



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년03월05일
(11) 등록번호 10-1121396
(24) 등록일자 2012년02월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/00 (2006.01) A61B 6/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0070981

(22) 출원일자 2009년07월31일

심사청구일자 2010년08월27일

(65) 공개번호 10-2011-0013026

(43) 공개일자 2011년02월09일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020080053057 A*

KR1020080053224 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

한국과학기술원

대전 유성구 구성동 373-1

삼성메디슨 주식회사

강원도 홍천군 남면 한서로 3366

(72) 발명자

현동규

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42, 연구소 3층
(대치동, 메디슨 빌딩)

나중범

대전광역시 유성구 엑스포로 448, 404동 506호 (전민동, 엑스포아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

백만기, 장수길, 윤지홍

전체 청구항 수 : 총 30 항

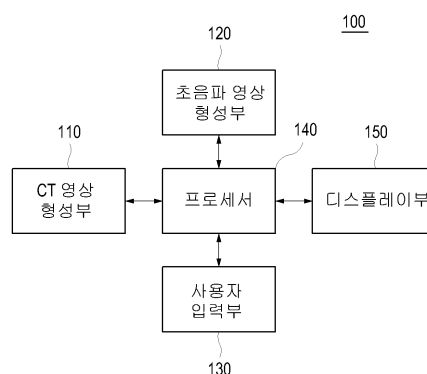
심사관 : 두소영

(54) 발명의 명칭 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 제공하는 시스템 및 방법

(57) 요약

3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 제공하는 시스템 및 방법이 개시된다. 이 시스템은, 사전 설정된 주기동안 일정 간격으로 대상체내의 관심객체에 대한 복수의 3차원 CT 영상을 형성하도록 동작하는 CT 영상 형성부; 관심객체에 대한 적어도 하나의 3차원 초음파 영상을 형성하도록 동작하는 초음파 영상 형성부; 복수의 3차원 CT 영상과 적어도 하나의 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 제1 변환 함수를 획득하도록 동작하는 프로세서; 및 사용자의 입력 정보를 수신하도록 동작하는 사용자 입력부를 포함한다. 초음파 영상 형성부는 입력 정보에 해당하는 2차원 초음파 영상을 형성하도록 더 동작한다. 프로세서는 입력 정보와 제1 변환 함수를 이용하여 복수의 3차원 CT 영상으로부터 복수의 2차원 CT 영상을 획득하고, 2차원 초음파 영상과 복수의 2차원 CT 영상 간에 유사도를 검출하여 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 검출하도록 더 동작한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

이덕운

대전광역시 서구 계룡로342번길 80, 202호 (갈마동)

남우현

부산광역시 북구 구남로20번길 8-1 (구포동)

특허청구의 범위

청구항 1

영상 제공 시스템으로서,

사전 설정된 주기동안 일정 간격으로 대상체내의 관심객체에 대한 복수의 3차원 CT 영상을 형성하도록 동작하는 CT 영상 형성부;

상기 관심객체에 대한 적어도 하나의 3차원 초음파 영상을 형성하도록 동작하는 초음파 영상 형성부;

상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 제1 변환 함수를 획득하도록 동작하는 프로세서; 및

사용자의 입력 정보를 수신하도록 동작하는 사용자 입력부

를 포함하고,

상기 초음파 영상 형성부는, 상기 입력 정보에 해당하는 2차원 초음파 영상을 형성하도록 더 동작하고,

상기 프로세서는, 상기 입력 정보와 상기 제1 변환 함수를 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상으로부터 복수의 2차원 CT 영상을 획득하고, 상기 2차원 초음파 영상과 상기 복수의 2차원 CT 영상 간에 유사도를 검출하여 상기 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 검출하도록 더 동작하는 영상 제공 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 입력 정보는 상기 2차원 초음파 영상을 얻기 위한 단면 위치를 설정하는 단면위치 설정정보를 포함하는 영상 제공 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 주기는 들숨부터 날숨까지의 호흡주기인 영상 제공 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 3차원 초음파 영상은 최대 들숨에서의 3차원 초음파 영상 및 최대 날숨에서의 3차원 초음파 영상중 적어도 하나를 포함하는 영상 제공 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 복수의 3차원 CT 영상 및 상기 적어도 3차원 초음파 영상에서 횡경막을 추출하도록 동작하는 횡경막 추출부;

상기 복수의 3차원 CT 영상 및 상기 적어도 3차원 초음파 영상에서 혈관을 추출하도록 동작하는 혈관 추출부;

상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에 대해 상기 혈관에 기초하여 상기 횡경막에서 클러터를 제거하여 상기 횡경막을 리파이닝(refining)하도록 동작하는 횡경막 리파이닝부;

상기 복수의 3차원 CT 영상 및 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에 대해 상기 혈관 및 상기 횡경막에서 샘플 포인트를 추출하고, 상기 샘플 포인트를 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 상기 제1 변환 함수를 획득하도록 동작하는 정합부;

상기 입력 정보 및 상기 제1 변환 함수를 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상으로부터 상기 복수의 2차원 CT 영상을 획득하도록 동작하는 변환부;

상기 2차원 초음파 영상과 상기 복수의 2차원 CT 영상 간에 유사도를 검출하도록 동작하는 유사도 검출부; 및

상기 검출된 유사도에서 유사도가 가장 큰 2차원 CT 영상을 추출하도록 동작하는 CT 영상 추출부

를 포함하는 영상 제공 시스템.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 복수의 3차원 CT 영상 간에 보간(interpolation)을 수행하도록 동작하는 보간부를 더 포함하는 영상 제공 시스템.

청구항 7

제5항에 있어서, 상기 횡경막 추출부는, 평탄맵을 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상의 복셀로부터 평탄도를 획득하고, 기준값보다 평탄도가 높은 복셀을 선택하고, 형태학적으로 복셀값이 존재하는 영역의 에지를 일정 복셀만큼 제거하여 수축시키고, 상기 일정 복셀만큼 확장시켜 클러스터를 제거하고, CCA(intensity-based connected component analysis)에 의해 상기 클러스터가 제거된 복셀로부터 복수의 후보 표면을 획득하며, 상기 복수의 후보 표면중에서 가장 큰 표면을 선택하여 상기 횡경막을 추출하도록 동작하는 영상 제공 시스템.

청구항 8

제5항에 있어서, 상기 혈관 추출부는, 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에서 상기 혈관을 추출하고, 상기 횡경막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 3차원 초음파 영상에 ROI(region of interest) 마스크를 적용하고, 기준 경계값보다 큰 세기값을 갖는 복셀을 제거하여 혈관 후보를 선택하며, 상기 선택된 혈관 후보에서 비혈관 유형 클러스터를 제거하여 실제 혈관을 분류하도록 동작하는 영상 제공 시스템.

