



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0070428
(43) 공개일자 2014년06월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/08 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0145845

(22) 출원일자 2013년11월28일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

JP-P-2012-260774 2012년11월29일 일본(JP)

(71) 출원인

지이 메디컬 시스템즈 글로벌 테크놀로지 캄파니
엘엘씨

미국 위스콘신주 53188 위케샤 노오스 그랜드뷰
블루바드 3000

(72) 발명자

미야마 고지

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

후나야 세이지

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

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

제일특허법인

전체 청구항 수 : 총 14 항

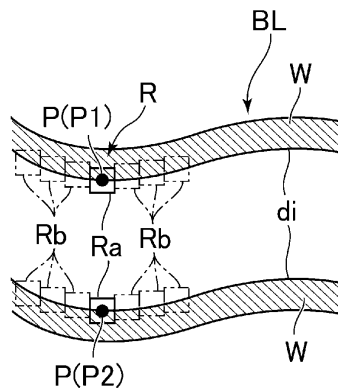
(54) 발명의 명칭 계측 장치 및 그 제어 프로그램

(57) 요약

계측 기준 부분에 대해 정확한 이동 정보를 얻을 수 있는 계측 장치를 제공한다.

피검체의 초음파 화상에 계측 기준 부분 P를 설정하는 계측 기준 부분 설정부와, 하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 복수의 영역 R의 추적에 행하는 추적부와, 추적부의 추적에 근거하여 상기 각 영역 R의 제 1 이동 정보를 산출하는 제 1 이동 정보 산출부와, 제 1 이동 정보 산출부에 의해 얻어진 상기 각 영역의 제 1 이동 정보에 근거하여, 상기 계측 기준 부분의 제 2 이동 정보를 산출하는 제 2 이동 정보 산출부를 구비하며, 상기 복수의 영역 R은, 상기 추적부에 의한 추적에 있어서, 상기 하나의 초음파 화상과 상기 다른 초음파 화상의 사이에 있어서의 상기 계측 기준 부분 P의 추적에서는 포착할 수 없는 이동의 요소를 포착할 수 있는 부분을 포함하는 영역인 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도5



(72) 발명자

사이토 야스요

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

오가사와라 마사후미

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

특허청구의 범위

청구항 1

피검체의 초음파 화상에 계측 기준 부분을 설정하는 계측 기준 부분 설정부와,

하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 복수의 영역의 추적에 행하는 추적부와,

상기 추적부의 추적에 근거하여 상기 각 영역의 제 1 이동 정보를 산출하는 제 1 이동 정보 산출부와,

상기 제 1 이동 정보 산출부에 의해 얻어진 상기 각 영역의 제 1 이동 정보에 근거하여, 상기 계측 기준 부분의 제 2 이동 정보를 산출하는 제 2 이동 정보 산출부를 구비하며,

상기 복수의 영역은, 상기 계측 기준 부분과 함께 이동하는 부분으로서, 상기 추적부에 의한 추적에 있어서, 상기 하나의 초음파 화상과 상기 다른 초음파 화상의 사이에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 추적에서는 포착할 수 없는 이동의 요소를 포착할 수 있는 부분을 포함하는 영역인 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 추적부는, 상기 계측 기준 부분 이외의 복수의 영역 및 상기 계측 기준 부분을 포함하는 영역의 추적에 행하고,

상기 제 1 이동 정보 산출부는, 상기 추적부의 추적 결과에 근거하여, 상기 계측 기준 부분 이외의 복수의 영역 및 상기 계측 기준 부분을 포함하는 영역의 상기 제 1 이동 정보를 산출하고,

상기 제 2 이동 정보 산출부는, 상기 계측 기준 부분 이외의 복수의 영역 및 상기 계측 기준 부분을 포함하는 영역에 대한 상기 제 1 이동 정보에 근거하여 상기 제 2 이동 정보를 산출하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 제 2 이동 정보에 의한 상기 계측 기준 부분의 이동 정보를 표시하는 표시부를 구비하는

계측 장치.

청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 복수의 영역은, 혈관벽을 따라 설정되는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 계측 기준 부분 이외의 부분에 상기 복수의 영역을 설정하는 영역 설정부로서, 상기 초음파 화상에 있어서

혈관벽을 식별하여, 상기 복수의 영역을 혈관벽을 따라 설정하는 영역 설정부를 구비하는 것을 특징으로 하는 계측 장치.

청구항 6

피검체의 초음파 화상에 있어서 주기적인 운동을 반복하는 부분에 계측 기준 부분을 설정하는 계측 기준 부분 설정부와,

하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 상기 계측 기준 부분을 추적하는 추적부와,

상기 하나의 시각의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치와, 상기 하나의 시각과 시간적으로 상이하고, 또한, 상기 하나의 시각과 동일 시상(時相)의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치에 근거하여, 상기 추적부에 의한 추적에 의해 얻어진 상기 계측 기준 부분의 이동 정보를 보정하는 이동 정보 보정부를 구비하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 이동 정보 보정부는, 상기 하나의 시각의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치와, 상기 하나의 시각과 시간적으로 상이하고, 또한, 상기 하나의 시각과 동일 시상의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치가 일치하도록, 상기 이동 정보의 보정을 행하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 8

제 6 항 또는 제 7 항에 있어서,

상기 하나의 시각과 시간적으로 상이하고, 또한, 상기 하나의 시각과 동일 시상의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치는, 상기 추적부에 의한 추적에 의해 얻어진 위치인

계측 장치.

청구항 9

제 6 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 이동 정보 보정부는, 상기 하나의 시각의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치와, 상기 하나의 시각과 시간적으로 상이하고, 또한, 상기 하나의 시각과 동일 시상의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치의 사이의 벡터를 산출하고, 상기 벡터에 근거하여, 상기 이동 정보의 보정을 행하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 10

제 6 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 이동 정보 보정부는, 상기 하나의 시각과 시간적으로 상이하고, 또한, 상기 하나의 시각과 동일 시상의 초

음과 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치를, 상기 하나의 시각의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치와 일치시킨 점과, 상기 추적부에 의한 추적에 의해 얻어진 상기 계측 기준 부분의 궤적상의 점에 근거하여 보간을 행함으로써, 상기 이동 정보의 보정을 행하는 것을 특징으로 하는 계측 장치.

청구항 11

피검체의 초음파 화상에 있어서 주기적인 운동을 반복하는 부분에 계측 기준 부분을 설정하는 계측 기준 부분 설정부와,

하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 상기 계측 기준 부분을 추적하는 추적부와,

상기 추적부에 의한 추적에 의해 얻어진 상기 계측 기준 부분의 궤적의 길이와 동일한 길이를 갖는 폐곡선으로서, 적어도 상기 하나의 시각의 상기 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분을 지나는 폐곡선을, 상기 계측 기준 부분의 궤적의 보정 결과로 하는 이동 정보 보정부를 구비하는 것을 특징으로 하는

계측 장치.

청구항 12

컴퓨터로,

피검체의 초음파 화상에 계측 기준 부분을 설정하는 계측 기준 부분 설정 기능과,

하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 복수의 영역의 추적을 행하는 추적 기능과,

상기 추적 기능에 의한 추적에 근거하여 상기 각 영역의 제 1 이동 정보를 산출하는 제 1 이동 정보 산출 기능과,

상기 제 1 이동 정보 산출 기능에 의해 얻어진 상기 각 영역의 제 1 이동 정보에 근거하여, 상기 계측 기준 부분의 제 2 이동 정보를 산출하는 제 2 이동 정보 산출 기능을 실행시키는 계측 장치의 제어 프로그램으로서,

상기 복수의 영역은, 상기 계측 기준 부분과 함께 이동하는 부분으로서, 상기 추적 기능에 의한 추적에 있어서, 상기 하나의 초음파 화상과 상기 다른 초음파 화상의 사이에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 추적에서는 포착할 수 없는 이동의 요소를 포착할 수 있는 부분을 포함하는 영역인 것을 특징으로 하는

계측 장치의 제어 프로그램.

