



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0056867  
(43) 공개일자 2016년05월20일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61B 8/08** (2006.01) **A61B 8/00** (2006.01)  
**A61B 90/00** (2016.01) **A61N 7/02** (2006.01)  
**G01S 15/89** (2006.01) **G01S 7/52** (2006.01)
- (52) CPC특허분류  
**A61B 8/0833** (2013.01)  
**A61B 8/463** (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-0057469(분할)
- (22) 출원일자 2016년05월11일  
 심사청구일자 2016년05월11일
- (62) 원출원 특허 10-2010-0041971  
 원출원일자 2010년05월04일  
 심사청구일자 2015년04월30일
- (30) 우선권주장  
 12/435,196 2009년05월04일 미국(US)
- (71) 출원인  
 지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.  
 미국 펜실베니아 맬버른 리버티 블러바드 40 (우  
 : 19355)
- (72) 발명자  
**관, 리시앙**  
 미국 98075 워싱톤 삼마미시 에스이 273 플레이스  
 1204  
**세킨스, 케빈**  
 미국 98004 워싱톤 얄로우 포인트 엔이 포인츠 드  
 라이브 8808
- (74) 대리인  
**이시용, 정현주**

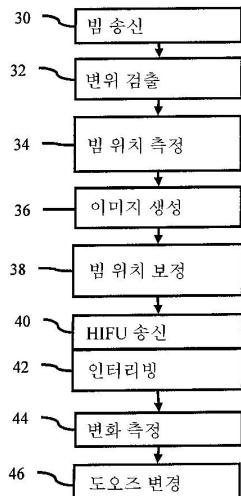
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 발명의 명칭 고강도 집속된 초음파를 위한 의료용 초음파 영상화에서의 피드백

### (57) 요 약

본 발명은 고강도 집속된 초음파를 위한 위치 피드백이 제공된다. HIFU 변환기로부터의 빔의 위치는 초음파 영상화를 이용함으로써 측정된다. 초음파 영상화는 HIFU 변환기로부터 전송된 빔에 의해서 야기된 조직 변위를 검출한다. 변위 또는 변위로부터 유래된 정보가 빔의 위치를 검출하고 영상화하는데 이용될 수 있다. 별도의 변환기가 HIFU 및 영상화를 위해서 사용될 수 있다. 사용자는 HIFU 전송을 조직의 변위를 영상화하는 초음파로부터의 피드백으로 조준한다.

### 대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류

*A61B 8/485* (2013.01)  
*A61N 7/02* (2013.01)  
*G01S 15/899* (2013.01)  
*G01S 7/52074* (2013.01)  
*A61B 2090/378* (2016.02)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

고강도 집속된 초음파를 위한 피드백을 제공하는 방법으로서,  
고강도 집속된 초음파 변환기로부터의 익사이테이션(excitation)을 환자의 조직에 전송하고;  
익사이테이션에 의해서 유발된 조직의 변위를 검출하고;  
변위의 함수로서 익사이테이션의 빔 프로파일의 영상을 생성시킴을 포함하는 방법.

#### 청구항 2

제 1항에 있어서, 익사이테이션의 전송이 고강도 집속된 초음파 치료 파형의 에뮬레이션(emulation)으로서 익사이테이션을 전송함을 포함하고, 에뮬레이션이 치료 파형과 상이한 진폭, 기간, 또는 진폭과 기간 둘 모두를 지니는 방법.

#### 청구항 3

제 2항에 있어서, 에뮬레이션이 실질적으로 치료 가열 및 공동화를 피하고, 치료 파형이 가열 또는 공동화를 제공하는 방법.

#### 청구항 4

제 1항에 있어서, 조직의 변위를 검출하는 것이 조직에 초음파를 전송하고 전송파로부터의 반사파를 수신하는데, 그러한 초음파의 전송과 수신을 여러 회 수행하며, 여러 회 수신에 의한 반사파로부터 변위를 검출하는 것을 포함하는 방법.

#### 청구항 5

제 1항에 있어서, 조직의 변위를 검출하는 것이 익사이테이션에 의해서 유발된 전단파를 검출하는 것을 포함하는 방법.

#### 청구항 6

제 5항에 있어서, 전단파를 검출함이 전단 속도 또는 전단 탄성계수를 검출하는 것을 포함하는 방법.

#### 청구항 7

제 1항에 있어서, 익사이테이션의 빔 프로파일의 영상을 생성시키는 것이 조직내의 익사이테이션의 빔 프로파일의 공간적 범위 및 위치를 나타내는 다차원 영상을 생성시키는 것을 포함하는 방법.

#### 청구항 8

제 1항에 있어서, 빔 프로파일을 비선형 음향 전파의 함수로서 보정하는 것을 추가로 포함하는 방법.

#### 청구항 9

제 1항에 있어서, 고강도 집속된 초음파 변환기로 고강도 집속된 초음파 치료 파형을 전송하고; 익사이테이션의 전송과 검출의 반복으로 치료 파형을 인터리빙(interleaving)시키는 것을 추가로 포함하는 방법.

#### 청구항 10

제 1항에 있어서, 변위의 함수로서 고강도 집속된 초음파 치료로부터의 조직의 변화를 측정하고; 변화의 함수로서 고강도 집속된 초음파 치료의 선량(dosage)을 변경시키는 것을 추가로 포함하는 방법.

#### 청구항 11

제 1항에 있어서, 빔 프로파일의 영상을 생성시키는 것이 빔 프로파일 모델 및 변위의 함수로서 빔 프로파일을 재구성시키는 것을 포함하는 방법.

#### 청구항 12

고강도 접속된 초음파를 위한 피드백을 제공하기 위해 프로그램화된 프로세서에 의해서 수행 가능한 명령을 표현하는 데이터를 안에 저장하고 있는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체로서,

조직 변위의 함수로서 고강도 접속된 초음파 치료를 위한 빔 위치를 측정하고; 빔 위치의 영상을 생성시키기 위한 명령을 포함하는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

#### 청구항 13

제 12항에 있어서, 측정하는 것이 고강도 접속된 초음파 치료 과정의 에뮬레이션을 전송하는데, 그러한 에뮬레이션이 치료 과정과는 상이한 진폭, 기간, 또는 진폭과 기간 둘 모두를 지니며, 치료 가열 및 공동화를 실질적으로 피하게 하여, 상기 에뮬레이션을 전송하고; 초음파 스캐닝으로 변위를 측정하는데, 그러한 변위의 위치가 에뮬레이션에 의해서 야기된 위치인 변위를 측정하는 것을 포함하는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

#### 청구항 14

제 12항에 있어서, 조직의 변위의 함수로서 빔 위치를 측정하는 것이 빔 위치에 상응하는 빔에 의해서 야기된 전단파를 검출하는 것을 포함하는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

#### 청구항 15

제 12항에 있어서, 빔 위치를 측정하는 것이 조직의 상이한 공간적 위치에 대한 전단 속도 또는 탄성계수를 측정하는 것을 포함하고, 빔 위치가 다른 공간적 위치보다 더 큰 전단 속도 또는 탄성계수를 지니는 공간적 위치에 상응하는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

#### 청구항 16

제 12항에 있어서, 빔 위치의 영상을 생성시키는 것이 조직내의 빔 프로파일의 공간적 범위를 나타내는 다차원 영상을 생성시키는 것을 포함하는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

#### 청구항 17

제 12항에 있어서, 비선형 음향 전파의 함수로서 빔 위치를 보정하기 위한 명령을 추가로 포함하는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

#### 청구항 18

제 12항에 있어서, 변위의 함수로서 고강도 접속된 초음파 치료에 의한 조직의 변화를 측정하고 변화의 함수로서 고강도 접속된 초음파 치료의 선량을 변경하기 위한 명령을 추가로 포함하는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

#### 청구항 19

고강도 접속된 초음파를 위한 피드백을 제공하는 시스템으로서,

고강도 접속된 초음파 치료 과정을 생성시키도록 작동 가능한 고강도 접속된 초음파 변환기;

고강도 접속된 초음파 변환기와는 별도로 이동 가능하며, 고강도 접속된 초음파 변환기로부터의 전송에 대해서 신호를 수신하도록 작동 가능한 영상화 변환기;

수신 신호의 함수로서 공간적 위치를 표현하는 데이터를 출력하도록 작동 가능한 수신 빔 형성기(receive beamformer);

출력된 데이터의 함수로서 조직 변위를 산정하고 조직 변위의 함수로서 빔 프로파일의 영상을 생성시키도록 작동 가능한 프로세서; 및

빔 프로파일의 영상을 디스플레이하도록 작동 가능한 디스플레이를 포함하는 시스템.

## 청구항 20

제 19항에 있어서, 전송이 고강도 집속된 초음파 치료 파형의 에뮬레이션을 포함하고, 조직 변위가 전단파 변위를 포함하며, 빔 프로파일이 에뮬레이션을 위한 것이고, 영상이 환자에서의 빔 프로파일의 공간적 범위 및 상대적인 위치를 나타내는 시스템.

