



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년09월17일

(11) 등록번호 10-1553958

(24) 등록일자 2015년09월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/06 (2006.01) **G01N 29/24** (2006.01)

(21) 출원번호 10-2010-7007968

(22) 출원일자(국제) 2008년09월16일

심사청구일자 2013년07월04일

(85) 번역문제출일자 2010년04월12일

(65) 공개번호 10-2010-0080533

(43) 공개일자 2010년07월08일

(86) 국제출원번호 PCT/JP2008/066682

(87) 국제공개번호 WO 2009/047966

국제공개일자 2009년04월16일

(30) 우선권주장

JP-P-2007-263805 2007년10월09일 일본(JP)

(56) 선행기술조사문헌

US20070055152 A1

US05329929 A

US05891039 A

(73) 특허권자

가부시킴가이샤 유넥스

일본국 아이치켄 나고야시 나카쿠 사카에 2초메
6반 1고

(72) 발명자

하라다 지카오

일본국 아이치켄 나고야시 쇼와쿠 후쿠에 2-9-33
가부시킴가이샤 유넥스 내

마스다 히로시

일본국 아이치켄 나고야시 쇼와쿠 후쿠에 2-9-33
가부시킴가이샤 유넥스 내

스즈키 히데노리

일본국 아이치켄 나고야시 쇼와쿠 후쿠에 2-9-33
가부시킴가이샤 유넥스 내

(74) 대리인

박종화

전체 청구항 수 : 총 12 항

심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 **혈관 초음파 화상 측정방법**

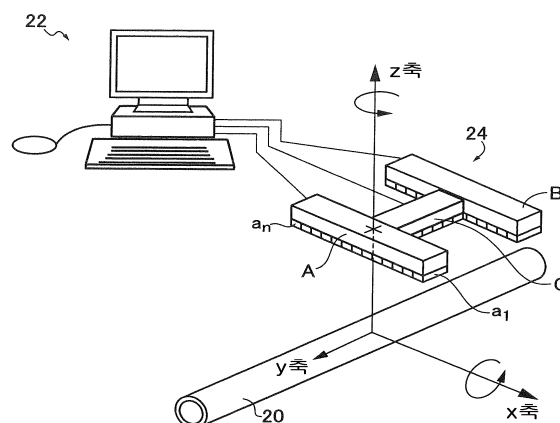
(57) 요약

본 발명은, 초음파 프로브의 위치결정이 용이하고 또한 충분한 위치결정 정밀도가 얻어지는 혈관 초음파 화상 측정방법을 제공하기 위한 것이다.

각각의 초음파 어레이 탐촉자로부터 혈관(20) 중심까지의 거리가 같아지도록 다축구동장치(26)에 의하여

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2



초음파 프로브(24, 102, 112)의 위치를 결정하는 X축주위 위치결정공정과, 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2)의 폭방향 중앙부에 혈관(20)의 화상을 위치시키도록 다축구동장치(26)에 의하여 초음파 프로브(24, 102, 112)의 위치를 결정하는 X축방향 위치결정공정 및 Z축주위 위치결정공정을 포함하므로, 어느 것도 혈관(20)에 대하여 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향의 위치 혹은 혈관에 대한 초음파 어레이 탐촉자의 거리를 이용함으로써 위치결정을 할 수 있으므로, 간단하고 용이하게 또한 고정밀도로 초음파 프로브(24, 102, 112)를 생체(14)의 혈관(20) 상에 위치결정을 할 수 있다.

명세서

청구범위

청구항 1

복수개의 초음파 발진자(超音波發振子)가 X축방향과 평행한 방향을 따라 직선적(直線的)으로 배열된 서로 평행한 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(第1短軸用 超音波 array 探觸子) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자와, 상기 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및/또는 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 인접하여 상기 X축방향과 직교(直交)하는 Y축방향으로 복수개의 초음파 발진자가 직선적으로 배열된 장축용 초음파 어레이 탐촉자(長軸用 超音波 array 探觸子)를 일평면(一平面)에 구비한 초음파 프로브(超音波 probe)와,

상기 X축을 중심으로 하여 상기 초음파 프로브를 회전시키고,

상기 X축방향으로 상기 초음파 프로브를 이동시키고,

상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향의 중앙부를 직접 지나고, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향과 상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향과의 교점(交點)을 직접 지나고, 상기 X축방향 및 Y축방향과 직교하고 또한 상기 일평면과 수직인 Z축을 중심으로 하여 상기 초음파 프로브를 회전시키는

위치결정장치(位置決定裝置)와,

상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상(超音波畫像)을 표시하는 제1단축화상 표시영역(第1短軸畫像表示領域)과, 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상을 표시하는 제2단축화상 표시영역과, 상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상을 표시하는 장축화상 표시영역을 구비하는 화상표시장치(畫像表示裝置)를

사용하고,

상기 초음파 프로브를 생체(生體)의 피부(皮膚)에 접촉시킴으로써 상기 생체의 피부 밑의 혈관(血管)의 초음파 화상을 측정하기 위한 혈관 초음파 화상 측정방법(血管 超音波 畫像 測定方法)으로서,

상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 상기 혈관의 중심까지의 거리와 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 상기 혈관의 중심까지의 거리가 같아지게 되도록, 상기 위치결정장치에 의하여 상기 초음파 프로브를 상기 X축 주위(周圍)에서 위치결정시키는 X축주위 위치결정공정(X軸周圍位置決定工程)과,

상기 제1단축화상 표시영역의 폭방향 중앙부에 상기 혈관의 초음파 화상을 위치시키도록, 상기 위치결정장치에 의하여 상기 초음파 프로브를 상기 X축방향과 평행하게 이동시키는 X축방향 위치결정공정(X軸方向位置決定工程)과,

상기 제2단축화상 표시영역의 폭방향 중앙부에 상기 혈관의 횡단면 화상을 위치시키고, 또한 상기 장축화상 표시영역의 폭방향에 평행하게 상기 혈관의 종단면 화상을 상기 장축화상 표시영역에 위치시키도록, 상기 위치결정장치에 의하여 상기 초음파 프로브를 상기 Z축을 중심으로 하여 회전시키는 Z축주위 위치결정공정과,

상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상을 표시하는 상기 장축화상 표시영역 내의 상기 혈관의 횡단방향(transverse direction)의 휘도 라인 프로파일과 소정의 휘도판정 라인 사이의 교점의 간격에 의거하여 상기 혈관의 내강 지름(內腔徑), 내막(內膜) 두께 및/또는 내중막(內中膜) 벽두께를 산출하는 산출공정을

포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 화상표시장치는, 상기 제1단축화상 표시영역 및/또는 제2단축화상 표시영역에 인접하는 장축화상 표시영역을 구비하고, 상기 제1단축화상 표시영역, 제2단축화상 표시영역 및 장축화상 표시영역은, 상기 피부로부터의 깊이 치수를 나타내는 공통의 세로축을 구비한 것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자는, 상기 혈관에 대하여 상기 혈관의 상류측 또는 하류측으로 소정의 각도로 경사진 방향으로 초음파를 방사(放射)하는 것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의하여 각각 검출된 상기 혈관의 단축 초음파 화상을 상기 제1단축화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역에 각각 표시하는 데에 있어서, 상기 소정의 각도에 의거하여 상기 제1단축화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역에 각각 표시하는 단축 초음파 화상을, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자의 초음파 방사방향(超音波放射方向)이 상기 혈관에 대하여 직각인 상태의 화상으로 보정하는 화상보정공정을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 X축주위 위치결정공정, 상기 X축방향 위치결정공정 혹은 상기 Z축주위 위치결정공정에 있어서, 상기 혈관의 화상을 인식하기 위하여 패턴인식(pattern 認識)이 실행되는 것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 패턴인식은, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 상기 제1단축화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역 내의 초음파 화상에 있어서 상기 혈관의 초음파 화상이 도플러 신호(Doppler 信號)를 포함하는 상태에서 실행되는 것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 혹은 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상에 의거하여 상기 혈관의 내강 지름 및/또는 내중막 벽두께를 산출하는 혈관 파라미터 산출공정(parameter

算出工程)을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 8

제2항에 있어서,

위치결정상태 표시영역 내에 있어서, 상기 제1단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상의 상기 제1단축화상 표시영역의 양쪽 테두리까지의 거리를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향 중의 어느 일방을 따라 이동하고, 상기 제2단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상의 상기 제2단축화상 표시영역의 양쪽 테두리까지의 거리를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향 중의 타방을 따라 이동하고, 상기 제1단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상의 상기 제1단축화상 표시영역의 상부 테두리 또는 하부 테두리까지의 거리와 상기 제2단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상의 상기 제2단축화상 표시영역의 상부 테두리 또는 하부 테두리까지의 거리와의 차이를 경사로 나타내는 경사가능기호를 상기 위치결정상태 표시영역 내에 표시하는 공정을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 9

제2항에 있어서,

상기 장축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 초음파 화상을 제1화상으로서 기억함과 아울러 상기 혈관의 초음파 화상의 길이방향의 일부를 제1템플레이트(第1template)로서 미리 등록하는 공정과,

상기 초음파 프로브가 상기 혈관을 따라 이동되는 과정에서, 상기 제1템플레이트와 일치하는 상기 혈관의 초음파 화상의 길이방향의 일부가 상기 장축화상 표시영역의 미리 설정된 단부(端部)에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 초음파 화상을 제2화상으로서 기억함과 아울러 상기 혈관의 초음파 화상의 길이방향의 일부를 제2템플레이트로서 등록하는 공정과,

또한 상기 초음파 프로브가 상기 혈관을 따라 이동되는 과정에서, 상기 제2템플레이트와 일치하는 상기 혈관의 초음파 화상의 길이방향의 일부가 상기 장축화상 표시영역의 미리 설정된 단부에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 초음파 화상을 제3화상으로서 기억하는 공정과,

상기 제1화상, 제2화상 및 제3화상으로부터 상기 혈관의 초음파 화상의 길이방향 치수보다도 긴 하나의 장축화상을 합성하여 합성 장축화상 표시영역에 표시하는 공정을

포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 X축방향 위치결정공정은, 또한

상기 제1단축화상 표시영역의 제1단(第1端)과 상기 제1단축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 화상의 중심위치 사이의 제1거리를 측정하고,

상기 제1단축화상 표시영역의 제2단(第2端)과 상기 중심위치 사이의 제2거리를 측정하고,

상기 제1거리와 상기 제2거리가 동일한지 아닌지를 판단하고,

상기 제1거리와 상기 제2거리가 동일하지 않은 경우에는 상기 초음파 프로브를 상기 X축방향으로 더 이동시키는

것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 Z축주위 위치결정공정은, 또한

상기 제2단축화상 표시영역의 제1단과 상기 제2단축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 화상의 중심 위치 사이의 제3거리를 측정하고,

상기 제2단축화상 표시영역의 제2단과 상기 중심위치 사이의 제4거리를 측정하고,

상기 제3거리와 상기 제4거리가 동일한지 아닌지를 판단하고,

상기 제3거리와 상기 제4거리가 동일하지 않은 경우에는 상기 초음파 프로브를 상기 Z축을 중심으로 하여 더 회전시키는

것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 12

제2항에 있어서,

상기 Z축주위 위치결정공정후에, 상기 산출공정의 완료후까지 상기 초음파 프로브가 회전하지 않도록 상기 초음파 프로브를 고정하는

것을 특징으로 하는 혈관 초음파 화상 측정방법.

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

발명의 설명

기술분야

[0001]

본 발명은, 초음파 프로브(超音波 probe)를 생체(生體)의 혈관(血管)상에 정확하게 위치결정하는 혈관 초음파 화상 측정방법(血管 超音波 畫像 測定方法)에 관한 것이다.

배경기술

[0002]

복수개의 초음파 발진자(超音波發振子)가 직선적(直線的)으로 배열된 초음파 어레이 탐촉자(超音波 array 探觸子)를 사용하여 생체의 피부 밑의 혈관의 지름 등을 측정하는 것이 이루어지고 있다. 예를 들면, 특허문헌1에서는, 서로 평행한 제1 및 제2의 초음파 어레이 탐촉자와 그들의 중간부를 연결하는 제3의 초음파 어레이 탐촉자로 이루어지는 H형의 초음파 프로브를 사용하고, 그 제3의 초음파 어레이

탐촉자를 동맥과 평행한 상태에서 그 동맥의 중심선상에 위치시킴으로써, 혈류속도, 동맥혈관 벽두께나 내강(內腔) 지름 등을 측정하는 장치가 제안되어 있다. 그러나 이에 의하면, 오퍼레이터의 수동 조작에 의하여 초음파 프로브의 위치가 결정되므로, 숙련을 필요로 함과 아울러 피측정자가 움직이는 경우에는, 그에 따라 위치를 변경시키는 것이 곤란하다고 하는 결점이 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0003] (특허문헌 0001) 일본국 공개특허공보 특개평10-192278호 공보
(특허문헌 0002) 일본국 공개특허 특개2003-245280호 공보

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0004] 이에 대하여 특허문헌2에 나타나 있는 바와 같이 컬러 도플러 신호(color Doppler 信號)의 중심을 혈관의 중심에 위치시키는 공정과, 그 혈관중심이 화상중심이 되도록 초음파 어레이 탐촉자를 길이방향으로 이동시키는 공정과, 계속하여 그 초음파 어레이 탐촉자를 그 길이방향의 중심을 중심으로 하여 회전시켜서 혈관과 평행되게 하고, 다음에 초음파 어레이 탐촉자를 평행으로 이동시켜서 혈관의 중심상에 위치시키는 공정을 이용하는 위치결정방법이 채용되고 있다. 그러나 이 방법에서는, 특히 혈관과 평행한 초음파 어레이 탐촉자를 평행으로 이동시켜서 혈관의 중심 상에 위치시키는 공정에 있어서, 초음파 프로브의 위치결정에 대하여 신호처리 및 제어가 번잡(煩雜)하여 시간이 많이 걸리는 동시에 위치결정 정밀도가 좋지 않았다.
- [0005] 본 발명은 이상의 사정을 배경으로 하여 이루어진 것으로서, 그 목적은, 초음파 프로브의 위치결정이 용이하여 충분한 위치결정 정밀도가 얻어지는 혈관 초음파 화상 측정방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0006] 상기 목적을 달성하기 위한 청구항1에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, (a)복수개의 초음파 발진자가 X축방향과 평행한 방향을 따라 직선적으로 배열된 서로 평행한 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자를 일평면에 구비한 초음파 프로브와, (b)상기 X축을 중심으로 하여 회전시키고 상기 X축방향으로 이동시키고, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향의 중앙부를 지나고 또한 상기 일평면과 수직인 Z축을 중심으로 하여 회전시키는 것이 가능한 위치결정장치와, (c)상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상을 표시하는 제1단축화상 표시영역과, 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상을 표시하는 제2단축화상 표시영역을 구비하는 화상표시장치를 사용하여, 상기 초음파 프로브를 생체의 피부에 접촉시킴으로써 상기 생체의 피부 밑의 혈관의 초음파 화상을 측정하기 위한 혈관 초음파 화상 측정방법으로서, (d)상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 상기 혈관의 중심까지의 거리와 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 상기 혈관의 중심까지의 거리가 같아지게 되도록, 상기 위치결정장치에 의하여 상기 초음파 프로브를 상기 X축 주위에서 위치결정시키는 X축주위 위치결정공정과, (e)상기 제1단축화상 표시영역의 폭방향 중앙부에 상기 혈관의 화상을 위치시키도록, 상기 위치결정장치에 의하여 상기 초음파 프로브를 상기 X축방향과 평행하게 이동시키는 X축방향 위치결정공정과, (f)상기 제2단축화상 표시영역의 폭방향 중앙부에 상기 혈관의 화상을 위치시키도록, 상기 위치결정장치에 의하여 상기 초음파 프로브를 상기 Z축을 중심으로 하여 회전시키는 Z축주위 위치결정공정을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0007] 또한 청구항2에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항1에 관한 발명에 있어서, (g)상기 X축은 상기 피부 밑을 지나는 축이며, (h)상기 X축주위 위치결정공정은, 상기 초음파 프로브를 상기 X축 주위에서 위치결정시키는 것을 특징으로 한다.

- [0008] 또한 청구항3에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항1 또는 2에 관한 발명에 있어서, (i)상기 초음파 프로브는, 상기 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및/또는 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 인접하여 상기 X축방향과 직교하는 Y축방향으로 복수개의 초음파 발진자가 직선적으로 배열된 장축용 초음파 어레이 탐촉자를, 상기 일평면에 더 구비한 것이며, (j)상기 Z축은, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향과 상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향과의 교점을 지나고 또한 상기 X축방향 및 Y축방향과 직교하는 것이고, (k)상기 화상표시장치는, 상기 제1단축화상 표시영역 및/또는 제2단축화상 표시영역에 인접하여 상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상을 표시하는 장축화상 표시영역을 구비하고, 상기 제1단축화상 표시영역, 제2단축화상 표시영역 및 장축화상 표시영역은, 상기 피부로부터의 깊이 치수를 나타내는 공통의 세로축을 구비한 것을 특징으로 한다.
- [0009] 또한 청구항4에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항3에 관한 발명에 있어서, (1)상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자에 의하여 검출된 상기 혈관의 장축화상신호에 의거하여 상기 혈관의 내강 지름을 산출하는 혈관지름 산출공정을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0010] 또한 청구항5에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항3 또는 청구항4에 관한 발명에 있어서, (m)상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자에 의하여 검출된 상기 혈관의 장축화상신호에 의거하여 상기 혈관의 내막두께 및/또는 내중막 벽두께를 산출하는 혈관막 두께 산출공정을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0011] 또한 청구항6에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항1 내지 5 중의 어느 하나의 발명에 있어서, (n)상기 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자는, 상기 혈관에 대하여 상기 혈관의 상류측 또는 하류측으로 소정의 각도로 경사진 방향으로 초음파를 방사하는 것을 특징으로 한다.
- [0012] 또한 청구항7에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항6에 관한 발명에 있어서, (o)상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의하여 각각 검출된 상기 혈관의 단축 초음파 화상을 상기 제1단축화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역에 각각 표시하는 데에 있어서, 상기 소정의 각도에 의거하여 상기 제1단축화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역에 각각 표시하는 단축 초음파 화상을, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자의 초음파 방사방향이 상기 혈관에 대하여 직각인 상태의 화상으로 보정하는 화상보정공정을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0013] 또한 청구항8에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항1 내지 7 중의 어느 하나의 발명에 있어서, (p)상기 X축주위 위치결정공정, 상기 X축방향 위치결정공정 혹은 상기 Z축주위 위치결정공정에 있어서, 상기 혈관의 화상을 인식하기 위하여 패턴인식이 실행되는 것을 특징으로 한다.
- [0014] 또한 청구항9에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항8에 관한 발명에 있어서, (q)상기 패턴인식은, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 상기 제1단축화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역 내의 초음파 화상에 있어서 상기 혈관의 화상이 도플러 신호를 포함하는 상태에서 실행되는 것을 특징으로 한다.
- [0015] 또한 청구항10에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항1 내지 9 중의 어느 하나의 발명에 있어서, (r)상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 혹은 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의하여 검출된 상기 혈관의 단축화상신호에 의거하여 상기 혈관의 내강 지름 및/또는 내중막 벽두께를 산출하는 혈관 파라미터 산출공정을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0016] 또한 청구항11에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항3에 관한 발명에 있어서, (s)위치결정상태 표시영역 내에 있어서, 상기 제1단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 혈관의 단축화상의 상기 제1단축화상 표시영역의 양쪽 테두리까지의 거리를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향 중의 어느 일방을 따라 이동하고, 상기 제2단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 혈관의 단축화상의 상기 제2단축화상 표시영역의 양쪽 테두리까지의 거리를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향 중의 타방을 따라 이동하고, 상기 제1단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 혈관의 단축화상의 상기 제1단축화상 표시영역의 상부 테두리 또는 하부 테두리까지의 거리와 상기 제2단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 혈관의 단축화상의 상기 제2단축화상 표시영역의 상부 테두리 또는 하부 테두리

