



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0045435

(43) 공개일자 2015년04월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/085 (2013.01)
A61B 8/463 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-7003833
(22) 출원일자(국제) 2013년08월15일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2015년02월12일
(86) 국제출원번호 PCT/US2013/055052
(87) 국제공개번호 WO 2014/031424
국제공개일자 2014년02월27일
(30) 우선권주장
JP-P-2012-182133 2012년08월21일 일본(JP)

(71) 출원인
지이 메디컬 시스템즈 글로벌 테크놀로지 캄파니
엘엘씨
미국 위스콘신주 53188 위케샤 노오스 그랜드뷰
블루바드 3000
(72) 발명자
다니가와 슌이치로
일본 도쿄도 히노시 아사히가오카 4쵸메 7-127
(74) 대리인
제일특허법인

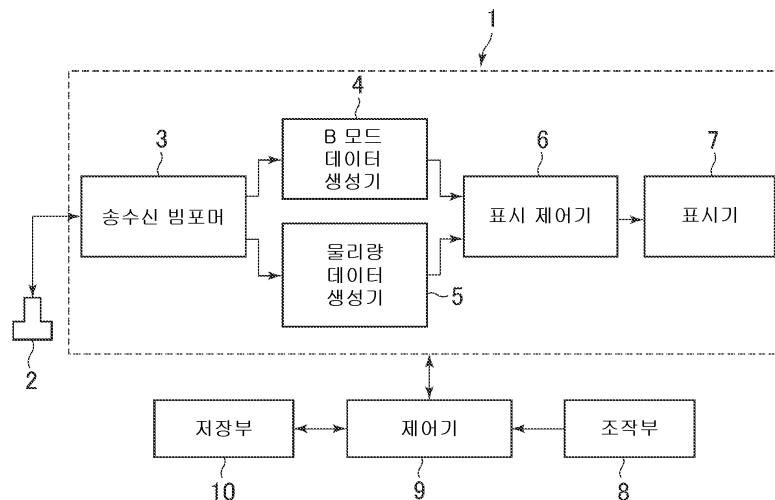
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 초음파 진단 장치 및 그 제어 프로그램

(57) 요약

본 발명의 초음파 진단 장치는, 물리량 데이터 생성부에 의해 계산된 스트레인에 대응하는 색 정보를 갖는 탄성 이미지 데이터를 생성하는 탄성 이미지 데이터 생성부와, 탄성 이미지 데이터에 기초하여, 스트레인에 대응하는 색을 갖는 탄성 이미지가 생체 조직의 초음파 이미지 상에 표시되게 하는 표시기를 구비한다. 탄성 이미지 데이터 생성부는, 스트레인과 색 정보의 서로에 대한 연관 정보를 나타내는 색 변환 테이블(TA)로서, 미리 설정된 스트레인의 범위(X)에서 색 정보가 스트레인에 따라 변하는 색 변환 테이블(TA)에 기초하여 탄성 이미지 데이터를 생성한다. 표시기는, 초음파 이미지에 설정된 영역에서의 스트레인의 평균값(Stav)과, 상기 소정의 스트레인의 범위(X)의 상관 관계를 나타내는 탄성 지표(In)를 나타내는 탄성 지표 이미지를 표시한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 8/485 (2013.01)

A61B 8/5223 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

생체 조직에 대한 초음파의 송수신에 의해 획득된 에코 신호(echo signals)에 기초하여, 상기 생체 조직의 각 부분의 탄성에 관한 물리량을 계산하는 물리량 계산부와,

상기 물리량 계산부에 의해 계산된 물리량에 대응하는 표시 형태를 나타내는 정보를 갖는 탄성 이미지 데이터를 생성하는 탄성 이미지 데이터 생성부와,

상기 탄성 이미지 데이터에 기초하여, 상기 물리량에 대응하는 표시 형태를 갖는 탄성 이미지가 상기 생체 조직의 초음파 이미지 상에 표시되게 하는 표시기를 포함하되,

상기 탄성 이미지 데이터 생성부는, 상기 물리량과 상기 표시 형태를 나타내는 정보가 서로 연관되는 정보로서, 미리 설정된 소정의 물리량의 범위에서 상기 표시 형태를 나타내는 정보가 물리량에 따라 변하는 정보에 기초하여, 상기 탄성 이미지 데이터를 생성하며,

상기 표시기는, 상기 초음파 이미지에 설정된 영역에서의 물리량을 대표하는 대표값과, 상기 소정의 물리량의 범위 사이의 상관 관계를 나타내는 탄성 지표를 나타내는 탄성 지표 이미지를 표시하는

초음파 진단 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 대표값을 계산하는 대표값 계산부를 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 탄성 지표를 계산하는 탄성 지표 계산부를 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 탄성 지표 이미지를 생성하는 탄성 지표 이미지 생성부를 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 5

제 1 항 내지 제 4 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 영역에서의 상기 물리량을 대표하는 대표값은 상기 영역에서의 상기 물리량의 평균값인

초음파 진단 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 탄성 지표는 상기 평균값을 상기 소정의 물리량의 범위에서의 최대값으로 나누어 획득된 값인

초음파 진단 장치.

청구항 7

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 소정의 물리량의 범위는 상기 탄성 지표를 표시하는 대상인 생체 조직에서 이용가능한 물리량의 범위로서 설정된 범위인

초음파 진단 장치.

청구항 8

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 탄성 이미지는 상기 물리량에 대응하는 색을 갖는 이미지인

초음파 진단 장치.

청구항 9

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 탄성 지표 이미지는 시간에 따른 상기 탄성 지표에서의 변화를 나타내는 그래프를 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 10

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 탄성 지표 이미지는 상기 탄성 지표의 값이 길이로 표시되는 바(bar)를

포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 11

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 탄성 지표 이미지는 상기 탄성 지표의 값을 나타내는 숫자인

초음파 진단 장치.

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 탄성 이미지는 상기 영역에 표시되는
초음파 진단 장치.

청구항 13

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 영역은 상기 탄성 이미지 내에 설정되는
초음파 진단 장치.