## 청구항 21

제 19항에 있어서, 프로세서가 고강도 집속된 초음파 치료 파형의 사용을 제어하도록 작동 가능하고, 그러한 사용이 조직 변위로부터 검출된 변화의 함수로서 제어되는 시스템.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001]

연방정부 지원 조사 또는 개발

[0002]

미국 정부는 본원에 납입필 라이센스(license)를 가지며, 특허권 소유자에게 DARPA에 의해서 부여된 계약 HR 0011-08-3-0004호에 의거하여 제공된 합리적인 조건에 대해서 제 3자에게 라이센스를 주는 것을 요구하는 제한된 상황에서의 권리를 가지고 있다.

[0003]

본 발명의 구체예는 초음파 영상화에 관한 것이다. 특히, 초음파 영상화는 고강도 집속된 초음파(HIFU; high intensity focused ultrasound)에서의 피드백(feedback)을 위해서 사용된다.

## 배경 기술

[0004]

HIFU는 암, 종양, 병변, 또는 그 밖의 요망되지 않는 조직 구조를 처리하는데 사용된다. 초음파 에너지(energy)는 요망되지 않는 조직을 괴사시키기에 충분하게 조직을 가열한다. 초음파 에너지는 건강한 조직을 해하는 것을 피하도록 집속된다. 초음파에 의한 처리는 침습적인 과정, 예컨대, 수술 또는 고주파 절제 과정을 피할 수 있다.

[0005]

초음파 영상화는 HIFU 치료를 유도하는데 사용되어 왔다. 영상화는 요망되지 않는 조직에 대한 치료 펄스(pulse)를 집속하는데 도움을 준다. 예를 들어, 동일한 어레이(array)가 HIFU를 영상화하고 전송하여 HIFU가 요망되는 조직에서 집속되게 하는데 사용된다. 그러나, HIFU는 영상화를 위해서 사용되는 어레이와는 상이한 어레이를 사용할 수 있다.

[0006]

이들 치료 동안에 조직의 열적 생물학적 변화를 모니터링하기(monitor) 위한 노력이 또한 있었다. 예를 들어, 초음파 에너지가 열팽창 계수(스페클 트레킹(speckle tracking))에 의한 조직 팽창), 조직에서의 음속, 또는 강직성 변화(예, 스트레인(strain) 영상)을 측정하는데 사용된다. 그러나, 이들 진단 기반 초음파 조직 특성화는 충분한 신호 대 잡음 해상도(signal-to-noise resolution)를 지닐 수 없거나, 임상적으로 실용적일 수 없다.

## 발명의 내용

[0007]

간단한 요약

[0008]

소개를 하자면, 이하 기재된 바람직한 구체예는 고강도 집속된 초음파에 대한 피드백을 제공하기 위한 방법, 명령(instruction) 및 시스템(system)을 포함한다. HIFU 변환기로부터의 빔(bean)의 위치는 초음파 영상화를 이용함으로써 측정된다. 초음파 영상화는 HIFU 변환기로부터 전송된 빔에 의해서 야기된 조직 변위(displacement)를 검출한다. 그러한 조직 변위 또는 그러한 변위로부터 유래된 정보가 빔의 위치를 검출하고 영상화하는데 사용될 수 있다. 별도의 변환기가 HIFU 및 영상화를 위해서 사용될 수 있다. 사용자는 초음파 영상화로부터의 변위 피드백으로 HIFU 전송을 조준한다. 연계된 변환기 또는 통상의 변환기가 사용될 수 있다.

[0009]

첫 번째 관점으로, 본 발명은 고강도 집속된 초음파에 대한 피드백을 제공하는 방법이 제공된다. 고강도 집속된 초음파 변환기로부터 환자의 조직내로 익사이테이션(excitation)이 전송된다. 익사이테이션에 의해서 유발된 조직의 변위가 검출된다. 익사이테이션의 빔 프로파일(profile)의 영상이 변위의 함수로서 생성된다.

[0010]

두 번째 관점으로, 컴퓨터(computer) 판독 가능한 저장 매체가 그 안에 고강도 집속된 초음파를 위한 피드백을 제공하는 프로그램화된(programmed) 프로세서(processor)에 의해서 실행 가능한 데이터(data) 표현 명령

(instruction)을 저장한다. 저장 매체는 조직의 변위의 함수로서 고강도 집속된 초음파 치료를 위한 빔 위치를 측정하고 빔 위치의 영상을 생성시키는 명령을 포함한다.

[0011] 세 번째 관점으로, 고강도 집속된 초음파에 대한 피드백을 제공하는 시스템이 제공된다. 고강도 집속된 초음파 변환기는 고강도 집속된 초음파 치료 파형을 생성시키도록 작동 가능하다. 영상화 변환기는 고강도 집속된 초음파 변환기와는 별도로 이동 가능하다. 영상화 변환기는 고강도 집속된 초음파 변환기로부터의 전송에 대한 신호를 수신하도록 작동 가능하다. 수신 빔 형성기(receive beamformer)가 수신 신호의 함수로서 공간 위치를 표현하는 데이터를 출력하도록 작동 가능하다. 프로세서는 출력 데이터의 함수로서 조직 변위를 산정하고 조직 변위의 함수로서 빔 프로파일의 영상을 생성시키도록 작동 가능하다. 디스플레이(display)는 빔 프로파일의 영상을 디스플레이하도록 작동 가능하다.

[0012] 본 발명은 첨부된 특허청구범위에 의해서 정의되며, 본 섹션(section)에서의 어느 것도 이를 청구범위에 대한 제한으로 여겨지지 않아야 한다. 본 발명의 추가의 관점 및 이점이 바람직한 구체예와 관련하여 이하 기재될 것이며 독립적으로 또는 조합된 상태로 청구될 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

[0013] 부품 및 특징부는 반드시 척도로 도시되지는 않지만, 대신 본 발명의 원리를 예시하는데 강조되고 있다. 더욱이, 특징부에서, 유사한 참조 번호는 상이한 도면 전체에 걸쳐서 대응하는 부분을 나타낸다.

도 1은 고강도 집속된 초음파에 대한 피드백을 제공하는 방법의 한 가지 구체예의 흐름 차트도(chart diagram)이다.

도 2는 고강도 집속된 초음파에 대한 피드백을 제공하는 시스템의 한 가지 구체예의 블록도(block diagram)이다.

도 3은 조직 영역과 검출된 빔 특성을 나타내는 의학적 영상이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 도면과 바람직한 구체예의 상세한 설명

[0015] 치료 빔 또는 변위로부터의 빔의 에뮬레이션(emulation)을 검출하는 것은 위상 수차 및/또는 어테도면과 바람직한 구체예의 상세한 설명

[0016] 치료 빔 또는 변위로부터의 빔의 에뮬레이션(emulation)을 검출하는 것은 위상 수차 및/또는 어테뉴에이션(attenuation)을 설명할 수 있다. 도오즈 분포(Dose distribution)는 변위 영상화, 예컨대, 탄성(elasticity), 스트레인, 또는 전단(shear)을 이용함으로써 더 우수하게 산정될 수 있다. 변위 영상화의 결과는 치료 빔의 분포를 보정하는데 이용될 수 있다. 치료 변환기 파워(power) 및/또는 포커스(focus) 위치는 피드백을 기초로 조정될 수 있다. HIFU 변환기가 피드백을 기초로 조정, 예컨대, 조준될 수 있다.

[0017] 도 1은 고강도 집속된 초음파에 대한 피드백을 제공하는 방법을 나타내고 있다. 방법은 도 2의 시스템 또는 상이한 시스템에 의해서 실행될 수 있다. 추가의, 상이한, 또는 더 적은 작동이 제공될 수 있다. 예를 들어, 작동 38 내지 작동 46은 일부 구체예에서 제공되지 않는다. 작동들은 설명되거나 도시된 순서로 수행되지만, 다른 순서로 수행될 수도 있다. 예를 들어, 빔 위치가 작동 36에서 영상을 생성시키기 전에 작동 38에서 보정된다. 또 다른 예로서, 작동 32 내지 작동 26이 작동 42의 인터리빙(interleaving)의 일부로서 작동 40과 함께 반복된다.

[0018] 작동 30에서, 익사이테이션이 고강도 집속된 초음파 변환기로부터 전송된다. 익사이테이션은 음향 에너지이다. 음향 에너지는 집속되어 3 차원 빔 특성을 생성시킨다. 익사이테이션은 위상 어레이 및/또는 기계적 포커스를 사용함으로써 집속된다. 익사이테이션은 1 차원, 예컨대, 고도 차원(elevation dimension)으로 집속되지 않을 수 있다. 익사이테이션은 환자의 조직에 전송된다. 익사이테이션이 치료를 위한 위치, 예컨대, 종양에 집속된다. 그러나, 음향 효과, 오정렬, 또는 그 밖의 인자로 인해서, 빔은 치료를 위한 조직 위치에 적절히 중첩되지 않거나, 그 위치를 덮지 않거나, 또한 그 위치를 가로지르지도 않을 수 있다.

