



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년01월25일
(11) 등록번호 10-1810547
(24) 등록일자 2017년12월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G06T 7/00 (2017.01) A61B 5/00 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2011-0050846
(22) 출원일자 2011년05월27일
심사청구일자 2016년05월27일
(65) 공개번호 10-2012-0071292
(43) 공개일자 2012년07월02일
(30) 우선권주장
61/425,987 2010년12월22일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
JP2007068715 A*
흉부 CT 영상의 밝기값 정보를 사용한 폐 구조물
자동 분할, 정보과학회논문지
KR1020110045391 A
위터셋드 변형을 이용한 폐 영상 분할, 정보과학
회
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
손기원
서울특별시 송파구 중대로 24, 올림픽훼미리아파
트 104동 904호 (문정동)
정해경
서울특별시 송파구 올림픽로 435, 225동 3303호
(신천동, 파크리오)
이영윤
경기도 수원시 영통구 영통로514번길 53, 황골마
을1단지아파트 108동 1704호 (영통동)
(74) 대리인
리앤목특허법인

전체 청구항 수 : 총 16 항

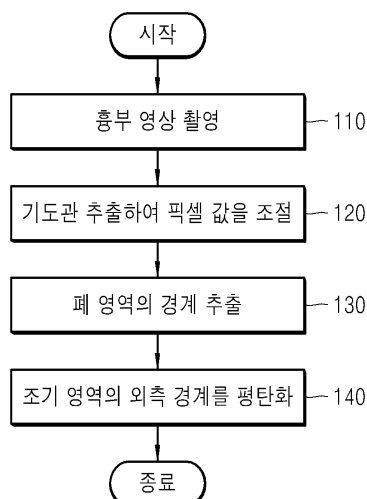
심사관 : 신재철

(54) 발명의 명칭 영상 처리 방법 및 그에 따른 영상 처리 장치

(57) 요약

방사선 영상의 소정 영역 내의 픽셀값들을 이용하여 기도관 영역을 추출하고, 상기 영상에서 상기 추출된 기도관에 대응되는 픽셀값들을 조절하는 단계, 상기 기도관의 픽셀값이 조절된 상기 영상으로부터 폐 영역을 추출하는 단계, 및 상기 추출된 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 단계를 포함하며, 폐 영역이 정확하게 추출할 수 있는 영상 처리 방법이 기재되어 있다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

휴부에 방사선을 조사하여 촬영된 휴부 방사선 영상을 입력받는 단계;

상기 영상에서 기도관이 위치할 것으로 예측되는 소정 예측 영역 내의 수평 방향으로 픽셀값들의 강도 특성을 구하는 단계;

상기 강도 특성을 이용하여 상기 기도관의 수직 중심선을 구하는 단계;

상기 수직 중심선을 이용하여 기도관 영역을 추출하고, 상기 기도관 영역의 휘도 또는 밝기와 폐 영역의 휘도 또는 밝기가 구별되도록, 상기 영상에서 상기 추출된 기도관 영역에 대응되는 픽셀값들을 조절하는 단계;

상기 기도관 영역의 픽셀값이 조절된 상기 영상으로부터 상기 폐 영역을 추출하는 단계; 및

상기 추출된 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 단계를 포함하는 영상 처리 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 픽셀값을 조절하는 단계는

상기 기도관 영역의 휘도 또는 밝기가 증가하도록 상기 기도관 영역에 대응되는 픽셀값들을 조절하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 방법.

청구항 3

삭제

청구항 4

삭제

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 기도관의 수직 중심선을 구하는 단계는

상기 소정 예측 영역 내의 적어도 두개의 수평 픽셀 라인에서 구한 상기 강도 특성 및 아그 함수를 이용해 상기 기도관의 수직 중심선으로 구하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 방법.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 기도관의 픽셀값을 조절하는 단계는

상기 영상에서 기도관이 위치할 것으로 예측되는 소정 예측 영역 내에서 픽셀 값들의 차이를 이용하여, 상기 기도관 영역을 추출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 방법.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 기도관의 픽셀값을 조절하는 단계는

기도관의 통계적 위치 모델 또는 기도관의 통계적 형태 정보 중 적어도 하나에 근거하여, 상기 기도관 영역을 추출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 방법.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 폐 영역을 추출하는 단계는

기하학적 액티브 컨투어 모델을 이용하여 상기 폐 영역을 추출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 방법.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 평탄화시키는 단계는

상기 추출된 폐 영역의 외측 경계 상에 있는 적어도 하나의 최 외곽 지점을 컨벡스 헐 지점으로 설정하고, 상기 컨벡스 헐 지점을 이용해서 상기 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 방법.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 평탄화시키는 단계는

상기 컨벡스 헐 지점을 이용해서 상기 폐 영역의 외측 경계를 컨벡스 헐 곡선으로 보정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 방법.

청구항 11

휴부에 방사선을 조사하여 촬영된 흉부 방사선 영상을 입력받는 영상 입력부; 및

상기 영상에서 기도관이 위치할 것으로 예측되는 소정 예측 영역 내의 수평 방향으로 픽셀값들의 강도 특성을 구하고, 상기 강도 특성을 이용하여 상기 기도관의 수직 중심선을 구하고, 상기 수직 중심선을 이용하여 기도관 영역을 추출하고, 상기 기도관 영역의 휘도 또는 밝기와 폐 영역의 휘도 또는 밝기가 구별되도록, 상기 영상에서 상기 추출된 기도관 영역에 대응되는 픽셀값들을 조절하고, 상기 기도관 영역의 픽셀값들이 조절된 상기 영상으로부터 상기 폐 영역을 추출하며, 상기 추출된 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시켜 개선된 영상을 출력하는 영상 개선 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 장치.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 영상 개선 처리부는

상기 기도관 영역의 휘도 또는 밝기가 증가하도록 상기 기도관 영역에 대응되는 픽셀값들을 조절하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 장치.

청구항 13

삭제

청구항 14

제11항에 있어서, 상기 영상 개선 처리부는

상기 영상의 소정 영역 내의 픽셀값들을 이용하여 상기 기도관 영역을 추출하고, 상기 영상에서 상기 추출된 기도관 영역에 대응되는 픽셀값들을 조절하는 기도관 보상부;

상기 기도관 영역의 픽셀값이 조절된 상기 영상으로부터 상기 폐 영역을 추출하는 폐 영역 검출부; 및

상기 추출된 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 폐 영역 보상부를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 장치.

청구항 15

삭제

청구항 16

제14항에 있어서, 상기 기도관 보상부는

상기 영상에서 기도관이 위치할 것으로 예측되는 소정 예측 영역 내에서 픽셀 값들의 차이를 이용하여 상기 기도관 영역을 추출하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 장치.

청구항 17

제14항에 있어서, 상기 기도관 보상부는

기도관의 통계적 위치 모델 또는 기도관의 통계적 형태 정보 중 적어도 하나에 근거하여, 상기 기도관 영역을 추출하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 장치.

청구항 18

제14항에 있어서, 상기 폐 영역 검출부는

기하학적 액티브 컨투어 모델을 이용하여 상기 폐 영역을 추출하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 장치.

청구항 19

제14항에 있어서, 상기 폐 영역 보상부는

상기 추출된 폐 영역의 외측 경계 상에 있는 적어도 하나의 최 외곽 지점을 컨벡스 헵 지점으로 설정하고, 상기 추출된 폐 영역의 외측 경계를 컨벡스 헵 곡선으로 보정하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 장치.

청구항 20

제11항에 있어서, 상기 영상 입력부는

방사선을 조사하여 상기 흉부의 영상을 촬영하는 방사선 카메라를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 처리 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본원 발명은 영상 처리 방법 및 그에 따른 영상 처리 장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 방사선을 조사하여 촬영된 영상의 처리 방법 및 그에 따른 영상 처리 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 방사선을 이용하여 흉부(chest)에 이상이 발생하였는지 여부를 판단하기 위한 흉부 방사선 촬영 장치는 의료 기기 분야에서 널리 이용되는 의료 영상 촬영 장치 중 하나이다.

[0003] 의사 등의 의료 전문가들은 방사선 촬영 장치를 통해 촬영된 흉부 방사선 영상을 관독하여, 소정 질병이 있는지 여부를 판단한다. 의료 전문가들이 보다 쉽게 방사선 영상을 관독할 수 있도록, 흉부 방사선 영상을 영상 처리하는 방법 및 그에 따른 영상 처리 장치가 개발되고 있다.

