



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년08월12일
(11) 등록번호 10-1648248
(24) 등록일자 2016년08월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/02 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0146218
(22) 출원일자 2013년11월28일
심사청구일자 2014년12월04일
(65) 공개번호 10-2014-0070436
(43) 공개일자 2014년06월10일
(30) 우선권주장
JP-P-2012-261786 2012년11월30일 일본(JP)
(56) 선행기술조사문헌
US20090105589 A1*
US20110098563 A1*
US08469890 B2
US20110190633 A1
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

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

전체 청구항 수 : 총 8 항

심사관 : 박승배

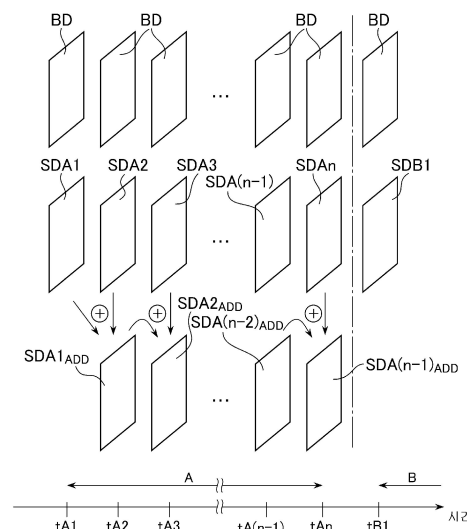
(54) 발명의 명칭 초음파 진단 장치 및 그 제어 프로그램

(57) 요약

생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 탄성 화상을 안정되게 표시할 수 있는 초음파 진단 장치를 제공한다.

복수의 심박이 포함된 길이이며, 또한 생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 물리량을 얻을 수 없게 되는 원인이 생기지 않는다고 상정되는 길이를 갖는 기간 A, B 내에서의 복수 프레임분의 물리량 데이터에 기초해서 작성된 탄성 화상이 표시된다. 예컨대, 상기 복수 프레임분의 물리량 데이터는, 물리량 데이터 SDA1~SDAn까지가 가산되어 획득한, 가산을 마친 물리량 데이터 SDA(n-1)_{ADD}이다.

대표도 - 도6



명세서

청구범위

청구항 1

생체 조직에 대한 초음파의 송수신에 의해 획득한 에코 신호에 기초하여, 생체 조직에 있어서의 각 부의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 복수의 프레임에 대한 물리량 데이터를 작성하고,

복수의 심박이 포함된 길이를 갖는 소정 시간 내의 복수의 프레임에 대한 물리량 데이터를 누적 가산(cumulatively add)하고—상기 누적 가산은 복수의 소정 시간들 내에서 완결되는 연산이며, 상기 복수의 소정 시간들의 각각은 복수의 심박이 포함된 길이를 가지며, 상기 누적 가산의 대상으로서의 물리량 데이터는 각각의 소정 시간 동안 측정되는 물리량 데이터의 값에 기초하여 설정되는 소정의 기준을 만족시키는 데이터임—,

상기 누적 가산된 물리량 데이터에 기초하여, 상기 물리량에 대응하는 표시 형태를 나타내는 정보를 갖는 탄성 화상 데이터를 작성하도록 구성되는 프로세서와,

상기 탄성 화상 데이터에 기초해서 작성되며, 상기 물리량에 대응하는 표시 형태를 갖는 탄성 화상을 표시하는 표시부를 구비하는

초음파 진단 장치.

청구항 2

생체 조직에 대한 초음파의 송수신에 의해 획득한 에코 신호에 기초하여, 생체 조직에 있어서의 각 부의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 복수의 프레임에 대한 물리량 데이터를 작성하고,

상기 물리량 데이터에 기초하여, 상기 물리량에 대응하는 표시 형태를 나타내는 정보를 갖는 탄성 화상 데이터를 작성하도록 구성되는 프로세서와,

상기 탄성 화상 데이터에 기초해서 작성되며, 상기 물리량에 대응하는 표시 형태를 갖는 탄성 화상을 표시하는 표시부를 구비하되,

상기 탄성 화상은 복수의 심박이 포함된 길이를 갖는 소정 시간 내의 복수의 프레임에 대한 물리량 데이터를 가산 평균함으로써 획득되는 화상이며,

상기 물리량 데이터는 각각의 소정 시간 마다 설정되는 소정의 기준을 만족시키는 데이터인

초음파 진단 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 소정의 기준은 상기 물리량에 관한 기준과 상기 탄성 화상에서 상기 생체 조직의 탄성을 정확하게 반영하고 있는 정도를 나타내는 퀄리티값에 관한 기준 중의 하나인

초음파 진단 장치.

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

제2항에 있어서,

상기 소정의 기준은 상기 물리량에 관한 기준과 상기 탄성 화상에서 상기 생체 조직의 탄성을 정확하게 반영하고 있는 정도를 나타내는 퀄리티값에 관한 기준 중의 하나인

초음파 진단 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 표시부는 상기 소정 시간을 나타내는 화상을 더 표시하는

초음파 진단 장치.

청구항 8

제2항에 있어서,

상기 표시부는 상기 소정 시간을 나타내는 화상을 더 표시하는

초음파 진단 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 표시부는 상기 물리량의 누적 가산치의 경시(經時) 변화를 나타내는 그래프와 상기 탄성 화상에서 상기 생체 조직의 탄성을 정확하게 반영하고 있는 정도를 나타내는 퀄리티값의 누적 가산치의 경시 변화를 나타내는 그래프 중 적어도 하나를 더 표시하는

초음파 진단 장치.

청구항 10

제2항에 있어서,

상기 표시부 상기 물리량의 경시 변화를 나타내는 그래프와 상기 탄성 화상에서 상기 생체 조직의 탄성을 정확하게 반영하고 있는 정도를 나타내는 퀄리티값의 경시 변화를 나타내는 그래프 중 적어도 하나를 더 표시하는

초음파 진단 장치.

청구항 11

삭제

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 피검체에 있어서의 생체 조직의 딱딱함 또는 부드러움을 나타내는 탄성 화상이 표시되는 초음파 진단

[0001]

장치 및 그 제어 프로그램에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 피검체에 있어서의 생체 조직의 딱딱함 또는 부드러움을 나타내는 탄성 화상과 B 모드 화상을 합성하여 표시하는 초음파 진단 장치가, 예컨대 특허문헌 1 등에 개시되어 있다. 상기 탄성 화상은 예컨대, 아래와 같이 해서 작성된다. 우선, 피검체에 초음파를 송신하여 획득한 에코 신호에 기초해서 피검체의 탄성에 관한 물리량이 산출된다. 그리고, 산출된 물리량에 기초해서, 탄성에 따른 색으로 이루어지는 탄성 화상이 작성되어 표시된다.

[0003] 탄성에 관한 물리량은 예컨대, 왜곡이다. 특허문헌 2에는, 초음파의 음선(音線) 방향에서의 왜곡을 추정하는 수법이 개시되어 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0004] (특허문헌 0001) 일본 특허 공개 제 2007-282932 호 공보
(특허문헌 0002) 일본 특허 공개 제 2008-126079 호 공보

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 그런데, 최근, 탄성 화상을 표시할 수 있는 초음파 진단 장치에 의해서 간질환의 평가를 행하는 것이 요구되고 있다. 본원 발명자는, 심장이나 혈관의 박동에 의해서 생기는 간장의 왜곡을 이용해서 탄성 화상을 작성하는 것을 검토하고 있다. 이 경우, 박동에 의한 왜곡을 이용하기 때문에, 항상 왜곡이 생기는 것이 아니어서, 유효한 왜곡 정보를 얻을 수 없는 프레임(frame)도 있다. 그래서, 본원 발명자는, 안정된 탄성 화상을 표시하도록, 심박이 복수회 발생하는 기간에서의 복수 프레임분의 데이터를 이용한 탄성 화상을 표시하는 것에 관해서 검토하고 있다.

[0006] 그런데, 호흡이나 피검체가 움직이는 것(체동(體動)) 등, 박동 이외의 요소에 의해서도 간장이 변형하여, 왜곡이 발생한다. 그러나, 박동에 비해서 왜곡의 방향이 일정하지 않아서, 음선 방향에서의 왜곡을 영상화하는 경우에는, 생체 조직의 탄성을 정확하게 반영한 탄성 화상을 얻을 수 없는 경우가 있다. 그래서, 호흡이나 체동의 영향을 배제하기 위해서, 숨을 참고, 움직이지 않는 상태로 검사를 실시하는 것이 바람직하다.

[0007] 그러나, 심박이 복수회 발생하는 기간에 있어서의 복수 프레임분의 데이터를 얻기 위해서는, 어느 정도의 시간이 필요하고, 이 시간 동안, 숨참기를 계속하며, 또한 꼭 참고 있기 어려운 경우도 있다. 따라서, 복수 프레임분의 데이터를 획득하는 동안, 호흡이나 체동 등, 생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 물리량을 얻을 수 없게 되는 원인이 생겨서, 생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 탄성 화상을 얻기 어려운 경우가 생각된다.