[0019] 익사이테이션은 치료 익사이테이션으로서 생성된다. 대안적으로, 익사이테이션은 치료 익사이테이션을 에뮬레이션한다. 고강도 집속된 초음파 치료 파형이 에뮬레이션된다. 치료 익사이테이션과 일반적으로 동일한 포커스, 진폭, 주파수 또는 그 밖의 특성이 에뮬레이션을 위해서 제공된다. 에뮬레이션은 치료 효과를 실질적으로

피하는데 이용된다. 예를 들어, 진폭, 기간, 또는 이를 둘 모두가 치료 과정에 비해서 감소된다. 치료 효과를 "실질적으로" 피한다는 것은 영역, 예컨대, 치료 영역에 대한 일반화를 가능하게 한다. 단일 지점이 수차 또는 초점 왜곡으로 인해서 한계 수준 초과로 가열될 수 있지만, 전체 치료 영역은 에뮬레이션으로부터의 치료 효과를 피한다. 치료 효과를 피하는 것은 조직을 변경하거나 공동을 발생시키는 지점에 대한 가열을 피하는 것일 수 있다. 예를 들어, 생물학적 효과는 약 41 내지 45°C의 조직 온도의 고열, 45°C 초과의 온도에서의 단백질 변성, 및 50°C 초과 온도에서의 조직 괴사를 포함한다. 조직 강직성은 45°C 미만의 온도에서도 영향을 받을 수 있다. 45°C 초과의 온도에서는, 점성 및/또는 강직성의 증가가 발생할 수 있다. 50°C 초과의 온도에서는, 조직이 높은 강직성 및/또는 높은 어테뉴에이션을 나타낼 수 있다.

[0020] 작동 32에서, 조직의 변위가 검출된다. 익사이테이션은 조직의 변위를 유발시킨다. 그러한 변위는 종파 (longitudinal wave)에 의해서 유발될 수 있다. 그러한 변위는 대안적으로 또는 추가적으로 전단파(shear wave)에 의해서 유발될 수 있다.

[0021] 변위는 초음파 스캐닝(scanning)으로 검출된다. 변위의 위치, 진폭, 기간, 및/또는 그 밖의 특성이 검출된다. 예를 들어, 에뮬레이션에 의해서 야기된 한계 변위량과 연관된 위치가 검출된다.

[0022] 변위를 검출하기 위해서, 초음파 에너지가 변위가 진행되는 조직에 전송되고 에너지의 반사가 수신된다. 전송 및 수신은 다수 시점에서 수행되어 변위에 기인한 변화를 측정한다. 어떠한 전송 및 수신 시퀀스(sequence)가 이용될 수 있다. 변위는 각각의 공간적 위치에 대한 차이로부터 검출된다. 예를 들어, 속도, 분산(variance), 강도 패턴(예, 스페클 트레킹)에서의 이동(shift), 또는 그 밖의 정보가 변위로서의 수신된 데이터로부터 검출된다.

[0023] 어떠한 공지된 또는 후에 개발될 변위 영상화가 이용될 수 있다. 예를 들어, 진단 펄스(diagnostic pulse), 예컨대, 진단 초음파를 위한 규정된 수준 미만의 세기 및 기간을 지니는 진단 펄스가 전송된다. 예를 들어, 1 내지 5 사이클(cycle) 기간의 펄스가  $720\text{mW/cm}^2$  미만의 세기로 이용된다. 다른 세기를 지닌 펄스, 예컨대, 1000  $\text{mW/cm}^2$  미만의 펄스가 사용될 수 있다. 초음파 전송은 처리되는 조직을 포함한 영역에 집속된다. 전송은 하나 이상의 스캔 라인(scan line)을 포괄할 수 있다. 예를 들어, 광범위한 폭 전송 펄스가 평면 또는 공간 분포의 둘 이상의 수신 스캔 라인을 수신하도록 사용된다. 대안적으로, 단일의 수신 범위 전송으로 인해서 형성된다. 영역이 순차적으로 스캐닝될 수 있다. 하나 이상의 측정이 각각의 수신 스캔 라인에 대해서 수행된다.

[0024] 2회 이상의 펄스, 예컨대, 2 내지 10회의 펄스가 각각의 측정 또는 조합 측정의 위해서 동일한 위치에 전송된다. 대안적으로, 단일의 펄스가 각각의 측정을 위해서 전송될 수 있다. 중단 이후의 치료 세기 및 시간이 공지되면, 단일의 펄스가 이용되고 프리-에뮬레이션(pre-emulation) 또는 익사이테이션 측정에 비교하여 위치 변화를 측정할 수 있다.

[0025] 치료 초음파를 에뮬레이션하는 익사이테이션의 중단 후에, 조직은 이완된 위치로 이동한다. 다수의 비교적 낮은 진단 영상화 펄스로부터의 에코(echo)가 수신된다. 그러한 에코는 치료 관련된 익사이테이션에 의해서 유발된 변위를 지닌 위치를 확인하기 위한 하나 이상의 영상을 생성시키는데 사용된다.

[0026] 에코는 B-모드(B-mode) 또는 도플러(Doppler) 검출을 이용함으로써 검출된다. B-모드 데이터를 이용함으로써, 다수 펄스로부터의 데이터가 상호 연관된다. 그러한 상호 연관은 1-차원, 2-차원 또는 3-차원이다. 예를 들어, 변환기에서 떨어지고 향하는 스캔 라인을 따른 상호 관련이 이용된다. 어떠한 공지된 상호 연관 또는 이후 개발될 상호 연관, 예컨대, 교차-상호 연관, 패턴 매칭(pattern matching), 절대 차이의 최소 합이 이용될 수 있다. 조직 구조 및/또는 스페클이 상호 연관된다. 도플러 검출을 이용함으로써, 클러터 필터(clutter filter)가 이동 조직과 연관된 정보를 통과시킨다. 조직의 속도는 다수의 에코로부터 유도된다. 속도는 변환기를 향한 또는 그로부터의 변위를 측정하는데 사용된다. 대안적으로, 상이한 위치에서의 속도 사이의 상대성 또는 차이는 스트레인 또는 변위를 나타낼 수 있다.

[0027] 변위량은 HIFU와 연관된 익사이테이션으로부터의 힘에 주어진 영역을 나타낸다. 특정의 변위와 연관된 시간이 봉괴 곡선의 산정을 가능하게 한다. 시간의 함수로서 변위를 측정함으로써, 익사이테이션의 중단으로부터의 스트레인 파괴가 측정될 수 있다. 변위 단독 또는 어떠한 변위 파괴 특성이 측정될 수 있다.

[0028] 다른 구체예에서, 스트레인 또는 탄성 영상화가 이용된다. 조직의 변위가 시간의 함수로서 측정된다. 변위가 조직 데이터, 예컨대, B-모드 초음파 데이터로부터 측정된다. 상호 연관, 교차-상호 연관, 절대 차이의 최소 합 또는 그 밖의 유사성 측정이 스캔 사이의 변위를 측정하는데 이용된다. 변위는 1 차원, 2 차원 또는 3차원

을 따라서 측정된다. 한 가지 구체예에서, 본원에서 그 개시 사항이 참조로 통합되는 미국특허 제5,107,837호; 제5,293,870호; 제5,178,147호; 제6,508,768호 또는 제 6,558,324호에 개시된 방법 또는 시스템중 하나 이상의 방법 또는 시스템이 스트레인 정보로서의 데이터 또는 영상의 탄성 프레임(frame)을 생성시키는데 사용된다. 스트레인을 측정하는 그 밖의 방법이 이용된다. 그러한 변위는 조직 속도 및/또는 가속을 측정함으로써 측정될 수 있다.

[0029] 하나(예, 속도), 둘(B-모드 상호 연관), 또는 그 초과(예, 평균 변위) 스캔을 기초로 하여, 스트레인 필드(field)가 측정된다. 스트레인 필드는 상이한 위치에서의 스트레인을 나타낸다. 변위(displacement) 필드 또는 스트레인율 필드(strain rate field)가 다른 구체예에서 이용될 수 있다. 다른 측정이 스트레인 또는 변위, 예컨대, 속도를 나타내도록 사용될 수 있다.

[0030] 변위는 어떠한 크기 영역에 걸쳐서 검출된다. 한 가지 구체예에서, 변위가 치료되는 조직을 포함하는 관심 영역, 예컨대, B-모드 영상화를 위한 전체 스캔 영역의 약 1/3 내지 1/2 영역에서 검출된다. 도 3은 한 가지 구체예를 나타내며, 좌측의 영상은 변위 영상화를 위한 관심 박스의 영역을 나타낸다. 더 큰 관심 영역, 더 작은 관심 영역 또는 무관심 영역, 예컨대, 전체 영상화 영역에 걸친 변위 검출이 이용될 수 있다. 더 좁은 관심 영역은 HIFU와 연관된 익사이레이션 과정을 전송하는 더 적은 반복으로 변위 검출을 가능하게 할 수 있다. 형성될 수 있는 수신 빔의 수와 샘플(sample) 밀도에 따라서, 반복되지 않거나, 일 회 또는 그 이상의 반복이 이용될 수 있다. 완전한 샘플링, 예컨대, 모든 B-모드 샘플 위치에 대한 변위 샘플링이 이용될 수 있다. B-모드 스캔 그리드(grid)에 상대적인 변위의 더 큰 샘플링 또는 더 적은(예, 드문드문 수행한 샘플링) 샘플링이 이용될 수 있다.

