



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0123210
(43) 공개일자 2016년10월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/0891 (2013.01)
A61B 8/14 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0139998
(22) 출원일자 2015년10월05일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
62/147,860 2015년04월15일 미국(US)
1020150120538 2015년08월26일 대한민국(KR)

(71) 출원인
삼성메디슨 주식회사
강원도 홍천군 남면 한서로 3366
(72) 발명자
이진용
서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)
이봉현
서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리앤목특허법인

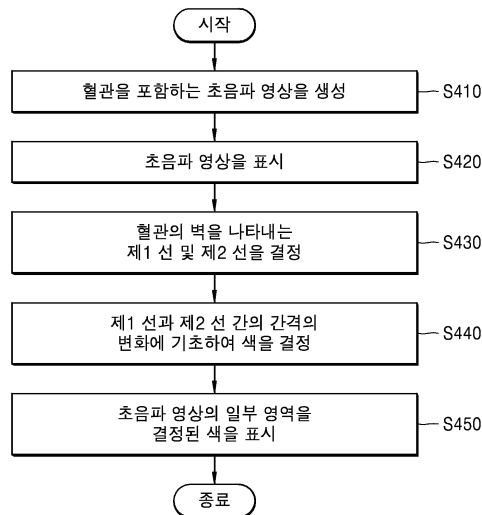
전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 발명의 명칭 혈관의 경직도를 표시하는 초음파 시스템

(57) 요약

혈관의 경직도를 용이하게 인식하도록 혈관 초음파 영상을 표시하는 초음파 시스템이 제공된다. 초음파 시스템은, 혈관을 포함하는 대상체로부터 획득된 초음파 에코 신호에 기초하여 상기 혈관을 나타내는 초음파 영상을 생성하는 제어부; 및 상기 초음파 영상을 표시하는 디스플레이;를 포함하고, 상기 제어부는 상기 초음파 영상에서 상기 혈관의 벽을 나타내고 상기 혈관의 내부 공간을 사이에 두는 제1 선 및 제2 선을 결정하고, 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보에 기초하여 색을 결정하고, 상기 디스플레이는 상기 초음파 영상의 일부 영역을 상기 결정된 색으로 표시한다.

대표도 - 도4



(52) CPC특허분류

A61B 8/461 (2013.01)

A61B 8/52 (2013.01)

(72) 발명자

박성욱

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)

박진기

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)

장혁재

서울특별시 강남구 선릉로 221, 306동 902호(도곡동, 도곡렉슬아파트)

정남식

서울특별시 영등포구 국제금융로 86, 102동 3002호(여의도동, 롯데캐슬IVY)

홍그루

서울특별시 마포구 마포대로 173- 15, 501동 1606호(공덕동, 래미안5차아파트)

심지영

서울특별시 서초구 방배로 63, 201동 1101호 (방배동, 방배현대멤피스2)

윤지현

서울특별시 광진구 아차산로78길 10, 102동 1002호 (광장동, 위커희일신아파트)

조인정

서울특별시 양천구 목동동로12길 60, 106동 2009호 (신정동, 목동현대아파트)

허란

서울특별시 서대문구 연희로 60, 801호 (연희동)

명세서

청구범위

청구항 1

혈관을 포함하는 대상체로부터 획득된 초음파 에코 신호에 기초하여 상기 혈관을 나타내는 초음파 영상을 생성하는 제어부; 및

상기 초음파 영상을 표시하는 디스플레이;를 포함하고,

상기 제어부는 상기 초음파 영상에서 상기 혈관의 벽을 나타내고 상기 혈관의 내부 공간을 사이에 두는 제1 선 및 제2 선을 결정하고, 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보에 기초하여 색을 결정하고,

상기 디스플레이는 상기 초음파 영상의 일부 영역을 상기 결정된 색으로 표시하는 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 2

제1 항에 있어서,

관심 영역을 입력하기 위한 사용자 인터페이스를 더 포함하고,

상기 제어부는 상기 제1 선 및 상기 제2 선이 상기 관심 영역 내에 위치하도록 결정하는 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 제어부는 소정의 제1 시간 동안 상기 제1 선과 상기 제2 선의 간격을 측정하여 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보를 결정하고,

상기 디스플레이는 소정의 제2 시간 동안 상기 일부 영역이 상기 결정된 색으로 표시되도록 유지하는 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 소정의 제1 시간 및 상기 소정의 제2 시간은 상기 대상체의 심전도의 일주기 이상의 시간인 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 5

제 1항에 있어서, 상기 제어부는

소정의 제1 시간 동안 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 최소 간격, 최대 간격 및 상기 최소 간격과 상기 최대 간격의 차이에 기초하여 상기 혈관의 경직도를 결정하고,

소정의 컬러맵에서 상기 결정된 경직도에 대응되도록 상기 색을 선택하는 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 6

제 5항에 있어서, 상기 제어부는

상기 경직도가 상대적으로 높은 경우 상기 소정의 컬러맵의 일단에 상대적으로 가까운 곳에 위치한 색을 선택하고,

상기 경직도가 상대적으로 낮은 경우 상기 소정의 컬러맵의 다른 일단에 상대적으로 가까운 곳에 위치한 색을 선택하는 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보는, 상기 제1 선에 포함되는 복수의 점들에 대응되는 상기 제2 선에 포함되는 복수의 점들에 있어서 서로 쌍을 이루는 점들 사이의 간격들의 변화에 대한 정보에 기초하여 결정되는 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 8

제 7항에 있어서,

상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격은 서로 쌍을 이루는 상기 점들의 간격의 평균이고,

상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보는 상기 평균의 변화에 대한 정보인 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 9

제 1항에 있어서,

상기 일부 영역은 상기 제1 선으로부터 상기 혈관의 외부를 향하여 위치하는 제1 영역 및 상기 제2 선으로부터 상기 혈관의 외부를 향하여 위치하는 제2 영역을 포함하는 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 10

제 1항에 있어서, 상기 일부 영역의 크기는, 상기 초음파 영상의 제1 프레임에서의 상기 제1 선의 위치와 상기 초음파 영상의 제2 프레임에서의 상기 제1 선의 위치의 차이에 기초하여 결정되는 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 11

제 1항에 있어서, 상기 일부 영역은, 상기 초음파 영상의 제1 프레임에서의 상기 제1 선에 포함되는 복수의 점들과 상기 초음파 영상의 제2 프레임에서의 상기 제1 선에 포함되는 복수의 점들 간의 간격에 기초하여 결정되는 크기를 갖고 상기 제1 선으로부터 상기 혈관의 외부를 향하여 위치하는 영역인 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 12

제 1항에 있어서,

상기 제 1선은 제1 점을 포함하는 복수의 점들을 포함하고,

상기 디스플레이는 상기 초음파 영상의 제1 프레임에서의 상기 제1 점의 위치와 상기 초음파 영상의 제2 프레임에서의 상기 제1 점의 위치의 차이에 관련되는 방향과 크기를 나타내도록 상기 제1 점 주위에 구별되는 선을 표시하는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는, 초음파 시스템.

