



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2018년08월24일  
(11) 등록번호 10-1882325  
(24) 등록일자 2018년07월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/06 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 8/0891 (2013.01)  
A61B 8/06 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2016-0178343  
(22) 출원일자 2016년12월23일  
심사청구일자 2016년12월23일  
(65) 공개번호 10-2018-0074345  
(43) 공개일자 2018년07월03일  
(56) 선행기술조사문헌  
EP01152364 A2\*  
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자  
서강대학교산학협력단  
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)  
(72) 발명자  
유양모  
경기도 고양시 일산서구 후곡로 60, 307동 101호 (일산동, 후곡마을3단지아파트)  
강진범  
서울특별시 성북구 오패산로 84, 703-107(하월곡동, 래미안월곡아파트)  
김예진  
서울특별시 강남구 테헤란로14길 40 (3층)  
(74) 대리인  
장완수

전체 청구항 수 : 총 17 항

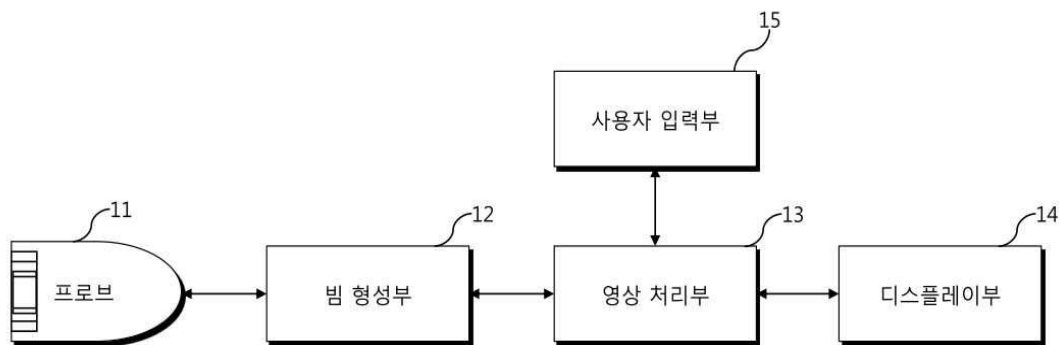
심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 **스펙트럴 도플러 영상을 생성하는 방법 및 그 초음파 도플러 영상 장치**

**(57) 요약**

초음파 도플러 영상 장치가 스펙트럴 도플러 영상(spectral Doppler image)을 생성하는 방법이 개시된다. 본 방법은 제1 초음파 데이터에 대한 컬러 도플러 프로세싱(color Doppler processing)을 수행하여 컬러 도플러 영상을 생성하는 단계; 컬러 도플러 영상 내에 포함된 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하는 단계; 복수의 혈관들 중에서 하나를 선택하는 사용자 입력을 수신하는 단계; 선택된 혈관 내에서 혈류 속도가 최대인 최대 속도 위치 및 선택된 혈관의 혈관 각도를 결정하는 단계; 최대 속도 위치 및 혈관 각도를 기초로, 대상체로 송신되는 초음파 빔의 각도를 설정하는 단계; 및 초음파 빔이 대상체로 송신됨에 따라 획득되는 제2 초음파 데이터를 이용하여, 선택된 혈관에 대한 스펙트럴 도플러 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

**대표도 - 도1**



(52) CPC특허분류

A61B 8/488 (2013.01)

A61B 8/5207 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

JP06217975 A\*

JP2003523250 A

JP2008073422 A

KR1020100036423 A

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10048528

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원

연구사업명 산업핵심기술개발사업

연구과제명 현장·진단 응급현장 시장선도를 위한 ICT기반 무선 초음파 솔루션 개발

기여율 1/1

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2014.06.01 ~ 2017.05.31

---

**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

초음파 도플러 영상 장치가 스펙트럴 도플러 영상(spectral Doppler image)을 생성하는 방법에 있어서,  
 제1 초음파 데이터에 대한 컬러 도플러 프로세싱(color Doppler processing)을 수행하여 컬러 도플러 영상을 생성하는 단계;  
 상기 컬러 도플러 영상 내에 포함된 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하는 단계;  
 상기 복수의 혈관들 중에서 하나를 선택하는 사용자 입력을 수신하는 단계;  
 상기 선택된 혈관 내에서 혈류 속도가 최대인 최대 속도 위치 및 상기 선택된 혈관의 혈관 각도를 결정하는 단계;  
 상기 최대 속도 위치 및 혈관 각도를 기초로, 대상체로 송신되는 초음파 빔의 각도를 설정하는 단계; 및  
 상기 초음파 빔이 대상체로 송신됨에 따라 획득되는 제2 초음파 데이터를 이용하여, 상기 선택된 혈관에 대한 스펙트럴 도플러 영상을 생성하는 단계;를 포함하고,  
 상기 혈관 각도를 결정하는 단계는  
 상기 컬러 도플러 영상 중에서 상기 선택된 혈관에 대응하는 영역의 데이터 확률적 분포를 분석하여, 상기 선택된 혈관의 방향을 나타내는 벡터(vector)를 산출하는 단계; 및  
 상기 산출된 벡터를 기초로, 상기 혈관 각도를 추정하는 단계;를 포함하고,  
 상기 산출된 벡터는 상기 컬러 도플러 영상을 형성하는 데이터들의 무게중심을 기준으로 상기 데이터들의 분산이 가장 큰 방향 벡터이고, 상기 추정된 혈관 각도는 공분산(covariance) 매트릭스의 고유벡터의 크기가 가장 큰 방향인, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법.

**청구항 2**

제 1 항에 있어서,  
 상기 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법은  
 상기 최대 속도 위치를 기초로, 레인지 게이트(range gate)를 조정하는 단계;를 더 포함하는 것인, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법.

**청구항 3**

제 1 항에 있어서,  
 상기 사용자 입력을 수신하는 단계는  
 상기 복수의 혈관들의 식별 정보를 포함하는 상기 컬러 도플러 영상을 표시하는 단계; 및  
 상기 복수의 혈관들 중에서 하나를 선택하는 사용자 입력을 수신하는 단계;를 포함하는 것인, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법.

**청구항 4**

제 3 항에 있어서,  
 상기 사용자 입력은, 터치(touch) 입력인 것인, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법.

**청구항 5**

제 1 항에 있어서,

상기 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하는 단계는

상기 컬러 도플러 영상에 대한 이진화(binanzation) 작업을 수행하여, 이진화 영상 데이터를 생성하는 단계; 및

상기 이진화 영상 데이터에 대한 군집화(clustering) 작업을 수행하는 단계;를 포함하는 것인, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법.

