



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0014671
(43) 공개일자 2013년02월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) G06T 15/08 (2011.01)
(21) 출원번호 10-2012-0081918
(22) 출원일자 2012년07월26일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
JP-P-2011-165000 2011년07월28일 일본(JP)

(71) 출원인
지이 메디컬 시스템즈 글로벌 테크놀러지 캄파니
엘엘씨
미국 위스콘신주 53188 위케샤 노오스 그랜드뷰
블루바드 3000
(72) 발명자
다니가와 순이치로
일본 도쿄도 히노시 아사히가오카 4쵸메 7반치노
127 지이 헬스케어 재팬 가부시기가이샤 내
(74) 대리인
제일특허법인

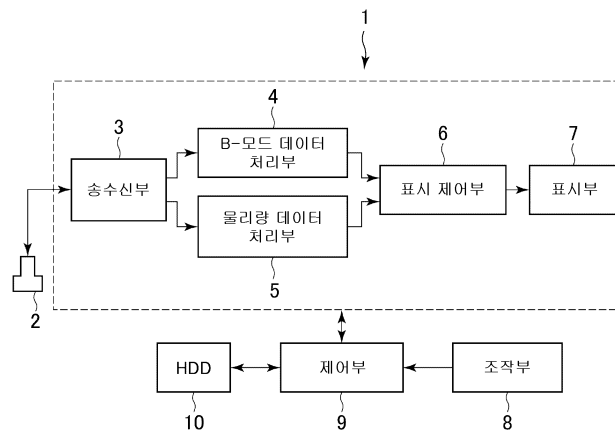
전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 발명의 명칭 초음파 진단 장치 및 초음파 진단 방법

(57) 요약

초음파 진단 장치(1)는, 피검체에 대해 초음파의 송수신을 행함으로써 획득한 에코 신호에 기초해서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하는 물리량 산출부(5)와, 이 물리량에 관한 데이터를 사전 결정된 시선 방향으로 피검체의 3차원 영역에 투영시켜서 투영면의 픽셀 각각의 데이터를 획득하는 볼륨 렌더링 처리에 의해서, 3차원 탄성 화상 데이터를 생성하는 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(6)를 포함한다. 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(6)는, 픽셀 각각의 데이터로서, 시선 방향에서의 소정의 탄성 범위 내의 물리량에 관한 데이터의 수에 대응하는 데이터를 획득한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

피검체에 대해 초음파의 송수신을 행함으로써 획득한 에코 신호에 기초해서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하는 물리량 산출부(5)와,

상기 물리량에 관한 데이터를 사전 결정된 시선 방향으로 상기 피검체의 3차원 영역에 투영시켜서 투영면 상의 픽셀 각각의 데이터를 획득하는 볼륨 렌더링 처리에 의해서, 3차원 탄성 화상 데이터를 생성하는 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(66)를 포함하되,

상기 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(66)는 상기 시선 방향에서의 소정의 탄성 범위 내의 상기 물리량에 관한 데이터의 수에 대응하는 데이터를 상기 픽셀 각각의 데이터로서 획득하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 픽셀 각각의 데이터는, 3차원 화상의 휘도에 관한 정보를 갖고 있고, 상기 시선 방향에서의 상기 소정의 탄성 범위 내의 상기 물리량에 관한 데이터의 수에 대응하는 휘도에 관한 정보를 포함하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(66)는, 상기 시선 방향에서의 상기 소정의 탄성 범위 내의 상기 물리량에 관한 데이터의 수가 증가하면 상기 3차원 탄성 화상의 휘도가 높아지는 방식으로, 상기 픽셀 각각의 데이터를 획득하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 4

피검체에 대해 초음파의 송수신을 행함으로써 획득한 에코 신호에 기초해서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하는 물리량 산출부(5)와,

상기 물리량에 관한 데이터를 사전 결정된 시선 방향으로 상기 피검체의 3차원 영역에 투영시켜서 투영면 상의 픽셀 각각의 데이터를 획득하는 볼륨 렌더링 처리에 의해서, 3차원 탄성 화상 데이터를 생성하는 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(66)를 포함하되,

상기 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(66)는, 상기 사전 결정된 시선 방향에서의 소정의 탄성 범위 내의 물리량에 관한 데이터를 누산하여(cumulatively calculate) 상기 픽셀 각각의 데이터를 획득하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 픽셀 각각의 데이터는, 상기 3차원 탄성 화상에 기초해서 표시되는 3차원 탄성 화상의 휘도에 관한 정보를

갖고 있고, 상기 시선 방향에서의 소정의 탄성 범위 내의 물리량에 관한 데이터의 누산값에 대응하는 휘도에 관한 정보를 포함하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(66)는, 상기 누산값이 나타내는 상기 생체 조직의 탄성이 커질수록 상기 3차원 탄성 화상의 휘도가 커지는 방식으로, 상기 투영면의 픽셀 각각의 데이터를 획득하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 7

제 4 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(66)는, 상기 생체 조직의 탄성이 크다는 것을 나타내는 물리량에 관한 데이터가 강조되는 누산값을 획득하는 방식으로, 상기 누산을 수행하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 8

제 4 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 누산은 합산 연산인

초음파 진단 장치(1).

청구항 9

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 물리량에 관한 데이터는, 상기 물리량의 데이터 혹은 상기 물리량을 계조화(gradating)함으로써 획득된 계조화된 데이터인

초음파 진단 장치(1).

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 소정의 탄성 범위는 상기 계조화된 데이터의 계조값에 대해서 설정되는

초음파 진단 장치(1).

청구항 11

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 소정의 탄성 범위는 상기 물리량에 대해서 설정되는

초음파 진단 장치(1).

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 물리량에 기초해서 생성된, 서로 직교하는 3 단면에 관한 탄성 화상을 표시하는 단면 화상 표시 제어부(64)를 더 포함하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 3 단면의 탄성 화상 각각에 사전 결정된 영역을 설정하는 영역 설정부(65)를 더 포함하고,

상기 3차원 탄성 화상 데이터 생성부(66)는 상기 3차원 탄성 화상 데이터를, 상기 영역 설정부(65)에 의해 설정된 영역에 기초해서 지정된 3차원 영역에 대해서 생성하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 14

제 12 항 또는 제 13 항에 있어서,

상기 단면 화상 표시 제어부(64)는 상기 탄성 화상을 B-모드 화상과 합성된 형태로 표시하는

초음파 진단 장치(1).

청구항 15

피검체에 대해 초음파의 송수신을 행함으로써 획득한 에코 신호에 기초해서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하는 단계와,

상기 물리량에 관한 데이터를 사전 결정된 시선 방향으로 상기 피검체의 3차원 영역에 투영시켜서 투영면 상의 픽셀 각각의 데이터를 획득하는 볼륨 렌더링 처리에 의해서, 3차원 탄성 화상 데이터를 생성하는 단계와,

상기 시선 방향에서의 소정의 탄성 범위 내의 상기 물리량에 관한 데이터의 수에 대응하는 데이터를 상기 픽셀 각각의 데이터로서 획득하는 단계를 포함하는

초음파 촬상 방법.

청구항 16

피검체에 대해 초음파의 송수신을 행함으로써 획득한 에코 신호에 기초해서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하는 단계와,

상기 물리량에 관한 데이터를 사전 결정된 시선 방향으로 상기 피검체의 3차원 영역에 투영시켜서 투영면 상의 픽셀 각각의 데이터를 획득하는 볼륨 렌더링 처리에 의해서, 3차원 탄성 화상 데이터를 생성하는 단계와,

상기 사전 결정된 시선 방향에서의 소정의 탄성 범위 내의 상기 물리량에 관한 데이터를 누산하여 상기 픽셀 각각의 데이터를 획득하는 단계를 포함하는

초음파 촬상 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 진단 장치에 관한 것으로, 상세하게는 생체 조직의 경도 또는 연성을 나타내는 탄성 화상을 표시하는 초음파 진단 장치, 초음파 진단 방법 및 그 제어 프로그램에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 통상의 B-모드 화상과, 생체 조직의 경도 또는 연성을 나타내는 탄성 화상을 합성해서 표시하는 초음파 진단 장치가, 예컨대 특허문헌 1 등에 개시되어 있다. 이러한 종류의 초음파 진단 장치에서 탄성 화상은, 다음과 같이 해서 생성된다. 먼저, 생체 조직에 대해서 예컨대, 초음파 프로브에 의한 압박과 이완을 반복해서 생체 조직을 변형시키면서, 생체 조직에 대해 초음파의 송수신을 행함으로써 에코를 획득한다. 그리고, 이 에코에 관한 데이터에 기초해서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하고, 이 물리량을 색상 정보로 변환해서 컬러 탄성 화상을 생성한다. 덧붙여서, 이 생체 조직의 탄성에 관한 물리량으로서, 예컨대, 생체 조직의 뒤틀림(distortion) 등을 산출하고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0003] (특허문헌 0001) 일본 특허 제 3932482 호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 한편, 특허 문헌 1에서, B-모드 화상과 탄성 화상을 합성해서 얻은 합성 화상은 2차원 화상이다. 따라서, 종양 등과 같은, 피관찰물의 입체적인 형태를 파악하기 어렵다. 따라서, 피관찰물의 입체적인 형태를 파악할 수 있는 3차원 탄성 화상을 표시하는 초음파 진단 장치가 요구되고 있다.

