



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년05월11일
(11) 등록번호 10-1619802
(24) 등록일자 2016년05월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) G06T 17/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0074623
(22) 출원일자 2014년06월18일
심사청구일자 2014년06월18일
(65) 공개번호 10-2015-0145153
(43) 공개일자 2015년12월29일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020060112241 A*
KR1020130059092 A
JP2010530777 A
KR1020070016074 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
기초과학연구원
대전광역시 유성구 유성대로1689번길 70 (전민
동,KT대덕2연구센터)
(72) 발명자
안치영
대전시 유성구 유성대로 1689번길 70
전기완
대전시 유성구 유성대로 1689번길 70
윤상운
서울시 종로구 성균관로 41
(74) 대리인
특허법인아주

전체 청구항 수 : 총 11 항

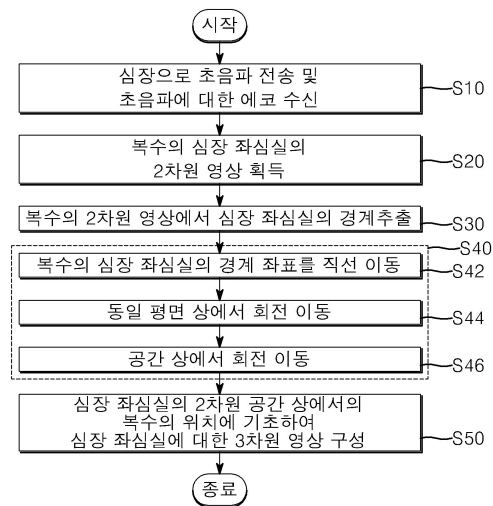
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법 및 그 장치

(57) 요약

본 발명은 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법에 관한 것으로, 영상 처리부가 심장 좌심실의 2차원 영상을 획득하는 단계, 영상 처리부가 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출하는 단계, 제어부가 추출되는 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 단계 및 제어부가 연산되는 3차원 공간 상에서의 위치에 기초하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도5



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2012R1A1A2038700

부처명 교육과학기술부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 이공분야기초연구사업 - 일반연구자지원사업 - 기본연구

연구과제명 진단용 초음파 영상에서의 장기 추출 및 추적을 위한 편미분방정식 기반 알고리즘

기 여 율 50/100

주관기관 국가수리과학연구소

연구기간 2012.09.01 ~ 2015.08.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 A21402

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 국가수리과학연구소

연구사업명 계산수학기반 영상처리 기술개발

연구과제명 계산수학기반 영상처리 기술개발

기 여 율 50/100

주관기관 국가수리과학연구소

연구기간 2014.01.01 ~ 2014.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

영상 처리부가 심장 좌심실의 2차원 영상을 획득하는 단계;

상기 영상 처리부가 상기 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출하는 단계;

제어부가 상기 추출되는 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 단계; 및

상기 제어부가 상기 연산되는 3차원 공간 상에서의 위치에 기초하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성하는 단계를 포함하되,

상기 심장 좌심실의 2차원 영상을 획득하는 단계에서, 상기 영상 처리부는 복수의 2차원 영상을 획득하고,

상기 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출하는 단계에서, 상기 영상 처리부는 상기 복수의 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 각각 추출하며,

상기 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 단계는,

상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키는 단계;

상기 직선 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 동일 평면 상에서 회전 이동시키는 단계; 및

상기 회전 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 공간 상에서 회전 이동시키는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 심장 좌심실의 2차원 영상을 추출하기 전에, 초음파 센서가 심장으로 초음파를 전송하고 상기 초음파에 대한 에코를 수신하는 단계를 더 포함하되, 상기 영상 처리부는 상기 초음파에 대한 에코에 기초하여 심장 좌심실의 2차원 영상을 획득하는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 초음파에 대한 에코를 수신하는 단계에서, 상기 초음파 센서는 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송하고, 각각의 방향에서의 초음파에 대한 에코를 수신하는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법.

청구항 4

제 3항에 있어서,

상기 복수의 2차원 영상은 심박주기 전체에 대한 2 챔버 영상(Chamber View), 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상을 포함하는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법.

청구항 5

삭제

청구항 6

삭제

청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키는 단계에서, 상기 제어부는 상기 심장 좌심실의 경계 좌표의 무게 중심이 미리 설정된 기준점과 일치하도록 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법.

청구항 8

제 1항에 있어서,

상기 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 단계에서, 상기 제어부는 Alternating Minimization 최적화 기법을 이용하여 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표가 동일 평면 상에서 회전 이동하는 각도와 공간 상에서 회전 이동하는 각도를 연산하는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법.

청구항 9

심장으로 초음파를 전송하고 상기 초음파에 대한 에코를 수신하는 초음파 센서;

상기 초음파에 대한 에코에 기초하여 심장 좌심실의 2차원 영상을 획득하고, 상기 심장 좌심실의 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출하는 영상 처리부; 및

상기 영상 처리부에서 추출되는 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하고, 상기 연산되는 위치에 기초하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성하는 제어부를 포함하되,

상기 영상 처리부는 복수의 2차원 영상을 획득하고,

상기 영상 처리부는 상기 복수의 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 각각 추출하며,

상기 제어부는 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키고, 상기 직선 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 동일 평면 상에서 회전 이동시킨 후, 상기 회전 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 공간 상에서 회전 이동시킴으로써 상기 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 장치.

청구항 10

제 9항에 있어서,

상기 초음파 센서는 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송하고, 각각의 방향에서의 초음파에 대한 에코를 수신하는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 장치.

청구항 11

제 10항에 있어서,

상기 복수의 2차원 영상은 심박주기 전체에 대한 2 챔버 영상(Chamber View), 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상을 각각 포함하는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 장치.

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

제 9항에 있어서,

상기 제어부는 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표의 무게 중심이 미리 설정된 기준점과 일치하도록 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 장치.

청구항 15

제 9항에 있어서,

상기 제어부는 Alternating Minimization 최적화 기법을 이용하여 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표가 동일 평면 상에서 회전 이동하는 각도와 공간 상에서 회전 이동하는 각도를 연산하는 것을 특징으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법 및 그 장치에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 별도의 3차원 영상을 촬영하는 장치없이, 심장을 촬영한 2차원 초음파 영상을 이용하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 자동으로 생성하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법 및 그 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 영상 진단장치는 이동이 편리하고, 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있으며 실시간으로 영상을 제공할 수 있기 때문에 피검체 내부의 정보를 얻기 위하여 의료 분야에서 널리 사용되고 있다.

[0003] 일반적으로 초음파 영상 진단장치는 대상인 피검체에 초음파 신호를 전송하고 피검체로부터 반사되는 초음파를 수신한 후 그 반사 신호에 대하여 여러가지의 신호 처리 및 영상 처리를 수행하여 피검체의 밝기를 2차원 영상으로 제공하고 있다.

