



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0006943
(43) 공개일자 2012년01월19일

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)

G06F 19/00 (2011.01)

(21) 출원번호 10-2011-0069361

(22) 출원일자 2011년07월13일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

JP-P-2010-158869 2010년07월13일 일본(JP)

(71) 출원인

지이 메디컬 시스템즈 글로벌 테크놀로지 캄파니
엘엘씨

미국 위스콘신주 53188 위케샤 노오스 그랜드뷰
블루바드 3000

(72) 발명자

다니가와 순이치로

일본 도쿄도 히노시 아사히가오카 4쵸메 7-127

(74) 대리인

제일특허법인

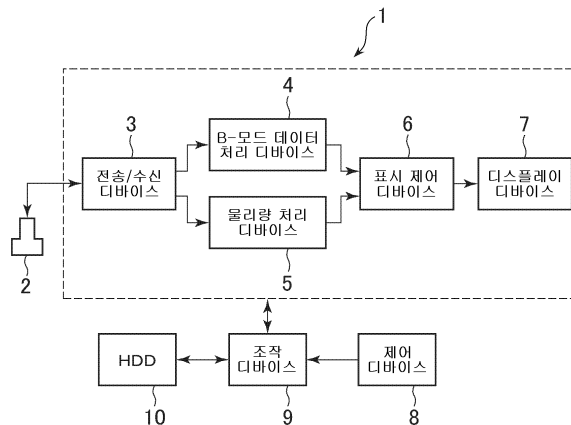
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 초음파 진단 장치, 이미지의 표시를 제어하는 방법 및 초음파 진단 장치의 제어 프로그램

(57) 요약

초음파 진단 장치는 생체 조직에 초음파를 전송함으로써 얻어진 에코 신호에 기초하여 생체 조직의 탄성도의 물리량을 계산하기 위한 물리량 계산 디바이스와, 사전 결정된 복수의 프레임 내의 비에러 프레임 또는 에러 프레임의 비율에 기초하여, 에러 프레임에 대해 계산된 물리량에 기초하여 탄성 이미지 대신에 표시된 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지의 표시 또는 미표시를 제어하는 표시 이미지 제어 디바이스를 포함하고, 에러 프레임은 이들이 표준에 부합하지 않는 것으로서 판정된다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 진단 장치에 있어서,

생체 조직에 초음파를 전송함으로써 얻어진 에코 신호에 기초하여 상기 생체 조직의 탄성도의 물리량을 계산하기 위한 물리량 계산 디바이스와,

사전 결정된 복수의 프레임 내의 비에러 프레임(non-error frame) 또는 에러 프레임(error frame)의 비율에 기초하여, 에러 프레임에 대해 계산된 물리량에 기반한 탄성 이미지 대신에 표시된 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지의 표시 또는 미표시를 제어하는 표시 이미지 제어 디바이스 - 상기 에러 프레임은 이들이 표준에 부합하지 않는 것으로서 판정됨 - 를 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지는 복수의 프레임의 탄성 이미지를 추가함으로써 얻어진 이미지인

초음파 진단 장치.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 에러 프레임을 위한 판정 디바이스를 포함하고, 상기 판정 디바이스는 판정의 대상인 탄성 이미지가 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 이미지라는 사실에 기초하여 에러 프레임인지 여부를 판정하는

초음파 진단 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 물리량 계산 디바이스는, 동일한 음향 광선 상에 있지만 시간적으로 상이한 에코 신호에 대한 상관 윈도우를 설정하고 상기 상관 윈도우 사이의 상관 계산을 실행함으로써 상기 물리량을 계산하고,

상기 초음파 진단 장치는,

각각의 프레임에 대한 물리량의 평균을 계산하기 위한 물리량 평균화 디바이스, 및

상기 물리량 평균화 디바이스로부터 얻어진 계산된 값과 미리 설계된 물리량의 평균값을 비교하기 위한 비교 디바이스 - 상기 판정 디바이스는 상기 비교 디바이스에 의한 결과에 기초하여 판정을 실행함 - 를 더 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 물리량 계산 디바이스는, 동일한 음향 광선 상에 있지만 시간적으로 상이한 에코 신호에 대한 상관 윈도우를 설정하고 상기 상관 윈도우 사이의 상관 계산을 실행함으로써 상기 물리량을 계산하고,

상기 초음파 진단 장치는,

각각의 프레임에 대한 상기 상관 윈도우 사이의 상관 계산의 상관 계수의 평균을 계산하기 위한 상관 계수 평균화 디바이스 - 상기 판정 디바이스는 상기 상관 계수 평균화 디바이스에 의해 얻어진 평균값에 기초하여 판정을 실행함 - 를 더 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 6

제 3 항에 있어서,

상기 물리량 계산 디바이스는, 동일한 음향 광선 상에 있지만 시간적으로 상이한 에코 신호에 대한 상관 윈도우를 설정하고 상기 상관 윈도우 사이의 상관 계산을 실행함으로써 상기 물리량을 계산하고,

상기 초음파 진단 장치는,

사전 결정된 임계값 이상의 상관 계수의 상관 계산이 실행되는 상관 윈도우에 대해 얻어진 물리량의 평균을 프레임에 의해 계산하기 위한 물리량 평균화 디바이스,

미리 설정된 물리량의 평균량에 대한 상기 물리량 평균화 디바이스에 의한 계산된 값의 비율을 계산하기 위한 비율 계산 디바이스,

각각의 프레임에 대한 상관 윈도우 사이의 상관 계산의 상관 계수의 평균을 계산하기 위한 상관 계수 평균화 디바이스, 및

상기 비율 계산 디바이스의 계산된 값과 상기 상관 계수 평균화 디바이스의 계산된 값을 곱하기 위한 곱셈 디바이스 - 상기 판정 디바이스는 상기 곱셈 디바이스에 의해 계산된 값에 기초하여 판정을 실행함 - 를 더 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 7

제 3 항에 있어서,

상기 물리량 계산 디바이스는 동일한 음향 광선 상에 있지만 시간적으로 상이한 에코 신호에 대한 상관 윈도우를 설정하고, 상기 상관 윈도우 사이의 상관 계산을 실행함으로써 물리량으로서 플러스 및 마이너스의 부호를 갖는 상기 물리량을 계산하고, 상기 판정 디바이스는 하나의 프레임 내의 상기 플러스 및 마이너스 부호의 비율에 기초하여 판정을 실행하는

초음파 진단 장치.

청구항 8

제 3 항에 있어서,

상기 판정 디바이스는 각각의 화소에 대해 에러 화소인지의 여부를 실행하고, 하나의 프레임 내의 에러 화소 또는 비에러 화소의 비율에 기초하여 상기 하나의 프레임이 에러 프레임인지의 여부를 실행하는

초음파 진단 장치.

청구항 9

이미지의 표시를 제어하는 방법에 있어서,

생체 조직에 초음파를 전송함으로써 얻어진 에코 신호에 기초하여 상기 생체 조직의 탄성도의 물리량을 계산하

는 단계와,

사전 결정된 복수의 프레임 내의 비에러 프레임 또는 에러 프레임의 비율에 기초하여, 에러 프레임에 대해 계산된 물리량에 기반한 탄성 이미지 대신에 표시된 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지의 표시 또는 미표시를 제어하는 단계 - 상기 에러 프레임은 이들이 표준에 부합하지 않는 것으로서 판정됨 - 를 포함하는

이미지의 표시를 제어하는 방법.

청구항 10

초음파 진단 장치의 제어 프로그램에 있어서,

생체 조직에 초음파를 전송함으로써 얻어진 에코 신호에 기초하여 상기 생체 조직의 탄성도의 물리량을 계산하기 위한 물리량 계산 기능과,

사전 결정된 복수의 프레임 내의 비에러 프레임 또는 에러 프레임의 비율에 기초하여, 적용 가능한 에러 프레임에 대해 계산된 물리량에 기반한 탄성 이미지 대신에 표시된 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지의 표시 또는 미표시를 제어하는 표시 이미지 제어 기능 - 상기 에러 프레임은 이들이 표준에 부합하지 않는 것으로서 판정됨 - 을 포함하는 기능을 실행하도록 컴퓨터에게 명령하기 위한

초음파 진단 장치의 제어 프로그램.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 진단 장치에 관한 것으로서, 더 구체적으로는 생체 조직(living tissue)의 경도 또는 연성을 나타내는 탄성 이미지(elastic image)를 표시하기 위한 장치 및 그 제어 프로그램에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 정상 B-모드 이미지와 생체 조직의 경도 또는 연성을 지시하는 탄성 이미지의 조합된 이미지를 표시하기 위한 초음파 진단 장치가 예를 들어 일본 공개 특허 제 3932482호(미국 특허 공개 제 20060052702A1호)에 개시되어 있다. 이 종류의 초음파 진단 장치에서, 탄성 이미지가 이하와 같이 발생된다. 먼저, 초음파의 전송/수신이 초음파 프로브에 의해 압축 및 이완 운동을 반복함으로써 에코 신호를 얻도록 수행된다. 다음에, 얻어진 에코 데이터에 기초하여, 생체 조직의 탄성도의 물리량이 계산되고, 얻어진 물리량이 컬러 탄성 이미지를 생성하기 위해 색조 정보로 변환된다. 생체 조직의 탄성도의 물리량에 대해, 예를 들어 생체 조직의 스트레인이 계산된다.

[0003] 초음파 프로브 운동이 압축 운동으로부터 이완 운동으로 또는 다른 방식으로 변경될 때, 압축 및 이완 운동이 없는 순간이 존재한다. 또한, 숙련되지 않은 조작자에 의해 동작될 때, 압축 또는 이완 운동의 정도가 약할 수 있다. 이러한 압축 또는 이완 운동의 정도의 결여는 상관 계산에 의해 계산된 값이 생체 조직의 탄성도의 차이에 대응하는 차이로서 나타나지 않는 생체 조직의 불충분한 변형을 발생시킨다. 이 경우에, 계산된 물리량은 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 양은 아니다.

[0004] 한편, 프로브에 의한 압축 또는 이완 운동의 정도가 과도할 때, 횡단방향 시프트가 생체 조직에서 발생할 수 있다. 이러한 경우에 얻어진 에코 신호는 횡단방향 시프트에 기인하는 노이즈를 포함하고, 상관 계산에서의 상관 계수는 낮을 수 있다. 더욱이, 프로브의 압축 또는 이완 운동의 정도가 과도할 때, 생체 조직의 변형은 커질 수 있어 2개의 에코 신호에 설정된 상관 윈도우가 정합하지 않고 상관 계수가 낮을 수 있다. 상관 계산에서의 상관 계수가 낮으면, 물리량은 생체 조직의 탄성도가 얻어질 수 없는 것을 정확하게 반영한다.

[0005] 전송/수신 초음파가 감쇠에 기인하여 도달하지 않는 생체 조직의 깊은 부분 또는 초음파 반사기 미만을 갖는 영역에서, 에코 신호의 강도는 불충분하다. 상관 계산의 상관 계수는 불충분한 강도를 갖는 이러한 에코 데이터에 대해 낮다. 또한, 초음파 프로브의 압축 또는 이완 방향이 초음파의 음향 광선의 방향과 일치하지 않을 때, 전송된 횡단방향 시프트가 발생되어 상관 계산의 상관 계수가 이러한 조건으로부터 얻어진 에코 데이터에서 낮

아지게 된다. 따라서, 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 물리량이 얻어질 수 없다.

