



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년06월25일

(11) 등록번호 10-1531183

(24) 등록일자 2015년06월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

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

(21) 출원번호 10-2013-0155880

(22) 출원일자 2013년12월13일

심사청구일자 2013년12월13일

(65) 공개번호 10-2015-0069454

(43) 공개일자 2015년06월23일

(56) 선행기술조사문헌

JP2006305358 A

JP2012024582 A

JP2012245221 A

JP2013162921 A

(73) 특허권자

기초과학연구원

대전광역시 유성구 유성대로1689번길 70 (전민동, KT대덕2연구센터)

(72) 발명자

안치영

대전시 유성구 유성대로 1689번길 70

전기완

대전시 유성구 유성대로 1689번길 70

강성호

대전시 유성구 유성대로 1689번길 70

(74) 대리인

특허법인아주양현

전체 청구항 수 : 총 9 항

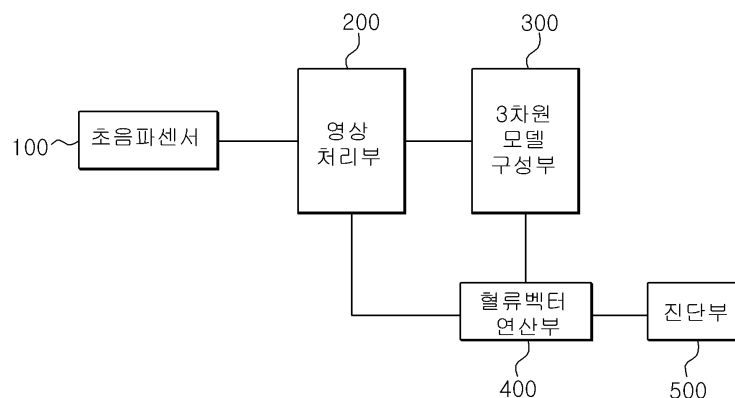
심사관 : 이병우

(54) 발명의 명칭 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명은 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치 및 방법에 관한 것으로, 심장 좌심실을 서로 다른 세 방향에서 스캔하는 초음파 센서, 상기 스캔의 결과에 근거하여 심장 좌심실을 서로 다른 방향에서 촬영한 제1 내지 제3 초음파 영상을 구성하는 영상 처리부, 상기 제1 내지 제3 초음파 영상에 근거하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하는 3차원 모델 구성부, 상기 3차원 모델에 근거하여 산출한 심장 좌심실의 경계 조건을 나비에-스토크스 방정식에 적용하여 심장 좌심실 내의 혈류 벡터를 연산하는 혈류 벡터 연산부를 포함하여 구성되며, 본 발명에 따르면, 심장 초음파 영상 처리에 있어서 좌심실 내의 혈류 벡터를 나비에-스토크스 방정식을 사용하여 계산함으로써, 조영제를 투입할 필요 없이 보다 정확하게 좌심실 내의 혈류 벡터를 계산할 수 있으므로, 초음파 영상에 의한 심장 진단의 편의성과 정확성을 향상시킬 수 있다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 A21302

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 국가수리과학연구소

연구사업명 계산수학기반 영상처리 기술개발

연구과제명 계산수학기반 영상처리 기술개발

기 여 율 1/1

주관기관 국가수리과학연구소

연구기간 2013.01.01 ~ 2013.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

서로 다른 세 방향에서 심장에 초음파를 전송하고 그 에코를 수신하는 초음파 센서;

상기 수신한 초음파의 에코에 근거하여 각각 서로 다른 방향에서 심장을 촬영한 제1 내지 제3 초음파 영상을 구성하는 영상 처리부;

상기 제1 내지 제3 초음파 영상에 근거하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하는 3차원 모델 구성부; 및

상기 심장 좌심실의 3차원 모델을 나비에-스토크스 방정식에서의 경계 조건으로 적용하여 심장 좌심실 내의 혈류 벡터를 연산하는 혈류 벡터 연산부를 포함하고,

상기 3차원 모델 구성부는 레벨 세트(level set) 방법을 사용하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하되,

상기 3차원 모델 구성부는 다음의 수학식 1을 통해 제로 레벨 세트(zero level set)를 산출하여 상기 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하고,

(수학식 1)

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

(여기서 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.)