#### 청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하는 단계는

상기 이진화 영상 데이터에 대한 모폴로지 필터링(morphology filtering)을 수행하는 단계;를 더 포함하는 것인, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법.

#### 청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 군집화 작업을 수행하는 단계는

기댓값 최대화 알고리즘(expectation maximization algorithm)을 기초로, 상기 이진화 영상 데이터로부터 상기 복수의 혈관들 각각의 위치를 식별하는 것인, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법.

#### 청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 최대 속도 위치를 결정하는 단계는

상기 컬러 도플러 영상 내에서 상기 선택된 혈관에 대응하는 영역을 복수의 픽셀 그룹으로 구분하는 단계;

상기 복수의 픽셀 그룹들 각각에 포함된 각 픽셀의 속도값 및 파워값을 기초로, 각 픽셀 그룹의 대표값을 결정하는 단계; 및

상기 각 픽셀 그룹의 대표값들 중에서 가장 큰 대표값을 갖는 픽셀 그룹의 위치를 상기 최대 속도 위치로 결정하는 단계;를 포함하는 것인, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법.

#### 청구항 9

삭제

#### 청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 컬러 도플러 영상의 프레임 율(frame rate)과 상기 스펙트럴 도플러 영상의 프레임 율은 상이한 것인, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법.

#### 청구항 11

초음파 도플러 영상 장치에 있어서,

초음파 빔을 대상체로 송신하고, 상기 대상체로부터 복수의 에코신호를 획득하는 프로브; 및

상기 복수의 에코신호로부터 형성되는 초음파 데이터를 이용하여 영상을 생성하는 영상 처리부;를 포함하되,

상기 영상 처리부는

제1 초음파 데이터에 대한 컬러 도플러 프로세싱(color Doppler processing)을 수행하여 컬러 도플러 영상을 생성하고,

상기 컬러 도플러 영상 내에 포함된 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하며,

상기 복수의 혈관들 중에서 하나를 선택하는 사용자 입력에 응답하여, 상기 선택된 혈관 내에서 혈류 속도가 최대인 최대 속도 위치 및 상기 선택된 혈관의 혈관 각도를 결정하고,

상기 최대 속도 위치 및 혈관 각도를 기초로, 대상체로 송신되는 초음파 빔의 각도를 설정하고

상기 초음파 빔이 상기 대상체로 송신됨에 따라 획득되는 제2 초음파 데이터를 이용하여, 상기 선택된 혈관에 대한 스펙트럴 도플러 영상(spectral Doppler image)을 생성하는 것인,

상기 영상 처리부는

상기 컬러 도플러 영상 중에서 상기 선택된 혈관에 대응하는 영역의 데이터 분산도를 기초로, 상기 선택된 혈관의 방향을 나타내는 벡터(vector)를 산출하며, 상기 산출된 벡터를 기초로, 상기 혈관 각도를 추정하고,

상기 산출된 벡터는 상기 컬러 도플러 영상을 형성하는 데이터들의 무게중심을 기준으로 상기 데이터들의 분산이 가장 큰 방향 벡터이고, 상기 추정된 혈관 각도는 공분산 (covariance) 매트릭스의 고유벡터의 크기가 가장 큰 방향인, 초음파 도플러 영상 장치.

#### 청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 최대 속도 위치를 기초로, 레인지 게이트(range gate)를 조정하는 것인, 초음파 도플러 영상 장치.

#### 청구항 13

제 11 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 복수의 혈관들의 식별 정보를 포함하는 상기 컬러 도플러 영상을 제공하는 것인, 초음파 도플러 영상 장치.

#### 청구항 14

제 11 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 컬러 도플러 영상에 대한 이진화(binanzation) 작업을 수행하여, 이진화 영상 데이터를 생성하고, 상기 이진화 영상 데이터에 대한 군집화(clustering) 작업을 수행하는 것인, 초음파 도플러 영상 장치.

#### 청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 이진화 영상 데이터에 대한 모폴로지 필터링(morphology filtering)을 수행하는 것인, 초음파 도플러 영상 장치.

#### 청구항 16

제 14 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

기댓값 최대화 알고리즘(expectation maximization algorithm)을 기초로, 상기 이진화 영상 데이터로부터 상기 복수의 혈관들 각각의 위치를 식별하는 것인, 초음파 도플러 영상 장치.

#### 청구항 17

제 11 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 컬러 도플러 영상 내에서 상기 선택된 혈관에 대응하는 영역을 복수의 픽셀 그룹으로 구분하고, 상기 복수의 픽셀 그룹들 각각에 포함된 각 픽셀의 속도값 및 파워값을 기초로, 각 픽셀 그룹의 대표값을 결정하며, 상기 각 픽셀 그룹의 대표값들 중에서 가장 큰 대표값을 갖는 픽셀 그룹의 위치를 상기 최대 속도 위치로 결정하는 것인, 초음파 도플러 영상 장치.

**청구항 18**

삭제

**청구항 19**

제 1 항 내지 제 8 항 및 제 10 항 중 어느 한 항의 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 스펙트럴 도플러 영상을 생성하는 방법 및 그 초음파 도플러 영상 장치에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 초음파 의료영상 시스템(ultrasound medical imaging system)은 인체 조직으로 초음파 신호를 송신한 후, 반사된 신호에 포함된 정보를 이용함으로써, 비침습적으로 인체 내부의 구조 및 특성을 무침습으로 영상화하는 장비이다. 초음파 의료영상 시스템은 X선 의료영상 시스템, X선 CT스캐너, MRI, 핵의학 진단장치 등의 다른 의료영상 시스템과 비교할 때, 소형이고 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하고, X선 등의 피폭이 없어 안전성이 높은 장점을 갖고 있어, 심장, 복부, 비뇨기 및 산부인과 진단을 위해 널리 이용되고 있다.

[0003] 특히, 초음파 의료영상 시스템은 움직이는 대상체와 산란체의 속도를 표시하는 컬러 도플러 영상/스펙트럴 도플러 영상을 제공하고 있다. 즉, 초음파 의료영상 시스템은 도플러 편향(Doppler Shift)에 기초하여 움직이고 있는 대상체, 예를 들어 심장 또는 혈관에 흐르고 있는 혈액의 속도와 방향을 다양한 컬러(Color)로 표시한다. 예를들면, 초음파 의료영상 시스템의 일종인 도플러 영상 시스템은 프로브의 트랜스듀서 측으로 다가오는 혈액의 흐름(혈류)을 붉은색으로 표시하고, 트랜스듀서 측으로부터 멀어지는 혈액의 흐름을 푸른색으로 표시하며, 빠른 속도로 흐르는 혈액의 흐름을 연한 색으로, 그리고 느린 속도로 흐르는 혈액의 흐름을 진한 색으로 표시하고 있다. 이와 같이 초음파 의료영상 시스템은 실시간으로 혈액의 흐름을 시각화할 수 있을 뿐만 아니라, 커다란 혈관에서의 높은 속도의 흐름에서부터 작은 움직임까지 광범위한 흐름의 상태를 정확하게 표현할 수 있다.

