



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년02월15일
 (11) 등록번호 10-1593719
 (24) 등록일자 2016년02월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2011-0023113
 (22) 출원일자 2011년03월16일
 심사청구일자 2013년12월16일
 (65) 공개번호 10-2011-0104451
 (43) 공개일자 2011년09월22일
 (30) 우선권주장
 JP-P-2010-058891 2010년03월16일 일본(JP)
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1020080024327 A
 JP2007312958 A
 JP2008237664 A
 JP2008259605 A

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

전체 청구항 수 : 총 5 항

심사관 : 박승배

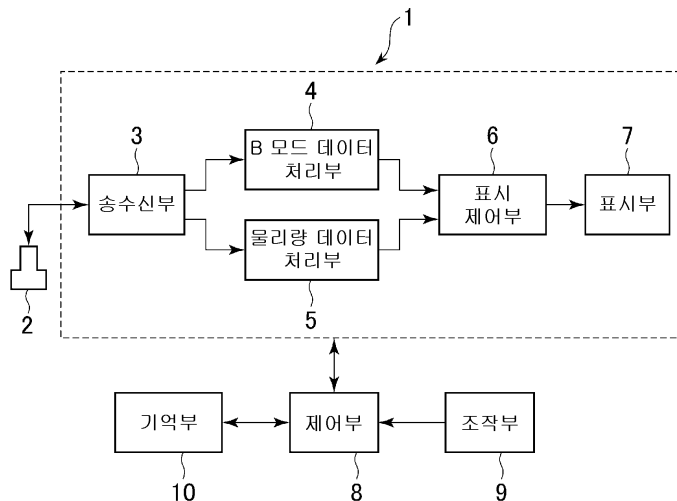
(54) 발명의 명칭 **초음파 진단 장치**

(57) 요약

(과제) 삼차원 영역의 주사를 행하는 경우에 있어서도, 탄성 화상의 화질을 유지할 수 있는 초음파 진단 장치를 제공한다.

(해결 수단) 초음파의 주사를 행하는 초음파 프로브(2)와, 초음파 프로브(2)에 삼차원 영역을 주사하게 하고, 또한 한 주사면에 대하여 복수 프레임분의 주사를 행하게 하는 송수신부(3) 및 제어부(8)와, 상기 한 주사면에서의 다른 프레임에 속하는 동일 음선상의 에코 데이터에 근거하여, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량 프레임 데이터를 작성하는 물리량 데이터 처리부(5)와, 상기 물리량 프레임 데이터에 근거하여 작성된 생체 조직의 탄성 화상을 표시하는 표시부(7)를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파의 주사를 행하는 초음파 프로브와,

상기 초음파 프로브에 삼차원 영역을 주사하게 하는 주사 제어부로서, 한 주사면에 대하여 복수 프레임분의 주사를 행하게 하는 주사 제어부와,

상기 한 주사면에서의 다른 프레임에 속하는 동일 음선상의 에코 데이터에 근거하여, 생체 조직의 탄성에 관한 탄성 데이터를 작성하는 탄성 데이터 작성부와,

상기 탄성 데이터에 근거하여 작성된 생체 조직의 탄성 화상을 표시하는 표시부를 포함하되,

상기 탄성 데이터 작성부는, 한 주사면에 대하여 얻어진 복수 프레임의 탄성 데이터 중, 한 프레임의 탄성 데이터에 있어서의 에리 화소의 데이터를, 다른 프레임의 탄성 데이터에 있어서의 비에리 화소의 데이터로 치환하여 치환 완료 탄성 데이터를 작성하는 치환 완료 탄성 데이터 작성부를 갖고 있고,

상기 표시부에 표시되는 탄성 화상은, 상기 치환 완료 탄성 데이터에 근거하는 탄성 화상인 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 2

초음파의 주사를 행하는 초음파 프로브와,

상기 초음파 프로브에 삼차원 영역을 주사하게 하는 주사 제어부로서, 한 주사면에 대하여 복수 프레임분의 주사를 행하게 하는 주사 제어부와,

상기 한 주사면에서의 다른 프레임에 속하는 동일 음선상의 에코 데이터에 근거하여, 생체 조직의 탄성에 관한 탄성 데이터를 작성하는 탄성 데이터 작성부와,

상기 탄성 데이터에 근거하여 작성된 생체 조직의 탄성 화상을 표시하는 표시부와,

 피검체의 심박을 검출하는 심박 검출부를 포함하고,

 상기 주사 제어부는, 상기 심박 검출부에서 검출된 심박 정보에 근거하여, 상기 초음파 프로브에 의해 주사를 행하는 부위에 따라 정해지는 타이밍에 상기 한 주사면으로부터 다른 주사면으로 주사면을 전환하는 것을 특징으로 하는

 초음파 진단 장치.

청구항 3

초음파의 주사를 행하는 초음파 프로브와,

상기 초음파 프로브에 삼차원 영역을 주사하게 하는 주사 제어부로서, 한 주사면에 대하여 복수 프레임분의 주사를 행하게 하는 주사 제어부와,

상기 한 주사면에서의 다른 프레임에 속하는 동일 음선상의 에코 데이터에 근거하여, 생체 조직의 각 부분에 있어서의 탄성에 관한 물리량을 산출하고 상기 생체 조직의 탄성에 관한 탄성 데이터를 작성하는 탄성 데이터 작성부와,

상기 탄성 데이터에 근거하여 작성된 상기 생체 조직의 탄성 화상을 표시하는 표시부와,

상기 한 주사면에서의 복수 프레임의 탄성 데이터 중에서, 소정의 평가 지표에 근거하여 1프레임을 선택하는 프레임 선택부를 포함하되,

상기 프레임 선택부는, 상기 물리량의 평균을 프레임마다 산출하는 물리량 평균부와, 상기 물리량 평균부에 의한 산출치를 미리 설정된 상기 물리량의 평균 이상치와 비교하는 비교부를 갖고,
상기 비교부는 상기 물리량 평균부에 의한 산출치와 상기 물리량의 평균 이상치의 비율을 산출하고,
상기 프레임 선택부는 상기 비율에 근거하여 프레임을 선택하는 것을 특징으로 하는
초음파 진단 장치.

청구항 4

초음파의 주사를 행하는 초음파 프로브와,

상기 초음파 프로브에 삼차원 영역을 주사하게 하는 주사 제어부로서, 한 주사면에 대하여 복수 프레임분의 주사를 행하게 하는 주사 제어부와,

상기 한 주사면에서의 다른 프레임에 속하는 동일 음선상의 에코 데이터에 근거하여, 생체 조직의 탄성에 관한 탄성 데이터를 작성하는 탄성 데이터 작성부와,

상기 탄성 데이터에 근거하여 작성된 상기 생체 조직의 탄성 화상을 표시하는 표시부와,

상기 한 주사면에서의 복수 프레임의 탄성 데이터 중에서, 소정의 평가 지표에 근거하여 1프레임을 선택하는 프레임 선택부를 포함하되,

상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 상기 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 상기 생체 조직의 각 부분에 있어서의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하고,

상기 프레임 선택부는,

소정의 임계치 이상의 상관 계수의 상관 연산이 행해진 상관 윈도우에 대하여 얻어진 물리량의 평균을 프레임마다 산출하는 물리량 평균부와,

미리 설정된 물리량의 평균 이상치와 상기 물리량 평균부에 의한 산출치의 비율을 산출하는 비 산출부와,

상기 상관 윈도우 사이의 상관 연산에 있어서의 상관 계수의 평균을 프레임마다 산출하는 상관 계수 평균부와,

상기 비 산출부의 산출치와 상기 상관 계수 평균부의 산출치를 곱하는 곱셈부를 갖고,

상기 곱셈부의 곱셈 결과를 평가 지표로 프레임을 선택하는 것을 특징으로 하는

초음파 진단 장치.

청구항 5

제 3 항 또는 제 4 항에 있어서,

상기 표시부에 표시되는 상기 탄성 화상은, 상기 프레임 선택부에 의해 선택된 프레임의 탄성 데이터에 기초하는 탄성 화상인 것을 특징으로 하는

초음파 진단 장치.

청구항 6

삭제

청구항 7

삭제

청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은, 초음파 진단 장치에 관한 것이고, 특히 생체 조직의 딱딱함 또는 부드러움을 나타내는 탄성 화상을 표시하는 초음파 진단 장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 통상의 B 모드 화상과, 생체 조직의 딱딱함 또는 부드러움을 나타내는 탄성 화상을 합성하여 표시시키는 초음파 진단 장치가, 예컨대 특허 문헌 1 등에 개시되어 있다. 이 종류의 초음파 진단 장치에 있어서, 탄성 화상은 다음과 같이 하여 작성된다. 우선, 생체 조직에 대하여, 예컨대 초음파 프로브에 의한 압박과 그 이완을 반복하면서 초음파의 송수신을 행하여 에코를 취득한다. 그리고, 얻어진 에코 데이터에 근거하여, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하고, 이 물리량을 색상 정보로 변환하여 컬러의 탄성 화상을 작성한다. 덧붙여서, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량으로서는, 예컨대 생체 조직의 일그러짐 등을 산출하고 있다.

[0003] (선행 기술 문헌)

[0004] (특허 문헌)

[0005] (특허 문헌 1)일본 특허 공개 공보 제 2005-118152 호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 그런데, 삼차원 영역에서의 초음파의 주사, 즉 초음파 진동자의 배열 방향으로의 초음파의 주사와, 상기 배열 방향과 직교하는 방향으로의 초음파의 주사를 행하여, 삼차원 데이터를 취득하고, 이 삼차원 데이터에 근거하는 초음파 화상을 표시하는 경우가 있다. 상기 삼차원 데이터를 취득하기 위한 초음파 프로브로서는, 예컨대 초음파 진동자의 배열 방향으로 초음파의 주사를 행하는 전자적 주사와, 상기 배열 방향과 직교하는 방향으로 초음

과 진동자를 이동시켜 초음파의 주사를 행하는 기계적 주사를 조합한 메커니컬 3D 프로브가 있다.

[0007] 여기서, 본원의 발명자는, 삼차원 영역에서의 초음파의 주사를 행하여 얻어진 에코 데이터에 근거한 탄성 화상의 표시에 대하여 예의 검토한 바, 다음과 같은 과제를 인식하기에 이르렀다. 즉, 생체 조직의 물리량의 산출은, 시간적으로 다른 프레임에 속하는 동일 음선상의 두 개의 에코 데이터에 근거하여 행하고 있다. 따라서, 동일 주사면에 대하여 적어도 2프레임분의 스캔을 행하는 것이 바람직하다. 그러나, 상기 메커니컬 3D 프로브에 있어서는, 상기 초음파 진동자의 배열 방향과 직교하는 방향으로 이 초음파 진동자를 이동시키면서 주사를 행하기 때문에, 동일 주사면에 대하여 2프레임분의 에코 신호를 취득하는 것이 곤란하여, 탄성 화상의 화질이 저하될 우려가 있다.

과제의 해결 수단

[0008] 상술한 과제를 해결하기 위해 이루어진 제 1 관점의 발명은, 초음파의 주사를 행하는 초음파 프로브와, 그 초음파 프로브에 삼차원 영역을 주사시키는 주사 제어부로서, 한 주사면에 대하여 복수 프레임분의 주사를 행하게 하는 주사 제어부와, 상기 한 주사면에서의 다른 프레임에 속하는 동일 음선상의 에코 데이터에 근거하여, 생체 조직의 탄성에 관한 탄성 데이터를 작성하는 탄성 데이터 작성부와, 상기 탄성 데이터에 근거하여 작성된 생체 조직의 탄성 화상을 표시하는 표시부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0009] 제 2 관점의 발명에 의하면, 제 1 관점의 발명에 있어서, 상기 초음파 프로브는, 초음파 진동자의 배열 방향으로는 전자적 주사를 행하고, 상기 배열 방향과 직교하는 방향으로는 기계적 주사를 행하는 메커니컬 3D 프로브이며, 상기 주사 제어부는, 한 주사면에서 상기 기계적 주사를 정지하고, 상기 배열 방향으로 초음파의 주사를 행하여 복수 프레임분의 주사를 행하도록 상기 초음파 프로브를 제어하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0010] 제 3 관점의 발명은, 제 1 관점의 발명에 있어서, 상기 초음파 프로브는, 초음파 진동자의 배열 방향과 상기 배열 방향과 직교하는 방향으로 전자적 주사를 행하는 초음파 프로브이며, 상기 주사 제어부는, 한 주사면에서 상기 배열 방향으로 초음파의 주사를 행하여 복수 프레임분의 주사를 하게 할 수 있는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0011] 제 4 관점의 발명은, 제 1 내지 제 3 중 어느 하나의 관점의 발명에 있어서, 상기 한 주사면에서의 복수 프레임의 탄성 데이터 중에서, 소정의 평가 지표에 근거하여 1프레임을 선택하는 프레임 선택부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0012] 제 5 관점의 발명은, 제 4 관점의 발명에 있어서, 상기 프레임 선택부는, 상기 평가 지표로서 상기 탄성 데이터의 1프레임에 있어서의 에리 화소를 특정하고, 에리 화소가 가장 적은 프레임을 선택하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0013] 제 6 관점의 발명에 의하면, 제 5 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 화소마다 산출하여 상기 탄성 데이터를 작성하고, 상기 프레임 선택부는, 미리 설정된 범위 밖의 물리량이 산출된 화소를 에러로 하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0014] 제 7 관점의 발명은, 제 5 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 그 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 화소마다 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하는 것이며, 상기 프레임 선택부는, 상관 계수가 소정 이하인 화소를 에러로 하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0015] 제 8 관점의 발명은, 제 5 관점의 발명에 있어서, 상기 프레임 선택부는, 상기 초음파 프로브에서 취득된 에코 신호의 진폭이 소정 이하인 부분에 상당하는 화소를 에러로 하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0016] 제 9 관점의 발명은, 제 4 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 그 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 생체 조직의 각 부에서의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하는 것이며, 상기 프레임 선택부는, 상기 평가 지표로서, 상기 상관 연산으로 얻어진 상관 계수의 평균을 프레임마다 산출하고, 그 상관 계수의 평균이 가장 높은 프레임을 선택하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0017] 제 10 관점의 발명은, 제 4 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음

선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 그 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 생체 조직의 각 부에서의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하는 것이며, 상기 프레임 선택부는, 상기 물리량의 평균을 프레임마다 산출하는 물리량 평균부와, 그 물리량 평균부에 의한 산출치를, 미리 설정된 상기 물리량의 평균치와 비교하는 비교부를 갖고, 그 비교부의 비교 결과를 상기 평가 지표로 하여 프레임의 선택을 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0018] 제 11 관점의 발명은, 제 4 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 그 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 생체 조직의 각 부에서의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하는 것이며, 상기 프레임 선택부는, 소정의 역치 이상의 상관 계수의 상관 연산이 행해진 상관 윈도우에 대하여 얻어진 물리량의 평균을 프레임마다 산출하는 물리량 평균부와, 미리 설정된 물리량의 평균치에 대한 상기 물리량 평균부에 의한 산출치의 비를 산출하는 비 산출부와, 상기 상관 윈도우 사이의 상관 연산에 있어서의 상관 계수의 평균을 프레임마다 산출하는 상관 계수 평균부와, 상기 비 산출부의 산출치와, 상기 상관 계수 평균부의 산출치를 승산하는 승산부를 갖고, 그 승산부의 승산 결과를 평가 지표로 하여 프레임의 선택을 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0019] 제 12 관점의 발명은, 제 4 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 그 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 생체 조직의 각 부에서의 탄성에 관한 물리량을 정부의 부호를 따라 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하는 것이며, 상기 프레임 선택부는, 한 프레임에 있어서의 상기 정부의 부호의 비율을 상기 평가 지표로 하여 프레임의 선택을 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0020] 제 13 관점의 발명은, 제 1 내지 제 3 중 어느 하나의 관점의 발명에 있어서, 피검체의 심박을 검출하는 심박 검출부와, 상기 한 주사면에 대하여, 복수 프레임의 탄성 데이터 중에서, 상기 심박 검출부에서 검출된 심박 정보에 근거하여 1프레임을 선택하는 프레임 선택부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0021] 제 14 관점의 발명은, 제 4 내지 제 13 중 어느 하나의 관점의 발명에 있어서, 상기 표시부에 표시되는 상기 탄성 화상은, 상기 프레임 선택부에 의해 선택된 프레임의 탄성 데이터에 근거한 탄성 화상인 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0022] 제 15 관점의 발명은, 제 4 내지 제 13 중 어느 하나의 관점의 발명에 있어서, 상기 프레임 선택부에 의해 선택된 프레임의 탄성 데이터를 기억하는 기억부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0023] 제 16 관점의 발명은, 제 1 내지 제 3 중 어느 하나의 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에 대하여 얻어진 복수 프레임분의 탄성 데이터를 가중치 부여 가산 처리하여 가산 탄성 데이터를 작성하는 가산 처리부를 갖고 있고, 상기 표시부에 표시되는 탄성 화상은, 상기 가산 탄성 데이터에 근거한 탄성 화상인 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0024] 제 17 관점의 발명은, 제 1 내지 제 3 중 어느 하나의 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 한 주사면에 대하여 얻어진 복수 프레임의 탄성 데이터 중, 한 프레임의 탄성 데이터에 있어서의 에러 화소의 데이터를, 다른 프레임의 탄성 데이터에 있어서의 비에러 화소의 데이터로 치환하여 치환 완료 탄성 데이터를 작성하는 치환 완료 탄성 데이터 작성부를 갖고 있고, 상기 표시부에 표시되는 탄성 화상은, 상기 치환 완료 탄성 데이터에 근거한 탄성 화상인 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0025] 제 18 관점의 발명은, 제 1 내지 제 3 중 어느 하나의 관점의 발명에 있어서, 상기 한 주사면에 대하여 얻어진 상기 탄성 데이터에 대하여, 소정의 평가 지표에 근거하여, 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터인지 여부의 평가를 행하는 평가부를 포함하고, 상기 주사 제어부는, 상기 한 주사면에 대한 탄성 데이터에 대하여, 상기 평가부에 의해 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터라고 평가된 경우, 상기 한 주사면으로부터 다른 주사면으로 주사면을 전환하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0026] 제 19 관점의 발명은, 제 18 관점의 발명에 있어서, 상기 평가부는, 상기 평가 지표로서 상기 탄성 데이터의 1 프레임에 있어서의 에러 화소수에 근거하여, 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터인지 여부의 평가를 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0027] 제 20 관점의 발명은, 제 18 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 그 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 생체 조직의 각 부에서의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하는 것이며, 상기 평가