청구항 13

혈관을 포함하는 대상체로부터 획득된 초음파 에코 신호에 기초하여 상기 혈관을 나타내는 초음파 영상을 생성하는 단계;

상기 초음파 영상을 표시하는 단계;

상기 초음파 영상에서 상기 혈관의 벽을 나타내고 상기 혈관의 내부 공간을 사이에 두는 제1 선 및 제2 선을 결정하는 단계;

상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보에 기초하여 색을 결정하는 단계; 및

상기 초음파 영상의 일부 영역을 상기 결정된 색으로 표시하는 단계;를 포함하는 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 14

제13 항에 있어서,

관심 영역을 입력하기 위한 사용자 입력을 수신하는 단계;를 더 포함하고,

상기 제1 선 및 상기 제2 선은 상기 관심 영역 내에 위치하는 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 15

제13 항에 있어서,

상기 색을 결정하는 단계는, 소정의 제1 시간 동안 상기 제1 선과 상기 제2 선의 간격을 측정하여 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보를 결정하고,

상기 일부 영역을 상기 결정된 색으로 표시하는 단계는, 소정의 제2 시간 동안 상기 일부 영역이 상기 결정된 색으로 표시되도록 유지하는 단계를 포함하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 16

제15 항에 있어서,

상기 소정의 제1 시간 및 상기 소정의 제2 시간은 상기 대상체의 심전도의 일 주기 이상의 시간인 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 17

제 13항에 있어서,

상기 색을 결정하는 단계는,

소정의 제1 시간 동안 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 최소 간격, 최대 간격 및 상기 최소 간격과 상기 최대 간격의 차이에 기초하여 상기 혈관의 경직도를 결정하고,

소정의 컬러맵에서 상기 결정된 경직도에 대응되도록 상기 색을 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 18

제 17항에 있어서,

상기 경직도가 상대적으로 높은 경우 상기 소정의 컬러맵의 일단에 상대적으로 가까운 곳에 위치한 색이 선택되고,

상기 경직도가 상대적으로 낮은 경우 상기 소정의 컬러맵의 다른 일단에 상대적으로 가까운 곳에 위치한 색이 선택되는 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 19

제 13항에 있어서,

상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보는, 상기 제1 선에 포함되는 복수의 점들에 대응되는 상기 제2 선에 포함되는 복수의 점들에 있어서 서로 쌍을 이루는 점들 사이의 간격들의 변화에 대한 정보에 기초하여 결정되는 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 20

제 19항에 있어서,

상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격은 서로 쌍을 이루는 상기 점들의 간격들의 평균이고,

상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보는 상기 평균의 변화에 대한 정보인 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 21

제 13항에 있어서,

상기 일부 영역은 상기 제1 선으로부터 상기 혈관의 외부를 향하여 위치하는 제1 영역 및 상기 제2 선으로부터 상기 혈관의 외부를 향하여 위치하는 제2 영역을 포함하는 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 22

제 13항에 있어서, 상기 일부 영역의 크기는, 상기 초음파 영상의 제1 프레임에서의 상기 제1 선의 위치와 상기 초음파 영상의 제2 프레임에서의 상기 제1 선의 위치의 차이에 기초하여 결정되는 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 23

제 13항에 있어서, 상기 일부 영역은, 상기 초음파 영상의 제1 프레임에서의 상기 제1 선에 포함되는 복수의 점들과 상기 초음파 영상의 제2 프레임에서의 상기 제1 선에 포함되는 복수의 점들 간의 간격에 기초하여 결정되는 크기를 갖고, 상기 제1 선으로부터 상기 혈관의 외부를 향하여 위치하는 영역인 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

청구항 24

제 13항에 있어서,

상기 제 1선은 제1 점을 포함하는 복수의 점들을 포함하고,

상기 일부 영역을 상기 결정된 색으로 표시하는 단계는, 상기 초음파 영상의 제1 프레임에서의 상기 제1 점의 위치와 상기 초음파 영상의 제2 프레임에서의 상기 제1 점의 위치의 차이에 관련되는 방향과 크기를 나타내도록 상기 제1 점 주위에 구별되는 선을 표시하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 초음파 영상을 표시하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 일 실시예는 혈관의 경직도를 표시하는 초음파 시스템에 대한 것으로서, 보다 구체적으로는 혈관의 경직도를 혈관 주위에 소정의 색으로 표시함으로써 혈관의 경직도를 직관적으로 인식할 수 있게 하는 초음파 시스템에 대한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 진단 장치는 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 대상체 내부의 부위 (예를들면, 연조직 또는 혈류) 에 대한 적어도 하나의 영상을 얻는다. 특히, 초음파 진단 장치는 대상체 내부의 관찰, 이물질 검출, 및 상해 측정 등 의학적 목적으로 사용된다. 이러한 초음파 진단 장치는 X선을 이용하는 진단 장치에 비하여 안정성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있다. 따라서, 초음파 진단 장치는, 컴퓨터 단층 촬영(computed tomography, CT) 장치, 자기 공명 영상(magnetic resonance imaging, MRI) 장치 등을 포함하는 다른 영상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0003] 본원 발명의 일 측면에 따라, 혈관의 경직도를 용이하게 인식하도록 혈관 초음파 영상을 표시하는 초음파 시스템이 제공된다. 초음파 시스템은 혈관을 포함하는 대상체로부터 획득된 초음파 에코 신호에 기초하여 상기 혈관을 나타내는 초음파 영상을 생성하는 제어부; 및 상기 초음파 영상을 표시하는 디스플레이;를 포함하고, 상기 제어부는 상기 초음파 영상에서 상기 혈관의 벽을 나타내고 상기 혈관의 내부 공간을 사이에 두는 제1 선 및 제2 선을 결정하고, 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보에 기초하여 색을 결정하고, 상기

디스플레이는 상기 초음파 영상의 일부 영역을 상기 결정된 색으로 표시할 수 있다.

- [0004] 초음파 시스템은 관심 영역을 입력하기 위한 사용자 인터페이스를 더 포함하고, 상기 제어부는 상기 제1 선 및 상기 제2 선이 상기 관심 영역 내에 위치하도록 결정할 수 있다.
- [0005] 상기 제어부는 소정의 제1 시간 동안 상기 제1 선과 상기 제2 선의 간격을 측정하여 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보를 결정하고, 상기 디스플레이는 소정의 제2 시간 동안 상기 일부 영역이 상기 결정된 색으로 표시되도록 유지할 수 있다.
- [0006] 상기 소정의 제1 시간 및 상기 소정의 제2 시간은 상기 대상체의 심전도의 일 주기 이상의 시간일 수 있다.
- [0007] 상기 제어부는 소정의 제1 시간 동안 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 최소 간격, 최대 간격 및 상기 최소 간격과 상기 최대 간격의 차이에 기초하여 상기 혈관의 경직도를 결정하고, 소정의 컬러맵에서 상기 결정된 경직도에 대응되도록 상기 색을 선택할 수 있다.
- [0008] 상기 제어부는 상기 경직도가 상대적으로 높은 경우 상기 소정의 컬러맵의 일단에 상대적으로 가까운 곳에 위치한 색을 선택하고, 상기 경직도가 상대적으로 낮은 경우 상기 소정의 컬러맵의 다른 일단에 상대적으로 가까운 곳에 위치한 색을 선택할 수 있다.
- [0009] 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보는, 상기 제1 선에 포함되는 복수의 점들에 대응되는 상기 제2 선에 포함되는 복수의 점들에 있어서 서로 쌍을 이루는 점들 사이의 간격들의 변화에 대한 정보에 기초하여 결정될 수 있다.
- [0010] 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격은 서로 쌍을 이루는 상기 점들의 간격의 평균이고, 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보는 상기 평균의 변화에 대한 정보일 수 있다.
- [0011] 상기 일부 영역은 상기 제1 선으로부터 상기 혈관의 외부를 향하여 위치하는 제1 영역 및 상기 제2 선으로부터 상기 혈관의 외부를 향하여 위치하는 제2 영역을 포함할 수 있다.
- [0012] 상기 일부 영역의 크기는, 상기 초음파 영상의 제1 프레임에서의 상기 제1 선의 위치와 상기 초음파 영상의 제2 프레임에서의 상기 제1 선의 위치의 차이에 기초하여 결정될 수 있다.
- [0013] 상기 일부 영역은, 상기 초음파 영상의 제1 프레임에서의 상기 제1 선에 포함되는 복수의 점들과 상기 초음파 영상의 제2 프레임에서의 상기 제1 선에 포함되는 복수의 점들 간의 간격에 기초하여 결정되는 크기를 갖고 상기 제1 선으로부터 상기 혈관의 외부를 향하여 위치하는 영역일 수 있다.
- [0014] 상기 제 1선은 제1 점을 포함하는 복수의 점들을 포함하고, 상기 디스플레이는 상기 초음파 영상의 제1 프레임에서의 상기 제1 점의 위치와 상기 초음파 영상의 제2 프레임에서의 상기 제1 점의 위치의 차이에 관련되는 방향과 크기를 나타내도록 상기 제1 점 주위에 구별되는 선을 표시할 수 있다.
- [0015] 본원 발명의 다른 측면에 따라, 혈관의 경직도를 용이하게 인식하도록 혈관 초음파 영상을 표시하는 방법은, 혈관을 포함하는 대상체로부터 획득된 초음파 에코 신호에 기초하여 상기 혈관을 나타내는 초음파 영상을 생성하는 단계; 상기 초음파 영상을 표시하는 단계; 상기 초음파 영상에서 상기 혈관의 벽을 나타내고 상기 혈관의 내부 공간을 사이에 두는 제1 선 및 제2 선을 결정하는 단계; 상기 제1 선과 상기 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보에 기초하여 색을 결정하는 단계; 및 상기 초음파 영상의 일부 영역을 상기 결정된 색으로 표시하는 단계;를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0016] 본 발명은, 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호(reference numerals)들은 구조적 구성요소(structural elements)를 의미한다.
- 도 1은 본 발명의 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시 예와 관련된 무선 프로브의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 시스템의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따라 초음파 영상을 표시하는 방법을 나타낸 흐름도이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시 예에 따라 혈관의 변위를 측정하기 위한 측정 방향을 나타내는 도이다.