청구항 9

제5항에 있어서, 상기 입력 정보는 상기 복수의 3차원 CT 영상에서 횡경막 영역을 설정하는 횡경막 영역 설정정보 및 상기 복수의 3차원 CT 영상에서 혈관 영역을 설정하는 혈관 영역 설정정보를 더 포함하는 영상 제공 시스템.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 횡경막 추출부는,

상기 횡경막 영역 설정정보에 따라 상기 복수의 3차원 CT 영상에서 상기 횡경막을 추출하고,

평탄맵을 이용하여 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상의 복셀로부터 평탄도를 획득하고, 기준값보다 평탄도가 높은 복셀을 선택하고, 형태학적으로 복셀값이 존재하는 영역의 에지를 일정 복셀만큼 제거하여 수축시키고, 상기 일정 복셀만큼 확장시켜 클러스터를 제거하고, CCA(intensity-based connected component analysis)에 의해 상기 클러스터가 제거된 복셀로부터 복수의 후보 표면을 획득하며, 상기 복수의 후보 표면중에서 가장 큰 표면을 선택하여 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에서 상기 횡경막을 추출하도록 동작하는 영상 제공 시스템.

청구항 11

제9항에 있어서, 상기 혈관 추출부는,

상기 혈관 설정정보에 따라 상기 복수의 3차원 CT 영상에서 상기 혈관을 추출하고,

상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에서 상기 혈관을 추출하고, 상기 횡경막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에 ROI(region of interest) 마스크를 적용하고, 기준 경계값보다 큰 세기값을 갖는 복셀을 제거하여 혈관 후보를 선택하며, 상기 선택된 혈관 후보에서 비혈관 유형 클러스터를 제거하여 실제 혈관을 분류하도록 동작하는 영상 제공 시스템.

청구항 12

제5항에 있어서, 상기 혈관 추출부는, 비혈관 유형 클러스터를 제거하기 위한 구조 기반 혈관 테스트(structured-based vessel test), 그래디언트 크기 분석(gradient magnitude analysis) 및 최종 혈관 테스트(final vessel test)를 수행하도록 더 동작하는 영상 제공 시스템.

청구항 13

제5항에 있어서, 상기 변환부는, 상기 입력 정보를 이용하여 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에서 상기 2차원 초음파 영상의 위치를 나타내는 제2 변환 함수를 산출하고, 상기 제1 변환 함수 및 제2 변환 함수를 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상을 변환하기 위한 제3 변환 함수를 산출하고, 상기 제3 변환 함수를 상기 복수의 3차원 CT 영상에 적용하여 상기 복수의 2차원 CT 영상을 획득하도록 동작하는 영상 제공 시스템.

청구항 14

제5항에 있어서, 상기 유사도 검출부는, 상호 상관(cross correlation)법, 상호 정보(mutual information)법 및 SSID(sum of squared intensity difference)법 중 어느 하나를 이용하여 상기 유사도를 산출하도록 동작하는 영상 제공 시스템.

청구항 15

제1항 내지 제14항중 어느 한 항에 있어서,
상기 2차원 초음파 영상 및 상기 2차원 CT 영상을 디스플레이하도록 동작하는 디스플레이부를 더 포함하는 영상 제공 시스템.

청구항 16

영상 제공 방법으로서,

- a) 사전 설정된 주기동안 일정 간격으로 대상체내의 관심객체에 대한 복수의 3차원 CT 영상을 형성하는 단계;
- b) 상기 관심객체에 대한 적어도 하나의 3차원 초음파 영상을 형성하는 단계;
- c) 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 제1 변환 함수를 획득하는 단계;
- d) 사용자의 입력 정보를 수신하는 단계;
- e) 상기 입력 정보에 해당하는 2차원 초음파 영상을 형성하는 단계;
- f) 상기 입력 정보와 상기 제1 변환 함수를 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상으로부터 복수의 2차원 CT 영상을 획득하는 단계; 및
- g) 상기 2차원 초음파 영상과 상기 복수의 2차원 CT 영상 간에 유사도를 검출하여 상기 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 검출하는 단계

를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 17

제16항에 있어서, 상기 입력 정보는 상기 2차원 초음파 영상을 얻기 위한 단면 위치를 설정하는 단면위치 설정 정보를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 18

제16항에 있어서, 상기 단계 a)는,

상기 복수의 3차원 CT 영상 간에 보간(interpolation)을 수행하는 단계

를 더 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 19

제16항에 있어서, 상기 주기는 들숨부터 날숨까지의 호흡주기인 영상 제공 방법.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 3차원 초음파 영상은 최대 들숨에서의 3차원 초음파 영상 및 최대 날숨에서의 3차원 초

음과 영상중 적어도 하나를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 21

제16항에 있어서, 상기 단계 c)는,

- c1) 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에서 횡경막을 추출하는 단계;
- c2) 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에서 혈관을 추출하는 단계;
- c3) 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에 대해 상기 혈관에 기초하여 상기 횡경막에서 클러스터를 제거하여 상기 횡경막을 리파이닝(refining)하는 단계;
- c4) 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에 대해 상기 혈관 및 상기 횡경막에서 샘플 포인트를 추출하는 단계; 및
- c5) 상기 샘플 포인트를 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 상기 제1 변환 함수를 획득하는 단계

를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 22

제21항에 있어서, 상기 단계 c1)은,

평탄맵을 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 3차원 초음파 영상의 복셀로부터 평탄도를 획득하는 단계;

기준값보다 평탄도가 높은 복셀을 선택하고, 형태학적으로 복셀값이 존재하는 영역의 에지를 일정 복셀만큼 제거하여 수축시키는 단계;

상기 일정 복셀만큼 확장시켜 클러스터를 제거하는 단계;

CCA(intensity-based connected component analysis)에 의해 상기 클러스터가 제거된 복셀로부터 복수의 후보 표면을 획득하는 단계; 및

상기 복수의 후보 표면중에서 가장 큰 표면을 선택하여 상기 횡경막을 추출하는 단계

를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 23

제21항에 있어서, 상기 단계 c2)는,

상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에서 상기 혈관을 추출하는 단계;

상기 횡경막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 3차원 초음파 영상에 ROI(region of interest) 마스크를 적용하는 단계;