부는, 상기 평가 지표로서, 상기 상관 연산으로 얻어진 상관 계수의 평균을 프레임마다 산출하고, 그 상관 계수의 평균에 근거하여, 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터인지 여부의 평가를 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0028] 제 21 관점의 발명은, 제 18 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 그 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 생체 조직의 각 부에서의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하는 것이며, 상기 평가부는, 상기 물리량의 평균을 프레임마다 산출하는 물리량 평균부와, 그 물리량 평균부에 의한 산출치를, 미리 설정된 상기 물리량의 평균치와 비교하는 비교부를 갖고, 그 비교부의 비교 결과를 평가 지표로 하여, 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터인지 여부의 평가를 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0029] 제 22 관점의 발명은, 제 18 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 그 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 생체 조직의 각 부에서의 탄성에 관한 물리량을 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하는 것이며, 상기 평가부는, 소정의 역치 이상의 상관 계수의 상관 연산이 행해진 상관 윈도우에 대하여 얻어진 물리량의 평균을 프레임마다 산출하는 물리량 평균부와, 미리 설정된 물리량의 평균치에 대한 상기 물리량 평균부에 의한 산출치의 비를 산출하는 비 산출부와, 상기 상관 윈도우 사이의 상관 연산에 있어서의 상관 계수의 평균을 프레임마다 산출하는 상관 계수 평균부와, 상기 비 산출부의 산출치와, 상기 상관 계수 평균부의 산출치를 승산하는 승산부를 갖고, 그 승산부의 승산 결과를 평가 지표로 하여, 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터인지 여부의 평가를 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0030] 제 23 관점의 발명은, 제 18 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 상기 한 주사면에서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 에코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 그 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 생체 조직의 각 부에서의 탄성에 관한 물리량을 정부의 부호를 따라 산출하여 상기 탄성 데이터의 작성을 행하는 것이며, 상기 평가부는, 한 프레임에 있어서의 상기 정부의 부호의 비율을 상기 평가 지표로 하여 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터인지 여부의 평가를 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0031] 제 24 관점의 발명은, 제 18 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 화소마다 산출하여 상기 탄성 데이터를 작성하고, 상기 평가부는, 상기 탄성 데이터의 1프레임에 있어서의 화소마다의 상기 물리량의 합계를 상기 평가 지표로 하여 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터인지 여부의 평가를 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0032] 제 25 관점의 발명은, 제 18 관점의 발명에 있어서, 상기 탄성 데이터 작성부는, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 화소마다 산출하여 상기 탄성 데이터를 작성하고, 상기 평가부는, 상기 탄성 데이터의 1프레임에 있어서의 화소마다의 상기 물리량의 평균을 평가 지표로 하여, 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터인지 여부의 평가를 행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

[0033] 제 26 관점의 발명은, 제 1 내지 제 3 중 어느 하나의 관점의 발명에 있어서, 피검체의 심박을 검출하는 심박 검출부를 포함하고, 상기 주사 제어부는, 상기 심박 검출부에서 검출된 심박 정보에 근거하여, 상기 초음파 프로브에 의해 주사를 행하는 부위에 따라 정해지는 타이밍에 상기 한 주사면으로부터 다른 주사면으로 주사면을 전환하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치이다.

발명의 효과

[0034] 상기 관점의 발명에 의하면, 상기 주사 제어부는, 상기 초음파 프로브에 의해 삼차원 영역을 주사시킬 때에, 한 주사면에 대하여 복수 프레임분의 주사를 행하게 한다. 따라서, 동일 주사면에 대하여 다른 프레임에 속하는 에코 데이터를 취득할 수 있고, 이러한 에코 데이터에 근거하여, 상기 물리량이 산출되어 상기 탄성 화상 데이터가 작성되기 때문에, 이 탄성 화상 데이터에 근거하여 탄성 화상의 화질을 유지할 수 있다.

[0035] 또한, 다른 관점의 발명에 의하면, 복수 프레임의 탄성 데이터 중에서, 상기 프레임 선택부에 의해 소정의 평가 지표나 심박 정보에 근거하여 1프레임의 탄성 데이터가 선택되고, 이 탄성 데이터에 근거한 탄성 화상이 표시되기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 표시할 수 있다.

[0036] 또한, 다른 관점의 발명에 의하면, 한 주사면에서의 복수 프레임분의 탄성 데이터를 가중치 부여 가산 처리하여 가산 탄성 데이터가 작성되고, 이 가산 탄성 데이터에 근거하는 탄성 화상이 표시되기 때문에, 생체 조직의 탄

성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 표시할 수 있다.

[0037] 또한, 다른 관점의 발명에 의하면, 에러 화소의 데이터가 비에러 화소의 일그러짐 데이터로 치환되어 치환 완료 물리량 프레임 데이터가 작성되고, 이 치환 완료 물리량 프레임 데이터에 근거하는 탄성 화상이 표시되기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 표시할 수 있다.

[0038] 또한, 다른 관점의 발명에 의하면, 상기 평가부에 의해 소정의 화질의 탄성 화상이 얻어지는 탄성 데이터라고 평가된 경우에, 상기 한 주사면으로부터 다른 주사면으로 주사면이 전환되기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있는 탄성 데이터를 각 주사면에 대하여 취득할 수 있다.

[0039] 또한, 다른 관점의 발명에 의하면, 심박 정보가 참조되어 상기 한 주사면으로부터 다른 주사면으로 주사면이 전환되기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있는 탄성 데이터를 각 주사면에 대하여 취득할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0040] 도 1은 본 발명에 따른 초음파 진단 장치의 실시 형태의 개략 구성의 일례를 나타내는 블록도이다.
- 도 2는 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치의 초음파 프로브의 개략 구성을 나타내는 사시도이다.
- 도 3은 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치에 있어서의 물리량 데이터 처리부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 4는 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치에 있어서의 표시 제어부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 5는 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치에 있어서의 표시부의 표시의 일례를 나타내는 도면이다.
- 도 6은 B 모드 화상용 주사와 탄성 화상용 주사의 설명도이다.
- 도 7은 B 모드 프레임 데이터의 작성의 설명도이다.
- 도 8은 물리량 프레임 데이터의 작성의 설명도이다.
- 도 9는 물리량 프레임 데이터를 작성할 때에 있어서의 물리량의 산출을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 10은 제 2 실시 형태의 초음파 진단 장치에 있어서의 물리량 데이터 처리부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 11은 제 2 실시 형태에 있어서의 B 모드 화상용 주사와 탄성 화상용 주사의 설명도이다.
- 도 12는 제 2 실시 형태에 있어서의 물리량 프레임 데이터의 작성의 설명도이다.
- 도 13은 제 2 실시 형태에 있어서의 제 1 변형예의 프레임 선택부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 14는 제 2 실시 형태에 있어서의 제 2 변형예의 프레임 선택부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 15는 비 산출부에서 이용되는 함수의 그래프를 나타내는 도면이다.
- 도 16은 퀄리티 표시가 표시된 표시부의 표시의 일례를 나타내는 도면이다.
- 도 17은 퀄리티 표시가 표시된 표시부의 표시의 일례를 나타내는 도면이다.
- 도 18은 퀄리티 표시가 표시된 표시부의 표시의 일례를 나타내는 도면이다.
- 도 19는 제 2 변형예의 프레임 선택부의 다른 예의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 20은 제 3 실시 형태의 물리량 데이터 처리부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 21은 제 3 실시 형태에 있어서의 가산 물리량 프레임 데이터의 작성의 설명도이다.
- 도 22는 제 4 실시 형태의 물리량 데이터 처리부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 23은 제 4 실시 형태에 있어서의 치환 완료 물리량 프레임 데이터의 작성의 설명도이다.
- 도 24는 제 4 실시 형태에 있어서의 치환 완료 물리량 프레임 데이터의 작성의 설명도이다.
- 도 25는 제 5 실시 형태에 있어서의 물리량 데이터 처리부의 구성을 나타내는 블록도이다.

- 도 26은 제 5 실시 형태에 있어서의 평가부의 구성의 일례를 나타내는 블록도이다.
- 도 27은 제 5 실시 형태에 있어서의 평가부의 구성의 다른 예를 나타내는 블록도이다.
- 도 28은 제 5 실시 형태에 있어서의 평가부의 구성의 다른 예를 나타내는 블록도이다.
- 도 29는 제 5 실시 형태의 제 1 변형예에 있어서의 평가부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 30은 제 5 실시 형태의 제 2 변형예에 있어서의 평가부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 31은 제 5 실시 형태의 제 3 변형예에 있어서의 평가부의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 32는 제 6 실시 형태의 초음파 진단 장치의 개략 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 33은 제 6 실시 형태에 있어서의 B 모드 화상용 주사와 탄성 화상용 주사의 설명도이다.
- 도 34는 심박 검출부에 의해 얻어지는 심전 파형의 일례를 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0041] 이하, 본 발명의 실시 형태에 대하여 도면에 근거하여 상세하게 설명한다.
- [0042] (제 1 실시 형태)
- [0043] 우선, 제 1 실시 형태에 대하여 도 1~도 9에 근거하여 설명한다. 도 1에 나타내는 초음파 진단 장치(1)는, 초음파 프로브(2), 송수신부(3), B 모드 데이터 처리부(4), 물리량 데이터 처리부(5), 표시 제어부(6), 표시부(7), 제어부(8), 조작부(9) 및 기억부(10)를 포함한다.
- [0044] 상기 초음파 프로브(2)는, 생체 조직에 대하여 초음파를 송신하고 그 에코를 수신한다. 상기 초음파 프로브(2)는, 본 발명에 있어서의 초음파 프로브의 실시의 형태의 일례이다. 이 초음파 프로브(2)를 생체 조직의 표면에 당접시킨 상태에서 압박과 이완을 반복하는 등 하면서 초음파의 송수신을 행하여 취득된 에코 데이터에 근거하여, 후술하는 바와 같이 탄성 화상이 작성된다.
- [0045] 상기 초음파 프로브(2)의 개략 구성에 대하여 도 2에 근거하여 설명한다. 상기 초음파 프로브(2)는, 메커니컬 3D 프로브이며, 진동자 어레이(200), 댐퍼(210), 모터(220)를 갖고, 이들을 보호 케이스(230)에 수용하는 것에 의해 구성되어 있다. 상기 진동자 어레이(200)는, 예컨대 PZT(타이타늄(Ti)산 지르콘(Zr)산 납) 세라믹스 등의 압전 재료에 의해 형성되는 복수의 진동자(200a)가, 제 1 방향 a를 따라 배열되는 것에 의해 구성되어 있다. 이러한 진동자 어레이(200)의 일부의 진동자(200a)를 복수 구동함으로써, 초음파 빔이 송신되도록 되어 있다. 그리고, 구동하는 진동자(200a)를 순차적으로 전환하는 것에 의해, 제 1 방향 a로 전자적 주사를 행하여, 한 주사면 P가 형성되도록 되어 있다.
- [0046] 상기 댐퍼(210)는, 상기 진동자 어레이(200)를 구동시켜 초음파 빔을 피검체에 송신한 후에, 상기 진동자 어레이(200)의 자유 진동을 억제하는 것이다. 또한, 상기 댐퍼(210)는, 흡음 효과를 갖는 재료를 이용하여 구성되고, 상기 댐퍼(210)로부터 후방의 프로브 케이블(300)과의 접속측으로의 초음파의 불필요한 전파를 억제하도록 되어 있다.
- [0047] 상기 모터(220)는, 상기 진동자 어레이(200)를, 기계적으로 상기 진동자(200a)의 배열 방향(상기 제 1 방향 a)과 직교하는 제 2 방향 b로 이동시킨다. 이에 의해, 제 2 방향 b에서, 복수의 주사면 P1, P2, P3, ..., PX(X는 n번째의 주사면인 것을 나타냄)를 형성할 수 있어, 삼차원 영역의 주사를 행할 수 있도록 되어 있다.
- [0048] 상기 송수신부(3)는, 상기 제어부(8)로부터의 제어 신호에 근거하여 상기 초음파 프로브(2)를 소정의 주사 조건으로 구동시켜 음선마다의 초음파의 주사를 행한다. 본 예에서는, 상기 송수신부(3)는, 상기 초음파 프로브(2)에, 제 1 방향 a로의 전자적 주사를 행하게 하고, 또한 상기 모터(220)를 구동시켜 제 2 방향 b로의 기계적 주사를 행하게 한다. 상세한 것은 후술한다. 상기 송수신부(3) 및 상기 제어부(8)는, 본 발명에 있어서의 주사 제어부의 실시의 형태의 일례이다.
- [0049] 또한, 송수신부(3)는, 상기 초음파 프로브(2)에서 수신한 에코에 대하여, 정상(整相) 가산 처리 등의 신호 처리를 행한다. 상기 송수신부(3)에서 신호 처리된 에코 데이터는, 상기 B 모드 데이터 처리부(4) 및 상기 물리량 데이터 처리부(5)에 출력된다.

