



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0013036
(43) 공개일자 2011년02월09일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01) *G06T 17/00* (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0070994

(22) 출원일자 2009년07월31일

심사청구일자 2010년08월02일

(71) 출원인

주식회사 메디슨

강원 홍천군 남면 양덕원리 114

한국과학기술원

대전 유성구 구성동 373-1

(72) 발명자

현동규

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서엔메디슨빌딩 연구소 3층

나중범

대전 유성구 전민동 464-1 엑스포아파트 404-506

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

백만기, 윤지홍, 장수길

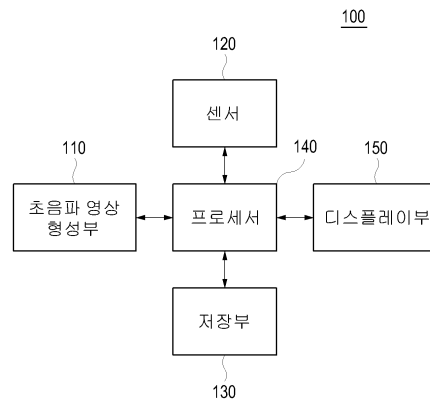
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 센서의 교정을 수행하는 초음파 시스템 및 방법

(57) 요약

3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 센서의 교정(calibration)을 수행하는 초음파 시스템 및 방법이 개시된다. 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 초음파 프로브를 포함하고, 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상을 형성하도록 동작하는 초음파 영상 형성부; 초음파 프로브의 일측에 장착되는 센서; 관심객체에 대한 3차원 CT 영상 및 초음파 프로브와 센서 간의 위치 정보를 저장하는 저장부; 및 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 3차원 CT 영상에 대한 초음파 프로브의 위치를 나타내는 제1 변환 함수를 획득하고, 제1 변환 함수 및 상기 위치 정보를 이용하여 상기 센서의 교정(calibration)을 수행하도록 동작하는 프로세서를 포함한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

이덕운

대전광역시 서구 갈마동 320-7 202호

남우현

부산광역시 북구 구포2동 923-157

특허청구의 범위

청구항 1

초음파 시스템으로서,

초음파 프로브를 포함하고, 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상을 형성하도록 동작하는 초음파 영상 형성부;

상기 초음파 프로브의 일측에 장착되는 센서;

횡경막 및 혈관이 추출된 3차원 CT 영상 및 상기 초음파 프로브와 상기 센서 간의 위치 정보를 저장하는 저장부; 및

상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 상기 3차원 CT 영상에 대한 상기 초음파 프로브의 위치를 나타내는 제1 변환 함수를 획득하고, 상기 제1 변환 함수 및 상기 위치 정보를 이용하여 상기 센서의 교정(calibration)을 수행하도록 동작하는 프로세서

를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 관심객체는 간을 포함하는 초음파 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 3차원 초음파 영상에서 횡경막을 추출하도록 동작하는 횡경막 추출부;

상기 3차원 초음파 영상에서 혈관을 추출하도록 동작하는 혈관 추출부;

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

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

상기 제1 변환 함수 및 상기 위치 정보를 이용하여 상기 센서의 교정을 수행하도록 동작하는 교정부

를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 횡경막 추출부는, 평탄맵을 이용하여 상기 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 초음파 시스템.

청구항 5

제3항에 있어서, 상기 혈관 추출부는, 상기 3차원 초음파 영상에서 상기 혈관을 추출하고, 상기 횡경막을 다항곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 상기 3차원 초음파 영상에 ROI(region of interest) 마스킹을 적용하고, 기준 경계값보다 큰 세기값을 갖는 복셀을 제거하여 혈관 후보를 선택하며, 상기 선택된 혈관 후보에서 비혈관 유형 클러스터를 제거하여 실제 혈관을 분류하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 6

제3항에 있어서, 상기 혈관 추출부는, 상기 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 초음파 시스템.

