



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0091438  
(43) 공개일자 2017년08월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 8/0891 (2013.01)  
A61B 8/466 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2016-0012456  
(22) 출원일자 2016년02월01일  
심사청구일자 없음

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

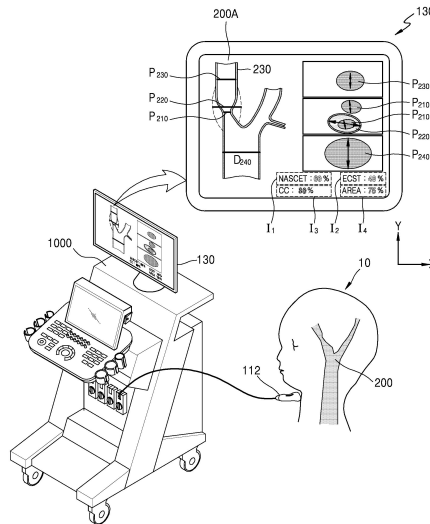
전체 청구항 수 : 총 23 항

(54) 발명의 명칭 초음파 영상 표시 방법 및 장치

**(57) 요약**

초음파 영상 표시 방법 및 장치가 개시된다. 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 표시 방법 및 장치는, 혈관을 포함하는 대상체에 대한 초음파 데이터로부터 협착 단면을 결정하고, 혈관의 협착과 관련되는 적어도 두개의 단면 및 혈관의 협착 정도를 나타내는 협착 지표값을 표시함으로써, 사용자의 진단 편의성을 향상시킬 수 있다.

**대표도** - 도1



(52) CPC특허분류

*A61B 8/469* (2013.01)

*A61B 8/483* (2013.01)

*A61B 8/5292* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

초음파 영상 장치가 혈관을 포함하는 대상체에 대한 초음파 영상을 표시하는 방법에 있어서,

상기 대상체에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하는 단계;

상기 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 상기 혈관의 복수의 단면들에 대한 협착 정도를 분석하고, 최대로 협착이 일어난 협착 단면을 결정하는 단계;

상기 혈관의 복수의 단면들 중에서 상기 협착 단면을 기준으로 하여 서로 다른 방향으로 이격되는 제1 단면 및 제2 단면을 결정하는 단계; 및

상기 협착 단면, 상기 제1 단면 및 상기 제2 단면 중 적어도 두개의 단면과 상기 혈관의 협착 정도를 수치로 나타내는 적어도 두개의 협착 지표값(stenosis index value)을 상기 초음파 영상 장치의 디스플레이부에 표시하는 단계; 를 포함하는 것인, 방법.

#### 청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 적어도 두개의 협착 지표값을 표시하는 단계는,

상기 제1 단면의 직경에 대한 상기 제1 단면의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제1 지표값, 상기 협착 단면의 혈관벽으로 둘러싸인 혈관 전체 직경에 대한 상기 혈관 전체의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제2 지표값, 상기 제2 단면의 직경에 대한 상기 제2 단면의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제3 지표값 및 상기 협착 단면의 혈관 전체 단면적에 대한 상기 협착 단면의 면적 비율을 나타내는 제4 지표값 중 적어도 두개 이상의 지표값을 표시하는 것인, 방법.

#### 청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 혈관은 경동맥(Carotid artery)이고, 상기 제1 단면은 내경동맥(Internal Carotid Artery, ICA)의 단면이고, 상기 제2 단면은 총경동맥(Common Carotid Artery, CCA)의 단면인 것인, 방법.

#### 청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 렌더링하여 상기 대상체에 대한 3차원 초음파 영상을 생성하는 단계; 를 더 포함하고,

상기 적어도 두개의 단면과 상기 적어도 두개의 협착 지표값을 표시하는 단계는, 상기 적어도 두개의 단면, 상기 적어도 두개의 협착 지표값 및 상기 3차원 초음파 영상을 상기 디스플레이부에 표시하는 것인, 방법.

#### 청구항 5

제1 항에 있어서,

상기 적어도 두개의 단면과 상기 적어도 두개의 협착 지표값을 표시하는 단계는,

상기 적어도 두개의 협착 지표값의 크기에 기초하여 서로 다른 색깔, 그래프 및 도형 중 적어도 하나를 표시하는 사용자 인터페이스(User Interface)를 상기 적어도 두개의 협착 지표값과 함께 표시하는 것인, 방법.

#### 청구항 6

제1 항에 있어서,  
 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하는 단계는,  
 상기 대상체에게 초음파 신호를 송신하는 단계;  
 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하는 단계; 및  
 상기 수신된 초음파 에코 신호로부터 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하는 단계;  
 를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 7**

제1 항에 있어서,  
 상기 협착 단면을 결정하는 단계는,  
 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 일정 간격으로 분할하여 상기 복수의 단면들을 획득하는 단계;  
 상기 복수의 단면들 각각에 대하여, 상기 혈관의 혈관벽으로 둘러싸인 단면에 대한 제1 면적값 및 상기 혈관 내에서 혈류가 흐르는 단면에 대한 제2 면적값을 계산하는 단계;  
 상기 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 상기 제1 면적값에 대한 상기 제2 면적값의 비율을 계산하는 단계; 및  
 상기 복수의 혈관 단면 중 상기 계산된 비율이 최소값인 단면을 협착 단면으로 결정하는 단계; 를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 8**

제7 항에 있어서,  
 상기 제2 면적값을 계산하는 단계는,  
 상기 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 휘도값을 획득하는 단계;  
 상기 획득된 휘도값이 기설정된 휘도값 미만인 영역의 면적을 제2 면적으로 결정하는 단계; 및  
 상기 제2 면적의 면적값을 계산하는 단계; 를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 9**

제1 항에 있어서,  
 상기 제1 단면은 상기 협착 단면으로부터 제1 방향으로 기설정된 제1 간격 만큼 이격되고, 상기 제2 단면은 상기 협착 단면으로부터 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 상기 제1 간격 만큼 이격되는 것인, 방법.

**청구항 10**

제1 항에 있어서,  
 상기 제1 단면 및 상기 제2 단면을 결정하는 단계는,  
 상기 협착 단면으로부터 이격되는 제2 간격을 설정하는 사용자 입력을 수신하는 단계를 포함하고,  
 상기 제1 단면은 상기 협착 단면으로부터 제1 방향으로 제2 간격 만큼 이격되고, 상기 제2 단면은 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 상기 제2 간격 만큼 이격되는 것인, 방법.

**청구항 11**

제1항에 있어서,  
 상기 제1 단면 및 상기 제2 단면을 결정하는 단계는,  
 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 상기 혈관이 2개로 갈라지는 분기점을 검출하는 단계;  
 상기 분기점을 기준으로 제1 방향으로 제3 간격 만큼 이격된 단면을 상기 제1 단면으로 결정하고, 상기 제1 방

향과 반대되는 제2 방향으로 제3 간격 만큼 이격된 단면을 상기 제2 단면으로 결정하는 단계; 를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 12**

혈관을 포함하는 대상체에 대한 초음파 영상을 표시하는 초음파 영상 장치에 있어서,  
 상기 대상체에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하는 초음파 데이터 획득부;  
 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 상기 혈관의 복수의 단면들에 대한 협착 정도를 분석하여, 최대로 협착이 일어난 협착 단면을 결정하고, 상기 혈관의 복수의 단면들 중에서 상기 협착 단면을 기준으로 하여 서로 다른 방향으로 이격되는 제1 단면 및 제2 단면을 결정하는 프로세서; 및  
 상기 협착 단면, 상기 제1 단면 및 상기 제2 단면 중 적어도 두개의 단면과 상기 혈관의 협착 정도를 수치로 나타내는 적어도 두개의 협착 지표값(stenosis index value)을 표시하는 디스플레이부;  
 를 포함하는 것인, 장치.

**청구항 13**

상기 프로세서는 상기 제1 단면의 직경에 대한 상기 제1 단면의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제1 지표값, 상기 협착 단면의 혈관벽으로 둘러싸인 혈관 전체 직경에 대한 상기 혈관 전체의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제2 지표값, 상기 제2 단면의 직경에 대한 상기 제2 단면의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제3 지표값 및 상기 협착 단면의 혈관 전체 단면적에 대한 상기 협착 단면의 면적 비율을 나타내는 제4 지표값 중 적어도 두개 이상의 지표값을 계산하고,  
 상기 디스플레이부는 상기 제1 지표값, 상기 제2 지표값, 상기 제3 지표값 및 상기 제4 지표값 중 적어도 두개의 지표값을 표시하는 것인, 장치.

**청구항 14**

제12 항에 있어서,  
 상기 혈관은 경동맥(Carotid artery)이고, 상기 제1 단면은 내경동맥(Internal Carotid Artery, ICA)의 단면이고, 상기 제2 단면은 총경동맥(Common Carotid Artery, CCA)의 단면인 것인, 장치.

**청구항 15**

제12 항에 있어서,  
 상기 프로세서는 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 렌더링하여 상기 대상체에 대한 3차원 초음파 영상을 생성하고,  
 상기 디스플레이부는 상기 적어도 두개의 단면, 상기 적어도 두개의 협착 지표값 및 상기 3차원 초음파 영상을 표시하는 것인, 장치.

**청구항 16**

제12 항에 있어서,  
 상기 디스플레이부는 상기 적어도 두개의 협착 지표값의 크기에 기초하여 서로 다른 색깔, 그래프 및 도형 중 적어도 하나를 표시하는 사용자 인터페이스를 상기 적어도 두개의 협착 지표값과 함께 표시하는 것인, 장치.

**청구항 17**

제12 항에 있어서,  
 상기 초음파 데이터 획득부는 상기 대상체에게 초음파 신호를 송신하고, 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하고, 상기 수신된 초음파 에코 신호로부터 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하는 것인, 장치.

**청구항 18**

제12 항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 일정 간격으로 분할하여 상기 복수의 혈관 단면을 획득하고, 상기 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 상기 혈관의 혈관벽으로 둘러싸인 단면에 대한 제1 면적값 및 상기 혈관 내에서 혈류가 흐르는 단면에 대한 제2 면적값을 계산하고, 상기 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 상기 제1 면적값에 대한 상기 제2 면적값의 비율을 계산하고, 상기 복수의 혈관 단면 중 상기 계산된 비율이 최소값인 단면을 협착 단면으로 결정하는 것인, 장치.

**청구항 19**

제18 항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 복수의 혈관 단면들 각각에 대한 휘도값을 획득하고, 상기 획득된 휘도값이 기설정된 휘도값 미만인 영역의 면적을 제2 면적으로 결정하고, 상기 제2 면적의 면적값을 계산하는 것인, 장치.

**청구항 20**

제12 항에 있어서,

상기 제1 단면은 상기 협착 단면으로부터 제1 방향으로 기설정된 제1 간격 만큼 이격되고, 상기 제2 단면은 상기 협착 단면으로부터 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 상기 제1 간격 만큼 이격되는 것인, 장치.

**청구항 21**

제12 항에 있어서,

상기 협착 단면으로부터 이격되는 제2 간격을 설정하는 사용자 입력을 수신하는 사용자 입력부; 를 더 포함하고,

상기 프로세서는 상기 협착 단면으로부터 제1 방향으로 상기 제2 간격 만큼 이격되는 상기 제1 단면을 결정하고, 상기 협착 단면으로부터 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 상기 제2 간격 만큼 이격되는 상기 제2 단면을 결정하는 것인, 장치.

**청구항 22**

제1항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 상기 혈관이 2개로 갈라지는 분기점을 검출하고, 상기 분기점을 기준으로 제1 방향으로 제3 간격 만큼 이격된 단면을 상기 제1 단면으로 결정하고, 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 제3 간격 만큼 이격된 단면을 상기 제2 단면으로 결정하는 것인, 장치.

**청구항 23**

제1 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 초음파 영상을 표시하는 방법 및 장치에 관한 것이다. 보다 구체적으로는, 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 혈관의 협착 정도의 측정과 관련되는 복수의 혈관 단면을 결정하고, 복수의 혈관 단면 및 혈관의 협착 정도를 나타내는 협착 지표값을 표시하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 초음파 시스템은 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어, 대상체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에 널리 이용된다. 초음파 시스템은 대상체를 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술의 필요 없이, 대상체 내부의 고해상도 영상을 실시간으로 의사에게 제공할 수 있으므로 의료 분야에서 매우 중요하게 사용되고 있다.

[0003] 초음파 시스템을 사용하여 혈관의 협착을 측정하기 위해서는 혈관을 포함하는 환자의 신체 부위 상에서 초음파 프로브를 움직여서 혈관의 여러 단면을 찾고, 혈관 단면의 직경 또는 혈관 단면의 면적을 측정하는 방법을 사용

한다. 혈관 단면의 직경을 이용하여 혈관의 협착 정도를 측정하는 지표로는 NASCET(North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial), ECST(European Carotid Surgery Trial), CC(Common Carotid Method) 등이 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0004] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 표시 방법 및 장치는 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 혈관의 협착 정도의 측정과 관련되는 복수의 혈관 단면 및 복수의 혈관 단면으로부터 계산되는 협착 지표값을 표시함으로써, 사용자가 혈관의 협착 정도를 쉽게 파악할 수 있도록 하여 사용자의 진단 편의성을 향상시키는 것을 목적으로 한다.

