



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년12월03일
 (11) 등록번호 10-1574104
 (24) 등록일자 2015년11월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/06 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0074622

(22) 출원일자 2014년06월18일

심사청구일자 2014년06월18일

(56) 선행기술조사문헌

JP2009153600 A

KR1020140036908 A

JP2009135884 A1

JP2014073863 A1

(73) 특허권자

기초과학연구원

대전광역시 유성구 유성대로1689번길 70 (전민동, KT대덕2연구센터)

(72) 발명자

안치영

대전시 유성구 유성대로 1689번길 70

전기완

대전시 유성구 유성대로 1689번길 70

최정일

서울특별시 서대문구 연세로 50

(74) 대리인

특허법인아주양현

전체 청구항 수 : 총 10 항

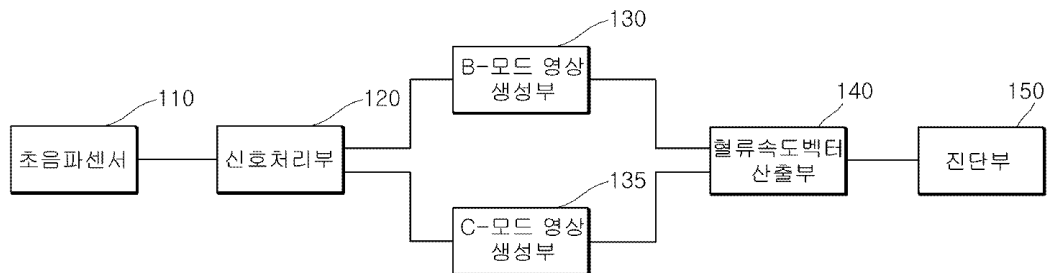
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 **초음파 진단장치 및 방법**

(57) 요약

본 발명은 초음파를 전송하고 그 에코신호를 감지하는 초음파 센서; 상기 초음파 센서의 감지신호를 신호처리하는 신호처리부; 상기 신호처리부의 신호처리 결과에 근거하여 2차원 평면 상에서의 B-모드(brightness mode) 영상을 생성하고 생성된 상기 B-모드 영상으로부터 좌심실 경계 데이터를 추출하는 B-모드 영상 생성부; 상기 신호 (뒷면에 계속)

대표도



처리부의 신호처리 결과에 근거하여 C-모드 영상의 생성을 위한 도플러 데이터를 생성하는 C-모드 영상 생성부; 및 상기 추출된 좌심실 경계 데이터와 상기 도플러데이터와 혈류의 속도벡터 간의 관계식, 및 상기 신호처리부의 신호처리에 의해 생성된 영상 데이터로부터 얻어지는 2차원 나비에-스톡스 방정식 간의 연립방정식에 근거하여, 2차원영상 평면에서의 혈류의 속도벡터를 산출하는 혈류속도벡터 산출부를 포함하되, 상기 나비에-스톡스 방정식은 상기 2차원영상 평면에 대한 질량의 출현(source) 및 소멸(sink)의 분포를 나타내는 질량 소스항(mass source term)을 변수로서 추가로 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단장치에 관한 것이다.

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	A21402
부처명	미래창조과학부
연구관리전문기관	국가수리과학연구소
연구사업명	계산수학기반 영상처리 기술개발
연구과제명	계산수학기반 영상처리 기술개발
기 여 율	1/1
주관기관	국가수리과학연구소
연구기간	2014.01.01 ~ 2014.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

초음파를 전송하고 그 에코신호를 감지하는 초음파 센서;

상기 초음파 센서의 감지신호를 신호처리하는 신호처리부;

상기 신호처리부의 신호처리 결과에 근거하여 2차원 평면 상에서의 B-모드(brightness mode) 영상을 생성하고 생성된 상기 B-모드 영상으로부터 좌심실 경계 데이터를 추출하는 B-모드 영상 생성부;

상기 신호처리부의 신호처리 결과에 근거하여 C-모드 영상의 생성을 위한 도플러 데이터를 생성하는 C-모드 영상 생성부; 및

상기 추출된 좌심실 경계 데이터와 상기 도플러데이터와 혈류의 속도벡터 간의 관계식, 및 상기 신호처리부의 신호처리에 의해 생성된 영상 데이터로부터 얻어지는 2차원 나비에-스톡스 방정식 간의 연립방정식에 근거하여, 2차원영상 평면에서의 혈류의 속도벡터를 산출하는 혈류속도벡터 산출부를 포함하되,

상기 나비에-스톡스 방정식은 상기 2차원영상 평면에 대한 질량의 출현(source) 및 소멸(sink)의 분포를 나타내는 질량 소스항(mass source term)을 변수로서 추가로 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단장치.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 혈류속도벡터 산출부는 상기 연립방정식의 선형화, 및 선형화 결과식에 대한 이산화(discretization)을 통해 상기 혈류의 속도벡터를 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단장치.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 이산화는 상기 선형화 결과식에 대해 표준 유한 차분법(standard finite difference method)를 적용하는 것임을 특징으로 하는 초음파 진단장치.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 좌심실 경계 데이터와 상기 도플러데이터와 혈류의 속도벡터 간의 관계식, 및 상기 2차원 나비에-스톡스 방정식 간의 연립방정식은 상기 B-모드 영상에서 추출한 심장의 좌심실의 경계를 경계조건으로 하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단장치.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 C-mode 영상의 생성을 위한 도플러데이터는 초음파 스캔라인에 대한 방향벡터와 실제 혈류의 속도벡터 간의 내적에 의해 얻어지는 것을 특징으로 하는 초음파 진단장치.

