



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0085516
(43) 공개일자 2017년07월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) G01S 15/89 (2006.01)
G01S 7/52 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/485 (2013.01)
A61B 8/488 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-7013954
(22) 출원일자(국제) 2014년10월28일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2017년05월23일
(86) 국제출원번호 PCT/IB2014/002600
(87) 국제공개번호 WO 2016/067072
국제공개일자 2016년05월06일

(71) 출원인
수퍼 소닉 이매진
프랑스 에프-13857 엑스 앙 프로방스 세텍스 바티
명 이 레 자댕 드 라 뒤란느 뤼 르네 데카르트
510
(72) 발명자
루파스 타나시스
그리스 쥐알-15452 시키코 크라이산데몬 스트리트
32
브루스 매튜 프레데릭
프랑스 에프-13290 레 밀르 로띠쓰멍 엘리스 2 아
브뉴 셀레스탱 브레씨에호 340
크리통 알린 로우어
프랑스 에프-92100 불로뉴 비앙쿠르 비 뤼 데 뻐
뿔리에 17
(74) 대리인
방해철, 김용인

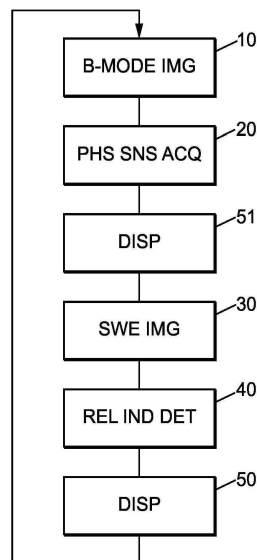
전체 청구항 수 : 총 28 항

(54) 발명의 명칭 **전단파 탄성초음파 영상화를 수행하기 위한 영상화 방법 및 장치**

(57) 요약

본 발명은 매질 내의 관찰 필드의 전단파 탄성초음파 영상화를 수행하는 방법으로서, 상기 방법은 전단파 전파 매개변수의 복수의 세트를 획득하는 복수의 전단파 영상화 단계(30)를 포함하며, 상기 방법은 관찰 필드의 전단파 탄성초음파 신뢰성 지표가 결정되는 신뢰성 지표 결정 단계(40)를 추가로 포함한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 8/5276 (2013.01)

G01S 15/8915 (2013.01)

G01S 15/8979 (2013.01)

G01S 7/52022 (2013.01)

G01S 7/52042 (2013.01)

G01S 7/52071 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

매질 내의 관찰 필드의 전단과 탄성초음파 영상화를 수행하는 방법으로서, 상기 방법은 전단과 전파 매개변수의 복수의 세트를 획득하는 복수의 전단과 영상화 단계(30)를 포함하며,

상기 방법은 관찰 필드의 전단과 탄성초음파 영상화의 신뢰성 지표가 결정되는 신뢰성 지표 결정 단계(40)를 추가로 포함하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

신뢰성 지표는 안정성 지표의 함수이고,

신뢰성 지표 결정 단계(40)는 상기 안정성 지표가 적어도 두 세트의 전단과 전파 매개변수에 기초하여 결정되는 안정성 지표 결정 단계(43)를 포함하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

안정성 지표는 적어도 두 세트의 데이터 사이의 유사성의 함수이며, 상기 두 세트의 데이터는 두 개의 연속적인 전단과 전파 매개변수 세트 또는 두 개의 연속적인 전단과 전파 매개변수 세트와 각각 관련된 두 개의 히스토그램인 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

두 세트의 데이터 사이의 유사성은 각각의 데이터 세트에 대한 메트릭(metric)을 계산하고 상기 메트릭을 비교함으로써 결정되며, 상기 메트릭은 평균 제곱, 상관, 정규화 상관, 패턴 세기 및 상호 정보의 목록에서 선택되는 방법.

청구항 5

제 2 항 내지 제 4 항 중 어느 한 항에 있어서,

안정성 지표는 복수의 세트의 전단과 전파 매개변수의 통계적 분산 함수인 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

복수의 세트의 전단과 전파 매개변수의 통계적 분산은 사분위 범위, 십분위 범위, 표준 편차, 중앙 절대 편차, 평균 절대 편차, 거리 표준 편차의 목록에서 선택된 통계적 지표를 계산함으로써 결정되는 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

통계적 분산은 계산된 통계 지표를 복수의 세트의 전단과 전파 매개변수의 중심화 경향의 통계적 측정치에 의해 추가로 정규화함으로써 결정되는 방법.

청구항 8

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

각 전단파 영상화 단계(30)는 다음을 포함하는 방법:

- a) 변환기의 어레이가 적어도 하나의 초음파를 매질에 방출시킴으로써 매질 내부에 전단파가 생성되는 여기 단계(31);
- b) 상기 전단파의 전파가 매질의 관찰 필드 내의 복수 지점에서 관찰되는 관찰 단계(32);

관찰 단계는 다음 작업을 포함한다:

- b1) 변환기의 어레이가 상기 초음파가 관찰 필드 내의 전파하는 전단파와 적어도 부분적으로 공간적 및 시간적 중첩을 나타내도록 적합하게 된 공간 범위 및 타이밍을 갖는 일련의 초음파를 매질 속으로 방출하게 한다; 및
- b2) 상기 관찰 필드로부터 수신된 음향 신호가 상기 변환기의 어레이에 의해 실시간으로 탐지되게 한다, 상기 음향 신호는 매질 내의 산란체와 상호작용하는 초음파에 의해 생성된 에코를 포함한다; 및
- c) 전단파 전파 매개변수의 세트가 관찰 필드 내에서 결정되는 적어도 하나의 처리 단계(33), 상기 전단파 전파 매개변수 세트는 관찰 필드 내의 복수의 지점과 관련된다.

청구항 9

제 2 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

신뢰성 지표는 운동 지표의 함수이고,

신뢰성 지표 결정 단계(40)는 운동 지표가 적어도 두 개의 데이터 세트에 기초하여 결정되는 운동 지표 결정 단계(42)를 포함하며,

상기 두 개의 데이터 세트는 두 개의 연속적인 관찰 필드의 B-모드 영상 또는 도플러 획득과 같은 관찰 필드의 두 개의 연속적인 위상 감도 획득인 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

운동 지표는 상기 두 개의 연속적인 B-모드 영상으로부터 광학적 흐름(optical flow)을 계산함으로써 결정된 적어도 두 개의 연속적인 B-모드 영상 사이의 국소 또는 전역 변위의 함수인 방법.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

운동 지표는 상기 두 개의 연속적인 위상 감도 획득의 위상 값 측정으로부터 계산된 두 개의 연속적인 위상 감도 획득 사이의 국소 또는 전역 변위의 함수인 방법.

청구항 12

제 9 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,

신뢰성 지표는 영상 품질 지표의 함수이며,

신뢰성 지표 결정 단계(40)는 영상 품질 지표가 관찰 필드의 적어도 하나의 B-모드-영상에 기초하여 결정되는 영상 품질 지표 결정 단계(41)를 포함하는 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

영상 품질 지표는 적어도 하나의 B-모드 영상의 통계적 특성을 계산하고, 상기 통계적 특성을 적어도 하나의 소정의 임계값과 비교함으로써 결정되는 방법.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

복수의 B-모드 영상의 통계적 특성은 적어도 하나의 B-모드-영상의 B-모드 1차 통계, B-모드 2차 통계 또는 B-

모드 1차 및 2차 통계의 조합인 방법.

청구항 15

제 12 항 내지 제 14 항 중 어느 한 항에 있어서,

영상 품질 지표는 관찰 필드의 적어도 두 개의 B-모드 이미지에 기초하여 결정되며,

영상 품질 지표는 상기 적어도 두 개의 B-모드 영상 사이의 유사성의 함수이며,

상기 유사성은 상기 B-모드 영상의 각각에 대한 메트릭을 계산하고 상기 메트릭을 비교하는 단계에 의해 결정되며, 상기 메트릭은 평균 제곱, 상관관계, 정규화 상관관계, 패턴 세기 및 상호 정보의 목록에서 선택되는 방법.

청구항 16

제 9 항 내지 제 15 항 중 어느 한 항에 있어서,

적어도 하나의 B-모드 영상화 단계(10)를 추가로 포함하는 방법.

청구항 17

제 9 항 내지 제 16 항 중 어느 한 항에 있어서,

복수의 위상 감도 획득 단계(20)를 추가로 포함하는 방법.

청구항 18

제 16 항 또는 제 17 항에 있어서,

B-모드 영상화 단계(10) 및/또는 위상 감지 획득 단계(20)는 전단파 영상화 단계(30) 전에 수행되는 방법.

청구항 19

제 1 항 내지 제 18 항 중 어느 한 항에 있어서,

신뢰성 지표, 안정성 지표, 운동 지표 및/또는 영상 품질 지표를 적어도 하나의 소정의 임계값과 비교하는 적어도 하나의 단계를 추가로 포함하는 방법.