[0004] 한편, 심장은 주기적인 전기적 자극을 생성하여 근육의 수축과 이완을 통해 혈액을 온몸으로 순환시키는 장기로서, 특히 좌심실은 심장 안의 왼쪽 아래 부분에 위치하여 좌심방에서 오는 피를 정화하여 대동맥으로 보낸다.

[0005] 즉, 폐로부터 새롭게 산소를 받은 혈액은 폐정맥으로부터 좌심방으로 들어가고 좌심방의 벽이 수축하면 혈액은 아래에 있는 좌심실로 향한다. 특히, 좌심실은 심장의 4개의 챔버 중에서 가장 두터운 벽을 갖는데 이는 혈액이 동맥을 통해서 온몸으로 가도록 강하게 펌프질 해야 하기 때문이다.

[0006] 이러한 심장은 사람의 생사와 관련된 가장 중요한 장기이기 때문에 전술한 초음파 영상 진단장치로 심장이 정상적으로 동작하는지 다양하게 진단한다.

[0007] 일례로, 피검체 내부에 흐르는 유체, 예컨대 혈관 내에 흐르는 혈류에 초음파 신호를 전송 및 수신한 후, 도플러 주파수를 계산하여 초음파 진행방향의 혈류의 속도 성분을 표시하는 2차원 컬러 도플러 영상을 제공하는 기술도 개발되어 있다.

[0008] 본 발명과 관련된 선행기술로는 대한민국 공개특허공보 10-1998-0042140 호(1998.08.17. 공개, 발명의 명칭 : 좌심실 기능의 분석을 위한 초음파 진단 화상 시스템)가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 심장질환을 진단하기 위해서는 특히 심장 기능에 대한 정량적인 정보를 얻을 필요가 있다. 이러한 정보에는 좌심실 비대(Left Ventricle Hypertrophy), 박동 부피(Stroke Volume), 박출계수(Ejection Fraction), 심박출량(Cardiac Output) 등이 있다.

[0010] 그리고 이러한 심장 기능에 대한 정량적인 정보를 얻기 위해서는, 심장 좌심실이 3차원 공간 상에서 어떻게 수축 및 팽창 운동을 하는지 파악할 필요가 있기 때문에, 심장 좌심실의 3차원 영상을 획득하는 기술에 대한 필요성이 증가하고 있다.

[0011] 본 발명은 전술한 종래의 필요성을 충족시키기 위해 창안된 것으로서, 별도의 3차원 영상을 촬영하는 장치없이, 서로 다른 세 방향에서 심장을 촬영한 복수의 2차원 초음파 영상을 이용하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 자동으로 생성하는 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법 및 그 장치를 제공하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명의 일 측면에 따른 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법은 영상 처리부가 심장 좌심실의 2차원 영상을 획득하는 단계; 상기 영상 처리부가 상기 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출하는 단계; 제어부가 상기 추출되는 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 단계; 및 상기 제어부가 상기 연산되는 3차원 공간 상에서의 위치에 기초하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

[0013] 본 발명은 상기 심장 좌심실의 2차원 영상을 추출하기 전에, 초음파 센서가 심장으로 초음파를 전송하고 상기 초음파에 대한 에코를 수신하는 단계를 더 포함하되, 상기 영상 처리부는 상기 초음파에 대한 에코에 기초하여 심장 좌심실의 2차원 영상을 획득하는 것을 특징으로 한다.

[0014] 본 발명의 상기 초음파에 대한 에코를 수신하는 단계에서, 상기 초음파 센서는 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송하고, 각각의 방향에서의 초음파에 대한 에코를 수신하는 것을 특징으로 한다.

[0015] 본 발명의 상기 심장 좌심실의 2차원 영상을 획득하는 단계에서, 상기 영상 처리부는 복수의 2차원 영상을 획득하되, 상기 복수의 2차원 영상은 심박주기 전체에 대한 2 챔버 영상(Chamber View), 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상을 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0016] 본 발명의 상기 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출하는 단계에서, 상기 영상 처리부는 상기 복수의 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 각각 추출하는 것을 특징으로 한다.

[0017] 본 발명에서 상기 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 단계는, 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키는 단계; 상기 직선 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 동일 평면 상에서 회전 이동시키는 단계; 및 상기 회전 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 공간 상에서 회전 이동시키는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0018] 본 발명의 상기 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키는 단계에서, 상기 제어부는 상기 심장 좌심실의 경계 좌표의 무게 중심이 미리 설정된 기준점과 일치하도록 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키는 것을 특징으로 한다.

[0019] 본 발명의 상기 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 단계에서, 상기 제어부는 Alternating Minimization 최적화 기법을 이용하여 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표가 동일 평면 상에서 회전 이동하는 각도와 공간 상에서 회전 이동하는 각도를 연산하는 것을 특징으로 한다.

[0020] 본 발명의 다른 측면에 따른 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 장치는 심장으로 초음파를 전송하고 상기 초음파에

대한 에코를 수신하는 초음파 센서; 상기 초음파에 대한 에코에 기초하여 심장 좌심실의 2차원 영상을 획득하고, 상기 심장 좌심실의 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출하는 영상 처리부; 및 상기 영상 처리부에서 추출되는 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하고, 상기 연산되는 위치에 기초하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성하는 제어부를 포함한다.

- [0021] 본 발명에서 상기 초음파 센서는 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송하고, 각각의 방향에서의 초음파에 대한 에코를 수신하는 것을 특징으로 한다.
- [0022] 본 발명에서 상기 영상 처리부는 복수의 2차원 영상을 획득하되, 상기 복수의 2차원 영상은 심박주기 전체에 대한 2 챔버 영상(Chamber View), 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상을 각각 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0023] 본 발명에서 상기 영상 처리부는 상기 복수의 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 각각 추출하는 것을 특징으로 한다.
- [0024] 본 발명에서 상기 제어부는 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키고, 상기 직선 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 동일 평면 상에서 회전 이동시킨 후, 상기 회전 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 공간 상에서 회전 이동시킴으로써 상기 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 것을 특징으로 한다.
- [0025] 본 발명에서 상기 제어부는 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표의 무게 중심이 미리 설정된 기준점과 일치하도록 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키는 것을 특징으로 한다.
- [0026] 본 발명에서 상기 제어부는 Alternating Minimization 최적화 기법을 이용하여 상기 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표가 동일 평면 상에서 회전 이동하는 각도와 공간 상에서 회전 이동하는 각도를 연산하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0027] 본 발명에 따르면, 심장에 대한 2차원 초음파 영상을 이용하여 심장 좌심실의 3차원 경계를 자동으로 생성하여 시각화할 수 있다.
- [0028] 또한 본 발명은 심장 좌심실에 대한 3차원 정보를 제공할 수 있으므로 심장 기능을 진단하기 위한 임상 시험에 이용될 수 있는 높은 상품 가치를 갖는다.