상기 혈류 벡터 연산부는 심장 내부 혈류에 대한 도플러 정보에 근거한 자료동화(data assimilation) 방법을 사용하여 상기 연산한 혈류 벡터를 보정하는 것을 특징으로 하는 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 심첨 단면도인 것을 특징으로 하는, 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 각각 2심실 단면도, 3심실 단면도, 및 4심실 단면도인 것을 특징으로 하는, 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 3차원 모델 구성부는 심장 박동 주기의 각 단계별로 상기 제1 내지 제3 초음파 영상을 대응시킴으로써 심장 좌심실의 움직임의 3차원 모델을 구성하는 것을 특징으로 하는, 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치.

청구항 5

삭제

청구항 6

영상 처리부가 각각 서로 다른 방향에서 심장을 촬영한 제1 내지 제3 초음파 영상을 구성하는 단계;

3차원 모델 구성부가 상기 제1 내지 제3 초음파 영상에 근거하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하는 단계; 및

혈류 벡터 연산부가 상기 심장 좌심실의 3차원 모델을 나비에-스토크스 방정식에서의 경계 조건으로 적용하여 심장 좌심실 내의 혈류 벡터를 연산하는 단계를 포함하고,

상기 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하는 단계에서, 상기 3차원 모델 구성부는 레벨 세트(level set) 방법을 사용하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하되,

상기 3차원 모델 구성부는 다음의 수학적 식 1을 통해 제로 레벨 세트(zero level set)를 산출하여 상기 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하고,

(수학적 식 1)

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

(여기서 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.)

상기 혈류 벡터를 연산하는 단계에서, 상기 혈류 벡터 연산부는 심장 내부 혈류에 대한 도플러 정보에 근거한 자료동화(data assimilation) 방법을 사용하여 상기 연산한 혈류 벡터를 보정하는 것을 특징으로 하는 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법.

청구항 7

제 6항에 있어서,

상기 초음파 영상을 구성하는 단계에서,

상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 초음파 센서가 서로 다른 세 방향에서 심장에 전송하고 수신한 초음파의 에코에 근거하여 구성되는 것을 특징으로 하는, 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법.

청구항 8

제 6항에 있어서,

상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 심첨 단면도인 것을 특징으로 하는, 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법.

청구항 9

제 6항에 있어서,

상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 각각 2심실 단면도, 3심실 단면도, 및 4심실 단면도인 것을 특징으로 하는, 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법.

청구항 10

제 6항에 있어서,

상기 3차원 모델을 구성하는 단계에서,

상기 3차원 모델 구성부는 심장 박동 주기의 각 단계별로 상기 제1 내지 제3 초음파 영상을 대응시킴으로서 심장 좌심실의 움직임의 3차원 모델을 구성하는 것을 특징으로 하는, 나비어-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법.

청구항 11

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 나비어-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치 및 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 심장 초음파 영상 처리에 있어서 좌심실 내의 혈류 벡터를 나비어-스토크스 방정식을 사용하여 계산하는, 나비어-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치 및 방법에 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 송신하고 피검체로부터 반사되는 초음파를 수신한 후 그 반사 신호에 대하여 여러 신호 및 영상처리를 수행하여 피검체의 밝기를 2차원 영상으로 제공하고 있다. 또한, 피검체 내부에 흐르는 유체, 예컨대 혈관 내에 흐르는 혈류에 초음파 신호를 송신 및 수신한 후 도플러 주파수를 계산하여 초음파 진행방향의 혈류의 속도 성분을 표시하는 2차원 컬러 도플러 영상도 제공하고 있다.

[0004] 한편, 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 있으며, 최근에는 혈류의 속도벡터를 계산하고 이를 바탕으로 혈류의 와도(vorticity)를 정량화하여 진단에 활용하는 기술이 관심을 받고 있다. 이러한 심장 기능에 대한 정량적인 정보를 얻기 위해서는, 전신에 혈류를 공급하기 위해 수축 및 팽창 운동을 하는 좌심실 내부에서 혈류가 흐르는 방향과 속도를 3차원적으로 파악할 필요가 있다.

[0005] 그런데 종래 심장 내부의 혈류의 방향과 속도를 파악하기 위한 방법으로는 조영제를 투여한 후 심장 내부에서 스펙클(Speckle)의 움직임을 추적하여 혈류 벡터를 계산하는 방법이 대표적으로 사용되고 있다.