청구항 20

제 1 항 내지 제 19 항 중 어느 한 항에 있어서,

작업자에게 신뢰성 지표를 표시하는 단계(50)를 추가로 포함하는 방법.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

작업자에게 신뢰성 지표를 표시하는 단계(50)는 안정성 지표 및/또는 운동 지표 및/또는 영상 품질 지표를 표시하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 22

제 20 항 또는 제 21 항에 있어서,

작업자에게 신뢰성 지표를 표시하는 단계(50)는 신뢰성 지표의 수치를 표시하는 것 및 신뢰성 지표의 그래픽 표현을 표시하는 것으로부터 선택된 작업을 포함하는 방법.

청구항 23

제 1 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항에 있어서,

작업자에게 운동 지표 및/또는 영상 품질 지표의 합성 지표 함수를 표시하는 단계(51)를 추가로 포함하며,

합성 지표를 표시하는 상기 단계(51)는 복수의 전단파 영상화 단계(30) 전에 수행되는 방법.

청구항 24

제 1 항 내지 제 23 항 중 어느 한 항에 있어서,
관찰 필드 내의 복수의 지점과 관련된 복수의 신뢰성 지표가 결정되고,
신뢰성 지표의 맵이 작업자에게 표시되는(50, 51) 방법.

청구항 25

제 24 항에 있어서,
신뢰성 지표의 상기 맵은 안정성 지표의 맵 및/또는 운동 지표의 맵 및/또는 영상 품질 지표의 맵 및/또는 합성 지표의 맵을 포함하는 방법.

청구항 26

제 24 항 또는 제 25 항에 있어서,
관찰 필드 내의 진단과 전파 매개변수의 맵, 및
신뢰성 지표의 맵
을 포함하는 적어도 두 개의 맵에 기초하여 복합 영상을 결정하는 단계,
상기 복합 영상을 결정하는 단계는 적어도 두 개의 맵 중 다른 하나의 맵의 함수에서 상기 적어도 두 개의 맵 중 하나의 컬러 성분을 변화시키는 것, 상기 적어도 두 개의 맵을 알파 블렌딩하는 것, 상기 적어도 두 개의 맵 중 다른 하나의 최상부에 계층화되도록 상기 적어도 두 개의 맵 중 하나로부터 라인 또는 아이콘의 세트를 결정하는 것으로부터 선택된 작업을 포함한다, 및
상기 복합 영상을 작업자에게 표시하는 단계(50, 51)를 포함하는 방법.

청구항 27

제 20 항 내지 제 26 항 중 어느 한 항에 있어서,
표시하는 단계(50, 51)는 여러 번 반복되는 방법.

청구항 28

매질(3) 내의 관찰 필드(2)의 진단과 탄성초음파 영상화를 위해 제 1 항 내지 제 27 항 중 어느 한 항에 따른 방법을 구현하는 영상화 장치(1)로서,

- a) 적어도 하나의 초음파가 매질(3) 내부에 진단파를 생성하기 위해 변환기의 어레이(6)에 의해 매질(3)로 방출되게 하는 단계;
- b) 아래 작업에 의해 관찰 필드(2)의 복수 지점에서 상기 진단파의 전파를 동시에 관찰하는 단계;
 - b1) 변환기의 어레이(6)가 상기 초음파가 관찰 필드 내의 전파하는 진단파와 적어도 부분적으로 공간적 및 시간적 중첩을 나타내도록 적합하게 된 공간 범위 및 타이밍을 갖는 일련의 초음파를 매질 속으로 방출하게 한다; 및
 - b2) 상기 관찰 필드(2)로부터 수신된 음향 신호가 상기 변환기의 어레이에 의해 실시간으로 탐지되게 한다, 상기 음향 신호는 매질(3) 내의 산란체(5)와 상호작용하는 초음파에 의해 생성된 에코를 포함한다; 및
- c) 관찰 필드(2) 내의 상기 진단파 전파 매개변수의 세트를 결정하는 단계로서, 상기 진단파 전파 매개변수 세트는 상기 관찰 필드(2) 내의 복수의 지점과 관련되는 단계에 의해
 - 복수의 세트의 진단파 전파 매개변수를 획득하고,
 - 관찰 필드(2)의 진단파 탄성초음파 영상화의 신뢰성 지표를 결정하는데 적합한 적어도 하나의 전자 중앙 장치(4)에 의해 서로 독립적으로 제어되는 변환기의 어레이(6)를 포함하는 영상화 장치(1).

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 매질에서 관찰 필드의 진단과 탄성초음파 영상화를 수행하기 위한 영상화 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 미국 특허 제7,252,004호는 매질 내의 관찰 필드를 영상화하기 위한 진단과 탄성초음파 방법의 예를 기술한다.

[0003] 미국 특허 제7,252,004호의 방법은 매질 내의 조직 운동이 제한될 때 완전한 만족을 주지만, 조직이 보다 강하게 움직일 때 영상 및 측정의 재현성 및 신뢰성은 최적이지 아닐 수 있다.

[0004] 예를 들어, 간 및 복부에서 수행되는 진단과 탄성초음파는 환자의 호흡, 폐 늑골 및 중재 조직으로부터의 그림자 또는 심박수와 연결된 기관의 맥동으로 인한 작은 움직임에 민감할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 따라서, 측정 변동성을 감소시키고, 획득 시간을 단축시키거나, 실패한 획득의 수를 감소시킬 수 있는 매질 내의 관찰 필드의 진단과 탄성초음파 영상화를 수행하는 방법이 필요하다.

[0006] 이러한 방법은 진단과 탄성초음파 영상화의 학습 곡선을 감소시킬 수 있기 때문에 새로운 사용자에게 특히 유용할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 이런 목적을 위해서, 본 발명의 제 1 목적은 매질 내의 관찰 필드의 진단과 탄성초음파 영상화를 수행하는 방법으로서, 상기 방법은 복수의 세트의 진단과 전파 매개변수를 획득하는 복수의 진단과 영상화 단계를 포함하며, 상기 방법은 관찰 필드의 진단과 탄성초음파 영상화의 신뢰성 지표가 결정되는 신뢰성 지표 결정 단계를 추가로 포함한다.

[0008] 이러한 특징으로, 작업자는 SWE 획득/측정의 신뢰성에 관한 추가 정보를 제공받을 수 있다. 따라서 작업자는 진단과 탄성초음파 영상화가 최적일 때만 진단 또는 측정을 수행하거나 신뢰할 수 있는 작동 조건에서 수행된 진단 및 측정만을 고려하여 진단 성능을 향상시킬 수 있다.

[0009] 일부 실시태양에서, 다음 특징들 중 하나 이상을 사용할 수 있다:

[0010] - 신뢰성 지표는 안정성 지표의 함수이고, 신뢰성 지표 결정 단계는 안정성 지표가 적어도 두 세트의 진단과 전파 매개변수에 기초하여 결정되는 안정성 지표 결정 단계를 포함한다;

[0011] - 안정성 지표는 적어도 두 세트의 데이터 사이의 유사성의 함수이며, 상기 두 세트의 데이터는 두 개의 연속적인 진단과 전파 매개변수 세트 또는 두 개의 연속적인 진단과 전파 매개변수 세트와 각각 관련된 두 개의 히스토그램이다;

[0012] - 두 세트의 데이터 사이의 유사성은 각각의 데이터 세트에 대한 메트릭(metric)을 계산하고 상기 메트릭을 비교함으로써 결정되며, 상기 메트릭은 평균 제곱, 상관, 정규화 상관, 패턴 세기 및 상호 정보의 목록에서 선택된다;

[0013] - 안정성 지표는 복수의 세트의 진단과 전파 매개변수의 통계적 분산 함수이다;

[0014] - 복수의 세트의 진단과 전파 매개변수의 통계적 분산은 사분위 범위, 십분위 범위, 표준 편차, 중앙 절대 편차, 평균 절대 편차, 거리 표준 편차의 목록에서 선택된 통계적 지표를 계산함으로써 결정된다;

[0015] - 통계적 분산은 계산된 통계 지표를 복수의 세트의 진단과 전파 매개변수의 중심화 경향의 통계적 측정치에 의해 추가로 정규화함으로써 결정된다;

[0016] - 각 진단과 영상화 단계는 다음을 포함한다:

[0017] a) 변환기의 어레이가 적어도 하나의 초음파를 매질에 방출시킴으로써 매질 내부에 진단과가 생성되는 여기 단계;