[0005] 여기서, 조직 내의 매스(a mass)는 이를 둘러싸고 있는 일반 조직보다 단단하다. 그러나, 이 매스 내측 전체가 균일하게 단단한 것이 아니라, 부분적으로 부드러운 부분을 포함하고 있는 경우도 있다. 매스 내부의 탄성의 차이가 반영된 3차원 탄성 화상을 표시하면, 진단의 효율을 높일 수 있다. 이러한 점을 감안해서, 피관찰물의 내부의 탄성의 차이가 소정 탄성 범위 내에서 반영된 3차원 탄성 화상을 표시할 수 있는, 초음파 진단 장치, 초음파 진단 방법 및 그 제어 프로그램이 요구되고 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명의 일 측면은 초음파 진단 장치로서, 피검체에 대해 초음파의 송수신을 행함으로써 획득한 에코 신호에 기초해서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하는 물리량 산출부와, 이 물리량에 관한 데이터를 사전 결정된 시선 방향으로 피검체의 3차원 영역에 투영시켜서 투영면의 픽셀 각각의 데이터를 획득하는 볼륨 렌더링 처리에 의해서, 3차원 탄성 화상 데이터를 생성하는 3차원 탄성 화상 데이터 생성부를 포함하되, 이 3차원 탄성 화상 데이터 생성부는, 픽셀 각각의 데이터로서, 시선 방향으로 소정의 탄성 범위 내의 물리량에 관한 데이터의 수에 대응하는 데이터를 획득한다.

[0007] 본 발명의 다른 측면은 초음파 진단 장치로서, 피검체에 대해 초음파의 송수신을 행함으로써 획득한 에코 신호에 기초해서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하는 물리량 산출부와, 이 물리량에 관한 데이터를 사전 결정된 시선 방향으로 피검체의 3차원 영역에 투영시켜서 투영면의 픽셀 각각의 데이터를 획득하는 볼륨 렌더링 처리에 의해서, 3차원 탄성 화상 데이터를 생성하는 3차원 탄성 화상 데이터 생성부를 포함하되, 이 3차원 탄성

화상 데이터 생성부는, 사전 결정된 시선 방향으로 소정의 탄성 범위 내의 물리량에 관한 데이터를 누산해서, 픽셀 각각의 데이터를 획득하는, 초음파 진단 장치이다.

발명의 효과

- [0008] 본 발명의 일 측면에 따라서, 소정의 탄성 범위 내의 물리량에 관한 데이터의 수에 대응하는 데이터를, 볼륨 렌더링 처리에서의 2차원 투영면의 픽셀 각각의 데이터로서 얻을 수 있다. 따라서, 피관찰 목표물의 내부의 탄성의 차가 반영된 3차원 탄성 화상을 얻을 수 있다.
- [0009] 상술한 본 발명의 다른 측면에 따라서, 볼륨 렌더링 처리에서의 2차원 투영면의 픽셀 각각의 데이터를, 사전 결정된 시선 방향의 소정의 탄성 범위 내의 물리량에 관한 데이터를 누산함으로써 얻을 수 있다. 따라서, 피관찰 목표물의 내부의 탄성의 차가 반영된 3차원 탄성 화상을 얻을 수 있다.
- [0010] 본 발명의 다른 목적 및 이점은, 첨부된 도면에 도시된 바와 같은, 이하의 본 발명의 바람직한 실시예의 설명으로부터 자명할 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0011] 도 1은 본 발명에 따른 초음파 진단 장치의 일 실시예의 개략 구성의 일례를 나타내는 블록도,
 도 2는, 도 1에 도시된 초음파 진단 장치의 표시 제어부의 구성을 나타내는 블록도,
 도 3은 서로 수직인 3 단면을 나타내는 예시도,
 도 4는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 동작의 일례를 나타내는 흐름도,
 도 5는 서로 수직인 3 단면에 관한 초음파 화상이 표시된, 표시부의 일례를 나타내는 도면,
 도 6은 서로 수직인 3 단면에 관한 초음파 화상에 영역이 설정된 상태인, 표시부의 일례를 나타내는 도면,
 도 7은 3차원 영역을 나타내는 도면,
 도 8은 3차원 영역을 나타내는 도면,
 도 9는 3차원 영역을 나타내는 도면,
 도 10은 영역의 설정을 나타내는 도면,
 도 11은 3차원 탄성 화상이, 서로 수직인 3 단면에 관한 초음파 데이터와 함께 표시된, 표시부의 일례를 나타내는 도면,
 도 12는 사전 결정된 탄성 영역을 나타내는 도면,
 도 13은 볼륨 렌더링 처리의 예시도,
 도 14는 컬러 탄성 화상 데이터의 수와 휘도 사이의 관계를 나타내는 도면,
 도 15는 볼륨 렌더링 처리의 예시도,
 도 16은 실시예 2에 있어서의 계조값의 역수의 합산값과 휘도 사이의 관계를 나타내는 도면,
 도 17은 실시예 2의 수정예 1에 있어서의 계조값의 합산값과 휘도 사이의 관계를 나타내는 도면,
 도 18은 실시예 2의 수정예 1에 있어서의 계조값의 합산값과 휘도 사이의 관계를 나타내는 도면,
 도 19는 실시예 2의 수정예 2에 있어서의 계조값의 역수의 제공에 의해 얻은 값의 합산값과 휘도 사이의 관계를 나타내는 도면,
 도 20은 실시예 2의 수정예 2의 효과를 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 이하, 첨부된 도면에 기초해서 본 발명의 실시예가 상세하게 설명될 것이다.
- [0013] <실시예 1>
- [0014] 우선, 실시예 1을 도 1 내지 도 15에 기초해서 설명한다. 도 1에 도시된 초음파 진단 장치(1)는 초음파 프로브(2), 송수신부(3), B-모드 데이터 처리부(4), 물리량 데이터 처리부(5), 표시 제어부(6), 표시부(7), 조작부(8), 제어부(9) 및 HDD(하드 디스크 드라이브)(10)를 구비하고 있다.
- [0015] 초음파 프로브(2)는 생체 조직에 대해서 초음파를 송신하고 그 에코를 수신한다. 이 초음파 프로브(2)는 3차원 영역에 관한 초음파의 송수신을 행함으로써 볼륨 데이터의 획득을 가능하게 하는 초음파 프로브이다. 구체적으로, 초음파 프로브(2)는, 3차원 영역의 주사를 기계적으로 실시하는 이른바 기계적 3D 프로브, 혹은 3차원 영역의 주사를 전자적으로 실시하는 3D 프로브를 포함한다. 이 초음파 프로브(2)를 피검체의 표면에 접촉시킨 상태에서 압박과 이완을 반복하거나 초음파 프로브(2)로부터 피검체로 음향 방사압을 인가함으로써, 생체 조직을 변형시키면서 초음파의 송수신을 행함으로써 얻은 에코 데이터에 기초해서, 후술하는 바와 같이, 탄성 화상이 생성된다.
- [0016] 송수신부(3)는, 제어부(9)로부터 출력된 제어 신호에 기초해서, 초음파 프로브(2)를 소정의 주사 조건으로 구동시켜서 음선마다 초음파의 주사를 행한다. 송수신부(3)는 초음파 프로브(2)로 수신한 에코 신호 각각에 대해 정상 가산 처리(phasing-adding processing) 등의 신호 처리를 행한다. 송수신부(3)에서 신호 처리된 에코 데이터는, B-모드 데이터 처리부(4) 및 물리량 데이터 처리부(5)로 출력된다.
- [0017] B-모드 데이터 처리부(4)는, 송수신부(3)로부터 출력된 에코 신호에 대해서, 대수 압축 처리, 포락선 검파 처리 등의 B-모드 처리를 행해서, B-모드 데이터를 생성한다. B-모드 데이터는, B-모드 데이터 처리부(4)로부터 표시 제어부(6)로 출력된다.
- [0018] 물리량 데이터 처리부(5)는 송수신부(3)로부터 출력된 에코 데이터에 기초해서 생체 조직 내의 각각 부분의 탄성에 관한 물리량과 관련된 데이터(물리량 데이터)를 생성한다(물리량 산출 기능). 물리량 데이터 처리부(5)는 예컨대, 일본 특허 공개 제 2008-126079 호 공보에 기재되어 있는 바와 같이, 하나의 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 서로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정한다. 물리량 데이터 처리부(5)는 이 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행해서 탄성에 관한 물리량을 산출함으로써, 물리량 데이터를 생성한다. 탄성에 관한 물리량으로서, 예컨대, 뒤틀림을 들 수 있다.
- [0019] 표시 제어부(6)에는 B-모드 데이터 처리부(4)로부터 B-모드 데이터가 입력되고, 물리량 데이터 처리부(5)로부터 물리량 데이터가 입력된다. 도 2에 도시된 바와 같이, 표시 제어부(6)는 메모리(61), B-모드 화상 데이터 생성부(62), 탄성 화상 데이터 생성부(63), 단면 화상 표시 제어부(64), 영역 설정부(65) 및 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)를 갖고 있다.
- [0020] 메모리(61)에는, 초음파 프로브(2)로 초음파 주사를 행하는 3차원 영역의 각 주사면에 관한 B-모드 데이터 및 물리량이 저장되어 있다. 따라서, 메모리(61)에 저장되어 있는 B-모드 데이터 및 물리량 데이터는 볼륨 데이터이다. B-모드 데이터 및 물리량 데이터는 음선마다 설정된 데이터로서 저장되어 있다.
- [0021] 메모리(61)는 예컨대, RAM(Random Access Memory), ROM(Read Only Memory) 등의 반도체 메모리로 구성되어 있다. 아울러, B-모드 데이터 및 물리량 데이터는 HDD(10)에도 저장되어 있다.
- [0022] 초음파를 송수신해서 얻은 에코 데이터에 대응하는 데이터로서, B-모드 화상 데이터 및 컬러 탄성 화상 데이터로 변환되기 전의 데이터를 로우 데이터라고 하는 것으로 한다. 메모리(61)에 저장되어 있는 B-모드 데이터 및 물리량 데이터가 로우 데이터이다.
- [0023] B-모드 화상 데이터 생성부(62)는 B-모드 데이터를 에코의 신호 강도에 대응하는 휘도 정보를 가진 B-모드 화상 데이터(BD)로 변환한다. 탄성 화상 데이터 생성부(63)는 물리량 데이터를 비틀림에 대응하는 색상 정보를 가진 컬러 탄성 화상 데이터(ED)로 변환한다. 아울러, B-모드 화상 데이터(BD)의 휘도 정보, 및 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 색상 정보는 사전 결정된 계수(예컨대, 256 계조)로 이루어진다. 본 발명의 물리량에 관한 데이터는, 물리량 데이터에 더해서, 컬러 탄성 화상 데이터(ED)와 같은, 물리량 데이터에 기초해서 생성된 데이터를 포함한다.
- [0024] 단면 화상 표시 제어부(64)는, 탄성 화상(EG)과 B-모드 화상(BG)을 합성해서 얻은 초음파 화상(G)을 표시부(7)에 표시한다. 구체적으로 설명하면, 단면 화상 표시 제어부(64)는 B-모드 화상 데이터(BD)와 컬러 탄성 화상 데이터(ED)를 합산해서 이들을 합성함으로써, 표시부(7)에 표시될 2차원 초음파 화상에 관한 화상 데이터를 생성