[0006] 이러한 종래 기술에서는 심장 내부의 혈류 벡터 정보를 산출하기 위하여 조영제를 반드시 투여하여야 하는 번거로움과 혈류의 스펙클 추적의 성능이 영상의 획득 속도와 영상의 화질에 심하게 의존한다는 단점이 있으며, 이로 인하여 3차원 혈류 벡터 정보를 정확히 산출하기 어렵다는 문제가 있다.

[0007] 관련 선행기술로는 대한민국 공개특허공보 제1998-042140호 (1998.08.17 공개, 발명의 명칭 : 좌심실 기능의 분석을위한 초음파 진단 화상 시스템)가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 심장 초음파 영상 처리에 있어서 나비에-스토크스 방정식을 사용하여 유체의 흐름 벡터를 계산하는데 필요한 경계 조건을 3개의 다른 각도에서 촬영한 좌심실 초음파 영상을 통하여 구하고, 나비에-스토크스 방정식을 사용하여 좌심실 내의 혈류 흐름을 시뮬레이션하여 좌심실 내의 혈류 벡터를 계산함으로써, 조영제를 투입할 필요 없이 좌심실 내의 혈류 벡터를 계산할 수 있는 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 일 측면에 따른 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치는 서로 다른 세 방향에서 심장에 초음파를 전송하고 그 에코를 수신하는 초음파 센서, 상기 수신한 초음파의 에코에 근거하여 각각 서로 다른 방향에서 심장을 촬영한 제1 내지 제3 초음파 영상을 구성하는 영상 처리부, 상기 제1 내지 제3 초음파 영상에 근거하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하는 3차원 모델 구성부 및 상기 심장 좌심실의 3차원 모델을 나비에-스토크스 방정식에서의 경계 조건으로 적용하여 심장 좌심실 내의 혈류 벡터를 연산하는 혈류 벡터 연산부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0010] 본 발명에서, 상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 심첨 단면도인 것을 특징으로 한다.

[0011] 본 발명에서, 상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 각각 2심실 단면도, 3심실 단면도, 및 4심실 단면도인 것을 특징으로 한다.

[0012] 본 발명에서, 상기 3차원 모델 구성부는 심장 박동 주기의 각 단계별로 상기 제1 내지 제3 초음파 영상을 대응시킴으로써 심장 좌심실의 움직임의 3차원 모델을 구성하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 본 발명에서, 상기 혈류 벡터 연산부는 심장 내부 혈류에 대한 도플러 정보에 근거하여 상기 연산한 혈류 벡터를 보정하는 것을 특징으로 한다.

[0014] 본 발명의 다른 측면에 따른 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법은 영상 처리부가 각각 서로 다른 방향에서 심장을 촬영한 제1 내지 제3 초음파 영상을 구성하는 단계, 3차원 모델 구성부가 상기 제1 내지 제3 초음파 영상에 근거하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성하는 단계 및 혈류 벡터 연산부가 상기 심장 좌심실의 3차원 모델을 나비에-스토크스 방정식에서의 경계 조건으로 적용하여 심장 좌심실 내의 혈류 벡터를 연산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0015] 본 발명에 따른 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법에서, 상기 초음파 영상을 구성하는 단계에서, 상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 초음파 센서가 서로 다른 세 방향에서 심장에 전송하고 수신한 초음파의 에코에 근거하여 구성되는 것을 특징으로 한다.

[0016] 본 발명에 따른 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법에서, 상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 심첨 단면도인 것을 특징으로 한다.

[0017] 본 발명에 따른 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법에서, 상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 각각 2심실 단면도, 3심실 단면도, 및 4심실 단면도인 것을 특징으로 한다.

[0018] 본 발명에 따른 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법에서, 상기 3차원 모델을 구성하는 단계에서, 상기 3차원 모델 구성부는 심장 박동 주기의 각 단계별로 상기 제1 내지 제3 초음파 영상을 대응시킴으로써 심장 좌심실의 움직임의 3차원 모델을 구성하는 것을 특징으로 한다.