- [0018] b) 상기 전단파의 전파가 매질의 관찰 필드 내의 복수 지점에서 관찰되는 관찰 단계;
- [0019] 관찰 단계는 다음 작업을 포함한다:
- [0020] b1) 변환기의 어레이가 상기 초음파가 관찰 필드 내의 전파하는 전단파와 적어도 부분적으로 공간적 및 시간적 중첩을 나타내도록 적합하게 된 공간 범위 및 타이밍을 갖는 일련의 초음파를 매질 속으로 방출하게 한다, 및
- [0021] b2) 상기 관찰 필드로부터 수신된 음향 신호가 상기 변환기의 어레이에 의해 실시간으로 탐지되게 한다, 상기 음향 신호는 매질 내의 산란체와 상호작용하는 초음파에 의해 생성된 에코를 포함한다; 및
- [0022] c) 전단파 전파 매개변수의 세트가 관찰 필드 내에서 결정되는 적어도 하나의 처리 단계, 상기 전단파 전파 매개변수 세트는 관찰 필드 내의 복수의 지점과 관련된다;
- [0023] - 신뢰성 지표는 운동 지표의 함수이고, 신뢰성 지표 결정 단계는 운동 지표가 적어도 두 개의 데이터 세트에 기초하여 결정되는 운동 지표 결정 단계를 포함하며, 상기 두 개의 데이터 세트는 두 개의 연속적인 관찰 필드의 B-모드 영상 또는 도플러 획득과 같은 관찰 필드의 두 개의 연속적인 위상 감도 획득이다;
- [0024] - 운동 지표는 두 개의 연속적인 B-모드 영상으로부터 광학적 흐름(optical flow)을 계산함으로써 결정된 적어도 두 개의 연속적인 B-모드 영상 사이의 국소 또는 전역 변위의 함수이다;
- [0025] - 운동 지표는 상기 두 개의 연속적인 위상 감도 획득의 위상 값 측정으로부터 계산된 적어도 두 개의 연속적인 위상 감도 획득 사이의 국소 또는 전역 변위의 함수이다;
- [0026] - 신뢰성 지표는 영상 품질 지표의 함수이며, 신뢰성 지표 결정 단계는 영상 품질 지표가 관찰 필드의 적어도 하나의 B-모드-영상에 기초하여 결정되는 영상 품질 지표 결정 단계를 포함한다;
- [0027] - 영상 품질 지표는 적어도 하나의 B-모드 영상의 통계적 특성을 계산하고, 상기 통계적 특성을 적어도 하나의 소정의 임계값과 비교함으로써 결정된다;
- [0028] - 복수의 B-모드 영상의 통계적 특성은 적어도 하나의 B-모드-영상의 B-모드 1차 통계, B-모드 2차 통계 또는 B-모드 1차 및 2차 통계의 조합이다;
- [0029] - 영상 품질 지표는 관찰 필드의 적어도 두 개의 B-모드 이미지에 기초하여 결정되며, 영상 품질 지표는 상기 적어도 두 개의 B-모드 영상 사이의 유사성의 함수이며, 상기 유사성은 상기 B-모드 영상의 각각에 대한 메트릭을 계산하고 상기 메트릭을 비교하는 단계에 의해 결정되며, 상기 메트릭은 평균 제곱, 상관관계, 정규화 상관관계, 패턴 세기 및 상호 정보의 목록에서 선택된다;
- [0030] - 상기 방법은 적어도 하나의 B-모드 영상화 단계를 포함한다;
- [0031] - 상기 방법은 복수의 위상 감도 획득 단계를 포함한다;
- [0032] - B-모드 영상화 단계 및/또는 위상 감지 획득 단계는 전단파 영상화 단계 전에 수행된다;
- [0033] - 상기 방법은 신뢰성 지표, 안정성 지표, 운동 지표 및/또는 영상 품질 지표를 적어도 하나의 소정의 임계값과 비교하는 적어도 하나의 단계를 추가로 포함한다;
- [0034] - 상기 방법은 작업자에게 신뢰성 지표를 표시하는 단계를 추가로 포함한다;
- [0035] - 작업자에게 신뢰성 지표를 표시하는 단계는 안정성 지표 및/또는 운동 지표 및/또는 영상 품질 지표를 표시하는 단계;
- [0036] - 작업자에게 신뢰성 지표를 표시하는 단계는 신뢰성 지표의 수치를 표시하는 것 및 신뢰성 지표의 그래픽 표현을 표시하는 것으로부터 선택된 작업을 포함한다;
- [0037] - 상기 방법은 작업자에게 운동 지표 및/또는 영상 품질 지표의 합성 지표 함수를 표시하는 단계를 추가로 포함하며, 합성 지표를 표시하는 상기 단계는 복수의 전단파 영상화 단계 전에 수행된다;
- [0038] - 관찰 필드 내의 복수의 지점과 관련된 복수의 신뢰성 지표가 결정되고, 신뢰성 지표의 맵이 작업자에게 표시된다;
- [0039] - 신뢰성 지표의 상기 맵은 안정성 지표의 맵 및/또는 운동 지표의 맵 및/또는 영상 품질 지표의 맵 및/또는 합성 지표의 맵을 포함한다;

- [0040] - 상기 방법은 관찰 필드 내의 전단파 전파 매개변수의 맵, 및
- [0041] 신뢰성 지표의 맵
- [0042] 을 포함하는 적어도 두 개의 맵에 기초하여 복합 영상을 결정하는 단계,
- [0043] 상기 복합 영상을 결정하는 단계는 적어도 두 개의 맵 중 다른 하나의 맵의 함수에서 상기 적어도 두 개의 맵 중 하나의 컬러 성분을 변화시키는 것, 상기 적어도 두 개의 맵을 알파 블렌딩하는 것, 상기 적어도 두 개의 맵 중 다른 하나의 최상부에 계층화되도록 상기 적어도 두 개의 맵 중 하나로부터 라인 또는 아이콘의 세트를 결정하는 것으로부터 선택된 작업을 포함한다, 및
- [0044] 상기 복합 영상을 작업자에게 표시하는 단계를 포함한다;
- [0045] - 표시하는 단계는 여러 번 반복된다.
- [0046] 본 발명의 또 다른 목적은 매질 내의 관찰 필드의 전단파 탄성초음파 영상화를 위해, 상기한 대로 방법을 구현하는 영상화 장치로서, 이 장치는
- [0047] a) 적어도 하나의 초음파가 매질 내부에 전단파를 생성하기 위해 변환기의 어레이에 의해 매질로 방출되게 하는 단계;
- [0048] b) 아래 작업에 의해 관찰 필드의 복수 지점에서 상기 전단파의 전파를 동시에 관찰하는 단계;
- [0049] b1) 변환기의 어레이가 상기 초음파가 관찰 필드 내의 전파하는 전단파와 적어도 부분적으로 공간적 및 시간적 중첩을 나타내도록 적합하게 된 공간 범위 및 타이밍을 갖는 일련의 초음파를 매질 속으로 방출하게 한다, 및
- [0050] b2) 상기 관찰 필드로부터 수신된 음향 신호가 상기 변환기의 어레이에 의해 실시간으로 탐지되게 한다, 상기 음향 신호는 매질 내의 산란체와 상호작용하는 초음파에 의해 생성된 에코를 포함한다; 및
- [0051] c) 관찰 필드 내의 상기 전단파 전파 매개변수의 세트를 결정하는 단계로서, 상기 전단파 전파 매개변수 세트는 상기 관찰 필드 내의 복수의 지점과 관련되는 단계에 의해
- [0052] - 복수의 세트의 전단파 전파 매개변수를 획득하고,
- [0053] - 관찰 필드의 전단파 탄성초음파 영상화의 신뢰성 지표를 결정하는데 적합한 적어도 하나의 전자 중앙 장치에 의해 서로 독립적으로 제어되는 변환기의 어레이를 포함한다.

발명의 효과

- [0054] 본 발명의 내용 중에 포함되어 있다.

