



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0000638  
(43) 공개일자 2014년01월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61B 8/00** (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2013-0071517  
(22) 출원일자 2013년06월21일  
심사청구일자 **없음**  
(30) 우선권주장  
13/532,559 2012년06월25일 미국(US)

(71) 출원인  
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.  
미국 펜실베니아 멜버른 벨리 스트림 파크웨이 51  
(우: 19355-1406)  
(72) 발명자  
**챈, 리에시양**  
미국 98075 워싱턴 사마미쉬 사우쓰이스트 플레이  
스 1204 273  
**프레이버거, 폴 도날드**  
미국 98112 워싱턴 시애틀 애비뉴 이스트 2611-25  
(74) 대리인  
**정현주, 김미희, 이시용**

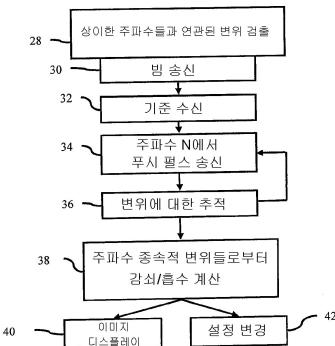
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **초음파의 음향 흡수 또는 감쇠의 측정**

### (57) 요 약

초음파의 음향 흡수 또는 감쇠가 측정된다(38). 음향 흡수 또는 감쇠를 추정하기 위하여, 상이한 주파수들에서의 응력에 의해 야기된 조직의 변위가 측정된다(28). 흡수 또는 감쇠는 변위들로부터 계산된다(38). 상이한 주파수들의 통합은 미지의 조직 강성에도 불구하고 감쇠 또는 흡수를 구하기 위한 또 다른 변수를 제공한다.

### 대 표 도 - 도2



## 특허청구의 범위

### 청구항 1

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법으로서, 트랜스듀서로 제 1 음향 빔을 송신하는 단계(30); 상기 제 1 음향 빔의 송신에 따라 기준 위치에서 조직을 나타내는 기준 정보를 수신하는 단계(32); 상기 트랜스듀서로, 제 2 중심 주파수에서 제 2 음향 빔을 송신하는 단계(34); 상기 제 2 음향 빔의 송신에 의해 야기되는 상기 기준 위치로부터의 제 2 변위를 추적하는 단계(36); 상기 트랜스듀서로, 상기 제 2 중심 주파수와는 상이한 제 3 중심 주파수에서 제 3 음향 빔을 송신하는 단계(32); 상기 제 3 음향 빔의 송신에 의해 야기되는 상기 기준 위치로부터의 제 3 변위를 추적하는 단계(36); 상기 제 2 및 제 3 변위들의 함수로서 상기 조직의 음향 흡수를 계산하는 단계(38); 및 상기 음향 흡수를 디스플레이하는 단계(40)를 포함하는, 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 기준 정보를 수신하는 단계(32)는 상기 조직을 나타내는 B-모드 데이터를 획득하는 것을 포함하는, 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

### 청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 제 2 및 제 3 음향 빔들을 송신하는 단계(32)는 상기 제 1 빔보다 큰 파워(power)를 갖는 음향 방사력(acoustic radiation force)을 송신하는 것을 각각 포함하는, 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

### 청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 제 2 및 제 3 음향 빔들을 송신하는 단계(32)는 적어도 50 마이크로초(micro second)인 대체로 동일한 지속기간으로 송신하는 것을 포함하는, 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

### 청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 제 2 및 제 3 변위들을 추적하는 단계(36)는 상기 제 1 및 제 2 중심 주파수들과는 상이한 추적 중심 주파수에서 반복적으로 송신하고, 상기 추적 중심 주파수에서의 송신에 따라 추적 정보를 반복적으로 수신하고, 상기 추적 정보로부터의 시간의 함수로서 변위를 계산하는 것을 각각 포함하고, 상기 제 2 및 제 3 변위들은 각각 상기 제 2 및 제 3 음향 빔들에 따라 시간의 함수로서 상기 변위의 최대치를 각각 포함하는, 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

## 청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 및 제 3 변위들을 추적하는 단계(36)는 각각 상기 제 2 및 제 3 음향 빔들에 따라, 상기 제 2 및 제 3 변위들을 최대 측 변위들이라고 식별하는 것을 포함하는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

## 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 음향 흡수를 계산하는 단계(38)는 감쇠를 계산하는 것(38)을 포함하는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

## 청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 음향 흡수를 계산하는 단계(38)는 상기 제 2 및 제 3 주파수들, 상기 제 2 및 제 3 변위들, 및 상기 제 2 및 제 3 변위들의 도함수들 사이의 차이의 함수로서 계산하는 것(38)을 포함하는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

## 청구항 9

제 1 항에 있어서,

스캔 라인을 따라 다른 범위들에 대한 상기 제 2 및 제 3 변위들을 추적하는 단계(36)를 반복하는 단계를 더 포함하고, 상기 계산하는 단계(38)는 다른 범위들에 대한 상기 제 2 및 제 3 변위들의 함수로서 계산하는 것(38)을 포함하는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

## 청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 트랜스듀서로, 상기 제 2 및 제 3 중심 주파수들과는 상이한 제 4 중심 주파수에서 제 4 음향 빔을 송신하는 단계(32); 및

상기 제 4 음향 빔의 송신에 의해 야기되는 상기 기준 위치로부터의 제 4 변위를 추적하는 단계(36)  
를 더 포함하고,

상기 계산하는 단계(38)는 상기 제 4 변위의 함수로서 계산하는 것(38)을 포함하는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

## 청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 디스플레이하는 단계(40)는 상기 음향 흡수를 나타내는 텍스트 또는 그래프를 디스플레이하는 것(40)을 포함하는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

## 청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 송신하는 단계(30, 32), 상기 수신하는 단계(32) 및 상기 추적하는 단계(36)는 복수의 스캔 라인들 상에서

복수의 깊이들에 대해 수행되고, 상기 계산하는 단계(38)는 상기 복수의 스캔 라인들 상에서 상기 깊이들의 각각에 대한 음향 흡수를 계산하는 것(38)을 포함하고, 상기 디스플레이하는 단계(40)는 상기 음향 흡수의 적어도 2차원 분포를 나타내는 이미지를 디스플레이하는 것(40)을 포함하는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

### 청구항 13

제 1 항에 있어서,

송신 주파수, 라인 간격, F-수(F-number), 펠스 반복 주파수, 라인 샘플링 카운트, 음향 에너지 진폭, 음향 에너지 펠스 길이, 또는 그 조합들을 상기 음향 흡수의 함수로서 적응시키는 단계(42)를 더 포함하는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법.

### 청구항 14

초음파의 음향 감쇠를 측정하기 위하여 프로그램된 처리기(18)에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터를 저장한 비-일시적인 컴퓨터 판독가능 저장 매체(22)로서,

상기 저장 매체(22)는,

상이한 주파수들에서의 응력들에 따라 초음파로 조직의 변위들을 검출하기 위한 명령(28); 및

상기 상이한 주파수들에서의 응력들에 따라 상기 변위들의 함수로서 음향 감쇠를 계산하기 위한 명령(38)을 포함하는,

비-일시적인 컴퓨터 판독가능 저장 매체(22).

### 청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 검출하기 위한 명령(28)은 상이한 주파수들 중의 제 1 주파수에서 음향 방사력에 따라 상기 조직의 변위들 중의 제 1 변위를 검출하는 것(28)과, 상기 상이한 주파수들 중의 제 2 주파수에서 음향 방사력(acoustic radiation force)에 따라 상기 조직의 변위들 중의 제 2 변위를 검출하는 것(28)을 포함하고, 상기 제 2 주파수는 상기 제 1 주파수와 상이하고, 상기 계산하기 위한 명령(38)은 상기 제 1 및 제 2 변위들의 함수로서 상기 음향 감쇠를 계산하는 것(38)을 포함하는,

비-일시적인 컴퓨터 판독가능 저장 매체(22).

### 청구항 16

제 14 항에 있어서,

상기 변위들을 검출하기 위한 명령(28)은 상기 조직의 최대 변위들을 검출하는 것(28)을 포함하는,

비-일시적인 컴퓨터 판독가능 저장 매체(22).

### 청구항 17

제 14 항에 있어서,

상기 계산하기 위한 명령(38)은 상기 변위들의 함수로서 그리고 상기 상이한 주파수들의 함수로서 상기 감쇠를 계산하는 것(38)을 포함하는,

비-일시적인 컴퓨터 판독가능 저장 매체(22).

### 청구항 18

제 14 항에 있어서,

상기 음향 감쇠의 함수로서 고강도 포커싱된 초음파 처리를 제어하기 위한 명령(42)을 더 포함하는,

비-일시적인 컴퓨터 관독가능 저장 매체(22).

### 청구항 19

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 시스템으로서,

상이한 시간들에서 상이한 주파수들의 음향 방사력을 발생하도록 동작가능한 빔형성기(12); 및

상기 상이한 시간들에서 상이한 주파수들의 상기 음향 방사력에 따라 조직의 공간 오프셋들을 결정하고, 상기 공간 오프셋들의 함수로서 상기 조직의 음향 흡수를 결정하도록 구성된 처리기(18)

를 포함하는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 시스템.

### 청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 처리기(18)는 복수의 위치들에 대한 상기 상이한 주파수들의 상기 음향 방사력에 따라 상기 공간 오프셋들을 결정하고, 상기 상이한 주파수들 및 상이한 위치들에 대한 상기 공간 오프셋들의 함수로서 상기 조직의 상기 음향 흡수를 결정하도록 구성되는,

초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 시스템.

## 명세서

### 기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파의 음향 흡수 또는 감쇠의 측정에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0002] 본 실시예들은 초음파의 감쇠를 측정하는 것에 관한 것이다. 음향 에너지가 조직을 통해 전파함에 따라, 음향 에너지는 감쇠한다. 감쇠의 양은 조직은 속성들을 표시하는 것일 수 있다.