[0006] 전술된 바와 같이, 생체 조직의 탄성도가 정확하게 반영되지 않는 물리량에 기초하여 생성된 탄성 이미지는 생체 조직의 실제 탄성도를 반영하는 이미지는 아니다. 따라서, 생체 조직의 탄성도가 정확하게 파악되지 않는 가능성이 존재할 수 있다. 따라서, 일본 미심사 특허 출원 제 2010-99378호에 개시된 바와 같이, 대안적인 탄성 이미지를 표시하기 위한 초음파 진단 장치가 제공된다. 대안적인 탄성 이미지는 가중 계수가 에코 데이터의 신뢰성에 기초하여 프레임에 의해 설정된 후에 다수의 프레임의 가중 데이터에 의한 가산을 실행함으로써 생성된다.

[0007] [특허 문헌 1] 일본 특허 제 3932482호

[0008] [특허 문헌 2] 일본 미심사 특허 출원 제 2010-99378호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 그러나, 다수의 프레임으로의 가중 가산을 실행함으로써 생성된 대안적인 탄성 이미지를 언제나 표시하는 것이 편리하다. 예를 들어, 에코 신호의 낮은 신뢰성을 갖는 에러 프레임의 비율이 큰 조건에서 프레임의 데이터를 가산함으로써 생성된 대안적인 탄성 이미지를 계속 표시하는 것은 적절하지 않다. 따라서, 단지 적절한 조건 하에서, 에러 프레임의 탄성 이미지 대신에 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지를 표시할 수 있는 초음파 진단 장치 및 그 제어 프로그램이 요구된다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 제 1 양태는 생체 조직에 초음파를 전송함으로써 얻어진 에코 신호에 기초하여 생체 조직의 탄성도의 물리량을 계산하기 위한 물리량 계산 디바이스와, 사전 결정된 복수의 프레임 내의 비에러 프레임 또는 에러 프레임의 비율에 기초하여, 에러 프레임에 대해 계산된 물리량에 기초하여 탄성 이미지 대신에 표시된 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지의 표시 또는 미표시를 제어하는 표시 이미지 제어 디바이스를 포함하고, 에러 프레임은 이들이 표준에 부합하지 않는 것으로서 판정되는 초음파 진단 장치이다.

[0011] 본 발명의 제 2 양태에 따르면, 제 1 양태의 초음파 진단 장치에서, 사전 결정된 복수의 프레임은 현재 프레임을 포함하는 가장 최근의 프레임이다.

[0012] 본 발명의 제 3 양태에 따르면, 제 1 양태의 초음파 진단 장치에서, 사전 결정된 복수의 프레임은 현재 프레임을 포함하지 않는 가장 최근의 프레임이다.

[0013] 본 발명의 제 4 양태에 따르면, 이전의 양태의 임의의 하나에 따른 초음파 진단 장치에서, 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지는 복수의 프레임의 탄성 이미지를 추가함으로써 얻어진 이미지이다.

[0014] 본 발명의 제 5 양태에 따르면, 이전의 양태의 임의의 하나에 따른 초음파 진단 장치에서, 판정 디바이스는 판정의 대상인 탄성 이미지가 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 이미지라는 사실에 기초하여 에러 프레임인지 여부를 판정한다.

[0015] 본 발명의 제 6 양태에 따르면, 제 5 양태의 초음파 진단 장치에서, 물리량 계산 디바이스는, 동일한 음향 광선 상에 있지만 시간적으로 상이한 에코 신호에 대한 상관 윈도우들을 설정하고 상관 윈도우들 간의 상관 계산을 실행함으로써 물리량을 계산하고, 초음파 진단 장치는, 각각의 프레임에 대한 물리량의 평균을 계산하기 위한 물리량 평균화 디바이스, 및 물리량 평균화 디바이스로부터 얻어진 계산된 값과 미리 설정된 물리량의 평균값을 비교하기 위한 비교 디바이스를 추가로 포함하고, 판정 디바이스는 비교 디바이스에 의한 결과에 기초하여 판정을 실행한다.

[0016] 본 발명의 제 7 양태에 따르면, 제 5 양태의 초음파 진단 장치에서, 물리량 계산 디바이스는, 동일한 음향 광선 상에 있지만 시간적으로 상이한 에코 신호에 대한 상관 윈도우들을 설정하고 상관 윈도우들 간의 상관 계산을 실행함으로써 물리량을 계산하고, 초음파 진단 장치는, 각각의 프레임에 대한 상관 윈도우들 간의 상관 계산을 상관 계수의 평균을 계산하기 위한 상관 계수 평균화 디바이스를 추가로 포함하고, 판정 디바이스는 상관 계수

평균화 디바이스에 의해 얻어진 평균값에 기초하여 판정을 실행한다.

- [0017] 본 발명의 제 8 양태에 따르면, 제 5 양태의 초음파 진단 장치에서, 물리량 계산 디바이스는, 동일한 음향 광선 상에 있지만 시간적으로 상이한 에코 신호에 대한 상관 윈도우들을 설정하고 상관 윈도우들 간의 상관 계산을 실행함으로써 물리량을 계산하고, 초음파 진단 장치는, 사전 결정된 임계값 이상의 상관 계수의 상관 계산이 실행되는 상관 윈도우에 대해 얻어진 물리량의 평균을 프레임에 의해 계산하기 위한 물리량 평균화 디바이스, 미리 설정된 물리량의 평균량에 대한 물리량 평균화 디바이스에 의한 계산된 값의 비율을 계산하기 위한 비율 계산 디바이스, 각각의 프레임에 대한 상관 윈도우들 간의 상관 계산의 상관 계수의 평균을 계산하기 위한 상관 계수 평균화 디바이스, 및 비율 계산 디바이스의 계산된 값과 상관 계수 평균화 디바이스의 계산된 값을 곱하기 위한 곱셈 디바이스를 추가로 포함하고, 판정 디바이스는 곱셈 디바이스에 의해 계산된 값에 기초하여 판정을 실행한다.
- [0018] 본 발명의 제 9 양태에 따르면, 제 5 양태의 초음파 진단 장치에서, 물리량 계산 디바이스는, 동일한 음향 광선 상에 있지만 시간적으로 상이한 에코 신호에 대한 상관 윈도우들을 설정하고, 상관 윈도우들 간의 상관 계산을 실행함으로써 물리량으로서 플러스 및 마이너스의 부호를 갖는 물리량을 계산하고, 판정 디바이스는 일 프레임 내의 플러스 및 마이너스 부호의 비율에 기초하여 판정을 실행한다.
- [0019] 본 발명의 제 10 양태에 따르면, 제 5 양태의 초음파 진단 장치에서, 판정 디바이스는 각각의 화소 상에 대해 에러 화소인지의 여부를 실행하고, 일 프레임 내의 에러 화소 또는 비에러 화소의 비율에 기초하여 에러 프레임 인지의 여부를 실행한다.
- [0020] 본 발명의 제 11 양태에 따르면, 제 10 양태의 초음파 진단 장치에서, 판정 디바이스는 각각의 화소에 대해 계산된 물리량에 기초하여 에러 화소인지 여부를 실행한다.
- [0021] 본 발명의 제 12 양태에 따르면, 제 10 양태의 초음파 진단 장치에서, 물리량 계산 디바이스는, 동일한 음향 광선 상에 있지만 시간적으로 상이한 에코 신호에 대한 상관 윈도우들을 설정하고, 상관 윈도우들 간의 상관 계산을 실행함으로써 각각의 화소 상의 물리량을 계산하고, 판정 디바이스는 각각의 화소 상에서 실행된 상관 계산에서의 상관 계수에 기초하여 이것이 에러 화소인지 여부를 판정한다.
- [0022] 본 발명의 제 13 양태에 따르면, 이전의 양태의 임의의 하나에 따른 초음파 진단 장치에서, 표시 이미지 제어 디바이스는 비에러 프레임에 대해, 비에러 프레임 상에서 계산된 물리량에 기초하여 탄성 이미지를 표시한다.
- [0023] 본 발명의 제 14 양태는 컴퓨터가 기능을 실행하도록 명령하기 위한 초음파 진단 장치의 제어 프로그램이다. 프로그램은 생체 조직에 초음파를 전송함으로써 얻어진 에코 신호에 기초하여 생체 조직의 탄성도의 물리량을 계산하기 위한 물리량 계산 기능과, 사전 결정된 복수의 프레임 내의 비에러 프레임 또는 에러 프레임의 비율에 기초하여, 적용 가능한 에러 프레임에 대해 계산된 물리량에 기반한 탄성 이미지 대신에 표시된 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지의 표시 또는 미표시를 제어하는 표시 이미지 제어 기능을 포함하고, 에러 프레임은 이들이 표준에 부합하지 않는 것으로서 판정된다.
- [0024] 전술된 양태에 따르면, 사전 결정된 표준을 충족하지 않는 것으로 판정된 에러 프레임의 탄성 이미지 대신에 표시된 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지의 표시 및 감춤은 에러 프레임의 비율 또는 사전 결정된 프레임 내의 비에러 프레임의 비율에 기초하여 제어된다. 따라서, 대안적인 탄성 이미지가 적절한 조건 하에서만 표시될 수 있다.
- [0025] 본 명세서에 설명된 실시예의 추가의 목적 및 장점은 첨부 도면에 도시된 바와 같은 본 발명의 실시예의 이하의 설명으로부터 명백할 것이다.