**과제의 해결 수단**

[0005] 상술한 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예는 대상체에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하는 단계, 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 상기 혈관의 복수의 단면들에 대한 협착 정도를 분석하고, 최대 협착이 일어난 협착 단면을 결정하는 단계, 상기 혈관의 복수의 단면들 중에서 상기 협착 단면을 기준으로 하여 서로 다른 방향으로 이격되는 제1 단면 및 제2 단면을 결정하는 단계 및 상기 협착 단면, 상기 제1 단면 및 상기 제2 단면 중 적어도 두개의 단면과 상기 혈관의 협착 정도를 수치로 나타내는 적어도 두개의 협착 지표값(stenosis index value)을 초음파 영상 장치의 디스플레이부에 표시하는 단계를 포함하는 것인, 초음파 영상 장치가 혈관을 포함하는 대상체에 대한 초음파 영상을 표시하는 방법을 제공한다.

[0006] 예를 들어, 상기 적어도 두개의 협착 지표값을 표시하는 단계는 상기 제1 단면의 직경에 대한 상기 제1 단면의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제1 지표값, 상기 협착 단면의 혈관벽으로 둘러싸인 혈관 전체 직경에 대한 상기 혈관 전체의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제2 지표값, 상기 제2 단면의 직경에 대한 상기 제2 단면의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제3 지표값 및 상기 협착 단면의 혈관 전체 단면적에 대한 상기 협착 단면의 면적 비율을 나타내는 제4 지표값 중 적어도 두개 이상의 지표값을 표시할 수 있다. 예를 들어, 상기 혈관은 경동맥(Carotid artery)이고, 상기 제1 단면은 내경동맥(Internal Carotid Artery, ICA)의 단면이고, 상기 제2 단면은 총경동맥(Common Carotid Artery, CCA)의 단면일 수 있다.

[0007] 예를 들어, 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 렌더링하여 상기 대상체에 대한 3차원 초음파 영상을 생성하는 단계를 더 포함하고, 상기 적어도 두개의 단면과 상기 적어도 두개의 협착 지표값을 표시하는 단계는 상기 적어도 두개의 단면, 상기 적어도 두개의 협착 지표값 및 상기 3차원 초음파 영상을 상기 디스플레이부에 표시할 수 있다.

[0008] 예를 들어, 상기 적어도 두개의 단면과 상기 적어도 두개의 협착 지표값을 표시하는 단계는 상기 적어도 두개의 협착 지표값의 크기에 기초하여 서로 다른 색깔, 그래프 및 도형 중 적어도 하나를 표시하는 사용자 인터페이스(User Interface)를 상기 적어도 두개의 협착 지표값과 함께 표시할 수 있다.

[0009] 예를 들어, 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하는 단계는 상기 대상체에게 초음파 신호를 송신하는 단계, 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하는 단계 및 상기 수신된 초음파 에코 신호로부터 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0010] 예를 들어, 상기 협착 단면을 결정하는 단계는 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 일정 간격으로 분할하여 상기 복수의 단면들을 획득하는 단계, 상기 복수의 단면들 각각에 대하여, 상기 혈관의 혈관벽으로 둘러싸인 단면에 대한 제1 면적값 및 상기 혈관 내에서 혈류가 흐르는 단면에 대한 제2 면적값을 계산하는 단계, 상기 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 상기 제1 면적값에 대한 상기 제2 면적값의 비율을 계산하는 단계 및 상기 복수의 혈관 단면 중 상기 계산된 비율이 최소값인 단면을 협착 단면으로 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 예를 들어, 상기 제2 면적값을 계산하는 단계는 상기 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 휘도값을 획득하는 단계, 상기 획득된 휘도값이 기설정된 휘도값 미만인 영역의 면적을 제2 면적으로 결정하는 단계 및 상기 제2 면적의 면적값을 계산하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 예를 들어, 상기 제1 단면은 상기 협착 단면으로부터 제1 방향으로 기설정된 제1 간격 만큼 이격되고, 상기 제2

단면은 상기 협착 단면으로부터 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 상기 제1 간격 만큼 이격될 수 있다.

- [0013] 예를 들어, 상기 제1 단면 및 상기 제2 단면을 결정하는 단계는 상기 협착 단면으로부터 이격되는 제2 간격을 설정하는 사용자 입력을 수신하는 단계를 포함하고, 상기 제1 단면은 상기 협착 단면으로부터 제1 방향으로 제2 간격 만큼 이격되고, 상기 제2 단면은 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 상기 제2 간격 만큼 이격될 수 있다.
- [0014] 예를 들어, 상기 제1 단면 및 상기 제2 단면을 결정하는 단계는 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 상기 혈관이 2개로 갈라지는 분기점을 검출하는 단계, 상기 분기점을 기준으로 제1 방향으로 제3 간격 만큼 이격된 단면을 상기 제1 단면으로 결정하고, 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 제3 간격 만큼 이격된 단면을 상기 제2 단면으로 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0015] 상기 기술적 과제를 해결하기 위해 본 발명의 일 실시예는 대상체에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하는 초음파 데이터 획득부, 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 상기 혈관의 복수의 단면들에 대한 협착 정도를 분석하여, 최대 협착이 일어난 협착 단면을 결정하고, 상기 혈관의 복수의 단면들 중에서 상기 협착 단면을 기준으로 하여 서로 다른 방향으로 이격되는 제1 단면 및 제2 단면을 결정하는 프로세서 및 상기 협착 단면, 상기 제1 단면 및 상기 제2 단면 중 적어도 두개의 단면과 상기 혈관의 협착 정도를 수치로 나타내는 적어도 두개의 협착 지표값(stenosis index value)을 표시하는 디스플레이부를 포함하는 것인, 혈관을 포함하는 대상체에 대한 초음파 영상을 표시하는 초음파 영상 장치를 제공한다.
- [0016] 예를 들어, 상기 프로세서는 상기 제1 단면의 직경에 대한 상기 제1 단면의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제1 지표값, 상기 협착 단면의 혈관벽으로 둘러싸인 혈관 전체 직경에 대한 상기 혈관 전체의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제2 지표값, 상기 제2 단면의 직경에 대한 상기 제2 단면의 직경과 상기 협착 단면의 직경의 차의 비율을 나타내는 제3 지표값 및 상기 협착 단면의 혈관 전체 단면적에 대한 상기 협착 단면의 면적 비율을 나타내는 제4 지표값 중 적어도 두개 이상의 지표값을 계산하고, 상기 디스플레이부는 상기 제1 지표값, 상기 제2 지표값, 상기 제3 지표값 및 상기 제4 지표값 중 적어도 두개의 지표값을 표시할 수 있다.
- [0017] 예를 들어, 상기 혈관은 경동맥(Carotid artery)이고, 상기 제1 단면은 내경동맥(Internal Carotid Artery, ICA)의 단면이고, 상기 제2 단면은 총경동맥(Common Carotid Artery, CCA)의 단면일 수 있다.
- [0018] 예를 들어, 상기 프로세서는 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 렌더링하여 상기 대상체에 대한 3차원 초음파 영상을 생성하고, 상기 디스플레이부는 상기 적어도 두개의 단면, 상기 적어도 두개의 협착 지표값 및 상기 3차원 초음파 영상을 표시할 수 있다.
- [0019] 예를 들어, 상기 디스플레이부는 상기 적어도 두개의 협착 지표값의 크기에 기초하여 서로 다른 색깔, 그래프 및 도형 중 적어도 하나를 표시하는 사용자 인터페이스를 상기 적어도 두개의 협착 지표값과 함께 표시할 수 있다.
- [0020] 예를 들어, 상기 초음파 데이터 획득부는 상기 대상체에게 초음파 신호를 송신하고, 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하고, 상기 수신된 초음파 에코 신호로부터 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득할 수 있다.
- [0021] 예를 들어, 상기 프로세서는 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터를 일정 간격으로 분할하여 상기 복수의 혈관 단면을 획득하고, 상기 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 상기 혈관의 혈관벽으로 둘러싸인 단면에 대한 제1 면적값 및 상기 혈관 내에서 혈류가 흐르는 단면에 대한 제2 면적값을 계산하고, 상기 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 상기 제1 면적값에 대한 상기 제2 면적값의 비율을 계산하고, 상기 복수의 혈관 단면 중 상기 계산된 비율이 최소값인 단면을 협착 단면으로 결정할 수 있다.
- [0022] 예를 들어, 상기 프로세서는 상기 복수의 혈관 단면들 각각에 대한 휘도값을 획득하고, 상기 획득된 휘도값이 기설정된 휘도값 미만인 영역의 면적을 제2 면적으로 결정하고, 상기 제2 면적의 면적값을 계산할 수 있다.
- [0023] 예를 들어, 상기 제1 단면은 상기 협착 단면으로부터 제1 방향으로 기설정된 제1 간격 만큼 이격되고, 상기 제2 단면은 상기 협착 단면으로부터 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 상기 제1 간격 만큼 이격될 수 있다.
- [0024] 예를 들어, 상기 협착 단면으로부터 이격되는 제2 간격을 설정하는 사용자 입력을 수신하는 사용자 입력부를 더 포함하고, 상기 프로세서는 상기 협착 단면으로부터 제1 방향으로 상기 제2 간격 만큼 이격되는 상기 제1 단면을 결정하고, 상기 협착 단면으로부터 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 상기 제2 간격 만큼 이격되는 상



기 제2 단면을 결정할 수 있다.

[0025] 예를 들어, 상기 프로세서는 상기 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 상기 혈관이 2개로 갈라지는 분기점을 검출하고, 상기 분기점을 기준으로 제1 방향으로 제3 간격 만큼 이격된 단면을 상기 제1 단면으로 결정하고, 상기 제1 방향과 반대되는 제2 방향으로 제3 간격 만큼 이격된 단면을 상기 제2 단면으로 결정할 수 있다.

[0026] 상술한 기술적 과제를 해결하기 위한 기술적 수단으로서, 본 개시의 일 실시예는, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체는 전술된 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공한다.

**도면의 간단한 설명**

[0027] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 혈관에 대한 초음파 영상을 획득하고, 혈관의 협착 정도의 측정과 관련된 복수의 혈관 단면들 및 협착 지표값을 표시하는 방법을 설명하기 위한 개념도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 혈관의 협착 정도의 측정과 관련된 복수의 혈관 단면들 및 협착 지표값을 표시하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 4a는 협착된 혈관의 구조를 설명하기 위한 도면이다.

도 4b는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 복수의 혈관 단면을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 4c는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 복수의 혈관 단면에 대하여 협착 정도를 계산하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 복수의 혈관 단면 중 협착 단면을 결정하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 혈관의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관 단면을 결정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 혈관의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관 단면을 결정하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 혈관의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관 단면을 결정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 혈관의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관 단면을 결정하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 11a는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 혈관의 협착 정도를 나타내는 협착 지표값을 계산하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 11b는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 혈관의 협착 정도를 나타내는 협착 지표값을 계산하는 방법을 설명하기 위한 혈관의 단면도이다.

도 12a 내지 도 12d는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 혈관의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관 단면 및 혈관의 협착 정도를 나타내는 적어도 두개의 협착 지표값을 표시하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 무선 프로브의 구성을 도시한 블록도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0028] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다

양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.

- [0029] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0030] 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.
- [0031] 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, 명세서에서 사용되는 "부"라는 용어는 소프트웨어, FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, "부"는 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 "부"는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. "부"는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따라서, 일 예로서 "부"는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 "부"들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 "부"들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 "부"들로 더 분리될 수 있다.
- [0032] 명세서 전체에서 "초음파 영상"이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체(object)에 대한 영상을 의미한다. 또한, "대상체"는 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.
- [0033] 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.
- [0034] 또한, 본 명세서에서, "제1", "제2" 또는 "제1-1" 등의 표현은 서로 다른 구성 요소, 개체, 영상, 픽셀 또는 패치를 지칭하기 위한 예시적인 용어이다. 따라서, 상기 "제1", "제2" 또는 "제1-1" 등의 표현이 구성 요소 간의 순서를 나타내거나 우선 순위를 나타내는 것은 아니다.
- [0035] 이하에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략한다.
- [0036] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 혈관(200)에 대한 초음파 영상을 획득하고, 혈관(200)의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ,  $P_{230}$ ,  $P_{240}$ ) 및 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )을 표시하는 방법을 설명하기 위한 개념도이다.
- [0037] 도 1을 참조하면, 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200)을 포함하는 대상체(10)에 대한 3차원 초음파 영상(200A), 복수의 혈관 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ,  $P_{230}$ ,  $P_{240}$ ) 및 복수의 협착 지표값(stenosis index value)( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )을 디스플레이부(130)에 표시할 수 있다. 다만, 도 1에 도시된 것으로 한정되는 것은 아니고, 초음파 영상 장치(100)는 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ ) 중 두개 또는 그 이상의 협착 지표값을 표시할 수 있다.
- [0038] 일 실시예에서, 혈관(200)는 대상체(10), 즉 환자의 목 부분에 위치하는 경동맥일 수 있다. 초음파 영상 장치(100)를 사용하는 사용자는 초음파 프로브(112)를 사용하여 대상체(10)의 목 부분을 스캔하여 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득할 수 있다. 구체적으로, 초음파 프로브(112)는 대상체(10)에 초음파 신호를 송신하고, 초음파 영상 장치(100)는 대상체(10)로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하고, 수신된 초음파 에코 신호를 주사 변환(scan conversion)하여 3차원 초음파 영상(200A)을 생성할 수 있다.
- [0039] 초음파 영상 장치(100)는 대상체(10)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 혈관(200)에 대한 복수의 단면을

획득하고, 복수의 단면에 대한 협착 정도를 분석하여 최대 협착이 일어난 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ )을 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200) 내의 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ )을 선택하는 사용자 입력을 수신하고, 사용자 입력에 기초하여 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ )을 결정할 수 있다.