청구항 13

컴퓨터로,

피검체의 초음파 화상에 있어서 주기적인 운동을 반복하는 부분에 계측 기준 부분을 설정하는 계측 기준 부분 설정 기능과,

하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 상기 계측 기준 부분을 추적하는 추적 기능과,

상기 하나의 시각의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치와, 상기 하나의 시각과 시간적으로 상이하고, 또한, 상기 하나의 시각과 동일 시상의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치에 근거하여, 상기 추적부에 의한 추적에 의해 얻어진 상기 계측 기준 부분의 이동 정보를 보정하는 이동 정보 보정 기능을 실행시키는 것을 특징으로 하는

계측 장치의 제어 프로그램.

청구항 14

컴퓨터로,

피검체의 초음파 화상에 있어서 주기적인 운동을 반복하는 부분에 계측 기준 부분을 설정하는 계측 기준 부분 설정 기능과,

하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 상기 계측 기준 부분을 추적하는 추적 기능과,

상기 추적 기능에 의한 추적에 의해 얻어진 상기 계측 기준 부분의 궤적의 길이와 동일한 길이의 원주를 갖는 원으로서, 적어도 상기 하나의 시각의 상기 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분을 지나는 원을, 상기 계측 기준 부분의 궤적의 보정 결과로 하는 이동 정보 보정 기능을 실행시키는 것을 특징으로 하는

계측 장치의 제어 프로그램.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은, 초음파 화상에 설정된 관심 영역이 설정된 부분의 이동을 추적하는 계측 장치 및 그 제어 프로그램에 관한 것이다.

[0002]

배경 기술

[0003] 뇌경색이나 심근경색 등의 순환기계 질환을 예방하는 데에는, 동맥 경화의 징조를 조기에 찰지(察知)하는 것이 유효하다. 동맥 경화의 검사로서는, 초음파 진단 장치를 이용하여 혈관을 관찰하는 것이 행해지고 있다. 예를 들면, 특허 문헌 1, 2에서는, 동맥 경화를 진단하기 위해, 초음파 화상의 혈관벽에 영역을 설정하고, 이 영역이 설정된 부분의 움직임을 추적하는 것이 기재되어 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0004] (특허문헌 0001) 특허 문헌 1 : 일본 특개 제2002-238903호 공보

(특허문헌 0002) 특허 문헌 2 : 일본 특개 제2012-90820호 공보

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 그런데, 영역이 설정된 부분의 움직임을 추적은, 초음파 화상에 있어서의 휘도 분포에 근거하여 행한다. 따라서, 이동 방향에 있어서 동일한 휘도 분포로 되어 있으면, 정확한 추적이 곤란하다. 구체적으로 설명하면, 혈관벽의 움직임을 요소에는, 피검체의 체표면에 맞닿고 있는 초음파 프로브를 움직이게 하는 동작에 의한 움직임, 피검체의 동작에 의한 움직임, 호흡에 의한 움직임, 박동에 의해 혈관이 수축하는 움직임, 혈관내를 혈액이 이동하는 것에 따른 관성력에 의한 혈관 장축 방향의 움직임 등, 여러 가지 요소가 포함되어 있다.

[0006] 이 중, 예를 들면, 수평 방향으로 연장되는 혈관의 장축 방향의 단면 화상에 있어서, 혈액이 이동하는 것에 따른 관성력에 의해 혈관이 장축 방향(수평 방향)으로 움직여도, 이 수평 방향에 있어서는, 혈관벽은 동일한 휘도 분포로 되어 있고, 또한, 추적 대상의 영역은 그다지 크지 않기 때문에, 정확한 추적이 곤란하다. 이러한 것으

로부터, 계측을 행하는 기준이 되는 계측 기준 부분에 대해 정확한 이동 정보를 얻을 수 있는 계측 장치가 요구되고 있다.

과제의 해결 수단

- [0007] 상술의 과제를 해결하기 위해 이루어진 하나의 관점의 발명은, 피검체의 초음파 화상에 계측 기준 부분을 설정하는 계측 기준 부분 설정부와, 하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 복수의 영역의 추적 행하는 추적부와, 이 추적부의 추적에 근거하여 상기 각 영역의 제 1 이동 정보를 산출하는 제 1 이동 정보 산출부와, 이 제 1 이동 정보 산출부에 의해 얻어진 상기 각 영역의 제 1 이동 정보에 근거하여, 상기 계측 기준 부분의 제 2 이동 정보를 산출하는 제 2 이동 정보 산출부를 구비하며, 상기 복수의 영역은, 상기 계측 기준 부분과 함께 이동하는 부분으로서, 상기 추적부에 의한 추적에 있어서, 상기 하나의 초음파 화상과 상기 다른 초음파 화상의 사이에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 추적에서는 포착할 수 없는 이동의 요소를 포착할 수 있는 부분을 포함하는 영역인 것을 특징으로 하는 계측 장치이다.
- [0008] 또한, 다른 관점의 발명은, 피검체의 초음파 화상에 있어서 주기적인 운동을 반복하는 부분에 계측 기준 부분을 설정하는 계측 기준 부분 설정부와, 하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 상기 계측 기준 부분을 추적하는 추적부와, 상기 하나의 시각의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치와, 상기 하나의 시각과 시간적으로 상이하고, 또한, 상기 하나의 시각과 동일 시상(時相)의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치에 근거하여, 상기 추적부에 의한 추적에 의해 얻어진 상기 계측 기준 부분의 이동 정보를 보정하는 이동 정보 보정부를 구비하는 것을 특징으로 하는 계측 장치이다.
- [0009] 또한, 다른 관점의 발명은, 피검체의 초음파 화상에 있어서 주기적인 운동을 반복하는 부분에 계측 기준 부분을 설정하는 계측 기준 부분 설정부와, 하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 초음파 화상에 있어서 상기 계측 기준 부분을 추적하는 추적부와, 이 추적부에 의한 추적에 의해 얻어진 상기 계측 기준 부분의 궤적의 길이와 동일한 길이를 갖는 폐곡선으로서, 적어도 상기 하나의 시각의 상기 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분을 지나는 폐곡선을, 상기 계측 기준 부분의 궤적의 보정 결과로 하는 이동 정보 보정부를 구비하는 것을 특징으로 하는 계측 장치이다.

발명의 효과

- [0010] 상기 하나의 관점의 발명에 의하면, 상기 계측 부분과 함께 이동하는 부분으로서, 상기 하나의 초음파 화상과 상기 다른 초음파 화상의 사이에 있어서의 계측 기준 부분의 추적에서는, 추적할 수 없는 이동의 요소를 포착할 수 있는 부분을 포함하는 복수의 영역의 이동 정보에 근거하는 제 1 이동 정보가 산출되므로, 상기 계측 기준 부분에 대해 종래보다 정확한 이동 정보를 얻을 수 있다.
- [0011] 또한, 다른 관점의 발명에 의하면, 상기 하나의 시각의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치와, 상기 하나의 시각과 시간적으로 상이하고, 또한, 이 하나의 시각과 동일 시상의 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분의 위치에 근거하여, 상기 추적부에 의한 추적에 의해 얻어진 상기 계측 기준 부분의 이동 정보가 보정되므로, 상기 계측 기준 부분에 대해 종래보다 정확한 이동 정보를 얻을 수 있다.
- [0012] 또한, 다른 관점의 발명에 의하면, 상기 추적부에 의한 추적에 의해 얻어진 상기 계측 기준 부분의 궤적의 길이와 동일한 길이를 갖는 폐곡선으로서, 적어도 상기 하나의 시각의 상기 초음파 화상에 있어서의 상기 계측 기준 부분을 지나는 폐곡선을, 상기 계측 기준 부분의 궤적의 보정 결과로 하므로, 상기 계측 기준 부분에 대해 종래보다 정확한 이동 정보를 얻을 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0013] 도 1은 본 발명의 실시 형태에 있어서의 초음파 진단 장치의 개략 구성의 일례를 나타내는 블록도이다.
- 도 2는 제 1 실시 형태의 제어부에서 실행되는 기능의 블록도이다.
- 도 3은 제 1 실시 형태의 초음파 진단 장치의 작용의 일례를 나타내는 플로우차트이다.