[0004] 예를 들어, 흉부 방사선 영상의 처리는 컴퓨터 보조 감지(computer-aided detection: CAD) 방법을 이용하여 이뤄질 수 있다. 구체적으로, 컴퓨터 보조 감지 방법은 촬영된 흉부 방사선 영상에 있어서, 소정 장기에 대응되는 부분을 추출하는 객체 추출(feature extraction) 또는 영상에 포함되는 장기 별로 분류하여 분류된 영상을 출력하는 동작 등을 수행할 수 있다.

[0005] 전술한 바와 같이, 의료 전문가들이 더욱 용이하게 방사선 영상을 관독할 수 있도록 하는 영상 처리 방법 및 그에 따른 영상 처리 장치를 개발할 필요가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본원 발명은 방사선 영상의 관독에 있어서 의료 전문가가 폐 영역을 용이하게 관독할 수 있도록 하는 영상 처리 방법 및 그에 따른 영상 처리 장치의 제공을 목적으로 한다.

[0007] 구체적으로, 본원 발명은 기도관 영역을 제외한 폐 영역이 정확하게 추출될 수 있도록 하는 영상 처리 방법 및 그에 따른 영상 처리 장치의 제공을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0008] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 방법은 흉부에 방사선을 조사하여 촬영된 영상을 입력받는 단계, 상기 영상의 소정 영역 내의 픽셀값들을 이용하여 기도관 영역을 추출하고, 상기 영상에서 상기 추출된 기도관에 대응되는 픽셀값들을 조절하는 단계, 상기 기도관의 픽셀값이 조절된 상기 영상으로부터 폐 영역을 추출하는 단계, 및 상기 추출된 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 단계를 포함한다.
- [0009] 또한, 상기 기도관의 픽셀값을 조절하는 단계는 상기 기도관 영역의 휘도 또는 밝기가 증가하도록 상기 기도관에 대응되는 픽셀값들을 조절하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0010] 또한, 상기 기도관의 픽셀값을 조절하는 단계는 상기 기도관 영역의 휘도 또는 밝기와 상기 폐 영역의 휘도 또는 밝기가 구별되도록, 상기 기도관 영역의 픽셀값들을 조절하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0011] 또한, 상기 기도관의 픽셀값을 조절하는 단계는 상기 기도관이 위치할 것으로 예측되는 소정 예측 영역 내의 수평 방향으로 상기 픽셀값들의 강도 특성을 구하는 단계, 상기 강도 특성을 이용하여 상기 기도관의 수직 중심선을 구하는 단계, 상기 수직 중심선을 이용하여 상기 기도관 영역을 추출하는 단계, 및 상기 추출된 기도관 영역에 대응되는 픽셀값들을 조절하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0012] 또한, 상기 기도관의 수직 중심선을 구하는 단계는 상기 소정 예측 영역 내의 적어도 두개의 수평 픽셀 라인에서 구한 상기 강도 특성 및 아그 함수를 이용해 상기 기도관의 수직 중심선으로 구하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0013] 또한, 상기 기도관의 픽셀값을 조절하는 단계는 상기 영상에서 상기 기도관이 위치할 것으로 예측되는 소정 예측 영역 내에서 픽셀 값들의 차이를 이용하여, 상기 기도관 영역을 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 기도관의 픽셀값을 조절하는 단계는 기도관의 통계적 위치 모델 또는 기도관의 통계적 형태 정보 중 적어도 하나에 근거하여, 상기 기도관 영역을 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 폐 영역을 추출하는 단계는 기하학적 액티브 컨투어 모델을 이용하여 상기 폐 영역을 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0016] 또한, 상기 평탄화시키는 단계는 상기 추출된 폐 영역의 외측 경계 상에 있는 적어도 하나의 최 외곽 지점을 컨벡스 헐 지점으로 설정하고, 상기 컨벡스 헐 지점을 이용해서 상기 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 또한, 상기 평탄화시키는 단계는 상기 컨벡스 헐 지점을 이용해서 상기 폐 영역의 외측 경계를 컨벡스 헐 곡선으로 보정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0018] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치는 흉부에 방사선을 조사하여 촬영된 영상을 입력받는 영상 입력부, 및 상기 영상의 소정 영역 내의 픽셀값들을 이용하여 기도관 영역을 추출하고, 상기 영상에서 상기 추출된 기도관 영역에 대응되는 픽셀값들을 조절하고, 상기 기도관 영역의 픽셀값들이 조절된 상기 영상으로부터 폐 영역을 추출하며, 상기 추출된 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시켜 개선된 영상을 출력하는 영상 개선 처리부를 포함한다.

도면의 간단한 설명

- [0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 방법을 나타내는 플로우차트이다.
- 도 2는 흉부 방사선 영상을 나타내는 도면이다.
- 도 3은 기도관 영역에 대응되는 픽셀값들이 조절된 영상을 나타내는 도면이다.
- 도 4는 기도관 영역의 추출 동작을 설명하기 위한 플로우차트이다.
- 도 5는 기도관 영역의 추출 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 폐 영역을 추출하는 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7은 폐 영역이 추출된 영상을 나타내는 도면이다.
- 도 8은 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 동작을 설명하기 위한 일 도면이다.
- 도 9는 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 동작을 설명하기 위한 다른 도면이다.
- 도 10은 본 발명이 일 실시예에 따른 영상 처리 장치를 나타내는 블록도이다.

도 11은 도 본 발명의 다른 실시예에 따른 영상 처리 장치를 나타내는 블록도이다.

도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 영상 처리 장치를 나타내는 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 방법 및 그에 따른 영상 처리 장치에 대하여 상세히 설명한다.
- [0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 방법을 나타내는 플로우차트이다.
- [0022] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 방법은 흉부에 방사선을 조사하여 촬영된 영상을 입력 받는다(110 단계). 구체적으로, 110 단계는 엑스선(X-ray)을 방사하여 흉부 영상을 촬영하는 방사선 카메라(radiograph camera)가 촬영한 방사선 영상을 입력받는다. 이하 110 단계에서 입력된 방사선 영상을 입력 영상이라 한다.
- [0023] 도 2는 흉부 방사선 영상을 나타내는 도면이다. 즉, 도 2는 110 단계에서 입력된 입력 영상을 도시한다.
- [0024] 도 2를 참조하면, 입력 영상(200)에는 기도관(trachea)(210), 폐(lung)(230), 혈관, 섬유 조직 또는 근육 등의 인체 조직이 포함된다. 흉부 방사선 사진을 이용하여 장기에 질병이 발생했는지 여부를 판단하는 대표적인 인체 조직으로는 폐가 있다. 이하에서는 기도관(210) 등의 인체 조직을 제외한 폐(230) 영역을 추출(lung region segmentation)하기 위한 동작을 도 3 내지 도 7을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0025] 110 단계에서 입력된 영상의 소정 영역(220) 내의 픽셀값들을 이용하여 기도관 영역을 추출하고, 입력 영상에서 기도관에 대응되는 픽셀값들을 조절한다(120 단계). 여기서, 소정 영역(220)은 기도관 영역을 추출하기 위해서 이용되는 윈도우 블록이 될 수 있다. 성인 남녀의 평균적인 기도관 크기는 보통 가로 20mm 및 세로 120mm 전후의 값을 갖는다. 따라서, 기도관 영역을 추출하기 위해서 이용되는 윈도우 블록은 기도관을 포함할 수 있는 크기로 설정될 수 있다. 예를 들어, 기도관 영역을 추출하기 위한 윈도우 블록은 가로 30mm 및 세로 70mm 로 설정될 수 있다.
- [0026] 또한, 소정 영역(220)인 윈도우 블록이 배치되는 위치는 기도관이 위치할 것으로 예측되는 영역이 될 수 있다. 예를 들어, 양 쪽 폐의 사이 상측 영역에 윈도우 블록을 위치시킬 수 있다.
- [0027] 구체적으로, 기도관이 위치할 것으로 예측되는 소정 영역(220) 내에서 픽셀 값들의 차이를 이용하여 기도관 영역(210)을 추출할 수 있다. 방사선 사진의 특성상 기도관과 폐 영역은 영상(200)의 평균 픽셀값에 비하여 낮은 픽셀값을 가지며, 뼈 등의 인체 조직보다 어둡게 나타난다. 여기서, 픽셀값은 방사선 사진을 촬영하는 카메라의 화소(pixel)에 저장되며 영상을 표현하기 위한 값으로, 휘도 또는 밝기의 정도 값 등으로 나타낼 수 있으며, 더욱 상세하게는 계조 레벨(gray level)로 표현될 수 있다.
- [0028] 구체적으로, 방사선 사진의 특성상 기도관은 기도관에 인접한 영역에 비하여 낮은 휘도를 갖는다. 따라서, 소정 영역(220) 내에 픽셀 강도를 분석하여, 인접 영역에 비하여 상대적으로 낮은 픽셀 강도를 갖는 영역을 기도관 영역으로 추출할 수 있다.
- [0029] 또한, 120 단계에 있어서, 기도관 영역은 기도관의 통계적 위치 모델 또는 기도관의 통계적 형태 정보 중 적어도 하나에 근거하여 추출할 수 있다. 여기서, 기도관의 통계적 위치 모델 또는 통계적 형태 정보는, 다수인의 흉부 방사선 영상들을 분석하여 기도관의 위치 및 형태를 분류한 통계 정보이다. 구체적으로, 기도관의 통계적 위치 모델 또는 통계적 형태 정보는 방사선 촬영 대상자의 성별, 나이, 신장 중 적어도 하나에 따라서 기도관의 위치 및 형태를 분류 저장한 정보일 수 있다.
- [0030] 예를 들어, 방사선 영상을 촬영한 사람이 30 대 남자이며 신장이 170 내지 175cm 그룹에 속한다면, 상기 성별, 나이, 및 신장 범위에서 가장 일반적인 기도관의 위치 및 형태 정보를 이용하여, 기도관 영역(210)을 추출할 수 있다. 즉, 기도관의 통계적 위치 모델 또는 통계적 형태 정보에 근거하여 촬영한 사람의 기도관의 형태 및 위치를 예측하고, 예측된 위치에서 예측된 기도관 형태를 기도관 영역으로 추출한다.
- [0031] 그리고, 추출된 기도관 영역의 픽셀 값들을 조절한다. 구체적으로, 기도관 영역의 휘도 또는 밝기가 증가하도록, 기도관 영역에 대응되는 픽셀값들을 조절한다. 예를 들어, 기도관에 대응되는 픽셀값들을 원래 픽셀값의 130% 값으로 증가시킬 수 있다.
- [0032] 또는, 기도관 영역(210)의 휘도 또는 밝기가 폐 영역(230)의 휘도 또는 밝기와 구별되도록, 추출된 기도관 영역