과제의 해결 수단

[0008] 상술한 과제를 해결하기 위해서 이루어진 발명은, 생체 조직에 대한 초음파의 송수신에 의해 획득한 에코 신호에 기초해서, 생체 조직에 있어서의 각 부의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 물리량 데이터를 작성하는 물리량 데이터 작성부와, 이 물리량 데이터 작성부에서 산출된 물리량에 대응하는 표시 형태를 나타내는 정보를 갖는 탄성 화상 데이터를 작성하는 탄성 화상 데이터 작성부와, 상기 탄성 화상 데이터에 기초해서 작성되어, 상기 물리량에 대응하는 표시 형태를 갖는 탄성 화상이 표시되는 표시부를 구비하고, 상기 표시부에는, 복수의 심박이 포함된 길이를 갖는 소정 시간 내의 복수 프레임분의 물리량 데이터에 기초해서 작성된 탄성 화상이 표시되

는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0009] 여기서, 상기 소정 시간은 복수의 심박이 포함되는 정도의 길이이고, 또한 호흡이나 체동 등, 생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 물리량을 얻을 수 없게 되는 원인이 발생하지 않는다고 상정되는 길이이다.

발명의 효과

[0010] 상기 관점의 발명에 의하면, 상기 소정 시간 내의 복수 프레임분의 물리량 데이터군에 기초해서 작성된 탄성 화상이 상기 표시부에 표시되기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 탄성 화상을 안정되게 표시할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0011] 도 1은 본 발명에 따른 초음파 진단 장치의 실시예의 개략 구성의 일례를 나타내는 블록도,
 도 2는, 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치에 있어서의 물리량 데이터 처리부의 구성을 나타내는 블록도,
 도 3은, 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치에 있어서의 표시 제어부의 구성을 나타내는 블록도,
 도 4는 B 모드 화상과 탄성 화상이 합성된 합성 초음파 화상이 표시된 표시부를 나타내는 도면,
 도 5는 소정 시간마다의 누적 가산을 설명하는 도면,
 도 6은, 도 5에 나타내는 소정 시간 내의 물리량 데이터의 가산을 설명하는 도면,
 도 7은 각 프레임이 대응하는 화소의 물리량 데이터의 가산을 설명하는 도면,
 도 8은 누적 가산이 완결되는 소정 시간을 설명하는 도면,
 도 9는 표시부에 표시되는 그래프의 확대도,
 도 10은 표시부에 표시되는 그래프의 다른 예의 확대도,
 도 11은 표시부에 표시되는 그래프의 다른 예의 확대도,
 도 12는 표시부에 표시되는 그래프에서 바를 이동시킨 상태의 도면,
 도 13은 표시부에 표시되는 그래프에 있어서의 바의 이동의 일례를 나타내는 도면,
 도 14는 실시예 1의 변형예에 있어서의 물리량 데이터 처리부의 구성을 나타내는 블록도,
 도 15는 실시예 2에 있어서의 물리량 데이터 처리부의 구성을 나타내는 블록도,
 도 16은 실시예 2에 있어서의 가산 평균을 설명하는 도면,
 도 17은 실시예 2에 있어서의 물리량 데이터 처리부의 구성의 다른 예를 나타내는 블록도,
 도 18은 실시예 2의 제 1 변형예에 있어서의 기간마다의 왜곡의 임계값의 설정을 설명하는 도면,
 도 19는 왜곡의 경시(經時) 변화를 나타내는 그래프,
 도 20은 왜곡의 경시 변화를 나타내는 그래프,
 도 21은 실시예 2의 제 2 변형예에 있어서의 가산 평균을 설명하는 도면,
 도 22는 실시예 3에 있어서의 물리량 데이터 처리부의 구성을 나타내는 블록도,
 도 23은 실시예 3에 있어서의 최대 물리량 데이터의 작성을 설명하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 이하, 본 발명의 실시예에 대해서 도면에 기초해서 설명한다.

- [0013] (실시예 1)
- [0014] 우선, 실시예 1에 대해서 도 1~도 13에 기초해서 설명한다. 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치(1)는, 초음파 프로브(2), 송수신 빔 포머(beamformer)(3), B 모드 데이터 작성부(4), 물리량 데이터 처리부(5), 표시 제어부(6), 표시부(7), 조작부(8), 제어부(9) 및 기억부(10)를 구비한다.
- [0015] 상기 초음파 프로브(2)는, 피검체에 대해 초음파를 송신하고 그 에코를 수신한다. 상기 송수신 빔 포머(3)는, 소정의 주사 조건으로 상기 초음파 프로브(2)로부터 초음파를 송신하기 위한 전기 신호를, 상기 제어부(9)로부터의 제어 신호에 기초해서 상기 초음파 프로브(2)에 공급한다. 이로써, 상기 초음파 프로브(2)로부터 음선마다의 초음파의 주사가 행해진다. 또한, 상기 송수신 빔 포머(3)는, 상기 초음파 프로브(2)로 수신한 초음파의 에코(echo)에 대해, 정상 가산(整相加算) 처리 등의 신호 처리를 행한다. 상기 송수신 빔 포머(3)에서 신호 처리된 에코 데이터는, 상기 B 모드 데이터 작성부(4) 및 상기 물리량 데이터 처리부(5)로 출력된다.
- [0016] 상기 B 모드 데이터 작성부(4)는, 상기 송수신 빔 포머(3)로부터 출력된 에코 데이터에 대해, 대수 압축 처리나 포락선 검파 처리 등의 B 모드 처리를 하여, B 모드 데이터를 작성한다. B 모드 데이터는, 상기 기억부(10)에 기억되어도 된다.
- [0017] 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 도 2에 나타낸 바와 같이, 물리량 데이터 작성부(51), 물리량 평균 산출부(52), 누적 가산부(53)를 갖고 있다. 상기 물리량 데이터 작성부(51)는, 상기 송수신 빔 포머(3)로부터 출력된 에코 데이터에 기초해서, 피검체에 있어서의 각 부의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 물리량 데이터를 작성한다(물리량 산출 기능). 상기 물리량 데이터 작성부(51)는, 예컨대 일본 특허 공개 제 2008-126079 호 공보에 기재되어 있는 바와 같이, 하나의 주사면에서의 동일 음선 상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 이 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 실시하여 상기 탄성에 관한 물리량을 화소마다 산출하여, 1 프레임분의 물리량 데이터를 작성한다. 따라서, 2 프레임분의 에코 데이터로부터 1 프레임분의 물리량 데이터가 얻어져서, 후술하는 바와 같이 탄성 화상이 작성된다.
- [0018] 상기 물리량 데이터 작성부(51)는, 본 발명에 있어서의 물리량 데이터 작성부의 실시의 형태의 일례이고, 또한 상기 물리량 산출 기능은 본 발명에 있어서의 물리량 데이터 작성 기능의 실시의 형태의 일례이다.
- [0019] 후술하는 바와 같이 B 모드 화상에 관심 영역(R)이 설정된 경우, 상기 물리량 데이터 작성부(51)는, 관심 영역(R) 내를 대상으로 하여, 상기 물리량의 산출을 행해도 된다.
- [0020] 상기 물리량 데이터 작성부(51)는, 상기 탄성에 관한 물리량으로서, 본 예에서는 초음파의 음선 방향에서의 왜곡을 산출한다. 즉, 상기 물리량 데이터는 왜곡의 데이터이다. 본 예에서는, 후술하는 바와 같이 심장이나 혈관의 박동에 의해서 간장이 변형하는 것에 의한 왜곡이 산출된다.
- [0021] 상기 물리량 평균 산출부(52)는, 상기 물리량 데이터 작성부(51)에 의해서 획득한 왜곡에 대해, 1 프레임에 있어서의 평균 연산을 실시하여 왜곡의 평균치를 산출한다. 상기 관심 영역(R)에 대해 왜곡이 산출되는 경우, 상기 물리량 평균 산출부(52)는 1 프레임에 있어서의 관심 영역(R) 내의 왜곡의 평균치를 산출한다.
- [0022] 상기 누적 가산부(53)는, 복수 프레임분의 물리량 데이터를 누적 가산한 물리량 데이터를 작성한다. 상세한 것은 후술한다.
- [0023] 상기 물리량 데이터는, 상기 기억부(10)에 기억되어도 된다.
- [0024] 상기 표시 제어부(6)에는, 상기 B 모드 데이터 작성부(4)로부터의 B 모드 데이터 및 상기 물리량 데이터 작성부(5)로부터의 물리량 데이터가 입력되게 되어 있다. 상기 표시 제어부(6)은 도 3에 나타낸 바와 같이, B 모드 화상 데이터 작성부(61), 탄성 화상 데이터 작성부(62), 그래프 작성부(63), 화상 표시 제어부(64)를 갖고 있다.
- [0025] 상기 B 모드 화상 데이터 작성부(61)는, 상기 B 모드 데이터에 대해 스캔 컨버터(scan converter)에 의한 주사 변환을 행하고, 에코의 신호 강도에 따른 휘도를 나타내는 정보를 갖는 B 모드 화상 데이터로 변환한다. 상기 B 모드 화상 데이터는 예컨대, 256 계조의 휘도를 나타내는 정보를 갖는다.
- [0026] 상기 탄성 화상 데이터 작성부(62)는, 상기 물리량 데이터를, 색을 나타내는 정보로 변환함과 아울러, 스캔 컨버터에 의한 주사 변환을 행하여, 왜곡에 따른 색을 나타내는 정보를 갖는 컬러 탄성 화상 데이터를 작성한다(컬러 탄성 화상 데이터 작성 기능). 상기 탄성 화상 데이터 작성부(62)는, 물리량 데이터를 계조화하여, 각 계조에 할당된 색을 나타내는 정보로 이루어지는 컬러 탄성 화상 데이터를 작성한다. 상기 탄성 화상 데이터

작성부(62)는 본 발명에 있어서의 탄성 화상 데이터 작성부의 실시의 형태의 일례이고, 상기 컬러 탄성 화상 데이터는 본 발명에 있어서 물리량에 대응하는 표시 형태를 나타내는 정보를 갖는 탄성 화상 데이터의 실시의 형태의 일례이다. 표시 형태를 나타내는 정보는, 본 예에서는 색을 나타내는 정보이다. 또한, 상기 컬러 탄성 화상 데이터 작성 기능은 본 발명에 있어서의 탄성 화상 데이터 작성 기능의 실시의 형태의 일례이다.

