



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0056044
(43) 공개일자 2014년05월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) G06T 7/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0128864
(22) 출원일자 2013년10월29일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
JP-P-2012-238921 2012년10월30일 일본(JP)

(71) 출원인
지이 메디컬 시스템즈 글로벌 테크놀러지 캄파니
엘엘씨
미국 위스콘신주 53188 위케샤 노오스 그랜드뷰
블루바드 3000
(72) 발명자
후나야 세이지
일본 도쿄도 히노시 아사히가오카 4쵸메 7반치노
127 지이 헬스케어 재팬 가부시키키가이샤 내
미야마 고지
일본 도쿄도 히노시 아사히가오카 4쵸메 7반치노
127 지이 헬스케어 재팬 가부시키키가이샤 내
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
제일특허법인

전체 청구항 수 : 총 15 항

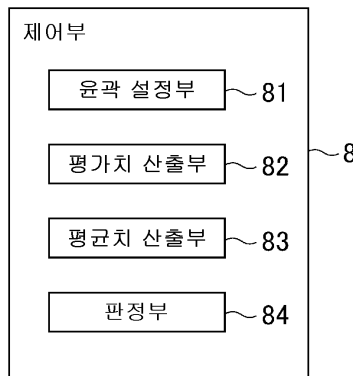
(54) 발명의 명칭 **계측 장치 및 그 제어 프로그램**

(57) 요약

(과제) 평균치 등, 계측치가 부정확하게 되는 것을 방지할 수 있는 계측 장치를 제공한다.

(해결 수단) 피검체로부터 얻어진 초음파의 에코 신호에 근거하여 작성된 초음파 화상에 있어서 설정된 계측 기준 부분의 계측치를 산출하여 그 평균치를 산출하는 평균치 산출부(83)와, 상기 계측 기준 부분에 대하여, 상기 에코 신호의 반사율에 관한 평가치를 산출하는 평가치 산출부(82)와, 계측 기준 부분에 근거하여 산출되는 계측치에 대한 신뢰도를, 상기 평가치에 근거하여 판정하는 판정부(84)를 구비하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

사이토 야스요

일본 도쿄도 히노시 아사히가오카 4쵸메 7반치노
127 지이 헬스케어 재팬 가부시키가이샤 내

오가사와라 마사후미

일본 도쿄도 히노시 아사히가오카 4쵸메 7반치노
127 지이 헬스케어 재팬 가부시키가이샤 내

특허청구의 범위

청구항 1

피검체로부터 얻어진 초음파의 에코 신호에 근거하여 작성된 초음파 화상에 있어서 설정된 계측 기준 부분에 근거하여 계측치를 산출하는 계측치 산출부와,

상기 계측 기준 부분에 대하여, 상기 에코 신호의 반사율에 관한 평가치 또는 피검체에 있어서의 생체 조직 구조의 방향성에 관한 평가치를 산출하는 평가치 산출부와,

상기 계측 기준 부분에 근거하여 산출되는 상기 계측치에 대한 신뢰도를, 상기 평가치에 근거하여 판정하는 판정부를 구비하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 평가치 산출부는, 상기 계측 기준 부분에 있어서의 에코 신호의 강도 또는 그 변화에 관한 값을 상기 평가치로서 산출하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 평가치 산출부는, 에코 신호의 강도의 변화율 또는 변화량을 상기 평가치로서 산출하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 평가치 산출부는, 상기 초음파 화상으로부터 특정되는 생체 조직 구조의 방향과 소정의 기준 방향과의 각도를 상기 평가치로서 산출하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 5

제 1 항 내지 제 4 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 판정부는, 기준 평가치와 상기 각 계측 기준 부분에 있어서의 상기 평가치를 비교하여 판정을 행하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 기준 평가치는, 상기 계측 기준 부분 중 소정의 계측 기준 부분에 있어서의 에코 신호의 강도 또는 그 변화율 또는 변화량에 소정의 계수를 곱하여 산출된 값인 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 소정의 계측 기준 부분은, 에코 신호의 반사율이 큰 것으로서 미리 설정된 계측 기준 부분인 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

상기 기준 평가치는, 상기 소정의 기준 방향에 대하여 설정된 소정의 각도인 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 9

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 판정부에 의해 신뢰도가 높다고 판정된 계측 기준 부분에 근거하여 산출된 계측치가 표시되는 표시부를 구비하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 10

제 1 항 내지 제 9 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 계측치 산출부는, 상기 판정부에 의해 신뢰도가 높다고 판정된 복수의 계측 기준 부분의 계측치를 반영한 반영치를 산출하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 반영치는, 복수의 상기 계측 기준 부분의 계측치의 평균치인 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 계측치 산출부는, 상기 피검체의 혈관을 대상으로 한 계측치를 산출하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 혈관을 대상으로 한 계측치는, 혈관의 단축(短軸) 단면에 있어서의 값인 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 혈관을 대상으로 한 계측치는, 혈관의 복수 부분에 있어서의 혈관 지름 또는 혈관벽의 벽두께인 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 15

컴퓨터에,

피검체로부터 얻어진 초음파의 에코 신호에 근거하여 작성된 초음파 화상에 있어서 설정된 계측 기준 부분에 근거하여 계측치를 산출하는 계측치 산출 기능과,

상기 계측 기준 부분에 대하여, 상기 에코 신호의 반사율에 관한 평가치 또는 피검체에 있어서의 생체 조직 구조의 방향성에 관한 평가치를 산출하는 평가치 산출 기능과,

상기 계측 기준 부분에 근거하여 산출되는 상기 계측치에 대한 신뢰도를, 상기 평가치에 근거하여 판정하는 판정 기능을 실행시키는 것을 특징으로 하는

계측 장치의 제어 프로그램.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은, 혈관 지름이나 혈관벽의 벽두께 등을 계측하는 계측 장치 및 그 제어 프로그램에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 혈관의 탄성률 등을 산출하기 위해, 초음파 화상에 설정된 계측 기준 부분을 추적하여 혈관의 벽두께 등을 계측하는 초음파 진단 장치가 특허 문헌 1에 개시되어 있다.

[0003] (선행 기술 문헌)

[0004] (특허 문헌)

[0005] (특허 문헌 1) 일본 특허 공개 2012-183261호 공보

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 그런데, 혈관의 단축(短軸) 단면에 있어서의 혈관의 벽두께나 혈관 지름으로서, 복수 부분의 벽두께나 혈관 지름의 평균치를 산출하는 경우가 있다. 여기서, 혈관의 단축 단면에 있어서의 혈관벽 중, 상부나 하부 등, 초음파의 음선 방향에 대한 각도가 큰 부분은, 에코 신호의 반사율이 크기 때문에, 초음파 화상에 있어서 혈관벽과 그 이외의 부분의 콘트라스트가 명료하다. 따라서, 혈관벽의 움직임을 정확히 추적할 수 있다.
- [0007] 그러나, 혈관벽 중, 초음파의 음선 방향에 대한 각도가 작은 부분은, 에코 신호의 반사율이 작기 때문에, 초음파 화상에 있어서 혈관벽과 그 이외의 부분의 콘트라스트가 명료하지 않아, 혈관벽의 움직임을 정확히 추적하는 것이 곤란한 경우가 있다. 따라서, 에코 신호의 강도가 작은 부분의 벽두께나 지름을 포함시켜 평균치를 산출하면, 정확한 값을 얻을 수 없는 경우가 있다.
- [0008] 이상의 사정으로부터, 계측 기준 부분의 계측치가 부정확하게 되는 것을 방지할 수 있는 계측 장치 및 그 제어 프로그램이 요구되고 있다.