- 도 4는 계측 기준점이 설정된 B 모드 화상이 표시된 표시부를 나타내는 도면이다.
- 도 5는 관심 영역이 설정된 혈관의 B 모드 화상을 나타내는 도면이다.
- 도 6은 시각 t_1 , t_2 , t_3 , t_4 에 있어서의 B 모드 화상을 나타내는 개념도이다.
- 도 7은 계측 기준점 P1에 대한 제 1 관심 영역 Ra의 수직 방향의 이동 결과의 그래프를 나타내는 도면이다.
- 도 8은 계측 기준점 P1에 대한 제 1 관심 영역 Ra의 수평 방향의 이동 결과의 그래프를 나타내는 도면이다.
- 도 9는 계측 기준점 P1에 대한 제 1 관심 영역 Ra의 수직 방향의 이동 결과의 그래프와 계측 기준점 P2에 대한 제 1 관심 영역 Ra의 수직 방향의 이동 결과의 그래프를 나타내는 도면이다.
- 도 10은 제 1 관심 영역의 이동 결과로서, 스텝 S6에 있어서 산출되는 벡터를 이용하는 이유를 설명하는 도면이다.
- 도 11은 도 10에 도시된 벡터를 분해한 도면이다.
- 도 12는 혈관벽의 이동과 제 1 관심 영역의 추적을 설명하는 도면이다.
- 도 13은 제 1 실시 형태의 제 2 변형예에 있어서의 제 2 관심 영역의 설정예를 나타내는 도면이다.
- 도 14는 제 2 실시 형태의 제어부에서 실행되는 기능의 블록도이다.
- 도 15는 제 2 실시 형태의 초음파 진단 장치의 작용의 일례를 나타내는 플로우차트이다.
- 도 16은 제 2 실시 형태에 있어서 관심 영역이 설정된 혈관의 B 모드 화상을 나타내는 도면이다.
- 도 17은 관심 영역의 이동 궤적의 일례를 나타내는 도면이다.
- 도 18은 관심 영역의 이동 궤적의 보정을 설명하는 도면이다.
- 도 19는 제 2 실시 형태의 변형예에 있어서의 관심 영역의 이동 궤적의 보정을 설명하는 도면이다.
- 도 20은 제 2 실시 형태의 변형예에 있어서의 관심 영역의 이동 궤적의 보정의 다른 예를 설명하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0014] 이하, 본 발명의 실시 형태에 대해 상세하게 설명한다.
- [0015] (제 1 실시 형태)
- [0016] 먼저, 제 1 실시 형태에 대해 도 1~도 12에 근거하여 설명한다. 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치(1)는, 초음파 프로브(2), 송수신 빔 포머(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.
- [0017] 상기 초음파 프로브(2)는, 어레이 형상으로 배치된 복수의 초음파 진동자(도시 생략)를 갖고 구성되고, 이 초음파 진동자에 의해 피검체에 대해서 초음파를 송신하여, 그 에코 신호를 수신한다.
- [0018] 상기 송수신 빔 포머(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 빔 포머(3)는, 상기 초음파 프로브(2)에서 수신한 에코 신호에 대해, A/D 변환, 정상 가산 처리 등의 신호 처리를 행하고, 신호 처리 후의 에코 데이터를 상기 에코 데이터 처리부(4)에 출력한다.
- [0019] 상기 에코 데이터 처리부(4)는, 상기 송수신 빔 포머(3)로부터 출력된 에코 데이터에 대해, 초음파 화상을 작성하기 위한 신호 처리를 행한다. 예를 들면, 상기 에코 데이터 처리부(4)는, 대수 압축 처리, 포락선 검파 처리 등을 포함하는 B 모드 처리를 행하여, B 모드 데이터를 작성한다.
- [0020] 상기 표시 제어부(5)는, 상기 B 모드 데이터에 대해, 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. 또한, 상기 표시 제어부(5)는, 후술의 관심 영역 R 등 그 외의 표시를 상기 표시부(6)에 표시시킨다.
- [0021] 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(keyboard) 및 포인팅 디바이스(pointing device) 등을 포함

하여 구성되어 있다.

- [0022] 상기 제어부(8)는, CPU(Central Processing Unit)로서, 상기 기억부(9)에 기억된 제어 프로그램을 판독하고, 상기 초음파 진단 장치(1)의 각 부에 있어서의 기능을 실행시킨다. 예를 들면, 상기 송수신 빔 포머(3), 상기 에코 데이터 처리부(4), 상기 표시 제어부(5)의 기능은, 상기 제어 프로그램에 의해 실행되어도 좋다.
- [0023] 또한, 상기 제어부(8)는, 도 2에 도시된 계측 기준점 설정부(81), 관심 영역 설정부(82), 추적부(83), 제 1 이동 정보 산출부(84), 제 2 이동 정보 산출부(85), 계측부(86)의 기능을 실행시킨다. 상세한 것은 후술한다. 상기 계측 기준점 설정부(81)는, 본 발명에 있어서의 계측 기준 부분 설정부의 실시 형태의 일례로서, 그 기능은 본 발명에 있어서의 계측 기준 부분 설정 기능의 실시 형태의 일례이다. 관심 영역 설정부(82)는, 본 발명에 있어서의 영역 설정부의 실시 형태의 일례이다. 상기 추적부(83)는, 본 발명에 있어서의 추적부의 실시 형태의 일례로서, 그 기능은 본 발명에 있어서의 추적 기능의 실시 형태의 일례이다. 상기 제 1 이동 정보 산출부(84)는, 본 발명에 있어서의 제 1 이동 정보 산출부의 실시 형태의 일례로서, 그 기능은 본 발명에 있어서의 제 1 이동 정보 산출 기능의 실시 형태의 일례이다. 상기 제 2 이동 정보 산출부(85)는, 본 발명에 있어서의 제 2 이동 정보 산출부의 실시 형태의 일례로서, 그 기능은 본 발명에 있어서의 제 2 이동 정보 산출 기능의 실시 형태의 일례이다.
- [0024] 상기 기억부(9)는, 예를 들면, HDD(Hard Disk Drive)나 반도체 메모리(memory) 등이다.
- [0025] 그런데, 본 예의 초음파 진단 장치 하나의 작용에 대해 도 3의 플로우차트에 근거하여 설명한다. 먼저, 스텝 S1에서는, 피검체로부터 취득된 초음파의 에코 신호에 근거하여 상기 표시부(6)에 표시된 B 모드 화상을, 조작자가 프리즈(freeze)시키는 조작을 행한다.
- [0026] 다음에, 스텝 S2에서는, 조작자는, 상기 표시부(6)에 표시된 B 모드 화상 BI에 있어서, 도 4에 나타난 바와 같이 계측 기준점 P를 설정한다. 도 4에서는, 혈관 BL의 혈관벽 W에 있어서의 내벽면에 2점의 계측 기준점 P1, P2가 설정되어 있다.
- [0027] 상기 계측 기준점 P는, 상기 B 모드 화상 BI에 있어서의 계측의 기준이 되는 점이다. 예를 들면, 상기 계측 기준점 P는, 후술하는 바와 같이 프리즈가 해제된 B 모드 화상 BI에 있어서, 추적을 행하여 이동량을 계측하는 대상이다. 이 계측 기준점 P에 근거하여 혈관직경의 계측을 행하는 것도 가능하다. 상기 계측 기준점 P는, 본 발명에 있어서의 계측 기준 부분의 실시 형태의 일례이다.
- [0028] 상기 계측 기준점 P는, 예를 들면, 조작자가 상기 조작부(7)의 포인팅 디바이스 등을 이용하여, 도시하지 않는 커서(cursor)를 이동시켜 소망하는 위치에 설정한다. 상기 계측 기준점 설정부(81)는, 상기 조작부(7)에 있어서의 조작자의 입력이 있으면, 상기 B 모드 화상 BI에 상기 계측 기준점 P를 설정한다.
- [0029] 상기 특허 문헌 2에 기재되어 있는 바와 같이, 한쪽의 계측 기준점 P1을 조작자가 포인팅 디바이스 등을 이용하여 설정한 후, 이 계측 기준점 P1과 한쪽의 계측 기준점 P2를 연결하는 선분이 혈관의 장축 방향과 직교하도록, 상기 계측 기준점 P2의 설정 지원이 이루어져도 좋다.
- [0030] 다음에, 스텝 S3에서는, 도 5에 나타난 바와 같이, 상기 관심 영역 설정부(82)가 상기 B 모드 화상 BI에 관심 영역 R을 설정한다. 관심 영역 R은, 실선으로 도시된 제 1 관심 영역 Ra와 일점쇄선으로 도시된 제 2 관심 영역 Rb이다. 상기 관심 영역 R은, 본 발명에 있어서의 영역의 실시 형태의 일례이다.
- [0031] 구체적으로 상기 관심 영역 R의 설정에 대해 설명한다. 상기 관심 영역 설정부(82)는, 상기 계측 기준점 P1, P2의 주위에, 이 계측 기준점 P1, P2를 포함하는 제 1 관심 영역 Ra를 설정한다. 또한, 상기 관심 영역 설정부(82)는, 상기 제 1 관심 영역 Ra의 양측에, 혈관 BL의 장축 방향을 따라 복수의 제 2 관심 영역 Rb를 설정한다. 상기 관심 영역 설정부(82)는, B 모드 화상 BI의 휘도 분포(에코 신호의 강도 분포)에 근거하여, 혈관벽 W의 윤곽을 특정하고, 이 혈관벽 W의 윤곽을 포함하도록 상기 제 2 관심 영역 Rb의 설정을 행한다. 이에 의해, 혈관벽 W에 따라 상기 제 2 관심 영역 Rb가 설정된다. 본 예에서는, 상기 제 2 관심 영역 Rb는, 상기 제 1 관심 영역 Ra의 양측에 3개씩 설정되어 있다.
- [0032] 상기 제 2 관심 영역 Rb는, 상기 계측 기준점 P와 함께 이동하는 부분으로서, 추적부(83)에 의한 추적에 있어서, 제 1 관심 영역 Ra의 추적에서는 포착할 수 없는 이동의 요소를 포착할 수 있는 부분을 포함하여 설정된다. 이에 대해서는 후술한다.
- [0033] 상기 표시 제어부(5)는, 상기 제 1 관심 영역 Ra 및 상기 계측 기준점 P를 상기 표시부(6)에 표시한다. 한편,