한다. 이 화상 데이터는, 흑백인 B-모드 화상(BG)과 컬러인 탄성 화상(EG)이 합성된 2차원 초음파 화상(G)으로서 표시부(7)에 표시된다. 탄성 화상(EG)은 반투명 형태로(배경인 B-모드 화상이 투과되어 보이는 상태로) 표시된다.

- [0025] 도 3에 도시된 바와 같이, 초음파 화상(G)은, 서로 수직인 단면 XY, 단면 YZ 및 단면 ZX의 3 단면에 관한 초음파 화상(G1, G2, G3) 각각에 대응한다(도 5 등 참조). 즉, 단면 화상 표시 제어부(64)는 단면 XY, YZ 및 ZX에 대한 B-모드 화상 데이터(BD)와 컬러 탄성 화상 데이터(ED)를 합성해서 화상 데이터를 생성하여 초음파 화상(G1 내지 G3)을 표시한다.
- [0026] 그러나, 단면 화상 표시 제어부(64)는, 컬러 탄성 화상 데이터(ED)에 기초한 탄성 화상(EG)(EG1 내지 EG3 각각에 대응한)만을 초음파 화상(G)(G1 내지 G3 각각에 대응한)으로서 표시할 수 있다.
- [0027] 영역 설정부(65)는 초음파 화상(G1 내지 G3) 각각에 대해서 영역(R1, R2, R3)(도 6 참조)을 설정한다. 영역 설정부(65)는 조작부(8)로부터의 입력에 기초해서 영역(R1 내지 R3)을 설정한다. 이에 대한 세부 사항은 후술한다.
- [0028] 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 3차원 탄성 화상 데이터 생성 기능을 실행해서 3차원 탄성 화상(EG_{3D})에 관한 데이터(3차원 탄성 화상 데이터)를 생성한다. 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 이 3차원 탄성 화상 데이터에 기초해서 3차원 탄성 화상(EG_{3D})를 표시부(7)에 표시한다. 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 초음파 화상(G1 내지 G3)에 설정된 영역(R1 내지 R3)에 기초해서 지정된, 설정된 3차원 탄성 화상(EG_{3D})에 대한 3차원 탄성 화상 데이터를 생성해서, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})을 표시한다. 이에 대한 세부 사항은 후술한다.
- [0029] 표시부(7)는 예컨대, LCD(Liquid Crystal Display), CRT(Cathode Ray Tube) 등을 포함한다. 조작부(8)는 조작자가 지시나 정보를 입력하기 위한 키보드 및 포인팅 디바이스(도시 생략) 등을 포함한다.
- [0030] 제어부(9)는 CPU(Central Processing Unit)를 갖고 있다. 제어부(9)는 HDD(10)에 저장된 제어 프로그램을 판독해서, 물리량 산출 기능이나 3차원 탄성 화상 데이터 생성 기능 등을 비롯한 초음파 진단 장치(10)의 각 부의 기능을 실행시킨다.
- [0031] 본 발명에 따른 초음파 진단 장치(1)의 동작을, 도 4의 흐름도에 기초해서 설명한다. 단계 S1에서, 우선 초음파의 송수신을 행함으로써 볼륨 데이터를 얻는다. 구체적으로 설명하면, 송수신부(3)는 초음파 프로브(2)로부터 피검체의 생체 조직으로 초음파를 송신해서 에코 신호를 획득한다. 이 때, 송수신부(3)는 생체 조직을 변형시키면서 3차원 영역에 대한 초음파의 송수신을 행한다.
- [0032] 에코 신호를 획득하면, B-모드 데이터 처리부(4)는 B-모드 데이터를 생성하고, 물리량 데이터 처리부(5)는 물리량 데이터를 생성한다. 또한, B-모드 화상 데이터 생성부(62)는 B-모드 데이터에 기초해서 B-모드 화상 데이터(BD)를 생성한다. 탄성 화상 데이터 생성부(63)는 물리량 데이터에 기초해서 컬러 탄성 화상 데이터(ED)를 생성한다. 그리고, 초음파 주사가 행해지는 3차원 영역에 관한 B-모드 화상 데이터(BD) 및 컬러 탄성 화상 데이터(ED)는 메모리(61)나 HDD(10)에 저장된다.
- [0033] 다음으로, 단계 S2에서, 단면 화상 표시 제어부(64)는 메모리(61)나 HDD(10)에 저장된 B-모드 화상 데이터(BD) 및 컬러 탄성 화상 데이터(ED)에 기초해서 서로 수직인 단면 XY, YZ, ZX(도 3 참조)에 관한 초음파 화상(G1 내지 G3)을 도 5에 도시된 바와 같이 표시부(7)에 표시한다. 초음파 화상(G1)은 단면 XY에 관한 화상으로, B-모드 화상(BG1)과 탄성 화상(EG1)을 합성해서 획득한 화상이다. 초음파 화상(G2)은 단면 YZ에 관한 화상으로, B-모드 화상(BG2)과 탄성 화상(EG2)을 합성해서 획득한 화상이다. 또한, 초음파 화상(G3)은 단면 ZX에 관한 화상으로, B-모드 화상(BG3)과 탄성 화상(EG3)을 합성해서 획득한 화상이다.
- [0034] 탄성 화상(EG1 내지 EG3) 각각은 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 계조값에 대응하는 색을 가진 화상이다. 도 5에서, 탄성 화상(EG1 내지 EG3)의 색상은 화점 밀도로 표현되어 있다. 탄성 화상(EG1 내지 EG3) 각각에서, 피관찰 부인 매스(C)는 주변부보다 화점 밀도가 높은 부분 dh과, 이 부분 dh보다 화점 밀도가 낮은 부분 dl로 이루어진다. 부분 dh은 주변의 일반 조직보다 더 단단한 부분이다. 부분 dl은 부분 dh보다 더 부드러운 부분이다.
- [0035] 다음으로, 단계 S3에서, 각각 도 6에 도시된 바와 같이, 초음파 화상(G1 내지 G3)(탄성 화상(EG1 내지 EG3))에 영역(R1 내지 R3)이 각각 설정된다. 구체적으로, 조작자는, 초음파 화상(G1 내지 G3) 내의 소망의 위치에 영역(R1 내지 R3)이 각각 설정되도록 조작부(8)를 통해서 지시를 입력한다. 영역 설정부(65)는 조작부(8)로부터 지시가 입력되면 영역(R1 내지 R3)을 설정한다.