과제의 해결 수단

- [0009] 상술한 과제를 해결하기 위해 이루어진 발명은, 피검체(被檢體)로부터 얻어진 초음파의 에코 신호에 근거하여 작성된 초음파 화상에 있어서 설정된 계측 기준 부분에 근거하여 계측치를 산출하는 계측치 산출부와, 상기 계측 기준 부분에 대하여, 상기 에코 신호의 반사율 또는 그것에 영향을 주는 파라미터에 관한 평가치 또는 피검체에 있어서의 생체 조직 구조의 방향성에 관한 평가치를 산출하는 평가치 산출부와, 상기 계측 기준 부분에 근거하여 산출되는 상기 계측치에 대한 신뢰도를, 상기 평가치에 근거하여 판정하는 판정부를 구비하는 것을 특징으로 하는 계측 장치이다.

발명의 효과

- [0010] 상기 관점의 발명에 의하면, 에코 신호의 반사율에 관한 평가치 또는 피검체에 있어서의 생체 조직 구조의 방향성에 관한 평가치에 근거하여, 상기 계측 기준 부분에 있어서 산출되는 상기 계측치에 대한 신뢰도를 판정하므로, 에코 신호의 반사율 또는 반사율에 영향을 주는 파라미터의 영향에 의해, 계측치가 부정확하게 되는 것을 방지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0011] 도 1은 본 발명의 실시형태에 있어서의 초음파 진단 장치의 개략 구성의 일례를 나타내는 블록도이다.
- 도 2는 제어부에서 실행되는 기능의 블록도이다.
- 도 3은 표시부에 표시된 혈관의 단축 단면의 B 모드 화상을 나타내는 도면이다.
- 도 4는 제 1 원 및 제 2 원을 설정하는 작용을 나타내는 플로차트이다.
- 도 5는 제 1 원 및 제 2 원의 설정의 설명도이고, 세 점을 지정한 상태를 나타내는 도면이다.
- 도 6은 제 1 원 및 제 2 원의 설정의 설명도이고, 도 5에 있어서 설정된 세 점을 지나는 제 1 원이 설정된 상태를 나타내는 도면이다.
- 도 7은 제 1 원 및 제 2 원의 설정의 설명도이고, 도 5에 있어서 설정된 제 1 원으로부터 혈관의 외벽의 윤곽을 탐색하는 것을 설명하는 도면이다.
- 도 8은 제 1 원 및 상기 제 2 원의 설정의 설명도이고, 제 2 원이 설정된 상태를 나타내는 도면이다.
- 도 9는 제 1 원 및 제 2 원의 거리의 평균치의 산출을 설명하는 도면이다.
- 도 10은 복수의 화소의 집합체로 이루어지는 점을 설명하는 도면이다.
- 도 11은 내경의 평균치의 산출을 설명하는 도면이다.

- 도 12는 외경의 평균치의 산출을 설명하는 도면이다.
- 도 13은 계측의 작용을 나타내는 플로차트이다.
- 도 14는 휘도의 변화율의 평균치를 구하는 일부분을 설명하는 도면이다.
- 도 15는 복수의 화소의 집합체로 이루어지는 점에 있어서의 휘도의 변화율을, 일부의 화소로부터 산출하는 것을 설명하는 도면이다.
- 도 16은 생체 조직 구조의 방향과 초음파의 음선 방향의 각도를 설명하는 도면이다.
- 도 17은 생체 조직 구조의 방향과 초음파의 음선 방향에 대하여 직교하는 방향의 각도를 설명하는 도면이다.
- 도 18은 생체 조직 구조의 방향의 특징을 설명하는 도면이다.
- 도 19는 생체 조직 구조의 방향의 특징을 설명하는 도면이다.
- 도 20은 생체 조직 구조의 방향의 특징을 설명하는 도면이다.
- 도 21은 초음파의 음선 방향에 대한 $\pm \theta_{th1}$ 의 범위를 설명하는 도면이다.
- 도 22는 초음파의 음선 방향에 직교하는 방향에 대한 $\pm \theta_{th2}$ 의 범위를 설명하는 도면이다.
- 도 23은 혈관의 윤곽의 추출을 설명하는 도면이고, 혈관벽에 있어서의 두 점을 지정한 상태를 나타내는 도면이다.
- 도 24는 혈관의 윤곽의 추출을 설명하는 도면이고, 내벽의 윤곽상의 점 및 외벽의 윤곽상의 점이 특정된 상태를 나타내는 도면이다.
- 도 25는 혈관의 윤곽의 추출을 설명하는 도면이고, 내벽 및 외벽의 윤곽의 추출을 설명하는 도면이다.
- 도 26은 혈관의 윤곽의 추출을 설명하는 도면이고, 내벽 및 외벽의 윤곽이 추출된 것을 설명하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 이하, 본 발명의 실시형태에 대하여 도 1~도 14에 근거하여 상세히 설명한다. 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치(1)는, 초음파 프로브(2), 송수신 빔포머(3), 에코 데이터 처리부(4), 표시 제어부(5), 표시부(6), 조작부(7), 제어부(8) 및 기억부(9)를 구비한다. 상기 초음파 진단 장치(1)는, 본 발명에 있어서의 계측 장치의 실시 형태의 일례이다.
- [0013] 상기 초음파 프로브(2)는, 어레이 형상으로 배치된 복수의 초음파 진동자(도시 생략)를 갖고 구성되고, 이 초음파 진동자에 의해 피검체에 대하여 초음파를 송신하고, 그 에코 신호를 수신한다.
- [0014] 상기 송수신 빔포머(3)는, 상기 초음파 프로브(2)로부터 소정의 주사 조건으로 초음파를 송신하기 위한 전기 신호를, 상기 제어부(8)로부터의 제어 신호에 근거하여 상기 초음파 프로브(2)에 공급한다. 또한, 상기 송수신 빔포머(3)는, 상기 초음파 프로브(2)에서 수신한 에코 신호에 대하여, A/D 변환, 정상(整相) 가산 처리 등의 신호 처리를 행하고, 신호 처리 후의 에코 데이터를 상기 에코 데이터 처리부(4)에 출력한다.
- [0015] 상기 에코 데이터 처리부(4)는, 상기 송수신 빔포머(3)로부터 출력된 에코 데이터에 대하여, 초음파 화상을 작성하기 위한 신호 처리를 행한다. 예컨대, 상기 에코 데이터 처리부(4)는, 로그 압축 처리, 포락선 검파 처리 등을 포함하는 B 모드 처리를 행하고, B 모드 데이터를 작성한다.
- [0016] 상기 표시 제어부(5)는, 상기 B 모드 데이터에 대하여, 스캔 컨버터(Scan Converter)에 의한 주사 변환을 행하여 B 모드 화상 데이터를 작성하고, 이 B 모드 화상 데이터에 근거하는 B 모드 화상을 상기 표시부(6)에 표시시킨다.
- [0017] 상기 표시부(6)는, LCD(Liquid Crystal Display)나 CRT(Cathode Ray Tube) 등으로 구성된다. 상기 조작부(7)는, 조작자가 지시나 정보를 입력하기 위한 키보드 및 포인팅 디바이스(도시 생략) 등을 포함하여 구성되어 있다.
- [0018] 상기 제어부(8)는, CPU(Central Processing Unit)이고, 상기 기억부(9)에 기억된 제어 프로그램을 읽어내고, 상기 초음파 진단 장치(1)의 각 부에 있어서의 기능을 실행시킨다. 예컨대, 상기 송수신 빔포머(3), 상기 에코 데이터 처리부(4), 상기 표시 제어부(5)의 기능은, 상기 제어 프로그램에 의해 실행되더라도 좋다.

