서, 기저장된 규칙 기반으로, 상기 이미지 데이터 셋으로부터 호흡기계 이미지 영역의 기준 픽셀을 탐지하는 이미지 처리 단계(S200) 및 이미지 분할부에서, 상기 이미지 처리 단계(S200)에 의해 탐지한 상기 기준 픽셀을 이용하여, 호흡기계 이미지 영역을 분할 처리하고, 이에 대한 구조물 이미지를 도출하는 이미지 분할 단계(S300)를 포함하는 것이 바람직하다.

[0018] 더 나아가, 상기 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법은 상기 이미지 입력 단계(S100)를 수행하고 난 후, 상기 이미지 입력 단계(S100)에 의한 상기 이미지 데이터 셋에 대한 복셀(voxel)의 크기를 소정 기준에 맞추어 등방성화(isotropic) 처리하는 이미지 전처리 단계(S110)를 더 포함하는 것이 바람직하다.

[0019] 더 나아가, 상기 이미지 처리 단계(S200)는 상기 이미지 데이터 셋들 중 가장 첫 번째 이미지 데이터를 추출하는 이미지 추출 단계(S210), 특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로, 상기 이미지 추출 단계(S210)에 의한 이미지 데이터에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여, 각 픽셀마다 소정값을 부여하여 이진화 처리된 이미지 데이터를 생성하는 임계값 처리 단계(S220), 기설정된 형태학적 연산자를 적용하여, 상기 임계값 처리 단계(S220)에 의한 이미지 데이터에 이미지 처리를 수행하는 연산자 적용 단계(S230), 기저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 연산자 적용 단계(S230)에 의해 처리된 이미지 데이터에 포함되어 있는 각 영역에 대한 라벨링을 수행하는 라벨링 처리 단계(S240) 및 기설정된 기준을 적용하여, 상기 라벨링 처리 단계(S240)에 의해 라벨링된 각 영역들 중 추출하고자 하는 호흡기계 이미지 영역을 추출하고, 해당하는 영역의 중심점을 기준 픽셀로 설정하는 기준 픽셀 설정 단계(S250)를 포함하는 것이 바람직하다.

[0020] 더 나아가, 상기 기준 픽셀 설정 단계(S250)는 상기 라벨링 처리 단계(S240)에 의해 라벨링된 각 영역들이 이루고 있는 각각의 단면적을 계산하여, 계산한 단면적을 토대로 기준 단면적을 적용하여, 영역 필터링을 수행하는 제1 필터링 단계(S251), 상기 제1 필터링 단계(S251)에 의해 필터링되고 남은 영역들 중 소정 기준에 해당하는 최종 영역을 추출하는 제2 필터링 단계(S252) 및 상기 제2 필터링 단계(S252)에 의한 영역의 중심점을 산출하여, 기준 픽셀로 설정하는 픽셀 설정 단계(S253)를 더 포함하는 것이 바람직하다.

[0021] 더 나아가, 상기 이미지 분할 단계(S300)는 특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로, 상기 이미지 데이터 셋에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여, 각 픽셀마다 소정값을 부여하여 이진화 처리된 이미지 데이터 셋을 생성하는 임계값 처리 단계(S310) 및 기저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 임계값 처리 단계(S310)에 의해 이진화된 이미지 데이터 셋에 대해 상기 기준 픽셀 설정 단계(S250)에 의해 설정한 상기 기준 픽셀로부터 서로

연결되어 있는 영역을 추출하고, 추출한 영역을 상기 호흡기계 이미지 영역으로 분할 처리하여 구조물 이미지를 도출하는 확장 분할 단계(S320)를 포함하는 것이 바람직하다.

발명의 효과

[0022] 상기와 같은 구성에 의한 본 발명의 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법은 환자의 흉부 CT 이미지 데이터 셋으로부터 빠르고 정확하게 해당하는 호흡기계 구조물(폐엽, 기관 및 기관지 영역)을 분할하여 구조물 이미지를 도출할 수 있는 장점이 있다.

[0023] 이를 활용함으로써, 분할된 양쪽 폐엽의 형태를 정량적으로 비교 및 분석함으로써, 환자의 척추 측만증을 진단하거나, 폐 내부의 부피를 계산하여 또다른 질환의 진단에 도움을 줄 수도 있다.

[0024] 특히, 그래픽 카드 등 하드웨어 성능이 향상되고 이에 따른 전산 모델링의 활용도와 중요성이 높아지고 있음에 따라, 환자의 호흡기계 구조물을 빠르고 정확하게 도출함으로써, 전산유체 모델링을 위한 형상 확보의 용도로 활용할 수 있는 장점이 있다.

[0025] 특히, 코로나 바이러스 입자와 같은 미세입자들이 호흡기를 통해 어떻게 이동하여 어떠한 방식으로 침적되는 지를 모델링을 통해 예측하는데 활용할 수도 있다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템을 나타낸 구성 예시도이다.