기준 경계값보다 큰 세기값을 갖는 복셀을 제거하여 혈관 후보를 선택하는 단계; 및

상기 선택된 혈관 후보에서 비혈관 유형 클러스터를 제거하여 실제 혈관을 분류하는 단계

를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 24

제21항에 있어서, 상기 단계 c) 이전에,

상기 복수의 3차원 CT 영상에서 횡경막 영역을 설정하는 횡경막 영역 설정정보 및 혈관 영역을 설정하는 혈관 영역 설정정보를 수신하는 단계

를 더 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 25

제24항에 있어서, 상기 단계 c1)은

상기 횡경막 영역 설정정보에 따라 상기 복수의 3차원 CT 영상에서 상기 횡경막을 추출하는 단계; 및

평탄맵을 이용하여 상기 적어도 3차원 초음파 영상의 복셀로부터 평탄도를 획득하고, 기준값보다 평탄도가 높은 복셀을 선택하고, 형태학적으로 복셀값이 존재하는 영역의 에지를 일정 복셀만큼 제거하여 수축시키고, 상기 일정 복셀만큼 확장시켜 클러스터를 제거하고, CCA(intensity-based connected component analysis)에 의해 상기 클러스터가 제거된 복셀로부터 복수의 후보 표면을 획득하며 상기 복수의 후보 표면중에서 가장 큰 표면을 선택하여 상기 횡경막을 추출하는 단계

를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 26

제24항에 있어서, 상기 단계 c2)는,

상기 혈관 영역 설정정보에 따라 상기 복수의 CT 영상에서 상기 혈관을 추출하는 단계;

상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에서 상기 혈관을 추출하고, 상기 횡경막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상에 ROI(region of interest) 마스크를 적용하고, 기준 경계값보다 큰 세기값을 갖는 복셀을 제거하여 혈관 후보를 선택하며, 상기 선택된 혈관 후보에서 비혈관 유형 클러스터를 제거하여 실제 혈관을 분류하는 단계

를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 27

제21항에 있어서, 상기 단계 c)는,

비혈관 유형 클러스터를 제거하기 위한 구조 기반 혈관 테스트(structured-based vessel test), 그래디언트 크기 분석(gradient magnitude analysis) 및 최종 혈관 테스트(final vessel test)를 수행하는 단계

를 더 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 28

제16항에 있어서, 상기 단계 f)는,

상기 입력 정보를 이용하여 상기 3차원 초음파 영상에서 상기 2차원 초음파 영상의 위치를 나타내는 제2 변환 함수를 산출하는 단계;

상기 제1 변환 함수 및 제2 변환 함수를 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상을 변환하기 위한 제3 변환 함수를 산출하는 단계; 및

상기 제3 변환 함수를 상기 복수의 3차원 CT 영상에 적용하여 상기 복수의 2차원 CT 영상을 획득하는 단계

를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 29

제16항에 있어서, 상기 단계 g)는,

상호 상관(cross correlation)법, 상호 정보(mutual information)법 및 SSID(sum of squared intensity difference)법 중 어느 하나를 이용하여 상기 유사도를 산출하는 단계; 및

상기 산출된 유사도를 비교하여 유사도가 가장 큰 상기 2차원 CT 영상을 추출하는 단계

를 포함하는 영상 제공 방법.

청구항 30

제16항 내지 제29항중 어느 한 항에 있어서,

h) 상기 2차원 초음파 영상 및 상기 2차원 CT 영상을 디스플레이하는 단계

를 더 포함하는 영상 제공 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 영상 정합에 관한 것으로, 특히 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 제공하는 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 시스템은 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어, 대상체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에서 널리 이용되고 있다. 초음파 시스템은 대상체를 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술의 필요 없이, 대상체 내부의 고해상도 영상을 실시간으로 의사에게 제공할 수 있으므로 의료 분야에서 매우 중요하게 사용되고 있다.

[0003] 그러나, 초음파 영상은 신호대 잡음비가 낮기 때문에, 이를 보완하기 위해 CT 영상과 초음파 영상간에 영상 정합을 수행하여 CT 영상과 초음파 영상을 제공하고 있다.

[0004] 종래에는 센서를 이용하여 CT 영상과 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하였다. 이로 인해 센서가 반드시 필요하게 되며, 호흡 등과 같은 대상체의 움직임에 의해 대상체 내부 장기의 변형이 일어난 경우 오차가 발생하는 문제점이 있다.

[0005] 한편, 종래에는 초음파 프로브가 다른 위치로 이동되어 2차원 초음파 영상을 획득하는 경우, 2차원 초음파 영상이 3차원 초음파 영상내에 포함되는 초음파 영상인지를 검출하거나 3차원 초음파 영상에 영상 정합된 3차원 CT 영상에서 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 검출하기 위해서는 반드시 센서가 필요하게 되는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0006] 본 발명은 센서를 이용하지 않고, 3차원 초음파 영상과 3차원 CT(computerized tomography) 영상간에 영상 정합을 수행하고, 영상 정합된 3차원 CT 영상에서 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 검출하여 제공하는 시스템 및 방법을 제공한다.

과제 해결수단

[0007] 본 발명에 따른 영상 제공 시스템은, 사전 설정된 주기동안 일정 간격으로 대상체내의 관심객체에 대한 복수의 3차원 CT 영상을 형성하도록 동작하는 CT 영상 형성부; 상기 관심객체에 대한 적어도 하나의 3차원 초음파 영상을 형성하도록 동작하는 초음파 영상 형성부; 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 제1 변환 함수를 획득하도록 동작하는 프로세서; 및 사용자의 입력 정보를 수신하도록 동작하는 사용자 입력부를 포함하고, 상기 초음파 영상 형성부는, 상기 입력 정보에 해당하는 2차원 초음파 영상을 형성하도록 더 동작하고, 상기 프로세서는, 상기 입력 정보와 상기 제1 변환 함수를 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상으로부터 복수의 2차원 CT 영상을 획득하고, 상기 2차원 초음파 영상과 상기 복수의 2차원 CT 영상 간에 유사도를 검출하여 상기 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 검출하도록 더 동작한다.

[0008] 또한 본 발명에 따른 영상 제공 방법은, a) 사전 설정된 주기동안 일정 간격으로 대상체내의 관심객체에 대한 복수의 3차원 CT 영상을 형성하는 단계; b) 상기 관심객체에 대한 적어도 하나의 3차원 초음파 영상을 형성하는 단계; c) 상기 복수의 3차원 CT 영상과 상기 적어도 하나의 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 제1 변환 함수를 획득하는 단계; d) 사용자의 입력 정보를 수신하는 단계; e) 상기 입력 정보에 해당하는 2차원 초음파 영상을 형성하는 단계; f) 상기 입력 정보와 상기 제1 변환 함수를 이용하여 상기 복수의 3차원 CT 영상으로부터 복수의 2차원 CT 영상을 획득하는 단계; 및 g) 상기 2차원 초음파 영상과 상기 복수의 2차원 CT 영상 간에 유사도를 검출하여 상기 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 검출하는 단계를 포함한다.