청구항 14

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 영역은 탄성 이미지가 표시되는 영역 및 탄성 이미지 내에 설정된 영역이고, 상기 탄성 지표 이미지는 상기 탄성 이미지가 표시되는 영역 및 상기 탄성 이미지 내에 설정된 영역의 각각에 대해 표시되는
초음파 진단 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 피검체(subject)에서의 생체 조직의 경성(hardness) 또는 연성(softness)을 나타내는 탄성 이미지(elastic image)를 표시하는 초음파 진단 장치, 및 그 제어 프로그램에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 통상의 B 모드 이미지와, 피검체에서의 생체 조직의 경성 또는 연성을 나타내는 탄성 이미지를 결합하고, 그 결합 결과를 표시하는 초음파 진단 장치는, 예컨대, 일본특허공보 제2007-282932호 등에 개시되어 있다. 탄성 이미지는 예컨대 다음과 같은 방식으로 생성된다. 먼저, 피검체에 초음파를 송신함으로써 획득된 에코 신호에 기초하여 피검체의 탄성에 관한 물리량이 계산된다. 물리량은 예컨대 스트레인(strain)이다. 계산된 물리량에 기초하여 탄성에 대응하는 색으로 이루어진 탄성 이미지가 생성되고 표시된다.

[0003] 한편, 최근, 탄성 이미지를 표시할 수 있는 초음파 진단 장치에 의한 간 질환의 평가가 요구되고 있다. 여기서, 확산성 간 질환(a diffuse liver disease)에 있어서, 간의 탄성은 국소적으로 변하는 것이 아니라 전체적으로 변할 수 있다. 그런 경우에서도, 초음파 진단 장치에 의해 생체 조직의 탄성이 인지되어 질환의 평가를 적절히 수행하는 것이 요구되고 있다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0004] 전술한 문제점을 해결하기 위해 이루어진 발명은, 생체 조직에 대한 초음파의 송수신에 의해 획득된 에코 신호에 기초하여, 생체 조직의 각 부분의 탄성에 관한 물리량을 계산하는 물리량 계산부와, 물리량 계산부에 의해 계산된 물리량에 대응하는 표시 형태를 나타내는 정보를 갖는 탄성 이미지 데이터를 생성하는 탄성 이미지 데이터 생성부와, 상기 탄성 이미지 데이터에 기초하여 상기 물리량에 대응하는 표시 형태를 갖는 탄성 이미지가 상기 생체 조직의 초음파 이미지 상에 표시되도록 하는 표시기를 구비한 초음파 진단 장치이다. 상기 초음파 진

단 장치에서, 상기 탄성 이미지 데이터 생성부는, 상기 물리량과 상기 표시 형태를 나타내는 정보가 서로 상관되는 정보로서, 미리 설정된 소정의 물리량의 범위에서 상기 표시 상태를 나타내는 정보가 물리량에 의존하여 변하는 정보에 기초하여, 탄성 이미지 데이터를 생성한다. 상기 표시기는, 상기 초음파 이미지에 설정된 영역에서의 물리량을 대표하는 대표값과 상기 소정의 물리량의 범위 사이의 상관 관계를 나타내는 탄성 지표를 나타내는 탄성 지표 이미지를 표시한다.

발명의 효과

[0005]

상기 관점의 발명에 따르면, 상기 초음파 이미지에 설정된 영역에서의 물리량을 대표하는 대표값과 상기 소정의 물리량의 범위 사이의 상관 관계를 나타내는 탄성 지표를 나타내는 탄성 지표 이미지가 표시되므로, 생체 조직의 탄성이 정량화된 형태로 보여질 수 있다. 따라서, 생체 조직의 탄성을 인지하고 질환의 평가를 적절히 수행하는 것이 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0006]

도 1은 본 발명에 따른 초음파 진단 장치의 실시형태의 개략적 구성의 일 예를 도시하는 블록도이다.
 도 2는 도 1에 도시된 초음파 장치에서의 표시 제어기의 구성을 도시하는 블록도이다.
 도 3은 표시기에 표시된 합성 초음파 이미지의 일 예를 도시하는 도면이다.
 도 4는 색 변환 테이블의 일 예를 도시하는 도면이다.
 도 5는 색 변환 테이블의 경사 부분이 설정되는 스트레인 범위에서의 탄성 지표의 일 예를 도시하는 도면이다.
 도 6은 스트레인의 분포에 따라 색 변환 테이블이 설정되는 비교 예를 설명하는 도면이다.
 도 7은 스트레인의 분포에 따라 색 변환 테이블이 설정되는 비교 예를 설명하는 도면이다.
 도 8은 색 변환 테이블과, 상이한 스트레인 분포에서의 탄성 지표를 도시하는 도면이다.
 도 9는 제 1 실시형태의 변형예에서 탄성 지표 바(an elasticity index bar)가 표시되는 표시기를 도시하는 도면이다.
 도 10은 제 2 실시형태에서의 표시기를 도시하는 도면이다.
 도 11은 제 2 실시형태의 변형예에서의 표시기를 도시하는 도면이다.
 도 12는 탄성 지표 이미지의 다른 예를 도시하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0007]

이하, 본 발명의 실시형태들이 첨부된 도면에 기초하여 설명될 것이다.

[0008]

먼저, 제 1 실시형태는 도 1 내지 도 8에 기초하여 설명될 것이다. 도 1에 도시된 초음파 진단 장치(1)는 초음파 프로브(2), 송수신 빔포머(3), B 모드 데이터 생성기(4), 물리량 데이터 생성기(5), 표시 제어기(6), 표시기(7), 조작부(8), 제어기(9) 및 저장부(10)를 구비한다.

[0009]

초음파 프로브(2)는 피검체에 초음파를 송신하고 그 에코를 수신한다. 송수신 빔포머(3)는, 초음파 프로브(2)를 소정의 스캔 조건에서 구동시켜 음선(sound ray)마다 초음파의 스캐닝을 수행한다. 또한, 송수신 빔포머(3)는 초음파 프로브(2)에 의해 수신된 각각의 에코에 대해 페이징 가산 처리(phasing-adding processing)와 같은 신호 처리를 수행한다. 송수신 빔포머(3)에 의해 신호 처리를 받은 에코 데이터는 B 모드 데이터 생성기(4) 및 물리량 데이터 생성기(5)에 출력된다. 송수신 빔포머(3)는 본 발명에서의 송수신 빔포머의 실시형태를 예시하는 일 예이다.