- [0050] 상기 B 모드 데이터 처리부(4)는, 상기 송수신부(3)로부터 출력된 예코 데이터에 대하여, 대수 압축 처리, 포락선 검파 처리 등의 B 모드 처리를 행하여, B 모드 데이터를 작성한다. 1프레임분의 B 모드 데이터를 B 모드 프레임 데이터 BFD로 한다. 이 B 모드 프레임 데이터 BFD는, 상기 B 모드 데이터 처리부(4)로부터 상기 표시 제어부(6)에 출력된다.
- [0051] 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 도 3에 나타내는 바와 같이 물리량 프레임 데이터 작성부(51)를 갖고 있다. 이 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 상기 송수신부(3)로부터 출력된 예코 데이터에 근거하여, 생체 조직에 있어서의 각 부의 탄성에 관한 물리량의 데이터로 이루어지는 물리량 프레임 데이터 EFD를 작성한다. 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 예컨대 일본 특허 공개 공보 제 2008-126079 호에 기재되어 있는 바와 같이, 한 주사면 $P_n(n : \text{자연수})$ 에 있어서의 동일 음선상의 시간적으로 다른 예코 데이터에 상관 윈도우를 설정하고, 이 상관 윈도우 사이에서 상관 연산을 행하여 상기 탄성에 관한 물리량을 산출하여 상기 물리량 프레임 데이터 EFD를 작성한다. 상세한 것은 후술한다.
- [0052] 상기 물리량 프레임 데이터 EFD는, 탄성 화상의 작성에 이용되는 데이터이며, 본 발명에 있어서의 탄성 데이터의 실시의 형태의 일례이다. 덧붙여서, 본 발명에 있어서 탄성 데이터란, 탄성 화상의 작성에 이용되는 데이터를 말한다. 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 본 발명에 있어서의 탄성 데이터 작성부의 실시의 형태의 일례이다.
- [0053] 상기 표시 제어부(6)에는, 상기 B 모드 데이터 처리부(4)로부터의 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 물리량 데이터 처리부(5)로부터의 물리량 프레임 데이터 EFD가 입력되도록 되어 있다. 상기 표시 제어부(6)는, 도 4에 나타내는 바와 같이 메모리(61), B 모드 화상 데이터 작성부(62), 탄성 화상 데이터 작성부(63), 표시 화상 제어부(64)를 갖고 있다.
- [0054] 상기 메모리(61)에는, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 물리량 프레임 데이터 EFD가 기억된다. 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 물리량 프레임 데이터 EFD는, 음선마다의 데이터로서 상기 메모리(61)에 기억된다. 그리고, 이 메모리(61)에는, 삼차원의 주사 영역에서의 복수의 주사면 P_n 의 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 물리량 프레임 데이터 EFD가 기억된다.
- [0055] 상기 메모리(61)는, RAM(Random Access Memory)이나 ROM(Read Only Memory) 등의 반도체 메모리로 구성되어 있다. 덧붙여서, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 물리량 프레임 데이터 EFD는, HDD(Hard Disk Drive) 등으로 구성되는 상기 기억부(10)에도 기억되도록 되어 있더라도 좋다. 상기 메모리(61) 및 상기 기억부(10)는, 본 발명에 있어서의 기억부의 실시의 형태의 일례이다.
- [0056] 여기서, 상기 초음파 프로브(2)에서 얻어진 예코 데이터로서, 후술하는 B 모드 화상 데이터 및 컬러 탄성 화상 데이터로 변환되기 전의 데이터를 로 데이터(Raw Data)라고 하는 것으로 한다. 상기 메모리(61)에 기억되는 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 물리량 프레임 데이터 EFD는, 로 데이터이다.
- [0057] 상기 B 모드 화상 데이터 작성부(62)는, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD를, 예코의 신호 강도에 따른 휘도 정보를 갖는 B 모드 화상 데이터 BGD로 변환한다. 또한, 상기 탄성 화상 데이터 작성부(63)는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD를 변위에 따른 색상 정보를 갖는 컬러 탄성 화상 데이터 EGD로 변환한다. 덧붙여서, 상기 B 모드 화상 데이터 BGD에서의 휘도 정보 및 상기 컬러 탄성 화상 데이터 EGD에서의 색상 정보는 소정의 계조(예컨대 256계조)로 이루어진다.
- [0058] 상기 표시 화상 제어부(63)는, 상기 B 모드 화상 데이터 BGD 및 상기 컬러 탄성 화상 데이터 EGD를 가산 처리함으로써 합성하여, 상기 표시부(7)에 표시하는 이차원의 초음파 화상의 화상 데이터를 작성한다. 이 화상 데이터는, 도 5에 나타내는 바와 같이 흑백의 B 모드 화상 BG와 컬러의 탄성 화상 EG가 합성된 이차원의 초음파 화상 G로서 상기 표시부(7)에 표시된다. 본 예에서는, 상기 탄성 화상 EG는, 관심 영역 R 내에 반투명으로(배경의 B 모드 화상이 들여다보이는 상태로) 표시된다. 상기 표시부(7)는, 본 발명에 있어서의 표시부의 실시의 형태의 일례이다. 또한, 상기 관심 영역 R은, 생체 조직의 탄성 화상이 작성되는 영역(탄성 화상 작성 영역)이다.
- [0059] 또한, 상기 표시 화상 제어부(63)는, 특별히 도시하지 않지만 각 주사면 P_n 에 대한 상기 B 모드 데이터 BFD 및 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여, 삼차원의 B 모드 화상 및 삼차원의 탄성 화상을 작성하고, 이들을 합성하여 얻어진 삼차원 화상을 상기 표시부(7)에 표시한다(예컨대, 일본 특허 공개 제 2008-259605 호). 혹은, 상기 표시 화상 제어부(63)는, 각 주사면 P_n 에 대한 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여, 삼차원의 탄성 화상만을 작성하여 상기 표시부(7)에 표시하더라도 좋다. 덧붙여서, 본 예에 있어서는, 삼차원 화상의

표시 모드(상기 삼차원 화상을 표시하는 경우와 삼차원의 탄성 화상을 표시하는 경우의 모드)와 이차원 화상의 표시 모드를 갖고, 양자는 따로따로 표시된다.

- [0060] 상기 제어부(8)는, CPU(Central Processing Unit)로 구성되고, 상기 기억부(10)에 기억된 제어 프로그램을 판독하여, 상기 초음파 진단 장치(1)의 각 부에서의 기능을 실행시킨다. 또한, 상기 조작부(9)는, 조작자가 지시나 정보를 입력하기 위한 키보드 및 포인팅 디바이스(도시 생략) 등을 포함하여 구성되어 있다.
- [0061] 그런데, 본 예의 초음파 진단 장치(1)의 작용에 대하여 설명한다. 상기 송수신부(3)는, 상기 초음파 프로브(2)로부터 피검체의 생체 조직에 초음파를 송신시켜, 그 에코 데이터를 취득한다. 이때, 상기 초음파 프로브(2)에 의해, 예컨대 피검체에 대한 압박과 그 이완을 반복하면서 초음파의 송수신을 행한다.
- [0062] 상기 송수신부(3)는, 한 주사면 P_n (여기서는, $1 \leq n \leq X-1$)에 있어서 상기 진동자 어레이(200)를 정지시킨 상태에서, 상기 한 주사면 P_n 에 대하여 미리 설정된 복수 프레임분의 주사를 행하게 한다. 그리고, 상기 송수신부(3)는, 한 주사면 P_n 에 대하여 복수 프레임분의 주사를 행하게 한 후, 다음 주사면 $P(n+1)$ 까지 상기 진동자 어레이(200)를 이동시킨 후에 정지하고, 그 주사면 $P(n+1)$ 에 있어서 다시 복수 프레임분의 주사를 행하게 한다.
- [0063] 상기 송수신부(3)는, B 모드 화상을 작성하기 위한 B 모드 화상용 주사와, 탄성 화상을 작성하기 위한 탄성 화상용 주사를 따로따로 행한다. 탄성 화상용 주사로서는, 피검체에 있어서의 탄성 화상을 작성하는 영역(탄성 화상 작성 영역)에 있어서, 동일 음선상에 2회의 주사를 행한다. 따라서, 상기 송수신부(3)는, 한 주사면 P_n 에 대하여, 도 6에 나타내는 바와 같이 적어도 1프레임분의 B 모드 화상용 주사 B_s 를 행하고, 또한 2프레임분의 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 를 행한다.
- [0064] 덧붙여서, B 모드 화상용 주사는, B 모드 화상의 작성에 적합한 스캔 파라미터에 의한 초음파의 주사이며, 또한 탄성 화상용 주사는, 탄성 화상의 작성에 적합한 스캔 파라미터에 의한 초음파의 주사이다.
- [0065] 1프레임분의 B 모드 화상용 주사 B_s 와, 2프레임분의 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 로부터 얻어지는 데이터에 의해, 1프레임분의 초음파 화상 G가 얻어진다. 이하, 자세히 설명한다.
- [0066] 상기 B 모드 화상용 주사 B_s 에 의해 얻어진 에코에 대하여 상기 송수신부(3)에 있어서 신호 처리하여 얻어진 1프레임분의 에코 데이터를, 프레임 데이터 FDb로 한다. 상기 B 모드 데이터 처리부(4)는, 상기 송수신부(3)로부터 출력된 프레임 데이터 FDb에 근거하여, 도 7에 나타내는 바와 같이 B 모드 프레임 데이터 BFD를 작성한다.
- [0067] 또한, 상기 탄성 화상용 주사 E_{s1} 에 의해 얻어진 에코에 대하여 상기 송수신부(3)에 있어서 신호 처리하여 얻어진 1프레임분의 에코 데이터를, 프레임 데이터 FDe1로 하고, 상기 탄성 화상용 주사 E_{s2} 에 의해 얻어진 에코에 대하여 상기 송수신부(3)에 있어서 신호 처리하여 얻어진 1프레임분의 에코 데이터를, 프레임 데이터 FDe2로 한다. 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 도 8에 나타내는 바와 같이 상기 송수신부(3)로부터 출력된 프레임 데이터 FDe1, FDe2에 근거하여, 물리량 프레임 데이터 EFD를 작성한다.
- [0068] 상기 물리량 프레임 데이터 EFD의 작성에 대하여 좀 더 자세히 설명하면, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 생체 조직에 있어서의 각 부의 탄성에 관한 물리량으로서, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 압박과 그 이완 등에 의해 생긴 생체 조직의 변형에 의한 각 부의 일그러짐 S를 산출한다. 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 상기 프레임 데이터 FDe1 및 상기 프레임 데이터 FDe2에 있어서의 동일 음선상의 두개의 에코 데이터에 근거하여 일그러짐 S를 산출한다.
- [0069] 보다 구체적으로는, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 상기 프레임 데이터 FDe1, FDe2에 속하는 에코 데이터의 각각에 상관 윈도우를 설정한다. 구체적으로는, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 도 9에 나타내는 바와 같이 상기 프레임 데이터 FDe1에 속하는 에코 데이터에 상관 윈도우 W1을 설정하고, 상기 프레임 데이터 FDe2에 속하는 에코 데이터에 상관 윈도우 W2를 설정한다. 그리고, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 상기 상관 윈도우 W1, W2 사이에서 상관 연산을 행하여 일그러짐 S를 산출한다. 한 쌍의 상기 상관 윈도우 W1, W2로부터는 한 화소분의 일그러짐 S의 데이터가 얻어지고, 이 일그러짐 S의 데이터를 1프레임분 작성함으로써, 생체 조직에 있어서의 각 부의 일그러짐 S의 데이터로 이루어지는 물리량 프레임 데이터가 얻어진다.
- [0070] 더욱 구체적으로 설명하면, 도 9에 있어서, 상기 프레임 데이터 FDe1, FDe2는, 복수개의 음선상에 있어 취득된 에코 데이터로 이루어진다. 도 9에서는, 상기 프레임 데이터 FDe1에 있어서의 복수개의 음선의 일부로서, 5개의 음선 L1a, L1b, L1c, L1d, L1e를 나타내고, 또한 상기 프레임 데이터 FDe2에 있어서 상기 음선 L1a~L1e에 대응하는 음선으로서, 음선 L2a, L2b, L2c, L2d, L2e를 나타내고 있다. 즉, 상기 음선 L1a 및 상기 음선 L2a,

상기 음선 L1b 및 상기 음선 L2b, 상기 음선 L1c 및 상기 음선 L2c, 상기 음선 L1d 및 상기 음선 L2d, 상기 음선 L1e 및 상기 음선 L2e는, 서로 다른 두개의 프레임에 속하는 동일 음선에 해당한다. 또한, 도 9에 있어서 $R(i)$, $R(ii)$ 는, 상기 관심 영역 R에 대응하는 영역을 나타내고 있다.

[0071] 예컨대, 상기 음선 L1c상의 에코 데이터에, 상기 상관 윈도우 W1로서 상관 윈도우 W1c가 설정되고, 상기 음선 L2c상의 에코 데이터에, 상기 상관 윈도우 W2로서 상관 윈도우 W2c가 설정되었다고 한다. 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 상기 상관 윈도우 W1c, W2c 사이에서 상관 연산을 행하여, 일그러짐 S를 산출한다. 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 상기 음선 L1c, L2c상에 있어서, 상기 영역 $R(i)$, $R(ii)$ 의 상단(100)으로부터 하단(101)까지 상관 윈도우 W1c, W2c를 순차적으로 설정하여, 일그러짐 S를 산출한다. 또한, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 상기 영역 $R(i)$, $R(ii)$ 내의 다른 음선에 대해서도 마찬가지로 하여 일그러짐 S를 산출한다. 이에 의해, 일그러짐 S의 데이터로 이루어지는 1프레임분의 물리량 프레임 데이터 EFD가 얻어진다.

[0072] 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 물리량 프레임 데이터 EFD는, 상기 메모리(61)에 기억된다. 그리고, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 작성되는 B 모드 화상 데이터 BGD와, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여 작성되는 컬러 탄성 화상 데이터 EGD가 합성되고, B 모드 화상 BG와 탄성 화상 EG가 합성된 이차원의 초음파 화상 G가 상기 표시부(7)에 표시된다.

[0073] 또한, 상기 표시부(7)에는, 삼차원의 B 모드 화상 및 삼차원의 탄성 화상을 합성하여 얻어진 삼차원 화상이나, 삼차원의 탄성 화상이 표시되더라도 좋다.

[0074] 본 예의 초음파 진단 장치(1)에 의하면, 상기 진동자 어레이(200)가 한 주사면 Pn에서 정지한 상태에서 복수 프레임분의 주사가 행해지고, 각 주사면 P에 대하여 복수의 프레임 데이터 FDe1, FDe2가 얻어진다. 따라서, 이들 프레임 데이터 FDe1, FDe2에 근거하여 상기 물리량 프레임 데이터 BFD를 작성할 수 있기 때문에, 탄성 화상 EG의 화질을 유지할 수 있다.

[0075] (제 2 실시 형태)

[0076] 다음으로, 제 2 실시 형태에 대하여 설명한다. 또, 이하의 설명에서는, 제 1 실시 형태와 다른 사항에 대하여 설명한다.

[0077] 본 예에 있어서는, 도 10에 나타내는 바와 같이, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51) 외에, 프레임 선택부(52)를 갖고 있다. 이 프레임 선택부(52)는, 한 주사면 Pn에서의 복수 프레임의 물리량 프레임 데이터 EFD 중에서, 소정의 평가 지표에 근거하여, 생체 조직의 탄성을 가장 정확히 반영한 화질의 탄성 화상이 얻어지는 물리량 프레임 데이터 EFD를 1프레임 선택하도록 되어 있다. 상세한 것은 후술한다.

[0078] 본 예의 작용에 대하여 설명한다. 본 예에 있어서, 상기 송수신부(3)는, 한 주사면 Pn에서 상기 진동자 어레이(200)를 정지시킨 상태에서, 상기 한 주사면 Pn에 대하여 복수 프레임분(n프레임분)의 초음파 화상 G가 얻어지도록 주사를 행하게 한다. 즉, 본 예에서는, 상기 송수신부(3)는, 한 주사면 Pn에 있어서, 도 11에 나타내는 바와 같이, 1프레임분의 B 모드 화상용 주사 B_s와 2프레임분의 탄성 화상용 주사 E_{s1}, E_{s2}를 1세트의 주사로 하여, 이것을 복수 세트(n세트)분 행하게 한다. 즉, B 모드 화상용 주사 B_{s1}, 탄성 화상용 주사 E_{s11}, E_{s21}, B 모드 화상용 주사 B_{s2}, 탄성 화상용 주사 E_{s12}, E_{s22}, ..., B 모드 화상용 주사 B_{sn}, 탄성 화상용 주사 E_{s1n}, E_{s2n}을 행하게 한다.

[0079] 여기서, 한 주사면 Pn에 대한 프레임 수 n을, 조작자가 상기 조작부(9)에 있어서 설정할 수 있도록 되어 있더라도 좋다. 여기서의 프레임 수란, 예컨대 초음파 화상 G의 프레임 수이다. 따라서, 실제의 주사는, 설정된 프레임 수의 3배의 프레임 수만큼 행해진다.

[0080] 또한, 프레임 수가 아닌, 한 주사면 Pn에 대하여 주사를 행하는 시간의 길이를 설정하더라도 좋다. 단, 설정되는 시간의 길이는, 한 주사면 Pn에서 복수 프레임분의 탄성 화상 EG가 얻어지는 길이이다.

[0081] 상기 탄성 화상용 주사 E_{s11}에 의해 얻어진 에코에 대하여 상기 송수신부(3)에 있어서 신호 처리하여 얻어진 1 프레임분의 데이터를 프레임 데이터 FDe11, 상기 탄성 화상용 주사 E_{s21}에 의해 얻어진 에코에 대하여 상기 송

수신부(3)에 있어서 신호 처리하여 얻어진 1프레임분의 데이터를 프레임 데이터 FDe21, 상기 탄성 화상용 주사 E_s12에 의해 얻어진 에코에 대하여 상기 송수신부(3)에 있어서 신호 처리하여 얻어진 1프레임분의 데이터를 프레임 데이터 FDe12, 상기 탄성 화상용 주사 E_s22에 의해 얻어진 에코에 대하여 상기 송수신부(3)에 있어서 신호 처리하여 얻어진 1프레임분의 데이터를 프레임 데이터 FDe22로 한다. 또한, 상기 탄성 화상용 주사 E_s1n에 의해 얻어진 에코에 대하여 상기 송수신부(3)에 있어서 신호 처리하여 얻어진 1프레임분의 데이터를 프레임 데이터 FDe1n, 상기 탄성 화상용 주사 E_s2n에 의해 얻어진 에코에 대하여 상기 송수신부(3)에 있어서 신호 처리하여 얻어진 1프레임분의 데이터를 프레임 데이터 FDe2n으로 한다.

