



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년11월18일

(11) 등록번호 10-1570194

(24) 등록일자 2015년11월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/06 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0144292(분할)

(22) 출원일자 2014년10월23일

심사청구일자 2014년10월23일

(65) 공개번호 10-2014-0143124

(43) 공개일자 2014년12월15일

(62) 원출원 특허 10-2012-0024112

원출원일자 2012년03월08일

심사청구일자 2012년03월08일

(56) 선행기술조사문헌

JP2006055493 A*

US06464637 B1*

US20020072672 A1

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

삼성메디슨 주식회사

강원도 홍천군 남면 한서로 3366

(72) 발명자

이준급

서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42 (대치동)

현동규

서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42 (대치동)

(74) 대리인

리엔목특허법인

전체 청구항 수 : 총 18 항

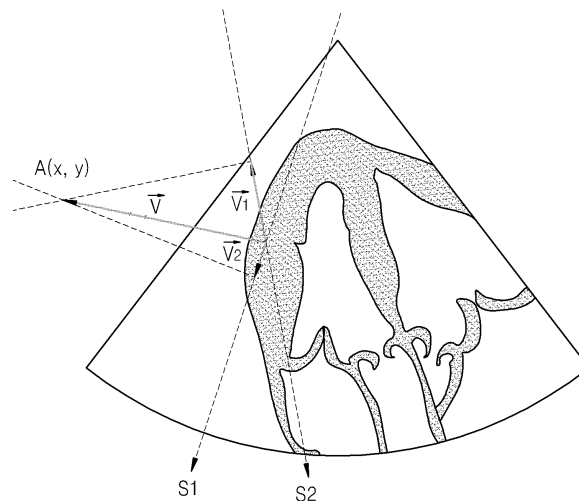
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법 및 장치

(57) 요약

초음파 신호를 송수신하여 대상체로부터 벡터 도플러 데이터를 획득하는 단계; 및 획득된 벡터 도플러 데이터를 기초로 대상체에 포함된 조직의 이동 속도 및 방향을 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법을 개시한다.

대표도 - 도9



명세서

청구범위

청구항 1

하나의 비집속(unfocused) 초음파 신호를 대상체로 송신하고, 상기 하나의 비집속(unfocused) 초음파 신호의 송신에 대응하여 상기 대상체로부터 수신 각도가 상이한 복수의 에코 신호를 수신하는 단계;

상기 수신 각도가 상이한 복수의 에코 신호에 기초하여, 상기 대상체의 벡터 도플러 데이터를 획득하는 단계;

상기 획득된 벡터 도플러 데이터를 기초로 상기 대상체에 포함된 조직의 이동 속도 및 방향을 실시간으로 검출하는 단계; 및

상기 대상체의 초음파 영상 위에 상기 검출된 조직의 이동 속도 및 방향을 표시하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 검출하는 단계는,

상기 획득된 벡터 도플러 데이터에 대한 주파수 스펙트럼 정보를 생성하는 단계;

상기 생성된 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 상기 조직에 의해 발생된 신호를 추출하는 단계; 및

상기 추출된 신호를 이용하여 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서, 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 검출하는 단계는,

상기 조직에 의해 발생된 적어도 둘 이상의 신호를 추출하는 단계; 및

상기 적어도 둘 이상의 신호의 주파수를 이용하여 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 산출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법.

청구항 4

제 2 항에 있어서, 상기 신호를 추출하는 단계는,

상기 생성된 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 혈류 신호의 주파수와 상기 조직에 의해 발생된 신호의 주파수를 분리하기 위한 차단 주파수를 설정하는 단계; 및

상기 설정된 차단 주파수를 갖는 저 대역 필터를 이용하여 상기 벡터 도플러 데이터에서 상기 조직에 의해 발생된 신호를 추출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법.

청구항 5

제 2 항에 있어서, 상기 신호를 추출하는 단계는,

상기 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 혈류 신호의 최대 파워가 소정 값이 되도록 하는 이득 값을 산출하는 단계; 및

상기 산출된 이득 값을 상기 벡터 도플러 데이터에 적용하여 상기 조직에 의해 발생된 신호를 추출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 산출된 이득 값은 0 초과 1 미만인 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법.

청구항 7

제 5 항에 있어서, 상기 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은,

상기 산출된 이득 값의 역수를 이용하여 상기 추출된 신호를 보상하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 표시하는 단계는,

상기 조직의 이동 속도 및 방향을 컬러, 파티클, 및 화살표 중 적어도 하나의 형태로 표시하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 상기 초음파 신호의 송수신은,

평면파(Plane wave) 송수신, 스캔라인(Scan line) 송수신, 브로드 빔(Broad beam) 송수신, 및 영역 기반(Zone based) 송수신 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법.

청구항 10

하나의 비집속(unfocused) 초음파 신호를 대상체로 송신하고, 상기 하나의 비집속(unfocused) 초음파 신호의 송신에 대응하여 상기 대상체로부터 수신 각도가 상이한 복수의 에코 신호를 수신하고, 상기 수신 각도가 상이한 복수의 에코 신호에 기초하여, 상기 대상체의 벡터 도플러 데이터를 획득 데이터 획득부;

상기 획득된 벡터 도플러 데이터를 기초로 상기 대상체에 포함된 조직의 이동 속도 및 방향을 실시간으로 검출하는 검출부;

상기 대상체의 초음파 영상 위에 상기 검출된 조직의 이동 속도 및 방향을 표시하는 디스플레이부; 및

상기 데이터 획득부 및 상기 검출부를 제어하는 제어부를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서, 상기 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치는,

상기 획득된 벡터 도플러 데이터에 대한 주파수 스펙트럼 정보를 생성하는 주파수 변환부를 더 포함하되,

상기 검출부는,

상기 생성된 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 상기 조직에 의해 발생된 신호를 추출하고, 상기 추출된 신호를 이용하여 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 검출하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서, 상기 검출부는,

상기 조직에 의해 발생된 적어도 둘 이상의 신호를 추출하고, 상기 적어도 둘 이상의 신호의 주파수를 이용하여 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 산출하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치.