[0040] 초음파 영상 장치(100)는 결정된 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ )에 대하여 서로 다른 방향으로 각각 이격된 제1 단면( $P_{230}$ ) 및 제2 단면( $P_{240}$ )을 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 제1 단면( $P_{230}$ )은 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ )으로부터 제1 방향(Y 방향)으로 소정 간격 만큼 이격되고, 제2 단면( $P_{240}$ )은 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ )으로부터 제1 방향(Y 방향)과 반대되는 제2 방향으로 소정 간격 만큼 이격될 수 있다.

[0041] 초음파 영상 장치(100)는 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ), 제1 단면( $P_{230}$ ) 및 제2 단면( $P_{240}$ )의 직경 또는 면적값에 기초하여 혈관(200)의 협착 정도를 나타내는 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )을 계산할 수 있다. 일 실시예에서, 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )은 NASCET(North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial), ECST(European Carotid Surgery Trial), CC(Common Carotid Method) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )에 대한 상세한 설명은 도 11a 및 도 11b에 관한 설명 부분에서 후술하도록 한다.

[0042] 초음파 영상 장치(100)는 계산된 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )과 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ), 제1 단면( $P_{230}$ ) 및 제2 단면( $P_{240}$ ) 중 적어도 두개의 단면을 디스플레이부(130)에 표시할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 3차원 초음파 볼륨 데이터를 렌더링하여 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 영상(200A)을 생성하고, 생성된 3차원 초음파 영상(200A)을 디스플레이부(130)에 표시할 수 있다.

[0043] 일반적으로, 1차원 초음파 프로브를 사용하는 2차원 초음파 영상 장치의 경우 혈관(200)의 복수의 단면에 대한 초음파 데이터를 획득하기 위해서 혈관(200)을 포함하는 대상체(10)를 여러 번 스캔한다. 3차원 초음파 영상 장치의 경우에도 혈관(200)에 대한 복수의 단면에 대한 초음파 데이터를 획득하기 위해서는 단면의 위치를 수동으로 조절해야 하는 불편함이 있다.

[0044] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200)의 최대 협착이 일어나는 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ )에 대한 초음파 데이터를 획득하고, 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ )에 대하여 제1 단면( $P_{230}$ ) 및 제2 단면( $P_{240}$ )을 자동으로 획득할 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)는 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ), 제1 단면( $P_{230}$ ) 및 제2 단면( $P_{240}$ )의 직경 또는 면적값에 기초하여 계산되는 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )을 디스플레이부(130)에 함께 표시함으로써, 사용자로 하여금 혈관(200)의 협착 정도를 한 눈에 파악할 수 있도록 하고, 사용자의 진단 편의성을 향상시킬 수 있다.

[0045] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)의 구성을 도시한 블록도이다. 도 2에 도시된 초음파 영상 장치(100)는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 2에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0046] 도 2를 참조하면, 초음파 영상 장치(100)는 초음파 데이터 획득부(110), 프로세서(120) 및 디스플레이부(130)를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS viewer), 스마트 폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[0047] 초음파 데이터 획득부(110)는 혈관(200, 도 1 참조)을 포함하는 대상체(10)에 대한 초음파 볼륨 데이터를 획득할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 데이터 획득부(110)는 경동맥에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득할 수 있다.

[0048] 초음파 볼륨 데이터란, 다수의 복셀(voxel)로 이루어진 데이터를 의미할 수 있다. 대상체(10)에 대한 초음파 볼륨 데이터는, 대상체(10)에 대한 공간 정보, 대상체(10) 내에 포함되는 조직 또는 장기 등의 해부학적 형태 등과 같은 임상 정보를 포함할 수 있다.

[0049] 일 실시예에서, 초음파 데이터 획득부(110)는, 대상체(10)로부터 획득된 초음파 데이터를 이용하여 대상체(10)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 형성할 수 있다. 다른 예로서, 초음파 데이터 획득부(110)는, 통신부(도

13 참조)를 통해 외부로부터 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득할 수 있다.

- [0050] 일 실시예에서, 초음파 데이터 획득부(110)는 대상체에 대해서 초음파를 직접 송수신하는 초음파 프로브(112, 도 1 참조)를 포함할 수 있다. 초음파 프로브(112)는 대상체(10)로 초음파 신호를 송신하고, 대상체(10)로부터 반사되는 에코 신호를 수신할 수 있다. 초음파 프로브(112)는, 초음파 프로브(112)에게 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신할 수 있다.
- [0051] 초음파 프로브(112)는 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 복수의 트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 초음파 프로브(112)는 초음파 영상 장치(100)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 영상 장치(100)는 구현 형태에 따라 복수 개의 초음파 프로브(112)를 구비할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 데이터 획득부(110)는 3D 프로브를 포함할 수 있다.
- [0052] 일 실시예에서, 초음파 프로브(112)는 대상체에게 초음파 평면파(planewave)를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 기초하여 대상체(10)로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신할 수 있다.
- [0053] 초음파 데이터 획득부(110)는 초음파 프로브(112)에서 수신된 초음파 에코 신호로부터 초음파 데이터를 획득하는 데이터 생성부(114)를 더 포함할 수 있다.
- [0054] 다른 예로서, 초음파 데이터 획득부(110)는, 대상체(10)에 대한 초음파 데이터를 외부로부터 수신할 수 있다. 초음파 데이터 획득부(110)는 초음파 영상 장치(100)와 유무선으로 연결된 외부 장치로부터 초음파 데이터를 생성할 수 있다.
- [0055] 프로세서(120)는 CPU(central processing unit), GPU(graphic processing unit) 및 마이크로 프로세서(micro processor) 중 적어도 하나로 구현될 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서(120)는 FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어로 구성될 수도 있다.
- [0056] 일 실시예에서, 프로세서(120)는, 초음파 데이터 획득부(110)로부터 제공되는 3차원 초음파 볼륨 데이터에 대해 렌더링을 수행하여 대상체(10)에 대한 3차원 초음파 영상을 생성할 수 있다. ‘렌더링’이란 예컨대, 3차원 초음파 볼륨 데이터와 같은 3차원 이산 샘플링 데이터 세트(3D discretely sampled data set)의 2차원 투사 영상(2D projection image)을 생성하고 디스플레이하기 위한 기술이다. 일 실시예에서, 프로세서(120)는 레이 캐스팅 투영(ray casting projection)을 이용한 렌더링을 수행할 수 있다.
- [0057] 프로세서(120)는 초음파 데이터 획득부(110)로부터 대상체(10)에 포함되는 혈관(200)의 복수의 단면들에 대한 협착 정도를 분석하고, 복수의 단면들 중 최대 협착이 일어난 협착 단면을 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서(120)는 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 일정 간격으로 분할(segmentation)하여 복수의 혈관 단면을 획득할 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서(120)는 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 혈관의 혈관벽으로 둘러싸인 단면에 대한 제1 면적값 및 상기 혈관 내에서 혈류가 흐르는 단면에 대한 제2 면적값을 계산하고, 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 제1 면적값에 대한 제2 면적값의 비율을 계산할 수 있다. 프로세서(120)는 복수의 혈관 단면 중 계산된 비율이 최소값인 단면을 협착 단면으로 결정할 수 있다. 이에 대한 상세한 설명은 도 4b, 도 4c 및 도 5에 대한 설명에서 후술하도록 한다.
- [0058] 프로세서(120)는 혈관(200)에 대한 복수의 단면들 중 결정된 협착 단면을 기준으로 하여 서로 다른 방향으로 이격되는 제1 단면 및 제2 단면을 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서(120)는 협착 단면을 기준으로 서로 반대되는 방향으로 동일한 간격 만큼 이격되는 제1 단면 및 제2 단면을 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서(120)는 초음파 데이터 획득부(110)에서 획득한 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 혈관(200)이 2개로 갈라지는 분기점을 검출하고, 검출된 분기점을 기준으로 서로 다른 방향으로 동일한 간격 만큼 이격된 제1 단면 및 제2 단면을 결정할 수 있다. 프로세서(120)가 제1 단면 및 제2 단면을 결정하는 방법에 대한 상세한 설명은 도 6 내지 도 10에 대한 설명에서 후술하도록 한다.
- [0059] 프로세서(120)는 결정된 협착 단면, 제1 단면 및 제2 단면 각각의 직경 또는 단면적으로부터 혈관(200)의 협착 정도를 수치적으로 나타내는 적어도 두개의 협착 지표값을 계산할 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서(120)는 NASCET(North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial), ECST(European Carotid Surgery Trial), CC(Common Carotid Method) 중 적어도 두개의 지표값을 계산할 수 있다. 협착 지표값에 대한 상세한 설명은 도 11에 관한 설명 부분에서 후술하도록 한다.
- [0060] 디스플레이부(130)는 협착 단면, 제1 단면 및 제2 단면 중 적어도 두개의 단면과 적어도 두개의 협착 지표값을



표시할 수 있다. 일 실시예에서, 디스플레이부(130)는 대상체(10)에 대한 3차원 초음파 영상을 협착 단면, 제1 단면, 제2 단면 및 복수의 협착 지표값과 함께 표시할 수 있다. 일 실시예에서, 디스플레이부(130)는 적어도 두 개의 협착 지표값 각각의 크기에 기초하여 서로 다른 색상, 서로 다른 형태의 도형 및 그래프 중 적어도 하나로 표시하는 사용자 인터페이스(User Interface)를 복수의 협착 지표값과 함께 표시할 수 있다. 적어도 두 개의 협착 지표값을 표시하는 디스플레이부(130)에 대한 상세한 설명은 도 12a 내지 도 12d에 관한 설명 부분에서 후술 하도록 한다.

- [0061] 본 발명의 일 실시예에 다른 초음파 영상 장치(100)는, 대상체(10)가 포함하는 혈관(200, 도 1 참조)의 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 혈관(200)의 최대 협착 단면을 결정하고, 협착 단면으로부터 서로 다른 방향으로 이격되는 제1 단면 및 제2 단면을 결정하고, 협착 단면, 제1 단면 및 제2 단면의 직경 또는 단면적의 크기에 기초하여 혈관(200)의 협착 정도를 나타내는 적어도 두 개의 협착 지표값을 계산할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(100)는 협착 단면, 제1 단면 및 제2 단면과 적어도 두 개의 협착 지표값을 디스플레이부(130)에 표시함으로써, 사용자의 진단 편의성을 향상시킬 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(100)는 적어도 두 개의 협착 지표값을 크기에 따라 서로 다른 색깔, 그래프 및 도형 중 적어도 하나로 표시함으로써, 사용자가 혈관의 협착 정도를 빠르고 정확하게 인식할 수 있도록 한다.
- [0062] 이하에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 협착 단면, 제1 단면 및 제2 단면을 결정하는 방법 및 적어도 두 개의 협착 지표값을 표시하는 방법에 대해서 구체적으로 살펴보도록 한다.
- [0063] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 혈관의 협착 정도를 측정하는 복수의 혈관 단면들 및 협착 지표값을 표시하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0064] 단계 S310에서, 초음파 영상 장치(100)는 혈관을 포함하는 대상체에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득한다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 초음파 프로브를 포함할 수 있고, 초음파 프로브는 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는 수신된 초음파 에코 신호로부터 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득할 수 있다.
- [0065] 단계 S320에서, 초음파 영상 장치(100)는 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 혈관의 복수의 단면들에 대한 협착 정도를 분석하고, 최대 협착이 일어난 협착 단면을 결정한다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 혈관에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 일정 간격으로 분할하여 복수의 혈관 단면을 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 혈관벽으로 둘러싸인 혈관 전체의 단면적에 대한 혈관 내의 혈류가 흐르는 단면의 면적값의 비율을 계산하고, 계산된 비율이 최소값을 갖는 혈관 단면을 최대 협착 단면으로 결정할 수 있다.
- [0066] 단계 S330에서, 초음파 영상 장치(100)는 혈관의 복수의 단면 중 협착 단면을 기준으로 하여 서로 다른 방향으로 이격되는 제1 단면 및 제2 단면을 결정한다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 단계 S320에서 결정된 협착 단면을 기준으로 서로 반대되는 방향으로 동일한 간격 만큼 이격되는 제1 단면 및 제2 단면을 결정할 수 있다.
- [0067] 단계 S340에서, 초음파 영상 장치(100)는 협착 단면, 제1 단면 및 제2 단면 중 적어도 두 개의 단면과 혈관의 협착 정도를 수치적으로 나타내는 적어도 두 개의 협착 지표값을 디스플레이한다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 협착 단면, 제1 단면 및 제2 단면의 직경 또는 단면적에 기초하여 혈관의 협착 정도를 나타내는 적어도 두 개의 협착 지표값을 계산할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 단계 S310에서 획득한 대상체에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 렌더링하여 혈관에 대한 3차원 초음파 영상을 생성하고, 생성된 3차원 초음파 영상을 협착 단면, 제1 단면, 제2 단면 및 적어도 두 개의 협착 지표값과 함께 디스플레이부(130, 도 1 및 도 2 참조)에 표시할 수 있다.
- [0068] 도 4a는 협착된 혈관의 구조를 설명하기 위한 도면이다.
- [0069] 도 4a를 참조하면, 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200), 예컨대 경동맥의 초음파 영상을 생성하고 표시할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)에 의해 생성된 영상은 혈관 벽(201) 상에 침착되어 누적된 플라그(plaque)(202)를 포함할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)에 의해 디스플레이부 상에 표시되는 플라그(202)를 나타내는 영상은, 혈관의 협착 정도에 따라 크기, 형태, 및 위치 중 적어도 하나가 변경될 수 있다. 플라그(202)가 혈관(200) 내에 침착된 크기, 형태 및 위치에 따라 혈관 벽(201)으로 둘러싸인 혈관 전체의 면적 내에서 실제로 혈류가 흐를 수 있는 영역의 크기는 달라질 수 있다.
- [0070] 도 4b는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 복수의 혈관 단

