



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0037689  
(43) 공개일자 2015년04월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2014-0131904  
(22) 출원일자 2014년09월30일  
심사청구일자 없음  
(30) 우선권주장  
14/042,424 2013년09월30일 미국(US)

(71) 출원인  
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.  
미국 펜실베니아 앨버튼 밸리 스트림 파크웨이 51  
(우: 19355-1406)  
(72) 발명자  
팬, 리시양  
미국 98075 워싱턴 사마미시 273로드 플레이스 사  
우스이스트 1204  
김, 승수  
미국 98033 워싱턴 킬크랜드 킬크랜드 애비뉴 131  
아파트먼트 402  
이반스비치, 니콜라스  
미국 98122 워싱턴 시애틀 이스트 테니 웨이 717  
유닛 4씨  
(74) 대리인  
특허법인 남앤드남, 정현주, 이시용

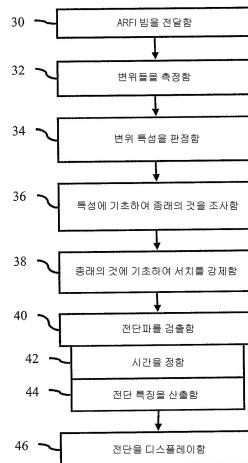
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **의료용 초음파 영상의 진단과 검출**

**(57) 요약**

전단파들이 초음파에 의해 검출된다(40). 전단파의 검출은 보다 제어된 환경(예컨대, 적은 노이즈를 갖는 환경)에서 이전의 측정들을 사용하여 제한된다(38). 예컨대, 인체모형에서 측정된(32) 전단파들은 잘못된(false) 포지티브 검출들을 회피하기 위해서 환자 내의 전단파의 검출(40)을 제한하는데 사용된다.

**대표도** - 도1



## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

초음파에 의한 진단과 검출 방법으로서,

변환기(14)로부터 환자에게 음향 방사력 가진(acoustic radiation force excitation)을 전송하는 단계(30);

초음파에 의해, 상기 음향 방사력 가진으로부터 유발된 진단파에 응답하여 환자 내의 조직 위치의 변위들을 측정하는 단계(32);

프로세서(18)에 의해, 위치를 위한 변위들의 최대 변위를 판정하는 단계(34);

메모리로부터, 최대 변위에 기초하여 미리 규정된 제한으로서 시간 범위를 식별하는 단계(36);

상기 프로세서(18)에 의해, 시간 범위 내의 변위들로부터 하나의 시간을 정하는 단계(42);

상기 프로세서(18)에 의해, 시간에 따라 진단파 속도를 산출하는 단계(44); 및,

진단파 속도의 표시를 디스플레이하는 단계(46)를 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 변위들을 측정하는 단계(32)는, 초음파에 의해 위치들을 반복적으로 스캐닝하는 것을 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 최대 변위를 판정하는 단계(34)는 최대 변위의 진폭을 판정하는 단계(34)를 포함하며,

상기 시간 범위를 식별하는 단계(36)는 최대 변위의 진폭에 기초하여 식별하는 단계(36)를 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 최대 변위를 판정하는 단계(34)는 시간 범위보다 더 긴 시간의 변위 범위에 걸쳐 판정하는 단계(34)를 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 시간 범위를 식별하는 단계(36)는, 음향 방사력 가진의 동일한 전송 구성 하에 인체모형 측정(phantom

measurement)들의 표로부터 검색하는 단계(36)를 포함하는,  
초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 시간 범위를 식별하는 단계(36)는, 부여된 최대 변위 예상 시간을 식별하는 단계(36) 및 예상 시간에 대한 허용 오차를 할당하는 단계를 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 시간을 정하는 단계(42)는 시간 범위 내에서 변위들의 피크 변위를 정하는 단계(42) 및 피크 변위의 발생 시간을 정하는 단계(42)를 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 시간을 정하는 단계(42)는 시간 범위 내에서 상관 지연(correlation lag)을 산출하는 단계(44)를 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 진단과 속도를 산출하는 단계(44)는, 진단과의 기점(origin)으로부터 위치 및 시간까지의 거리에 따라 진단과 속도를 산출하는 단계(44) 또는 상기 위치로부터 다른 위치 및 시간까지의 거리에 따라 진단과 속도를 산출하는 단계(44)를 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 진단과 속도의 표시를 디스플레이하는 단계(46)는 진단과 속도의 함수인 값을 디스플레이하는 단계(46)를 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

#### 청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 진단과 속도의 표시를 디스플레이하는 단계(46)는 상기 위치에서 진단과 속도를 나타내는 이미지를 디스플레이하는 단계(46)를 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

### 청구항 12

제 1 항에 있어서,

다른 위치들을 위한, 변위들을 측정하는 단계(32), 최대 변위를 판정하는 단계(34), 시간 범위를 식별하는 단계(36), 시간을 정하는 단계(42), 및 진단과 속도를 산출하는 단계(44)를 반복하는 단계를 더 포함하는,

초음파에 의한 진단과 검출 방법.

### 청구항 13

초음파에 의한 진단과 검출을 위해 프로그램된 프로세서(18)에 의해 실행 가능한 명령들을 나타내는 데이터를 그 안에 저장하는 비일시적인(non-transitory) 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체로서,

상기 저장 매체는,

환자 내의 위치를 위해 시간에 걸친 변위들, 진단과에 응답하는 변위들의 제 1 특질을 판정하고(34),

상기 제 1 특질에 따라 이전의 제 2 특질을 검색하며(36),

이전의 제 2 특질에 의해 변위들을 위한 서치 범위를 제한하고(38), 그리고

서치 범위를 사용하여 진단과를 검출하는(40) 명령들을 포함하는,

비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

### 청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 제 1 특질을 판정하는 것(34)은 최대 크기를 판정하는 것(34)을 포함하는,

비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

### 청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 이전의 제 2 특질을 검색하는 것(36)은 전송 구성(transmit configuration)에서 인체모형으로부터 측정된 제 1 특질에 따라 시간들의 표로부터 하나의 시간을 검색하는 것(36)을 포함하는,

비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

### 청구항 16

제 13 항에 있어서,

상기 서치 범위를 제한하는 것(38)은 시간들의 범위에서 변위들에 대한 최대 변위의 하나의 시간을 위한 서치를 제한하는 것을 포함하는,

비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

#### 청구항 17

제 13 항에 있어서,

상기 진단파를 검출하는 것(40)은 진폭 피크 검출 또는 상관 지연 검출에 의한 진단파 속도를 검출하는 것(40)을 포함하는,

비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

#### 청구항 18

초음파에 의한 진단파 검사를 위한 시스템으로서,

환자 내로의 음향 임펄스 가진(acoustic impulse excitation)을 전송하도록 구성되며, 환자의 구역을 초음파로 스캔하도록 구성된 변환기(14),

음향 임펄스 가진 이후 상이한 시간들에서 구역을 나타내며 초음파에 의한 스캔으로부터 발생된 데이터를 발생 시키도록 구성된 수신 빔형성기(receive beamformer)(16), 및

데이터로부터 음향 임펄스 가진에 의해 유도되는 진단파에 의해 유발되는 조직 변위들을 추정하고, 조직 변위들로부터 진단파의 특성을 추정하며, 특성을 추정하기 위해 추정된 조직 변위들의 서치를 제한하도록 구성되는 프로세서(18)를 포함하며,

상기 서치는, 음향 임펄스 가진의 동일한 구성에 의해 획득되는 이전의 정보를 사용하여 제한되는,

초음파에 의한 진단파 검사를 위한 시스템.

#### 청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 프로세서(18)는 구역에서 위치를 위해 상이한 시간들에서 조직 변위들을 추정하고, 진단파 속도로서 특징을 추정하고, 조직 변위들의 피크를 위해 상이한 시간들의 제한 범위로서 서치를 제한하도록 구성되는,

초음파에 의한 진단파 검사를 위한 시스템.