- [0019] 또한, 상기 제어부(8)는, 도 2에 나타난 윤곽 설정부(81), 평가치 산출부(82), 평균치 산출부(83), 판정부(84)의 기능을 실행시킨다. 상세는 후술한다. 상기 평가치 산출부(82)는, 본 발명에 있어서의 평가치 산출부의 실시의 형태의 일례이고, 그 기능은 본 발명에 있어서의 평가치 산출 기능의 실시의 형태의 일례이다. 또한, 상기 평균치 산출부(83)는, 본 발명에 있어서의 계측치 산출부의 실시의 형태의 일례이고, 그 기능은 본 발명에 있어서의 계측치 산출 기능의 실시의 형태의 일례이다. 또한, 상기 판정부(84)는, 본 발명에 있어서의 판정 기능의 실시의 형태의 일례이다.
- [0020] 상기 기억부(9)는, 예컨대 HDD(Hard Disk Drive)나 반도체 메모리(memory) 등이다.
- [0021] 그러면, 본 예의 초음파 진단 장치(1)의 작용에 대하여 설명한다. 여기서는, 상기 초음파 진단 장치(1)를 이용하여, 피검체의 혈관에 대한 계측을 행하는 경우의 작용에 대하여 설명한다. 혈관에 대한 계측은, 예컨대 혈관의 단축 단면에 있어서의 혈관벽의 벽두께나 혈관 지름의 계측 등이다. 이들 계측은, 혈관벽의 움직임을 추적하여 행해진다.
- [0022] 계측을 행함에 있어서, 우선 피검체에 대하여 상기 초음파 프로브(2)에 의해 초음파의 송수신을 행하여 에코 신호를 취득한다. 상기 초음파 프로브(2)의 방향은, 피검체의 혈관의 주향(走向) 방향에 대하여, 상기 초음파 프로브(2)의 방위각(azimuth) 방향(초음파 진동자의 배열 방향)이 직교하는 방향으로 한다. 그리고, 상기 초음파 프로브(2)에 의해 취득된 에코 신호에 근거하여, 상기 에코 데이터 처리부(4)가 B 모드 데이터를 작성한다. 이 B 모드 데이터는, 미가공 데이터(raw data)이고, 상기 기억부(9)에 기억된다. 초음파의 송수신시에, 리얼타임의 B 모드 화상이 표시되더라도 좋다.
- [0023] 계측은, 초음파의 송수신 종료 후에 행해진다. 구체적으로는, 우선 상기 기억부(9)로부터 B 모드 데이터가 판독된다. 그리고, 이 B 모드 데이터에 근거하여, 상기 표시 제어부(5)가 B 모드 화상 데이터를 작성하여, 도 3에 나타내는 바와 같이 상기 표시부(6)에 B 모드 화상 BI를 표시시킨다. 이 B 모드 화상 BI는, 일점쇄선으로 나타낸 혈관 BL의 단축 단면의 화상이다.
- [0024] 상기 표시부(6)에 B 모드 화상 BI가 표시되면, 혈관 BL의 혈관벽의 내벽을 나타내는 제 1 원 C1과, 외벽을 나타내는 제 2 원 C2를 설정한다. 이 제 1 원 C1 및 제 2 원 C2의 설정은, 정지 화상의 B 모드 화상 BI에 있어서 행해진다. 구체적으로, 도 4의 플로차트에 근거하여 설명한다. 우선, 단계 S1에서는, 조작자는, 상기 조작부(7)를 이용하여 상기 표시부(6)에 표시된 커서(도시 생략)에 의해, 도 5에 나타내는 바와 같이, 상기 B 모드 화상 BI에 있어서 혈관 BL의 내벽의 세 점 p1, p2, p3을 지정한다. 덧붙여, 도 5에서는, 혈관 BL은 도시 생략하고 있다.
- [0025] 다음으로, 단계 S2에서는, 상기 윤곽 설정부(81)는, 도 6에 나타내는 바와 같이, 상기 단계 S1에 있어서 지정된 점 p1, p2, p3을 지나는 제 1 원 C1을 설정한다. 이 제 1 원 C1은, 혈관의 내벽의 윤곽을 나타내는 원이다.
- [0026] 단계 S2에 있어서 상기 제 1 원 C1이 설정되면, 단계 S3에서는, 상기 윤곽 설정부(81)는, 상기 제 1 원 C1의 바깥쪽에 이 제 1 원 C1보다 지름이 큰 제 2 원 C2를 설정한다. 예컨대, 상기 윤곽 설정부(81)는, 도 7에 나타내는 바와 같이, 상기 점 p1, p2, p3으로부터 상기 제 1 원 C1의 바깥쪽을 향해, 혈관의 외벽의 윤곽을 탐색하고, B 모드 화상 BI의 휘도차 또는 휘도의 변화율이 소정의 임계값보다 커지는 점 P1, P2, P3을 특정한다. 덧붙여, 상기 윤곽 설정부(81)는, 에코 신호의 강도(B 모드 데이터의 데이터값)에 근거하여 휘도차 또는 휘도의 변화율을 산출하고, 상기 P1, P2, P3을 특정한다. 점 P1, P2, P3이 특정되면, 상기 윤곽 설정부(81)는, 도 8에 나타내는 바와 같이, 점 P1, P2, P3을 지나는 제 2 원 C2를 설정한다. 이 제 2 원 C2는, 혈관의 외벽의 윤곽을 나타내는 원이다.
- [0027] 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2는, 상기 표시부(6)에 표시되더라도 좋고, 표시되지 않더라도 좋다.
- [0028] 또, 여기서는 원을 설정하는 것으로 하고 있지만, 원이 아닌 타원이 설정되더라도 좋다. 즉, 상기 제 1 원 C1 대신 제 1 타원 C1'가 설정되고, 상기 제 2 원 C2 대신 제 2 타원 C2'가 설정되더라도 좋다.
- [0029] 이상과 같이 하여 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2가 설정되면, 혈관 BL의 계측을 개시한다. 계측은, 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2(또는, 제 1 타원 C1' 및 제 2 타원 C2') 위의 점에 근거하여 행해진다. 여기서는, 혈관의 박동에 따른 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2(또는, 제 1 타원 C1' 및 제 2 타원 C2') 위의 점의 움직임을 추적하여, 복수의 시상(時相)에 있어서 계측이 행해진다. 계측은, 혈관의 벽두께나 혈관 지름 등의 계측이다.
- [0030] 벽두께로서는, 각 시상에 있어서 평균의 벽두께 Wav가 산출된다. 구체적으로는, 예컨대 도 9에 나타내는 제 1

원 C1 및 제 2 원 C2는 동심원이 아닌 경우, 제 1 원 C1에 있어서의 점 Pin과 제 2 원 C2에 있어서의 점 Pout의 거리 X가 복수 산출되고, 이 복수의 거리 X의 평균치가, 평균의 벽두께로서 산출된다. 또, 도 9에 있어서는, 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2에 있어서, 점 Pin, Pout는 각각 다섯 점씩밖에 도시되어 있지 않고, 일부만이 도시되어 있다.