도 6은 본 발명의 일 실시 예에 따라 혈관의 변위 및 직경을 측정하기 위한 도면이다.

도 7a, 도 7b, 도 8, 도 9는 본 발명의 일 실시 예에 따라 혈관의 경직도 또는 혈관의 움직임 표시하는 초음파 영상을 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0017] 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.
- [0018] 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.
- [0019] 명세서 전체에서 “초음파 영상”이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체(object)에 대한 영상을 의미한다. 또한, 대상체는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 및 혈관 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 또한, 대상체는 팬텀(phantom)일 수도 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사하고 생물의 부피와 아주 근사한 물질을 의미할 수 있다. 예를 들어, 팬텀은, 인체와 유사한 특성을 갖는 구형 팬텀일 수 있다.
- [0020] 또한, 명세서 전체에서 “사용자”는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0021] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예 들을 상세히 설명한다.
- [0022] 도 1은 본 발명의 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치(1000)의 구성을 도시한 블록도이다. 일 실시 예에 의한 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 디스플레이(1400), 메모리(1500), 입력 디바이스(1600), 및 제어부(1700)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(1800)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0023] 초음파 진단 장치(1000)는 카드형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS, Picture Archiving and Communication System viewer), 스마트폰(smartphone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0024] 프로브(20)는, 초음파 송수신부(1100)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다. 프로브(20)는 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 복수의 트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(20)는 초음파 진단 장치(1000)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브(20)를 구비할 수 있다.
- [0025] 송신부(1110)는 프로브(20)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(1112), 송신 지연부(1114), 및 펄서(1116)를 포함한다. 펄스 생성부(1112)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(1114)는 송신 지향성(transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 펄스는, 프로브(20)에 포함된 복수의 압전 진동자(piezoelectric vibrators)에 각각 대응된다. 펄서(1116)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(20)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.
- [0026] 수신부(1120)는 프로브(20)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(1122), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(1124), 수신 지연부(1126), 및 합산부(1128)를 포함할 수 있다. 증폭기(1122)는 에코 신호를 각 채널(channel) 마다 증폭하며, ADC(1124)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(1126)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연

시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(1128)는 수신 지연부(1166)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부(1120)는 그 구현 형태에 따라 증폭기(1122)를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브(20)의 감도가 향상되거나 ADC(1124)의 처리 비트(bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기(1122)는 생략될 수도 있다.

- [0027] 영상 처리부(1200)는 초음파 송수신부(1100)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 주사 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성한다. 한편, 초음파 영상은 A 모드(amplitude mode), B 모드(brightness mode) 및 M 모드(motion mode)에서 대상체를 스캔하여 획득된 그레이 스케일(gray scale)의 영상뿐만 아니라, 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체를 표현하는 도플러 영상일 수도 있다. 도플러 영상은, 혈액의 흐름을 나타내는 혈류 도플러 영상 (또는, 컬러 도플러 영상으로도 불림), 조직의 움직임을 나타내는 티슈 도플러 영상, 또는 대상체의 이동 속도를 파형으로 표시하는 스펙트럴 도플러 영상일 수 있다.
- [0028] 데이터 처리부(1210)에 포함되는 B 모드 처리부(1212)는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(1220)는, B 모드 처리부(1212)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0029] 마찬가지로, 데이터 처리부(1210)에 포함되는 도플러 처리부(1214)는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(1220)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0030] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(1220)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 3차원 초음파 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(10)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상을 생성할 수도 있다. 나아가, 영상 생성부(1220)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된 초음파 영상은 메모리(1500)에 저장될 수 있다.
- [0031] 디스플레이부(1400)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(1400)는, 초음파 영상뿐만 아니라 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphical User Interface)를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부(1400)를 포함할 수 있다.
- [0032] 통신부(1300)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부(1300)는 의료 영상 정보 시스템(PACS)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한, 통신부(1300)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0033] 통신부(1300)는 네트워크(30)를 통해 대상체(10)의 초음파 영상, 초음파 데이터, 도플러 데이터 등 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT 장치, MRI 장치, X-ray 장치 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(1300)는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체(10)의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부(1300)는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0034] 통신부(1300)는 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 서버(32), 의료 장치(34), 또는 휴대용 단말(36)과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부(1300)는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(1310), 유선 통신 모듈(1320), 및 이동 통신 모듈(1330)을 포함할 수 있다.
- [0035] 근거리 통신 모듈(1310)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(ZigBee), WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0036] 유선 통신 모듈(1320)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시 예에 의한 유선 통신 기술에는 트위스티드 페어 케이블(twisted pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 있을 수 있다.
- [0037] 이동 통신 모듈(1330)은, 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 단말, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른

다양한 형태의 데이터일 수 있다.

- [0038] 메모리(1500)는 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(1500)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(1000) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [0039] 메모리(1500)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는 웹 상에서 메모리(1500)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0040] 입력 디바이스(1600)는, 사용자로부터 초음파 진단 장치(1000)를 제어하기 위한 데이터를 입력받는 수단을 의미한다. 입력 디바이스(1600)의 예로는 키 패드, 마우스, 터치 패드, 터치 스크린, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니며, 심전도 측정 모듈, 호흡 측정 모듈, 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서, 거리 센서 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.
- [0041] 제어부(1700)는 초음파 진단 장치(1000)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(1700)는 도 1에 도시된 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 디스플레이부(1400), 메모리(1500), 및 입력 디바이스(1600) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0042] 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 디스플레이부(1400), 메모리(1500), 입력 디바이스(1600) 및 제어부(1700) 중 일부 또는 전부는 소프트웨어 모듈에 의해 동작할 수 있으나 이에 제한되지 않으며, 상술한 구성 중 일부가 하드웨어에 의해 동작할 수도 있다. 또한, 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 및 통신부(1300) 중 적어도 일부는 제어부(1600)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.
- [0043] 도 2는 본 발명의 일 실시 예와 관련된 무선 프로브(2000)의 구성을 도시한 블록도이다. 무선 프로브(2000)는, 도 1에서 설명한 바와 같이 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 구현 형태에 따라 도 1의 초음파 송수신부(100)의 구성을 일부 또는 전부 포함할 수 있다.
- [0044] 도 2에 도시된 실시 예에 의한 무선 프로브(2000)는, 송신부(2100), 트랜스듀서(2200), 및 수신부(2300)를 포함하며, 각각의 구성에 대해서는 1에서 설명한 바 있으므로 자세한 설명은 생략한다. 한편, 무선 프로브(2000)는 그 구현 형태에 따라 수신 지연부(2330)와 합산부(2340)를 선택적으로 포함할 수도 있다.
- [0045] 무선 프로브(2000)는, 대상체(10)로 초음파 신호를 송신하고 에코 신호를 수신하며, 초음파 데이터를 생성하여 도 1의 초음파 진단 장치(1000)로 무선 전송할 수 있다.
- [0046] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 시스템(300)의 구성을 도시한 블록도이다. 본원 발명의 일 실시예에 따른 초음파 시스템(300)은 도 1에 도시된 초음파 진단 장치(1000)에 포함될 수 있으며, 초음파 시스템(300)에 의하여 수행되는 초음파 영상 표시 방법은 도 1의 초음파 진단 장치(1000)에 의하여 수행될 수 있다.
- [0047] 본 발명의 일 실시 예에 따르면, 초음파 시스템(300)은 제어부(310)와 디스플레이(320)를 포함한다. 실시예에 따라, 초음파 시스템(300)은 사용자 인터페이스(330)를 더 포함할 수도 있다. 초음파 시스템(300)은 도 1의 초음파 진단 장치(1000)가 수행하는 기능의 일부 또는 전부를 수행할 수 있다. 예를 들어, 초음파 시스템(300)의 디스플레이(320)는 도 1의 디스플레이부(1400)에 대응될 수 있고, 제어부(310)는 도 1의 영상 처리부(1200) 및 제어부(1700)의 일부 구성 또는 기능을 포함할 수 있다. 일 실시예에 따라, 제어부(310)는 도 1의 영상 처리부(1200)의 기능과 도 1의 제어부(1700)의 기능을 수행하기 위하여 여러 개의 프로세서로 분리되어 있을 수도 있고, 하나의 프로세서에서 영상 처리부(1200)의 기능과 제어부(1700)의 기능을 모두 수행할 수도 있다.
- [0048] 제어부(310)는 혈관을 포함하는 대상체로부터 획득된 초음파 에코 신호에 기초하여 혈관을 나타내는 초음파 영상을 생성한다. 초음파 에코 신호는 초음파 시스템(300)에 연결되어 있는 초음파 송수신부를 통하여 수신될 수도 있고, 초음파 시스템(300)의 메모리로부터 읽어올 수도 있다. 이 때, 혈관은 경동맥일 수 있으며, 혈관 초음파 영상은 B 초음파 영상일 수 있으나, 이에 한정하지 않는다. 제어부(310)는 생성된 초음파 영상을 표시하도록 디스플레이(320)를 제어한다.