#### 청구항 20

제 18 항에 있어서,

상기 프로세서(18)는 상이한 경직도(different stiffness)를 갖는 인체 모형(phantoms)으로부터 얻어진 이전 정보를 사용하여 서치를 제한하도록 구성되는,

초음파에 의한 진단파 검사를 위한 시스템.

### 발명의 설명

#### 기술 분야

본 실시예들은 진단파 초음파 영상에 관한 것이다. 조직을 통해 이동하는 진단파들이 검출될 수 있다. 진단 속도 또는 진단파의 다른 특성들은 조직의 경직도(stiffness of the tissue)와 같은 조직에 대한 진단(diagnostically)에 유용한 정보를 나타낼 수 있다. 물혹(Cysts), 죽은 조직 또는 다른 비정상적으로 경직되

[0001]

거나 부드러운 조직이 진단과 초음파 영상을 이용하여 검출될 수 있다.

**배경 기술**

[0002] 조직 내에서 전파하는 진단파들을 검출하는 것은, 탐촉자(transducer probe)에 대한 조직의 이동으로 인한 높은 수준의 노이즈(noise)를 겪을 수 있다. 초음파가 사용되기 때문에, 또한 음향 반향(acoustic reflection) 또는 잔향(reverberation)이 진단파를 검출시에 노이즈의 원인이 될 수 있다. 변위의 피크 검출, 상관 지연(correlation lag) 또는 다른 기술들은 노이즈로 인해 덜 신뢰가능할 것이다.

**발명의 내용**

[0003] 도입부로서, 이하에 설명되는 바람직한 실시예들은 초음파에 의한 진단과 검출을 위한 방법들, 명령들 및 시스템(system)들을 포함한다. 진단파의 검출은 보다 제어된 환경(예컨대, 노이즈가 적은 환경)에서 이전 측정들을 사용하는 것으로 제한을 받고 있다. 예컨대, 인체모형(phantom)에서 측정된 진단파들은 잘못된 피크(peak) 검출들을 회피하기 위해서 환자 내의 진단파들의 검출을 제한하는데 사용된다.

[0004] 제 1 양태에서, 초음파에 의한 진단과 검출을 위한 방법이 제공된다. 변환기(transducer)가 음향 방사력 가진(acoustic radiation force excitation)을 환자에게 전송한다. 음향 방사력 가진으로부터 초래되는 진단파에 응답하여 환자 내의 조직의 위치에서의 변위들을 측정하기 위해서 초음파가 사용된다. 프로세서(processor)가 변위들의 최대 변위를 판정한다. 최대 변위에 기초하여 메모리(memory)로부터 미리 규정된 제한(constraint)으로서 시간 범위가 식별된다. 프로세서는 시간 범위 내에서 변위들로부터 하나의 시간을 정하여 시간에 따른 진단파 속도를 산출한다. 진단파 속도의 표시가 디스플레이된다(displayed).

[0005] 제 2 양태에서, 비일시적인(non-transitory) 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체는 초음파에 의한 진단과 검출을 위해 프로그램된 프로세서에 의해 실행 가능한 명령들을 나타내는 데이터를 그 안에 저장한다. 저장 매체는 환자 내의 위치를 위해 시간에 걸친 변위들, 진단파에 응답하는 변위들의 제 1 특질을 판정하고, 제 1 특질에 따라 이전의 제 2 특질을 검색하며, 이전의 제 2 특질에 의해 변위들을 위한 서치 범위를 제한하고, 그리고 서치 범위를 사용하여 진단파를 검출하는 명령들을 포함한다.

[0006] 제 3 양태에서, 초음파에 의한 진단과 검사를 위한 시스템이 제공된다. 변환기가 환자 내로의 음향 임펄스 가진(acoustic impulse excitation)을 전송하도록 구성되며, 환자의 구역을 초음파로 스캔(scan)하도록 구성된다. 수신 빔형성기(receive beamformer)는 음향 임펄스 가진 이후 상이한 시간들에서 구역을 나타내는 데이터를 발생시키도록 구성된다. 초음파에 의한 스캔으로부터 데이터가 발생된다. 프로세서는, 이 데이터로부터 음향 임펄스 가진에 의해 유도되는 진단파에 의해 유발되는 조직 변위들을 추정하고, 조직 변위들로부터 진단파의 특성을 추정하며, 특성을 추정하기 위해 추정된 조직 변위들의 서치(search)를 제한하도록 구성된다. 서치는, 음향 임펄스 가진의 동일한 구성에 의해 획득되는 이전의 정보를 사용하여 제한된다.

[0007] 본 발명은 하기 청구항들에 의해 규정되며, 이 섹션의 어떠한 것도 이들 청구항들에 대한 제한으로서 여겨지지 않는다. 본 발명의 추가 양태들 및 이점들은 바람직한 실시예들과 관련하여 하기에서 논의되며 추후 독립적으로 또는 조합하여 주장될 수 있다.

[0008] 구성요소들 및 도면들은 반드시 실척일 필요는 없으며, 오히려 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조된다. 또한, 도면들에서, 동일한 참조 부호들은 상이한 도면들에 걸쳐 대응하는 부분들을 나타낸다.

**도면의 간단한 설명**

- [0009] 도 1은 초음파에 의한 진단과 검출을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이다.
- 도 2는 시간에 따른 변위의 2 개의 예시적인 변위 프로파일(profile)들을 도시하는 그래프이다.
- 도 3은 초음파에 의한 진단과 검출을 위한 시스템의 일 실시예의 블록도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0010] 진단과 검출은 서치 범위를 제한함으로써 개선될 수 있다. 제어된 환경에서 측정된 변위 파형의 특징들(예컨대, 변위 크기 및 이동 시간)의 세트가 환자 내에서 검출을 제한하기 위해 사용된다. 제어된 환경의 일 예는 가진 전송 구성(excitation transmit configuration)을 유도하는 동일한 진단파에 의해 측정되는 인체모형(phantom)들이다. 조직의 기계적 특징 또는 특징들의 추정 정확도 및 검출의 신뢰 수준 양자 모두는 심지어 낮은 신호 대 노이즈(low signal-to-noise) 변위 데이터에 의해 개선될 수 있다.
- [0011] 도 1은 초음파에 의한 진단과 검출을 위한 방법을 도시한다. 방법은 도 3의 시스템 또는 다른 시스템에 의해 실행된다. 부가적인, 다른 또는 더 적은 행동들이 제공될 수 있다. 예컨대, 행동(act)(42)이 대표적이며, 시간 검출 이외의 기술들이 진단파를 검출하기 위해서 사용될 수 있다. 다른 예로서, 행동(46)의 디스플레이가 선택적이다. 행동들은 설명된 또는 도시된 순서로 수행되지만, 다른 순서들로 수행될 수 있다.
- [0012] 행동(30)에서, 음향 가진이 환자 내부로 전송된다. 음향 가진은 변위를 야기하기 위한 임펄스 가진으로서 작용한다. 예컨대, 조직을 이미징하기 위한 B-모드 전송들과 유사한 또는 이보다 더 낮은 동력 또는 피크 진폭 레벨들을 갖는 400 사이클 전송 파형이 음향 빔으로서 전송된다. 일 실시예에서, 전송은 시계(field of view)에 적용되는 진단파 발생 시퀀스(sequence)이다. 임의의 음향 방사력 임펄스(ARFI) 또는 진단파 이미징 시퀀스가 사용될 수 있다.
- [0013] 전송은 하나 또는 그 초과 위치들에 조직을 변위시키기에 충분한 응력을 조직에 야기하는 동력, 진폭, 타이밍 또는 다른 특성에 의해 구성된다. 예컨대, 빔의 전송 포커스(focus)는 시계에 걸친 변위를 야기하기 위해 해당 영역(ROI) 또는 시계의 바닥, 중심 근처에 위치된다. 전송은 상이한 하위 영역들 또는 ROI 들을 위해 반복될 수 있다. 어퍼처(aperture), 주파수, 초점 위치, 진폭, F#, 또는 다른 특성을 포함하는 임의의 전송 구성이 사용될 수 있다.
- [0014] 가진은 초음파 변환기로부터 전송된다. 가진은 음향 에너지이다. 음향 에너지는 초점이 맞춰지고, 3-차원 빔 프로파일을 초래한다. 가진은 페이스형(phased) 어레이 및/또는 기계적 포커스를 사용하여 초점이 맞춰진다. 가진은 높이 치수(elevation dimension)와 같은 하나의 치수에서 초점을 맞추지 않을 수 있다. 가진은 환자의 조직 안으로 전송된다.
- [0015] 임펄스 가진은 공간적 위치에서 진단파를 발생한다. 가진이 충분히 강한 곳에서, 진단파가 발생된다. 진단파는 길이방향 파장이 음파 방출 방향을 따라 전파하는 것보다 더 느리게 조직을 통하여 전파한다. 이러한 타이밍의 차이는 특정한 시간들에서 위치들에 있는 샘플과 같은, 길이방향 파장으로부터 진단파를 격리시키는데 사용된다. 시간 범위 커버링과 같은 패싱(예컨대, 진단파의 출구를 통한 도착으로부터)이 변위들을 위해 샘플링된다.
- [0016] 진단파는 가해지는 응력의 방향에 수직인 방향을 포함하여 다양한 방향으로 전파된다. 진단파들의 변위는 진단파가 발생하는 위치에 더 가까운 위치들에서 더 크다. 진단파가 이동할 때, 진단파의 크기는 감소한다.