[0082] 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 도 12에 나타내는 바와 같이 상기 프레임 데이터 FDe11, FDe21에 근거하여 물리량 프레임 데이터 EFD1을 작성하고, 상기 프레임 데이터 FDe12, FDe22에 근거하여 물리량 프레임 데이터 EFD2를 작성한다. 또한, 상기 프레임 데이터 FDe1n, FDe2n에 근거하여 물리량 프레임 데이터 EFDn을 작성한다.

[0083] 상기 프레임 선택부(52)는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1, EFD2, ..., EFDn 중에서, 소정의 평가 지표에 근거하여 1프레임 선택하고, 선택한 프레임을 상기 표시 제어부(6)에 출력한다.

[0084] 여기서, 상기 소정의 평가 지표에 대하여 설명한다. 이 평가 지표는, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있는지의 여부라는 관점에서의 평가 지표이다. 본 예에서는, 상기 프레임 선택부(52)는, 상기 평가 지표로서, 우선 상기 각 물리량 프레임 데이터 EFD1-EFDn에서의 에러 화소수를 산출한다. 그리고, 상기 프레임 선택부(52)는, 에러 화소수가 가장 적은 물리량 프레임 데이터를 선택한다. 이에 의해, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1-EFDn 중에서, 생체 조직의 탄성을 가장 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있는 물리량 프레임 데이터 EFD가 선택되게 된다.

[0085] 본 예에서는, 상기 프레임 선택부(52)는, 각 화소마다의 일그러짐 S에 대하여 에러인지 여부를 판정하여, 에러 화소를 특정한다. 구체적으로는, 상기 프레임 선택부(52)는, 각 화소의 일그러짐 S가, 미리 설정된 소정의 범위 밖으로 되어 있는 경우, 즉 일그러짐 S가, $m \leq S \leq n$ 을 만족시키지 않는 경우에, 에러라고 판정한다. 상기 소정의 범위(m 및 n)는, 예컨대 생체 조직의 탄성을 고려하여 통상 생각할 수 있는 일그러짐값의 범위로 설정되는 것이며, 현저히 일탈한 일그러짐값을 에러로 하는 값으로 설정된다. 혹은, 상기 소정의 범위는, 1프레임에 있어서의 일그러짐 S의 평균치를 산출하고, 이 평균치에 근거하여 설정하더라도 좋다. $m \leq S \leq n$ 이면, 소정의 화질의 탄성 화상 EG를 얻을 수 있다.

[0086] 여기서, 상기 프레임 선택부(52)는, 상기 물리량 프레임 데이터에 있어서의 일그러짐 S가, 소정의 일그러짐값 S_{TH} 이하로 되어 있는 화소를 에러로 하더라도 좋다. 바꿔 말하면, 상기 프레임 선택부(52)는, 소정의 상기 초음파 프로브(2)에서 취득된 에코 신호의 진폭이 소정 이하인 부분에 상당하는 화소를 에러로 하더라도 좋다.

[0087] 덧붙여서, 예컨대, 상기 초음파 프로브(2)로부터 송신된 초음파의 반사가 없거나, 혹은 반사가 적은 경우의 에코 신호는, 일그러짐 S를 적절히 산출할 수 있는 신호가 아니어서, 소정의 화질의 탄성 화상 EG를 얻을 수 있는 것이 아니다. 따라서, 소정의 일그러짐값 S_{TH}는, 에코 신호의 진폭이 거의 없는 에코 신호에 근거하여 산출된 비교적 낮은 일그러짐값으로 설정된다.

[0088] 또한, 상기 프레임 선택부(52)는, 화소마다의 상관 연산으로 얻어진 상관 계수 C에 대하여 에러인지 여부를 판정하더라도 좋다. 구체적으로는, 상기 프레임 선택부(52)는, 상기 상관 윈도우 W1, W2 사이의 상관 연산으로 얻어진 상관 계수 C가 소정의 역치 C_{TH} 이하인 화소를 에러로 한다. 여기서, 상기 상관 계수 C는, $0 \leq C \leq 1$ 이기 때문에, 상기 역치 C_{TH}는 $0 \leq C_{TH} \leq 1$ 의 범위로 설정된다. 여기서, 상관 계수 C가 1에 가까울수록, 생체 조직의 탄성을 정확히 반영한 일그러짐 S가 얻어진다. 상기 역치 C_{TH}는, 생체 조직의 탄성을 어느 정도 정확히 반영한 일그러짐 S가 산출되는 상관 연산으로 얻어지는 상관 계수의 값으로 설정된다. 바꿔 말하면, 상기 역치 C_{TH}를 넘는 상관 계수의 상관 연산에 의해 일그러짐 S가 산출되면, 소정의 화질의 탄성 화상 EG가 얻어진다.

[0089] 상기 프레임 선택부(52)는, 물리량 프레임 데이터 EFD의 선택을 행하면, 이 물리량 프레임 데이터 EFD와 서로 쌍이 되는 B 모드 프레임 데이터 BFD를 선택한다. 여기서, 서로 쌍이 되는 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 물리량 프레임 데이터 EFD는, 1세트의 B 모드 화상용 주사 B_s와 탄성 화상용 주사 E_s1, E_s2로 얻어진 프레임 데이터에 근거하는 데이터이다.

- [0090] 상기 프레임 선택부(52)에 의해 선택된 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 물리량 프레임 데이터 EFD는, 상기 메모리(61)에 기억되고, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여 작성된 컬러 탄성 화상 데이터 EGD가, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 작성된 B 모드 화상 데이터 BGD와 합성되어 상기 초음파 화상 G가 상기 표시부(7)에 표시된다.
- [0091] 또한, 상기 메모리(61)에는, 상기 프레임 선택부(52)에 의해 선택된 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 물리량 프레임 데이터 EFD가, 각 주사면 P에 대하여 기억된다. 그리고, 본 예에서는, 각 주사면 P에 대한 상기 B 모드 프레임 데이터 및 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여 상기 삼차원 화상이나 삼차원의 탄성 화상이 작성되어 표시된다.
- [0092] 본 예에 의하면, 상기 프레임 선택부(52)에 의해 선택된 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하는 탄성 화상 EGN, 상기 삼차원 화상 또는 삼차원의 탄성 화상이 표시되기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 화상을 표시할 수 있다.
- [0093] 또, 상술한 설명에서는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 대한 선택을 행하도록 되어 있지만, 상기 컬러 탄성 화상 데이터 EGD에 대한 선택을 행하도록 되어 있더라도 좋다. 이 경우에는, 상기 컬러 탄성 화상 데이터가, 본 발명에 있어서의 탄성 데이터의 실시의 형태의 일례이다.
- [0094] 다음으로, 제 2 실시 형태의 변형예에 대하여 설명한다. 이하의 변형예에서는, 상기 실시 형태와 다른 사항에 대하여 설명한다.
- [0095] 우선, 제 1 변형예에 대하여 설명한다. 이 제 1 변형예에서는, 상기 프레임 선택부(52)는, 도 13에 나타내는 바와 같이 상관 계수 평균부(521)를 갖는다. 이 상관 계수 평균부(521)는, 상기 평가 지표로서, 상기 각 물리량 프레임 데이터 EFD1~EFDn을 작성했을 때의 각 화소마다의 상관 연산에 있어서의 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 를 프레임마다 산출한다. 덧붙여서, 이 평균치 C_{AV} 는, 관심 영역 R(영역 R(i), R(ii))에 있어서의 상관 계수 C의 평균치이다. 그리고, 상기 프레임 선택부(52)는, 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 가 가장 높은 물리량 프레임 데이터 EFD를 선택하여 상기 표시 제어부(6)에 출력한다.
- [0096] 다음으로, 제 2 변형예에 대하여 설명한다. 이 제 2 변형예에서는, 상기 프레임 선택부(52)는, 도 14에 나타내는 바와 같이, 물리량 평균부(522) 및 비 산출부(523)를 갖고 있다.
- [0097] 상기 물리량 평균부(522)는, 상기 각 물리량 프레임 데이터 EFD1~EFDn을 구성하는 화소마다의 일그러짐 S의 프레임마다의 평균치 Sr_{AV} 를 산출한다. 상기 물리량 평균부(522)는, 탄성 화상 작성 영역인 상기 관심 영역 R에 대하여 프레임마다 평균치 Sr_{AV} 를 산출한다. 상기 물리량 평균부(522)는, 본 발명에 있어서의 물리량 평균부의 실시의 형태의 일례이다.
- [0098] 상기 비 산출부(523)는, 물리량 프레임 데이터 EFD에서의 일그러짐 S의 평균 이상치 Si_{AV} 에 대한 상기 평균치 Sr_{AV} 의 비 Ra를 산출하고, 또한 후술하는 바와 같이 식 1의 연산을 행하여 퀄리티값 Qn을 산출한다. 이 퀄리티값 Qn은, 초음파 화상 G에서의 탄성 화상 EGD가, 생체 조직의 탄성을 얼마만큼 보다 정확히 나타낸 것인지를 나타내는 것이다. 상기 프레임 선택부(52)는, 상기 퀄리티값 Qn을 상기 평가 지표로 하여 프레임의 선택을 행한다. 상기 비 산출부(523)는, 본 발명에 있어서의 비교부 및 비 산출부의 실시의 형태의 일례이다. 또한, 상기 이상치 Si_{AV} 는, 본 발명에 있어서의 미리 설정된 물리량의 평균치의 실시의 형태의 일례이다.
- [0099] 여기서, 상기 이상치 Si_{AV} 는, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있는 강도로, 초음파의 송수신시에 상기 초음파 프로브(2)에 의한 생체 조직에 대한 압박과 그 이완 등에 의한 변형을 가한 경우에, 임의로 설정되는 영역에서 얻어지는 일그러짐 S의 평균치이다. 이 이상치 Si_{AV} 는, 예컨대 종양과 같은 딱딱함의 부분이나 정상 조직과 같은 딱딱함의 부분 등으로 이루어지는 팬텀 등을 대상으로 하여 실험을 행하여, 경험상 얻어지는 값이다. 또한, 이 이상치 Si_{AV} 는, 조작자가 상기 조작부(9)에 있어서 설정할 수 있도록 되어 있더라도 좋고, 디폴트로서 장치에 기억되어 있더라도 좋다.
- [0100] 이 제 2 변형예의 작용에 대하여 설명하면, 상기 각 물리량 프레임 데이터 EFD1~EFDn 중 어느 하나를 선택함에 있어서, 우선 상기 물리량 평균부(522)가, 상기 각 물리량 프레임 데이터 EFD1~EFDn에 대하여, 상기 관심 영역 R(상기 영역 R(i), R(ii))에 있어서의 일그러짐의 평균치 Sr_{AV} 를 산출한다. 덧붙여서, 일그러짐 S는 부(負)가

되는 경우도 있으므로, 상기 평균치 Sr_{AV} 는 부가 되는 경우도 있는 것으로 한다. 다음으로, 상기 비 산출부(523)가, Sr_{AV}/Si_{AV} 의 연산을 행하여, 상기 비 Ra 를 산출한다. 또한, 상기 비 산출부(523)는, 상기 비 Ra 를 다음 식 1에 대입하여, 수치 Y 를 얻는다.

[0101] $Y=1.0-|\log_{10}|Ra|| \dots$ (식 1)

[0102] 여기서, Y 는, 상기 퀄리티값 Qn 의 일레이며, 본 발명에 있어서 비교부에 의한 비교 결과 및 비교부의 산출치의 실시의 형태의 일레이다.

[0103] 덧붙여서, 이 식 1은, 상기 비 Ra 를 0부터 1까지의 범위로 하기 위한 것이며, 이 식 1로 얻어지는 Y 는, 상기 이상치 Si_{AV} 에 대한 평균치 Sr_{AV} 의 비와 동등하다. 이 식 1로 표시되는 함수를 그래프로 나타내면, 도 15에 나타내는 그래프가 된다. 이 도 15에 나타내는 바와 같이, $0 \leq Y \leq 1$ 이 된다.

[0104] 또한, $0.1 \leq |Ra| \leq 10$ 인 것으로 하고, $|Ra|$ 가 이 범위를 넘은 경우, Y 는 0으로 한다.

[0105] $0 \leq Y \leq 1$ 이기 때문에, $0 \leq Qn \leq 1$ 이 된다. 퀄리티값 Qn 이 1에 가까이 갈수록, 탄성 화상 EG의 퀄리티로서는 양호한 것을 의미하고, 한편으로 퀄리티값 Qn 이 0에 가까이 갈수록, 탄성 화상 EG의 퀄리티로서는 나빠지는 것을 의미한다. 여기서, 탄성 화상 EG의 퀄리티가 양호하다는 것은, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상인 것을 의미하고, 한편으로 탄성 화상의 퀄리티가 나쁘다고 하는 것은, 생체 조직의 탄성을 정확히 반영한 탄성 화상이 아닌 것을 의미한다.

[0106] 퀄리티값 Qn 과 탄성 화상 EG의 퀄리티의 관계에 대하여 보다 상세하게 설명하면, 도 15의 그래프로부터 알 수 있듯이, 상기 평균치 Sr_{AV} 가 상기 이상치 Si_{AV} 와 같은 경우(즉, $|Ra|$ 가 1), Y 즉 퀄리티값 Qn 은 1이 된다. 따라서, 퀄리티값 Qn 이 1, 또는 1에 가까운 값이면, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 생체 조직에 대한 압박과 그 이완의 정도가 적절하여, 생체 조직의 탄성을 정확히 반영한 탄성 화상 EG가 얻어지고 있는 것이 된다.

[0107] 한편으로, 상기 평균치 Sr_{AV} 가 상기 이상치 Si_{AV} 와 떨어진 값이 될수록(즉, $|Ra|$ 가 1로부터 떨어진 값이 될수록), 퀄리티값 Qn 은 영에 가까이 간다. 여기서, 상기 평균치 Sr_{AV} 가 상기 이상치 Si_{AV} 와 떨어진 값이 된다는 것은, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 생체 조직에 대한 압박이나 그 이완의 정도가 모자라거나, 또는 지나친 것을 의미한다. 따라서, 퀄리티값 Qn 이 0에 가까이 갈수록, 생체 조직에 대한 압박이나 그 이완의 정도가 모자라거나, 또는 지나친 결과, 생체 조직의 탄성을 정확히 반영한 탄성 화상 EG가 얻어지고 있지 않은 것이 된다.

[0108] 이상으로부터, 상기 프레임 선택부(52)는, 상기 퀄리티값 Qn 으로서, 가장 1에 가까운 값이 얻어진 물리량 프레임 데이터 EFD를 선택하여, 상기 표시 제어부(6)에 출력한다. 이에 의해, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1~EFDn 중에서, 생체 조직의 탄성을 가장 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있는 물리량 프레임 데이터 EFD가 선택되게 된다.

[0109] 여기서, 선택된 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여 산출된 퀄리티값 Qn 을 나타내는 퀄리티 표시를 상기 표시부(7)에 표시하도록 하는 것으로, 조작자 등이 퀄리티값 Qn 을 파악할 수 있도록 하더라도 좋다. 상기 퀄리티 표시로서는, 예컨대 도 16~도 18에 나타내는 바와 같이, 가로축이 시간, 세로축이 상기 퀄리티값 Qn 을 나타내는 그래프 gr 등을 들 수 있다. 이 그래프 gr은, 상기 표시부(7)에 표시되는 탄성 화상 EG에 대한 퀄리티값 Qn 을 플롯하여 얻어지는 그래프이다. 이 그래프 gr은, 도 16~도 18에 나타내는 바와 같이, 시간의 경과와 함께 좌로부터 우로 흐르도록 표시된다. 이 경우, 상기 그래프 gr의 좌단이 현재 표시되고 있는 프레임의 퀄리티값을 나타낸다.

[0110] 제 2 변형예에 있어서, 상기 물리량 평균부(522)는, 상관 계수 $C(0 \leq C \leq 1)$ 가 소정의 역치 C_{TH} 이상인 상관 연산이 행해진 상관 윈도우를 선택하여 그 일그러짐 S 의 평균 산출을 행하여, 평균치 Sr_{AV}' 를 얻도록 하더라도 좋다. 이 경우, 상기 비 산출부(523)가, 상기 평균치 Sr_{AV}' 를 이용하여 상기 비 Ra 를 산출하고, 또한 식 1을 이용하여 Y 를 산출하여 퀄리티값 Qn 을 얻는다.

[0111] 여기서, 상기 평균치 Sr_{AV}' 는, 예코의 신호 강도가 불충분한 부분, 생체 조직의 단층이 생기고 있는 부분 등, 상관 계수가 낮은 부분의 변위가 제외되고 얻어진 평균치이다. 따라서, 이러한 평균치 Sr_{AV}' 로부터 얻어진 퀄리티값 Qn 은, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 압박과 그 이완이 적절한 강도로 행해지고 있는지 여부를 나타내는 것이 된다.