효 과

[0009] 본 발명은, 센서를 이용하지 않고서 3차원 초음파 영상에 정합된 3차원 CT 영상에서 3차원 초음파 영상내의 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 제공할 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0010] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다. 본 실시예에서 사용된 용어 "관심객체"는 대상체 내의 간 등을 포함할 수 있다.

[0011] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 영상 제공 시스템(100)의 구성을 보이는 블록도이다. 영상 제공 시스템(100)은 CT(computerized tomography) 영상 형성부(110), 초음파 영상 형성부(120), 사용자 입력부(130), 프로세서(140) 및 디스플레이부(150)를 포함한다.

[0012] CT 영상 형성부(110)는 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 CT 영상 - 3차원 CT 영상은 복수의 2차원 CT 영상으로 이루어짐 - 을 형성한다. 본 실시예에서, CT 영상 형성부(110)는 들숨부터 날숨까지의 호흡주기에서 일정 간격으로 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)$ ($1 \leq i \leq K$))을 형성할 수 있다.

[0013] 초음파 영상 형성부(120)는 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상을 형성한다. 본 실시예에서, 초음파 영상 형성부(120)는 최대 들숨 및 최대 날숨에서 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)$ ($1 \leq j \leq 2$))을 형성한다. 아울러, 초음파 영상 형성부(120)는 대상체내의 관심객체에 대한 2차원 초음파 영상을 형성한다.

[0014] 전술한 실시예에서는 최대 들숨 및 최대 날숨에서 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)$ ($1 \leq j \leq 2$))을 형성하는 것으로 설명하였지만, 다른 실시예에서는 최대 들숨 및 최대 날숨 중 어느 하나에서 3차원 초음파 영상을 형성할 수 있다. 이하, 설명의 편의를 위해 초음파 영상 형성부(120)가 최대 들숨 및 최대 날숨에서 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)$ ($1 \leq j \leq 2$))을 형성하는 것으로 설명한다.

[0015] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 형성부(120)의 구성을 보이는 블록도이다. 초음파 영상 형성부(120)는 송신신호 형성부(121), 초음파 프로브(122), 빔 포머(123), 초음파 데이터 형성부(124) 및 영상 형성부(125)를 포함한다. 초음파 영상 형성부(120)는 도 3에 도시된 바와 같이 초음파 프로브(122)를 대상체(P)의 특정 위치에 고정시키기 위한 초음파 프로브 홀더(126)를 더 포함할 수 있다.

[0016] 송신신호 형성부(121)는 복수의 프레임 각각을 얻기 위한 제1 송신신호를 형성한다. 본 실시예에서, 제1 송신신호는 최대 들숨에서 복수의 프레임 각각을 얻기 위한 송신신호 및 최대 날숨에서 복수의 프레임 각각을 얻기 위한 송신신호 중 적어도 하나를 포함한다. 아울러, 송신신호 형성부(121)는 프레임을 얻기 위한 제2 송신신호를 형성한다. 프레임은 B 모드(brightness mode) 영상을 포함할 수 있다.

[0017] 초음파 프로브(122)는 복수의 변환소자(transducer element)(도시하지 않음)를 포함한다. 초음파 프로브(122)는 3차원 프로브 및 2D 어레이(array) 프로브를 포함할 수 있다. 초음파 프로브(122)는 송신신호 형성부(121)로부터 제공되는 제1 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제1 수신신호를 형성한다. 아울러, 초음파 프로브(122)는 사용자에게 의해 설정된 위치로 변환소자를 이동시켜 송신신호 형성부(121)로부터 제공되는 제2 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제2 수신신호를 형성한다.

[0018] 빔 포머(123)는 초음파 프로브(122)로부터 제1 수신신호가 제공되면, 제1 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 제1 디지털 신호를 형성한다. 빔 포머(123)는 변환소자의 위치 및 집속점을 고려하여 제1 디지털 신호를 수신 집속시켜 제1 수신집속신호를 형성한다. 빔 포머(123)는 초음파 프로브(122)로부터 제2 수신신호가 제공되면, 제2 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 제2 디지털 신호를 형성한다. 빔 포머(123)는 변환소자의 위치 및 집속점을 고려하여 제2 디지털 신호를 수신 집속시켜 제2 수신집속신호를 형성한다.

[0019] 초음파 데이터 형성부(124)는 빔 포머(123)로부터 제1 수신집속신호가 제공되면, 제1 수신집속신호를 이용하여 제1 초음파 데이터를 형성한다. 초음파 데이터 형성부(124)는 빔 포머(123)로부터 제2 수신집속신호가 제공되면, 제2 수신집속신호를 이용하여 제2 초음파 데이터를 형성한다. 아울러, 초음파 데이터 형성부(124)는 초음파 데이터를 형성하는데 필요한 신호 처리(예를 들어, 게인(gain) 조절, 필터링 처리) 등을 제1 내지 제3 수신집속신호에 수행할 수도 있다.