- [0017] 행동(32)에서, 환자 내의 진단과에 대한 변위 응답이 검출된다. 조직은 환자 내에서 이동하도록 강제된다. 예컨대, 2 개의 위치들에 대한 변위 프로파일들이 도 2에 도시된다. 가진은 조직의 변위를 야기한다. 진단과가 발생되고 초점 영역으로부터 전파한다. 진단과가 조직을 통하여 이동하기 때문에, 조직은 변위된다. 타이밍 및/또는 측방 위치는 다른 발생된 과장들로부터 진단과를 구별하는데 사용된다. 길이방향 과장들 또는 변위의 다른 원인들이 진단 대신 사용될 수 있다.
- [0018] 힘 또는 응력에 의해 야기되는 변위가 측정된다. 변위는 하나 또는 그 초과 위치들에서 시간에 걸쳐 측정된다. 측정에 사용된 시간들은 길이 방향과보다 오히려 진단과를 캡처하도록 설정된다. 변위 측정은 응력 또는 임펄스가 끝나기 전에, 상이한 주파수 또는 코딩(coding)을 사용하는 것에 의해 시작될 수 있다. 대안적으로, 변위 측정은 임펄스가 끝난 후에 시작된다. 응력의 영역 또는 지점으로부터 이격된 조직의 변위를 야기하는 진단과, 길이방향 과장 또는 다른 과장이 이동하는데 시간이 걸리기 때문에, 이완된 또는 부분적으로 응력을 받은 상태에서부터 최대 변위로의 그리고 그 후 이완된 상태로의 변위는 도 2에 나타낸 것과 같이 측정될 수 있다. 변위의 시간적인 프로파일이 판정된다. 대안적으로, 변위는 단지 조직이 최대 직전에, 최대에 또는 거의 근처에서부터 이완되는 동안에만 측정된다.
- [0019] 측정값은 변위의 양 또는 크기이다. 조직은 임의의 방향으로 이동된다. 측정은 가장 큰 이동 방향을 따를 수 있다. 방향 벡터(motion vector)의 크기가 판정된다. 대안적으로, 측정은 조직이 다른 방향으로 다소 변위되는지 여부와 관계없이 스캔 라인에 수직인 것과 같은 주어진 방향을 따른다.
- [0020] 변위는 초음파 스캐닝에 의해 검출된다. 초음파 데이터가 얻어진다. 초음파 데이터의 적어도 일부는 진단과에 대해 응답한다. 해당 영역, 전체 시계, 또는 해당 하위 영역과 같은 영역이 초음파에 의해 스캔된다. 영역은 진단과를 검출하기 위해 감시된다. 영역은 측방이 5 mm 그리고 측방향이 10 mm 인 것과 같은 임의의 크기이다. 예컨대, B-모드 스캔들은 진단과에 의해 야기되는 조직 변위를 검출하기 위해 수행된다. 도플러(Doppler), 색상 흐름(color flow) 또는 다른 초음파 모드가 진단과에 대해 감시하기 위해 사용될 수 있다.
- [0021] 주어진 시간 동안, 초음파는 조직 또는 해당 영역에 전송된다. 임의의 현재 공지된 또는 추후 개발될 변위 이미징이 사용될 수 있다. 예컨대, 1 내지 5 사이클 지속 기간들을 갖는 펄스들이 720 mW/cm<sup>2</sup> 미만의 세기로 사용된다. 다른 세기들을 갖는 펄스들이 사용될 수 있다. 감시는 임의의 개수의 스캔 라인들에 대해 수행된다. 예컨대, 4 또는 8 개의 수용 빔들이 각각의 전송에 응답하여 형성된다. 진단과를 발생하기 위해 가진을 전송한 후에, B-모드 전송들이 단일 전송 스캔 라인 그리고 4 또는 8 개의 인접한 수신 스캔 라인들을 따른 수신부(reception)들을 따라 반복적으로 수행된다. 다른 실시예들에서, 단지 단일 수신 빔 또는 다른 개수의 수신 빔들이 각각의 전송에 반응하여 형성된다. 부가적인 전송 스캔 라인들 및 대응하는 수신 라인 또는 라인들이 사용될 수 있다. 약 120 회와 같이, 임의의 횟수의 반복들이 사용될 수 있다. 반복들의 시작에서 또는 끝에서와 같은 초음파 데이터의 일부는 진단과에 대해 응답하지 않을 수 있다. 주어진 위치를 위한 변위들을 측정하기 위한 시간들의 임의의 범위가 사용될 수 있다.
- [0022] 진단과가 스캔 라인들을 통하여 전파되기 때문에, B-모드 세기는 조직의 변위에 의존하여 변할 수 있다. 감시된 스캔 라인들에 대하여, 진단과로부터 초래되는 조직 움직임의 시간 프로파일을 나타내는 데이터의 시퀀스가 제공된다. 전송으로부터의 에코(echo)들 또는 반사들이 수신된다. 에코들은 빔형성되고(beamformed), 빔형성된 데이터는 하나 또는 그 초과 위치들을 나타낸다. 변위를 검출하기 위해, 초음파 에너지는 변위되고 있는 조직에 전송되고 에너지의 반사들이 수신된다. 임의의 전송 및 수신 시퀀스가 사용될 수 있다.
- [0023] 전송 및 수신을 다회 수행함으로써, 상이한 시간들에서 1, 2 또는 3-차원 영역을 나타내는 데이터가 수신된다. 전송 및 수신은 변위에 의존한 변화를 판정하기 위해 다회 수행된다. 초음파에 의해 반복적으로 스캐닝함으로써, 상이한 시간들에서 조직의 위치가 판정된다.