- [0031] 상기 점 Pin, Pout는, 이웃하는 복수 화소로 이루어지는 점이다. 이 점 Pin, Pout는, B 모드 화상에 있어서 움직임을 추적하는 대상이고, 예컨대 도 10에 나타내는 바와 같은 이웃하는 복수의 화소 pid, pib의 집합체이다. 점 Pin, Pout의 움직임을 추적하는 수법으로서는, 예컨대 옵티컬플로 등의 공지의 수법이 이용된다.
- [0032] 도 10에서는, 제 1 원 C1에 있어서의 점 Pin이 도시되어 있다. 화소 pid는, 도 10에 있어서 도트(dot)를 갖는 부분이고, 이 부분은 혈관의 내강에 해당한다. 또한, 화소 pib는, 도트를 갖지 않는 부분이고, 이 부분은 혈관 벽에 해당한다. 따라서, 도면에 있어서 굵은 선 w1로 나타낸 상기 화소 pid 및 상기 화소 pib의 사이가 내벽의 윤곽이 된다. 즉, 상기 점 Pin은, 내벽의 윤곽을 포함한다.
- [0033] 예컨대, 제 1 원 C1 및 제 2 원 C2가 아닌, 제 1 타원 C1' 및 제 2 타원 C2'가 설정된 경우, 혈관 지름으로서, 각 시상에 있어서 평균의 혈관 지름 Dav가 산출된다. 혈관 지름으로서, 내경과 외경의 양쪽을 산출하더라도 좋다. 구체적으로는, 도 11에 나타내는 바와 같이, 상기 제 1 타원 C1' 위의 두 점 Pin, Pin의 거리 Yi가 복수 산출되고, 이 거리 Yi의 평균치가 내경의 평균치로서 산출된다. 또한, 도 12에 나타내는 바와 같이, 상기 제 2 타원 C2' 위의 두 점 Pout, Pout의 거리 Yo가 복수 산출되고, 이 거리 Yo의 평균치가 외경의 평균치로서 산출된다.
- [0034] 또, 도 11 및 도 12에 있어서, 점 Pin, Pout는, 여섯 점씩밖에 도시되어 있지 않고, 일부만이 도시되어 있다.
- [0035] 덧붙여, 상기 점 Pin, Pout는, 본 발명에 있어서의 계측 기준 부분의 실시의 형태의 일례이다.
- [0036] 여기서, 상기 초음파 프로브(2)로의 에코 신호의 반사율이 작은 부분은, 계측 오차가 클 우려가 있기 때문에, 평균의 벽두께 Wav 및 평균의 혈관 지름 Dav의 산출에 이용하지 않는 점을 특정한 후에, 계측을 행한다. 또, 평균의 벽두께 Wav 및 평균의 혈관 지름 Dav의 산출에 이용하지 않는 점은, 계측 자체를 행하지 않더라도 좋다.
- [0037] 구체적으로, 계측의 흐름에 대하여 도 13의 플로차트에 근거하여 설명한다. 우선, 단계 S11에서는, 평균의 벽두께 Wav 및 평균의 혈관 지름 Dav의 산출에 이용하지 않는 점을 특정하기 위한 기준으로서, 상기 판정부(84)가 상기 초음파 프로브(2)로의 에코 신호의 반사율에 관한 기준 평가치를 산출한다.
- [0038] 기준 평가치의 산출에 대하여 상세히 설명한다. 우선, 상기 판정부(84)는, 도 14에 나타낸 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2의 일부분 o1, o2, o3, o4에 있어서의 모든 점 Pin, Pout에 대하여, 상기 화소 pid, pib의 휘도의 변화율 Br(후술)의 평균치 Brav를 산출한다(제 1 타원 C1' 및 제 2 타원 C2'도 동일). 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2의 일부분 o1, o2, o3, o4는, 혈관벽의 상부와 하부에 위치하고, 초음파의 음선 방향에 대하여 직교 혹은 직교에 가까운 각도를 갖는 부분이다. 이와 같이, 초음파의 음선 방향에 대하여 비교적 큰 각도를 갖는 부분은, 상기 초음파 프로브(2)로의 에코 신호의 반사율이 크고, 혈관벽과 그 이외의 부분의 콘트라스트가 명료하다. 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2의 일부분 o1, o2, o3, o4에 있어서의 점 Pin, Pout는, 본 발명에 있어서, 에코 신호의 반사율이 큰 것으로서 미리 설정된 소정의 계측 기준 부분의 실시의 형태의 일례이다.
- [0039] 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2의 일부분 o1, o2, o3, o4는, 예컨대 그 원주를 복수로 등분할하여 얻어지는 한 구획이더라도 좋다.
- [0040] 각 점 Pin, Pout의 휘도의 변화율 Br은, 각 점 Pin, Pout에 있어서의 모든 화소 pid의 휘도의 평균과 모든 화소 pib의 휘도의 평균에 근거하여 산출한다. 여기서, 예컨대 상기 화소 pid는 소정의 임계값보다 큰 휘도를 갖는 화소이고, 상기 화소 pib는 소정의 임계값 이하의 휘도를 갖는 화소이다.
- [0041] 다음으로, 상기 판정부(84)는, 하기 (식 1)에 의해, 기준 평가치 E를 산출한다.
- [0042]
$$E=k \times Brav \dots (\text{식 } 1)$$
- [0043] 단, $k < 1$ 이다. k는, 혈관벽의 추적을 가능한 한 정확히 행할 수 있는 휘도의 변화율을, 기준 평가치 E로서 얻을 수 있는 값으로 설정된다. 기준 평가치 E는, 본 발명에 있어서의 기준 평가치의 실시의 형태의 일례이다.
- [0044] 다음으로, 단계 S12에서는, 상기 평균치 산출부(83)는, 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Rav를 산출한다. 그 산출에 있어서, 상기 판정부(84)는, 상기 각 점 Pin, Pout에 있어서의 휘도의 변화율 Br과 상기 기준 평가치

E를 비교하고, 각 점 Pin, Pout에 근거하여 산출되는 계측치(상기 거리 X, 상기 거리 Yi 및 상기 거리 Yo)에 대한 신뢰도를 판정한다. 구체적으로는, 상기 판정부(84)는, E≤Br인 점 Pin, Pout에 근거하여 산출되는 계측치는 신뢰도가 높고, 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav를 산출하는 계측치로서 이용할 수 있다고 판정한다. 단, 상기 판정부(84)에 의한 판정시에, 상기 계측치는 산출되어 있지 않더라도 좋고, 산출되어 있더라도 좋다.

[0045] 상기 평균치 산출부(83)는, 상기 판정부(84)에 의해 특정된 E≤Br인 점 Pin, Pout만을 이용하여 상기 거리 X, 상기 거리 Yi 및 상기 거리 Yo를 산출하고, 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Rav를 산출한다. 이것에 의해, E>Br인 점 Pin, Pout가 제외되어, 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav가 산출된다. 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav는, 본 발명에 있어서의 반영치의 실시의 형태의 일례이다.

[0046] 상기 거리 X를 산출하기 위한 점 Pin, Pout 중, 적어도 어느 한 점의 휘도의 변화율 Br이 상기 기준 평가치 E보다 작으면, 그 거리 X는 평균의 벽두께 Wav를 산출하기 위한 거리에는 포함시키지 않는다. 또한, 상기 거리 Yi를 산출하기 위한 점 Pin1, Pin2 중, 적어도 어느 한 점의 휘도의 변화율 Br이 상기 기준 평가치 E보다 작으면, 그 거리 Yi는 내경의 평균치를 산출하기 위한 거리에는 포함시키지 않는다. 또한, 상기 거리 Yo를 산출하기 위한 점 Pout1, Pout2 중, 적어도 어느 한 점의 휘도의 변화율 Br이 상기 기준 평가치 E보다 작으면, 그 거리 Yo는, 외경의 평균치를 산출하기 위한 거리에는 포함시키지 않는다.

[0047] 상기 각 점 Pin, Pout에 있어서의 휘도의 변화율 Br은, 상기 평가치 산출부(82)에 의해 산출된다. 이 각 점 Pin, Pout에 있어서의 휘도의 변화율 Br은, 본 발명에 있어서의 에코 신호의 반사율에 관한 평가치의 실시의 형태의 일례이다.