도면의 간단한 설명

- [0029] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 장치의 기능 블록도이다.
- 도 2는 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송한 결과 수신되는 신호에 기초하여 획득될 수 있는 2차원 영상의 방향을 나타낸 도면이다.
- 도 3은 2차원 영상에서 추출되는 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하기 위한 좌표 변환 과정을 나타낸 도면이다.
- 도 4는 세 방향에서 추출되는 2차원 영상의 경계 좌표와 승모관륜이 교차하여 형성되는 6개의 좌표 및 인접한 좌표와의 거리를 각각 나타낸 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법의 구현 과정을 설명하는 절차 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0030] 이하에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법 및 그 장치를 첨부된 도면들을 참조하여 상세하게 설명한다. 이 과정에서 도면에 도시된 선들의 두께나 생성요소의 크기 등은 설명의 명료성과 편의상 과장되게 도시되어 있을 수 있다. 또한, 후술되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례에 따라 달라질 수 있다. 그러므로, 이러한 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.

- [0031] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 장치의 기능 블록도이다.
- [0032] 도 1을 참조하면 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 장치는 초음파 센서(10), 영상 처리부(30), 제어부(50) 및 출력부(70)를 포함한다.
- [0033] 초음파 센서(10)는 심장으로 초음파(Ultrasonic wave)를 전송하고 초음파에 대한 에코를 수신하는 구성이다.
- [0034] 특히, 본 실시예에서 초음파 센서(10)는 동일한 심박주기에서 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송하고, 각각의 방향에서의 초음파에 대한 에코를 수신할 수 있다.
- [0035] 영상 처리부(30)는 심장 좌심실에 대한 2차원 영상의 경계 좌표를 추출하는 구성으로, 전송한 초음파 센서(10)를 통해 수신되는 초음파에 대한 에코에 기초하여 심장 좌심실에 대한 2차원 영상을 획득하고, 심장 좌심실에 대한 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출한다.
- [0036] 특히, 본 실시예에서는 전송한 바와 같이 초음파 센서(10)를 통해 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송하기 때문에, 영상 처리부(30)는 각각의 방향에서의 초음파에 대한 에코에 기초하여 심장 좌심실에 대한 복수의 2차원 영상을 획득할 수 있으며, 구체적으로 2 챔버 영상(Chamber View), 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상을 각각 획득할 수 있다.
- [0037] 즉, 영상 처리부(30)는 동일한 심박주기에서 서로 다른 세 방향에서 촬영한 심장의 2차원 단면 영상을 획득할 수 있으며, 획득되는 복수의 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 각각 추출할 수 있다.
- [0038] 이 때, 영상 처리부(30)를 통해 획득되는 2차원 영상은 심첨 단면도(Apical View)일 수 있고, 심첨 단면도는 심장의 장축에 따라 심장의 내부 단면을 촬영한 영상을 의미한다.
- [0039] 이와 같이, 본 실시예에서는 심장의 초음파 영상에 기초하여 심장의 3차원 영상을 생성하기 위해서, 서로 다른 세 방향에서 촬영한 심첨 단면도를 추출한다.
- [0040] 도 2는 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송한 결과 수신되는 신호에 기초하여 획득될 수 있는 2차원 영상의 방향을 나타낸 도면이다.
- [0041] 도 2를 참조하면, 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송한 결과 수신되는 초음파에 대한 에코에 기초하여 2 챔버 영상, 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상을 획득하고, 각 영상으로부터 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출할 수 있다.
- [0042] 이와 같이, 서로 다른 세 방향에서 초음파 영상을 촬영하면 심장의 모든 심실에 대한 해부학적 경계 데이터를 얻을 수 있으므로, 3개의 초음파 영상에 기초하여 심장 좌심실의 3차원 영상을 생성할 수 있다.
- [0043] 제어부(50)는 영상 처리부(30)를 통해 추출되는 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하고, 연산되는 위치에 기초하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성한다.
- [0044] 구체적으로 심장 좌심실의 경계 좌표가 변환된 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하기 위해서 제어부(50)는 우선 영상 처리부(30)를 통해 추출되는 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 각각 직선 이동시킨다.
- [0045] 이 때, 제어부(50)는 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표의 무게 중심이 미리 설정된 기준점과 일치하도록 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시킨다.
- [0046] 즉, 본 실시예에서는 전송한 2 챔버 영상, 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상을 각각 회전시켜 심장 좌심실 전체에 대한 3차원 영상을 생성하여야 하므로, 제어부(50)는 동일한 위치를 중심으로 각각의 2차원 영상의 경계 좌표를 변환하여 3차원 영상을 생성하기 위해서 각각의 2차원 영상의 경계 좌표의 무게 중심을 일치시킨다.
- [0047] 그리고 제어부(50)는 직선 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 동일 평면 상에서 회전 이동시킨 후, 회전 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 공간 상에서 회전 이동시킴으로써, 각각의 심장 좌심실의 경계 좌표를 통해 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성한다.
- [0048] 도 3은 2차원 영상에서 추출되는 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하기 위한 좌표 변환 과정을 나타낸 도면이다.
- [0049] 도 3을 참조하여 2차원 영상에서 추출되는 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산하는 과정을 살펴보면, 제어부(50)는 (a)에 도시된 바와 같이 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시키고, (b)에 도시된

바와 같이 직선 이동된 심장 좌심실의 경계 좌표를 동일 평면 상에서 회전 이동시키고, (c)와 (d)에 도시된 바와 같이 회전 이동된 심장 좌심실의 경계 좌표를 공간 상에서 회전 이동시킴으로써 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성한다.

[0050] 구체적으로 2 챔버 영상의 경계 좌표를 직선 이동시킨 좌표를 (x_{02}, y_{02}) , 동일 평면 상에서 회전 이동시킨 각도를 θ_2 , 공간 상에서 회전 이동시킨 각도를 ϕ_2 라고 가정했을 때, 회전 이동이 끝나고 생성되는 3차원 공간 상에서의 심장 좌심실의 경계 좌표와, 회전 이동 전의 2차원 평면에서의 심장 좌심실의 경계 좌표의 관계는 수학식 1과 같다.

수학식 1

[0051]

$$\begin{bmatrix} X_{i2} \\ Y_{i2} \\ Z_{i2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\phi_2 & 0 & \sin\phi_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\phi_2 & 0 & \cos\phi_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{i2} - x_{02} \\ y_{i2} - y_{02} \end{bmatrix}$$

[0052]

$$= \begin{bmatrix} \cos\phi_2\cos\theta_2 & -\cos\phi_2\sin\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 \\ -\sin\phi_2\cos\theta_2 & \sin\phi_2\sin\theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{i2} - x_{02} \\ y_{i2} - y_{02} \end{bmatrix}$$

[0053] (이 때, X_{i2} , Y_{i2} , Z_{i2} 는 2 챔버 영상의 경계 좌표의 변환으로 생성되는 3차원 공간에서의 심장 좌심실의 i 번째 경계 좌표를 의미한다.)