면을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

- [0071] 도 4b를 참조하면, 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n)을 획득할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 기설정된 간격( $\Delta d$ )으로 분할(segmentation)하여 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n)을 획득할 수 있다. 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n) 각각은 혈관 벽(201) 및 플라그(202)를 포함할 수 있다. 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n)에 포함되는 플라그(202)의 크기 및 형태는 각각 다를 수 있다.
- [0072] 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n) 중 혈관 벽(201)으로 둘러싸인 혈관 전체의 면적에 대한 플라그(202)의 면적 비율이 가장 큰 단면을 최대 협착 단면으로 결정할 수 있다. 혈관(200)의 단면의 협착 정도는, 혈관 벽(201) 상에 침착된 플라그가 누적됨으로써 혈관(200)이 좁아진 정도를 의미할 수 있다. 혈관(200)의 단면의 협착 정도는, 혈관 벽(201)으로 둘러싸인 기준 영역과 혈액이 통과하는 내부 영역의 면적을 비교함으로써 측정될 수 있다. 내부 영역은, 혈관 벽(201) 상에 누적된 플라그(202)를 제외한 실제 혈류가 흐르는 혈관의 면적을 의미할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는, 기준 영역에서 혈류가 통과하는 단면의 면적을 차감함으로써, 혈관 벽 상에 누적된 플라그(202)가 차지하는 비율을 측정할 수 있다.
- [0073] 초음파 영상 장치(100)가 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n) 중 협착 단면을 결정하는 방법은 도 4c를 참조하여 설명하도록 한다.
- [0074] 도 4c는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 복수의 혈관 단면에 대하여 협착 정도를 계산하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0075] 도 4c는 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n) 중 어느 하나의 단면(200-1)을 도시한 단면도로서, 혈관 벽(201), 플라그(202) 및 혈관(200) 내에 혈류가 흐르는 내부 영역(203)이 표시될 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n, 도 4b 참조)에 대한 초음파 데이터에서 휘도값을 획득할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 획득된 휘도값이 기설정된 휘도값 미만인 영역의 면적은 내부 영역(203)으로 결정할 수 있다.
- [0076] 초음파 영상 장치(100)는 혈관 벽(201)으로 둘러싸인 전체 영역에 대한 제1 면적값을 계산하고, 플라그(202)를 제외한 혈류가 흐르는 내부 영역(203)의 면적(A2)에 대한 제2 면적값을 계산할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n)에 대하여 각각 제1 면적값 및 제2 면적값을 계산하고, 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n)에 대하여 제1 면적값에 대한 제2 면적값의 비율을 계산할 수 있다.
- [0077] 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n)에 대하여 계산된 비율이 최소값을 갖는 단면을 협착 단면으로 결정할 수 있다. 즉, 혈관 벽(201)으로 둘러싸인 혈관 전체의 단면적 내에서 플라그(202)가 차지하는 단면의 비율이 가장 작은 혈관 단면이 협착 단면으로 결정될 수 있다.
- [0078] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 복수의 혈관 단면 중 협착 단면을 결정하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0079] 단계 S510에서, 초음파 영상 장치(100)는 혈관을 포함하는 대상체에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 일정 간격을 분할하여 복수의 혈관 단면을 획득한다.
- [0080] 단계 S520에서, 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 혈관의 혈관 벽으로 둘러싸인 단면에 대한 제1 면적값 및 혈관 내에서 혈류가 흐르는 내부 영역에 대한 제2 면적값을 계산한다. 혈관에는 혈관 벽에 침착된 플라그가 포함되어 있고, 플라그의 크기 및 형태가 각각 다른바, 복수의 혈관 에 대한 제2 면적값은 각각 다를 수 있다.
- [0081] 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면에 대한 초음파 볼륨 데이터에서 휘도값을 획득하고, 획득된 휘도값이 기설정된 휘도값 미만인 영역의 면적을 내부 영역으로 결정할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는 결정된 내부 영역에 대한 제2 면적값을 계산할 수 있다.
- [0082] 단계 S530에서, 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면 각각에 대하여 제1 면적값에 대한 제2 면적값의 비율을 계산한다.
- [0083] 단계 S540에서, 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면 중 계산된 비율이 최소값인 단면을 협착 단면으로 결정한다.
- [0084] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 혈관(200)의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의

혈관 단면(P<sub>230</sub>, P<sub>240</sub>)을 결정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 일 실시예에서, 혈관(200)은 경동맥이고, 협착면(210)은 내경 동맥(230)과 총경 동맥(240) 사이에 형성될 수 있다.

[0085] 도 6을 참조하면, 혈관(200)의 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 협착 단면(P<sub>210</sub>)을 결정하고, 협착 단면(P<sub>210</sub>)을 기준으로 하여 서로 다른 방향으로 이격된 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>)을 결정할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는 도 4b, 도 4c 및 도 5에서 설명한 방법으로 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n, 도 4b 참조) 중에서 협착 단면(P<sub>210</sub>)을 결정할 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-n)에서 협착 단면(P<sub>210</sub>)을 설정하는 사용자 입력을 수신하고, 수신된 사용자 입력에 기초하여 협착 단면(P<sub>210</sub>)을 결정할 수 있다.

[0086] 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 결정된 협착 단면(P<sub>210</sub>)으로부터 제1 방향(Y 방향)으로 기설정된 제1 간격( $\Delta d$ ) 만큼 이격되는 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 협착 단면(P<sub>210</sub>)으로부터 제1 방향(Y 방향)과 반대 방향으로 제2 방향으로 제1 간격( $\Delta d$ ) 만큼 이격되는 제2 단면(P<sub>240</sub>)을 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 제1 간격( $\Delta d$ )은 1cm 이하의 값을 가질 수 있으나, 이에 제한 되는 것은 아니다. 초음파 영상 장치(100)는 협착 단면(P<sub>210</sub>)이 결정되면, 자동으로 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>)을 결정할 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니고, 초음파 영상 장치(100)는 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>)을 설정하는 사용자 입력을 수신하고, 수신된 사용자 입력에 기초하여 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>)을 결정할 수 있다.

[0087] 제1 간격( $\Delta d$ )은 기설정된 값일 수 있으나, 이에 제한 되는 것은 아니다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 제1 간격( $\Delta d$ )을 설정하는 사용자 입력을 수신하고, 수신된 사용자 입력에 기초하여 제1 간격( $\Delta d$ )을 결정할 수 있다.

[0088] 일 실시예에서, 혈관(200)은 경동맥(Carotid artery)이고, 초음파 영상 장치(100)에 의해 결정된 제1 단면(P<sub>230</sub>)은 내경동맥(Internal Carotid Artery, ICA)의 단면이고, 제2 단면(P<sub>240</sub>)은 총경동맥(Common Carotid Artery, CCA)의 단면일 수 있다. 다만, 이는 예시적인 것이고, 혈관(200)이 상기 예시로 제한 되는 것은 아니다.

[0089] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)의 구성을 도시한 블록도이다.

[0090] 도 7을 참조하면, 초음파 영상 장치(100)는 초음파 데이터 획득부(110), 프로세서(120), 디스플레이부(130), 사용자 입력부(140) 및 메모리(150)를 포함할 수 있다. 초음파 데이터 획득부(110), 프로세서(120) 및 디스플레이부(130)는 도 2에서 설명한 것과 동일하나, 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0091] 사용자 입력부(140)는 사용자로부터 초음파 영상 장치(100)를 제어하기 위한 사용자 입력을 수신하는 수단일 수 있다. 예컨대, 사용자 입력부(140)는 키 패드, 마우스, 터치 패드, 터치 스크린, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 일 실시예에서, 사용자 입력부(140)는 초음파 데이터 획득부(110)에서 획득한 3차원 초음파 볼륨 데이터의 복수의 혈관 단면에서 협착 단면(P<sub>210</sub>, 도 6 참조)을 설정하는 사용자 입력을 수신할 수 있다. 또한, 일 실시예에서 사용자 입력부(140)는 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>, 도 6 참조)을 결정하기 위해 협착 단면(P<sub>210</sub>)으로부터 이격된 제1 간격( $\Delta d$ , 도 6 참조)을 설정하는 사용자 입력을 수신할 수 있다. 또한, 일 실시예에서 사용자 입력부(140)는 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>)을 설정하는 사용자 입력을 수신할 수 있다.

[0092] 메모리(150)는 초음파 영상 장치(100)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 메모리(150)는 예컨대, 플래시 메모리(Flash memory), 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있으나, 나열된 예시로 제한 되는 것은 아니다. 일 실시예에서, 메모리(150)는 사용자 입력부(140)에서 수신한 사용자 입력에 따른 협착 단면(P<sub>210</sub>), 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>)에 관한 정보를 저장할 수 있다. 또한, 일 실시예에서 메모리(150)는 사용자 입력부(140)에서 수신한 제1 간격( $\Delta d$ )의 값을 저장할 수 있다.

[0093] 일 실시예에서, 메모리(150)는 프로세서(120)에서 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 생성한 3차원 초음파 영상을 저장할 수 있다.

[0094] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 혈관의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관

단면을 결정하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

- [0095] 단계 S810에서, 초음파 영상 장치(100)는 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 혈관의 복수의 단면들에 대한 협착 정도를 분석하고, 최대로 협착이 일어난 협착 단면을 결정한다. 단계 S810은 도 3에 도시되고 설명된 단계 S320와 동일한 바, 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0096] 단계 S820에서, 초음파 영상 장치(100)는 협착 단면으로부터 이격되는 제1 간격을 설정하는 사용자 입력을 수신한다. 초음파 영상 장치(100)의 사용자 입력부(140, 도 7 참조)는 제1 간격을 설정하는 사용자 입력을 수신하고, 수신된 제1 간격의 값은 메모리(150, 도 7 참조)에 저장될 수 있다.
- [0097] 단계 S830에서, 초음파 영상 장치(100)는 3차원 초음파 볼륨 데이터 내에서 협착 단면으로부터 제1 방향으로 제1 간격 만큼 이격된 제1 단면 및 협착 단면으로부터 제2 방향으로 제1 간격 만큼 이격된 제2 단면을 결정한다. 제1 단면과 제2 단면은 서로 반대되는 방향으로 이격될 수 있다. 즉, 제2 방향은 제1 방향과 반대되는 방향일 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는 단계 S810에서 협착 단면이 결정되는 경우 제1 간격을 설정하는 사용자 입력에 기초하여 제1 단면 및 제2 단면을 자동으로 결정할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 제1 단면 및 제2 단면을 설정하는 사용자 입력을 수신하고, 수신된 사용자 입력에 기초하여 제1 단면 및 제2 단면을 결정할 수 있다.
- [0098] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 혈관(200)의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관 단면을 결정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0099] 도 9를 참조하면, 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-4)를 획득하고, 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-4) 중에서 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>)을 결정할 수 있다.
- [0100] 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면(200-1 내지 200-4)에서 혈관(200)의 형태를 분석하여 혈관(200)이 2개로 갈라지는 분기점(200B)을 검출할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 Y 방향으로 아래쪽에서부터 혈관(200)의 단면을 추적하여 혈관(200)의 형태를 분석할 수 있다. 예컨대, 초음파 영상 장치(100)는 제1 지점(B<sub>1</sub>)에서의 혈관(200)에 대한 제1 지점 단면(200B-1)을 검출할 수 있다. 제1 지점 단면(200B-1)은 Y 방향으로 일정 간격으로 분할된 복수의 지점 중 제1 지점(B<sub>1</sub>)에서 혈관(200)의 X 방향으로의 단면을 의미할 수 있다. 마찬가지로, 초음파 영상 장치(100)는 제2 지점(B<sub>2</sub>)에서 혈관(200)에 대한 제2 지점 단면(200B-2)을 검출하고, 제3 지점(B<sub>3</sub>)에서 혈관(200)에 대한 제3 지점 단면(200B-3, 200B-4)을 검출할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는 제3 지점(B<sub>3</sub>)에서 분리된 2개의 혈관 단면인 제3 지점 단면(200B-3, 200B-4)를 검출할 수 있다. 도 9에 도시된 바와 같이, 초음파 영상 장치(100)는 제2 지점(B<sub>2</sub>)과 제3 지점(B<sub>3</sub>) 사이에서 혈관(200)이 2개의 가지(branch)로 갈라지는 분기점(200B)을 검출할 수 있다.
- [0101] 초음파 영상 장치(100)는 분기점(200B)을 기준으로 제1 방향(Y 방향)으로 제2 간격(d<sub>2</sub>) 만큼 이격되는 제1 단면(P<sub>230</sub>)과 제1 방향(Y 방향)과 반대되는 제2 방향으로 제2 간격(d<sub>2</sub>) 만큼 이격되는 제2 단면(P<sub>240</sub>)을 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 제2 간격(d<sub>2</sub>)은 기설정된 값일 수 있다. 제2 간격(d<sub>2</sub>)은 메모리(150)에 저장될 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 제2 간격(d<sub>2</sub>)을 설정하는 사용자 입력을 수신할 수 있고, 수신된 사용자 입력에 기초하여 제2 간격(d<sub>2</sub>)을 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 제2 간격(d<sub>2</sub>)은 1cm 이내의 값을 가질 수 있으나, 이에 제한 되는 것은 아니다.
- [0102] 일 실시예에서, 혈관(200)은 경동맥(Carotid artery)이고, 초음파 영상 장치(100)에 의해 결정된 제1 단면(P<sub>230</sub>)은 내경동맥(Internal Carotid Artery, ICA)의 단면이고, 제2 단면(P<sub>240</sub>)은 총경동맥(Common Carotid Artery, CCA)의 단면일 수 있다. 다만, 이는 예시적인 것이고, 혈관(200)이 상기 예시로 제한 되는 것은 아니다.
- [0103] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 혈관의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관 단면을 결정하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0104] 단계 S1010에서, 초음파 영상 장치(100)는 혈관을 포함하는 대상체에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터를 영상 처리하여 혈관에 대한 복수의 단면을 획득한다. 단계 S1010은 도 3에서 설명한 단계 S310과 동일한 바, 중복되는



설명은 생략하기로 한다.