청구항 6

초음파 진단장치에서의 초음파 진단방법으로서,
 초음파 센서가 초음파를 전송하고 그 에코신호를 감지하는 단계;
 상기 초음파 센서의 감지신호를 신호처리하는 단계;
 상기 신호처리 단계에서의 신호처리 결과에 근거하여 2차원 평면 상에서의 B-모드 영상을 생성하고 생성된 상기 B-모드 영상으로부터 좌심실 경계 데이터를 추출하는 단계;
 상기 신호처리 단계에서의 신호처리 결과에 근거하여 C-모드 영상의 생성을 위한 도플러 데이터를 산출하는 단계; 및
 상기 추출된 좌심실 경계 데이터와 상기 도플러데이터와 혈류의 속도벡터 간의 관계식, 및 상기 신호처리 단계에서의 신호처리에 의해 생성된 영상 데이터로부터 얻어지는 2차원 나비에-스톡스 방정식 간의 연립방정식에 근거하여, 2차원영상 평면에서의 혈류의 속도벡터를 산출하는 단계를 포함하되,
 상기 나비에-스톡스 방정식은 상기 2차원영상 평면에 대한 질량의 출현(source) 및 소멸(sink)의 분포를 나타내는 질량 소스항(mass source term)을 변수로서 추가로 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단방법.

청구항 7

제 6항에 있어서,
 상기 혈류의 속도벡터를 산출하는 단계에서, 상기 혈류의 속도벡터는 상기 연립방정식의 선형화, 및 선형화 결과식에 대한 이산화(discretization)을 통해 산출되는 것을 특징으로 하는 초음파 진단방법.

청구항 8

제 7항에 있어서,
 상기 이산화는 상기 선형화 결과식에 대해 표준 유한 차분법(standard finite difference method)를 적용하는 것임을 특징으로 하는 초음파 진단방법.

청구항 9

제 6항에 있어서,
 상기 좌심실 경계 데이터와 상기 도플러데이터와 혈류의 속도벡터 간의 관계식, 및 상기 2차원 나비에-스톡스 방정식 간의 연립방정식은 상기 B-모드 영상에서 추출한 심장의 좌심실의 경계를 경계조건으로 하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단방법.

청구항 10

제 6항에 있어서,
 상기 C-mode 영상의 생성을 위한 도플러데이터는 초음파 스캔라인에 대한 방향벡터와 실제 혈류의 속도벡터 간의 내적에 의해 얻어지는 것을 특징으로 하는 초음파 진단방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 진단장치 및 방법에 관한 것으로, 심장 등의 초음파 진단시 조영제를 혈관에 투입하는 등의 번거로움 없이도 2차원 초음파 B-모드(brightness mode) 영상에서 추출한 좌심실 경계 데이터와, C-모드(color doppler mode) 영상의 생성을 위한 도플러 데이터를 이용하여 심장 등에서의 혈류의 속도벡터를 정확하게 산출할 수 있는 초음파 진단장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 진단장치는 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어서 대상체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에 널리 이용되고 있다. 초음파 진단장치는 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술의 필요없이 고해상도의 인체 내부 조직의 영상을 실시간으로 의사에게 제공할 수 있으므로 의료분야에 매우 중요하게 사용되고 있다.

[0003] 초음파 진단장치는 변환 소자를 전기적으로 자극하여 인체에 전해지는 초음파 신호를 생성하여 인체에 송신한다. 인체에 송신된 초음파 신호는 불연속적인 인체 조직의 경계에서 반사되고, 인체 조직의 경계로부터 변환 소자에 전달되는 초음파 에코 신호는 전기적 신호로 변환된다. 변환된 전기적 신호를 증폭 및 신호 처리하여 조직에 대한 초음파 영상 데이터를 생성한다.

[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 파악할 필요가 있다.

[0005] 종래에는 심장 내부의 혈류의 방향과 속도를 파악하기 위한 방법으로서, 조영제를 투여한 후 심장 내부에서 스펙클(Speckle)의 움직임을 추적하여 혈류의 속도벡터를 계산하는 방법을 주로 사용하였다.

[0006] 그런데, 이러한 종래의 방법에 따르면, 심장 내부의 혈류의 속도벡터 정보를 산출하기 위하여 조영제를 반드시 투여하여야 하는 번거로움이 있었고, 혈류의 스펙클 추적의 성능이 영상의 화질에 심하게 의존한다는 단점이 있어 혈류의 속도벡터 정보를 정확히 산출하기 어렵다는 문제가 있었다.