[0019] 본 발명에 따른 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법에서, 상기 혈류 벡터를 연산하는 단계에서, 상기 혈류 벡터 연산부는 심장 내부 혈류에 대한 도플러 정보에 근거하여 상기 연산한 혈류 벡터를 보정하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0020] 본 발명에 따르면, 심장 초음파 영상 처리에 있어서 좌심실 내의 혈류 벡터를 나비에-스토크스 방정식을 사용하여 계산함으로써, 조영제를 투입할 필요 없이 보다 정확하게 좌심실 내의 혈류 벡터를 계산할 수 있으므로, 초음파 영상에 의한 심장 진단의 편의성과 정확성을 향상시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 나비어-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치의 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 영상 처리부가 서로 다른 방향에서 촬영한 초음파 영상의 예이다.
- 도 3은 본 발명의 3차원 모델 구성부가 심장 박동 주기의 각 단계별로 대응시킨 초음파 영상의 예이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 나비어-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법의 동작을 도시한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 이하에서는 본 발명에 따른 나비어-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치 및 방법을 첨부된 도면들을 참조하여 상세하게 설명한다. 이러한 과정에서 도면에 도시된 선들의 두께나 구성요소의 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.
- [0023] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 나비어-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치의 블록도이다.
- [0024] 도 1에 도시된 바와 같이 본 발명의 일 실시예에 따른 나비어-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치는 초음파 센서(100), 영상처리부(200), 3차원 모델 구성부(300), 혈류 벡터 연산부(400)를 포함하여 이루어질 수 있다.
- [0025] 초음파 센서(100)는 서로 다른 세 방향에서 심장에 초음파를 전송하고 그 에코를 수신한다.
- [0026] 이 때, 초음파 센서(100)는 동일한 심박주기에 대해 서로 다른 세 방향에서 심장에 초음파를 전송할 수 있다.
- [0027] 영상처리부(200)는 상기 초음파 센서(100)가 각각 수신한 서로 다른 방향으로부터 전송된 초음파의 에코에 근거하여, 각각 서로 다른 방향에서 심장을 촬영한 제1 내지 제3 초음파 영상을 구성한다.
- [0028] 따라서, 영상처리부(200)는 동일한 심박주기에 대해 서로 다른 세 방향에서 촬영한 심장의 2차원 단면영상을 획득할 수 있다.
- [0029] 이 때, 제1 내지 제3 초음파 영상은 심첨 단면도(Apical View)일 수 있다. 심첨 단면도는 심장의 긴 방향의 장축(Long Axis)에 따라 심장의 내부 단면을 촬영한 영상이다.
- [0030] 본 실시예에서는 심장 초음파 영상에 근거하여 심장의 3차원 모델을 구성하여 유체역학적 경계 조건을 산출하므로, 서로 다른 세 방향에서 촬영한 심첨 단면도를 촬영하는 것이 바람직하다.
- [0031] 여기에서, 상기 제1 내지 제3 초음파 영상은 각각 2심실 단면도, 3심실 단면도, 및 4심실 단면도일 수 있다.
- [0032] 도 2는 본 발명의 영상 처리부가 구성한 서로 다른 방향에서 촬영한 초음파 영상의 예이다. 도 2에서, A2CH는 2심실 단면도, A3CH는 3심실 단면도, A4CH는 4심실 단면도, SAX는 단축 단면도를 나타낸다. 단축 단면도는 심장의 장축과 수직 방향으로 심장의 내부 단면을 촬영한 단면도이다.
- [0033] 도 2에 도시된 바와 같이, 심장의 해부학적 구조 때문에, 초음파 영상으로 촬영한 3개의 심첨 단면도가 각각 2심실 단면도, 3심실 단면도, 및 4심실 단면도가 되도록 촬영하면, 각각의 초음파 영상은 서로 다른 세 방향에서 촬영한 초음파 영상이 되도록 촬영할 수 있다. 상기와 같은 방법으로 서로 다른 세 방향에서 초음파 영상을 촬영하면 심장의 모든 심실에 대한 해부학적 경계 데이터를 얻을 수 있으므로, 3개의 초음파 영상에 근거하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성할 수 있다.
- [0034] 3차원 모델 구성부(300)는 제1 내지 제3 초음파 영상에 근거하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성한다.
- [0035] 이 때, 3차원 모델 구성부(300)는 심장 박동 주기의 각 단계별로 상기 제1 내지 제3 초음파 영상을 대응시킴으로서 심장 좌심실의 움직임의 3차원 모델을 구성할 수 있다.