- [0020] 영상 형성부(125)는 초음파 데이터 형성부(124)로부터 제1 초음파 데이터가 제공되면, 제1 초음파 데이터를 이용하여 3차원 초음파 영상을 형성한다. 본 실시예에서 3차원 초음파 영상은 최대 들숨에서의 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_1)$) 및 최대 날숨에서의 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_2)$)중 적어도 하나를 포함한다. 영상 형성부(125)는 초음파 데이터 형성부(124)로부터 제2 초음파 데이터가 제공되면, 제2 초음파 데이터를 이용하여 2차원 초음파 영상을 형성한다.
- [0021] 다시 도 1을 참조하면, 사용자 입력부(130)는 사용자의 입력 정보를 수신한다. 본 실시예에서 입력 정보는 2차원 초음파 영상을 얻기 위한 단면 위치를 설정하는 단면위치 설정정보, 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq K)$)에서 횡경막 영역을 설정하는 횡경막 영역 설정정보 및 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq K)$)에서 혈관 영역을 설정하는 혈관 영역 설정정보를 포함한다. 일례로서, 단면위치 설정정보는 초음파 프로브(122), 즉 3차원 프로브의 변환소자가 스윙할 수 있는 회전 각도 범위(즉, -35° 내지 $+35^\circ$)에서 어느 하나의 회전 각도를 설정하는 단면위치 설정정보를 포함할 수 있다. 다른 예로서, 단면위치 설정정보는 초음파 프로브(122), 즉 2D 어레이 프로브에서 획득 가능한 프레임들 중에서 어느 하나의 프레임을 선택하는 단면위치 설정정보를 포함할 수 있다. 따라서, 초음파 영상 형성부(120)는 단면위치 설정정보에 해당하는 2차원 초음파 영상을 형성할 수 있다. 사용자 입력부(130)는 다이얼 버튼 등을 포함하는 컨트롤 패널(control panel), 마우스(mouse), 키보드(keyboard) 등으로 구현될 수 있다.
- [0022] 프로세서(140)는 3차원 CT 영상과 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 3차원 CT 영상과 3차원 초음파 영상 간의 변환 함수(즉, 초음파 프로브(122)의 위치)(T_{probe})를 획득한다. 이하, 설명의 편의를 위해 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)이 최대 들숨에서의 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_1)$) 및 최대 날숨에서의 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_2)$)을 포함하는 것으로 설명하지만, 이에 국한되지 않는다. 아울러, 프로세서(140)는 변환 함수를 이용하여 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 검출한다.
- [0023] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 프로세서(140)의 구성을 보이는 블록도이다. 프로세서(140)는 보간부(141), 횡경막 추출부(142), 혈관 추출부(143), 횡경막 리파이닝(refining)부(144), 정합부(145), 변환부(146), 유사도 검출부(147) 및 CT 영상 추출부(148)를 포함한다.
- [0024] 보간부(141)는 CT 영상 형성부(110)로부터 제공되는 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)$)과 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_{i+1})$)을 보간(interpolation)하여, 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)$)과 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_{i+1})$) 사이에 적어도 하나의 3차원 CT 영상을 형성한다. 일례로서, 보간부(141)는 CT 영상 형성부(110)로부터 제공되는 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq K)$) 간에 보간을 수행하여 N개의 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)을 획득한다.
- [0025] 횡경막 추출부(142)는 보간부(141)로부터 제공되는 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$) 각각에서 횡경막을 추출한다. 아울러, 횡경막 추출부(142)는 초음파 영상 형성부(120)로부터 제공되는 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에서 횡경막을 추출한다.
- [0026] 일실시예에서, 횡경막 추출부(142)는 헤시안 매트릭스(Hessian matrix)에 기초하여 평탄도 테스트(flatness test)를 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$) 및 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에 실시하여 횡경막을 추출한다. 즉, 횡경막 추출부(142)는 횡경막이 3차원 CT 영상 및 3차원 초음파 영상에서 곡면인 것을 고려하여 표면에 수직한 방향의 복셀값(voxel intensity) 변화가 표면과 수평한 방향의 복셀값 변화보다 큰 영역을 횡경막으로서 추출한다. 도 5는 방향에 따른 헤시안 매트릭스 고유값(eigen value)($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$)을 보인다.
- [0027] 보다 상세하게, 횡경막 추출부(142)는 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$) 및 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에서 횡경막을 추출하기 위해 기준값보다 평탄도가 높은 복셀(voxel)을 선택한다. 평탄도($\mu(v)$)는 다음의 수학식 1과 같이 정의된다.

수학식 1

$$\mu(v) = \phi_1(v)\phi_2(v)\phi_3(v)/\phi_{3_{\max}}(v)$$

[0028]

[0029] 수학식 1의 $\phi_1(v)$, $\phi_2(v)$ 및 $\phi_3(v)$ 는 다음의 수학식 2와 같이 표현된다.

수학식 2

$$\phi_1(v) = \left(1 - \frac{\lambda_1(v)}{\lambda_3(v)}\right)^2, \quad \phi_2(v) = \left(1 - \frac{\lambda_2(v)}{\lambda_3(v)}\right)^2, \quad \phi_3(v) = \sum_i \lambda_i(v)^2$$

[0030]

[0031] 전술한 $\lambda_1(v)$, $\lambda_2(v)$ 및 $\lambda_3(v)$ 는 복셀의 위치에 따른 헤시안 매트릭스의 고유값을 나타낸다. 평탄도($\mu(v)$)는 0 내지 1 사이의 값을 갖도록 정규화된다. 횡경막 추출부(142)는 수학식 1 및 2에 의해 얻어진 평탄도를 이용하여 평탄맵을 형성하고, 상대적으로 평탄도가 큰 복셀을 선택한다. 본 실시예에서 횡경막 추출부(142)는 평탄도가 0.1 이상인 복셀을 선택한다.

[0032] 횡경막 추출부(142)는 선택된 복셀들을 대상으로 모포로지컬 오픈링(morphological opening)을 수행하여 작은 클러터(clutter)를 제거한다(morphological filtering). 모포로지컬 오픈링은 수축(erosion)과 팽창(dilation)을 순차적으로 수행하는 것을 의미한다. 횡경막 추출부(142)는 형태학적으로 복셀값이 존재하는 영역의 에지를 일정 복셀만큼 제거하여 수축(침식)시킨 후, 다시 그 일정 복셀만큼 팽창(확장)시킨다. 본 발명의 실시예에서, 횡경막 추출부(142)는 1 복셀의 크기로 수축 및 팽창을 실시한다.

[0033] 3차원 CT 영상 및 3차원 초음파 영상에서 횡격막은 가장 큰 표면이므로, 복셀들의 CCA(intensity-based connected component analysis)로써 획득된 후보들(candidates) 중에서 가장 큰 표면이 선택되어, 횡격막으로 간주된다. 복셀값 기반의 CCA는 이진화 된 영상에서 복셀값이 존재하는 영역끼리 모으는(grouping) 하는 방법 중 하나이다. 예를 들어, 횡경막 추출부(142)는 1 복셀을 중심으로 주변 복셀들(예컨대 26개의 복셀)의 복셀값을 참조하여 복셀간 연결 테스트(connectivity test)를 통해 해당 복셀을 중심으로 연결되는 복셀들의 수(복셀 수)를 계산하고, 연결 복셀수가 일정 개수 이상인 복셀들을 후보 그룹으로 선정한다. 횡격막이 3차원 CT 영상 및 3차원 초음파 영상의 관심 영역 안에서 가장 넓게 존재하는 곡면이라는 특성을 이용하여, 횡경막 추출부(142)는 후보 그룹들 중 가장 많은 연결 복셀수(복셀 수)를 갖는 그룹을 횡격막으로 추출한다. 이후, 횡경막 추출부(141)는 횡격막 표면을 고르게 한다(smoothen).