[0003] 감쇠는 초음파로 측정될 수 있다. 에코 강도(예를 들어, B-모드 진폭)에 있어서의 변화는 감쇠를 추정하기 위하여 측정된다. 그러나, 스페클 잡음(speckle noise)은 에코 강도로부터의 추정치들의 정확도에 영향을 줄 수 있다.

[0004] 감쇠를 측정하기 위하여, 음향 방사력(acoustic radiation force)이 이용될 수 있다. 상이한 깊이들에서의 변위(displacement)들은 일정한 측방향 초점 구성(lateral focal configuration)에 따라 결정될 수 있다. 변위들은 감쇠를 추정하기 위하여 이용된다. 그러나, 변위는 또한 조직 강성(tissue stiffness)의 함수이다. 상이한 깊이들에서의 변위에만 의존하는 것은 부정확할 수 있다.

### 발명의 내용

[0005] 소개를 위하여, 이하에 설명된 바람직한 실시예들은 초음파의 음향 흡수 또는 감쇠를 측정하기 위한 방법들, 명령들, 및 시스템들을 포함한다. 음향 흡수 또는 감쇠를 추정하기 위하여, 상이한 주파수들에서의 응력에 의해 야기된 조직의 변위가 측정된다. 흡수 또는 감쇠는 변위들로부터 계산된다. 상이한 주파수들의 통합은 미지의 조직 강성(tissue stiffness)에도 불구하고 감쇠 또는 흡수를 구하기 위한 또 다른 변수를 제공한다.

[0006] 제 1 양상에서는, 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법이 제공된다. 트랜스듀서(transducer)는 제 1 음향 빔을 송신한다. 기준 위치에서 조직을 나타내는 기준 정보는 제 1 음향 빔의 송신에 따라 수신된다. 트랜스듀서는 제 2 중심 주파수에서 제 2 음향 빔을 송신한다. 제 2 음향 빔의 송신에 의해 야기된 기준 위치로부터의 제 2 변위가 추적(track)된다. 트랜스듀서는 제 3 중심 주파수에서 제 3 음향 빔을 송신한다. 제 3 중심 주파수는 제 2 중심 주파수와 상이하다. 제 3 음향 빔의 송신에 의해 야기된 기준 위치로부터의 제 3 변위가 추적된다. 조직의 음향 흡수는 제 2 및 제 3 변위들의 함수로서 계산된다. 음향 흡수가 디스플레이된다.

[0007] 제 2 양상에서는, 비-일시적인 컴퓨터 관독가능 저장 매체가 초음파의 음향 감쇠를 측정하기 위한 프로그램된 처리기에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터를 저장하였다. 저장 매체는 상이한 주파수들에서의 응력

들에 따라 초음파로 조직의 변위들을 검출하고, 상이한 주파수들에서의 응력들에 따라 변위들의 함수로서 음향 감쇠를 계산하기 위한 명령들을 포함한다.

[0008] 제 3 양상에서는, 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 시스템이 제공된다. 빔형성기는 상이한 시간들에서 상이한 주파수들의 음향 방사력을 발생하도록 동작 가능하다. 처리기는 상이한 시간들에서 상이한 주파수들의 음향 방사력에 따라 조직의 공간 오프셋들을 결정하고, 공간 오프셋들의 함수로서 조직의 음향 흡수를 결정하도록 구성된다.

[0009] 본 발명은 다음의 청구항들에 의해 정의되고, 이 섹션의 어떤 것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 취해지지 않아야 한다. 발명의 추가적인 양상들 및 장점들은 바람직한 실시예들을 참조하여 아래에서 논의되고, 독립적으로 또는 조합하여 추후에 청구될 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

[0010] 구성요소들 및 도면들은 반드시 비례적이지 않고, 그 대신에, 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 주어진다. 또한, 도면들에서, 유사한 참조 번호들은 상이한 도면들 전반에 걸쳐 대응하는 부분들을 지시한다.

도 1은 일반적으로 음향 감쇠 및 흡수를 예시한다.

도 2는 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법의 하나의 실시예의 플로우차트 도면이다.

도 3은 조직의 예시적인 변위들을 깊이의 함수로서 예시하는 그래프이다.

도 4는 도 4의 변위들을 이용하여 예시적인 감쇠를 깊이의 함수로서 예시하는 그래프이다.

도 5는 초음파의 음향 흡수 또는 감쇠를 측정하기 위한 시스템의 하나의 실시예의 블록도이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 음향 에너지의 흡수는 조직 변위를 유도하는 방사력(radiation force)으로 변환된다. 음향 방사력 임펄스(impulse)에 의해 발생된 변위들을 측정함으로써, 감쇠 파라미터가 추론될 수 있다. 일련의 조직 변위 데이터가 측정된다. 변위는 또한 조직 강성의 함수이므로, 흡수 파라미터를 추정하기 위하여, 변위 및 흡수 파라미터 사이의 하나를 초파하는 방정식이 이용된다. 다른 음향 파라미터들을 유사하게 유지하면서, 음향 방사력 임펄스들의 송신 주파수를 변화시킴으로써, 다수의 변위 및 주파수 쌍들이 얻어진다. 획득된 조직 변위 데이터는 차분 주파수들에서 조직에 인가되는 음향 방사력의 결과이다. 감쇠 파라미터 및 주파수에 대한 그 관계가 구해질 수 있다. 음향 흡수 또는 감쇠 파라미터는 이 데이터로부터 추정된다.

[0012] 흡수 파라미터는 간 섬유증(liver fibrosis), 유방 밀도(breast density), 연골 손상(cartilage damage), 골밀도(bone density), 만성소화장애증(celiac disease), 또는 다른 상태들을 표시하는 조직 특성들을 표시하는 것과 같은, 진단 정보로서 이용될 수 있다. 흡수 파라미터는 음향 열처리 계획을 위한 설정들을 조절하는 것과 같이, 초음파 이미징 및/또는 치료를 위한 설정들을 조절하기 위해 이용될 수 있다.

[0013] 도 1은 일반적으로 음향 감쇠 및 흡수를 예시한다. 음향 에너지(50)는 위치(46)로 전파한다. 위치(46)는 일부 음향 에너지를 흡수한다. 다른 음향 에너지는 위치(46)로부터 굴절 및 산란한다. 화살표(52)는 굴절(refraction) 및 산란(scattering)을 나타낸다. 굴절 및 산란(52)의 크기 및 평균 방향은 도시된 것과 상이할 수 있다. 일반적으로, 굴절 및 산란(52)은 흡수의 10% 또는 그 미만과 같이, 흡수보다 대체로 작다. 나머지 음향 에너지는 라인(54)을 따라 다음 위치(48)로 전파한다. 입사 음향 에너지(50) 및 선형 전파 에너지(54) 사이의 차이는 감쇠이다(흡수와 굴절 및 산란의 합). 감쇠 및 흡수 사이에 크기에 있어서의 유사성이 주어지면, 어느 하나의 파라미터가 이용될 수 있다. 상대적으로 작은 굴절 및 산란의 가정에 근거하여, 감쇠의 추정은 흡수의 추정일 수 있거나 그 반대가 성립할 수 있다. 음향 감쇠는 흡수, 굴절 및 산란을 포함하지만, 흡수가 주로 기여한다.

[0014] 도 1은 간략화한 것이다. 흡수, 산란, 및 굴절은 음향 에너지가 이를 통해 전파하는 모든 위치들에 대해 발생한다. 도 1은 특정 위치들(46, 48)을 가짐으로써 전파의 법칙을 나타낸다. 다른 표현들이 이용될 수 있다.

[0015] 도 2는 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 방법이다. 상기 방법은 도 5의 시스템 또는 상이한 시스템에 의해 구현된다. 추가적인, 상이한, 또는 더 적은 단계들이 제공될 수 있다. 예를 들어, 단계(28)의 검출은 단계들(30, 32, 34 및 36)을 이용하거나, 단계들(30, 32, 34, 및/또는 36) 없이 수행된다. 또 다른 예로서, 단계들(40 및/또는 42)이 수행되지 않는다. 단계들은 설명되거나 도시된 순서로 수행되지만, 다른 순서들로 수행될

수 있다. 예를 들어, 기준 정보(단계들(30 및 32))는 단계(36) 또는 단계들(34 및 36) 사이의 변위의 추적(track) 후에 획득될 수 있다.

[0016] 단계(28)에서는, 조직의 변위가 초음파로 검출된다. 초음파 스캐닝(ultrasound scanning)은 조직의 움직임을 측정하기 위해 이용된다. 임펄스 응력(impulse stress)에 따라, 조직이 이동할 수 있다. B-모드, 도플러(Doppler)(예를 들어, 조직 움직임), 또는 다른 스캐닝을 이용하면, 1, 2, 또는 3 차원들에 따른 움직임이 검출된다. 탄성 이미징(elasticity imaging), 스트레인 이미징(strain imaging), 음향 방사력 이미징(ARFI : acoustic radiation force imaging), 또는 횡파 이미징(shear wave imaging)과 연관된 것과 같은, 임의의 변위 측정 기술들이 이용될 수 있다.

[0017] 하나의 실시예에서는, 임의의 유도파 이미징(induced wave imaging)이 이용될 수 있다. 음향 에너지는 환자의 영역에서 파를 유도하기 위하여 이용된다. 음향 에너지는 조직을 이동하기 위한 푸싱 펄스(push pulse)이다. 유도파를 추적 또는 검출하기 위하여 영역이 스캔된다. 영역을 통해 이동하는 파로 인한 조직의 변위는 파의 존재를 표시한다. 변위와 연관된 타이밍(timing)은 파의 속도를 결정하기 위하여 이용될 수 있다.

[0018] 상이한 유형들의 파들이 발생 및/또는 추적될 수 있다. 종파(longitudinal wave)들은 탄성영상법(elastography) 또는 스트레인 이미징과 같은, 음향 방사력 이미징을 위해 추적된다. 횡파들은 횡파 또는 횡파 속도 이미징을 위해 추적된다.