- [0036] 영역(R1 내지 R3)은 초음파 화상(G1 내지 G3) 내에서, 대응하는 피관찰 매스(C)로 설정된다. 영역(R1 내지 R3)의 설정시에, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})을 생성하려 하는 3차원 영역(R_{3D})(도시 생략)이 지정된다.
- [0037] 영역(R1 내지 R3)을 설정해서 3차원 영역(R_{3D})을 지정하는 것에 대해서 설명한다. 단면 XY에 관한 영역(R1)을 설정할 때, 도 7에 도시된 바와 같이, 영역(R1)을 단면으로 하고 z축 방향을 깊이로 하는 정사각형 기둥 형상의 영역(RP1)을 가정한다. 단면 YZ에 관한 영역(R2)을 설정할 때, 도 8에 도시된 바와 같이, 영역(R2)을 단면으로 하고 x축 방향을 깊이로 하는 정사각형 기둥 형상의 영역(RP2)을 가정한다. 또한, 단면 ZX에 관한 영역(R3)을 설정할 때, 도 9에 도시된 바와 같이, 영역(R3)을 단면으로 하고 y축 방향을 깊이로 하는 정사각형 기둥 형상의 영역(RP2)을 가정한다. 영역(RP1, RP2, RP3)이 서로 중첩된 영역이 3차원 영역(R_{3D})이 된다.
- [0038] 아울러, 예컨대, 생체 조직으로 송신된 초음파가 생체 조직에 충분히 도달하지 않았을 때, 및 초음파의 송수신시에 생체 조직에 대한 압박과 이완의 상태가 적절하지 않을 때, 대응하는 탄성 화상(EG)에 노이즈가 발생할 수 있다. 탄성 화상(EG)에 이러한 노이즈가 있으면, 이러한 노이즈를 피하도록 영역(R1 내지 R3)이 설정될 수 있는 것이 바람직하다(그러나, 도 6에서는 노이즈는 도시되지 않았음). 이에 대해서 이하 구체적으로 설명한다. 초음파 화상(G1)이 도 10에 도시되어 있다. 초음파 화상(G1)의 탄성 화상(EG1)에서, 기호 n은 정상 조직인데도 매스(C)와 동일한 탄성으로 표시되는 노이즈 부분을 나타내고 있다. 영역(R1)을 매스(C)의 주변부로 설정함으로써 이 노이즈 n을 피하고 있다. 이와 같이 영역(R1 내지 R3) 각각을 설정함으로써, 매스(C)를 용이하게 관찰할 수 있는 3차원 탄성 화상(EG_{3D})을 표시할 수 있다.
- [0039] 다음으로, 단계 S4에서, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 3차원 탄성 화상 데이터를 생성해서, 도 11에 도시된 바와 같이 3차원 탄성 화상(EG_{3D})을 표시한다. 3차원 탄성 화상(EG_{3D})은 초음파 화상(G1 내지 G3)과 함께 표시부(7)에 표시된다. 아울러, 이 초음파 화상(G1 내지 G3)에는 영역(R1 내지 R3)이 표시될 수도 있고, 표시되지 않을 수도 있다. 도 11에서는 영역(R1 내지 R3)은 표시되지 않고 있다.
- [0040] 3차원 탄성 화상 데이터의 생성을 상세하게 설명한다. 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 영역(R1 내지 R3)에 기초해서 지정된 3차원 영역(R_{3D}) 내의 컬러 탄성 화상 데이터(볼륨 데이터)(ED) 중, 미리 설정한 소정의 탄성 범위 내에서 사전 설정된 컬러 탄성 화상 데이터(ED)를 이용해서 3차원 탄성 화상 데이터를 생성한다.
- [0041] 소정의 탄성 범위에 대해서 상세하게 설명한다. 본 실시예에서, 컬러 탄성 화상 데이터(ED)는 0부터 255의 256 계조의 데이터이다. 따라서, 물리량 데이터는 탄성 화상 데이터 생성부(63)에 의해 256 계조 표시까지의 계조가 되어서, 컬러 탄성 화상 데이터(ED)를 생성한다.
- [0042] 소정의 탄성 범위는 256 계조의 계조값으로 설정된다. 이에 대해서 도 12에 기초해서 상세하게 설명한다. 도 12에 도시된 숫자 선은 0부터 255까지의 계조값 범위의 256 계조를 나타내는 숫자 선인 것으로 한다. 숫자 선 1에서 계조값이 작아질수록(계조 0 측), 뒤틀림이 작고 생체 조직은 단단하며(생체 조직의 탄성이 크다), 계조값이 커질수록(계조 255 측), 뒤틀림이 크고 생체 조직은 부드럽다(생체 조직의 탄성이 작다).
- [0043] 소정의 탄성 범위는, 256 계조 중에서 계조값 0부터 N1까지의 범위 S1로 설정된다. 따라서, 범위 S1는 단단한 측이고, 계조값 N1은 범위 S1가 매스(C) 중 부분 dh의 탄성을 포함하고 있는 계조값이 된다. 반면, 부분 dl은 범위 S1에 포함되지 않는다.
- [0044] 소정의 탄성 범위는 조작자가 조작부(8)를 이용해서 설정할 수도 있고, 디폴트로 설정될 수 있다. 계조값 N1은 조작부(8)를 이용해서 자유롭게 입력될 수 있다.
- [0045] 도 13에 도시된 바와 같이, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 3차원 영역(R_{3D}) 내의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)를 포함한 볼륨 데이터(VD)에 대해 볼륨 렌더링 처리를 수행해서, 3차원 탄성 화상 데이터를 생성한다. 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 이 볼륨 데이터(VD) 중, 범위 S1 내의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)를 포함한 볼륨 데이터(VD)에 대해서 볼륨 렌더링 처리를 수행해서, 3차원 탄성 화상 데이터를 생성한다. 상세하게, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 3차원 영역(R_{3D}) 내의 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)를 사전 결정된 시선 방향으로 투영면(P)에 투영해서, 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터(픽셀값)를 획득한다. 투영면(P)에 대한 픽셀 데이터가 3차원 화상 데이터이다.
- [0046] 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 시선 방향(ed)에서의 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수에 대응하는 픽셀값에 관한 데이터를, 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터로서, 획득한다.