청구항 7

제3항에 있어서, 교정부는, 상기 위치 정보를 이용하여 상기 초음파 프로브에 대한 상기 센서의 위치를 나타내는 제2 변환 함수를 획득하고, 상기 제1 변환 함수와 상기 제2 변환 함수를 이용하여 상기 3차원 CT 영상에 대한 상기 센서의 위치를 나타내는 제3 변환 함수를 획득하여 상기 센서의 교정을 수행하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 8

초음파 프로브 및 상기 초음파 프로브의 일측에 장착된 센서를 포함하는 초음파 시스템에서 상기 센서의 교정 방법으로서,

- a) 횡경막 및 혈관이 추출된 3차원 CT 영상 및 상기 초음파 프로브와 상기 센서 간의 위치 정보를 마련하는 단계;
- b) 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상을 형성하는 단계;
- c) 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 상기 3차원 CT 영상에 대한 상기 초음파 프로브의 위치를 나타내는 제1 변환 함수를 획득하는 단계; 및
- d) 상기 제1 변환 함수 및 상기 위치 정보를 이용하여 상기 센서의 교정을 수행하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 관심객체는 간을 포함하는 방법.

청구항 10

제8항에 있어서, 상기 단계 c)는,

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

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 단계 c1)은,

- 평탄맵을 이용하여 상기 3차원 초음파 영상의 복셀로부터 평탄도를 획득하는 단계;
- 기준값보다 평탄도가 높은 복셀을 선택하는 단계;
- 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 방법.

청구항 12

제10항에 있어서, 상기 단계 c2)는,

상기 3차원 초음파 영상에서 상기 혈관을 추출하는 단계;

상기 횡경막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 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 방법.

청구항 13

제10항에 있어서, 상기 단계 c2)는,

상기 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 방법.

청구항 14

제8항에 있어서, 상기 단계 d)는,

상기 위치 정보를 이용하여 상기 초음파 프로브에 대한 상기 센서의 위치를 나타내는 제2 변환 함수를 획득하는 단계; 및

상기 제1 변환 함수와 상기 제2 변환 함수를 이용하여 상기 3차원 CT 영상에 대한 상기 센서의 위치를 나타내는 제3 변환 함수를 획득하여 상기 센서의 교정을 수행하는 단계

를 포함하는 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 시스템에 관한 것으로, 특히 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 센서의 교정(calibration)을 수행하는 초음파 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] 초음파 영상은 신호대 잡음비가 낮기 때문에, 이를 보완하기 위해 CT 영상과 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 CT 영상과 초음파 영상을 제공하고 있다. CT 영상과 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하기 위해 센서가 이용되고 있으며, CT 영상의 좌표와 센서의 좌표를 일치시키는 교정(calibration)을 수행하는 연구들이 제시되고 있다.

[0004] 종래에는 대상체의 피부 표면에 외부 마커를 부착하여 대상체내의 관심객체에 대한 CT 영상을 획득하고, 동일한 위치에 외부 마커를 부착한 상태에서 대상체내의 관심객체에 대한 초음파 영상을 획득하여, 마커들 간의 좌표관계를 이용하여 센서의 교정을 수행하였다. 이로 인해, CT 영상을 획득하기 전에 대상체의 피부 표면에 반드시 외부 마커를 부착해야 하고, 초음파 영상의 획득 완료시까지 동일한 위치에 외부 마커를 부착해야 할 뿐만 아니

라, 센서를 이용하여 외부 마커들 각각의 위치를 센싱(sensing)해야 하는 문제점이 있다.

- [0005] 한편, 종래에는 사용자가 내부 마커를 CT 영상에 수동으로 입력하여 센서의 교정을 수행하였다. 이로 인해, 사용자가 반드시 내부 마커를 입력해야 하며 수동 입력에 따른 센서의 교정 결과가 정확하지 않는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

- [0006] 본 발명은 3차원 CT 영상과 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 센서의 교정(calibration)을 수행하는 초음파 시스템 및 방법을 제공한다.