[0004] 그러나, 컬러 도플러를 수행할 때 초음파의 물리적인 속도 한계로 인하여, 일반적인 깊이(Depth)의 전체 화면에 대해 컬러 도플러를 수행할 경우(256개의 스캔라인으로 구성), 초당 1~2초 정도의 낮은 프레임율(Frame Rate)로 영상을 확인해야 한다.

[0005] 수 Hz정도의 낮은 컬러 도플러(Color Doppler) 및 스펙트럴 도플러(Spectral Doppler)를 수행하기 위해서 일반적으로 사용자가 조절 가능한 ROI(Region of Interest) 박스를 제공하고 있으며, ROI 박스를 조절하여 충분한 속도의 컬러 도플러 영상을 확인할 수 있게 하고 있다. 그러나, 이러한 ROI 박스의 기능 조절을 통한 컬러 도플러 및 스펙트럴 도플러는 사용자의 조작을 필요로 할 뿐 아니라 효율적인 조작을 하기 쉽지 않다.

**선행기술문헌**

[0006] 한국 공개특허공보 제10-2015-0069830호(발명의 명칭: 의료 영상을 이용한 혈관 분석 정보 제공 방법 및 장치)

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0007] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 발명의 목적은 컬러 도플러 수행 시에, 사용자가 원하는

혈관(또는 혈류)의 최대 속도 위치 및 혈관 각도를 자동으로 결정함으로써, 진단 위치의 정확도 및 시간적 효율성을 향상시킬 수 있는 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법 및 그를 위한 초음파 도플러 영상 장치를 제공하는데 있다.

[0008] 또한, 본 발명은 ROI 내에 위치하는 복수의 혈관들에 대한 정보를 사용자에게 제공함으로써, 사용자가 원하는 혈관을 직관적으로 선택할 수 있도록 하는 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법 및 그를 위한 초음파 도플러 영상 장치를 제공하는데 그 목적이 있다.

**과제의 해결 수단**

[0009] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제 1 측면은, 제1 초음파 데이터에 대한 컬러 도플러 프로세싱(color Doppler processing)을 수행하여 컬러 도플러 영상을 생성하는 단계; 컬러 도플러 영상 내에 포함된 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하는 단계; 복수의 혈관들 중에서 하나를 선택하는 사용자 입력을 수신하는 단계; 선택된 혈관 내에서 혈류 속도가 최대인 최대 속도 위치 및 선택된 혈관의 혈관 각도를 결정하는 단계; 최대 속도 위치 및 혈관 각도를 기초로, 대상체로 송신되는 초음파 빔의 각도를 설정하는 단계; 및 초음파 빔이 대상체로 송신됨에 따라 획득되는 제2 초음파 데이터를 이용하여, 선택된 혈관에 대한 스펙트럴 도플러 영상을 생성하는 단계를 포함하는 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법을 제공한다.

[0010] 또한, 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법은, 최대 속도 위치를 기초로, 레인지 게이트(range gate)를 조정하는 단계;를 더 포함할 수 있다.

[0011] 또한, 사용자 입력을 수신하는 단계는, 복수의 혈관들의 식별 정보를 포함하는 컬러 도플러 영상을 표시하는 단계; 및 복수의 혈관들 중에서 하나를 선택하는 사용자 입력을 수신하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0012] 또한, 사용자 입력은, 터치(touch) 입력일 수 있다.

[0013] 또한, 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하는 단계는, 컬러 도플러 영상에 대한 이진화(binanzation) 작업을 수행하여, 이진화 영상 데이터를 생성하는 단계; 및 이진화 영상 데이터에 대한 군집화(clustering) 작업을 수행하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0014] 또한, 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하는 단계는, 이진화 영상 데이터에 대한 모폴로지 필터링(morphology filtering)을 수행하는 단계;를 더 포함할 수 있다.

[0015] 또한, 군집화 작업을 수행하는 단계는, 기댓값 최대화 알고리즘(expectation maximization algorithm)을 기초로, 이진화 영상 데이터로부터 복수의 혈관들 각각의 위치를 식별할 수 있다.

[0016] 또한, 최대 속도 위치를 결정하는 단계는, 컬러 도플러 영상 내에서 선택된 혈관에 대응하는 영역을 복수의 픽셀 그룹으로 구분하는 단계; 복수의 픽셀 그룹들 각각에 포함된 각 픽셀의 속도값 및 파워값을 기초로, 각 픽셀 그룹의 대표값을 결정하는 단계; 및 각 픽셀 그룹의 대표값들 중에서 가장 큰 대표값을 갖는 픽셀 그룹의 위치를 최대 속도 위치로 결정하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0017] 또한, 혈관 각도를 결정하는 단계는, 컬러 도플러 영상 중에서 선택된 혈관에 대응하는 영역의 데이터 분산도를 기초로, 선택된 혈관의 방향을 나타내는 벡터(vector)를 산출하는 단계; 및 산출된 벡터를 기초로, 혈관 각도를 추정하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0018] 또한, 컬러 도플러 영상의 프레임 율(frame rate)과 스펙트럴 도플러 영상의 프레임 율은 상이할 수 있다.

[0019] 또한, 본 발명의 제2 측면은, 초음파 빔을 대상체로 송신하고, 대상체로부터 복수의 에코신호를 획득하는 프로브; 및 복수의 에코신호로부터 형성되는 초음파 데이터를 이용하여 영상을 생성하는 영상 처리부;를 포함하는 초음파 도플러 영상 장치를 제공한다. 이때, 영상 처리부는, 제1 초음파 데이터에 대한 컬러 도플러 프로세싱(color Doppler processing)을 수행하여 컬러 도플러 영상을 생성하고, 컬러 도플러 영상 내에 포함된 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하며, 복수의 혈관들 중에서 하나를 선택하는 사용자 입력에 응답하여, 선택된 혈관 내에서 혈류 속도가 최대인 최대 속도 위치 및 선택된 혈관의 혈관 각도를 결정하고, 최대 속도 위치 및 혈관 각도를 기초로, 대상체로 송신되는 초음파 빔의 각도를 설정하며, 초음파 빔이 대상체로 송신됨에 따라 획득되는 제2 초음파 데이터를 이용하여, 선택된 혈관에 대한 스펙트럴 도플러 영상(spectral Doppler image)을 생성한다.