상기 제 2 관심 영역 Rb는 상기 표시부(6)에 표시되지 않아도 좋다.

- [0034] 다음에, 스텝 S4에서는, 조작자는 B 모드 화상 BI의 프리즈를 해제한다. 프리즈가 해제되면, 상기 추적부(83)는, 하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 B 모드 화상 BI에 있어서, 상기 제 1 관심 영역 Ra 및 상기 제 2 관심 영역 Rb의 추적을 개시한다. 상기 제 1 관심 영역 Ra 및 상기 제 2 관심 영역 Rb의 추적은, 예를 들면, 상기 B 모드 화상 BI의 휘도 분포에 근거하여, 옵티컬 플로우(optical flow)법 등의 공지의 수법을 이용하여 행해진다.
- [0035] 다음에, 스텝 S5에서는, 상기 제 1 이동 정보 산출부(84)는, 상기 추적부(83)에 의한 추적에 근거하여, 상기 B 모드 화상 BI에 있어서 제 1 관심 영역 Ra가 설정된 부분의 이동을 나타내는 이동 벡터 V1과, 상기 제 2 관심 영역 Rb가 설정된 부분의 이동을 나타내는 이동 벡터 V2를 구한다. 상기 제 1 이동 정보 산출부(84)는, 시간적으로 상이한 2개의 B 모드 화상 BI의 사이에 있어서의 상기 추적부(83)에 의한 추적으로부터, 상기 제 1 관심 영역 Ra가 설정된 부분 및 상기 제 2 관심 영역 Rb가 설정된 부분의 이동을 구하여, 상기 이동 벡터 V1 및 상기 이동 벡터 V2를 산출한다. 예를 들면, 도 6에 나타난 바와 같이, 시각 t_1 , t_2 , t_3 , t_4 , $\dots$ 에 있어서의 B 모드 화상을 B 모드 화상 BI1, BI2, BI3, BI4, $\dots$ 로 하면, 상기 B 모드 화상 BI1과 B 모드 화상 BI2의 사이, 상기 B 모드 화상 BI2와 B 모드 화상 BI3의 사이, 상기 B 모드 화상 BI3과 B 모드 화상 BI4의 사이에 있어서, 상기 이동 벡터 V1 및 상기 이동 벡터 V2의 산출을 행한다. 상기 이동 벡터 V1 및 상기 이동 벡터 V2는, 본 발명에 있어서의 제 1 이동 정보의 실시 형태의 일례이다.
- [0036] 다음에, 스텝 S6에서는, 제 2 이동 정보 산출부(85)는, 상기 이동 벡터 V1과 복수의 상기 이동 벡터 V2를 반영한 벡터를 산출한다. 본 예에서는, 상기 제 2 이동 정보 산출부(85)는, 상기 벡터로서, 상기 이동 벡터 V1과 복수의 상기 이동 벡터 V2의 평균 벡터 V_{av} 를 산출한다. 상기 제 2 이동 정보 산출부(85)는, 상기 이동 벡터 V1 및 상기 이동 벡터 V2 중, 크기나 방향이 극단적으로 상이한 벡터를 제외하여 상기 평균 벡터 V_{av} 를 산출해도 좋다. 또한, 상기 제 2 이동 정보 산출부(85)는, 상기 이동 벡터 V1 및 상기 이동 벡터 V2에 대해, 각각의 벡터를 얻기 위한 추적에 이용한 옵티컬 플로우법에 있어서 얻어지는 상관계수의 크기에 따른 가중치 계수를 승산하여, 상기 평균 벡터 V_{av} 를 산출해도 좋다. 상기 평균 벡터 V_{av} 는, 본 발명에 있어서의 제 2 이동 정보의 실시 형태의 일례이다.
- [0037] 다음에, 스텝 S7에서는, 상기 표시 제어부(5)는, 상기 평균 벡터 V_{av} 에 의한 상기 제 1 관심 영역 Ra의 이동 결과(상기 계측 기준점 P의 이동 결과)를 상기 표시부(6)에 표시시킨다. 이에 의해, 상기 계측 기준점 P의 이동량의 계측 결과로서, 상기 평균 벡터 V_{av} 에 의한 이동 정보가 표시되고, 상기 계측 기준점 P에 대한 보정된 이동 정보(보정 후 이동 정보)가 표시된다.
- [0038] 예를 들면, 상기 표시 제어부(5)는, 도 7에 나타난 바와 같이, 상기 계측 기준점 P1에 대한 상기 제 1 관심 영역 Ra의, 상기 평균 벡터 V_{av} 에 의한 수직 방향에 있어서의 이동 결과를 나타내는 그래프 G1을 표시시켜도 좋다. 또한, 상기 표시 제어부(5)는, 도 8에 나타난 바와 같이, 상기 계측 기준점 P1에 대한 상기 제 1 관심 영역 Ra의, 상기 평균 벡터 V_{av} 에 의한 수평 방향의 이동 결과를 나타내는 그래프 G2를 표시시켜도 좋다. 또한, 상기 표시 제어부(5)는, 도 9에 나타난 바와 같이, 상기 계측 기준점 P1에 대한 상기 제 1 관심 영역 Ra의, 상기 평균 벡터 V_{av} 에 의한 수직 방향에 있어서의 이동 결과를 나타내는 그래프 G1과, 상기 계측 기준점 P2에 대한 상기 제 1 관심 영역 Ra의, 상기 평균 벡터 V_{av} 에 의한 수직 방향에 있어서의 이동 결과를 나타내는 그래프 G3를 동일 좌표축으로 이루어지는 좌표면상에 표시시켜도 좋다. 상기 그래프 G1~G3는, 본 발명에 있어서 표시부에 표시되는 계측 기준 부분의 이동 정보의 실시 형태의 일례이다.
- [0039] 덧붙여서, 상기 평균 벡터 V_{av} 는, 2개의 B 모드 화상 사이의 보정 후 이동 정보이며, 하나의 상기 평균 벡터 V_{av} 로부터 상기 그래프 G1~G3상의 일점을 얻을 수 있다. 따라서, 시각 t_1 , t_2 의 B 모드 화상 BI1, BI2로부터 얻을 수 있는 평균 벡터 V_{av1} , 시각 t_2 , t_3 의 B 모드 화상 BI1, BI2로부터 얻을 수 있는 평균 벡터 V_{av2} , 시각 t_3 , t_4 의 B 모드 화상 BI3, BI4로부터 얻을 수 있는 평균 벡터 V_{av3} , $\dots$ 가 순차적으로 산출되어, 상기 그래프 G1~G3가 표시된다.
- [0040] 여기서, 수직 방향은, 상기 B 모드 화상 BI에 있어서의 수직 방향(깊이 방향)을 의미한다. 또한, 수평 방향은, 이 B 모드 화상 BI에 있어서의 수직 방향과 직교하는 방향을 의미한다.
- [0041] 상기 그래프 G1~G3에 대해 설명한다. 그래프 G1~G3의 가로축은, 시간을 나타내고 있다. 또한, 상기 그래프 G1, G3의 세로축은, 상기 계측 기준점 P1, P2 각각에 대한 상기 제 1 관심 영역 Ra의 상기 B 모드 화상 BI에 있어서의 수직 방향의 위치를 나타내고 있다. 또한, 상기 그래프 G2의 세로축은, 상기 계측 기준점 P1에 대한 제

1 관심 영역 Ra의 상기 B 모드 화상 BI에 있어서의 수평 방향의 위치를 나타내고 있다.