[0010]

B 모드 데이터 생성기(4)는, 송수신 빔포머(3)로부터 출력된 에코 데이터에 대해, 대수 압축 처리(logarithmic compression processing), 포락선 검파 처리(envelop detection processing) 등의 B 모드 처리를 수행하여 B 모드 데이터를 생성한다. B 모드 데이터는 저장부(10)에 저장될 수 있다.

- [0011] 물리량 데이터 생성기(5)는, 송수신 빔포머(3)로부터 출력된 에코 데이터에 기초하여 피검체 내의 각 부분의 탄성에 관한 물리량을 계산하여 물리량 데이터를 생성한다(물리량 계산 기능). 예컨대, 미심사 일본 특허 공보 제2008-126079호에 기재된 것처럼, 물리량 데이터 생성기(5)는 하나의 스캐닝 면에서의 동일 음선 상의 시간적으로 상이한 에코 데이터에 상관 윈도우들을 설정한다. 물리량 데이터 생성기(5)는, 상관 윈도우들 사이의 상관 계산을 수행하여 화소마다 탄성에 관한 물리량을 계산함으로써, 한 프레임에 대응하는 물리량 데이터를 생성한다. 따라서, 두 프레임에 대응하는 에코 데이터로부터 한 프레임에 대응하는 물리량 데이터가 획득되고, 탄성 이미지는 후술되는 것처럼 생성된다.
- [0012] 본 실시형태에서 물리량 데이터 생성기(5)는 탄성에 관한 물리량으로서 스트레인을 계산한다. 즉, 물리량은 스트레인에 관한 데이터이다. 본 실시형태에서는, 후술되는 것처럼, 심장 또는 혈관의 박동에 기인한 간의 변형에 의해 스트레인이 계산된다. 물리량 데이터 생성기(5)는 본 발명에서의 물리량 계산부의 실시형태를 예시하는 일 예이다. 물리량 계산 기능은 본 발명에서의 물리량 계산 기능의 실시형태를 예시하는 일 예이다.
- [0013] 물리량 데이터는 저장부(10)에 저장될 수 있다.
- [0014] 표시 제어기(6)에는 B 모드 데이터 생성기(4)로부터의 B 모드 데이터 및 물리량 데이터 생성기(5)로부터의 물리량 데이터가 입력된다. 도 2에 도시된 것처럼, 표시 제어기(6)는, B 모드 이미지 데이터 생성부(61), 탄성 이미지 데이터 생성부(62), 평균값 계산부(63), 탄성 지표 계산부(64), 탄성 지표 이미지 생성부(65) 및 이미지 표시 제어부(66)를 갖는다.
- [0015] B 모드 이미지 데이터 생성부(61)는, B 모드 데이터에 대해 스캔 변환기에 의한 스캔 변환을 수행하여, 각각의 에코의 신호 강도에 대응하는 휘도를 나타내는 정보를 갖는 B 모드 이미지 데이터로 변환한다. B 모드 이미지 데이터는 예컨대 256 그레이 레벨의 휘도를 나타내는 정보를 갖는다.
- [0016] 탄성 이미지 데이터 생성부(62)는, 물리량 데이터를 색을 나타내는 정보로 변환하고 스캔 변환기에 의한 스캔 변환을 수행하여 스트레인에 대응하는 색을 나타내는 정보를 갖는 색 탄성 이미지 데이터를 생성한다(색 탄성 이미지 데이터 생성 기능). 탄성 이미지 데이터 생성부(62)는 물리량 데이터를 계조(gradation)화하고, 각 계조에 할당된 색을 나타내는 정보로 이루어진 색 탄성 이미지 데이터를 생성한다. 그 세부사항은 후술될 것이다. 탄성 이미지 데이터 생성부(62)는 본 발명에서의 탄성 이미지 데이터 생성부의 실시형태를 예시하는 일 예이다. 색 탄성 이미지 데이터는 본 발명에서 물리량에 대응하는 표시 형태를 나타내는 정보를 갖는 탄성 이미지 데이터의 실시형태를 예시하는 일 예이다. 표시 형태를 나타내는 정보는 본 발명에서 각각의 색을 나타내는 정보이다. 색 탄성 이미지 데이터 생성 기능은 본 발명에서의 탄성 이미지 데이터 생성 기능의 실시형태를 예시하는 일 예이다.
- [0017] 평균값 계산부(63)는, 후술되는 것처럼 B 모드 이미지 BI에 설정된 영역 R(도 3 참조)에서, 물리량 데이터 생성부(5)에 의해 계산된 스트레인의 평균값(Stav)을 계산한다. 이 스트레인의 평균값(Stav)은 본 발명에서 영역의 물리량을 대표하는 대표값의 실시형태를 예시하는 일 예이다. 평균값 계산부(63)는 본 발명에서의 대표값 계산부의 실시형태를 예시하는 일 예이다.
- [0018] 탄성 지표 계산부(64)는 탄성 지표를 계산한다. 탄성 지표는 영역(R)에서의 생체 조직의 탄성의 지표이다. 탄성 지표 이미지 생성부(65)는 탄성 지표 계산부(64)에 의해 계산된 탄성 지표를 나타내는 탄성 지표 이미지를 생성한다. 그 세부사항은 후술될 것이다. 탄성 지표 계산부(64)는 본 발명에서의 탄성 지표 계산부의 실시형태를 예시하는 일 예이다. 탄성 지표 이미지 생성부(65)는 본 발명에서의 탄성 지표 이미지 생성부의 실시형태를 예시하는 일 예이다.
- [0019] 이미지 표시 제어부(66)는, B 모드 이미지 데이터와 색 탄성 이미지 데이터를 함께 결합하고, 표시기(7) 상에 표시되는 합성 초음파 이미지의 이미지 데이터를 생성한다. 이미지 표시 제어부(66)는 표시기(7)로 하여금 상기 이미지 데이터를 B 모드 이미지 BI 및 탄성 이미지 EI를 결합함으로써 획득된 합성 초음파 이미지(UI)로서 표시하게 한다(도 3 참조). 탄성 이미지(EI)는 B 모드 이미지(BI)에 설정된 영역(R)내에 표시된다.
- [0020] B 모드 이미지 데이터 및 색 탄성 이미지 데이터는 저장부(10)에 저장될 수 있다. 합성 초음파 영상의 이미지 데이터는 저장부(10)에 저장될 수 있다.
- [0021] 이미지 표시 제어부(66)는 표시기(7)로 하여금, 탄성 지표 이미지 생성부(65)에 의해 생성된 탄성 지표를 나타내는 탄성 지표 이미지(InI)를 합성 초음파 이미지(UI)와 함께 표시하게 한다(도 3 참조). 이미지 표시 제어부(66)는 본 발명에서의 이미지 표시 제어부의 실시형태를 예시하는 일 예로서, 본 발명에서 이미지 표시 제어 기

능을 수행한다.