(210)의 픽셀값들을 조절한다.

- [0033] 예를 들어, 입력 영상(200)에 있어서 폐 영역(230)의 평균 픽셀 값들이 낮은 값을 가지면, 추출된 기도관 영역(210)의 평균 픽셀 값들은 평균적으로 높은 소정 레벨의 값으로 조절할 수 있다. 여기서, 조절되는 기도관 영역(210)의 픽셀 값은 폐 영역(230)과 기도관 영역(210)의 휘도 또는 밝기가 명확히 구별될 수 있도록 실험적으로 최적화된 값으로 설정할 수 있다.
- [0034] 도 3은 기도관에 대응되는 픽셀값들이 조절된 영상을 나타내는 도면이다. 도 3을 참조하면, 기도관 영역의 픽셀 값을 밝기가 증가하도록 조절한 영상(300)이 도시된다. 즉, 픽셀 값이 조절된 기도관 영역(310)은 입력 영상(200)의 기도관 영역(210)에 비하여 높은 픽셀값을 갖는다.
- [0035] 전술한 120 단계의 기도관 추출 동작의 다른 예는 이하에서 도 4 및 도 5를 참조하여 상세히 설명한다.
- [0036] 도 4는 기도관 영역의 추출 동작을 설명하기 위한 플로우차트이다. 도 4에서 410 플로우차트에 포함된 단계 동작들은 도 1의 120 단계의 기도관 영역 추출 동작을 상세히 설명하는 일 예이다.
- [0037] 도 4를 참조하면, 기도관이 위치할 것으로 예측되는 소정 예측 영역(220) 내의 수평 방향으로 픽셀들의 강도 특성을 구한다(420 단계). 여기서, 수평 방향은 도 2의 x 축 방향으로, 인체의 척추에 수직한 방향이 된다. 픽셀들의 강도 특성은 전술한 픽셀값이 될 수 있다.
- [0038] 구체적으로, 예측 영역(220)을 ROI 윈도우(ROI window: reigon of interest window)로 설정하고, ROI 윈도우 내의 수평 방향 픽셀 라인 별로 픽셀들의 강도 특성을 구한다. 어느 하나의 수평 방향 픽셀 라인에서 구한 픽셀들의 강도 특성은 이하에서 도 5를 참조하여 상세히 설명한다.
- [0039] 도 5는 기도관 영역의 추출 동작을 설명하기 위한 도면으로, 도 5는 기도관 예측 영역(220) 내 어느 하나의 수평 방향 픽셀 라인에서 구한 픽셀들의 강도 특성을 그래프(510)로 나타낸다. x 축은 예측 영역(220)의 가로축에 배열된 픽셀 라인(W: width)을 나타내고, y 축은 픽셀 강도를 나타낸다.
- [0040] 기도관 영역은 일반적인 방사선 영상의 특성상 낮은 픽셀 강도를 갖게 되며, 기도관 경계를 전후하여 픽셀 강도 값이 점차적으로 감소 또는 증가하게 된다. 따라서, 픽셀 강도의 감소율이 소정 값 이하로 증가하기 시작하는 부분을 기도관의 좌측 경계(521)로 추출할 수 있으며, 픽셀 강도의 증가율이 소정 경사도 값 이상으로 증가하기 시작하는 부분을 기도관의 우측 경계(522)로 추출할 수 있다. 여기서, 픽셀 강도의 증가율 또는 감소율은 픽셀 강도 그래프(510)의 경사도(gradient) 값으로 구할 수 있다. 또한, 상기 소정 경사도 값은 기도관의 경계에서 실험적 또는 통계적으로 구한 픽셀 강도의 증가율 또는 감소율로 설정될 수 있다.
- [0041] 410 단계에서 있어서, 예측 영역(220) 내의 수평 방향 픽셀 라인들 각각에 대하여 픽셀 강도를 구할 수 있다.
- [0042] 그리고, 410 단계에서 구한 강도 특성을 이용하여, 기도관의 수직 중심선을 구한다(430 단계). 기도관의 수직 중심선은 예측 영역(220) 내에 위치하는 2개 이상의 수평 방향 픽셀 라인에서 구한 기도관 중심점들을 상호 연결하여 구할 수 있다.
- [0043] 이하에서는, 기도관 중심점을 구하는 방법의 일 예를 설명한다. 기도관 중심점은, 수평 방향 픽셀 라인 별 강도 특성 및 아그 함수를 이용해 구할 수 있다. 아그(arg) 함수 자체는 당업자에게 자명한 함수라 할 수 있으므로, 상세한 설명은 생략한다.

$$C = \underset{x_n}{\operatorname{argmax}} \frac{\frac{\sum_{x=x_n}^{x_n+W_T} S(x, y_n)}{N_R}}{\frac{\sum_{x=x_n}^{x_n+W_T} S(x, y_n)^2}{N_R} - \frac{[\sum_{x=x_n}^{x_n+W_T} S(x, y_n)]^2}{N_R^2}} \quad (1)$$

, and $x_n \in \{x_{n-1} - 1, x_{n-1}, x_{n-1} + 1\}$, [수학식 1]

- [0044]
- [0045] 여기서, C 는 기도관의 중심점이 되며, S(x, yn)은 (x, yn) 위치에서의 픽셀 강도를 나타낸다. 여기서, x 는 소정 수평 방향 픽셀 라인 상에 위치하는 모든 픽셀들이 될 수 있다. WT는 기도관의 가로축 길이인 기도관의 폭(width)이 되며, NR은 예측 영역(220)인 ROI 윈도우 내에 위치하는 모든 픽셀들의 개수가 된다. 또한, (xn, yn)을 ROI 윈도우의 왼쪽 최상위 지점이 된다.
- [0046] 서로 다른 적어도 두개의 수평 방향 픽셀 라인들에서, [수학식 1]을 이용하여 구한 기도관 중심점들을 상호 연

결하면 기도관의 중심선을 구할 수 있다.