- [0047] 여기서, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})은, 투영면(P)에 대한 픽셀 데이터의 픽셀 값에 따라 다른 색 및 휘도를 하나씩 갖고 있는 화상이다. 다른 방안으로, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})은 픽셀 값에 따라 다른 무채색(흑백) 및 휘도를 가진 화상이다.
- [0048] 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터는 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도에 관한 정보를 포함한다. 이 휘도 정보는 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수에 따라 달라진다. 구체적으로, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 도 14에 도시된 바와 같이, 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수가 증가하면 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도가 커지고, 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수가 감소하면 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도가 작아지는 방식으로, 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터를 획득한다. 이에 대해서 도 15에 기초해서 상세하게 설명한다. 도 15에서, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터 ED11, ED12, EDF13, ED14, ED15를 투영면(P) 상에 투영시켜서 픽셀 데이터 PD1를 획득한다. 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터 ED21, ED22, EDF25를 투영면(P) 상에 투영시켜서 픽셀 데이터 PD2를 획득한다. 또한, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터 ED31, ED35를 투영면(P) 상에 투영시켜서 픽셀 데이터 PD3를 획득한다.
- [0049] 아울러, 도 15에 점선으로 도시된 컬러 탄성 화상 데이터 ED23, ED24, EDF32, ED33, ED34는 범위 S1 밖의 데이터이다.
- [0050] 픽셀 데이터 PD1, PD2, PD3 중, 가장 많은 데이터에 기초해서 획득한 픽셀 데이터 PD1의 픽셀값으로 표시되는 휘도가 가장 높다. 가장 적은 데이터에 기초해서 획득한 픽셀 데이터 PD3의 픽셀값으로 표시되는 휘도가 가장 낮다.
- [0051] 아울러, 3차원 영역(R_{3D})의 볼륨 데이터 중 일부만을 도 15에 도시하는 것으로 한다. 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수는 설명의 편의를 위한 것이다. 각각의 픽셀의 픽셀값은 이보다 많은 수의 데이터에 기초해서 획득될 수 있다.
- [0052] 상기 설명한 방식으로 생성한 3차원 탄성 화상 데이터에 기초해서 표시부(7)에 표시되는 3차원 탄성 화상(EG_{3D})에 있어서, 시선 방향 ed에서의 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수가 증가할수록, 휘도는 높아진다. 이는, 시선 방향 ed에서의 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수가 증가할수록, 시선 방향 ed에서의, 생체 조직의 탄성이 큰 부분의 수가 증가한다는 것을 의미한다. 따라서, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})에서, 생체 조직 중 단단한 부분이 모여있는 곳의 휘도는 커지게 된다. 구체적으로, 부분 dh의 휘도는 높고, 부분 dl의 휘도는 낮다. 따라서, 본 발명의 초음파 진단 장치에 따르면, 매스(C)와 같은 피관찰 대상에 대해서, 내부에서의 탄성의 차이가 반영된 3차원 탄성 화상(EG_{3D})이 표시될 수 있다.
- [0053] 3차원 탄성 화상(EG_{3D})에 있어서, 생체 조직에서 단단한 부분이 모여있는 곳의 휘도를 증가시킴으로써, 단단한 부분이 분포되어 있는 곳을 용이하게 파악할 수 있다. 따라서, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})을 참조하면, 예컨대, 매스의 단단한 부분에 생검 바늘이 꽂혀있는 경우, 생검 바늘이 꽂혀 있는 위치를 더 용이하게 파악할 수 있다.
- [0054] 아울러, 표시부(7)에 표시된 3차원 탄성 화상(EG_{3D})은 회전 가능하게 설정될 수 있다. 따라서, 단단한 부분이 분포되어 있는 곳을 더 용이하게 파악할 수 있다.
- [0055] 도 14에 도시된 그래프는 일례로, 이것으로 한정되어서는 안 된다. 상세하게 도시하지는 않았지만, 예컨대 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수와 휘도는 비선형 관계에 놓일 수 있다.
- [0056] <실시예 2>
- [0057] 이하, 실시예 2가 설명된다. 아울러, 이하 설명에서는 실시예 1과 다른 사항이 설명된다.
- [0058] 본 실시예에서, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 시선 방향 ed에서의 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)에 대해 누산 연산 혹은 산출을 행해서, 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터를 획득한다. 픽셀 각각의 데이터는, 누산된 값에 대응하는 휘도에 관한 정보를 가진 데이터이다. 상세하게, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 시선 방향 ed에서의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 계조값의 역수를 합산해서, 픽셀 각각의 데이터를 획득한다.

- [0059] 이에 대해서, 구체적으로 설명한다. 컬러 탄성 화상 데이터 ED11, 컬러 탄성 화상 데이터 ED12, 컬러 탄성 화상 데이터 ED13, 컬러 탄성 화상 데이터 ED14 및 컬러 탄성 화상 데이터 ED15의 계조값을 각각 "g11", "g12", "g13", "g14" 및 "g15"라고 한다. 유사하게, 컬러 탄성 화상 데이터 ED21, ED22 및 ED25의 계조값을 각각 "g21", "g22" 및 "g25"라고 한다. 컬러 탄성 화상 데이터 ED31 및 ED35의 계조값을 각각 "g31" 및 "g35"라고 한다.
- [0060] 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 컬러 탄성 화상 데이터 ED11 내지 ED15의 계조값의 역수의 합산값 Add1을 산출하고, 컬러 탄성 화상 데이터 ED21, ED22 및 ED25의 계조값의 역수의 합산값 Add2를 산출하며, 컬러 탄성 화상 데이터 ED31 및 ED35의 계조값의 역수의 합산값 Add3을 산출한다. 즉, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 합산값 Add1 내지 Add3을 이하의 식 (1) 내지 (3)에 따라서 산출한다.
- [0061]
$$\text{Add1} = (1/g11) + (1/g12) + (1/g13) + (1/g14) + (1/g15) \quad \dots \quad \text{식 (1)}$$
- [0062]
$$\text{Add2} = (1/g21) + (1/g22) + (1/g25) \quad \dots \quad \text{식 (2)}$$
- [0063]
$$\text{Add3} = (1/g31) + (1/g35) \quad \dots \quad \text{식 (3)}$$
- [0064] 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 도 16에 도시된 그래프에 따라, 합산값 Add1 내지 Add3에 기초해서 픽셀 데이터 PD1, PD2 및 PD3를 획득한다. 즉, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 도 16에 도시된 바와 같이, 계조값의 역수의 합산값이 커질수록 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도가 커지고, 합산값이 작아질수록 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도가 작아지는 방식으로, 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터를 획득한다.
- [0065] 이 때, 계조값이 작을수록, 탄성(생체 조직의 탄성율)이 크다(생체 조직이 단단하다). 계조값이 클수록, 생체 조직의 탄성이 작다(생체 조직이 부드럽다). 따라서, 시선 방향 ed에서의 각각의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 계조값이 작을수록, 계조값의 역수의 합산값(누산값)이 커진다. 시선 방향 ed에서의 범위 S1 내의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수가 많을수록, 계조값의 역수의 합산값이 커진다. 시선 방향 ed에서의 각각의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 계조값이 커질수록, 계조값의 역수의 합산값이 작아진다. 시선 방향 ed에서의 범위 S1 내의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수가 적어질수록, 계조값의 역수의 합산값이 작아진다. 이는, 계조값의 역수의 합산값이 커질수록, 합산값을 획득한 시선 방향에서의 생체 조직의 탄성이 커지며, 계조값의 역수의 합산값이 작아질수록, 합산값을 획득한 시선 방향에서의 생체 조직의 탄성이 작아진다는 것을 나타낸다. 상술한 바와 같이, 계조값의 역수의 합산값이 커질수록, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도가 커진다. 계조값의 역수의 합산값이 작아질수록, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도가 작아진다. 따라서, 각각의 픽셀의 데이터는, 생체 조직의 탄성이 커질수록, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도가 커지는 방식으로, 획득될 수 있다. 각각의 픽셀의 데이터는, 생체 조직의 탄성이 작아질수록, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도가 작아지는 방식으로 획득될 수 있다.
- [0066] 본 실시예의 초음파 진단 장치(1)에 따라서, 시선 방향 ed으로 보여지는, 범위 S1 내의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 수는 부분 dh에서가 부분 d1에서보다 많다. 이런 이유로, 범위 S1의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 계조값의 역수의 합산값은, 범위 dh가 범위 d1보다 커질 수 있다. 따라서, 실시예 1과 유사한 방식으로, 부분 dh의 휘도가 부분 d1보다 큰 3차원 탄성 화상(EG_{3D})이 표시될 수 있으며, 매스(C)에 대해서 내부의 탄성의 차이가 반영된 3차원 탄성 화상(EG_{3D})이 표시될 수 있다.
- [0067] 실시예 1과 유사하게, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})에 있어서 생체 조직 중 단단한 부분이 모여있는 곳의 휘도가 크다. 따라서, 생체 조직 중 단단한 부분의 분포를 용이하게 파악할 수 있다.
- [0068] 아울러, 도 16에 도시된 그래프는 본 실시예의 일례로, 이것으로 한정되는 것은 아니다.
- [0069] 이하, 실시예 2의 수정예를 설명한다. 우선 수정예 1을 설명한다. 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는, 시선 방향 ed에서 보여지는 범위 S1 내의 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 누산값(본 예에서의 합산값)으로 표시되는, 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터가 커질수록, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})의 휘도가 커지는 방식으로, 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터를 획득할 수 있다. 예컨대, 3차원 탄성 화상 표시 제어부(66)는 시선 방향에서, 컬러 탄성 화상 데이터(ED)의 계조값의 역수가 아닌 계조값 그 자체를 합산해도 된다. 이 경우, 3차원 탄성 화상 표시 제어부

(66)는, 도 17에 도시된 그래프에 따라, 계조값의 합산값에 기초해서, 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터를 획득한다. 즉, 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)는 도 17에 도시된 바와 같이, 합산값이 작아질수록 3차원 тан성 화상(EG_{3D})의 휘도가 커지고, 합산값이 커질수록 3차원 тан성 화상(EG_{3D})의 휘도가 작아지는 방식으로, 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터를 획득한다.