[0031] 한 가지 구체예에서, 전단파가 종파에 추가로 또는 종파 대신에 검출된다. 익사이레이션은 공간 위치에 전단파를 생성시키는 빔을 형성한다. 빔이 충분히 강한 경우, 전단파가 생성된다. 전단파는 음향과 방출 방향을 따라서 종파보다 더 서서히 조직을 통해서 전파된다. 전단파는 적용된 스트레스(stress)의 방향에 수직인 방향을 포함한 다양한 방향으로 전파된다. 전단파의 변위는 익사이레이션 빔에 대응하는 위치에서 더 크다.

[0032] 초음파 데이터가 얻어진다. 초음파 데이터의 적어도 일부는 전단파에 기인한다. 관심 영역이 전단파를 검출하도록 모니터링된다. 관심영역은 어떠한 크기, 예컨대, 측방으로 6mm 및 축 방향으로 10mm이다. 이러한 검출 영역은 초음파에 의해서 모니터링된다. 예를 들어, B-모드 스캔이 전단파에 의해서 유발된 조직 변위를 검출하도록 수행된다. 도플러, 색 흐름 또는 그 밖의 초음파 모드가 전단파에 대해서 모니터링하도록 이용될 수 있다.

[0033] 모니터링은 어떠한 수의 스캔 라인에 대해서 수행된다. 예를 들어, 4 개의 수신 빔이 각각의 전송에 대한 반응으로 형성된다. 익사이레이션을 전송하여 전단파를 생성시킨 후에, B-모드 전송이 단일의 스캔 라인을 따라서 반복적으로 수행되고 4 개의 인접 스캔 라인을 따라서 수신이 수행된다. 어떠한 수의 반복, 예컨대, 120회의 반복이 이용될 수 있다. 초음파 데이터의 일부, 예컨대, 반복의 시작 또는 마지막은 전단파에 기인하지 않을 수 있다. 다른 구체예에서, 단지 단일의 수신 빔 또는 그 밖의 수의 수신 빔이 각각의 전송에 대한 반응으로 형성된다.

[0034] 전단파가 스캔 라인을 통해서 전파됨에 따라서, B-모드 세기가 변화될 수 있다. 모니터링된 스캔 라인에 대해서, 전단파로부터 생성된 조직 운동의 시간 특성을 나타내는 데이터의 시퀀스가 제공된다. 예를 들어, 다수의 공간 위치(예, 스캔 라인을 따라서)로부터의 데이터가 시간의 함수로서 상호 연관된다. 어떠한 탄성 검출이 이용될 수 있다. 각각의 깊이 또는 공간 위치에 대해서, 다수의 깊이 또는 공간 위치에 걸친 상호 연관(예, 중심 깊이는 특징(profile)이 계산되는 지점인 64 깊이의 커널(kernel))이 수행된다. 공간에서의 2-차원 또는 3-차원 변위가 이용될 수 있다. 스캔 라인 또는 빔과는 다른 방향을 따른 1-차원 변위가 이용될 수 있다.

[0035] 주어진 시간에서 가장 높은 또는 충분한 상호 연관에 의한 공간적 오프셋(spatial offset)은 변위량을 나타낸다. 변위는 상이한 시간에 주어진 위치에 대해서 측정된다. 주어진 위치에 대한 시간적 특징은 전단파의 검출을 나타낸다. 프로파일은 비-노이즈 또는 단일 변화 예를 위해서 시험된다. 시간적 저역 통과 필터링(low pass filtering) 없이 또는 그와 함께 프로파일에서의 피크(peak)가 전단파 전면의 통과를 나타낸다. 가장 큰 변위가 선택되지만, 평균 또는 다른 변위 통계학이 이용될 수 있다. 주어진 위치에서의 최대 전단이 검출된다. 대안적으로, 평균 또는 그 밖의 전단이 검출된다.

[0036] 더 큰 영역을 모니터링하기 위해서, 추가의 수신 빔이 모니터링 전송 빔에 대해서 형성된다. 대안적으로, 또 다른 전단파가 생성되며, 전송 빔 및 수신 빔이 전단파 생성 지점으로부터 상이한 거리에서 제공된다. 상기

6mm x 10mm 예에서, 36 수신 스캔 라인이 제공될 수 있다. 전송 범당 4 개의 수신 범에서, 프로세스(process)가 상이한 측면 스페이싱(lateral spacing)을 위해서 9회 반복된다. 각각의 수신 범 위치에 대해서, 초음파 데이터에 의해서 나타낸 운동 정보의 시간 프로파일이 제공된다. 동일한 전단파를 모니터링하기 위한 상이한 스캔 라인을 따른 전송이 시간적인 프로파일의 형성 동안 회피되어 더 높은 시간적 해상도를 제공하지만, 인터리빙된 또는 이동 스캐닝 위치가 제공될 수 있다.

[0037] 상기 설명은 한 깊이를 위한 것이다. 샘플링은 관심 영역의 전체 축 방향 범위에 포괄하는 한 게이트(gate)를 제공하도록 배열될 수 있다. 또 다른 구체예에서, 샘플은 각각의 수신 범을 위한 다수의 깊이에서 얻어진다. 별도의 시간 프로파일이 측면 위치뿐만 아니라 각각의 축 방향 깊이에 대해서 제공된다. 어떠한 수의 깊이, 예컨대, 5mm에 대해서 약 200개 또는 10mm에 대해서 400개가 이용될 수 있다.

[0038] 관심 영역에서의 상이한 위치를 나타내는 초음파 데이터가 얻어진다. 초음파 데이터는 스캐닝에 의해서 실시간으로 또는 메모리(memory)로부터 얻어진다. 각각의 위치에 대해서, 운동 정보는 상이한 시간에서의 반응을 나타낸다. 그 밖의 스캐닝, 모니터링 또는 기술이 초음파 데이터를 얻어서 전단 크기(shear magnitude)를 산정하는데 이용될 수 있다.

[0039] 조직은 시간에 따라서 변할 수 있다. 예컨대, 조직은 전단파의 검출이 치료 HIFU의 실제적인 적용과 인터리빙되는 경우에 변할 수 있다. 조직의 강직성은 처리 위치에서 증가할 수 있다. 강직성에서의 이러한 변화는 검출된 전단 크기를 변경시킬 수 있다. 전단 속도 및/또는 탄성계수 또는 그 밖의 복잡한 전단 표시가 조직에서의 변화 효과를 최소로 하거나 피하는데 이용될 수 있다. 전단 속도는 달리 전단 탄성계수가 이용될 수 없거나 측정하기 어려운 경우에 바람직할 수 있다. 흡수 계수는 처리되는 조직에 따라서 추측될 수 있다(예, 0.5, 0.6, 0.8 또는 그 밖의 값). 전단 속도 및/또는 전단 탄성계수는 적어도 부분적으로 압력 및 흡수 계수를 기초로 하여 측정될 수 있다. 적용된 압력은 전송된 익사이테이션 및 어테뉴에이션의 고려에 의해서 알려진다.

[0040] 전단 속도는 조직의 상이한 공간적 위치에 대해서 검출된다. 각각의 위치에 대해서, 시간의 함수로서 변위가 측정된다. 전단 속도는 전단파의 생성으로부터 상이한 위치에서의 전단파의 검출까지 시간을 측정함으로써 얻어진다. 위치에 대한 시간 및 거리가 속도를 결정한다. 거리는 스캔 라인 공간거리(즉, 전단파를 생성시키기 위한 전송 범 위치와 전단파를 검출하기 위한 수신 범 위치)로부터 공지된다. 시간은 전단파의 생성과 검출 사이의 상대적인 시간으로부터 공지된다.

[0041] 그 밖의 기술이 프로파일에서의 피크를 검출하기 위해서 이용될 수 있다. 예를 들어, 회귀분석(regression)이 적용될 수 있다. 전단파 속도는 선형이기 때문에, 자동화된 이상치 검출(outlier detection)에 의한 강한 선형 회귀 분석치가 전단파 속도를 나타낸다. 관심 영역에서의 모든 샘플 지점에 대한 초음파 데이터가 예를 들어 시간의 함수로서 또는 시간과 거리에 따라서 플로팅된다(plotted). 선형회귀법이 플롯 또는 데이터에 적용되어서, 데이터에 대한 라인 피트(fit)를 제공한다. 라인의 기울기는 전단파 속도를 나타낸다.