- [0027] 상기 그래프 작성부(63)는, 후술하는 바와 같이 상기 표시부(7)에 표시되는 그래프(G)를 작성한다.
- [0028] 상기 화상 표시 제어부(64)는, 상기 B 모드 화상 데이터 및 상기 컬러 탄성 화상 데이터를 합성하여, 상기 표시부(7)에 표시하는 합성 초음파 화상의 화상 데이터를 작성한다. 또한, 상기 화상 표시 제어부(64)는, 도 4에 나타낸 바와 같이, 상기 화상 데이터를, B 모드 화상(BI)과 탄성 화상(EI)이 합성된 합성 초음파 화상(UI)으로서 상기 표시부(7)에 표시한다(화상 표시 제어 기능). 상기 탄성 화상(EI)은 상기 B 모드 화상(BI)에 설정된 관심 영역(R) 내에 표시된다. 상기 화상 표시 제어 기능은 본 발명에 있어서의 화상 표시 제어 기능의 실시의 형태의 일례이다.
- [0029] 상기 B 모드 화상 데이터 및 상기 컬러 탄성 화상 데이터는, 상기 기억부(10)에 기억되어도 된다. 또한, 상기 합성 초음파 화상의 화상 데이터는, 상기 기억부(10)에 기억되어도 된다.
- [0030] 또한, 상기 화상 표시 제어부(64)는, 상기 그래프 작성부(63)에 의해 작성된 그래프(G)를, 상기 합성 초음파 화상(UI)과 함께 상기 표시부(7)에 표시한다. 도 4에서는, 상기 그래프(G)는 상기 합성 초음파 화상(UI)의 아래 쪽으로 표시되어 있다. 단, 상기 그래프(G)의 표시 위치는, 도 4에 도시된 위치로 한정되는 것이 아니다.
- [0031] 상기 표시부(7)는, 예컨대 LCD(Liquid Crystal Display)나 CRT(Cathode Ray Tube) 등으로 구성된다. 상기 표시부(7)는, 본 발명에 있어서의 표시부의 실시의 형태의 일례이다.
- [0032] 상기 조작부(8)는, 조작자가 지시나 정보를 입력하기 위한 키보드 및 포인팅 장치(도시 생략) 등을 포함해서 구성되어 있다.
- [0033] 상기 제어부(9)는 CPU(Central Processing Unit)로 구성된다. 이 제어부(9)는, 상기 기억부(10)에 기억된 제어 프로그램을 관독해서, 상기 물리량 산출 기능, 상기 컬러 탄성 화상 데이터 작성 기능 및 화상 표시 제어 기능을 비롯한 상기 초음파 진단 장치(1)의 각 부에서의 기능을 실행시킨다.
- [0034] 상기 기억부(10)는, 예컨대 HDD(Hard Disk Drive), 또는 RAM(Random Access Memory)나 ROM(Read Only Memory) 등의 반도체 메모리이다.
- [0035] 이하, 본 예의 초음파 진단 장치(1)의 작용에 대해서 설명한다. 상기 송수신 빔 포머(3)는, 상기 초음파 프로브(2)로부터 피검체의 생체 조직으로 초음파를 송신시킨다. 본 예에서는, 상기 초음파 프로브(2)에 의해서 피검체의 간장에 초음파를 송신한다.
- [0036] 상기 송수신 빔 포머(3)는, B 모드 화상을 작성하기 위한 초음파와, 탄성 화상을 작성하기 위한 초음파를 교대로 송신시켜도 된다. 상기 초음파 프로브(2)로부터 송신된 초음파의 에코 신호는, 상기 초음파 프로브(2)에 의해서 수신된다.
- [0037] 여기서 간장은, 심장이나 혈관의 박동에 의해서 변형을 반복한다. 이와 같이 변형이 반복되고 있는 간장으로부터 얻어지는 에코 신호에 기초해서, 변형을 왜곡으로서 파악한 합성 초음파 화상이 작성된다. 구체적으로는, 에코 신호가 취득되면, 상기 B 모드 데이터 작성부(4)가 B 모드 데이터를 작성하고, 상기 물리량 데이터 작성부(51)가 왜곡을 산출하여 물리량 데이터를 작성한다. 또한, 상기 B 모드 화상 데이터 작성부(61)가 상기 B 모드 데이터에 기초해서 B 모드 화상 데이터를 작성하고, 상기 탄성 화상 데이터 작성부(62)가 상기 물리량 데이터에 기초해서 컬러 탄성 화상 데이터를 작성한다. 그리고, 상기 화상 표시 제어부(64)가, 도 4에 나타낸 바와 같이, 상기 B 모드 화상 데이터에 기초한 B 모드 화상(BI) 및 상기 컬러 탄성 화상 데이터에 기초한 탄성 화상(EI)이 합성된 합성 초음파 화상(UI)을 상기 표시부(7)에 표시한다. 상기 탄성 화상(EI)은 영역(R) 내에 표시된다(도트(dot)로 표현되어 있다).
- [0038] 본 예에서는, 상기 누적 가산부(53)에 의해서 물리량 데이터를 누적 가산하여 획득한 물리량 데이터에 기초해서, 상기 컬러 탄성 화상 데이터가 작성된다. 이하, 누적 가산에 의해서 획득한 물리량 데이터를 가산을 마친 물리량 데이터라고 한다.
- [0039] 상기 가산을 마친 물리량 데이터의 작성에 대해서 설명한다. 상기 누적 가산부(53)는 소정 시간(T) 마다 완결되는 누적 가산, 즉 소정 시간(T) 마다 누적 가산치를 리셋(reset)하는 누적 가산을 행한다. 예컨대, 도 5에

나타낸 바와 같이, 시각 tA_1 ~시각 tA_n 까지의 기간을 기간 A, 시각 tB_1 ~시각 tB_n 까지의 기간을 기간 B라고 한다. 상기 시각 tA_1 ~상기 시각 tA_n 및 상기 시각 tB_1 ~상기 시각 tB_n 은 소정 시간(T)이다. 상기 기간 A, B 각각에 있어서의 복수 프레임분의 물리량 데이터에 있어서, 누적 가산이 완결된다.

[0040] 구체적으로는, 상기 누적 가산부(53)는, 도 6에 나타낸 바와 같이, 시각 tA_1 의 다음 시각 tA_2 의 물리량 데이터 SDA2에 대해, 시각 tA_1 의 물리량 데이터 SDA1를 가산하여, 가산을 마친 물리량 데이터 SDA1_{ADD}를 얻는다. 시각 tA_2 에 있어서는, 상기 가산을 마친 물리량 데이터 SDA1_{ADD}에 기초해서 작성된 탄성 화상(EI)이 표시된다. 덧붙여 설명하면, 시각 tA_1 에 있어서는, 이 시각 tA_1 의 물리량 데이터 SDA1에 기초해서 작성된 탄성 화상(EI)이 표시된다.

[0041] 다음으로 상기 누적 가산부(53)는, 시각 tA_3 의 물리량 데이터 SDA3에 대해, 상기 가산을 마친 물리량 데이터 SDA1_{ADD}를 가산하여, 가산을 마친 물리량 데이터 SDA2_{ADD}를 얻는다. 시각 tA_3 에 있어서는, 상기 가산을 마친 물리량 데이터 SDA2_{ADD}에 기초해서 작성된 탄성 화상(EI)이 표시된다. 상기 누적 가산부(53)는, 시각 tA_3 보다 이후의 시각에 대해서도 마찬가지로 해서 가산을 마친 물리량 데이터를 작성한다. 그리고, 상기 누적 가산부(53)는, 시각 tA_n 에서는, 이 시각 tA_n 의 물리량 데이터 SDA_n에 대해, 시각 $tA_{(n-1)}$ 에 획득한 가산을 마친 물리량 데이터 SDA_(n-2)_{ADD}를 가산하여, 가산을 마친 물리량 데이터 SDA_(n-1)_{ADD}를 얻는다. 이와 같이, 상기 누적 가산부(53)는, 시각 tA_n 까지, 현 프레임의(최신 시각의) 물리량 데이터에 대해, 직전의 프레임에 획득한 가산을 마친 물리량 데이터를 가산하여, 새로운 가산을 마친 물리량 데이터를 얻는다.