[0034] 다른 실시예에서, 횡경막 추출부(142)는 3차원 초음파 영상($I_{us}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에 전술한 바와 같은 과정을 수행하여 횡경막을 추출한다. 아울러, 횡경막 추출부(142)는 사용자 입력부(130)로부터 제공되는 입력 정보(즉, 횡경막 영역 설정정보)에 따라 3차원 CT 영상($I_{ct}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)에서 횡경막을 추출한다. 보다 상세하게, 3차원 CT 영상은 일반적인 초음파 영상에 비해 간의 경계가 뚜렷하므로, 횡경막 추출부(142)는 간 영역 추출을 위한 상용 프로그램 또는 씨앗점 기반 영역 성장 방법(seeded region growing segmentation method) 등의 방법을 이용하여 횡경막을 추출할 수 있다.

[0035] 혈관 추출부(143)는 3차원 CT 영상($I_{ct}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)에서 혈관을 추출한다. 아울러, 혈관 추출부(143)는 3차원 초음파 영상($I_{us}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에서 혈관을 추출한다.

[0036] 일실시예에서, 혈관 추출부(143)는 마스킹, 혈관 분할(segmentation) 및 분류(classification) 순으로 3차원 CT 영상($I_{ct}(t_i)(1 \leq i \leq N)$) 및 3차원 초음파 영상($I_{us}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에서 혈관 추출을 수행할 수 있다.

[0037] 보다 상세하게, 혈관 추출부(143)는 거울 허상(mirror artifacts)에 의한 혈관 추출 오류 발생을 피하기 위해, 횡경막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 3차원 CT 영상($I_{ct}(t_i)(1 \leq i \leq N)$) 및 3차원 초음파 영상($I_{us}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에 ROI(region of interest) 마스킹을 적용한다. 이때, 혈관 추출부(143)는 LMS(Least mean square)를 이용하여 횡경막을 다항 곡면으로 모델링한 ROI 마스크를 이용할 수 있다. 그러나, 모델링된 다항 곡면 아래 영역을 모두 제거할 경우, 다항 곡면의 에러로 인해 일부 영역에서는 의미 있는 혈관 정보를 잃는 경우가 생길 수도 있다. 혈관 추출부(143)는 혈관정보 손실을 방지하기 위해, ROI 마스크 하단에서 10 복셀 정도의 여유 복셀(marginal distance)를 적용하고, 그 이하 영역을 제거한다.

[0038] 혈관 추출부(143)는 혈관 영역과 비혈관 영역을 분할한다(segment). 혈관 추출부(143)는 횡경막 또는 혈관벽과 같이 세기가 큰 비혈관 영역(non-vessel region)을 제거하기 위해, ROI 마스킹된 영역에서 기준 경계값보다 작은 저강도 경계(low intensity bound)를 추정하고, 상기 기준 경계값보다 세기가 큰 복셀을 제거한다. 혈관 추

출부(143)는 적응 임계 방법(adaptive threshold scheme)을 적용하여 남은 영역들을 이진화한다(binimize). 이 이진화된 영역들은 혈관 후보들(vessel candidates)이 된다.

[0039] 혈관 추출부(143)는 비혈관 유형 클러터(non-vessel-type clutters)를 제거하여 혈관 후보들 중에서 진정한 혈관을 분류한다. 혈관 분류 과정은 작은 배경 클러터를 제거하기 위한 크기 테스트(size test), GOF(goodness of fit)를 원통관으로 어림(evaluate)하여 비혈관 유형을 제거하는 구조 기반 혈관 테스트(structure-based vessel test), 즉 초기 혈관 테스트(initial vessel test), 그레디언트 크기 분석(Gradient magnitude analysis), 클러터들을 완전하게 제거하기 위한 최종 혈관 테스트(final vessel test)를 포함한다. 구조 기반 혈관 테스트에서 일부 클러터들이 제거되지 않더라도 모든 혈관이 포함되도록 초기 임계값($C_{initial}$)이 최소 한계로 설정된다. 본 실시예에서 초기 임계값은 0.6이다. 혈관 추출부(143)는 최종 혈관 테스트로써 복셀값의 변화율, 즉 그레디언트 크기(gradient magnitude)를 고려하여, 그레디언트 크기가 작은 음영 허상(shading artifacts)에 기인하여 형성되는 클러터들을 완전히 제거하여 혈관을 추출한다. 본 실시예에서 최종 혈관 테스트의 임계값은 0.4이다.

[0040] 다른 실시예에서, 혈관 추출부(143)는 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에 전술한 바와 같은 과정을 수행하여 혈관을 추출한다. 아울러, 혈관 추출부(143)는 사용자 입력부로부터 제공되는 입력 정보(즉, 혈관 영역 설정 정보)에 따라 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)에서 혈관을 추출한다. 보다 상세하게, 혈관 조영된 3차원 CT 영상에서는 간 영역의 조직에 비해 혈관이 보다 밝은 화소값을 갖는 특성을 이용하여, 혈관 추출부(143)는 화소값이 제1임계값 (T_1)과 제2임계값 (T_2) 사이에 존재하는 화소들에만 255값을 설정하고, 나머지 화소들은 0으로 설정한다. 이 과정을 두 임계값을 이용한 밝기 임계화(intensity thresholding)라고 한다. 이 과정의 결과로, 관심 대상인 혈관 이외에 늑골, 신장 등의 밝은 화소값을 가지는 다른 영역들도 함께 나타난다. 이런 혈관이 아닌 영역을 없애주기 위해, 혈관의 연결성을 이용한다. 일반적으로 간 영역의 혈관은 간문맥(portal vein)과 간정맥(hepatic vein)으로 이루어져 있다. 따라서 혈관 추출부(143)는 각각의 혈관에 해당하는 2개의 특정 위치를 씨앗점으로 입력함으로써, 그 씨앗점을 시작점으로 해서 기반 영역 확장 방법(seeded region growing method)을 수행하여 혈관만을 추출한다.