청구항 13

제 11 항에 있어서, 상기 제어부는,

상기 생성된 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 혈류 신호의 주파수와 상기 조직에 의해 발생된 신호의 주파수를 분리하기 위한 차단 주파수를 설정하고,

상기 검출부는,

상기 설정된 차단 주파수를 갖는 저 대역 필터를 이용하여 상기 벡터 도플러 데이터에서 상기 조직에 의해 발생

된 신호를 추출하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치.

청구항 14

제 11 항에 있어서, 상기 제어부는,

상기 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 혈류 신호의 최대 파워가 소정 값이 되도록 하는 이득 값을 산출하고,

상기 검출부는,

상기 산출된 이득 값을 상기 벡터 도플러 데이터에 적용하여 상기 조직에 의해 발생된 신호를 추출하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 산출된 이득 값은 0 초과 1 미만인 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치.

청구항 16

제 14 항에 있어서, 상기 제어부는,

상기 산출된 이득 값의 역수를 이용하여 상기 추출된 신호를 보상하는 것을 특징으로 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치.

청구항 17

제 10 항에 있어서, 상기 디스플레이부는,

상기 조직의 이동 속도 및 방향을 컬러, 파티클, 및 화살표 중 적어도 하나의 형태로 표시하는 것을 특징으로 하는 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치.

청구항 18

제 1 항 내지 제 9 항 중 어느 한 항의 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 벡터 도플러 효과를 이용하여 대상체에 포함된 조직의 이동 방향 및 속도를 획득하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 진단 장치는 대상체의 체표로부터 체내의 소정 부위를 향하여 초음파 신호를 전달하고, 체내의 조직에서 반사된 초음파 신호의 정보를 이용하여 연부조직의 단층이나 혈류에 관한 이미지를 얻는 것이다.

[0003] 이러한 초음파 진단 장치는 소형이고, 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하다는 이점이 있다. 또한, 초음파 진단 장치는, 방사능 등의 피폭이 없어 안정성이 높은 장점이 있어, X선 진단장치, CT(Computerized Tomography) 스캐너, MRI(Magnetic Resonance Image) 장치, 핵의학 진단장치 등의 다른 화상 진단장치와 함께 널리 이용되고 있다.

[0004] 일반적인 초음파 진단 장치의 경우, 도플러 효과를 이용하여 혈류의 속도를 검출할 수 있다. 하지만, Angle Dependency의 제약 때문에 정확한 혈류의 속도를 측정할 수 없다.

[0005] 도 1은 일반적인 초음파 진단 장치에 있어서 Angle Dependency를 설명하기 위한 도면이다.

[0006] 도 1에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서는 초음파 신호를 대상체로 송신(① 방향)하고, 대상체로부터 반사되는 초음파 응답 신호를 수신(②방향)할 수 있다. 이때, 혈류의 이동 방향이 ③ 방향인 경우, 초음파 진단 장치는 Angle Dependency의 제약으로 인하여 정확하게 혈류가 ③ 방향으로 이동하고 있다는 점을 검출할 수 없다. 단지

초음파 진단 장치는 트랜스듀서를 기준으로 혈류가 멀어지고 가까워지는 것만을 검출할 수 있다. 즉, 트랜스듀서는 혈류의 이동 방향 중 직교 성분인 ④ 방향만을 인지하여, 혈류가 트랜스듀서에서 멀어지고 있다는 점을 검출하게 되는 것이다.

[0007] 한편, 일반적인 초음파 진단 장치에서는 Angle Dependency 때문에, 트랜스듀서를 기준으로 좌우로 운동하는 심근의 움직임을 검출할 수 없어, 상하로 운동하는 심장 판막의 움직임을 대신 검출하고 있다.

[0008] 따라서, Angle Dependency의 제약 없이 심근의 이동 방향 및 속도를 직관적으로 표현하는 초음파 진단 장치가 필요하다.

발명의 내용

[0009] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은, 초음파 신호를 송수신하여 대상체로부터 벡터 도플러 데이터를 획득하는 단계; 및 획득된 벡터 도플러 데이터를 기초로 대상체에 포함된 조직의 이동 속도 및 방향을 검출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0010] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은, 획득된 벡터 도플러 데이터에 대한 주파수 스펙트럼 정보를 생성하는 단계; 생성된 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 조직에 의해 발생된 클러스터 신호를 추출하는 단계; 및 추출된 클러스터 신호를 이용하여 조직의 이동 속도 및 방향을 검출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은, 검출된 조직의 이동 속도 및 방향을 디스플레이하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0012] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은, 벡터 도플러 데이터에 포함된 적어도 둘 이상의 클러스터 신호의 주파수를 이용하여 조직의 이동 속도 및 방향을 산출하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0013] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은, 생성된 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 차단 주파수를 설정하는 단계; 및 설정된 차단 주파수를 갖는 저 대역 필터를 이용하여 벡터 도플러 데이터에서 클러스터 신호를 추출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0014] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은, 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 혈류 신호의 최대 파워가 소정 값이 되도록 하는 이득 값을 산출하는 단계; 및 산출된 이득 값을 벡터 도플러 데이터에 적용하여 클러스터 신호를 추출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0015] *본 발명의 일 실시예에 따라 산출된 이득 값은 0 초과 1 미만일 수 있다.

[0016] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은, 산출된 이득 값의 역수를 이용하여 추출된 클러스터 신호를 보상하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0017] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은, 조직의 이동 속도 및 방향을 2D 이미지 또는 3D 이미지로 표시하는 단계를 포함할 수 있다.

[0018] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은, 조직의 이동 속도 및 방향을 컬러, 파티클, 및 화살표 중 적어도 하나의 형태로 표시하는 단계를 포함할 수 있다.