- [0022] 표시기(7)는, 예컨대, LCD(Liquid Crystal Display), CRT(Cathod Ray Tube) 등으로 구성된다. 표시기(7)는 본 발명에서의 표시기의 실시형태를 예시하는 일 예이다.
- [0023] 조작부(8)는, 조작부에 의해 명령어 및 정보를 입력하기 위한 키보드 및 포인팅 디바이스(도시안됨) 등을 포함한다.
- [0024] 제어기(9)는 CPU(Central Processing Unit)로 구성된다. 제어기(9)는 저장부(10)에 저장된 제어 프로그램을 판독하고, 물리량 계산 기능, 색 탄성 이미지 데이터 생성 기능 및 이미지 표시 제어 기능을 비롯한 초음파 진단 장치(1)의 각 부분에서의 기능을 실행한다.
- [0025] 저장부(10)는, 예컨대, HDD(Hard Disk Drive), 또는 RAM(Random Access Memory), ROM(Read Only Memory) 등과 같은 반도체 메모리이다.
- [0026] 이제 본 발명에 따른 초음파 진단 장치(1)의 동작에 대한 설명이 이루어질 것이다. 송수신 빔포머(3)는 초음파 프로브(2)로 하여금 피검체의 생체 조직에 초음파를 송신하게 한다. 본 실시형태에서, 초음파는 초음파 프로브(2)에 의해 피검체의 간(liver)에 송신된다.
- [0027] 송수신 빔포머(3)는 초음파 프로브(2)로 하여금 B 모드 이미지를 생성하기 위한 초음파와 탄성 이미지를 생성하기 위한 초음파를 교대로 송신하게 한다. 초음파 프로브(2)로부터 송신된 초음파의 에코 신호들은 초음파 프로브(2)에 의해 수신된다.
- [0028] 여기서, 간은 심장 또는 혈관의 박동에 따라 반복적으로 변형된다. 그런 변형을 반복한 간으로부터 획득된 에코 신호들에 기초하여, 변형을 스트레인으로서 인식한 합성 초음파 영상이 생성된다. 구체적으로는, 에코 신호들이 취득될 때, B 모드 데이터 생성기(4)는 B 모드 데이터를 생성하고, 물리량 데이터 생성기(5)는 스트레인을 계산하여 물리량 데이터를 생성한다. 또한, B 모드 이미지 데이터 생성부(61)는 B 모드 데이터에 기초하여 B 모드 이미지 데이터를 생성하고, 탄성 이미지 데이터 생성부(62)는 물리량 데이터에 기초하여 색 탄성 이미지 데이터를 생성한다. 다음에, 이미지 표시 제어부(66)는, 도 3에 도시된 것처럼, 표시기(7)로 하여금, B 모드 이미지 데이터에 기초한 B 모드 이미지(BI)와 색 탄성 이미지 데이터에 기초한 탄성 이미지(EI)가 결합된 합성 초음파 이미지(UI)를 표시하게 한다. 합성 초음파 이미지(UI)는 실시간 이미지이다. 탄성 이미지(EI)는 영역(R)내에 표시된다(도트(dot)로 도시됨).
- [0029] 이미지 표시 제어부(66)는, 도 3에 도시된 것처럼, 표시기(7)로 하여금 탄성 지표 이미지(InI)를 표시하게 한다. 탄성 지표 이미지(InI)는 시간에 따른 탄성 지표의 변화를 나타내는 탄성 지표 그래프(G)를 포함한다. 그 세부사항은 이하에 설명될 것이다.
- [0030] 색 탄성 이미지 데이터의 생성에 대한 설명이 이루어질 것이다. 탄성 이미지 데이터 생성부(62)는, 색 변환 테이블(TA)에 기초하여 물리량 데이터를 색을 나타내는 정보(이하 "색 정보"라 칭함)로 변환함으로써, 물리량에 대응하는 색 정보로 구성된 색 탄성 이미지 데이터를 생성한다. 색 정보는 본 발명에서의 표시 형태를 나타내는 정보의 실시형태를 예시하는 일 예이다.
- [0031] 색 변환 테이블(TA)이 설명될 것이다. 색 변환 테이블(TA)은 스트레인과 색 정보가 서로 연관되는 정보이다. 이 색 변환 테이블(TA)에 의해 변환된 색 정보는 소정의 계조 수(0 내지 N)이다. 예컨대, 계조 수는 $256(N=255)$ 이다.
- [0032] 색 변환 테이블(TA)은 예컨대 도 4에 도시된 그래프로 도시될 수 있다. 도 4에 도시된 색 변환 테이블(TA)은 경사부(S1) 및 수평부(Hr)를 갖는 그래프의 형태를 취한다. 본 실시형태에서, 0에서 스트레인 St_{max} 까지의 사전 결정된 스트레인 범위(X)는 경사부(S1)에 대응한다.
- [0033] 경사부(S1)에서, 색 정보는 스트레인에 따라 계단식으로 변화도록 설정된다. 예컨대, 계조 0은 청색을 나타내는 색 정보이고, 계조 N은 적색을 나타내는 색 정보이다. 계조 0과 계조 N 사이의 중간 계조인 계조 $N/2$ 은 녹색을 나타내는 색 정보이다. 이 경우에, 계조 0에서 계조 $N/2$ 사이에서는 청색에서 녹색으로 색이 변하고, 계조 $N/2$ 에서 계조 N 사이에서는 녹색에서 적색으로 색이 변한다. 사전 결정된 스트레인 범위(X)는 본 발명에서의 물리량의 사전 결정된 범위를 예시하는 일 예이다.
- [0034] 사전 결정된 스트레인 범위(X)에서의 스트레인의 최대값(St_{max})은 계조 N으로 변환된다. 최대값(St_{max}) 이상의 스트레인은 계조 N으로 변환된다. 즉, 수평부(Hr)에서 스트레인은 계조 N으로 변환된다. 따라서, 최대값

(Stmax) 이상의 스트레인은 탄성 이미지에서 동일한 색(예컨대, 적색)으로 표현된다.