도 2 내지 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법에 의한 각 구성에서의 이미지 처리 예시도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법을 나타낸 순서 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 이하 첨부한 도면들을 참조하여 본 발명의 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법을 상세히 설명한다. 다음에 소개되는 도면들은 당업자에게 본 발명의 사상이 충분히 전달될 수 있도록 하기 위해 예로서 제공되는 것이다. 따라서, 본 발명은 이하 제시되는 도면들에 한정되지 않고 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 또한, 명세서 전반에 걸쳐서 동일한 참조번호들은 동일한 구성요소들을 나타낸다.

[0028] 이때, 사용되는 기술 용어 및 과학 용어에 있어서 다른 정의가 없다면, 이 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 통상적으로 이해하고 있는 의미를 가지며, 하기의 설명 및 첨부 도면에서 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 설명은 생략한다.

[0029] 더불어, 시스템은 필요한 기능을 수행하기 위하여 조직화되고 규칙적으로 상호 작용하는 장치, 기구 및 수단 등을 포함하는 구성 요소들의 집합을 의미한다.

[0030] 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법은, 형태학적 연산자(morphological operator)와 영역 기반의 분할 방법을 활용하여 CT 이미지 데이터로부터 호흡기계 구조물(폐엽(lung lobe), 기관(trachea) 및 기관지(bronchi) 영역을 포함)들을 동시에 분할하며, 사용자의 개입 없이 전 과정을 자동으로 진행할 수 있는 기술에 관한 것이다.

[0031] 특히, 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법은, 흉부 이미지 데이터의 특성과 해부학적 지식을 바탕으로 규칙들을 미리 설정한 후, 이를 만족하는지 여부를 판단하여, 정확하게 호흡기계 구조물의 영역을 추출할 수 있는 장점이 있다.

[0032] 최근들어 처리 시간이 빠르고 정확도가 높다는 장점 때문에 의료 이미지 추출 분야 전반에 걸쳐 학습 기반의 인공지능 기법이 널리 활용되는데, 의료 데이터의 특성 상, 충분한 학습 데이터를 수집할 수 없기 때문에, 특정 데이터에 학습 모델이 과적합되는 문제가 보편적으로 존재한다. 그렇기 때문에, 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템 및 그 방법은, 이러한 학습 기반 방식과 차별점을 두어 규칙 기반의 방식을 통해서, 빠르고 정확하게 호흡기계 구조물의 영역을 추출할 수 있다.

[0033] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템을 나타낸 구성 예

시도로서, 도 1을 참조로 하여 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템을 상세히 설명한다.

[0034] 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템은 도 1에 도시된 바와 같이, 이미지 입력부(100), 이미지 처리부(200) 및 이미지 분할부(300)를 포함하여 구성되는 것이 바람직하며, 각 구성들은 컴퓨터를 포함하는 하나의 연산 처리 수단 또는 다수의 연산 처리 수단에 포함되는 것이 바람직하다.

[0035] 각 구성에 대해서 자세히 알아보자면,

[0036] 상기 이미지 입력부(100)는 호흡기계 구조물 영역을 도출하고자 하는 환자의 2차원 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 입력받게 된다. 이러한 2차원의 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 쌓으면 3차원 흉부 CT 이미지를 얻을 수 있다.

[0037] 여기서, 상기 호흡기계 구조물 영역으로는 폐엽(lung lobe), 기관(trachea) 및 기관지(bronchi) 영역을 의미한다.

[0038] 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템은 상기 이미지 입력부(100)를 통해서 입력받은 흉부 CT 이미지 데이터 셋에 대해서, 추후에 3차원 기반의 분할 방법이 적용되기 때문에, 포함되어 있는 각각의 이미지 데이터에 의한 단위 복셀(voxel)의 크기를 소정 크기에 맞추어 동일한 가로, 세로, 높이를 갖도록 변환하는 이미지 전처리부(110)를 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다. 즉, 상기 이미지 전처리부(110)를 통해서, 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋에 대한 등방성화(isotropic) 처리를 수행하는 것이 바람직하다.

[0039] 상기 소정 크기로는 1.25㎜ 로 한정하고 있으나, 이는 본 발명의 일 실시예에 불과하며, 상기 이미지 입력부(100)를 통해서 입력받은 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋이 기본적으로(통상적으로) 갖고 있는 복셀 해상도보다 약간 낮춘 수준이기 때문에, 추후 이미지 처리 과정에서의 전체적인 처리 속도가 빨라지는 장점이 있다.

[0040] 물론, 해상도가 낮아지는 문제점이 있긴 하지만, 호흡기계 구조물은 비교적 큰 구조물에 해당하기 때문에, 적절한 소정 크기를 설정한다면 원하는 호흡기계 구조물 영역을 빠르고 정확하게 도출할 수 있는 장점이 있다.