까지의 거리와의 차이를 경사로 나타내는 경사가능기호를 상기 위치결정상태 표시영역 내에 표시하는 공정을 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0017]

또한 청구항12에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법은, 청구항3에 관한 발명에 있어서, (t)상기 장축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 화상을 제1화상으로서 기억함과 아울러 상기 혈관의 화상의 길이방향의 일부를 제1템플레이트로서 미리 등록하는 공정과, (u)상기 초음파 프로브가 상기 혈관을 따라 이동되는 과정에서, 상기 제1템플레이트와 일치하는 상기 혈관의 화상의 길이방향의 일부가 상기 장축화상 표시영역의 미리 설정된 단부에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 화상을 제2화상으로서 기억함과 아울러 상기 혈관의 화상의 길이방향의 일부를 제2템플레이트로서 등록하는 공정과, (v)또한 상기 초음파 프로브가 상기 혈관을 따라 이동되는 과정에서, 상기 제2템플레이트와 일치하는 상기 혈관의 화상의 길이방향의 일부가 상기 장축화상 표시영역의 미리 설정된 단부에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 화상을 제3화상으로서 기억하는 공정과, (w)상기 제1화상, 제2화상 및 제3화상으로부터 상기 혈관의 화상의 길이방향 치수보다도 긴 하나의 장축화상을 합성하여 합성 장축화상 표시영역에 표시하는 공정을 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0018]

청구항1에 관한 발명의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (d)상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 상기 혈관의 중심까지의 거리와 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 상기 혈관의 중심까지의 거리가 같아지게 되도록, 상기 위치결정장치에 의하여 상기 초음파 프로브를 상기 X축 주위에서 위치결정시키는 X축주위 위치결정공정과, (e)상기 제1단축화상 표시영역의 폭방향 중앙부에 상기 혈관의 화상을 위치시키도록, 상기 위치결정장치에 의하여 상기 초음파 프로브를 상기 X축방향과 평행하게 이동시키는 X축방향 위치결정공정과, (f)상기 제2단축화상 표시영역의 폭방향 중앙부에 상기 혈관의 화상을 위치시키도록, 상기 위치결정장치에 의하여 상기 초음파 프로브를 상기 Z축을 중심으로 하여 회전시키는 Z축주위 위치결정공정을 포함하므로, 어느 것이나 초음파 어레이 탐촉자의 혈관에 대한 길이방향의 위치 또는 초음파 어레이 탐촉자의 혈관에 대한 거리를 사용함으로써 위치결정 할 수 있기 때문에 간단하고 또한 용이하게 그리고 고정밀도로 초음파 프로브를 생체의 혈관 상에 위치결정 할 수 있다.

[0019]

또한 청구항2에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (g)상기 X축은 상기 피부 밑을 지나는 축이며, (h)상기 X축주위 위치결정공정은, 상기 초음파 프로브를 상기 X축 주위에서 위치결정시키는 것이기 때문에 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자의 피부에 대한 가압조건을 그다지 변화시키지 않고 그들과 혈관 사이의 거리를 변화시킬 수 있다. 상기 X축은 적합하게는 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자의 바로 아래에 위치된다. 이 경우에는, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자의 피부에 대한 가압조건이나 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자와 혈관 사이의 거리가 거의 변화되지 않는다.

[0020]

또한 청구항3에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (i)상기 초음파 프로브는, 상기 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및/또는 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 인접하여 상기 X축방향과 직교하는 Y축방향으로 복수개의 초음파 발진자가 직선적으로 배열된 장축용 초음파 어레이 탐촉자를 상기 일평면에 더 구비한 것이며, (j)상기 Z축은, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향과 상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향과의 교점을 지나고 또한 상기 X축방향 및 Y축방향과 직교하는 것이고, (k)상기 화상표시장치는, 상기 제1단축화상 표시영역 및/또는 제2단축화상 표시영역에 인접하여 상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상을 표시하는 장축화상 표시영역을 구비하고, 상기 제1단축화상 표시영역, 제2단축화상 표시영역 및 장축화상 표시영역은, 상기 피부로부터의 깊이 치수를 나타내는 공통의 세로축을 구비한 것이기 때문에 장축용 초음파 어레이 탐촉자가 혈관중심 상에 적합하게 위치결정된다.

[0021]

또한 청구항4에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (l)상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자에 의하여 검출된 상기 혈관의 장축화상신호에 의거하여 상기 혈관의 내강 지름을 산출하는 혈관지름 산출공정을 포함하므로 정확한 혈관지름이 얻어진다.

[0022]

또한 청구항5에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (m)상기 장축용 초음파 어레이 탐촉자에 의

하여 검출된 상기 혈관의 장축화상신호에 의거하여 상기 혈관의 내막두께 및/또는 내중막 벽두께를 산출하는 혈관막 두께 산출공정을 포함하므로, 혈관의 정확한 내막두께나 내중막 벽두께가 얻어진다.

[0023] 또한 청구항6에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (n)상기 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자는, 상기 혈관에 대하여 상기 혈관의 상류측 또는 하류측으로 소정의 각도로 경사진 방향으로 초음파를 방사하는 것이기 때문에 초음파 도플러에 의하여 혈류속도를 측정하는 것도 가능하게 된다.

[0024] 또한 청구항7에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (o)상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의하여 각각 검출된 상기 혈관의 단축 초음파 화상을 상기 제1단축 화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역에 각각 표시하는 데에 있어서, 상기 소정의 각도에 의거하여 상기 제1단축화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역에 각각 표시하는 단축 초음파 화상을, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자의 초음파 방사방향이 상기 혈관에 대하여 직각인 상태의 화상으로 보정하는 화상보정공정을 포함하므로, 초음파 도플러에 의하여 혈류속도를 측정하는 것도 가능하게 되고 동시에, 상기 제1단축화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역에 각각 표시되는 혈관의 단축 초음파 화상이 정확한 단면화상(斷面畫像)이 된다.

[0025] 또한 청구항8에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (p)상기 X축주위 위치결정공정, 상기 X축방향 위치결정공정 혹은 상기 Z축주위 위치결정공정에 있어서, 상기 혈관의 화상을 인식하기 위하여 패턴인식이 실행되므로, 간단하고 또한 용이하게 그리고 고정밀도로 초음파 프로브를 생체의 혈관 상에 위치결정 할 수 있다.

[0026] 또한 청구항9에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (q)상기 패턴인식은, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 상기 제1단축화상 표시영역 및 제2단축화상 표시영역 내의 초음파 화상에 있어서 상기 혈관의 화상이 도플러 신호를 포함하는 상태에서 실행되므로, 더 정확한 패턴인식이 가능하게 된다.

[0027] 또한 청구항10에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (r)상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 혹은 상기 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자에 의하여 검출된 상기 혈관의 단축화상신호에 의거하여 상기 혈관의 내강 지름 및/또는 내중막 벽두께를 산출하는 혈관 파라미터 산출공정을 포함하므로, 정확한 내강 지름이나 내중막 벽두께가 얻어진다.

[0028] 또한 청구항11에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (s)위치결정상태 표시영역 내에 있어서, 상기 제1단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 혈관의 단축화상의 상기 제1단축화상 표시영역의 양쪽 테두리까지의 거리를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향 중의 어느 일방을 따라 이동하고, 상기 제2단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 혈관의 단축화상의 상기 제2단축화상 표시영역의 양쪽 테두리까지의 거리를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향 중의 타방을 따라 이동하고, 상기 제1단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 혈관의 단축화상의 상기 제1단축화상 표시영역의 상부 테두리 또는 하부 테두리까지의 거리와 상기 제2단축화상 표시영역 내에 표시된 상기 혈관의 단축화상의 상기 제2단축화상 표시영역의 상부 테두리 또는 하부 테두리까지의 거리와의 차이를 경사로 나타내는 경사가능기호를 상기 위치결정상태 표시영역 내에 표시하는 공정을 포함하므로, 초음파 프로브의 위치결정의 양부상태가 육안으로 매우 짧은 시간에 확인할 수 있게 된다.

[0029] 또한 청구항12에 관한 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (t)상기 장축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 화상을 제1화상으로서 기억함과 아울러 상기 혈관의 화상의 길이방향의 일부를 제1템플레이트로서 미리 등록하는 공정과, (u)상기 초음파 프로브가 상기 혈관을 따라 이동되는 과정에서, 상기 제1템플레이트와 일치하는 상기 혈관의 화상의 길이방향의 일부가 상기 장축화상 표시영역의 미리 설정된 단부에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 화상을 제2화상으로서 기억함과 아울러 상기 혈관의 화상의 길이방향의 일부를 제2템플레이트로서 등록하는 공정과, (v)또한 상기 초음파 프로브가 상기 혈관을 따라 이동되는 과정에서, 상기 제2템플레이트와 일치하는 상기 혈관의 화상의 길이방향의 일부가 상기 장축화상 표시영역의 미리 설정된 단부에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역에 표시된 상기 혈관의 화상을 제3화상으로서 기억하는 공정과, (w)상기 제1화상, 제2화상 및 제3화상으로부터 상기 혈관의 화상의 길이방향 치수보다도 긴 하나의 장축화상을 합성하여 합성 장축화상 표시영역에 표시하는 공정을 포함하므로, 장축용 초음파 어레이 탐촉자의 길이보다도 긴 상기 혈관의 화상이 얻어진다.

도면의 간단한 설명

[0030]

도1은, 본 발명의 하나의 실시예인 혈관 초음파 화상 측정방법을 사용한 혈관 초음파 화상 측정장치의 전체적인 구성을 설명하는 도면이다.

도2는, 도1의 초음파 프로브의 혈관에 대한 자세를 나타내기 위한 XYZ축 직교 좌표축을 설명하는 도면이다.

도3은, 혈관화상에 표시되는 혈관의 다층막 구성을 설명하기 위한 확대도이다.

도4는, 도1의 하이브리드 프로브 유니트에 있어서, 초음파 프로브의 위치를 결정하기 위한 다축구동장치(위치결정장치)를 구성하는, X축회전기구 및 X축병진기구 및 Z축회전기구를 설명하는 도면이다.

도5는, 도4의 X축회전기구에 의하여 초음파 프로브의 X축을 중심으로 하는 회전위치가 변화된 상태를 나타내는 도면이다.

도6은, 도4의 X축병진구에 의하여 초음파 프로브의 X축과 평행한 방향의 위치가 변화된 상태를 설명하는 도면이다.

도7은, 도4의 Z축회전기구에 의하여 초음파 프로브의 Z축을 중심으로 하는 회전위치가 변화되는 구성을 설명하는 도면이다.

도8은, 도1의 초음파 프로브에 설치된 초음파 어레이로부터 방사되는 초음파빔을 1점 채선으로 나타냄과 아울러 그 초음파빔의 수렴부의 단면인 수렴단면을 설명하는 도면이다.

도9는, 도1의 초음파 프로브에 설치된 음향렌즈를 설명하는 도면이다.

도10은, 도1의 실시예의 전자제어장치에 있어서의 제1단축화상 표시영역의 화상패턴인식을 위한 제어작동의 요부를 설명하는 플로우차트다.

도11은, 도1의 실시예의 전자제어장치에 있어서의 제2단축화상 표시영역의 화상패턴인식을 위한 제어작동의 요부를 설명하는 플로우차트이다.

도12는, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 혈관의 중심까지의 거리와 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 혈관의 중심까지의 거리가 같아지게 되도록, 다축구동장치(위치결정장치)에 초음파 프로브를 X축 주위에서 위치결정시키는 X축주위 위치결정공정을 설명하는 플로우차트이다.

도13은, 제1단축화상 표시영역의 폭방향 중앙부에 혈관의 화상을 위치시키도록, 다축구동장치(위치결정장치)에 초음파 프로브를 X축방향과 평행하게 이동시키는 X축방향위치결정을 설명하는 플로우차트이다.

도14는, 제2단축화상 표시영역의 폭방향 중앙부에 혈관의 화상을 위치시키도록, 다축구동장치(위치결정장치)를 Z축을 중심으로 하여 회전시키는 Z축주위 위치결정공정을 설명하는 플로우차트이다.

도15는, 템플레이트 매칭에 의한 화상패턴인식을 하기 위하여 등록되는 표준 템플레이트를 나타내는 도면이다.

도16은, 템플레이트 매칭에 의하여 검출된 화상패턴을 나타내는 모니터 화면표시장치의 표시화면이다.

도17은, 도12의 제어작동을 설명하는 도면으로서, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 혈관의 중심까지의 거리와 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 혈관의 중심까지의 거리가 서로 다른 경우에 있어서의 초음파 프로브의 X축을 중심으로 하는 회전위치와 횡단면 화상과의 관계를 나타내는 도면이다.

도18은, 도12의 제어작동을 설명하는 도면으로서, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 혈관의 중심까지의 거리와 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자로부터 혈관의 중심까지의 거리가 동일할 경우에 있어서의 초음파 프로브의 X축을 중심으로 하는 회전위치와 횡단면 화상과의 관계를 나타내는 도면이다.

도19는, 도13의 제어작동을 설명하는 도면으로서, X-Y평면의 직각방향에서 볼 때에 있어서, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자와 혈관이 교차하고 있을 경우에 있어서의 초음파 프로브의 X축방향의 평행이동위치와 횡단면 화상과의 관계를 나타내는 도면이다.

도20은, 도13의 제어작동을 설명하는 도면으로서, X-Y평면의 직각방향에서 볼 때에 있어서 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자와 혈관과의 교점이 Z축과 일치하는 상태가 되었을 경우에 있어서의 초음파 프로브의 X축방향의 평행이동위치와 횡단면 화상과의 관계를 나타내는 도면이다.

도21은, 도14의 제어작동을 설명하는 도면으로서, X-Y평면과 직각방향에서 볼 때에 있어서 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자와 혈관이 직교하지 않을 경우에 있어서의 초음파 프로브의 Z축을 중심으로 하는 회전위치와 횡단면 화상과의 관계를 나타내는 도면이다.

도22는, 도14의 제어작동을 설명하는 도면으로서, X-Y평면의 직각방향에서 볼 때에 있어서 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자와 혈관이 직교하는 경우에 있어서의 초음파 프로브의 Z축을 중심으로 하는 회전위치와 횡단면 화상과의 관계를 나타내는 도면이다.

도23은, 도22의 장축용 초음파 어레이 탐촉자에 의한 초음파 화상을 표시하는 장축화상 표시영역을 나타내는 도면이다.

도24는, 도23의 장축화상 표시영역의 선분P-Q에 있어서의 화면의 휘도의 정도를 나타내는 라인 프로파일이다.

도25는, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의, 혈관 초음파 화상 측정장치의 초음파 프로브의 구성 및 모니터 화면표시를 설명하는 도면이다.

도26은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의, 도플러 신호처리부를 구비한 전자제어장치에 의한 제1단축화상 표시영역의 화상패턴인식을 위한 제어작동의 요부를 설명하는 플로우차트로서 도10에 상당하는 도면이다.

도27은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의, 도플러 신호처리부를 구비한 전자제어장치에 의한 제2단축화상 표시영역의 화상패턴인식을 위한 제어작동의 요부를 설명하는 플로우차트로서 도11에 상당하는 도면이다.

도28은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의, 혈관지를 산출공정에 사용하는 장축화상 표시영역 및 템플레이트를 나타내는 도면이다.

도29는, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의, 혈관 파라미터 산출공정에 사용하는 단축화상 표시영역 및 템플레이트를 나타내는 도면이다.

도30은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의, 모니터 화면표시장치의 표시화면의 위치결정상태 표시영역을 나타내는 도면이다.

도31은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의, 손에 의하여 하이브리드 프로브 유니트가 지지되어 측정이 이루어지고 있는 상태를 나타내는 도면이다.

도32는, 도31에 나타내지는 실시예에 있어서의, 모니터 화면표시장치의 표시화면의 일례를 나타내는 도면이다.

도33은, 도31의 하이브리드 프로브 유니트가 혈관을 따라 이동되었을 때의 소정의 거리마다의 초음파 프로브와 혈관의 상대위치를 나타내는 도면이다.

도34는, 도31에 나타내는 실시예에 있어서의 전자제어장치의 제어작동의 일부를 설명하는 플로우차트이다.

도35는, 도31에 나타내는 실시예에 있어서의, 생성된 장축합성화상이 표시된 장축 합성화상 표시영역을 나타내는 도면이다.

도36은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의 초음파 프로브와 그 초음파 프로브의 혈관에 대한 자세를 나타내기 위한 XYZ축 직교 좌표축을 설명하는 도면으로서, 도2에 대응하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

이하, 본 발명의 하나의 실시예를 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 이하의 실시예에 있어서 도면은 적절하게 간략화 또는 변형되어 있고, 각 부재의 치수비 및 형상 등은 반드시 정확하게 그

[0031]

려져 있는 것은 아니다.

[0032]

[실시예1]

[0033]

도1은, 센서 지지기(10)에 의하여 지지되는 하이브리드 프로브 유니트(hybrid probe unit)(12)를 사용하여 생체(生體)(14)의 위팔(팔의 상부)(16)의 피부(18) 상으로부터 그 피부(18) 바로 아래에 위치하는 혈관(20)의 횡단면 화상(橫斷面畫像)(단축화상(短軸畫像)) 또는 종단면 화상(縱斷面畫像)(장축화상(長軸畫像))을 측정하는 혈관 초음파 화상 측정장치(血管超音波 畫像測定裝置)(22)의 전체적인 구성을 설명하는 도면이다.

[0034]

하이브리드 프로브 유니트(12)는, 혈관에 관련된 생체정보(生體情報) 즉 혈관 파라미터(血管 parameter)를 검출하기 위한 센서로서 기능하는 것으로서, 서로 평행한 2열(列)의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(第1短軸用 超音波 array 探觸子)(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)와 그들의 길이방향 중앙부를 연결하는 장축용 초음파 어레이 탐촉자(長軸用 超音波 array 探觸子)(C)를 일평면(一平面) 상 즉 평탄한 탐촉면(探觸面)(27)에 구비하여 이루어지는 H형(H型)의 초음파 프로브(超音波 probe)(24)와, 그 초음파 프로브(24)의 위치를 결정하기 위한 다축구동장치(多軸驅動裝置)(위치결정장치(位置決定裝置))(26)를 구비하고 있다. 이들 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A), 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B) 및 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)는, 예를 들면 압전 세라믹스(壓電 ceramics)로 구성된 다수개의 초음파 진동자(超音波 振動子)(초음파 발진자(超音波 發振子))(a1~an)가 직선적(直線的)으로 배열됨으로써 길이 모양으로 각각 구성되어 있다.