도면의 간단한 설명

- [0055] 본 발명의 다른 특징 및 이점은 비 제한적인 실시예로서 제공된 실시태양 및 첨부 도면의 다음의 설명으로부터 쉽게 나타날 것이다.
- 도 1은 본 발명의 한 실시태양에 따른 매질 내의 관찰 필드의 전단파 탄성초음파 영상화를 수행하기 위한 장치를 예시한다.
- 도 2는 본 발명의 한 실시태양에 따른 매질 내의 관찰 필드의 전단파 탄성초음파 영상화를 수행하는 방법의 흐름도이다.
- 도 3은 본 발명의 한 실시태양에 따른 방법의 전단파 영상화 단계를 상세하게 설명한다.
- 도 4는 본 발명의 한 실시태양에 따른 방법의 신뢰성 지표 결정 단계를 상세하게 설명한다.
- 도 5a는 신뢰성 지표의 소정의 임계값을 나타내는 중첩된 등가성을 갖는 신뢰성 지표의 맵을 예시한다.
- 도 5b는 도 5a에 도시된 신뢰성 지표의 값을 도 5a에 또한 예시된 소정의 임계값과 비교함으로써 얻어진 신뢰성 지표의 임계값의 임계 맵을 예시한다.
- 상기한 도면에서, 동일한 도면 부호는 동일하거나 유사한 요소를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0056] 도 1에 도시된 장치(1)는 매질(3), 예를 들어 영상화 생체 조직, 특히 환자의 인간 조직 내의 관찰 필드(2)의 진단과 탄성초음파 영상화를 수행하기에 적합한 초음파 영상화 장치이다.
- [0057] 장치 (1)는 또한 도플러 영상화와 같은 종래의 B-모드 영상화 및/또는 위상 감지 획득을 수행할 수 있다.
- [0058] 장치(1)는, 예를 들어:
- [0059] - 통상적인 초음파 진단 프로브에서 이미 알려진 바와 같이 축 X를 따라 병치된 수십 개의 변환기(예를 들어, 100 내지 300)를 전형적으로 포함하는 선형 어레이와 같은 초음파 변환기 어레이(6)(어레이(6)는 관찰 필드(2)의 2차원(2D) 영상화를 수행하는데 적합하나, 어레이(6)는 또한 관찰 필드(2)의 3D 영상화를 수행하는데 적합할 수 있다);
- [0060] - 변환기 어레이를 제어하고 이로부터 신호를 획득하는 전자 베이(7);
- [0061] - 전자 베이(7)를 제어하고 전자 베이로부터 얻어진 초음파 영상을 디스플레이(4a)에서 관찰하는 마이크로컴퓨터(4)(한 변형에서, 하나의 전자 장치가 전자 베이(7) 및 마이크로 컴퓨터(4)의 모든 기능을 수행할 수 있다).
- [0062] 도 2에 도시된 바와 같이, 전자 베이(7)는, 예를 들어:
- [0063] - 변환기 어레이(6)의 n 개의 변환기(T_1-T_n)에 개별적으로 연결된 n 개의 아날로그/디지털 변환기(E_1-E_n);
- [0064] - n 개의 아날로그/디지털 변환기에 각각 연결된 n 개의 버퍼 메모리(M_1-M_n);
- [0065] - 버퍼 메모리 및 마이크로컴퓨터(4)와 통신하는 중앙 처리 장치(CPU);
- [0066] - 중앙 처리 장치에 연결된 메모리(M);
- [0067] - 중앙 처리 장치에 연결된 디지털 신호 프로세서(DSP)를 포함한다.
- [0068] 변환기(T_1-T_n)는 중앙 처리 장치에 의해 서로 독립적으로 제어된다. 따라서, 변환기(T_1-T_n)는 다음을 선택적으로 방출할 수 있다:
- [0069] - 초점이 맞지 않은 초음파;
- [0070] - 또는 매질(3)의 하나 이상의 지점에 초점을 맞춘 초음파.
- [0071] 본 발명에서 이해된 바와 같이 "초점이 맞지 않은 초음파"라는 표현은, 예를 들어, 매질(3) 내의 전체 관찰 필드를 조명하는 임의의 초점이 맞지 않은 파를 의미한다:
- [0072] - "평면"인 초음파 압축파(즉, 파면이 X, Y 평면에서 직선형인 파) 또는 임의의 다른 유형의 초점이 맞지 않는 파;
- [0073] - 무작위 초음파 신호가 다양한 변환기(T_1-T_n)에 의해 방출되게 함으로써 생성된 파;
- [0074] - 또는 매질(3)의 하나 이상의 지점에 초점을 맞춘 초음파 압축파;
- [0075] - 또는 약하게 초점을 맞추는 파("지방" 전송 초점 : 비율 초점 거리/ 조리개 > 2.5);
- [0076] - 또는 구형파와 같은 발산파;
- [0077] - 또는 여러 초점에서 동시에 초점을 맞춘 파;
- [0078] - 또는 더 일반적으로 단일 초점 위치 및 비율 초점 거리/조리개 < 2.5 를 사용하는 종래의 초점 맞추기에 해당하지 않는 모든 종류의 송신파.
- [0079] 장치(1)의 작동, 특히 진단과 영상화 단계(30) 동안, 변환기 어레이(6)는 예를 들어 환자의 피부와 접촉하여 배치된다.
- [0080] 장치(1)의 작동은 제어 시스템, 즉 이런 방식의 작동을 위해 프로그램된 중앙 처리 장치(CPU) 및/또는 컴퓨터(4)에 의해 제어된다.
- [0081] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 후술되는 본 발명의 실시태양을 상세하게 참조할 것이다. 이와 관련하여, 본 발명의 실시태양은 몇몇 다른 형태로 구체화될 수 있으며 이하에서 설명되는 실시태양에 한정되는 것으로 해석되어서는 안 된다.

- [0082] 흐름도 또는 블록도를 참조하여 설명되는 본 발명의 일부 실시태양은 컴퓨터 판독 가능 명령어에 의해 구현 가능한 것으로 이해될 것이다. 이들 컴퓨터 판독 가능 명령어는 범용 컴퓨터, 특수 목적 프로세서 또는 컴퓨터, 또는 다른 프로그램 가능 데이터 처리 회로 또는 회로에 제공될 수 있어서, 프로세서 또는 회로에 의해 실행된 명령어가 흐름도 블록에 지정된 작동 및 단계를 구현하는 모듈을 생성한다.
- [0083] 이러한 방식으로, 본 발명의 실시태양은 컴퓨터 판독 가능 명령어 또는 코드의 저장 및 전송을 허용하는 임의의 매체 또는 매체들을 포함하는 비 일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 장치를 통해 구현될 수 있다.
- [0084] 진단과 영상화 단계(30)를 수행하기 위해, 이제 더욱 구체적으로 도 2 및 도 3을 참조하면, 장치(1)의 제어 시스템은 도 3 및 문헌 US-B2-7 252 004에서 상세히 설명된 바와 같이 연속적으로 여러 단계를 수행하도록 프로그램된다:
- [0085] a) 적어도 하나의 초음파가 어레이(6)에 의해 방출되도록 함으로써 제어 시스템이 진단과를 매질(3)에서 발생시키는 여기 단계(31)(이 초음파는 변환기(T_1-T_n)의 전부 또는 일부에 의해 방출될 수 있다);
- [0086] b) 진단과의 전파가 관찰 필드의 다수의 지점에서 관찰되는 관찰 단계(32); 및
- [0087] c) 관찰 필드 내의 다양한 지점에서 진단과 전파 매개변수를 결정하기 위해 제어 시스템이 단계 b) 동안 관찰 필드(2)로부터 수신된 연속적인 초음파 신호를 처리하는 동안에 적어도 하나의 처리 단계(33).
- [0088] 여기 단계 a)(31) 동안 방출된 초음파는 0.5 MHz 내지 15 MHz의 범위에 있는, 예를 들어 k/f 초의 지속 기간 동안 방출된 약 2.5 MHz와 동일한 주파수 f 의 단색파이며, 여기서, k 는 50 내지 5000의 범위에 있는 정수(예를 들어, 약 500)이고 f 는 Hz로 표시된다. 이런 파는 휴지기에 의해 분리된 연속적인 방출 기간 동안 방출될 수 있으며, 방출 기간은 초당 5 내지 1000 방출 범위의 비율로 서로 이어져 있다. 이렇게 생성된 진단과는 Y 축과 평행하게 전파된다.
- [0089] 한 변형예에서, 여기 단계 a) 동안 방출된 초음파는 각각의 주파수 f_1 및 f_2 의 두 개의 단색 신호의 선형 조합(특히 합)으로, $20 \text{ Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1000 \text{ Hz}$ 가되어, 변조 주파수가 $|f_1 - f_2|$ 를 가진 진폭 변조파를 생산한다.
- [0090] 또한, 여기 단계 a) 동안 방출된 초음파는 임의로 복수의 지점에 동시에 또는 다른 지점에 초점을 맞춰서 생성된 진단과가 원하는 파형을 제공하고(예를 들어, 평면인 진단과 또는 반대로 집중된 진단과를 생성하는 것이 가능하다) 매질(2)에서 원하는 구역을 조명한다.
- [0091] 관찰 단계 b)(32)는 여러 단계 및 특히 연속적인 초음파를 방출하는 단계 b1) 및 상기 초음파로부터의 실시간 에코를 탐지하는 단계 b2)를 포함할 수 있다.
- [0092] 단계 b1) 동안, 제어 시스템은 어레이(6)가 변환기의 어레이가 상기 초음파가 관찰 필드 내의 전파하는 진단과와 적어도 부분적으로 공간적 및 시간적 중첩을 나타내도록 적합하게 된 공간 범위 및 타이밍을 갖는 일련의 초음파를 점탄성 매질 속으로 방출하게 한다. 상기 초음파의 타이밍은 따라서 상기 초점이 맞지 않는 초음파의 적어도 일부가 진단과의 전파 중에 관찰 필드를 통과하여 관찰 필드에 도달하도록 적합하다. 상기 초음파는, 예를 들어, 변환기(T_1-T_n)의 전부 또는 일부에 의해 방출된 초점이 맞지 않는 초음파 압축파일 수 있다.
- [0093] 상기 초음파는 초당 500 내지 10,000 샷 범위, 바람직하게는 초당 1000 내지 5000 샷 범위의 속도로 방출될 수 있다(이 비율은 압축파가 환자의 몸(2)을 통과하는 왕복 이동 시간에 의해 제한된다: 새로운 압축파가 전송되기 전에 압축파에 의해 생성된 모든 반송파가 프로브(6)에 의해 수신될 필요가 있다).
- [0094] 단계 b1)은 예를 들어 0.1 내지 1초 동안 지속될 수 있으며, 초당 500 내지 10,000 샷, 바람직하게는 초당 1000 내지 5000 샷의 범위에 속하는 비율로 초음파 압축파를 방출할 수 있다(이 비율은 압축파가 환자의 몸을 통과하는 왕복 이동 시간에 의해 제한된다: 새로운 압축파가 전송되기 전에 압축파에 의해 생성된 모든 반송파가 프로브(6)에 의해 수신될 필요가 있다).
- [0095] 각각의 초음파 압축 파는 진단과의 전파 속도보다 훨씬 높은 전파 속도 (예를 들어, 인체에서 약 1500m/s)로 환자의 몸(2)을 통해 전파하고, 반사 입자(3d)와 상호 작용하여 에코 또는 다른 유사한 신호의 교환을 발생시킨다.
- [0096] 단계 b2) 동안, 제어 시스템은 어레이(6)가 환자의 몸(2)으로부터 수신된 초음파 신호를 탐지하게 한다. 이런 탐지는 어레이(6)의 변환기(6)의 전부 또는 일부에 의해 수행될 수 있다. 후방산란된 초음파 신호는 관찰 필드