[0019] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 신호의 송수신은, 평면파(Plane wave) 송수신, 집속(Focused) 송수신, 스캔라인(Scan line) 송수신, 브로드 빔(Broad beam) 송수신, 및 영역 기반(Zone based) 송수신 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0020] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치는, 초음파 신호를 송수신하여 대상체로부터 벡터 도플러 데이터를 획득하는 데이터 획득부; 획득된 벡터 도플러 데이터를 기초로 대상체에 포함된 조직의 이동 속도 및 방향을 검출하는 검출부; 및 데이터 획득부 및 검출부를 제어하는 제어부를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 일반적인 초음파 진단 장치에 있어서 Angle Dependency를 설명하기 위한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예와 관련된 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치를 설명하기 위한 블록 구성도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예와 관련된 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 4는 본 발명의 또 다른 실시예와 관련된 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예와 관련된 저 대역 필터를 이용하여 조직에 의해 발생된 클러터 신호를 추출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예와 관련된 이득 값을 이용하여 조직에 의해 발생된 클러터 신호를 추출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예와 관련된 조직의 벡터 성분을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예와 관련된 조직의 벡터 성분을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예와 관련된 심근의 이동 속도 및 방향을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[0023] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0024] 명세서 전체에서 "대상체"는 신체의 일부를 의미할 수 있다. 예를 들어, 대상체에는 간이나, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기나, 태아 등이 포함될 수 있다.

[0025] 명세서 전체에서 "사용자"는 의료전문가로서 의사, 간호사, 임상병리사, 의료영상 전문가 등이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0026] 명세서 전체에서 대상체로 송신되는 초음파 신호의 주파수와 에코 신호의 주파수의 차이를 "도플러 주파수"라 한다. 또한, 도플러 주파수를 가지는 신호를 "도플러 신호"라 한다.

[0027] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 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 도면 부호를 붙였다.

[0028] 도 2는 본 발명의 일 실시예와 관련된 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치를 설명하기 위한 블록 구성도이다.

[0029] 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치(100)(이하 '획득 장치'라 함)는 초음파를 이용하여 대상체로부터 초음파 영상 또는 벡터 도플러 영상을 획득하고, 획득된 초음파 영상 또는 벡터 도플러 영상을 사용자에게 디스플레이해 줄 수 있는 기기를 의미한다.

[0030] 본 발명의 일 실시예에 따른 획득 장치(100)는 다양한 형태로 구현이 가능하다. 예를 들어, 본 명세서에서 기술되는 획득 장치(100)는 고정식 단말뿐만 아니라 이동식 단말 형태로도 구현될 수 있다. 이동식 단말의 일례로 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있다.

[0031] 본 발명의 일 실시예에 따른 획득 장치(100)는 데이터 획득부(110), 주파수 변환부(120), 검출부(130), 디스플레이부(140), 제어부(150)를 포함할 수 있다. 그러나 도시된 구성요소 모두가 필수구성요소인 것은 아니다. 도시된 구성요소보다 많은 구성요소에 의해 획득 장치(100)가 구현될 수도 있고, 그보다 적은 구성요소에 의해서도 획득 장치(100)는 구현될 수 있다.

[0032] 데이터 획득부(110)는 대상체로 초음파 신호를 송신할 수 있다. 또한, 데이터 획득부(100)는 대상체로부터 초음파 응답 신호를 수신할 수도 있다. 즉, 본 발명의 일 실시예에 따른 데이터 획득부(110)는 초음파 신호의 송수

신을 수행하는 송수신부를 포함할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 데이터 획득부(110)의 일례로 트랜스듀서가 있을 수 있다.

[0033] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 신호의 송수신은 평면파(Plane wave) 송수신, 집속(Focused) 송수신, 스캔라인(Scan line) 송수신, 브로드 빔(Broad beam) 송수신, 영역 기반(Zone based) 송수신 등이 있을 수 있다. 그러나, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 신호의 송수신이 이에 한정되는 것은 아니다.

[0034] 데이터 획득부(110)는 초음파 신호를 송수신하여 대상체로부터 백터 도플러 데이터를 획득할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체는 혈류 및 조직을 포함할 수 있다.

[0035] 본 발명의 일 실시예에 따른 백터 도플러 데이터는 대상체의 이동 방향 성분까지 포함된 도플러 데이터를 의미한다. 즉, 본 발명의 일 실시예에 따른 백터 도플러 데이터에는 적어도 둘 이상의 도플러 각도에서 수신된 도플러 신호에 대한 데이터가 포함될 수 있다.

[0036] 본 발명의 일 실시예에 따른 백터 도플러 데이터에는, 상기 혈류에 의해서 발생된 혈류 신호(Blood signal) 및 상기 조직에 의해 발생된 클러터 신호(Cluter signal)가 포함될 수 있다. 이 경우, 본 발명의 일 실시예에 의하면, 혈류 신호 및 클러터 신호는 백터 도플러 데이터 내에 복수 개 존재할 수 있다.

[0037] 주파수 변환부(120)는 상기 수신된 백터 도플러 데이터에 대한 주파수 스펙트럼 정보를 생성할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 의하면, 주파수 변환부(120)는 푸리에 변환을 이용하여 백터 도플러 데이터에 대한 주파수 스펙트럼 정보를 생성할 수 있게 된다.

[0038] 본 발명의 일 실시예에 따른 주파수 스펙트럼 정보에는 혈류 신호 및 클러터 신호의 주파수에 따른 파워 값(신호의 세기)이 포함될 수 있다.

[0039] 혈류의 속도가 조직의 속도에 비해 상대적으로 빠르기 때문에, 혈류에 의해 발생된 혈류 신호는 고주파 대역에 위치하고, 조직에 의해 발생된 클러터 신호는 저주파 대역에 위치하게 된다.

[0040] 또한, 일반적으로 혈류의 반사율(reflectivity)이 주변 조직의 반사율에 비해 매우 작기 때문에, 혈류에 의해 발생된 혈류 신호보다 조직에 의해 발생된 클러터 신호의 세기가 더 크게 나타난다.

[0041] 검출부(130)는 백터 도플러 데이터를 기초로 조직의 이동 속도 및 방향을 검출할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도란 조직의 움직임에 의해 발생하는 속도의 크기를 의미한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 방향이란 조직의 움직임에 의해 발생하는 속도의 방향을 의미한다.