[0035]

도2는, 본 실시예에서 사용되는 XYZ축 직교 좌표축(XYZ軸直交座標軸)을 설명하기 위한 것으로서, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향과 평행하며 그 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 바로 아래에 위치하고 혈관(20) 또는 그 부근을 지나는 방향을 X축으로 하며, 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)의 길이방향과 평행하고 X축과 직교하는 방향을 Y축으로 하며, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향과 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)의 길이방향과의 교점을 지나고 또한 상기 X축방향 및 Y축방향과 직교하는 방향을 Z축이라고 한다. 후술하는 바와 같이, 초음파 프로브(24)는, 다축구동장치(26)에 의하여 X축방향으로 병진(並進), X축 및 Z축을 중심으로 하여 회전되게 되어 있다.

[0036]

도3에 나타나 있는 바와 같이, 예를 들면 상완동맥(上腕動脈)인 혈관(20)은, 내막(內膜)(L1), 중막(中膜)(L2), 외막(外膜)(L3)으로 이루어지는 3층구조를 구비하고 있다. 초음파를 사용한 화상에서는, 중막(L2)으로부터의 반사(反射)가 매우 약하기 때문에 내막(L1) 및 외막(L3)이 표시된다. 실제의 화상에서는, 혈관(20) 내부 및 중막(L2)은 검게 표시되고, 내막(L1) 및 외막(L3)이 희게 표시되어, 조직이 흑백이 얼룩져서 표시된다. 내막(L1)은 외막(L3)보다 대폭적으로 두께가 얇게 표시되어, 화상에 있어서 상대적으로 표시되기 어렵지만, FMD(Flow Mediated Dilation; 혈류의존성 혈관확장 반응(血流依存性 血管擴張 反應))의 평가에 있어서는 그 내막의 지름의 변화율을 사용하는 것이 바람직하다.

[0037]

도1로 되돌아가서, 혈관 초음파 화상 측정장치(22)는, 소위 마이크로컴퓨터(microcomputer)로 구성된 전자제어장치(電子制御裝置)(28)와, 모니터 화면표시장치(monitors 畫面表示裝置)(화상표시장치(畫像表示裝置))(30)와, 초음파 구동 제어회로(超音波驅動制御回路)(32)와, 3축구동 모터 제어회로(3軸驅動 motor 制御回路)(34)를 구비하고 있다. 상기 전자제어장치(28)에 의하여 초음파 구동 제어회로(32)로부터 구동신호(驅動信號)가 공급되어서 하이브리드 프로브 유니트(12)의 초음파 프로브(24)의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A), 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B) 및 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)로부터 초음파가 방사(放射)되고, 그 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B) 및 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의하여 감지된 초음파 반사신호(超音波反射信號)를 받아서 그 초음파 반사신호의 처리가 이루어짐으로써 피부(18) 밑의 초음파 화상이 발생되어 모니터 화면표시장치(30)에 표시된다.

[0038]

여기에서 모니터 화면표시장치(30)는, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)에 의한 초음파 화상을 표시하는 제1단축화상 표시영역(第1短軸畫像 表示領域)(G1)과, 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)에 의한 초음파 화상을 표시하는 제2단축화상 표시영역(G2)과, 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의한 초음파 화상을 표시하는 장축화상 표시영역(長軸畫像 表示領域)(G3)을 구비하고 있다. 또한 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2) 및 장축화상 표시영역(G3)은, 피부(18)로부터의 깊이 치수를 나타내는 공통의 세로축을 구비한 것이다. 또한 상기한 바와 같이 혈관(20)의 초음파 화상이 생성되는 데에 있어서, 초음파 프로브(24)는, 혈관(20)에 대하여 소정의 위치가 되도록 전자제어장치(28)에 의하여 3축구동 모

터 제어회로(34)로부터 구동신호가 공급되는 다축구동장치(26)가 구동함으로써 위치가 결정된다. 상기 소정의 위치라 함은, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)가 혈관(20)에 대하여 직교하는 위치 또한 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)가 혈관(20)에 대하여 평행하게 되는 위치를 말한다.

[0039]

센서 지지기(10)는, 3차원공간 내의 원하는 위치 즉 소정의 위치에 있어서 생체(14)의 위팔(16)의 피부(18) 상으로부터 그 피부(18) 바로 아래에 위치하는 혈관(20)을 변형시키지 않을 정도로 가볍게 접촉시키는 상태에서 하이브리드 프로브 유니트(12)를 원하는 자세로 지지한다. 상기 하이브리드 프로브 유니트(12)의 초음파 프로브(24)의 단면(端面)과 피부(18) 사이에는, 보통 초음파의 감쇠, 경계면에 있어서의 반사나 산란을 억제하여 초음파 화상을 명료하게 하기 위하여 잘 알려져 있는 젤리(jelly) 등의 커플링제(Coupling Agent)가 있게 된다. 이 젤리는, 예를 들면 한천(寒天) 등 높은 비율로 물을 포함하는 겔 모양의 흡수성 고분자(吸水性高分子)로서, 공기보다 고유 임피던스(固有 impedance)(=음속x밀도)가 충분히 높아서 초음파 송수신 신호(超音波 送受信 信號)의 감쇠(減衰)를 크게 억제하는 것이다. 또한 그 젤리 대신에, 수지로 만든 포대 내에 물을 담아 묽은 물자루, 올리브유, 글리세린(glycerin) 등이 사용될 수 있다.

[0040]

상기 센서 지지기(10)는, 예를 들면 자기적 흡착력(磁氣的 吸着力)에 의하여 책상, 대좌(臺座) 등에 고정되는 자석 고정대(36)와, 상기 하이브리드 프로브 유니트(12)가 고정되는 유니트 고정구(38)와, 자석 고정대(36) 및 유니트 고정구(38)에 일단(一端)이 고정되고 또한 구상(球狀)으로 형성된 선단부(42)를 구비한 연결부재(44, 45)와, 이들 연결부재(44, 45)를 사이에 두고 자석 고정대(36)와 유니트 고정구(38)를 상대적으로 이동 가능하게 연결하여 지지하는 가동암(可動 arm)(40)을 구비하고 있다. 상기 가동암(40)은, 서로 회전 가능하게 연결된 2개의 링크(46, 47)와, 그 링크(46, 47)의 일단에 상기 각 선단부(42)에 소정의 저항이 가해지면서 그 선단부(42)가 회전 가능하게 삽입되는 결합구멍(48)을 각각 구비하는 회전 관절부(50, 51)와, 각 링크(46, 47)의 타단에서 그 타단을 서로 상대회전 가능하게 연결하고 또한 그 연결장소를 관통하여 형성되는 나사 구멍에 나사결합 된 나사식 고정 노브(52)를 체결함으로써 얻어지는 체결력에 의하여 상대회전이 불가능하게 되는 회전 관절부(54)를 구비한다.

[0041]

다축구동장치(26)는, 도4~도7에 나타나 있는 바와 같이 초음파 프로브(24)의 X축을 중심으로 하는 회전위치를 결정하기 위한 X축회전기구(56)(요잉(yawing))와, 초음파 프로브(24)의 X축방향의 병진위치를 결정하기 위한 X축병진기구(58)와, 초음파 프로브(24)의 Z축을 중심으로 하는 회전위치를 결정하기 위한 Z축회전기구(60)로 구성되어 있다. 도4는 X축회전기구(56) 및 X축병진기구(58) 및 Z축회전기구(60)를 설명하는 도면으로서, 도4(a)에서는 다축구동장치(26)의 종단면이 나타나 있고, 도4(b)에서는 도4(a)의 b-b 단면도가 나타나 있고, 도4(c)에서는 도4(a)의 화살표 c에서 볼 때의 도면이 나타나 있다. X축회전기구(56)는 초음파 프로브(24)를 X축을 중심으로 하여 회전 가능하게 지지하는 X축 지지장치로서 기능하고, X축병진기구(58)는 초음파 프로브(24)를 X축방향의 병진이 가능하게 지지하는 X축 지지장치로서 기능하고, Z축회전기구(60)는 초음파 프로브(24)를 Z축을 중심으로 하여 회전 가능하게 지지하는 Z축 지지장치로서 기능하고 있다.

[0042]

X축회전기구(56)는, 유니트 고정구(38)에 고정됨과 아울러 곡률중심(曲率中心)이 X축상에 있는 원통 슬라이딩 오목면(62)을 초음파 프로브(24)측에 구비하는 제1고정 프레임(64)과, 그 원통 슬라이딩 오목면(62)에 대하여 요철(凹凸)이 역전된 형상의 원통 슬라이딩 볼록면(66)을 초음파 프로브(24)의 반대측에 구비하고 고정 프레임(64)의 원통 슬라이딩 오목면(62)과 슬라이딩 하도록 되어 있는 X축회전 프레임(68)과, X축과 평행하게 되도록 X축회전 프레임(68)에 고정되어 설치된 핀(70)과, 일단이 핀(70)을 중심으로 하여 회전 가능하게 설치되고 타단이 Y축과 평행하게 되도록 제1고정 프레임(64)에 설치된 제1나사축(72)에 나사결합 되어 있는 제1슬라이드 부재(74)와, 상기 제1나사축(72)을 그 축심을 중심으로 하여 회전시키는 X축회전 액추에이터(76)를 구비하고 있다. X축회전 프레임(68)은, 그것에 연결되어 있는 제1슬라이드 부재(74)가 제1나사축(72)의 회전에 의하여 그 제1나사축(72)의 축심방향으로 병진함으로써 X축을 중심으로 하여 회전 가능하게 되어 있다. 초음파 프로브(24)는, 도5에 나타나 있는 바와 같이 X축회전기구(56)에 의하여 X축을 중심으로 하는 회전자세의 위치가 결정된다. X축회전 액추에이터(76)는 전동 모터 등으로 구성된다.

[0043]

X축병진기구(58)는, 상기 초음파 프로브(24)의 반대측의 면이 상기 X축회전 프레임(68)에 있어서 초음파 프로브(24)측에 고정되고 그 고정면의 반대측에 평면으로 이루어지는 제1슬라이딩 평면(78)을 구비하는 제2고정 프레임(80)과, 평면으로 이루어지는 제2슬라이딩 평면(82)을 초음파 프로브(24)의 반대측에

구비하고 제2고정 프레임(80)의 제1 슬라이딩 평면(78)과 슬라이딩 하게 되어 있는 X축병진 프레임(84)과, 일단이 X축병진 프레임(82)에 고정되고 타단이 Y축과 평행하게 되도록 제2고정 프레임(80)에 설치된 제2나사축(86)에 나사결합 되어 있는 제2슬라이드 부재(88)와, 상기 제2나사축(86)을 그 축심을 중심으로 하여 회전시키는 X축병진 액추에이터(90)를 구비하고 있다. X축병진 프레임(82)은, 그것에 연결되어 있는 제2슬라이드 부재(88)가 제1나사축(72)의 회전에 의하여 그 제1나사축(72)의 축심방향으로 병진함으로써 X축방향으로 직선적으로 이동 가능하게 되어 있다. 초음파 프로브(24)는, 도6에 나타나 있는 바와 같이 X축병진기구(58)에 의하여 X축방향의 이동자세의 위치가 결정된다. X축병진 액추에이터(90)는 전동 모터 등으로 구성된다.

[0044]

Z축회전기구(60)는, X축병진 프레임(84)에 있어서 상기 초음파 프로브(24)측의 면에 있어서 Z축을 중심으로 하여 회전 가능하게 지지되고 또한 그 반대면에 초음파 프로브(24)가 고정된 워HEEL(warm wheel)(92)과, X축병진 프레임(84)에 고정되어 워HEEL(92)의 외주 기어(外周 gear)와 맞물리는 워기어(warm gear)(94)를 출력축(96)에 구비한 전동모터(98)를 구비하고 있다. 초음파 프로브(24)는, 도7에 나타나 있는 바와 같이 Z축회전기구(60)에 의하여 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향 중앙부를 지나서 Z축을 중심으로 하는 회전자세의 위치가 결정된다. 전동모터(98)는 Z축 액추에이터로서 기능하고 있다.

[0045]

도1에 있어서, 초음파 구동 제어회로(32)는, 전자제어장치(28)로부터의 명령에 따라 예를 들면 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)를 구성하고 일렬로 배열된 다수개의 초음파 진동자(a1 내지 an) 중에서, 그 끝의 초음파 진동자(a1) 등 일정수의 초음파 진동자군, 예를 들면 15개의 a1 내지 a15 별로 소정의 위상차(位相差)를 부여하면서 10MHz 정도의 주파수에서 동시에 구동하는 빔포밍 구동(beam forming 驅動)을 함으로써 초음파 진동자의 배열방향에 있어서 수렴성(收斂性)의 초음파빔(超音波beam)을 혈관(20)을 향하여 순차적으로 방사시켜, 초음파 진동자를 하나씩 지나가면서 그 초음파빔을 스캔(주사)했을 때의 방사별 반사파를 수신하여 전자제어장치(28)에 입력시킨다. 도8의 1점 쇄선은, 상기한 빔포밍 구동에 의하여 방사되는 수렴성의 초음파빔을 나타내고 있다. 또한 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 방사면에는, 도9에 나타나 있는 바와 같이 그 초음파 진동자(a1 내지 an)의 배열방향과 직교하는 방향으로 초음파빔을 집속(集束)시키기 위한 음향렌즈(音響 lens; acoustic lens)(100)가 설치되어 있다. 상기와 같은 빔포밍 구동 및 음향렌즈(100)에 의하여 수렴성을 갖게 되는 초음파빔에는, 도8에 나타나 있는 바와 같이 초음파 진동자(a1 내지 an)의 배열방향에 대하여 직교하는 방향으로 길이모양의 수렴단면(收斂斷面)(D)이 형성되어 있다. 이 수렴단면(D)의 길이방향(E)은, 평면에서 볼 때 즉 X-Y평면 내에 있어서 초음파 진동자(a1 내지 an)의 배열방향(X축방향) 및 빔의 방사방향(Z축방향)(F)에 대하여 각각 직교하는 방향이다.

[0046]

전자제어장치(28)는, 상기 반사파에 의거하여 화상을 합성하고, 피부(18) 아래에 있어서의 혈관(20)의 횡단면 화상(단축화상) 혹은 종단면 화상(장축화상)을 생성시켜서, 모니터 화면표시장치(画面 표시 장치)(30)에 표시한다. 또한 그 화상으로부터, 혈관(20)의 지름 또는 내피(內皮)(101)의 지름인 내피 지름(내강경(內腔徑)) 등이 산출된다. 또한 혈관내피기능을 평가하기 위하여, 허혈 반응성 충혈(虛血反應性 充血; ischemic reactive hypermia) 후의 FMD(혈류의존성 혈관확장 반응)를 나타내는 혈관지름의 변화율(%) $[=100 \times (d_{max} - d) / d]$ (단, d는 안정시의 혈관지름, d_{max}는 허혈해방(虛血解放; 조혈해방(阻血解放); release of ischemia) 후의 최대 혈관지름)이 산출된다.

[0047]

도10~도14는, 상기 전자제어장치(28)의 제어작동의 요부를 설명하는 플로우차트이다. 도10 및 도11에 있어서, 템플레이트 매칭방법(template matching 方法)에 의한 동맥 패턴인식(動脈 pattern 認識)을 하기 위해서, 사전에 일반적인 혈관의 단축화상(TM1~TMn)이 표준 템플레이트(標準 template)로서 등록된다. 즉 초음파 화상으로서 얻으려고 하는 혈관(20)의 특징을 나타내는 화상을 미리 등록해 둬으로써, 예를 들면, 도15(a)에 나타내는 TM1과 같은 화상 혹은 도15(b)에 나타내지는 TM2와 같은 화상 혹은 TM1 및 TM2의 양방이 등록된다. 도10에 있어서, 스텝S1(이하, 스텝이라는 말을 생략한다)에서는, 초음파 발진 및 스캔이 시작되고, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B) 및 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)로부터 수렴성 초음파빔(收斂性 超音波 beam)이 방사되고 또한 그것이 스캔된다. 계속하여 S2에서는, 제1단축화상 표시영역(G1)에 있어서, 표준 템플레이트(TM1)와 유사한 화상패턴이 템플레이트 매칭방법을 사용하여 탐색된다. 계속하여 S3에서는, 일치한 화상패턴(ImA1~ImAn)이 검출되어 모니터 화면표시장치(30)에 표시된다. 도16은, 검출된 화상패턴(ImA1~ImAn)을 나타내는 모니터 화면표시장치(30)의 표시화면으로서, 그 표시화면에는 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)에 의한

초음파 화상을 표시하는 제1단축화상 표시영역(G1), 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의한 초음파 화상을 표시하는 장축화상 표시영역(G3), 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)에 의한 초음파 화상을 표시하는 제2단축화상 표시영역(G2)이 가로방향으로 인접하여 순차적으로 형성되어 있다. 계속하여 S4에서는, 검출된 화상패턴(ImA1~ImAn)의 화면 폭방향 거리(Dx1~Dxn)가 소정의 범위 내인가 아닌가를 조사한다. 소정의 범위는 대상의 혈관의 크기에 적합하도록 미리 설정된 것이다. 예를 들면, 상완동맥이면 3~5mm 정도의 범위다. 계속하여 S5에서는, 검출된 화상패턴(ImA1~ImAn)의 화면 세로방향 거리(Dy1~Dyn)가 소정의 범위 내인가 아닌가를 조사한다. 계속하여 S6에서는, S4와 S5에서 Dxn과 Dyn이 소정의 범위 내이었던 화상패턴(ImAn)이 제1단축화상 표시영역(G1)에 있어서의 원하는 혈관(20)의 화상패턴(ImA)으로서 인식되고, 도17(a)에 나타나 있는 바와 같이 모니터 화면표시장치(30)의 표시화면의 화상으로부터 사각형인 제1단축화상 표시영역(G1)의 상변 및 좌변으로부터 화상패턴(ImA)의 중심위치까지의 좌표위치(ImA(c,a))가 산출되어 출력된다.

[0048]

계속하여 도11에 나타내는 S7에서는, 제2단축화상 표시영역(G2)에서, 표준 템플레이트(TM1)와 유사한 화상패턴이 템플레이트 매칭방법을 사용하여 탐색된다. 계속하여 S8에서는, 일치한 화상패턴(ImB1~ImBn)이 검출된다. 계속하여 S9에서는, 검출된 화상패턴(ImB1~ImBn)의 화면폭방향 거리(Dx1~Dxn)가 소정의 범위 내인가 아닌가를 조사한다. 계속하여 S10에서는, 검출된 화상패턴(ImB1~ImBn)의 화면 세로방향 거리(Dy1~Dyn)가 소정의 범위 내인가 아닌가를 조사한다. 계속하여 S11에서는, S9와 S10에서 Dxn과 Dyn이 소정의 범위 내이었던 화상패턴(ImBn)이 제2단축화상 표시영역(G2)에 있어서의 원하는 혈관(20)의 화상패턴(ImB)으로서 인식되고, 도17(a)에 나타나 있는 바와 같이 모니터 화면표시장치(30)의 표시화면의 화상으로부터 사각형인 제2단축화상 표시영역(G2)의 상변 및 좌변으로부터 화상패턴(ImB)의 중심위치까지의 좌표(ImB(e,b))가 산출되어 출력된다.

