



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0127736
(43) 공개일자 2011년11월25일

(51) Int. Cl.

A61N 7/00 (2006.01) A61H 23/00 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01) G01S 15/89 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-7023425

(22) 출원일자(국제출원일자) 2010년03월08일
심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2011년10월05일

(86) 국제출원번호 PCT/US2010/026565

(87) 국제공개번호 WO 2010/102302
국제공개일자 2010년09월10일

(30) 우선권주장

61/158,295 2009년03월06일 미국(US)

(71) 출원인

미라빌리스 메디카 인코포레이티드

미국 워싱톤 98011 보텔 스위트 110 노스 크릭 파크웨이 18706

(72) 발명자

에머리 찰스 디.

미국 워싱톤 98027 이사쿠아 노스웨스트 파크 레인 2161

프리넬 베리

미국 워싱톤 98053 레드몬드 237 애비뉴 노스이스트 7231

(74) 대리인

정삼영, 송봉식

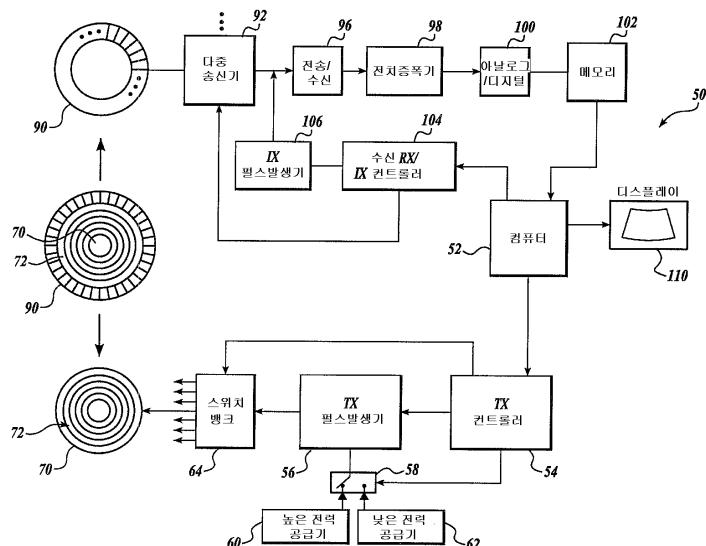
전체 청구항 수 : 총 26 항

(54) 초음파 치료 및 이미징 어플리케이터

(57) 요약

초음파 치료 시스템은 치료 초음파 트랜스듀서가 환형 이미징 트랜스듀서에 의해 둘러싸이는 어플리케이터를 포함한다. 치료 또는 이미징 트랜스듀서에 의해 발생된 조명 신호는 시야 공간에서의 조직에 순차적으로 또는 동시에 전달되어 환형 이미징 트랜스듀서의 소자들에 의해 수신되는 대응하는 반향 신호들을 만든다. 이를 반향 신호들을 프로세서로 분석하여 시야 공간에서의 조직의 이미지를 생성한다.

대 표 도



특허청구의 범위

청구항 1

신체에서 조직을 치료 및 이미징하는 시스템으로서,

신체에서 표적 치료 부피에 치료 초음파 신호를 선택적으로 전달하거나 신체 내의 시야 공간으로 조명 신호를 전달하기 위해 작동가능한 치료 트랜스듀서;

치료 트랜스듀서를 둘러싸는 수많은 수신 소자들을 포함하는 다중소자 이미징 어레이;

시야 공간으로 전달하기 위한 조명 신호를 생성하기 위해 치료 트랜스듀서에 구동 신호의 인가를 제어하도록 구성된 전송 컨트롤러;

치료 트랜스듀서에 의해 생성된 조명 신호에 노출되는 조직에 반응하여 만들어지는 다중소자 이미징 어레이의 소자들로부터 신호들을 수신하도록 구성된 수신 컨트롤러; 그리고

시야 공간에서 조직의 이미지를 생성하기 위해 수신된 신호들을 조합하도록 구성된 프로세서를 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 다중소자 이미징 어레이의 수신 소자들이 환형 어레이로 배치되고 각 수신 소자는 적어도 한 치수가 조명 신호의 광장보다 작은 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 전송 컨트롤러는 치료 트랜스듀서에 구동 신호의 인가를 제어하여 조명 신호가 치료 전력 수준에서 송신되도록 하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 전송 컨트롤러는 치료 트랜스듀서에 구동 신호의 인가를 제어하여 조명 신호가 치료 전력 수준보다 적은 전력 수준에서 송신되도록 하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 전송 컨트롤러는 치료 트랜스듀서에 구동 신호의 인가를 제어하여 치료 초음파 신호 및 치료 트랜스듀서로부터의 조명 신호가 다른 주파수를 갖도록 하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서, 다중소자 이미징 트랜스듀서는 치료 트랜스듀서를 둘러싸는 환형 고리인 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 7