- [0036] 도 3은 본 발명의 3차원 모델 구성부(300)가 심장 박동 주기의 각 단계별로 대응시킨 초음파 영상의 예이다.
- [0037] 도 3에 도시된 바와 같이, 초음파 센서(100)가 수신한 에코에 각각 근거하여 생성된 제1 내지 제3 초음파 영상을 심장 박동 주기의 같은 단계에서 촬영된 영상별로 대응시킬 수 있다.
- [0038] 심장 박동 주기의 같은 단계에서 촬영된 제1 내지 제3 초음파 영상을 통하여 하나의 3차원 모델을 구성할 수 있으므로, 심장 박동 주기의 각 단계별로 대응시킨 초음파 영상들에 대하여 각 단계별로 3차원 모델을 구성하면, 심장 박동 주기에 따른 심장 좌심실의 움직임의 3차원 모델을 구성할 수 있다.
- [0039] 3차원 모델 구성부(300)는 3개의 심첨 단면도에 기반하여 레벨 세트(level set) 방법을 사용하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성할 수 있다.
- [0040] 레벨 세트 방법에서 제로 레벨 세트(zero level set)란 레벨 세트 함수가 0 값을 가지는 벡터의 집합으로 구성된 표면을 말하며, 레벨 세트 함수는 위치를 가리키는 벡터를 인수로 하여 제로 레벨 세트로 둘러싸인 지역 내부에서는 양의 값을, 그 지역 밖에서는 음의 값을 가지는 함수이다.
- [0041] 따라서 제로 레벨 세트를 수치적으로 산출함으로써 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성할 수 있다. 일례로 제로 레벨 세트가 측정되는 표면의 좌심실 경계 데이터를 포함하도록, 레벨 세트의 에너지가 다음의 수학식 1에 의하여 표현될 수 있다.

수학식 1

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

- [0042]
- [0043] 상기 수학식 1에서 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.
- [0044] 따라서, 초음파 영상으로부터 얻은 표면의 에너지로부터 상기 수학식 1에 의하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 심장 박동 주기의 각 단계별로 구성할 수 있다.
- [0045] 혈류 벡터 연산부(400)는 3차원 모델 연산부(300)가 구성한 심장 좌심실의 3차원 모델을 나비에-스토크스 방정식에서의 경계 조건으로 적용하여 심장 좌심실 내의 혈류 벡터를 연산한다.
- [0046] 이 때, 혈류 벡터 연산부(400)는 프로젝션(projection) 방법, 가상경계(immersed boundary) 방법, 및 와류 함수(vortex-stream function) 방법 등을 사용하여 심장 좌심실 내의 혈류 벡터를 연산할 수 있다.
- [0047] 나비에-스토크스 방정식은 유체의 운동을 기술하는 비선형 편미분 방정식으로서, 나비에-스토크스 방정식에 경계 조건을 대입함으로써 와류와 소용돌이를 포함한 유체의 움직임을 모델링할 수 있음이 알려져 있다.
- [0048] 여기에서 좌심실 내의 혈류 벡터를 계산하기 위한 나비에-스토크스 방정식은 다음의 수학식 2에 의하여 표현된다.

수학식 2

$$\frac{du}{dt} + u \cdot \nabla u = -\nabla p + \nu \nabla^2 u + f$$

- [0049]
- [0050] 상기 수학식 2에서 u 는 유체의 속도 벡터, p 는 압력, ν 는 점성계수, f 는 외부에서 유체에 가해지는 힘을 의미한다.
- [0051] 또한 혈류 벡터 연산부(400)는 심장 내부 혈류에 대한 도플러 정보에 근거하여 상기 연산한 혈류 벡터를 보정할 수 있다.
- [0052] 초음파 영상으로부터 얻은 도플러 정보에 근거하여 혈관 내의 혈류의 흐름 벡터를 계산하는 방법은 알려져 있으나, 도플러 정보는 유체의 축 방향의 속도 성분밖에 알려 주지 않으므로, 혈관이 아닌 심실 내부에서 일어나는

소용돌이를 포함하는 혈류의 3차원 속도 벡터는 도플러 정보만으로는 계산할 수 없다. 그러나 나비에-스토크스 방정식을 사용하여 계산한 3차원 속도 벡터를 도플러 정보로 보정하면, 더 정확한 좌심실 내부의 혈류에 대한 3차원 속도 벡터를 산출할 수 있다.