[0019] 감쇠 또는 흡수를 계산하기 위하여, 임펄스 응력이 상이한 주파수들에서 인가된다. 푸싱 펄스가 반복되고, 각각의 반복은 상이한 주파수이다. 상이한 주파수들에서의 푸싱 펄스들에 의해 야기된 변위들이 측정된다.

[0020] 단계들(30, 32, 34 및 36)은 음향 방사력으로 축 방향을 따라 종파에 의한 변위를 유도하는 것과 연관된 것과 같은, 유도파 이미징의 하나의 실시예를 나타낸다. 더 적은 또는 추가적인 단계들이 ARFI 기술들을 위하여 또는 다른 유도파 기술들을 위하여 제공될 수 있다. 예를 들어, 단계(36)에서의 추적과 연관된 신호들은 기준(reference)을 위해 이용될 수 있고, 단계들(30 및 32) 없는 동작을 허용한다. 또 다른 예로서, 횡파 이미징 및 대응하는 단계들이 이용된다.

[0021] 단계(30)에서는, 트랜스듀서(transducer)가 음향 빔(acoustic beam)을 송신한다. 빔형성기(beamformer)는 스캔 라인을 따라 음향 에너지를 점(point), 라인(line), 또는 영역(region)에 포커싱(focusing)하기 위하여 상대적인 페이징(phasing) 및/또는 지연(delay)들을 이용한다. 트랜스듀서는 빔형성기로부터 지연 및 아포다이즈된(apodized) 파형들을 수신하는 엘리먼트들의 어레이를 포함한다. 엘리먼트들은 전기 에너지를 음향 에너지로 변환한다. 음향 에너지는 환자의 스캔 라인을 따르는 음향 빔으로서 일관성 있게 수렴한다. 스캔 라인은 트랜스듀서로부터 초점 위치(focal location)까지 연장된다. 스캔 라인은 깊이 또는 축 차원(dimension)을 정의한다.

[0022] 음향 빔의 송신은 B-모드 이미징을 위한 것이다. 약 1-5 사이클들의 단일 펄스가 송신된다. 파형들은 펄서(pulser)들과 연관된 구형파(square wave)들이지만, 정현파(sinoidal) 또는 다른 파형들일 수 있다. 펄스는 트랜스듀서 대역폭의 중심 주파수(center frequency)와 같은, 임의의 회망하는 주파수에 있다. 도플러 또는 조영제(contrast agent) 이미징과 연관된 것과 같이, 다수의 펄스들이 이용될 수 있다.

[0023] 단계(32)에서는, 기준 정보가 수신된다. 단계(30)의 송신 및 단계(32)에서의 정보의 응답 수신은 조직이 정지된 상태로 스캔되거나 외부 인가된 임펄스 응력을 받지 않으면서 발생한다. 조직은 내부 및/또는 트랜스듀서 압력 응력을 받을 수 있지만, 음향 방사력, 천공기(thumper)로부터의 힘, 수동 심계항진(palpitation)으로부터의 힘, 또는 다른 파 유도 응력이 제공되지 않는다. 조직 변위를 추정하기 위하여, 음향 방사력 임펄스 이전의 에코 신호들이 획득된다. 다른 실시예들에서, 응력 후에 변위되거나 거의 완화되기 바로 시작하는 것과 연관된 것과 같이, 기준 정보는 응력의 인가에 관하여 조기에 또는 늦게 획득된다.

[0024] 정보는 음향 반사로서 수신된다. 조직은 송신된 빔으로부터 일부 음향 에너지를 반사한다. 빔형성, 푸리에 분석(Fourier analysis) 또는 다른 기술을 이용함으로써, 조직으로부터의 반사들이 샘플링된다. 예를 들어, 음향 반사들은 트랜스듀서의 엘리먼트들에 충돌한다. 엘리먼트들은 음향 에너지를 전기 에너지로 변환한다. 지연들 및/또는 페이징(phasing)을 이용하면, 상이한 채널들 또는 엘리먼트들로부터의 전기 에너지가 빔형성된다. 스캔 라인의 하나를 초과하는 위치를 따라 샘플링하여 수신 빔을 형성하기 위하여, 동적 포커싱(dynamic focusing)이 제공된다. 샘플링은 송신 빔과 동일한 스캔 라인을 따르지만, 다른 실시예들에서는 오프셋 위치에서 있을 수 있다.

[0025] 검출을 갖는 또는 갖지 않는 빔형성과 같은 수신 처리는 B-모드 이미징을 위한 것이다. 검출과 함께, 수신된

정보는 샘플 위치들에 대한 강도(intensity)들을 나타낸다. 강도들은 대응하는 위치들에서의 조직의 반사율(reflectivity)을 나타낸다. 다른 실시예들에서, 수신 처리는 도플러 또는 조영제 이미징을 위한 것이다.

[0026] 단계(34)에서는, 또 다른 음향 빔이 트랜스듀서로부터 송신된다. 음향 빔은 동일한 스캔 라인을 따라 송신되지만, 단계(30)에서 송신된 빔과는 상이한 특성들을 가진다. 단계(34)의 송신은 조직을 변위시키기 위한 임펄스 응력을 발생하기 위한 것이다. 음향 에너지는 임펄스 여기(impulse excitation)로서 작동한다.

[0027] 음향 방사력의 예에서는, 조직을 이미징하기 위한 B-모드 송신들과 유사하거나 더 높은 파워(power) 또는 피크 진폭 레벨들을 갖는 400 사이클 송신 파형이 송신된다. 하나의 실시예에서, 송신은 시야(field of view)에 인가되는 방사력 시퀀스(radiation force sequence)이다. 임의의 음향 방사력 이미징(ARFI) 시퀀스가 이용될 수 있다. 임의의 수의 사이클들이 이용될 수 있다. 임의의 진폭이 이용될 수 있다. 단계(30)에 비해 단계(34)에서의 더 큰 수의 사이클들로 인해, 단계(34)의 송신 빔은 단계(30)의 송신 빔보다 더 큰 파워를 가진다. 더 큰 파워는 대안적으로 또는 추가적으로, 더 큰 진폭, 개구 크기(aperture size), 상이한 주파수, 또는 그 조합들로부터 기인할 수 있다.

[0028] 조직을 하나 또는 그보다 많은 위치들에서 변위시키기에 충분한 응력을 조직에 야기시키기 위하여, 송신은 파워, 진폭, 타이밍 또는 다른 특성에 의해 구성된다. 예를 들어, 시야의 전반에 걸쳐 변위를 야기시키기 위하여, 송신 포커스(transmit focus)는 시야의 하부, 중심 근처에 위치된다. 송신은 상이한 서브-영역(sub-region)들에 대해 반복될 수 있다. 초점 영역(focal region) 근처의 하나의 위치 또는 바로 그 주변의 위치들에서의 변위가 이용되는 경우, 초점은 희망하는 영역에 위치된다.

[0029] 음향 에너지는 포커싱되어, 3차원(three-dimensional) 빔 프로파일이 된다. 여기(excitation)는 페이징된 어레이(phased array) 및/또는 기계적 초점(mechanical focus)을 이용하여 포커싱된다. 여기는 높이 차원(elevation dimension)과 같이, 1차원에서는 포커싱되지 않을 수 있다. 여기는 환자의 조직으로 송신된다.

[0030] 송신된 빔은 중심 주파수를 가진다. 빔을 발생하기 위하여 이용되는 전기적 파형들은 중심 주파수를 가진다. 중심 주파수는 트랜스듀서의 대역폭 내에 위치된다. 예를 들어, 중심 주파수는 4 및 7 MHz 사이 또는 1.8 및 3.5 MHz 사이이다. 중심 주파수는 단계(30)에서 이용되는 것과 동일하거나 상이하다.

[0031] 임의의 중심 주파수가 이용될 수 있다. 변위를 유도하기 위한 송신은 상이한 중심 주파수들과 함께 반복된다. 단계(34)의 송신의 상이한 반복들에 대하여, 상이한 중심 주파수가 이용된다. 예를 들어, 단계(34)는 2번 수행된다. 제 1 중심 주파수는 트랜스듀서 대역폭의 하단에 있고(예를 들어, 4-7 MHz 대역폭 트랜스듀서에서 5 MHz), 제 2 중심 주파수는 트랜스듀서 대역폭의 상단에 있다(예를 들어, 6 MHz). 하나 또는 그보다 많은 반복들을 갖는 중심 주파수들의 임의의 분포가 이용될 수 있다.

[0032] 상이한 횟수의 단계(34)의 수행에 대하여, 다른 송신 조건들은 동일하게 유지된다. 예를 들어, 펄스 길이 또는 지속기간은 동일하게 유지된다. 펄스 길이는 100 마이크로초(microsecond)로 설정된다. 하나의 실시예에서, 지속기간은 적어도 50 마이크로초이다. 더 크거나 더 작은 지속기간이 이용될 수 있다. 사이클들의 수는 중심 주파수에 있어서의 차이로 인해 변동될 수 있지만, 지속기간은 동일하다. 또 다른 예로서, 송신 빔의 진폭은 동일하다. 진폭은 송신 파워(transmit power)에 대한 규제 한계(regulatory limit)들로 인해 상이할 수 있다. 중심 주파수 이외의 유사하거나 동일한 설정들이 주어지면, 변위에 있어서의 임의의 바이어스(bias)의 원인은 시스템 및 트랜스듀서 송신 주파수 의존성의 임의의 불균일성(non-uniformity)에 근거한다. 트랜스듀서의 특정 범위의 스펙트럼이 이용될 때, 바이어스는 실험적으로 결정된 조절들 및/또는 교정에 근거하여 최소화 또는 보상될 수 있다. 나머지 인자 또는 바이어스는 임의의 검출 방법에 대해 공통적인 탐침 변동(probe variation)일 수 있다. 바이어스는 다른 실시예들에서 무시될 수 있다.

[0033] 단계(34)에서 발생된 송신 빔에 따라, 파(wave)가 발생된다. 조직은 환자 내에서 이동하도록 강제된다. 송신된 여기는 조직의 변위를 야기시킨다. 초점 또는 초점 영역에서는, 종파, 횡파 및/또는 다른 유형의 파가 조직에서 발생된다. 예를 들어, 종파가 발생되어 초점 영역으로부터 전파한다. 파가 조직을 통해 이동함에 따라, 조직이 변위된다.