발명의 효과

- [0026] 본 발명에 따르면, 사전 결정된 표준을 충족하지 않는 것으로 판정된 에러 프레임의 탄성 이미지 대신에 표시된 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지의 표시 및 감춤은 에러 프레임의 비율 또는 사전 결정된 프레임 내의 비에러 프레임의 비율에 기초하여 제어된다. 따라서, 대안적인 탄성 이미지가 적절한 조건 하에서만 표시될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0027] 도 1은 본 발명의 초음파 진단 장치의 실시예의 개략 구성의 일 예를 도시하는 블록 다이어그램.
 도 2는 스트레인의 계산을 위한 설명도.
 도 3은 B-모드 이미지 데이터 및 탄성 이미지 데이터를 생성하기 위한 설명도.
 도 4는 제 1 실시예의 초음파 진단 장치의 표시 제어 디바이스의 구성을 도시하는 블록 다이어그램.
 도 5는 도 1에 도시된 초음파 진단 장치의 디스플레이 디바이스의 디스플레이의 일 예를 도시하는 도면.
 도 6은 도 1에 도시된 초음파 진단 장치의 디스플레이 디바이스의 디스플레이의 다른 예를 도시하는 도면.
 도 7은 도 1에 도시된 초음파 진단 장치의 디스플레이 디바이스의 디스플레이의 다른 예를 도시하는 도면.
 도 8은 비율 계산 디바이스에 사용된 함수의 그래프를 도시하는 도면.
 도 9는 본 발명의 초음파 진단 장치의 실시예의 동작을 도시하는 흐름도.
 도 10은 도 8의 단계 S3에서 비율 결정 디바이스에 의한 결정을 설명하기 위한 도면.
 도 11은 도 8의 단계 S4, S5에서의 초음파 이미지의 표시 및 단계 S3에서의 비율 결정 디바이스에 의한 결정을 설명하기 위한 도면.
 도 12는 도 8의 단계 S4, S5에서의 초음파 이미지의 표시 및 단계 S3에서의 비율 결정 디바이스에 의한 결정을 설명하기 위한 도면.
 도 13은 도 8의 단계 S4, S5에서의 초음파 이미지의 표시 및 단계 S3에서의 비율 결정 디바이스에 의한 결정을 설명하기 위한 도면.
 도 14는 제 2 실시예의 표시 제어 디바이스의 구성을 도시하는 블록 다이어그램.
 도 15는 제 3 실시예의 표시 제어 디바이스의 구성을 도시하는 블록 다이어그램.
 도 16은 제 4 실시예의 표시 제어 디바이스의 구성을 도시하는 블록 다이어그램.
 도 17은 제 5 실시예의 표시 제어 디바이스의 구성을 도시하는 블록 다이어그램.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0028] 본 발명의 실시예가 도면에 기초하여 상세히 설명될 것이다.
- [0029] <제 1 실시예>
- [0030] 먼저, 제 1 실시예는 도 1 내지 도 13에 기초하여 설명될 것이다. 도 1에 도시된 초음파 진단 장치(1)는 초음파 프로브(2), 전송/수신 디바이스(3), B-모드 데이터 처리 디바이스(4), 물리량 처리 디바이스(5), 표시 제어 디바이스(6), 디스플레이 디바이스(7), 조작 디바이스(8), 제어 디바이스(9) 및 HDD(하드 디스크 드라이브)(10)를 포함한다.
- [0031] 초음파 프로브(2)는 생체 조직에 초음파를 전송하고, 에코 신호를 수신한다. 초음파 프로브(2)가 생체 조직의 표면과 접촉하고 있는 조건 하에서, 초음파 프로브(2)의 압축 및 이완 운동이 반복되고, 초음파 프로브(2)는 음향 방사선 압력을 생체 조직에 인가한다. 그 결과, 초음파 프로브(2)는 초음파의 전송/수신을 실행하고, 생체 조직을 변형하여 에코 데이터를 얻는다. 얻어진 에코 데이터에 기초하여, 탄성 이미지가 이하에 설명되는 바와 같이 생성된다.
- [0032] 전송/수신 디바이스(3)는 사전 결정된 주사 조건 하에서 초음파 프로브(2)를 구동하고, 각각의 음향 광선의 초음파를 주사한다. 또한, 이는 초음파 프로브(2)에 의해 수신된 에코 데이터 상에 페이징-추가(phasing-addition) 프로세스와 같은 신호 처리를 실행한다. 전송/수신 디바이스(3)에서 신호 처리된 에코 신호는 B-모드 데이터 처리 디바이스(4) 및 물리량 처리 디바이스(5)로 출력된다.
- [0033] B-모드 데이터 처리 디바이스(4)는 B-모드 데이터를 생성하기 위해 전송/수신 디바이스(3)로부터 에코 데이터 출력에 로그함수 압축 프로세스 또는 포락선 검출 프로세스와 같은 B-모드 프로세스를 실행한다. B-모드 데이터는 B-모드 데이터 처리 디바이스(4)로부터 표시 제어 디바이스(6)에 출력된다.

- [0034] 물리량 처리 디바이스(5)는 전송/수신 디바이스(3)로부터 출력된 에코 데이터에 기초하여 생체 조직 내의 각각의 요소에서의 탄성도에서의 물리량을 계산하는 물리량 데이터를 생성한다(물리량 계산 기능). 미국 특허 출원 공개 제 20080119732 A1호에 개시된 바와 같이, 물리량 처리 디바이스(5)는 일 주사면에서 동일한 음향 광선 상의 시간적으로(temporally) 상이한 에코 데이터에 대한 상관 윈도우들을 설정하고, 상관 윈도우들 간의 상관 계산을 실행한 후에 화소간의 탄성도에 대한 물리량을 계산하고, 하나의 프레임에 대한 물리량 데이터를 생성한다. 물리량 처리 디바이스(5)는 이 실시예에서 탄성에 대한 물리량으로서 스트레인(St)을 계산한다. 물리량 처리 디바이스(5)는 본 발명의 물리량 처리 디바이스의 실시예의 일 예이고, 또한 본 발명의 물리량 계산 기능의 실시예의 일 예이다.
- [0035] 스트레인(St)을 계산하기 위한 일 예가 상세히 설명된다. 물리량 처리 디바이스(5)는 도 2에 도시된 바와 같이 프레임 (i), (ii)에 속하는 각각의 에코 신호에 대한 상관 윈도우를 설정한다. 특히, 물리량 처리 디바이스(5)는 프레임 (i)에 속하는 에코 신호에 대해 상관 윈도우(W1)를, 프레임 (ii)에 속한 에코 신호에 대해 상관 윈도우(W2)를 설정한다. 이들 상관 윈도우(W1, W2)는 하나의 화소에 대응한다. 다음에, 물리량 처리 디바이스(5)는 상관 윈도우(W1, W2) 사이의 상관 계산을 실행하고 스트레인(St)을 계산한다.
- [0036] 도 2에서, 프레임 (i), (ii)는 다수의 음향 광선 상에서 얻어진 에코 신호를 포함한다. 도 2에서, 5개의 음향 광선(L1a, L1b, L1c, L1d, L1e)이 다수의 음향 광선의 부분으로서 도시되어 있다. 또한, 음향 광선(L1a 내지 L1e)에 대응하는 음향 광선으로서, 음향 광선(L2a, L2b, L2c, L2d, L2e)이 도시된다. 즉, 음향 광선(L1a, L2a), 음향 광선(L1a, L2b), 음향 광선(L1c, L2c), 음향 광선(L1d, L2d) 및 음향 광선(L1e, L2e)은 상이한 2개의 프레임에 속하고, 시간적으로 상이한 음향 광선에 대응한다. 또한, 도 2에서, R(i), R(ii)는 탄성 이미지 디스플레이 영역(R)(도 5 및 도 6 참조)에 대응하는 영역을 지시한다.
- [0037] 예를 들어, 상관 윈도우(W1c)는 상관 윈도우(W1)로서 음향 광선(L1c)의 에코 신호에 대해 설정되고, 상관 윈도우(W2c)는 상관 윈도우(W2)로서 음향 광선(L2c)의 에코 신호에 대해 설정된다. 물리량 처리 디바이스(5)는 스트레인(St)을 계산하기 위해 상관 윈도우(W1c, W2c) 사이의 상관 계산을 실행한다. 물리량 처리 디바이스(5)는 영역 R(i), R(ii)의 상단부(100)로부터 하단부(101)로 상관 윈도우(W1c, W2c)를 순차적으로 설정한다. 물리량 처리 디바이스(5)는 또한 유사하게 영역 R(i), R(ii) 내의 다른 음향 광선의 스트레인(St)을 계산한다.
- [0038] 물리량 처리 디바이스(5)에 의해 계산된 스트레인(St)은 생체 조직이 변형되는 방향에 대응하는 플러스 및 마이너스 부호를 갖고 계산된다. 예를 들어, 마이너스 부호의 변위는 주로 생체 조직이 압축되는 방향에 있을 때 계산되고, 역으로 플러스 부호의 변위는 주로 생체 조직이 원래 변형으로 복귀하는 방향에 있을 때 계산된다.
- [0039] 도 3에 도시된 바와 같이, 이하에 설명되는 탄성 이미지는 상이한 2개의 프레임 (i), (ii)에 속하는 에코 신호로부터 하나의 프레임에 대해 발생된다. 한편, 이하에 설명되는 B-모드 이미지 데이터는 프레임 (i), (ii)의 에코 신호 중 하나로부터 발생된다.
- [0040] B-모드 처리 디바이스(4)로부터의 B-모드 데이터 및 물리량 처리 디바이스(5)로부터의 물리량 데이터는 표시 제어 디바이스(6)에 입력된다. 표시 제어 디바이스(6)는 도 4에 도시된 바와 같이 메모리(611), B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스(612), 탄성 이미지 데이터 생성 디바이스(613), 표시 이미지 제어 디바이스(614), 물리량 평균화 디바이스(615), 비율 계산 디바이스(616), 에러 판정 디바이스(617) 및 비율 결정 디바이스(618)를 포함한다.
- [0041] 메모리(611)는 B-모드 데이터 및 물리량 데이터를 저장한다. B-모드 데이터 및 물리량 데이터는 각각의 음향 광선의 데이터로서 메모리(611)에 저장된다. 이하에 설명되는 바와 같이, 주사 컨버터에 의해 B-모드 이미지 데이터로 주사 변환되기 전의 B-모드 데이터 및 탄성 이미지 데이터로 주사 변환되기 전의 물리량 데이터는 "원시 데이터(raw data)"라 칭한다.
- [0042] 메모리(611)는 RAM(임의 접근 메모리) 또는 ROM(판독 전용 메모리)와 같은 반도체 메모리를 포함한다. B-모드 데이터 및 물리량 데이터는 HDD(10)에 저장될 수 있다는 것을 주목하라.
- [0043] B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스(612)는 B-모드 데이터 상에 주사 컨버터로 주사 변환을 실행하여, B-모드 데이터를 에코 신호의 신호 강도에 응답하여 밝기 정보를 갖는 B-모드 이미지 데이터로 변환한다. B-모드 이미지 데이터는 예를 들어 256 톤(tone)의 밝기 정보를 갖는다.
- [0044] 탄성 이미지 데이터 생성 디바이스(613)는 주사 컨버터로 주사 변환을 실행하여 물리량 데이터를 스트레인에 응답하여 색조 정보(hue information)를 갖는 컬러 탄성 이미지 데이터로 변환한다. 컬러 탄성 이미지 데이터는

예를 들어, 256 톤의 색조 정보를 갖는다.

[0045] 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 표시 이미지 제어 기능을 실행하고, 도 5 내지 도 7에 도시된 초음파 이미지($G1$, $G2$ 또는 $G3$)의 초음파 이미지 중 임의의 하나를 표시한다. 이하에 설명되는 바와 같이, 비에러 프레임에 대해, 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 양 데이터를 계산함으로써 B-모드 이미지 데이터와 컬러 탄성 이미지 데이터를 조합하고, 디스플레이 디바이스(7) 상에 표시될 초음파 이미지($G1$)의 이미지 데이터를 생성한다. 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 도 5에 도시된 바와 같이, 흑백 B-모드 이미지(BG)와 컬러 탄성 이미지(EG)의 조합된 이미지인 초음파 이미지($G1$)로서 디스플레이 디바이스(7) 상에 이미지 데이터를 표시한다. 즉, 비에러 프레임에 대해, 비에러 프레임에 대해 계산된 스트레인(St)에 기초하여 탄성 이미지(EG) 및 B-모드 이미지(BG)가 표시된다. 탄성 이미지(EG)는 B-모드 이미지(BG) 상에 설정된 탄성 이미지 디스플레이 영역(R) 내에서 반투명하게 표시된다(B-모드의 배경이 투명한 조건에서).