과제 해결수단

- [0007] 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 초음파 프로브를 포함하고, 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상을 형성하도록 동작하는 초음파 영상 형성부; 상기 초음파 프로브의 일측에 장착되는 센서; 횡경막 및 혈관이 추출된 3차원 CT 영상 및 상기 초음파 프로브와 상기 센서 간의 위치 정보를 저장하는 저장부; 및 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 상기 3차원 CT 영상에 대한 상기 초음파 프로브의 위치를 나타내는 제1 변환 함수를 획득하고, 상기 제1 변환 함수 및 상기 위치 정보를 이용하여 상기 센서의 교정(calibration)을 수행하도록 동작하는 프로세서를 포함한다.

- [0008] 또한 본 발명에 따른, 초음파 프로브 및 상기 초음파 프로브의 일측에 장착된 센서를 포함하는 초음파 시스템에서 상기 센서의 교정 방법은, a) 횡경막 및 혈관이 추출된 3차원 CT 영상 및 상기 초음파 프로브와 상기 센서 간의 위치 정보를 마련하는 단계; b) 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상을 형성하는 단계; c) 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상 간에 영상 정합을 수행하여 상기 3차원 CT 영상에 대한 상기 초음파 프로브의 위치를 나타내는 제1 변환 함수를 획득하는 단계; 및 d) 상기 제1 변환 함수 및 상기 위치 정보를 이용하여 상기 센서의 교정을 수행하는 단계를 포함한다.

효 과

- [0009] 본 발명은 3차원 CT 영상의 획득 전에 대상체의 피부 표면에 마커를 부착할 필요가 없으며, 3차원 초음파 영상의 획득 완료까지 동일 위치에 마커를 부착할 필요가 없다.
- [0010] 또한, 본 발명은 일반적인 3차원 CT 영상을 이용할 수 있으며, 내부 마커를 선정하기 위해 사용자의 입력을 필요하지 않으며, 센서를 이용하여 마커들 각각의 위치를 센싱(sensing)할 필요가 없다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

- [0011] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다. 본 실시예에서 사용된 용어 "관심객체"는 대상체내의 간 등을 포함할 수 있다.
- [0012] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템(100)의 구성을 보이는 블록도이다. 초음파 시스템(100)은 초음파 영상 형성부(110), 센서(120), 저장부(130), 프로세서(140) 및 디스플레이부(150)를 포함한다.
- [0013] 초음파 영상 형성부(110)는 초음파 신호를 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)를 수신하여 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상을 형성한다.
- [0014] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 형성부(110)의 구성을 보이는 블록도이다. 초음파 영상 형성부(110)는 송신신호 형성부(111), 복수의 변환소자(transducer element)(도시하지 않음)를 포함하는 초음파 프로브(112), 빔 포머(113), 초음파 데이터 형성부(114) 및 영상 형성부(115)를 포함한다.
- [0015] 송신신호 형성부(111)는 변환소자의 위치 및 집속점을 고려하여 복수의 프레임 각각을 얻기 위한 송신신호를 형성한다. 본 실시예에서 프레임은 B 모드(brightness mode) 영상을 포함할 수 있다.
- [0016] 초음파 프로브(112)는 송신신호 형성부(111)로부터 송신신호가 제공되면, 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성한다. 여기서, 수신신호는 아날로그 신호이다.
- [0017] 빔 포머(113)는 초음파 프로브(112)로부터 수신신호가 제공되면, 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 디지털

신호를 형성한다. 아울러, 빔 포머(113)는 변환소자의 위치 및 집속점을 고려하여 디지털 신호를 수신집속시켜 수신집속신호를 형성한다.

[0018] 초음파 데이터 형성부(114)는 빔 포머(113)로부터 수신집속신호가 제공되면, 수신집속신호를 이용하여 초음파 데이터를 형성한다. 아울러, 초음파 데이터 형성부(114)는 초음파 데이터를 형성하는데 필요한 다양한 신호 처리(예를 들어, 게인(gain) 조절, 필터링 조절 등)를 수신집속신호에 수행할 수도 있다.