[0041] 이러한 점을 고려하여, 상기 이미지 처리부(200)와 이미지 분할부(300)는 상기 이미지 전처리부(110)에 의해 전처리된 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 이용하는 것이 바람직하나, 이는 본 발명의 일 실시예에 불과하며, 컴퓨팅 자원이 충분하다면, 상기 이미지 입력부(100)를 통해서 입력받은 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 그대로 활용하여도 무방하다.

[0042] 상기 이미지 처리부(200)는 미리 저장된 규칙 기반으로, 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 전달받아, 호흡기계 이미지 영역의 기준 픽셀을 탐지하는 것이 바람직하며, 이를 위해, 도 1에 도시된 바와 같이, 이미지 추출부(210), 임계값 처리부(220), 연산자 적용부(230), 라벨링 처리부(240) 및 기준 픽셀 설정부(250)를 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.

[0043] 상기 이미지 추출부(210)는 도 2에 도시된 바와 같이, 전달받은 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 이루고 있는 이미지 데이터 중 가장 첫 번째 이미지 데이터를 추출하는 것이 바람직하다. 즉, 흉부 CT 촬영 시, 촬영점을 잡고 가장 처음으로 촬영한 이미지 데이터를 추출하게 된다.

[0044] 상기 임계값 처리부(220)는 특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로, 상기 이미지 추출부(210)에 의한 이미지 데이터에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여, 각 픽셀마다 소정값을 부여하고, 부여한 소정값을 토대로 이진화 처리된 이미지 데이터를 생성하는 것이 바람직하다.

[0045] 상세하게는, 도 3의 a)는 상기 이미지 추출부(210)에 의해 추출한 이미지 데이터를 의미하며, 도 3의 b)는 상기 임계값 처리부(220)에 의해 생성한 이진화 처리된 이미지 데이터를 의미한다.

[0046] 빈 공간(폐 속 공기)에 해당하는 영역은 낮은 밝기값을 갖는다는 특징을 이용하여, intensity를 분석하게 된다. 이러한 점을 고려하여, 상기 임계값 처리부(220)는 특정 임계값(본 발명에서는 실험을 통해서 ?? 500 HU로 설정) 이하의 밝기값을 가지는 픽셀은 1을 부여하고, 이 외의 픽셀은 0을 부여함으로써, 도 3의 b)와 같은 이진화 처리된 이미지 데이터를 생성하게 된다. 즉, 구조물은 1로, 배경은 0으로 처리하게 되는 것을 의미한다.

[0047] 상기 연산자 적용부(230)는 미리 설정된 형태학적 연산자(morphological operator)를 적용하여, 상기 임계값 처리부(220)에 의해 생성한 이진화된 이미지 데이터의 이미지 처리를 수행하는 것이 바람직하다.

[0048] 상세하게는, 상기 연산자 적용부(230)는 이미지 처리 기법인 형태학적 연산자 중 열림(opening) 연산자와 침식

(erosion) 연산자를 순차적으로 적용하여, 어느 하나의 영역이 주변에 위치하고 있는 다른 영역과 서로 연결되지 않도록 이미지 처리를 수행하게 된다. 이를 통해서, 도 3의 c)에 도시된 바와 같이, 각각의 영역이 다른 주변 영역과 연결되지 않은 고립 상태로 나타난 이미지 데이터를 생성하게 된다.

[0049] 상기 라벨링 처리부(240)는 미리 저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 연산자 적용부(230)에 의해 처리된 이미지 데이터에 포함되어 있는 각 영역에 대한 라벨링을 수행하는 것이 바람직하다.

[0050] 상세하게는, 상기 라벨링 처리부(240)는 이미지 처리 기법인 연결 요소 라벨링(connected component labeling) 기법을 적용하여, 서로 연결되어 있는 영역에 대한 라벨링을 수행하게 된다. 다만, 상술한 바와 같이, 상기 연산자 적용부(230)에 의해 각각의 영역에 대해서 고립 상태로 처리하였기 때문에, 도 3의 d)에 도시된 바와 같이, 고립 상태로 나타난 각 영역마다의 독립된 라벨을 부여하게 된다.

[0051] 상기 기준 픽셀 설정부(250)는 미리 설정된 기준을 적용하여, 상기 라벨링 처리부(240)에 의해 라벨링된 각 영역들 중 추출하고자 하는 기관 영역을 추출하고, 도 3의 e)에 도시된 바와 같이, 해당하는 영역의 중심점을 기준 픽셀로 설정하는 것이 바람직하다.

[0052] 이를 위해, 상기 기준 픽셀 설정부(250)는 도 1에 도시된 바와 같이, 제1 추출부(251), 제2 추출부(252) 및 픽셀 설정부(253)를 포함하여 구성되게 된다.

[0053] 상기 제1 추출부(251)는 상기 라벨링 처리부(240)에 의해 라벨링된 각 영역들이 이루고 있는 단면적, 다시 말하자면, 각각의 라벨이 이루고 있는 픽셀 개수를 계산하여, 이를 토대로 필터링을 수행하여 소정 영역을 추출하는 것이 바람직하다.