[0042] 덧붙여서, B 모드 화상에 대해서는, 각 프레임의 B 모드 데이터(BD)에 기초한 화상이 표시되고, 1 프레임마다 갱신된다.

[0043] 시각 tB_1 이 되어서, 상기 기간 B가 시작되면, 상기 누적 가산부(53)는, 새롭게 누적 가산을 개시한다. 즉, 시각 tB_1 에 있어서의 물리량 데이터 SDB1에 대해, 시각 tA_n 에서 획득한 가산을 마친 물리량 데이터 SDA_(n-1)_{ADD}를 가산하는 것은 행하지 않는다. 시각 tB_1 에 있어서는, 상기 물리량 데이터 SDB1에 기초한 탄성 화상(EI)이 표시된다. 그리고, 상기 누적 가산부(53)는, 시각 tB_1 의 다음 시각 tB_2 의 프레임(도 6에서는 도시 생략) 이후에는, 현 프레임의 물리량 데이터에 대해, 직전에 획득한 가산을 마친 물리량 데이터를 가산하여, 새로운 가산을 마친 물리량 데이터를 얻는다.

[0044] 여기서, 물리량 데이터의 가산이란, 도 7에 나타낸 바와 같이, 각 시각에서의 프레임 FL에 있어서, 대응하는 화소의 물리량 데이터 SD_p를 가산하는 것을 의미한다. 단, 물리량 데이터는, 화상 데이터로 변환되기 이전의 로 데이터(raw data)이기 때문에, 상기에서의 '대응하는 화소에 따른 물리량 데이터'란 대응하는 화소에 상당하는 물리량 데이터를 의미한다.

[0045] 상기 소정 시간(T)는 복수의 심박이 포함되는 정도의 길이이고, 또한 호흡이나 체동 등, 생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 물리량을 얻을 수 없게 되는 원인(이하, '예러 원인'이라고 함)이 발생하지 않는다고 상정되는 정도로 설정된다. 예컨대, 소정 시간(T)는 심박수로 말하면 2, 3 심박이 발생하는 시간으로 설정된다. 2, 3 심박이면, 상기 예러 원인이 발생하지 않는 기간을 확보할 수 있다고 생각된다. 상기 예러 원인은 호흡이나 체동 등, 박동 이외의 피검체의 움직임이다. 상기 소정 시간(T)는 상기 기억부(10)에 디폴트로 설정되어 있어도 되고, 조작자가 상기 조작부(8)를 이용해서 설정해도 된다. 상기 소정 시간(T)는 본 발명에 있어서의 소정 시간의 실시의 형태의 일례이다.

[0046] 구체적으로, 도 8에 기초해서 설명하면, 도 8에 있어서, 기간 A, B, C, D, E, F, G, H는, 소정 시간(T)의 길이를 갖고 있다. 그리고, 예러 원인이 화살표의 위치에서 발생하는 것으로 한다. 기간 B, D, G에서 예러 원인이 발생하고 있지만, 기간 A, C, E, F, H에 대해서는 예러 원인이 발생하고 있지 않다. 따라서, 이들 기간 A, C, E, F, H에서는, 예러 원인이 발생하고 있지 않기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있다. 또한, 2, 3 심박만큼의 왜곡이 가산되어 가기 때문에, 심박이 생기지 않은 기간에도, 그 때까지 심박에 의해서 생긴 왜곡이 가산된 탄성 화상이 얻어져서, 탄성 화상을 안정되게 표시할 수 있다.

[0047] 상기 도 4에 나타낸 바와 같이, 상기 화상 표시 제어부(64)는, 상기 표시부(7)에 그래프(G)를 표시한다. 상기 그래프 작성부(63)는, 상기 그래프(G)를 작성한다. 이 그래프(G)는, 왜곡의 평균치의 누적 가산치의 경시 변화를 나타내는 그래프로, 가로축은 시간, 세로축은 왜곡의 평균치의 누적 가산치이다. 도 9의 확대도에 도시되어 있는 바와 같이, 그래프(G)가 상승(누적 가산치가 증가)된 이후에 바로 수직으로 내려간 부분이, 누적 가산이 완결되어 누적 가산치가 리셋된 부분이다. 따라서, 상기 그래프(G)에서, 수직으로 내려간 부분부터 다음으로

수직으로 내려간 부분까지가 소정 시간(T)을 나타내고 있다. 상기 그래프(G)는 본 발명에 있어서 소정 시간을 나타내는 화상의 실시의 형태의 일례이다.

- [0048] 왜곡의 평균치란, 각 시각의 프레임에 있어서의 관심 영역(R) 내의 왜곡의 평균치이다. 이 왜곡의 평균치는, 상기 물리량 평균 산출부(52)에 의해서 산출된다.
- [0049] 그래프(G)에서, 부호 Ba는, 현재 표시되고 있는 초음파 화상(UI)의 프레임(시각)을 나타내는 바(bar)이다. 예컨대, 리얼 타임의 초음파 화상(UI)이 표시되는 경우, 상기 바(Ba)는, 도면에서 상기 그래프(G)의 우단에 표시된다.
- [0050] 상기 그래프(G)는, 도 10에 나타난 바와 같이, 각 프레임의 왜곡의 평균치의 경시 변화를 나타내는 그래프이어도 된다. 이 경우, 세로축은 각 프레임의 왜곡의 평균치이다. 또한, 소정 시간(T)을 나타내는 인디케이터(In)가 그래프(G)의 시간축에 표시된다. 이웃하는 상기 인디케이터(In) 사이가 상기 소정 시간(T)이다. 단, 시간축 자체는 특별히 표시되지 않는다. 인디케이터(In)는 본 발명에서 소정 시간을 나타내는 화상의 실시의 형태의 일례이다.
- [0051] 프레임마다의 왜곡의 평균치의 그래프(G)를 표시하는 경우, 도 11에 나타난 바와 같이, 상기 왜곡의 평균치의 그래프(G)에, 상기 소정 시간(T)을 나타내는 직사각형파(SW)가 표시되어도 된다. 이 경우, 직사각형파(SW)의 구간은 왜곡의 평균치의 파형은 표시되지 않는다. 상기 직사각형파(SW)는, 본 발명에 있어서 소정 시간을 나타내는 화상의 실시의 형태의 일례이다.
- [0052] 상기 초음파 화상(UI)이 리얼 타임의 화상이 아니라, 상기 기억부(10)에 기억된 데이터에 기초한 화상인 경우, 도 12에 나타난 바와 같이, 조작자가 상기 조작부(8)를 이용하여 상기 바(Ba)를 이동시키는 것에 의해, 상기 화상 표시 제어부(64)는, 상기 바(Ba)의 위치에 상응하는 프레임의 화상을 표시한다. 예컨대, 상기 바(Ba)가, 기간의 최종 프레임의 위치인 경우, 그 기간의 모든 프레임의 물리량 데이터가 가산된 가산을 마친 물리량 데이터에 기초한 탄성 화상이 표시된다.
- [0053] 이와 같이, 임의의 프레임의 화상을 표시할 수 있기 때문에, 조작자는, 상기 그래프(G)를 봐서, 예러 원인이 발생하지 않고, 또한 간장이 적절하게 변형하고 있는 기간으로 상기 바(Ba)를 이동하여, 그 탄성 화상을 표시하여, 진단을 행할 수 있다. 예컨대, 도 13에 나타난 바와 같이, 그래프(G)의 가장 왼쪽의 기간 A에서는, 그래프(G)가 시간의 경과에 따라 선형으로 상승하고 있지만, 그래프(G)의 가운데의 기간 B에서는, 상승이 둔해지고 있다. 따라서, 상기 기간 A에 비해서, 상기 기간 B에서는 변형을 파악한 에코 신호가 취득되지 않는다고 생각되어, 상기 기간 A로 상기 바(Ba)를 이동시킨다.
- [0054] 다음으로 실시예 1의 변형예에 대해서 설명한다. 이 변형예에서는, 상기 그래프 작성부(63)는, 상기 탄성 화상이 생체 조직의 탄성을 정확하게 반영하고 있는 정도를 나타내는 켈리티값(Q)의 누적 가산치의 경시 변화를 나타내는 그래프(G)를 작성하고, 이 그래프(G)를 상기 화상 표시 제어부(64)가 상기 표시부(7)에 표시한다. 그래프(G)는, 상술한 도 9와 같은 그래프가 된다.
- [0055] 본 예에서는, 도 14에 나타난 바와 같이, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는 상기 물리량 평균 산출부(52) 대신, 켈리티값 산출부(54)를 갖고 있다. 이 켈리티값 산출부(54)는, 상기 켈리티값(Q)를 산출한다.
- [0056] 상기 켈리티값 산출부(54)에 의한 상기 켈리티값(Q)의 산출에 대해서 설명한다. 상기 켈리티값 산출부(54)는, 상기 물리량 데이터 작성부(51)에 의한 상관 연산에 있어서의 상관 계수의 관심 영역(R)에서의 평균치를 프레임마다 산출한다. 이 상관 계수의 평균치가 상기 켈리티값(Q)이다.
- [0057] 이 변형예에서는, 상기 그래프 작성부(63)는, 상기 켈리티값(Q)의 누적 가산치의 경시 변화의 그래프(G)가 아니라, 상기 켈리티값(Q)의 경시 변화의 그래프(G)를 작성하고, 이 그래프(G)가 상기 표시부(7)에 표시되어도 된다. 이 그래프(G)는, 상술한 도 10, 도 11과 같은 그래프가 된다.
- [0058] (실시예 2)
- [0059] 다음으로 실시예 2에 대해서 설명한다. 단, 실시예 1과 동일 사항에 대해서는 설명을 생략한다.
- [0060] 본 예에서는, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 도 15에 나타난 바와 같이, 상기 물리량 데이터 작성부(51), 물리량 평균 산출부(52), 가산 평균부(55)를 갖고 있다.