[0034] 단계(36)에서는, 단계(34)에서의 음향 빔의 송신에 의해 야기되는 기준 위치로부터의 변위가 추적된다. 추적은 단일 변위를 결정한다. 대안적으로, 유도파가 전파함에 따라 변위들의 시퀀스를 결정하기 위하여, 추적은 시간에 걸쳐 수행된다. 위치에서의 변위의 시간적인 프로파일이 측정된다.

[0035] 변위를 추적하기 위하여, 환자의 영역은 초음파로 스캔된다. 변위는 초음파 스캐닝으로 검출된다. 스캔 라인(1차원), 관심 대상 영역(2차원 또는 3차원), 전체 시야, 또는 관심 대상 서브-영역과 같은 영역은 초음파로 스

캔된다. 상이한 시간들에서 변위를 측정하기 위하여, 스캐닝이 반복된다.

[0036] 주어진 시간 동안, 초음파는 관심 대상 조직 또는 영역으로 송신된다. B-모드 이미징을 위한 송신들과 같이, 임의의 지금 알려진 또는 추후에 개발되는 변위 이미징이 이용될 수 있다. 예를 들어, 1-5 사이클 지속기간들을 갖는 펄스들은  $720 \text{ mW/cm}^2$ 보다 작은 강도로 이용된다. 다른 강도들을 갖는 펄스들이 이용될 수 있다. 송신은 단계(30)에서 송신을 위해 이용되는 것과 동일한 중심 주파수와 같은, 임의의 주파수에서 있다. 추적을 위한 중심 주파수는 단계(34)에서 송신된 푸싱 펄스들의 하나, 일부, 또는 전부에 대해 이용되는 중심 주파수들과 동일하거나 상이하다. 푸싱 펄스들을 위한 중심 주파수가 변동될 때, 추적을 위한 중심 주파수는 동일하게 유지된다. 추적을 위한 중심 주파수는 마찬가지로 변동될 수 있다. 단계(36)의 송신 빔의 다른 특성들은 단계(30)에 대한 것과 동일하지만, 상이할 수도 있다.

[0037] 추적하는 송신으로부터의 에코(echo)들 또는 반사들은 단계(36)에서 수신된다. 에코들은 빔형성되고, 빔형성된 데이터는 하나 또는 그보다 많은 위치들을 나타낸다. 변위를 검출하기 위하여, 초음파 에너지는 변위를 거치는 조직에 송신되고, 에너지의 반사들이 수신된다. 임의의 송신 및 수신 시퀀스가 이용될 수 있다.

[0038] 송신 및 수신을 다수 회 수행함으로써, 상이한 시간들에서 1차원, 2차원, 또는 3차원 영역을 나타내는 데이터가 수신된다. 이 반복의 주파수는 펄스 반복 주파수이다. 변위로 인한 변화를 결정하기 위하여, 송신 및 수신은 다수 회 수행된다. 초음파로 반복적으로 스캐닝함으로써, 상이한 시간들에서의 조직의 위치가 결정된다.

[0039] 초음파 데이터가 얻어진다. 초음파 데이터의 적어도 일부는 유도파에 응답한다. 유도파를 검출하기 위하여 관심 대상 영역이 감시된다. 이 검출 영역은 초음파에 의해 감시된다. 예를 들어, 유도파에 의해 야기된 조직 변위를 검출하기 위하여, B-모드 스캔들이 수행된다. 횡파에 대해 감시하기 위하여, 도플러, 컬러 흐름, 또는 다른 초음파 모드가 이용될 수 있다.

[0040] 감시는 임의의 수의 스캔 라인들에 대해 수행된다. 예를 들어, 단일 빔 또는 4개의 수신 빔들은 각각의 송신에 따라 형성된다. 파를 발생하기 위하여 여기를 송신한 후, 송신들은 단일 스캔 라인을 따라 반복적으로 수행되고 수신들은 동일한 스캔 라인 또는 인접한 스캔 라인들을 따라 수행된다. 다른 실시예들에서, 다른 수의 수신 빔들이 각각의 추적 송신에 따라 형성된다. 약 120회와 같은, 임의의 수의 반복들이 이용될 수 있다. 반복들의 시작 또는 종료 시와 같이, 초음파 데이터의 일부는 유도파에 응답하지 않을 수 있다.

[0041] 파에 의해 야기되는 조직의 변위는 스캐닝에 의해 수신된 데이터로부터 검출된다. 에코들은 B-모드 또는 도플러 검출을 이용하여 검출된다. 변위는 시간에 걸친 각각의 공간 위치에 대한 차이들로부터 검출된다. 추적 정보 및 기준 정보 사이의 차이는 변위를 표시한다. 예를 들어, 속도, 변동량, 강도 패턴에 있어서의 시프트(shift)(예를 들어, 스페셜 추적), 또는 다른 정보는 수신된 데이터 및 기준 데이터로부터 변위로서 검출된다.

[0042] 힘 또는 응력에 의해 야기된 변위가 측정된다. 단일 변위는 기준 정보와, 추적 시의 하나의 스캔으로부터의 데이터 사이의 비교에 의해 결정된다. 유도파의 통과가 가능할 수 있는 시간에 발생하도록, 하나의 스캔의 시간이 정해진다. 다른 실시예들에서, 환자에 있어서의 응답의 변위 프로파일이 결정된다. 예를 들어, 위치에 대한 시간에 걸친 변위들이 결정된다. 기준으로부터의 조직의 공간 편자는 상이한 시간들에서 결정된다. 변위는 하나 또는 그보다 많은 위치들에서 시간에 걸쳐 측정될 수 있다.

[0043] 변위 측정은 예컨대, 상이한 주파수 또는 코딩을 이용하여, 응력 또는 임펄스가 종료되기 전에 시작될 수 있다. 대안적으로, 변위 측정은 임펄스가 종료된 후에 시작된다. 응력의 점(point) 또는 영역으로부터 이격된 조직 내의 변위를 야기시키는 횡파, 종파, 또는 다른 파는 이동하는데 시간이 걸리므로, 완화된 또는 부분적으로 응력이 가해진 상태로부터 최대 변위 및 그 다음으로 완화된 상태로의 변위가 측정될 수 있다. 대안적으로, 조직이 최대를 형성하기 위하여 완화하는 동안에만 변위가 측정된다.

[0044] 측정은 변위의 양(amount) 또는 크기(magnitude)이다. 조직은 임의의 방향으로 이동된다. 측정은 스캔 라인 또는 축 차원(axial dimension)을 따르는 것일 수 있다. 움직임 벡터(motion vector)의 크기가 결정된다. 대안적으로, 측정은 2차원 또는 3차원 방향 또는 최대 이동의 방향을 따르는 것이다.

[0045] B-모드 데이터를 이용하는 하나의 실시예에서, 상이한 스캔들로부터의 데이터는 상관(correlate)된다. 예를 들어, 데이터의 현재의 세트(set)는 데이터의 기준 세트와 복수 회 상관된다. 2개의 데이터 세트들 사이의 상이한 상대적 병진들 및/또는 회전들이 수행된다. 기준 세트 내의 주어진 위치에서 중심이 두어진 데이터의 서브-세트의 위치는 현재의 세트에서 식별된다.

[0046] 기준은 제 1 데이터 세트 또는 또 다른 스캔으로부터의 데이터이다. 동일한 기준은 전체 변위 검출에 대해 이

용되거나, 기준 데이터는 진행 중인 또는 이동 중인 원도우에서 변화한다.

[0047] 상관은 1차원, 2차원, 또는 3차원이다. 예를 들어, 스캔 라인을 따라 트랜스듀서로부터 멀어지고 트랜스듀서로 향하는 상관이 이용된다. 2차원 스캔에 대하여, 병진은 회전과 함께 또는 회전 없이, 2개의 축들을 따르는 것이다. 3차원 스캐닝에 대하여, 병진은 3개 또는 그보다 적은 축을 중심으로 회전과 함께, 또는 이러한 회전 없이, 3개의 축들을 따르는 것이다. 상이한 오프셋 위치들의 각각에서의 데이터의 상관 또는 유사도의 레벨이 계산된다. 최대의 상관을 갖는 병진 및/또는 회전은 기준과 비교되는 현재의 데이터와 연관된 시간에 대한 오프셋 또는 움직임 벡터를 나타낸다.

[0048] 교차-상관(cross-correlation), 패턴 정합(pattern matching), 또는 절대적인 차이들의 최소 합과 같은, 임의의 지금 알려진 또는 추후에 개발되는 상관이 이용될 수 있다. 조직 구조 및/또는 스펙클이 상관된다. 도플러 검출을 이용하면, 클러터 필터(clutter filter)는 이동하는 조직과 연관된 정보를 전달한다. 조직의 속도는 다수의 에코들로부터 유도된다. 속도는 트랜스듀서로 향하는 또는 트랜스듀서로부터 멀어지는 변위를 결정하기 위해 이용된다. 대안적으로, 상이한 위치들에서의 속도들 사이의 상대적인 또는 차이는 스트레인 또는 변위를 표시할 수 있다.

[0049] 파가 스캔 라인을 따라 전파함에 따라, B-모드 강도는 조직의 변위로 인해 변동될 수 있다. (예를 들어, 스캔 라인을 따르는) 복수의 공간 위치들로부터의 데이터는 시간의 함수로서 상관된다. 임의의 탄성 또는 횡파 검출이 이용될 수 있다. 각각의 깊이 또는 공간 위치에 대하여, 복수의 깊이들 또는 공간 위치들에 대한 상관(예를 들어, 프로파일이 계산되는 점(point)인 중심 깊이를 갖는 64 깊이들의 커널(kernel))이 수행된다. 공간에 있어서의 2차원 또는 3차원 변위가 이용될 수 있다. 스캔 라인 또는 빔과 상이한 방향에 따른 1차원 변위가 이용될 수 있다.