[0007] 본 발명의 배경기술은 대한민국 공개특허공보 제 1995-7000029호(1995.01.16 공개)에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는, 심장 등의 초음파 진단시 조영제를 혈관에 투입하는 등의 번거로움 없이도 2차원 초음파 B-모드 영상에서 추출한 좌심실 경계 데이터와, C-모드 영상의 생성을 위한 도플러 데이터를 이용하여 심장 등에서의 혈류의 속도벡터를 정확하게 산출할 수 있는 초음파 진단장치 및 방법을 제공하는 데에 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 일 측면에 따르면, 본 발명은 초음파를 전송하고 그 에코신호를 감지하는 초음파 센서; 상기 초음파 센서의 감지신호를 신호처리하는 신호처리부; 상기 신호처리부의 신호처리 결과에 근거하여 2차원 평면 상에서의 B-모드(brightness mode) 영상을 생성하고 생성된 상기 B-모드 영상으로부터 좌심실 경계 데이터를 추출하는 B-모드 영상 생성부; 상기 신호처리부의 신호처리 결과에 근거하여 C-모드 영상의 생성을 위한 도플러 데이터를 생성하는 C-모드 영상 생성부; 및 상기 추출된 좌심실 경계 데이터와 상기 도플러데이터와 혈류의 속도벡터 간의 관계식, 및 상기 신호처리부의 신호처리에 의해 생성된 영상 데이터로부터 얻어지는 2차원 나비어-스톡스 방정식 간의 연립방정식에 근거하여, 2차원영상 평면에서의 혈류의 속도벡터를 산출하는 혈류속도벡터 산출부를

포함하되, 상기 나비어-스톡스 방정식은 상기 2차원영상 평면에 대한 질량의 출현(source) 및 소멸(sink)의 분포를 나타내는 질량 소스항(mass source term)을 변수로서 추가로 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단장치를 제공한다.

[0010] 본 발명에서, 상기 혈류속도벡터 산출부는 상기 연립방정식의 선형화, 및 선형화 결과식에 대한 이산화(discretization)을 통해 상기 혈류의 속도벡터를 산출하는 것을 특징으로 한다.

[0011] 본 발명에서, 상기 이산화는 상기 선형화 결과식에 대해 표준 유한 차분법(standard finite difference method)를 적용하는 것임을 특징으로 한다.

[0012] 본 발명에서, 상기 나비어-스톡스 방정식은 상기 B-mode 영상에서 추출한 심장의 좌심실의 경계를 경계조건으로 사용하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 본 발명에서, 상기 C-mode 영상의 생성을 위한 도플러데이터는 초음파 스캔라인에 대한 방향벡터와 실제 혈류의 속도벡터 간의 내적에 의해 얻어지는 것을 특징으로 한다.

[0014] 본 발명의 다른 측면에 따르면, 본 발명은 초음파 진단장치에서의 초음파 진단방법으로서, 초음파 센서가 초음파를 전송하고 그 에코신호를 감지하는 단계; 상기 초음파 센서의 감지신호를 신호처리하는 단계; 상기 신호처리 단계에서의 신호처리 결과에 근거하여 2차원 평면 상에서의 B-모드 영상을 생성하고 생성된 상기 B-모드 영상으로부터 좌심실 경계 데이터를 추출하는 단계; 상기 신호처리 단계에서의 신호처리 결과에 근거하여 C-모드 영상의 생성을 위한 도플러 데이터를 산출하는 단계; 및 상기 추출된 좌심실 경계 데이터와 상기 도플러데이터와 혈류의 속도벡터 간의 관계식, 및 상기 신호처리 단계에서의 신호처리에 의해 생성된 영상 데이터로부터 얻어지는 2차원 나비어-스톡스 방정식 간의 연립방정식에 근거하여, 2차원영상 평면에서의 혈류의 속도벡터를 산출하는 단계를 포함하되, 상기 나비어-스톡스 방정식은 상기 2차원영상 평면에 대한 질량의 출현(source) 및 소멸(sink)의 분포를 나타내는 질량 소스항(mass source term)을 변수로서 추가로 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단방법을 제공한다.

[0015] 상기 혈류의 속도벡터를 산출하는 단계에서, 상기 혈류의 속도벡터는 상기 연립방정식의 선형화, 및 선형화 결과식에 대한 이산화(discretization)을 통해 산출되는 것을 특징으로 한다.

[0016] 본 발명에서, 상기 이산화는 상기 선형화 결과식에 대해 표준 유한 차분법(standard finite difference method)를 적용하는 것임을 특징으로 한다.

[0017] 본 발명에서, 상기 나비어-스톡스 방정식은 상기 B-mode 영상에서 추출한 심장의 좌심실의 경계를 경계조건으로 하는 것을 특징으로 한다.