내의 산란체(5)와 상호 작용하는 초음파에 의해 생성된 에코를 포함한다. 이러한 에코는 관찰 필드(2)에서 매질의 변위의 연속적인 이미지에 직접 또는 간접적으로 해당한다. 탐지된 신호는 실시간으로 버퍼 메모리(M_1-M_n)에 기록된다.

[0097] 후방산란된 신호는 초음파 압축파의 각 샷 후에, 단계 b2) 동안 변환기(T_1-T_n)에 의해 선택된다. 샷 번호 j 이후에 각 변환기 T_i 에 의해 이런 방식으로 선택된 신호($s_{ij}(t)$)는 최초로 높은 주파수(예를 들어, 30 MHz 내지 100 MHz)에서 샘플링되고 변환기(T_i)에 해당하는 아날로그/디지털 컨버터(E_i)에 의해 실시간으로 디지털화된다(예를 들어, 12 비트).

[0098] 이런 방식으로 샘플링되고 디지털화된 신호($s_{ij}(t)$)는 변환기(T_i)에 해당하는 버퍼 메모리(M_i)에 마찬가지로 실시간으로 저장된다.

[0099] 예로서, 각각의 메모리(M_i)는 약 128 메가바이트(MB)의 용량을 나타낼 수 있고, 샷 $j = 1$ 내지 p 에 대해 연속적으로 수신된 모든 신호($s_{ij}(t)$)를 함유한다.

[0100] US-B2-7 252 004에서 설명된 바와 같이, 전단파의 동일한 전파에 해당하는 모든 신호($s_{ij}(t)$)가 저장된 후에, 중앙 유닛(9)은 관찰 필드 내의 여러 지점에서 전단파 전파 매개변수를 측정하기 위해서 단계 c) 동안 이들 신호를 처리한다.

[0101] 처리 단계 c)는 빔 형성 또는 경로 형성 단계를 포함하며 뒤이어 초음파 에코를 발생시키는 각각의 산란체(3)에 가해진 변위 결정 단계를 포함할 수 있다.

[0102] 그러한 변위 결정 단계의 예는 US-B2-7 252 004에 제공된다.

[0103] 이는 전단파의 영향하에서 관찰 필드의 각 위치($\vec{r}$)에서 전단파에 의해 생성된 변위 벡터의 세트($\vec{u}(\vec{r}, t)$)를 생성한다(이 변위 벡터는 본 발명에 설명된 실시예에서는 단일 구성 요소로 선택적으로 축소될 수 있다).

[0104] 이 변위 벡터 세트는 메모리(M) 또는 컴퓨터(4)에 저장되고, 예를 들어, 특히 컴퓨터(4)의 스크린(4a)에 의해, 변위의 값이 그레이 레벨 또는 컬러 레벨과 같은 광학 매개변수에 의해 예시되는 느린 동영상 형태로 표현될 수 있다.

[0105] 따라서, 매질(3)에서 상이한 특성을 갖는 구역 사이의 전단파의 전파 차이가 명확하게 보여질 수 있다.

[0106] 전단파 전파의 동영상은 또한 진술한 장치(1)에 의해 생성될 수 있는 종래의 초음파 영상에 중첩될 수 있다.

[0107] 또한, 변위 대신에, 관찰 필드(2)에서 각 지점에 대한 매질(3)의 변형을 계산하는 것이 가능하며, 즉 구성요소의 벡터는 공간 변수(상기한 실시예에서 X 및 Y 좌표)에 대해 각각 변위 벡터의 미분 계수이다. 이러한 변형 벡터는 동영상의 형태로 전단파의 전파를 명확하게 보여주기 위한 변위 벡터와 같이 사용될 수 있고, 또한 관찰 중인 환자의 신체(2)에 대한 변환기 어레이(6)의 변위를 제거하는 장점을 제공한다.

[0108] 변위 또는 변형 필드로부터, 컴퓨터(4)(또는 보다 일반적으로 제어 시스템)는 유리하게는, 운동 매개변수(변위 또는 변형)가 관찰 필드(X, Y (또는 변환기의 2차원 어레이에 의한 X, Y, Z)에서 시간 경과에 따라 변하는 방식에 기초하여, 입력 모듈(4b)을 사용하여 컴퓨터(4)에 작용하는 사용자에게 의해 선택된 관찰 필드 내의 특정 지점(적어도 한 지점) 또는 관찰 필드 전체에서, 전단파의 적어도 하나의 전파 파라미터를 유리하게 계산할 수 있다. 전단파 전파 매개변수가 관찰 필드의 몇몇 지점에서 계산될 때, 컴퓨터(4)는 관찰 필드 내의 상기 매개변수의 맵을 스크린(4a) 상에 보여줄 수 있다.

[0109] 단계 c2) 동안 계산된 전단파의 전파 매개변수는, 예를 들어, US-B2-7 252 004에 보다 상세히 설명된 바와 같이, 전단 탄성을 μ 또는 영률 $E = 3\mu$ 또는 전단파의 전파 속도 c_s ($c_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}}$, 여기서 ρ 는 조직의 밀도이다), 또는 전단 탄성을 μ 로부터 선택된다. 이런 전파 매개변수는 매질(3)의 탄성을 나타낸다.

[0110] 이런 전파 매개변수는 예를 들어 컴퓨터(4)(또는 보다 일반적으로는 제어 시스템)에 의해, 몇몇 상이한 시점(적어도 두 개의 다른 시점 t_1, t_2)에서 반복적으로 계산될 수 있다.

[0111] 예를 들어, 제어 시스템(예를 들어, 컴퓨터(4))은 두 개의 상이한 시점(t_1, t_2), 예를 들어, 수축기 및 이완기

(각각 최대 혈압 및 최소 혈압에서)에서 매질(3)의 전단 모듈러스($\mu(t)$)를 계산할 수 있다.