[0054] 그리고, 3 챔버 영상의 경계 좌표를 직선 이동시킨 좌표, 동일 평면 상에서 회전 이동시킨 각도, 공간 상에서 회전 이동시킨 각도를 각각 (x_{03}, y_{03}) , θ_3 , ϕ_3 로 가정하고, 4 챔버 영상의 경계 좌표를 직선 이동시킨 좌표, 동일 평면 상에서 회전 이동시킨 각도, 공간 상에서 회전 이동시킨 각도를 각각 (x_{04}, y_{04}) , θ_4 , ϕ_4 라고 가정했을 때, 3차원 공간 상에서의 심장 좌심실의 경계 좌표와, 회전 이동 전의 2차원 평면 상에서의 심장 좌심실의 경계 좌표의 관계는 각각 수학식 2, 3과 같다.

수학식 2

[0055]

$$\begin{bmatrix} X_{i3} \\ Y_{i3} \\ Z_{i3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\phi_3 & 0 & \sin\phi_3 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\phi_3 & 0 & \cos\phi_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{i3} - x_{03} \\ y_{i3} - y_{03} \end{bmatrix}$$

[0056]

$$= \begin{bmatrix} \cos\phi_3\cos\theta_3 & -\cos\phi_3\sin\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 \\ -\sin\phi_3\cos\theta_3 & \sin\phi_3\sin\theta_3 \end{bmatrix}$$

수학식 3

$$\begin{bmatrix} X_{i4} \\ Y_{i4} \\ Z_{i4} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\phi_4 & 0 & \sin\phi_4 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\phi_4 & 0 & \cos\phi_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta_4 & -\sin\theta_4 \\ \sin\theta_4 & \cos\theta_4 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{i4} - x_{04} \\ y_{i4} - y_{04} \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} \cos\phi_4\cos\theta_4 & -\cos\phi_4\sin\theta_4 \\ \sin\theta_4 & \cos\theta_4 \\ -\sin\phi_4\cos\theta_4 & \sin\phi_4\sin\theta_4 \end{bmatrix}$$

본 실시예에서는 2차원 영상의 경계 좌표의 변환을 통해서 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성하고자 하므로, 전술한 수학식 1, 2, 3에 나타난 2 챔버 영상, 3 챔버 영상, 4 챔버 영상의 경계 좌표를 얼마나 직선 이동시키고, 동일 평면 상에서 회전 이동시키고, 공간 상에서 회전 이동시켰는지에 대한 각각의 변수값을 알면 심장 좌심실에 대한 3차원 영상이 어떻게 생성되는지 예측할 수 있다.

그리고, 수학식 1의 $\begin{bmatrix} \cos\phi_2\cos\theta_2 & -\cos\phi_2\sin\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 \\ -\sin\phi_2\cos\theta_2 & \sin\phi_2\sin\theta_2 \end{bmatrix}$ 를 A_2 라는 행렬이라고 했을 때, $A_2^T A_2 = I$ (Identity matrix)인 관계에 있으므로, 수학식 1은 아래의 수학식 4와 같이 정리할 수 있다.

수학식 4

$$\begin{bmatrix} x_{i2} - x_{02} \\ y_{i2} - y_{02} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\phi_2\cos\theta_2 & \sin\theta_2 - \sin\phi_2\cos\theta_2 \\ -\cos\phi_2\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & \sin\phi_2\sin\theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_{i2} \\ Y_{i2} \\ Z_{i2} \end{bmatrix}$$

이 때, (x_{02}, y_{02}) 는 2차원 영상에서 좌심실의 경계 좌표의 무게 중심과 기준점의 좌표 위치를 통해 연산할 수 있고, (x_{i2}, y_{i2}) 는 영상 처리부(30)를 통해 추출되는 2차원 영상에서 좌심실의 경계 좌표이므로 $(x_{i2} - x_{02}, y_{i2} - y_{02})$ 는 상수값으로 연산된다.

마찬가지로, 3 챔버 영상과 4 챔버 영상에 대한 수학식 2와 3은 아래의 수학식 5, 6과 같이 정리할 수 있다.

수학식 5

$$\begin{bmatrix} x_{i3} - x_{03} \\ y_{i3} - y_{03} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\phi_3\cos\theta_3 & \sin\theta_3 - \sin\phi_3\cos\theta_3 \\ -\cos\phi_3\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & \sin\phi_3\sin\theta_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_{i3} \\ Y_{i3} \\ Z_{i3} \end{bmatrix}$$

수학식 6

$$\begin{bmatrix} x_{i4} - x_{04} \\ y_{i4} - y_{04} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\phi_4 \cos\theta_4 & \sin\theta_4 - \sin\phi_4 \cos\theta_4 \\ -\cos\phi_4 \sin\theta_4 & \cos\theta_4 \sin\phi_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_{i4} \\ Y_{i4} \\ Z_{i4} \end{bmatrix}$$

[0065]

[0066]

전술한 수학식 4, 5, 6은 $AX=b$ 형태의 선형 방정식 형태가 되고, 서로 다른 세 방향에서의 영상으로부터 추출한 좌심실 경계좌표들을 하나로 합한 벡터와 이에 대응되는 3차원 공간에서의 벡터와의 관계식은 수학식 7을 통해 측정이 가능한 b 에 대해 행렬 A 의 계수와 벡터 X 를 구하는 문제로 볼 수 있다.

수학식 7

$$b = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} A_2 & 0 \\ & \ddots \\ 0 & A_2 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} A_3 & 0 \\ & \ddots \\ 0 & A_3 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} A_4 & 0 \\ & \ddots \\ 0 & A_4 \end{bmatrix} \end{bmatrix} X$$

[0067]

[0068]

(이 때, 좌변은 세 개의 영상에서 각각 추출한 n 개의 경계좌표들의 벡터를 합하여 하나의 벡터로 표현한 것으로 크기는 $(3*n*2)$ 행 1열의 벡터이고, 우변의 X 는 좌변에 대응되는 3차원 공간에서의 위치벡터들을 합하여 하나의 벡터로 만든 $(3*n*3)$ 행 1열의 벡터이며, A_2, A_3, A_4 는 각각 수학식 4, 5, 6에서의 일차변환을 나타내는 행렬을 의미함)

[0069]

즉, 우변의 X 벡터에 곱해지는 A_2, A_3, A_4 로 이루어진 행렬을 A 라고 했을 때, 행렬 A 의 계수를 구함으로써, 생성되는 3차원 영상이 2차원 형태의 2 챔버 영상, 3 챔버 영상, 4 챔버 영상의 경계 좌표를 동일 평면과 공간 상에서 얼마나 회전시켜서 획득되는 영상인지 확인할 수 있고, 벡터 X 를 구함으로써 3차원 영상의 경계 좌표를 확인할 수 있다.