[0019] 영상 형성부(115)는 초음파 데이터 형성부(114)로부터 초음파 데이터가 제공되면, 초음파 데이터를 이용하여 대상체내의 관심객체에 대한 3차원 초음파 영상을 형성한다.

[0020] 다시 도 1을 참조하면, 센서(120)는 초음파 프로브(112)의 일측에 장착된다. 일실시예에서, 센서(120)는 초음파 프로브(112)의 변환소자로부터 일정 거리 이격된 위치에 내장될 수 있다. 다른 실시예에서, 센서(120)는 초음파 프로브(112)의 변환소자로부터 일정 거리 이격된 위치에 외장될 수 있다. 센서(120)는 초음파 프로브(112)의 3차원 위치 및 위상을 감지할 수 있는 3차원 센서를 포함할 수 있다.

[0021] 저장부(130)는 대상체내의 관심객체에 관한 3차원 CT 영상을 저장한다. 본 실시예에서, 3차원 CT 영상은 미리 횡경막 및 혈관이 추출된 3차원 CT 영상일 수 있다. 아울러, 저장부(130)는 초음파 프로브(112)와 센서(120) 간의 위치 정보를 저장한다. 본 실시예에서, 위치 정보는 초음파 프로브(112)의 변환소자를 기준으로 변환소자로부터 센서(120)까지의 거리 정보를 포함할 수 있다.

[0022] 프로세서(140)는 저장부(130)에 저장된 3차원 CT 영상과 초음파 영상 형성부(110)로부터 제공되는 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여 3차원 CT 영상과 3차원 초음파 영상 간의 변환 함수(즉, 3차원 CT 영상에 대한 초음파 프로브(112)의 위치를 나타내는 변환 함수(T_{probe}))를 획득한다. 아울러, 프로세서(140)는 저장부(130)에 저장된 위치 정보 및 변환 함수(T_{probe})를 이용하여 센서(120)의 교정(calibration)을 수행한다.

[0023] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 프로세서(140)의 구성을 보이는 블록도이다. 프로세서(140)는 횡경막 추출부(141), 혈관 추출부(142), 횡경막 리파이닝(refining)부(143), 정합부(144) 및 교정부(145)를 포함한다. 아울러, 프로세서(140)는 영상 처리부(146)를 더 포함할 수 있다.

[0024] 횡경막 추출부(141)는 초음파 영상 형성부(110)로부터 제공되는 3차원 초음파 영상에서 횡경막을 추출한다. 본 실시예에서 횡경막 추출부(141)는 헤시안 매트릭스(Hessian matrix)에 기초하여 평탄도 테스트(flatness test)를 3차원 초음파 영상에 실시하여 횡경막을 추출할 수 있다. 즉, 횡경막 추출부(141)는 횡경막이 3차원 초음파 영상에서 곡면인 것을 고려하여 표면에 수직한 방향의 복셀값(voxel intensity) 변화가 표면과 수평한 방향의 복셀값 변화보다 큰 영역을 횡경막으로서 추출한다. 도 4는 방향에 따른 헤시안 매트릭스 고유값(eigen value) ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$)을 보인다.

[0025] 보다 상세하게, 횡경막 추출부(141)는 횡경막을 추출하기 위해 기준값보다 평탄도가 높은 복셀(voxel)을 선택한다. 평탄도($\mu(v)$)는 다음의 수학식 1과 같이 정의된다.

수학식 1

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

[0026]

[0027] 수학식 1의 $\phi_1(v)$, $\phi_2(v)$ 및 $\phi_3(v)$ 는 다음의 수학식 2와 같이 표현된다.

수학식 2

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

[0028]

[0029] 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(141)는 수학식 1 및 2에 의해 얻어진 평탄도를 이용하여 평탄맵을 형성하고, 상대적으로 평탄도가 큰 복셀을 선택한다. 본 실시예에서 횡경막 추출부(141)

는 평탄도가 0.1 이상인 복셀을 선택한다.