- [0112] 따라서, 연조직의 탄성 특성의 측정값을 쉽고, 신속하며 비 침습적으로 얻는다. 전단파 매개변수가 관찰 필드의 복수의 지점에서 결정될 때, 전단파 매개변수 또는 연조직의 탄성 특성(예를 들어, 색의 척도로 표시됨)의 영상은 결정되어 컴퓨터 화면(4a) 상에서 사용자에게 제공될 수 있다. 이 영상은 예를 들어 B-모드로 작동하는 동일한 장치(1)를 통해 얻은 환자의 초음파 검사에 중첩될 수 있다. 상기 방법은 전단파가 상대적으로 높은 주파수 성분, 예를 들면, 50 Hz 초과를 가질 때 더욱 효과가 있다.
- [0113] 본 발명에 따르면, 관찰 필드의 전단파 탄성초음파 영상화를 수행하는 방법은 관찰 필드의 전단파 탄성초음파 영상화의 신뢰성 지표가 결정되는 신뢰성 지표 결정 단계(40)를 추가로 포함한다.
- [0114] 신뢰성 지표는 획득한 전단파 매개변수의 신뢰성을 나타낸다.
- [0115] 본 발명의 한 실시태양에서, 신뢰성 지표는 안정성 지표, 운동 지표 및 영상 품질 지표의 함수인 복합 지표이다.
- [0116] 안정성 지표, 운동 지표 및 영상 품질 지표는 아래에 자세히 설명되어 있지만 일반적으로 다음과 같이 요약할 수 있다:
- [0117] - 영상 품질 지표는 관찰 필드 내에서 얻은 B-모드 영상의 품질을 나타내며,
- [0118] - 운동 지표는 관찰 필드 내의 살아있는 조직의 운동을 나타내며,
- [0119] - 안정성 지표는 전단파 영상화의 시간적 안정성을 나타낸다.
- [0120] 본 발명자들은 이들 지표가 신뢰성 있는 전단파 획득과 관련이 있음을 발견하였다.
- [0121] 본 발명의 일부 실시태양에서, 신뢰성 지표는 안정성 지표, 운동 지표 및 영상 품질 지표로 구성된 목록의 하나 또는 두 개의 지표의 함수일 수 있다.
- [0122] 본 발명의 일부 실시태양에서, 신뢰성 지표는 안정성 지표, 운동 지표 및/또는 영상 품질 지표로부터 계산된 단일 수치 또는 논리값이다.
- [0123] 다른 실시태양에서, 신뢰성 표시기는 안정성 지표, 운동 지표 및/또는 영상 품질 지표의 수치 또는 논리값의 쌍 또는 삼중 항이다.
- [0124] 신뢰성 지표는 또한 소정의 임계값과 비교될 수 있으며, 임계값은 수용 임계치, 즉 전단파 획득의 신뢰성을 나타낸다.
- [0125] 도 5a는 신뢰성 지표의 몇몇 소정의 임계값을 각각 나타내는 몇 개의 중첩된 등가성을 갖는 신뢰성 지표의 맵을 예시한다.
- [0126] 도 5b는 신뢰성 지표의 값을 도 5a에 예시된 소정의 임계값과 비교함으로써 얻어진 신뢰성 지표의 임계값의 임계 맵을 도시한다.
- [0127] 신뢰성 지표와 임계값의 상기 비교 결과에 따라, 자동적으로 반복되는 일련의 연속적인 전단파 영상화 단계(30)가 장치(1)에 의해 정지될 수 있다.
- [0128] 선택적으로, 작업자는 신뢰할 수 있는 획득이 이루어졌다는 통보를 받을 수 있다.
- [0129] 따라서, 본 발명에 따른 방법은 신뢰성 지표를 작업자에게 표시하는 단계 (50)를 추가로 포함할 수 있다.
- [0130] 도 2에 예시된 바와 같이, 복수의 전단파 영상화 단계(30), 신뢰성 지표 (40)를 결정하는 단계 및 표시 단계 (50)는 여러 번 반복 될 수 있다.
- [0131] 안정성 지표를 작업자에게 표시하는 단계(50)는 안정성 지표 및/또는 운동 지표 및/또는 영상 품질 지표를 표시하는 단계를 포함한다.
- [0132] 상기 지표는 숫자 값으로 또는 그래픽 표시, 예를 들어 글리프(glyph), 컬러 아이콘 또는 슬라이딩 바(sliding bar)를 사용하여 표시될 수 있다.
- [0133] 본 발명의 한 실시태양에서, 복수의 신뢰성 지표가 결정되고 관찰 필드의 복수의 지점과 연관된다.
- [0134] 따라서, 각각의 신뢰성 지표는 표시된 데이터의 특정 픽셀의 신뢰성을 나타낸다.

- [0135] 도 5a 및 도 5b에 예시된 바와 같이, 따라서 신뢰성 지표의 맵은 작업자에게 표시될 수 있다.
- [0136] 신뢰성 지표의 맵은 관찰의 특정 관심 영역, 예를 들어 작업자에 의해 선택된 관심 영역으로 제한될 수 있다.
- [0137] 작업자에게 표시된 신뢰성 지표의 맵은 안정성 지표의 맵, 운동 지표의 맵 및/또는 영상 품질 지표의 맵을 포함할 수 있다.
- [0138] 상기 맵은 표시되기 위해 다른 것의 위에 중첩될 수 있다.
- [0139] 따라서, 본 발명의 한 실시태양에서, 복합 영상이 결정되어 작업자에게 표시될 수 있으며, 상기 복합 영상은
- [0140] - 관찰 필드의 전단과 전과 매개변수의 맵, 및
- [0141] - 안정성 지표의 맵, 운동 지표의 맵 및/또는 영상 품질 지표의 맵을 포함할 수 있는 신뢰성 지표의 맵.
- [0142] 따라서, 이 실시태양에서, 본 발명에 따른 방법은 이런 복합 영상을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0143] 이 단계는 예를 들어 상기 맵 중 다른 하나의 함수에서 상기 맵 중 하나의 컬러 구성요소를 변화시키거나, 상기 맵을 알파 블렌딩하거나, 또는 상기 맵 중 다른 하나의 위에 계층화될 상기 맵의 적어도 하나로부터 라인 또는 아이콘의 세트를 결정함으로써 수행될 수 있다.
- [0144] 이제, 본 발명에 따른 신뢰성 지표 결정 단계를 상세히 설명하는 도 4를 보다 상세하게 참조한다.
- [0145] 이 도면에 예시된 바와 같이, 안정성 지표는 신뢰성 지표 결정 단계(40)의 안정성 지표 결정 단계 (43) 동안 결정될 수 있다.
- [0146] 안정성 지표는 복수의 세트의 전단과 전과 매개변수, 특히 적어도 두 세트의 전단과 전과 매개변수에 기초하여 결정될 수 있다.
- [0147] "전단과 전과 매개변수 세트"에 의해, 상술된 바와 같이 단일 전단과 영상화 단계에서 단계 a)에서 생성된 전단파의 전파에 상응하는 데이터의 세트로 이해된다. 따라서, 상기 여러 세트의 전단과 전과 매개변수는 각각 상술한 바와 같이 연속적이거나 반복되는 전단과 영상화 단계에 해당하고, 특히 여러 관련 전단파의 전파에 해당한다.
- [0148] 전단과 전과 매개변수의 세트의 수, 즉 전단과 영상화 단계의 수는 미리 정해질 수 있으며, 예를 들어 10개의 전단과 영상화 단계 또는 20개의 전단과 영상화 단계와 같은 여러 전단과 영상화 단계일 수 있다. 그런 다음, 안정성 지표는 동일한 소정의 수의 전단과 영상화 단계 동안 획득된 소정의 수의 전단과 전과 매개변수의 세트에 대해 계산된다.
- [0149] 본 발명에 따른 안정성 지표 결정 단계(43)의 제 1 실시태양에서, 안정성 지표는 두 개의 데이터 세트 사이의 유사성의 함수이다.
- [0150] 두 세트의 데이터는 두 개의 연속적인 전단과 전과 매개변수의 세트 또는 두 개의 연속적인 전단과 전과 매개변수의 세트와 각각 관련된 두 개의 히스토그램 일 수 있다.
- [0151] 보다 정확하게는, 두 개의 데이터 세트 사이의 유사성은 각각의 데이터 세트에 대한 메트릭을 계산하고 상기 메트릭을 비교함으로써 결정된다.
- [0152] 메트릭은 평균 제곱, 상관, 정규화된 상관관계, 패턴 강도, 상호 정보 등일 수 있다.
- [0153] "제곱 평균"은 데이터 값 사이의 제곱된 차의 합 또는 절대 차의 합을 의미한다.
- [0154] "상관관계" 및 "정규화된 상관관계"는 두 데이터 세트의 제곱근 기반 자기상관으로 선택적으로 나눈 데이터 값 사이의 상관관계를 의미한다. 이런 메트릭은 데이터 값이 선형 변환에 의해 관련된 데이터의 세트를 비교하는 것을 가능하게 한다.
- [0155] "패턴 강도"는 함수, 예를 들어, $1/(1+x)$ 유형의 함수에 의해 변환되고 합쳐진 데이터 값 사이의 제곱 차이를 의미한다. 이런 메트릭은 더 많은 데이터를 사용할 수 있고 데이터 값이 가까울 때 증가하는 이점을 가진다.
- [0156] "상호 정보"란 정보 이론에서 일반적으로 사용되는 것과 같이 다른 세트만 알려져 있는 경우 한 세트에서 얼마나 많은 정보를 얻을 수 있는지를 나타내는 척도이다. 상호 정보는, 예를 들어, 조인트 엔트로피로부터 두 데이터 세트의 엔트로피를 뺀으로써 얻을 수 있다. 따라서 이것은 한 세트에 대한 불확실성이 두 번째 세트의 지식에 의해 얼마나 감소되었는지를 나타낸다.