[0070]

따라서 본 실시예에서는 수학식 7로부터 행렬 A 와 벡터 X 를 구하기 위해서 Alternating Minimization 방법을 통해서 순차적으로 행렬 A 와 벡터 X 를 구하기로 한다. 다만, 전술한 수학식 7의 해는 전술한 방법에 의해서만 결정될 수 있는 것은 아니므로 공지 또는 기타 공지되지 않은 다양한 기술을 통해서 연산될 수 있을 것이다.

[0071]

Alternating Minimization 방법은 복수의 파라미터를 연산하고자 할 때, 나머지 파라미터는 고정시키고 하나의 파라미터에 대한 최적의 해를 연산하는 과정을 복수의 파라미터 각각에 대해서 반복 수행함으로써, 미리 주어진 특정 조건을 만족하도록 복수의 파라미터 모두에 대한 최적의 해를 연산하는 방법이다.

[0072]

전술한 Alternating Minimization 방법은 이미 공지된 기술이므로 보다 구체적인 연산 과정 등에 대한 설명은 생략하기로 한다.

[0073]

도 4는 세 방향에서 추출되는 2차원 영상의 경계 좌표와 승모판륜이 교차하여 형성되는 6개의 경계 좌표 및 인접한 좌표와의 거리를 각각 나타낸 도면이다.

[0074]

도 4를 참조하여 수학식 7을 연산하기 위한 조건을 검토하면, 각각의 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표는 각각 n 개씩 추출되는 것으로 설정한다.

[0075] 이에 따라 순서대로 4 챔버 영상에서는 1부터 n까지의 심장 좌심실의 경계 좌표가 추출되고, 2 챔버 영상에서는 n+1부터 2n까지의 심장 좌심실의 경계 좌표가 추출되고, 3 챔버 영상에서는 2n+1부터 3n까지의 심장 좌심실의 경계 좌표가 추출된다.

[0076] 그리고 각 경계 좌표는 각각 3차원 공간에서의 위치를 나타내므로 각 경계 좌표는 각각 x축, y축, z축 값을 갖는다. 이러한 x축, y축, z축 값을 순서대로 정렬하면 각 챔버 영상에서의 경계 좌표가 n개씩 추출되는 것으로 설정하였으므로, 각 챔버 영상마다 3n개의 축 값을 갖게 된다.

[0077] 따라서 4 챔버 영상에서는 1부터 3n까지의 심장 좌심실의 x축, y축, z축 값이 추출되고, 2 챔버 영상에서는 3n+1부터 6n까지의 심장 좌심실의 x축, y축, z축 값이 추출되고, 3 챔버 영상에서는 6n+1부터 9n까지의 심장 좌심실의 x축, y축, z축 값이 추출된다.

[0078] 구체적으로 4 챔버 영상에서 추출되는 경계 좌표는 $(x_{(1)}, x_{(2)}, x_{(3)})$, $(x_{(3n-2)}, x_{(3n-1)}, x_{(3n)})$ 가 된다.

[0079] 또한 2 챔버 영상에서의 경계 좌표는 $(x_{(3n+1)}, x_{(3n+2)}, x_{(3n+3)})$, $(x_{(6n-2)}, x_{(6n-1)}, x_{(6n)})$ 가 되고, 3 챔버 영상에서의 경계 좌표는 $(x_{(6n+1)}, x_{(6n+2)}, x_{(6n+3)})$, $(x_{(9n-2)}, x_{(9n-1)}, x_{(9n)})$ 가 된다.

[0080] 따라서 경계 좌표간의 거리는 아래의 수학식 8과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 8

$$\begin{aligned} q_1(x) &:= (x_{(1)} - x_{(3n+1)})^2 + (x_{(2)} - x_{(3n+2)})^2 + (x_{(3)} - x_{(3n+3)})^2 = \delta_1^2 \\ q_2(x) &:= (x_{(1)} - x_{(6n+1)})^2 + (x_{(2)} - x_{(6n+2)})^2 + (x_{(3)} - x_{(6n+3)})^2 = \delta_2^2 \\ q_3(x) &:= (x_{(6n+1)} - x_{(6n-2)})^2 + (x_{(6n+2)} - x_{(6n-1)})^2 + (x_{(6n+3)} - x_{(6n)})^2 = \delta_3^2 \\ q_4(x) &:= (x_{(6n-2)} - x_{(3n-2)})^2 + (x_{(6n-1)} - x_{(3n-1)})^2 + (x_{(6n)} - x_{(3n)})^2 = \delta_4^2 \\ q_5(x) &:= (x_{(3n-2)} - x_{(9n-2)})^2 + (x_{(3n-1)} - x_{(9n-1)})^2 + (x_{(3n)} - x_{(9n)})^2 = \delta_5^2 \\ q_6(x) &:= (x_{(9n-2)} - x_{(3n+1)})^2 + (x_{(9n-1)} - x_{(3n+2)})^2 + (x_{(9n)} - x_{(3n+3)})^2 = \delta_6^2 \end{aligned}$$

[0082] (이 때, $q_i(x)$ 는 승모판륜에 위치하는 6개의 경계 좌표들 중에서 인접한 좌표들간의 거리의 제곱으로 표현되는 이차함수이며, $\delta_i(>0)$ 는 각각의 영상에서 나타나는 승모판륜에 위치한 두 점들간의 거리의 가장 큰 값의 1/2로 주어질 수 있다.)

[0083] 이하에서는 좌심실이 수축하거나 팽창할 때 승모판륜(Mitral Annulus)의 전체적인 길이가 크게 변하지 않는다는 조건을 나타낸 수학식 8에 기초하여 수학식 7을 아래의 수학식 9와 같이 변경하여 $AX=b$ 의 해를 구하기로 한다.

수학식 9

$$\min \{ \|Ax - b\|_2^2 : AA^T = I, q_i(x) \leq \delta_i^2, \text{ for } i = 1, \dots, 6 \}$$

[0085] 그리고 $A^T=B$ 라고 하면 수학식 9는 수학식 10과 같이 표현될 수 있다.

수학식 10

$$\min \left\{ \|Ax - b\|_2^2 : B^T B = I, A^T = B, q_i(x) \leq \delta_i^2, \text{ for } i = 1, \dots, 6 \right\}$$

또한, 수학식 10을 변환하면 수학식 11과 같이 표현될 수 있다.