- [0105] 단계 S1020에서, 초음파 영상 장치(100)는 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 혈관이 2개로 갈라지는 분기점을 검출한다. 초음파 영상 장치(100)는 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 제1 방향(Y 방향)으로 일정한 간격으로 분할된 복수의 지점에서 복수의 혈관 단면을 획득할 수 있다. 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면을 분석하여 혈관이 2개로 갈라지는 분기점을 검출할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 복수의 혈관 단면에 포함되는 혈관의 개수의 변화를 통해 분기점을 검출할 수 있다.
- [0106] 단계 S1030에서, 초음파 영상 장치(100)는 단계 S1020에서 검출한 분기점을 기준으로 제1 방향으로(Y 방향)으로 제2 간격 만큼 이격된 단면을 제1 단면으로 결정하고, 제1 방향(Y 방향)과 반대되는 제2 방향으로 제2 간격 만큼 이격된 단면을 제2 단면으로 결정한다. 제2 간격의 값은 기설정된 값일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 초음파 영상 장치(100)는 제2 간격의 값을 설정하는 사용자 입력을 수신하고, 수신된 사용자 입력에 기초하여 제2 간격을 결정할 수 있다.
- [0107] 도 11a는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 혈관(200)의 협착 정도를 나타내는 협착 지표값을 계산하는 방법을 설명하기 위한 도면이고, 도 11b는 초음파 영상 장치(100)가 혈관(200)의 협착 정도를 나타내는 협착 지표값을 계산하는 방법을 설명하기 위한 혈관의 단면도이다. 도 11a 및 도 11b에서 혈관(200)은 경동맥일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.
- [0108] 도 11a 및 도 11b를 참조하면, 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터에서 협착 단면(P<sub>210</sub>, P<sub>220</sub>), 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>)을 결정할 수 있다. 도 11b에 도시된 협착 단면(P<sub>210</sub>, P<sub>220</sub>)은 혈관(200) 내에서 혈류가 흐르는 내부 영역에 대한 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>) 및 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>) 및 플라그를 포함하고, 혈관 벽으로 둘러싸인 기준 영역, 즉 혈관 전체의 단면인 제2 협착 단면(P<sub>220</sub>)을 포함할 수 있다.
- [0109] 초음파 영상 장치(100)는 협착 단면(P<sub>210</sub>, P<sub>220</sub>), 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>) 각각의 직경 또는 단면적으로부터 혈관(200)의 협착 정도를 수치로 나타내는 복수의 협착 지표값(I<sub>1</sub>, I<sub>2</sub>, I<sub>3</sub>, I<sub>4</sub>) 중 적어도 두개의 협착 지표값을 계산할 수 있다.
- [0110] 구체적으로, 초음파 영상 장치(100)는 수학적 식 1과 같이, 제1 단면(P<sub>230</sub>)의 직경(D<sub>230</sub>)에 대한 제1 단면(P<sub>230</sub>)의 직경(D<sub>230</sub>)과 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>)의 직경의 차의 비율을 나타내는 제1 지표값(I<sub>1</sub>)을 계산할 수 있다.

**수학적 식 1**

[0111] 
$$I_1 = \frac{D_{230} - D_{210}}{D_{230}} \times 100$$

[0112] 일 실시예에서, 제1 지표값(I<sub>1</sub>)은 NASCET(North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial) 지표값일 수 있다.

[0113] 초음파 영상 장치(100)는 수학적 식 2와 같이, 제2 협착 단면(P<sub>220</sub>)의 직경(D<sub>220</sub>)에 대한 제2 협착 단면(P<sub>220</sub>)의 직경(D<sub>220</sub>)과 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>)의 직경(D<sub>210</sub>)의 차의 비율을 나타내는 제2 지표값(I<sub>2</sub>)을 계산할 수 있다.

**수학적 식 2**

[0114] 
$$I_2 = \frac{D_{220} - D_{210}}{D_{220}} \times 100$$

[0115] 일 실시예에서, 제2 지표값(I<sub>2</sub>)은 ECST(European Carotid Surgery Trial) 지표값일 수 있다.

[0116] 초음파 영상 장치(100)는 수학적 식 3과 같이, 제2 단면(P<sub>240</sub>)의 직경(D<sub>240</sub>)에 대한 제2 단면(P<sub>240</sub>)의 직경(D<sub>240</sub>)과 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>)의 직경(D<sub>210</sub>)의 차의 비율을 나타내는 제3 지표값(I<sub>3</sub>)을 계산할 수 있다.

수학적 식 3

$$I_3 = \frac{D_{240} - D_{210}}{D_{240}} \times 100$$

[0117]

[0118] 일 실시예에서, 제3 지표값(I<sub>3</sub>)은 CC(Common Carotid Method) 지표값일 수 있다.

[0119] 초음파 영상 장치(100)는 또한, 수학적 식 4와 같이 제2 협착 단면(P<sub>220</sub>)의 면적 값(A<sub>220</sub>)에 대한 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>)의 면적 값(A<sub>210</sub>)의 비율을 나타내는 제4 지표값(I<sub>4</sub>)을 계산할 수 있다.

수학적 식 4

$$I_4 = \frac{A_{210}}{A_{220}} \times 100$$

[0120]

[0121] 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 획득한 복수의 혈관 단면 각각의 휘도값을 획득하고, 획득된 휘도값이 기설정된 휘도값 미만인 영역의 면적을 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>)으로 결정함으로써, 제4 지표값(I<sub>4</sub>)을 계산할 수 있다. 이에 대한 상세한 설명은 도 4c 및 도 5에서 상술하였는바, 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 일 실시예에서, 제4 지표값(I<sub>4</sub>)은 Area Reduction 지표값일 수 있다.

[0122] 도 12a 내지 도 12d는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)가 혈관(200)의 협착 정도를 측정하기 위한 복수의 혈관 단면(P<sub>210</sub>, P<sub>220</sub>, P<sub>230</sub>, P<sub>240</sub>) 및 혈관(200)의 협착 정도를 나타내는 복수의 협착 지표값(I<sub>1</sub>, I<sub>2</sub>, I<sub>3</sub>, I<sub>4</sub>)을 표시하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0123] 도 12a를 참조하면, 초음파 영상 장치(100)는 디스플레이부(130)에 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 영상(200A), 복수의 혈관 단면(P<sub>210</sub>, P<sub>220</sub>, P<sub>230</sub>) 및 복수의 협착 지표값(I<sub>1</sub>, I<sub>4</sub>)을 표시할 수 있다. 일 실시예에서, 디스플레이부(130)의 제1 영역(131)에는 3차원 초음파 영상(200A)이 표시되고, 제2 영역(132)에는 협착 단면(P<sub>210</sub>, P<sub>220</sub>) 및 제1 단면(P<sub>230</sub>)이 표시되고, 제3 영역(133)에는 두개의 협착 지표값(I<sub>1</sub>, I<sub>4</sub>)이 표시될 수 있다.

[0124] 도 12a의 제2 영역(132)에는 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>), 제2 협착 단면(P<sub>220</sub>) 및 제1 단면(P<sub>230</sub>) 이 모두 표시된 것으로 도시되었으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 제2 영역(132)에는 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>), 제2 협착 단면(P<sub>220</sub>), 제1 단면(P<sub>230</sub>) 및 제2 단면(P<sub>240</sub>) 중 적어도 두 개의 단면이 도시될 수 있다. 일 실시예에서, 제2 영역(132)에는 제1 협착 단면(P<sub>210</sub>), 제2 협착 단면(P<sub>220</sub>) 및 제1 단면(P<sub>230</sub>) 각각의 직경을 나타내는 사용자 인터페이스가 표시될 수 있다.

[0125] 일 실시예에서, 3차원 초음파 영상(200A)은 경동맥에 대한 초음파 영상일 수 있고, 제1 단면(P<sub>230</sub>)은 내경동맥(Internal Carotid Artery, ICA)의 단면일 수 있다.

[0126] 도 12a의 제3 영역(133)에는 제1 지표값(I<sub>1</sub>) 및 제4 지표값(I<sub>4</sub>)이 표시되는 것으로 도시되어 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 일 실시예에서, 제3 영역(133)에는 NASCET(North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial)값인 제1 지표값(I<sub>1</sub>), ECST(European Carotid Surgery Trial)값인 제2 지표값(I<sub>2</sub>), CC(Common Carotid Method)값인 제3 지표값(I<sub>3</sub>), Area Reduction값인 제4 지표값(I<sub>4</sub>) 중 적어도 두개의 지표값

이 표시될 수 있다. 예컨대, 제3 영역(133)에는 제1 지표값( $I_1$ ), 제2 지표값( $I_2$ ) 및 제3 지표값( $I_3$ )을 포함하는 세개의 지표값이 표시될 수도 있다.

[0127] 도 12a에 도시된 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ), 제1 단면( $P_{230}$ ), 및 혈관(200)의 협착 정도를 나타내는 두개의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_4$ )을 디스플레이부(130)에 함께 표시함으로써, 사용자가 혈관의 협착 정도를 수치로 쉽게 파악할 수 있고, 사용자의 진단 편의성을 향상시킬 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(100)는 디스플레이부(130)에 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 영상(200A)을 협착 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ), 제1 단면( $P_{230}$ ) 및 두개의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_4$ )과 함께 표시함으로써, 사용자가 혈관(200)의 구조에 따른 협착 정도를 쉽게 파악할 수 있다.

[0128] 도 12b를 참조하면, 초음파 영상 장치(100)는 디스플레이부(130)에 혈관(200)에 대한 3차원 초음파 영상(200A), 복수의 혈관 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ,  $P_{230}$ ,  $P_{240}$ ) 및 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )을 표시할 수 있다. 도 12b에 도시된 실시예에서는 4개의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )이 도시되어 있으나, 이는 예시일 뿐이고, 4개의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ ) 중 3개의 협착 지표값이 표시될 수도 있다. 일 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 디스플레이부(130)에 표시되는 3개의 협착 지표값을, 4개의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ ) 중에서 임의적으로 선택할 수 있다. 디스플레이부(130)에 표시되는 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )은 도 12a에서 설명한 것과 동일하되, 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0129] 일 실시예에서, 제3 영역(133)에 표시되는 복수의두개의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )은 지표값의 크기에 따라 서로 다른 색깔로 표시될 수 있다. 예컨대, 제1 지표값( $I_1$ )의 크기가 0% 이상 40% 미만의 경우 파랑, 40% 이상 60% 미만의 경우 노랑, 60% 이상 90% 미만의 경우 빨강 등 제1 지표값( $I_1$ )은 지표값의 크기에 기초하여 서로 다른 색깔로 표시될 수 있다. 다만, 전술한 수치값과 색깔의 대응 관계는 지표값의 크기에 따른 색깔 표시를 설명하기 위한 예시로서, 본 발명의 권리 범위가 한정되는 것은 아니다.

[0130] 도 12c를 참조하면, 디스플레이부(130)의 제3 영역(133)에는 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )에 대응되는 복수의 그래프( $I_1'$ ,  $I_2'$ ,  $I_3'$ ,  $I_4'$ )를 포함하는 사용자 인터페이스가 표시될 수 있다. 제1 영역(131)에 표시되는 3차원 초음파 영상(200A) 및 제2 영역(132)에 표시되는 복수의 혈관 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ,  $P_{230}$ ,  $P_{240}$ )에 대한 설명은 도 12a에서 설명한 바와 동일하므로 중복되는 설명은 생략한다.

[0131] 복수의 그래프( $I_1'$ ,  $I_2'$ ,  $I_3'$ ,  $I_4'$ )는 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )의 크기에 따라 서로 다르게 표시될 수 있다. 예컨대, 제1 지표값( $I_1$ )의 크기가 60%인 경우 제1 그래프( $I_1'$ )의 크기도 전체 크기의 60% 정도로 표시될 수 있다. 도 12c에는 막대 그래프 형태로 도시되었으나, 원 형태의 그래프, 꺾은 선 그래프, 기둥 형태의 그래프 등 그래프의 형태는 제한되지 않는다.

[0132] 도 12d를 참조하면, 제3 영역(133)에 표시되는 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )에 대응되는 서로 다른 형태를 갖는 복수의 도형( $I_1''$ ,  $I_2''$ ,  $I_3''$ ,  $I_4''$ )을 포함하는 사용자 인터페이스가 표시될 수 있다. 제1 영역(131)에 표시되는 3차원 초음파 영상(200A) 및 제2 영역(132)에 표시되는 복수의 혈관 단면( $P_{210}$ ,  $P_{220}$ ,  $P_{230}$ ,  $P_{240}$ )에 대한 설명은 도 12a에서 설명한 바와 동일하므로 중복되는 설명은 생략한다.