[0018] 본 발명에서, 상기 C-모드 영상의 생성을 위한 도플러데이터는 초음파 스캔라인에 대한 방향벡터와 실제 혈류의 속도벡터 간의 내적에 의해 얻어지는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0019] 본 발명에 따른 초음파 진단장치 및 방법은 심장 등의 초음파 진단시 조영제를 혈관에 투입하는 등의 번거로움 없이, 2차원영상 평면에 대한 질량의 출현과 소멸의 분포를 나타내는 질량 소스항(mass source term)을 추가적인 변수로 사용하는 2차원 나비어-스톡스 방정식을 이용하여, 심장 등에서의 혈류의 속도벡터를 정확하게 산출할 수 있도록 하는 효과가 있다.

[0020] 또한, 본 발명에 따른 초음파 진단장치 및 방법은 기존의 C-모드 영상의 생성을 위한 도플러데이터를 이용함으로써 하드웨어적인 설계변경없이 간단한 연산 처리에 의한 소프트웨어적인 처리만으로도 구현될 수 있는 이점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 본 발명에 의한 일 실시예에 따른 초음파 진단장치의 구성을 나타낸 것이다.

도 2는 초음파 진단장치에서 심장 스캐닝시 스캔 각도에 따른 2챔버뷰, 3챔버뷰, 4챔버뷰의 모습을 보인 것이다.

도 3은 도 2의 영상 중 3 챔버뷰에서 혈류의 흐름에 따른 혈류 속도벡터를 개념적으로 나타낸 것이다.

도 4는 초음파 진단장치에서의 초음파 스캔라인 벡터를 나타낸 것이다.

도 5는 본 발명에 의한 일 실시예에 따른 초음파 진단방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 아래에서는 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나, 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고, 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면부호를 붙였다.
- [0023] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성 요소를 "포함" 한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0024] 도 1은 본 발명에 의한 일 실시예에 따른 초음파 진단장치의 구성을 나타낸 것이고, 도 2는 초음파 진단장치에서 심장 스캐닝시 스캔 각도에 따른 2챔버뷰, 3챔버뷰, 4챔버뷰의 모습을 보인 것이고, 도 3은 도 2의 영상 중 3 챔버뷰에서 혈류의 흐름에 따른 혈류 속도벡터를 개념적으로 나타낸 것이며, 도 4는 초음파 진단장치에서의 초음파 스캔라인 벡터를 나타낸 것으로서, 이를 참조하여 본 발명에 따른 실시예를 설명하면 다음과 같다.
- [0025] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 실시예에 따른 초음파 진단장치는 초음파 센서(110), 신호처리부(120), B-모드 영상 생성부(130), C-모드 영상 생성부(135), 혈류속도벡터 산출부(140), 및 진단부(150)를 포함한다.
- [0026] 초음파 센서(110)는 초음파를 전송하고 그 에코신호를 감지하며, 특히 본 실시예에서는 심장의 좌심실을 그 대상으로 한다.
- [0027] 신호처리부(120)는 초음파 센서(110)에 의해 감지된 감지신호를 신호처리하는 구성요소로서, 초음파 감지신호를 이용한 초음파 영상 구현 및 진단 등 초음파 진단장치에서 이루어지는 다양한 동작을 수행하도록 하기 위한 신호처리과정을 수행한다.
- [0028] B-모드 영상 생성부(130)는 신호처리부(120)의 신호처리 결과에 근거하여 2차원 평면 상에서의 B-모드 (brightness mode) 영상을 생성하고 전체 심박주기에 대한 B-모드 영상으로부터 좌심실의 경계 데이터를 추출한다.
- [0029] C-모드 영상 생성부(135)는 신호처리부(120)의 신호처리 결과에 근거하여 2차원 영상 평면 상에서의 C-모드 영상의 생성을 위한 도플러 데이터(컬러 도플러 데이터)를 산출한다. 본 실시예에서 C-모드 영상생성부(135)는 C-모드 영상의 생성을 위한 도플러 데이터를 산출하고 이를 근거로 하여 C-모드 영상을 생성하는 구성요소로서 기재되어 있지만, 본 발명은 이에 한정되지 않고 도플러 데이터를 산출하는 구성요소와 C-모드 영상을 생성하는 구성요소가 별개의 구성으로 구현되는 경우까지 포함한다.
- [0030] 혈류속도벡터 산출부(140)는 B-모드 영상에서 추출된 상기 좌심실 경계 데이터와 상기 도플러데이터와 혈류의 속도벡터 간의 관계식, 및 신호처리부(120)의 신호처리에 의해 생성된 영상 데이터로부터 얻어지는 2차원 나비에-스톡스 방정식 간의 연립방정식에 근거하여, 2차원영상 평면에서의 혈류의 속도벡터를 산출한다. 여기서, 상기 나비에-스톡스 방정식은 상기 2차원영상 평면에 대한 질량의 출현(source) 및 소멸(sink)의 분포를 나타내는 질량 소스항(mass source term)을 변수로서 추가로 사용한다.
- [0031] 특히, 혈류속도벡터 산출부(140)는 상기 연립방정식의 선형화, 및 선형화 결과식에 대한 이산화(discretization)를 통해 혈류의 속도벡터를 산출할 수 있으며, 상기 이산화는 상기 선형화 결과식에 대해 표준 유한 차분법(standard finite difference method)를 적용하는 것임을 특징으로 한다.
- [0032] 본 실시예에서 상기 나비에-스톡스 방정식을 포함하는 연립방정식은 심장의 좌심실의 경계를 경계조건으로 한다.