- [0047] 430 단계에서 구한 수직 중심선을 이용하여 기도관 영역을 추출한다(440 단계). 구체적으로, 통계적으로 가장 일반적인 기도관의 크기는 가로 20mm 및 세로 120mm 전후의 값이 되므로, 기도관 중심선을 기준으로 좌우 양측 10mm 가 되는 영역을 기도관 영역으로 추출할 수 있다.
- [0048] 그리고, 430 단계에서 추출된 기도관 영역의 픽셀 값들을 조절한다(440 단계). 예를 들어, 추출된 기도관 영역의 픽셀 값을 원래 픽셀값의 130 %의 값이 되도록 조절할 수 있다. 440 단계의 기도관 영역 픽셀값 조절은 도 3을 참조하여 설명하였으므로, 상세한 설명은 생략한다.
- [0049] 계속하여, 폐 영역을 추출한다(130 단계). 구체적으로, 120 단계에서 기도관의 픽셀값이 조절된 영상(300)에서, 폐 영역의 경계를 추출한다.
- [0050] 구체적으로, 기하학적 액티브 컨투어 모델(geometric active contour model)을 이용하여 영상(300)에서 폐 영역을 분리한다. 기하학적 액티브 컨투어 모델은 영상 처리 분야에서 특정 영역 추출을 위해 사용되는 영상 분할 모델이다. 구체적으로, 영상 내에 포함하는 소정 객체의 추출을 위해 영상의 픽셀 값들을 분석하여 경계 커브를 구하고, 경계 커브에 의해 분리된 영역을 추출하는 영상 처리 방법이다.
- [0051] 본원에서는, 방사선 영상에서 폐 영역을 분리해내는 분할 알고리즘(segmentation algorithm)으로, 기하학적 액티브 컨투어 모델을 사용한다. 더욱 구체적으로, 본원에서는 폐 영역을 추출하기 위해서, 쉐인 베이스 액티브 컨투어 모델(Chan-Vese Active Contour Model)을 이용할 수 있다. 이하에서는, 기하학적 액티브 컨투어 모델로 쉐인 베이스 액티브 컨투어 모델을 이용하는 경우를 예로 들어 설명한다.
- [0052] 도 6은 폐 영역을 추출하는 동작을 설명하기 위한 도면이다. 도 6의 (a)에 도시된 영상(610)은 도 3의 기도관 영역의 픽셀값을 조절한 영상(300)에 동일 대응된다.
- [0053] 도 6의 (a)를 참조하면, 영상(610)에 있어서, 기도관 영역(620)의 픽셀값은 휘도 또는 밝기가 증가하도록 조절되었다. 따라서, 기도관 영역(620)은 폐 영역(625)에 비하여 높은 픽셀값, 즉, 높은 휘도 또는 밝기,를 갖는다.
- [0054] 영상(610)에 쉐인 베이스 액티브 컨투어 모델을 적용하면, 폐 영역(625)만이 분리 추출된 영상(630)이 생성된다. 쉐인 베이스 액티브 컨투어 모델은 영상 내의 픽셀값들에 근거하여 소정 객체를 분리 추출하는 알고리즘이므로, 도시된 영상(610)에서와 같이 기도관 영역(620)과 폐 영역(625)의 휘도가 명확히 구별될 경우, 폐 영역(625)만이 추출되며, 폐 영역(625)과 구별되는 휘도를 갖는 기도관 영역(620)은 추출되지 않는다.
- [0055] 도 6의 (b)는 기도관 영역(660)의 픽셀 값을 조절하지 않은 입력 영상(650)을 이용하여 폐 영역(655)을 추출하는 경우를 도시한 도면이다. 여기서, 영상(650)은 110 단계에서 입력된 영상(200)에 동일 대응된다.
- [0056] 방사선 영상(650)에 있어서, 일반적으로 기도관 영역(660)은 폐 영역(655)과 유사한 픽셀값들을 갖는다. 따라서, 픽셀값을 이용하여 소정 객체를 분리 추출하는 기하학적 액티브 컨투어 모델을 영상(650)에 적용할 경우, 유사한 픽셀값들, 즉, 유사한 휘도 또는 밝기,를 갖는 객체들인 폐와 기도관은 함께 추출된다.
- [0057] 따라서, 원래 추출하려고 목적이었던 객체인 폐 영역(685)과 기도관 영역(680)이 모두 함께 추출된다. 즉, 영상(670)은 기도관 영역(680)과 폐 영역(685)을 포함된다. 이 경우, 폐와 접하여 추출된 기도관으로 인해 폐의 상측 경계를 확정할 수 없게 되며, 폐 영역만을 분리 추출할 수 없게 된다.
- [0058] 즉, 도 6의 (b)에서 설명한 바와 같이, 일반적인 폐 영역 추출 방법은 기도관 영역이 폐 영역에 포함되어 추출되게 된다. 따라서, 폐 영역만을 정확하게 추출할 수 없다. 이에 비하여, 본원 발명은 입력된 방사선 영상에서 기도관 영역의 픽셀 값을 조절하고 폐 영역을 분리 추출하므로, 정확하게 폐 영역을 추출할 수 있다. 따라서, 의료 전문가는 폐 영역의 영상 관독을 좀 더 용이하게 할 수 있다.
- [0059] 그리고, 130 단계에서 추출된 폐 영역의 외측 경계를 평탄화(smoothing)시킨다(140 단계). 140 단계의 평탄화 동작은 이하에서 도 7 내지 도 9를 참조하여 상세히 설명한다.
- [0060] 도 7은 폐 영역을 추출한 영상을 나타내는 도면이다.
- [0061] 도 7을 참조하면, 130 단계에서 폐 영역이 추출된 영상(700)이 도시된다. 영상(700)은 폐 영역만을 포함한다. 방사선 영상에 쉐인 베이스 액티브 컨투어 모델을 이용하여 폐 영역을 추출할 경우, 폐 영역 내에 폐인 부분들(711, 712, 713, 721, 722, 723)이 다수 포함되게 된다. 상기 폐인 부분들(711, 712, 713, 721, 722, 723)은 방사선 사진의 특성상 갈비뼈 부분을 촬영할 경우 발생한다.

- [0062] 상기 패인 부분들(711, 712, 713, 721, 722, 723)은 의료 전문가가 패 영역의 외측 경계(710, 720) 부분을 판독하는 것을 저해할 수 있다. 따라서 본원에서는 상기 패인 부분들(711, 712, 713, 721, 722, 723)이 보상되도록 패 영역의 외측 경계(710, 720)를 평탄화 시킨다.
- [0063] 도 8은 패 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 동작을 설명하기 위한 일 도면이다.
- [0064] 구체적으로, 130 단계에서 추출된 패 영역의 외측 경계(710, 720) 상에 있는 적어도 하나의 최 외곽 지점(P1, P5, P4, P11, P12, P13)을 컨벡스 헐 지점(convex hull point)으로 설정하고, 상기 컨벡스 헐 지점을 이용해서 상기 패 영역의 외측 경계를 평탄화시킬 수 있다(140 단계). 여기서, 평탄화는, 상기 컨벡스 헐 지점들을 곡선 형태로 연결하여 패인 부분들(711, 712, 713, 721, 722, 723)을 제거함으로써 이뤄진다.
- [0065] 더욱 구체적으로, 140 단계는 상기 컨벡스 헐 지점을 이용해서, 130 단계에서 추출된 패 영역의 외측 경계(710, 720)를 컨벡스 헐 곡선(convex hull curve)로 보정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0066] 도 8에서는 패 영역의 외측 경계 뿐만 아니라 패 영역의 내측 경계도 적어도 하나의 최 외곽 지점(P2, P3, P14, P15)을 이용하여 평탄화시킨 경우를 예로 들어 도시하였다.
- [0067] 도 9는 패 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 동작을 설명하기 위한 다른 도면이다. 도 9에 있어서, 910 영상은 130 단계에서 추출된 패 영역을 포함하는 영상인 도 7의 영상(700)과 동일 대응되며, 930 영상은 도 8에서 설명한 영상(800)과 동일 대응된다.
- [0068] 도 9를 참조하면, 130 단계에서 추출된 패 영역에 있어서, 내측 경계(912, 914)는 유지하고 외측 경계(932, 934)는 컨벡스 헐 곡선을 이용하여 평탄화시켜, 최종 영상(950)을 생성한 경우가 예시적으로 도시된다.
- [0069] 전술한 바와 같이, 본원 발명은 140 단계의 평탄화 동작을 수행함으로써, 패 영역 추출에서 발생하는 패 영역 외측 경계 부분의 패인 부분들을 모두 보상할 수 있으며, 더욱 정확하게 패 영역을 추출할 수 있다. 그에 따라서, 의료 전문가들은 패 영역에 질병이 발생하였는지 여부를 더욱 용이하게 판독할 수 있다.
- [0070] 도 10은 본 발명이 일 실시예에 따른 영상 처리 장치를 나타내는 블록도이다.
- [0071] 도 10을 참조하면, 영상 처리 장치(1000)는 영상 입력부(1010) 및 영상 개선 처리부(1015)를 포함한다.
- [0072] 영상 입력부(1010)는 흉부에 방사선을 조사하여 촬영된 영상을 입력받는다. 구체적으로, 입력되는 영상은 도 2에서 전술한 영상(200)과 동일하며, 입력 영상부(1010)는 도 1에서 전술한 110 단계의 동작을 수행한다.
- [0073] 영상 개선 처리부(1015)는 입력 영상(200)의 소정 영역 내의 픽셀값들을 이용하여 기도관 영역을 추출하고, 입력 영상(200)에서 추출된 기도관 영역의 픽셀값들을 조절한다. 그리고, 기도관 영역의 픽셀값이 조절된 영상에서 패 영역을 추출한다. 그리고, 상기 추출된 패 영역의 외측 경계를 평탄화시켜 개선된 영상을 출력한다. 구체적으로, 영상 개선 처리부(1015)는 도 1에서 전술한 120, 130 및 140 단계의 동작을 수행한다.
- [0074] 또한, 영상 처리 장치(1000)의 상세 구성은 이하에서 도 11 및 도 12를 참조하여 상세히 설명한다.
- [0075] 도 11은 도 10의 본 발명의 다른 실시예에 따른 영상 처리 장치를 나타내는 블록도이다. 도 11의 영상 처리 장치(1100), 영상 입력부(1110) 및 영상 개선 처리부(1115)는 각각 도 10에서 설명한 영상 처리 장치(1000), 영상 입력부(1110) 및 영상 개선 처리부(1115)와 동일 대응된다. 따라서, 도 10의 영상 처리 장치(1000)와 중복되는 설명은 생략한다.
- [0076] 영상 처리 입력부(1110)는 방사선 카메라(1112)를 더 포함할 수 있다. 방사선 카메라(1112)는 사람의 인체에 방사선을 조사하여 방사선 영상을 촬영한다. 구체적으로, 방사선 카메라(1112)는 사람의 흉부에 방사선을 조사하여 흉부 방사선 영상을 촬영할 수 있다.
- [0077] 영상 개선 처리부(1115)는 기도관 보상부(1120), 패 영역 검출부(1130), 및 패 영역 보상부(1140)를 포함할 수 있다.
- [0078] 기도관 보상부(1120)는 영상 입력부(1110)에서 전송되는 입력 영상의 소정 영역 내의 픽셀값들을 이용하여 기도관 영역을 추출한다. 그리고, 입력 영상에 있어서, 추출된 기도관에 대응되는 픽셀값들을 조절한다. 구체적으로, 기도관 보상부(1120)는 도 1에서 전술한 120 단계의 동작을 수행한다.
- [0079] 패 영역 검출부(1130)는 기도관의 픽셀값이 조절된 영상으로부터 패 영역을 추출한다. 구체적으로, 패 영역 검출부(1130)는 도 1에서 전술한 130 단계의 동작을 수행한다.