[0054] 상세하게는, 상기 흉부 CT 이미지 데이터의 전체 넓이(픽셀 단위)가 A라고 할 경우, 상기 제1 추출부(251)는 각 영역의 단면적이 A * 1/1300 보다 크면서, A * 1/100 보다 작은 단면적에 해당하는 영역을 추출하게 된다.

[0055] 이러한 단면적 기준을 통상적으로 호흡기계 구조물, 그 중 기관 영역이 차지하는 비율을 토대로 설정하게 된다.

[0056] 상기 제2 추출부(252)는 상기 제1 추출부(251)에 의해 추출한 영역(각 영역의 단면적이 A * 1/1300 보다 크면서, A * 1/100 보다 작은 단면적에 해당하는 영역)들 중 소정 기준에 해당하는 최종 영역을 추출하게 된다.

[0057] 상세하게는, 상기 제2 추출부(252)는 Y 좌표를 기준으로, 상기 제1 추출부(251)에 의해 추출한 영역들 중 Y 좌표가 가장 작은 영역을 최종 영역으로 추출하게 된다. 이러한 기준 역시 통상적으로 호흡기계 구조물, 그 중 기관 영역이 차지하는 비율을 토대로 설정하게 된다.

[0058] 상기 픽셀 설정부(253)는 상기 제2 추출부(252)에 의해 추출한 최종 영역의 중심점의 좌표를 산출하여, 기준 픽셀 위치로 설정하는 것이 바람직하다.

[0059] 상기 이미지 분할부(300)는 상기 픽셀 설정부(253)에 의해 설정한 상기 기준 픽셀 위치를 이용하여, 호흡기계 이미지 영역을 분할 처리하며, 이에 따른 구조물 이미지를 도출하게 된다. 이를 위해, 상기 이미지 분할부(300)는 도 1에 도시된 바와 같이, 임계값 처리부(310)와 확장 분할부(320)를 포함하여 구성되게 된다.

[0060] 상기 임계값 처리부(310)는 상기 임계값 처리부(220)와 마찬가지로, 특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로, 이미지 데이터에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여, 각 픽셀마다 소정값을 부여하고, 부여한 소정값을 토대로 이진화 처리된 이미지 데이터를 생성하되, 상기 임계값 처리부(220)는 상기 이미지 추출부(210)에 의한 이미지 데이터에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하는 데 반해, 상기 임계값 처리부(310)는 도 4에 도시된 바와 같이, 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋 전체에 대해서, 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하게 된다.

[0061] 그렇기 때문에, 상기 임계값 처리부(310)는 특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로, 이미지 데이터 셋에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여, 각 픽셀마다 소정값을 부여하고, 부여한 소정값을 토대로 이진화 처리된 이미지 데이터 셋을 생성하게 된다.

[0062] 빈 공간(폐 속 공기)에 해당하는 영역은 낮은 밝기값을 갖는다는 특징을 이용하여, intensity를 분석하게 된다. 이러한 점을 고려하여, 상기 임계값 처리부(310)는 특정 임계값(본 발명에서는 실험을 통해서 ?? 500 HU로 설정) 이하의 밝기값을 가지는 픽셀은 1을 부여하고, 이 외의 픽셀은 0을 부여함으로써, 도 4에 도시된 바와 같이, 이진화 처리된 이미지 데이터 셋을 생성하게 된다. 즉, 구조물은 1로, 배경은 0으로 처리하게 되는 것을 의미한다.

[0063] 상기 확장 분할부(320)는 미리 저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 임계값 처리부(310)에 의한 이진화된

이미지 데이터 셋에 대해, 상기 기준 픽셀 설정부(250)에 의해 설정한 상기 기준 픽셀 위치로부터 서로 연결되어 있는 영역을 추출하고, 추출한 영역을 상기 호흡기계 이미지 영역으로 분할 처리하여 구조물 이미지로 도출하는 것이 바람직하다.

[0064] 상세하게는, 상기 확장 분할부(320)는 다시 한번 이미지 처리 기법인 연결 요소 라벨링 기법을 적용하여, 상기 기준 픽셀 위치를 기준으로 서로 연결되어 있는 영역에 대한 라벨링을 수행하여 해당 영역을 추출하게 된다.

[0065] 상기 확장 분할부(320)는 추출한 상기 해당 영역을 최종적으로 상기 호흡기계 이미지 영역(폐엽, 기관 및 기관지 영역을 포함)으로 분할 처리하여, 이에 대한 구조물 이미지를 도출하게 된다.

[0066] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법을 나타낸 순서 예시도로서, 도 10을 참조로 하여 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법을 상세히 설명한다.

[0067] 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법은, 컴퓨터를 포함하는 연산처리 수단에 의해 각 단계가 수행되는 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 시스템을 이용한 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법이다.