- [0033] 이와 같이 구성된 본 실시예의 동작 및 작용을 도 1 내지 도 5를 참조하여 구체적으로 설명한다. 도 5는 본 발명에 의한 일 실시예에 따른 초음파 진단방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0034] 먼저, 도 5에 도시된 바와 같이, 초음파 센서(110)는 초음파를 전송하고 그 에코신호를 감지하여 그 감지신호를 출력한다(S501). 본 실시예에서 초음파 센서(110)는 특히 심장의 좌심실을 그 대상으로 하여 초음파 감지 동작을 수행할 수 있으며, 반드시 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0035] 이어서, 신호처리부(120)는 초음파 센서(110)에 의해 감지된 감지신호를 신호처리한다(S502). 신호처리부(120)는 초음파 감지신호를 이용한 초음파 영상 구현 및 진단 등 초음파 진단장치에서 이루어지는 다양한 동작을 수행하도록 하기 위한 신호처리과정을 수행하며 그 구체적인 동작은 통상의 초음파 진단장치에서와 동일하므로 구체적인 설명은 생략한다.
- [0036] 도 2는 초음파 진단장치에서 심장 스캐닝시 스캔 각도에 따른 2챔버뷰, 3챔버뷰, 4챔버뷰의 모습을 보인 것으로서, 신호처리부(120)에 의한 신호처리 결과를 이용하여 도 2에 도시된 바와 같은 스캔방향에 따른 초음파 영상을 생성할 수 있다. 그리고, 특히 도 3은 도 2의 영상 중 3 챔버뷰에서 혈류의 흐름에 따른 혈류 속도벡터를 개념적으로 나타낸 것으로서, 2차원영상 평면 상에서의 혈류의 속도벡터(u,v)는 시간과 위치에 따라 도 3에 도시된 바와 같이 개념적으로 표현될 수 있다.
- [0037] 다음으로, B-모드 영상 생성부(130)는 신호처리부(120)의 신호처리 결과에 근거하여 2차원 평면 상에서의 B-모드 영상을 생성하고(S503), 생성된 상기 B-모드 영상으로부터 좌심실 경계 데이터를 추출한다(S504). B-모드(brightness mode) 영상은 대상체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)의 반사계수를 2차원 영상으로 나타낸 것으로서, B-모드 영상의 생성에 관한 기술은 공지되어 있으므로 이에 대한 자세한 설명은 생략한다. B-모드 영상 생성부(130)는 생성된 B-모드 영상으로부터 심장의 좌심실에 대한 경계 데이터를 추출할 수 있다. 여기서, 2차원영상 평면은 초음파 진단장치에 의해 얻어지는 2차원 초음파 영상에 대응되는 평면을 의미하며, 좌심실 경계 데이터의 추출은 초음파 영상에서 분할(segmentation) 및 추적(tracking)을 위한 영상처리 알고리즘을 이용한다.
- [0038] 이와 함께, C-모드 영상 생성부(135)는 신호처리부(120)의 신호처리 결과에 근거하여 C-모드 영상의 생성을 위한 2차원영상 평면 상에서의 도플러 데이터(컬러 도플러 데이터)를 산출하여 C-모드 영상을 생성한다(S505). C-모드(color doppler mode) 영상은 도플러 효과를 이용하여 움직이는 대상체의 속도를 컬러로 표시한 영상으로서, C-모드 영상 생성부(135)는 신호처리부(120)의 신호처리에 따른 결과 데이터를 이용하여 도플러 데이터(도플러 신호)를 생성하고 이 생성된 도플러 데이터에 근거하여 C-모드 영상을 생성하는바, C-모드 영상의 생성에 관한 기술은 공지되어 있으므로 이에 대한 자세한 설명은 생략한다.
- [0039] 도 4에 도시된 바와 같이 초음파 진단장치에서 스캔방향에 따른 초음파 스캔라인 벡터를 **a**라 할 경우, 도플러 데이터는 다음의 수학식 1과 같이 얻어진다.