- [0030] 횡경막 추출부(141)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(141)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(141)는 1 복셀의 크기로 수축 및 팽창을 실시한다.
- [0031] 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(141)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 초음파 영상의 관심 영역 안에서 가장 넓게 존재하는 곡면이라는 특성을 이용하여, 횡경막 추출부(141)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).
- [0032] 혈관 추출부(142)는 3차원 초음파 영상에서 혈관을 추출한다. 본 실시예에서, 혈관 추출부(142)는 마스킹, 혈관 분할(segmentation) 및 분류(classification) 순으로 3차원 초음파 영상에서 혈관을 추출한다.
- [0033] 보다 상세하게, 혈관 추출부(142)는 거울 허상(mirror artifacts)에 의한 혈관 추출 오류 발생을 피하기 위해, 횡경막을 다항 곡면(polynomial curved surface)으로 모델링하여 3차원 초음파 영상에 ROI(region of interest) 마스킹을 적용한다. 이때, 혈관 추출부(142)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(142)는 혈관정보 손실을 방지하기 위해, ROI 마스크 하단에서 10 복셀 정도의 여유 복셀(marginal distance)를 적용하고, 그 이하 영역을 제거한다.
- [0034] 혈관 추출부(142)는 혈관 영역과 비혈관 영역을 분할한다(segment). 혈관 추출부(142)는 횡경막 또는 혈관벽과 같이 세기가 큰 비혈관 영역(non-vessel region)을 제거하기 위해, ROI 마스킹된 영역에서 기준 경계값보다 작은 저장도 경계(low intensity bound)를 추정하고, 상기 기준 경계값보다 세기가 큰 복셀을 제거한다. 혈관 추출부(142)는 적응 임계 방법(adaptive threshold scheme)을 적용하여 남은 영역들을 이진화한다(binimize). 이진화된 영역들은 혈관 후보들(vessel candidates)이 된다.
- [0035] 혈관 추출부(142)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(142)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.
- [0036] 횡경막 리파이닝부(143)는 혈관을 이용하여 3차원 초음파 영상에서 횡경막의 리파인먼트를 수행한다. 본 실시예에서, 횡경막 리파이닝부(143)는 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(143)는 클러터를 제거하여 횡경막을 개선한다. 횡경막 리파이닝부(143)는 3차원 초음파 영상에서 혈관 영역을 추출하고, 추출된 혈관 영역을 팽창(dilation)시키고, 팽창된 혈관 영역에서 피가 흐르는 혈관을 제거하여 혈관벽을 추정한다(estimate). 횡경막 리파이닝부(143)는 CCA 및 크기 테스트를 한 번 더 적용하여 횡격막을 추출한다.

[0037] 정합부(144)는 3차원 CT 영상과 3차원 초음파 영상에 대해 해부학적 특징, 즉 혈관 및 횡경막에서 샘플 포인트를 추출하고, 추출된 샘플 포인트를 이용하여 3차원 CT 영상과 3차원 초음파 영상 간에 영상 정합을 수행하여, 3차원 CT 영상과 3차원 초음파 영상 간의 변환 함수(즉, 3차원 CT 영상에 대한 초음파 프로브(122)의 위치를 나타내는 변환 함수)(T_{probe})를 획득한다. 여기서, 변환 함수(T_{probe})는 행렬로 나타낼 수 있다.

[0038] 교정부(145)는 정합부(144)로부터 제공되는 변환 함수(T_{probe})와 저장부(130)에 저장된 위치 정보를 이용하여 센서(120)의 교정(calibration)을 수행한다. 보다 상세하게, 교정부(145)는 저장부(130)에 저장된 위치 정보를 이용하여 초음파 프로브(112)와 센서(120) 간의 변환 함수(즉, 초음파 프로브(112)에 대한 센서(120)의 위치를 나타내는 변환 함수)(T_{sensor})를 획득한다. 여기서, 변환 함수(T_{sensor})는 행렬로 나타낼 수 있다. 일례로서, 변환 함수(T_{sensor})는 아래의 수학적식 3과 같이 나타낼 수 있다.