[0053] 여기에서, 계산된 혈류의 속도 벡터를 보정하기 위하여 예컨대 자료동화(data assimilation) 방법이 사용될 수 있다.

[0054] 한편 본 발명의 일 실시예에 따른 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 장치는 진단부(500)를 더 포함하여 이루어질 수 있다.

[0055] 진단부(500)는 혈류 벡터 연산부(400)가 산출한 혈류 벡터에 근거하여 심장 기능에 관한 정량적인 진단 정보를 산출한다.

[0056] 여기에서, 진단부(500)는 계산된 혈류 벡터의 와도에 대한 정량적인 진단 정보를 이용하여 좌심실의 기능장애를 진단할 수 있다. 혈류의 와도에 대한 정량적 진단 정보로는 와류의 폭, 와류의 길이, 와류의 좌심실에 대한 종방향의 위치, 횡방향의 위치 등이 있다.

[0057] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법의 동작을 도시한 순서도이다. 이를 참조하여 나비에-스토크스 방정식을 사용하는 심장 초음파 영상 처리 방법을 설명한다.

[0058] 먼저 초음파 센서(100)가 서로 다른 세 방향에서 심장에 전송하고 수신한 초음파의 에코에 근거하여, 영상 처리부(200)가 각각 서로 다른 방향에서 심장을 촬영한 제1 내지 제3 초음파 영상을 구성한다(S110).

[0059] 이 때, 제1 내지 제3 초음파 영상은 심첨 단면도일 수 있다.

[0060] 또한 제1 내지 제3 초음파 영상은 각각 2심실 단면도, 3심실 단면도, 및 4심실 단면도일 수 있다.

[0061] 상기에서 도 2와 관련하여 설명한 바와 같이, 심장의 해부학적 구조 때문에, 초음파 영상으로 촬영한 3개의 심첨 단면도가 각각 2심실 단면도, 3심실 단면도, 및 4심실 단면도가 되도록 촬영하면, 각각의 초음파 영상은 서로 다른 세 방향에서 촬영한 초음파 영상이 되도록 할 수 있다. 상기와 같은 방법으로 서로 다른 세 방향에서 초음파 영상을 촬영하면 심장의 모든 심실에 대한 해부학적 경계 데이터를 얻을 수 있으므로, 3개의 초음파 영상에 근거하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성할 수 있다.

[0062] 이어서, 3차원 모델 구성부(300)가 상기 제1 내지 제3 초음파 영상에 근거하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 구성한다(S120).

[0063] 여기에서, 3차원 모델 구성부(300)는 심장 박동 주기의 각 단계별로 상기 제1 내지 제3 초음파 영상을 대응시킴으로서 심장 좌심실의 움직임의 3차원 모델을 구성할 수 있다.

[0064] 상기에서 도 3과 관련하여 설명한 바와 같이, 초음파 센서(100)가 수신한 에코에 각각 근거하여 생성된 제1 내지 제3 초음파 영상을 심장 박동 주기의 같은 단계에서 촬영된 영상별로 대응시킬 수 있다.

[0065] 심장 박동 주기의 같은 단계에서 촬영된 제1 내지 제3 초음파 영상을 통하여 하나의 3차원 모델을 구성할 수 있으므로, 심장 박동 주기의 각 단계별로 대응시킨 초음파 영상들에 대하여 각 단계별로 3차원 모델을 구성하면, 심장 박동 주기에 따른 심장 좌심실의 움직임의 3차원 모델을 구성할 수 있다.

[0066] 이 때, 초음파 영상으로부터 얻은 표면의 에너지로부터 상기 수학식 1에 의하여 심장 좌심실의 3차원 모델을 심장 박동 주기의 각 단계별로 구성할 수 있다.

[0067] 이후, 혈류 벡터 연산부(400)는 심장 좌심실의 3차원 모델을 나비에-스토크스 방정식에서의 경계 조건으로 적용하여 심장 좌심실 내의 혈류 벡터를 연산한다.

[0068] 이 때, 혈류 벡터 연산부(400)는 프로젝션(projection) 방법, 가상경계(immersed boundary) 방법, 및 와류 함수(vortex-stream function) 방법 등을 사용하여 심장 좌심실 내의 혈류 벡터를 연산할 수 있다.