수학식 1

[0040]
$$c(\mathbf{x}, t) = (a_1(\mathbf{x}), a_2(\mathbf{x})) \cdot (u(\mathbf{x}, t), v(\mathbf{x}, t)).$$

- [0041] 여기서, $c(x,t)$ 는 2차원영상 평면 D에서의 특정 지점 x , 시간 t 에서의 도플러 데이터이고, $(a_1(x), a_2(x))$ 는 초음파 스캔라인 벡터 **a**이고, $(u(x,t), v(x,t))$ (이하, " (u,v) "로 표시함)는 2차원영상 평면에서의 혈류 속도벡터이다. u 와 v 는 각각 혈류 속도벡터의 x , y 성분이다. 즉, 수학식 1에서 알 수 있는 바와 같이, $c(x,t)$ 는 초음파 스캔라인 벡터 **a**와 혈류 속도벡터 간의 내적에 의해 얻어지므로, 스캔라인 방향으로의 속도성분이 된다.
- [0042] 다음으로, 혈류속도벡터 산출부(140)는 상기 추출된 좌심실 경계 데이터와 상기 도플러데이터와 혈류의 속도벡터 간의 관계식, 및 신호처리부(120)의 신호처리에 의해 생성된 영상 데이터로부터 얻어지는 2차원 나비에-스톡스 방정식 간의 연립방정식에 근거하여, 2차원영상 평면에서의 혈류의 속도벡터를 산출한다(S506).
- [0043] 나비에-스톡스(Navier-Stokes) 방정식은 유체의 운동을 기술하는 비선형 편미분 방정식으로서, 나비에-스톡스

방정식에 경계 조건을 대입함으로써 와류와 소용돌이를 포함한 유체의 움직임을 모델링할 수 있음이 알려져 있다. 본 실시예에서 상기 나비에-스톡스 방정식은 심장의 좌심실의 경계를 경계조건으로 하고, 좌심실 내의 혈류 벡터를 계산하기 위한 나비에-스톡스 방정식은 아래의 수학식 2와 같이 표현될 수 있다.

수학식 2

$$\begin{cases} \rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} & \text{in } \Omega_T, \\ \nabla \cdot \mathbf{v} = 0 & \text{in } \Omega_T, \end{cases}$$

[0044]

수학식 2에서, 벡터 $\mathbf{v} = (u, v, w)$ 는 3차원 혈류 속도벡터이고, ρ 는 혈류의 밀도(density)이고, μ 는 혈류의 점성계수(viscosity)이고, p 는 압력(pressure)이다. u, v, w 는 각각 혈류 속도벡터의 x, y, z 성분이며, Ω_T 는

시간가변 좌심실 영역을 의미하며 $\Omega_T := \bigcup_{0 < t < T} \Omega(t) \times \{t\}$ 로 정의된다. 여기서, $\Omega(t)$ 는 시간에 따라 변하는 좌심실 영역이며, T 는 심박주기이다. 수학식 2는 3차원 혈류속도 벡터 \mathbf{v} 를 사용한 3차원 나비에-스톡스 방정식이다.

[0046]

2차원영상 평면 상에서의 혈류 속도벡터 (u, v) 를 구하기 위하여 수학식 2의 2차원 평면에 관련된 속도벡터 항에 대해서 다시 풀어쓰면 아래의 수학식 3과 같이 표현할 수 있다.

수학식 3

$$\begin{cases} \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\mu}{\rho} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) + \underbrace{\frac{\mu}{\rho} \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} - w \frac{\partial u}{\partial z}}_{f_1}, \\ \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\mu}{\rho} \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \right) + \underbrace{\frac{\mu}{\rho} \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} - w \frac{\partial v}{\partial z}}_{f_2}, \\ \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = -\frac{\partial w}{\partial z}. \end{cases}$$

[0047]

그러나, 수학식 1에서 얻어진 도플러 데이터 $c(x, t)$ 는 2차원영상 평면 D 에 대해 얻어진 것으로서, 2차원영상 평면 D 상에서 수학식 2의 $f_1, f_2, \frac{\partial w}{\partial z}$ 에 대한 정보는 포함하고 있지 않다. 따라서, 본 실시예에서는 질량 소스 항(mass source term)이라는 새로운 변수 s 를 채용하여 수학식 3으로부터 수학식 4를 도출할 수 있다.

[0048]

수학식 4

$$\begin{cases} \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 u + \frac{\mu}{3\rho^2} \frac{\partial s}{\partial x}, \\ \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 v + \frac{\mu}{3\rho^2} \frac{\partial s}{\partial y}, \\ \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = \frac{s}{\rho}. \end{cases}$$

[0049]

[0050] 질량 소스항(mass source term) s 는 2차원영상 평면에 대한 질량의 출현(source) 및 소멸(sink)의 분포를 나타내는 것으로서, 2차원영상 평면으로의 유체의 유입이 출현(source)이 되고 유출이 소멸(sink)이 된다.

[0051] 상기와 같이 얻어진 수학식 2와 수학식 4의 연립방정식을 선형화하여 나타내면 수학식 5와 같이 표현된다.

수학식 5

$$\begin{bmatrix} a_1 & a_2 & 0 & 0 \\ \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & -\frac{1}{\rho} \\ \frac{\partial}{\partial t} - \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 & 0 & \frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial x} & -\frac{\mu}{3\rho^2} \frac{\partial}{\partial x} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial t} - \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 & \frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial y} & -\frac{\mu}{3\rho^2} \frac{\partial}{\partial y} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \\ p \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c \\ 0 \\ -u \frac{\partial u}{\partial x} - v \frac{\partial u}{\partial y} \\ -u \frac{\partial v}{\partial x} - v \frac{\partial v}{\partial y} \end{bmatrix}$$

[0052]

[0053] 그리고, 이러한 선형화 결과식에 대해 이산화(discretization)를 수행하여 수학식 6을 얻을 수 있다. 여기서, 상기 이산화는 수학식 5의 선형화 결과식에 대해 표준 유한 차분법(standard finite difference method)를 적용하는 것임을 특징으로 한다.