[0068] 이러한 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법은 도 5에 도시된 바와 같이, 이미지 입력 단계(S100), 이미지 처리 단계(S200) 및 이미지 분할 단계(S300)를 포함하여 구성되게 된다.

[0069] 각 단계에 대해서 자세히 알아보자면,

[0070] 상기 이미지 입력 단계(S100)는 상기 이미지 입력부(100)에서, 2차원 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 입력받게 된다.

[0071] 즉, 상기 이미지 입력 단계(S100)는 호흡기계 구조물 영역을 도출하고자 하는 환자의 2차원 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 입력받게 된다. 이러한 2차원의 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 쌓으면 3차원 흉부 CT 이미지를 얻을 수 있다.

[0072] 여기서, 상기 호흡기계 구조물 영역으로는 폐엽(lung lobe), 기관(trachea) 및 기관지(bronchi) 영역을 의미한다.

[0073] 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 CT 이미지에서의 호흡기계 구조물 자동 분할 방법은, 추후에 3차원 기반의 분할 방법이 적용되기 때문에, 상기 이미지 입력 단계(S100)에 대한 전처리 과정을 수행하는 이미지 전처리 단계(S110)를 더 수행하게 된다.

[0074] 상기 이미지 전처리 단계(S110)는 상기 이미지 입력 단계(S100)에 의해 입력받은 흉부 CT 이미지 데이터 셋에 대해서, 포함되어 있는 각각의 이미지 데이터에 의한 단위 복셀(voxel)의 크기를 소정 크기에 맞추어 동일한 가로, 세로, 높이를 갖도록 변환하게 된다. 즉, 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋에 대한 등방성화(isotropic) 처리를 수행하게 된다.

[0075] 상기 소정 크기로는 1.25㎜ 로 한정하고 있으나, 이는 본 발명의 일 실시예에 불과하며, 입력받은 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋이 기본적으로(통상적으로) 갖고 있는 복셀 해상도보다 약간 낮춘 수준이기 때문에, 추후 이미지 처리 과정에서의 전체적인 처리 속도가 빨라지는 장점이 있다.

[0076] 물론, 해상도가 낮아지는 문제점이 있긴 하지만, 호흡기계 구조물은 비교적 큰 구조물에 해당하기 때문에, 적절한 소정 크기를 설정한다면 원하는 호흡기계 구조물 영역을 빠르고 정확하게 도출할 수 있는 장점이 있다.

[0077] 이러한 점을 토대로, 상기 이미지 처리 단계(S200)와 이미지 분할 단계(S300)는 상기 이미지 전처리 단계(S100)에 의해 전처리된 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 이용하는 것이 바람직하나, 이는 본 발명의 일 실시예에 불과하며, 컴퓨팅 자원이 충분하다면, 이미지 전처리 없이 입력받은 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 그대로 활용하여도 무방하다.

[0078] 상기 이미지 처리 단계(S200)는 상기 이미지 처리부(200)에서, 미리 저장된 규칙 기반으로, 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 전달받아, 호흡기계 이미지 영역의 기준 픽셀을 탐지하며, 이를 위해 도 5에 도시된 바와 같이, 이미지 추출 단계(S210), 임계값 처리 단계(S220), 연산자 적용 단계(S230), 라벨링 처리 단계(S240) 및 기준 픽셀 설정 단계(S250)를 포함하게 된다.

[0079] 상기 이미지 추출 단계(S210)는 전달받은 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋을 이루고 있는 이미지 데이터 중 가장 첫 번째 이미지 데이터를 추출하게 된다. 다시 말하자면, 도 2에 도시된 바와 같이, 흉부 CT 촬영 시, 촬영점을 잡고 가장 처음으로 촬영한 이미지 데이터를 추출하게 된다.

[0080] 상기 임계값 처리 단계(S220)는 특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로, 상기 이미지 추출 단계(S210)에 의한 이미지 데이터에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여, 각 픽셀마다 소정값을 부여하고, 부여한 소정값을 토대로 이진화 처리된 이미지 데이터를 생성하게 된다.

[0081] 빈 공간(폐 속 공기)에 해당하는 영역은 낮은 밝기값을 갖는다는 특징을 이용하여, intensity를 분석하게 된다. 이러한 점을 고려하여, 상기 임계값 처리 단계(S220)는 특정 임계값(본 발명에서는 실험을 통해서 ?? 500 HU로 설정) 이하의 밝기값을 가지는 픽셀은 1을 부여하고, 이 외의 픽셀은 0을 부여함으로써, 도 3의 b)와 같은 이진화 처리된 이미지 데이터를 생성하게 된다. 즉, 구조물은 1로, 배경은 0으로 처리하게 되는 것을 의미한다.

[0082] 상기 연산자 적용 단계(S230)는 미리 설정된 형태학적 연산자(morphological operator)를 적용하여, 상기 임계값 처리 단계(S220)에 의해 생성한 이진화된 이미지 데이터의 이미지 처리를 수행하게 된다.