[0133] 복수의 도형( $I_1''$ ,  $I_2''$ ,  $I_3''$ ,  $I_4''$ )은 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )의 크기에 따라 서로 다르게 표시될 수 있다. 예컨대, 제1 지표값( $I_1$ )의 크기가 60%이고, 제2 지표값( $I_2$ )의 크기가 90%인 경우, 제1 도형( $I_1''$ )과 제2 도형( $I_2''$ )은 서로 다른 형태를 갖는 도형일 수 있다. 예컨대, 제1 도형( $I_1''$ )은 원 형태의 도형이고, 제2 도형( $I_2''$ )은 별 형태의 도형일 수 있다. 도 12d에 도시된 도형의 형태는 예시적인 것으로, 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )을 나타내는 도형의 형태가 도시된 형태로 제한되는 것은 아니다.

[0134] 도 12c 및 도 12d에 도시된 실시예에서, 초음파 영상 장치(100)는 혈관(200)의 협착 정도를 나타내는 복수의 협착 지표값( $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$ )을 그래프 또는 도형으로 표시함으로써, 사용자가 혈관(200)의 협착 정도를 직관적으로 파악할 수 있게 할 수 있다.

- [0135] 도 13은 본 발명의 일 실시예와 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. 도 2에 도시된 초음파 영상 장치(100)는 도 13에 도시된 초음파 진단 장치(1000)와 동일한 구성을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 송수신부(1100)는 도 2에 도시된 초음파 데이터 획득부(110)와, 영상 처리부(1200)는 도 2에 도시된 프로세서(120)와, 디스플레이 (1400)는 도 2에 도시된 디스플레이부(130)와 각각 동일한 구성 요소일 수 있다.
- [0136] 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.
- [0137] 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.
- [0138] 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.
- [0139] 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(1126)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.
- [0140] 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.
- [0141] 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.
- [0142] 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.
- [0143] 일 실시예에 의한 영상 생성부(1220)는, 블록 데이터에 대한 블록 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.
- [0144] 디스플레이부(1400)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(1400)는, 초음파 영상뿐 아니라 초음

과 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.

- [0145] 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.
- [0146] 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 장치 뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0147] 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.
- [0148] 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.
- [0149] 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.
- [0150] 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.
- [0151] 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.
- [0152] 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.
- [0153] 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.
- [0154] 제어부(1700)는 초음파 진단 장치(1000)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(1700)는 도 13에 도시된 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 디스플레이부(1400), 메모리(1500), 및 입력 디바이스(1600) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0155] 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(1700)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되는 않는다.
- [0156] 도 14은 본 발명의 일 실시 예와 관련된 무선 프로브(2000)의 구성을 도시한 블록도이다. 무선 프로브(2000)는,



도 13에서 설명한 바와 같이 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 구현 형태에 따라 도 13의 초음파 송수신부(2100)의 구성을 일부 또는 전부 포함할 수 있다.

[0157] 도 14에 도시된 실시 예에 의한 무선 프로브(2000)는, 송신부(2100), 트랜스듀서(2200), 및 수신부(2300)를 포함하며, 각각의 구성에 대해서는 도 13에서 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.

[0158] 무선 프로브(2000)는, 대상체(10)로 초음파 신호를 송신하고 에코 신호를 수신하며, 초음파 데이터를 생성하여 도 13의 초음파 진단 장치(1000)로 무선 전송할 수 있다.

[0159] 한편, 상술한 본 발명의 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다.

[0160] 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등) 및 캐리어 웨이브(예를 들면, 인터넷을 통한 전송)와 같은 저장매체를 포함한다.

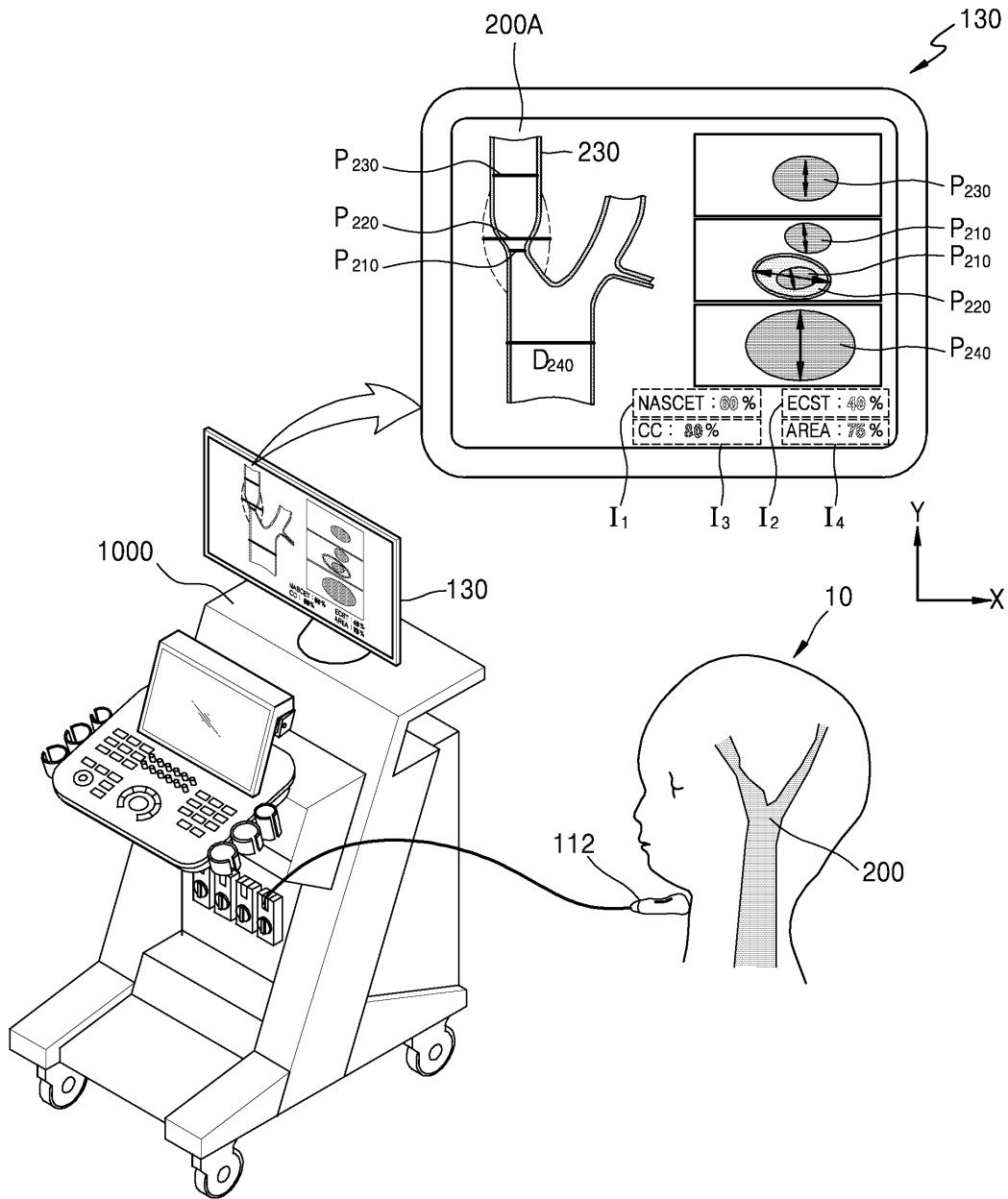
[0161] 이상과 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

### 부호의 설명

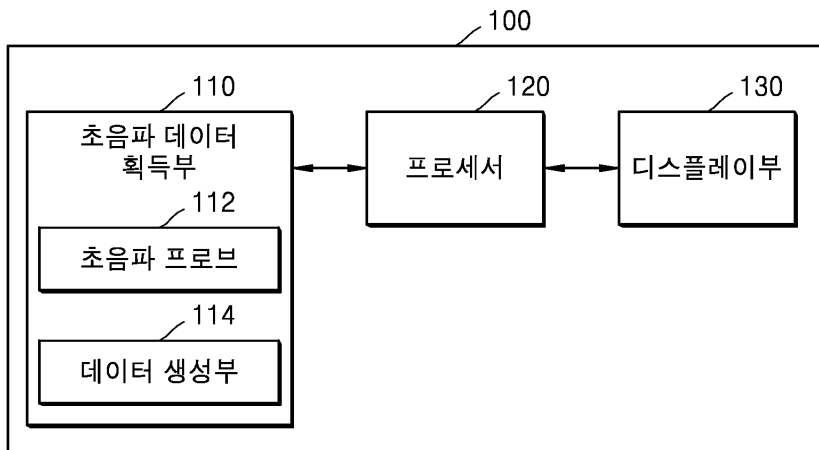
[0162] 100: 초음파 영상 장치, 110: 초음파 데이터 획득부, 112: 초음파 프로브, 114: 데이터 생성부, 120: 프로세서, 130: 디스플레이부, 140: 사용자 입력부, 150: 메모리, 200: 혈관, 201: 혈관 벽, 202: 플라그, 1000: 초음파 진단 장치, 1100: 초음파 송수신부, 1110: 송신부, 1112: 펄스 생성부, 1114: 송신 지연부, 1116: 펄서, 1120: 수신부, 1122: 증폭기, 1124: ADC, 1126: 수신 지연부, 1128: 합산부, 1166: 수신 지연부, 1200: 영상 처리부, 1210: 데이터 처리부, 1212: B 모드 처리부, 1214: 포함되는 도플러 처리부, 1220: 영상 생성부, 1300: 통신부, 1310: 근거리 통신 모듈, 1320: 유선 통신 모듈, 1330: 이동 통신 모듈, 1400: 디스플레이부, 1500: 메모리, 1600: 입력 디바이스, 1700: 제어부, 1800: 버스, 2000: 무선 프로브, 2100: 초음파 송수신부, 2200: 트랜스듀서, 2300: 수신부, 2330: 수신 지연부, 2340: 합산부