[0020] 또한, 본 발명의 제 3 측면은, 상기 제 1 측면의 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능

한 기록 매체를 제공한다.

**발명의 효과**

[0021] 이상과 같은 다양한 실시 예들에 따르면, ROI 내에 위치하는 복수의 혈관들 중 사용자에게 의해 선택된 혈관으로 최적화된 초음파 빔을 송신함으로써, 프레임 율(frame rate)의 저하없는 스펙트럴 도플러 영상을 얻을 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 도플러 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.  
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 도플러 영상 장치가 스펙트럴 도플러 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.  
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 도 1의 영상 처리부가 이진화 영상 데이터로부터 각 혈관의 위치를 식별하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.  
 도 4a 내지 4d는 본 발명의 일 실시예에 따라 도 1의 영상 처리부가 혈관 각도를 산출하는 과정을 도시한 일례이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0023] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 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.

[0024] 또한, 도면을 참고하여 설명하면서, 같은 명칭으로 나타낸 구성일지라도 도면에 따라 도면 번호가 달라질 수 있고, 도면 번호는 설명의 편의를 위해 기재된 것에 불과하고 해당 도면 번호에 의해 각 구성의 개념, 특징, 기능 또는 효과가 제한 해석되는 것은 아니다.

[0025] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미하며, 하나 또는 그 이상의 다른 특징이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0026] 명세서 전체에서 대상체(object)는 초음파 도플러 영상 장치의 측정 대상이 되는 것으로, 사람이나 동물 또는 그 일부를 포함하는 것일 수 있다. 또한, 대상체는 심장, 뇌 또는 혈관과 같은 각종 장기나 다양한 종류의 팬텀(phantom)을 포함할 수 있다.

[0027] 또한, 명세서 전체에서 사용자는 의료전문가로서 의사, 간호사, 임상병리사, 의료영상 전문가 등이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0028] 이하, 첨부된 도면을 참고하여 본 발명의 일 실시예를 상세히 설명하기로 한다.

[0029] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 도플러 영상 장치(10)의 구성을 도시한 블록도이다.

[0030] 도 1에 도시된 바와 같이, 스펙트럴 도플러 영상을 생성하는 초음파 도플러 영상 장치(10)는 프로브(probe)(11), 빔 형성부(Beam Former)(12), 영상 처리부(13) 및 디스플레이부(14)를 포함한다.

[0031] 아울러, 초음파 도플러 영상 장치(10)는 사용자의 입력정보를 수신하도록 동작하는 사용자 입력부(15)를 더 포함할 수 있다. 입력정보는 관심영역(region of interest, ROI)에 설정하는 입력정보, 동작 모드를 설정하는 입력정보 등을 포함할 수 있다. 또한, 사용자 입력부(15)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 트랙볼, 조그 휠, 조그 스위치 등 다양한 입력 수단을 포함할 수 있다. 그러나, 상기한 구성요소들이 초음파 도플러 영상 장치(10)의 필수적인 구성요소는 아니며, 초음파 도플러 영상 장치(10)는 상기한 구성요소들보다 더 많거나 더 적은 구성요소들로 구현될 수 있다. 이하, 각 구성요소들에 대해 설명한다.

[0032] 프로브(11)는 다수의 1D/2D/3D 트랜스듀서(미도시)를 포함한다. 여기서, 트랜스듀서는 진동하면서 압력 변화로

초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 압전형 트랜스듀서(piezoelectric micromachined ultrasonic transducer, pMUT), 정전 용량의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 정전 용량형 트랜스듀서(capacitive micromachined ultrasonic transducer, cMUT), 자기장의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 자기형 트랜스듀서(magnetic micromachined ultrasonic transducer, mMUT), 광학적 특성의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 광학형 초음파 검출기(Optical ultrasonic detection) 등으로 구현될 수 있다. 또한, 프로브(11)는 고속 빔 인터리빙(Fast Beam Interleaving)을 할 수 있는 한 어떠한 기하학적 구조의 프로브도 이용될 수 있다.

[0033] 프로브(11)는 트랜스듀서 내에 있는 또는 그 부품으로서 형성되는 소자(예를 들어, 압전 결정체 등)의 어레이를 구동하여 몸체 또는 소정의 체적 내로 초음파 신호를 방사하는 송신기를 포함한다. 초음파 신호는, 예를 들어 몸체 내의 혈구 또는 근육 조직과 같은 고밀도 인터페이스 및/또는 구조체로부터 후방 산란되어 소자(예를 들어, 압전 결정체)로 반환되는 에코를 생성한다. 에코는 수신기에 수신되고 빔 형성부(12)에 제공된다. 즉, 프로브(11)는 각 트랜스듀서에 입력되는 펄스들의 입력 시간을 적절하게 지연시킴으로써 집중된 초음파 빔을 송신 스캔라인을 따라 대상체로 송신한다. 한편, 대상체로부터 반사된 초음파 에코신호들은 각 트랜스듀서에 서로 다른 수신 시간을 가지면서 입력되고, 각 트랜스듀서는 입력된 초음파 에코신호들을 증폭하여 빔 형성부(12)로 출력한다. 한편, 프로브(11)는 초음파 도플러 영상 장치(10)와 일체형으로 구현되거나, 또는 초음파 도플러 영상 장치(10)와 유무선으로 연결되는 분리형으로 구현될 수 있다.

[0034] 빔 형성부(12)는 프로브(11)의 각 트랜스듀서에 의해 송신되는 초음파 신호를 대상체에 집중시키고, 대상체에서 반사되어 각 트랜스듀서로 수신되는 초음파 에코신호에 시간 지연을 가하여 초음파 에코신호를 집중시킨다.

[0035] 영상 처리부(13)는 빔 형성부(12)에서 출력되는 초음파 에코신호에 기초하여 다수의 이차원 영상(복수의 프레임)을 형성하여 디스플레이부(14)에 표시한다. 영상 처리부(13)는 적어도 하나의 프로세서(예를 들어, CPU(central processing unit), 마이크로 프로세서(microprocessor), DSP(digital signal processor) 등)를 포함할 수 있다.