- [0042] 도 9에 도시된 그래프 G1, G3에 있어서, 동일 시간에 있어서의 세로 방향의 차이는, 혈관 BL의 내경 ϕ 을 의미한다. 따라서, 조작자는, 상기 조작부(7)를 이용하여, 상기 표시부(6)(도 9에서는 도시 생략)에 내경 지표 I를 표시시켜, 이 내경 지표 I의 양 단부를 상기 그래프 G1, G3에 맞춘다. 이에 의해, 상기 계측부(86)은 내경 ϕ 을 계측한다. 도 9에서는, 시각 T10에 있어서의 내경 ϕ 이 계측된다.
- [0043] 여기서, 상기 제 1 관심 영역 Ra의 이동 결과로서, 상기 이동 벡터 V1과 복수의 상기 이동 벡터 V2에 근거하는 벡터(본 예에서는 상기 평균 벡터 V_{av})를 이용하는 이유에 대해 설명한다. 도 10의 위쪽에는, 상기 제 1 관심 영역 Ra 부근을 확대한 도면이 도시되어 있다. 이 확대도에 도시되어 있는 바와 같이, B 모드 화상에 있어서, 혈관벽 W는, 혈관 BL의 장축 방향(혈관벽 W가 연장하고 있는 방향)으로, 동일한 휘도의 부분이 층 형상으로 나열된 구조로 되어 있다. 도 10에서는, 혈관 W의 내벽면 d_i 와 혈관벽 W의 층이, 직선 형상으로 간략화되어 도시되어 있다. 덧붙여서, B 모드 화상에 있어서, 혈관 BL의 내강부분 lu 는, 검게 비어 있는 것처럼 보인다.
- [0044] 상기 제 1 관심 영역 Ra는, 혈관벽 W의 수평 방향으로 연장되는 부분에 설정되어 있다. 상기 제 1 관심 영역 Ra가 이러한 위치에 설정되어 있는 경우에 있어서, 혈관 BL가 벡터 v 로 나타내는 경사 방향으로 이동한 것으로 한다. 이 이동의 요소에는, 예를 들면, 도 11에 나타낸 바와 같이, 박동에 의한 수직 방향의 이동 요소인 벡터 v_v 와, 혈관 BL내를 혈액이 이동하는 것에 따른 관성력에 의한 수평 방향의 이동 요소인 벡터 v_h 가 포함된다.
- [0045] 그러나, B 모드 화상에 있어서의 휘도 분포는, 수평 방향에 있어서 거의 변화가 없기 때문에, 휘도 분포에 근거하여 상기 제 1 관심 영역 Ra를 추적하면, 수직 방향의 이동을 포착할 수 있지만, 수평 방향의 이동을 포착하는 것은 곤란하다. 따라서, 도 12에 나타낸 바와 같이, 혈관벽 W가 경사 방향으로 이동하고 있음에도 불구하고, 상기 추적부(83)에 의한 제 1 관심 영역 Ra의 추적 결과는, 수직 방향으로만 이동한 것으로 된다.
- [0046] 한편, 상기 제 2 관심 영역 Rb가 설정된 부분은, 혈관벽 W가 경사 방향으로 연장하고 있는 부분이기 때문에, 수평 방향에 있어서도 휘도의 변화가 있다. 따라서, 상기 추적부(83)에 의한 상기 제 2 관심 영역 Rb의 추적 결과는, 상기 제 1 관심 영역 Ra의 추적에서는 포착할 수 없는 수평 방향의 이동 요소도 포함된 추적 결과가 된다. 이러한 제 2 관심 영역 Rb의 이동 벡터 V2도 반영된 상기 평균 벡터 V_{av} 를, 상기 제 1 관심 영역 Ra의 이동 결과로 하므로, 계측 기준점 P에 대해, 종래보다 정확한 이동 정보를 얻을 수 있다.
- [0047] 다음에, 제 1 실시 형태의 변형예에 대해 설명한다. 제 1 변형예에서는, 상기 스텝 S6에 있어서, 상기 이동 벡터 V1과 복수의 상기 이동 벡터 V2에 근거하여 산출되는 벡터는, 상기 이동 벡터 V1 및 복수의 상기 이동 벡터 V2 중, 중간 벡터이더라도 좋다. 중간 벡터는, 예를 들면, 상기 이동 벡터 V1 및 상기 복수의 이동 벡터 V2 중, 최소의 벡터와 최대의 벡터를 합성한 합성 벡터의 절반 크기의 벡터를 말한다.
- [0048] 다음에, 제 2 변형예에 대해 설명한다. 제 2 변형예에서는, 도 13에 나타낸 바와 같이, 상기 제 2 관심 영역 Rb는, 혈관벽 W의 윤곽에 따라 설정되지 않고, 상기 제 1 관심 영역 Ra의 양측에 직선 형상으로 설정되어도 좋다. 도 13에서는, 상기 계측 기준점 P2에 대한 제 1 관심 영역 Ra의 양측에 설정된 제 2 관심 영역 Rb가 도시되어 있다.
- [0049] (제 2 실시 형태)
- [0050] 다음에, 제 2 실시 형태에 대해 설명한다. 제 2 실시 형태에 있어서, 상기 제어부(8)는, 도 14에 도시된 계측 기준점 설정부(81), 관심 영역 설정부(82), 추적부(83), 제 1 이동 정보 산출부(84), 이동 정보 보정부(87), 계측부(86)의 기능을 실행시킨다.
- [0051] 본 예의 제어부(8)는, 제 1 실시 형태와는 상이하고, 상기 이동 정보 보정부(87)를 갖는 한편, 상기 제 2 이동 정보 산출부(85)를 갖지 않는다.
- [0052] 다음에, 제 2 실시 형태의 초음파 진단 장치 하나의 작용에 대해 도 15의 플로우차트에 근거하여 설명한다. 도 15의 스텝 S11은, 도 3의 상기 스텝 S1과 동일한 처리, 도 15의 스텝 S12는, 도 3의 스텝 S2와 동일한 처리이며, 설명을 생략한다.
- [0053] 다음에, 스텝 S13에서는, 도 16에 나타낸 바와 같이, 상기 스텝 S12에서 설정된 계측 기준점 P1, P2의 주위에, 이 계측 기준점 P1, P2를 포함하는 관심 영역 R을 설정한다. 이 관심 영역 R은, 상기 제 1 실시 형태에 있어서의 상기 제 1 관심 영역 Ra와 동일하다.
- [0054] 다음에, 스텝 S14에서는, 상기 스텝 S4와 마찬가지로, 조작자가 B 모드 화상의 프리즈를 해제한다. 프리즈가

해제되면, 상기 추적부(83)는, 하나의 시각으로부터 이후에 순차적으로 계속되는 상기 B 모드 화상 BI에 있어서, 상기 관심 영역 R의 추적을 개시한다.

[0055] 다음에, 스텝 S15에서는, 상기 제 1 이동 정보 산출부(84)가, 상기 추적부(83)에 의한 추적에 근거하여, 상기 관심 영역 R의 이동 정보(상기 계측 기준점 P의 이동 정보)를 구한다. 이 이동 정보는, 도 17에 나타낸 바와 같이, 상기 관심 영역 R이 이동한 궤적 T이다. 이 궤적 T는, 일심박의 사이에 있어서의 시간적으로 상이한 B 모드 화상 BI에 있어서의 상기 관심 영역 R의 위치를 나타내는 점 P_t 를 필요에 따라서 연결하여 형성된 것이다. 단, 도 17에 있어서, 점 P_t 는, 궤적 T의 단부에 있어서의 2점 P_{t_0} , P_{t_X} 만 도시되어 있고(X는 자연수), 그 사이의 점 P_{t_1} , P_{t_2} , $\dots$, $P_{t_{(X-1)}}$ 는 도시 생략되어 있다. 궤적 T상의 점의 수는, 점 $P_{t_0} \sim P_{t_X}$ 까지 (X+1)개이다.