[0046] 또한, 에러 프레임에 대해, 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 도 6에 도시된 바와 같이, 에러 프레임에 대해 계산된 스트레인(St)에 기초하여 탄성 이미지(EG) 대신에 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지(EG') 및 B-모드 이미지(BG)의 조합된 이미지인 초음파 이미지($G2$)를 표시하고, 또는 탄성 이미지(EG) 및 대안적인 탄성 이미지(EG')를 표시하지 않고 단지 B-모드 이미지(BG)로 구성된 초음파 이미지($G3$)를 표시한다(표시 이미지 제어 기능). 상세는 이하에 설명될 것이다. 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 본 발명의 표시 이미지 제어 디바이스의 실시예의 일 예이고, 표시 이미지 제어 기능은 본 발명의 표시 이미지 제어 기능의 실시예의 일 예이다.

[0047] 물리량 평균화 디바이스(615)는 각각의 프레임에 대해 탄성 이미지(EG) 내의 스트레인의 평균값(RSt_{AV})을 계산한다. 특히, 물리량 평균화 디바이스(615)는 탄성 이미지(EG)를 표시하는 탄성 이미지 디스플레이 영역(R) 내의 각각의 화소에 대해 계산된 스트레인의 평균값(RSt_{AV})을 계산한다. 스트레인(St)은 마이너스일 수 있기 때문에, 평균값(RSt_{AV})은 마이너스일 수 있는 가능성이 있다는 것을 주목하라. 물리량 평균화 디바이스(615)는 본 발명의 물리량 평균화 디바이스의 실시예의 일 예이다.

[0048] 그러나, 탄성 이미지 디스플레이 영역(R)[영역 $R(i)$, $R(ii)$]에서, 물리량 평균화 디바이스(615)는 스트레인(St)을 계산하기 위한 상관 계산에 있어서 상관 계수(C)($0 \leq C \leq 1$)가 사전 결정된 값보다 큰 경우에 화소의 스트레인(St)의 평균값(RSt_{AV})을 계산할 수 있다.

[0049] 비율 계산 디바이스(616)는 스트레인의 평균의 이상값(ISt_{AV})에 대한 평균값(RSt_{AV})의 비율 $Ra = RSt_{AV} / ISt_{AV}$ 를 계산하고, 프레임간에 대해 계산된 값(Y)을 계산하기 위해 수학적 식 1에 의한 계산을 더 실행한다.

수학적 식 1

[0050] $Y = 1.0 - |\log_{10} |Ra||$

[0051] 비율 계산 디바이스(616)는 본 발명의 비교 디바이스 및 비율 계산 디바이스의 실시예의 일 예이다. 이상값(ISt_{AV})은 본 발명의 이상값의 실시예의 일 예이다. 계산된 값(Y)은 본 발명의 비율 계산 디바이스의 계산된 값 및 비교 디바이스의 비교 결과의 실시예의 일 예이다.

[0052] 이상값(ISt_{AV})이 여기에 설명된다. 생체 조직의 변형의 정도가 너무 작을 때, 생체 조직의 탄성을 정확하게 반영하는 탄성 이미지는 얻어질 수 없다. 또한, 생체 조직이 생체 조직에 대해 초음파 프로브(2)를 압축 및 이완함으로써 변형될 때, 압축 및 이완의 정도가 과도하면 횡단방향 시프트가 발생할 수 있다. 따라서, 이 조건에서 얻어진 에코 신호에 기초하는 탄성 이미지는 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 이미지는 아니다. 따라서, 생체 조직의 변형을 정확하게 반영하는 탄성 이미지를 얻기 위해 생체 조직을 적당하게 변형시키는 것이 필요하다. 이상값(ISt_{AV})은 적당하게 변형되어 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 탄성 이미지를 얻는 것을 허용하는 초음파의 전송/수신이 생체 조직에 대해 선택적으로 수행될 때 영역 세트에서 얻어진 스트레인(St)의 평균값이다. 이 이상값(ISt_{AV})은 예를 들어 실제 생체 조직에 동등하게 동일한 종양 또는 정상 조직의 경도를 갖는 가상으로 실험을 수행한 후에 실험적으로 얻어진 값이다. 또한, 이상값(ISt_{AV})은 조작 디바이스(8)에서 조작자에 의해 구성 가능할 수 있고, 또는 디폴트로서 장치 내에 저장될 수 있다.

[0053] 수학적 식 1의 설명을 위해, 이 수학적 식 1은 비율 Ra 가 0 내지 1의 범위 내에 있게 하기 위한 것이고, 수학적 식 1에

의해 얻어진 Y 는 이상값(ISt_{AV})에 대한 평균값(RSt_{AV})의 비율에 동일하다. 수학식 1에 표현된 함수가 그래프로 표현될 때, 그래프는 도 8에 도시된 것이다. 도 8에 도시된 바와 같이, 이는 $0 \leq Y \leq 1$ 이다.

- [0054] $0.1 \leq |Ra| \leq 10$ 인 것으로 가정되고, $|Ra|$ 가 이 범위를 초과하면, Y 는 0이다.
- [0055] 비율 계산 디바이스(616)의 계산된 값(Y)은 탄성 이미지의 품질을 지시하는 값이고, 탄성 이미지는 어떠한 방식으로 생체 조직의 탄성도가 계산된 값(Y)에 기초하여 이미지 내에 정확하게 반영되는지를 인지할 수 있다. 특히, 계산된 값(Y)이 거의 1일 때, 탄성 이미지의 품질은 "양호한 품질"에 있고, 다른 한편으로 계산된 값(Y)이 0에 근접할 때, 탄성 이미지의 품질은 "불량 품질"에 있다. 탄성 이미지가 "양호한 품질"에 있다는 것은 탄성 이미지가 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영한다는 것을 의미하고, 다른 한편으로, "불량 품질"이라는 것은 탄성 이미지가 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하지 않는다는 것을 의미한다.
- [0056] 탄성 이미지의 품질과 계산된 값(Y) 사이의 관계에 대한 더 상세한 설명을 위해, 도 8로부터 이해되는 바와 같이, 평균값(RSt_{AV})이 ISt_{AV} 와 동일할 때($|Ra|$ 가 1임), 계산된 값(Y)은 1이다. 따라서, 계산된 값(Y)이 1 또는 1에 근접한 값이면, 생체 조직의 변형은 적당하고, 생체 조직의 탄성도를 반영하는 탄성 이미지가 정확하게 얻어지는 것으로 인식될 수 있다.
- [0057] 한편, 평균값(RSt_{AV})이 이상값(ISt_{AV})으로부터 먼 값일 때(즉, $|Ra|$ 가 1로부터 먼 값임), 계산된 값(Y)은 0에 더 근접하게 된다. 여기서, 평균값(RSt_{AV})이 이상값(ISt_{AV})으로부터 더 멀다는 것은 생체 조직의 변형의 정도가 적절하지 않다는 것을 의미한다. 따라서, 계산된 값(Y)이 0에 더 근접하게 됨에 따라, 생체 조직의 변형이 적절하지 않고 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 탄성 이미지가 얻어지지 않는다는 것을 의미한다.
- [0058] 예러 판정 디바이스(617)는 이것이 예러 프레임인지 여부를 판정한다. 예러 판정 디바이스(617)는 각각의 프레임 내의 에코 신호가 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 탄성 이미지를 얻을 수 있으면 양태에 기초하여 이것이 예러 프레임인지 여부를 판정한다. 예러 판정 디바이스(617)는 본 발명의 판정 디바이스의 실시예의 일 예이다.
- [0059] 전술된 계산된 값(Y)에 기초하여, 탄성 이미지는 얼마나 정확하게 이미지가 생체 조직의 탄성도를 반영하는지를 이해한다. 따라서, 이 실시예에서, 예러 판정 디바이스(617)는 이것이 계산된 값(Y)에 기초하여 예러 프레임인지 여부를 판정한다.
- [0060] 비율 판정 디바이스(618)는 사전 결정된 프레임 내의 비에러 프레임의 비율을 계산하고, 이것이 사전 결정된 비율을 초과하는지 여부를 판정한다. 상세가 이하에 설명될 것이다.
- [0061] 디스플레이 디바이스(7)는 예를 들어, LCD(액정 디스플레이) 또는 CRT(음극선관)를 포함한다. 조작 디바이스(8)는 조작자에 의해 명령 또는 정보를 입력하기 위한 키보드 및 포인팅 디바이스(미도시)를 포함한다.
- [0062] 제어 디바이스(9)는 CPU(중앙 처리 유닛)를 포함하고, HDD(10) 내에 저장된 제어 프로그램을 판독하고, 물리량 계산 기능 및 표시 이미지 제어 기능과 같은 초음파 진단 장치(1)의 각각의 부재에서 기능을 실행한다.
- [0063] 본 실시예의 초음파 진단 장치(1)의 동작이 여기에 설명된다. 먼저, 전송/수신 디바이스(3)는 초음파 프로브(2)를 통해 환자의 생체 조직에 초음파를 전송하고 에코 신호를 얻는다. 이 동작에서, 초음파의 전송/수신은 생체 조직을 변형함으로써 수행된다. 생체 조직을 변형하는 방법은 예를 들어 초음파 프로브(2)에 의해 환자를 반복적으로 압축하고 이완하는 방법 또는 초음파 프로브(2)를 통해 환자에 음향 방사선 압력을 인가하는 방법이다.
- [0064] 에코 신호가 얻어진 후에, B-모드 데이터 처리 디바이스(4)는 B-모드 데이터를 생성하고, 물리량 데이터 처리 디바이스(5)는 물리량 데이터를 생성한다. 또한, B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스(612)는 B-모드 이미지 데이터를 생성하고, 탄성 이미지 데이터 생성 디바이스(613)는 컬러 탄성 이미지 데이터를 생성한다. 다음에, 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 디스플레이 디바이스(7) 상에 초음파 이미지(G1 내지 G3) 중 임의의 하나를 표시한다.
- [0065] 초음파 이미지의 표시가 도 9의 흐름도를 참조하여 설명된다. 초음파 진단 장치(1)에서, 도 9에 도시된 프로세스는 각각의 프레임에 대해 실행되고, 초음파 이미지(G1 내지 G3)의 임의의 하나가 표시된다. 특히, 먼저 단계 S1에서, 예러 판정 디바이스(617)는 계산된 값(Y)에 기초하여 이것이 예러 프레임인지 여부를 판정한다. 더 구체적으로는, 예러 판정 디바이스(617)는 계산된 값(Y)이 임계값(Y_{TH}) 이상일 때 프레임을 예러 프레임으로서 판

정한다.