- [0061] 본 예에서는, 상기 가산 평균부(55)에 의해서 물리량 데이터를 가산 평균하여 획득한 물리량 데이터에 기초해서, 상기 컬러 탄성 화상 데이터가 작성되어, 탄성 화상(EI)이 표시된다. 이하, 가산 평균에 의해서 획득한 물리량 데이터를 평균 물리량 데이터라고 한다.
- [0062] 상기 평균 물리량 데이터의 작성에 대해서 설명한다. 상기 가산 평균부(55)는, 소정 시간(T) 내의 모든 프레임의 물리량 데이터 SDA를 가산 평균하여 평균 물리량 데이터 SD_{AV} 를 작성한다. 상기 소정 시간(T)는 실시예 1과 같은 길이를 갖는 시간이다.
- [0063] 예컨대, 도 16에 나타난 바와 같이, 상기 가산 평균부(55)는, 소정 시간(T)의 길이를 갖는 기간 A 내의 모든 프레임의 물리량 데이터 SDA를 가산 평균하여 평균 물리량 데이터 SD_{AV} 를 작성한다. 상기 표시부(7)에는, 이 평균 물리량 데이터 SD_{AV} 에 기초해서 작성된 컬러 탄성 화상 데이터에 기초한 탄성 화상(EI)이 표시된다. 이 평균 물리량 데이터 SD_{AV} 에 기초한 탄성 화상(EI)은 기간 A의 다음 기간 B 내의 프레임의 물리량 데이터 SDB를 가산 평균하여 획득한 평균 물리량 데이터 SDB_{AV} 에 기초한 탄성 화상(EI)이 표시될 때까지 표시된다. 따라서, 상기 소정 시간(T)마다 탄성 화상이 갱신된다.
- [0064] 덧붙여서, B 모드 화상에 대해서는, 각 프레임의 B 모드 데이터(BD)에 기초한 화상이 표시되고, 1 프레임마다 갱신된다.
- [0065] 상기 가산 평균부(55)는, 각 프레임의 물리량 데이터에 가중 계수를 승산해서 가산 평균의 연산을 행해도 된다.
- [0066] 본 예에서도, 실시예 1과 같이, 왜곡의 평균치의 누적 가산치의 경시 변화를 나타내는 그래프(G)(도 9 참조)나, 각 프레임의 왜곡의 평균치의 경시 변화를 나타내는 그래프(G)(도 10, 도 11 참조)가, 상기 표시부(7)에 표시된다.
- [0067] 또한, 상기 퀄리티값(Q)의 누적 가산치의 경시 변화를 나타내는 그래프(G)나, 상기 퀄리티값(Q)의 경시 변화의 그래프(G)가 상기 표시부(7)에 표시되어도 된다. 이 경우, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 도 17에 나타난 바와 같이, 상기 물리량 평균 산출부(52) 대신 퀄리티값 산출부(54)를 갖는다.
- [0068] 이상 설명한 본 예에 의해서도, 실시예 1과 마찬가지로, 에러 원인이 발생하고 있지 않은 기간의 데이터(평균 물리량 데이터)에 기초한 탄성 화상을 표시할 수 있기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있다. 또한, 2, 3 심박만큼의 기간의 물리량 데이터가 가산 평균된 평균 물리량 데이터에 기초한 탄성 화상이 표시되기 때문에, 심박이 발생하지 않은 기간이 있다고 해도, 탄성 화상을 안정되게 표시할 수 있다.
- [0069] 다음으로 실시예 2의 변형예에 대해서 설명한다. 우선, 제 1 변형예에 대해서 설명한다. 제 1 변형예에서는, 소정의 임계값(S_{TH}) 이상의 왜곡의 평균치를 갖는 프레임의 물리량 데이터만이, 상기 가산 평균부(55)에 의한 가산 평균의 대상이 된다. 상기 임계값(S_{TH})는, 본 발명에 있어서의 소정의 기준의 실시의 형태의 일례이다.
- [0070] 상기 가산 평균부(55)는, 상기 왜곡의 임계값(S_{TH})을 소정 시간(T)의 길이를 갖는 기간마다 설정한다. 예컨대, 상기 왜곡의 임계값(S_{TH})은 각 기간 내의 왜곡의 최대치 S_{MAX} 를 기준으로 해서, 이 최대치 S_{MAX} 보다 작은 값으로 설정된다. 왜곡의 최대치 S_{MAX} 는, 소정 시간(T) 내에서의 각 프레임의 왜곡의 평균치 중 최대값이다.
- [0071] 구체적으로는, 상기 가산 평균부(55)는, 하기 (식 1)에 의해, 왜곡의 임계값(S_{TH})을 산출한다.
- [0072]
$$S_{TH} = n \times S_{MAX} \quad \cdots \text{(식 1)}$$
- [0073] 단, $n < 1$ 이다.
- [0074] 예컨대, 도 18에는, 각 프레임의 왜곡의 평균치의 경시 변화를 나타내는 그래프(G)가 도시되어 있고, 이 그래프(G)의 기간 A에서, 시각 t 1의 왜곡이 최대치 S_{MAX} 인 경우, 기간 A의 왜곡의 임계값(S_{TH})는, 상기 최대치 S_{MAX} 를 기준으로 해서, 이것보다 작은 값으로 설정된다. 즉, 상기 임계값(S_{TH})는, 상기 (식 1)에 있어서, ' S_{TH} '에 ' S_{TH} '를 대입하고, ' S_{MAX} '에 ' S_{MAX} '를 대입한 하기 (식 2)에 의해 산출된다.