[0036] 특히, 일 실시예에 따라 영상 처리부(13)는, 프로브(11)를 이용하여 제1 초음파 빔을 대상체에 집중시킨 후 대상체로부터 반사된 에코신호에 기초하여 형성된 실시간 제1 초음파 데이터(예를 들어, 이차원 프레임 데이터)에 대해 컬러 도플러 프로세싱(color Doppler processing)을 수행한다. 이를 통해, 영상 처리부(13)는 ROI 내에 위치하는 복수의 혈관(또는 혈류)를 탐색한다. 이후, 영상 처리부(13)는 복수의 혈관(또는 혈류) 중에서 사용자에게 의해 선택된 혈관(또는 혈류)에 대응하는 제2 초음파 빔을 대상체로 송신한다. 영상 처리부(13)는 제2 초음파 빔에 의해 획득된 제2 초음파 데이터에 기초하여 스펙트럴 도플러 영상을 생성하여 디스플레이부(14)에 표시한다. 이때, 영상 처리부(13)는 선택된 혈관(또는 혈류)에서 최대 속도값을 갖는 최대 속도 정보 및 선택된 혈관(또는 혈류)의 혈관 각도를 산출하며, 산출된 최대 속도 정보 및 혈관 각도를 이용하여 제2 초음파 빔의 송신 위치 및 송신 각도를 자동으로 조정한다. 이를 통해, 초음파 도플러 영상 장치(10)는 시간적 효율성 및 진단 위치의 정확성을 향상시킬 수 있을 뿐 아니라, 프레임 울의 저하를 방지할 수 있다.

[0037] 이하에서는 본 발명에 따른 초음파 도플러 영상 장치(10)가 스펙트럴 도플러를 수행하는 방법에 대해 보다 구체적으로 살펴보기로 한다.

[0038] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 도플러 영상 장치(10)가 스펙트럴 도플러 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[0039] 도 2를 참조하면, 영상 처리부(13)는 제1 초음파 데이터에 대한 컬러 도플러 프로세싱(color Doppler processing)을 수행하여 컬러 도플러 영상을 생성한다(s210).

[0040] 여기서, 컬러 도플러 프로세싱은, 대상체로부터 수신된 에코신호에 실린 도플러 천이 주파수(Doppler Shift Frequency)를 검출하여 실시간으로 영상화하는 것일 수 있다. 이때, 에코신호에는 전기적 잡음, 또 혈류성분이 아닌 정지하거나 느린 속도로 움직이는 장기로부터 반사되는 강한 에코 등이 혈류로부터의 약한 에코성분과 뒤섞여 있다. 따라서, 영상 처리부(13)(또는 빔 형성부(12))는 혈류가 없는 부분에서 검출되는 전기적 잡음이 영상에 나타나지 않게 하기 위해, 전기적 잡음에 의해 검출되는 도플러 파워값을 미리 예측해 두고, 예측된 파워값보다 실제 신호로부터 검출된 파워값이 비슷하거나 작을 때는 혈류정보가 없다고 판단할 수 있다. 영상 처리부(13)는 제1 초음파 데이터에 대한 컬러 도플러 프로세싱을 통해, 혈류 영역의 파워값 및 속도값을 추출할 수 있다. 또한, 영상 처리부(13)는 혈류 영상의 파워값 및 속도값을 갖는 컬러 도플러 영상을 생성할 수 있다.

[0041] 한편, 제1 초음파 데이터는 진단 위치를 탐색하기 위해 대상체로부터 획득되는 스캔(scan) 데이터일 수 있다.

따라서, 제1 초음파 데이터는 비교적 낮은 프레임 율(frame rate)로 획득될 수 있다.

- [0042] 다음으로, 영상 처리부(13)는 컬러 도플러 영상 내에서 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정한다(s220).
- [0043] 먼저, 영상 처리부(13)는 복수의 혈관들의 위치 정보를 결정하기 위해, 컬러 도플러 영상에 대한 이진화 작업(binazation)을 수행하여, 이진화 영상 데이터를 생성한다. 구체적으로, 영상 처리부(13)는 컬러 도플러 영상에서 혈류의 속도를 나타내는 픽셀값(즉, 컬러 도플러 영상의 속도값)에 대한 이진화 작업을 수행할 수 있다.
- [0044] 이후, 영상 처리부(13)는 이진화 영상 데이터에 대한 군집화(clustering) 작업을 수행한다. 예를 들어, 영상 처리부(13)는 기댓값 최대화 알고리즘(expectation maximization algorithm)을 기초로, 이진화 영상 데이터로부터 복수의 혈관들 각각의 위치를 식별할 수 있다.
- [0045] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 도 1의 영상 처리부(13)가 이진화 영상 데이터로부터 각 혈관의 위치를 식별하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0046] 도 3을 참조하면, 영상 처리부(13)는 컬러 도플러 영상 내에 위치하는 복수의 혈류들을 식별 및 분류 하기 위하여, 기댓값 최대화 알고리즘을 기초로 하기의 STEP0 내지 STEP4를 반복 수행할 수 있다.
- [0047] STEP0: 영상 처리부(13)는 분류 파라미터(P)를 설정한다. 분류 파라미터(P)는 기 알려진 혈관(또는 혈류)의 특성(예를 들어, 혈관의 방향, 혈류 속도, 혈관 너비 등)을 나타내는 적어도 하나의 벡터(vector)를 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며, 랜덤(random)하게 설정될 수도 있다. 또한, 분류 파라미터(P)는 혈관의 개수를 더 포함할 수도 있다.
- [0048] STEP1: 영상 처리부(13)는 설정된 분류 파라미터(P)를 이용하여, 이진화 영상 데이터에서 혈관 분포를 식별 및/또는 분류한다.
- [0049] STEP2: 영상 처리부(13)는 STEP1의 분류 성능을 분석하여, 분류 파라미터를 갱신(P')한다. 이때, 영상 처리부(13)는 혈관이 분기 또는 합류되는 지점이 발견되는 경우, 혈관의 개수를 갱신할 수 있다.
- [0050] STEP3: 영상 처리부(13)는 STEP1에서 사용된 분류 파라미터(P)와 STEP2에서 갱신된 분류 파라미터(P')의 차이가 임계값보다 작은지 판단한다. 만약, 차이가 임계값 이상이면, 영상 처리부(13)는 STEP1 내지 STEP 3을 반복 수행한다.
- [0051] 그러나, 차이가 임계값보다 작으면, 영상 처리부(13)는 혈관들의 분류 및 식별이 완료된 것으로 판단하고, 상기한 과정들의 반복을 중단한다.
- [0052] 한편, 도 3에서는 기댓값 최대화 알고리즘을 이용하여 각 혈관의 위치를 식별하는 예를 설명하였으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 영상 처리부(13)는 K 평균 클러스터(K-means cluster) 기법, 기하학 형상을 이용한 형상 분해(shape decomposition) 기법 등을 이용하여, 각 혈관의 위치를 식별할 수도 있다.
- [0053] 또한, 구현예에 따라 영상 처리부(13)는 군집화 과정을 수행하기 이전에, 이진화 영상 데이터에 대한 모폴로지 필터링(morphology filtering)을 수행할 수 있다. 이때, 영상 처리부(13)는 하기의 수학적 식 1을 이용하여 침식 연산을 수행할 수 있다.