[0083] 상세하게는, 이미지 처리 기법인 형태학적 연산자 중 열림(opening) 연산자와 침식(erosion) 연산자를 순차적으로 적용하여, 어느 하나의 영역이 주변에 위치하고 있는 다른 영역과 서로 연결되지 않도록 이미지 처리를 수행하게 된다. 이를 통해서, 도 3의 c)에 도시된 바와 같이, 각각의 영역이 다른 주변 영역과 연결되지 않은 고립 상태로 나타난 이미지 데이터를 생성하게 된다.

[0084] 상기 라벨링 처리 단계(S240)는 미리 저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 연산자 적용 단계(S230)에 의해 처리된 이미지 데이터에 포함되어 있는 각 영역에 대한 라벨링을 수행하게 된다.

[0085] 상기 라벨링 처리 단계(S240)는 이미지 처리 기법인 연결 요소 라벨링(connected component labeling) 기법을 적용하여, 서로 연결되어 있는 영역에 대한 라벨링을 수행하게 된다. 다만, 상술한 바와 같이, 상기 연산자 적용 단계(S230)에 의해 각각의 영역에 대해서 고립 상태로 처리하였기 때문에, 도 3의 d)에 도시된 바와 같이, 고립 상태로 나타난 각 영역마다의 독립된 라벨을 부여하게 된다.

[0086] 상기 기준 픽셀 설정 단계(S250)는 미리 설정된 기준을 적용하여, 상기 라벨링 처리 단계(S240)에 의해 라벨링된 각 영역들 중 추출하고자 하는 기관 영역을 추출하고, 도 3의 e)에 도시된 바와 같이, 해당하는 영역의 중심점을 기준 픽셀로 설정하게 된다.

[0087] 상세하게는, 상기 기준 픽셀 설정 단계(S250)는 도 5에 도시된 바와 같이, 제1 필터링 단계(S251), 제2 필터링 단계(S252) 및 픽셀 설정 단계(S253)를 포함하게 된다.

[0088] 상기 제1 필터링 단계(S251)는 상기 라벨링 처리 단계(S240)에 의해 라벨링된 각 영역들이 이루고 있는 단면적, 다시 말하자면, 각각의 라벨이 이루고 있는 픽셀 개수를 계산하여, 이를 토대로 필터링을 수행하여 소정 영역을 추출하게 된다.

[0089] 일 예를 들자면, 상기 흉부 CT 이미지 데이터의 전체 넓이(픽셀 단위)가 A라고 할 경우, 상기 제1 필터링 단계(S251)는 각 영역의 단면적이 A * 1/1300 보다 크면서, A * 1/100 보다 작은 단면적에 해당하는 영역을 추출하게 된다.

[0090] 이러한 단면적 기준을 통상적으로 호흡기계 구조물, 그 중 기관 영역이 차지하는 비율을 토대로 설정하게 된다.

[0091] 상기 제2 필터링 단계(S252)는 상기 제1 필터링 단계(S251)에 의해 추출한 영역(각 영역의 단면적이 A * 1/1300 보다 크면서, A * 1/100 보다 작은 단면적에 해당하는 영역)들 중 소정 기준에 해당하는 최종 영역을 추출하게 된다.

[0092] 상세하게는, 상기 제2 필터링 단계(S252)는 Y 좌표를 기준으로, 상기 제1 필터링 단계(S251)에 의해 추출한 영역들 중 Y 좌표가 가장 작은 영역을 최종 영역으로 추출하게 된다. 이러한 기준 역시 통상적으로 호흡기계 구조물, 그 중 기관 영역이 차지하는 비율을 토대로 설정하게 된다.

[0093] 상기 픽셀 설정 단계(S253)는 상기 제2 필터링 단계(S252)에 의해 추출한 최종 영역의 중심점의 좌표를 산출하여, 기준 픽셀 위치로 설정하게 된다.

[0094] 상기 이미지 분할 단계(S300)는 상기 이미지 분할부(300)에서, 상기 이미지 처리 단계(S200)에 의해 설정한 상기 기준 픽셀 위치를 이용하여, 호흡기계 이미지 영역을 분할 처리하며, 이에 따른 구조물 이미지를 도출하게

된다. 이를 위해, 상기 이미지 분할 단계(S300)는 도 5에 도시된 바와 같이, 임계값 처리 단계(S310)와 확장 분할 단계(S320)를 포함하게 된다.

[0095] 상기 임계값 처리 단계(S310)는 도 4에 도시된 바와 같이, 특정 임계값 이하의 밝기값을 기준으로, 상기 흉부 CT 이미지 데이터 셋 전체에 포함되는 픽셀들의 밝기값을 분석하여, 각 픽셀마다 소정값을 부여하고, 부여한 소정값을 토대로 이진화 처리된 이미지 데이터 셋을 생성하게 된다.