도면

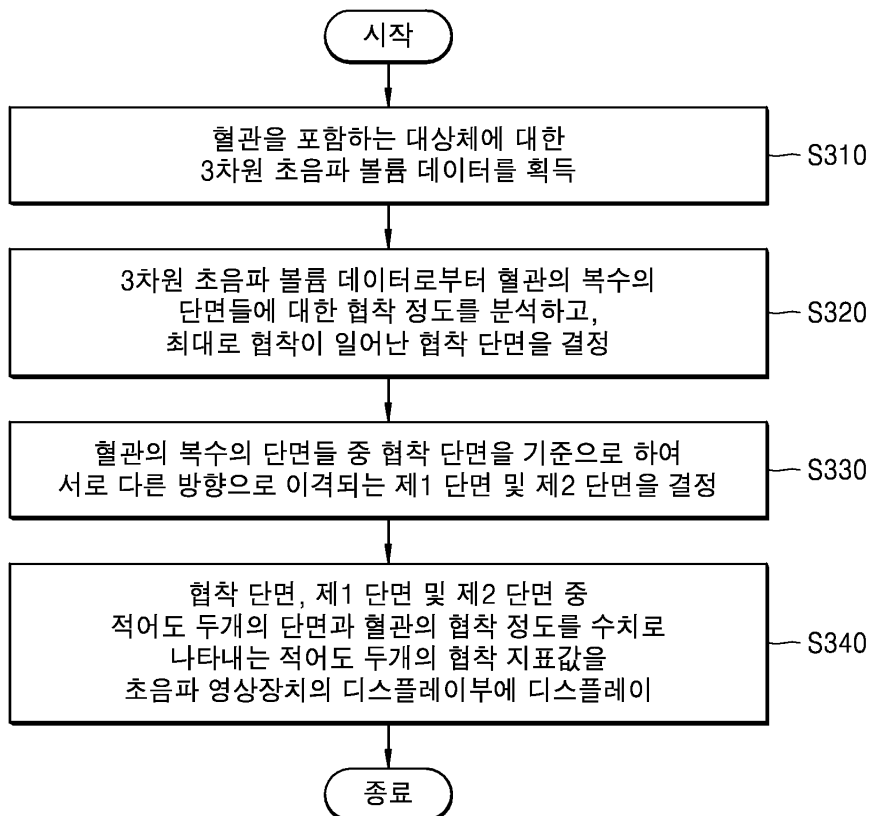
도면1



도면2

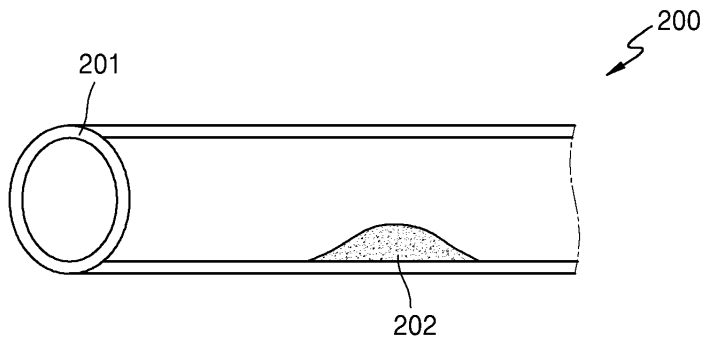


도면3

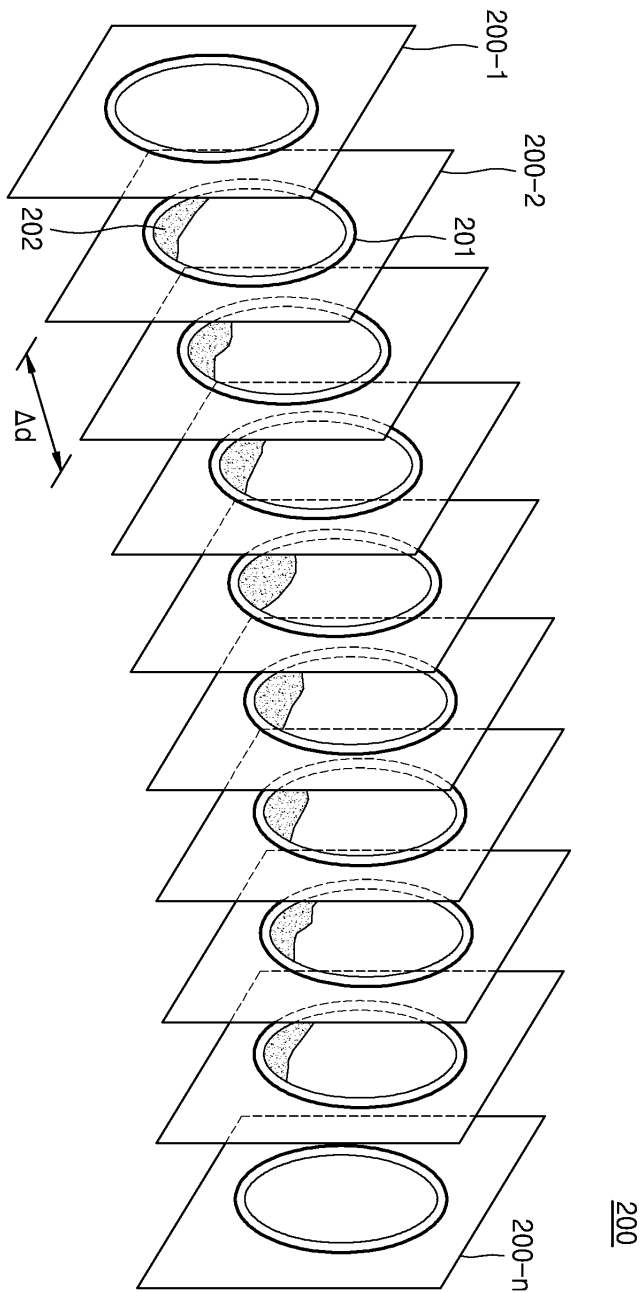




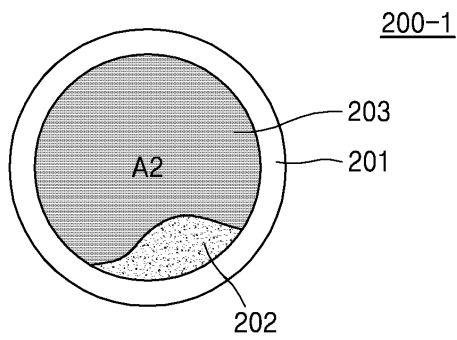
도면4a



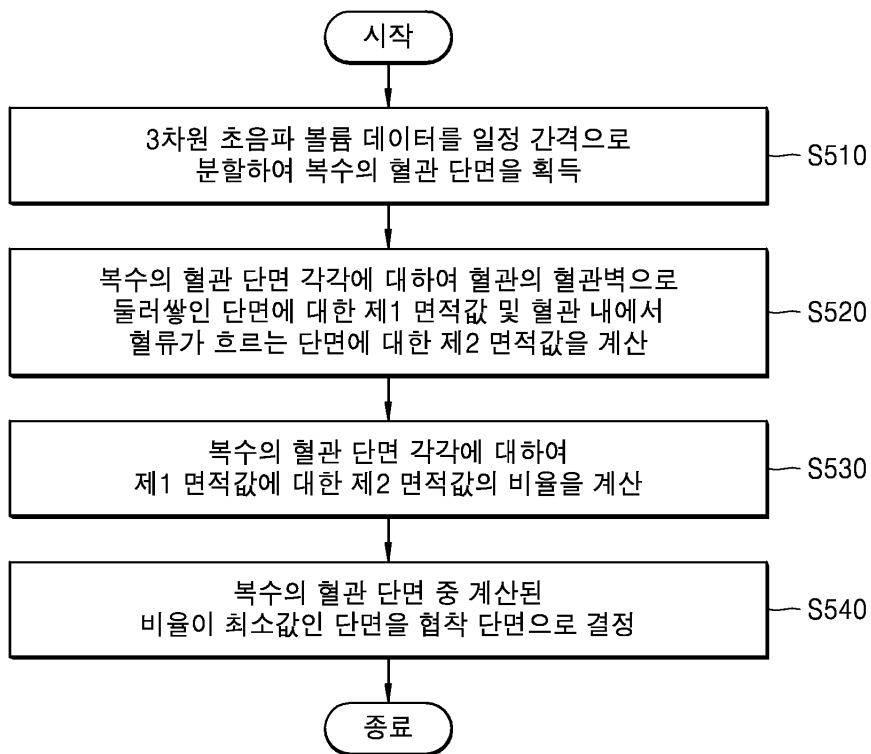
도면4b



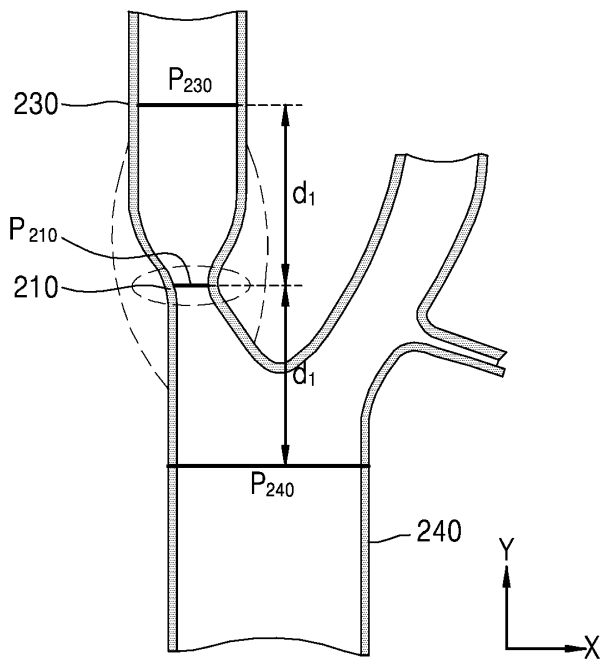
도면4c



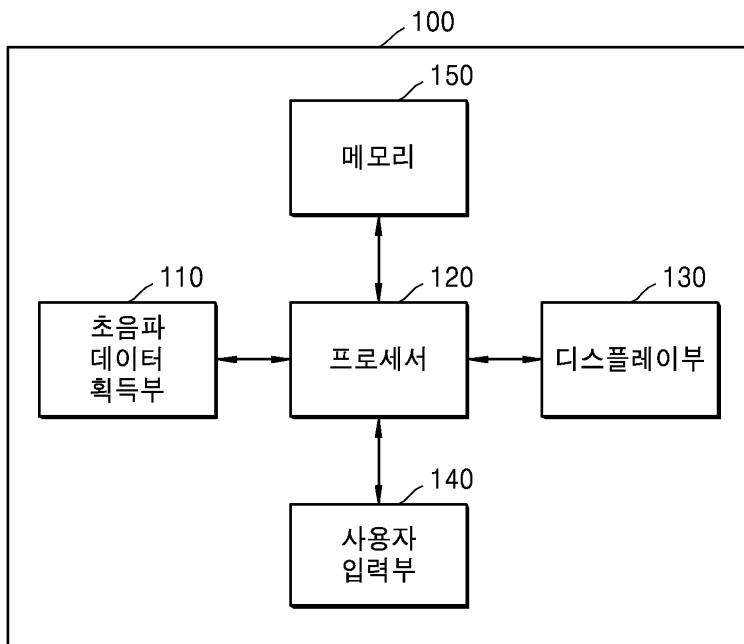
도면5



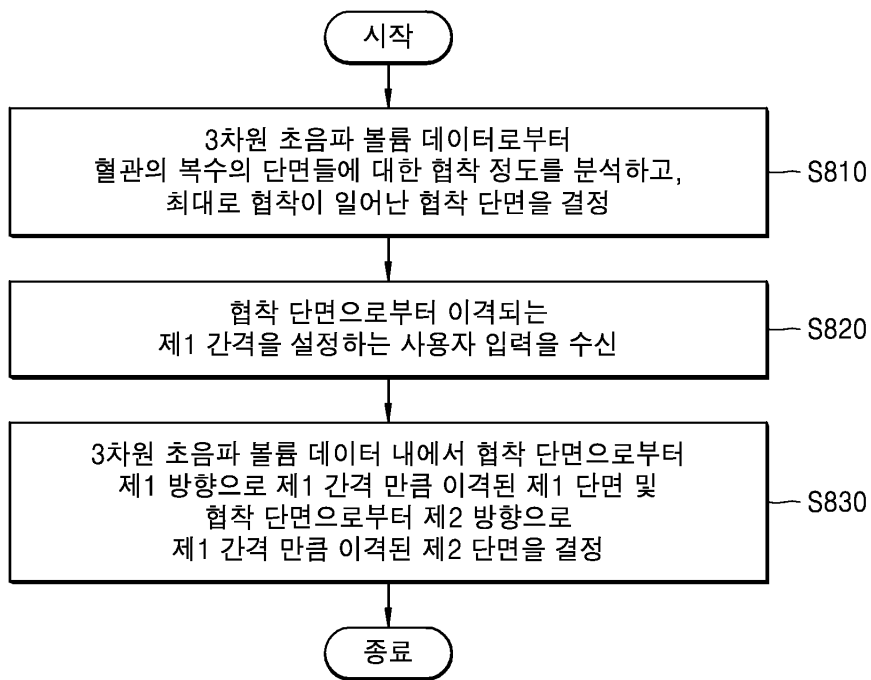
도면6