- [0049] 제어부(310)에 의하여 생성되는 혈관을 나타내는 초음파 영상은 혈관과 관련되는 파라미터를 측정하기 위하여 사용될 수 있다. 혈관과 관련되는 파라미터는 혈관의 크기, 길이, 변위, 혈관의 직경, 혈관의 경직도, 혈관의 이완 비율, 혈관벽의 움직임 속도 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0051] 도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따라 초음파 영상을 표시하는 방법을 나타낸 흐름도이다.
- [0052] 단계(S410)에서 초음파 시스템(300)은 혈관을 포함하는 대상체로부터 획득된 초음파 에코 신호에 기초하여 혈관을 나타내는 초음파 영상을 생성한다.
- [0053] 단계(S420)에서 초음파 시스템(300)은 생성된 초음파 영상을 표시한다.
- [0054] 단계(S430)에서 초음파 시스템(300)은 해당 혈관의 벽을 나타내고 해당 혈관의 내부 공간을 사이에 두는 제1 선 및 제2 선을 결정한다. 이 때, 제1 선 및 제2 선은 초음파 영상에 표시된 혈관벽 전체를 나타내도록 결정될 수도 있고, 특정 관심 영역 내에 위치하는 혈관의 벽만을 나타내도록 결정될 수도 있다. 또한, 제1 선 및 제2 선은 초음파 시스템(300)이 초음파 영상에 대하여 영상처리를 수행하여 자동으로 결정될 수도 있고, 사용자가 직접 입력하는 직선 또는 곡선일 수 있다. 실시 예에 따라서, 사용자는 사용자 입력을 통하여 관심 영역만을 설정하고, 초음파 시스템(300)은 설정된 관심 영역 내에서 자동으로 제1 선 및 제2 선을 결정할 수도 있다.
- [0055] 단계(S440)에서 초음파 시스템(300)은 제1 선과 제2 선 간의 간격의 변화에 대한 정보에 기초하여 특정 색을 결정한다.
- [0056] 단계(S450)에서 초음파 시스템(300)은 초음파 영상의 일부 영역을 결정된 색으로 표시한다.
- [0057] 도 5를 참고하면, 일 실시예에 따라, 혈관과 관련되는 파라미터들은 혈관의 초음파 영상에서 혈관의 길이(longitudinal) 방향(b), 반지름(radial) 방향 (a), 원주(circumferential) 방향 (c)과 관련하여 측정되거나 결정될 수 있다. 혈관을 나타내는 초음파 영상은 혈관을 길이 방향으로 나타내는 장축뷰(long axis view) 또는 혈관을 반지름 방향 또는 원주 방향으로 나타내는 단축뷰(short axis view)일 수 있고, 혈관과 관련되는 파라미터들은 장축뷰 또는 단축뷰를 이용하여 측정되거나 결정될 수 있다.
- [0058] 도 6을 참고하면, 제어부(310)은 혈관을 장축뷰로 표시하는 초음파 영상에서 혈관의 벽을 나타내는 제1 선(611) 및 제2 선(612)을 결정할 수 있다. 혈관의 벽을 나타내는 선(611, 612)은 초음파 시스템(300)에서 영상처리를 통하여 자동으로 결정될 수 있고, 사용자의 직접 입력으로 결정될 수도 있다. 일 실시 예에 따라, 초음파 시스템(300)은 사용자 인터페이스(330)를 통한 사용자 입력에 의하여 측정 영역 또는 관심 영역(Region of Interest, ROI)를 입력받고 입력된 측정 영역 또는 관심 영역 내에 위치하는 혈관 벽에 대하여 영상처리를 수행하여 제1 선(611) 및 제2 선(612)을 결정할 수 있다. 또는 사용자 인터페이스(330)를 통하여 사용자로부터 직접 제1 선(611) 및 제2 선(612)을 입력받을 수 있다. 더불어, 도 6의 실시예에서 제1 선(611) 및 제2 선(612)은 초음파 영상(a) 및 초음파 영상(b)에 표시된 혈관의 일부분을 나타내도록 결정되었으나, 초음파 영상(a) 및 초음파 영상(b)에 표시된 혈관 전체를 나타내도록 결정될 수도 있다.
- [0059] 디스플레이(320)에 표시되는 혈관의 영상은 혈관 내 혈액의 움직임에 따라 동적으로 변한다. 예를 들어, 일반적으로 혈관을 지나는 혈액의 압력이 높을 때의 혈관의 직경은 혈관을 지나는 혈액의 압력이 낮을 때의 혈관의 직경보다 일반적으로 더 크다. 초음파 영상에서 살펴보면, 도 6의 초음파 영상(b)에 표시되는 혈관의 직경은 초음파 영상(a)에 표시되는 혈관의 직경보다 작다.
- [0060] 혈관의 직경은 여러 가지 방법으로 결정될 수 있다. 예를 들어, 초음파 시스템(300)은 도 6에서의 제1 선(611)과 제2 선(612) 간의 간격을 혈관의 직경으로 결정할 수 있다. 일 실시 예에 따라, 초음파 시스템(300)은 초음파 영상의 특정 프레임에 있어서, 제1 선(611)에 포함된 특정 점과 제2 선(612)에 포함된 특정 점 간의 거리를 제1 선(611)과 제2 선(612) 간의 거리로 결정할 수 있다. 다른 실시 예에 따라, 제1 선(611) 상의 점들과 이에 대응되는 제2 선(612) 상의 점들에 있어서, 서로 쌍을 이루는 점들간의 간격들을 측정하고 측정된 간격들의 평균을 계산하여, 계산된 평균값을 제1 선(611)과 제2 선(612) 간의 간격으로 결정할 수 있다. 이 때, 제1 선(611)에 포함된 일부 또는 전체 복수개의 점들과 제2 선(612)에 포함된 일부 또는 전체 복수개의 점들은 서로 일대일 대응될 수 있다. 일 실시예에 따라, 제1 선(611)과 제2 선(612)은 같은 개수의 점들을 포함할 수 있다.

그러나, 실시 예에 따라, 제1 선(611) 및 제2 선(612)은 서로 대응되는 점들 이외의 점들을 더 포함할 수도 있다.