[0042] 검출부(130)는, 상기 생성된 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 조직에 의해 발생된 클러터 신호를 추출하고, 추출된 클러터 신호를 이용하여 조직의 이동 속도 및 방향을 검출할 수 있다. 예를 들어, 검출부(130)는 백터 도플러 데이터의 주파수 스펙트럼 정보를 이용하여 혈류 신호와 클러터 신호를 구분할 수 있는 것이다.

[0043] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 검출부(130)는 저 대역 필터를 이용하여 상기 혈류 신호와 상기 클러터 신호를 구분할 수 있다. 상기 저 대역 필터는 상기 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 설정된 차단 주파수를 갖게 된다.

[0044] 혈류에 의해 발생된 혈류 신호는 고주파 대역에 위치하고, 조직에 의해 발생된 클러터 신호는 저주파 대역에 위치하므로, 검출부(130)는 저 대역 필터를 사용하여, 조직에 의해 발생된 클러터 신호를 추출하게 되는 것이다.

[0045] 본 발명의 또 다른 실시예에 의하면, 검출부(130)는 백터 도플러 데이터의 이득 값을 조절하여 상기 혈류 신호와 상기 클러터 신호를 구분할 수도 있다. 예를 들어, 검출부(130)는 혈류에 의해 발생된 혈류 신호의 최대 파워가 소정 값이 되도록 하는 이득 값을 산출할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 의하면, 상기 소정 값은 '0'일 수 있다.

[0046] 일반적으로 혈류에 의해 발생된 혈류 신호보다는 조직에 의해 발생된 클러터 신호의 파워가 크기 때문에, 검출부(130)는 상기 산출된 이득 값을 이용하여, 혈류에 의해 발생된 혈류 신호의 파워를 '0'에 가깝게 만든 후, 조직에 의해 발생된 클러터 신호를 추출하게 되는 것이다.

[0047] 검출부(130)는 상기 검출된 조직에 의해 발생된 클러터 신호를 이용하여 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 획득할 수 있다. 앞에서 설명한 바와 같이, 백터 도플러 데이터에는 다른 방향에서 수신된 복수의 클러터 신호가 포함될 수 있다.

[0048] 따라서, 검출부(130)는 적어도 둘 이상의 클러터 신호의 주파수에 기초하여 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 산출할 수 있는 것이다. 조직의 이동 속도 및 방향을 산출하는 자세한 방법은 도 7을 참조하여 후술하기로

한다.

- [0049] 디스플레이부(140)는 획득 장치(100)에서 처리되는 정보를 표시 출력할 수 있다. 예를 들어, 디스플레이부(140)는 조직의 이동 속도 및 방향을 디스플레이할 수 있다. 이 경우, 디스플레이부(140)는 상기 대상체에 대한 초음파 영상에 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 오버레이하여 디스플레이할 수 있다.
- [0050] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상은 B 모드(brightness mode), C 모드(color mode), M 모드(Motion Mode), PW(Pulsed-wave) 모드, CW(Continuous wave) 모드, 2D(two-dimensional) 모드, 및 3D(three-dimensional) 모드 중 적어도 하나의 모드를 통해 생성된 영상일 수 있다.
- [0051] 한편, 디스플레이부(140)는 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 2D 이미지 또는 3D 이미지로 표시할 수 있다. 디스플레이부(140)는, 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 컬러, 파티클, 및 화살표 중 적어도 하나의 형태로 표시할 수도 있다.
- [0052] 디스플레이부(140)와 터치패드가 상호 레이어 구조를 이루어 터치 스크린으로 구성되는 경우, 디스플레이부(140)는 출력 장치 이외에 입력 장치로도 사용될 수 있다. 디스플레이부(140)는 액정 디스플레이(liquid crystal display), 박막 트랜지스터 액정 디스플레이(thin film transistor-liquid crystal display), 유기 발광 다이오드(organic light-emitting diode), 플렉시블 디스플레이(flexible display), 3차원 디스플레이(3D display) 중에서 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0053] 그리고 획득 장치(100)의 구현 형태에 따라 디스플레이부(140)는 2개 이상 존재할 수도 있다. 터치스크린은 터치 입력 위치, 터치된 면적뿐만 아니라 터치 입력 압력까지도 검출할 수 있도록 구성될 수 있다. 또한, 터치스크린은 상기 터치(real-touch)뿐만 아니라 근접 터치(proximity touch)도 검출될 수 있도록 구성될 수 있다.
- [0054] 제어부(150)는 데이터 획득부(110), 주파수 변환부(120), 검출부(130), 디스플레이부(140)를 전반적으로 제어할 수 있다.
- [0055] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 제어부(150)는, 주파수 변환부(120)에서 생성된 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 혈류 신호의 주파수와 클러터 신호의 주파수를 분리하기 위한 차단 주파수를 설정할 수 있다.
- [0056] 제어부(150)는, 주파수 변환부(120)에서 생성된 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 혈류 신호의 최대 파워가 소정 값이 되도록 하는 이득 값을 산출할 수도 있다.
- [0057] 한편, 제어부(150)는, 상기 산출된 이득 값을 적용하여 추출된 클러터 신호를 보상할 수도 있다. 이때, 제어부(150)는 상기 산출된 이득 값의 역수를 이용하여 상기 추출된 클러터 신호를 보상하게 된다.
- [0058] 본 발명의 일 실시예에 따른 획득 장치(100)는 집속되지 않은 빔(Unfocused Beam)을 송수신할 수 있다. 일반적으로 집속 빔(focused Beam)이 사용되는 경우, 획득 장치(100)는 각각의 스캔라인마다 빔을 송신해야 하기 때문에, 계산 양이 많아지게 된다. 하지만, 본 발명의 일 실시예에 따른 획득 장치(100)는 집속되지 않은 빔(Unforocused Beam)을 사용함으로써, 계산 양을 줄여, 조직의 이동 속도 및 방향 검출을 실시간 구현할 수 있게 된다.
- [0059] 이하에서는 획득 장치(100)의 각 구성을 이용하여 조직의 이동 속도 및 방향을 검출하는 방법에 대해서도 3을 참조하여 자세히 살펴보기로 하자.
- [0060] 도 3은 본 발명의 일 실시예와 관련된 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0061] 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은 도 2에 도시된 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치(100)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하에서 생략된 내용이라 하더라도 도 2에 도시된 획득 장치(100)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 도 3의 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법에도 적용됨을 알 수 있다.
- [0062] 획득 장치(100)는 초음파 신호를 송수신하여 대상체로부터 벡터 도플러 데이터를 획득할 수 있다[S310]. 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체에는 혈류 및 조직이 포함될 수 있다. 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 벡터 도플러 데이터에는 혈류에 의해 발생된 혈류 신호 및 조직에 의해 발생된 클러터 신호가 포함될 수 있다.
- [0063] 획득 장치(100)는 상기 획득된 벡터 도플러 데이터를 기초로 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 검출할 수 있다[S320]. 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향은 대상체의 움직임에 관한 정보이다. 예를 들어, 대상체가 심장인 경우, 조직의 이동 속도 및 방향은 심장이 이완/수축하는 속도의 크기 및 이완/수축하는