- [0075] $S a_{TH} = n \times S a_{MAX} \quad \cdot \cdot \cdot$ (식 2)
- [0076] 또한, 기간 B에서, 시각 t2의 왜곡이 최대치 Sb_{MAX} 인 경우, 기간 B의 왜곡의 임계값 Sb_{TH} 는, 상기 최대치 Sb_{MAX} 를 기준으로 해서, 이것보다 작은 값으로 설정된다. 즉, 상기 임계값 Sb_{TH} 는 상기 (식 1)에 있어서, ' S_{TH} '에 ' Sb_{TH} '를 대입하고, ' S_{MAX} '에 ' Sb_{MAX} '를 대입한 하기 (식 3)에 의해 산출된다.
- [0077] $S b_{TH} = n \times S b_{MAX} \quad \cdot \cdot \cdot$ (식 3)
- [0078] $Sa_{MAX} > Sb_{MAX}$ 이기 때문에, 상기 기간 A의 왜곡의 임계값(Sa_{TH})는, 상기 기간 B의 왜곡의 임계값 Sb_{TH} 보다 커진다. 이와 같이, 각 기간의 최대치 S_{MAX} 에 따라 다른 왜곡의 임계값이 설정되어 평균 물리량 데이터가 작성되기 때문에, 각 기간에서 얻어지는 왜곡에 따라 적절한 평균 물리량 데이터를 작성할 수 있다. 예컨대, 왜곡의 경시 변화에 있어서, 도 19에 나타난 바와 같이 왜곡의 피크치가 분산되어 있는 경우, 최대의 피크치를 기준으로 해서 임계값이 설정되며, 신뢰성이 낮은 피크치의 작은 데이터를 이용하지 않고 평균 물리량 데이터를 작성할 수 있다. 한편, 왜곡의 경시 변화에 있어서, 도 20에 나타난 바와 같이 왜곡의 피크치가 안정되어 있는 경우, 피크치에 따른 임계값이 설정되고, 기간 전체에 있어서 왜곡이 작은 경우에도, 평균 물리량 데이터를 작성할 수 있다.
- [0079] 이 실시예 2의 제 1 변형예에 있어서, 기간마다의 임계값의 설정시에, 상기 왜곡의 임계값(S_{TH}) 대신 상기 퀄리티값의 임계값(Q_{TH})을 이용할 수 있다. 퀄리티값의 임계값(Q_{TH})은, 각 기간 내의 각 프레임의 퀄리티값(Q) 중, 최대값을 기준으로 해서, 이 최대값보다 작은 값으로 설정된다. 상기 상관 계수의 임계값 C_{TH} 는, 본 발명에 있어서의 소정의 기준의 실시의 형태의 일례이다.
- [0080] 또한, 왜곡의 임계값(S_{TH}) 이상의 왜곡의 평균치를 갖는 프레임의 물리량 데이터 또는 퀄리티값의 임계값(Q_{TH}) 이상의 프레임의 물리량 데이터에 대해, 상술한 도 2에 도시된 상기 누적 가산부(53)가 누적 가산을 행하고, 가산을 마친 물리량 데이터를 작성해도 된다.
- [0081] 다음으로 제 2 변형예에 대해서 설명한다. 이 제 2 변형예에서는, 왜곡의 피크의 프레임의 물리량 데이터가, 상기 가산 평균부(55)에 의한 가산 평균의 대상이 된다. 왜곡의 피크란, 왜곡이 증가한 후에 감소로 전환되는 부분을 말한다. 왜곡의 피크는, 본 발명에 있어서의 소정의 기준의 실시의 형태의 일례이다.
- [0082] 예컨대, 도 21에는, 1 프레임에 있어서의 왜곡의 평균치의 경시 변화를 나타내는 그래프(G)가 도시되어 있고, 기간 A에 대해서는, 시각 t1, t2, t3이 왜곡의 피크이다. 따라서, 상기 가산 평균부(55)는 상기 기간 A에 대해서는, 시각 t1, t2, t3의 프레임의 물리량 데이터를 대상으로 해서 가산 평균을 행하여, 평균 물리량 데이터를 작성한다. 또한, 기간 B에 대해서는, 시각 t4, t5, t6이 왜곡의 피크이다. 따라서, 상기 가산 평균부(55)는, 상기 기간 B에 대해서는, 시각 t4, t5, t6의 프레임의 물리량 데이터를 대상으로 해서 가산 평균을 행하여, 평균 물리량 데이터를 작성한다. 따라서, 이 제 2 변형예에 있어서도, 각 기간의 왜곡에 따른 평균 물리량 데이터를 작성할 수 있다.
- [0083] (실시예 3)
- [0084] 다음으로 실시예 3에 대해서 설명한다. 단, 실시예 1 및 2와 동일 사항에 대해서는 설명을 생략한다.
- [0085] 본 예에서는, 상기 소정 시간(T) 내에서의 복수 프레임분의 물리량 데이터 중에서 선택된 물리량 데이터에 기초해서 상기 컬러 탄성 화상 데이터가 작성된다. 이하, 구체적으로 설명한다.
- [0086] 본 예에서는, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 도 22에 나타난 바와 같이, 상기 물리량 데이터 작성부(51), 상기 물리량 평균 산출부(52), 최대 물리량 데이터 작성부(56)를 갖고 있다.
- [0087] 상기 최대 물리량 데이터 작성부(56)는, 왜곡의 값의 피크 홀드(peak hold) 처리를 행하여, 상기 소정 시간(T) 내에서 최대의 왜곡의 데이터로 이루어지는 최대 물리량 데이터를 작성한다. 이 최대 물리량 데이터는, 복수 프레임분의 물리량 데이터 중에서 선택된 물리량 데이터이다. 그리고, 이 최대 물리량 데이터에 기초해서 상기 컬러 탄성 화상 데이터가 작성되고, 탄성 화상(EI)이 표시된다.
- [0088] 상기 최대 물리량 데이터의 작성에 대해서 상세하게 설명한다. 상기 최대 물리량 데이터 작성부(56)는, 프레임

마다 이전 프레임에 있어서의 물리량 데이터의 왜곡과, 현 프레임에 있어서의 물리량 데이터의 왜곡을 비교하여, 왜곡이 큰 쪽의 물리량 데이터를 최대 물리량 데이터로서 채용한다. 왜곡의 비교는, 화소마다, 즉 동일한 화소에 대응하는 물리량 데이터에 대해 행해진다. 또한, 왜곡의 비교는, 소정 시간(T) 내에서 완결되는 것으로 한다. 따라서, 새로운 기간이 시작되면, 상기 최대 물리량 데이터 작성부(56)는, 그 기간의 최초의 프레임과, 이전 기간에 속하는 이전 프레임의 왜곡의 비교를 행하지 않고, 최초의 프레임의 물리량 데이터를 최대 물리량 데이터로 한다.

[0089] 예컨대, 도 23에 나타낸 바와 같이, 상기 소정 시간(T)의 길이를 갖는 기간 A에서, 프레임 FA1~ FAn까지의 물리량 데이터가 있다고 가정한다. 이 프레임 FA1~ FAn까지의 물리량 데이터 중, 어느 화소에 대응하는 물리량 데이터 SDp에 착안해서 설명한다. 상기 물리량 데이터 SDp에 기초한 화상이 표시되는 화소를 p(도시 생략)라고 한다.

[0090] 기간 A의 최초의 프레임인 프레임 FA1에 대해서는, 이 프레임 FA1의 물리량 데이터 SDp가 최대 물리량 데이터가 되고, 상기 화소 p에서, 이 물리량 데이터 SDp에 기초한 탄성 화상(EI)이 표시된다.

[0091] 다음으로 프레임 FA2에 대해서는, 상기 최대 물리량 데이터 작성부(56)는, 이 프레임 FA2의 물리량 데이터 SDp와, 프레임 FA1의 물리량 데이터 SDp를 비교한다. 그리고, 상기 최대 물리량 데이터 작성부(56)는, 왜곡이 큰 쪽의 물리량 데이터 SDp를 최대 물리량 데이터로 하고, 이 최대 물리량 데이터에 기초한 탄성 화상이 상기 화소 p에 표시된다.

[0092] 상기 최대 물리량 데이터 작성부(56)는, 프레임 FA_n까지, 현 프레임과 이전 프레임의 비교를 행하여 최대 물리량 데이터를 작성한다. 이로써, 소정 시간(T) 내에서, 최대의 왜곡의 물리량 데이터에 기초한 탄성 화상이 항상 표시된다. 예컨대, 기간 A에서, 프레임 FA3의 물리량 데이터 SD_p의 왜곡의 값이 최대인 경우, 프레임 FA3 이후의 프레임에 대해서는, 프레임 FA3의 물리량 데이터에 기초한 탄성 화상(EI)이 계속해서 표시된다.

[0093] 소정 시간(T)이 경과하여, 기간 A가 종료되고, 새로운 기간 B가 되면, 이 기간 B의 최초의 프레임인 프레임 FB1에 대해서는, 상기 최대 물리량 데이터 작성부(56)는, 이 프레임 FB1의 물리량 데이터 SDp를 최대 물리량 데이터로 한다. 그리고, 상기 최대 물리량 데이터 작성부(56)는, 기간 B에도, 현 프레임과 이전 프레임의 비교를 행하여, 최대 물리량 데이터를 작성한다.

[0094] 한편, 본 예에서도, 상기 실시예 1 및 2와 마찬가지로, 상기 그래프(G)가 상기 표시부(7)에 표시된다.

[0095] 이상 설명한 본 예에 의하면, 상기 실시예 1 및 2와 같이, 소정 시간(T) 내의 물리량 데이터에 기초해서 탄성 화상이 작성되기 때문에, 예러 원인이 발생한 기간이 있었다고 해도, 그 이외의 기간에서는, 생체 조직의 탄성을 보다 정확하게 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있다. 또한, 소정 시간(T) 내에서, 최대의 왜곡의 물리량 데이터에 기초한 탄성 화상(EI)이 계속해서 표시되기 때문에, 심박이 발생하지 않는 기간에도, 탄성 화상(EI)을 안정되게 표시할 수 있다.

[0096] 이상, 본 발명을 상기 각 실시예에 따라 설명했지만, 본 발명은 그 주지를 변경하지 않는 범위에서 여러가지 변경 실시 가능한 것은 물론이다. 예컨대, 실시예 3에 있어서, 상기 최대 물리량 데이터 대신, 상기 소정 시간(T) 내에서의 최대의 왜곡의 데이터로 이루어지는 소정 시간(T) 내에서의 최대 왜곡치와 최소 왜곡치의 중간값으로 이루어지는 물리량 데이터가 작성되어도 된다.