수학식 11

$$\min \left\{ \|Ax - b\|_2^2 + \frac{\alpha}{2} \|A^T - B\|_F^2 : B^T B = I, q_i(x) \leq \delta_i^2, \text{ for } i = 1, \dots, 6 \right\}$$

(이 때, α 는 실험으로 정해질 수 있는 양의 값을 갖고, $\|\cdot\|_F$ 는 행렬의 Frobenius norm을 나타냄)

결국 수학식 11을 연산하기 위해서는 A, B, X 각각에 대한 최적의 해를 찾아야 하므로, 이하의 수학식 12와 같은 3단계 Alternating 방법으로 A, B, X를 연산할 수 있다.

수학식 12

$$x^{k+1} = \operatorname{argmin}_x \left\{ \|A^k x - b\|_2^2 : q_i(x) \leq \delta_i^2 \right\}$$

$$A^{k+1} = \operatorname{argmin}_A \left\{ \|Ax^{k+1} - b\|_2^2 + \frac{\alpha}{2} \|A^T - B^k\|_F^2 \right\}$$

$$B^{k+1} = \operatorname{argmin} \left\{ \|(A^{k+1})^T - B\|_F^2 : B^T B = I \right\}$$

본 실시예에서는 X, A, B를 연산하기 위해서 Quadratically Constrained Quadratic Program(QCQP)과 feasible method를 이용한 three-block nonlinear Gauss-Seidal 방법을 적용하였다.

그러나 본 실시예는 이에 한정되는 것은 아니므로, 다른 연산 방법을 통해서 최적의 A, B, X를 연산하는 것도 가능하다. 수학식 10과 수학식 11 대신, $B=A^T$ 인 B에 대해, 아래의 수학식 13으로 표현하여 문제를 푸는 것도 가능하다.

수학식 13

$$\min_{B, \mathbf{x}} \left\{ \|B^T \mathbf{x} - \mathbf{b}\|_2^2 : B^T B = I, q_i(\mathbf{x}) \leq \delta_i^2 \right\}$$

본 실시예에서는 수학식 13의 X와 B를 연산하기 위해서 Quadratically Constrained Quadratic Program(QCQP)과 feasible method를 이용한 two-block nonlinear Gauss-Seidal 방법을 적용하는 것도 가능하다.

전술한 최적화 방법으로 각 변수를 연산하는 과정을 간략하게 살펴보면, QCQP를 적용하기 위해 주어진 문제를 아래의 수학식 14로 표현할 수 있다.

수학식 14

$$\min_x = x^T A^T A x - 2b^T(Ax)$$

$$q_i(x)(:= x^T P_i x) - \delta^2 \leq 0, i = 1, \dots, 6$$

그리고, 수학식 14의 행렬 P_i 는 각각 아래의 수학식 15 내지 20과 같이 결정된다.

수학식 15

$$P_1 = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} -I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} -I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \\ & \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

수학식 16

$$P_2 = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} -I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \\ & \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} -I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

수학식 17

$$P_3 = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ & \ddots \\ 0 & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & I_{3 \times 3} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ -I_{3 \times 3} & 0 & 0 \end{bmatrix} \\ & \begin{bmatrix} 0 & 0 & -I_{3 \times 3} \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & 0 \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

[0104]

수학식 18

$$P_4 = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & I_{3 \times 3} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & -I_{3 \times 3} \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & -I_{3 \times 3} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & I_{3 \times 3} \end{bmatrix} \\ & & \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ & \ddots \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

[0105]

수학식 19

$$P_5 = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & I_{3 \times 3} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & -I_{3 \times 3} \end{bmatrix} \\ & \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ & \ddots \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & -I_{3 \times 3} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & I_{3 \times 3} \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

[0106]

수학식 20

$$P_6 = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ & \ddots \\ 0 & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} I_{3 \times 3} & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 & 0 & -I_{3 \times 3} \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \ddots & \vdots \\ -I_{3 \times 3} & 0 & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & I_{3 \times 3} \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

[0107]

[0108] 상기의 행렬과 수학식 14를 통해서 X를 연산하는 구체적인 과정은 이미 공지된 기술이므로 보다 자세한 구현 과정에 대한 설명은 생략하기로 한다.

[0109] 또한, 아래의 수학식 21을 통해서 A를 연산할 수 있다.

수학식 21

$$A^{(k+1)} = (B^{(k)} + b(x^{(k+1)})^T)(x^{(k+1)}(x^{(k+1)})^T + \alpha I)^{-1}$$

[0110]

[0111] 전술한 최적화 방법을 통해서 제어부(50)는 심장 좌심실에 대한 2차원의 2 챔버 영상, 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상을 직선 이동시킨 좌표와, 동일 평면 상에서 각각 회전시킨 각도인 θ_2 , θ_3 , θ_4 와, 공간 상에서 각각 회전 이동시킨 각도인 ϕ_2 , ϕ_3 , ϕ_4 를 연산할 수 있다.

[0112] 이와 같이, 제어부(50)는 2 챔버 영상, 3 챔버 영상과 4 챔버 영상 각각의 회전 각도를 모두 연산할 수 있기 때문에 각 챔버 영상으로 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성하기 위한 각각의 각도를 알 수 있다.

[0113] 즉, ϕ_2 , ϕ_3 , ϕ_4 를 통해서 각 챔버 영상을 공간 상에서 어느 정도 회전시킴으로써 심장 좌심실 전체에 대한 3차원 영상에서 좌심실 경계가 생성되는지 알 수 있다.

[0114] 따라서 제어부(50)는 동일한 심장 박동 주기에서 추출된 2 챔버 영상, 3 챔버 영상, 4 챔버 영상을 통해 하나의 3차원 모델을 생성할 수 있으므로, 심장 좌심실 전체에 대한 3차원 영상에서의 좌심실 경계 좌표들을 생성할 수 있으며, 특히 본 실시예에서는 심장 박동 주기 전체에 대한 2 챔버 영상, 3 챔버 영상, 4 챔버 영상을 획득함으로써 전체 심장 박동 주기에서의 심장 좌심실의 3차원 움직임을 확인할 수 있다.

[0115] 또한 전술한 과정을 통해 3차원 영상을 생성하기 위해서는 복수의 2차원 영상을 공간 상에서 회전 이동시키기 전과 회전 이동시킨 이후의 경계 좌표가 연결이 되어야 한다.

[0116] 따라서 본 실시예에서 제어부(50)는 레벨 세트(Level Set) 방법을 이용하여 3개의 심첨 단면도를 기반으로 하는 심장 좌심실의 3차원 영상을 생성할 수 있다.