방향이 될 수 있다.

- [0064] 이에 대해 도 4를 참조하여 더 자세히 살펴보기로 한다.
- [0065] 도 4는 본 발명의 일 실시예와 관련된 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0066] 도 4를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법은 도 2에 도시된 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치(100)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하에서 생략된 내용이라 하더라도 도 2에 도시된 획득 장치(100)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 도 4의 조직의 이동 속도 및 방향 획득 방법에도 적용됨을 알 수 있다.
- [0067] 도 4에 도시된 바와 같이, 획득 장치(100)는 혈류 및 조직을 포함하는 대상체로 초음파 신호를 송신할 수 있다[S410]. 이 경우, 획득 장치(100)는 상기 대상체에 의해 발생된 벡터 도플러 데이터를 획득하게 된다[S420]. 본 발명의 일 실시예에 따른 벡터 도플러 데이터에는 혈류에 의해 발생된 혈류 신호 및 조직에 의해 발생된 클러터 신호가 포함될 수 있다.
- [0068] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 획득 장치(100)는 송신 각도가 상이한 복수의 초음파 신호를 대상체로 송신하여, 대상체로부터 수신 각도가 상이한 복수의 에코 신호를 수신할 수 있다. 본 발명의 또 다른 실시예에 의하면, 획득 장치(100)는 하나의 초음파 신호를 대상체로 송신하고, 대상체로부터 수신 각도가 상이한 복수의 에코 신호를 수신할 수도 있다.
- [0069] 즉, 획득 장치(100)는 초음파 신호를 송수신하여, 수신 각도가 상이한 복수의 혈류 신호 및 수신 각도가 상이한 복수의 클러터 신호를 포함하는 벡터 도플러 데이터를 획득할 수 있는 것이다.
- [0070] 획득 장치(100)는 벡터 도플러 데이터에 대한 주파수 스펙트럼 정보를 생성할 수 있다[S430]. 본 발명의 일 실시예에 의한 주파수 스펙트럼 정보는, '혈류 신호 및 클러터 신호'의 주파수와 신호의 세기의 상관 관계를 나타낼 수 있다.
- [0071] 본 발명의 일 실시예에 의한 주파수 스펙트럼 정보는 도 5와 같이 표현될 수 있다. 도 5에 도시된 바와 같이, X 축 방향으로서는 클러터 신호(510) 및 혈류 신호(520)의 주파수 성분이 나타나고, Y 축 방향으로서는 클러터 신호(510) 및 혈류 신호(520)의 파워 값(신호의 세기) 성분이 나타날 수 있는 것이다.
- [0072] 획득 장치(100)는 상기 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 혈류 신호와 클러터 신호를 구분하여 상기 조직에 의해 발생된 클러터 신호를 추출할 수 있다[S440].
- [0073] 본 발명의 제 1 실시예에 의하면, 획득 장치(100)는 저 대역 필터를 이용하여 클러터 신호를 추출할 수 있다. 도 5를 참조하여 설명하기로 한다.
- [0074] 도 5는 본 발명의 일 실시예와 관련된 저 대역 필터를 이용하여 조직에 의해 발생된 클러터 신호를 추출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0075] 도 5에 도시된 바와 같이, 혈류의 속도는 조직의 속도에 비해 상대적으로 매우 빠르기 때문에, 혈류에 의해 발생된 혈류 신호(520)는 고주파 대역에 위치하고, 조직에 의해 발생된 클러터 신호(510)는 저주파 대역에 위치할 수 있다. 이 경우, 획득 장치(100)는 상기 주파수 스펙트럼 정보를 기초로 상기 클러터 신호를 검출하기 위한 차단 주파수를 설정할 수 있다. 즉, 획득 장치(100)는 고주파 대역에 존재하는 혈류에 의해 발생된 혈류 신호(520)를 제거하기 위한 적절한 차단 주파수를 설정하게 되는 것이다. 예를 들어, 도 5에서는 차단 주파수가 x일 수 있다.
- [0076] 이 경우, 획득 장치(100)는 상기 설정된 차단 주파수를 갖는 저 대역 필터를 상기 벡터 도플러 데이터에 적용하여 상기 클러터 신호를 검출할 수 있는 것이다.
- [0077] 본 발명의 제 2 실시예에 의하면, 획득 장치(100)는 벡터 도플러 데이터의 이득 값을 조절하여 클러터 신호를 검출할 수도 있다. 도 6을 참조하여 설명하기로 한다.
- [0078] 도 6은 본 발명의 일 실시예와 관련된 이득 값을 이용하여 조직에 의해 발생된 클러터 신호를 추출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0079] 일반적으로 혈류의 반사율(reflectivity)이 주변 조직(혈관벽, 근육 등)의 반사율에 비해 매우 작기 때문에, 혈류에 의해 발생된 혈류 신호보다 조직에 의해 발생된 클러터 신호의 세기가 더 크게 되는 경우가 대부분이다.
- [0080] 즉, 도 6에 도시된 바와 같이, 주파수 스펙트럼 정보에 의하면, 혈류에 의해 발생된 혈류 신호(620)의 파워보다

는 조직에 의해 발생된 클러터 신호(610)의 파워가 훨씬 크게 나타난다.