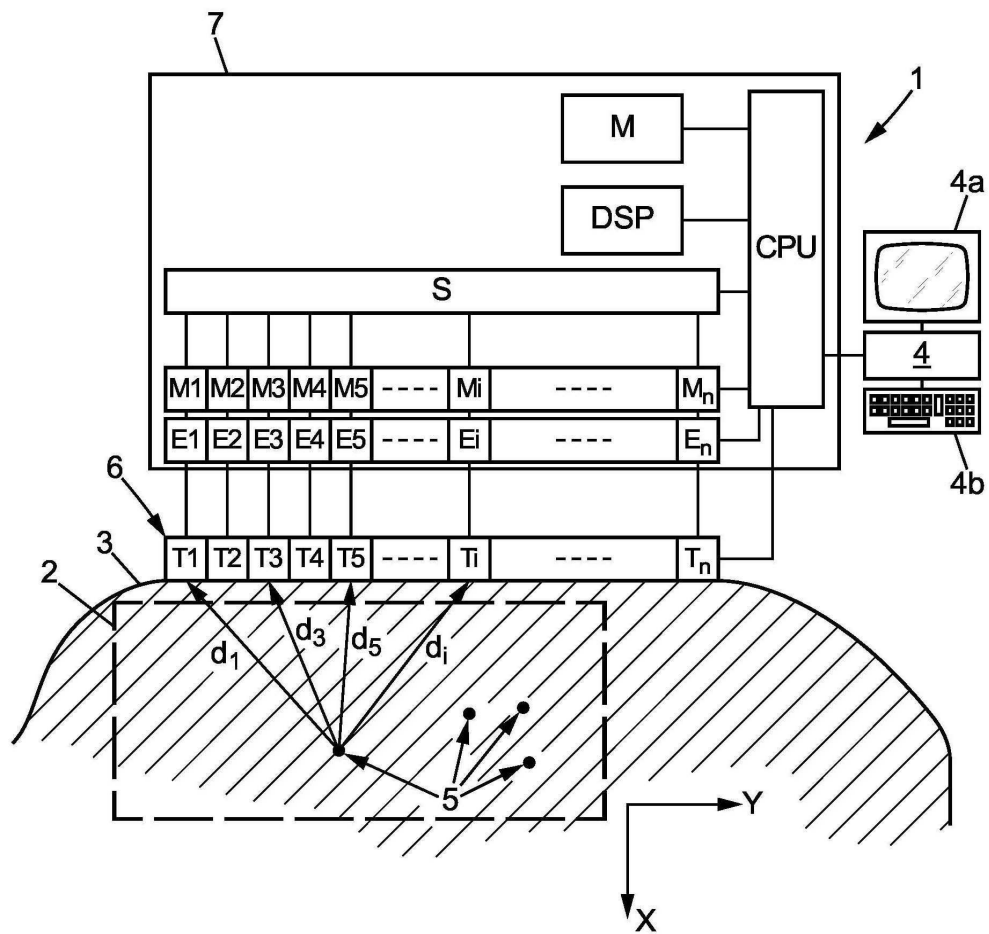
- [0157] 본 발명에 따른 안정성 지표 결정 단계(43)의 다른 실시태양에서, 상기 안정성 지표는 복수의 세트의 전단과 전파 매개변수의 통계적 분산의 함수이다.
- [0158] 보다 정확하게는, 복수의 세트의 전단과 전파 매개변수의 통계적 분산은, 예를 들어, 사분위 범위, 십분위 범위, 표준 편차, 중앙 절대 편차, 평균 절대 편차, 거리 표준 편차 등일 수 있는 통계 지표를 계산함으로써 결정될 수 있다.
- [0159] 본 발명의 한 실시태양에서, 계산된 통계 지표는 평균값, 중간값, 모드값, 제 1 사분위 및 제 3 사분위의 평균, 제 1 십분위 및 최종 십분위의 평균 등과 같은 복수의 세트의 전단과 전파 매개변수의 중심화 경향의 통계적 척도에 의해 더 정규화될 수 있다.
- [0160] 도 2에 예시된 본 발명의 한 실시태양에서, 본 발명에 따른 방법은 적어도 하나의 B-모드 영상화 단계(10), 바람직하게는 복수의 적어도 두 개의 B-모드 영상화 단계(10)를 추가로 포함한다.
- [0161] B-모드 영상화 단계(10)는 복수의 전단과 영상화 단계(30) 이전에 수행될 수 있다.
- [0162] 이 실시태양에서, 신뢰성 지표는 특히 안정성 지표의 함수인 것 이외에 운동 지표의 함수일 수 있다.
- [0163] 따라서, 신뢰성 지표 결정 단계(40)는 운동 지표가 관찰 표식의 적어도 두 개의 연속적인 B-모드 영상에 기초하여 결정되는 운동 지표 결정 단계(42)를 포함할 수 있다.
- [0164] 따라서, 운동 지표는 두 개의 연속적인 B-모드 영상 사이의 국소 또는 전역 변위의 함수이다.
- [0165] 특히, 상기 두 개의 연속적인 B-모드 영상으로부터 광학적 흐름을 계산함으로써 결정될 수 있다.
- [0166] "광학적 흐름"은 상기 두 개의 B-모드 영상 중 다른 하나와 비교되는 상기 두 개의 B-모드 영상 중 하나의 적어도 일부의 변위의 척도를 의미한다.
- [0167] "두 개의 연속적인 B-모드 영상"은 두 개의 B-모드 영상이 동시에 하지만 다른 타이밍으로 획득되지 않았음을 의미한다. 따라서, 두 개의 B-모드 영상의 획득 순간을 분리하는 0이 아닌 시간 간격이 있다. 그러나, 두 개의 연속적인 B-모드 영상은 일련의 B-모드 영상 획득의 연속적인 이미지가 될 필요가 없으며 일련의 여러 B-모드 영상에 의해 분리될 수 있다.
- [0168] 본 발명의 한 실시태양에서, 본 발명에 따른 방법은 도플러 획득과 같은 관찰 필드(2)의 복수의 위상 감도 획득(20), 특히 적어도 두 개의 위상 감도 획득(20)을 추가로 포함한다.
- [0169] 운동 지표는 두 개의 연속적인 위상 감지 획득 사이의 국소 또는 전역 변위의 함수이다.
- [0170] 운동 지표는 특히 상기 두 개의 연속적인 위상 감도 획득의 위상 값 측정으로부터 계산될 수 있다.
- [0171] 이런 계산의 비 제한적 한 예에서, 위상 감도 획득은 도플러 정보를 제공하는 펄스 반전 획득이다. 그런 후에, 펄스 반전 도플러 스펙트럼의 변화는 운동하는 조직에 대해 결정될 수 있으며 조직 변위는 기본 또는 제 2 고조파 성분으로부터 도플러 처리를 통해 추출될 수 있다.
- [0172] 이 계산을 수행하는 다른 대안 수단이 존재한다.
- [0173] 상기 방법이 복수의 B-모드 영상화 단계(10)를 포함하는 본 발명의 실시태양에서, 상기 신뢰성 지표는 운동 지표의 기능 이외에 영상 품질 지표의 함수일 수 있다.
- [0174] 따라서, 신뢰성 지표 결정 단계(40)는 영상 품질 지표가 관찰 필드(2)의 적어도 하나의 B-모드-영상에 기초하여 결정되는 영상 품질 지표 결정 단계(41)를 포함할 수 있다.
- [0175] 영상 품질 지표는 특히 B-모드-영상의 통계적 특성을 계산하고 상기 통계적 특성을 소정의 임계값과 비교함으로써 결정될 수 있다.
- [0176] B-모드 영상 또는 복수의 B-모드 영상의 통계적 특성은 특히 다음과 같을 수 있다:
- [0177] - 평균, 중앙값, 등... 또는 표준 편차, 중앙 절대 편차 등...과 같은 B 모드 1차 통계;
- [0178] - 동시 발생 행렬, 상관관계, 엔트로피 등...과 같은 B-모드 2차 통계;
- [0179] - 또는 B-모드 1차 및 2차 통계의 조합.
- [0180] B-모드 영상은 초음파 스펙클 필드(speckle field)를 나타내는 경우, 스펙클 밝기 또는 스펙클 상관 길이는 또

한 B-모드 영상의 통계적 분산으로서 계산될 수 있다.