[0061] 한편, 혈관을 지나는 혈액의 움직임에 따라 혈관의 직경이 변경됨에 있어서, 혈관의 상태에 따라 혈관의 직경이 변경되는 정도가 다를 수 있다. 예를 들어, 건강하지 않은 혈관은 건강한 혈관에 비하여 혈관의 경직도가 높을 수 있다. 경직도가 높다는 것은 더 딱딱하거나 유연성이 낮다는 것을 의미한다. 이 경우, 경직도가 상대적으로 높은 혈관의 직경이 변경되는 정도는 경직도가 상대적으로 낮은 혈관의 직경이 변경되는 정도보다 작을 수 있다. 예를 들어, 도 6의 초음파 영상(a)이 혈관이 최대 수축되었을 때의 영상이고, 초음파 영상(b)이 혈관이 최대 이완되었을 때의 영상이라고 할 때, 해당 혈관의 경직도가 높을수록 초음파 영상(a)에서의 혈관의 직경과 초음파 영상(b)에서의 혈관의 직경의 차이는 상대적으로 더 작다.

[0062] 이에 따라, 사용자는 혈관의 직경이 변화되는 정도를 직접 식별하여 혈관의 경직도 정도를 판단할 수 있다. 그러나, 이와 같이 직접 혈관의 직경이 변화되는 정도를 직접 식별하여 경직도를 판단하는 작업은 정확도가 떨어지고 불편할 수 있다.

[0063] 도 7a 및 도 7b는 본 발명의 일 실시예에 따라 혈관의 경직도를 용이하게 식별할 수 있는 초음파 영상을 나타낸다.

[0064] 도 7a의 초음파 영상(a)과 초음파 영상(b)는 혈관을 포함하는 초음파 영상의 제1 프레임(a) 및 제2 프레임(b)이다. 편의상 해당 혈관을 대상 혈관이라고 칭한다. 제2 프레임(b)는 제1 프레임(a)에 바로 이어서 표시되는 프레임이 될 수도 있고, 몇 개의 프레임 이후에 표시되는 프레임일 수도 있다.

[0065] 초음파 시스템(300)은 초음파 영상의 제1 프레임(a)에서 대상 혈관의 내부 공간을 사이에 두는 제1 선(711) 및 제2 선(712)을 결정하고, 이 두 선(711, 712)을 디스플레이(320)에 제1 프레임(a)과 함께 표시한다. 이 때, 혈관 내의 혈액의 흐름에 따라 제1 선(711)과 제2 선(712) 간의 간격은 변한다. 편의상 제1 선(711)과 제2 선(712) 간의 간격을 대상 혈관의 관심 직경(Diameter of Interest)이라고 칭하기로 한다. 관심 직경은 도 6과 관련하여 설명한 바와 같이 다양한 방법으로 결정될 수 있다. 일반적으로 심장 박동에 따라 혈관을 통과하는 혈액의 압력이 주기적으로 변경될 때, 대상 혈관의 관심 직경은 작아지거나 커지기를 반복한다.

[0066] 초음파 시스템(300)은 제1 프레임에서의 제1 선(711)과 제2 선(712) 간의 간격을 측정하여, 제1 선(711)과 제2 선(712) 간의 간격의 변화에 대한 정보를 획득하고, 이에 기초하여 혈관의 경직도를 판단한다. 일 실시 예에 따라, 초음파 시스템(300)은 소정의 시간 동안 제1 선(711)과 제2 선(712)간의 최소 간격과 최대 간격을 측정하고, 최대 간격과 최소 간격의 차이가 최소 간격에 대하여 가지는 비율을 결정한다. 편의상 해당 비율을 이완 비율이라고 칭하기로 한다. 소정의 시간은 심장 박동의 일 주기(심전도 주기) 또는 그 보다 긴 시간이 될 수 있다.

[0067] 예를 들어, 소정의 시간 동안 초음파 영상의 제1 프레임(a)이 관심 직경이 최소인 경우의 프레임이고, 이 때 관심 직경이 5mm이라고 하자. 또한, 해당 소정의 시간 동안 초음파 영상의 제2 프레임(b)이 관심 직경이 최대인 경우의 프레임이고, 이 때 관심 직경이 5.4mm라고 하자. 이 때, 초음파 시스템(300)은 아래와 같은 수식에 따라 이완 비율이 8% 인 것으로 결정할 수 있다.

[0068] 이완 비율 = $(5.4 - 5.0)/5.0 = 8\%$

[0069] 그러나, 이완 비율은 이러한 수식 이외에 다양한 방법으로 결정될 수 있다. 초음파 시스템(300)은 혈관의 경직도가 낮고 유연성이 높아 이완이 잘 이루어지는 경우 큰 비완 비율이 결정되는 방식이라면 어느 방식도 채택할 수 있다.

[0070] 이완 비율이 높을수록 경직도가 낮고, 이완 비율이 낮을수록 경직도가 높다고 할 수 있다. 경직도는 이완 비율을 이용하거나 또는 직경의 변화값을 직접 이용하여 다양한 방식 중 하나로 정의할 수 있다. 예를 들어, 경직도는 아래와 같이 정의할 수 있다.

[0071] 경직도 = $100\% - \text{이완 비율}$

[0072] 이와 같이 정의하는 경우, 상기 예시에서의 경직도는 92%이다.

[0073] 일 실시예에 따라, 초음파 시스템(300)은 결정된 경직도 또는 이완 비율에 기초하여 도 7a의 컬러맵(c)으로부터 대응되는 색을 결정할 수 있다. 결정된 경직도에 기초하여 컬러맵(c)으로부터 색을 결정한다는 것은 결정된 이

완 비율에 기초하여 컬러맵(c)으로부터 색을 결정하다는 것과 동일한 의미일 수 있다. 예를 들어 컬러맵(c)에서 아래쪽의 일 단에 이완 비율 10%에 대응되는 이 위치하고, 반대쪽 일 단에 이완 비율 5%에 대응되는 색이 위치한다고 할 때, 상기의 예시의 경우 초음파 시스템(300)은 양 단의 사이에 위치하는 이완 비율 8%에 대응되는 색(731)을 컬러맵(c)로부터 선택할 수 있다.

[0074] 이어 초음파 시스템(300)은 결정된 색으로 초음파 영상의 일부 영역(예를 들어 영역 713, 714)을 표시한다. 결정된 색은 일부 투명하게 표시되어 초음파 영상의 일부 영역과 겹치도록 표시될 수 있다.

[0075] 도 7b의 실시 예와 비교하여 볼 때, 초음파 영상의 제1 프레임(d) 및 초음파 영상의 제2 프레임(e)는 도 7a의 경우에서보다 경직도가 높은 혈관을 나타낸다. 예를 들어, 도 7b의 혈관에 있어서 제1 프레임(d)이 관심 직경이 최소인 경우의 프레임이고, 이 때 관심 직경이 5mm라고 하자. 또한 제2 프레임(e)이 관심 직경이 최대인 경우의 프레임이고, 이 때 관심 직경이 5.3mm라고 하자. 이 때, 초음파 시스템(300)은 위에서 언급한 수식을 이용하는 경우, 이완 비율이 6%, 경직도는 94%인 것으로 결정할 수 있다.

[0076] 이완 비율 = $(5.3 - 5.0) / 5.0 = 6\%$

[0077] 경직도 = $100\% - \text{이완 비율}$

[0078] 이 경우, 초음파 시스템(300)은 도 7b의 결정된 이완 비율 또는 경직도에 대응되는 색을 컬러맵(f)으로부터 결정할 수 있다. 예를 들어, 컬러맵(f)에서 아래쪽의 일 단에 이완 비율 10%에 대응되는 색이 위치하고, 반대쪽 일 단에 이완 비율 5%에 대응되는 색이 위치한다고 할 때, 상기의 예시의 경우 초음파 시스템(300)은 양 단의 사이에 위치하는 이완 비율 6%에 대응되는 색(781)을 컬러맵(c)로부터 선택할 수 있다.

[0079] 따라서, 사용자는 7a의 경우 및 7b의 경우에 있어서, 혈관 주위의 일부 영역에 표시되는 색을 통하여, 대상 혈관의 경직도 또는 이완 비율이 어느 정도인지 직관적으로 인식할 수 있다. 이 때, 사용자의 편의를 위하여 도 7a 및 도 7b의 경우와 같이 초음파 영상(a, b, d, e)와 함께 컬러맵(c, f)도 함께 표시될 수 있다.