- [0112] 또한, 제 2 변형예에 있어서, 상기 프레임 선택부(52)는, 도 19에 나타내는 바와 같이, 상기 상관 계수 평균부(521), 상기 물리량 평균부(522), 상기 비 산출부(523)를 가짐과 아울러, 승산부(524)를 더 갖고 있더라도 좋다. 상기 승산부(524)는, 본 발명에 있어서의 승산부의 실시의 형태의 일례이다.
- [0113] 도 19에 나타내는 구성의 상기 프레임 선택부(52)에 있어서, 상기 상관 계수 평균부(521)는 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 를 산출한다. 또한, 상기 물리량 평균부(522)는, 상관 계수 C가 소정의 역치 C_{TH} 이상인 상관 연산이 행해진 상관 윈도우를 선택하여 그 변위의 평균치 Sr_{AV}' 를 산출하고, 또한 상기 비 산출부(523)가, 상기 평균치 Sr_{AV}' 를 이용하여 상기 비 Ra를 산출하고, 상기 식 1로부터 Y를 산출한다.
- [0114] 그리고, 상기 승산부(524)는, 상기 상관 계수 평균부(521)에서 얻어진 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 와, 상기 비 산출부(523)에서 얻어진 산출치 Y를 승산하여, 승산치 M을 산출한다. 이 승산치 M은, 상기 각 물리량 프레임 데이터 EFD1~EFDn에 대하여 산출된다. 여기서는, 이 승산치 M을 퀄리티값 Qn 으로 하고, 상기 프레임 선택부(52)에 의한 상기 물리량 프레임 데이터 EFD의 선택의 평가 지표로 한다.
- [0115] 여기서, $0 \leq Y \leq 1$, $0 \leq C_{AV} \leq 1$ 이기 때문에, $0 \leq M \leq 1$ 이 된다. 따라서, 본 예에 있어서도, $0 \leq Qn \leq 1$ 이다. 상기 승산치 M은, 상기 산출치 Y와 상기 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 의 승산치이기 때문에, 승산치 M, 즉 퀄리티값 Qn 이 1에 가까이 갈수록 탄성 화상 EG의 퀄리티가 양호하게 되고, 한편으로 Qn 이 0에 가까이 갈수록 탄성 화상 EG의 퀄리티가 나빠진다. 따라서, 상기 프레임 선택부(52)는, 상기 승산치 M이 가장 1에 가까운 물리량 프레임 데이터 EFD를 선택한다.
- [0116] 여기서, 상기 승산부(524)는, 상기 산출치 Y와 상기 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 를 승산할 때에, 가중치 부여를 하여 승산하더라도 좋다.
- [0117] 여기서, 상술한 바와 같이, 소정의 역치 C_{TH} 이상의 상관 계수 C의 상관 연산으로 얻어진 일그러짐의 평균치 Sr_{AV}' 로부터 산출된 산출치 Y를 퀄리티값 Qn 으로 하고, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD를 선택하는 평가 지표로 하면, 상관 계수는 평가 지표로서 전혀 반영되지 않게 된다. 한편으로, 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 가 가장 높은 물리량 프레임 데이터 EFD를 선택하도록 한 경우, 즉 상기 평가 지표로서 상기 평균치 C_{AV} 를 이용하는 경우에는, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 생체 조직에 대한 압박과 그 이완의 정도가 모자랐다고 해도, 상관 계수 C는 높아지기 때문에, 상기 평가 지표로서의 상기 퀄리티값 Qn 으로서는 양호한 값이 얻어지게 된다. 따라서, 여기서는, 상기 평균치 Sr_{AV}' 를 이용하여 산출된 상기 비 Ra를 이용하여 얻어지는 산출치 Y와 상기 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 를 승산함으로써, 생체 조직에 대한 압박과 그 이완의 정도의 요소와, 상관 계수의 요소를 가미한 퀄리티값 Qn 을 산출하고, 이것을 상기 평가 지표로 하여 상기 물리량 프레임 데이터 EFD의 선택을 행하도록 하고 있다.
- [0118] 또, 상기 평가 지표로서의 퀄리티값 Qn 은, 산출치 Y 및 승산치 M 중에서, 조작자 등이 상기 조작부(9)에 있어서 선택할 수 있도록 되어 있더라도 좋다.
- [0119] 또, 상술한 설명에서는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD를 대상으로 하여 퀄리티값 Qn 을 산출하여, 선택을 행하도록 되어 있지만, 상기 컬러 탄성 화상 데이터 EGD에 대하여, 각 화소의 데이터를 이용하여 마찬가지로 하여 퀄리티값 Qn 을 산출하여, 컬러 탄성 화상 데이터 EG의 선택을 행하도록 되어 있더라도 좋다. 이 경우에는, 상기 컬러 탄성 화상 데이터가, 본 발명에 있어서의 탄성 데이터의 실시의 형태의 일례이다.
- [0120] 다음으로, 제 3 변형예에 대하여 설명한다. 이 제 3 변형예에서는, 상기 프레임 선택부(52)는, 상기 각 물리량 프레임 데이터 EFD1~EFDn에서의 S의 정부(正負)의 부호의 비율을 평가 지표로 하여, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD의 선택을 행한다.
- [0121] 여기서, 일그러짐 S는, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 압박과 그 이완에 따른 정부의 부호를 따라 산출된다. 예컨대, 압박 방향을 정방향이라고 하면, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 압박시에 취득된 에코 데이터에 근거하여 산출되는 일그러짐 S는 정의 부호를 따라 산출되고, 한편으로 이완시에 취득된 에코 데이터에 근거하여 산출되는 일그러짐 S는 부의 부호를 따라 산출된다.
- [0122] 상기 일그러짐 S의 정부의 부호의 비율을 평가 지표로 하는 물리량 프레임 데이터 EFD의 선택에 대하여 구체적으로 설명하면, 상기 프레임 선택부(52)는, 상기 각 물리량 프레임 데이터 EFD1~EFD3에 대하여, 정의 일그러짐

S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비를 산출하고, 산출된 비가 가장 큰 프레임의 물리량 프레임 데이터 EFD를 선택한다.

[0123] 여기서, 한 프레임에 있어서의 일그러짐 S의 정부의 부호의 비와 탄성 화상 EG의 퀄리티의 관계에 대하여 설명한다. 예컨대, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 압박과 그 이완이 적절히 이루어지고 있으면, 한 프레임에 있어서의 일그러짐 S의 부호의 비율로서는, 정 또는 부의 어느 한쪽의 부호의 비율이 커진다(즉, 정과 부의 비가 커진다). 그러나, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 압박과 그 이완의 방향이 적절하지 않고, 생체 조직에 단층 등이 생기고 있는 경우에는, 한 프레임에 있어서의 일그러짐 S의 부호의 비율은, 정 또는 부의 어느 한쪽으로 기울지 않고, 쌍방의 부호의 비율이 길항한 것으로 되어 간다(즉, 정과 부의 비가 작아진다). 따라서, 보다 퀄리티가 높은 탄성 화상 EG를 얻을 수 있도록, 상기 프레임 선택부(52)는 정과 부의 일그러짐 S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비가 가장 큰 물리량 프레임 데이터 EFD를 선택한다.

[0124] (제 3 실시 형태)

[0125] 다음으로, 제 3 실시 형태에 대하여 설명한다. 또, 이하의 설명에서는, 상기 각 실시 형태와 다른 사항에 대하여 설명한다.

[0126] 본 예의 초음파 진단 장치(1)에 있어서, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 도 20에 나타내는 바와 같이 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)와 가산 처리부(53)를 갖는다. 이 가산 처리부(53)는, 한 주사면 Pn에 대하여 얻어진 복수 프레임분의 물리량 프레임 데이터 EFD를 가중치 부여 가산 처리하여 가산 물리량 프레임 데이터 aEFD를 작성한다. 상세한 것은 후술한다. 상기 가산 처리부(53)는, 본 발명에 있어서의 가산 처리부의 실시의 형태의 일례이며, 또한 가산 물리량 프레임 데이터는, 본 발명에 있어서의 가산 탄성 데이터의 실시의 형태의 일례이다.

[0127] 본 예의 작용에 대하여 설명한다. 본 예에 있어서도, 제 2 실시 형태와 같은 주사를 행하는 것으로 한다(도 11 참조). 그리고, 제 2 실시 형태와 같이, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 상기 프레임 데이터 FDe11, FDe21에 근거하여 물리량 프레임 데이터 EFD1을 작성하고, 상기 프레임 데이터 FDe12, FDe22에 근거하여 물리량 프레임 데이터 EFD2를 작성하고, 상기 프레임 데이터 FDe1n, FDe2n에 근거하여 물리량 프레임 데이터 EFDn을 작성한다.

[0128] 상기 가산 처리부(53)는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1, EFD2, ..., EFDn을, 하기의 식 2에 나타내는 바와 같이 가중치 부여 가산 처리하여 가산 물리량 프레임 데이터 aEFD를 작성한다(도 21 참조).

[0129]
$$aEFD=k1 \times EFD1+k2 \times EFD2+\dots+k_n \times EFDn \dots \text{(식 2)}$$

[0130] 단, 식 2에 있어서, k1, k2, ..., kn은 가중치 부여 계수이며, k1+k2+...+kn=1이다. 이들 가중치 부여 계수 k1~kn은, 조작자가 상기 조작부(9)에 있어서 임의의 값을 설정할 수 있도록 되어 있더라도 좋다.

[0131] 상기 표시 제어부(6)에는, 상기 가산 물리량 프레임 데이터 aEFD가 출력되어 상기 메모리(61)에 기억된다. 또한, B 모드 화상용 주사 Bs1~Bsn 중, 가장 새로운 주사인 B 모드 화상용 주사 Bsn에서 얻어진 프레임 데이터 FDb에 근거하는 B 모드 프레임 데이터 BFD가 상기 메모리(61)에 기억된다. 그리고, 상기 가산 물리량 프레임 데이터 aEFD에 근거하여 작성된 컬러 탄성 화상 데이터 EGD가, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 작성된 B 모드 화상 데이터 BGD와 합성되어 상기 초음파 화상 G가 상기 표시부(7)에 표시된다.

[0132] 상기 메모리(61)에는, 각 주사면 P에 대하여 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 가산 물리량 프레임 데이터 aEFD가 기억되고, 이들 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 가산 물리량 프레임 데이터 aEFD에 근거하여 상기 삼차원 화상이나 삼차원의 탄성 화상이 작성되어 표시된다.

[0133] 본 예에 의하면, 한 주사면 Pn에 대하여 복수 프레임분의 물리량 프레임 데이터를 가중치 부여 가산 처리하여 얻어진 상기 가산 물리량 프레임 데이터 aEFD에 근거하는 탄성 화상 EG나, 상기 삼차원 화상 또는 삼차원의 탄성 화상이 표시되기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 화상을 표시할 수 있다.

[0134] 또, 상술한 설명에서는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여 가중치 부여 가산 처리를 행하도록 되어 있지만, 상기 컬러 탄성 화상 데이터 EGD에 대하여 가중치 부여 가산 처리를 행하도록 되어 있더라도 좋다. 이 경우에는, 상기 컬러 탄성 화상 데이터가, 본 발명에 있어서의 탄성 데이터의 실시의 형태의 일례이다.

- [0135] (제 4 실시 형태)
- [0136] 다음으로, 제 4 실시 형태에 대하여 설명한다. 또, 이하의 설명에서는, 상기 각 실시 형태와 다른 사항에 대하여 설명한다.
- [0137] 본 예의 초음파 진단 장치(1)에 있어서, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 도 22에 나타내는 바와 같이 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)와 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)를 갖는다. 이 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)는, 한 주사면 Pn에 대하여 얻어진 복수 프레임의 물리량 프레임 데이터 EFD 중, 한 프레임의 물리량 프레임 데이터 EFD에서의 에러 화소의 일그러짐 데이터를, 다른 프레임의 물리량 프레임 데이터 EFD에서의 비에러 화소의 일그러짐 데이터로 치환하여 치환 완료 물리량 프레임 데이터를 작성한다. 상세한 것은 후술한다. 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)는, 본 발명에 있어서의 치환 완료 탄성 데이터 작성부의 실시의 형태의 일례이며, 또한 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터는, 본 발명에 있어서의 치환 완료 탄성 데이터의 실시의 형태의 일례이다.
- [0138] 본 예의 작용에 대하여 설명한다. 본 예에 있어서도, 제 2, 제 3 실시 형태와 같은 주사를 행하는 것으로 한다(도 11 참조). 그리고, 제 2, 제 3 실시 형태와 같이, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)는, 상기 프레임 데이터 FDe11, FDe21에 근거하여 물리량 프레임 데이터 EFD1을 작성하고, 상기 프레임 데이터 FDe12, FDe22에 근거하여 물리량 프레임 데이터 EFD2를 작성하고, 상기 프레임 데이터 FDe1n, FDe2n에 근거하여 물리량 프레임 데이터 EFDn을 작성한다.
- [0139] 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)는, 예컨대, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1에 있어서의 에러 화소의 일그러짐 데이터를, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD2 또는 이 물리량 프레임 데이터 BFD보다 뒤의 프레임의 물리량 프레임 데이터 BFD의 비에러 화소의 일그러짐 데이터로 치환하여, 치환 완료 물리량 프레임 데이터 bEFD를 작성한다.
- [0140] 구체적으로는, 우선 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1의 각 화소의 일그러짐 데이터에 대하여, 에러인지 여부를 판정하여, 에러 화소의 특징을 행한다. 이 에러 화소의 특징한 수법은, 제 2 실시 형태와 같고, 일그러짐 S나 상관 계수 C에 근거하여 특정된다.
- [0141] 다음으로, 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1에 있어서의 에러 화소의 일그러짐 데이터를, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD2에 있어서의 동일 화소의 일그러짐 데이터로 치환할 수 있는지 여부를 판정한다. 예컨대, 도 23에 나타내는 바와 같이, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1에 있어서의 화소 p1의 일그러짐 데이터가 에러인 경우, 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD2에 있어서, 상기 화소 p1과 동일 화소인 화소 p1'의 일그러짐 데이터가 에러인지 여부를 판정한다. 에러인지 여부를 판정 수법은, 상술한 바와 같은 에러 화소의 특징한 수법이다.
- [0142] 그리고, 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)는, 상기 화소 p1'의 일그러짐 데이터가 에러가 아닌 경우, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1의 상기 화소 p1의 일그러짐 데이터를, 상기 화소 p1'의 일그러짐 데이터로 치환한다. 한편, 도 24에 나타내는 바와 같이, 상기 화소 p1'의 일그러짐 데이터가 에러인 경우, 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)는, 상기 화소 p1'의 일그러짐 데이터로의 치환을 행하지 않고, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD2의 다음 프레임의 물리량 프레임 데이터 EFD3에 있어서, 상기 화소 p1과 동일 화소인 화소 p1'의 일그러짐 데이터가 에러인지 여부를 판정한다. 그리고, 에러가 아니면, 상기 화소 p1의 일그러짐 데이터를 상기 화소 p1'의 일그러짐 데이터로 치환한다.
- [0143] 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 작성부(54)는, 이렇게 하여 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1에 있어서의 모든 에러 화소의 일그러짐 데이터를 상기 물리량 프레임 데이터 EFD2, EFD3, ..., EFDn 중 어느 하나에 있어서의 비에러 화소의 일그러짐 데이터로 치환하여, 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 bEFD를 작성한다. 단, 여기서는 물리량 프레임 데이터 BFD1이 치환되는 대상으로 되어 있지만, 다른 물리량 프레임 데이터 BFD가 치환되는 대상으로 되어 있더라도 좋다. 예컨대, 치환되는 대상이 상기 물리량 프레임 데이터 EFD2인 경우에는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD2에 있어서의 에러 화소의 일그러짐 데이터를, 다른 물리량 프레임 데이터 EFD1, EFD3, ..., EFDn에서의 비에러 화소의 일그러짐 데이터로 치환하여 치환 완료 물리량 프레임 데이터 bEFD를 작성한다. 또한, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD3에 있어서의 에러 화소의 일그러짐 데이터를, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD1, EFD2, ..., EFDn에서의 비에러 화소의 일그러짐 데이터로 치환하여 치환 완료 물리량 프레임 데이터 bEFD를 작성한다.
- [0144] 상기 표시 제어부(6)에는, 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 bEFD가 출력되어 상기 메모리(61)에 기억된다.