부호의 설명

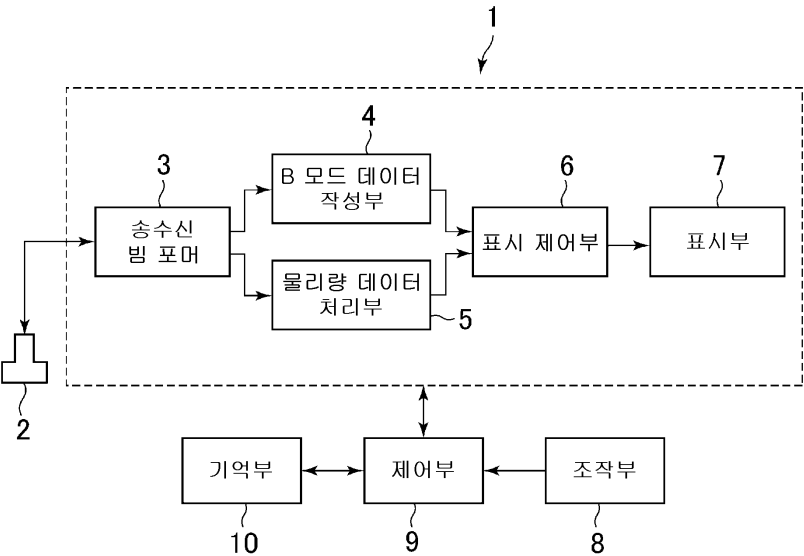
[0097] 1 : 초음파 진단 장치 7 : 표시부

7 : 표시부

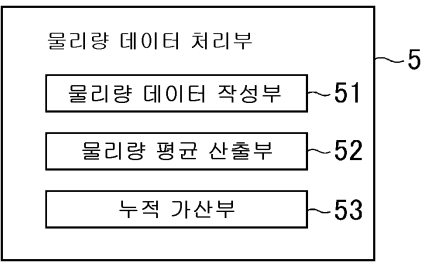
51 : 물리량 데이터 작성부

도면

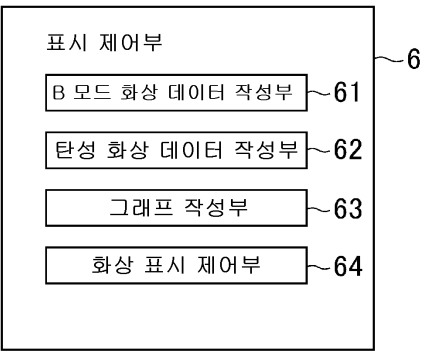
도면1



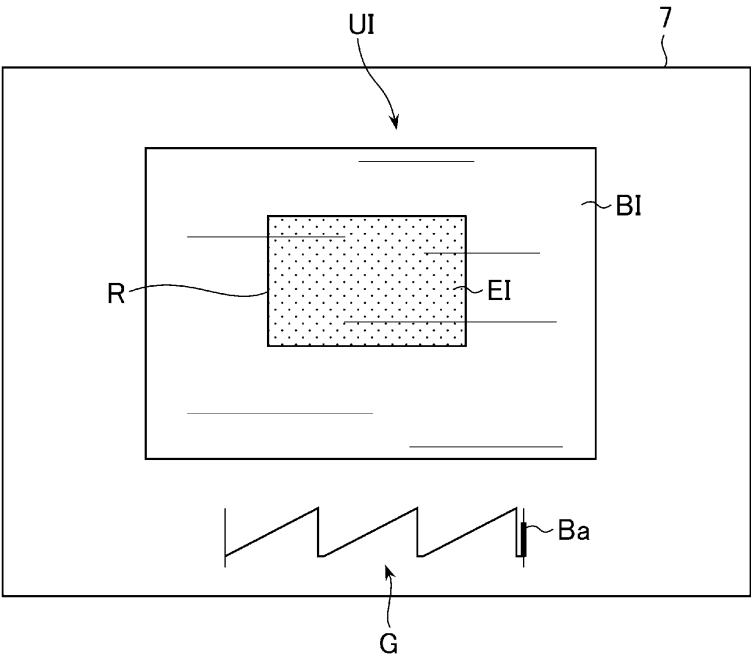
도면2



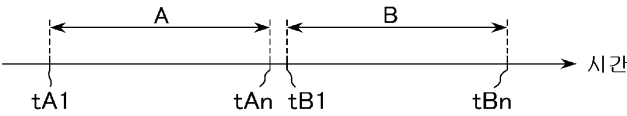
도면3



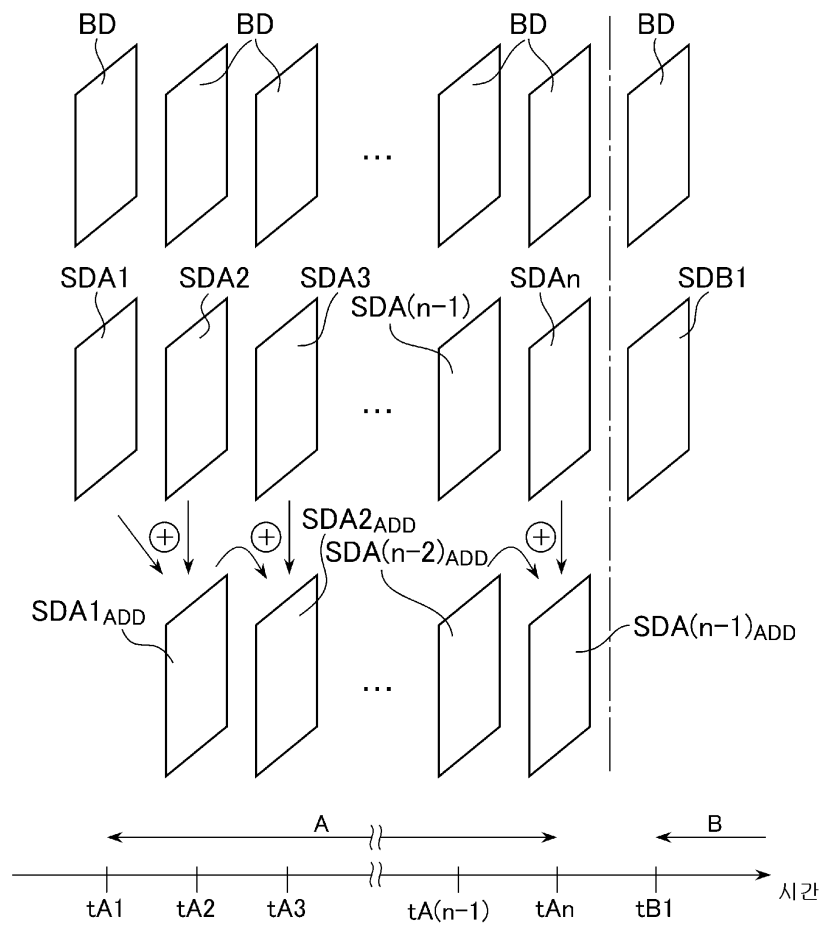
도면4



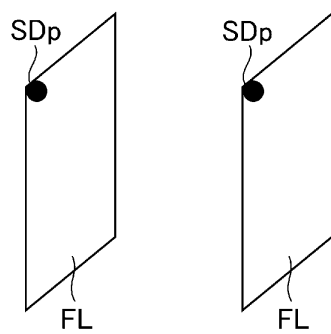
도면5



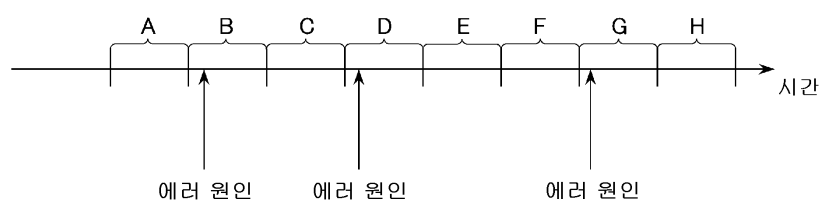
도면6



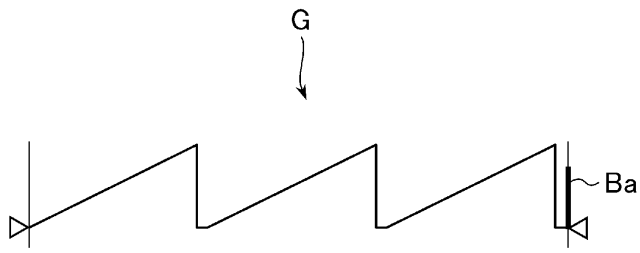
도면7



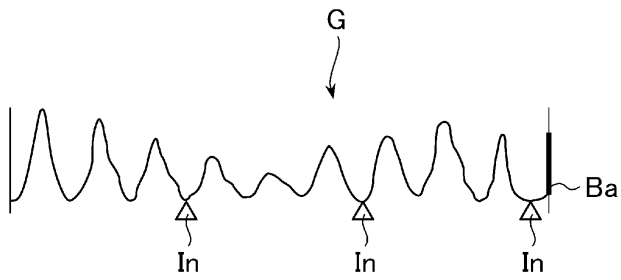
도면8



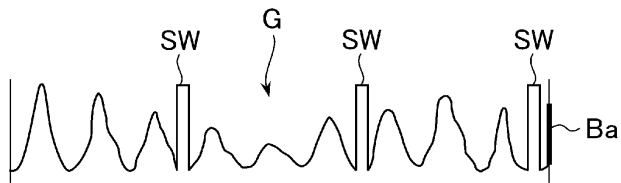
도면9



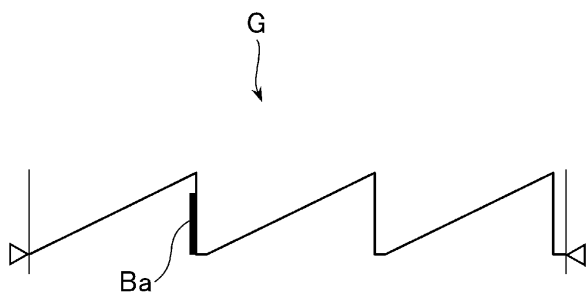
도면10



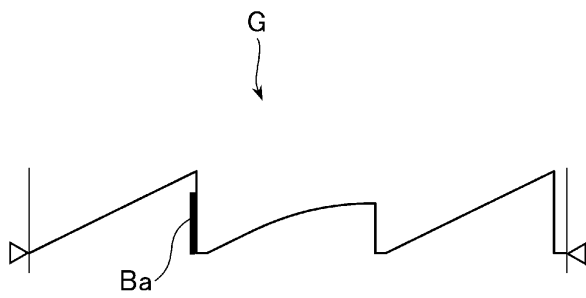
도면11



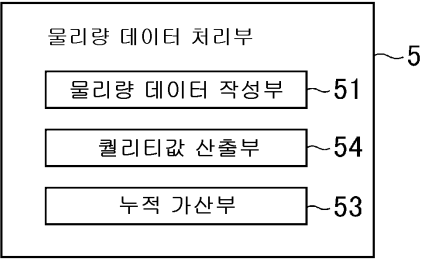
도면12



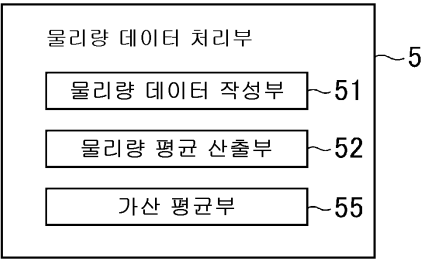
도면13



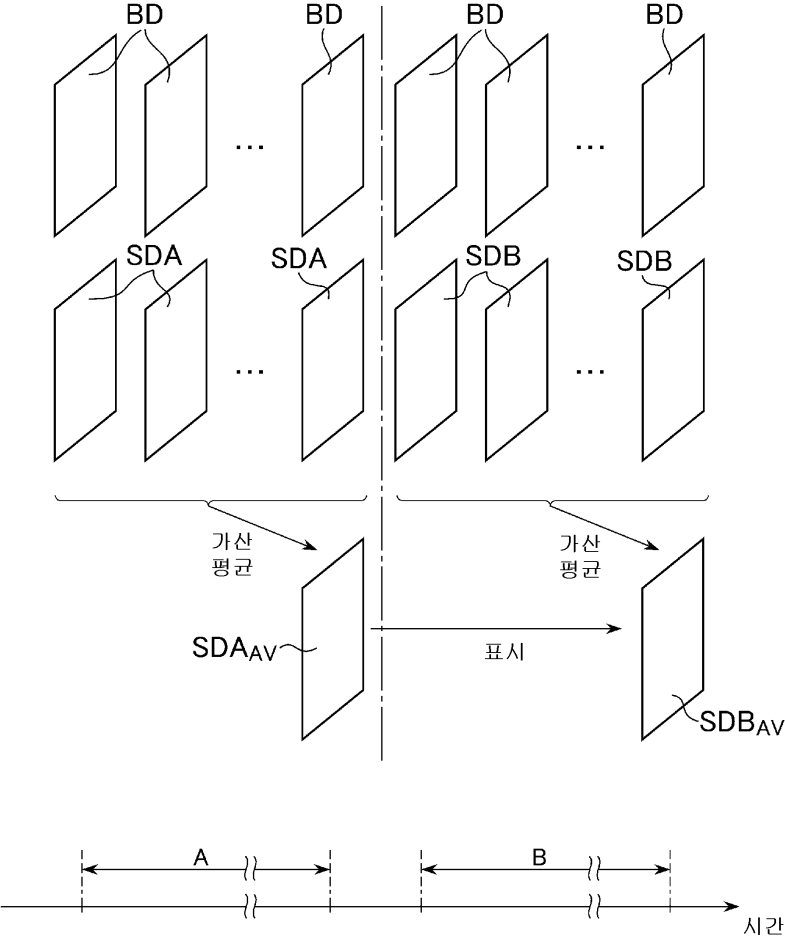
도면14



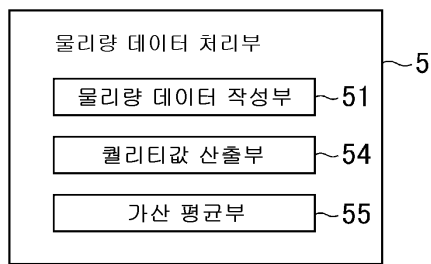
도면15