[0035] 사전 결정된 스트레인 범위(X)는, 탄성 이미지의 표시 대상인 간이 심장 또는 혈관의 박동에 기인한 간의 변형에 따라 취할 수 있는 스트레인의 값의 범위로 미리 설정된다. 예컨대, 사전 결정된 스트레인 범위(X)는 정상인 간의 스트레인의 값으로부터 간경변인 간의 스트레인의 값까지를 포함하는 범위로 설정된다.

[0036] 다음에, 탄성 지표 그래프(G)가 설명될 것이다. 탄성 지표 그래프(G)는 탄성 지표(In)의 경시 변화(time changes)를 나타내는 그래프이다. 탄성 지표(In)는 영역(R)에서 스트레인의 평균값(Stav)과 사전 결정된 스트레인 범위(X) 사이의 상관 관계를 나타낸다. 이 상관 관계는 사전 결정된 스트레인 범위(X)에 대한 평균값(Stav)의 위치 관계를 의미한다. 따라서, 탄성 지표(In)는 평균값(Stav)이 사전 결정된 스트레인 범위(X)에 대해 어느 위치에 있는지를 나타낸다.

[0037] 탄성 지표(In)는 탄성 지표 계산부(64)에 의해 계산된다. 구체적으로, 탄성 지표(In)는 다음 [수학식 1]에 의해 계산된다.

수학식 1

[0038]
$$In = (\text{평균값 Stav} / \text{최대값 Stmax}) \times 100$$

[0039] 탄성 지표(In)는 % 단위의 수치이다. 예컨대, 도 5에 도시된 것처럼, 스트레인의 평균값(Stav)이 스트레인 범위(X)의 중간값일 때, 탄성 지표(In)는 50%이다. 그런 탄성 지표(In)로부터, 스트레인의 평균값(Stav)이 스트레인 범위(X) 내에서 어느 위치에 있는지를 알 수 있다. 그 영역의 탄성이 경성인지 연성인지를 파악할 수 있다.

[0040] 덧붙여서, 스트레인의 평균값(Stav)이 최대값(Stmax)보다 클 때(Stav>Stmax), 탄성 지표(In)는 100%로 간주된다.

[0041] 여기서, 본 실시형태와의 비교 예로서, 영역(R)에서의 스트레인의 분포에 따라 색 변환 테이블(TA')을 설정하여 탄성 이미지 데이터를 생성하는 경우에 대한 설명이 이루어질 것이다. 도 6에서, 참조 번호(D1)는 영역(R)에서 스트레인이 분포를 나타낸다. 스트레인 분포(D1)는 주어진 프레임에서 영역(R)에서의 스트레인의 분포이다.

[0042] 색 변환 테이블(TA')에서, 경사부(S1')는 스트레인 분포(D1)에서 스트레인의 평균값(Stav1)을 기준으로 하여 사전 결정된 스트레인 범위(X')로 설정된다. 여기서, 예컨대 도 6의 스트레인 분포(D1)가 정상 간으로 간주되는 경우, 평균값(Stav1)은 탄성 이미지(EI)에서 녹색으로 표현된다. 한편, 도 7에 도시된 스트레인 분포(D2)가 전체가 경화된 간에 대한 스트레인 분포인 것으로 가정하면, 경사부(S1')는 스트레인 분포(D2)에서 평균값(Stav2)을 기준으로 하여 사전 결정된 스트레인 범위(X')로 설정된다. 그런 경사부(S1')가 설정된 색 변환 테이블(TA')에 기초하여 생성된 탄성 이미지(EI)에서도, 평균값(Stav2)은 탄성 이미지(EI)에서 녹색으로 표현된다. 이와 같이, 스트레인의 분포에 따라 색 변환 테이블(TA')이 설정되는 경우, 간경변과 같은 전체가 경화된 간과 정상 간 사이에서 탄성 이미지에 차이가 없다.

[0043] 한편, 본 발명에서처럼, 색 변환 테이블(TA)의 경사부(S1)가 설정되는 스트레인 범위는 사전 결정된 스트레인 범위(X)로 고정된다. 이 범위(X)에서, 임의의 위치에 있는 평균값을 나타내는 탄성 지표(In)가 계산된다. 따라서, 탄성 지표(In)는 간경변과 같은 전체가 경화된 간과 정상 간 사이에 상이한 값이 된다. 예컨대, 도 8에 도시된 것처럼, 스트레인 분포(D1)(도 6에서와 동일한 스트레인 분포)에서의 스트레인의 평균값(Stav1)의 탄성 지표(In1)와 스트레인 분포(D2)(도 7에서와 동일한 스트레인 분포)에서의 스트레인의 평균값(Stav2)의 탄성 지표(In2)는 상이한 값이 된다(In1>In2).

[0044] 탄성 지표(In)는 탄성 이미지(EI)의 각 프레임마다 계산된다. 탄성 지표 이미지 생성부(65)는 탄성 지표(In)의 경시 변화를 나타내는 탄성 지표 그래프(G)를 생성한다. 탄성 지표 그래프(G)는 이미지 표시 제어부(66)에 의해 표시기(7) 상에 표시된다.

[0045] 탄성 지표 그래프(G)를 포함하는 탄성 지표 이미지(InI)가 설명될 것이다. 탄성 지표 이미지(InI)는, 탄성 지표 그래프(G) 외에, 좌측 라인(L1)(라인), 우측 라인(R1), 영점 마크(M) 및 표시 라인(F1)을 갖는다. 탄성 지표 그래프(G)는 좌측 라인(L1)과 우측 라인(R1) 사이에서 표시된다. 좌측 라인(L1)과 우측 라인(R1) 사이에서, 수직 방향은 탄성 지표(In)의 크기를 나타내고, 수평 방향은 시간을 나타낸다. 영점 마크(M)는 탄성 지표(In)

가 0%인 것을 의미한다. 좌측 라인(L1) 및 우측 라인(R1)의 상단은 탄성 지표가 100%인 것을 의미한다.

[0046] 표시 라인(F1)과 탄성 지표 그래프(G)의 교차점은 표시기(7)기 상에 현재 표시된 탄성 이미지(EI)의 탄성 지표(In)를 나타낸다. 표시 라인(F1)은 시간의 경과에 따라 우측 방향으로 이동한다. 표시 라인(F1)의 이동에 의해, 탄성 지표 그래프(G)는 갱신된다.