[0050] 주어진 시간에서의 최고 또는 충분한 상관을 갖는 공간 오프셋은 변위의 양을 표시한다. 변위들은 상이한 시간들에서 주어진 시간에 대해 결정될 수 있다. 주어진 위치에 대한 시간적인 프로파일은 파의 검출을 표시한다. 상이한 프로파일들은 단계들(34 및 36)의 상이한 반복들에 대응한다.

[0051] 프로파일을 이용하면, 주어진 변위는 감쇠를 계산하기 위해 이용되는 변위로서 선택될 수 있다. 최대 변위와 같은, 임의의 기준이 이용될 수 있다. 프로파일은 비-잡음 또는 변동의 단일 사례에 대해 검사된다. 시간적인 저역 통과 필터링을 갖거나 갖지 않는 프로파일에서의 피크는 파면(wave front)의 통과를 표시한다. 최대 변위가 선택되지만, 평균 또는 다른 변위 통계가 이용될 수 있다. 다른 실시예들에서는, 최대이든 아니든, 주어진 시간(예를 들어, 발생 후의 10 밀리초(millisecond) 또는 초점 영역으로부터의 거리의 유닛(unit) 당 X 밀리초)에서의 변위가 이용된다.

[0052] 변위 프로파일은 최대 계산을 위하여 평탄화되거나 필터링될 수 있다. 다른 실시예들에서는, 미처리(raw) 또는 필터링되지 않은 변위 곡선이 이용될 수 있다. 프로파일의 전체 또는 일부에 대한 최대값이 식별되거나 결정된다. 프로파일에서 피크를 검출하기 위하여, 다른 기술들이 이용될 수 있다.

[0053] (즉, 조직에서 변위를 유도하는) 응력을 인가하기 위한 음향 빔들의 송신이 반복된다. 반복들은 상이한 중심 주파수들을 갖는다. 다른 특성들은 동일하거나 상이할 수 있다. 임의의 수의 반복들 및 대응하는 상이한 중심 주파수들이 이용될 수 있다. 예를 들어, 도 3은 푸싱 펄스들에 대한 8개의 상이한 중심 주파수들과, 깊이의 함수인 결과적인 최대 변위들의 이용을 도시한다. 송신에 관한 제한들 내에서 유지하기 위하여 주파수는 진폭의 변화를 초래할 수 있으므로, 발생된 빔과 연관된 전압이 변동될 수 있다. 주파수 옆의 값은 전압의 척도(measure)를 나타낸다. 전압은 다른 실시예들에서 동일하다. 이와 유사하게, 단계(34)의 각각의 송신과 연관된 단계(36)의 추적이 반복된다.

[0054] 반복들은 스캔 라인을 따라 주어진 위치에 대해 발생한다. 예컨대, 상이한 깊이들에 대한 감쇠를 계산하기 위하여, 다른 위치들에 대한 변위가 결정될 수 있다. 동일한 푸싱 송신들 및 추적 스캐닝을 이용하면, 푸싱 펄스의 상이한 중심 주파수들에 따른 변위들은 스캔 라인에 따른 상이한 위치들에 대해 결정된다. 수십 또는 수백 개의 위치들과 같은, 임의의 수의 위치들이 샘플링될 수 있다. 변위 추정치들은 변위 및 주파수의 모든 이용 가능한 쌍(pair)들로부터의 음향 방사력 임펄스의 음향 경로에서의 각각의 깊이에 대해 누적된다.

[0055] 동일한 스캔 라인에 따른 위치들의 변위들을 결정하기 위하여, 추가적인 송신들 및 수신들이 필요하지 않을 수도 있다. 대안적으로, 스캔 라인은 상이한 깊이 범위들로 분할되고, 단계들(34 및 36)은 상이한 범위들에 대해 별도로 수행된다.

[0056] 다른 스캔 라인들에 따른 변위들이 결정될 수 있다. 푸싱 빔의 스캔 라인에 근접하거나 인접한 스캔 라인들에

대하여, 동일한 푸싱 펄스가 이용될 수 있다. 추적은 상이한 스캔 라인들을 따른다. 대안적으로 또는 추가적으로, 상이한 주파수들에서의 푸싱 펄스들의 송신 및 추적을 위한 대응하는 스캐닝은 상이한 스캔 라인들에 대해 반복된다. 하나의 실시예에서, 방법은 전체 시야 또는 관심 대상 영역의 B-모드 또는 다른 스캔 샘플 위치들의 각각에 대해 수행된다. B-모드 또는 다른 이미징을 위한 것보다 덜 밀집되거나 더 밀집된 샘플링이 변위를 측정하기 위하여 이용될 수 있다. 변위들은 단일 위치에 대하여, 또는 1차원, 2차원, 또는 3차원 분포 상에서 측정된다.

[0057] 변위를 측정하기 위한 위치들이 제한될 수 있다. 예를 들어, 횡파들은 유체 조직에서 전파하지 않을 수도 있다. 유체 또는 유체 조직에서의 종파들의 변위는 신뢰할 수 없을 수도 있다. 다른 조직, 유체, 또는 뼈는 정확한 변위 척도들로 귀착될 수 있다. 조직은 감쇠가 계산되어야 하는 특정 위치들을 식별하기 위하여 분류 또는 분할될 수 있다. 임의의 분류가 이용될 수 있다. 예를 들어, 변위의 신호-대-잡음 비율(signal-to-noise ratio)이 측정된다. 신호-대-잡음 비율이 임계값 미만인 경우, 대응하는 위치로부터의 변위들은 이용되지 않는다. 또 다른 예로서, 신호-대-잡음 비율 또는 스페클과 연관된 신호 형상은 조직을 연질 조직으로서 분류하기 위해 이용된다. 변위는 연질 조직 위치들에 대해 측정되고 다른 위치들에 대해서는 측정되지 않는다.

[0058] 단계들(30, 32, 34, 및 36)의 예시적인 실시예에서는, 기준 정보가 얻어지고, 다음으로, 하나의 주파수에서의 푸싱 펄스가 송신되고, 그 다음으로, 변위가 추적되고, 다음으로, 또 다른 주파수에서의 푸싱 펄스가 송신되고, 그 다음으로, 변위가 추적된다. 이 시퀀스는 주어진 스캔 라인을 따라 수행된다. 시퀀스는 다른 스캔 라인들에 대해 반복된다. 다른 시퀀스들 및/또는 인터리빙(interleaving)이 이용될 수 있다. 예를 들어, 상이한 스캔 라인들에 대한 동일한 주파수에서의 푸싱 펄스들이 송신되고, 또 다른 주파수에서 펄스들을 푸시(push)하기 전에 추적된 결과적인 변위가 이용된다. 또 다른 예로서, 모든 스캔 라인들에 대한 기준 정보는 상이한 스캔 라인들 상에서 상이한 주파수들에서의 변위를 야기시키고 이 변위를 측정하는 것을 통한 시퀀스를 행하기 전에 획득된다.

[0059] 예컨대, 환자의 심장 움직임 및/또는 호흡으로 인해, 조직은 움직이는 중일 수 있다. 트랜스듀서 및/또는 환자는 이동할 수 있고, 상대적인 움직임을 도입할 수 있다. 단계(28)의 송신들 및 추적은 움직임을 설명할 수 있다. 예를 들어, B-모드 정보는 단계(28)의 검출과 인터리빙되어 획득된다. B-모드 정보는 심장으로부터 멀리 이격된 것과 같이, 정적인 조직으로부터 나온다. 환자의 상대적인 움직임에 대한 임의의 트랜스듀서를 결정하기 위하여, B-모드 정보가 상관될 수 있거나, 또는 추적된다. 움직임으로 인한 위치에 있어서의 차이는 측정된 변위로부터 감산될 수 있거나, 또는 측정된 변위에서 설명될 수 있다. 또 다른 예로서, 영역은 시간에 걸쳐 추적된다. 예컨대, 심장 또는 호흡 움직임에 대응하기 위하여, 단계(28)의 검출을 위해 이용되는 스캔 라인은 동일한 조직을 향하도록 다시 위치된다. 심장 게이팅(cardiac gating) 및 호흡 유지와 같이, 움직임의 원천들을 설명하기 위한 다른 기술들(예를 들어, 다른 움직임 보상 방법들)이 이용될 수 있다.

[0060] 단계(38)에서는, 음향 감쇠 또는 흡수가 계산된다. 감쇠 또는 흡수는 변위들로부터 계산된다. 상이한 주파수들에서의 푸싱 펄스들에 응답하는 변위들은 조직의 감쇠 또는 흡수를 결정하기 위해 이용된다. 주파수의 차이들에 대한 변위 응답들은 조직 강성과 같은 다른 미지의 것들을 설명하기 위해 이용될 수 있다.

[0061] 계산을 위해 이용되는 변위들은 하나의 위치로부터 나온다. 또 다른 실시예에서, 상이한 주파수들 및 상이한 위치들에 대한 변위들이 이용된다. 동일한 스캔 라인 및/또는 다수의 스캔 라인들에 따른 변위들이 이용될 수 있다.