[0048] 상기 평균치 산출부(83)는, 상기 점 Pin, Pout의 혈관의 박동에 따른 움직임을 추적하고, 예컨대 최소 지름의 혈관 및 최대 지름의 혈관의 각각에 대하여, 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav를 산출하고, 변화율 등을 산출한다.

[0049] 본 예에 의하면, 휘도의 변화율 Br이 기준 평가치 E보다 작은 점 Pin, Pout로부터 산출되는 거리 X, Yi, Yo를 포함시키지 않고, 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Rav가 산출되므로, 에코 신호의 반사율의 영향에 의해, 산출되는 평균치가 부정확하게 되는 것을 방지할 수 있다.

[0050] 다음으로, 변형예에 대하여 설명한다. 기준 평가치 E의 산출에 있어서, 상기 판정부(84)는, 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2(또는, 제 1 타원 C1' 및 제 2 타원 C2')의 일부분 o1, o2, o3, o4에 있어서의 모든 점 Pin, Pout가 아닌, 일부의 복수의 점 Pin, Pout에 대하여, 상기 휘도의 변화율 Br의 평균치 Brav를 산출하더라도 좋다. 또한, 상기 판정부(84)는, 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2(또는, 제 1 타원 C1' 및 제 2 타원 C2')의 일부분 o1, o2, o3, o4 중 어느 하나 또는 복수에 있어서의 모든 또는 일부의 복수의 점 Pin, Pout에 대하여, 상기 평균치 Brav를 산출하더라도 좋다. 즉, 상기 판정부(84)는, 예컨대 상기 제 1 원 C1의 일부분 o1에 있어서의 모든 또는 일부의 복수의 점 Pin에 대한 상기 평균치 Brav를 산출하더라도 좋다. 또한, 상기 판정부(84)는, 예컨대 상기 제 1 원 C1의 일부분 o1 및 o3에 있어서의 모든 또는 일부의 복수의 점 Pin에 대한 상기 평균치 Brav를 산출하더라도 좋다.

[0051] 또한, 상기 판정부(84)는, 하기 (식 2)에 의해, 상기 기준 평가치 E를 산출하더라도 좋다.

[0052]
$$E = k \times Br \dots (\text{식 } 2)$$

[0053] 즉, 상기 판정부(84)는, 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2(또는, 제 1 타원 C1' 및 제 2 타원 C2')의 일부분 o1, o2, o3, o4의 어느 하나에 있어서의 한 점 Pin, Pout에 대한 상기 휘도의 변화율 Br에 상기 계수 k(k<1)를 곱하여 상기 기준 평가치 E를 산출하더라도 좋다.

[0054] 또한, 점 Pin, Pout에 있어서의 휘도의 변화율 Br은, 점 Pin, Pout에 있어서의 일부의 화소로부터 산출되더라도 좋다. 예컨대, 도 15에 나타내는 바와 같이, 점 Pin에 있어서의 휘도의 변화율 Br이, 일점쇄선으로 둘러싸인 일부의 화소 pid1, pid2의 평균과 일부의 화소 pib1, pib2의 휘도의 평균에 근거하여 산출되더라도 좋다.

[0055] (제 2 실시형태)

[0056] 다음으로, 제 2 실시형태에 대하여 설명한다. 제 2 실시형태의 초음파 진단 장치(1)의 블록 구성은, 제 1 실시형태와 같고 설명을 생략한다.

[0057] 제 2 실시형태의 초음파 진단 장치(1)의 작용에 대하여 설명한다. 제 2 실시형태에서는, 계측의 흐름 이외는

제 1 실시형태와 같다. 제 2 실시형태에 있어서의 계측의 흐름은, 도 13에 나타내는 제 1 실시형태의 흐름과는 달리, 기준 평가치는 설정되어 있다. 기준 평가치는, 제 1 실시형태와는 다르게 후술한다.

- [0058] 본 예에 있어서의 평균의 벽두께 Wav의 산출 및 평균의 혈관 지름 Dav의 산출에 대하여 설명한다. 평균의 벽두께 Wav 또는 평균의 혈관 지름 Dav가 산출되기 전에, 상기 평가치 산출부(82)는, 상기 점 Pin 및 상기 점 Pout에 대하여, 기준선 b1에 대한 생체 조직 구조의 방향 bt의 각도 θ 를 산출한다. 이 각도 θ 는, 본 발명에 있어서의 생체 조직 구조의 방향성에 관한 평가치의 실시의 형태의 일례이다. 또한, 상기 기준선 b1의 방향은, 본 발명에 있어서의 소정의 기준 방향의 실시의 형태의 일례이다.
- [0059] 예컨대, 기준선 b1은, 도 16에 나타내는 바와 같이, 초음파의 음선 방향 s1이더라도 좋고, 이 초음파의 음선 방향 s1과 생체 조직 구조의 방향 bt의 각도 θ 가 산출되더라도 좋다. 또한, 도 17에 나타내는 바와 같이, 기준선 b1은, 초음파의 음선 방향과 직교하는 방향 os1이더라도 좋고, 이 직교하는 방향 os1과 생체 조직 구조의 방향 bt의 각도 θ 가 산출되더라도 좋다.
- [0060] 생체 조직 구조의 방향 bt는, 여기서는 혈관벽의 방향이다. 생체 조직 구조의 방향 bt는, B 모드 화상 등의 초음파 화상에 있어서의 에코 신호의 공간 강도 분포(휘도 분포)로부터 특정된다. 구체적으로는, 점 Pin, Pout에 있어서의 공간 휘도 분포에 근거하여 휘도 기울기 벡터를 산출하고, 상기 방향 bt를 특정한다. 예컨대, 도 18에 나타내는 바와 같이, 점 Pin 또는 점 Pout에 있어서, 수평 방향으로 화소 pid 및 화소 pib가 배열되어 있는 경우, 수평 방향을 생체 조직 구조의 방향 bt로 한다. 또한, 도 19에 나타내는 바와 같이, 점 Pin 또는 점 Pout에 있어서, 수직 방향으로 화소 pid 및 화소 pib가 배열되어 있는 경우, 수직 방향을 생체 조직 구조의 방향 bt로 한다. 또한, 도 20에 나타내는 바와 같이, 점 Pin 또는 점 Pout에 있어서, 대각선 방향으로 화소 pid 및 화소 pib가 배열되어 있는 경우, 대각선 방향을 생체 조직 구조의 방향 bt로 한다.
- [0061] 상기 평균치 산출부(83)에 의한 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav의 산출에 있어서, 상기 판정부(84)는, 상기 각 점 Pin, Pout에 있어서의 각도 θ 와 기준 평가치 E'를 비교하여 신뢰도의 판정을 행한다. 여기서의 기준 평가치 E'는, 기준선 b1에 대하여 설정된 각도이다. 예컨대, 상기 판정부(84)는, 점 Pin, Pout에 있어서 산출된 각도 θ 가, 예컨대 도 21에 나타내는 바와 같이, 기준선 b1인 초음파의 음선 방향 s1에 대하여 $\pm\theta_{th1}$ 의 범위 내이면(도 21에 있어서 도트(dot)로 나타낸 범위 내이면), 그 점 Pin, Pout에 근거하여 산출되는 계측치(상기 거리 X, 상기 거리 Yi 및 상기 거리 Yo)는 신뢰도가 높다고 판정한다. 여기서는, $\pm\theta_{th1}$ 이 상기 기준 평가치 E'이다.
- [0062] 또한, 상기 판정부(84)는, 점 Pin, Pout에 있어서 산출된 각도 θ 가, 예컨대 도 22에 나타내는 바와 같이, 기준선 b1인 초음파의 음선 방향과 직교하는 방향 os1에 대하여 $\pm\theta_{th2}$ 의 범위 내가 아닌 경우에(도 22에 있어서 도트로 나타낸 범위 내인 경우에), 그 점 Pin, Pout에 근거하여 산출되는 계측치(상기 거리 X, 상기 거리 Yi 및 상기 거리 Yo)는 신뢰도가 높다고 판정한다. 여기서는, $\pm\theta_{th2}$ 가 상기 기준 평가치 E'이다.
- [0063] 상기 $\pm\theta_{th1}$, $\pm\theta_{th2}$ 는, 디폴트(default)로 기억되어 있더라도 좋고, 조작자에 의해 설정되더라도 좋다. 상기 $\pm\theta_{th1}$, $\pm\theta_{th2}$ 는, 본 발명에 있어서의 기준 평가치의 실시의 형태의 일례이다. 상기 θ_{th1} , θ_{th2} 는, 에코 신호의 반사율을 확보할 수 있고, 혈관벽의 추적을 가능한 한 정확히 행할 수 있는지 여부의 판점에서 설정된다.
- [0064] 상기 평균치 산출부(83)는, 상기 판정부(84)에 의해 상기 $\pm\theta_{th1}$, $\pm\theta_{th2}$ 의 범위 내인 것으로 판정된 Pin, Pout를, 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav의 산출에 이용한다.
- [0065] 본 예에 의하면, 혈관벽의 움직임을 가능한 한 정확히 행할 수 있는 각도를 갖는 부분에 있어서의 점 Pin, Pout를 이용하여 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav가 산출되므로, 에코 신호의 반사율의 영향에 의해, 산출되는 평균치가 부정확하게 되는 것을 방지할 수 있다.
- [0066] 이상, 본 발명을 상기 각 실시형태에 의해 설명했지만, 본 발명은 그 주지를 변경하지 않는 범위에서 여러 가지 변경 실시 가능한 것은 물론이다. 예컨대, 실제의 혈관벽의 윤곽이, 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2와는 다른 경우가 있기 때문에, 상기 윤곽 설정부(81)는, 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2에 있어서의 점을 탐색 개시점으로 하여, B 모드 화상에 있어서 혈관벽의 윤곽을 탐색하고, 이것을 추출하더라도 좋다. 상기 제 1 원 C1에 있어서의 점의 탐색 개시점으로 하여 추출되는 혈관벽의 윤곽은, 혈관의 내벽의 윤곽이다. 또한, 상기 제 2 원 C2에 있어서의 점을 탐색 개시점으로 하여 추출되는 혈관벽의 윤곽은, 혈관의 외벽의 윤곽이다. 이 경우, 상술한 바와 같이 하여 추출된 혈관의 내벽의 윤곽상의 점 및 외벽의 윤곽상의 점을 계측 기준 부분으로 하여, 상기 실시형태와 같이 하여 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav 등의 산출이 행해진다.