[0081] 따라서, 획득 장치(100)는 혈류 신호(620)의 최대 파워 값이 되도록 하는 이득 값을 산출할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 의하면, 소정 값은 '0'에 근사한 값일 수 있다. 또한, 이득 값은 0보다 크고 1 보다 작은 값일 수 있다.

[0082] 즉, 획득 장치(100)는 혈류 신호(620)의 최대 파워를 '0'에 가깝게 만들 수 있는 이득 값을 벡터 도플러 데이터에 적용하여, 클러터 신호(610)를 추출하게 되는 것이다.

[0083] 예를 들어, 혈류 신호(620)의 최대 파워 값이 'a' 이고, 클러터 신호(610)의 최대 파워 값이 'b'인 경우, 획득 장치(100)는 혈류 신호(620)의 최대 파워 값인 'a'를 '0'에 근사한 값으로 만들 수 있는 이득 값 '0.0001'을 산출할 수 있다. 이득 값 '0.0001'을 벡터 도플러 데이터에 적용하게 되면, 혈류 신호(620)의 최대 파워 값은 '0'에 근사한 $a \times 0.0001 (\approx 0)$ 이 되고, 클러터 신호(610)의 최대 파워 값은 0보다 매우 큰 $b \times 0.0001 (\gg 0)$ 이 된다. 따라서, 획득 장치(100)는 혈류에 의해 발생된 클러터 신호(610)를 추출할 수 있게 되는 것이다.

[0084] 한편, 획득 장치(100)는 이득 값을 조절하여 검출한 클러터 신호에 대해서 이득을 보상할 수 있다. 즉, 획득 장치(100)는 상기 산출된 이득 값의 역수를 이용하여 상기 클러터 신호의 파워 값을 보상하게 되는 것이다.

[0085] 예를 들어, 산출된 이득 값이 '0.0001'인 경우, 검출된 클러터 신호의 최대 파워 값은 $b \times 0.0001$ 이 되므로, 산출된 이득 값의 역수인 '10000(1/0.0001)'을 검출된 클러터 신호에 적용하여, 클러터 신호의 최대 파워 값이 'b'가 되도록 하는 것이다.

[0086] 도 3으로 돌아가면, 획득 장치(100)는 상기 검출된 클러터 신호를 이용하여 조직의 이동 속도 및 방향을 획득할 수 있다[S450]. 본 발명의 일 실시예에 따른 벡터 도플러 데이터에는 수신 각도가 상이한 복수의 클러터 신호가 포함될 수 있다.

[0087] 따라서, 획득 장치(100)는 상기 복수의 클러터 신호의 주파수에 기초하여 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 산출하게 된다. 도 7 및 도 8을 참조하여 설명하기로 한다.

[0088] 도 7은 본 발명의 일 실시예와 관련된 조직의 벡터 성분을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0089] 데이터 획득부(110)는 대상체의 어느 한 조직(P)으로 제 1 초음파 신호(S_1)와 제 2 초음파 신호(S_2)를 송신한다. 조직(P)은 $\vec{v}$ 의 속도 벡터로 A 방향으로 이동한다. A 방향으로 이동하는 조직(P)에 의해 초음파 신호들(S_1 , S_2)의 주파수는 변화된다. 따라서, 데이터 획득부(110)는 주파수가 변화된 에코 신호를 수신하게 된다.

[0090] 도 8은 본 발명의 일 실시예와 관련된 조직의 벡터 성분을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0091] 조직(P)의 속도 벡터 $\vec{v}$ 를 수직 방향으로 투영하면, 속도 벡터 $\vec{v}_1$ 과 속도 벡터 $\vec{v}_2$ 를 얻을 수 있다. 초음파 신호(S_1)는 조직(P)에 의해 반사되어 데이터 획득부(110)로 송신되는 데, 이때 발생하는 클러터 신호는 속도 벡터 $\vec{v}_1$ 에 대응이 된다. 또한, 초음파 신호(S_2)는 조직(P)에 의해 반사되어 데이터 획득부(110)로 송신되는 데, 이때 발생하는 클러터 신호는 속도 벡터 $\vec{v}_2$ 에 대응이 된다.

[0092] y축과 속도 벡터 $\vec{v}_1$ 의 각도 차이를 θ_1 , y축과 속도 벡터 $\vec{v}_2$ 의 각도 차이를 θ_2 라 하면, 속도 벡터 $\vec{v}_1$ 과 $\vec{v}_2$ 에 대해 다음의 식이 도출된다.

[0093] $\vec{v}_1$ 에 대하여, $y = \tan \theta_1 \cdot x$ (식 1)

[0094] $\vec{v}_2$ 에 대하여, $y = \tan \theta_2 \cdot x$ (식 2)

[0095] 속도 벡터 $\vec{v}_1$ 과 $\vec{v}_2$ 의 속도를 각각 v_1 및 v_2 라 하면, 속도 벡터 $\vec{v}_1$ 과 $\vec{v}_2$ 에 각각 수직인 1차원 직선 w_1 과 w_2 가 다음과 같이 도출된다.

[0096] w_1 에 대하여, $y = -(1/\tan\theta_1)x + v_1/\cos\theta_1$ (식 3)

[0097] w_2 에 대하여, $y = -(1/\tan\theta_2)x + v_2/\cos\theta_2$ (식 4)

[0098] 속도 v_1 과 v_2 는 데이터 획득부(110)로부터 송신되는 초음파 신호(S_1 , S_2)에 대한 도플러 주파수와 다음과 같은 관계가 성립한다.