- [0066] 임계값(Y_{TH})과 관련하여, 임계값(Y_{TH})은 생체 조직의 탄성도를 소정 정도로 정확하게 표현하는 값으로 설정된다. 이는 $0 \leq Y \leq 1$ 이기 때문에, 임계값(Y_{TH})은 또한 0 이상, 1 이하의 범위 내로 설정된다. 임계값(Y_{TH})은 미리 HDD(10) 내에 저장될 수 있고, 또는 조작 디바이스(8)를 통해 조작자에 의해 설정될 수 있다.
- [0067] 단계 S1에서 에러 프레임으로서 판정되지 않을 때(단계 S1에서 아니오), 이는 단계 S2 프로세스로 진행된다. 한편, 단계 S1에서 에러 프레임으로서 판정될 때(단계 S1에서 예), 이는 단계 S3 프로세스로 진행된다.
- [0068] 단계 S2에서, 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 초음파 이미지(G1)를 표시한다. 다른 한편으로, 단계 S3에서, 비율 판정 디바이스(618)는 가장 최근의 프레임 및 현재 프레임(F_n), 달리 말하면 현재 프레임(F_n) 및 프레임의 사전 결정된 수에 의해 현재 프레임(F_n)으로부터 후퇴하는 이전의 사전 결정된 프레임에 의해 형성된 다수의 프레임에서 비에러 프레임 또는 에러 프레임의 비율을 계산할 수 있다. 비에러 프레임은 계산된 값(Y)이 임계값(Y_{TH})을 초과하는 프레임이다. 예를 들어, 비율 판정 디바이스(618)는 현재 프레임(F_n) 및 현재 프레임으로부터 후방의 4개의 프레임 F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$, $F(n-4)$ 내의 비에러 프레임의 비율을 계산하는데, 이는 도 10에 도시된 사전 결정된 프레임과 같은 총 5개의 프레임을 의미한다. 다음에, 비에러 프레임의 비율이 5 중 "m" 이상인지 여부를 판정한다("m"은 2, 3 또는 4 중 임의의 하나).
- [0069] 단계 S3에서, 비에러 프레임의 비율은 사전 결정된 비율 이상인 것으로서 판정되고(단계 S3에서 예), 이는 단계 S4 프로세스로 진행된다. 다른 한편으로, 비에러 프레임의 비율은 사전 결정된 비율 미만인 것으로 판정되고(단계 S3에서 아니오), 이는 단계 S5 프로세스로 진행된다. 단계 S4에서, 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 사전 결정된 대안적인 이미지(EG') 및 B-모드 이미지(BG)의 조합인 초음파 이미지($G2$)를 표시한다. 한편, 단계 S5에서, 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 단지 B-모드 이미지(BG)만을 포함하는 초음파 이미지($G3$)를 표시한다.
- [0070] 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지(EG')가 여기에 설명된다. 대안적인 탄성 이미지(EG')는 다수의 프레임의 컬러 탄성 이미지 데이터의 가중 가산을 실행함으로써 얻어진 데이터에 기초하는 이미지이다. 가중 가산 처리는 현재 프레임(F_n)을 포함하는 가장 최근의 다수의 프레임 또는 현재 프레임(F_n)이 없는 가장 최근의 다수의 프레임에 실행될 수 있다. 가중 가산 처리와 관련하여, 가중 계수는 바람직하게는 비에러 프레임보다 낮게 설정된다.
- [0071] 특히, 단계 S3에서의 비율 판정 디바이스(618)에 의한 판정 및 단계 S4, S5에서의 초음파 이미지($G2$, $G3$)의 표시가 도 11 내지 도 13을 참조하여 설명된다. 도 11 내지 도 13에서, 실선이 그려진 프레임은 비에러 프레임이고, 이것은 이들이 관련 프레임의 탄성 이미지(EG)와 B-모드 이미지(BG)의 조합된 초음파 이미지($G1$)가 표시되는 프레임이라는 것을 의미한다. 점선이 그려진 프레임은 에러 프레임이고, 이것은 이들이 대안적인 탄성 이미지(EG')와 B-모드 이미지(BG)의 조합된 초음파 이미지($G2$)가 관련 프레임의 컬러 탄성 이미지 데이터에 기초하여 탄성 이미지(EG) 대신에 표시되는 프레임이라는 것을 의미한다. 선이 없는 프레임은 에러 프레임이고, 이것은 이들이 단지 B-모드 이미지만을 포함하는 초음파 이미지($G3$)가 표시되는 프레임(탄성 이미지가 표시되지 않는 프레임)이라는 것을 의미한다.
- [0072] 비율 판정 디바이스(618)는 비에러 프레임의 비율이 $2/5$ 이상인지 여부를 판정하고, $2/5$ 이상이면, 단계 S4 프로세스로 진행하고, $2/5$ 미만이면 단계 S5로 진행된다.
- [0073] 도 11에서, 프레임 F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$, $F(n-4)$ 중의 비에러 프레임의 비율은 $3/5$ 이다. 따라서, 이는 단계 S4 프로세스로 진행하고, 대안적인 탄성 이미지(EG')를 표시하는 초음파 이미지($G2$)가 표시된다. 도 12에서, 프레임 F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$, $F(n-4)$ 중의 비에러 프레임의 비율은 $1/5$ 이다. 따라서, 이는 단계 S5 프로세스로 진행하고, 단지 B-모드 이미지(BG)만을 포함하는 초음파 이미지($G3$)가 표시된다. 도 13에서, 프레임 F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$, $F(n-4)$ 중의 비에러 프레임의 비율은 $3/5$ 이다. 따라서, 이는 단계 S4 프로세스로 진행하고, 대안적인 탄성 이미지(EG')를 표시하는 초음파 이미지($G2$)가 표시된다.
- [0074] 도 11 내지 도 13이 더 상세히 설명된다. 먼저, 도 11에서, 프레임 $F(n+1)$, $F(n+2)$ 가 에러 프레임이다. 프레임 $F(n+1)$, F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$ 중의 비에러 프레임의 비율은 $2/5$ 이고, 초음파 이미지($G2$)가 프레임 $F(n+1)$ 상에 표시된다. 한편, 프레임 $F(n+2)$, $F(n+1)$, F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$ 중의 비에러 프레임의 비율은 $1/5$ 이고, 초음파 이미지($G3$)가 프레임 $F(n+2)$ 상에 표시된다. 도 11에 도시된 바와 같이, 프레임 $F(n-1)$ 이 에러 프레임인 후의 프레임의 경우에 프레임 $F(n-5)$ 내지 $F(n-2)$ 가 비에러 프레임일지라도, 대안적인 탄성 이미지

(EG')가 일부분 표시되지만, 특정 점으로부터 표시되지 않는다.

- [0075] 스크리닝이 초음파 이미지를 표시하면서 주사 위치를 변경함으로써 중앙과 같은 병변 위치를 탐색하기 위해 수행될 때 단지 B-모드 이미지만을 관찰함으로써 병변 위치를 탐색하기 위한 요구가 존재한다. 따라서, 조작자가 스크리닝시에 초음파 프로브(2)에 의한 압축 및 이완 동작을 정지하면, 계산된 값(Y)은 임계값(Y_{TH})보다 낮아지게 된다. 따라서, 도 11에 도시된 바와 같이 프레임 F(n-1) 후의 프레임과 같은 에러 프레임은 단지 B-모드 이미지를 포함하는 초음파 이미지(G3)를 자동으로 계속 표시한다. 따라서, 대안적인 탄성 이미지(EG')는 단지 비에러 프레임의 비율이 사전 결정된 비율 이상인 조건에서만 표시될 수 있다.
- [0076] 다음에, 도 12에서, 프레임 F(n-4) 내지 F(n-2)가 에러 프레임이다. 프레임 F(n-4), F(n-5), F(n-6), F(n-7), F(n-8) 중의 비에러 프레임의 비율은 1/5이고, 초음파 이미지(G3)가 프레임 F(n-4) 상에 표시된다. 프레임 F(n-3), F(n-4), F(n-5), F(n-6), F(n-7) 중의 비에러 프레임의 비율은 1/5이고, 초음파 이미지(G3)가 프레임 F(n-3) 상에 표시된다. 프레임 F(n-2), F(n-3), F(n-4), F(n-5), F(n-6) 중의 비에러 프레임의 비율은 1/5이고, 초음파 이미지(G3)가 프레임 F(n-3) 상에 표시된다. 도 12에 도시된 바와 같이, 프레임이 간격에서 비에러 프레임일 때, 이는 조작자에 의해 무의식적으로 초음파 프로브(2)에 의해 압축 또는 이완 동작을 실행함으로써 해당될 수 있다. 이러한 조건에서도, 단지 B-모드 이미지(BG)만을 포함하는 초음파 이미지(G3)가 표시되어 스크리닝을 간섭하는 낮은 가능성이 존재하게 된다. 전술된 설명에서 지적된 바와 같이, 대안적인 탄성 이미지(EG')는 단지 비에러 프레임의 비율이 지정된 비율 이상인 적절한 조건에서만 표시될 수 있다.
- [0077] 다음에, 도 13에서, 프레임 F(n-8) 내지 F(n-6), F(n-3), F(n-2), F(n+1)이 에러 프레임이다. 프레임 F(n-8) 내지 F(n-6), F(n-3), F(n-2) 중의 비에러 프레임의 비율은 2/5이고, 초음파 이미지(G2)가 표시된다. 한편, F(n+1)에서의 비에러 프레임의 비율은 1/5이고, 초음파 이미지(G3)가 표시된다. 도 13에 도시된 바와 같이, 에러 프레임의 비율이 점진적으로 증가할 때, 이는 탄성 이미지를 표시하는 동안 초음파 프로브(2)에 의한 압축 및 이완 동작을 실행하는 조건과 및 스크리닝 단계 사이의 순간으로서 고려될 수 있다. 이 조건에서, 비에러 프레임의 비율이 사전 결정된 비율 이상일 때, 대안적인 탄성 이미지(EG')가 표시되지만, 비에러 프레임의 비율이 사전 결정된 비율 미만일 때, 단지 B-모드 이미지(BG)만이 표시되어 스크리닝을 간섭하는 낮은 가능성이 존재하게 된다. 따라서, 대안적인 탄성 이미지(EG')는 단지 적절한 조건에서만 표시될 수 있다.
- [0078] 전술된 실시예에 따르면, 에러 프레임의 비율이 사전 결정된 비율 이상인 조건에서, 대안적인 탄성 이미지(EG')가 에러 프레임에 대해 표시되어 실제 생체 조직의 탄성도를 가능한 한 실제와 같이 반영하는 탄성 이미지가 표시되게 된다. 한편, 에러 프레임의 비율이 사전 결정된 비율 미만일 때, 단지 B-모드 이미지(BG)가 표시되어 에러 프레임의 비율이 증가되면 대안적인 탄성 이미지(EG')의 연속적인 표시가 방지될 수 있게 된다. 따라서, 대안적인 탄성 이미지(EG')는 단지 적절한 조건에서만 표시될 수 있다.
- [0079] <제 2 실시예>
- [0080] 다음에, 제 2 실시예가 도 14에 기초하여 설명된다. 제 1 실시예와 동일한 구성 요소는 동일한 도면 부호를 갖고 설명이 생략될 수 있다는 것을 주목하라.
- [0081] 이 실시예에서, 표시 제어 디바이스(6)는 메모리(611), B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스(612), 탄성 이미지 데이터 생성 디바이스(613), 표시 이미지 제어 디바이스(614), 에러 판정 디바이스(617), 비율 판정 디바이스(618) 및 상관 계수 평균화 디바이스(619)를 포함한다. 상관 계수 평균화 디바이스(619)는 본 발명의 상관 계수 평균화 디바이스의 실시예의 일 예이다.
- [0082] 상관 계수 평균화 디바이스(619)는 물리량 데이터 처리 디바이스(5)에 의해 실행된 각각의 화소에 대해 상관 계산에 있어서 상관 계수(C)의 탄성 이미지 표시 영역(R)[영역 R(i), R(ii)]에서의 각각의 프레임에 대해 평균값(C_{AV})을 계산한다. 여기서, 이것은 $0 \leq C \leq 1$ 이므로 $0 \leq C_{AV} \leq 1$ 이다. 상관 계산에 있어서 상관 계수가 1에 근접할 때, 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 변위가 얻어질 수 있고, 다른 한편으로 이것이 0에 근접할 때 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는 변위가 얻어질 수 없다. 따라서, 평균값(C_{AV})이 1에 근접할 때, 탄성 이미지(EG)의 품질은 양호한 조건에 있고, 평균값(C_{AV})이 0에 근접할 때 탄성 이미지(EG)의 품질은 불량 품질에 있다.
- [0083] 실시예에서, 도 9에 도시된 단계 S1에서, 에러 판정 디바이스(617)는 상관 계수(C)의 평균값(C_{AV})에 기초하여 프

레이미 에러 프레임인지 여부를 판정한다. 에러 판정 디바이스(617)는 평균값(C_{AV})이 임계값(C_{TH}) 이하일 때 에러 프레임으로서 판정한다.