[0070] 그런데, 도 17에 도시된 그래프는 일례로, 이것으로 한정하는 것은 아니다. 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)는, 예컨대 도 18에 도시된 그래프에 따라, 계조값의 합산값에 기초해서 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터를 획득할 수 있다.

[0071] 이하, 수정예 2를 설명한다. 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)는, 생체 조직의 탄성이 크다는 것을 나타내는 컬러 тан성 화상 데이터가, 즉 계조값이 작은 컬러 тан성 화상 데이터가 강조된, 누산값을 획득할 수 있다. 예컨대, 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)는 컬러 тан성 화상 데이터(ED)의 계조값의 역수를 제공함으로써 얻은 값을 합산할 수 있다. 구체적으로 설명하면, 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)는, 컬러 тан성 화상 데이터 ED11 내지 ED15의 계조값의 역수를 제공한 값들의 합산값 Add1'을 산출하고, 컬러 тан성 화상 데이터 ED21, ED22, ED25의 계조값의 역수를 제공한 값들의 합산값 Add2'을 산출하며, 컬러 тан성 화상 데이터 ED31, ED35의 계조값의 역수를 제공한 값들의 합산값 Add3'을 산출한다. 즉, 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)는 합산값 Add1' 내지 Add3'를 이하의 식 (1) 내지 식 (3)에 따라 산출한다.

[0072]
$$\text{Add1}' = (1/g11)^2 + (1/g12)^2 + (1/g13)^2 + (1/g14)^2 + (1/g15)^2 \quad \dots \quad \text{식 (1)}$$

[0073]
$$\text{Add2}' = (1/g21)^2 + (1/g22)^2 + (1/g25)^2 \quad \dots \quad \text{식 (2)}$$

[0074]
$$\text{Add3}' = (1/g31)^2 + (1/g35)^2 \quad \dots \quad \text{식 (3)}$$

[0075] 수정예 2에서, 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)는 최종 합산값에 기초해서, 도 19에 도시된 그래프에 따라 투영면(P)의 픽셀 각각의 데이터를 획득한다.

[0076] 수정예 2에 따라서, 생체 조직의 탄성이 크다는 것을 나타내는 컬러 тан성 화상 데이터(ED)가 강조된 합산값을 획득될 수 있다. 이에 대해서 도 20에 기초해서 구체적으로 설명한다. 도 20에서, 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)는 컬러 тан성 화상 데이터 ED51, ED52, ED53, ED54, ED55를 투영면(P) 상에 투영해서 픽셀 데이터 PD5를 획득한다. 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)는 컬러 тан성 화상 데이터 ED61, ED62, ED63, ED64, ED65를 투영면(P) 상에 투영해서 픽셀 데이터 PD6를 획득한다.

[0077] 컬러 тан성 화상 데이터 ED51 내지 ED55의 계조값을 각각 "g51", "g52", "g53", "g54", "g55"이라고 한다. 컬러 тан성 화상 데이터 ED61 내지 ED65의 계조값을 각각 "g61", "g62", "g63", "g64", "g65"이라고 한다.

[0078] 예컨대, g51=3, g52=4, g53=1, g54=4, g55=3이고, g61=3, g62=3, g63=3, g64=3, g65=3이라고 가정한다. 따라서, 컬러 тан성 화상 데이터 ED53의 계조값 g53은 다른 계조값보다 훨씬 크다.

[0079] 계조값 g51 내지 g55와 g61 내지 g65를 간단히 합산하면, 합산 결과는 g51+g52+g53+g54+g55=15이고, g61+g62+g63+g64+g65=15이다. 따라서, 양쪽 계조값의 합산값은 서로 같다. 그러므로, 간단히 계조값을 합산해서 픽셀 데이터 PD5 및 PD6를 획득해 보면, 픽셀 데이터 PD5 및 PD6는 서로 같다.

[0080] 그러나, 컬러 тан성 화상 데이터 ED51, ED52, ED53, ED54, ED55의 계조값의 역수를 제공한 값들의 합산값 Add5' 및 컬러 тан성 화상 데이터 ED61, ED62, ED63, ED64, ED65의 계조값의 역수를 제공한 값들의 합산값 Add6'은 다음과 같다.

[0081]
$$\text{Add5}' = (1/3)^2 + (1/4)^2 + 1^2 + (1/4)^2 + (1/3)^2 = 97/72$$

[0082]
$$\text{Add6}' = (1/3)^2 + (1/3)^2 + (1/3)^2 + (1/3)^2 + (1/3)^2 = 5/9$$

[0083] 따라서, 합산값 Add5'은 합산값 Add6'보다 훨씬 커질 수 있다(Add5'>Add6'). 따라서, 생체 조직의 탄성이 크다는 것을 나타내는 컬러 тан성 화상 데이터 ED53가 강조된 합산값을 획득할 수 있다.

[0084] 3차원 тан성 화상 표시 제어부(66)가 도 19에 따라 픽셀 데이터를 획득하기 때문에, 합산값 Add5'에 기초해서 획득

특한 픽셀 데이터 PD5는, 합산값 ADD6'에 기초해서 획득한 픽셀 데이터 PD6보다 휘도가 높다. 상술한 바와 같이, 생체 조직의 탄성이 더 크다는 것을 나타내는 컬러 탄성 화상 데이터 ED53이 3차원 탄성 화상의 휘도에 반영될 수 있다.

[0085] 아울러, 생체 조직의 탄성이 더 크다는 것을 나타내는 컬러 탄성 화상 데이터 ED가 강조된 누산값을 얻을 수 있는 누산 연산 혹은 산출이 사용되는 것이라면, 실시예2의 수정예 2는 상술한 연산으로 한정되는 것이 아니다.

[0086] 본 발명의 상술한 실시예에 따라 설명되었지만, 본 발명은 그 요지를 벗어나지 않는 범위에서 다양하게 변경될 수 있다는 것은 말할 필요도 없다. 예컨대, 상기 실시예에서, 소정의 탄성 범위는 256 계조의 계조값으로 설정되었지만, 이것으로 한정되는 것은 아니다. 소정의 탄성 범위는 비트람값 등과 같은 물리량으로 설정될 수도 있다. 이 경우, 소정의 탄성 범위로 설정된 소정 범위 내의 물리량에 관한 물리량 데이터에 대해서 볼륨 렌더링 처리를 수행해서 3차원 탄성 화상(EG_{3D})을 생성하여 표시한다. 그러나, 이 경우, 3차원 영역의 주사는 전자적으로 수행되고, 에코 데이터는 바람직하게는 생체 조직의 변형 상태가 동일한 상태에서 획득될 필요가 있다.

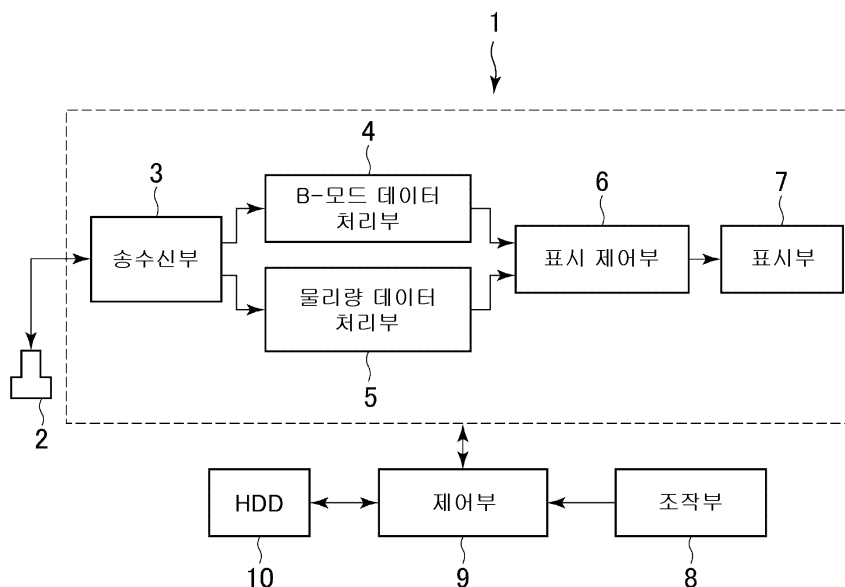
[0087] 물리량 데이터 생성부(5)는 생체 조직의 탄성에 관한 물리량으로서, 비틀림 대신, 생체 조직의 변형에 기초한 변위, 그 탄성을 등을 산출할 수 있다. 생체 조직에 음향 방사압을 가함으로써 생체 조직에서 전단파가 생성된다. 이 전단파의 속도에 기초해서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량으로서, 생체 조직의 파스칼(Pa)이 산출될 수 있다. 아울러, 전단파의 속도는 초음파의 에코 신호에 기초해서 산출될 수도 있다. 또한, 이 생체 조직의 탄성에 관한 물리량은 다른 공지된 방법에 의해 산출될 수 있다.