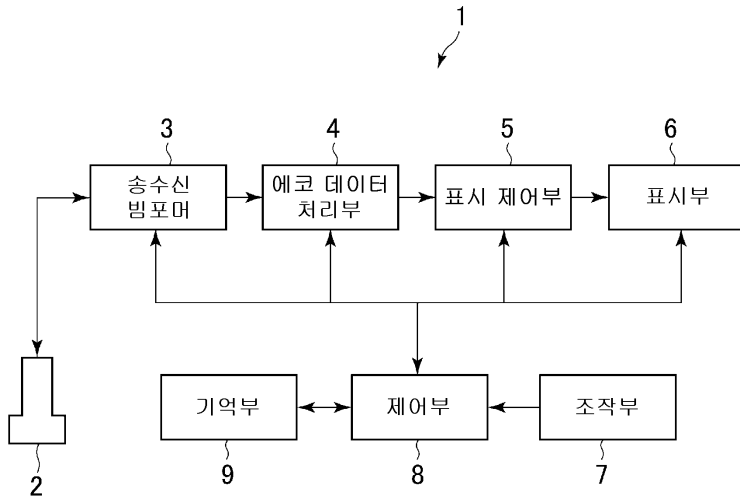
- [0067] 상기 혈관의 윤곽의 추출은, 상기 제 1 원 C1 및 상기 제 2 원 C2를 설정하는 일 없다, 이하와 같이 하여 행해지더라도 좋다. 즉, 우선, 조작자가, B 모드 화상 위에 있어서, 도 23에 나타내는 바와 같이, 혈관벽의 임의의 복수의 점을 커서 등으로 지정한다. 도 23에서는, 점 pp1, pp2의 두 점이 지정되어 있다. 상기 윤곽 설정부(81)는, 상기 점 pp1, pp2를 탐색 개시점으로 하여, 내벽측과 외벽측의 각각의 방향을 향해, 내벽과 외벽의 탐색을 행한다. 상기 윤곽 설정부(81)는, 휘도차나 휘도의 변화율에 근거하여, 도 24에 나타내는 바와 같이, 내벽의 윤곽상의 점 ppi1, ppi2 및 외벽의 윤곽상의 점 ppo1, ppo2를 특징한다.
- [0068] 다음으로, 상기 윤곽 설정부(81)는, 도 25에 나타내는 바와 같이, 상기 내벽상의 점 ppi1, ppi2 및 외벽상의 점 ppo1, ppo2를 탐색 개시점으로 하여, 예컨대 화살표의 방향을 향해 내벽 및 외벽의 탐색을 행하고, 윤곽을 추출한다. 상기 윤곽 설정부(81)는, B 모드 화상의 휘도의 변화율에 근거하여, 도 26에 나타내는 바와 같이, 내벽의 윤곽 Oin 및 외벽의 윤곽 Oout를 추출한다. 또, 도 26에서는, 상기 내벽의 윤곽 Oin 및 상기 외벽의 윤곽 Oout는, 진원(true circle)으로 나타내고 있지만, 진원으로는 한정하지 않는 것으로 한다.
- [0069] 또, 내벽의 윤곽 Oin 및 외벽의 윤곽 Oout의 추출 수법은 상술한 것으로 한정되는 것은 아니다. 예컨대, 조작자가 B 모드 화상 위에서 내벽의 윤곽으로 생각되는 점 및 외벽의 윤곽으로 생각되는 점을 커서 등으로 지정하고, 지정된 점을 탐색 개시점으로 하여, 상기 윤곽 설정부(81)가 B 모드 화상에 있어서 내벽의 윤곽 및 외벽의 탐색을 행하여 추출하더라도 좋다.
- [0070] 또한, 상기 각 실시형태에 있어서, 휘도의 변화율 대신 휘도차(휘도의 변화량)가 이용되더라도 좋다.
- [0071] 또한, 상기 각 실시형태에 있어서, 휘도의 변화율이나 휘도차 대신, 본 발명에 있어서의 평가치로서, 에코 신호의 강도(초음파 화상의 휘도)가 이용되더라도 좋다. 이 경우, 상기 평가치 산출부(82)는, 예컨대, 점 Pin, Pout를 구성하는 화소에 있어서의 에코 신호의 강도의 평균치(휘도의 평균치)를 상기 평가치로서 산출한다. 또한, 상기 평가치 산출부(82)는, 상기 일부분 o1, o2, o3, o4에 있어서의 모든(또는 일부의) 점 Pin, Pout의 에코 신호의 강도의 평균치의 평균 연산을 행한다. 그리고, 상기 평가치 산출부(82)는, 이 평균 연산으로 얻어진 값을, 상술한 (식 1)에 있어서, 휘도의 변화율 Br의 평균치 Brav 대신 이용하여 상기 기준 평가치 E를 산출한다. 상기 평균치 산출부(83)는, 이와 같이 하여 산출된 기준 평가치 E와 각 점 Pin, Pout에 있어서의 에코 신호의 강도의 평균치를 비교하고, 이 평균치가 상기 평가치 E 이상인 Pin, Pout를 이용하여 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav를 산출한다.
- [0072] 또한, 상기 각 실시형태에 있어서, 계측치로서, 평균의 벽두께 Wav나 평균의 혈관 지름 Dav를 산출하는 경우에 대하여 설명했지만, 계측치로서 반드시 평균치를 산출할 필요는 없다. 예컨대, 상기 판정부(84)에 의해 신뢰도가 높다고 판정된 점 Pin, Pout의 추적 결과를, 일본 특허 공개 2012-90821호 공보에 기재되어 있는 바와 같이 상기 표시부(6)에 표시하더라도 좋다. 또한, 상기 판정부(84)에 의해 신뢰도가 높다고 판정된 점 Pin, Pout의 거리를, 상기 일본 특허 공개 2012-90821호 공보에 기재되어 있는 바와 같이, 하나만 상기 표시부(6)에 표시하더라도 좋다.
- [0073] 또한, 상기 실시형태에서는, 초음파 진단 장치에 있어서 본 발명에 따른 계측 장치를 실현하는 예에 대하여 설명했지만, 본 발명에 따른 계측 장치는, 초음파 진단 장치 이외의 기기에 있어서 실시되더라도 좋다. 예컨대, 본 발명에 따른 계측 장치는, 퍼스널 컴퓨터(personal computer) 등의 범용 컴퓨터에 있어서 실시되더라도 좋다. 이 경우, 초음파 진단 장치로부터, B 모드 데이터 등의 미가공 데이터 또는 B 모드 화상 데이터 등의 화상 데이터를, 예컨대 범용 컴퓨터에서 불러오고, 이 범용 컴퓨터에 있어서, 상기 실시형태에서 설명한 처리를 행한다.