[0117] 레벨 세트 방법에서 제로 레벨 세트(zero level set)란 레벨 세트 함수가 0 값을 가지는 벡터의 집합으로 생성된 표면을 말하며, 레벨 세트 함수는 위치를 가리키는 벡터를 인수로 하여 제로 레벨 세트로 둘러싸인 지역 내부에서는 양의 값을, 그 지역 밖에서는 음의 값을 갖는 함수이다.

[0118] 따라서 제로 레벨 세트를 수치적으로 산출함으로써, 심장 좌심실의 3차원 영상을 생성할 수 있다. 일례로 제로 레벨 세트가 측정되는 표면의 좌심실 경계 데이터를 포함하도록 레벨 세트의 에너지는 아래의 수학식 22과 같이 표현될 수 있다.

수학식 22

$$E(\Gamma) = E(\phi) = \left[\int d^p(x) \delta(\phi(x)) |\nabla \phi(x)| dx \right]^{1/p}$$

[0119]

[0120]

상기 수학식 22에서 Γ 는 제로 레벨 세트, ϕ 는 레벨 세트 함수, x 는 위치 벡터, $\delta(x)$ 는 1차원 델타 함수, $\delta(\phi(x))|\nabla \phi(x)|dx$ 는 ϕ 의 제로 레벨 세트에서의 표면 요소(surface element)를 나타낸다.

[0121]

이와 같이, 본 실시예에서는 초음파 영상으로부터 얻은 표면 에너지를 통해 심장 좌심실의 3차원 모델을 심장 박동 주기의 각 단계별로 생성할 수 있다.

[0122]

또한, 전술한 바와 같이 본 실시예에서 초음파 센서(10)는 동일한 심박주기에서 심장으로 초음파를 전송하고 그에 대한 에코를 수신하기 때문에, 제어부(50)는 심장이 수축하고 팽창하는 하나의 주기 동안의 심장의 3차원 움직임을 자동으로 생성할 수 있다.

[0123]

출력부(70)는 제어부(50)에서 생성하는 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 출력함으로써, 심장의 수축이나 팽창과 같은 움직임을 사용자가 확인할 수 있도록 한다.

[0124]

본 실시예에서는 심장을 촬영한 2차원 초음파 영상을 이용하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 자동 생성하는 것을 예로 들었으나, 이에 한정되는 것은 아니므로 심장 전체에 대한 3차원 영상을 생성하는 것도 가능하다.

[0125]

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법의 구현 과정을 설명하는 절차 흐름도이다.

[0126]

도 5를 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 좌심실의 3차원 영상 생성 방법의 구현 과정을 살펴보면, 먼저 초음파 센서(10)는 심장으로 초음파를 전송하고 초음파에 대한 에코를 수신한다(S10).

[0127]

특히, 본 실시예에서 초음파 센서(10)는 동일한 심박주기에서 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송하고, 각각의 방향에서의 초음파에 대한 에코를 수신할 수 있다.

[0128]

그리고 영상 처리부(30)는 초음파에 대한 에코에 기초하여 심장 좌심실에 대한 2차원 영상을 획득하고(S20), 획득한 2차원 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 추출한다(S30).

[0129]

특히, 전술한 바와 같이 초음파 센서(10)는 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송하기 때문에, 영상 처리부(30)는 각각의 방향에서의 초음파에 대한 에코에 기초하여 심장 좌심실에 대한 복수의 2차원 영상을 획득할 수 있으며, 구체적으로 2 챔버 영상(Chamber View), 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상을 각각 획득할 수 있다.

[0130]

즉, 영상 처리부(30)는 동일한 심박주기에서 서로 다른 세 방향에서 촬영한 심장의 2차원 단면 영상을 획득할 수 있으며, 획득되는 복수의 영상에서 심장 좌심실의 경계 좌표를 각각 추출할 수 있다.

[0131]

이어서 제어부(50)는 영상 처리부(30)를 통해 추출되는 심장 좌심실의 경계 좌표의 변환에 따른 3차원 공간 상에서의 위치를 연산한다(S40).

[0132]

구체적으로 전술한 단계(S40)에서 제어부(50)는 우선 영상 처리부(30)를 통해 추출되는 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 각각 직선 이동시킨다(S42).

[0133]

이 때, 제어부(50)는 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표의 무게 중심이 미리 설정된 기준점과 일치하도록 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 직선 이동시킨다.

[0134]

즉, 본 실시예에서는 전술한 2 챔버 영상, 3 챔버 영상 및 4 챔버 영상에서의 심장 좌심실의 경계 좌표를 각각 회전시킴으로써 심장 좌심실 전체의 3차원 영상을 생성하여야 하므로, 제어부(50)는 동일한 위치를 기준으로 각각의 경계 좌표를 통한 3차원 영상을 생성하기 위해서 각각의 2차원 영상에서의 심장 좌심실의 경계 좌표의 무게 중심을 일치시킨다.

[0135]

그리고 제어부(50)는 직선 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 동일 평면 상에서 회전 이동시킨 후(S44), 회전 이동된 복수의 심장 좌심실의 경계 좌표를 공간 상에서 회전 이동시킴으로써(S46), 각각의 2차원 영상에서

의 심장 좌심실의 경계 좌표를 통해 심장 좌심실에 대한 3차원 영상에서의 좌심실 경계 좌표들을 생성한다.

[0136] 즉, 본 실시예에서는 서로 다른 세 방향에서 심장으로 초음파를 전송하여 얻어지는 심장 좌심실에 대한 복수의 경계 좌표를 각각 회전시킴으로써 심장 좌심실 전체에 대한 3차원 영상을 생성한다.

[0137] 이 때, 각각의 2차원 영상에서의 좌심실 경계 좌표들을 얼마나 회전시켜야 할지와 3차원 공간에서의 좌심실 경계 좌표의 생성은 Alternating Minimization 방법을 사용한다.

[0138] 주어진 문제에서의 Alternating Minimization 방법은 Quadratically Constrained Quadratic Program(QCQP)과 feasible method를 이용한 three-block 또는 two-block nonlinear Gauss-Seidal 방법을 적용하는 것을 포함한다.

[0139] 다음으로 제어부(50)는 전술한 단계(S40)에서 연산되는 심장 좌심실의 3차원 공간 상에서의 복수의 위치에 기초하여 심장 좌심실에 대한 3차원 영상을 생성하고(S50), 출력부(70)를 통해 출력함으로써 인체 내부의 심장 좌심실을 외부에서 볼 수 있도록 시각화한다.

[0140] 본 실시예에 따르면, 심장에 대한 2차원 초음파 영상을 이용하여 심장 좌심실의 3차원 경계를 자동으로 생성하여 시각화할 수 있다.

[0141] 또한 본 실시예는 심장 좌심실에 대한 3차원 정보를 제공할 수 있으므로 심장 기능을 진단하기 위한 임상 시험에 이용될 수 있는 높은 상품 가치를 갖는다.