제 1 항에 있어서, 이미지는 조명 신호에 의해 조명된 영역 내의 수많은 위치들의 반향 강도를 나타내는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 이미지는 조명 신호에 의해 조명된 영역 내의 수많은 위치들에서 조직의 기계적 특징을 나타내는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 치료 트랜스듀서는 시야 공간을 통해 순차적으로 조명 신호들을 향하게 하도록 제어가능한 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 10

제 1 항에 있어서, 치료 트랜스듀서는 시야 공간을 통해 동시에 조명 신호들을 향하게 하도록 제어가능한 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 11

신체에서 조직을 치료 및 이미징하기 위한 어플리케이터로서,

신체에서 조직의 표적 치료 부피에 치료 초음파 신호를 전달하도록 구성된 치료 트랜스듀서;

치료 트랜스듀서의 주변을 둘러싸는 하나 이상의 수신 소자들을 포함하는 이미징 어레이; 그리고

하나 이상의 수신 소자들보다 더 크고 환형 이미징 어레이에서의 하나 이상의 수신 소자들이 음향 반향 신호를 검출할 수 있도록 시야 공간으로 충분한 음향 전력의 조명 신호들을 공급하도록 구성되는 치료 트랜스듀서의 주변 둘레에 위치된 하나 이상의 구동 소자들을 포함하는 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 12

제 11 항에 있어서, 하나 이상의 구동 소자들 및 하나 이상의 수신 소자들은 같은 어레이에 있는 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 13

제 11 항에 있어서, 하나 이상의 구동 소자들 및 하나 이상의 수신 소자들은 별도의 어레이에 있는 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 14

제 11 항에 있어서, 하나 이상의 구동 소자들은 치료 트랜스듀서 둘레에 기계적으로 이동가능한 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 15

제 11 항에 있어서, 하나 이상의 수신 소자들은 치료 트랜스듀서 둘레에 기계적으로 이동가능한 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 16

제 11 항에 있어서, 어플리케이터는 신체에서 하나 이상의 위치에서 조직의 이미지를 생성하도록 구성되는 프로세서에 연결가능하고, 이미지는 조명 신호에 의해 조명된 영역 내에서 수많은 위치들의 반향 강도를 나타내는 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 17

제 11 항에 있어서, 어플리케이터는 신체에서 하나 이상의 위치에서 조직의 이미지를 생성하도록 구성되는 프로세서에 연결가능하고, 이미지는 조명 신호에 의해 조명된 영역 내에서 수많은 위치들에서 조직의 기계적 특징을 나타내는 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 18

제 11 항에 있어서, 하나 이상의 구동 소자에 인가된 구동 신호들은 공간적 또는 일시적 코딩을 포함하는 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 19

제 11 항에 있어서, 하나 이상의 구동 소자들은 구동 소자들의 전방 표면으로부터 이동되는 지점 공급원에서 기원하는 것으로 나타나는 조명 신호들을 생성하도록 집적되는 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 20

제 11 항에 있어서, 하나 이상의 구동 소자들은 어플리케이터가 신체 상에 놓일 때 조직 표면으로부터 이동되는 것을 특징으로 하는 어플리케이터.

청구항 21

신체에서 조직을 치료 및 이미징하기 위한 시스템으로서,
신체에서 조직의 표적 치료 부피에 치료 초음파 신호를 전달하도록 구성된 치료 트랜스듀서;
신체에서 시야 공간에 조명 신호를 전달하도록 구성되는 조명 공급원;
치료 트랜스듀서를 둘러싸는 하나 이상의 수신 소자들을 포함하는 이미징 어레이, 여기서 하나 이상의 수신 소자들은 시야 공간 내의 원통형 부피로부터 신호를 검출하도록 배향되며;
시야 공간으로 조명 신호를 전달하기 위해 조명 공급원을 제어하도록 구성된 전송 컨트롤러;
조명 신호에 노출되는 조직에 반응하여 만들어지는 다중소자 이미징 어레이의 소자들로부터 신호들을 수신하도록 구성된 수신 컨트롤러; 그리고
시야 공간에서 조직의 원통형 이미지를 생성하기 위해 수신된 신호들을 조합하도록 구성된 프로세서를 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 22

제 21 항에 있어서, 디스플레이를 더 포함하고, 프로세서는 디스플레이 상의 스트립으로서 원통형 이미지의 외부 표면의 이미지를 생성하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 23

제 21 항에 있어서, 원통형 이미지는 원추형 이미지인 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 24

제 23 항에 있어서, 디스플레이를 더 포함하고, 프로세서는 디스플레이 상의 원추형 이미지의 외부 표면의 이미지를 생성하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 25

제 21 항에 있어서, 조명 신호는 치료 트랜스듀서인 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 26

제 21 항에 있어서, 이미징 어레이는 조명 공급원으로서 사용되는 하나 이상의 더 높은 전력 구동 소자들을 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

명세서

기술 분야

[0001]

이 출원은 2009년 3월 6일에 출원된 미국 가특허출원 No. 61/158,295의 이익을 주장하며, 그것은 그 전체가 여기에 참고로 포함된다.