[0096] 빈 공간(폐 속 공기)에 해당하는 영역은 낮은 밝기값을 갖는다는 특징을 이용하여, intensity를 분석하게 된다. 이러한 점을 고려하여, 상기 임계값 처리 단계(S310)는 특정 임계값(본 발명에서는 실험을 통해서 ?? 500 HU로 설정) 이하의 밝기값을 가지는 픽셀은 1을 부여하고, 이 외의 픽셀은 0을 부여함으로써, 도 4에 도시된 바와 같이, 이진화 처리된 이미지 데이터 셋을 생성하게 된다. 즉, 구조물은 1로, 배경은 0으로 처리하게 되는 것을 의미한다.

[0097] 상기 확장 분할 단계(S320)는 미리 저장된 이미지 처리 기법을 적용하여, 상기 임계값 처리 단계(S310)에 의한 이진화된 이미지 데이터 셋에 대해, 상기 픽셀 설정 단계(S253)에 의해 설정한 상기 기준 픽셀 위치로부터 서로 연결되어 있는 영역을 추출하고, 추출한 영역을 상기 호흡기계 이미지 영역으로 분할 처리하여 구조물 이미지로 도출하게 된다.

[0098] 상세하게는, 상기 확장 분할 단계(S320)는 이미지 처리 기법인 연결 요소 라벨링 기법을 적용하여, 상기 기준 픽셀 위치를 기준으로 서로 연결되어 있는 영역에 대한 라벨링을 수행하여 해당 영역을 추출하게 된다. 추출한 상기 해당 영역을 최종적으로 상기 호흡기계 이미지 영역(폐엽, 기관 및 기관지 영역을 포함)으로 분할 처리하여, 이에 대한 구조물 이미지를 도출하게 된다.

[0099] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 소자 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시예 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것 일 뿐, 본 발명은 상기의 일 실시예에 한정되는 것이 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다.

[0100] 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니 되며, 후술하는 특허 청구 범위뿐 아니라 이 특허 청구 범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