[0049]

계속하여 도12의 S12에서는, G1에 있어서의 혈관의 세로방향의 좌표위치를 나타내는 a와, G2에 있어서의 b가 일치하는가 아닌가가 판단된다. 이들의 a 및 b는, 도17(b) 및 도18(b)에 나타나 있는 바와 같이 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)와 혈관(20)의 중심과의 사이의 거리를 나타내는 값이기도 하다. 상기 S12에 있어서의 판단이 부정적이면, S13에서 a가 b에 대하여 작은가 아닌가가 판단된다. 상기 S13에 있어서의 판단이 긍정적이면 S14에서 도17(b)에 나타나 있는 바와 같이 X축회전 액추에이터(76)에 의하여 초음파 프로브(24)가 X축에 대하여 소정의 각도로 우회전 되고, 부정적이면 S15에서 X축회전 액추에이터(76)에 의하여 초음파 프로브(24)가 X축에 대하여 소정의 각도로 좌회전 된다. 상기 소정의 각도라 함은, 미리 설정된 극소(極小)의 각도로서 단위각도(單位角度)에 상당한다. 상기 S12에 있어서의 판단이 긍정되는 것은, 도18(b)에 나타나 있는 바와 같이 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)로부터 혈관(20)의 중심까지의 거리(a)와 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)로부터 혈관(20)의 중심까지의 거리(b)가 동일한 상태에 있을 때로서, 이러한 긍정적인 판단이 이루어지지 않는 사이에는, S13~S15, S2~S12가 순차적으로 반복적으로 실행된다. S2~S15는, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)로부터 혈관(20)의 중심까지의 거리와 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)로부터 혈관(20)의 중심까지의 거리가 같아지게 되도록, 다축구동장치(위치결정장치)(26)에 의하여 초음파 프로브(24)를 X축 주위에서 위치결정 시키는 X축주위 위치결정공정에 대응하고 있다.

[0050]

계속하여 도13에 있어서, 상기 S12에 있어서의 판단이 긍정적이면, S16에서는, G1에 있어서의 혈관의 세로방향의 좌표위치를 나타내는 c와 G2에 있어서의 d가 일치하는가 아닌가가 판단된다. 이들의 c 및 d는, 도19(b) 및 도20(b)에 나타나 있는 바와 같이 X-Y평면과 직각방향에서 볼 때에, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향의 일단으로부터 혈관(20)의 길이방향 중심과의 교점까지의 거리 및 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향의 타단으로부터 혈관(20)의 길이방향 중심과의 교점까지의 거리에 대응하는 값이다. 상기 S16에 있어서의 판단이 부정적이면, S17에서 c가 d에 대하여 작은가 아닌가가 판단된다. 상기 S17에 있어서의 판단이 긍정적이면 S18에서 도19(b)에 나타나 있는 바와 같이 X축병진 액추에이터(90)에 의하여 초음파 프로브(24)가 X축방향으로 소정의 거리만큼 전진(도면에서 화살표 방향)되고, 부정적이면 S19에서 X축병진 액추에이터(90)에 의하여 초음파 프로브(24)가 X축방향으로 소정의 거리만큼 후진(도면에서 화살표의 반대방향)된다. 상기 소정거리라 함은, 미리 설정된 극소의 거리로서 단위거리에 상당한다. 상기 S16에 있어서의 판단이 긍정적인 것은, 도20(b)에 나타나 있는 바와 같이 X-Y평면과 직각방향에서 볼 때에 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)와 혈관(20)과의 교점이 Z축과 일치하는 상태에 있을 때이며, 이러한 긍정적인 판단이 이루어지지 않는 사이에는, S17~S19, S2~S12, S16이 순차적으로 반복적으로 실행된다. S2~S12, S16~S19

는, 제1단축화상 표시영역(G1)의 폭방향 중앙부에 혈관(20)의 화상을 위치시키도록, 다축구동장치(위치결정장치)(26)에 의하여 초음파 프로브(24)를 X축방향과 평행하게 이동시키는 X축방향 위치결정공정에 대응하고 있다.

[0051]

계속하여 도14에 있어서, 상기 S16에 있어서의 판단이 긍정적이면, S20에서는, e 및 f가 일치하는가 아닌가가 판단된다. 이들 e 및 f는, 도21(b) 및 도22(b)에 나타나 있는 바와 같이 X-Y평면과 직각방향에서 볼 때에, 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)의 길이방향의 일단으로부터 혈관(20)의 길이방향 중심과의 교점까지의 거리 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)의 길이방향의 타단으로부터 혈관(20)의 길이방향 중심과의 교점까지의 거리에 대응하는 값이다. 상기 S20에 있어서의 판단이 부정적이면, S21에서 e가 f에 대하여 큰가 아닌가가 판단된다. 상기 S21에 있어서의 판단이 긍정적이면 S22에서 도21(b)에 나타나 있는 바와 같이 전동모터(98)에 의하여 초음파 프로브(24)가 Z축에 대하여 소정의 각도만큼 우회전되고, 부정적이면 S23에서 전동모터(98)에 의하여 초음파 프로브(24)가 Z축에 대하여 소정의 각도만큼 좌회전된다. 상기 소정의 각도라 함은, 미리 설정된 극소의 각도로서 위치결정 조작의 단위각도에 상당한다. 상기 S20에 있어서의 판단이 긍정되는 것은, 도22(b)에 나타나 있는 바와 같이 X-Y평면과 직각방향에서 볼 때에 있어서 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자가 혈관과 직교하는 상태에 있을 때이며, 이러한 긍정적인 판단이 이루어지지 않는 사이에는, S21~S23, S2~S12, S16, S20이 순차적으로 반복적으로 실행된다. S2~S12, S16, S20~S23은, 제2단축화상 표시영역(G2)의 폭방향 중앙부에 혈관(20)의 화상을 위치시키도록, 다축구동장치(위치결정장치)(26)를 Z축을 중심으로 하여 회전시키는 Z축주위 위치결정공정에 대응하고 있다.

[0052]

계속하여 S24에서는, 혈관(20)의 단면화상(斷面畫像)인 단축화상 및 장축화상이 생성되어서 모니터 화면표시장치(30)에 표시되는 것과 동시에 기억되고, S25에서는, 혈관(20)의 내강 지름(내피 지름), 내막(內膜) 두께 및 내중막벽(內中膜壁) 두께 등이 전자제어장치(28)의 표시제어부에 의하여 자동으로 산출된다. 도23은, 도22의 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의한 초음파 화상을 표시하는 장축화상 표시영역(G3)을 나타내는 도면이고, 도24는, 도23의 장축화상 표시영역(G3)의 중심 부근의 선분P-Q에 있어서의 화면의 휘도 즉 초음파 반사신호의 강도를 나타낸 라인 프로파일(line profile)이다. 도24에 있어서, 소정의 휘도판정 라인에서 8곳의 교점을 검출하도록 기준선(A-B)을 그어 얻어진 교점(a)으로부터 교점(h)의 각 포인트에서 각각의 교점간격을 계산함으로써 얻어지는 최대의 교점간격이 되는 d-e 간격이 혈관(20)의 내강 지름으로서 산출된다. 계속하여 그 최대가 되는 d-e 간격이 얻어진 교점(a)으로부터 교점(h)의 각 포인트가 사용되어 내막 두께 등이 산출되지만, 특히, 교점(e)과 교점(g)의 간격인 e-g 간격을 내중막 벽두께(IMT)라 부르고, 그 측정값은 동맥경화의 판단의 지표에 사용된다. S25는, 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의하여 검출된 혈관(20)의 장축화상신호에 의거하여 그 혈관(20)의 내강 지름을 산출하는 혈관지름 산출공정 및 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의하여 검출된 혈관(20)의 장축화상신호에 의거하여 그 혈관(20)의 내막두께 및/또는 내중막 벽두께를 산출하는 혈관막 두께 산출공정에 대응하고 있다.

[0053]

상기한 바와 같이, 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, (d)제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)로부터 혈관(20)의 중심까지의 거리(a)와 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)로부터 혈관(20)의 중심까지의 거리(b)가 같아지게 되도록, 다축구동장치(위치결정장치)(26)에 의하여 초음파 프로브(24)를 X축 주위에서 위치결정시키는 X축주위 위치결정공정과, (e)제1단축화상 표시영역(G1)의 폭방향 중앙부에 혈관(20)의 화상을 위치시키도록, 다축구동장치(위치결정장치)(26)에 의하여 초음파 프로브(24)를 X축방향과 평행하게 이동시키는 X축방향 위치결정공정과, (f)제2단축화상 표시영역(G2)의 폭방향 중앙부에 혈관(20)의 화상을 위치시키도록, 다축구동장치(위치결정장치)(26)에 의하여 초음파 프로브(24)를 Z축을 중심으로 하여 회전시키는 Z축주위 위치결정공정을 포함하고 있으므로, 모두 혈관(20)에 대한 초음파 어레이 탐촉자의 길이방향의 위치 또는 혈관(20)에 대한 초음파 어레이 탐촉자의 거리를 사용함으로써 위치결정 할 수 있기 때문에 간단하고 또한 용이하게 그리고 고정밀도로 초음파 프로브(24)를 생체(14)의 혈관(20) 상에 위치결정 할 수 있다.

[0054]

또한 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, X축은 피부(18) 밑 즉 혈관(20) 또는 그 부근을 지나는 축이며, X축주위 위치결정공정은, 초음파 프로브(24)를 그 X축 주위에서 위치결정시키는 것이기 때문에 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)의 피부(18)에 대한 가압조건을 그다지 변화시키지 않고 그들과 혈관(20) 사이의 거리를 변화시킬 수 있다. 또

본 실시예는, 특히 상기 X축이 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자의 바로 아래에 위치되기 때문에, 피부(18)에 대한 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 가압조건이나, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)와 혈관(20) 사이의 거리가 거의 변하지 않는다.

[0055] 또한 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 초음파 프로브(24)는, 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B) 사이에 있어서, 즉 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)에 인접하여 X축방향과 직교하는 Y축방향으로 복수개의 초음파 진동자(초음파 발진자)(a1~an)가 직선적으로 배열된 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)를 상기 일평면인 X-Y평면에 더 구비한 것이고, Z축은, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향과 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)의 길이방향과의 교점을 지나고 또한 X축방향 및 Y축방향과 직교하는 것이고, (k)모니터 화면표시장치(화상표시장치)(30)는, 제1단축화상 표시영역(G1)과 제2단축화상 표시영역(G2) 사이에 즉 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2)에 인접하여 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의한 초음파 화상을 표시하는 장축화상 표시영역(G3)을 구비하고, 상기 제1단축화상 표시영역(G1), 제2단축화상 표시영역(G2) 및 장축화상 표시영역(G3)은, 상기 피부(18)로부터의 깊이 치수를 나타내는 공통의 세로축을 구비한 것이기 때문에 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)가 혈관(20) 중심 상에 적절하게 위치결정된다.

[0056] 또한 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의하여 검출된 혈관(20)의 장축화상신호에 의거하여 그 혈관(20)의 내강 지름을 산출하는 혈관지름 산출공정을 포함하므로 정확한 혈관지름이 얻어진다.

[0057] 또한 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의하여 검출된 혈관(20)의 장축화상신호에 의거하여 그 혈관(20)의 내막두께 및 내중막 벽두께를 산출하는 혈관막 두께 산출공정을 포함하므로, 정확한 혈관의 내막두께나 내중막 벽두께가 얻어진다.

[0058] 또한 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, X축주위 위치결정공정, X축방향 위치결정공정 혹은 Z축주위 위치결정공정에 있어서, 혈관(20)의 화상을 인식하기 위하여 패턴인식이 실행되므로, 간단하고 또한 용이하게 그리고 고정밀도로 초음파 프로브(24)를 생체(14)의 혈관(20) 상에 위치결정할 수 있다. 또한 본 실시예에서는, 패턴인식에 템플레이트 매칭방법을 사용하므로, 다른 패턴인식의 방법 예를 들면 NN(nearest neighbor)법 혹은 K-평균법 등을 사용하는 경우와 비교하여 간단하여 신속한 연산처리가 가능하게 된다.

[0059] [실시예2]

[0060] 다음에 본 발명의 다른 실시예에 대하여 설명한다. 이하의 실시예의 설명에 있어서, 상기의 실시예와 중복하는 부분에 대해서는 동일한 부호를 붙이고 그 설명을 생략한다.

[0061] 도25는, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의 초음파 프로브 및 모니터 화면표시의 구성예를 설명하는 도면이다. 본 실시예의 하이브리드 프로브 유니트(12)는, X축방향으로 직선적으로 배열됨으로써 구성된 초음파 진동자(a1~an)의 초음파 방사면과 직각인 방향(F)이 Z축에 대하여 소정의 각도(α) 및 각도(β) 만큼 각각 기울도록 X축방향을 중심으로 하여 회전된 서로 평행한 2열의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)와, 상기 초음파 진동자(초음파 발진자)(a1~an)가 Y축방향으로 직선적으로 배열됨으로써 구성되고 또한 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)의 길이방향 중앙부를 연결하는 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)를 일평면 상에 구비하여 이루어지는 H형의 초음파 프로브(102)를 구비하고 있다. 즉 상기 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)는, 도25(a)에서 화살표(I) 방향의 혈류상태에 있는 혈관(20)에 대하여, 상기 혈관(20)의 상류측으로 소정의 각도(α) 및 각도(β) 만큼 경사진 방향으로 초음파를 방사하는 것이다.

[0062] 도25(b)는, 상기 구성의 초음파 프로브(102)에 의하여 얻어진 반사파에 의거하여 생성된 화상을 특별한 변환을 하지 않고 표시한 모니터 화면표시장치(30)의 표시화면을 나타내고 있다. 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)의 초음파 방사방향이 혈관(20)에 대하여 직각인 상태와 비교하여 화상의 세로방향이 $(1/\cos \alpha)$ 배 및 $(1/\cos \beta)$ 배로 표시되어 있다. 즉 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2) 및 장축화상 표시영역(G3)은, 피부(18)로부터의 깊이 치수를 나타내는 공통의 세로축을 구비하지 않고 있다. 도25(c)에서는, 각각 검출된 혈관(20)의 단축 초음파

화상을 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2)에 각각 표시하는 데에 있어서는, 상기 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2)에 각각 표시하는 단축 초음파 화상이 화면 세로 방향으로 $\cos \alpha$ 배 및 $\cos \beta$ 배로 되는 연산공정을 거쳐서 표시화면에 축소(縮小) 표시되어 있다. 이 연산공정은, 상기 소정의 각도(α) 및 각도(β)에 의거하여 상기 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2)에 각각 표시하는 단축 초음파 화상을, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)의 초음파 방사방향이 혈관(20)에 대하여 직각인 상태의 화상으로 보정되는 화상보정공정에 대응하고 있다. 또한 혈류방향을 따른 색으로 혈관(20)을 나타내도록 화상이 변환되는 컬러 표시화 공정도 이루어지고, 이에 따라 동맥의 자동식별이나 육안에 의한 식별이 용이하게 된다. 또, 상기 연산공정과 컬러 표시화 공정은, 초음파 화상이 생성되는 데에 있어서 도1에 나타내는 전자제어장치(28)의 표시제어부에 의하여 자동으로 이루어져 모니터 화면표시장치(30)에 표시된다.

[0063] 상기한 바와 같이, 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)는, 혈관(20)에 대하여 상기 혈관(20)의 상류측으로 소정의 각도로 경사진 방향으로 초음파를 방사하는 것이기 때문에 초음파 도플러에 의하여 혈류속도를 측정하는 것도 가능하게 된다.

[0064] 또한 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)에 의하여 각각 검출된 혈관(20)의 단축 초음파 화상을 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2)에 각각 표시하는 데에 있어서, 상기 소정의 각도에 의거하여 상기 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2)에 각각 표시하는 단축 초음파 화상을, 상기 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)의 초음파 방사방향이 상기 혈관(20)에 대하여 직각인 상태의 화상으로 보정하는 화상보정공정을 포함하므로, 초음파 도플러에 의하여 혈류속도를 측정하는 것도 가능하게 됨과 동시에, 상기 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2)에 각각 표시되는 혈관(20)의 단축 초음파 화상이 정확한 단면화상이 된다.

[0065] [실시예3]

[0066] 도26 및 도27은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의 전자제어장치(28)의 제어작동의 요부의 일부를 설명하는 플로우차트이다. 상기의 실시예에 있어서는, 도10 및 도11의 플로우차트에 나타내는 스텝에 의하여 동맥 패턴인식이 이루어지고 있었지만, 전자제어장치(28)가 도플러 신호처리부(Doppler 信號處理部)를 구비하고 있는 경우에는, 도10 및 도11 대신에 도26 및 도27의 플로우차트에 나타내는 스텝에 의하여 동맥 패턴인식이 이루어진다. 도26에 있어서, S26에서는, 초음파 발진 및 스캔이 시작되어, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B) 및 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)로부터 수렴성 초음파빔이 방사되고 또한 그것이 스캔된다. 계속하여 S27에서는, 제1단축화상 표시영역(G1)에 있어서, 표준 템플레이트(TM1)와 유사한 화상패턴이 템플레이트 매칭방법을 사용하여 탐색된다. 계속하여 S28에서는, 일치한 화상패턴(ImA1~ImAn)이 검출되어 모니터 화면표시장치(30)에 표시된다. 계속하여 S29에서는, 검출된 화상패턴(ImA1~ImAn)(본 실시예에서는 $n=3$)에 도플러 신호(Doppler 信號)가 검출되는가 아닌가가 판단된다. 계속하여 S30에서는, S29에서 판단이 긍정된 화상패턴(ImAn)이 제1단축화상 표시영역(G1)에 있어서 원하는 혈관(20)의 화상패턴(ImA)으로서 인식되고, 사각형인 제1단축화상 표시영역(G1)의 상변 및 좌변으로부터 화상패턴(ImA)의 중심위치까지의 좌표(ImA(c,a))가 산출되어 출력된다.

[0067] 계속하여 도27에 있어서, S31에서는, 제2단축화상 표시영역(G2)에서 표준 템플레이트(TM1)와 유사한 화상패턴이 템플레이트 매칭방법을 사용하여 탐색된다. 계속하여 S32에서는, 일치한 화상패턴(ImB1~ImBn)이 검출되어 모니터 화면표시장치(30)에 표시된다. 계속하여 S33에서는, 검출된 화상패턴(ImB1~ImBn)(본 실시예에서는 $n=3$)에 도플러 신호가 검출되는가 아닌가가 판단된다. 계속하여 S34에서는, S33에서 판단이 긍정된 화상패턴(ImBn)이 제1단축화상 표시영역(G1)에 있어서 원하는 혈관(20)의 화상패턴(ImB)으로서 인식되고, 사각형인 제2단축화상 표시영역(G2)의 상변 및 좌변으로부터 화상패턴(ImB)의 중심위치까지의 좌표(ImB(e,b))가 산출되어 출력된다.

[0068] 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 혈관(20)의 화상을 인식하기 위한 패턴인식은, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)에 의한 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2) 내의 초음파 화상에 있어서 혈관(20)의 화상이 도플러 신호를 포함하는

상태에서 실행되므로, 더 정확한 패턴인식이 가능하게 된다. 또한 본 실시예에서는, 패턴인식에 템플레이트 매칭방법을 사용하므로, 다른 패턴인식의 방법, 예를 들면 NN(nearest neighbor)법 혹은 K-평균법 등을 사용하는 경우와 비교하여 간단하여 신속한 연산처리가 가능하게 된다.