[0069] 상술한 바와 같이, 나비에-스토크스 방정식은 유체의 운동을 기술하는 비선형 편미분 방정식으로서, 나비에-스토크스 방정식에 경계 조건을 대입함으로써 와류와 소용돌이를 포함한 유체의 움직임을 모델링할 수 있음이 알려져 있다.

[0070] 여기에서, 혈류 벡터 연산부(400)는 심장 내부 혈류에 대한 도플러 정보에 근거하여 연산한 혈류 벡터를 보정할

수 있다.

[0071] 상술한 바와 같이, 초음파 영상으로부터 얻은 도플러 정보에 근거하여 혈관 내의 혈류의 흐름 벡터를 계산하는 방법은 알려져 있으나, 도플러 정보는 유체의 축 방향의 속도 성분밖에 알려주지 않으므로, 혈관이 아닌 심실 내부에서 일어나는 소용돌이를 포함하는 혈류의 3차원 속도 벡터는 도플러 정보만으로는 계산할 수 없다. 그러나 나비에-스톡스 방정식을 사용하여 계산한 3차원 속도 벡터를 도플러 정보로 보정하면, 더 정확한 좌심실 내부의 혈류에 대한 3차원 속도 벡터를 산출할 수 있다.

[0072] 또한, 계산된 혈류의 속도벡터를 보정하기 위한 방법으로 자료동화(data assimilation)와 같은 방법이 사용될 수 있다.

[0073] 이후, 진단부(500)는 혈류 백터 연산부(400)가 산출한 혈류 백터에 근거하여 심장 기능에 관한 정량적인 진단 정보를 산출하고(S140) 프로세스를 종료한다.

[0074] 여기에서, 진단부(500)는 계산된 혈류 벡터의 와도에 대한 정량적인 진단 정보를 이용하여 좌심실의 기능장애를 진단할 수 있다. 혈류의 와도에 대한 정량적 진단 정보로는 와류의 폭, 와류의 길이, 와류의 좌심실에 대한 중 방향의 위치, 횡방향의 위치 등이 있다.

[0075] 이와 같이 본 실시예에 따르면, 심장 초음파 영상 처리에 있어서 좌심실 내의 혈류 벡터를 나비어-스토크스 방정식을 사용하여 계산함으로써, 조영제를 투입할 필요 없이 보다 정확하게 좌심실 내의 혈류 벡터를 계산할 수 있으므로, 초음파 영상에 의한 심장 진단의 편의성과 정확성을 향상시킬 수 있다.

[0076] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 하여 설명되었으나, 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서 본 발명의 기술적 보호범위는 아래의 특허청구범위에 의해서 정하여져야 할 것이다.

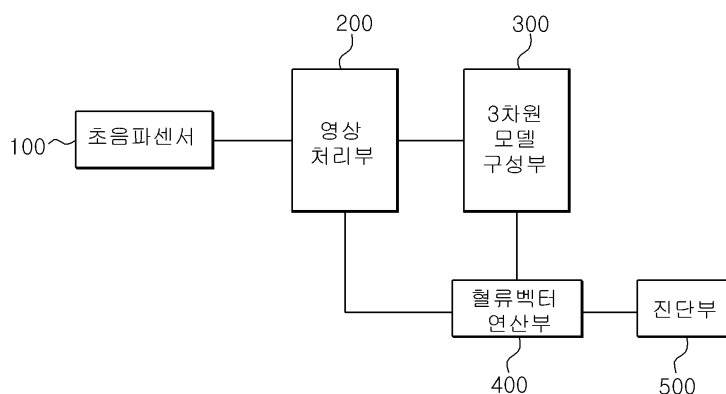
부호의 설명

[0077]