또한, 치환되는 대상의 물리량 프레임 데이터와 쌍이 되는 B 모드 프레임 데이터 BFD(상기 B 모드 화상용 주사 Bs1에서 얻어진 프레임 데이터 FDb에 근거하는 데이터)가 기억된다. 그리고, 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 bEFD에 근거하여 작성된 컬러 탄성 화상 데이터 EGD가, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 작성된 B 모드 화상 데이터 BGD와 합성되어 상기 초음파 화상 G가 상기 표시부(7)에 표시된다.

[0145] 상기 메모리(61)에는, 각 주사면 P에 대하여 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 bEFD가 기억되고, 이들 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 치환 완료 물리량 프레임 데이터 bEFD에 근거하여 상기 삼차원 화상이나 삼차원의 탄성 화상이 작성되어 표시된다.

[0146] 본 예에 의하면, 한 주사면 Pn에 대하여, 에러 화소의 일그러짐 데이터가 비에러 화소의 일그러짐 데이터로 치환되어 얻어진 상기 치환 완료 물리량 프레임 데이터 bEFD에 근거하는 탄성 화상 EG나, 상기 삼차원 화상 또는 삼차원의 탄성 화상이 표시되기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 화상을 표시할 수 있다.

[0147] 또, 상세한 설명에서는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD를 대상으로 하여 에러 화소의 일그러짐 데이터의 치환을 행하고 있지만, 상기 컬러 탄성 화상 데이터 EGD를 대상으로 하여 에러 화소의 데이터의 치환을 행하더라도 좋다. 이 경우에는, 상기 컬러 탄성 화상 데이터가, 본 발명에 있어서의 탄성 데이터의 실시의 형태의 일례이다.

[0148] (제 5 실시 형태)

[0149] 다음으로, 제 5 실시 형태에 대하여 설명한다. 또, 이하의 실시 형태에서는 상기 각 실시 형태와 다른 사항에 대하여 설명한다.

[0150] 상기 제 1~제 4 실시 형태에서는, 상기 송수신부(3)는, 미리 설정된 프레임 수나 미리 설정된 시간의 길이만큼 한 주사면 Pn에서의 주사를 행한 후, 다른 주사면 P(n+1)로의 주사면의 전환을 행하도록 되어 있지만, 이 제 5 실시 형태에서는 상기 송수신부(3)는, 한 주사면 Pn에 대하여, 소정의 화질의 탄성 화상을 얻을 수 있는 물리량 프레임 데이터 EFD가 얻어지면, 다른 주사면 P(n+1)으로 주사면을 전환하도록 되어 있다. 상세한 것은 후술한다.

[0151] 본 예에서는, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 도 25에 나타내는 바와 같이, 물리량 프레임 데이터 작성부(51)와, 평가부(55)를 갖고 있다. 이 평가부(55)는, 후술하는 바와 같이, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여, 상기 소정의 평가 지표에 근거하여, 소정의 화질의 탄성 화상을 얻을 수 있는 물리량 프레임 데이터 EFD인지 여부의 평가를 행한다. 상기 평가부(55)는, 소정의 화질의 탄성 화상 EG를 얻을 수 있는 물리량 프레임 데이터 EFD라고 평가한 경우, 그것을 나타내는 신호를 상기 제어부(8)에 출력한다. 그리고, 소정의 화질의 탄성 화상 EG를 얻을 수 있다고 평가된 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여 탄성 화상 EG가 작성된다.

[0152] 본 예의 작용에 대하여 설명한다. 본 예에서는, 한 주사면 Pn에 대하여 B 모드 화상용 주사 Bs를 1프레임분 행한 후, 2프레임분의 탄성 화상용 주사 Es1, Es2를 행한다. 그리고, 상기 탄성 화상용 주사 Es1로 얻어지는 프레임 데이터 FDe1과 상기 탄성 화상용 주사 Es2로 얻어지는 프레임 데이터 FDe2에 근거하여 상기 물리량 프레임 데이터 EFD가 작성되면, 상기 평가부(55)는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여 소정의 평가 지표로서 상기 퀄리티값 Qn을 산출하고, 이 퀄리티값 Qn이 소정의 역치 QnTH 이상인지 여부를 판정한다.

[0153] 상기 소정의 역치 QnTH는, 소정의 화질의 탄성 화상 EG를 얻을 수 있는 값으로 설정된다. 소정의 화질이란, 생체 조직의 탄성을 어느 정도 정확히 반영한 화상을 말한다. 여기서, 상기 역치 QnTH가 높아질수록, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있지만, 너무 높게 설정하면 역치 이상의 물리량 프레임 데이터가 얻어지기 어렵게 되어, 프레임 레이트가 저하될 우려가 있다. 그래서, 상기 역치 QnTH는, 어느 정도 정확한 탄성 화상이 얻어지고, 또한 프레임 레이트가 너무 저하되지 않는 역치로 설정된다.

[0154] 덧붙여서, 상기 퀄리티값 Qn은, 상기 산출치 Y 및 상기 승산치 M 중 어느 하나이다. 상기 퀄리티값 Qn이 상기 산출치 Y인 경우, 상기 평가부(55)는, 도 26에 나타내는 바와 같이 물리량 평균부(551)와 비 산출부(552)를 갖는다. 이들 물리량 평균부(551) 및 비 산출부(552)는, 상기 물리량 평균부(522) 및 비 산출부(523)와 동일하며, 상세한 설명을 생략한다. 또한, 상기 퀄리티값 Qn이 상기 승산치 M인 경우, 상기 평가부(55)는, 도 27에 나타내는 바와 같이, 상기 물리량 평균부(551), 상기 비 산출부(552), 상관 계수 평균부(553) 및 승산부

(554)를 갖는다. 상기 상관 계수 평균부(553) 및 상기 승산부(554)도, 상기 상관 계수 평균부(521) 및 상기 승산부(524)와 동일하며, 상세한 설명을 생략한다.

- [0155] 상기 평가부(55)는, 퀄리티값 Q_n 이 소정의 역치 Q_{nTH} 이상인 경우, 그것을 나타내는 신호를 상기 제어부(8)에 출력한다. 그리고, 상기 제어부(8)는, 상기 평가부(55)로부터의 신호의 입력이 있으면, 주사면을 다음 주사면 $P(n+1)$ 로 전환하도록 상기 송수신부(3)에 지시 신호를 출력하고, 이에 의해 송수신부(3)는 주사면의 전환을 행한다.
- [0156] 한편, 상기 평가부(55)가, 상기 퀄리티값 Q_n 이 상기 역치 Q_{nTH} 미만이라고 판정한 경우, 상기 제어부(8)는, 다시 B 모드 화상용 주사 B_s 를 1프레임분 행하고, 그 후 2프레임분의 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 를 행하게 하도록, 상기 송수신부(3)에 지시 신호를 출력한다. 그리고, 상기 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 로 얻어진 프레임 데이터 FD1, FD2에 근거하여 작성되는 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여, 상기 평가부(55)는, 상술한 바와 같이 퀄리티값 Q_n 을 산출하고, 이 퀄리티값 Q_n 이 상기 역치 Q_{nTH} 이상이면, 그것을 나타내는 신호를 상기 제어부(8)에 출력한다.
- [0157] 이상과 같이, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51)가, 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여 소정의 역치 Q_{nTH} 이상인지 여부를 판정하여, 상기 퀄리티값 Q_n 이 상기 역치 Q_{nTH} 이상이면 주사면의 전환을 행한다. 한편, 상기 퀄리티값 Q_n 이 상기 역치 Q_{nTH} 미만이면, 같은 주사면에 대하여, B 모드 화상용 주사 B_s 와 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 를 더 행하고, 얻어진 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여 다시 상기 퀄리티값 Q_n 이 상기 역치 Q_{nTH} 이상인지 여부를 판정을 행한다. 그리고, 퀄리티값 Q_n 이 상기 역치 Q_{nTH} 이상인 물리량 프레임 데이터가 얻어질 때까지, B 모드 화상용 주사 B_s 와 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 를 반복하여 행한다.
- [0158] 상기 물리량 데이터 처리부(5)로부터는, 상기 퀄리티값 Q_n 이 소정의 역치 Q_{nTH} 이상인 물리량 프레임 데이터 EFD 및 이것과 쌍인 B 모드 프레임 데이터 BFD가 상기 표시 제어부(6)에 출력되어 상기 메모리(61)에 기억된다. 그리고, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여 작성된 컬러 탄성 화상 데이터 EGD가, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 작성된 B 모드 화상 데이터 BGD와 합성되어 상기 초음파 화상 G가 상기 표시부(7)에 표시된다.
- [0159] 상기 메모리(61)에는, 상기 퀄리티값 Q_n 이 소정의 역치 Q_{nTH} 이상인 물리량 프레임 데이터 EFD 및 이것과 쌍인 B 모드 프레임 데이터 BFD가, 각 주사면 P에 대하여 기억되고, 이들 물리량 프레임 데이터 EFD 및 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 상기 삼차원 화상이나 삼차원의 탄성 화상이 작성되어 표시된다.
- [0160] 본 예에 의하면, 한 주사면 P_n 에 대하여, 소정의 화질의 탄성 화상 EG를 얻을 수 있는 물리량 프레임 데이터 EFD가 얻어지면, 다음 주사면 $P(n+1)$ 로 주사면의 전환을 행하기 때문에, 각 주사면에 대하여, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상 EG나, 상기 삼차원 화상 또는 삼차원의 탄성 화상을 표시할 수 있다.
- [0161] 또, 상기 평가부(55)는, 상기 물리량 평균부(551)에 의해 산출된 일그러짐의 평균치 S_{rAV} 를 평가 지표로 하여, 이 평균치 S_{rAV} 가 소정의 범위 내에 있는지 여부, 즉 $m \leq S_{rAV} \leq n$ 인지 여부를 판정하더라도 좋다. 이 경우, 상기 평가부(55)는, $m \leq S_{rAV} \leq n$ 이면, 그것을 나타내는 신호를 상기 제어부(8)에 출력한다. 한편, $m > S_{rAV}$ 또는 $n < S_{rAV}$ 이면, 다시 동일 주사면에 대하여 B 모드 화상용 주사 B_s 및 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 를 행하고, 얻어진 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여, $m \leq S_{rAV} \leq n$ 인지 여부를 판정한다.
- [0162] 덧붙여서, 상기 소정의 범위(m , n)는, 예컨대 생체 조직의 탄성을 고려하여 통상 생각할 수 있는 일그러짐값의 범위로 설정되는 것이며, 현저히 일탈한 일그러짐값을 에러로 하는 값으로 설정된다. $m \leq S_{rAV} \leq n$ 인 물리량 프레임 데이터 EFD이면, 소정의 화질의 탄성 화상 EG를 얻을 수 있다.
- [0163] 또한, 일그러짐의 평균치 S_{rAV} 대신에 1프레임에 있어서의 일그러짐 S의 합계치를 이용하더라도 좋다. 즉, 상기 평가부(55)는, 도 28에 나타내는 바와 같이, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에서의 각 화소의 일그러짐 S의 합계치를 산출하는 합계치 산출부(555)를 갖고, 상기 평가부(55)는, 이 합계치 산출부(555)의 산출치가 소정의 범위 내인지 여부를 판정하더라도 좋다.

- [0164] 또, 상술한 설명에서는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD를 대상으로 하여 평가를 행하도록 되어 있지만, 상기 컬러 탄성 화상 데이터 EGD에 대하여, 각 화소의 데이터를 이용하여 마찬가지로 하여 평가를 행하도록 되어 있더라도 좋다. 이 경우에는, 상기 컬러 탄성 화상 데이터가, 본 발명에 있어서의 탄성 데이터의 실시의 형태의 일례이다.
- [0165] 다음으로, 제 5 실시 형태의 변형예에 대하여 설명한다. 우선, 제 1 변형예에 대하여 설명한다. 제 1 변형예에서는, 도 29에 나타내는 바와 같이, 상기 평가부(55)는, 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여, 에러 화소수를 산출하는 에러 화소수 산출부(556)를 갖는다. 이 에러 화소수 산출부(556)는, 상기 프레임 선택부(52)와 마찬가지로 하여 에러 화소의 특정을 행하고, 상기 평가 지표로서, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에서의 에러 화소수를 산출한다. 그리고, 상기 평가부(55)는, 한 주사면 P_n에 대하여 얻어진 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여, 에러 화소수가 소정수 e를 넘는가 여부를 판정한다. 상기 평가부(55)는, 에러 화소수가 소정수 e 이하인 경우, 그것을 나타내는 신호를 상기 제어부(8)에 출력한다. 이에 의해, 상기 송수신부(3)는 주사면의 전환을 행한다. 그리고, 후술하는 바와 같이 에러 화소수가 소정수 e 이하인 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하는 탄성 화상 EG가 작성된다.
- [0166] 덧붙여서, 상기 소정수 e는, 소정의 화질의 탄성 화상을 얻을 수 있는 값으로 설정된다. 여기서, 상기 소정수 e를 작게 설정할수록, 생체 조직의 탄성 화상을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있지만, 너무 작게 설정하면 소정수 e 이하의 물리량 프레임 데이터 EFD가 얻어지기 어렵게 되어, 프레임 레이트가 저하될 우려가 있다. 그래서, 상기 소정수 e는, 어느 정도 정확한 탄성 화상이 얻어지고, 또한 프레임 레이트가 너무 저하되지 않는 값으로 설정된다.
- [0167] 한편, 에러 화소수가 소정수 e를 넘는 경우, 다시 B 모드 화상용 주사 B_s 및 탄성 화상용 주사 E_{s1}, E_{s2}를 행하고, 얻어진 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여, 에러 화소수가 상기 소정수 e를 넘는지 여부를 판정을 행한다.
- [0168] 상기 물리량 데이터 처리부(5)로부터는, 에러 화소수가 소정수 e 이하인 물리량 프레임 데이터 EFD 및 이것과 쌍인 B 모드 프레임 데이터 BFD가 상기 표시 제어부(6)에 출력되어 상기 메모리(61)에 기억된다. 그리고, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여 작성된 컬러 탄성 화상 데이터 EGD가, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 작성된 B 모드 화상 데이터 BGD와 합성되어 상기 초음파 화상 G가 상기 표시부(7)에 표시된다.
- [0169] 상기 메모리(61)에는, 에러 화소수가 소정수 e 이하인 물리량 프레임 데이터 EFD 및 이것과 쌍인 B 모드 프레임 데이터 BFD가, 각 주사면 P에 대하여 기억되고, 이들 물리량 프레임 데이터 EFD 및 B 모드 프레임 데이터에 근거하여 상기 삼차원 화상이나 삼차원의 탄성 화상이 작성되어 표시된다.
- [0170] 또, 상술한 설명에서는, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 대한 평가를 행하도록 되어 있지만, 상기 컬러 탄성 화상 데이터 EGD에 대한 평가를 행하도록 되어 있더라도 좋다. 이 경우에는, 상기 컬러 탄성 화상 데이터가, 본 발명에 있어서의 탄성 데이터의 실시의 형태의 일례이다.
- [0171] 다음으로, 제 2 변형예에 대하여 설명한다. 이 제 2 변형예에서는, 도 30에 나타내는 바와 같이, 상기 평가부(55)는, 상기 상관 계수 평균부(553)를 갖는다. 그리고, 상기 평가부(55)는, 한 주사면 P_n에 대하여 얻어진 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여, 상관 계수의 평균치 C_{AV}가 소정의 역치 C_{TH} 이상인지 여부를 판정한다. 상기 평가부(55)는, 상기 평균치 C_{AV}가 역치 C_{TH} 이상인 경우, 그것을 나타내는 신호를 상기 제어부(8)에 출력한다. 이에 의해, 상기 송수신부(3)는 주사면의 전환을 행한다. 그리고, 후술하는 바와 같이 상기 평균치 C_{AV}가 역치 C_{TH} 이상인 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하는 탄성 화상 EG가 작성된다.
- [0172] 덧붙여서, 상기 역치 C_{TH}는, 소정의 화질의 탄성 화상을 얻을 수 있는 값으로 설정된다. 여기서, 상기 역치 C_{TH}를 크게 설정할수록, 생체 조직의 탄성 화상을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있지만, 너무 크게 설정하면 역치 C_{TH} 이상의 물리량 프레임 데이터 EFD가 얻어지기 어렵게 되어, 프레임 레이트가 저하될 우려가 있다. 그래서, 상기 역치 C_{TH}는, 어느 정도 정확한 탄성 화상이 얻어지고, 또한 프레임 레이트가 너무 저하되지 않는 값으로 설정된다.
- [0173] 한편, 상기 평균치 C_{AV}가 상기 역치 C_{TH}를 넘는 경우, 다시 B 모드 화상용 주사 B_s 및 탄성 화상용 주사 E_{s1}, E_{s2}를 행하고, 얻어진 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여, 상관 계수의 평균치 C_{AV}가 상기 역치 C_{TH}를 넘는지 여부를 판정을 행한다.