[0088] 또한, 상기 실시예에서, 3차원 탄성 화상(EG_{3D})이 투영면(P)의 픽셀값에 대응하는 휘도를 가진 화상이었지만, 이것으로 한정되는 것이 아니다. 3차원 탄성 화상(EG_{3D})은 각각의 픽셀값에 대응하는 색상 및 불투명성 등을 가진 화상이 될 수 있다.

[0089] 본 발명의 사상 및 범주를 벗어나지 않고 본 발명의 많은 다양한 실시예가 구성될 수 있다. 본 발명이 명세서에 개시된 특정 실시예로 한정되지 않고, 첨부된 청구의 범위에 정의된 바에 의해서만 한정된다는 것을 이해할 것이다.

도면

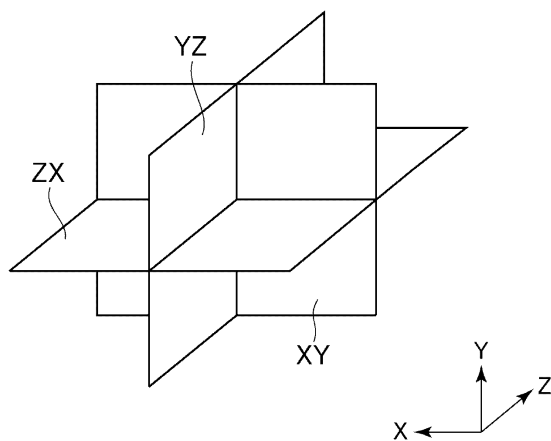
도면1



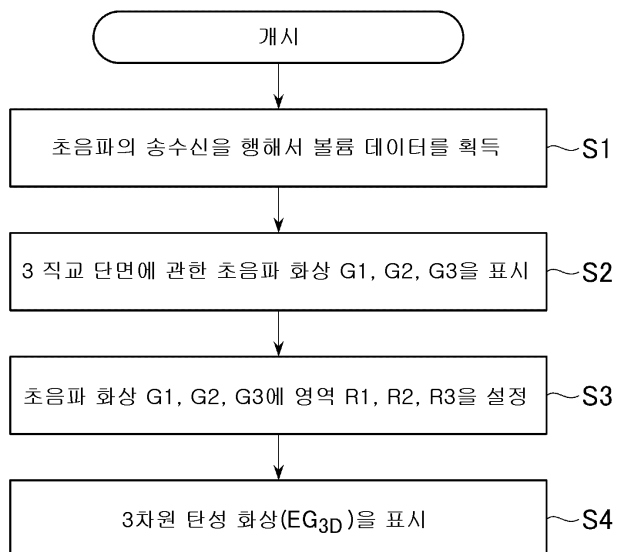
도면2



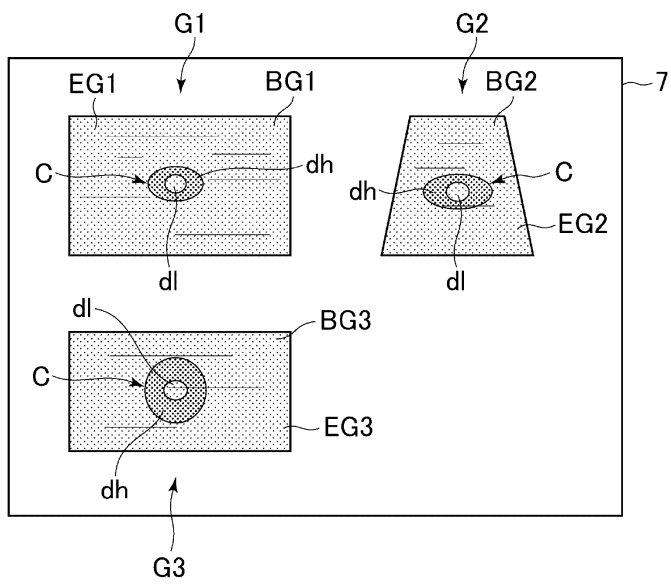
도면3



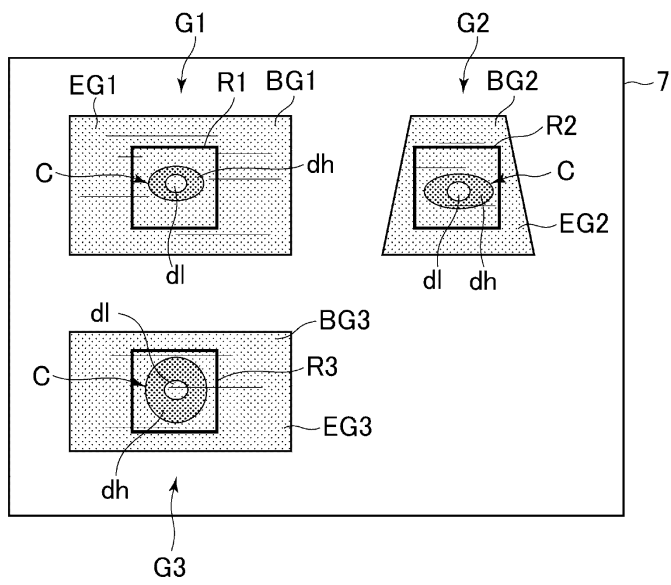
도면4



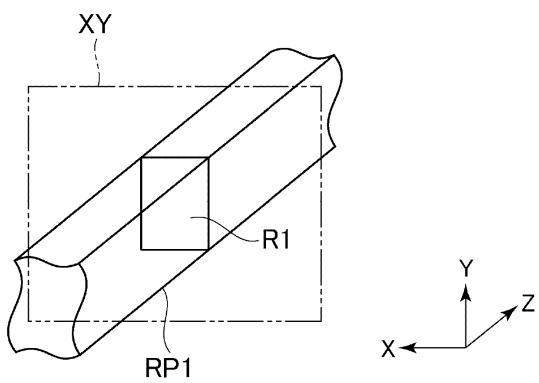
도면5



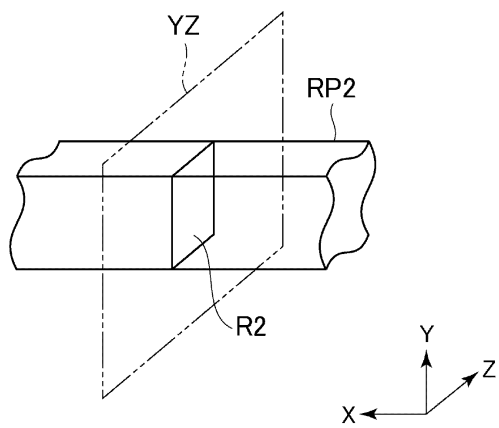
도면6



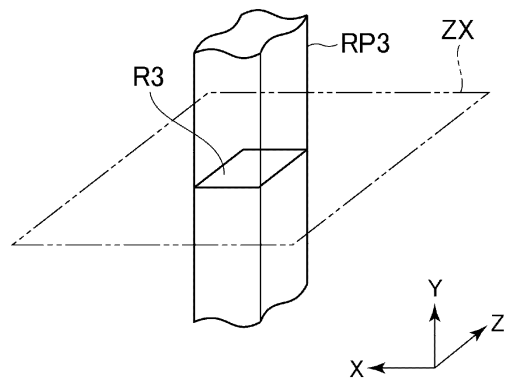
도면7



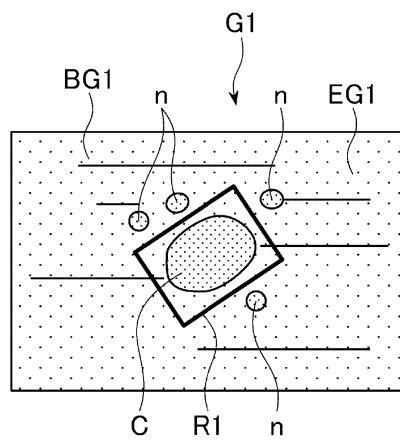
도면8



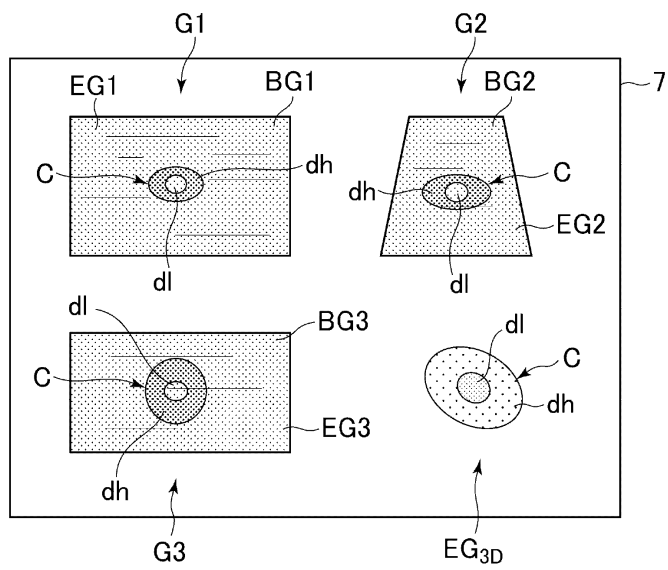
도면9



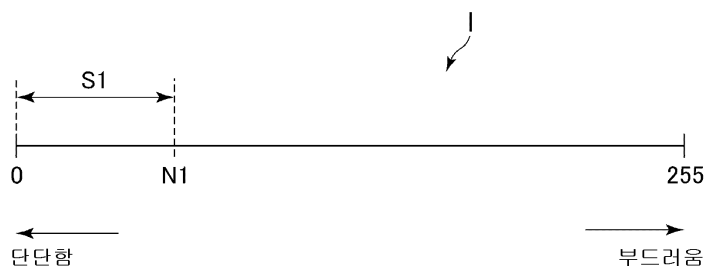
도면10



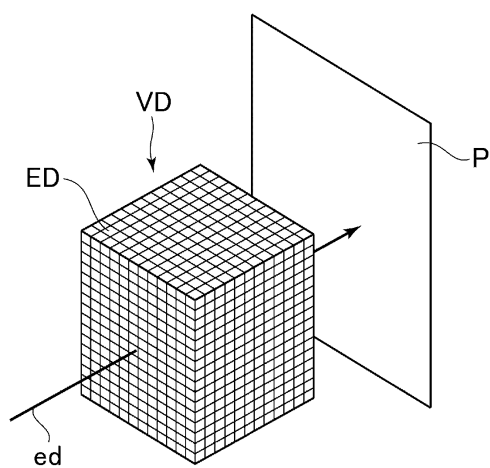
도면11



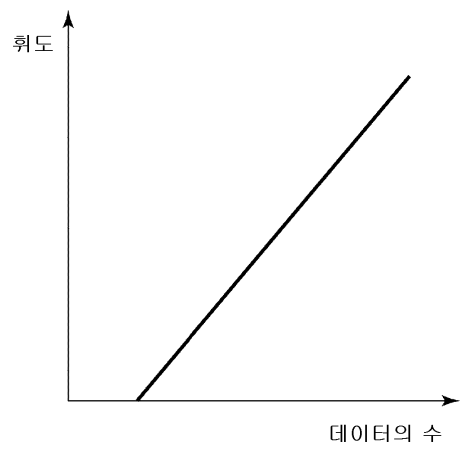
도면12



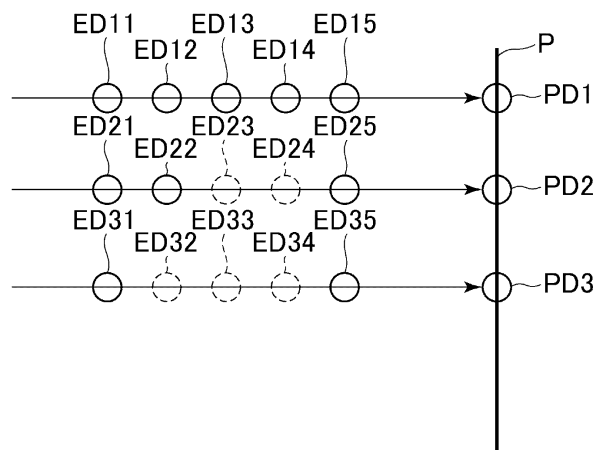