부호의 설명

[0101] 100 : 이미지 입력부

110 : 이미지 전처리부

200 : 이미지 처리부

210 : 이미지 추출부 220 : 임계값 처리부

230 : 연산자 적용부 240 : 라벨링 처리부

250 : 기준 픽셀 설정부

251 : 제1 추출부 252 : 제2 추출부

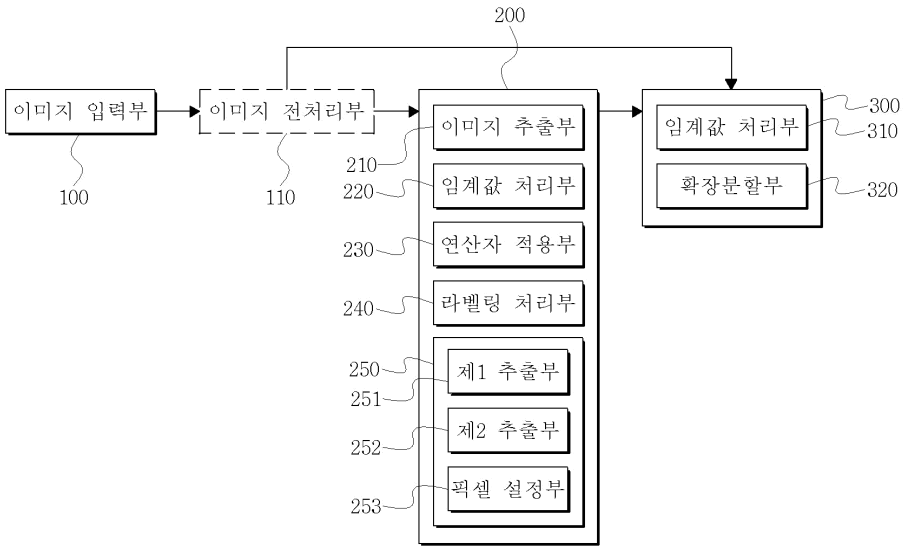
253 : 픽셀 설정부

300 : 이미지 분할부

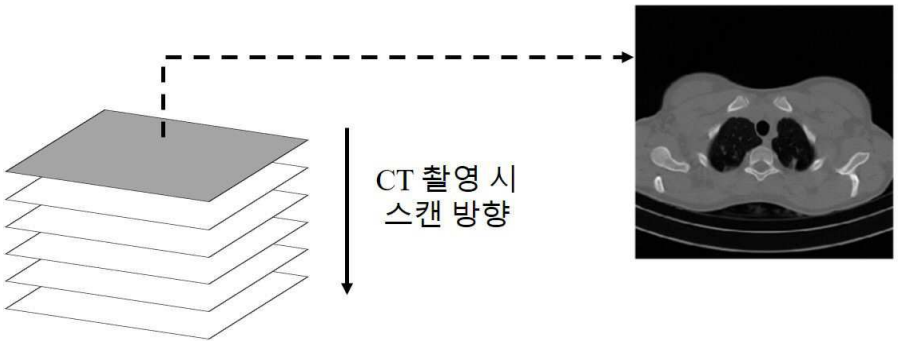
310 : 임계값 처리부 320 : 확장 분할부

도면

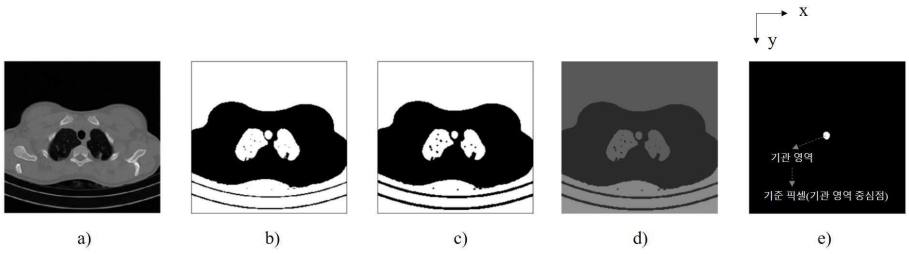
도면1



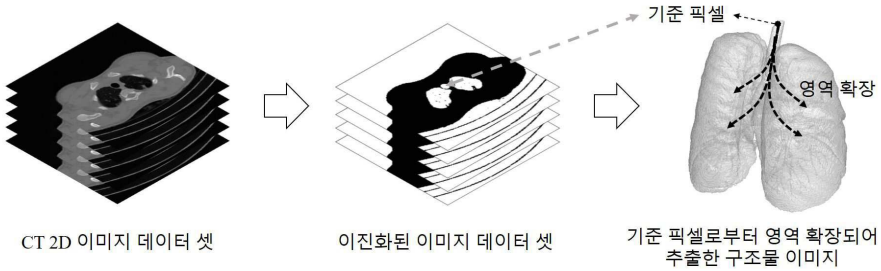
도면2



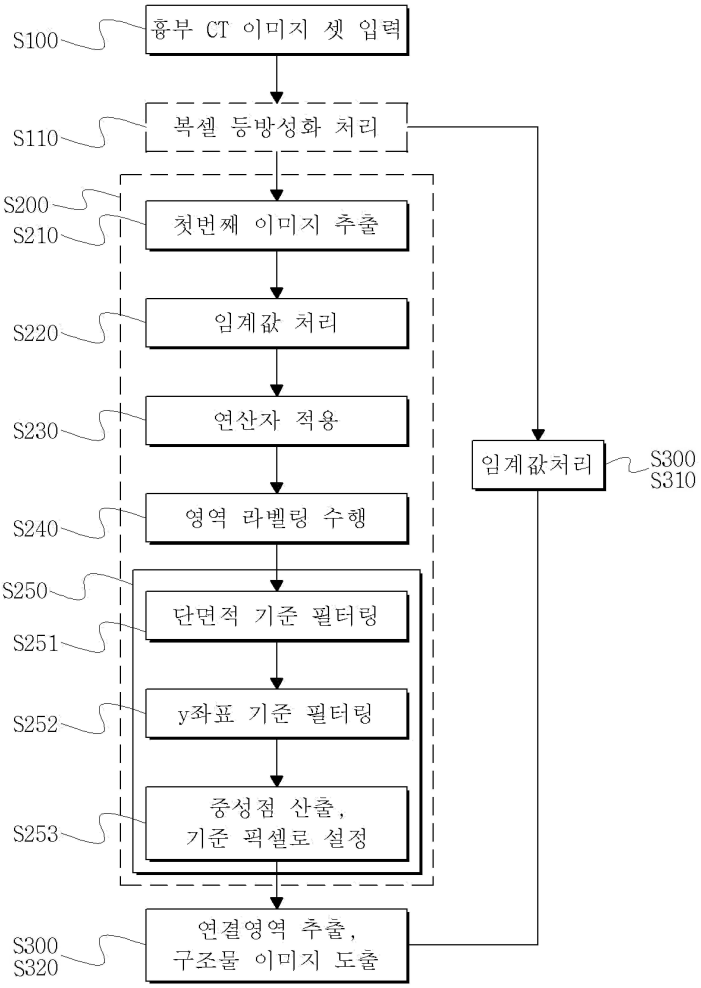
도면3



도면4


기준 픽셀
영역 확장
CT 2D 이미지 데이터 셋
이진화된 이미지 데이터 셋
기준 픽셀로부터 영역 확장되어
추출한 구조물 이미지

도면5


S100
흉부 CT 이미지 셋 입력
S110
복셀 등방성화 처리
S200
S210
첫번째 이미지 추출
S220
임계값 처리
S230
연산자 적용
S240
영역 라벨링 수행
S250
단면적 기준 필터링
S251
S252
y좌표 기준 필터링
S253
중성점 산출,
기준 픽셀로 설정
S300
S320
연결영역 추출,
구조물 이미지 도출
임계값처리
S300
S310