[0042] 그 밖의 방법이 이용될 수 있다. 예를 들어, 상이한 시간으로부터의 데이터가 상호 연관되어 전단파에 의해서 유발된 조직에서의 이동을 검출한다. 또 다른 예로서, 피쳐(feature)가 시간적인 프로파일로부터 추출된다. 원리적 성분 분해가 이용될 수 있다. 상이한 시간적 프로파일 사이의 상호 연관이 수행될 수 있다. 상이한 시간적 프로파일에 대한 상이한 거리와 연관된 래그(lag)가 속도를 제공한다. 대안적으로, 웨이블릿 분석(wavelet analysis)이 수행될 수 있다. 웨이블릿 변환이 시간적인 프로파일에 적용되어 전단파에 상응하는 피크를 확인할 수 있다. 속도 값은 각각의 공간적 위치에 대한 피크의 이동 시간으로부터 확인된다.

[0043] 전체 관심 영역으로부터의 모든 피크 이동 시간 데이터가 함께, 예컨대, 선형 회귀법에서 이용될 수 있다. 단지 데이터의 서브셋(subset)이 이용될 수 있으며, 예컨대, 피쳐 추출 또는 회귀를 위한 한 깊이에 대한 데이터를 사용함으로써 이용될 수 있다. 전단 속도는 관심 영역내의 각각의 위치에 대해서 계산될 수 있다. 대안적으로, 관심 영역내의 전단파 속도 분산(variance)의 공간적 표시가 제공될 수 있다.

[0044] 다른 기술에 의한 방법에서, 어떠한 탄성계수 또는 전단 값이 산정될 수 있다. 조직 탄성계수 값은 위치에서의 경도 또는 강직도를 나타낸다. 예를 들어, 조직의 전단 탄성계수(shear modulus)가 산정된다. 대안적인 구체예에서, 영률(Young's modulus)이 산정된다. 다른 구체예에서, 다른 전단 값이 정량적이든지 정성적이든지 산정된다.

[0045] 전단 탄성계수는  $g = \rho v_s^2$ 로 주어지며, 여기서,  $\rho$ 는 밀도이고,  $v$ 는 산정된 전단 속도이다. 한 가지 구체예에서, 조직 탄성계수 또는 전단 정보, 예컨대, 전단 탄성계수가 스트레인 또는 변위 및 탄성계수 또는 전단 정보의 함

수로서 측정된다. 예를 들어, 각각의 샘플 위치에 대한 전단 탄성계수가 확산 방정식을 반복적으로 풀어쓰며 결정된다. 0.5의 푸아송 비(Poisson's ratio)를 추정하거나 공지된 푸아송 비를 이용함으로써, 상이한 위치에서의 전단 탄성계수가 상이한 시간에서 또는 상이한 위치에 대한 상이한 스트레스 및 전단 탄성계수하에 스트레인 필드의 함수로서 반복적으로 계산된다.

[0046] 작동 34에서, HIFU에 대한 빔 위치는 조직 정보의 변위를 이용함으로써 측정된다. 충분한 크기의 변위, 전단, 전단 속도, 또는 전단 탄성계수와 연관된 위치가 확인된다. 변위가 상대적으로 높은 위치는 한계치를 적용함으로써 확인된다. 상대치는 주어진 데이터 셋(set)에 미리 프로그램화되거나 조절된 한계치 또는 다른 값들에 대한 것이다. 한계치, 예컨대, 빔의 있을 듯한 위치로부터 공간적으로 떨어진 공간적 위치에서의 데이터를 기초로 한 한계치가 표정(normalization)될 수 있다. 또 다른 예로서, 관심 영역을 가로지른 평균 변위가 측정된다. 평균보다 더 큰 최대 변위와 관련된 위치가 빔 위치를 나타낸다. 대안적으로, 미리 프로그램화되거나 그 밖의 한계치가 적용된다. 다른 또는 추가의 구체예에서, 한계치가 적용되지 않거나, 노이즈 한계치가 이용된다. 변위의 범위는 맵핑(mapping)되어 값들이 디스플레이되어서, 변위가 없거나 적은 영역이 역학적인 범위의 한 단부에 있고, 가장 큰 변위가 역학적인 범위의 다른 단부에 있게 한다. 선형 또는 비-선형 맵핑이 이용될 수 있다.

[0047] 변위 데이터는 한계치의 적용 전에 공간적으로 필터링되거나 필터링되지 않을 수 있다. 변위는 한계치 적용 후에 저역 통과 필터링될 수 있다.

[0048] 작동 36에서, 영상 데이터는 변위의 함수로서 생성된다. 예를 들어, 영상은 익사이테이션의 빔 프로파일을 나타낸다. 빔 프로파일은 충분한 변위를 지닌 위치에 상응한다. 영상은 빔의 공간적 분포를 포함한 빔의 위치를 나타낸다. 영상은 하나 이상의 차수로 빔 프로파일의 공간적 범위를 나타낸다. 도 3은 빔의 우측에 상에 영상을 나타낸다. 더 밝거나 더 강한 위치는 더 큰 변위에 대응한다. 영상은 필터링, 예컨대, 저역 통과 필터링될 수 있다.

[0049] 변위 데이터는 디스플레이 포맷(format)으로 존재하거나 디스플레이 포맷으로 스캔 전환될 수 있다. 변위 데이터는 색상(color) 또는 그레이(gray) 스케일(scale) 데이터거나, 그레이 스케일 또는 색상 스케일로 맵핑되기 전의 데이터일 수 있다. 정보는 디스플레이 값으로 선형으로 또는 비선형으로 맵핑될 수 있다.

[0050] 영상은 상이한 위치에 대한 변위 정보, 예컨대, 전단 또는 탄성계수(예, 전단 탄성계수)를 나타낸다. 값이 관심 영역 또는 가시 영역에서 모든 그리드 지점에 대해서 측정되는 경우, 디스플레이의 픽셀(pixel)은 그 영역에 대한 빔을 나타낸다. 디스플레이 그리드는 스캔 그리드 및/또는 변위가 계산되는 그리드와는 상이할 수 있다. 색상, 명도, 휙도, 색조, 또는 그 밖의 특성이 변위의 함수로서 변조된다.

[0051] 영상은 다른 데이터를 포함할 수 있다. 예를 들어, 동일한 영역에서의 조직, 체액, 또는 조영제를 나타내는 B-모드 또는 그 밖의 데이터가 포함된다. 변위 데이터는 다른 데이터와의 중첩 또는 조합을 위해서 사용된다. 그 밖의 데이터는 사용자가 처리되는 조직에 대한 빔의 위치를 결정하는데 도움을 준다.

[0052] 대안적인 구체예에서, 영상은 빔 프로파일 모델(model) 및 변위의 함수로서 생성된다. 변위는 노이즈성일 수 있다. 치료 빔의 모델이 제공된다. 모델은 실험적인 정보 또는 이론적인 계산을 이용함으로써 생성될 수 있다. 빔 프로파일 모델이 빔 프로파일의 있을 법한 분포를 측정하기 위한 역 문제(inverse problem)로서 생성된다. 공간적 및 시간적 변위가 빔 프로파일 모델을 기초로 포뮬레이션(formulation)될 수 있다. 측정된 변위 및 모델이 주어지면, 모델에 대한 측정의 최상의 피트(fit) 또는 최소 자승 피트의 표현이 결정된다. 피트 표현이 영상, 예컨대, 피트를 기초로 하여 크기 분류되고 성형된 그래픽(graphic) 중첩을 생성시키기 위해서 사용된다. 영상에 의해서 표현된 빔 프로파일이 모델을 측정된 변위에 맞춤으로써 재구성된다.

[0053] 작동 38에서, 빔 프로파일은 음향 전파의 함수로서 보정된다. 측정된 변위는 적용된 스트레스의 깊이 의존적 어테뉴에이션에 대해서 보정되거나 보정되지 않는다. 압력이 조직을 통해서 전파됨에 따라서, 압력은 약화된다. 더 적은 운동 또는 변위가 압력 공급원으로부터 더 멀어져 있는 위치(공급원에 대한 깊이)에서 어테뉴에이션에 기인하여 유발된다. 변위가 어테뉴에이션을 고려하도록 조정되어, 상이한 깊이에서의 보다 표정된 변위 또는 스트레인을 제공한다.

[0054] 보정은 스트레스 공급원(예, 변환기)의 지점 또는 영역으로부터 멀어져 있는 거리의 함수로서 선형적이다. 비-선형 보정, 예컨대, 조직 모델 또는 상이한 유형의 조직에 기초한 비-선형 보정이 이용될 수 있다. 실험 데이터에 근거하거나 전파 모델에 근거한 선형 또는 비-선형 함수가 가정된다. 음향력을 위해서, 거리 및 주파수의 함수로서 조직에서의 사운드(sound)의 어테뉴에이션이 보정된다. 다른 구체예에서, 어테뉴에이션 및/또는 주파

수에 대한 보정이 수행되지 않는다.