수학적식 3

$$T_{sensor} = \begin{bmatrix} r11 & r12 & r13 & x \\ r21 & r22 & r23 & y \\ r31 & r32 & r33 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$r11 = \cos\theta_y * \cos\theta_z + \sin\theta_x * \sin\theta_y * \sin\theta_z$$

$$r12 = \sin\theta_z * \cos\theta_y - \sin\theta_x * \sin\theta_y * \cos\theta_z$$

$$r13 = \cos\theta_x * \sin\theta_y, \quad r21 = \sin\theta_z * \cos\theta_x$$

$$r22 = \cos\theta_z * \cos\theta_x, \quad r23 = \sin\theta_x$$

$$r31 = \sin\theta_z * \sin\theta_x * \cos\theta_y - \cos\theta_z * \sin\theta_y$$

$$r32 = -\cos\theta_z * \sin\theta_x * \cos\theta_y - \sin\theta_z * \sin\theta_y$$

$$r33 = \cos\theta_x * \cos\theta_y$$

수학적식 3에 있어서, x는 초음파 프로브(112)의 측 방향(lateral direction)을 나타내고, y는 초음파 프로브(112)의 고도 방향(elevation direction)을 나타내며, z는 초음파 프로브(112)의 축 방향(axial direction)을 나타낸다.

[0048] 교정부(145)는 변환 함수(T_{probe})와 변환 함수(T_{sensor})를 이용하여 센서(120)의 교정(calibration)을 수행한다. 즉, 교정부(145)는 변환 함수(T_{probe})와 변환 함수(T_{sensor})를 이용하여 3차원 CT 영상에 대한 센서(120)의 위치를 나타내는 변환 함수(T)를 획득한다. 일례로서, 교정부(145)는 변환 함수(T_{probe})와 변환 함수(T_{sensor}) 간의 행렬 곱셈 연산을 통해 변환 함수(T)를 획득할 수 있다.

[0049] 영상 처리부(146)는 교정부(145)로부터 제공되는 변환 함수(T)를 3차원 CT 영상에 적용하여 2차원 CT 영상을 추출한다.

[0050] 다시 도 1을 참조하면, 디스플레이부(150)는 프로세서(140)로부터 제공되는 2차원 CT 영상을 디스플레이한다. 아울러, 디스플레이부(150)는 3차원 초음파 영상 및 3차원 CT 영상을 디스플레이할 수 있다.

[0051] 본 발명이 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부된 특허청구범위의 사항 및 범주를

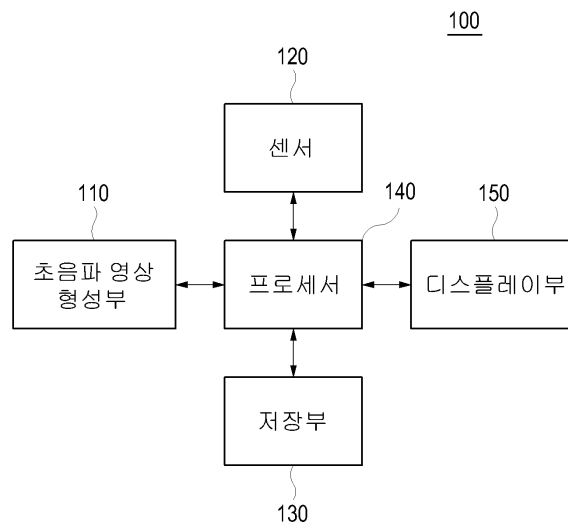
벗어나지 않고 여러 가지 변경 및 변형이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