[0047] 전술된 본 실시형태에 따르면, 탄성 지표 그래프(G)가 표시되므로, 생체 조직의 탄성은 정량화된 형태로 도시될 수 있다. 탄성 지표 그래프(G)에 의해, 예컨대, 심박 또는 혈관의 박동에 따라 반복되는 생체 조직의 스트레인의 경시 변화를 인지할 수 있다. 따라서, 질환의 평가를 상세히 수행하는 것이 가능하다.

[0048] 다음에 제 1 실시형태의 변형예가 설명될 것이다. 이 실시형태에서는, 도 9에 도시된 것처럼, 탄성 지표 바(Ba)가 탄성 지표 이미지(InI)로서 표시된다. 탄성 지표 바(Ba)는 배경이 흑색인 부분에 표시되고, 색상부(C1)와 백색부(Wh)를 갖는다. 색상부(C1)의 길이는 탄성 지표(In)의 값을 나타낸다. 예컨대 탄성 지표(In)가 50%라면, 색상부(C1)는 탄성 지표 바(Ba)의 총 길이의 절반이 되고, 백색부(Wh) 또한 탄성 지표 바(Ba)의 총 길이의 절반이 된다.

[0049] 색상부(C1)에서는, 탄성 지표(In)의 값에 따라 그 색이 변할 수 있다. 예컨대 탄성 지표(In)가 0% 이상 30% 미만일 경우, 색상부(C1)는 청색이 될 수 있다. 탄성 지표(In)가 30% 이상 60% 미만일 경우, 색상부(C1)는 녹색이 될 수 있다. 탄성 지표(In)가 60% 이상 100% 이하일 경우, 색상부(C1)는 적색이 될 수 있다. 그러나 위와 같은 수치 범위 및 색들은 일 예일 뿐 그에 제한되지 않는다.

[0050] 이 변형예에서처럼, 탄성 지표 바(Ba)에 의해서도 생체 조직의 탄성이 정량화된 형태로 도시될 수 있다.

[0051] 다음에, 제 2 실시형태가 설명될 것이다. 그러나, 제 1 실시형태에서와 동일한 항목의 설명은 생략된다.

[0052] 본 실시형태에서는, 도 10에 도시된 것처럼, 표시기(7)상에 표시된 B 모드 이미지(BI)에 제 1 영역(R1)이 설정된다. 또한, 제 2 영역(R2)은 제 1 영역(R1) 내에 설정된다. 제 2 영역(R2)을 포함하는 제 2 영역(R1) 내에 이미지(EI)가 표시된다. 예컨대, 제 2 영역(R2)은, 제 1 영역(R1) 내에서 조작자가 특히 관심을 갖는 영역에 설정된다.

[0053] 본 실시형태에서, 탄성 지표 계산부(64)는 사전 결정된 스트레인 범위(X) 내에서 제 1 영역(R1)의 스트레인의 평균값(StavR1)이 어느 위치에 있는지를 나타내는 제 1 탄성 지표(In1)를 다음과 같이(수학식 2) 계산한다.

수학식 2

[0054]
$$In1 = (\text{평균값 StavR1} / \text{최대값 Stmax}) \times 100$$

[0055] 또한, 탄성 지표 계산부(64)는 사전 결정된 스트레인 범위(X) 내에서 제 2 영역(R2)의 스트레인의 평균값(StavR2)이 어느 위치에 있는지를 나타내는 제 1 탄성 지표(In1)를 다음과 같이(수학식 3) 계산한다.

수학식 3

[0056]
$$In2 = (\text{평균값 StavR2} / \text{최대값 Stmax}) \times 100$$

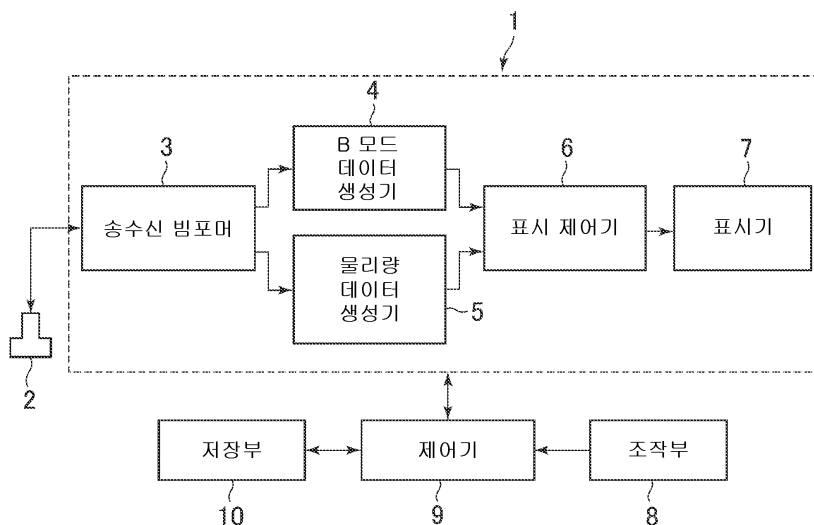
[0057] 탄성 지표 이미지 생성부(65)는 제 1 탄성 지표(In1)의 경시 변화를 나타내는 제 1 탄성 지표 그래프(G1)를 생성한다. 또한 탄성 지표 이미지 생성부(65)는 제 2 탄성 지표(In2)의 경시 변화를 나타내는 제 2 탄성 지표 그래프(G2)를 생성한다.

[0058] 이미지 표시 제어부(66)는, 도 10에 도시된 것처럼, 표시기(7)로 하여금 제 1 탄성 지표 이미지(InI1) 및 제 2 탄성 지표 이미지(InI2)를 표시하게 한다. 제 1 탄성 지표 이미지(InI1)는 제 1 탄성 지표(In1)의 경시 변화를 나타내는 제 1 탄성 지표 그래프(G1)를 포함한다. 제 2 탄성 지표 이미지(InI2)는 제 2 탄성 지표(In2)의 경시 변화를 나타내는 제 2 탄성 지표 그래프(G2)를 포함한다. 제 1 탄성 지표 이미지(InI1) 및 제 2 탄성 지표 이미지(InI2)는 제 1 실시형태의 탄성 지표 이미지(InI)와 구성이 동일하므로 그에 대한 상세한 설명은 생략한다.