[0062] 임의의 함수가 이용될 수 있다. 하나의 실시예에서, 감쇠 또는 흡수는 푸시 펄스들의 주파수들, 상이한 주파수의 푸싱 펄스들에 의해 야기된 변위들, 및 변위들의 도함수(derivative)들에서의 차이의 함수로서 계산된다. 예를 들어, 변위,  $S_d$ 는 스캔 라인을 따라, 푸싱 펄스에 대해 이용되는 주파수  $f$  및 깊이  $z$ 의 함수이다. 변위의 로그는 흡수를 선형 도메인으로 하기 위해 이용될 수 있다. 변위는 다음과 같이 나타낼 수 있다:

$$\begin{aligned} \ln(s_d(z, f)) &= R(f, z) - \alpha_{total}(f, z) \\ &= -f \int_0^z \alpha(z) dz + R(f, z) \end{aligned}$$

[0063] 여기서, 임의의 다른 인자들과 연관된 변동량을 설명하는 것과 같이,  $R$ 은 나머지이고,  $\alpha$ 는 흡수 계수이다. 나머지  $R$ 은 푸싱 펄스들에 대해 이용되는 주파수들의 범위 내에서 일정한 것으로 간주될 수 있다. 감쇠를 구하

면, 다음과 같다:

$$\alpha(z) = \frac{1}{t_+ - t_-} \int_{t_-}^{t_+} \frac{\partial^2}{\partial z \partial f} [\ln(s_d(f, z))] dt$$

[0065]

흡수 계수는 조직 내부의 변위의 크기에만 영향을 주어 다음과 같다:

$$s_d(z, f) \propto \alpha(z) \cdot f \cdot I(z, f)$$

$$\propto \alpha(z) \cdot f \cdot \gamma(f) \cdot I_{water}(z) \cdot e^{-f \int_{z_0}^z (\alpha(z)) dz}$$

[0067]

여기서,  $I$ 는 수분 조건들에서의 강도이고,  $\gamma$ 는 탐침 주파수 종속적 효율이다. 푸싱 펄스들에 대해 2개의 주파수들,  $f_i$  및  $f_j$ 가 주어지면, 그 비율은 방정식의 양측에서 취해진다. 로그 및 도함수 연산들 후에, 흡수는 다음과 같이 나타내어진다:

$$\alpha(z) = \frac{1}{f_j - f_i} \cdot \frac{s_d(z, f_j)}{s_d(z, f_i)} \cdot \left( \frac{s'_d(z, f_i)}{s_d(z, f_i)} - \frac{s_d(z, f_i) \cdot s'_d(z, f_j)}{s_d^2(z, f_j)} \right)$$

[0069]

여기서,  $s'_d$ 는 범위 상에서의 변위의 도함수(derivative)이다. 흡수 계수는  $1/\text{MHz} \cdot 1/\text{cm}$ 의 단위를 가진다. 주파수들, 상이한 주파수들 및 깊이들에서의 변위들, 및 상이한 변위들의 도함수들에서의 차이를 이용하면, 흡수 계수가 계산된다.

[0071]

계산은 상이한 주파수 조합들 및 대응하는 변위들에 대해 반복될 수 있다. 예를 들어, 도 4는 상이한 쌍들의 주파수들에 대해 결정된 감쇠를 도시한다. 각각의 라인은 2개의 상이한 주파수들에 대한 최대 변위들에 근거하여 동일한 스캔 라인에 따른 깊이의 함수로서 감쇠를 도시한다. 각각의 깊이에 대한 감쇠를 결정하기 위하여, 결과들이 평균되거나, 선택되거나, 또는 조합될 수 있다. 도 4의 예에서는, 하나의 이상치(outlier) 감쇠가 도시되어 있다. 이상치는 필터링에 의해 제거될 수 있거나 조합하기 전에 폐기될 수 있다. 대안적으로, 이상치는 조합 내에 포함된다.

[0072]

다른 함수들이 이용될 수 있다. 하나의 실시예에서는, 회귀(regression)가 이용된다. 다른 실시예들에서는, 각각의 위치에서 흡수를 추정하기 위하여, 역-투영(back-projection) 유형의 반복 알고리즘이 이용될 수 있다. 상이한 위치들에 대한 변위들 및 대응하는 주파수들은 스캔 라인에 따른 감쇠 또는 흡수를 결정하기 위하여 구해진다. 최대 변위들 또는 변위 프로파일들(예를 들어, 시간 상에서의 변위)이 그 해답에서 이용될 수 있다.

[0073]

감쇠 및/또는 흡수는 특히 이와 같이 계산될 수 있다. 대안적으로, 감쇠가 계산되고 계산된 흡수로서 이용되거나, 그 반대의 경우도 성립한다. 예를 들어, 계산된 흡수는 감쇠의 척도로서 이용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 함수는 흡수를 감쇠와 관련시킨다. 함수는 평균 비율과 같이 고정될 수 있거나, 조직의 유형 또는 초음파 검출된 특성에 의해 적응될 수 있다.

[0074]

감쇠 또는 흡수는 하나의 위치에 대해 결정된다. 감쇠 또는 흡수는 동일한 스캔 라인을 따라 다수의 깊이들에 대해 결정될 수 있다. 상이한 깊이들에 대한 계산들은 다른 깊이들에 대한 계산들과 관계없을 수 있다. 대안적으로, 상이한 깊이들로부터의 정보는 임의의 주어진 깊이에 대해 계산하기 위해 이용된다. 다른 실시예들에서, 음향 흡수 또는 감쇠는 2차원 또는 3차원에서 분포된 복수의 위치들의 각각에 대해 계산된다. 계산들은 복수의 상이한 스캔 라인들을 따라 위치에 의해 또는 스캔 라인에 의해 수행된다.

[0075]

단계(40)에서는, 음향 흡수 또는 감쇠가 디스플레이된다. 디스플레이는 텍스트(text)이다. 예를 들어, 위치에서의 감쇠를 나타내는 값 또는 관심 대상 영역에 대한 평균 감쇠가 디스플레이된다. 대안적으로, 그래프가 디스플레이될 수 있다. 예를 들어, 깊이의 함수인 감쇠가 디스플레이된다. 상이한 라인들에 대한 감쇠는 동일한 그래프 상에서 또는 상이한 그래프들 상에서 디스플레이될 수 있다.

[0076]

하나의 실시예에서, 디스플레이하는 감쇠 또는 흡수의 2차원의 공간 분포를 나타내는 이미지(image)이다. 이미지

또는 이미지들의 시퀀스는 감쇠 또는 흡수를 디스플레이하기 위하여 발생될 수 있다.

[0077] 감쇠 또는 흡수는 디스플레이 값들의 컬러 오버레이(color overlay) 또는 다른 변조를 위해 이용된다. 컬러, 밝기(brightness), 휘도(luminance), 색조(hue), 또는 다른 특성은 감쇠 또는 흡수의 함수로서 변조된다. 감쇠 또는 흡수의 값들은 디스플레이 포맷이거나, 디스플레이 포맷으로 스캔 변환될 수 있다. 값들은 컬러 또는 그레이(gray) 스케일 데이터이지만, 그레이 스케일 또는 컬러 스케일과 맵핑(mapping)하기 전의 데이터일 수 있다. 값들은 선형 또는 비선형으로 디스플레이 값들로 맵핑될 수 있다.

[0078] 이미지는 상이한 위치들에 대한 감쇠 또는 흡수 정보를 나타낸다. 값들이 관심 대상 영역 또는 시야에서의 모든 그리드 점(grid point)들에 대해 결정되는 경우, 디스플레이의 픽셀(pixel)들은 그 영역에 대한 감쇠 또는 흡수를 나타낸다. 디스플레이 그리드(display grid)는 스캔 그리드(scan grid) 및/또는 값들이 계산되는 그리드와는 상이할 수 있다. 감쇠 또는 흡수 분해능을 디스플레이 분해능과 일치시키기 위하여, 스캔 변환, 최근접 인접 선택, 보간(interpolation) 및/또는 외삽(extrapolation)이 이용될 수 있다.

[0079] 이미지는 다른 데이터를 포함할 수 있다. 예를 들어, 동일한 영역 또는 다른 영역들에서 조직, 유체, 또는 조영제들을 나타내는 B-모드 또는 다른 데이터가 포함된다. 감쇠 또는 흡수 데이터는 다른 데이터의 오버레이(overlay) 또는 다른 데이터와의 조합을 위해 이용된다.

[0080] 다른 실시예들에서는, 감쇠 또는 흡수의 3차원 분포가 계산된다. 값들은 예컨대, 표면 또는 투영 렌더링을 통해, 용적(volume)의 2차원 표현으로 렌더링될 수 있다.

[0081] 단계(42)에서는, 추후의 송신들, 수신들, 또는 이미징을 위한 설정들이 감쇠 또는 흡수에 적용된다. 예를 들어, 고강도 포커싱된 초음파(HIFU : high intensity focused ultrasound) 처리는 음향 감쇠 또는 흡수의 함수로서 적용된다. 조직에 의한 더 큰 흡수는 더 낮은 진폭, 더 짧은 지속기간, 더 작은 개구, 또는 처리를 위해 전달되는 파워에 있어서의 다른 감소를 허용할 수 있다. 더 작은 흡수는 희망하는 도우즈(dose)를 제공하기 위하여 더 많은 음향 파워의 인가를 포함하도록 처리 계획을 변경할 수 있다.

[0082] 송신, 스캐닝, 및/또는 검출의 다양한 양상들이 제어될 수 있다. 상이한 파라미터들에 대한 값들이 설정된다. 하나의 실시예에서, 값들은 선택된 구성에 근거하여 설정된다. 예를 들어, 사용자는 횡파 또는 ARFI 이미징을 선택한다. 응답 시에, 미리 결정된 파라미터들은 시스템을 동작시키기 위하여 로딩/loading)된다. 미리 결정된 파라미터들은 그 유형 또는 이미징 모드의 모든 각각의 적용에 대해 동일하다. 대안적으로, 주어진 모드에 대한 간 또는 다른 유형의 조직을 이미징하는 것과 같은 추가적인 선택들은 상이한 값들로 구성하는 것으로 귀착될 수 있다. 추가적인 변경은 추정된 감쇠 또는 흡수에 따라 제공된다. 예를 들어, 더 낮은 송신 및/또는 수신 주파수가 더 큰 감쇠와 연관된 조직을 위해 이용될 수 있다.

[0083] 값들이 설정될 수 있는 예시적인 유형들의 파라미터들은 송신 주파수, 라인 간격, F-수(F-number), 펠스 반복 주파수, 라인 샘플링 카운트, 음향 에너지 진폭, 펠스 길이, 수신 주파수, 또는 그 조합들이다. 상이한, 추가적인, 또는 더 적은 파라미터들이 상이한 값들로 설정될 수 있다.