- [0024] 변위는 각각의 공간적 위치에 대한 차이들로부터 검출된다. 예컨대, 속도, 분산(variance), 세기 패턴의 바뀜(예컨대, 스페클(speckle) 추적), 또는 다른 정보가 변위에 따라 수신된 데이터로부터 검출된다.
- [0025] B-모드 데이터를 사용하는 일 실시예에서, 상이한 스캔들로부터의 데이터는 시간에 따라 상관된다. 각각의 깊이 또는 공간적 위치에 대하여, 복수의 깊이들 또는 공간적 위치들(예컨대, 중심 깊이가 프로파일이 산출될 지점인 64 깊이들의 커널(kernel))에 걸친 상관이 수행된다. 예컨대, 데이터의 현재 세트가 데이터의 기준 세트와 다회 상관된다. 기준 세트에서 주어진 위치로 중심맞춤된 데이터의 하위 세트의 위치가 현재 세트에서 확인된다. 2 개의 데이터 세트들 사이의 상이한 상대적 병진 및/또는 회전이 수행된다.
- [0026] 기준은 데이터의 제 1 세트 또는 다른 스캔으로부터의 데이터이다. 기준 세트는 ARFI 펄스 이전으로부터이지만, ARFI 펄스 이후로부터일 수 있다. 동일한 기준이 전체 변위 검출에 대하여 사용되거나, 기준 데이터가 진행하는 또는 이동하는 윈도우(window)에서 변한다.
- [0027] 상관은 1, 2 또는 3-차원이다. 예컨대, 변환기로부터 멀어지는 그리고 변환기를 향하는 스캔 라인을 따른 또는 스캔 라인에 수직인 라인을 따른 상관이 사용된다. 다른 예로서, 병진은 회전하면서 또는 회전 없이 2 개의 축선들을 따른다. 또 다른 예에서, 병진은 3 개의 또는 더 적은 축선들을 중심으로 회전하면서 또는 회전 없이 3 개의 축선들을 따른다. 상이한 오프셋 위치들의 각각에서의 데이터의 상관 또는 유사성의 레벨이 산출된다. 가장 큰 상관을 갖는 병진 및/또는 회전은 기준에 비교되는 현재 데이터와 연관되는 시간에 대한 오프셋 또는 방향 벡터를 나타낸다.
- [0028] 상호 상관, 패턴 매칭(pattern matching) 또는 절대 차이들의 최소 합과 같은 임의의 현재 공지된 또는 추후 개발될 상관이 사용될 수 있다. 조직 구조 및/또는 스페클이 상관된다. 도플러 검출을 사용하여, 클러터 필터(clutter filter)가 이동하는 조직에 연관된 정보를 통과시킨다. 조직의 속도는 다중 에코들로부터 도출된다. 속도는 변환기를 향하는 또는 변환기로부터 멀어지는 변위를 판정하는데 사용된다. 대안적으로, 상이한 위치들에서의 속도들 사이의 상대성 또는 차이는 변형 또는 변위를 나타낼 수 있다.
- [0029] 도 2는 2 개의 예시적인 변위 프로파일들을 도시한다. 기준 데이터로부터 시간에 걸친 방향 벡터의 거리로 크기가 도시된다. 분석 기간은 약 8 밀리초 초과이지만, 더 길거나 더 짧을 수 있다(예컨대, 4.8 kHz 샘플 속도에서 12 밀리초). 노이즈로 인해 다중 피크들을 갖는 프로파일과 같은, 다른 변위 프로파일들이 가능하다. 해당 10 x 5 mm 에서 매 밀리미터마다 측정하는 것과 같이, 임의의 개수의 위치들이 변위에 대해 측정될 수 있다. 각각의 위치 및 각각의 샘플 시간에 대한 변위가 측정된다.
- [0030] 행동(34)에서, 환자로부터 변위들의 특질이 판정된다. 주어진 위치를 위해 상이한 시간들에서 변위들이 사용된다. 예컨대, 곡선 또는 프로파일을 상세하게 판정하지 않고 시간에 걸친 변위들 또는 시간에 걸친 변위들에 대한 변위 프로파일, 커브 피트가 사용된다.
- [0031] 프로세서는 특질을 판정한다. 임의의 특질이 사용될 수 있다. 이 특질은 타이밍, 크기 또는 양자 모두에 관련한다. 예컨대, 시간에 걸친 변위의 적분, 변위 증가 또는 감소의 경사 또는 다른 특질이 판정된다. 일 실시예에서, 최대 크기가 판정된다. 최대 변위는 변위 프로파일로부터 산출된다. 평면 내에서 또는 체적 내에서 직선을 따른 조직의 시프트의 크기 또는 모션의 피크 또는 최고량이 피크를 위해 산출된다. 매끄럽거나 필터링된 변위 곡선이 최대 산출을 위해 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 미가공(raw) 또는 필터링되지 않은 변위 곡선이 사용될 수 있다. 대안으로, 크기는 초점 영역으로부터 감시되는 위치까지의 거리에 기초한 주어진 시간으로부터일 수 있다.

- [0032] 도 2는 하나의 변위 프로파일을 위해 약 1.40 마이크로미터 그리고 다른 변위 프로파일을 위해 약 1.65 마이크로미터의 최대 변위 크기를 도시한다. 변위의 이러한 진폭은, 다른 원치않는 소스들(예컨대, 노이즈 소스들)에 의해 유발되는 진단파에 더해진 임의의 오프셋(부정확성)에 의해 유발되는 위치에서의 최대 시프트를 도시한다.
- [0033] 각각의 위치에 대한 시간에 걸친 최대 변위가 발견된다. 프로파일의 전체 또는 부분에 걸친 최대 값이 식별되거나 판정된다. 최대가 시간 범위 내에 있으며, 이 범위에 걸쳐, 예컨대 8 - 12 밀리초(예컨대, 도 2는 약 8 밀리초를 도시함)에 걸쳐 변위가 측정된다. 대안으로, 최대가 샘플링 시간의 일부에 걸쳐, 예컨대 제 1 반부(도 2 예시에서 4 밀리초)에 걸쳐 요구된다.
- [0034] 주어진 위치에 대한 시간적 프로파일은 그 위치에서의 진단파의 검출을 나타낸다. 프로파일은 비노이즈 또는 편차의 단일 예를 위해 시험된다. 시간적 로우 패스 필터링에 의한, 또는 이러한 필터링 없는 프로파일에서의 피크는 진단파 정면의 통과를 나타낸다. 가장 큰 변위가 선택되지만, 평균의, 최초의 비노이즈 변위 또는 다른 변위 통계들이 통과를 나타내는데 사용될 수 있다. 노이즈가 고려될 수 있기 때문에, 피크 또는 최대 변위의 타이밍은 요망되는 바와 같이 정확하지 않을 수 있다. 유사하게, 크기가 요망되는 바와 같이 정확하지 않을 수 있다.
- [0035] 행동(36)에서, 환자 내에서 측정된 변위들로부터 특징을 이용한 메모리로부터 다른 특징이 검색된다. 예컨대, 시간 또는 시간 범위가 최대 변위에 기초하여 검색된다. 시간 이외의 특징들, 예컨대 최대 변위(예컨대, 측정된 최대로부터 이전의 최대 변위를 검색) 또는 검출 구성이 검색될 수 있다.
- [0036] 다른 특징은 이전의 지식을 나타낸다. 인간 모형 또는 다른 보다 제어된 환경 측정들은 표를 덧붙이게(populate) 한다. 제어된 환경들은 환자 또는 변환기, 더 이상적인 이미징 해부학(예컨대, 적은 지방층들)을 갖는 환자들, 이들의 호흡을 유지하는 환자들, 인체모형들 또는 이의 조합들을 유지하기 위해 기계적 시스템들을 포함할 수 있다. 인체 모형들 및 기계적으로 지지되는 스캐닝 환경들이 측정들에 걸쳐 제어를 더 제공한다.
- [0037] 상이한 경직도 또는 다른 특징들의 조직을 모방하는(mimicking) 조직 또는 인체 모형들이 측정된다. 예컨대, 유사하거나 또는 가능한 조직 경직도의 범위를 나타내는 복수 개의 상이한 인체 모형들이 측정된다. 발생하는 시간 또는 발생하는 시간에 기초한 시간 범위가 최대 변위와 함께 기록된다. 최대 변위는 시간 또는 시간 범위를 선택하기 위해서 인덱스로서 사용된다. 임의의 특징을 보다 제어된 환경에서 다른 특징에 연관시키는 표가 사용될 수 있다.
- [0038] 각각의 가능한 전송 구성을 위해 표가 제공된다. ARFI의 특성들이 바뀔 수 있기 때문에, 결과로 발생한 최대 변위 및 시간들은 상이한 전송 구성들을 위해 상이할 수 있다. 대안으로, 환자로부터 측정을 위한 전송 구성은 표들을 설정하기 위해서 사용되는 구성들과 유사하거나 동일한 구성으로 제한된다. 감쇠로 인해, 상이한 표들이 상이한 위치들을 위해 제공될 수 있다. 표들의 세트가 각각의 위치를 위해 제공된다. 상이한 위치들을 위한 표들이 동일하거나 상이한 특징 값들을 가질 수 있다. 대안으로, 하나 또는 그 초과 위치들이 동일한 표들을 공유한다.
- [0039] 시간에 대한 최대 변위에 관련한 실시예에서, 시간은 제어된 환경(예컨대, 인체 모형 측정들)에서 발생하는 최대 변위이다. 시간이 출력되며 시간 범위를 설정하도록 사용된다. 임의의 허용 오차가 사용될 수 있다. 허용 오차는 대칭 또는 비대칭이다. 상이하거나 동일한 시간의 양들이 시간으로부터 가감(added and subtracted)되어 시간 범위를 설정할 수 있다. 대안으로, 시간 범위가 표에 저장되어 출력된다.