**수학적 식 1**

$$A \ominus B = \{z \mid (B)_z \subseteq A\}$$

- [0054]
- [0055] 수학적 식 1에서 A는 이진화 영상 데이터를 나타내며, B는 구조적 요소(structuring element)를 나타낸다. 상기 수학적 식 1에 따라, 이진화 영상 데이터 중에서, B를 완전히 포함하는 영역만이 남게 되며, 그 이외의 영역은 제거된다. 이는, 이진화 영상 데이터에서 혈관의 가장자리에 대응하는 영역을 스무딩(smoothing) 처리하는 기능을 수행한다. 그러나, 상기한 필터링 작업이 필수적인 것은 아니다.
- [0056] 다시 도 2를 참조하면, 영상 처리부(13)는 복수의 혈관들 중에서 하나를 선택하는 사용자 입력을 수신한다(s230). 구체적으로, 영상 처리부(13)는 복수의 혈관들의 식별정보를 포함하는 컬러 도플러 영상을 디스플레이 부(14)에 표시할 수 있다. 여기서, 혈관들의 식별정보는 혈관#1, 혈관#2 등과 같이 임의로 설정되는 것일 수 있으며, 대동맥, 허파정맥 등과 같이 혈관의 이름일 수도 있다. 또는, 혈관들의 식별정보는 서로 다른 색상정

보를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 영상 처리부(13)는 식별된 혈관들 각각을 서로다른 색상으로 구분하여 디스플레이부(14)에 표시할 수 있다.

[0057] 이후, 영상 처리부(13)는 혈관들 중에서 하나를 선택하는 사용자 입력을 수신할 수 있다. 디스플레이부(14)가 터치 패널을 포함하여 구현되는 경우, 사용자 입력은 디스플레이부(14)에 대한 터치(touch) 입력일 수 있다.

[0058] 다음으로, 영상 처리부(13)는 선택된 혈관 내에서 혈류 속도가 최대인 최대 속도 위치 및 선택된 혈관의 혈관 각도를 결정한다(s240).

[0059] 먼저, 영상 처리부(13)는 선택된 혈관의 최대 속도 위치를 결정하기 위해, 컬러 도플러 영상 내에서 선택된 혈관에 대응하는 영역을 복수의 픽셀 그룹으로 구분할 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부(13)는 선택된 혈관에 대응하는 영역을 4X4(총 16 개) 픽셀 단위로 구분할 수 있다. 또한, 영상 처리부(13)는 각 픽셀 그룹에 포함된 각 픽셀의 속도값 및 파워값을 기초로, 각 픽셀 그룹의 대표값을 결정할 수 있다. 대표값은, 예를 들어, 픽셀 그룹에 포함된 픽셀들의 파워값을 고려한 평균 속도값일 수 있다. 영상 처리부(13)는 각 픽셀 그룹의 대표값들 중에서 가장 큰 대표값을 갖는 픽셀 그룹의 위치를 최대 속도 위치로 결정할 수 있다.

[0060] 또한, 영상 처리부(13)는 선택된 혈관의 혈관 각도를 결정하기 위해, 컬러 도플러 영상 중에서 선택된 혈관에 대응하는 영역의 데이터 분산도를 기초로, 선택된 혈관의 방향을 나타내는 벡터를 산출할 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부(13)는 컬러 도플러 영상을 형성하는 데이터들의 무게중심을 기준으로 데이터들의 분산이 가장 큰 방향 벡터를 산출할 수 있다. 또한, 영상 처리부(13)는 산출된 벡터를 이용하여 혈관 각도를 추정할 수 있다. 이때, 영상 처리부(13)는 주성분분석(principal component analysis)에 기반한, 하기의 수학식 2를 이용할 수 있다.

수학식 2

$$C = P \sum P^T$$

$$C e_i = \lambda_i e_i$$

[0061]

[0062] 수학식 2에서  $C$  는 공분산 매트릭스(covariance matrix)를 의미하며,  $P$  는 직교 매트릭스(orthogonal matrix),  $\sum P^T$  는 대각선 매트릭스를 의미한다. 또한,  $e_i$  는 분산의 방향을 나타내는 공분산 매트릭스  $C$  의 고유벡터를 의미하며,  $\lambda_i$  는  $e_i$  방향으로의 분산을 나타내는 고유벡터를 의미한다. 따라서, 영상 처리부(13)는 가장 큰  $e_i$  를 기초로, 혈관의 방향을 결정할 수 있다.

[0063] 다음으로, 영상 처리부(13)는 최대 속도 위치 및 혈관 각도를 기초로, 대상체로 송신되는 초음파 빔의 각도를 설정할 수 있다(s250). 따라서, 영상 처리부(13)는 선택된 혈관의 최적의 위치 및 방향으로 초음파 빔을 조사할 수 있다. 이를 통해, 사용자는 최적의 위치 및 방향으로 초음파 빔을 조사하기 위한 시간을 절약할 수 있을 뿐만 아니라, 진단 위치 탐색에서 발생될 수 있는 오류를 방지할 수 있다.

[0064] 이후, 영상 처리부(13)는 초음파 빔이 대상체로 송신됨에 따라 획득되는 제2 초음파 데이터를 이용하여, 선택된 혈관에 대한 스펙트럴 도플러 영상(spectral Doppler image)를 생성할 수 있다(s260). 이때, 제2 초음파 데이터의 프레임 율은 제1 초음파 데이터의 프레임 율보다 높을 수 있다.

[0065] 한편, 영상 처리부(13)는 최대 속도 위치를 기초로, 레인지 게이트(range gate)를 조정할 수 있다. 따라서, 영상 처리부(13)는 보다 정확한 혈관 위치에 대응하는 스펙트럴 도플러 영상을 생성할 수 있다.

[0066] 도 4a 내지 4d는 본 발명의 일 실시예에 따라 도 1의 영상 처리부(13)가 혈관 각도를 산출하는 과정을 도시한 일례이다. 한편, 도 4a 내지 도 4b에서는 사람의 경동맥(carotid artery)을 대상체로 사용하였다.