[0080] 실시 예에 따라, 초음파 시스템(300)은 해당 일부 영역이 소정의 시간 동안 결정된 색으로 표시되도록 유지할 수 있다. 해당 소정의 시간은 심장 박동의 일 주기(심전도 주기) 또는 그 보다 긴 시간일 수 있다. 사용자는 해당 소정의 시간 동안 해당 영역에 표시되도록 유지되는 색을 인식함으로써, 해당 색이 지속적으로 변하는 경우보다, 대상 혈관의 경직도를 보다 용이하게 판단할 수 있다.

[0081] 일 실시예에 따라, 결정된 색으로 표시되는 일부 영역은 초음파 영상에서 제1 선에 대응되는 제1 영역과 제2 선에 대응되는 제2 영역 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 제1 영역은 제1 선의 주위에 표시될 수 있다. 예를 들어, 도 7a에서 초음파 영상의 제1 프레임(a)를 참고할 때, 제1 영역은 제1 선(711)로부터 혈관의 외부를 향하여 소정의 거리만큼 떨어진 위치까지를 포함하는 영역(713)일 수 있다. 비슷한 방식으로 제2 영역은 제2 선(712)로부터 혈관의 외부를 향하여 소정의 거리만큼 떨어진 위치까지를 포함하는 영역(714) 일 수 있다.

[0082] 한편, 초음파 영상이 혈관의 움직임에 따라 변할 때, 곧 혈관의 벽을 나타내는 제1 선 및 제2 선의 위치가 변할 때, 제1 영역 및 제2 영역은 제1 선 및 제2 선의 위치가 변함에 따라 대응되도록 변할 수 있다. 예를 들어, 초음파 영상의 제1 프레임(a)에서는 제1 영역(713)이 혈관이 축소된 상태에서의 제1 선(711)의 위치로부터 시작되는 영역에 표시되지만, 초음파 영상의 제2 프레임(b)에서는 제1 영역(723)이 혈관이 이완된 상태에서의 제1 선(721)의 위치로부터 시작되는 영역에 표시될 수 있다.

[0083] 또한, 초음파 시스템(300)은 제1 영역의 크기를 제1 선의 변위에 기초하여 결정할 수 있다. 말하자면, 제1 선의 변위가 상대적으로 큰 경우, 제1 영역의 크기가 더 크도록 결정할 수 있다. 예를 들어, 도 7a에서 초음파 시스템(300)은 제1 영역의 크기가 초음파 영상의 제1 프레임(a)의 제1 선과 제2 프레임(b)의 제1 선 간의 변위에 비례하도록 제1 영역의 크기를 결정할 수 있다. 도 7a의 경우와 7b의 경우를 비교하여 볼 때, 도 7a의 경우의 제1 선의 변위가 도 7b의 경우의 제1 선의 변위보다 더 크고, 이에 따라 도 7a의 제2 프레임(b)에서의 제1 영역(723)의 크기가 도 7b의 제2 프레임(e)에서의 제1 영역(773)의 크기보다 크다.

[0084] 이 때, 일 실시예에 따라, 제1 선의 변위를 측정함에 있어서, 초음파 시스템(300)은 대상 혈관의 직경이 최소인 경우의 프레임에서의 제1 선의 위치와 대상 혈관의 직경이 최대인 경우의 프레임에서의 제1 선의 위치를 비교하여 결정할 수 있다. 초음파 시스템(300)은 결정된 제1 선의 변위에 따라 제1 영역의 크기를 결정할 수 있다.

[0085] 다른 실시예에 따라서는, 초음파 시스템(300)은 초음파 영상의 현재 프레임에 표시되는 제1 영역의 크기를 결정함에 있어서, 현재 프레임에서의 제1 선의 위치와 직전 프레임에서의 제1 선의 위치를 비교하여 그 비교 결과로서의 변위에 따라 제1 영역의 크기를 결정할 수 있다. 이 경우, 초음파 영상에서 혈관벽의 위치가 움직임에 따

라 제1 영역의 크기가 동적으로 변경된다. 특히, 대상 혈관의 경직도가 낮은 경우, 제1 영역의 크기가 동적으로 변화하는 정도 또는 속도는 더 크게된다. 사용자는 이와 같이 제1 영역의 크기가 동적으로 변화하는 정도나 속도가 상대적으로 크게 나타나는 시각적인 효과를 통하여, 대상 혈관의 경직도가 상대적으로 낮거나 이완 비율이 상대적으로 높다는 점을 인식할 수 있다.

[0086] 또 다른 실시예에서, 초음파 시스템(300)은 초음파 영상의 현재 프레임에 표시되는 제1 영역의 크기를 결정함에 있어서, 제1 선에 포함된 복수의 점들의 변위에 기초하여 결정할 수 있다. 편의상 해당 점들을 복수의 트래킹 포인트라고 지칭한다. 말하자면, 제1 선에 포함된 특정 트래킹 포인트의 변위가 상대적으로 큰 경우, 제1 영역 중 해당 특정 트래킹 포인트에 대응되는 부분은 해당 특정 트래킹 포인트로부터 더 멀리까지 위치하도록 결정할 수 있다. 예를 들어, 도 7a에서 제1 선에 트래킹 포인트(715, 725)와 트래킹 포인트(716, 726)이 포함되어 있다고 하고 제1 프레임과 제2 프레임을 비교했을 때 트래킹 포인트(715, 725)의 변위보다 트래킹 포인트(716, 726)의 변위가 더 크다고 할 때, 제1 영역(713, 723)의 크기가 결정됨에 있어서, 트래킹 포인트(715, 725)에 대응되는 부분보다 트래킹 포인트(716, 726)에 대응되는 부분이 제1 선으로부터 더 멀리까지 위치하도록 결정된다.

[0088] 도 8는 본원 발명의 일 실시 예에 따라, 혈관벽의 움직임을 표시하는 초음파 영상을 나타낸 것이다.

[0089] 도 8에서 초음파 영상의 제1 프레임(a) 및 제2 프레임(b)을 비교해 볼 때, 제1 프레임(a)에서 제1 선에 포함된 네 개의 트래킹 포인트(813, 814, 815, 816)가 제2 프레임(b)에서 네 개의 다른 위치(823, 824, 825, 826)로 이동하였다. 제1 프레임(a)에서의 제1 선에는 네 개의 트래킹 포인트(813, 814, 815, 816) 이외에 더 많은 트래킹 포인트가 포함되어 있을 수 있다. 이 때, 초음파 시스템(300)은 제2 프레임(b)에서 각 트래킹 포인트의 위치가 변화된 방향과 크기를 특정 점이나 선으로써 표시할 수 있다. 예를 들어, 제2 선 상의 트래킹 포인트(823, 824, 825, 826) 각각에 대하여 변위선(833, 834, 835, 836)이 표시되어 있는데, 해당 변위선은 각각의 트래킹 포인트(823, 824, 825, 826)가 제1 프레임에서의 위치와 비교할 때, 변경된 거리와 방향을 나타낸다. 변위선이 길게 표시되는 경우, 변경된 거리가 크다는 것을 의미한다.

[0090] 실시 예에 따라, 트래킹 포인트의 위치의 변경된 크기가 작은 경우를 고려하여, 트래킹 포인트의 위치가 변경된 크기를 몇 배 확대하고 해당 방향에 대해 확대된 변위선을 표시함으로써, 사용자가 트래킹 포인트의 변위에 대해 그 방향과 크기를 보다 용이하게 인식하도록 할 수 있다.

[0091] 또한 실시 예에 따라, 도 8에서 표시되는 변위선은 도 7a, 7b에서의 일부 영역(예를 들어, 제1 영역, 제2 영역)과 함께 표시될 수 있다.

[0092] 도 9는 본원 발명의 일 실시 예에 따라, 혈관벽의 움직임과 함께 혈관의 변위 그래프를 함께 표시한 영상을 나타낸다.