[0055] 작동 40에서, 고강도 집속된 초음파 치료 파형이 전송된다. 고전압 파형이 고강도 집속된 초음파 변환기에 가해지고, 그러한 변환기는 HIFU 치료 파형을 음향 도메인으로 생성시킨다. HIFU 펄스가 상화된 어레이(phased array) 또는 기계적 포커스를 이용함으로써 집속되고 초점 또는 빔 위치에서 조직에 고강도 음향 에너지를 제공한다. 치료 초음파 펄스는 어떠한 소정의 주파수에서 다수의 사이클을 지닌다. 한 가지 구체예에서, 치료 펄스는 초음파 주파수, 예컨대, 500KHz 내지 20MHz에서 1초 내지 수 초 동안 지속된다. 어떠한 피크 세기, 예컨대, 평방 센티미터(centimeter)당 100 또는 그 초과 와트(watt), 평방 센티미터당 500 또는 그 초과 와트, 평방 센티미터당 1000 내지 2000와트, 또는 평방 센티미터당 약 1000와트가 제공될 수 있다. 어떠한 세기, 주파수, 및/또는 사이클의 수를 지닌 어떠한 공지된 또는 이후 개발될 치료 파형이 이용될 수 있다. 파형은 연속적이거나 간헐적이다.

[0056] 치료 초음파 펄스는 요망되는 조직 위치에서 열을 생성시킴으로써 조직을 치료한다. 세기는 또한 조직에 대한 스트레스를 생성시킨다. 펄스는 조직을 네거티브(negative) 및 포지티브(positive) 음향 압력으로 변환기를 향해 및 그로부터 멀어지게 압박한다. 충분히 긴 치료 펄스의 경우, 조직에 대한 실질적으로 일정한 스트레인이 생성된다. 스트레인,  $\epsilon$ 는 조직 강직도, E, 점도, n, 및 HIFU 방사력으로부터의 스트레스의 함수이다. 치료 펄스 동안의 일정한 상태 스트레스가 평균 HIFU 세기 I 대 조직에서의 사운드의 속도 c의 비에 비례한다.

[0057] HIFU 파형은 또한 검출될 수 있는 생화학적 변화를 생성시킨다. 치료 음향 에너지의 치료 효과는 열 팽창에 기인한 체적에서의 변화, 사운드(c) 속도에서의 변화, 조직 강직도(E)에서의 변화 및 조직내 체액의 점도(n)에서의 변화를 유발시킨다. 치료 음향 에너지는 또한 기계적인 효과, 예컨대, 방사 압력, 스트리밍(streaming), 및/또는 공동화를 유도할 수 있다. 생물학적 효과는 약 41 내지 45°C의 조직 온도에서의 고열, 약 45°C 초과 온도에서의 단백질 변성, 및 50°C 초과 온도에서의 조직 괴사를 포함할 수 있다. 조직 강직도는 45°C 미만의 온도에서도 영향을 받을 수 있다. 45°C 초과 온도에서, 점도 및/또는 강직도의 증가가 발생될 수 있다. 50°C 초과 온도에서, 조직은 높은 강직도 및/또는 높은 어테뉴에이션을 지닐 수 있다.

[0058] 조직을 치료하기 전에, HIFU 빔의 위치가 작동 36에서 생성된 영상으로부터 결정된다. 사용자는 변환기, 초점 위치를 재정위시키거나, 그 밖의 세팅을 변화시켜 빔을 치료되는 조직에 대해서 정위되게 하면서 건강한 조직이 HIFU에 주어지는 것을 최소가 되게 할 수 있다. 다른 구체예에서, 예컨대, 치료되는 조직이 컴퓨터 보조 진단을 이용함으로써 결정되는 경우의 구체예에서, 자동화된 정위 동작이 이용될 수 있다. 빔을 요망하는 대로 정위시킨 후에, HIFU는 작동 40에서 전송된다.

[0059] HIFU는 연속적이거나 산발적일 수 있다. 어떠한 치료 요법이 이용될 수 있다. 치료 진행 동안에 또는 상이한 치료 사이에, 작동 36의 영상화가 수행될 수 있다. 작동 40의 치료 파형은 작동 36의 영상화로 인터리빙된다. 작동 36의 영상화는 작동 30의 전송, 작동 32의 검출, 및 작동 34의 결정을 이용함으로써 수행된다. HIFU 치료가 중단되면서 빔 위치가 결정된다. 대안적으로, 작동 40의 HIFU 전송은 작동 32에서의 변위를 검출하기 위한 익사이테이션으로서 이용된다. HIFU는 변위의 검출을 위해서 중단될 수 있거나, HIFU 파형으로 인한 변위가 이용된다. 또 다른 대안에서, HIFU는 하나의 주파수 또는 코드화에서 수행되고, 익사이트먼트(excitement)의 전송 및 상응하는 수신이 상이한 주파수 또는 코드화(coding)에서 수행되어, 전처리 조직 위치 정보하에 동시에 작업을 가능하게 한다. 인터리빙은 진행중에 HIFU 빔의 사용자 또는 시스템 정위를 가능하게 한다. 환자 또는 변환기가 위치를 이동하면, 빔이 적절한 조직을 치료하도록 변경될 수 있다. 조직에서의 사운드의 속도가 치료에 기인하여 변화되면, 빔이 적절한 조직을 치료하도록 변경될 수 있다.

[0060] 작동 44에서, 고강도 집속된 초음파 치료에 의한 조직의 변화가 측정된다. 예를 들어, 변위의 변화가 측정된다. HIFU는 조직을 덜 탄성적이게 하거나 덜 강직성하게 할 수 있다. 절제, 변성, 응고 또는 그 밖의 효과가 전단 속도 또는 그 밖의 특성을 변경시킬 수 있다. 동일하거나 공지되어 있지만 상이한 스트레스 하의 변위량이 측정될 수 있다. 변위의 양 또는 크기가 측정될 수 있다. 어떠한 측정치, 예컨대, 일정한 영역에 대한 변위의 변화에 대한 중간값 또는 평균이 이용될 수 있다. 전단, 스트레인, 탄성, 탄성계수, 속도, 또는 그 밖의 조직 특성의 변화가 측정될 수 있다.

[0061] 변화는 사용자에 의해서 또는 시스템에 의해서 측정된다. 예를 들어, 양이 측정된다. 또 다른 예로서, 사용자는 하나 이상의 영상을 기초로 한 변화를 검출한다.

[0062] 변화는 선 투과(dosing)의 피드백 제어를 위해서 이용될 수 있다. 작동 42에서, 작동 40중의 HIFU의 적용이 변화를 기초로 하여 변경되거나 중단될 수 있다. 고강도 집속된 초음파 치료의 선량(dosage)은 변화의 함수로서

변경된다. 건강한 조직에 대한 손상을 최소화하기 위해서, 충분한 치료가 수행되는 HIFU 세기 또는 기간이 감소될 수 있다. 조직에서의 변화는 치료의 충분함을 나타낸다. 비효과적인 치료를 피하기 위해서, 예상된 변화 미만에 의해서 반영되는 바에 의거한 불충분한 치료가 수행된 경우에는 HIFU 세기 또는 기간이 증가될 수 있다.

[0063] 도 2는 고강도 집속된 초음파에 대한 피드백을 제공하는 시스템(10)의 한 가지 구체예를 나타낸다. 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 그 밖의 방법을 실행한다. 시스템(10)은 전송 빔 형성기(12), 변환기(14), 수신 빔 형성기(16), 영상 프로세서(18), 디스플레이(20), 메모리(22), 및 HIFU 변환기(24)를 포함한다. 추가의 상이한 또는 더 적은 부품이 제공될 수 있다. 예를 들어, 사용자 입력부가 빔 프로파일의 수동 또는 보조된 변경(주파수, 초점 깊이, 스캔 라인 각도, 구경(aperture), 초점 위치, 및/또는 아포다이제이션(apodization)의 선택)을 위해서 제공된다. 시스템(10)은 의학적 진단 초음파 영상화 시스템이다. 대안적인 구체예에서, 시스템(10)은 동일한 위치에 있거나 실시간 또는 사후 획득 영상화를 위한 개인 컴퓨터, 워크스테이션(workstation), PACS 스테이션(station), 또는 그 밖의 장치이다.

[0064] 전송 빔 형성기(12)는 초음파 전송기, 메모리, 펄스기(pulser), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 이들의 조합이다. 전송 빔 형성기(12)는 상이하거나 상대적인 진폭, 딜레이(delay), 및/또는 페이싱(phasing)으로 다수의 채널(channel)을 위한 파형을 생성시키도록 작동 가능하다. 생성된 파에 의한 변환기(14)로부터의 음향 파의 전송시에, 하나 이상의 빔이 형성된다. 전송 빔의 시퀀스가 2 차원 또는 3 차원 영역을 스캐닝하도록 생성된다. 섹터(sector), 벡터®(Vector®), 선형 또는 그 밖의 스캔 포맷이 이용될 수 있다. 동일한 영역이 여러 번 스캐닝된다. 흐름 또는 도플러 영상화를 위해서, 및 스트레인 영상화를 위해서, 스캔 시퀀스가 이용된다. 도플러 영상화의 경우, 시퀀스는 인접 스캔 라인 스캐닝하기 전의 동일 스캔 라인을 따른다. 스트레인 영상화의 경우, 스캔 또는 프레임 인터리빙이 이용될 수 있다(즉, 다시 스캐닝하기 전에 전체 영역을 스캐닝함). 대안적인 구체예에서, 전송 빔 형성기(12)는 더욱 신속한 스캐닝을 위한 평면파 또는 발산파(diverging wave)를 생성시킨다.