[0069] [실시예4]

[0070] 도28은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의 혈관지름 산출공정을 설명하는 도면이다. 본 실시예에서는, 도28에 나타나 있는 바와 같이 장축화상 표시영역(G3)에 있어서 혈관(20)의 길이방향 중심선과 직각으로 교차하는 선상에 있고, 전방 측 도28의 하방의 혈관 내강벽 상에 있는 점(Xt1, Yt1)을 중심으로 하는 템플레이트(T1)와, 후방 측 도28의 상방의 혈관 내강벽 상에 있는 점(Xt2, Yt2)을 중심으로 하는 템플레이트(T2)와 혈관(20)의 장축화상 중의 혈관벽과 각각 일치하는 점이 전자제어장치(28)의 표시제어부에 의하여 자동으로 인식되고, 내강 지름이 $Yt1-Yt2$ 로서 자동으로 산출된다.

[0071] 본 실시예의 혈관 조음과 화상 측정방법에 의하면, 장축용 조음과 어레이 탐촉자(C)에 의하여 검출된 혈관(20)의 장축화상신호에 의거하여 상기 혈관(20)의 내강 지름을 산출하는 혈관지름 산출공정을 포함하므로 정확한 혈관지름이 얻어진다.

[0072] [실시예5]

[0073] 도29는, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의 혈관 파라미터 산출공정을 설명하는 도면이다. 본 실시예에서는, 도29에 나타나 있는 바와 같이 제1단축화상 표시영역(G1) 혹은 제2단축화상 표시영역(G2)에 있어서 혈관(20)의 중심을 지나는 선상에 있고, 전방 측 도29의 하방의 혈관 내강벽 상에 있는 점(Xt3, Yt3)을 중심으로 하는 템플레이트(T3)와, 후방 측 도29의 상방의 혈관 내강벽 상에 있는 점(Xt4, Yt4)을 중심으로 하는 템플레이트(T4)와 혈관(20)의 단축화상 중의 혈관벽과 각각 일치하는 점이 전자제어장치(28)의 표시제어부에 의하여 자동으로 인식되고, 내강 지름이 $Yt3-Yt4$ 로서 자동으로 산출된다. 계속하여 제1단축화상 표시영역(G1) 혹은 제2단축화상 표시영역(G2)에 있어서 혈관(20)의 중심을 지나는 선상에 있고, 전방 측 도29의 하방의 혈관 외벽의 내표면(內表面) 상에 있는 점(Xt5, Yt5)을 중심으로 하는 템플레이트(T5)와 혈관(20)의 단축화상 중의 혈관벽과 일치하는 점이 전자제어장치(28)의 표시제어부에 의하여 자동으로 인식되고, 내중막 벽두께가 $Yt5-Yt3$ 으로서 자동으로 산출된다.

[0074] 본 실시예의 혈관 조음과 화상 측정방법에 의하면, 제1단축용 조음과 어레이 탐촉자(A) 혹은 상기 제2단축용 조음과 어레이 탐촉자(B)에 의하여 검출된 혈관(20)의 단축화상신호에 의거하여 혈관(20)의 내강 지름 및 내중막 벽두께를 산출하는 혈관 파라미터 산출공정을 포함하므로, 정확한 내강 지름이나 내중막 벽두께가 얻어진다.

[0075] [실시예6]

[0076] 도30은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의 모니터 화면표시장치의 위치결정상태 표시영역(G4)을 나타내는 도면이다. 본 실시예에서는, 상기 위치결정상태 표시영역(G4) 내에 있어서, 제1단축화상 표시영역(G1) 내에 표시된 혈관(20)의 단축화상의 상기 제1단축화상 표시영역(G1)의 양쪽 테두리까지의 거리(c 및 d)를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향의 일방인 폭방향을 따라 이동하고, 제2단축화상 표시영역(G2) 내에 표시된 혈관(20)의 단축화상의 상기 제2단축화상 표시영역(G2)의 양쪽 테두리까지의 거리(e 및 f)를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향 중의 타방인 세로방향을 따라 이동하고, 제1단축화상 표시영역(G1) 내에 표시된 혈관(20)의 단축화상의 상기 제1단축화상 표시영역(G1)의 상부 테두리 또는 하부 테두리까지의 거리와 제2단축화상 표시영역(G2) 내에 표시된 혈관(20)의 단축화상의 상기 제2단축화상 표시영역(G2)의 상부 테두리 또는 하부 테두리까지의 거리와의 차이를 경사로 나타내는 경사가능기호(104)를 상기 위치결정상태 표시영역(G4) 내에 표시하는 제어공정이 실행된다.

[0077] 상기 경사가능기호(104)는, 장선(長線)(106) 및 단선(短線)(108)이 직각으로 교차하는 곳을 중심으로 구비하는 원으로 이루어진다. 도10~도14에 나타내는 위치결정제어가 실행되는 결과, 위치결정상태 표시영역(G4)에서 경사가능기호(104)의 중심위치로부터 위치결정상태 표시영역(G4)의 폭방향의 좌측 테두리까지의 거리와 경사가능기호(104)의 중심위치로부터 위치결정상태 표시영역(G4)의 폭방향의 우측 테두리까지의 거리와의 비율은, 상기의 제어의 결과, 상기 거리(c)와 거리(d)와의 비율과 같아지도록 표시되고, 위치결정상태 표시영역(G4)의 세로방향의 상부 테두리까지의 거리와 경사가능기호(104)의 중심위치

로부터 위치결정상태 표시영역(G4)의 세로방향의 테두리 끝까지의 거리와의 비율은, 상기의 제어의 결과, 상기 거리(f)와 거리(e)의 비율과 같아지도록 표시되고, 또한 상기의 제어의 결과, 초음파 프로브(24)가 소정의 위치 즉 위치결정 완료위치에 근접할 수록 경사가능기호(104)의 장선(106)의 위치결정상태 표시영역(G4)의 폭방향에 대한 경사가 작아지고, 결국은 경사가 없어지도록 표시된다.

[0078]

여기에서 도30(a)는, 상기 위치결정제어가 불충분한 상태인 $a < b$, $c < d$ 및 $e > f$ 의 상태를 나타낸다. 이에 대하여 도30(b)는, 상기 위치결정제어가 정상인 상태의 위치결정상태 표시영역(G4)을 나타내는 도면이다. 즉 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)로부터 혈관(20)의 중심까지의 거리(a)와 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)로부터 혈관(20)의 중심까지의 거리(b)가 같고, 또한 제1단축화상 표시영역(G1)의 폭방향 중앙부에 혈관(20)의 화상이 위치하고 또한 제2단축화상 표시영역(G2)의 폭방향 중앙부에 혈관(20)의 화상이 위치하는 상태이며, $a = b$, $c = d$, 및 $e = f$ 이다.

[0079]

본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 위치결정상태 표시영역(G4) 내에 있어서, 제1단축화상 표시영역(G1) 내에 표시된 혈관(20)의 단축화상의 상기 제1단축화상 표시영역(G1)의 양쪽 테두리까지의 거리(c 및 d)를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향의 일방인 폭방향을 따라 이동하고, 제2단축화상 표시영역(G2) 내에 표시된 혈관(20)의 단축화상의 상기 제2단축화상 표시영역(G2)의 양쪽 테두리까지의 거리(e 및 f)를 나타내기 위하여 서로 직교하는 제1방향 및 제2방향 중의 타방인 세로방향을 따라 이동하고, 제1단축화상 표시영역(G1) 내에 표시된 혈관(20)의 단축화상의 상기 제1단축화상 표시영역(G1)의 상부 테두리 또는 하부 테두리까지의 거리와 제2단축화상 표시영역(G2) 내에 표시된 혈관(20)의 단축화상의 상기 제2단축화상 표시영역(G2)의 상부 테두리 또는 하부 테두리까지의 거리와의 차이를 경사로 나타내는 경사가능기호(104)를 상기 위치결정상태 표시영역(G4) 내에 표시하므로, 경사가능기호(104)의 위치 및 경사에 의거하여 초음파 프로브(24)의 위치결정의 양부(良否) 상태가 육안으로 매우 짧은 시간 내에 확인할 수 있다.

[0080]

[실시예7]

[0081]

도31은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의 하이브리드 프로브 유닛(12)의 지지구조를 나타내는 도면이다. 본 실시예의 하이브리드 프로브 유닛(12)는, 측정자의 손(110)에 의하여 지지된다. 도32는, 본 실시예에 있어서의 모니터 화면표시장치(30)의 표시화면의 일례로서, 모니터 화면표시장치(30)는, 장축화상 표시영역(G3)의 표시길이보다 긴 초음파 화상을 표시하기 위한 합성 장축화상 표시영역(G5)을 구비한다.

[0082]

측정에 있어서는, 전(前) 실시예에 기재되어 있는 바와 같은 초음파 프로브(24)의 바로 아래에 위치하는 혈관(20)의 단축화상 및 장축화상이 생성되어 모니터 화면표시장치(30)에 표시됨과 동시에 기억된다고 하는 제어작동이 전자제어장치(28)에 의하여 실시간 처리로 이루어진다. 상기 처리는, 소정의 시간, 예를 들면 20msec인 극소시간마다 이루어진다. 여기에서 초음파 프로브(24)를 구비하는 하이브리드 프로브 유닛(12)에 대하여는, 손(110)에 의하여 혈관(20)의 대략 길이방향으로 이동하는 동작이 더하여진다. 도33은, 그 동작에 대하여 소정의 거리마다 초음파 프로브(24)와 혈관(20)의 상대 위치를 나타내는 도면이다. 도33(a)은 측정시작위치에 있는 초음파 프로브(24a)를 나타내고 있다.

[0083]

도34는, 상기 동작에 대한 전자제어장치(28)의 제어작동의 요부를 설명하는 플로우차트이고, 도35는, 그 제어작동의 결과로 생성되는 합성 장축화상(abc)이 표시된 모니터 화면표시장치(30)의 합성 장축화상 표시영역(G5)을 나타내는 도면이다. 도34 및 도35에 있어서, 우선, S100에서는, 상기 측정시작위치에서 생성되어 장축화상 표시영역(G3)에 표시된 혈관(20)의 화상을 제1화상(a)으로서 기억함과 아울러 제1화상(a)의 길이방향의 일부가 제1템플레이트(Temp_a)로서 등록된다. 계속하여 S101에서는, 상기 측정시작위치로부터 상기 극소시간 경과 후에 생성된 장축화상(a')에 대하여 제1템플레이트(Temp_a)와 같은 화상인 장축화상(a')의 길이방향의 일부인 화상(Temp_a')이 탐색 즉 템플레이트 매칭방법을 사용한 패턴인식이 실행된다. 계속하여 S102에서는, 탐색된 화상(Temp_a')이 장축화상 표시영역(G3)의 미리 설정된 단부에 위치하는가 아닌가가 판단된다. S102에 있어서의 판단이 긍정되는 것은, 초음파 프로브(24a)가, 제1템플레이트(Temp_a)의 폭방향 좌측 테두리로부터 장축화상(a)의 폭방향 좌측 테두리까지 혹은 템플레이트(Temp_a)의 폭방향 우측 테두리로부터 장축화상(a)의 폭방향 우측 테두리까지에 대응하는 거리(L) 만큼 혈관(20)의 길이방향으로 이동되었을 때로서, 도33(b)는 그 상태를 나타내고 있다. 상기 S102에 있어서의 판단이 부정되는 사이에는, S101, S102가 순차적으로 반복적으로 실행된다. 상기 S102에 있어서의 판단이 긍정적이면 장축화상(a')은 제2화상(b)으로서 등록되고, S103에서, 제1화

상(a)과 제2화상(b)이 각각의 화상에 포함되는 제1템플레이트(Temp_a)와 화상(Temp_a')을 포개지는 상태에서 합성하여, 합성 장축화상(ab)으로서 등록되어 합성 장축화상 표시영역(G5)에 표시된다.

[0084]

계속하여 S104에서는, 제2화상(b)의 길이방향의 일부가 제2템플레이트(Temp_b)로서 등록된다. 계속하여 S105에서는, 상기 극소시간 경과 후에 생성된 장축화상(b')에 대하여 제2템플레이트(Temp_b)와 같은 화상인 장축화상(b')의 길이방향의 일부인 화상(Temp_b')이 탐색 즉 템플레이트 매칭방법을 사용한 패턴인식이 실행된다. 계속하여 S106에서는, 탐색된 화상(Temp_b')이 장축화상 표시영역(G3)의 미리 설정된 단부에 위치하는가 아닌가가 판단된다. S106에 있어서의 판단이 긍정되는 것은, 초음파 프로브(24b)가 거리(L) 만큼 혈관(20)의 길이방향으로 이동되었을 때로서, 도33(c)은 그 상태를 나타내고 있다. 상기 S106에 있어서의 판단이 부정되는 사이에는, S105, S106이 순차적으로 반복적으로 실행된다. 상기 S106에 있어서의 판단이 긍정적이면 장축화상(b')은 제3화상(c)으로서 등록되고, S107에서 합성 장축화상(ab)과 제3화상(c)이 각각의 화상에 포함되는 제2템플레이트(Temp_b)와 화상(Temp_b')을 포개지는 상태에서 합성하여, 합성 장축화상(abc)으로서 등록되어 합성 장축화상 표시영역(G5)에 표시된다. 이하, S100~S107이 반복되어 실행된다.

[0085]

여기에서 S100은, 장축화상 표시영역(G3)에 표시된 혈관(20)의 화상을 제1화상(a)으로서 기억함과 아울러 그 혈관(20)의 화상의 길이방향의 일부를 제1템플레이트(Temp_a)로서 미리 등록하는 공정에 대응하고 있다. 또한 S101, S102 및 S104는, 초음파 프로브(24)가 혈관(20)을 따라 이동되는 과정에서, 제1템플레이트(Temp_a)와 일치하는 혈관(20)의 장축화상(a')의 길이방향의 일부인 화상(Temp_a')이 장축화상 표시영역(G3)의 미리 설정된 단부에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역(G3)에 표시된 그 혈관(20)의 장축화상(a')을 제2화상(b)으로서 기억함과 아울러 그 혈관(20)의 장축화상(a')의 길이방향의 일부를 제2템플레이트(Temp_b)로서 등록하는 공정에 대응하고 있다. 또한 S105 및 S106은, 또한 상기 초음파 프로브(24)가 혈관(20)을 따라 이동되는 과정에서, 제2템플레이트(Temp_b)와 일치하는 혈관(20)의 장축화상(b')의 길이방향의 일부인 화상(Temp_b')이 상기 장축화상 표시영역(G3)의 미리 설정된 단부에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역(G3)에 표시된 상기 혈관(20)의 장축화상(b')을 제3화상(c)으로서 기억하는 공정에 대응하고 있다. 또한 S103 및 S107은, 상기 제1화상(a), 제2화상(b) 및 제3화상(c)으로부터 장축화상 표시영역(G3)에 표시되는 혈관(20)의 화상의 길이방향 치수보다도 긴 하나의 장축화상 즉 합성 장축화상(abc)을 합성하여 합성 장축화상 표시영역(G5)에 표시하는 공정에 대응하고 있다.

[0086]

본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 장축화상 표시영역(G3)에 표시된 혈관(20)의 화상을 제1화상(a)으로서 기억함과 아울러 그 혈관(20)의 화상의 길이방향의 일부를 제1템플레이트(Temp_a)로서 미리 등록하는 공정과, 초음파 프로브(24)가 혈관(20)을 따라 이동되는 과정에서, 제1템플레이트(Temp_a)와 일치하는 혈관(20)의 장축화상(a')의 길이방향의 일부인 화상(Temp_a')이 장축화상 표시영역(G3)의 미리 설정된 단부에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역(G3)에 표시된 그 혈관(20)의 장축화상(a')을 제2화상(b)으로서 기억함과 아울러 그 혈관(20)의 장축화상(a')의 길이방향의 일부를 제2템플레이트(Temp_b)로서 등록하는 공정과, 또한 상기 초음파 프로브(24)가 혈관(20)을 따라 이동되는 과정에서, 제2템플레이트(Temp_b)와 일치하는 혈관(20)의 장축화상(b')의 길이방향의 일부인 화상(Temp_b')이 상기 장축화상 표시영역(G3)의 미리 설정된 단부에 도달하면, 상기 장축화상 표시영역(G3)에 표시된 상기 혈관(20)의 장축화상(b')을 제3화상(c)으로서 기억하는 공정과, 상기 제1화상(a), 제2화상(b) 및 제3화상(c)으로부터 장축화상 표시영역(G3)에 표시되는 혈관(20)의 화상의 길이방향 치수보다도 긴 하나의 장축화상을 합성하여 합성 장축화상 표시영역(G5)에 표시하는 공정을 포함하므로, 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)의 길이보다도 긴 혈관(20)의 장축화상이 얻어진다. 또한 본 실시예에서는, 패턴인식에 템플레이트 매칭방법을 사용하므로, 다른 패턴인식의 방법 예를 들면 NN(nearest neighbor)법 혹은 K-평균법 등을 사용하는 경우와 비교하여 간단하여, 신속한 연산처리가 가능하게 된다.

[0087]

또한 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 센서 지지기(10)에 따라서는 설치가 곤란한 경우나, 예정에 없는 부위(部位)를 측정할 때에 센서 지지기(10)를 부착할 수 있는 적당한 대좌 등이 없는 경우 등에 있어서도 측정이 가능하게 된다. 예를 들면, 경동맥(頸動脈) 등을 측정하는 경우이다. 상기의 실시예에 있어서도 마찬가지로, 이렇게 손으로 들고 측정하는 경우에 있어서는, 측정 도중에 혈관(20)과 프로브(24)의 위치관계가 변화되어버려도, 전자제어장치(28)에 의한 자동제어에 의하여 프로브(24)가 신속하게 소정의 위치로 되돌려지는, 즉 혈관(20)의 자동 추적이 가능하기 때문에, 오퍼레이터의 수동조작의 숙련도를 요구하지 않고도 측정이 가능하다.