[0056] 도 17에 도시된 상기 궤적 T는, 일심박의 상기 관심 영역 R의 이동의 궤적이다. 점 P_{t_0} 은 추적 개시점(궤적 T의 시점)이며, 이 점 P_{t_0} 로부터 점 P_{t_X} 까지가 일심박이다. 또한, 상기 점 P_{t_0} 및 상기 점 P_{t_X} 는, 박동하는 혈관이 최대직경 또는 최소직경이 된 상태에 있어서의 관심 영역 R의 위치이다.

[0057] 상기 점 P_{t_0} 은, 본 발명에 있어서, 하나의 시각의 초음파 화상에 있어서의 계측 기준 부분의 위치에 해당하고, 상기 점 P_{t_X} 는, 본 발명에 있어서, 하나의 시각과 시간적으로 상이하고, 또한, 상기 하나의 시각과 동일 시상의 초음파 화상에 있어서의 계측 기준 부분의 위치에 해당한다.

[0058] 여기서, 상기 관심 영역 R이 설정된 혈관벽은, 박동에 의해 주기적인 운동을 반복한다. 따라서, 상기 관심 영역 R이 설정된 부분은, 박동에 따라 이동하고, 일심박 후에는 원래의 위치로 돌아온다. 따라서, 최대직경 상태 시나 최소직경 상태시와 같이, 심박에 있어서의 동일 시상에 있어서는, 피검체에 있어서 상기 관심 영역 R이 설정된 부분은, 동일한 위치에 있다.

[0059] 그러나, 상기 추적부(83)에 의한 상기 관심 영역 R의 추적에 있어서, 수평 방향의 이동의 요소를 포착되고 있지 않은 등, 정확한 추적을 하지 않으면, 도 17에 나타낸 바와 같이, 동일 시상이며 동일한 위치로 되어야 할 상기 점 P_{t_0} 및 상기 점 P_{t_X} 의 위치가 어긋나 버린다. 그래서, 상기 스텝 S15에 있어서 상기 관심 영역 R의 이동 정보로서 상기 궤적 T를 얻을 수 있으면, 스텝 S16에 있어서, 상기 이동 정보 보정부(87)는, 상기 점 P_{t_0} 와 상기 점 P_{t_X} 의 위치가 일치하도록, 상기 궤적 T를 보정한다.

[0060] 상기 궤적 T의 보정에 대해 상세하게 설명한다. 상기 이동 정보 보정부(87)는, 먼저 도 18에 나타낸 바와 같이 상기 점 P_{t_X} 를 시점으로 하고, 상기 점 P_{t_0} 를 종점으로 하는 벡터 V_{x0} 를 구한다. 다음에, 하기 (식 1)으로 나타내어지는 보정용 벡터 c_{vm} 의 크기를, 상기 점 P_{t_0} 이외의 각 점 P_{t_m} 에 대해 구한다(m은, 1~X까지의 자연수).

$$[0061] \quad c_{vm} = V_{x0} \times m / \{ (X + 1) - 1 \} \quad \dots (식 1)$$

[0062] (식 1)에 있어서, 「 c_{vm} 」는 보정용 벡터의 크기, 「 V_{x0} 」은 벡터 V_{x0} 의 크기이다.

[0063] 상기 (식 1)에서 얻어지는 보정용 벡터 c_{vm} 의 크기는, 점 P_{t_1} (도시 생략)이 가장 작고, 점 P_{t_X} 가 가장 크다.

[0064] 상기 이동 정보 보정부(87)는, 상기 (식 1)에서 얻어진 크기를 갖고, 상기 벡터 V_{x0} 과 동일한 방향 및 배향을 갖는 보정용 벡터 c_{vm} 에 의해, 상기 궤적 T에 있어서의 상기 P_{t_0} 이외의 각 점 P_{t_m} (m: 1, 2, 3, $\dots$, X)를 위치 보정한다.

[0065] 도 18에는, 보정용 벡터 c_{vm} (보정용 벡터 $c_{v_1} \sim c_{v_X}$) 중 일부가 도시되어 있다. 이 보정용 벡터 c_{vm} 에 의해 상기 각 점 P_{t_m} 가 위치 보정된 점 P_{t_m}' 을 얻을 수 있다. 그리고, 이 점 P_{t_m}' 을 필요에 따라서 연결하여 형성되는 보정된 궤적 T'(도 18에 있어서의 파선)가 얻어진다.

[0066] 덧붙여서, 점 P_{t_X} 의 보정용 벡터 c_{v_X} 는, 상기 벡터 V_{x0} 이다.

[0067] 스텝 S16에 있어서 보정된 궤적 T'가 얻어지면, 스텝 S17에서는, 상기 표시 제어부(5)는, 상기 보정된 궤적 T'에 근거한 상기 관심 영역 R의 이동 결과를, 상기 표시부(6)에 표시시킨다. 상기 보정된 궤적 T'에 근거한 상기 관심 영역 R의 이동 결과로서, 상기 계측 기준점 P1에 대한 상기 관심 영역 R의 수직 방향에 있어서의 이동 결과를 나타내는 그래프 G1(도 7 참조)나, 상기 계측 기준점 P1에 대한 상기 관심 영역 R의 수평 방향에 있어서의 이동 결과를 나타내는 그래프 G2(도 8 참조)가 표시되어도 좋다. 또한, 상기 계측 기준점 P1에 대한 상기

관심 영역 R의 수직 방향에 있어서의 이동 결과를 나타내는 그래프 G1과, 상기 계측 기준점 P2에 대한 상기 관심 영역 R의 수직 방향에 있어서의 이동 결과를 나타내는 그래프 G3가, 동일 좌표축으로 이루어지는 좌표면상에 표시되어도 좋다(도 9 참조).

[0068] 본 예에 의하면, 보정된 궤적 T'에 근거한 상기 관심 영역 R의 이동 결과가 표시되므로, 상기 추적부(83)의 추적에 의해 포착할 수 없는 이동 요소가 있는 것 등에 의해, 추적부(83)의 추적 결과가 부정확하게 되는 경우에도, 보다 정확한 이동 결과를 표시시킬 수 있다.

[0069] 다음에, 제 2 실시 형태의 변형예에 대해 설명한다. 상기 스텝 S16에 있어서, 도 19에 나타낸 바와 같이, 상기 이동 정보 보정부(87)는, 상기 점 P_{tx} 를 상기 점 P_{t0} 에 일치시킨 점, 즉, 상기 점 P_{t0} 과 상기 궤적 T상의 임의의 점 P_{tm} 에 근거하여, 예를 들면, 스플라인 보간 등의 보간을 행하여, 상기 보정된 궤적 T'를 얻어도 좋다.

[0070] 또한, 상기 스텝 S16에 있어서, 상기 이동 정보 보정부(87)는, 도 20에 나타낸 바와 같이, 상기 궤적 T의 길이와 동일한 길이의 원주를 갖고, 적어도 상기 점 P_{t0} 를 통과하는 원 C를, 상기 보정된 궤적 T'(도 20에 있어서의 파선)로 해도 좋다. 이 경우, 상기 보정된 궤적 T'는 반드시 원일 필요는 없고, 예를 들면, 타원이어도 좋다. 상기 보정된 궤적 T'는, 상기 궤적 T의 길이와 동일한 길이를 갖고, 또한, 상기 점 P_t 를 통과하는 폐곡선이면 좋다.