- [0080] 폐 영역 보상부(1140)는 폐 영역 검출부(1130)에서 추출된 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시킨다. 구체적으로, 폐 영역 보상부(1140)는 도 1에서 전술한 140 단계의 동작을 수행한다.
- [0081] 도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 영상 처리 장치를 나타내는 블록도이다. 도 12의 영상 입력부(1210), 기도관 보상부(1220), 폐 영역 검출부(1230), 및 폐 영역 보상부(1240)는 각각 도 11의 영상 입력부(1110), 기도관 보상부(1120), 폐 영역 검출부(1130), 및 폐 영역 보상부(1140)와 동일 대응되므로, 상세한 설명은 생략한다.
- [0082] 영상 처리 장치(1200)는 도 10 및 도 11에서 전술한 영상 처리 장치(1000, 1100)에 비하여, 제어부(1250), 저장부(1260), 이미지 후처리부(1270), 디스플레이부(1280), 사용자 인터페이스 부(1290) 등을 더 포함할 수 있다.
- [0083] 제어부(1250)는 영상 처리 장치(1200)의 동작을 전반적으로 제어한다. 예를 들어, 저장부(1260)에 소정 데이터가 저장되도록 제어하며, 기도관 보상부(1220), 폐 영역 검출부(1230), 및 폐 영역 보상부(1240)가 전술한 각 동작을 수행하도록 제어한다.
- [0084] 저장부(1260)는 제어부(1250)의 처리 및 제어를 위한 프로그램이 저장될 수도 있다. 또한, 영상 입력부(1210)로 입력되는 영상을 저장한다. 또한, 기도관 보상부(1220)에서 생성되는 기도관의 픽셀값이 조절된 영상을 저장하며, 폐 영역 검출부(1230)에서 생성되는 폐 영역이 검출된 영상을 저장할 수 있다. 또한, 폐 영역 보상부(1240)에서 생성되는 영상을 저장할 수 있다.
- [0085] 이미지 후처리부(1270)는 폐 영역 보상부(1240)에서 출력되는 영상에 노이즈 제거, 휘도 보정, 에러 정정 등의 이미지 처리 동작을 수행할 수 있다. 이미지 후처리부(1270)의 이미지 처리 동작으로, 영상 전체적으로 노이즈를 제거하여 방사선 영상의 화질을 더욱 개선할 수 있다.
- [0086] 디스플레이 부(1280)는 영상 입력부(1210), 폐 영역 보상부(1240)에서 출력되는 영상, 및 이미지 후처리부(1270)에서 출력되는 영상 중 적어도 하나를 디스플레이한다. 또한, 사용자 인터페이스(UI: User Interface) 데이터를 디스플레이 할 수도 있다.
- [0087] 사용자 인터페이스 부(1290)는 사용자로부터 소정 요청 또는 데이터를 입력받거나, 사용자에게 소정 데이터를 알리기 위한 사용자 인터페이스(UI: User Interface) 데이터를 출력한다. 구체적으로, 사용자 인터페이스 부(1290)는 폐 영역의 외측 경계를 평탄화시키는 동작에 추가하여 폐 영역의 내측 경계를 평탄화시킬지 여부를 결정하기 위한 사용자 인터페이스 데이터를 출력할 수 있다. 그에 따라서, 상기 외측 경계만을 평탄화시키는 요청 또는 상기 외측 경계 및 내측 경계를 모두 평탄화시키는 요청 중 적어도 하나를 입력받을 수 있다.
- [0088] 사용자 인터페이스 부(1290)는 입력받은 사용자 요청을 제어부(1250)로 전송하고, 제어부(1250)는 전송된 사용자 요청에 따라서 제어 동작을 수행한다.
- [0089] 도 10 내지 도 12에서 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 상세 동작은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 방법의 동작 구성과 실질적으로 동일하다. 따라서, 도 10 내지 도 12에 도시된 영상 처리 장치에 있어서, 도 1 내지 도 9를 참조하여 설명한 영상 처리 방법과 중복되는 설명은 생략한다.
- [0090] 또한 본 발명은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드 또는 프로그램으로서 구현하는 것도 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 하드디스크, 플로피디스크, 플래쉬 메모리, 광 데이터 저장장치 등이 있다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로서 저장되고 실행될 수 있다.
- [0091] 이상의 설명은 본 발명의 일 실시예에 불과할 뿐, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진자는 본 발명의 본질적 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현할 수 있을 것이다. 따라서, 본 발명의 범위는 전술한 실시예에 한정되지 않고 특허 청구 범위에 기재된 내용과 동등한 범위내에 있는 다양한 실시 형태가 포함되도록 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