[0093] 도 9의 영상의 하단에 표시된 그래프 중 점선 그래프(Average Line)는 영상의 상단의 혈관 초음파 영상에 설정된 제1 선과 제 2선에 포함된 복수의 점들간의 간격의 평균을 시간의 흐름에 따라 표시한 것이다. 편의상 제1 선과 제 2선에 포함된 복수의 점들간의 간격의 평균을 대상 혈관의 직경(diameter)라고 칭하기로 한다. 제1 선과 제2 선에 포함된 서로 대응되는 복수의 점들간의 간격의 평균을 결정하는 과정에 대한 설명은 도 6과 관련하여 설명한 바 있으므로 생략한다.

[0094] 점선 그래프에 대하여 살펴보면, 시작점에 있어서 변위 값을 0이라고 할 때 (곧, 해당 시점의 직경을 기준 직경 값이라고 할 때), 변위 값이 양(+)의 방향으로 변하는 경우는 대상 혈관이 수축하여 대상 혈관의 직경이 기준 직경 값에 비하여 작아진 경우를 의미한다. 반대로, 변위 값이 음(-)의 방향으로 변하는 경우는 대상 혈관이 확장되어 대상 혈관의 직경이 기준 직경 값에 비하여 커진 경우를 의미한다. 보다 구체적으로 점선 그래프를 살펴보면, 대상 혈관의 최소 직경은 기준 직경 값보다 0.05mm만큼 작고 최대 직경은 기준 직경 값보다 0.25mm만큼 크다. 따라서, 대상 혈관의 최소 직경과 최대 직경의 차이는 0.3mm라고 할 수 있다.

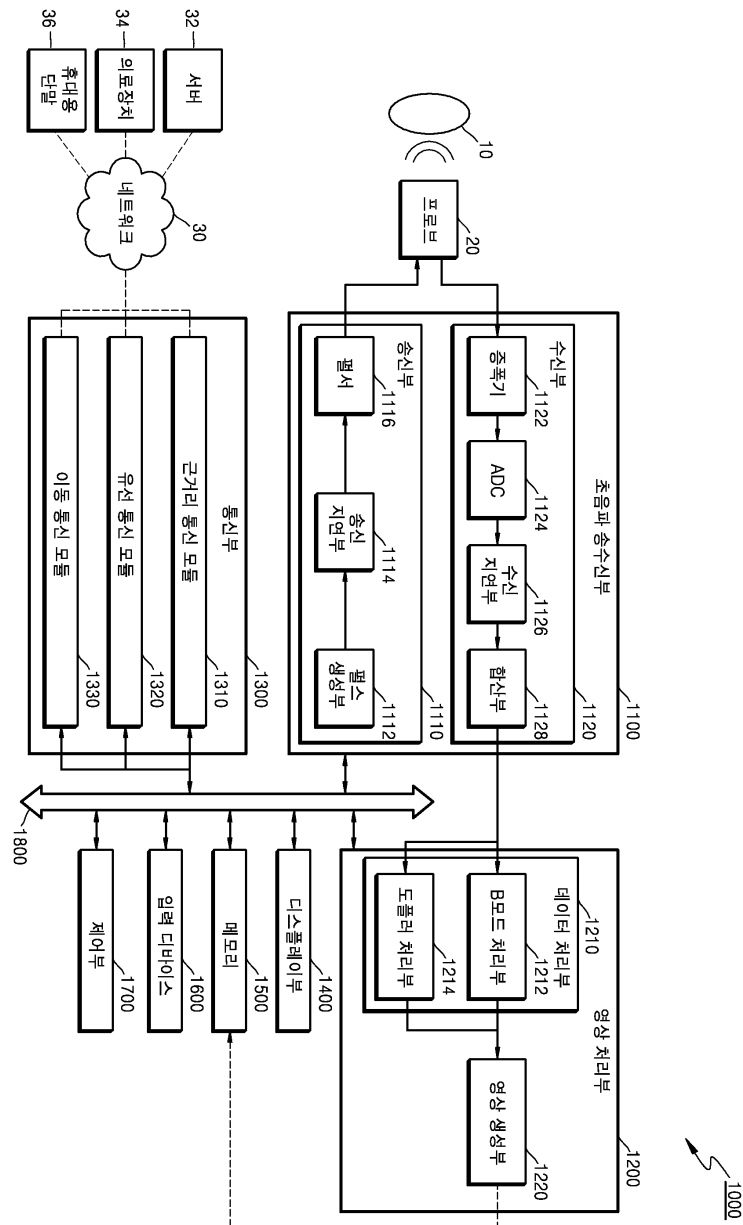
[0095] 초음파 시스템(300)은 이와 같이 획득된 최소 직경과 최대 직경의 차이를 이용하여, 대상 혈관의 제1 선 및 제2 선에 대응되는 영역에 표시할 색을 결정할 수 있다. 보다 구체적으로, 초음파 시스템(300)은 최소 직경과 최대 직경의 차이가 대상 혈관의 기준 직경 값에 대비하여 가지는 비율을 결정하고, 결정된 비율에 따라 컬러맵으로부터 특정 색을 결정할 수 있다.

[0096]

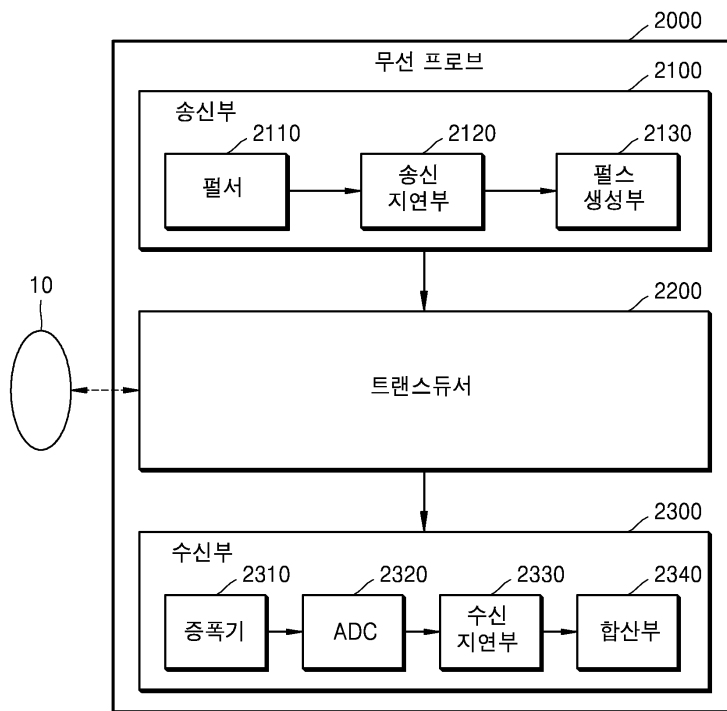
본원 발명의 실시 예들과 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아닌 설명적 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 발명의 상세한 설명이 아닌 특허청구 범위에 나타나며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