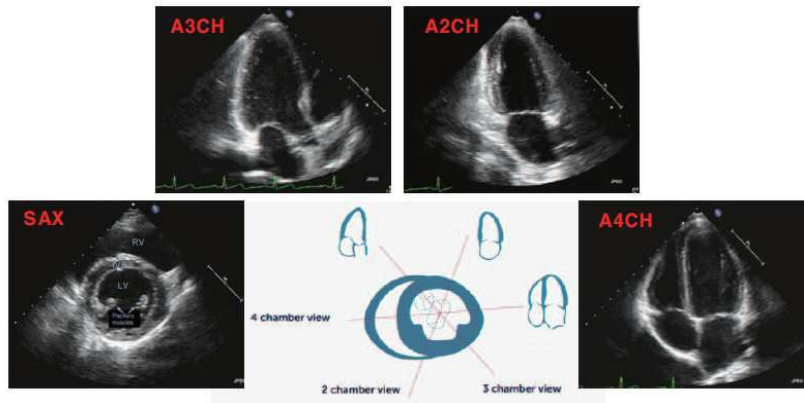
100 : 초음파 센서	200 : 영상처리부
300 : 3차원 모델 구성부	400 : 혈류벡터 연산부
500 : 진단부	

도면

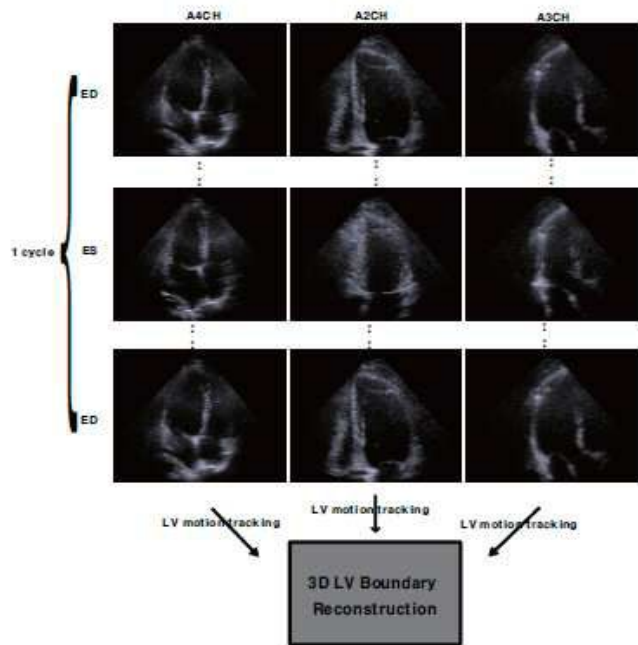
도면1



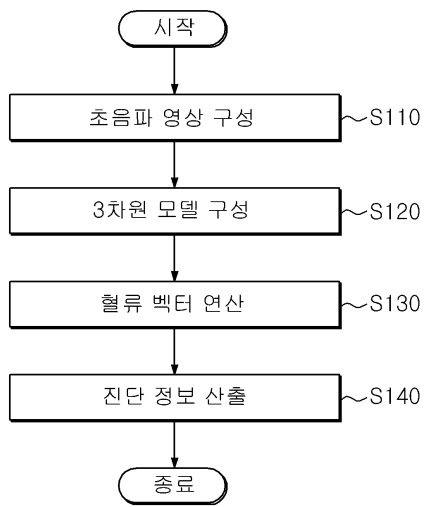
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	使用本发明的名称或Beer-Stokes方程处理超声心动图的装置和方法		
公开(公告)号	KR101531183B1	公开(公告)日	2015-06-25
申请号	KR1020130155880	申请日	2013-12-13
[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 SUNG HO KANG 강성호		
发明人	안치영 전기완 강성호		
IPC分类号	G06T17/00 A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/0065 A61B8/5207 A61B8/0883 A61B8/06 G06T2207/10132 G06T2207/30048 G06T17/00 A61B8/488 G06T7/2066 G06T2207/30104 A61B8/5223 A61B8/5253 G01S15/8984 G01S15/8993 G01S15/8995 G06T7/269 G06T7/55 G16H50/30		
其他公开文献	KR1020150069454A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种使用Navier-Stokes方程处理超声心动图的装置和方法。该装置包括超声波传感器，该超声波传感器在三个不同方向上向心脏发射超声波并接收其回波;图像处理器，基于所接收的超声波回波，分别构建从三个不同方向捕获的第一至第三超声心动图;一种三维模型构建单元，其基于第一至第三超声心动图构建心脏左心室的三维模型;血流矢量计算单元通过将左心室的三维模型应用于Navier-Stokes方程中的边界条件来计算左心室内的血流矢量。在超声心动图处理中，使用Navier-Stokes方程计算左心室内的血流的矢量分量，由此可以更准确地计算血流的矢量分量。