- [0092] 200, 300: 방사선 영상
220: 기도관

230: 폐

1000, 1100, 1200: 영상 처리 장치

1010, 1100, 1210: 영상 입력부

1015, 1115: 영상 개선 처리부

1112: 방사선 카메라

1120, 1220: 기도관 보상부

1130, 1230: 폐 영역 검출부

1140, 1240: 폐 영역 보상부

1250: 제어부

1260: 저장부

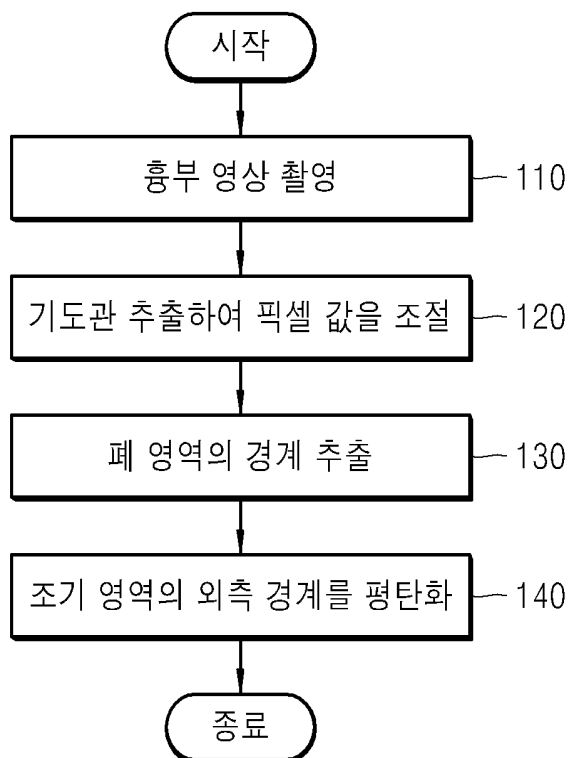
1270: 이미지 후처리부

1280: 디스플레이부

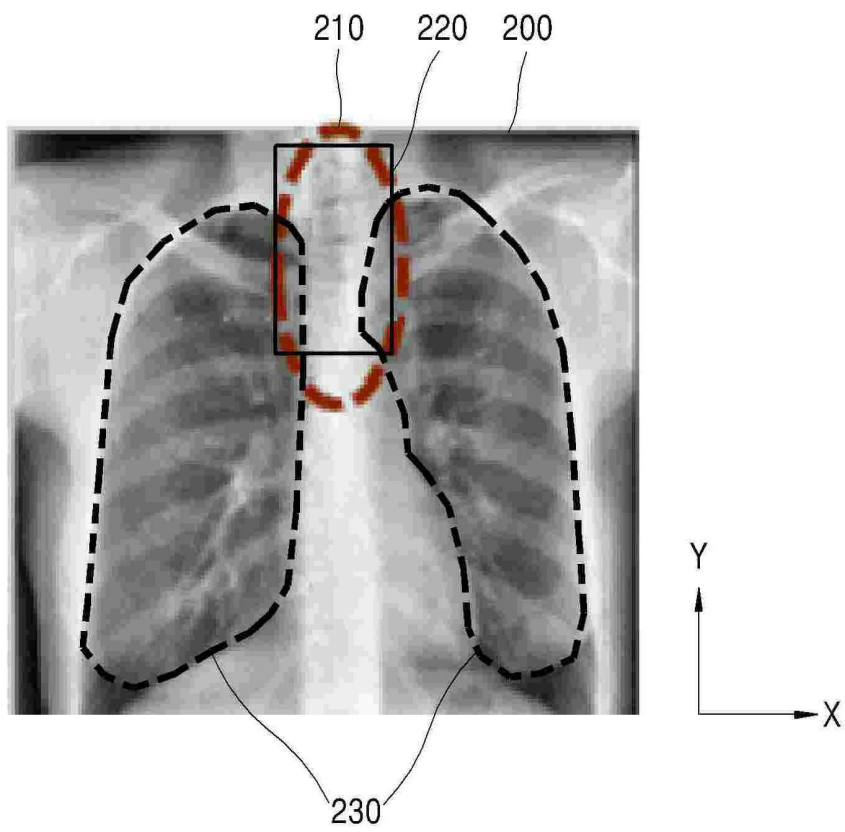
1290: 사용자 인터페이스 부

도면

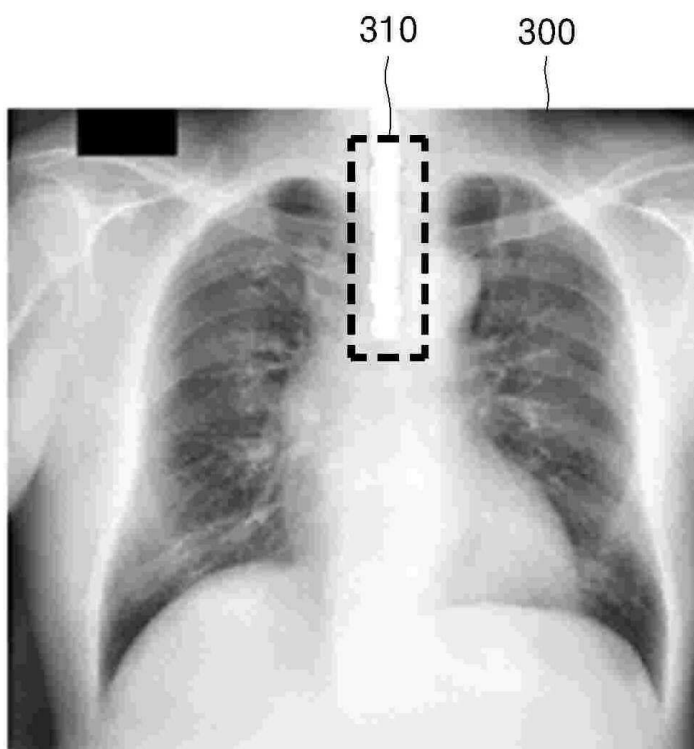
도면1



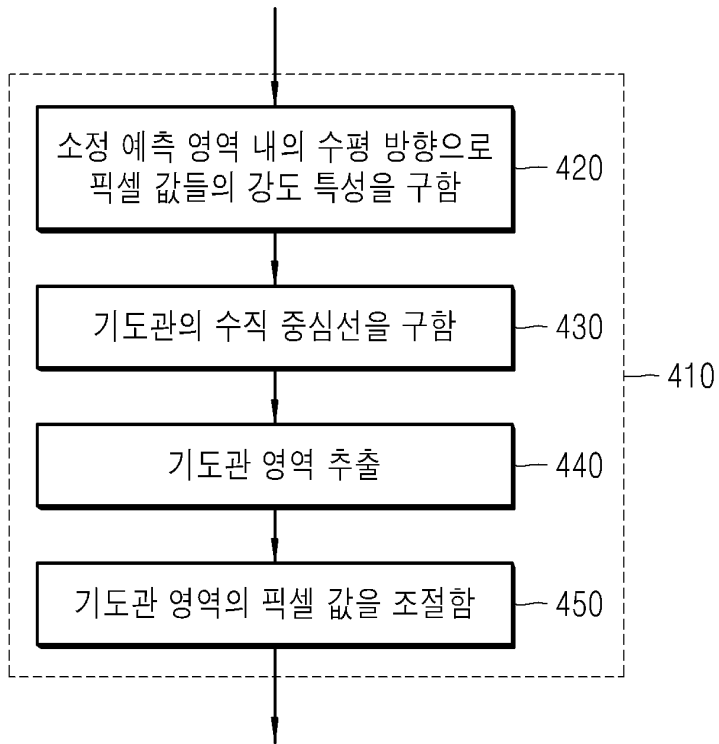
도면2



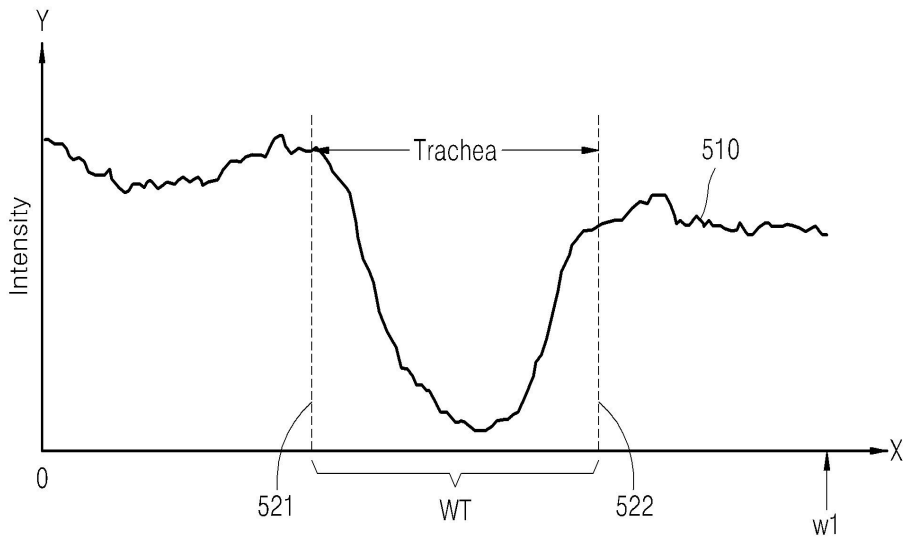
도면3



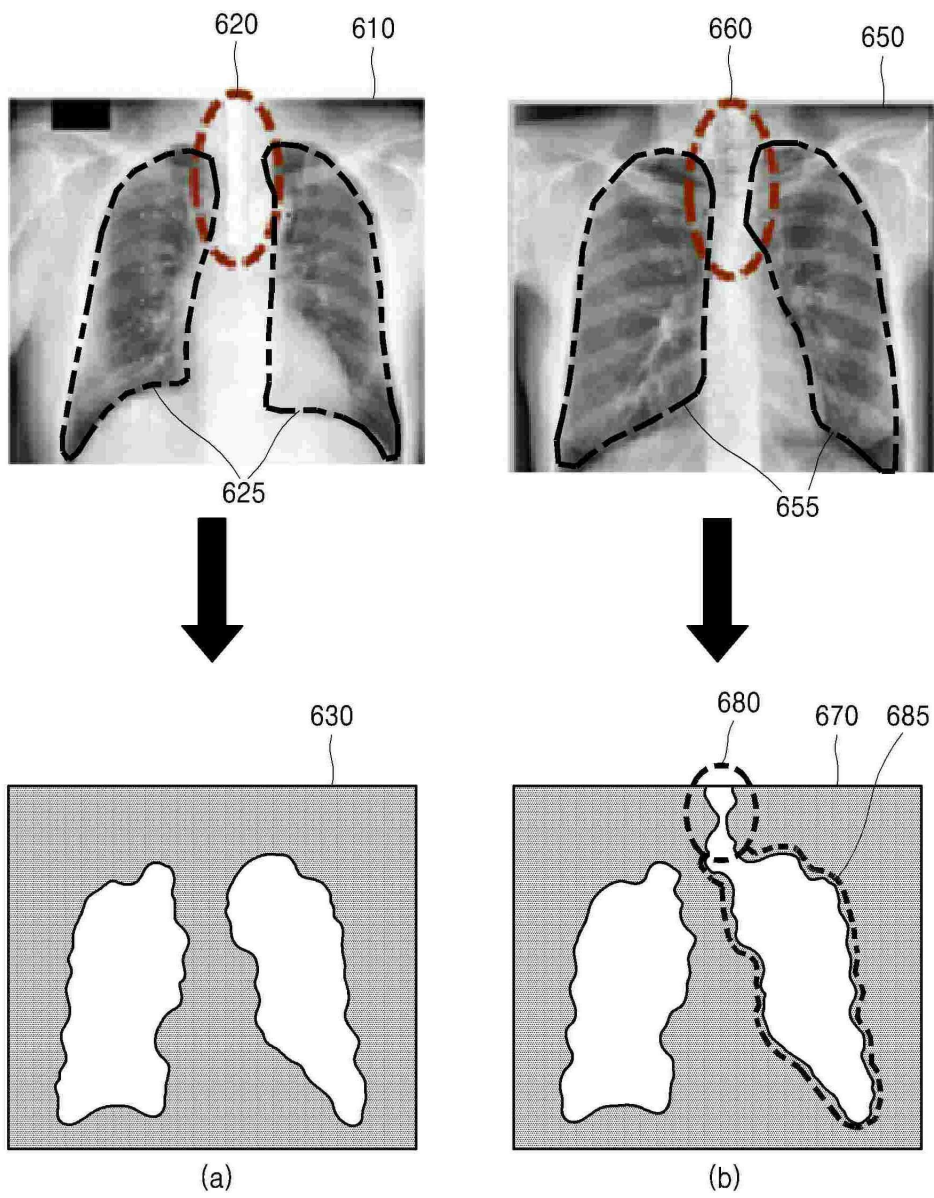