- [0088] [실시예8]
- [0089] 도36은, 본 발명의 다른 실시예에 있어서의 초음파 프로브(112)와 그 초음파 프로브(112)의 혈관(20)에 대한 자세를 나타내기 위한 XYZ축 직교 좌표축을 설명하는 도면이다. 본 실시예의 초음파 프로브(112)는, 서로 평행한 2열의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)와, 그 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향과 직교하는 방향으로 길이방향을 구비하고 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향 중앙부이며 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)에 대한 반대측으로 인접된 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)를 일평면 상에 즉 평탄한 탐촉면(27)에 구비하여 이루어지는 것이다.
- [0090] 또한 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향으로 평행하게 그 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 바로 아래에 위치하여 혈관(20) 또는 그 부근을 지나는 방향을 X축으로 하고, 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)의 길이방향과 평행하게 X축과 직교하는 방향을 Y축으로 하고, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향과 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)의 길이방향과의 교점을 지나고 또한 상기 X축방향 및 Y축방향과 직교하는 방향을 Z축으로 한다. 초음파 프로브(112)는, 다축구동장치(26)에 의하여 X축방향으로 병진 및 X축 및 Z축을 중심으로 하여 회전된다.
- [0091] 본 실시예의 초음파 프로브(112)는, 상기 실시예1의 초음파 프로브(24)와 비교하여 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)에 대한 위치가 다르게 되지만, 그 길이방향이 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향과 직교하는 위치관계에 있는 것이나, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)와 함께 일평면 상에 즉 평탄한 탐촉면(27)에 있는 것은 같다. 이에 따라 도36에 나타내는 혈관(20)의 소정의 위치에 대한 초음파 프로브(112)의 위치결정은, 도2에 나타내는 혈관(20)에 대한 소정의 위치에 대한 초음파 프로브(24)의 위치결정의 경우와 동일한 방법으로 실현 가능하다. 이 때문에 본 실시예의 혈관 초음파 화상 측정방법에 의하면, 실시예1에서 얻어지는 효과를 동일하게 얻을 수 있다.
- [0092] 이상, 본 발명의 하나의 실시예를 도면을 참조하여 상세하게 설명하였지만, 본 발명은 이 실시예에 한정되는 것이 아니라 별도의 태양으로도 실시될 수 있다.
- [0093] 예를 들면, 상기의 실시예에 있어서 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C) 및 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)에 의한 초음파 화상을 표시하는 장축화상 표시영역(G3)이 구비되고 있지만, 이들이 반드시 필요하지는 않다. 또한 상기의 실시예1~7에서는 장축화상 표시영역(G3)이 제1단축화상 표시영역(G1) 및 제2단축화상 표시영역(G2)에 인접하여 배치되어 있었지만, 예를 들면 실시예8에 있어서 장축화상 표시영역(G3)이 제2단축화상 표시영역(G2)과는 반대측에 있어서 제1단축화상 표시영역(G1)에 인접하여 배치되어 있더라도 좋고, 또한 반대로 장축화상 표시영역(G3)이 제1단축화상 표시영역(G1)과는 반대측에 있어서 제2단축화상 표시영역(G2)에 인접하여 배치되어 있더라도 좋다.
- [0094] 또한 상기의 실시예에 있어서, 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향과 평행하고 그 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 바로 아래에 위치하고 혈관(20)을 지나는 방향을 X축으로 하고 있지만, 반드시 혈관(20)을 지나는 것은 아니다. 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향과 동축이더라도 좋다.
- [0095] 또한 상기의 실시예에 있어서, 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)는, 서로 평행한 2열의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)의 길이방향 중앙부를 연결하거나 혹은 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향과 직교하는 방향으로 길이방향을 구비하여 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 길이방향 중앙부이며 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)에 대한 반대측에 위치된다고 하고 있다. 그러나 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)는, 반드시 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)의 중앙에 위치하고 있지 않아도 좋다. 또한 장축용 초음파 어레이 탐촉자(C)는, 반드시 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)에 인접시키지 않아도 좋고, 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)의 길이방향 중앙부이며 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A)에 대하여 반대측에 위치하여 인접시켜도 좋다.
- [0096] 또한 상기의 실시예에 있어서, X축회전기구(56), X축병진기구(58), Z축회전기구(60)의 기계적 구성은, 그 일례가 개시된 것으로서, 그 이외의 기계적 구성으로도 실현될 수 있다.
- [0097] 또한 상기의 실시예에 있어서, 센서 지지기(10)는, 그 구성인 자석 고정대(36)에 의하여 책상, 대좌 등에 고정되어 있었지만, 이러한 영구자석 또는 전자석에 의한 자기적 흡착력을 이용하는 것 이외

에, 접촉면에서 발생되거나 또는 공급되는 부압(negative pressure)에 의한 흡착력, 상기 대좌에 관통시킨 긴 구멍을 통한 고정구에 의한 체결력 등에 의하여 고정되더라도 좋다.

[0098] 또한 상기의 실시예에 있어서, 하이브리드 프로브 유닛(12)를 지지하기 위하여 2개의 링크(46, 47)로 구성된 센서 지지기(10) 또는 손으로 지지하는 것이 사용되고 있지만, 신축암(伸縮 arm), 로봇암(robot arm) 등을 구비한 것 이외의 구성의 센서 지지기가 사용되어도 좋다.

[0099] 또한 상기의 실시예2에 있어서, 상기 한 쌍의 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자(A) 및 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자(B)는, 도25(a)의 화살표(I) 방향의 혈류상태에 있는 혈관(20)에 대하여, 상기 혈관(20)의 상류측으로 소정의 각도(α) 및 각도(β)로 비스듬하게 향하는 방향으로 초음파를 방사하는 것으로 되어 있었지만, 상기 혈관(20)의 하류측으로 소정의 각도(α) 및 각도(β)로 비스듬하게 향하는 방향으로 초음파를 방사하는 것이더라도 좋다.

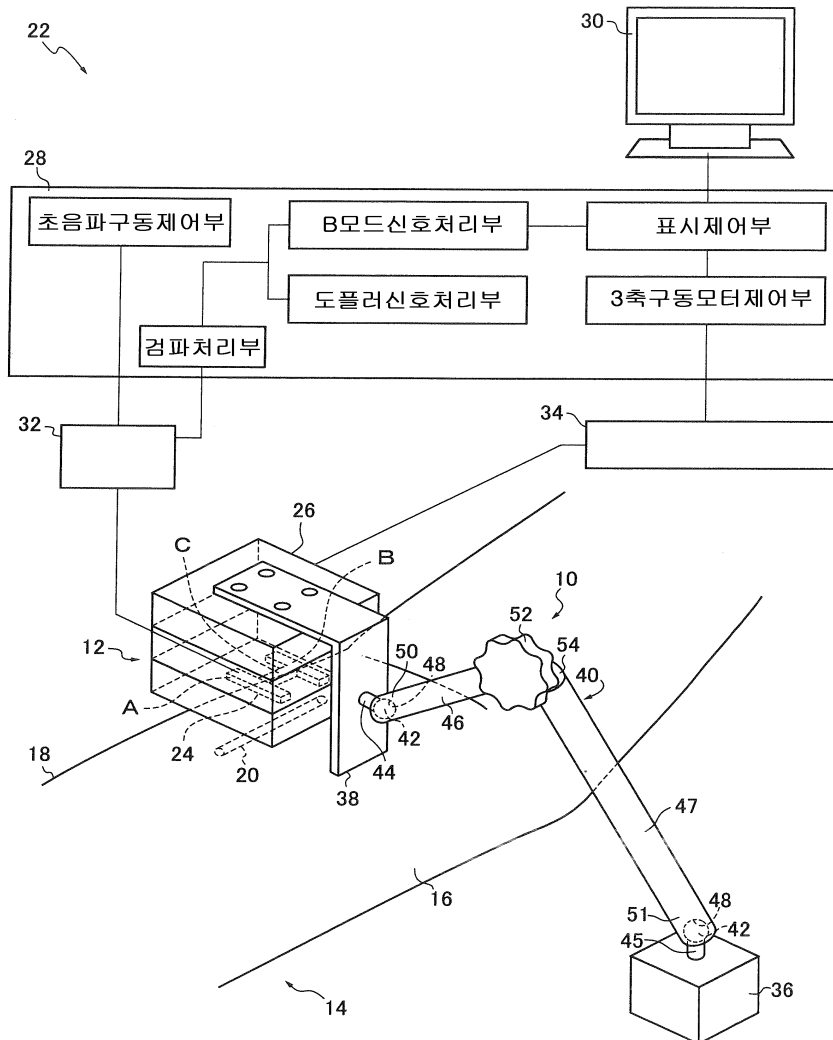
[0100] 또, 상기한 것은 어디까지나 한 실시예로서, 그 외에 일일이 예시는 하지 않지만, 본 발명은, 그 주지(主旨)를 일탈하지 않는 범위에서 당업자의 지식에 의거하여 여러 가지로 변경, 개량을 한 태양으로 실시할 수 있다.

부호의 설명

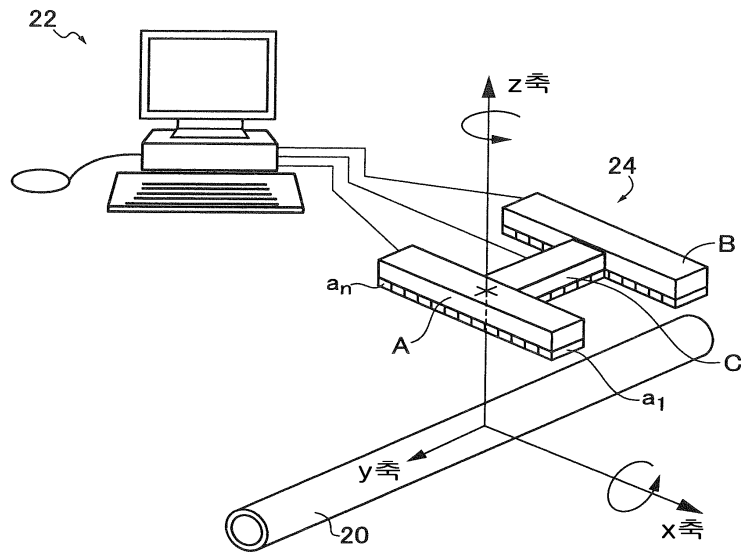
[0101] 14 : 생체
18 : 피부
20 : 혈관 24, 102, 112 : 초음파 프로브
26 : 다축구동장치(위치결정장치) 27 : 탐촉면(일평면)
30 : 모니터 화면표시장치(화상표시장치)
104 : 경사가능기호
a1~an : 초음파 진동자(초음파 발진자)
A : 제1단축용 초음파 어레이 탐촉자
B : 제2단축용 초음파 어레이 탐촉자
C : 장축용 초음파 어레이 탐촉자
G1 : 제1단축화상 표시영역 G2 : 제2단축화상 표시영역
G3 : 장축화상 표시영역 G4 : 위치결정상태 표시영역
G5 : 장축 합성화상 표시영역 S2~S15 : X축주위 위치결정공정
S2~S12, S16~S19 : X축방향 위치결정공정
S2~S12, S16, S20~S23 : Z축주위 위치결정공정
S25 : 혈관지름 산출공정, 혈관막 두께 산출공정