[0084] 전술된 상관 계수(C)에 의해, 탄성 이미지는 얼마나 정확하게 탄성 이미지가 생체 조직의 탄성도를 반영하는지를 이해할 수 있다. 따라서, 이 실시예에서, 에러 판정 디바이스(617)는 상관 계수(C)의 평균값(C_{AV})에 기초하여 프레임이 에러 프레임인지 여부를 판정한다.

[0085] 임계값(C_{TH})을 초과하는 평균값(C_{AV})을 갖는 프레임의 탄성 이미지에서, 임계값(C_{TH})은 생체 조직의 탄성도를 소정 정도로 정확하게 지시하는 값으로 설정된다.

[0086] 전술된 제 2 실시예는 제 1 실시예의 동일한 효과를 얻을 수 있다.

[0087] <제 3 실시예>

[0088] 다음에, 제 3 실시예가 도 15에 기초하여 설명된다. 제 1 및 제 2 실시예와 동일한 구성 요소는 동일한 도면 부호를 갖고 설명이 생략될 수 있다는 것을 주목하라.

[0089] 이 실시예에서, 표시 제어 디바이스(6)는 메모리(611), B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스(612), 탄성 이미지 데이터 생성 디바이스(613), 표시 이미지 제어 디바이스(614), 물리량 평균화 디바이스(615), 비율 계산 디바이스(616), 에러 판정 디바이스(617), 비율 판정 디바이스(618), 상관 계수 평균화 디바이스(619) 및 곱셈 디바이스(620)를 추가로 포함한다. 곱셈 디바이스(620)는 본 발명의 곱셈 디바이스의 실시예의 일 예이다.

[0090] 이 실시예에서, 물리량 평균화 디바이스(615)는 탄성 이미지 표시 영역(R)[영역 R(i) 및 영역 R(ii)]에서, 상관 계수(C)가 지정된 값 이상인 상관 계산이 실행되는 화소의 스트레인(St)의 평균값(RSt_{AV})을 계산한다. 다음에, 비율 계산 디바이스(616)는 평균값(RSt_{AV}) 대신에 평균값(RSt_{AV})을 사용하여 비율(Ra)을 계산하고, 수학식 1로부터 계산된 값(Y)을 계산한다. 상관 계수 평균화 디바이스(619)는 제 2 실시예와 유사하게 상관 계수(C)의 평균값(C_{AV})을 계산한다.

[0091] 곱셈 디바이스(620)는 비율 계산 디바이스(616)에 의해 얻어진 계산된 값(Y)과 상관 계수 평균화 디바이스(619)에 의해 얻어진 상관 계수(C)의 평균값(C_{AV})을 곱하고, 곱셈값(M)을 계산한다. 곱셈값(M)은 각각의 프레임에서 계산된다.

[0092] 곱셈 디바이스(620)는 상관 계수(C)의 평균값(C_{AV}) 및 계산된 값(Y)이 곱해질 때 가중하고 곱할 수 있다.

[0093] 여기서, 이는 $0 \leq Y \leq 1$, $0 \leq C_{AV} \leq 1$ 이므로 $0 \leq M \leq 1$ 이다. 곱셈값(M)은 계산된 값(Y)과 평균값(C_{AV})의 곱셈값이어서, 곱셈값(M)이 1에 근접할 때 탄성 이미지(EG)의 품질이 양호한 조건이 되고, 탄성 이미지(EG)의 품질은 곱셈값(M)이 0에 근접할 때 불량 조건이 된다.

[0094] 이 실시예에서, 도 9에 도시된 단계 S1에서, 에러 판정 디바이스(617)는 곱셈값(M)에 기초하여 프레임이 에러 프레임인지 여부를 판정한다. 에러 판정 디바이스(617)는 곱셈값(M)이 임계값(M_{TH}) 이하일 때 에러 프레임을 판정한다.

[0095] 계산된 값(Y) 및 상관 계수(C)에 기초하여, 얼마나 많은 탄성 이미지가 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는지가 판정되어, 얼마나 많은 탄성 이미지가 곱셈값(M)에 기초하여 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는지가 또한 판정되게 된다. 따라서, 이 실시예에서, 에러 판정 디바이스(617)는 곱셈값(M)에 기초하여 이것이 에러 프레임인지 여부를 판정한다.

[0096] 임계값(M_{TH})을 초과하는 곱셈값(M)을 갖는 프레임의 탄성 이미지의 임계값(M_{TH})과 관련하여, 임계값(M_{TH})은 생체 조직의 탄성도를 소정 정도로 정확하게 지시하는 값으로 설정된다.

[0097] 전술된 제 3 실시예에서 제 1 및 제 2 실시예의 동일한 효과를 얻을 수 있다.

[0098] <제 4 실시예>

[0099] 다음에, 제 4 실시예가 도 16에 기초하여 설명된다. 제 1 내지 제 3 실시예와 동일한 구성 요소는 동일한 도면 부호를 갖고 설명이 생략될 수 있다는 것을 주목하라.

[0100] 이 실시예에서, 표시 제어 디바이스(6)는 메모리(611), B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스(612), 탄성 이미지 데이터 생성 디바이스(613), 표시 이미지 제어 디바이스(614), 에러 판정 디바이스(617), 비율 판정 디바이스(618) 및 부호 수 계산 디바이스(621)를 추가로 포함한다. 부호 수 계산 디바이스(621)는 일 프레임 내의 각각의 화소 상에서 계산된 스트레인(St)에 대한 플러스 부호의 수 및 마이너스 부호의 수를 발견한다.

[0101] 이 실시예에서, 도 9에 도시된 단계 S1에서, 에러 판정 디바이스(617)는 플러스 부호의 수 및 마이너스 부호의 수의 비율에 기초하여 이것이 에러 프레임인지 여부를 판정한다. 특히, 수학식 2 및 수학식 3의 임의의 하나의 조건이 충족되면, 프레임은 에러 프레임으로서 판정되고, 한편 수학식 2 및 수학식 3의 임의의 하나의 조건이 충족되지 않으면, 프레임은 에러 프레임으로서 판정된다.

수학식 2

[0102] 플러스 부호의 수 $> x \times$ 마이너스 부호의 수

수학식 3

[0103] 마이너스 부호의 수 $> x \times$ 플러스 부호의 수

[0104] 수학식 2 및 수학식 3에서, 이는 $x \geq 1$ 이다. "x"는 조작자에 의해 미리 조작 디바이스(8)에 입력될 수 있고, 또는 미리 HDD(10)에 저장될 수 있다.

[0105] 일 프레임에서 스트레인(St)의 부호와 탄성 이미지(EG)의 품질의 비율의 관계가 여기에 설명된다. 예를 들어, 초음파 프로브(2)에 의한 압축 및 이완 동작이 적절하게 수행되면, 플러스 또는 마이너스의 비율은 일 프레임에서 스트레인(St)의 부호의 비율로서 커지게 된다. 그러나, 초음파 프로브(2)에 의한 압축 및 이완 동작이 적절하게 수행되지 않고 생체 조직의 횡단방향 시프트가 발생되면, 부호의 비율은 플러스 또는 마이너스로 기울어지고, 양 부호의 비율은 일 프레임 내의 스트레인(St)의 부호의 비율로서 균형화된다. 따라서, 플러스 및 마이너스 부호의 비율에 기초하여, 얼마나 많은 탄성 이미지가 생체 조직의 탄성도를 정확하게 반영하는지가 판정될 수 있다. 전술된 설명으로부터, 수학식 2 및 수학식 3의 임의의 조건이 충족되면, 플러스 및 마이너스 부호의 비율이 균형화되어 프레임이 에러 프레임으로서 판정되게 된다.

[0106] 전술된 제 4 실시예에서 제 1 내지 제 3 실시예의 동일한 효과가 얻어질 수 있다.

[0107] <제 5 실시예>

[0108] 다음, 제 5 실시예가 도 17에 기초하여 설명된다. 제 1 내지 제 4 실시예와 동일한 구성 요소는 동일한 도면 부호를 갖고 설명은 생략될 수 있다는 것을 주목하라.

[0109] 이 실시예에서, 표시 제어 디바이스(6)는 메모리(611), B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스(612), 탄성 이미지 데이터 생성 디바이스(613), 표시 이미지 제어 디바이스(614), 에러 판정 디바이스(617) 및 비율 판정 디바이스(618)를 포함한다.

[0110] 이 실시예에서, 도 9의 단계 S1에서, 에러 판정 디바이스(617)는 제 1 내지 제 4 실시예와는 상이하고, 먼저 하나의 프레임의 탄성 이미지 표시 영역[영역 R(i), R(ii)]에서 각각의 화소에 대해 이것이 에러 화소인지 여부를 판정한다. 다음에, 에러로서 판정된 화소(에러 화소) 및 에러로서 판정되지 않은 화소(비에러 화소)의 비율에 기초하여 이것이 에러 프레임인지 여부를 판정한다.

[0111] 이 실시예에서, 에러 판정 디바이스(617)는 각각의 화소에 의해 계산된 각각의 스트레인(St)에 기초하여 이것이 에러 화소인지 여부를 판정한다. 예를 들어, 에러 판정 디바이스(617)는 스트레인(St)이 미리 설정된 사전 결정된 범위 내에 있지 않을 때 화소를 에러 화소로서 판정한다. 또는, 에러 판정 디바이스(617)는 탄성 이미지 표시 영역(R)[영역 R(i), 영역 R(ii)] 내의 스트레인(St)의 통계적인 분배에 기초하여 이것이 각각의 화소인지

여부를 판정할 수 있다. 방금 설명된 바와 같이, 판정이 스트레인(St)의 통계적인 분배에 기초하여 실행되는 경우에, 예를 들어 스트레인(St)의 통계적인 분배에서, 높은 차수의 스트레인 "p" 퍼센트 또는 낮은 차수의 "p" 퍼센트가 속하는 계산된 화소가 에러로서 판정될 수 있다. "p"는 임의의 설계될 수 있다.