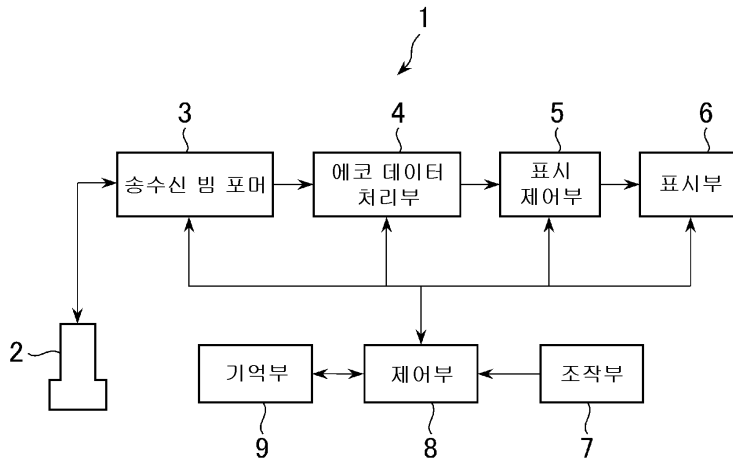
[0071] 이상, 본 발명을 상기 각 실시 형태에 의해 설명했지만, 본 발명은 그 주지를 변경하지 않는 범위에서 여러 가지 변경 실시 가능한 것은 물론이다. 예를 들면, 상기 계측 기준점 P의 설정 위치는, 상술의 각 실시 형태에서 설명한 위치에 한정되는 것은 아니다. 예를 들면, 특히 도시하지 않지만, 상기 계측 기준점 P는, 혈관의 외벽면에 설정되어도 좋다.

부호의 설명

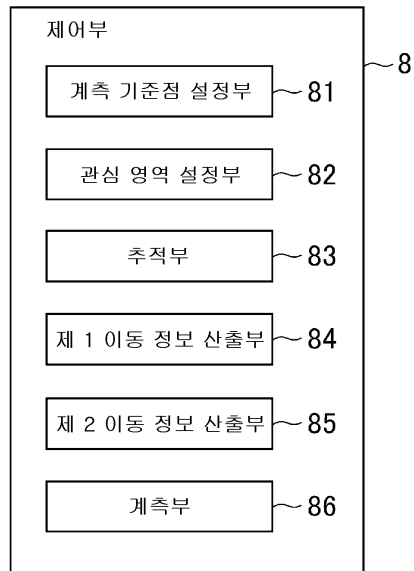
- [0072] 1 : 초음파 진단 장치(계측 장치)
 6 : 표시부
 81 : 계측 기준점 설정부
 82 : 관심 영역 설정부(영역 설정부)
 83 : 추적부
 84 : 제 1 이동 정보 산출부
 85 : 제 2 이동 정보 산출부
 87 : 이동 정보 보정부