도면

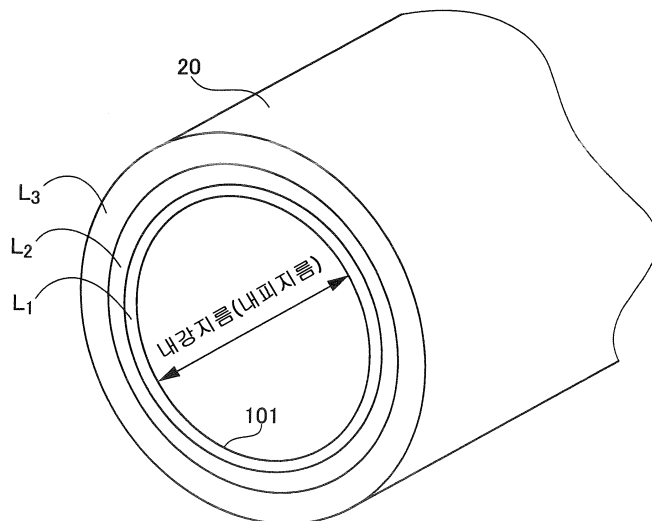
도면1



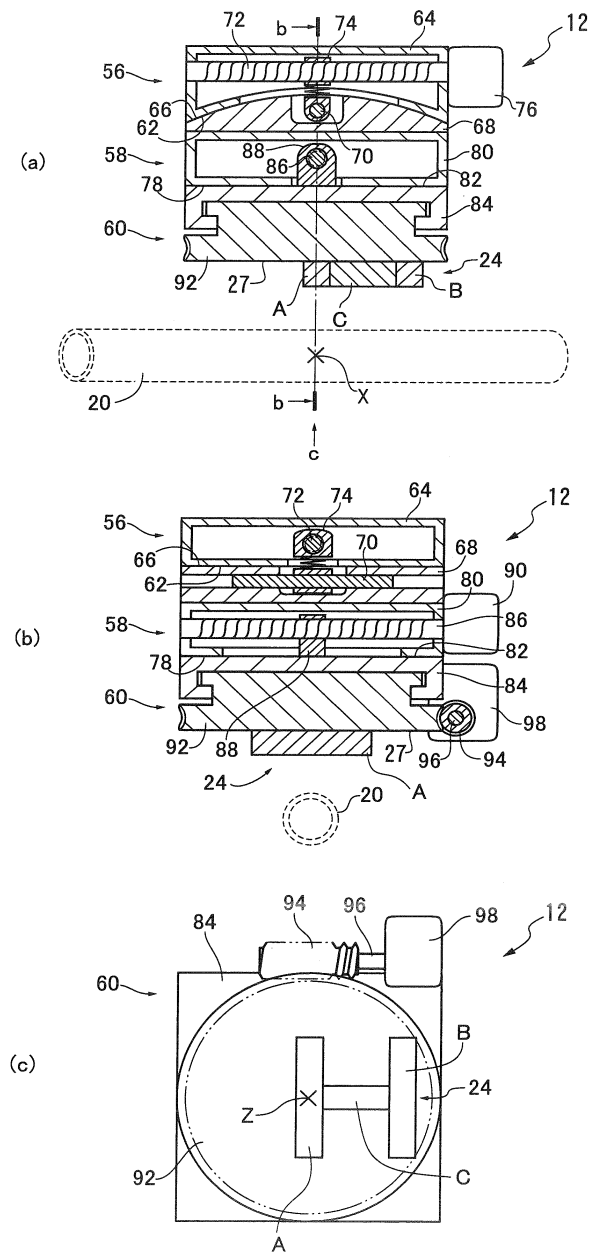
도면2



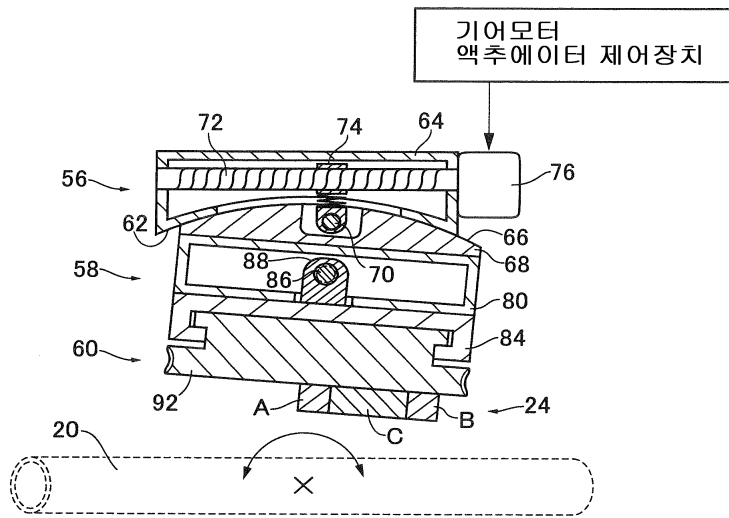
도면3



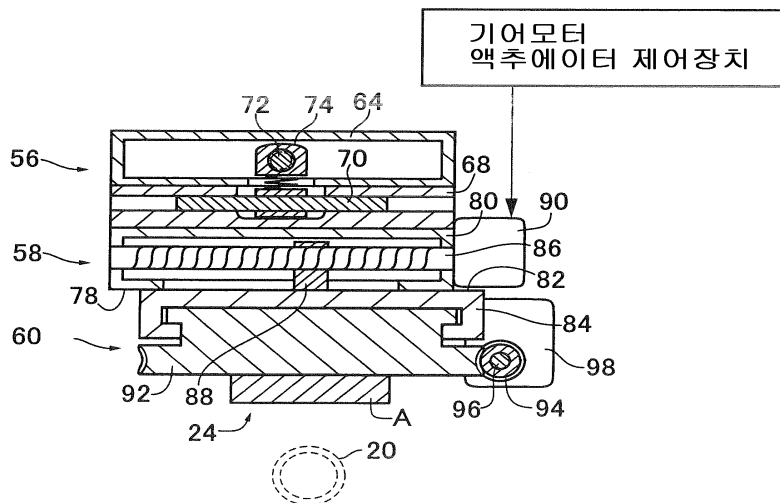
도면4



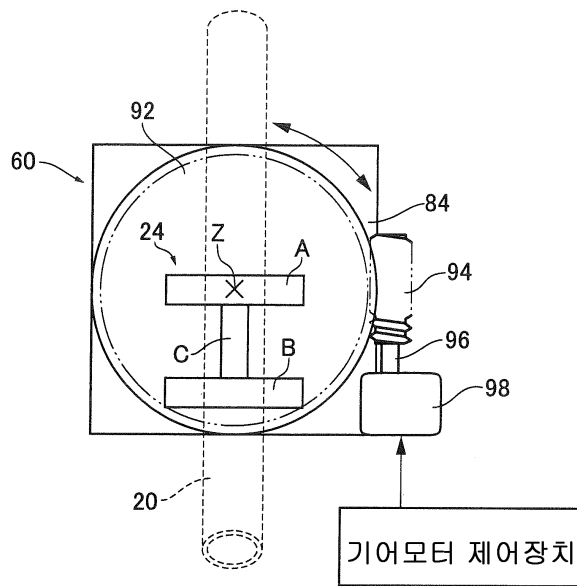
도면5



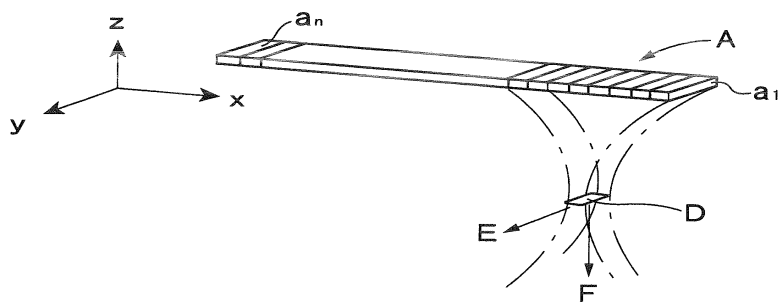
도면6



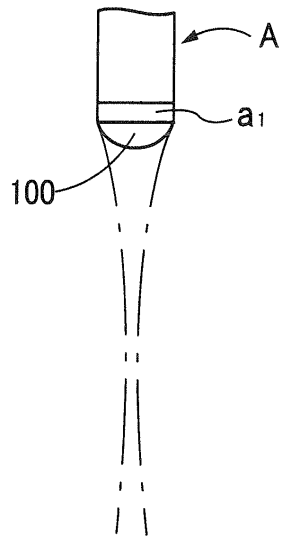
도면7



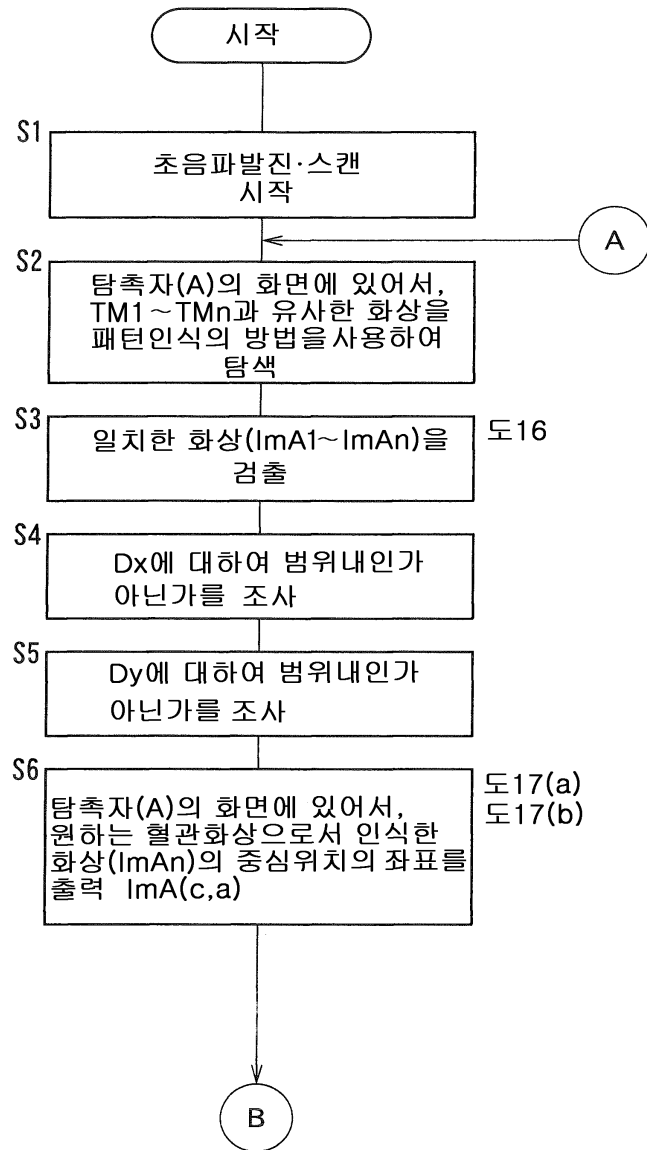
도면8



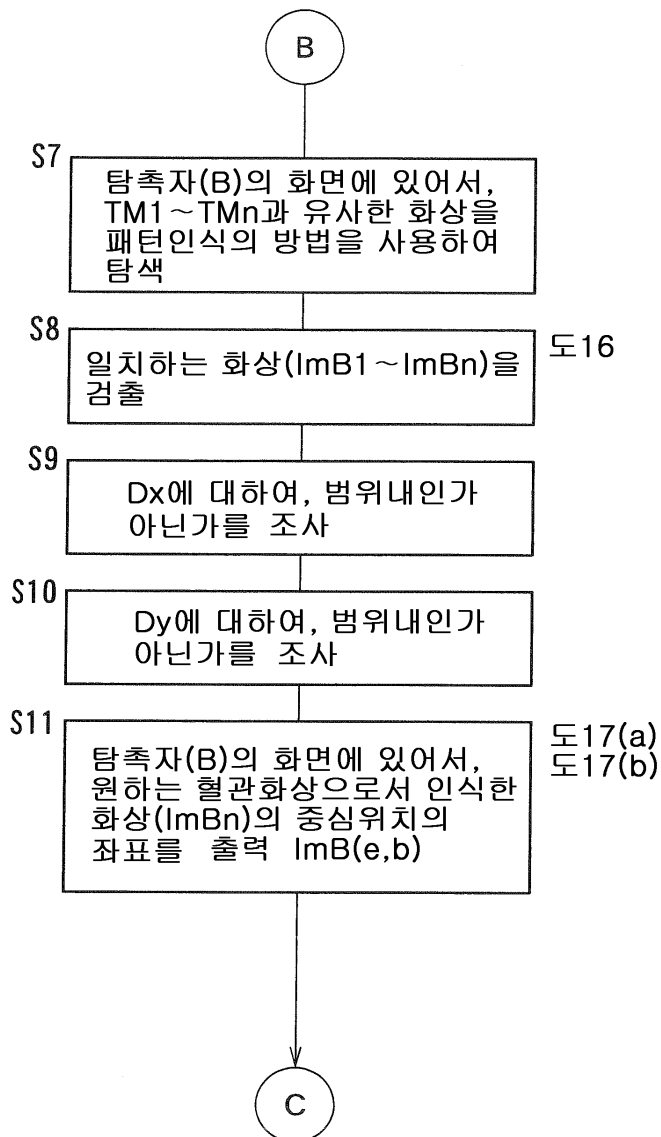
도면9



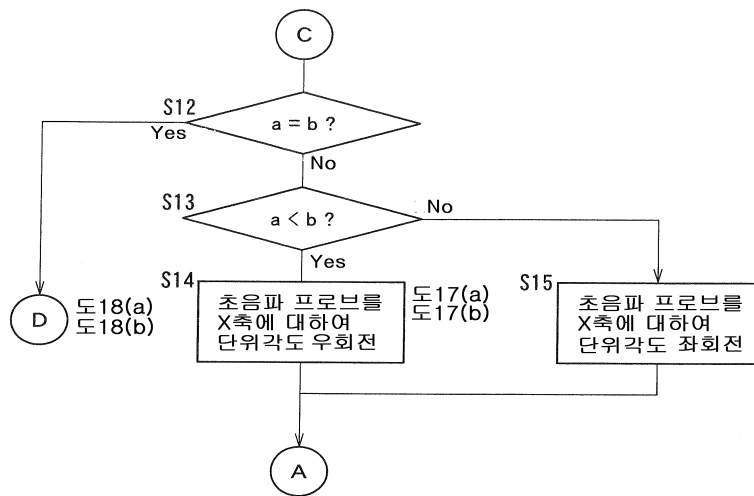
도면10



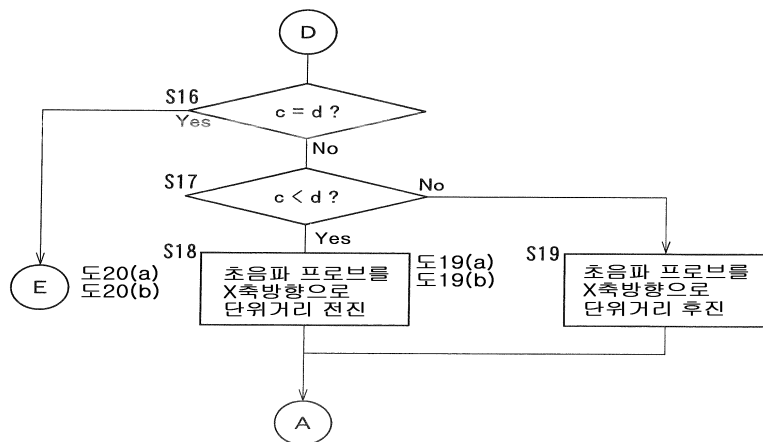
도면11



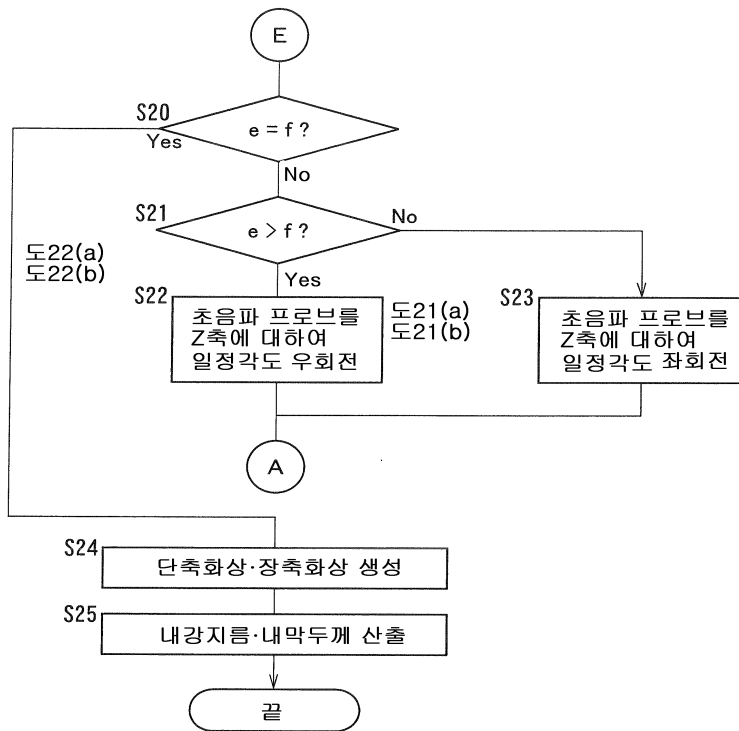
도면12



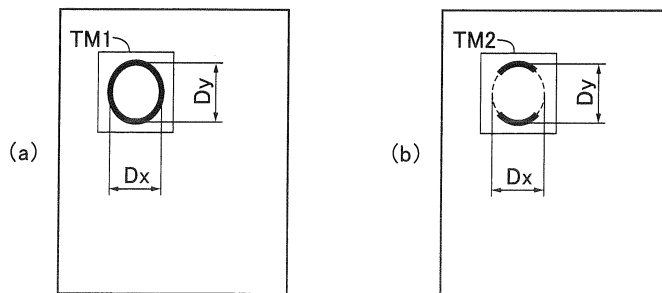
도면13



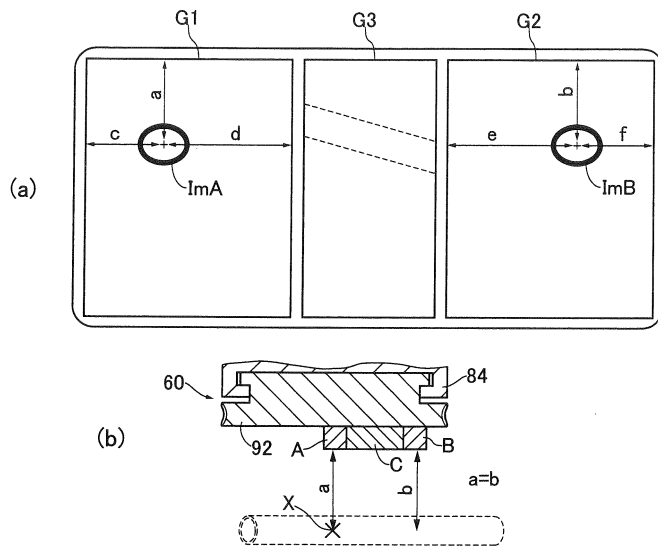
도면14



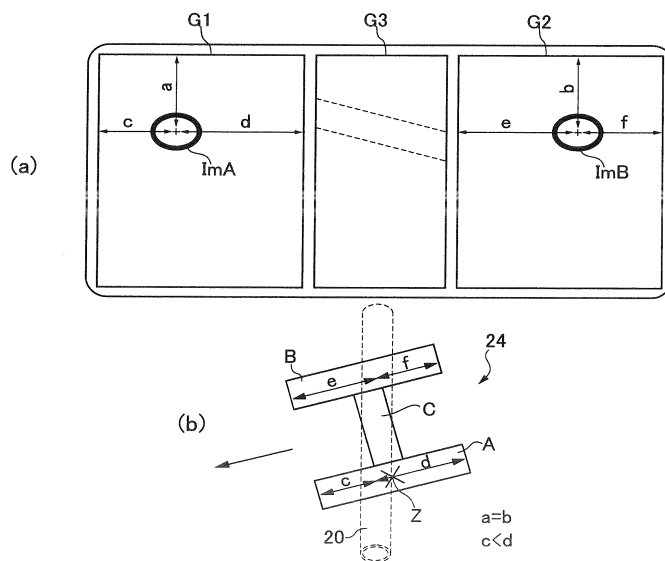
도면15



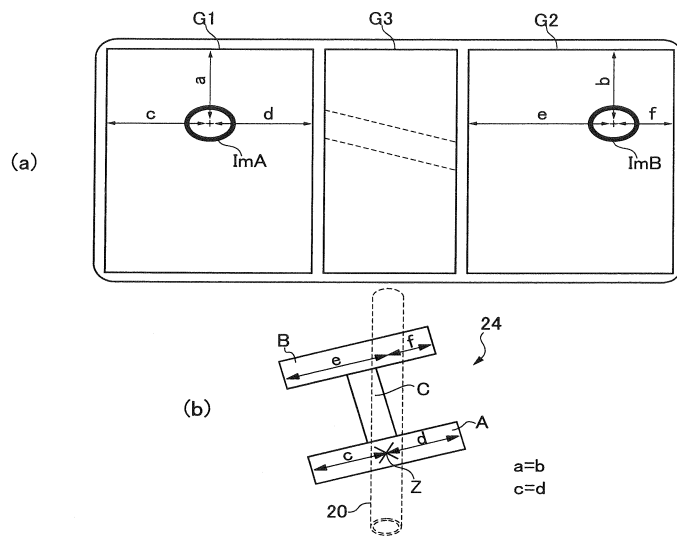
도면18



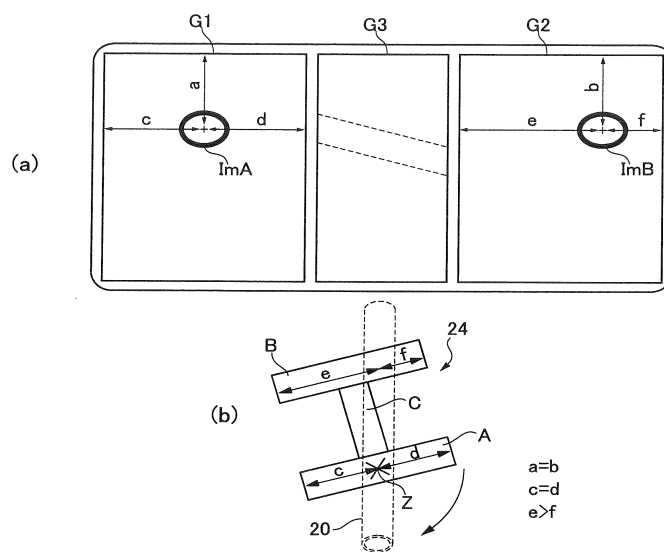
도면19



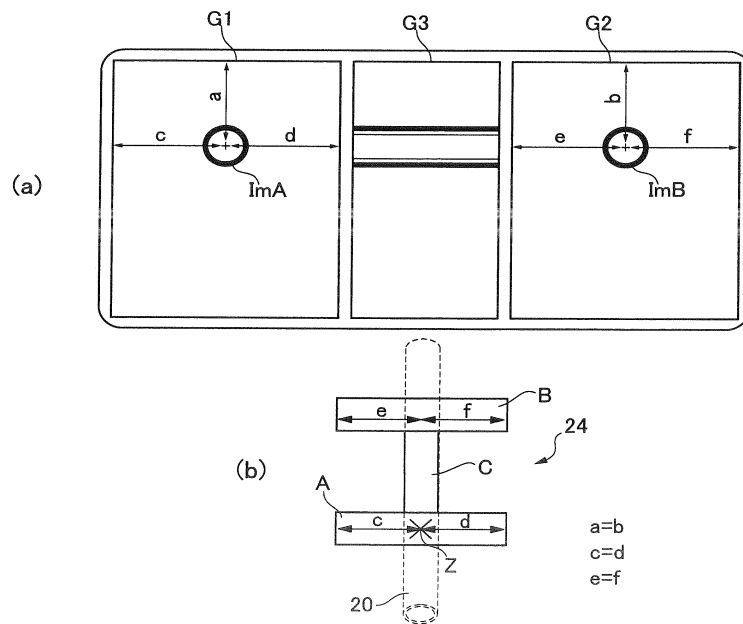
도면20



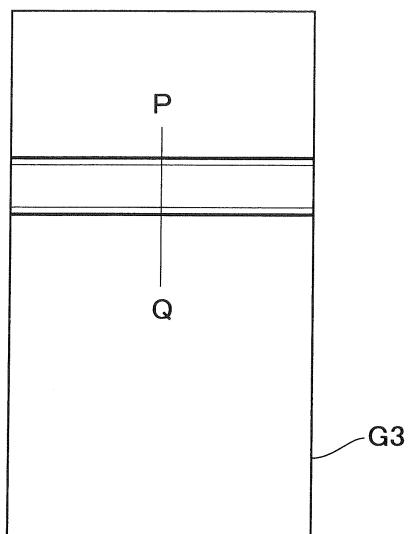
도면21



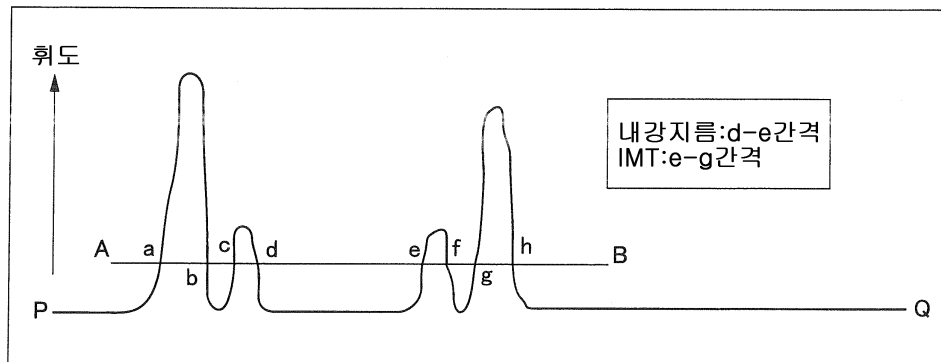
도면22



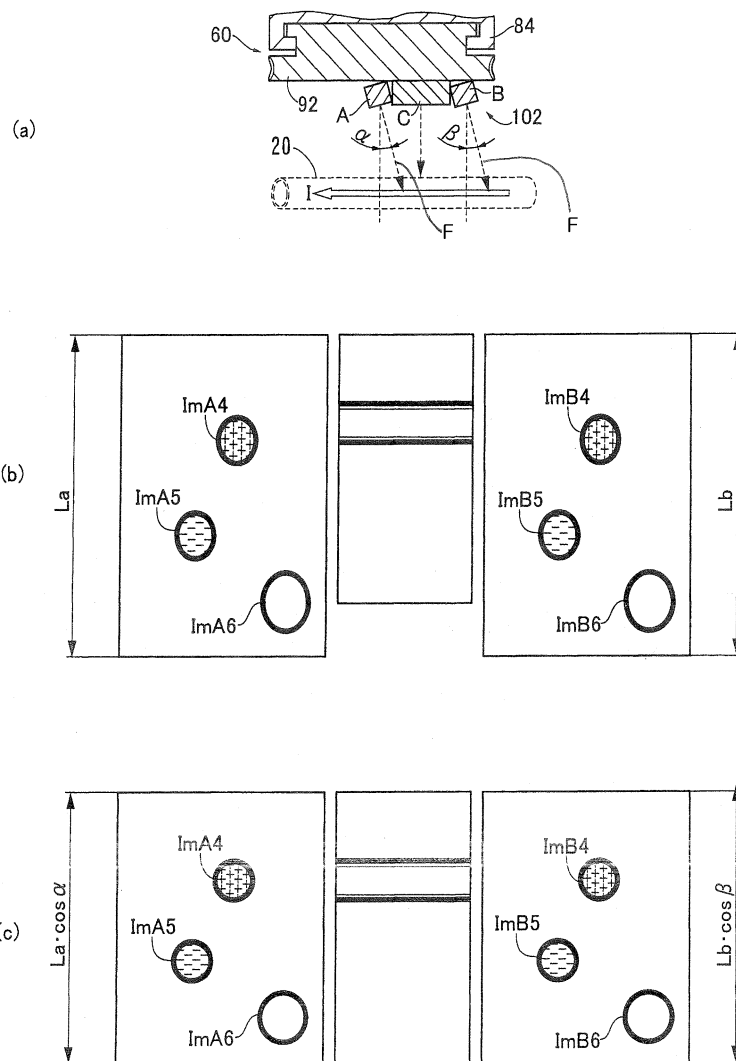
도면23



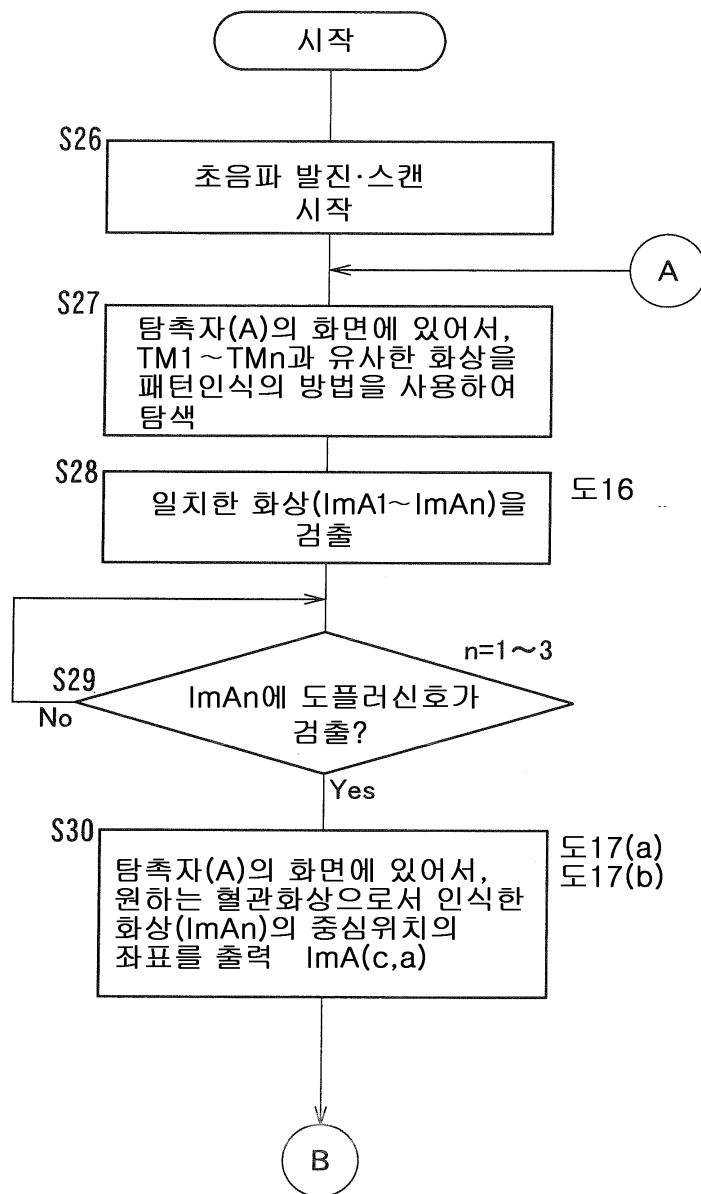
도면24



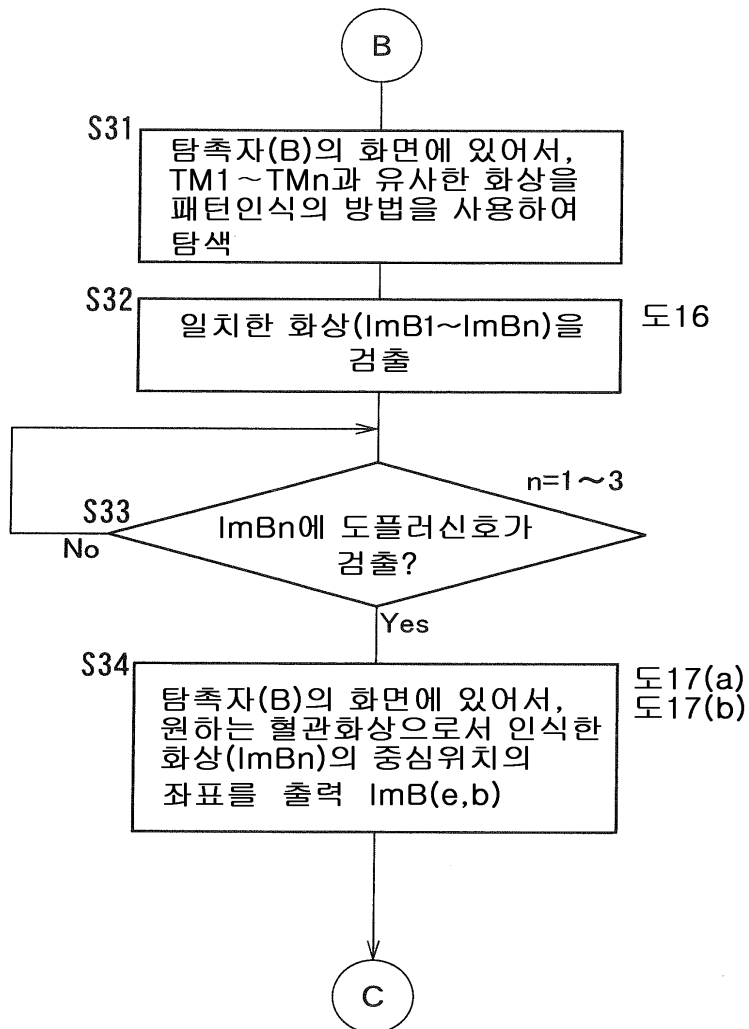
도면25



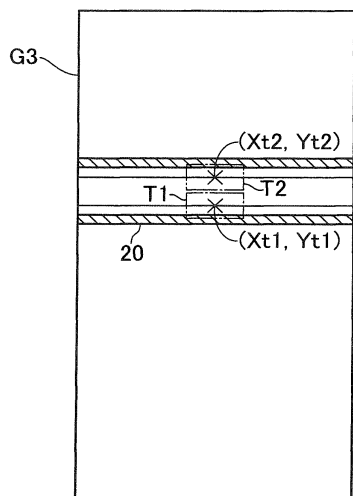
도면26



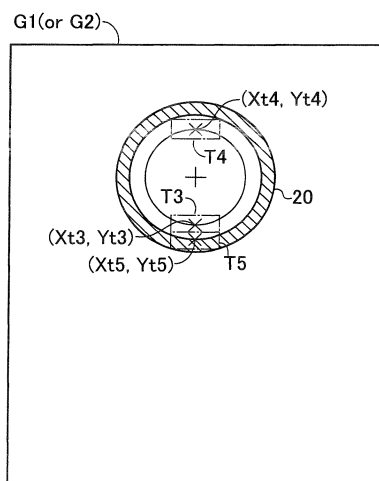
도면27



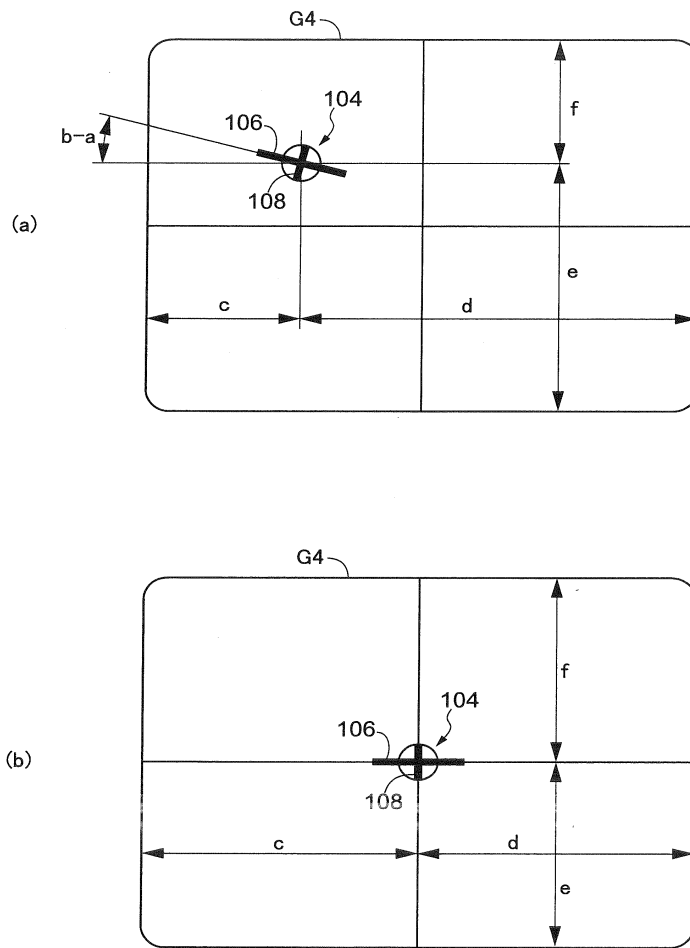