[0099] $v_n = (\Delta f_n/f) \cdot c$ (식 5)

[0100] 식 5에서 Δf_n 는 도플러 주파수이고, f 는 초음파 신호(S_1 , S_2)의 주파수, c 는 초음파 주파수(S_1 , S_2)의 음속이며, n 은 정수이다.

[0101] 조직으로 송신되는 초음파 주파수(S_1 , S_2)들은 방향은 반대이지만, 각도가 동일한 크기인 방향으로 송신되므로, θ_1 과 θ_2 는 다음과 같은 관계식이 성립한다.

[0102] $\theta_1 = \pi - \theta_2$ (식 6)

[0103] $\cos\theta_1 = -\cos\theta_2$ (식 7)

[0104] $\tan\theta_1 = -\tan\theta_2$ (식 8)

[0105] 식 6, 식 7 및 식 8을 이용하여, 수학식 3 및 수학식 4의 교점을 계산하면 다음의 식이 도출된다.

[0106]
$$x = \frac{v_1 + v_2}{2} \frac{\sin\theta_2}{\cos^2\theta_2} \quad (\text{식 9})$$

[0107]
$$y = \frac{v_2 - v_1}{2\cos\theta_2} \quad (\text{식 10})$$

[0108] 식 9 및 식 10의 x , y 는 A의 좌표이다.

[0109] 식 9 및 식 10을 이용하여 속도 벡터 $\vec{v}$ 의 속도 v 및 y 축과의 각도 ϕ 를 계산하면 다음과 같이 도출된다.

[0110]
$$v = |\vec{v}| = \sqrt{x^2 + y^2}$$

[0111]
$$\phi = \tan^{-1} \frac{y}{x}$$

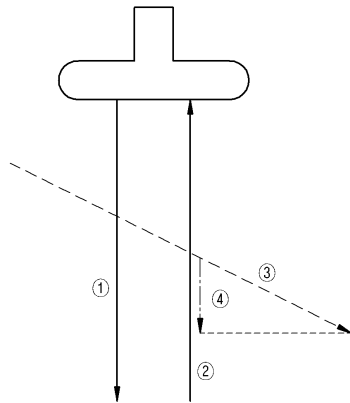
- [0112] 획득 장치(100)는 상기 계산된 속도 벡터 $\vec{v}$ 의 속도 및 각도 Φ 에 의해 조직(P)의 이동 속도 및 방향을 획득할 수 있게 된다.
- [0113] 도 3으로 돌아가면, 획득 장치(100)는 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 상기 대상체에 관한 초음파 영상에 디스플레이할 수 있다[S460]. 본 발명의 일 실시예에 의하면, 획득 장치(100)는 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 2D 이미지 또는 3D 이미지로 표시할 수 있다. 획득 장치(100)는 상기 조직의 이동 속도 및 방향을 컬러, 파티클, 및 화살표 중 적어도 하나의 형태로 표시할 수도 있다.
- [0114] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 획득 장치(100)는 Angle Dependency의 영향 없이, 조직의 움직임 방향 및 움직임 속도 크기를 정확히 검출할 수 있으며, 사용자에게 조직의 이동 속도 및 방향을 제공해 줄 수 있게 된다.
- [0115] 도 9는 본 발명의 일 실시예와 관련된 심근의 이동 속도 및 방향을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0116] 도 9에 도시된 바와 같이, 사용자가 조직(예컨대, 심근) 및 혈류를 포함하여 샘플 볼륨을 설정하더라도, 획득 장치(100)는 저 대역 필터 또는 이득 값을 조절하여 조직(예컨대, 심근)에 의해 발생된 클러스터 신호만을 구분해 낼 수 있다.
- [0117] 그리고 획득 장치(100)는 조직에 의해 발생된 복수의 클러스터 신호의 주파수를 이용하여 조직의 이동 속도 및 방향을 계산할 수 있게 된다.
- [0118] 따라서, 획득 장치(100)는 사용자에게 조직의 이동 속도 및 방향을 초음파 영상에 디스플레이해 줄 수 있다. 즉, 본 발명의 일 실시예에 의하면, 획득 장치(100)는 Angle Dependency의 제약 없이 심근의 이동 방향 및 이동 속도 크기를 직관적으로 표현할 수 있는 것이다.
- [0119] 본 발명의 일 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다.
- [0120] 이상에서 본 발명의 실시예에 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 속한다.

부호의 설명

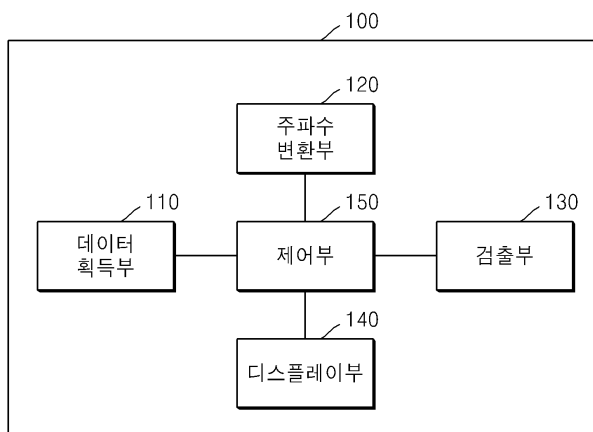
- [0121] 100: 조직의 이동 속도 및 방향 획득 장치
- 110: 데이터 획득부
- 120: 주파수 변환부
- 130: 검출부
- 140: 디스플레이부
- 150: 제어부