- [0040] 시간 범위는 변위가 샘플링되고 그리고/또는 최대 변위가 환자로부터의 측정들에서 서치되었던 시간보다 적은 주기를 갖는다. 도 2의 예에서, 변위들은 8 밀리초에 걸쳐 샘플링된다. 표로부터 출력된 시간으로부터 출력되거나 유도된 시간 범위는 적으며, 예컨대 10 배(order of magnitude) 적다. 일 실시예에서, 시간 범위는 지속 기간이 0.5 밀리초이다. 더 크거나 더 적은 범위들이 사용될 수 있다.
- [0041] 시간 범위는 환자 내에서 검출된 최대 변위에 부여된 가능한 시간들 또는 예상 시간을 나타낸다. 최대 변위는 조직 경직도의 표시이다. 이러한 표시는 이전의 지식으로부터 진단과의 통과 또는 피크를 위한 예상 시간 또는 시간들을 알기 위해 사용된다.
- [0042] 행동(38)에서, 이전의 정보(예컨대, 인체 모형 측정들)로부터 예상되는 특질은 행동(40)에서 진단과의 검출을 제한하기 위해 사용된다. 예컨대, 검출의 일 양태는, 범위에 있는, 범위 미만, 범위 초과, 또는 범위 근처 값 또는 범위 내에 있는 것으로 제한된다. 다른 예로서, 사용된 기술, 프로세스 플로우, 취해진 단계들 또는 검출에 사용된 변수값(variable value)이 예상되는 특질에 기초하여 설정된다. 검출은 상이한 예상되는 특질들을 위해서 상이하게 구성된다. 예상되는 특질을 자체로 출력하는 것 이외에, 표는 구성 정보를 포함할 수 있다.
- [0043] 일 실시예에서, 서치 범위가 제한된다. 예컨대, 시간에 걸친 최대 변위 또는 피크 변위가 발견되고 있다. 더 긴 시간 범위에 걸친 최대 진폭이 진단과의 통과를 검출하기 위해서 예상되는 시간 또는 더 짧은 시간 범위를 검색하도록 사용된다. 예상되는 시간 또는 시간 범위는 진단과 속도를 산출하기 위해서 피크를 위한 서치를 제한하도록 사용된다. 예상되는 시간 범위에서 발견되는 피크 또는 최대는, 예상되는 시간을 검색하기 위해서 알려진 피크와 상이하거나(예컨대, 보다 작거나) 동일한 피크일 수 있다. 노이즈로 인해, 다중 피크들이 범위 프로파일을 위해 발생할 수 있다. 제한된 시간 범위 내에서의 최대 변위의 피크의 발생 시간이 진단과 속도 산출을 위해 사용된다. 범위를 제한함으로써, 예상되는 범위 바깥에 있는 임의의 노이즈 유발 피크들은 진단과의 검출을 위해서 사용되지 않는다.
- [0044] 행동(40)에서, 진단과가 검출된다. 검출은 이전의 정보에 기초하여 제한된다. 이 구성으로 인해, 서치 범위 제한, 문턱값, 또는 더 넓은 검출을 방지하는 다른 설정, 위치에서 진단과의 검출이 제한된다. 예컨대, 통과 시간, 개시, 최대, 완료 또는 위치에서 진단과의 다른 양태를 식별하기 위해서 최대 변위에 대한 서치 범위가 산출된다.
- [0045] 프로세서는 산출을 수행한다. 변위 정보는 사용자 입력 없이 특징을 판정하기 위해 사용된다. 변위들이 획득된다면, 프로세서는 이전의 정보에 의해 제한된 바와 같이 각각의 위치 및/또는 시간을 위해서 특징을 자동으로 산출한다.
- [0046] 진단과 특징은 변위들로부터 검출된다. 시간 및/또는 공간에 걸친 변위들이 사용된다. 일 실시예에서, 상이한 깊이들을 위한 변위들이 조합되며, 진단과의 전과 방향을 따라 또는 방위각으로 이격된 변위들이 남겨진다. 예컨대, 부여된 스캔 라인 또는 측방향 위치를 위한 변위들이 깊이에 걸쳐 평균화된다. 평균화에 대안으로, 최대 또는 다른 선택 기준이 부여된 측방향 위치를 위한 변위를 판정하기 위해 사용된다.
- [0047] 진단과 속도를 검출하기 위해서, 진폭 피크 검출 또는 상관 지연 검출이 사용될 수 있다. 진단과의 통과 시간은 변위 프로파일로부터 행동(42)에서 정해진다(located). 서치 범위를 제한하는 이전의 정보에 의한 피크 검출을 위해서, 시간들의 서치 범위 내에서 피크 또는 최대 변위(예컨대, 최대 피크)의 시간이 정해진다. 피크 변위의 발생 시간이 정해진다. 이 시간은 절대 시간이며 또는 진단과의 발생에 대한 측정이다. 이전의 제한 서치 범위에 의한 상관 지연 검출을 위해서, 슬라이딩 윈도우가 변위 프로파일들을 연관성을 보여주기 위해 사용된다. 윈도우가 시간 내에 슬라이딩하며, 이전의 지식에 의해 설정된 서치 범위 내에서 제한된다. 상이한 변위 프로파일들 사이(즉, 상이한 위치들 사이)에 상관관계가 있다. 프로파일들의 최고의 상관과 연관된 상관

지연은 위치들 사이의 딜레이 또는 이동 시간을 나타낸다. 서치 범위는 프로파일들 사이의 이러한 최고 상관치 요구되는 시간들을 제한한다. 서치 범위 내에서의 최고의 상관으로부터의 딜레이 또는 이동 시간은 추론되고(extrapolated), 누산되며(accumulated) 또는 부여된 위치에서 통과하는 전단파의 발생으로부터의 시간을 알기 위해 달리 사용될 수 있다.

[0048] 다른 기술들이 프로파일에서의 피크 및 대응하는 시간 및 속도를 검출하기 위해 사용될 수 있다. 예컨대, 회귀(regression)가 적용된다. 전단파 피크 변위 시간이 거리의 선형 함수이기 때문에, 자동화된 이상치 검출(outlier detection)을 갖는 강한 선형 회귀가 전단파 속도 또는 경사를 나타낼 수 있다. 관심 구역에서 샘플 지점들 전부를 위해 초음파 데이터는, 시간에 따른 거리를 위해서 또는 시간 및 거리에 의해 플롯화된다. 선형 회귀가 플롯 또는 데이터에 인가되며, 데이터에 라인 피트(line fit)를 제공한다. 라인의 경사는 전단파 속도를 나타낸다. 회귀에 사용된 변위들은 시간 제한되며 그리고/또는 피트는 경사들의 범위로 제한된다.