도면

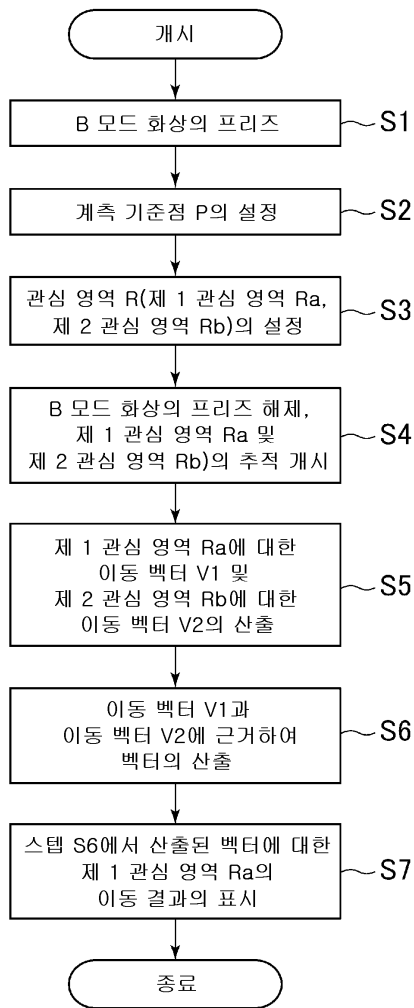
도면1



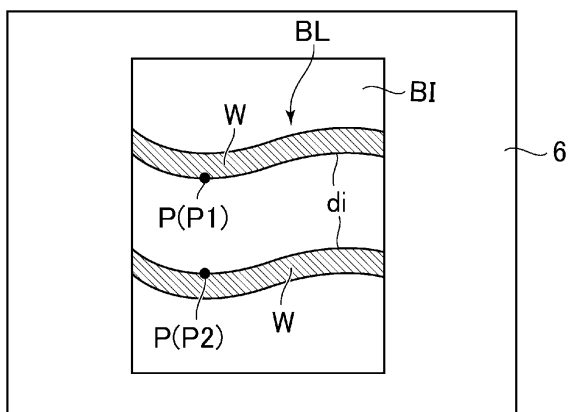
도면2



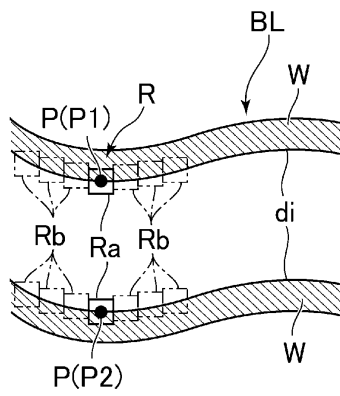
도면3



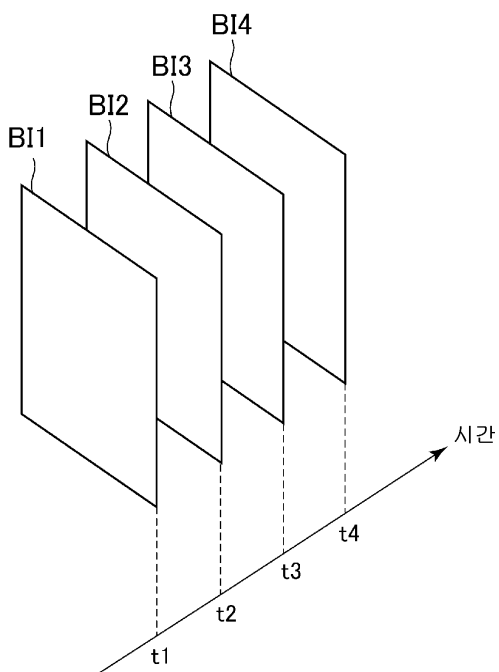
도면4



도면5



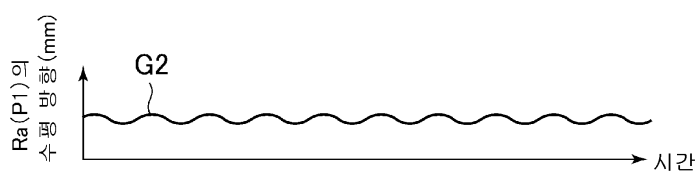
도면6



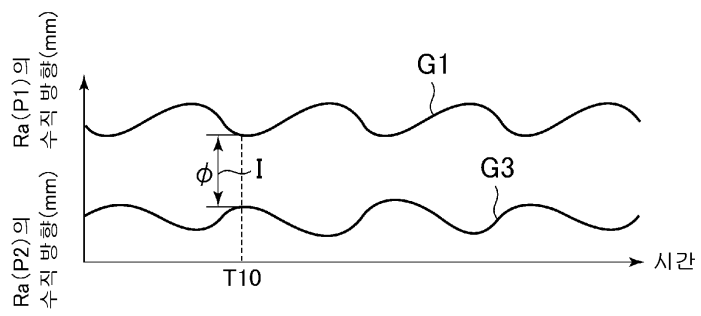
도면7



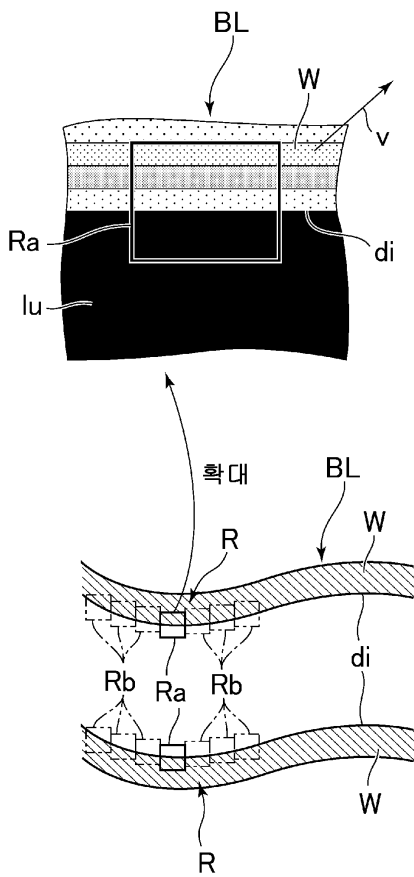
도면8



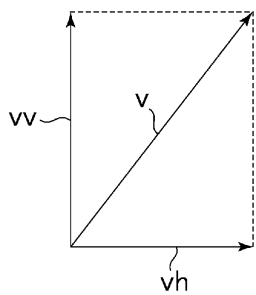
도면9



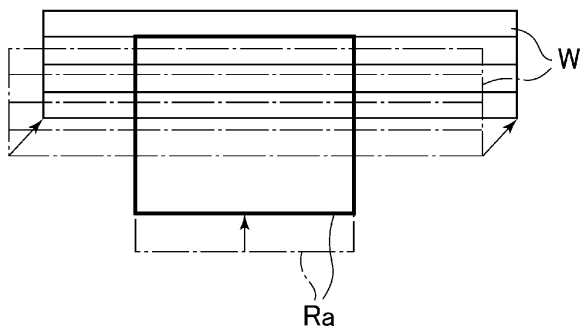
도면10



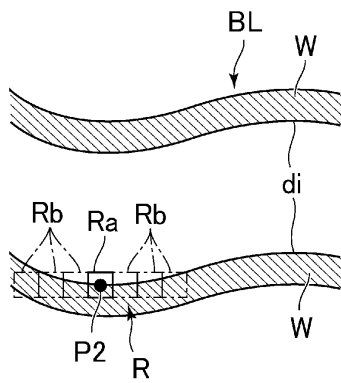
도면11



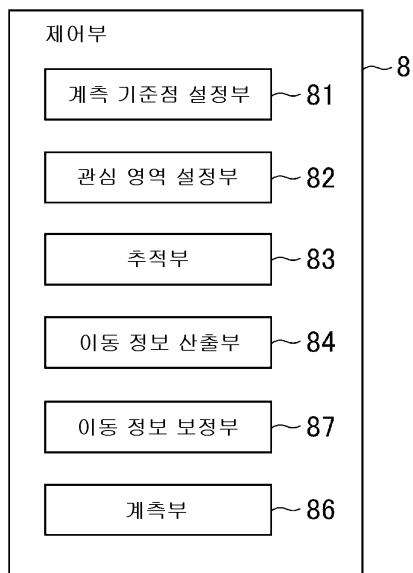
도면12



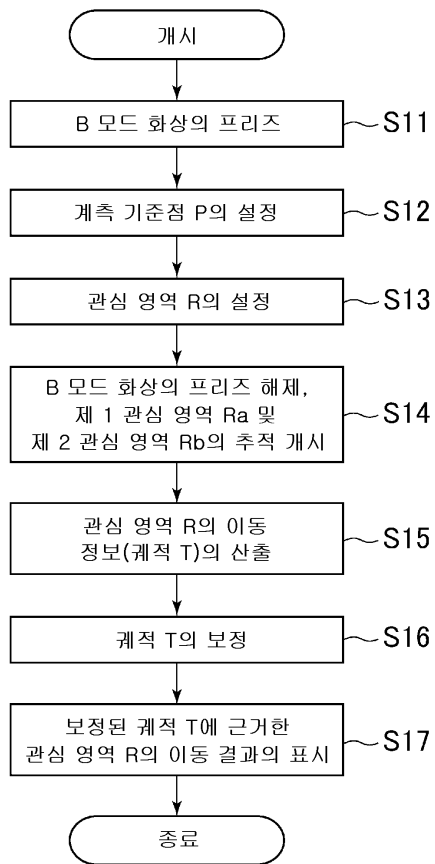
도면13



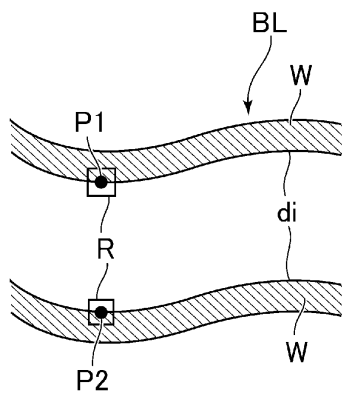
도면14



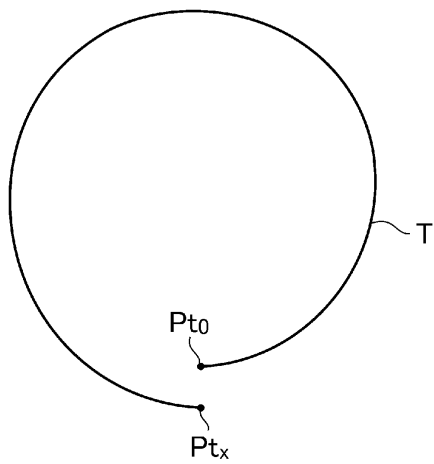
도면15



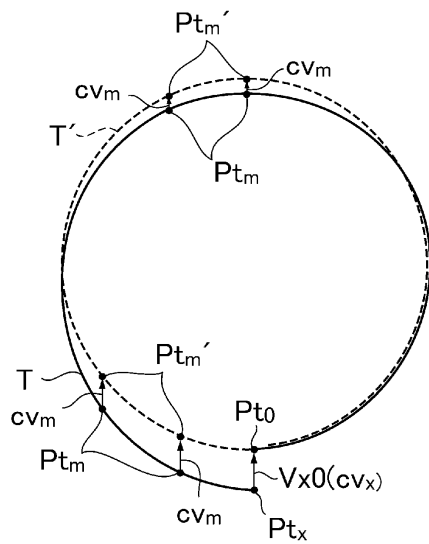
도면16



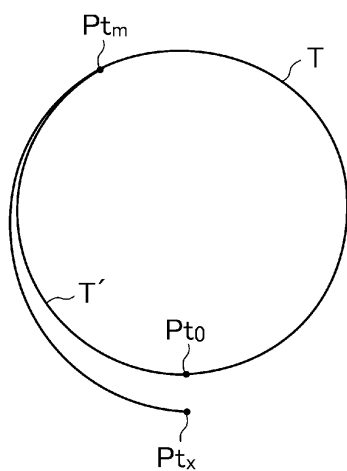
도면17



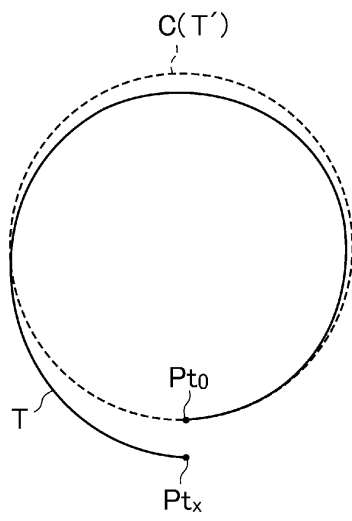
도면18



도면19



도면20



专利名称(译)	测量装置及其控制程序		
公开(公告)号	KR1020140070428A	公开(公告)日	2014-06-10
申请号	KR1020130145845	申请日	2013-11-28
申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
当前申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
[标]发明人	MIYAMA KOJI 미야마고지 FUNAYA SEIJI 후나야세이지 SAITO YASUYO 사이토야스요 OGASAWARA MASAFUMI 오가사와라마사후미		
发明人	미야마고지 후나야세이지 사이토야스요 오가사와라마사후미		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/026 A61B8/469 A61B5/1075 A61B8/0891 A61B8/5215 G06T7/2033 G06T7/246 G06T2207/10132 G16H50/20		
优先权	2012260774 2012-11-29 JP		
其他公开文献	KR101656127B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种测量装置，其获得关于测量参考部分的精确移动信息。测量装置包括测量基准部分设定部分，其在物体的超声波图像中设定测量基准部分P;跟踪部分，其追踪超声图像中的区域R，该区域在预定时间之后连续地连续;第一移动信息计算部分，其基于跟踪部分的跟踪来计算每个区域R的第一移动信息，第二移动信息计算部分基于每个区域的第一移动信息计算测量参考部分的第二移动信息由第一移动信息计算部分获得。区域R是包括捕获移动元件的部分的区域，该移动元件在跟踪跟踪部分时测量参考部分P在一个超声图像和另一个超声图像之间不能跟踪。