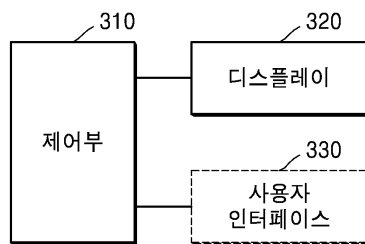
도면1



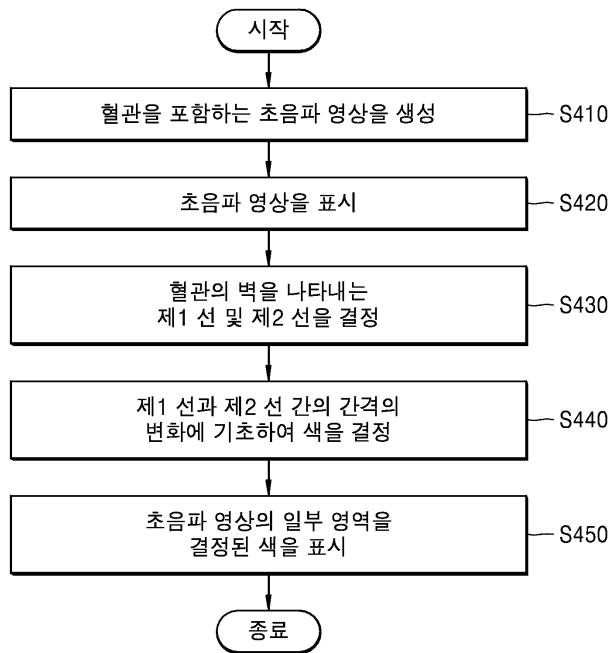
도면2



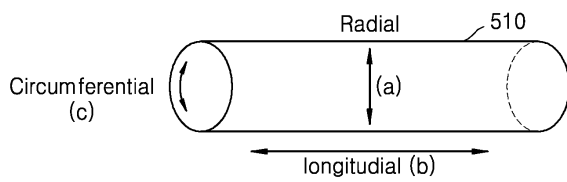
도면3



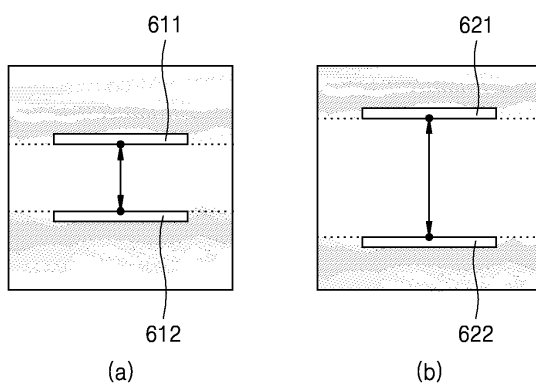
도면4



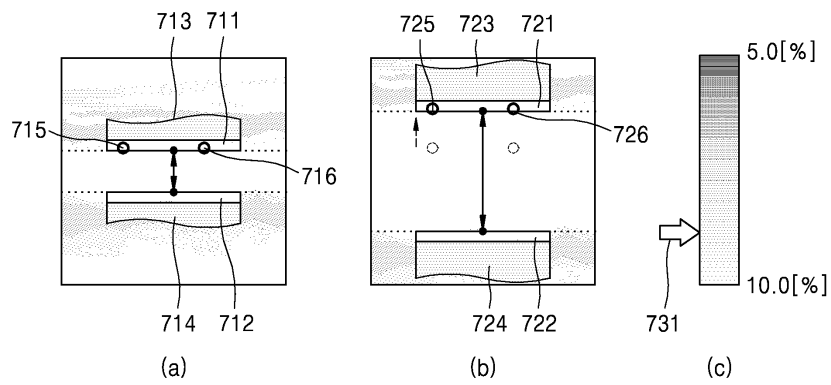
도면5



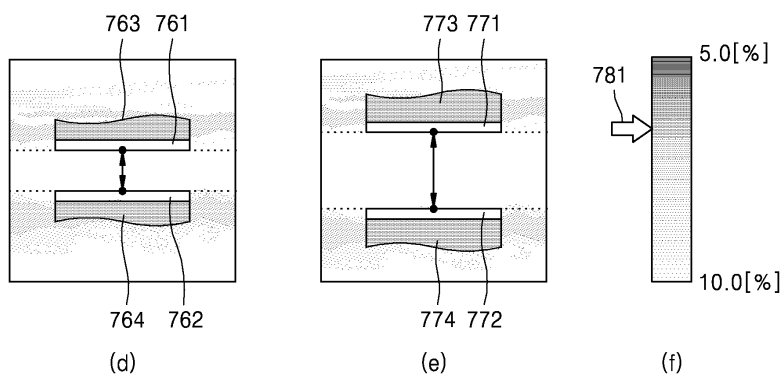
도면6



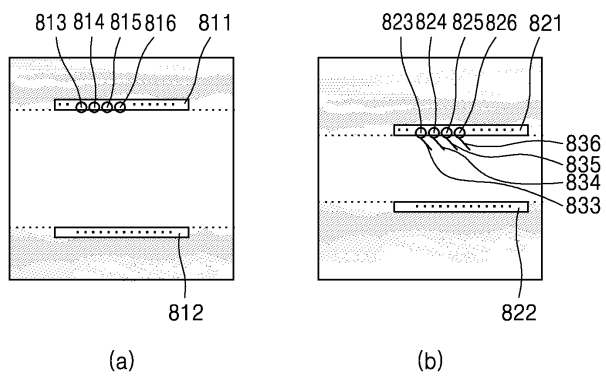
도면7a



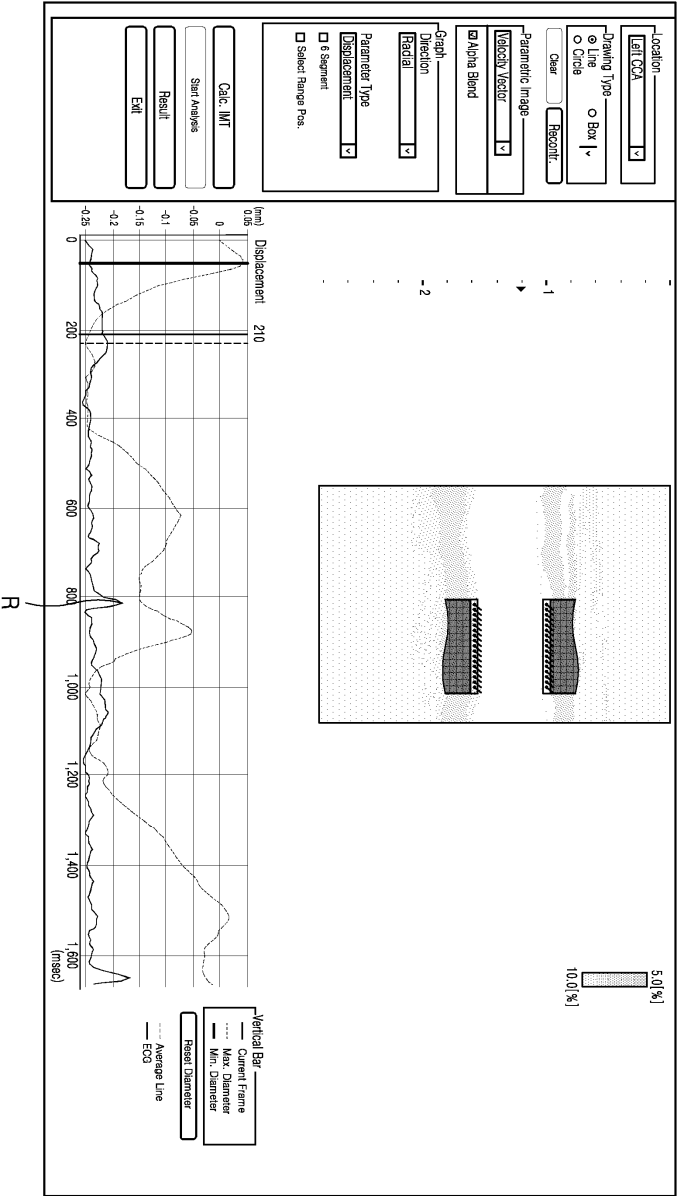
도면7b



도면8



도면9



专利名称(译)	标题：用于显示血管刚性的超声波系统		
公开(公告)号	KR1020160123210A	公开(公告)日	2016-10-25
申请号	KR1020150139998	申请日	2015-10-05
[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 JIN YONG 이진용 LEE BONG HEON 이봉헌 PARK SUNG WOOK 박성욱 PARK JIN KI 박진기 CHANG HYUK JAE 장혁재 CHUNG NAM SIKC 정남식 HONG GEU RU 홍그루 SHIM CHI YOUNG 심지영 YOON JI HYUN 윤지현 CHO IN JEONG 조인정 HEO RAN 허란		
发明人	이진용 이봉헌 박성욱 박진기 장혁재 정남식 홍그루 심지영 윤지현 조인정 허란		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/461 A61B8/52 A61B8/14		
优先权	62/147860 2015-04-15 US 1020150120538 2015-08-26 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了指示血管超声图像以便容易地清楚地识别血管的弯曲刚度的超声系统。超声系统包括：控制单元，基于从物体获得的超声回波信号产生示出血管的超声图像;以及显示器，其指示包括血管的超声图像;以及控制单元，其通过上述颜色指示，确定显示超声图像中血管壁的第一行并将血管的内部空间放置在该间隔中，并且显示器是超声图像的预定部分，基于关于变化的信息确定颜色。确定第一行与第二行的水平之间的差距。