[0041] 횡경막 리파이닝부(144)는 혈관 추출부(143)에서 추출된 혈관을 이용하여 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에서 횡격막의 리파인먼트(refinement)를 수행한다. 보다 상세하게, 횡경막 리파이닝부(144)는 혈관 추출부(143)에서 추출된 혈관을 이용하여 횡경막의 리파인먼트를 수행하여 클러터를 제거한다. 추출된 횡경막에서 클러터는 주로 혈관 벽에 위치한다. 특히, 하대정맥(IVC, inferior vena cava)은 횡경막에 연결되어 클러터를 유발한다. 이와 같은 클러터가 특징으로서 추출되어 영상 정합에 사용될 경우 영상 정합의 정확도를 저하시킬 수 있으므로, 횡경막 리파이닝부(144)는 클러터를 제거하여 횡경막을 개선한다. 횡경막 리파이닝부(144)는 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에서 혈관 영역을 추출하고, 추출된 혈관 영역을 팽창(dilation)시키고, 팽창된 혈관 영역에서 피가 흐르는 혈관을 제거하여 혈관벽을 추정한다(estimate). 횡경막 리파이닝부(144)는 CCA 및 크기 테스트를 한 번 더 적용하여 횡격막을 추출한다.

[0042] 정합부(145)는 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)과 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에 대해 해부학적 특징, 즉 혈관 영역과 횡경막 영역에서 샘플 포인트를 추출하고, 추출된 샘플 포인트를 이용하여 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)과 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$) 간에 영상 정합을 수행하여, 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상 간의 변환 함수(T_{probe})를 획득한다. 여기서, 변환 함수(T_{probe})는 행렬로 나타낼 수 있다. 본 실시예에서, 변환 함수(T_{probe})는 수식 3을 통해 획득될 수 있다.

수식 3

$$T_{probe} = \arg \min_X \left[\frac{1}{N} \sum_{j=1}^2 \min_i \{ Dist(I_{US}(t_j), I_{CT}(t_i), X) \} \right]$$

[0043]

여기서, Dist 함수는 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상간에 서로 대응하는 특정점 사이의 거리로 정의된다.

[0044]

즉, 정합부(145)는 최대 들숨에서의 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_1)$)과 가장 오차가 적은 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)$) 간

[0045]

의 dist 값을 제1 오차로 정의하고, 최대 날숨에서의 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_2)$)과 가장 오차가 적은 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)$) 간의 dist 값을 제2 오차로 정의하여, 제1 오차와 제2 오차의 합이 가장 작은 X를 계산하여 변환 함수(T_{probe})를 획득한다.

- [0046] 변환부(146)는 사용자 입력부(130)로부터 제공되는 입력 정보 및 정합부(145)로부터 제공되는 변환 함수(T_{probe})를 이용하여 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)을 변환하기 위한 변환 함수(T)를 산출하고, 산출된 변환 함수(T)를 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)에 적용하여 2차원 CT 영상($I_{2CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)을 획득한다
- [0047] 유사도 검출부(147)는 2차원 초음파 영상과 2차원 CT 영상($I_{2CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$) 간에 유사도를 검출한다. 본 실시예에서, 유사도는 상호 상관(cross correlation)법, 상호 정보(mutual information)법, SSID(sum of squared intensity difference)법 등을 이용하여 검출될 수 있다.
- [0048] CT 영상 추출부(148)는 유사도 검출부(147)에서 검출된 유사도를 비교하여 유사도가 가장 큰 2차원 CT 영상($I_{2CT}(t_i)$)을 추출한다.
- [0049] 다시 도 1을 참조하면, 디스플레이부(150)는 초음파 영상 형성부(120)로부터 제공되는 2차원 초음파 영상과 프로세서(140)로부터 제공되는 2차원 CT 영상을 디스플레이한다. 일실시예에서, 2차원 초음파 영상과 2차원 CT 영상은 중첩되어 디스플레이될 수 있다. 다른 실시예에서, 2차원 초음파 영상과 2차원 CT 영상은 동일한 화면에 상하 또는 좌우로 디스플레이될 수 있다.
- [0050] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 3차원 CT 영상과 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 제공하는 절차를 설명한다. 설명의 편의를 위해 3차원 CT 영상에서 횡경막 및 혈관을 자동으로 추출하는 것으로 설명하지만, 이에 국한되지 않는다.
- [0051] 도 6을 참조하면, CT 영상 형성부(110)는 들숨부터 날숨까지의 호흡주기에서 일정 간격으로 대상체내의 관심각체에 대한 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq K)$)을 형성한다(S102).
- [0052] 프로세서(140)의 보간부(141)는 CT 영상 형성부(110)로부터 제공되는 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq K)$) 간에 보간을 수행하여 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)을 획득한다(S104).
- [0053] 초음파 프로브(122)가 초음파 프로브 홀더(126)에 고정되면(S106), 초음파 영상 형성부(120)는 최대 들숨에서 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상($I_{CT}(t_1)$)을 형성하고, 최대 날숨에서 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상($I_{CT}(t_2)$)을 형성한다(S108).
- [0054] 프로세서(140)는 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)과 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에서 해부학적 특징(예를 들어, 횡경막 및 혈관)을 추출한다(S110).
- [0055] 프로세서(140)의 정합부(145)는 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)과 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에 대해 해부학적 특징, 즉 혈관 영역과 횡경막 영역에서 샘플 포인트를 추출하고, 추출된 샘플 포인트를 이용하여 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)과 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$) 간에 영상 정합을 수행하여, 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상 간의 변환 함수(T_{probe})를 획득한다(S112).
- [0056] 사용자 입력부(130)를 통해 입력 정보(즉, 단면위치 설정정보)가 수신되면(S114), 초음파 영상 형성부(120)는 입력 정보에 해당하는 단면의 2차원 초음파 영상을 형성한다(S116).
- [0057] 프로세서(140)의 변환부(146)는 사용자 입력부(130)로부터 제공되는 입력 정보(즉, 단면위치 설정정보) 및 정합부(145)로부터 제공되는 변환 함수(T_{probe})를 이용하여 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)을 변환하기 위한 변환 함수(T)를 산출하고, 산출된 변환 함수(T)를 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)에 적용하여 2차원 CT 영상($I_{2CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)을 획득한다(S118).
- [0058] 보다 상세하게, 변환부(146)는 사용자 입력부(130)로부터 제공되는 입력 정보를 이용하여 3차원 초음파 영상($I_{US}(t_j)(1 \leq j \leq 2)$)에서 2차원 초음파 영상의 위치를 나타내는 변환 함수, 즉 2차원 초음파 영상에 대한 초음파

프로브(122)의 위치를 나타내는 변환 함수(T_{plane})을 획득한다. 여기서, 변환 함수(T_{plane})는 행렬로 나타낼 수 있다. 변환부(146)는 변환 함수(T_{probe})와 변환 함수(T_{plane})를 이용하여 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)을 변환하기 위한 변환 함수(T)를 산출한다. 본 실시예에서, 변환부(146)는 변환 함수(T_{probe})와 변환 함수(T_{plane})에 행렬 곱셈 연산을 수행하여 변환 함수(T)를 산출할 수 있다. 변환부(146)는 변환 함수(T)를 3차원 CT 영상($I_{CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$) 각각에 적용하여 2차원 CT 영상($I_{2CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$)을 획득한다.