[0084] 적응(adaptation)은 B-모드, 도플러, 컬러 흐름, 조영제, 조직 도플러 움직임, ARFI, 횡파, 또는 다른 이미징 동안에 및/또는 치료 동안에 발생한다. 적응적 최적화는 정적 이미지를 획득하기 전에 또는 실시간 이미징 동안에 연속적으로 적용될 수 있다. 예를 들어, 감쇠 또는 흡수는 진단을 위한 이미지를 사용자에게 제시하기 전에 결정된다. 추후의 이미지들은 적어도 초음파검사 세션(sonography session)을 위한 환자의 주어진 검사 동안에, 감쇠 또는 흡수에 근거하여 적응된 설정들을 이용한다. 또 다른 예로서, 적응은 계속되거나, 검사 동안에 상이한 횟수 수행된다. 주기적 또는 트리거된 적응이 이용될 수 있다.

[0085] 감쇠, 흡수, 또는 그로부터 유도된 데이터는 파라미터 값을 설정하기 위해 이용된다. 룩업(look-up) 테이블 또는 계산(예를 들어, 피드백을 함수에서의 변수로서 적용함)은 파라미터 값을 결정하기 위해 이용된다. 예를 들어, 임계값보다 높은 평균 흡수는 X의 값으로 귀착되는 반면, 임계값 및 또 다른 임계값 사이의 평균 흡수는 Y의 값으로 귀착된다. 파라미터 값 설정의 임의의 분해능(예를 들어, 2진으로부터 3개 이상의 범위들까지)이 이용될 수 있다.

[0086] 도 5는 초음파의 음향 흡수를 측정하기 위한 시스템(10)의 하나의 실시예를 도시한다. 시스템(10)은 도 2의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 시스템(10)은 송신 빔형성기(12), 트랜스듀서(14), 수신 빔형성기(16), 이미지 처리기(18), 디스플레이(20), 및 메모리(22)를 포함한다. 추가적인, 상이한 또는 더 적은 구성요소들이 제공될 수 있다. 예를 들어, 사용자 입력은 시스템과의 사용자 상호작용을 위해 제공된다.

- [0087] 시스템(10)은 의료 진단 초음파 이미징 시스템이다. 대안적인 실시예들에서, 시스템(10)은 개인용 컴퓨터, 워크스테이션(workstation), PACS 스테이션, 또는 실시간 또는 사후 획득 이미징을 위한 네트워크 상에 분포되거나 동일한 위치의 다른 어레인지먼트이다.
- [0088] 송신 빔형성기(12)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그 회로, 디지털 회로, 또는 그 조합들이다. 송신 빔형성기(12)는 상이한 또는 상대적인 진폭들, 지연들, 및/또는 페이징을 갖는 복수의 채널들에 대한 파형들을 발생하도록 동작가능하다. 파형들은 프로그램가능 중심 주파수 및 지속기간으로 발생된다. 상이한 중심 주파수들을 갖는 파형들은 상이한 시간들에서 발생될 수 있다.
- [0089] 발생된 파형들에 따라 트랜스듀서(14)로부터의 음향 파들의 송신 시에, 하나 또는 그보다 많은 빔들이 형성된다. 감쇠 또는 흡수를 측정하기 위하여, 하나 또는 그보다 많은 스캔 라인들에 따라 빔들이 발생된다. 송신 빔들의 시퀀스는 2차원 또는 3차원 영역을 스캔하기 위하여 발생될 수 있다. 섹터(sector), Vector®, 선형, 또는 다른 스캔 포맷들이 이용될 수 있다. 동일한 영역 또는 라인은 다수 회 스캔될 수 있다. 동일한 라인 또는 라인들에 따른 스캔들의 시퀀스가 이용된다. 대안적인 실시예들에서, 송신 빔형성기(12)는 더욱 신속한 스캐닝을 위하여 평면파(plane wave) 또는 발산파(diverging wave)를 발생한다.
- [0090] 동일한 송신 빔형성기(12)는 변위를 야기시키기 위하여 음향 에너지를 발생하기 위한 임펄스 여기(impulse excitation)를 또는 전기 파형들을 발생하고, 다른 이미징 파형들을 발생한다. 대안적인 실시예들에서, 상이한 송신 빔형성기는 임펄스 여기를 발생하기 위해 제공된다. 송신 빔형성기(12)는 트랜스듀서(14)가 상이한 시간들에서의 상이한 주파수들의 음향 방사력 또는 다른 푸싱 펄스들을 위한 파형들과 같은, 고강도 포커싱된 초음파 파형들을 발생하도록 한다.
- [0091] 트랜스듀서(14)는 전기 파형들로부터 음향 에너지를 발생하기 위한 어레이(array)이다. 어레이에 대하여, 상대적인 지연들 및/또는 페이징은 음향 에너지를 포커싱한다. 주어진 송신 이벤트(event)는 지연들이 주어질 때에 대체로 동일한 시간에서 상이한 엘리먼트들에 의한 음향 에너지의 송신에 대응한다. 송신 이벤트는 조직을 변위시키기 위한 초음파 에너지의 펄스를 제공한다. 펄스는 임펄스 여기이다. 임펄스 여기는 더 긴 시간 상에서 조직 변위를 야기시키기 위하여 상대적으로 짧은 시간 내에 발생하는 다수의 사이클들(예를 들어, 500 사이클들)을 갖는 파형들을 포함한다.
- [0092] 트랜스듀서(14)는 압전(piezoelectric) 또는 용량성(capacitive) 맴브레인 엘리먼트(membrane element)들의 1-차원, 1.25-차원, 1.5-차원, 1.75-차원, 또는 2-차원 어레이이다. 트랜스듀서(14)는 음향 및 전기 에너지를 사이에서 트랜스듀싱(transducing)하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 수신 신호들은 트랜스듀서(14)의 엘리먼트들에 대해 충돌하는 초음파 에너지(에코들)에 따라 발생된다. 엘리먼트들은 송신 및 수신 빔형성기들(12, 16)의 채널들과 접속한다. 대안적으로, 기계적 초점을 갖는 단일 엘리먼트가 이용된다.
- [0093] 수신 빔형성기(16)는 증폭기들, 지연들, 및/또는 위상 회전기(phase rotator)들, 및 하나 또는 그보다 많은 합산기(summmer)들을 갖는 복수의 채널들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 또는 그보다 많은 트랜스듀서 엘리먼트들과 접속한다. 수신 빔형성기(16)는 각각의 이미징 송신에 따라 하나 또는 그보다 많은 수신 빔들을 형성하기 위하여 상대적인 지연들, 위상들, 및/또는 아포디제이션(apodization)을 적용하기 위한 하드웨어 또는 소프트웨어에 의해 구성된다. 수신 동작은 조직을 변위시키기 위하여 이용되는 임펄스 여기로부터의 에코들에 대해 발생하지 않을 수도 있다. 수신 빔형성기(16)는 수신 신호들을 이용하여 공간 위치들을 나타내는 데이터를 출력한다. 상이한 엘리먼트들로부터의 신호들의 상대적인 지연들 및/또는 페이징 및 합산은 빔형성을 제공한다. 대안적인 실시예들에서, 수신 빔형성기(16)는 퓨리에(Fourier) 또는 다른 변환들을 이용하여 샘플들을 발생하기 위한 처리기이다.
- [0094] 수신 빔형성기(16)는 송신 주파수 대역에 대한 다른 주파수 대역 또는 제 2 고조파(second harmonic)에서의 정보를 격리하기 위한 필터와 같은 필터를 포함할 수 있다. 이러한 정보는 희망하는 조직, 조영제, 및/또는 흐름 정보를 포함할 가능성이 더 많을 수 있다. 또 다른 실시예에서, 수신 빔형성기(16)는 메모리 또는 버퍼 및 필터 또는 가산기(adder)를 포함한다. 2개 또는 더 많은 수신 빔들은 제 2 고조파, 3차 기본파(cubic fundamental) 또는 다른 대역과 같은, 희망하는 주파수 대역에서의 정보를 격리하기 위하여 조합된다. 수신 빔형성기(16)는 기본 또는 송신 주파수들에서의 정보를 격리할 수 있다.
- [0095] 송신 빔형성기(12)와 협력하여, 수신 빔형성기(16)는 상이한 시간들에서 영역을 나타내는 데이터를 발생한다. 음향 임펄스 여기 후에, 수신 빔형성기(16)는 상이한 시간들에서 하나 또는 그보다 많은 위치들을 나타내는 빔들을 발생한다. 초음파로 관심 대상 영역을 스캐닝함으로써, 데이터(예를 들어, 빔형성된 샘플들)가 발생된다.

[0096]

수신 범형성기(16)는 공간 위치들을 나타내는 범 합산된 데이터를 출력한다. 단일 위치, 라인을 따른 위치들, 면적에 대한 위치들, 또는 용적에 대한 위치들에 대한 데이터가 출력된다. 동적 포커싱이 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적을 위한 것일 수 있다. 예를 들어, 상이한 스캔들이 변위를 위한 것이기보다 B-모드 또는 조직 데이터에 대해 수행된다. 대안적으로, B-모드 데이터는 또한 변위를 결정하기 위하여 이용된다. 또 다른 예로서, 변위-기반 감쇠 측정을 위한 데이터는 일련의 공유된 스캔들로 수행되고, B-모드 또는 도플러 스캐닝은 별도로 또는 동일한 데이터의 일부를 이용하여 수행된다.

[0097]

처리기(18)는 감쇠 또는 흡수를 검출하고 변위를 결정하고 감쇠 또는 흡수를 계산하기 위한, B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스파 도플러 검출기, 상관 처리기, 퓨리에 변환 처리기, 주문형 집적 회로, 범용 처리기, 제어 처리기, 이미지 처리기, 필드 프로그램가능 게이트 어레이(field programmable gate array), 디지털 신호 처리기, 아날로그 회로, 디지털 회로, 그 조합들, 또는 지금 알려져 있거나 추후에 개발되는 다른 장치이다. 하나의 실시예에서, 처리기(18)는 하나 또는 그보다 많은 검출기들 및 별도의 처리기를 포함한다. 별도의 처리기는 변위를 결정하고 감쇠 및/또는 흡수를 계산하기 위한, 제어 처리기, 범용 처리기, 디지털 신호 처리기, 주문형 집적 회로, 필드 프로그램가능 게이트 어레이, 네트워크, 서버, 처리기들의 그룹, 데이터 경로, 그 조합들, 또는 지금 알려져 있거나 추후에 개발되는 다른 장치이다. 예를 들어, 별도의 처리기는 도 2에 도시된 하나 또는 그보다 많은 단계들의 임의의 조합을 수행하고 및/또는 상기 임의의 조합을 야기시키기 위한 하드웨어 및/또는 소프트웨어에 의해 구성된다.