[0067] 일 실시예에 따라 영상 처리부(13)는 컬러 도플러 영상으로부터 혈류의 속도를 나타내는 속도 성분의 픽셀값(즉, 컬러 도플러 영상의 속도값)을 추출할 수 있다. 도 4a 는 컬러 도플러 영상에서 추출된 속도 성분의 픽셀값들로 구성된 이미지를 도시한다. 도 4a에 도시된 바와 같이, 각 픽셀값은 혈류의 속도에 따라 다르게 나타날 수 있다.

- [0068] 이후, 영상 처리부(13)는 도 4a에서 추출된 속도 성분의 픽셀값들을 이용하여 이진화 작업을 수행할 수 있다. 이진화 결과, 도 4b에 도시된 바와 같이, 혈관 및 혈류에 대응하는 영역은 백색으로 표시되며, 그 이외의 영역은 검은색으로 표시된다.
- [0069] 이후, 영상 처리부(13)는 선택적으로 도 4b의 이진화 영상 데이터에 대한 필터링을 수행할 수 있다. 도 4c는 필터링이 수행된 이후의 이진화 영상 데이터로 구성된 이미지를 도시한다.
- [0070] 다음으로, 영상 처리부(13)는 이진화 영상 데이터에 대한 군집화(clustering) 작업을 수행할 수 있다. 도 4d는 기댓값 최대화 알고리즘을 이용하여 혈관들을 식별하고, 식별된 혈관들을 서로 다른 색상으로 나타낸 것이다. 도 4d에 도시된 바와 같이, 영상 처리부(13)는 식별된 혈관들을 시각화하여 제공함으로써, 사용자가 직관적으로 서로 다른 혈관들의 위치를 인지할 수 있도록 할 수 있다.
- [0071] 한편, 상술한 다양한 실시예들에 따른 스펙트럴 도플러 영상 생성 방법은 소프트웨어로 생성되어 초음파 도플러 영상 장치에 탑재될 수 있다. 구체적으로, 도1의 초음파 도플러 영상 장치(10)는 저장부(미도시)를 더 포함하여, 초음파 도플러 영상 장치(10) 내에서 수행되는 각종 알고리즘이나 소프트웨어를 저장하며, 각 알고리즘이나 소프트웨어의 중간 산출값(예를 들어, 컬러 도플러 영상, 이진화 영상 데이터 등) 및 결과값(스펙트럴 도플러 영상)을 저장할 수 있다. 여기서, 저장부(미도시)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(SD, XD 메모리 등), 램(RAM, Random Access Memory) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM, Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory) 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다.
- [0072] 또한, 실시예에 따라 도 1의 영상 처리부(13)는 "영상 생성부", "제어부", "프로세서" 등과 동일한 의미로 사용될 수 있다.
- [0073] 한편, 본 발명의 일 실시예는 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행 가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다.
- [0074] 전술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.
- [0075] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.
- [0076] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 또한, 본 발명에 개시된 실시 예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시 예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 따라서, 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

**부호의 설명**

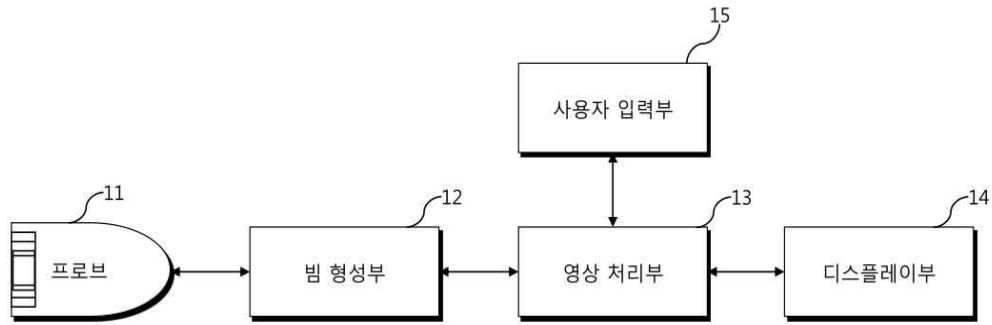
- [0077] 10: 초음파 도플러 영상 장치
- 11: 프로브
- 12: 빔 형성부
- 13: 영상 처리부