도면4



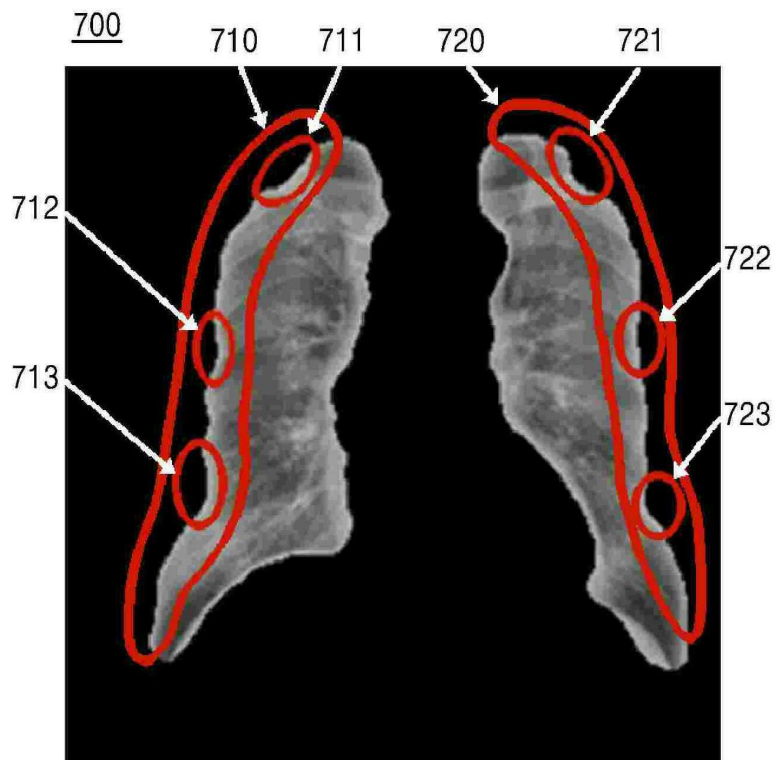
도면5



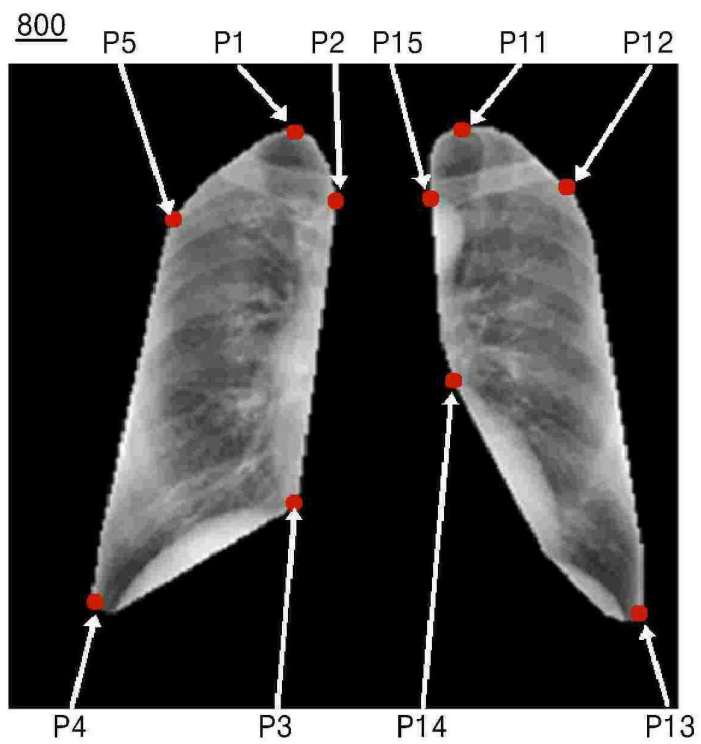
도면6



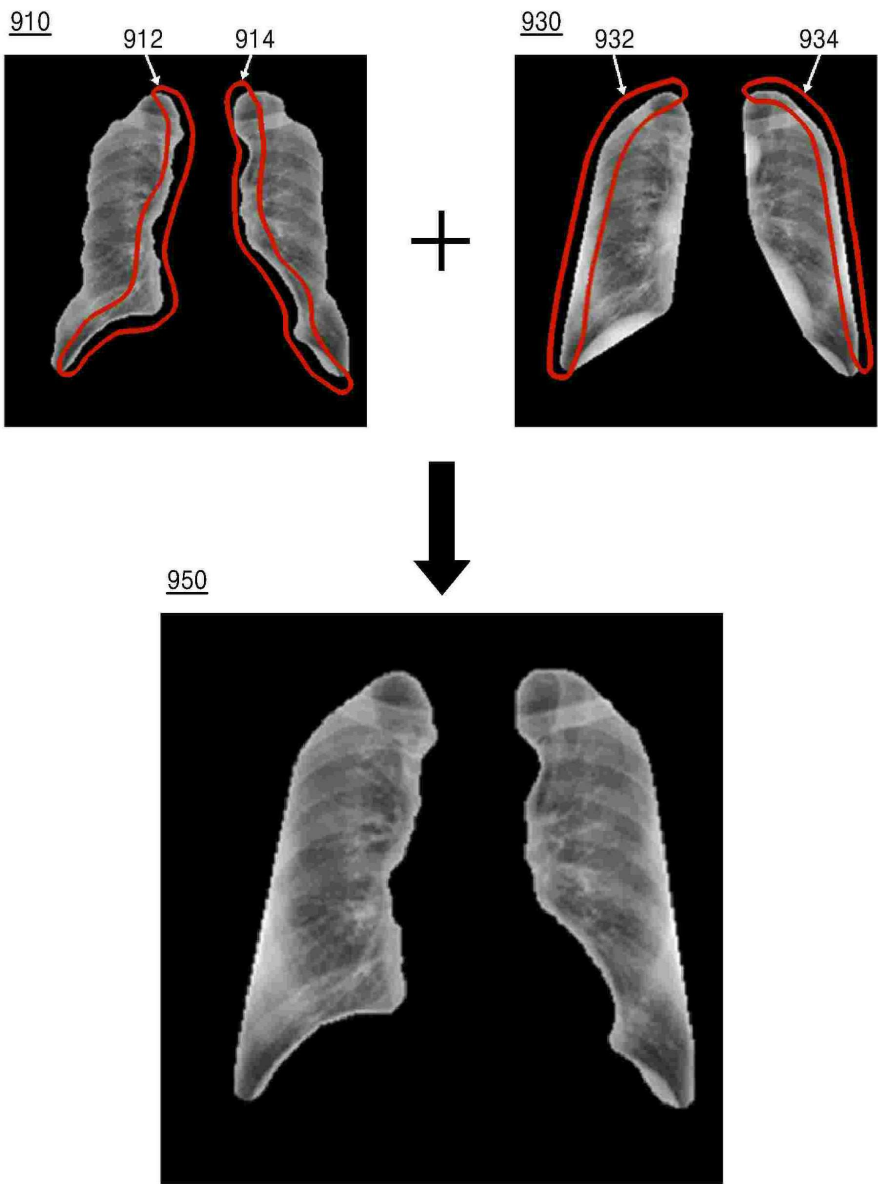
도면7



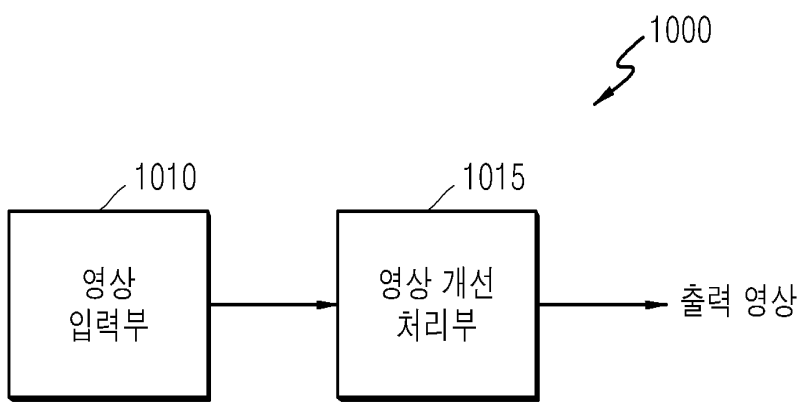
도면8



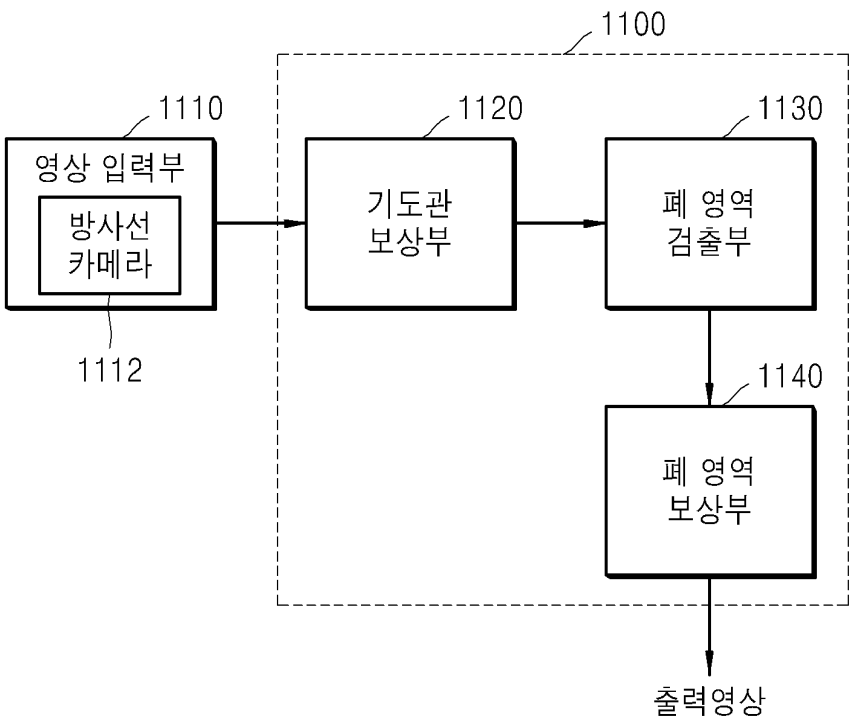
도면9



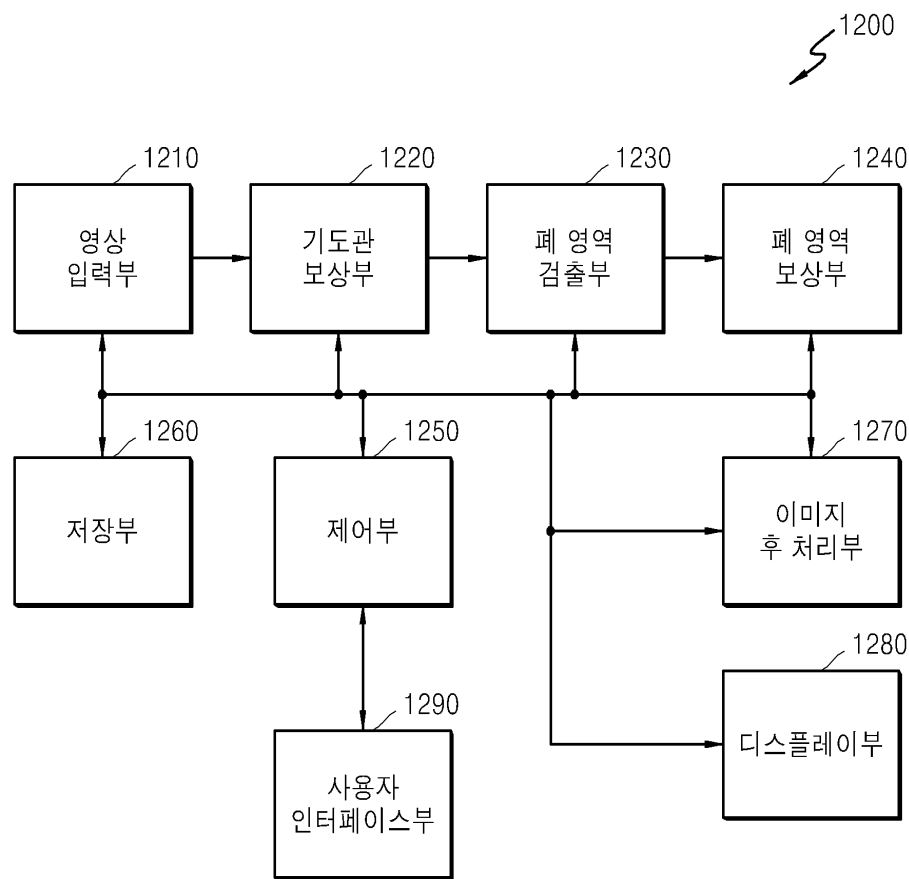
도면10



도면11



도면12



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위
【보정세부항목】 제11항
【변경전】
 상기 픽셀값들의
【변경후】
 픽셀값들의

【직권보정 2】
【보정항목】 청구범위
【보정세부항목】 제1항
【변경전】
 상기 픽셀값들의
【변경후】
 픽셀값들의

专利名称(译)	图像处理方法及其图像处理设备		
公开(公告)号	KR101810547B1	公开(公告)日	2018-01-25
申请号	KR1020110050846	申请日	2011-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	SOHN KI WON 손기원 JUNG HAE KYUNG 정해경 LEE YOUNG YOON 이영윤		
发明人	손기원 정해경 이영윤		
IPC分类号	G06T7/00 A61B5/00 G06T1/00		
CPC分类号	G06T7/149 G06T7/262 G06T2207/10116 G06T2207/20116 G06T2207/30061 A61B5/0004 A61B5/0013 A61B6/00 G06T1/0007 G06T7/0012		
优先权	61/425987 2010-12-22 US		
其他公开文献	KR1020120071292A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用放射线图像的预定区域内的像素值提取气管管区域并调整与图像中提取的气道管对应的像素值，并且平坦化所提取的闭合区域的外边界，并且公开了一种能够正确地提取闭合区域的图像处理方法。