수학식 6

$$\begin{bmatrix} a_1 & a_2 & 0 & 0 \\ D_x & D_y & 0 & -\frac{1}{\rho} \\ 1 - \frac{\mu \Delta t}{\rho} L & 0 & \frac{\Delta t}{\rho} D_x & -\frac{\mu \Delta t}{3\rho^2} D_x \\ 0 & 1 - \frac{\mu \Delta t}{\rho} L & \frac{\Delta t}{\rho} D_y & -\frac{\mu \Delta t}{3\rho^2} D_y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u^{(n+1)} \\ v^{(n+1)} \\ p^{(n+1)} \\ s^{(n+1)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c^{(n+1)} \\ 0 \\ u^{(n)} - \Delta t (u^{(n)} D_x u^{(n)} + v^{(n)} D_y u^{(n)}) \\ v^{(n)} - \Delta t (u^{(n)} D_x v^{(n)} + v^{(n)} D_y v^{(n)}) \end{bmatrix}$$

[0054]

[0055] 수학식 6에서 D_x 는 x방향 도함수(x-derivative), D_y 는 y방향 도함수(y-derivative), L 은 라플라스 연산자를 의미하고, (n) 은 n 회차 시간스텝(n -th time step)을 의미한다. 혈류속도벡터 산출부(140)는 심박주기 전체의 각각의 B-모드 영상에서 추출한 좌심실 경계 내에서 수학식 6과 같은 점화식의 연산결과 적정 오차의 범위 내에서 수렴하는 u 와 v 를 구함으로써, 2차원영상 평면에서의 혈류의 속도벡터 (u, v) 를 구할 수 있다. 수학식 6에서 2차원영상 평면에서의 혈류속도 벡터 (u,v) 의 초기값은 $u=0, v=0$ 또는 $u=c, v=0$ (c 는 수학식 1의 도플러 데이터) 등의 값으로 설정될 수 있으나, 특정한 값에 한정될 필요는 없다.

[0056] 다음으로, 진단부(150)는 혈류속도벡터 산출부(140)가 산출한 2차원영상 평면에서의 혈류 속도벡터에 근거하여 혈류의 와도(vorticity)와 같은 심장 기능에 관한 정량적인 진단정보를 산출한다(S507).

[0057] 이상 살펴 본 바와 같이, 본 실시예에 따른 초음파 진단장치 및 방법은 심장 등의 초음파 진단시 조영제를 혈관에 투입하는 등의 번거로움 없이, 2차원영상 평면에 대한 질량의 출현과 소멸의 분포를 나타내는 질량 소스항을 추가적인 변수로 사용하는 2차원 나비에-스톡스 방정식을 이용하여, 심장 등에서의 혈류의 속도벡터를 정확하게 산출할 수 있다. 또한, 본 실시예에 따른 초음파 진단장치 및 방법은 기존의 C-mode 영상을 위한 도플러데이터를 이용함으로써 하드웨어적인 설계변경없이 간단한 연산 처리에 의한 소프트웨어적인 처리만으로도 구현될 수 있는 이점이 있다.

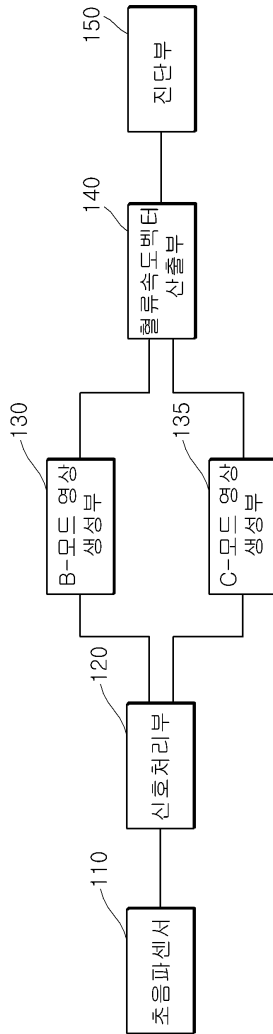
[0058] 이상에서 본 발명의 실시 예에 대하여 상세하게 설명하였지만 본 발명의 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고, 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 본 발명의 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 본 발명의 권리범위에 속하는 것이다.