부호의 설명

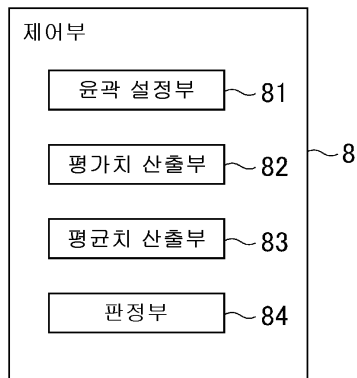
- [0074] 1 : 초음파 진단 장치(계측 장치)
 82 : 평가치 산출부
 83 : 평균치 산출부(계측치 산출부)
 84 : 판정부

도면

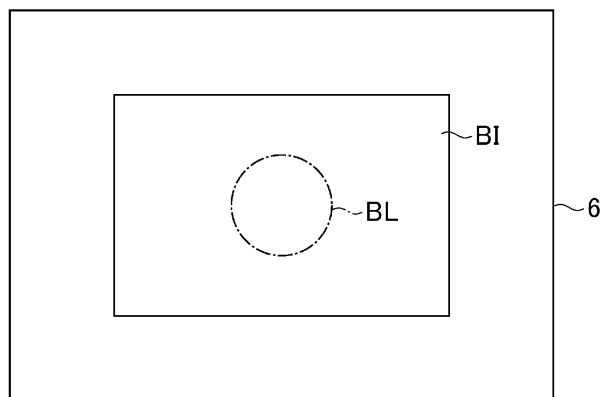
도면1



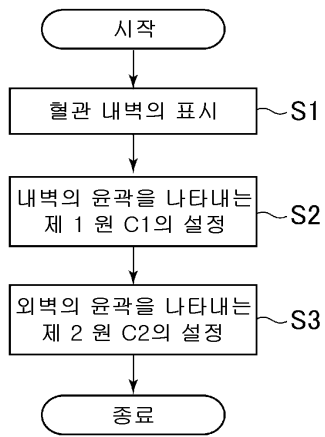
도면2



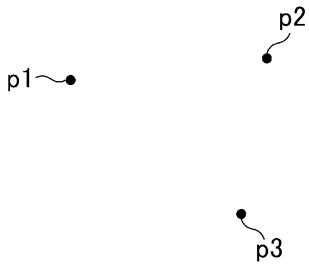
도면3



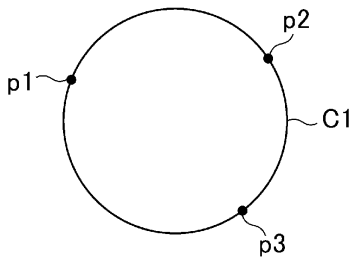
도면4



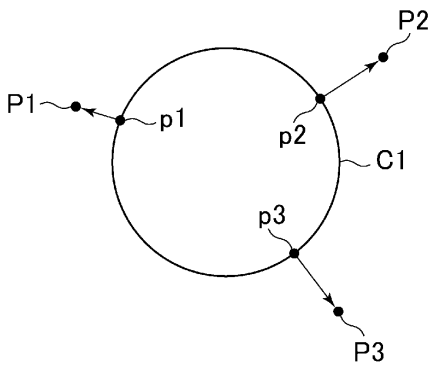
도면5



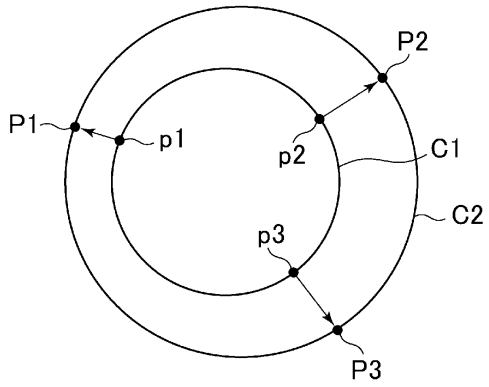
도면6



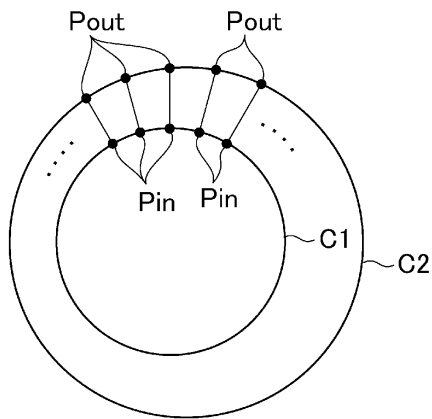
도면7



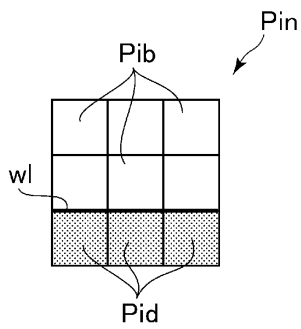
도면8



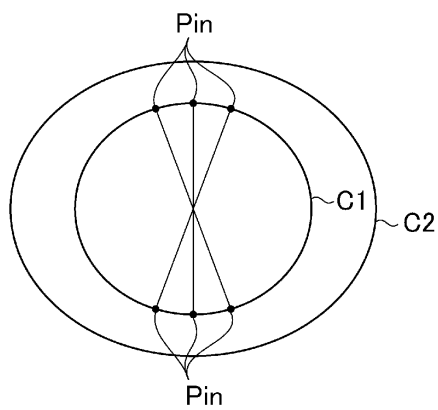
도면9



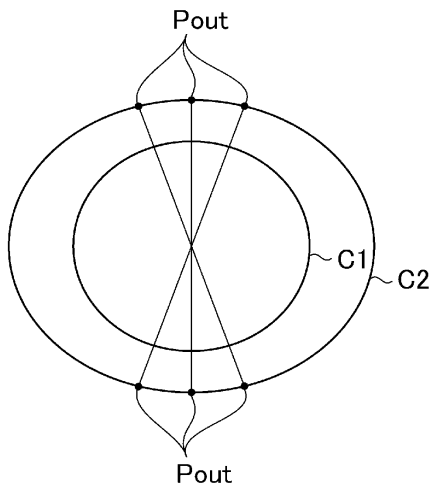
도면10



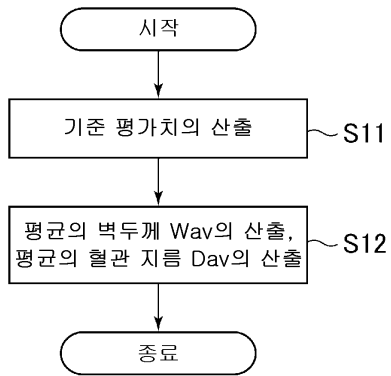
도면11



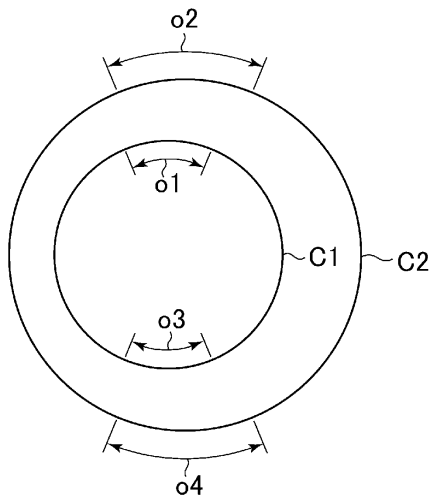
도면12



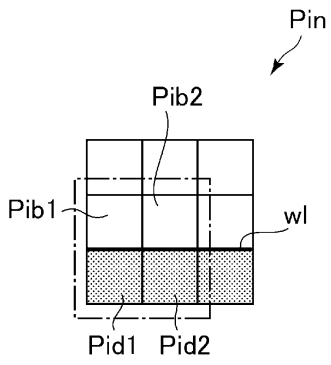
도면13



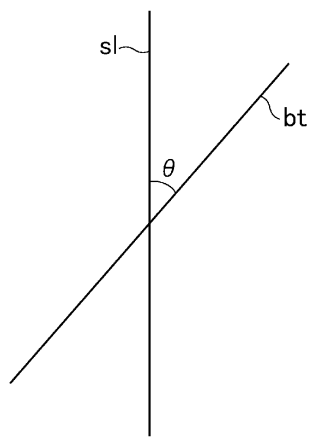
도면14



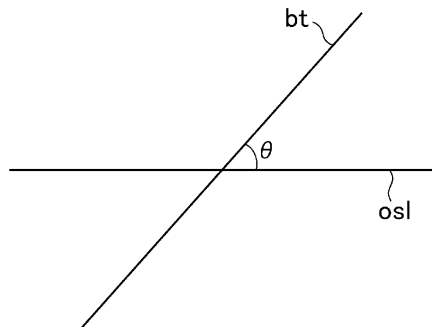
도면15



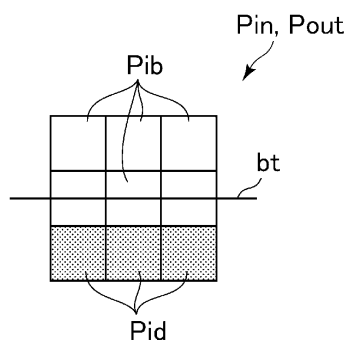
도면16



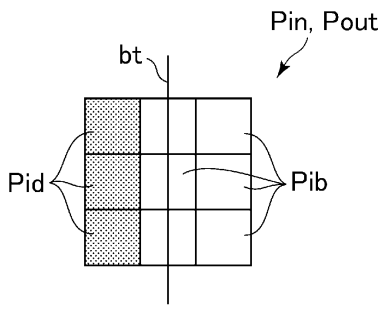
도면17



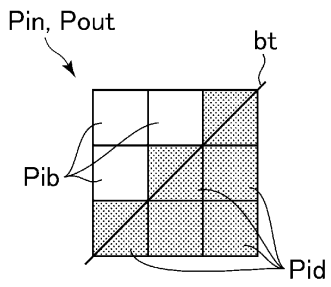
도면18