[0112] 전술된 제 5 실시예에서, 제 1 내지 제 4 실시예의 동일한 효과가 얻어질 수 있다.

[0113] 다음에, 제 5 실시예의 변형예가 설명된다. 이 변형 실시예에서, 에러 판정 디바이스(617)는 각각의 화소에 실행된 상관 계산에 있어서 상관 계수(C)에 기초하여 이것이 에러 화소인지 여부를 판정한다. 예를 들어, 에러 판정 디바이스(617)는 상관 계수(C)가 사전 결정된 값 이하일 때 화소를 에러 화소로서 판정한다.

[0114] 본 발명이 전술된 실시예와 함께 설명되었지만, 본 발명은 본 발명의 사상 및 범주로부터 벗어나지 않고 다양한 방식으로 수정될 수 있다는 것이 이해될 수 있을 것이다. 예를 들어, 비율 판정 디바이스(618)는 비에러 프레임 임의의 비율 대신에 에러 프레임의 비율을 계산함으로써 에러 프레임의 비율이 사전 결정된 비율 이하인지 여부를 판정할 수 있다. 이 경우에, 표시 이미지 제어 디바이스(614)는 에러 프레임이 비율이 사전 결정된 비율 이하이면 사전 결정된 대안적인 탄성 이미지(EG')와 B-모드 이미지(BG)의 조합된 초음파 이미지(G2)를 표시할 수 있고, 에러 프레임의 비율이 사전 결정된 비율 이상이면 B-모드 이미지만을 포함하는 초음파 이미지(G3)를 표시할 수 있다.

[0115] 또한, 각각의 실시예에서, 비에러 프레임에 관련하여, 단지 그 프레임 데이터에 기초하는 탄성 이미지(EG)만이 표시되지만, 현재 프레임의 이전의 프레임에 표시된 탄성 이미지의 컬러 탄성 이미지 데이터 및 현재 프레임인 비에러 프레임의 컬러 탄성 이미지 데이터를 가중하는 가산에 의해 얻어진 데이터에 기초하는 탄성 이미지가 표시될 수 있다. 이 경우에, 가중 계수는 가중 가산이 에러 프레임에 대해 실행되는 에러 프레임의 것보다 크게 설정된다.

[0116] 가중 가산은 컬러 탄성 이미지 데이터에 대해 대신에 컬러 이미지 탄성 이미지 데이터로 주사 변환되기 전에 물리량 데이터에 대해 실행될 수 있다.

[0117] 물리량 데이터 처리 디바이스(5)는 생체 조직의 탄성도에 관한 물리량으로서 스트레인 대신에 탄성 계수 또는 생체 조직의 변형에 의해 발생하는 변위를 계산할 수 있고, 또한 다른 공지의 방법에 의해 생체 조직의 탄성도에 관한 물리량을 계산할 수 있다.

[0118] 또한, 비율 판정 디바이스(618)는 현재 프레임(Fn)을 포함하지 않고 가장 최근의 프레임을 포함하는 다수의 프레임 내의 비에러 프레임 또는 에러 프레임을 계산할 수 있다. 즉, 가장 최근의 프레임은 프레임의 사전 결정된 수만큼 현재의 프레임(Fn)으로부터 후퇴된다.

[0119] 본 발명의 다수의 광범위한 상이한 실시예가 본 발명의 사상 및 범주로부터 벗어나지 않고 구성될 수 있다. 본 발명은 첨부된 청구범위에 규정된 바를 제외하고는 명세서에 설명된 특정 실시예에 한정되는 것은 아니라는 것이 이해되어야 한다.

부호의 설명

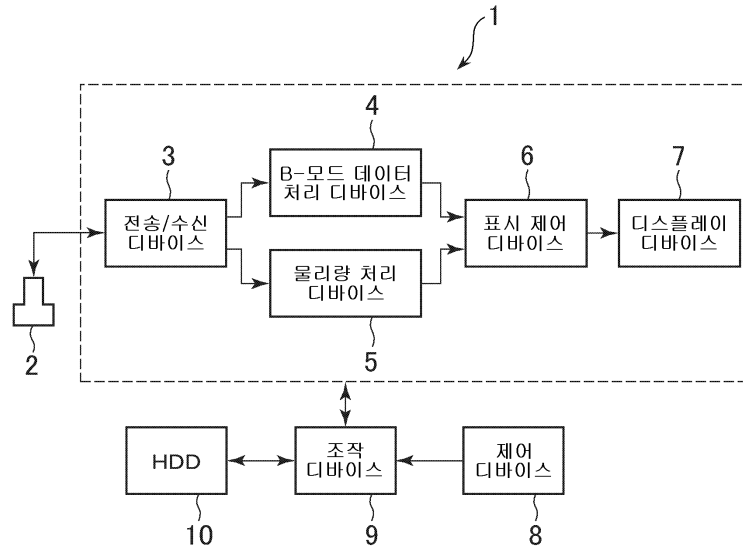
- [0120]
- | | |
|-------------------------|---------------------------|
| 1: 초음파 진단 장치 | 2: 초음파 프로브 |
| 3: 전송/수신 디바이스 | 4: B-모드 데이터 처리 디바이스 |
| 5: 물리량 처리 디바이스 | 6: 표시 제어 디바이스 |
| 7: 디스플레이 디바이스 | 8: 조작 디바이스 |
| 9: 제어 디바이스 | 10: HDD |
| 611: 메모리 | 612: B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스 |
| 613: 탄성 이미지 데이터 생성 디바이스 | |
| 614: 표시 이미지 제어 디바이스 | |
| 615: 물리량 평균화 디바이스 | 616: 비율 계산 디바이스 |
| 617: 에러 판정 디바이스 | 618: 비율 판정 디바이스 |