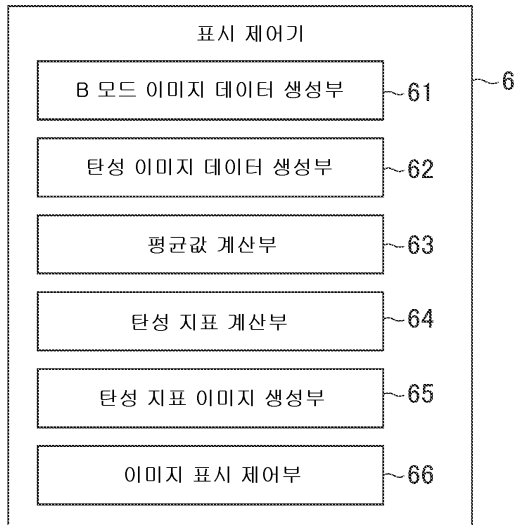
- [0059] 전술된 본 실시형태에 따르면, 제 1 탄성 지표 그래프(G1) 및 제 2 탄성 지표 그래프(G2)는 제 1 영역(R1) 및 제 2 영역(R2)에 대해 표시되므로, 두 영역에서의 생체 조직의 탄성은 정량화된 형태로 표시될 수 있다. 두 영역에서의 생체 조직의 스트레인의 경시 변화는 제 1 탄성 지표 그래프(G1) 및 제 2 탄성 지표 그래프(G2)에 의해 인지될 수 있다. 따라서, 질환의 평가를 상세히 수행하는 것이 가능하다.
- [0060] 다음에, 제 2 실시형태의 변형예가 설명될 것이다. 이 변형예에서는, 제 1 실시형태의 변형예와 마찬가지로, 도 11에 도시된 것처럼, 제 1 탄성 지표 바(Ba1)가 제 1 탄성 지표 이미지(InI1)로서 표시되고, 제 2 탄성 지표 바(Ba2)가 제 2 탄성 지표 이미지(InI2)로서 표시된다. 제 1 탄성 지표 바(Ba1)는 제 1 탄성 지표(In1)의 값을 나타내는 이미지이다. 제 2 탄성 지표 바(Ba2)는 제 2 탄성 지표(In2)의 값을 나타내는 이미지이다. 제 1 탄성 지표 바(Ba1) 및 제 2 탄성 지표 바(Ba2)는 제 1 실시형태의 변형예의 탄성 지표 바(Ba)와 구성이 동일하므로 그에 대한 상세한 설명은 생략한다.
- [0061] 본 발명은 각각의 실시예에 의해 전술되었지만, 본 발명의 요지를 변경시키지 않는 범위 내에서 본 발명이 다양한 방식으로 변경될 수 있음은 당연하다. 예컨대, 전술된 실시예에서는 스트레인의 평균값(Stav)이 최대값(Stmax) 보다 더 커질 경우에 탄성 지표(In)가 100%인 것으로 간주되지만, 상기 수학식 1 내지 3의 각각에서 획득된 값이 그대로 탄성 지표로 정의될 수 있다. 따라서, 100%를 초과하는 값이 탄성 지표로 계산될 수도 있다.
- [0062] 탄성 지표 이미지(InI)는 도 12에 도시된 것처럼 탄성 지표(In)의 값을 나타내는 수치가 될 수도 있다.
- [0063] 또한, 제 2 실시예에서, 영역(R2)에 대해서만 탄성 지표 이미지(InI2)가 표시될 수도 있다.
- [0064] 상기 수학식 1 내지 3에서, 그들의 공통 분모는 각각 스트레인 범위(X)의 크기를 나타내는 수치이다. 스트레인 범위(X)의 최소값이 0이 아닐 경우, 스트레인 범위(X)의 최대값과 최소값 사이의 차가 공통 분모가 된다.
- [0065] 합성 초음파 이미지(UI)는 실시간 이미지로 제한되지 않으며, 저장부(10)에 저장된 데이터에 기초한 이미지가 될 수도 있다.
- [0066] 지금까지의 설명은 본 발명을 개시하기 위해 최선의 모드를 포함하는 예들을 사용하였으며, 이러한 설명은, 당업자로 하여금, 임의의 컴퓨팅 시스템 또는 시스템들을 제조하고 사용하는 것과 임의의 통합된 방법을 수행하는 것을 포함하여, 본 발명을 실행하는 것을 가능하게 한다. 본 발명의 특허가능한 범위는 특허청구범위에 의해 정의되며, 당업자에게 떠오르는 다른 예들을 포함할 수도 있다. 그런 다른 예들은, 그들이 특허청구범위의 문언과 상이하지 않은 구조적 요소를 가지거나, 또는 그들이 특허청구범위의 문언과 비실체적인 차이점을 갖는 등가의 구조적 요소를 포함한다면, 특허청구범위 내에 있는 것으로 간주되어야 한다.