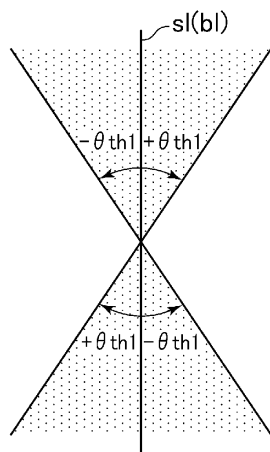
도면19



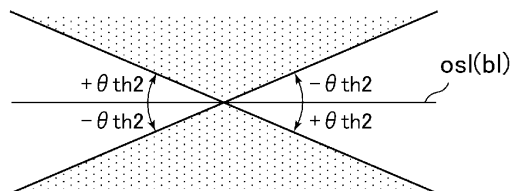
도면20



도면21



도면22



도면23

●~ pp1

●~ pp2

도면24

●~ ppo1
↑
●~ pp1
↓
●~ ppi1

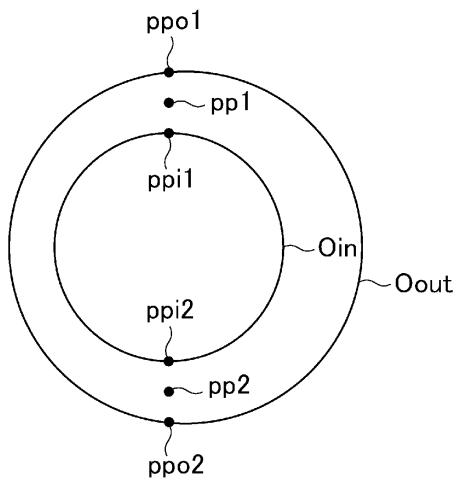
●~ ppi2
↑
●~ pp2
↓
●~ ppo2

도면25

ppo1
← ●~
●~ pp1
← ●~
ppi1

ppi2
↑ ●~
pp2 ●~
↓ ●~
ppo2

도면26



专利名称(译)	测量装置及其控制程序		
公开(公告)号	KR1020140056044A	公开(公告)日	2014-05-09
申请号	KR1020130128864	申请日	2013-10-29
申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
当前申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
[标]发明人	FUNAYA SEIJI 후나야세이지 MIYAMA KOJI 미야마고지 SAITO YASUYO 사이토야스요 OGASAWARA MASAFUMI 오가사와라마사후미		
发明人	후나야세이지 미야마고지 사이토야스요 오가사와라마사후미		
IPC分类号	A61B8/14 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/469 A61B8/0891 A61B8/0858 A61B5/02007		
优先权	2012238921 2012-10-30 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(问题)提供一种能够防止测量值不正确的测量装置,例如平均值。平均值计算部分(83),用于计算在基于从对象获得的超声波的回波信号创建的超声图像中设置的测量参考部分的测量值,并计算其平均值;用于计算关于回波信号的反射率的评估值的评估值计算部分82和用于基于评估值判断基于测量参考部分计算的测量值的可靠性的判断部分84它表征。