[0065] HIFU 변환기(24)로 HIFU 및/또는 에뮬레이션 파형을 생성시키고 영상화 변환기(14)로 변위를 검출하기 위한 동일한 전송 빔 형성기(12)가 도시되고 있다. 대안적인 구체예에서, 변위를 영상화하고 치료를 위한 상이한 전송 빔 형성기(12)가 제공되고 있다. 예를 들어, 별도의 치료 시스템이 사용된다. 변환기(14)와 전송 빔 형성기(12)가 별도의 치료 시스템을 작동시키기 위한 변위를 영상화하기 위해서 사용된다. 또 다른 대안에서, 동일한 변환기(14)가 변위를 검출하고 치료에 적용하기 위해서 사용된다. 하나 이상의 엘리먼트(element)가 치료 및 진단 전송을 위해서 사용된다.

[0066] 고강도 집속된 초음파 변환기(24)가 고강도 집속된 초음파 치료 파형을 생성시킨다. HIFU 변환기(24)는 전기적 파형으로부터 음향 에너지를 생성시키는 어레이이다. 일차원 또는 다차원 어레이가 사용될 수 있다. 대안적으로, 기계적 포커스를 지닌 단일 엘리먼트가 사용된다. 어레이의 경우, 상대적인 딜레이가 음향 에너지를 집중시킨다. 주어진 전송 작동은 딜레이하에 실질적으로 동시에 상이한 엘리먼트에 의해서 음향 에너지의 전송에 상응한다. 전송 작동은 조직을 치료하는 초음파 에너지의 펄스를 제공한다. 대안적으로, 기계적인 포커스가 어레이를 위해서 제공된다. 어떠한 공지된 또는 이후 개발될 치료 변환기(24)가 사용될 수 있다.

[0067] 한 가지 구체예에서, HIFU 변환기(24)가 영상화 변환기(14)와는 별도이다. 영상화 변환기(14)는 HIFU 변환기(24)와는 별도로 이동 가능하다. 영상화는 치료 위치를 결정하는데 이용된다. 영상화 변환기(14)는 HIFU 변환기(24)로부터의 하나 이상의 전송에 대한 에코 신호를 수신한다. 예를 들어, 치료 파형의 에뮬레이션에 대한 신호가 수신된다. 대안적으로 또는 추가적으로, 변환기(14) 및 변환기(24) 둘 모두는 공간 등록 시스템, 예컨대, 자성 위치 센서(sensor)를 포함한다. 변환기(14) 및 변환기(24)는 함께 연결되지 않지만, 동일한 하우징(housing)에 정위될 수 있다.

[0068] 변환기(14)는 압전 또는 용량 막 엘리먼트의 1-, 1.25-, 1.5-, 1.75- 또는 2 차원 어레이이다. 변환기(14)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이의 변환을 위한 다수의 엘리먼트를 포함한다. 수신 신호가 변환기(14)의 엘리먼트에 충돌하는 초음파 에너지(에코)에 대해서 생성된다. 엘리먼트는 전송 및 수신 빔 형성기(12, 16)의 채널과 연결된다.

[0069] 수신 빔 형성기(16)는 증폭기, 딜레이, 및/또는 상 회전기, 및 하나 이상의 서머(summer)와 함께 다수의 채널을 포함한다. 각각의 채널은 하나 이상의 변환기 엘리먼트와 연결된다. 수신 빔 형성기(16)는 상대적인 딜레이, 상 및/또는 아포다이제이션을 가하여 각각의 전송에 대해서 하나 이상의 수신 빔을 형성시킨다. 수신 빔(16)은 수신 신호를 이용함으로써 공간적 위치를 나타내는 데이터를 출력한다. 상이한 엘리먼트로부터의 신호의 상대적인 딜레이 및/또는 페이징(phasing) 및 합산은 빔 형성을 제공한다. 대안적인 구체예에서, 수신 빔 형성기

(16)는 푸리에 변환(Fourier transform) 또는 그 밖의 변환을 이용함으로써 샘플을 생성시키는 프로세서이다.

[0070] 수신 빔 형성기(16)는 필터, 예컨대, 전송 주파수 밴드(band)에 상대적인 이차 하모닉(second harmonic) 또는 그 밖의 주파수 밴드에서의 정보를 분리하기 위한 필터를 포함할 수 있다. 그러한 정보는 요망되는 조직, 조영제 및/또는 흐름 정보를 포함할 수 있다. 또 다른 구체예에서, 수신 빔 형성기(16)는 메모리 또는 버퍼(buffer) 및 필터 또는 애더(adder)를 포함한다. 둘 이상의 수신 빔이 조합되어 요망되는 주파수 밴드, 예컨대, 이차 하모닉, 입방 기반 또는 그 밖의 밴드에서의 정보를 분리한다.

[0071] 수신 빔 형성기(16)는 공간 위치를 나타내는 빔 합산된 데이터를 출력한다. 단일의 위치, 라인을 따른 위치, 면적을 위한 위치, 부피를 위한 위치에 대한 데이터가 출력된다. 역학적 포커싱(focusing)이 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적을 위할 수 있다. 예를 들어, 상이한 스캔이 변위를 위한 것이 아닌 B-모드 또는 조직 데이터를 위해서 수행된다. 대안적으로, B-모드 데이터는 또한 변위를 측정하는데 사용된다.

[0072] 프로세서(18)은 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스 과 도플러 검출기, 상호 관련 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 적용 특이적 집적회로, 일반적인 프로세서, 제어 프로세서, 영상 프로세서, 필드 프로그램 가능한 게이트 어레이(field programmable gate array), 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 이들의 조합, 또는 빔 형성된 초음파 샘플로부터의 디스플레이를 위한 정보를 검출 및 프로세싱하기 위한 그 밖의 공지된 또는 후에 개발될 장치를 포함한다.

[0073] 한 가지 구체예에서, 프로세서(18)는 하나 이상의 검출기 및 별도의 프로세서를 포함한다. 별도의 프로세서는 제어 프로세서, 일반적인 프로세서, 디지털 신호 프로세서, 적용 특이적 집적회로, 필드 프로그램 가능한 게이트 어레이, 네트워크, 서버(server), 프로세서의 그룹(group), 데이터 경로, 이들의 조합 또는 변위를 측정하고 조직 성질을 계산하기 위한 그 밖의 공지된 또는 후에 개발될 장치이다. 예를 들어, 별도의 프로세서는 도 1에 도시된 작동중 하나 이상의 어떠한 조합을 수행한다.

[0074] 프로세서(18)는 빔 형성된 샘플의 함수로서 조직 변위를 산정한다. 어떠한 유형의 변위가 산정될 수 있다. 예를 들어, 프로세서(18)는 전단과 변위 정보를 검출한다. 또 다른 예에서, 프로세서(18)는 탄성계수, 또는 전단 속도 산정을 적용한다. 프로세서(18)는 수신 빔 형성기(16)로부터의 출력 데이터의 함수로서 정보를 측정한다.

[0075] 프로세서(18)는 조직 성질로부터 디스플레이(20)로 맵핑된 영상 또는 디스플레이 값은 출력한다. 예를 들어, 최대 변위, 전단 속도, 전단 탄성계수, 또는 그 밖의 값이 각각의 위치에 대해서 측정된다. 값들의 크기는 색상, 색조, 명도, 및 또는 그 밖의 디스플레이 특성을 변조한다. 조직 변위로 나타낸 빔 프로파일의 영상이 변조된 디스플레이 값으로부터 생성된다. 영상은 단독으로 나타낼 수 있거나, 다른 영상(예, B-모드 영상)과 중첩 또는 조합될 수 있다.

[0076] 도 3은 빔 프로파일의 영상을 나타낸다. 더 밝은 영역은 더 큰 변위에 상응한다. 변위 값은 HIFU 치료 파형 또는 치료 파형 그 자체의 에뮬레이션에 기인한 변위를 기초로 한다. 에뮬레이션 또는 실제 치료 파형이 HIFU 변환기(24)로부터 전송되어 빔 위치가 치료 빔에 상응하게 한다. 영상은 환자에서의 빔 프로파일 및/또는 상대적인 위치의 공간적 범위를 나타낸다.

[0077] 한 가지 구체예에서, 프로세서(18)는 제어 프로세서이다. 그러한 프로세서(18)는 HIFU 치료 파형의 사용을 조절한다. 조직 변위에서의 검출된 변화를 기초로 하여, 프로세서(18)가 계획된 종료 전에 치료를 중단하는지를 결정한다.