- [0174] 상기 물리량 데이터 처리부(5)로부터는, 상기 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 가 상기 역치 C_{TH} 이상인 물리량 프레임 데이터 EFD 및 이것과 쌍인 B 모드 프레임 데이터 BFD가 상기 표시 제어부(6)에 출력되어 상기 메모리(61)에 기억된다. 그리고, 이 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여 작성된 컬러 탄성 화상 데이터 EGD가, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 작성된 B 모드 화상 데이터 BGD와 합성되어 상기 초음파 화상 G가 상기 표시부(7)에 표시된다.
- [0175] 상기 메모리(61)에는, 상기 상관 계수 C의 평균치 C_{AV} 가 상기 역치 C_{TH} 이상인 물리량 프레임 데이터 EFD 및 이것과 쌍인 B 모드 프레임 데이터 BFD가, 각 주사면 P에 대하여 기억되고, 이들 물리량 프레임 데이터 EFD 및 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 상기 삼차원 화상이나 삼차원의 탄성 화상이 작성되어 표시된다.
- [0176] 다음으로 제 3 변형예에 대하여 설명한다. 이 제 3 변형예에서는, 도 31에 나타내는 바와 같이, 상기 평가부(55)는, 물리량 프레임 데이터 EFD에서의 일그러짐 S의 정부의 부호의 비율을 산출하는 부호 비율 산출부(557)를 갖는다. 이 부호 비율 산출부(557)는, 제 2 실시 형태의 제 3 변형예의 상기 프레임 선택부(52)와 마찬가지로, 한 주사면 P_n 에 대하여 얻어진 물리량 프레임 데이터 EFD에서의 정의 일그러짐 S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비를 산출한다. 그리고, 상기 평가부(55)는, 정의 일그러짐 S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비가 소정의 크기 이상인지 여부를 판정한다. 상기 평가부(55)는, 정의 일그러짐 S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비가 소정의 크기 이상인 경우, 그것을 나타내는 신호를 상기 제어부(8)에 출력한다. 이에 의해, 상기 송수신부(3)는 주사면의 전환을 행한다. 그리고, 후술하는 바와 같이, 정의 일그러짐 S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비가 소정의 크기 이상인 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하는 탄성 화상 EG가 작성된다.
- [0177] 덧붙여서, 상기 비에 대한 소정의 크기는, 소정의 화질의 탄성 화상을 얻을 수 있는 것으로 설정된다. 여기서, 상기 비에 대한 소정의 크기를 크게 설정할수록(큰 비로 설정할수록), 생체 조직의 탄성 화상을 보다 정확히 반영한 탄성 화상을 얻을 수 있지만, 너무 크게 설정하면 상기 소정의 크기의 비 이상의 물리량 프레임 데이터 EFD가 얻어지기 어렵게 되어, 프레임 레이트가 저하될 우려가 있다. 그래서, 상기 비에 대한 소정의 크기는, 어느 정도 정확한 탄성 화상이 얻어지고, 또한 프레임 레이트가 너무 저하되지 않는 것으로 설정된다.
- [0178] 한편, 정의 일그러짐 S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비가 상기 소정의 크기를 하회하는 경우, 다시 B 모드 화상용 주사 B_s 및 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 를 행하고, 얻어진 물리량 프레임 데이터 EFD에 대하여, 정의 일그러짐 S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비가 소정의 크기 이상인지 여부를 판정을 행한다.
- [0179] 상기 물리량 데이터 처리부(5)로부터는, 정의 일그러짐 S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비가 소정치 이상인 물리량 프레임 데이터 EFD 및 이것과 쌍인 B 모드 프레임 데이터 BFD가 상기 표시 제어부(6)에 출력되어 상기 메모리(61)에 기억된다. 그리고, 상기 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여 작성된 컬러 탄성 화상 데이터 EGD가, 상기 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 작성된 B 모드 화상 데이터 BGD와 합성되어 상기 초음파 화상 G가 상기 표시부(7)에 표시된다.
- [0180] 상기 메모리(61)에는, 정의 일그러짐 S의 데이터와 부의 일그러짐 S의 데이터의 비가 소정치 이상인 물리량 프레임 데이터 EFD 및 이것과 쌍이 되는 B 모드 프레임 데이터 BFD가, 각 주사면 P에 대하여 기억되고, 이들 물리량 프레임 데이터 EFD 및 B 모드 프레임 데이터 BFD에 근거하여 상기 삼차원 화상이나 삼차원의 탄성 화상이 작성되어 표시된다.
- [0181] (제 6 실시 형태)
- [0182] 다음으로, 제 6 실시 형태에 대하여 설명한다. 단, 이하의 설명에서는 상기 각 실시 형태와 다른 사항에 대하여 설명한다.
- [0183] 도 32에 나타내는 제 3 실시 형태의 초음파 진단 장치(1')에 있어서는, 상기 초음파 프로브(2)에 의한 압박과 그 이완에 의해 생긴 생체 조직의 변형에 의한 일그러짐이 아닌, 심장의 박동에 의한 생체 조직의 변형이나, 혈관의 맥동에 의한 혈관 주위의 생체 조직의 변형에 의해 생기는 일그러짐을 산출하여 탄성 화상 EG를 작성한다. 일그러짐의 산출 방법은, 상기 각 실시 형태와 같은 상관 연산을 이용한다.
- [0184] 구체적 구성에 대하여 설명한다. 상기 초음파 진단 장치(1')는, 기본적 구성은 상술한 초음파 진단 장치(1)와 같지만, 피검체의 심박을 검출하는 심박 검출부(11)를 포함하고 있다. 또한, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는,

도 10에 나타내는 물리량 데이터 처리부(5)와 마찬가지로, 상기 물리량 프레임 데이터 작성부(51) 및 프레임 선택부(52)를 갖고 있다.

[0185] 본 예의 작용에 대하여 설명한다. 본 예에서는, 심장의 박동에 의한 생체 조직의 변형이나 혈류에 의한 혈관의 맥동에 의해 혈관 주위의 생체 조직의 변형이 생기는 부위에 대하여, 상기 초음파 프로브(2)에 의해 초음파의 주사를 행한다. 본 예에서는, 상기 송수신부(3)는, 한 주사면 Pn에서, 도 33에 나타내는 바와 같이, 1프레임분의 B 모드 화상용 주사 B_s 와 2프레임분의 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 를 1세트의 주사로 하여, 이것을 복수 세트 분 행하게 한다. 그리고, 상기 송수신부(3)는, 상기 심박 검출부(11)에서 얻어지는 도 34에 나타내는 심전 파형 g에 근거하여 주사면의 전환을 행한다.

[0186] 여기서, 심전 파형 g에 근거하여 주사면을 전환하는 타이밍에 대하여 자세히 설명한다. 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 나타내는 탄성 화상을 얻기 위해서는, 상기 초음파 프로브(2)에 의해 주사를 행하는 부위가, 심장의 박동이나 혈류에 의한 혈관의 맥동에 의해 변형하는 타이밍에 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 가 행해지는 것이 바람직하다. 따라서, 상기 송수신부(3)는, 이러한 타이밍에 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 가 행해진 후에, 주사면의 전환을 행한다. 예컨대, 경동맥에 대하여 상기 초음파 프로브(2)에 의한 주사를 행하는 경우, 상기 심전 파형 g에서의 R파 r로부터 소정 시간 τ 경과하면 맥동에 의해 생체 조직이 변형한다. 따라서, 상기 송수신부(3)는, 상기 R파 r로부터 상기 소정 시간 τ 경과한 시점 이후의 직후의 2프레임분의 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 가 행해지면, 다음 주사면 P(n+1)에 대한 주사를 개시한다.

[0187] 상기 프레임 선택부(52)는, R파 r로부터 소정 시간 τ 경과한 시점 이후의 직후의 2프레임분의 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 로 얻어진 프레임 데이터 FDe1, FDe2로부터 작성되는 물리량 프레임 데이터 EFD를 선택하고, 이것을 상기 표시 제어부(6)에 출력한다. 또한, 상기 프레임 선택부(52)는, 선택한 물리량 프레임 데이터 EFD와 쌍이 되는 B 모드 프레임 데이터 BFD를 선택한다. 이 B 모드 프레임 데이터 BFD는, 선택한 물리량 프레임 데이터 EFD가 얻어진 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 와 세트인 B 모드 화상용 주사 B_s 로 얻어진 B 모드 프레임 데이터이다.

[0188] 상기 프레임 선택부(52)에 의해 선택되어 상기 표시 제어부(6)에 출력된 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 물리량 프레임 데이터 EFD는, 상기 메모리(61)에 기억되고, 이들에 근거하여 작성된 초음파 화상 G가 상기 표시부(7)에 표시된다.

[0189] 또한, 상기 메모리(61)에는, 상기 프레임 선택부(52)에 의해 선택된 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 물리량 프레임 데이터 EFD가, 각 주사면 P에 대하여 기억된다. 그리고, 본 예에서는, 각 주사면 P에 대한 B 모드 프레임 데이터 BFD 및 물리량 프레임 데이터 EFD에 근거하여 상기 삼차원 화상이나 삼차원의 탄성 화상이 작성되어 표시된다.

[0190] 이상의 초음파 진단 장치(1')에 의하면, 심박 정보를 참조하여, 생체 조직이 변형하는 타이밍에 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 가 행해진 후에 주사면을 전환하도록 되어 있기 때문에, 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 물리량 프레임 데이터 EFD가 얻어진 후에 주사면이 전환되게 된다. 이에 의해, 각 주사면에 대하여 생체 조직의 탄성을 보다 정확히 반영한 탄성 화상 EG를 얻을 수 있다.

[0191] 이상, 본 발명을 상기 각 실시 형태에 의해 설명했지만, 본 발명은 그 주지를 변경하지 않는 범위에서 여러 가지 변경 실시 가능한 것은 물론이다. 예컨대, 본 발명은, 상술한 실시 형태와 같이 기계적으로 삼차원 영역의 주사를 행하는 것에 한정되는 것이 아니고, 전자적으로 삼차원 영역의 주사를 행하는 것도 포함된다. 전자적인 삼차원 영역의 주사란, 상기 제 1 방향 a와 상기 제 2 방향 b(도 2 참조)의 양방향으로 전자적 주사를 행하는 주사를 말한다. 이와 같이 전자적으로 삼차원 영역의 주사를 행하는 경우도, 한 주사면 Pn에 복수 프레임분의 주사(적어도 1프레임분의 B 모드 화상용 주사 B_s 와 2프레임분의 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2})를 행한다.

[0192] 또한, 상기 물리량 데이터 처리부(5)는, 생체 조직의 탄성에 관한 물리량으로서, 일그러짐 대신에 생체 조직의 변형에 의한 변위나 탄성률 등을 산출하더라도 좋고, 또한 다른 공지의 수법에 의해 생체 조직의 탄성에 관한 물리량을 산출하더라도 좋다.

[0193] 또한, 상기 실시 형태에서는, 1프레임분의 초음파 화상 G를 얻기 위해, 1프레임분의 B 모드 화상용 주사 B_s 와 2프레임분의 탄성 화상용 주사 E_{s1} , E_{s2} 를 행하도록 되어 있지만 이것에 한정되는 것이 아니다. 예컨대, 2프레임분의 초음파의 주사로 얻어진 에코 데이터에 근거하여, 1프레임분의 초음파 화상 G를 작성하도록 하더라도

좋다. 이 경우, 2프레임 중의 1프레임분의 초음파의 주사로 얻어진 에코 데이터에 근거하여 1프레임의 B 모드 화상을 작성하고, 또한 2프레임분의 초음파의 주사로 얻어진 에코 데이터에 근거하여 물리량을 산출하여 1프레임의 탄성 화상을 작성한다.

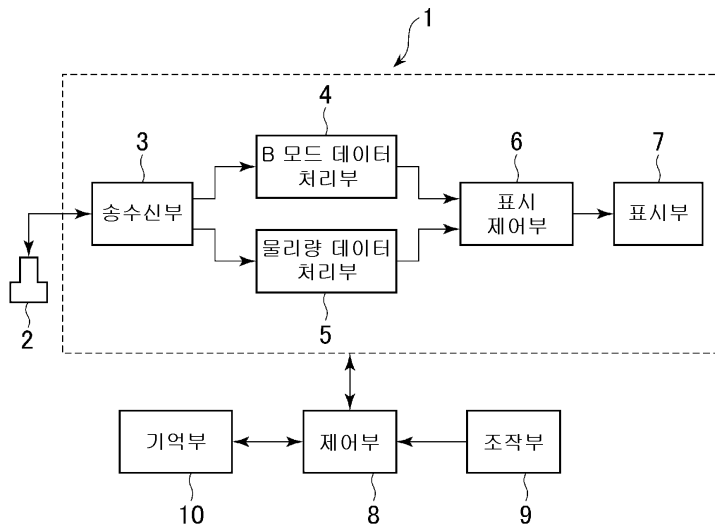
부호의 설명

[0194]

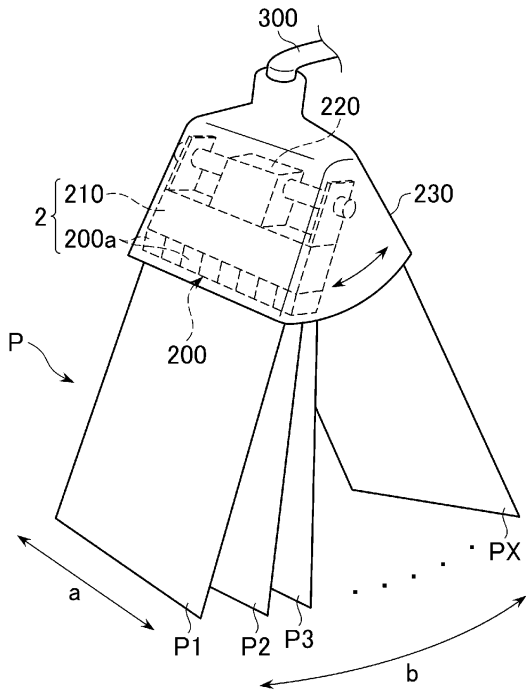
- 1 : 초음파 진단 장치
- 2 : 초음파 프로브
- 3 : 송수신부(주사 제어부)
- 5 : 물리량 데이터 작성부(탄성 데이터 작성부)
- 7 : 표시부
- 8 : 제어부(주사 제어부)
- 10 : 기억부
- 11 : 심박 검출부
- 55 : 평가부
- 61 : 메모리(기억부)
- 521, 533 : 상관 계수 평균부
- 522, 551 : 물리량 평균부
- 523, 552 : 비 산출부
- 524, 554 : 승산부