도면13



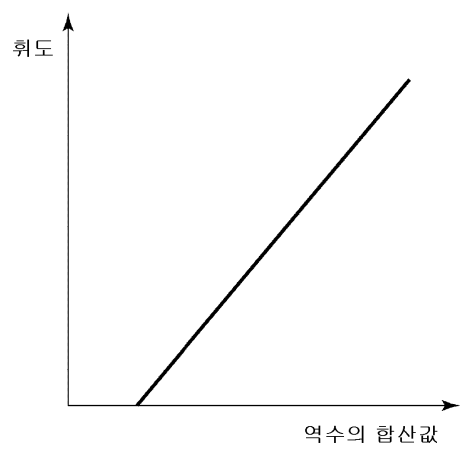
도면14



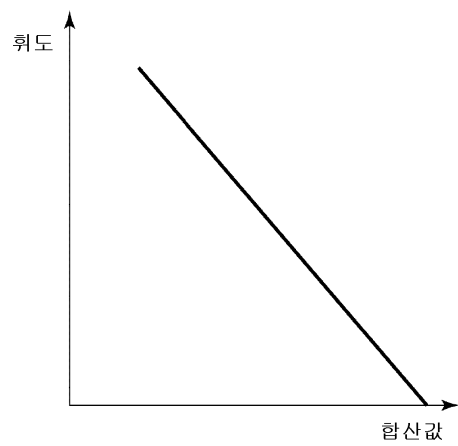
도면15



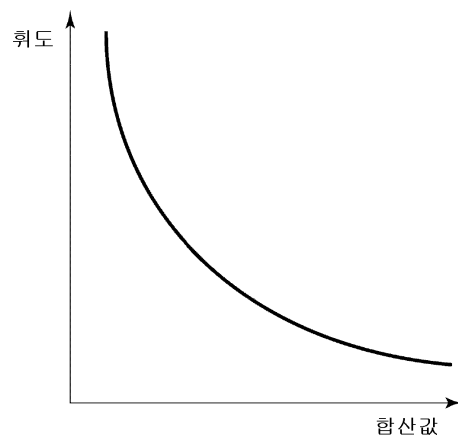
도면16



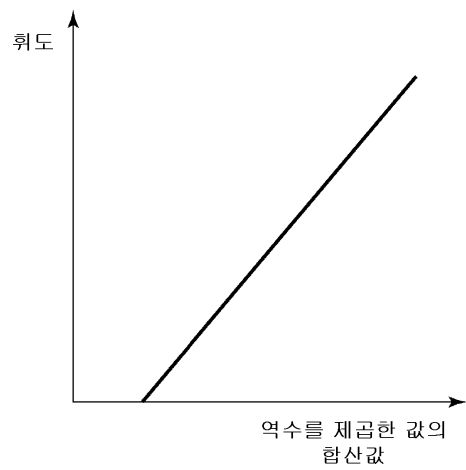
도면17



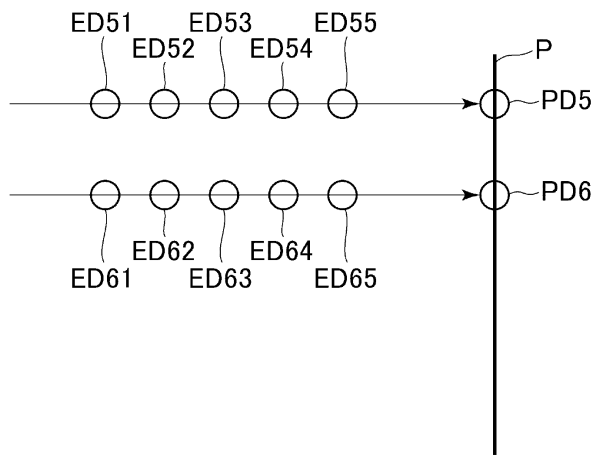
도면18



도면19



도면20



专利名称(译)	标题：超声诊断设备和超声诊断方法		
公开(公告)号	KR1020130014671A	公开(公告)日	2013-02-08
申请号	KR1020120081918	申请日	2012-07-26
申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
当前申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
[标]发明人	TANIGAWA SHUNICHIRO		
发明人	TANIGAWA, SHUNICHIRO		
IPC分类号	A61B8/14 G06T15/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/483		
优先权	2011165000 2011-07-28 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断设备 (1) 包括三维弹性图像数据生成部分，其利用物理量输出单元 (5) 创建三维弹性图像数据，基于回波信号产生关于生物组织的弹性的物理量。通过执行关于对象的超声波的发送和/或接收而获得的体绘制处理将关于该物理量的数据投影到对象的3D区域上的预定视线，并获得投影平面的每个数据的像素。在关于视线的预定弹性范围内的物理量的数据的数据的数量中获得相应的数据，三维弹性图像数据生成部分 (66) 是每个数据的像素。