[0049] 전단파가 검출되면(예컨대, 시간이 판정되면), 전단파의 속도 또는 다른 특성이 행동(44)에서 판정된다. 예컨대, 프로세서는 위치에서의 전단파의 발생 시간 및 전단파의 기점(origin)으로부터의 위치까지의 거리로부터 전단파 속도를 산출한다. 이동 시간은 속도의 역(inverse)이다. 거리와 이동 시간을 사용하여, 속도가 산출된다. 거리는 스캔 직선 간격(즉, 전단파 발생을 위한 전송 빔 위치와 전단파 검출을 위한 수신 빔 위치)으로부터 공지된다.

[0050] 하나 또는 그 초과와 전단파 특성들이 산출된다. 전단파 특성들은 감쇠, 중심 주파수(center frequency), 또는 대역폭과 같은 가능한 다양한 파라미터들 또는 특징들을 포함한다. 전단파의 임의의 특성이 위치에서 전단파를 검출하기 위해 사용될 수 있다. 전단파 특성으로부터 유도된 조직 특성들, 예컨대 영률(Young's modulus) 또는 다른 계수가 산출될 수 있다.

[0051] 행동(32)의 측정, 행동(34)의 판정, 행동(36)의 식별, 행동(38)의 제한, 행동(40)의 검출, 행동(42)의 정합, 행동(44)의 산출이 다른 위치들을 위해 반복된다. 다른 위치들을 통해 통과하는 동일한 전단파가 검출된다. 행동(30) 및 후속 행동들의 전송이 동일한 위치 또는 다른 위치를 위해 반복될 수 있다. 전단파 검출이 다중 위치들로부터 변위들을 포함하는 곳에서, 행동(32)들 및/또는 행동(34)들이 반복된다. 행동들의 상이한 조합들이 단일 이미지를 발생시키기 위해 반복될 수 있다. 다른 반복이 이미지들의 시퀀스를 발생시키기 위해 반복될 수 있다. 대안으로, 어떠한 반복도 제공되지 않는다.

[0052] 행동(46)에서, 전단파 속도, 다른 전단파 특성, 또는 전단파 특성으로부터 유도된 조직 특성의 표시가 디스플레이된다. 전단파에 대한 조직 반응으로부터 판정되는 전단파 속도, 계수 또는 다른 정보가 디스플레이된다. 전단파 속도가 하기 예시와 같이 사용된다. 전단파 특성의 함수인 값 또는 이미지가 디스플레이된다. 예컨대, 1, 2 또는 3차원 표현에서의 위치에 의해 전단파 속도의 이미지가 디스플레이된다. 위치에 따라 전단파 속도가 색, 명도(brightness), 색조(hue), 휘도(luminance), 또는 2차원 표현에서 디스플레이 값들의 다른 조절(modulation)에 의해 디스플레이된다. 임의의 전단파 이미징이 사용될 수 있다. 디스플레이된 이미지는 해당 영역에 대한 또는 전체 이미징 영역에 대한 전단파 정보를 나타낸다. 예컨대, 전단파 속도 값들은 해당 영역의 또는 시계의 모든 격자점(grid point)들에 대하여 판정되는 곳에서, 디스플레이의 픽셀들은 이 영역에 대한 전단파 속도들을 나타낸다. 디스플레이 격자는 스캔 격자 및/또는 변위들이 산출되는 격자와는 상이할 수 있다.

[0053] 전단파 정보는 색상 오버레이(overlay) 또는 디스플레이 값들의 다른 조절을 위해 사용된다. 전단파 데이터는 디스플레이 형식이거나 디스플레이 형식으로 변환된 스캔일 수 있다. 전단파 데이터는 색상이거나 그레이 스케일 데이터(gray scale data)이지만, 그레이 스케일 또는 컬러 스케일에 의한 맵핑(mapping) 이전 데이터일 수 있다. 정보는 디스플레이 값들에 대해 선형으로 또는 비선형으로 맵핑될 수 있다.

[0054] 이미지는 다른 데이터를 포함할 수 있다. 예컨대, 전단파 정보는 B-모드 정보 상에 또는 이와 함께 디스플레이

된다. 문턱값 미만의 진단과 속도 또는 열악한 품질을 갖는 임의의 위치들에 대한 B-모드 데이터를 디스플레이 하는 것과 같은, 동일한 영역 내의 조직, 유체 또는 조영제(contrast agent)들을 나타내는 다른 데이터 또는 B-모드가 포함될 수 있다. 다른 데이터는 사용자가 진단 정보의 위치를 판정하는데 도움을 준다. 다른 실시예들에서, 진단과 특성은 다른 데이터 없이 이미지로서 디스플레이된다.

[0055] 일 실시예에서, 진단과 속도를 나타내는 값이 스크린 상에 디스플레이된다. 대안으로 또는 추가로, 진단 속도를 나타내는 그래픽(예컨대, 곡선 또는 아이콘)이 디스플레이된다. 축척(scale)에 대한 언급 또는 다른 언급이 디스플레이될 수 있다. 진단 속도는 단독으로 또는 다른 진단과 정보와 함께 표시된다. 예컨대, 진단과 이미징이 실행되며 뿐만 아니라 위치를 위한 텍스트(예컨대, 영어문자와 숫자를 쓴(alphanumeric)) 값을 디스플레이한다.

[0056] 도 3은 초음파에 의한 진단과 검출을 위한 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 실행한다. 시스템(10)은 전송 빔형성기(beamformer)(12), 변환기(14), 수신 빔형성기(16), 이미지 프로세서(18), 디스플레이(20) 및 메모리(22)를 포함한다. 부가적인, 상이한 또는 더 적은 구성요소들이 제공될 수 있다. 예컨대, 사용자 입력이 시스템과 사용자의 상호 작용을 위해 제공된다.

[0057] 시스템(10)은 의학 진단 초음파 이미징 시스템이다. 대안적인 실시예들에서, 시스템(10)은 개인 컴퓨터, 워크스테이션(workstation), PACS 스테이션 또는 동일한 위치에 있는 또는 실시간 또는 추후 획득 이미징을 위한 네트워크에 걸쳐 분배된 다른 설비이다.

[0058] 전송 빔형성기(12)는 초음파 전송기, 메모리, 진동기(pulser), 아날로그 회로, 디지털 회로 또는 이들의 조합들이다. 전송 빔형성기(12)는 상이한 또는 상대적인 진폭들, 지연들 및/또는 페이싱을 갖는 복수의 채널들에 대하여 파형들을 발생하도록 작동 가능하다. 발생된 전기 파형들에 응답하여 변환기(14)로부터 음향 파장들의 전송 시에, 하나 또는 그 초과파의 빔들이 형성된다. 전송 빔들의 시퀀스는 2 또는 3-차원 영역을 스캔하도록 발생된다. 섹터(Sector), 벡터®(Vector®), 선형 또는 다른 스캔 형식들이 사용될 수 있다. 동일한 영역이 다회 스캔된다. 플로우(flow) 또는 도플러 이미징을 위해 그리고 진단 이미징을 위해, 동일한 직선 또는 직선들을 따른 스캔들의 시퀀스가 사용된다. 도플러 이미징에서, 시퀀스는 인접한 스캔 직선을 스캐닝하기 전에 동일한 스캔 직선을 따르는 다중 빔들을 포함할 수 있다. 진단 이미징을 위해, 스캔 또는 프레임 인터리빙(frame interleaving)이 사용될 수 있다(즉, 다시 스캐닝하기 전에 전체 영역을 스캔함). 직선 또는 직선의 그룹의 인터리빙이 사용될 수 있다. 대안적인 실시예들에서, 전송 빔형성기(12)는 평면파(plane wave) 또는 더 빠른 스캐닝을 위해 발산 파(diverging wave)를 발생한다.