[0078] 변위를 측정하기 위해서, 다수의 스캔 또는 측정으로부터의 데이터가 획득되거나 저장될 수 있다. 데이터는 메모리(22) 또는 상이한 메모리에 저장된다. 하나 이상의 처리 단계로부터의 데이터, 예컨대, 고주파 데이터(radio frequency data), 채널 데이터, 빔 합산 데이터(beam sum data), 검출된 데이터, 스트레인 데이터, 전단 데이터, 탄성계수 데이터, 전단 탄성계수 데이터, 및/또는 계산된 값이 저장된다.

[0079] 프로세서(18)는 메모리(22) 또는 다른 메모리에 저장된 명령에 따라서 작동한다. 프로세서(18)는 고강도 집속된 초음파에 대한 피드백을 제공하도록 프로그램화되어 있다. 메모리(22)는 컴퓨터 판독 가능한 매체이다. 본원에 기재된 프로세스, 방법 및/또는 기술을 수행하는 명령이 컴퓨터-판독 가능한 저장 매체 또는 메모리, 예컨대, 캐시(cache), 버퍼, RAM, 외장형 매체, 하드 드라이브(hard drive), 또는 그 밖의 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체에 제공된다. 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체는 다양한 유형의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 특징 설명에서 예시되거나 본원에 기재된 작용, 작동 또는 작업은 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체상에 또는 그 내부에 저장된 하나 이상의 명령 세트에 대해서 수행된다. 작용, 작동 또는 작업은 명령 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략의 특정의 유형과는 독립적이며, 단독으로 또는 조합으로 작동하는 소프트웨어

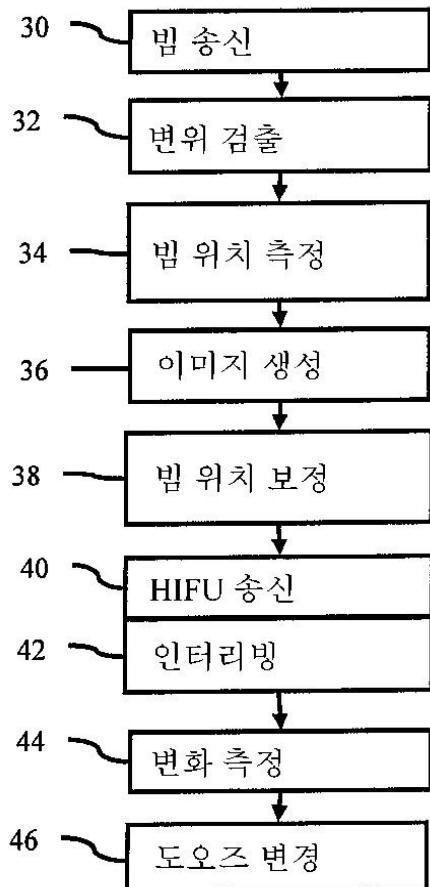
(software), 하드웨어(hardware), 집적회로, 펌웨어(firmware), 및 마이크로 코드(micro code) 등에 의해서 수행될 수 있다. 유사하게, 프로세싱 전략은 멀티프로세싱(multiprocessing), 멀티태스킹(multitasking), 동시 프로세싱(parallel processing) 등을 포함할 수 있다. 한 가지 구체예에서, 명령은 로컬(local) 또는 원격 시스템에 의해서 관리하기 위한 외장 매체 장치상에 저장된다. 그 밖의 구체예에서, 명령은 컴퓨터 네트워크(network)를 통해서 또는 전화선을 경유한 전달을 위한 원격 지역에 저장된다. 또 다른 구체예에서, 명령은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템내에 저장된다.

[0080] 디스플레이(20)는 CRT, LCD, 프로젝터(projector), 플라즈마(plasma), 또는 이차원 영상 또는 삼차원 표현을 디스플레이하기 위한 그 밖의 디스플레이이다. 디스플레이(20)은 HIFU 빔 프로파일을 나타내는 하나 이상의 영상을 디스플레이한다. HIFU와 연관된 변화의 공간적 분포가 영상으로 표시된다.

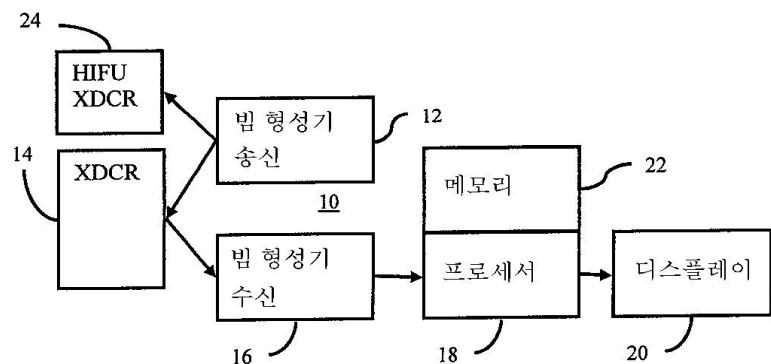
[0081] 본 발명이 다양한 구체예를 참조로 하여 상기 설명되고 있지만, 많은 변화 및 변경이 본 발명의 범위를 벗어나지 않으면서 이루어질 수 있음을 이해해야 한다. 따라서, 상기된 설명은 본 발명을 제한하고자 하는 것이 아니며 예시하고자 하는 것으로 의도되며, 본 발명의 범위는 본 발명의 사상 및 범위를 규정하고자 하는 첨부된 특허청구범위 및 모든 균등물임을 이해해야 한다.

## 도면

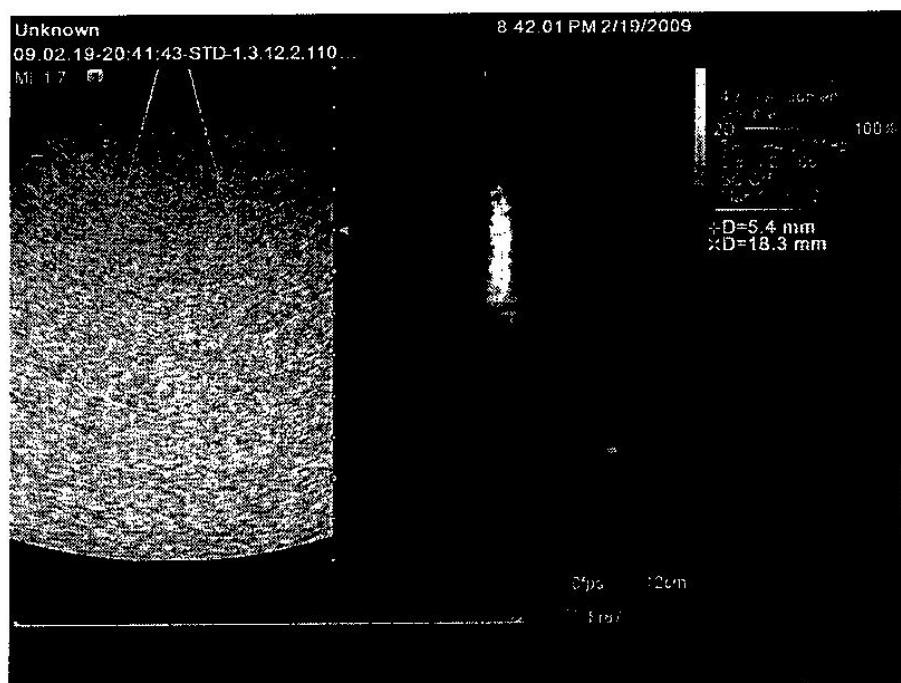
### 도면1



도면2



도면3



|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 背景技术发明领域[0006]用于高强度聚焦超声的医学超声成像中的反馈  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">KR1020160056867A</a>  | 公开(公告)日 | 2016-05-20 |
| 申请号            | KR1020160057469   | 申请日     | 2016-05-11 |
| [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<br>판리시양<br>SEKINS KEVIN<br>세킨스케빈  |         |            |
| 发明人            | 판,리시양<br>세킨스,케빈   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/08 A61B8/00 A61B90/00 A61N7/02 G01S15/89 G01S7/52                                 |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/0833 A61B8/463 A61B8/485 G01S15/899 G01S7/52074 A61B2090/378 A61N7/02 G01S7/52022 |         |            |
| 代理人(译)         | Yisiyong<br>Jeonghyeonju  |         |            |
| 优先权            | 12/435196 2009-05-04 US   |         |            |
| 其他公开文献         | KR101651830B1   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

## 摘要(译)

本发明提供用于高强度聚焦超声的位置反馈。通过使用超声成像来测量来自HIFU换能器的光束的位置。超声成像检测由HIFU换能器发射的光束引起的组织位移。从位移或位移导出的信息可用于检测和成像光束的位置。单独的转换器可用于HIFU和成像。用户利用来自超声成像组织位移的反馈来对准HIFU传输。