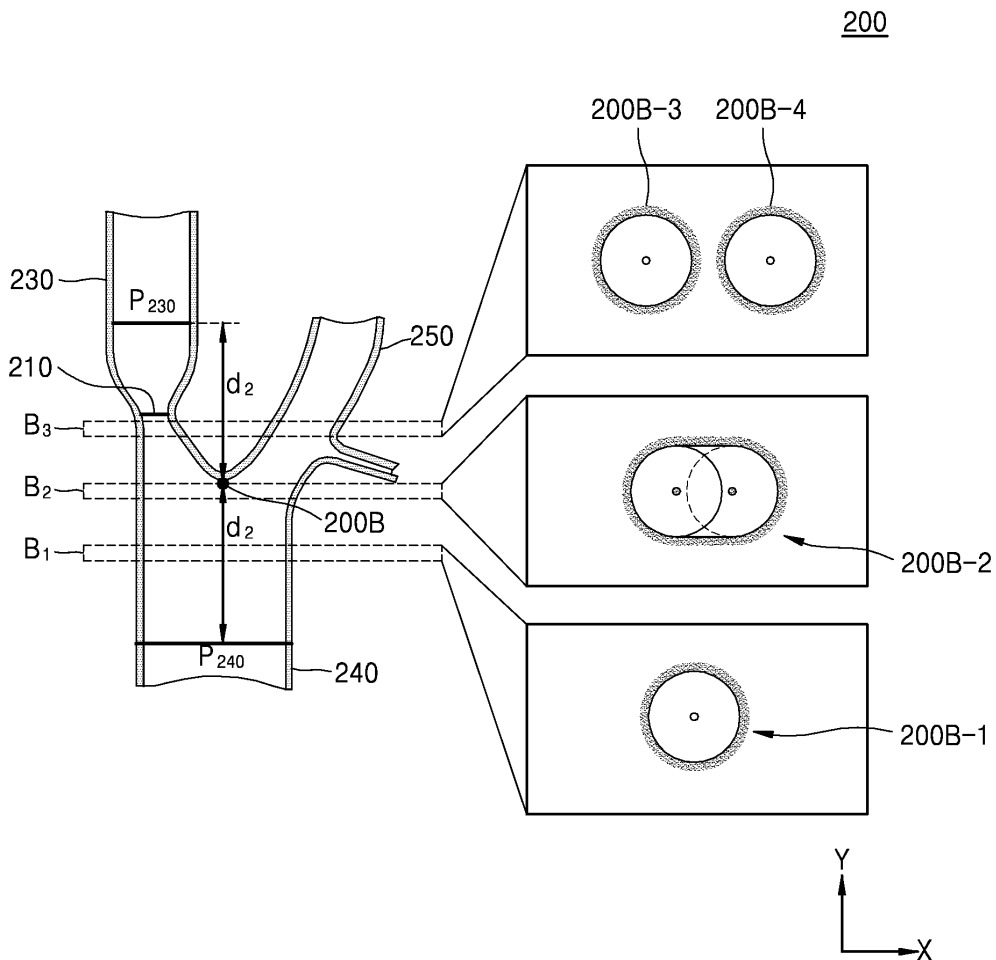
도면7



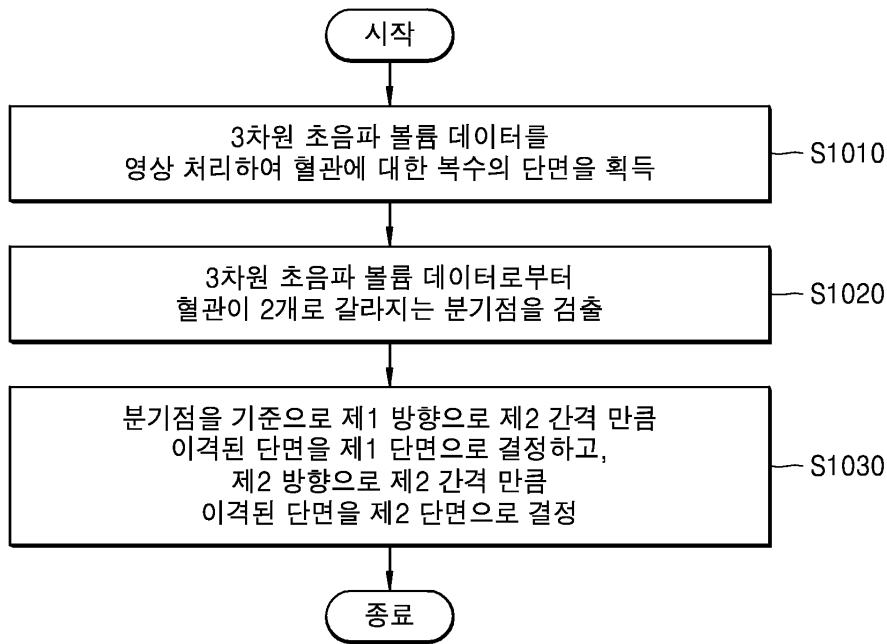
도면8



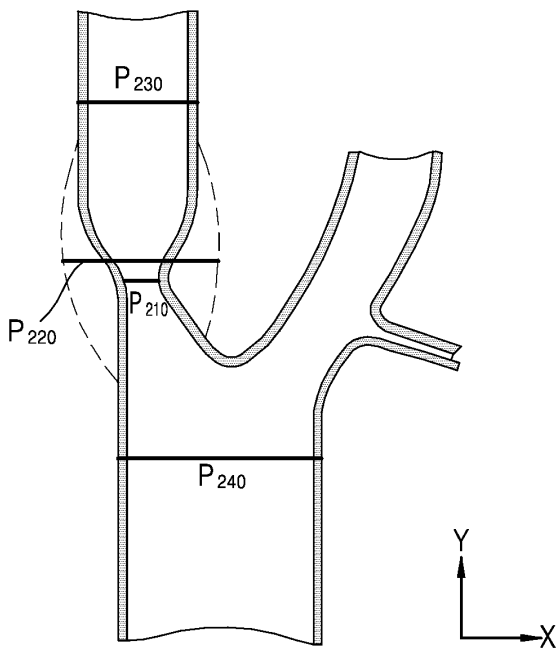
도면9



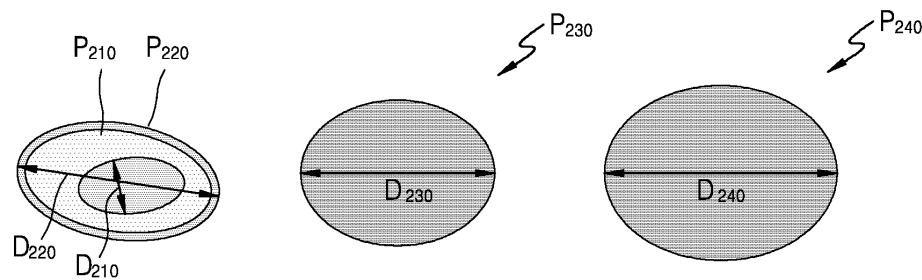
도면10



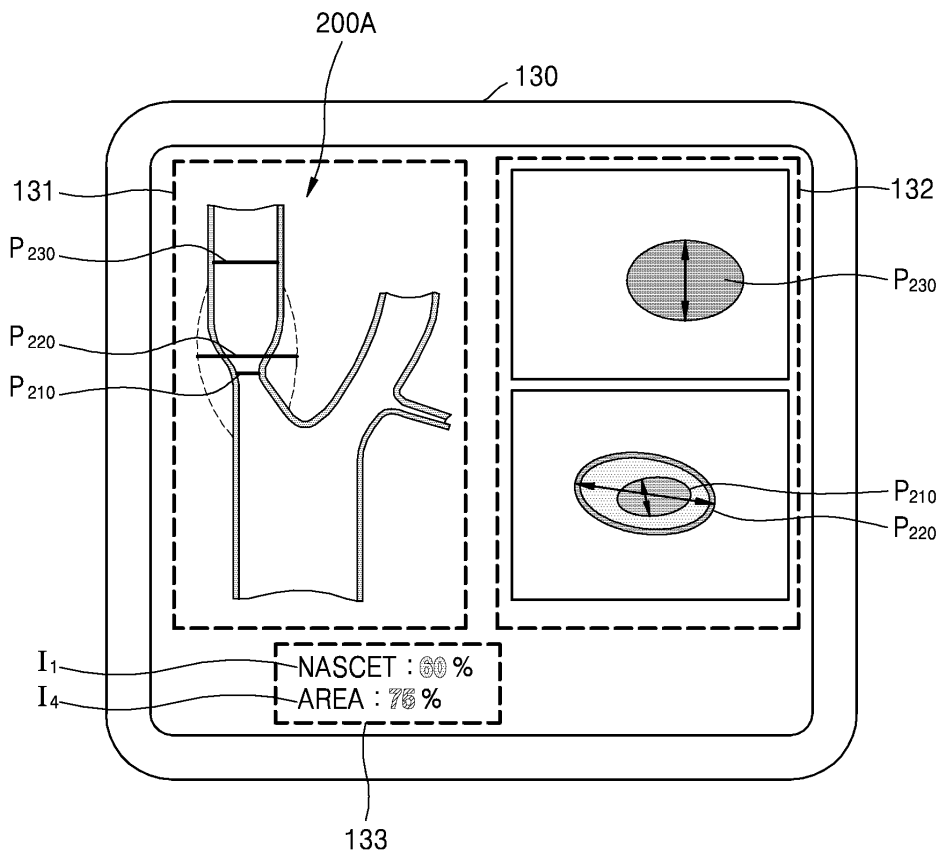
도면11a



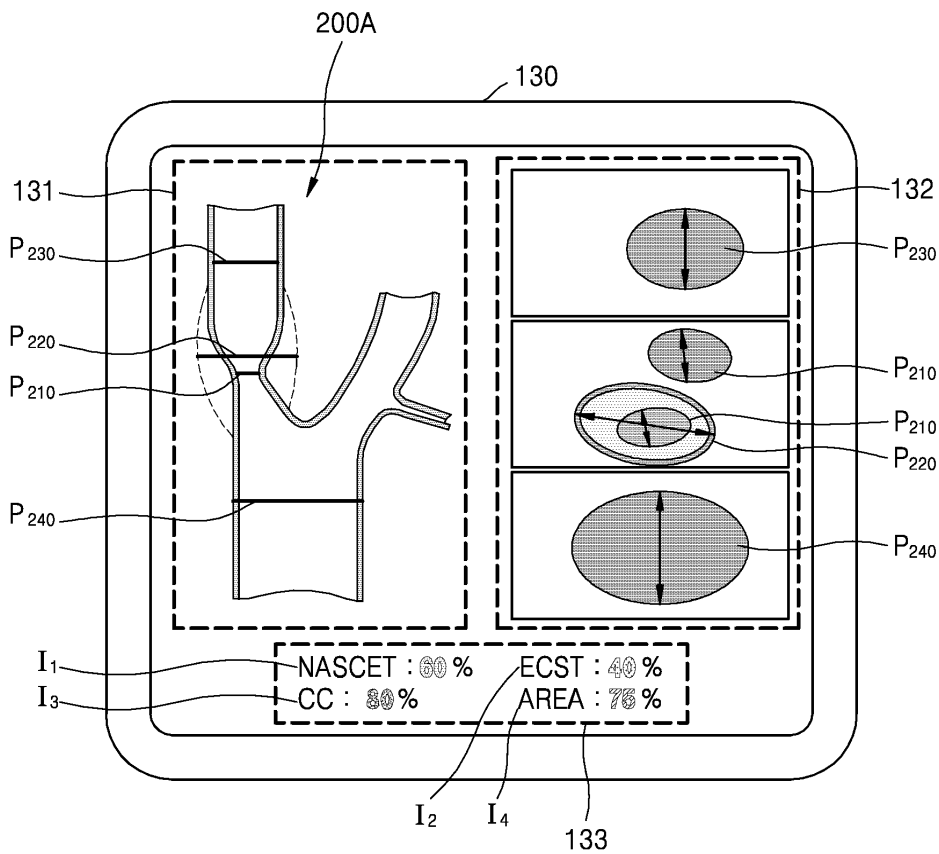
도면11b



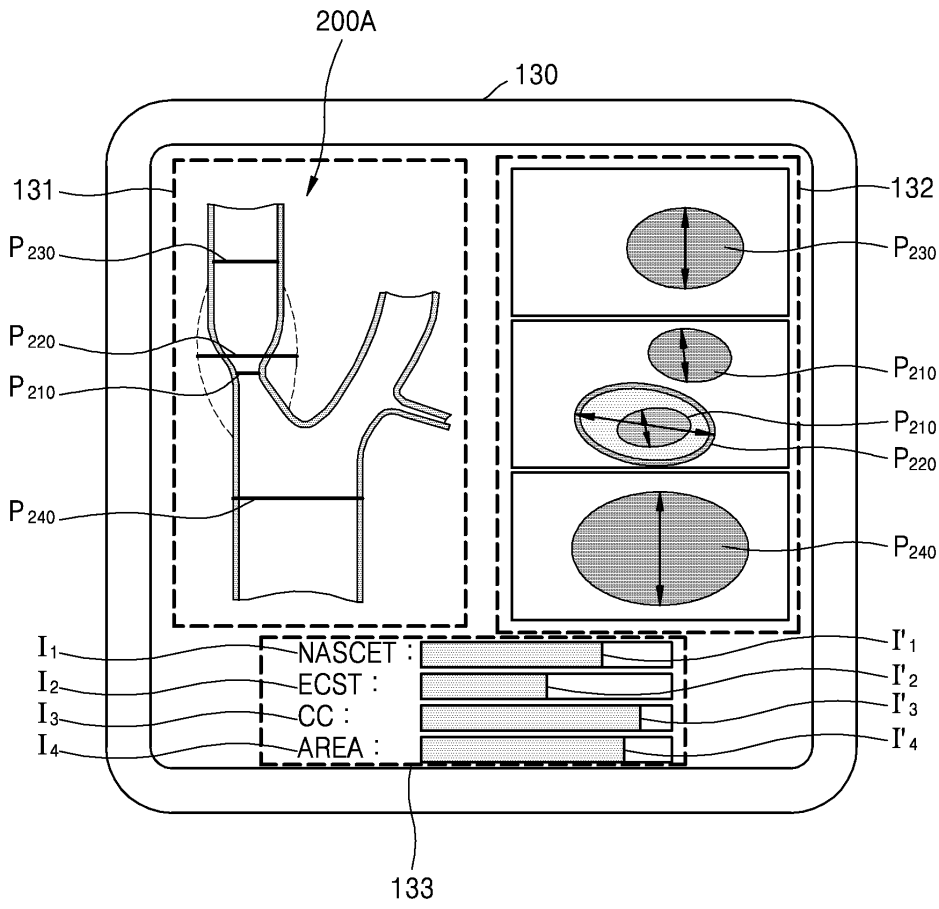
도면12a



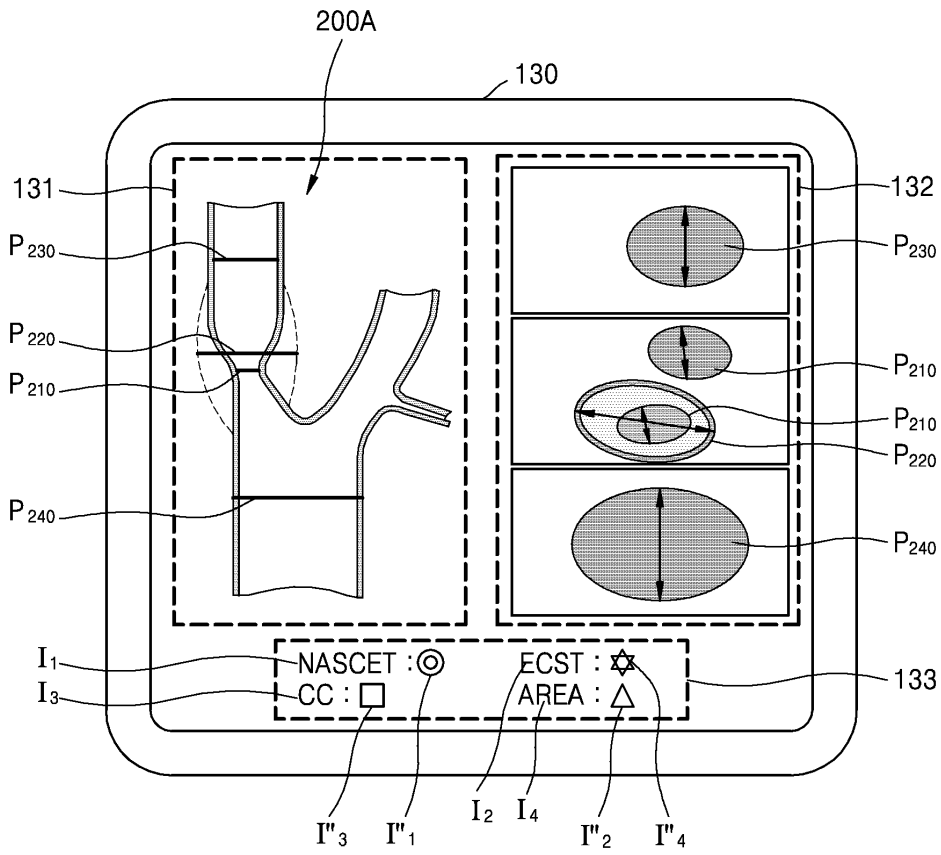
도면12b



도면12c



도면12d







도면14