[0059] 프로세서(140)의 유사도 검출부(147)는 초음파 영상 형성부(120)로부터 제공되는 2차원 초음파 영상과 변환부(146)로부터 제공되는 2차원 CT 영상($I_{2CT}(t_i)(1 \leq i \leq N)$) 간에 유사도를 검출한다(S120).

[0060] CT 영상 추출부(148)는 유사도 검출부(147)에서 검출된 유사도를 비교하여 유사도가 가장 큰 2차원 CT 영상($I_{2CT}(t_i)$)을 추출한다(S122). 디스플레이부(150)는 초음파 영상 형성부(120)로부터 제공되는 2차원 초음파 영상과 CT 영상 추출부(148)에서 추출된 2차원 CT 영상을 디스플레이한다(S124).

[0061] 본 발명이 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부된 특허청구범위의 사항 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변경 및 변형이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0062] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 영상 제공 시스템의 구성을 보이는 블록도.

[0063] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 형성부의 구성을 보이는 블록도.

[0064] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브 홀더와 초음파 프로브 홀더에 고정된 초음파 프로브를 보이는 개략도.

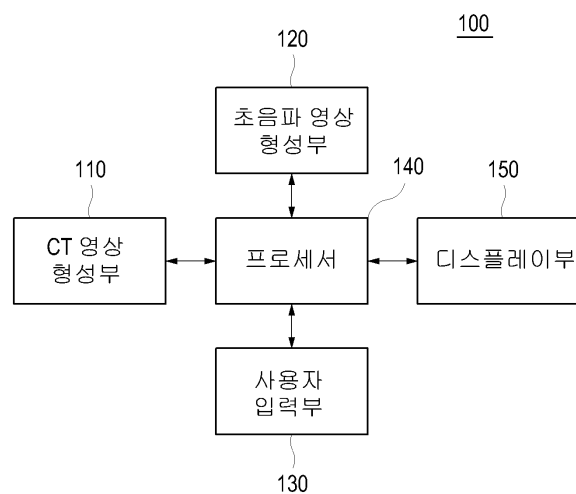
[0065] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 프로세서의 구성을 보이는 블록도.

[0066] 도 5는 방향에 따른 헤시안 매트릭스의 고유값을 보이는 예시도.

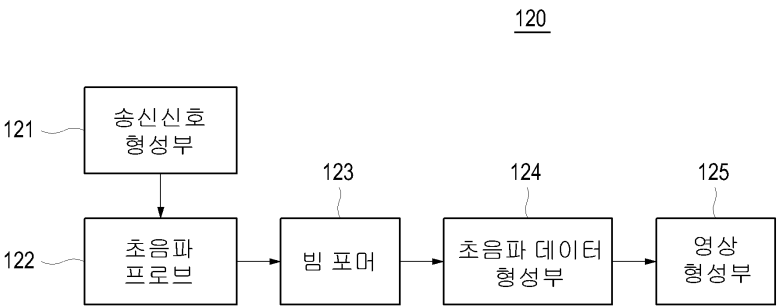
[0067] 도 6은 본 발명의 실시예에 따라 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 2차원 초음파 영상에 대응하는 2차원 CT 영상을 제공하는 절차를 보이는 플로우차트.

도면

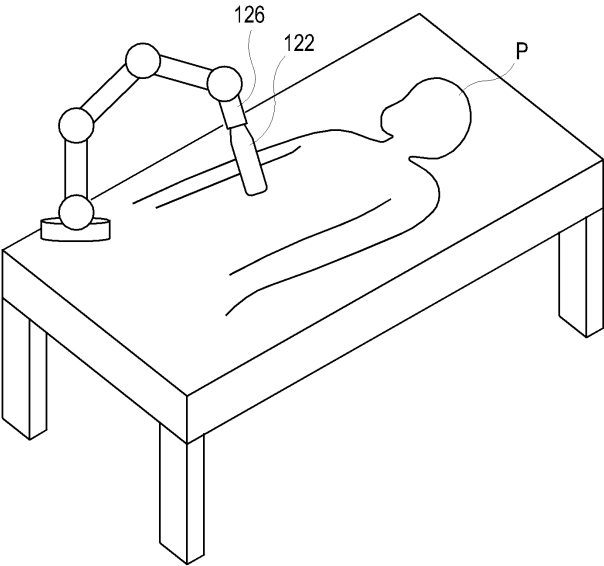
도면1



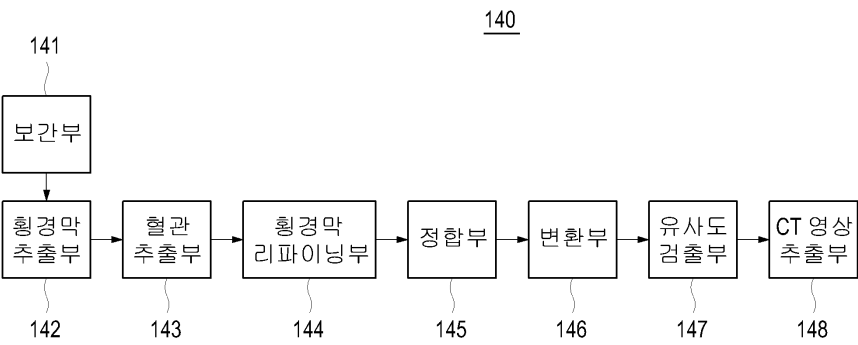
도면2



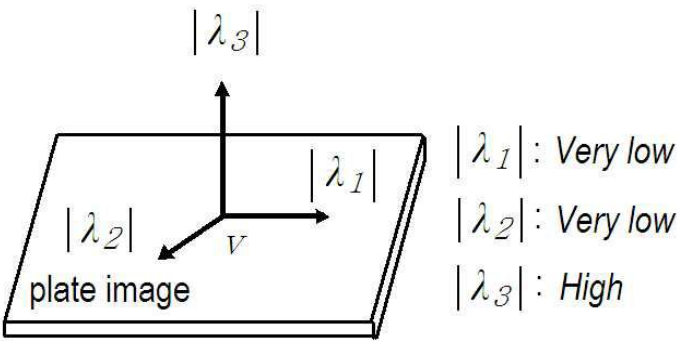
도면3



도면4



도면5



도면6