도면

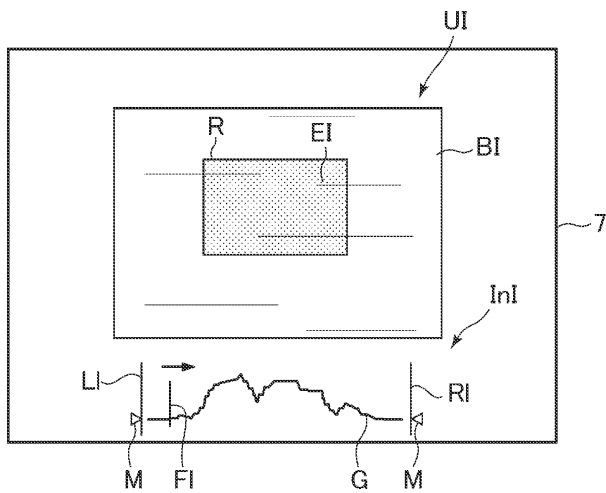
도면1



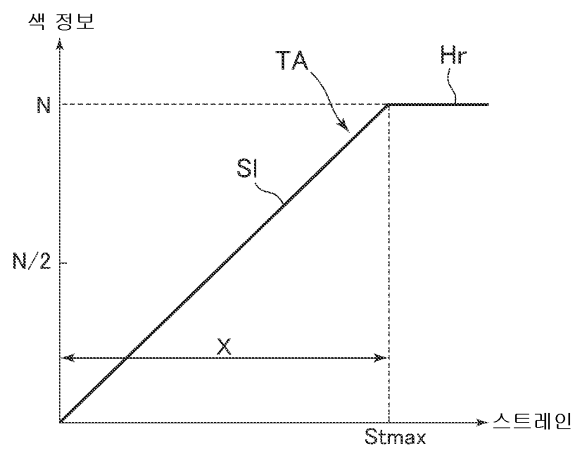
도면2



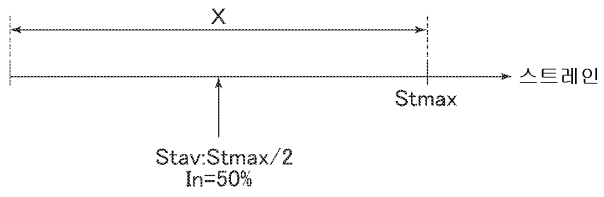
도면3



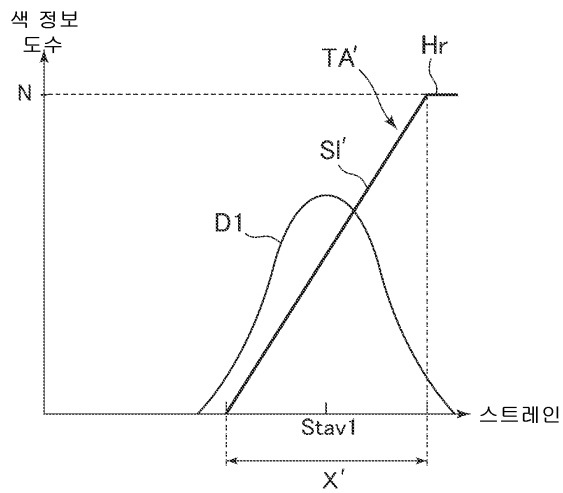
도면4



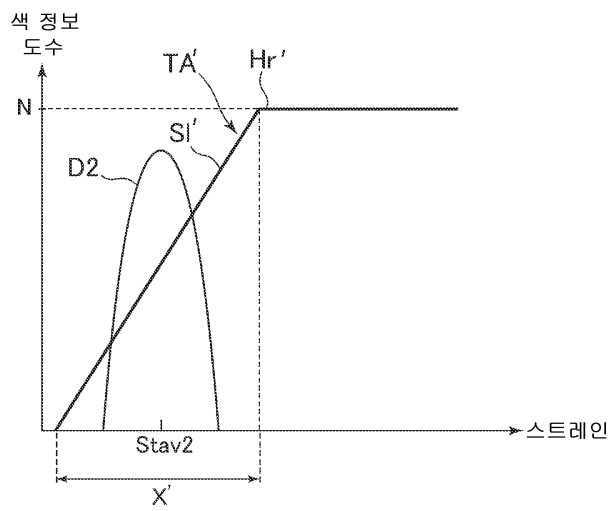
도면5



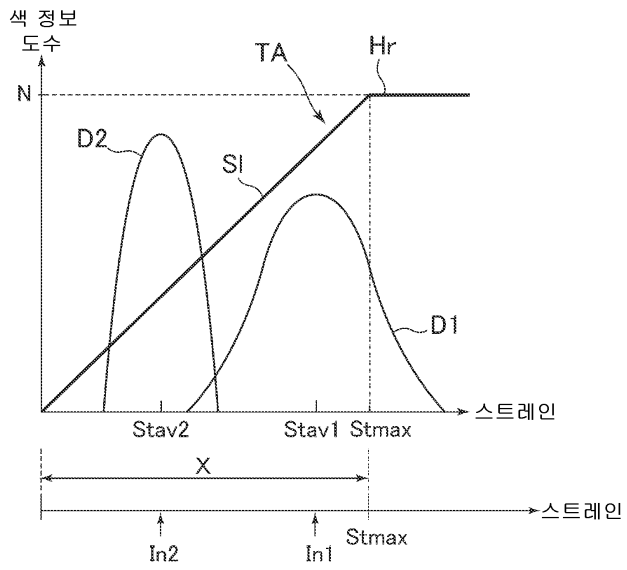
도면6



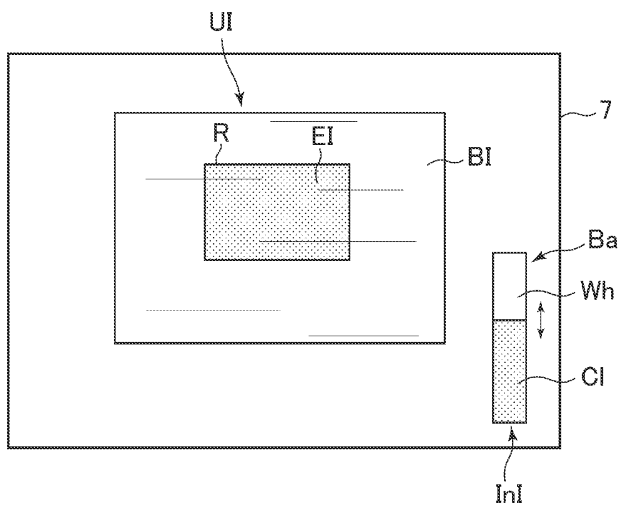
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	标题：超声诊断设备及其控制程序		
公开(公告)号	KR1020150045435A	公开(公告)日	2015-04-28
申请号	KR1020157003833	申请日	2013-08-15
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	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/485 A61B8/085 A61B8/5223		
优先权	2012182133 2012-08-21 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置配备有弹性图像数据生成单元，该弹性图像数据生成单元生成具有与由物理量数据生成单元计算的应变对应的颜色信息的弹性图像数据，以及使得具有与应变对应的颜色的弹性图像的显示器。基于弹性图像数据显示在生物组织的超声图像上。弹性图像数据生成单元基于颜色转换表TA生成弹性图像数据，该颜色转换表TA表示应变和颜色信息的关联信息，并且颜色信息根据预定范围内的应变而变化。预先设定的应变。显示器显示弹性指数图像，该弹性指数图像表示弹性指数In，其表示在设定为超声图像的区域中的应变的平均值Stav与应变的预定范围X的相对关系。