[0059] 동일한 전송 빔형성기(12)는 변위를 야기하기 위한 음향 에너지를 발생하기 위해 전기 파형들 또는 임펄스 가진들을 발생한다. 음향 방사력 임펄스들을 위한 전기 파형들이 발생된다. 대안적인 실시예들에서, 상이한 전송 빔형성기가 임펄스 가진을 발생하기 위해 제공된다. 전송 빔형성기(12)는 변환기(14)가 푸싱 펄스(pushing pulse)들 또는 음향 방사력 임펄스 펄스들을 발생하는 것을 야기한다.

[0060] 변환기(14)는 전기 파형들로부터 음향 에너지를 발생하기 위한 어레이이다. 어레이에 대하여, 상대적 지연들이 음향 에너지를 집중시킨다. 주어진 전송 이벤트는 지연들이 주어진 실질적으로 동시에 상이한 요소들에 의한 음향 에너지의 전송에 대응한다. 전송 이벤트는 조직을 변위시키기 위해 초음파 에너지의 펄스를 제공한다. 펄스는 임펄스 가진 또는 추적 펄스이다. 임펄스 가진은 많은 사이클(예컨대, 500 사이클들)을 갖는 파형들을 포함하지만 더 긴 시간에 걸쳐 조직 변위를 야기하기 위해 비교적 짧은 시간에 발생한다. 추적 펄스는 1 내지 5 사이클들을 사용하는 것과 같은 B-모드 전송일 수 있다. 추적 펄스들은 환자의 영역을 스캔하는데 사용된다.

[0061] 변환기(14)는 압전 또는 용량성 막 요소들의 1, 1.25, 1.5, 1.75, 또는 2-차원 어레이이다. 변환기(14)는 음향

그리고 전기 에너지들 사이의 변환을 위한 복수의 요소들을 포함한다. 수신 신호들은 변환기(14)의 요소들에 영향을 미치는 초음파 에너지(에코들)에 응답하여 발생된다. 요소들은 전송 및 수신 빔형성기(12, 16)의 채널들과 연결된다. 대안적으로, 기계적 포커스를 구비한 단일 요소가 사용된다.

[0062]

수신 빔형성기(16)는 증폭기들, 지연들 및/또는 페이스 회전자들, 및 하나 또는 그 초과와 합산기(summer)들을 구비한 복수의 채널들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 또는 그 초과와 변환기 요소들과 연결된다. 수신 빔형성기(16)는 각각의 이미징 또는 추적 전송에 응답하여 하나 또는 그 초과와 수신 빔들을 형성하기 위해 상대적 지연들, 페이스들 및/또는 아포디제이션(apodization)을 적용하도록 하드웨어 또는 소프트웨어에 의해 구성된다. 수신 작업은 조직을 변위시키는데 사용된 임펄스 가진으로부터의 에코들에 대하여 발생하지 않을 수 있다. 수신 빔형성기(16)는 수신 신호들을 사용하여 공간적 위치들을 나타내는 데이터를 출력한다. 상이한 요소들로부터의 상대적 지연들 및/또는 페이스 및 신호들의 합산은 빔형성을 제공한다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔형성기(16)는 푸리에 또는 다른 변환들을 사용하여 샘플들을 발생하기 위한 프로세서이다.

[0063]

수신 빔형성기(16)는, 제 2 고조파(harmonic) 또는 전송 주파수 대역에 대하여 다른 주파수 대역에서의 정보를 격리시키기 위한 필터와 같은 필터를 포함할 수 있다. 이러한 정보는 원하는 조직, 조영제 및/또는 유동 정보를 포함할 가능성이 클 수 있다. 다른 실시예에서, 수신 빔형성기(16)는 메모리 또는 버퍼(buffer) 그리고 필터 또는 가산기(adder)를 포함한다. 둘 또는 그 초과와 수신 빔들은 제 2 고조파, 입방 기본파(cubic fundamental) 또는 다른 대역과 같은 원하는 주파수 대역에서의 정보를 격리시키기 위해 조합된다.

[0064]

전송 빔형성기(12)와의 조정에서, 수신 빔형성기(16)는 상이한 시간들에서의 영역을 나타내는 데이터를 발생한다. 음향 펄스 가진 후에, 수신 빔형성기(16)는 상이한 시간들에서 복수의 직선들을 따른 위치들을 나타내는 빔들을 발생한다. 초음파에 의해 해당 영역을 스캐닝함으로써, 데이터(예컨대, 빔형성된 샘플들)가 발생된다. 스캐닝을 반복함으로써, 임펄스 가진 후에 상이한 시간들에서의 영역을 나타내는 초음파 데이터가 획득된다.

[0065]

수신 빔형성기(16)는 공간적 위치들을 나타내는 데이터가 합산된 빔을 출력한다. 단일 위치, 직선을 따른 위치들, 구역에 대한 위치들, 또는 체적에 대한 위치들에 대한 데이터가 출력된다. 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수 있다. 예컨대, 상이한 스캔들이 변위를 위해서라기 보다 B-모드 또는 조직 데이터를 위해 수행된다. 대안적으로, B-모드 데이터는 변위를 판정하는데 또한 사용된다. 다른 예로서, 전단 이미징을 위한 데이터가 공유된 스캔들의 시리즈에 의해 획득되며, B-모드 또는 도플러 스캐닝이 별개로 수행되거나 또는 일부의 동일한 데이터를 사용한다.

[0066]

프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스형 파장 도플러 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 주문형 반도체, 범용 프로세서, 제어 프로세서, 이미지 프로세서, 필드 프로그램 가능 게이트 어레이, 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 이들의 조합들 또는 빔형성된 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위해 정보를 검출하고 프로세싱하는 현재 공지된 다른 장치 또는 추후 개발될 장치이다. 일 실시예에서, 프로세서(18)는 하나 또는 그 초과와 검출기들 및 별개의 프로세서를 포함한다. 별개의 프로세서는 제어 프로세서, 범용 프로세서, 디지털 신호 프로세서, 주문형 반도체, 필드 프로그램 가능 게이트 어레이, 네트워크, 서버, 프로세스들의 그룹, 데이터 경로, 이들의 조합들 또는 변위 판정을 위한, 변위의 크기 확인을 위한, 이동 시간 산출을 위한, 전단과 속도의 산출을 위한, 전단과 전파의 하나 또는 그 초과와 다른 특성들의 산출을 위한, 및/또는 지방 정량화(fat fraction) 추정을 위한 현재 공지된 또는 추후 개발될 장치이다. 예컨대, 별개의 프로세서는 도 1에 도시된 행동들 중 하나 또는 그 초과와 임의의 조합을 수행하도록 하드웨어 및/또는 소프트웨어에 의해 구성된다.

[0067]

프로세서(18)는 음향 임펄스 가진에 의해 유도되는 조직 변위를 추정하도록 구성된다. 상관, 추적, 움직임 검출 또는 다른 변위 측정을 사용하여, 조직의 위치의 이동의 양이 추정된다. 추정은 조직이 임펄스로 인해 조직 이동하기 이전으로부터 조직이 이완된 상태(예컨대, 임펄스 가진에 의해 야기되는 응력으로부터 회복됨)로 대부

본 또는 완전히 복귀된 후까지와 같은, 기간을 통해 다회 수행된다. 추정은 하나 또는 그 초과 로케이션들의 각각을 위해 수행된다.

[0068] 프로세서(18)는 조직 변위들로부터 전단과 속도와 같은 전단과 특성을 산출하도록 구성된다. 속도를 위해, 최대 또는 다른 변위가 전단과의 이동 시간을 판정하기 위해 사용된다. 다중 위치들로부터의 변위들을 이용하는 상관 지연은 이동 시간을 알기 위해서 사용될 수 있다. 속도는 거리 및 이동 시간을 사용하여 산출된다. 속도는 임의의 개수의 위치들에 대해 판정된다. 이들 위치들을 위한 변위들로부터 다중 위치들을 위한 속도를 알기 위해서 선형 회귀(linear regression)가 사용될 수 있다.