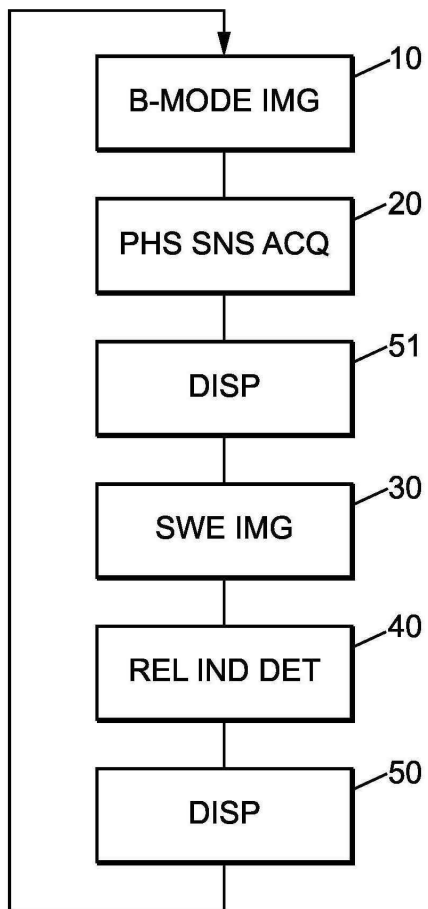
- [0181] 대안적으로, 영상 품질 지표는 복수의 B-모드 영상의 두 개의 B-모드 영상 사이의 유사성의 함수일 수 있다.
- [0182] 안정성 지표와 관련하여 상술한 바와 같이, 이런 유사성은 각각의 B-모드 영상에 대한 메트릭을 계산하고 상기 메트릭을 함께 비교함으로써 결정될 수 있다. 편리한 메트릭은, 예를 들어, 평균 제곱 메트릭, 상관 메트릭 또는 정규화된 상관 메트릭, 패턴 세기 메트릭 또는 상호 정보 메트릭일 수 있다.
- [0183] B-모드 영상 또는 B-모드 영상들은 초음파 스펙클 필드 또는 관찰 필드의 기본 해부학 및 조직 에코 발생을 나타낼 수 있다.
- [0184] 신뢰성 지표(40), 안정성 지표(43), 운동 지표(42), 영상 품질 지표(41) 및 영상화 단계(B-모드(10), 위상 감지(20) 및 전단파(30))의 결정은 특정 순서로 기술된 반면, 이런 단계는 상이한 순서로 수행될 수 있다는 것에 유의해야 한다. 물론, 특정 지표의 결정을 위해 필요한 영상화 단계는 상기 지표의 결정 전에 유리하게 수행된다.
- [0185] 따라서, 본 발명에 따른 방법의 단계를 수행하기 위한 대안적인 순서의 비 제한적인 예는 예를 들면 다음과 같다:
- [0186] 1/ 여러 B-모드 영상화 단계(10),
- [0187] 2/ B-모드 영상으로부터 영상 품질 지표(41) 및 운동 지표(42)의 결정 단계,
- [0188] 3/ 신뢰성 임계값에 도달할 때까지 다음 단계를 반복한다:
- [0189] 3.1/ 전단파 영상화 단계(30)를 수행하고,
- [0190] 3.2/ 안정성 지표, 영상 품질 지표 및 운동 지표로부터 안정성 지표(43) 및 신뢰성 지표(40)를 결정하고,
- [0191] 3.3/ 신뢰성 지표를 신뢰성 임계치와 비교하고,
- [0192] 3.4/ 신뢰성 지표가 신뢰성 임계치를 초과하면 반복을 중지한다.
- [0193] 단계 10, 20, 30, 40, 50, 31, 32, 33, 41, 42, 43에 대한 다른 대안적인 순서가 존재할 수 있다.
- [0194] 이 방법의 하나 또는 여러 단계가 동시에 수행될 수 있다.
- [0195] 본 발명의 또 다른 대안적인 실시태양에서, 상기 방법은 전단파 영상화 단계(30)를 수행하기 전에, 관찰 필드의 B-모드 영상 또는 위상 감도 획득으로 얻은 영상 품질 지표 및 운동 지표를 표시하는 추가 단계(51)를 추가로 포함할 수 있다.
- [0196] 영상 품질 지표 및 운동 지표를 표시하는 단계(51)는 영상 품질 지표 및 운동 지표 또는 상기 지표의 맵 또는 맵들을 개별적으로 표시하는 단계를 포함할 수 있다. 이는 또한 영상화 품질 지표 및 운동 지표의 복합 인덱스(compound index)를 표시하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0197] 특히, 영상 품질 지표 및 운동 지표를 표시하는 단계(51)는 영상 품질 지표와 운동 지표의 합성 지표 함수를 결정하고 이 합성 지표를 표시하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0198] "합성 지표"는 지표가 B-모드 영상으로부터 계산된 영상 품질 지표의 함수 및 B-모드 영상 또는 관찰 필드의 위상 감도 획득으로 계산된 운동 지표의 함수인 것을 의미한다.
- [0199] 본 발명의 한 실시태양에서, 합성 지표 및/또는 영상 품질 지표 및/또는 운동 지표는 도 5a 및 도 5b에 예시된 상기한 비교와 유사한 방식으로 소정의 임계값과 비교될 수 있다.
- [0200] 임계값은 허용 임계값, 즉 고품질 전단파 영상화를 유도할 높은 가능성을 가진 양호한 영역 B-모드 및/또는 도플러 영상화 나타낼 수 있다.
- [0201] 따라서, 합성 지표는 스크린 상에 표시되어, 작업자에게 전단파 영상화로 전환할 수 있는지 여부를 나타내는 클리어런스 표시와 유사하다.
- [0202] 합성 지표는 소정의 임계값과 영상 품질 지표 및/또는 운동 지표 사이의 비교의 결과로서 계산될 수 있다.
- [0203] 합성 지표는 또한 영상 품질 지표 및/또는 운동 지표의 값을 나타내는 숫자 또는 아이콘일 수 있다.

도면

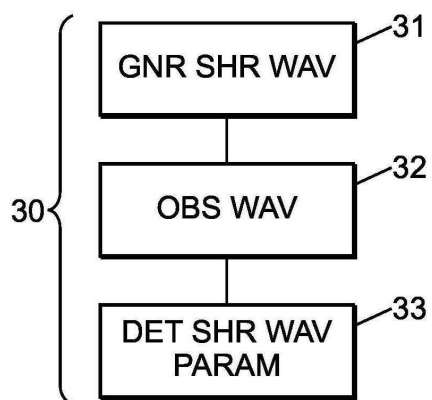
도면1



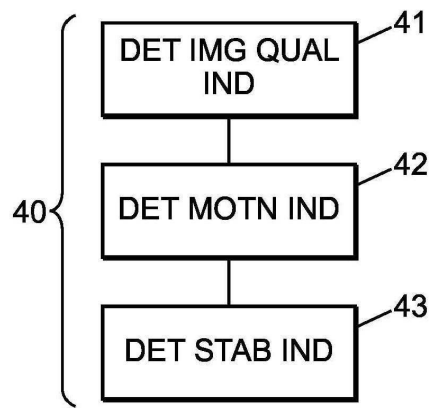
도면2



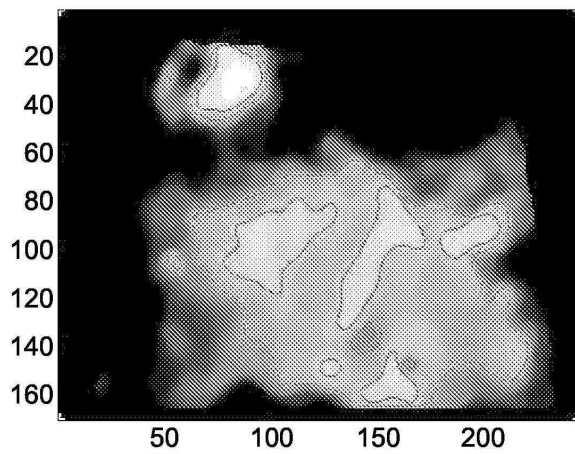
도면3



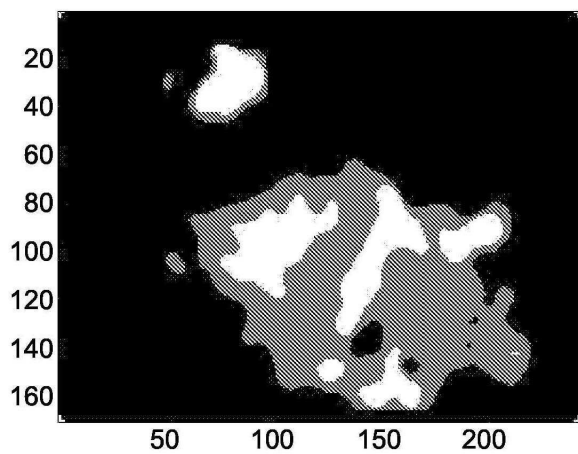
도면4



도면5a



도면5b



专利名称(译)	标题：用于执行剪切波弹性超声成像的成像方法和设备		
公开(公告)号	KR1020170085516A	公开(公告)日	2017-07-24
申请号	KR1020177013954	申请日	2014-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	超声成像公司 超声清		
申请(专利权)人(译)	试想超级索尼克		
[标]发明人	LOUPAS THANASIS 루파스타나시스 BRUCE MATTHEW FREDERICK 브루스매튜프레데릭 CRITON ALINE LAURE 크리통알린로우어		
发明人	루파스타나시스 브루스매튜프레데릭 크리통알린로우어		
IPC分类号	A61B8/08 G01S15/89 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5276 G01S15/8979 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S15/8915 A61B8/08 G01N2291/02827		
代理人(译)	铁干扰 Gimyongin		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于在介质中执行观察场的剪切波弹性超声成像的方法，该方法包括：多个剪切波成像步骤（30），用于获得多组剪切波传播参数，并且，确定剪切波弹性超声可靠性指标的可靠性指标确定步骤（40）。