도면

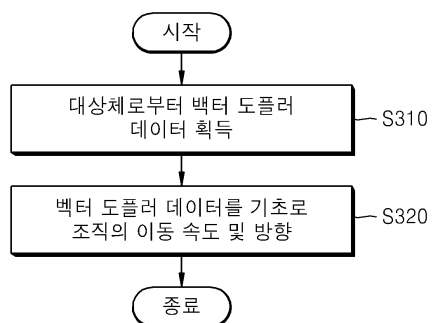
도면1



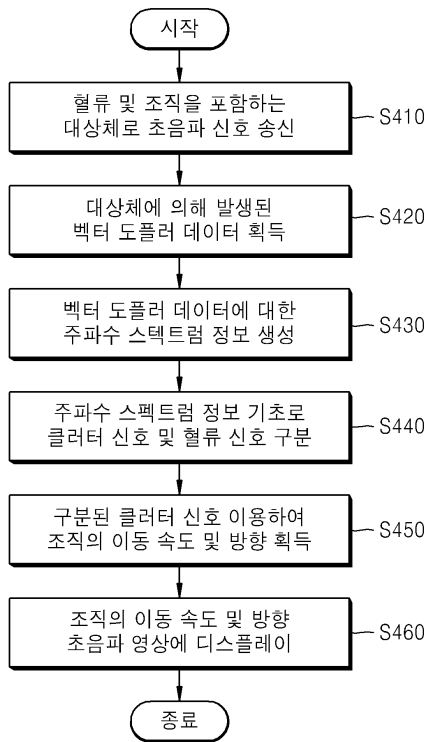
도면2



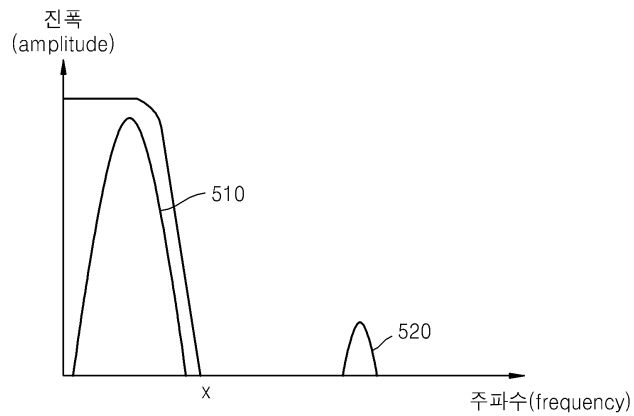
도면3



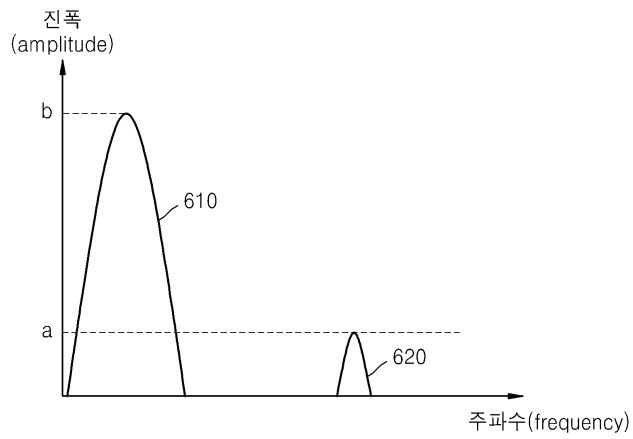
도면4



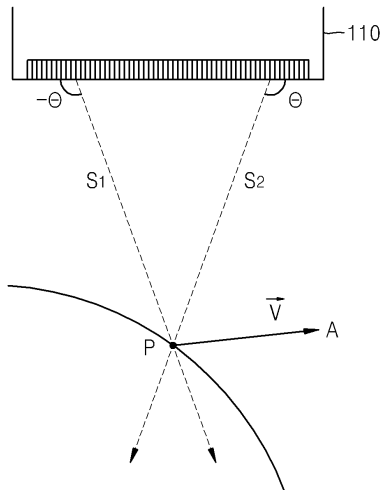
도면5



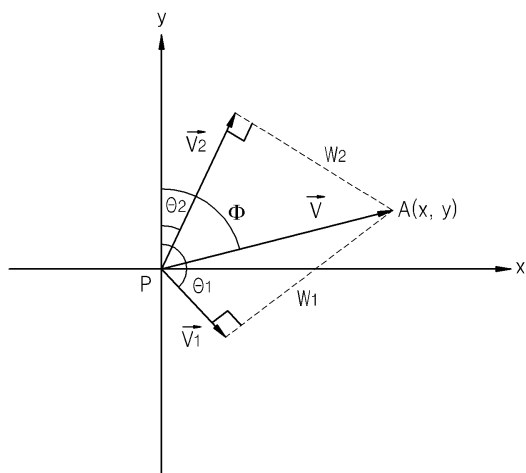
도면6



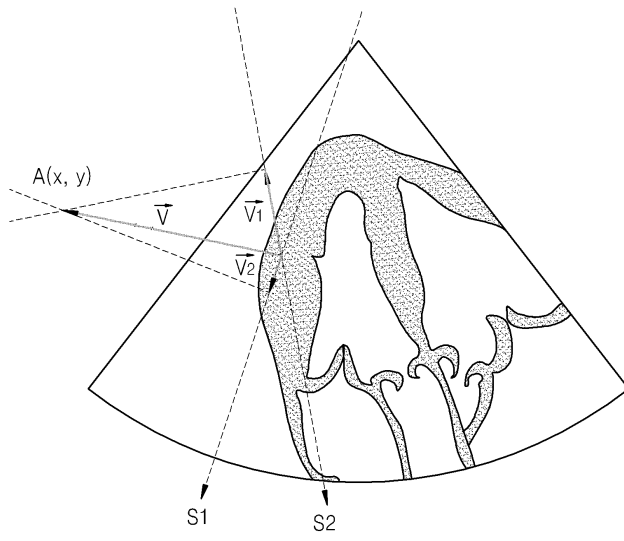
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	标题：用于获得移动速度和方向的方法和设备		
公开(公告)号	KR101570194B1	公开(公告)日	2015-11-18
申请号	KR1020140144292	申请日	2014-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	LEE JUN KUM 이준금 HYUN DONG GYU 현동규		
发明人	이준금 현동규		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06		
其他公开文献	KR1020140143124A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过发送和接收超声信号从目标对象获取矢量多普勒数据;并且基于所获得的矢量多普勒数据检测包括在物体中的组织的移动速度和方向。