[0098]

하나의 실시예에서, 처리기(18)는 상이한 시간들에서 상이한 주파수들의 음향 방사력에 따라 조직의 공간 오프셋(spatial offset)들을 결정하도록 구성된다. 응력에 의해 야기되는 조직의 변위 또는 오프셋이 측정된다. 상관 또는 다른 기술을 이용하면, 하나 또는 그보다 많은 시간들에서의 변위의 양이 결정된다. 응력은 상이한 주파수들을 갖는 상이한 시간들에서 인가된다. 상이한 주파수들로부터 기인하는 오프셋들이 측정된다. 상이한 주파수들에 대한 오프셋들은 스캔 라인에 따른 복수의 위치들에 대한 것과 같이, 하나 또는 그보다 많은 위치들에 대해 측정될 수 있다.

[0099]

처리기(18)는 조직의 음향 흡수 또는 감쇠를 공간 오프셋들의 함수로서 결정하도록 구성된다. 상이한 주파수들에 대해 측정된 오프셋들은 감쇠 또는 흡수를 구하기 위해 이용된다. 상이한 위치들에 대해 측정된 오프셋들이 이용될 수 있다. 음향 흡수 또는 감쇠는 상이한 주파수들 및 상이한 위치들에 대한 공간 오프셋들의 함수로서 계산된다.

[0100]

처리기(18)는 흡수 또는 감쇠를 이용하여 디스플레이를 발생하도록 구성된다. 텍스트, 그래프, 또는 이미지 디스플레이가 발생된다. 대안적으로 또는 추가적으로, 제어기(18)는 감쇠 또는 흡수에 근거하여 치료 또는 이미징의 동작을 제어한다.

[0101]

처리기(18)는 초음파의 음향 감쇠를 측정하기 위하여 메모리(22) 또는 또 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 처리기(18)는 변위를 검출하고, 감쇠 또는 흡수를 계산하고, 및/또는 감쇠 또는 흡수를 이용하기 위하여 프로그래밍되어 있다.

[0102]

메모리(22)는 비-일시적인(non-transitory) 컴퓨터 판독가능 저장 매체이다. 본 명세서에서 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기술들을 구현하기 위한 명령들은 캐시, 버퍼, RAM, 분리가능 매체, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체와 같은, 컴퓨터-판독가능 저장 매체 또는 메모리들 상에서 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 도면들에서 예시되거나 본 명세서에서 설명된 기능들, 단계들 또는 작업들은 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 또는 그 상에 저장된 하나 또는 그보다 많은 세트(set)들의 명령들에 따라 실행된다. 기능들, 단계들 또는 작업들은 특정한 유형의 명령들의 세트, 저장 매체, 처리기 또는 처리 전략과는 관계없고, 단독으로 또는 조합하여 동작하는 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어(firmware), 마이크로 코드 등에 의해 수행될 수 있다. 이와 마찬가지로, 처리 전략들은 멀티처리, 멀티태스킹, 병렬 처리, 등을 포함할 수 있다. 하나의 실시예에서, 명령들은 로컬 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위하여 분리가능한 매체 장치 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화 라인들을 통한 전달을 위하여 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

[0103]

디스플레이(20)는 텍스트, 그래프들, 2차원 이미지들 또는 3차원 표현들을 디스플레이하기 위한 CRT, LCD, 프로젝터, 플라즈마, 또는 다른 디스플레이이다. 디스플레이(20)는 이미지로서 디스플레이될 신호들의 입력에 의해 처리기(18) 또는 다른 장치에 의해 구성된다. 디스플레이(20)는 관심 대상 영역 또는 전체 이미지에서 상이한 위치들에 대한 감쇠 또는 흡수를 나타내는 이미지를 디스플레이한다. 디스플레이(20)는 대안적으로 또는 추가

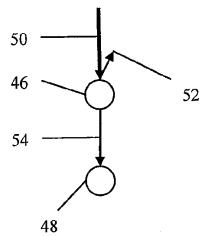
적으로, 관심 대상 위치 또는 영역에서 감쇠 또는 흡수를 나타내는 텍스트 또는 그래프를 디스플레이할 수 있다.

[0104]

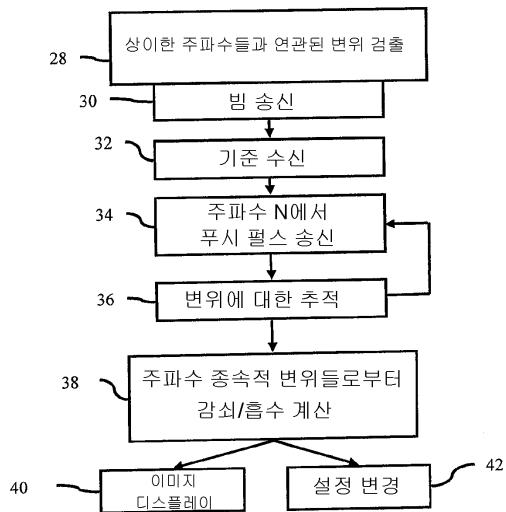
발명은 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 발명의 범위로부터 이탈하지 않으면서 다수의 변화들 및 수정들이 행해질 수 있다는 것을 이해해야 한다. 그러므로, 상기한 상세한 설명은 제한이 아니라 예시적인 것으로 간주되도록 의도한 것이며, 모든 등가물들을 포함하는 다음의 청구항들은 본 발명의 사상 및 범위를 정의하기 위한 것이라는 점을 이해해야 한다.

## 도면

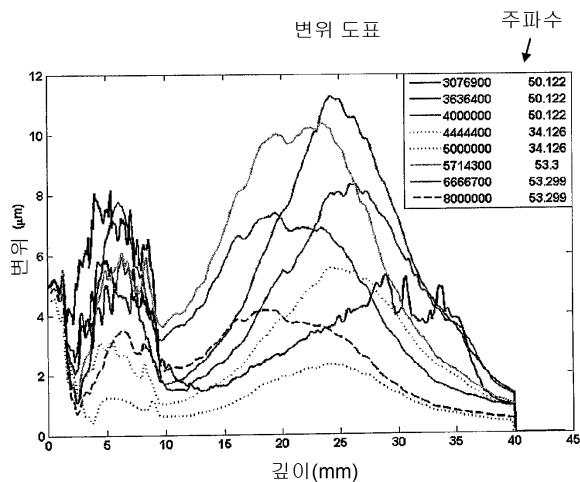
### 도면1



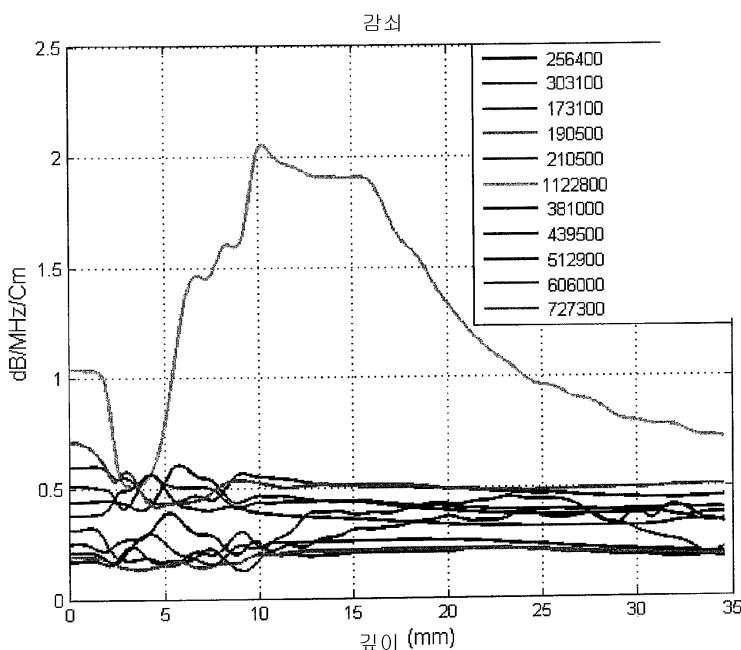
### 도면2



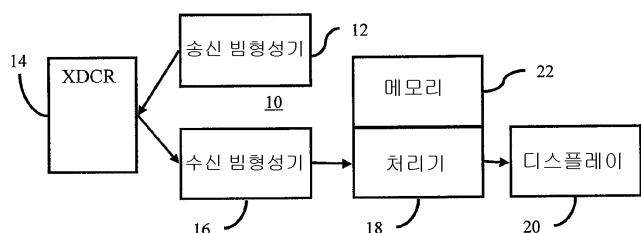
## 도면3



## 도면4



## 도면5



专利名称(译)	发明名称测量超声波的声吸收或衰减		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020140000638A</a>	公开(公告)日	2014-01-03
申请号	KR1020130071517	申请日	2013-06-21
[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 LEXIANG 팬리에시양 FREIBURGER PAUL DONALD 프레이버거폴도날드		
发明人	팬,리에시양 프레이버거,폴도날드		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/00 A61B5/00 A61N7/00 A61N7/02 A61B8/485 A61B8/4477 A61B8/5207 G01S15/8952 G01S7/52022 G01S7/52042 A61B8/08		
代理人(译)	基姆 , 我喜 JEONG , HYUN JU LEE, SI YONG		
优先权	13/532559 2012-06-25 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

测量超声波的声吸收或衰减 ( 38 )。为了估计声吸收或衰减 , 测量由不同频率的应力引起的组织位移 ( 28 )。根据位移计算吸收或衰减 ( 38 )。尽管组织刚度未知 , 但不同频率的积分提供了另一个用于确定衰减或吸收的变量。