도면

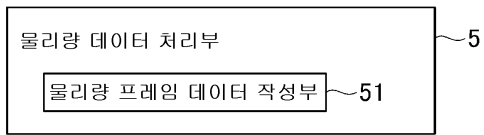
도면1



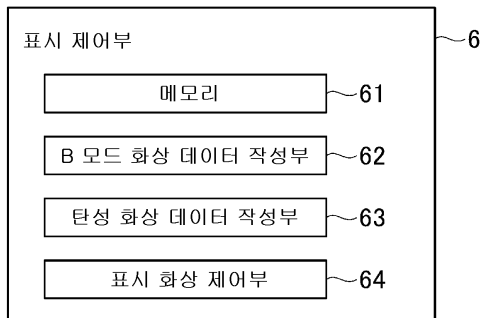
도면2



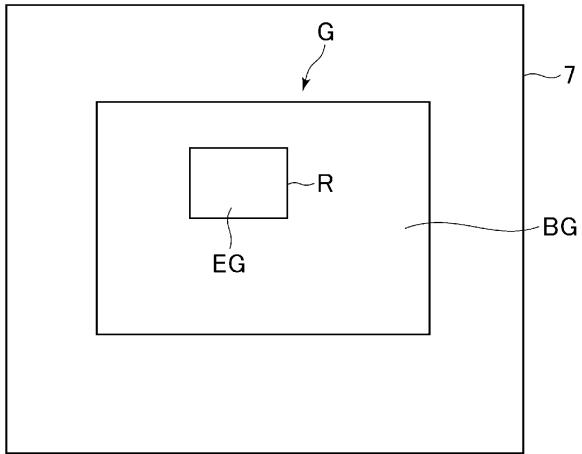
도면3



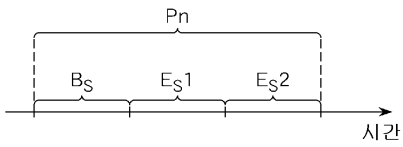
도면4



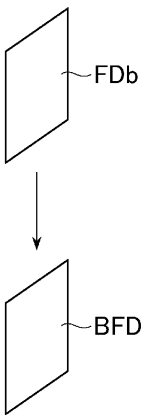
도면5



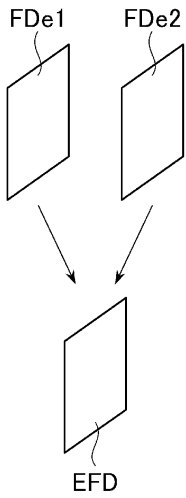
도면6



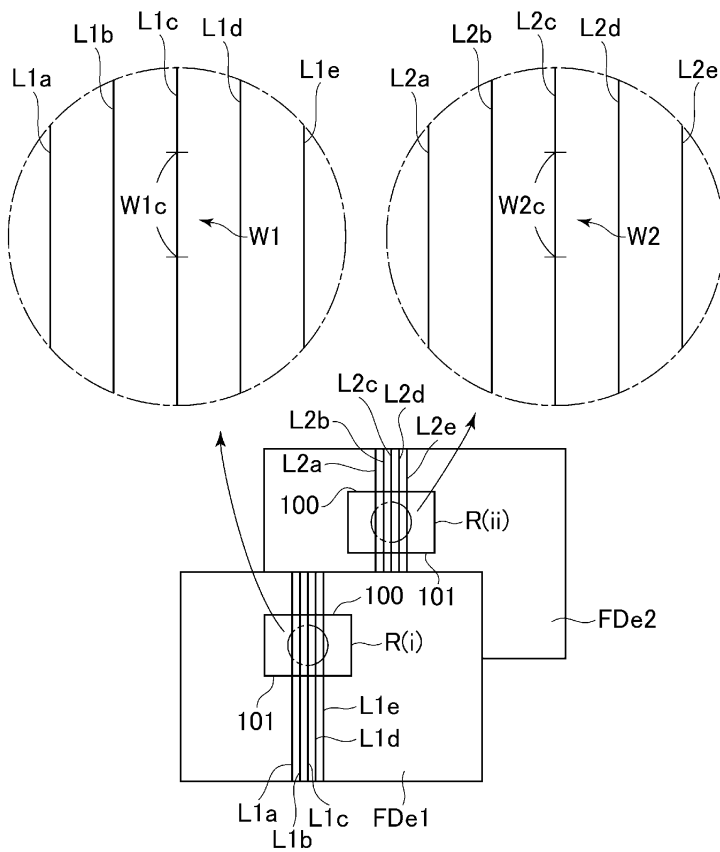
도면7



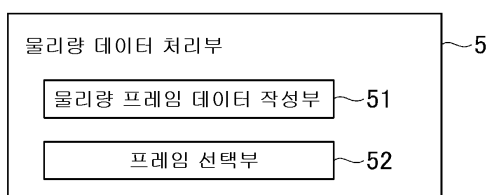
도면8



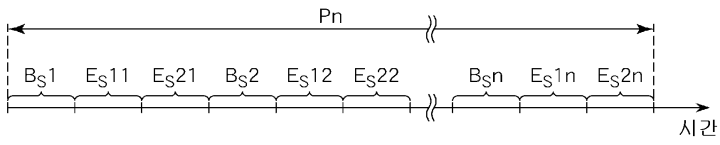
도면9



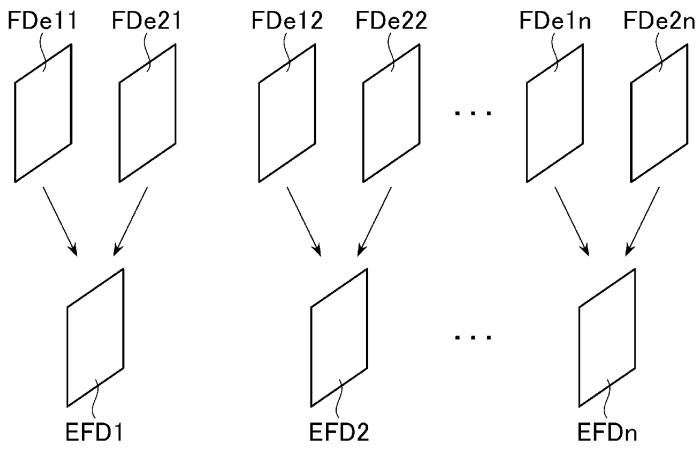
도면10



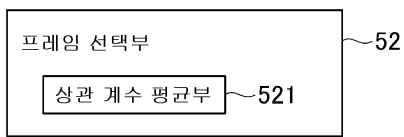
도면11



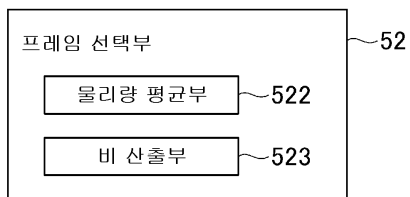
도면12



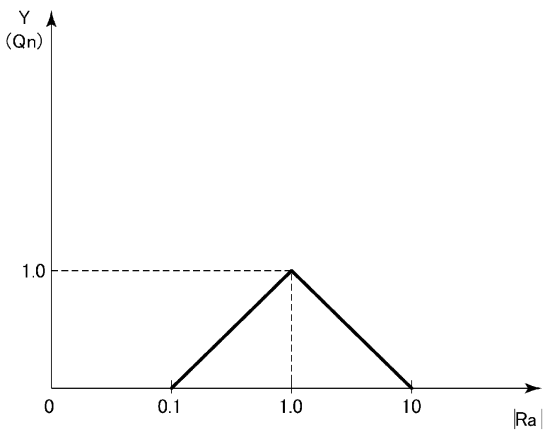
도면13



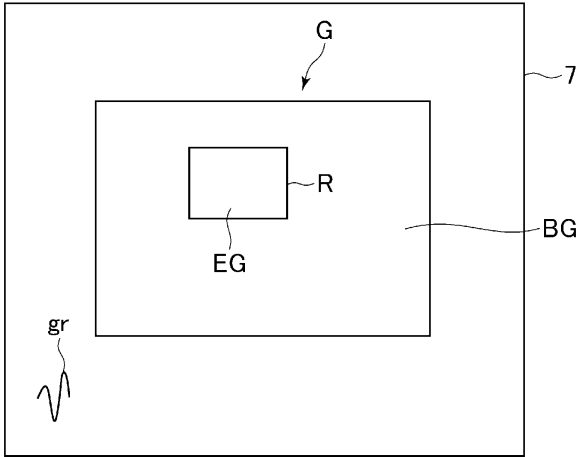
도면14



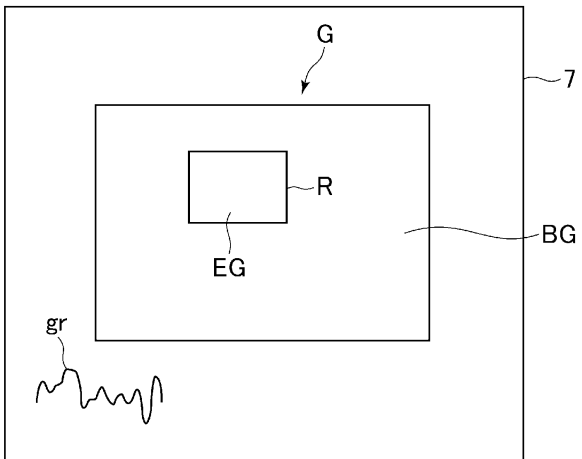
도면15



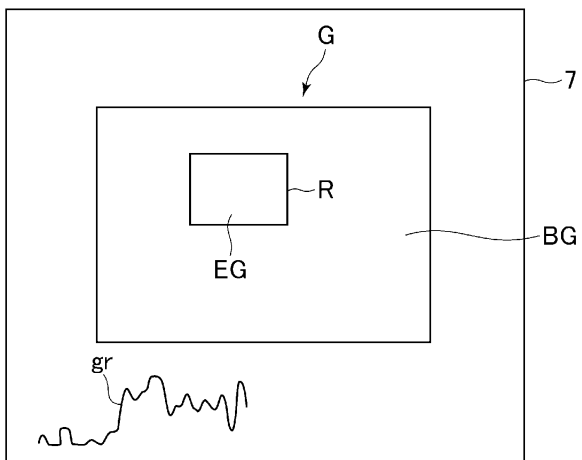
도면16



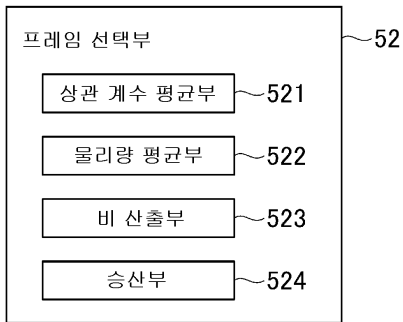
도면17



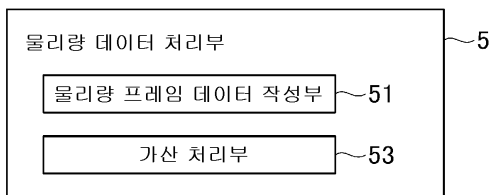
도면18



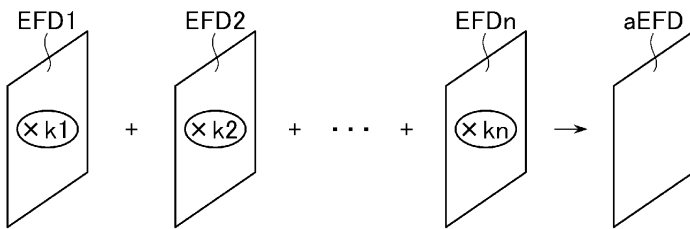
도면19



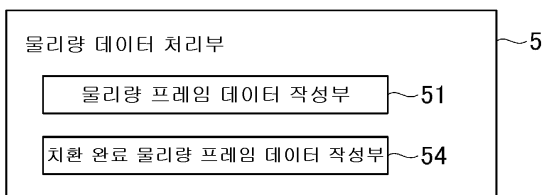
도면20



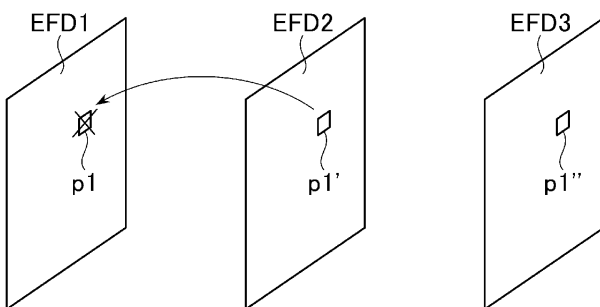
도면21



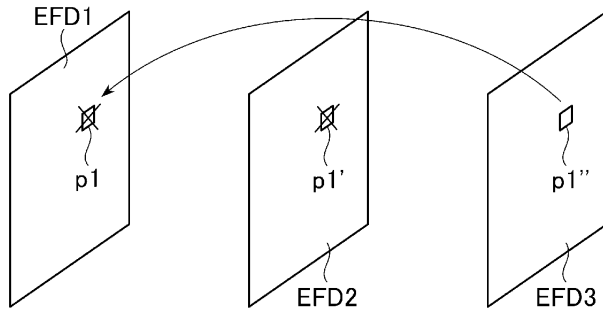
도면22



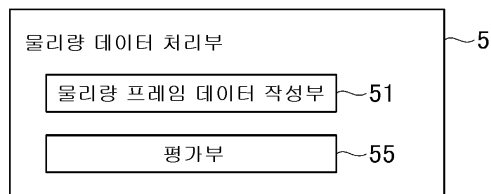
도면23



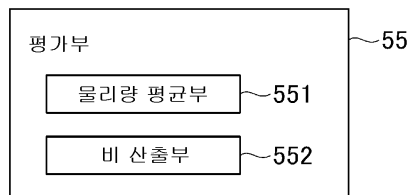
도면24



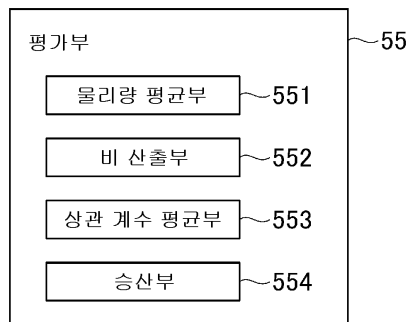
도면25



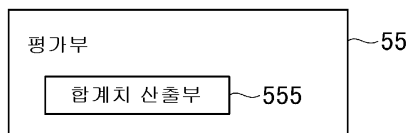
도면26



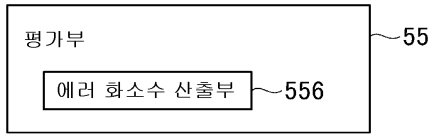
도면27



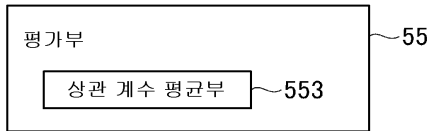
도면28



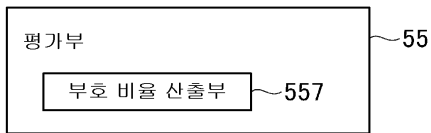
도면29



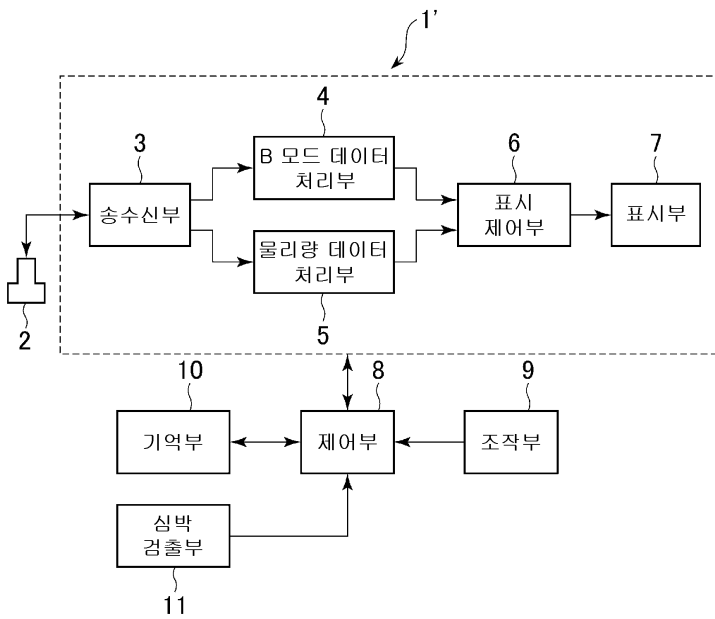
도면30



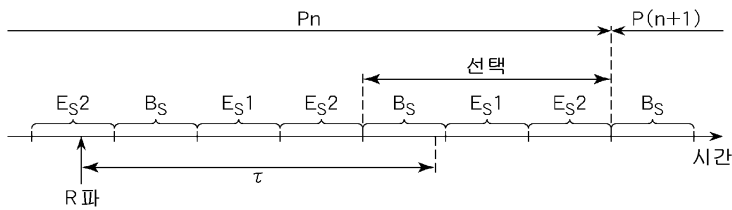
도면31



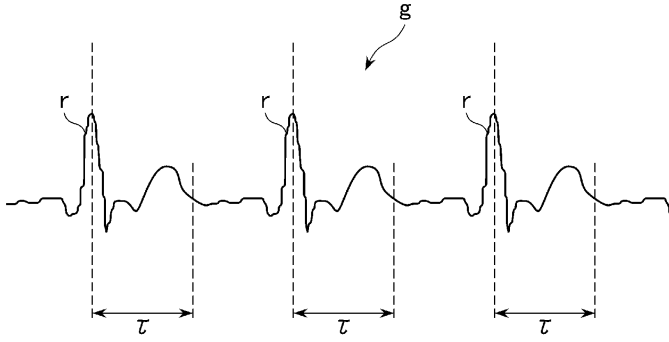
도면32



도면33



도면34



专利名称(译)	发明名称超声波诊断装置		
公开(公告)号	KR101593719B1	公开(公告)日	2016-02-15
申请号	KR1020110023113	申请日	2011-03-16
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 MATSUNAGA ATSUKO 마츠나가아츠크		
发明人	다니가와순이치로 마츠나가아츠크		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
优先权	2010058891 2010-03-16 JP		
其他公开文献	KR1020110104451A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

<P>要解决的问题：提供一种即使在扫描三维区域时也能保持弹性图质量的超声波检查仪。<P>解决方案：超声波检查仪包括：用于扫描超声波的超声波探头2;发送/接收部分3和控制部分8允许超声波探头2扫描三维区域并且还在一个扫描平面上扫描多个帧;物理量数据处理部分5基于与一个扫描平面上的不同帧有关的相同声线上的回波数据，准备关于生物组织的弹性的物理量帧数据;显示部分7显示基于物理量帧数据制备的生物组织的弹性图。<P>版权：(C) 2011, JPO & INPIT