619: 상판 계수 평균화 디바이스

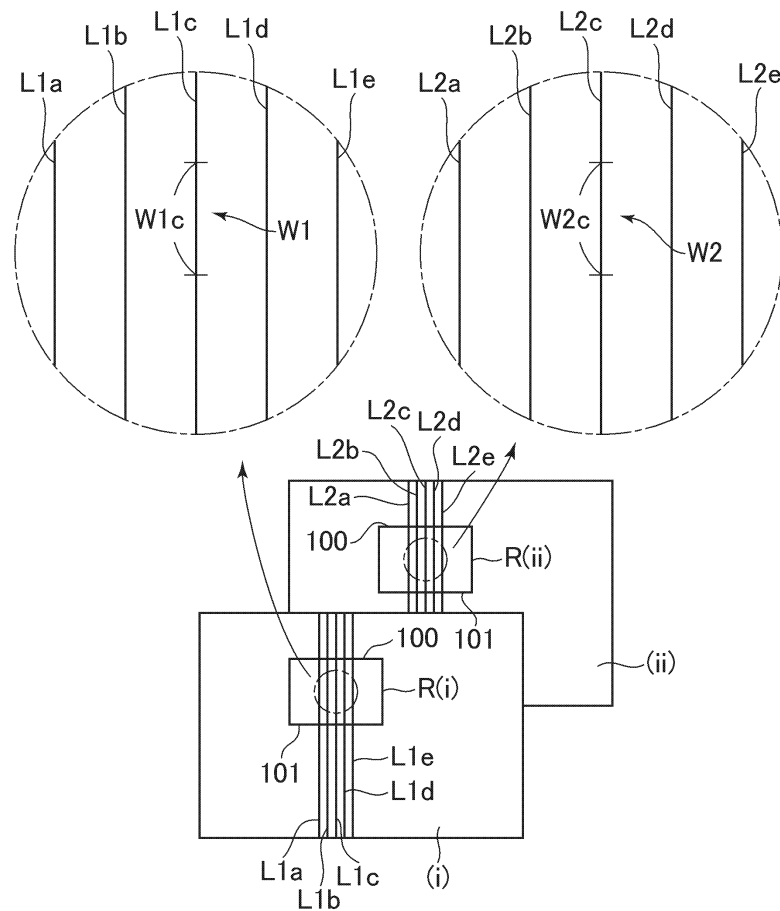
620: 굽셈 디바이스

도면

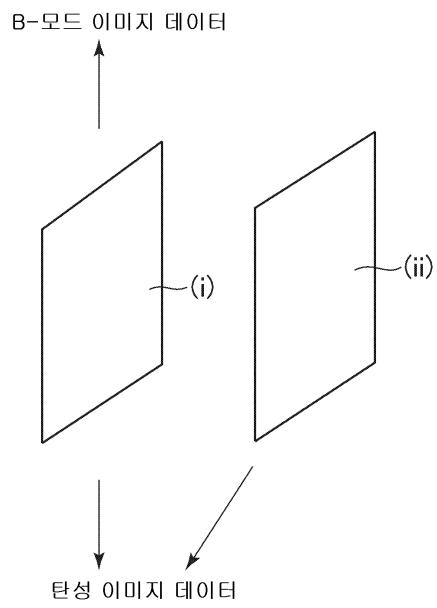
도면1



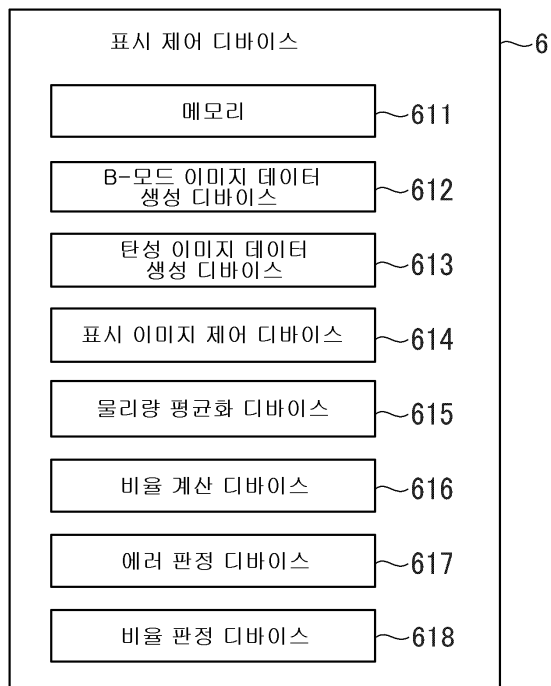
도면2



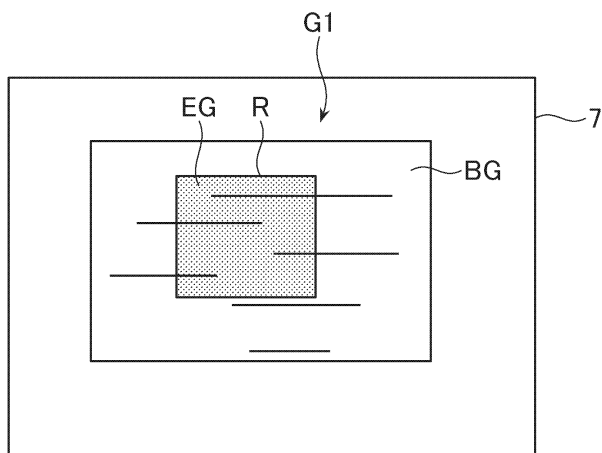
도면3



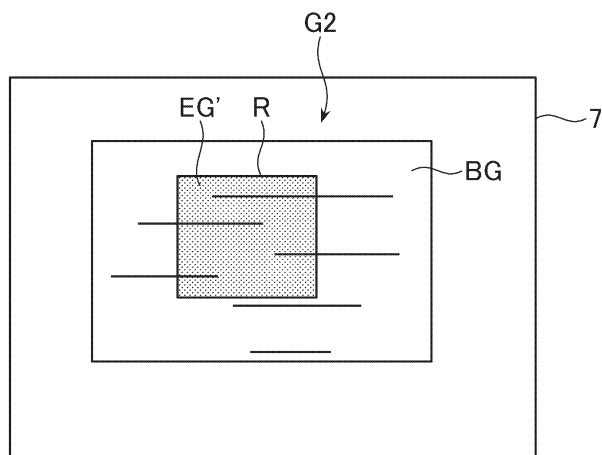
도면4



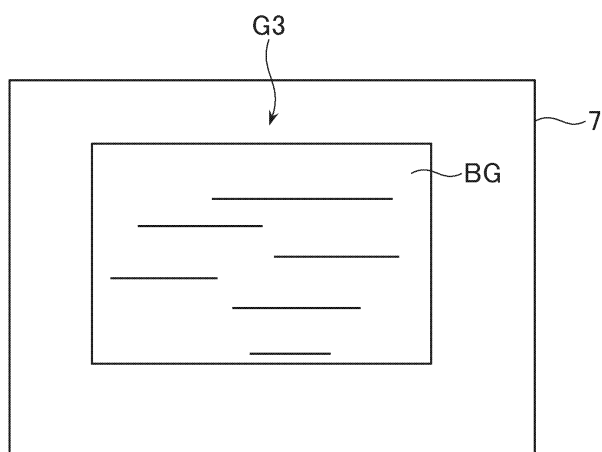
도면5



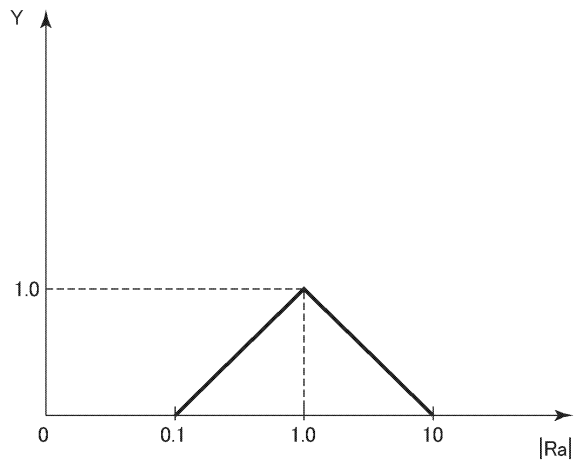
도면6



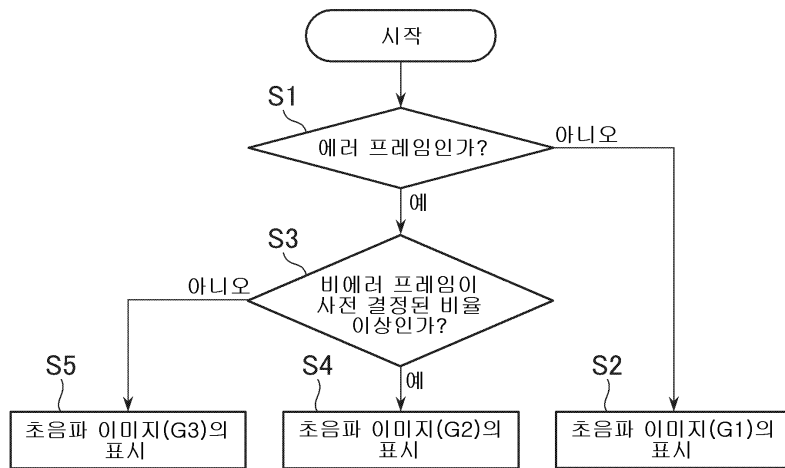
도면7



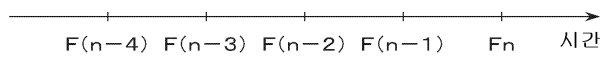
도면8



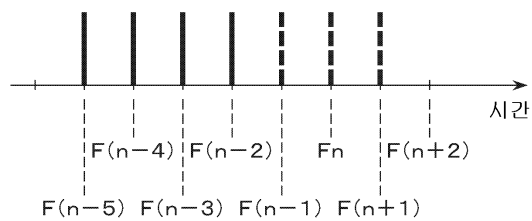
도면9



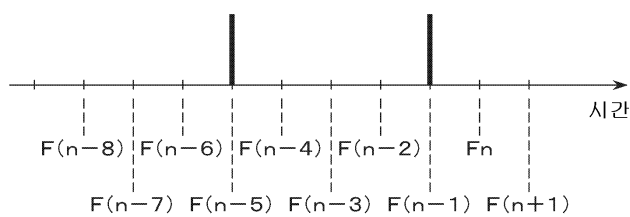
도면10



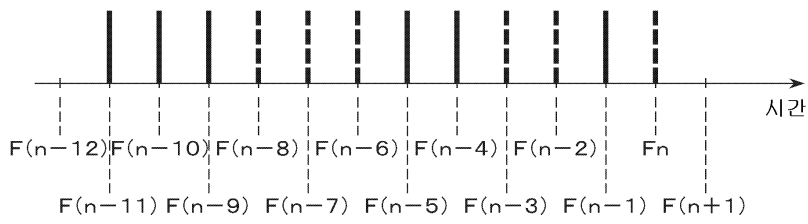
도면11



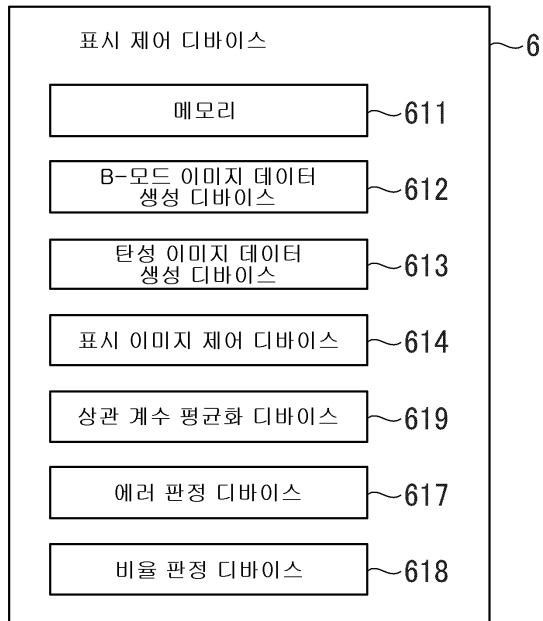
도면12



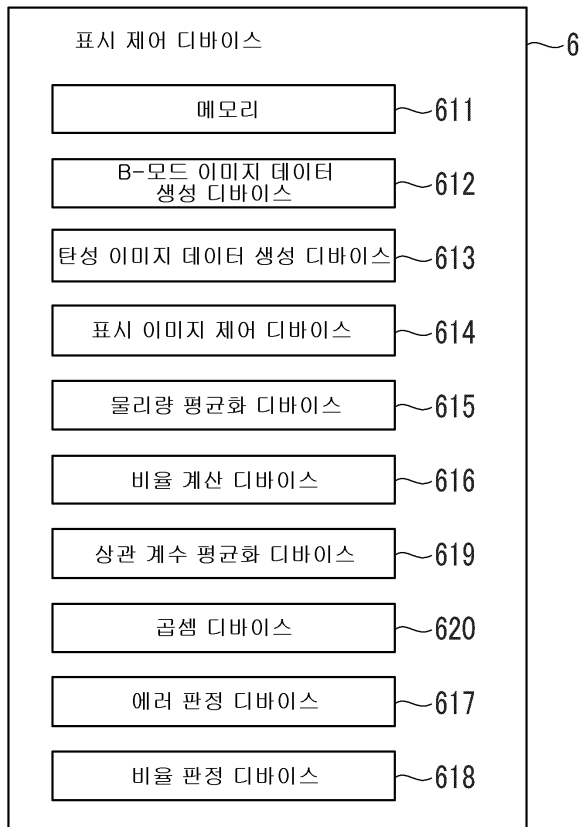
도면13



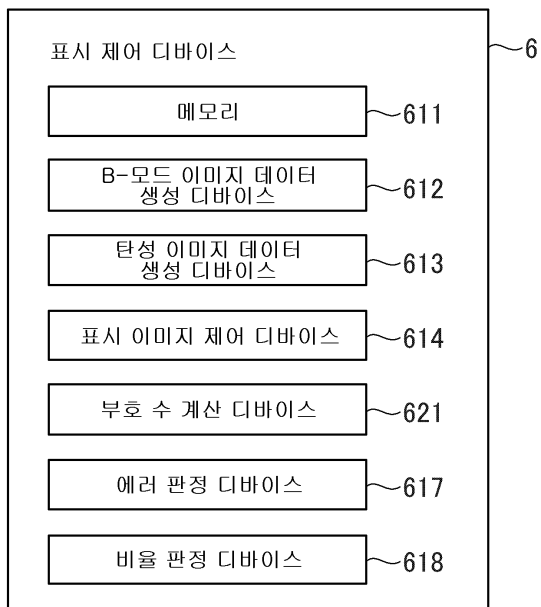
도면14



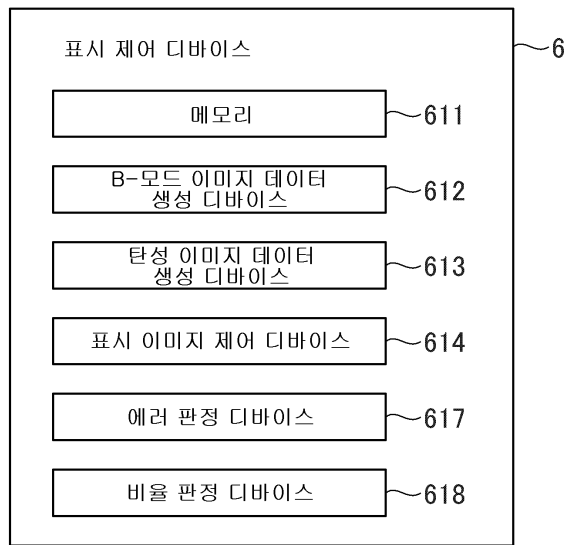
도면15



도면16



도면17



专利名称(译)	超声波诊断装置，控制图像显示的方法，以及超声波诊断装置的控制程序		
公开(公告)号	KR1020120006943A	公开(公告)日	2012-01-19
申请号	KR1020110069361	申请日	2011-07-13
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 A61B8/14 G06F19/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/5269 A61B8/485 G01S7/52034 G01S7/5206 G01S7/52042 A61B8/14		
优先权	2010158869 2010-07-13 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

物理量计算装置，用于基于所获得的回波信号计算生物组织的弹性图的物理量，并且基于基于所计算的物理量，显示所指示的预定和替代弹性图像而不是弹性图像。由于超声诊断设备在生物组织中发送超声波，因此包括关于预定多个帧内帧的错误帧或控制解除标记的显示图像控制设备的非错误帧或错误帧的速率。这些关于错误框架，不符合标准并且确定。