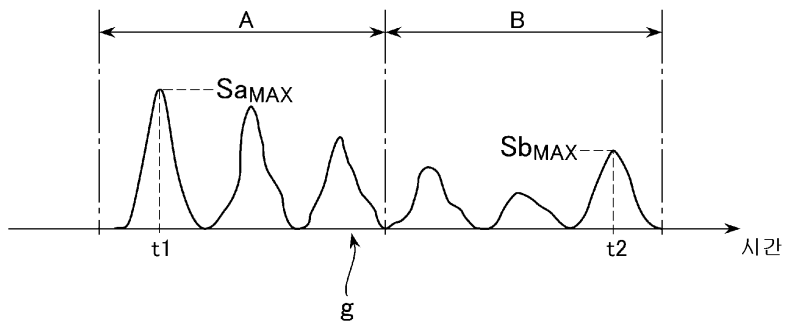
도면16



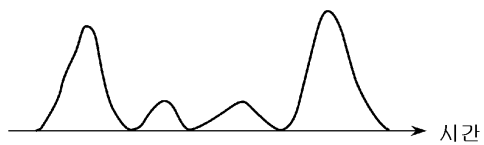
도면17



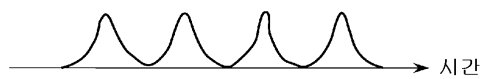
도면18



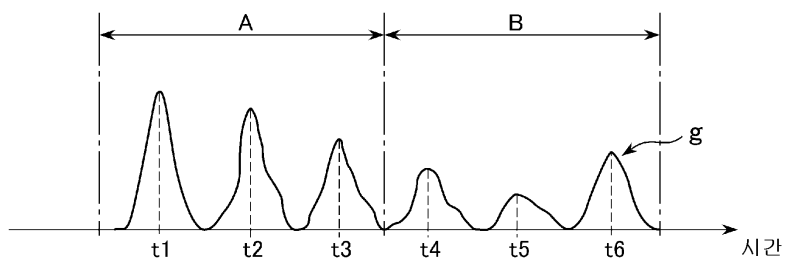
도면19



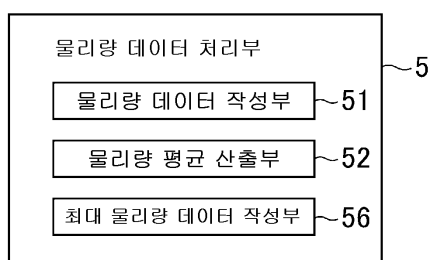
도면20



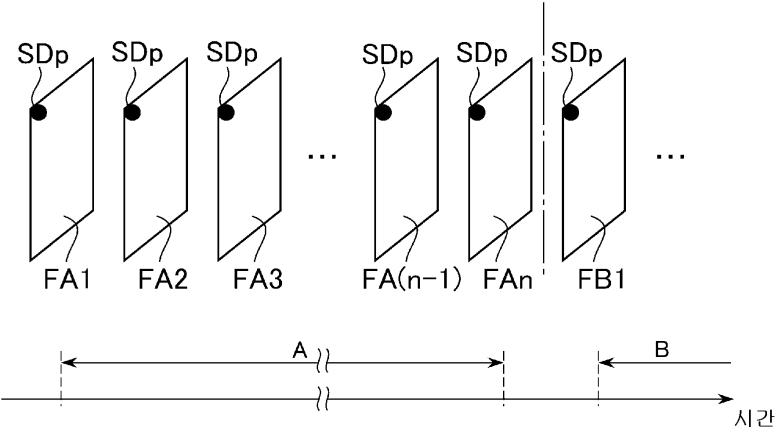
도면21



도면22



도면23



专利名称(译)	标题：超声诊断设备及其控制程序		
公开(公告)号	KR101648248B1	公开(公告)日	2016-08-12
申请号	KR1020130146218	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	TANIGAWA SHUNICHIRO 다니가와순이치로		
发明人	다니가와순이치로		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/485 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/0883		
优先权	2012261786 2012-11-30 JP		
其他公开文献	KR1020140070436A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种能够稳定地显示更准确地反映生物体组织的弹性的弹性图像的超声波诊断装置。包括多个框架的多个框架包括多个框架，所述多个框架中的每个框架具有包括多个心跳的长度并且具有假定不能获得更准确地反映活组织的弹性的物理量的原因的长度的长度，显示弹性图像。例如，多个帧的物理量数据是通过将物理量数据SDA1与SDAn相加而获得的相加物理量数据SDA (n-1) ADD。