[0142] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 하여 설명되었으나, 이는 예시적인 것에 불과하며 당해 기술이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 아래의 특허청구범위에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

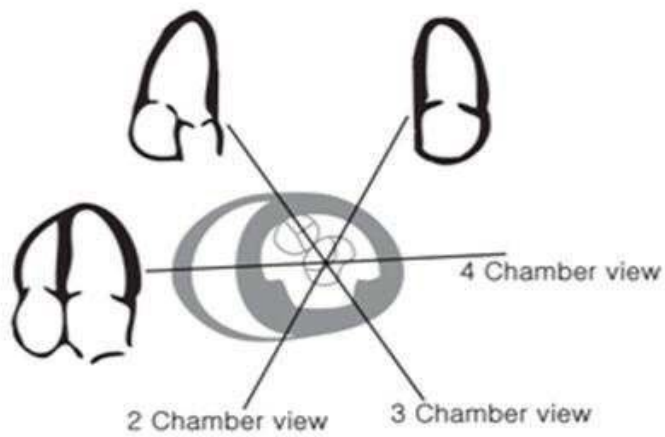
- [0143] 10: 초음파 센서
30: 영상 처리부
50: 제어부
70: 출력부

도면

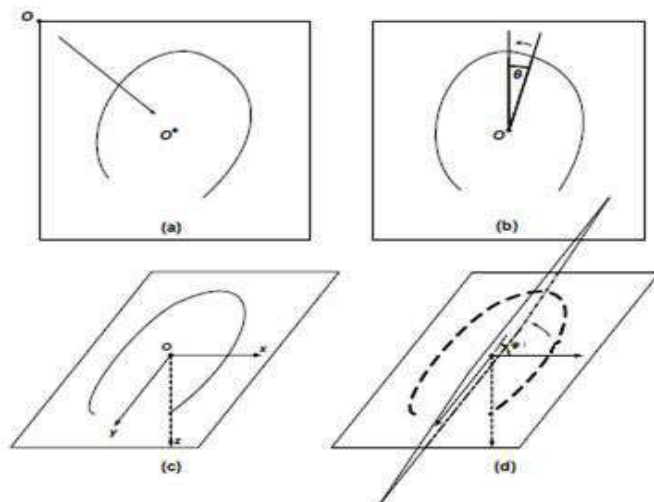
도면1



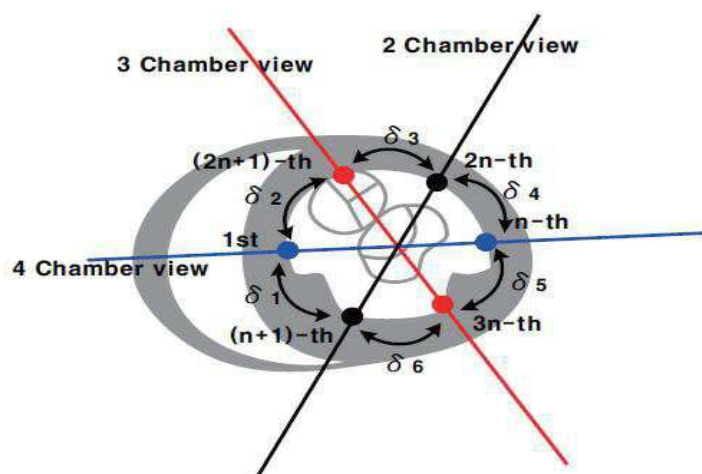
도면2



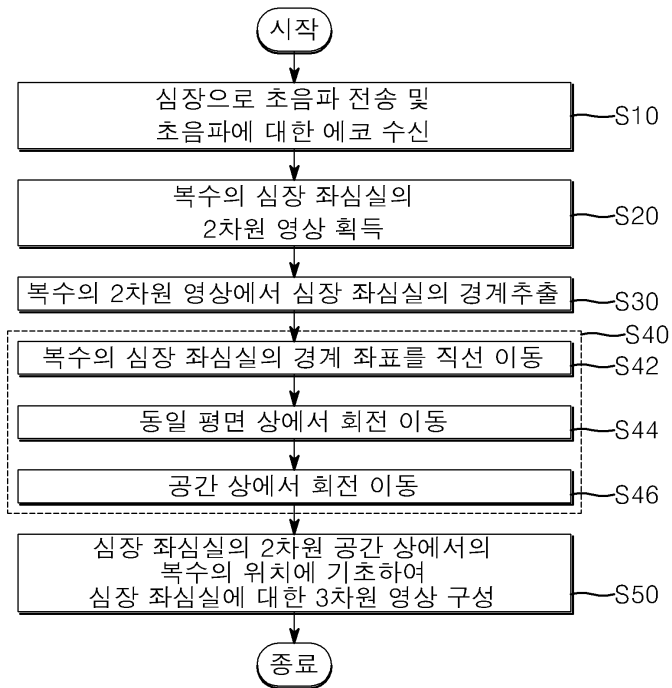
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	标题：用于生成三维图像的心脏责任的方法和设备		
公开(公告)号	KR101619802B1	公开(公告)日	2016-05-11
申请号	KR1020140074623	申请日	2014-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	基础科学研究院		
申请(专利权)人(译)	基础科学研究院		
当前申请(专利权)人(译)	基础科学研究院		
[标]发明人	CHI YOUNG AHN 안치영 KIWAN JEON 전기완 SANGWOON YUN 윤상운		
发明人	안치영 전기완 윤상운		
IPC分类号	A61B8/00 G06T17/00		
CPC分类号	A61B8/00 G06T17/00 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/466 A61B8/5223 G06T7/0012 G06T2207/30048		
其他公开文献	KR1020150145153A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及到心脏左心室的三维图像产生方法，该方法包括：将图像处理获得的心脏左心室的二维图像，包括：图像处理，以提取心脏左心室的边界坐标除了二维图像，其控制所述提取基于根据左心室心脏的边界的坐标变换和所述三维空间由它包括生成心脏左心室的三维图像的控制

器来计算在三维空间中计算位置的步骤的位置。支持本发明的国家研发项目 作业号码 2012R1A1A2038700 Bucheomyeong 教育，科学和技术部 研究管理专业 韩国研究基金会 研究项目名称 科学和工程领域的基础研究项目 - 对一般研究人员的支持 - 基础研究项目 基于偏微分方程的诊断超声图像长期提取与跟踪算法 50/100 主要组织 国立数学科学研究所 研究期 2012.09.01~2015.08.31支持本发明的国家研究开发项目 作业号码 A21402 Bucheomyeong 未来创造科学系 研究管理专业 国立数学科学研究所 研究项目名称 基于计算数学的图像处理技术的发展 研究项目名称 基于计算数学的图像处理技术的发展 支出率 50/100 主要组织 国立数学科学研究所 研究期 2014.01.01~2014.12.31