도면28



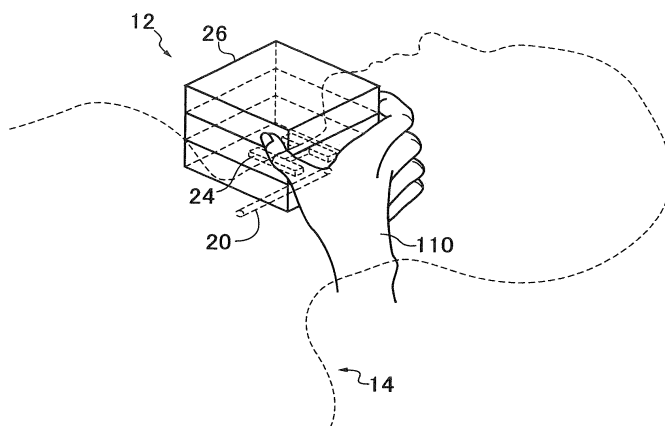
도면29



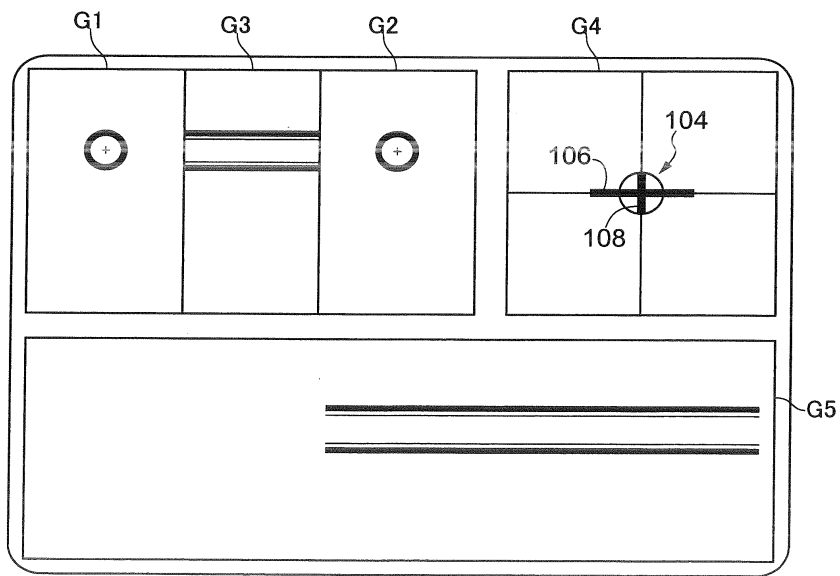
도면30



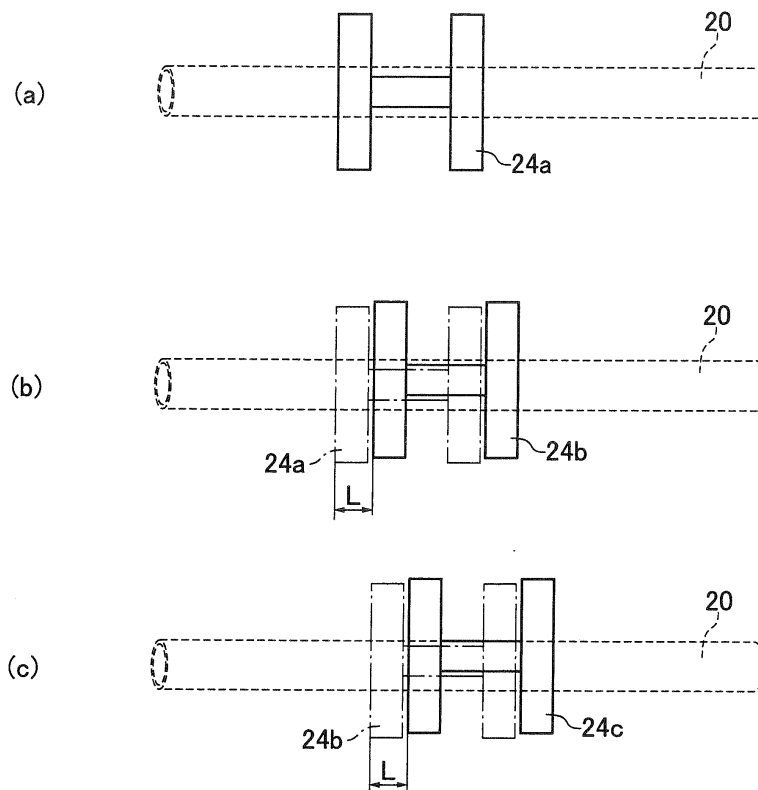
도면31



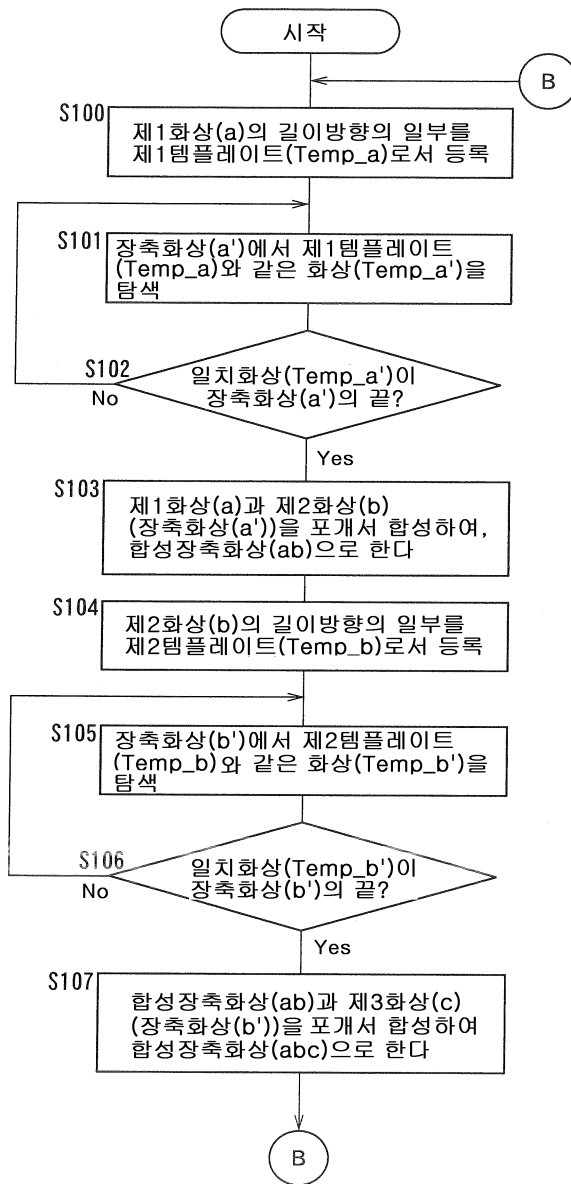
도면32



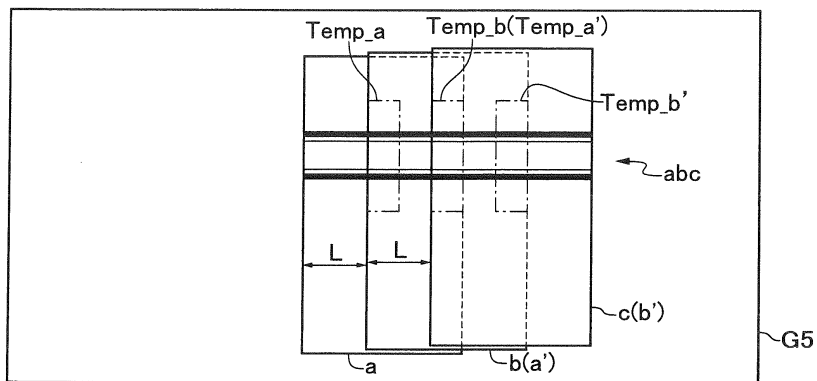
도면33



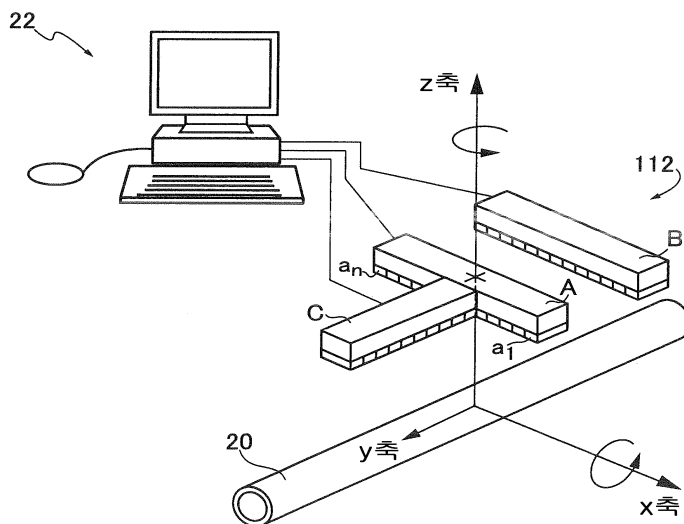
도면34



도면35



도면36



专利名称(译)	标题：船舶超声图像测量方法		
公开(公告)号	KR101553958B1	公开(公告)日	2015-09-17
申请号	KR1020107007968	申请日	2008-09-16
申请(专利权)人(译)	株式会社石油附件		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社石油附件		
[标]发明人	HARADA CHIKAO 하라다지카오 MASUDA HIROSHI 마스다히로시 SUZUKI HIDENORI 스즈키히데노리		
发明人	하라다지카오 마스다히로시 스즈키히데노리		
IPC分类号	A61B8/06 G01N29/24		
CPC分类号	A61B5/489 A61B5/6835 A61B8/0891 A61B8/4218 A61B8/4281 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/464 A61B8/488 G01S7/52065 G01S15/8925 G01S15/8936		
代理人(译)	公园，钟 - 华		
优先权	2007263805 2007-10-09 JP		
其他公开文献	KR1020100080533A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种血管超声波检查方法，能够以足够的定位精度容易地定位超声波探头。该方法包括围绕X轴定位步骤，该步骤使多轴驱动装置定位超声波探头（24），以便均衡从各个超声阵列探头到血管（20）中心的距离，以及X - 轴方向定位步骤和绕Z轴定位步骤，使多轴驱动装置定位超声波探头（24），以便将血管（20）的图像定位在第一宽度方向中央部分短轴图像显示区域和第二短轴图像显示区域。这些定位操作可以通过采用超声阵列探针相对于血管（20）的纵向位置或超声阵列探针与血管的距离来进行。因此，可以简单，容易但高度精确地将超声探头（24）定位在活体的血管（20）上。COPYRIGHT KIPO 0026 # WIPO 2010