부호의 설명

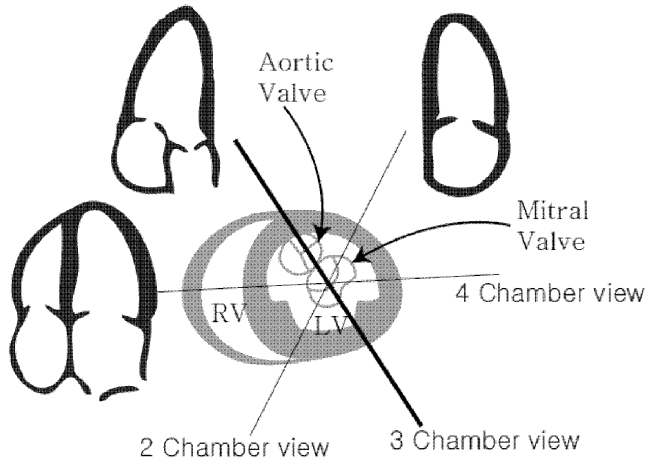
- [0059] 110 : 초음파 센서
- 120 : 신호처리부
- 130 : B-모드 영상 생성부
- 135 : C-모드 영상 생성부
- 140 : 혈류 속도벡터 연산부
- 150 : 진단부

도면

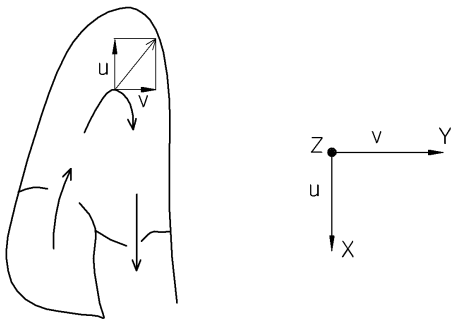
도면1



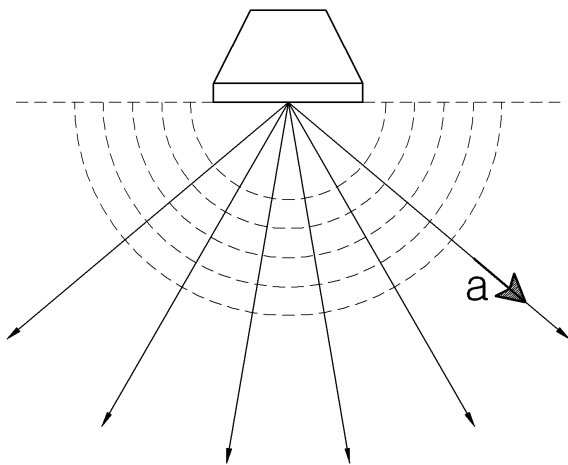
도면2



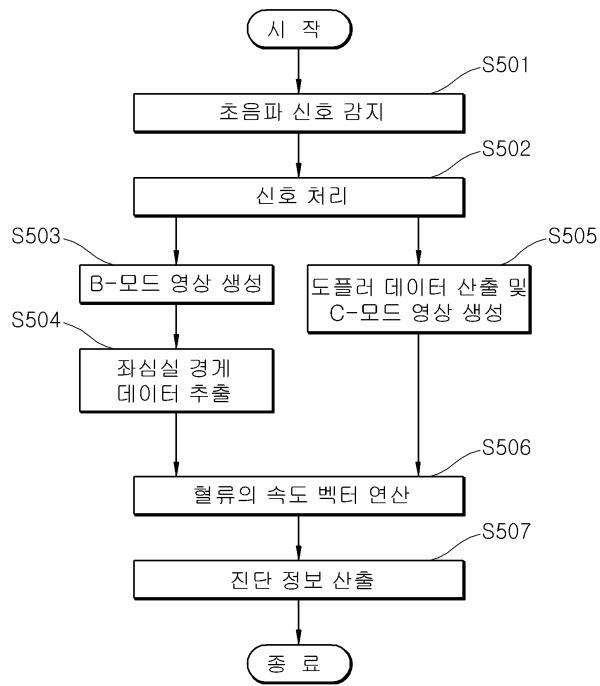
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	标题：超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	KR101574104B1	公开(公告)日	2015-12-03
申请号	KR1020140074622	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 JUNG IL CHOI 최정일		
发明人	안치영 전기완 최정일		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 G16H50/30 A61B8/08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波传感器本发明涉及一种用于发射超声波并检测其回波信号的超声波传感器。一种信号处理器，用于信号处理超声波传感器的传感信号;基于所述信号处理单元的信号处理结果B-模式图像生成单元，用于生成在二维表面上的B-模式(亮度模式)图像，并从所生成的B模式图像中提取左心室的边界数据;和数据和多普勒数据和血流的速度矢量，和之间的提取左心室的边界的关系; C-模式图像生成单元，用于基于所述信号处理单元的信号处理结果来产生多普勒模式图像数据用于生成C-的信号处理中的二维的Navier从由信号处理部所生成的图像数据而获得 - 斯托克斯方程之间的联立方程的基础上，但包括：用于计算在一个二维图像平面中的血流的速度矢量，其中矢量流速度计算器Navier-Stokes方程的超声波诊断装置，其特征在于，进一步使用作为大容量源，其中 (masssource术语)表示2-d图像平面参数的质量(源)和消光(汇)的分布它涉及。支持本发明的国家研发项目 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 1.1 主要组织 国立数学科学研究所 研究期 2014.01.01~2014.12.31