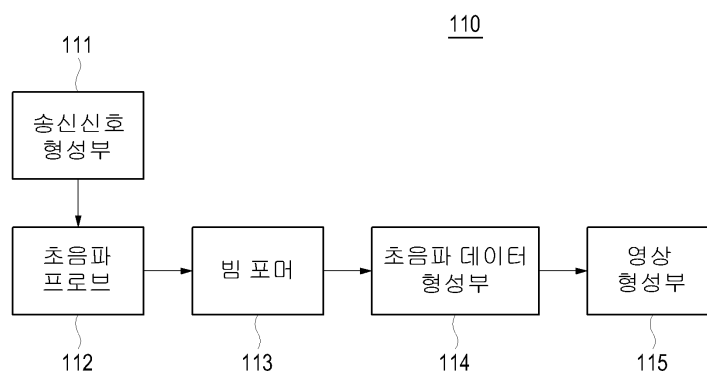
- [0052] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 보이는 블록도.
- [0053] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 형성부의 구성을 보이는 블록도.
- [0054] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 프로세서의 구성을 보이는 블록도.
- [0055] 도 4는 방향에 따른 헤시안 매트릭스의 고유값을 보이는 예시도.

도면

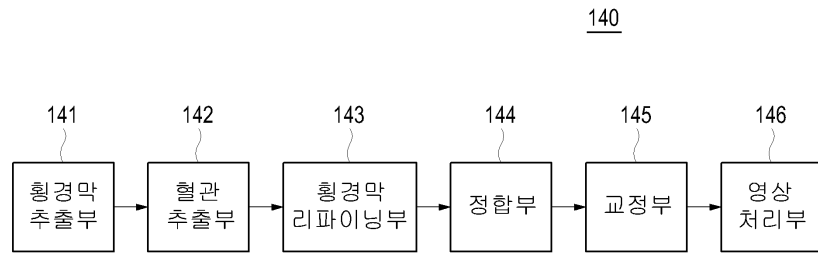
도면1



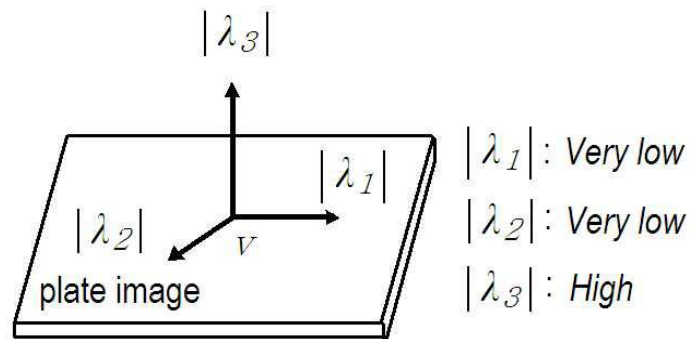
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	超声波系统和用于校准传感器的方法		
公开(公告)号	KR1020110013036A	公开(公告)日	2011-02-09
申请号	KR1020090070994	申请日	2009-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 韩国科学技术院		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
[标]发明人	HYUN DONG GYU 현동규 RA JONG BEOM 나종범 LEE DUHGOON 이덕운 NAM WOO HYUN 남우현		
发明人	현동규 나종범 이덕운 남우현		
IPC分类号	A61B8/00 G06T17/00		
CPC分类号	A61B6/03 A61B6/5247 A61B8/0833 A61B8/4254 A61B8/4416 A61B8/483 A61B8/58 G01S15/899 G06T7/33 G06T2207/10081 G06T2207/10136 G06T2207/30056 G06T7/11 G06T7/337 A61B6/032 A61B8/0891 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5261 G06T11/00 G06T2207/10028 G06T2207/20221 G06T2207/30101		
代理人(译)	Jangsugil Baekmangi Yunjihong		
其他公开文献	KR101121286B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：提供一种超声系统和一种校正传感器的方法，通过将三维CT（计算机断层扫描）图像与三维超声图像相匹配来校正传感器。组织：超声图像形成单元（110）包括超声探头并形成关于兴趣对象的三维超声图像。传感器（120）安装在超声波探头的一侧。存储单元（130）存储超声波探头和传感器之间的位置信息。处理器（140）通过将三维超声图像与三维CT图像匹配来获得第一转换函数。处理器通过使用第一转换功能和位置信息来校正传感器。COPYRIGHT KIPO 2011