[0069] 변위들로부터 다른 특성 또는 전단 속도를 산출시, 프로세서(18)는 산출을 제한하도록 구성된다. 예컨대, 특성을 추정하기 위해 추정된 조직 변위들의 서치가 시간 범위로 제한된다. 이 서치는 이전의 정보를 사용하여 제한된다. 하나 또는 그 초과 이상적이며 또는 제어된 스캐닝 상황들(예컨대, 상이한 경직도들을 갖는 인체 모형들을 스캐닝)로부터의 정보가 나중의 환자 이미징을 위해 사용된다. 이러한 이전의 정보는, 환자 이미징 또는 다른 적은 제어식 스캐닝을 위해 사용되는 것과 같은 음향 임펄스 가진의 동일한 구성에 의해 획득된다. 예컨대, 표가 만들어진다. 표는 최대 변위와 링크된 시간과 같은 2 개 또는 그 초과 특질들을 서로 관련짓거나 링크한다. 하나의 측정이 다른 예상되는 값을 알기 위해서 사용될 수 있다. 서치 범위 제한들과 같은 세팅들이 예상되는 값에 기초하여 설정된다. 검출이 수행되면, 잘못된(erroneous) 또는 노이즈와 관련된 정보가 검출 제한(detection constraint)으로 인해 제거되거나 고려될 수 없다.

[0070] 프로세서(18)는 하나 또는 그 초과 이미지들을 발생하도록 구성된다. 예컨대, 전단과 속도 이미지가 발생된다. 전단과 속도 이미지는 B-모드 이미지 내의 해당 영역 또는 오버레이로서 표현된다. 전단과 속도는 해당 영역의 위치들에서 색상을 조절한다. 전단과 속도가 임계 미만일 때, B-모드 정보는 전단과 속도에 의한 조절 없이 디스플레이될 수 있다.

[0071] 다른 정보가 이미지에 포함되고, 또는 순차적으로 또는 실질적으로 동시에 디스플레이될 수 있다. 예컨대, 전단 속도, 계수 또는 로케이션을 위한 다른 정보를 위한 값이 전단과 속도 이미지로서 동시에 디스플레이된다. 프로세서(18)는 다른 디스플레이들을 발생하도록 구성될 수 있다. 예컨대, 전단과 속도의 그래프, 문자 또는 그래픽 표시기들이 디스플레이된다.

[0072] 프로세서(18)는 초음파에 의한 전단과 검출을 위한 메모리(22) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 작동한다. 메모리(22)는 비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체이다. 본원에 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기술들을 실행하기 위한 명령들은 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체 또는 캐시(cache), 버퍼, RAM, 제거 가능한 매체, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체와 같은 메모리들에 제공된다. 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체는 다양한 타입들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 도면들에 예시되거나 본원에 설명된 기능들, 행동들 또는 업무들은 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체 내에 또는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체 상에 저장된 하나 또는 그 초과 세트들의 명령들에 반응하여 이행된다. 기능들, 행동들 또는 업무들은 특별한 타입의 명령들의 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략과 독립적이며 단독으로 또는 조합하여 작동하는 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어, 마이크로 코드 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱, 멀티태스킹(multitasking), 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령들은 국부적 또는 원격 시스템들에 의해 판독하기 위한 제거 가능한 매체 장치 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화선들에 걸친 전송을 위한 원격 위치 내에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

[0073] 디스플레이(20)는 2-차원 이미지들 또는 3-차원 표현들을 디스플레이하기 위한 CRT, LCD, 프로젝터, 플라즈마 또는 다른 디스플레이이다. 2-차원 이미지들은 구역 내의 공간적 분배를 나타낸다. 3-차원 표현들은 체적 내의 공간적 분배를 나타내는 데이터로부터 만들어진다. 디스플레이(20)는 프로세서(18) 또는 이미지로서 디스플레이

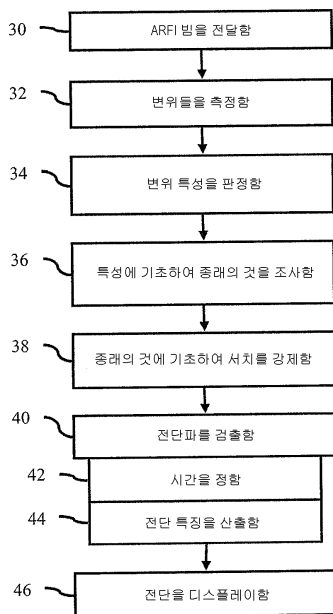
레이될 신호들의 입력에 의한 다른 장치에 의해 구성된다. 디스플레이(20)는 전체 이미지 또는 해당 영역의 상이한 위치들에 대한 진단을 나타내는 이미지를 디스플레이한다. 디스플레이(20)는 진단파의 하나 또는 그 초과의 특징들을 디스플레이한다.

[0074]

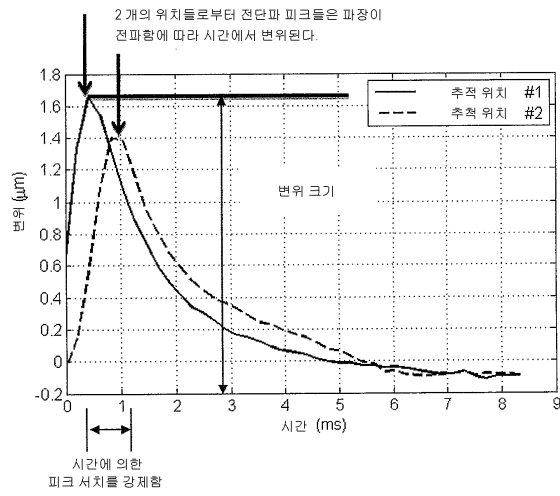
본 발명이 상기에서 다양한 실시예들을 참조하여 설명되었지만, 많은 변경들 및 수정들이 본 발명의 범주로부터 벗어나지 않으면서 이루어질 수 있는 것이 이해되어야 한다. 따라서 전술한 상세한 설명이 제한보다는 예시로서 간주되며, 본 발명의 사상 및 범주를 정의하는 것이 의도되는 것은, 모든 등가물들을 포함하는 이후의 청구항들이라는 것이 이해되어야 하는 것이 의도된다.

**도면**

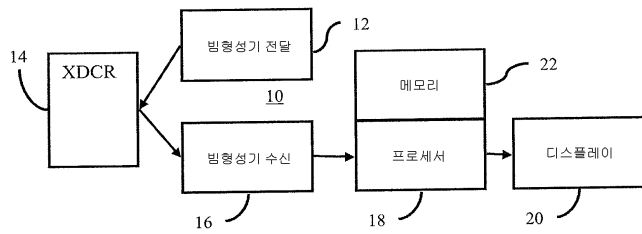
**도면1**



도면2



도면3



专利名称(译)	标题：医学超声图像中剪切波的检测		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020150037689A</a>	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	KR1020140131904	申请日	2014-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
当前申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	FAN LIEXIANG 팬리시앙 KIM SEUNGSOO 김승수 IVANCEVICH NIKOLAS		
发明人	팬,리시앙 김,승수 이반스비치,니콜라스		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/7203 A61B8/5269 A61B8/085 A61B8/485 A61B8/587 G01S7/52042 G01S7/52022		
代理人(译)	JEONG , HYUN JU LEE, SI YONG		
优先权	14/042424 2013-09-30 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

用超声波检测剪切波。使用在更受控制的环境中的先前测量（例如，更少的噪声）来约束剪切波的检测。例如，在体模中测量的剪切波用于约束患者中剪切波的检测以避免误报检测。