14: 디스플레이부

15: 사용자 입력부

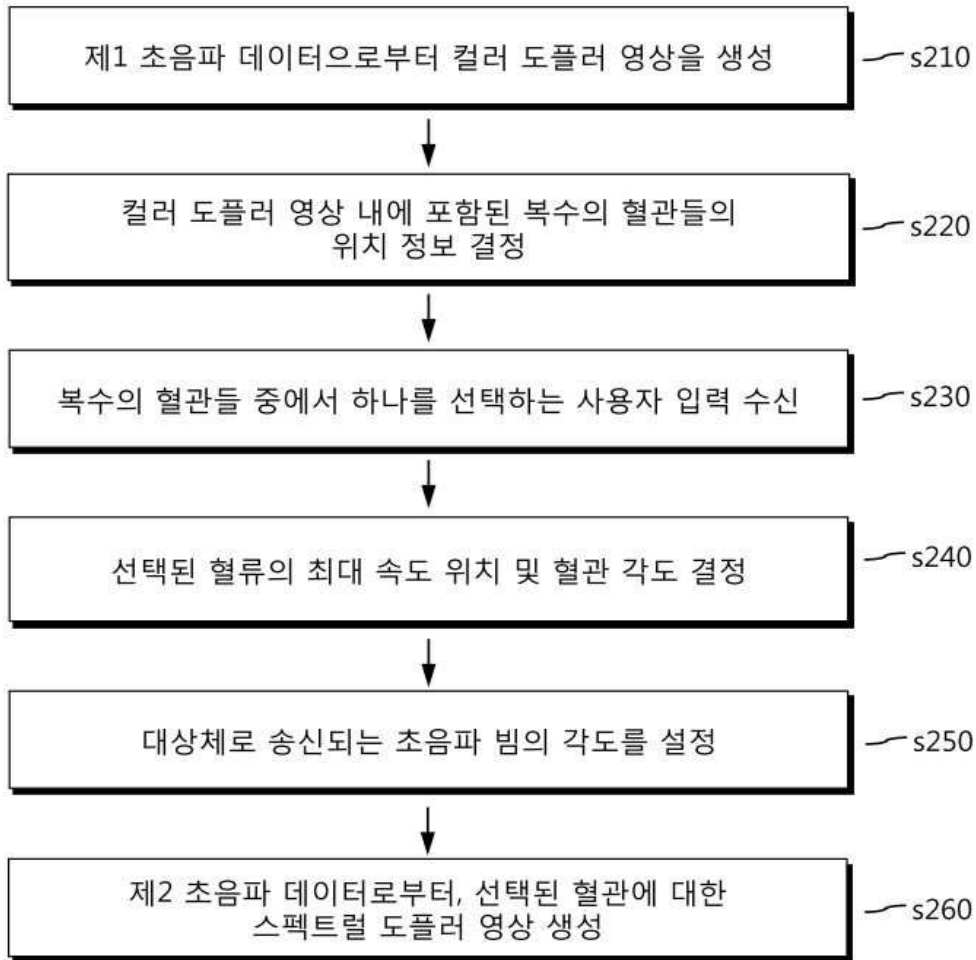
도면

도면1

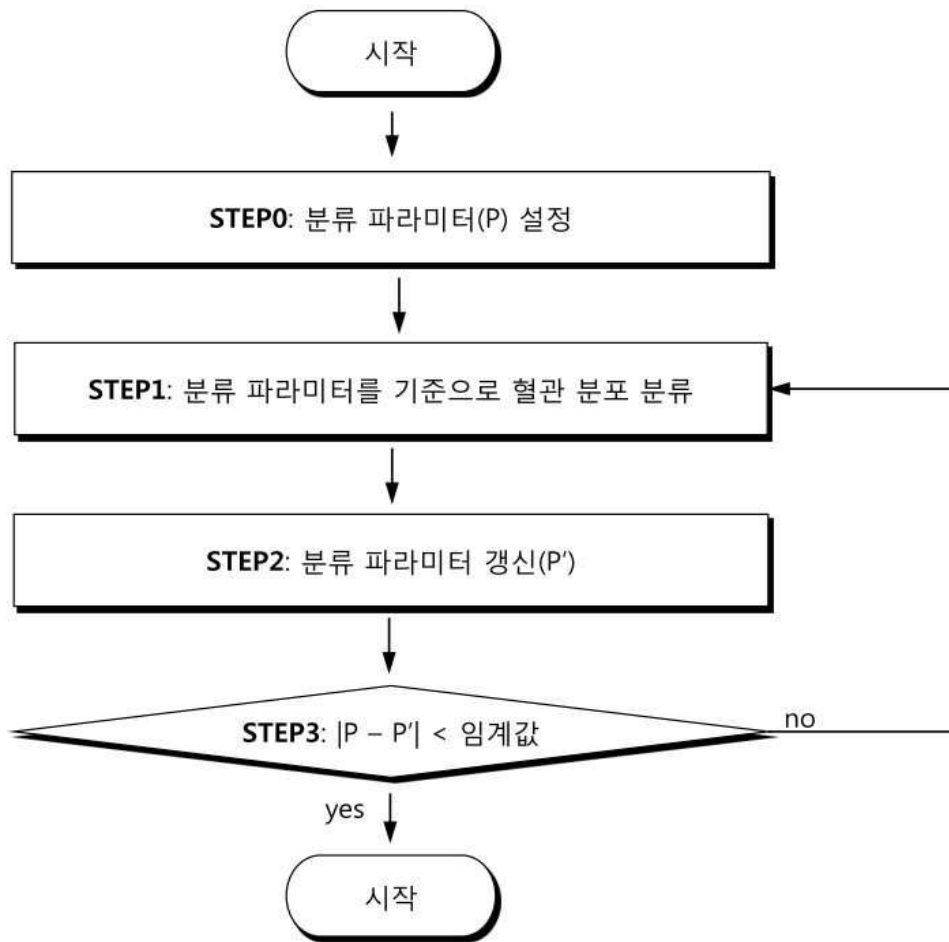


10

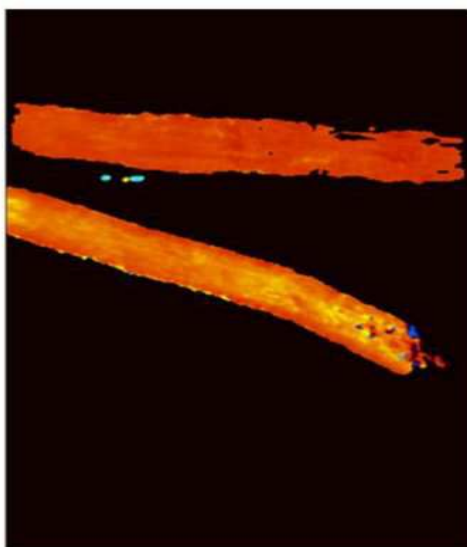
도면2



도면3



도면4a



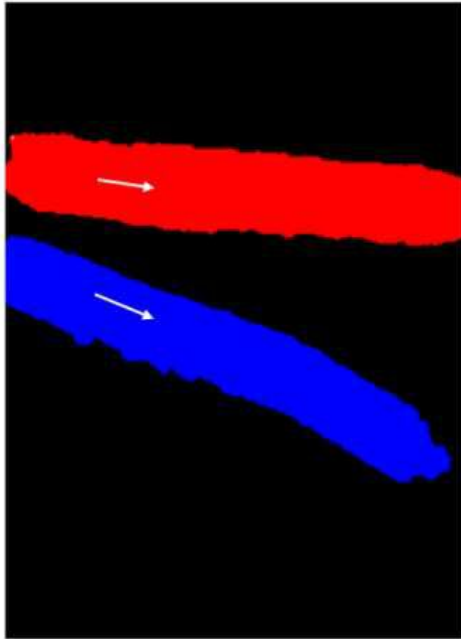
도면4b



도면4c



도면4d



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 19의 1번째줄

【변경전】

제 1 항 내지 제 10 항 중 어느 한 항의

【변경후】

제 1 항 내지 제 8 항 및 제 10 항 중 어느 한 항의

专利名称(译)	产生频谱多普勒图像的方法及其超声多普勒成像装置		
公开(公告)号	<a href="#">KR101882325B1</a>	公开(公告)日	2018-07-20
申请号	KR1020160178343	申请日	2016-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
当前申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
[标]发明人	YOO YANG MO 유양모 KANG JINBUM 강진범 KIM YEAJIN 김예진		
发明人	유양모 강진범 김예진		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/06		
代理人(译)	Jangwansu		
其他公开文献	KR1020180074345A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种用于生成频谱多普勒图像的方法。该方法包括对第一超声数据执行彩色多普勒处理以产生彩色多普勒图像;确定包括在彩色多普勒图像中的多个血管的位置信息;接收用于选择多个血管中的一个的用户输入;确定所选血管内血流速度最大的最大速度位置和所选血管的血管角度;基于最大速度位置和血管角度设定传输到目标对象的超声波束的角度;并且使用作为超声波束获取的第二超声数据生成用于所选血管的频谱多普勒图像被发送到对象。