배경 기술

[0002]

자궁 섬유종(근종)은 근육 벽에서의 양성(良性) 종양인데, 여성에게 통상적인 건강 문제이고 자궁의 여러 영역에서 일어날 수 있다. 섬유종은 미국에서 천육백만명의 여성에게 영향을 미치고 있는 생식 연령의 여성에게서 일어나는 가장 통상적인 양성 신생물이다. 섬유종 종양을 갖는 모든 여성의 대략 25%는 심하고 불규칙한 월경 출혈, 골반 생리통, 증가된 빈뇨, 및 불임과 같은 임상적으로 상당한 증상들을 나타낸다.

[0003]

섬유종의 치료를 위한 가장 통상적인 현재의 치료 선택의 여지는 자궁의 완전한 제거를 수반하는 자궁절제술이다. 전형적으로, 미국에서 수행된 매 두번의 자궁절제술 중 하나는 섬유종 종양의 존재에 기인한다. 자궁절제술

은 가임을 유지하기 원하는 여성에게는 합리적인 선택이 아니다.

[0004] 그것의 침습성, 오랜 회복시간 및 다른 결점들에도 불구하고, 미국에서 섬유종 종양으로 진단받은 여성의 대략 50%는 자궁절제술을 한다.

[0005] 자궁근종절제술은 자궁을 원래대로 두면서 섬유종을 제거하기 위한 수술과정인데, 자궁절제술과 유사한 위험이 있지만 불임의 위험을 적게 한다. 자궁 동맥 색전술(UAE)은 선택적 허혈 손상을 통해 섬유종을 파괴하기 위한 시도이다. UAE 과정은 제한된 효험을 갖는 것으로 나타났고 잘못된 위치결정(poor localization) 때문에 다른 기관에 대해 불리한 영향을 줄 수도 있다. 호르몬 요법은 환자를 위한 또 다른 선택이다. 그러나, 약물치료(pharmacological intervention)가 고비용이고, 잠재적인 부작용이 있으며 증상의 재발을 방지하기 위해서는 계속해서 사용되어야 한다.

[0006] 더 최근의 치료 선택의 여지는 자기공명 영상유도 고집적 초음파 수술(MRI-guided focused ultrasound surgery: MRgFUS)의 사용이다. 그러나 MRgFUS는 과도한 자본비용, 리퍼럴(referral) 패턴 문제, 긴 과정 시간들을 포함하는 단점을 갖는다. 백만불이 넘는 MRI 시스템 비용과 MRI 호환 HIFU 시스템의 복잡성은 전체 자본 비용을 2만불 이상으로 증가시킨다. 과정은 3 내지 4시간일 수 있고 부인과 의사 및 병사선 전문의와 같은 여러 명의 의사들이 요구된다.

[0007] 초음파유도 HIFU (USgHIFU) 시스템은 비침습적 치료의 이점을 제안하도록 의도되고 고비용 및 제한된 접근과 같은 MRgFUS의 결점이 없다. USgHIFU는 표적에의 초음파 이미징을 사용함으로써 그렇게 하여 섬유종을 표적맞추고 치료하게 된다. 가장 통상적으로 제안된 초음파유도 HIFU 시스템은 시스템 성능을 최적화하기 위해 HIFU 구멍 내부에 별도의 이미징 트랜스듀서를 사용한다. 이 전략은 치료 구멍 내의 공간을 위한 난문제(conundrum)를 조장한다. HIFU 구멍 면적을 감소시키는 것은 치료학적으로 치료하는 능력을 감소시킬 수도 있는 한편 이미징 구멍을 감소시키는 것은 표적 조직과 주변 조직을 시각화하는 능력을 제한할 수도 있다. 한가지 예는 치료 장치의 중간에 이미징 어레이의 배치이다. 이 접근법은 치료 트랜스듀서 재료에 유용한 가능한 구멍 공간을 감소시키며 구멍 내에 중심 구멍의 존재로 인해 치료 빔 성능에 영향을 준다. 그것은 또한 어레이 수준에서 이미징 및 치료 구멍을 물리적으로 결합시킨다.

[0008] 또 다른 제안된 해결책은 이미징과 공급치료를 둘다 할 수 있는 소자들을 갖는 트랜스듀서를 설계하는 것이다. 이를 이중 모드 초음파 어레이(DMUs)는 이미징과 치료 요건 간의 상충관계 때문에 제한된 능력을 갖는다. 예를 들면, 이미징은 넓은 대역폭의 높은 주파수 작동을 요하는 한편 HIFU 요법은 좁은 대역의 낮은 주파수 작동을 갖는 높은 평균 전력을 요한다.

[0009] 이를 문제가 주어진다면, 조직을 이미징하기 위해 환자에게 치료 신호를 전달하고 초음파 신호를 수신할 수 있는 조합 어플리케이터를 갖는 초음파 치료 시스템에 대한 필요가 있다. 이미징 소자는 최소한의 공간을 차지해야 하며 치료 소자들이 치료 신호를 전달하는 능력에 영향을 미치지 않아야 한다. 게다가, 트랜스듀서는 표적 및 주변 조직의 쉽고 신속한 해석 및 추적을 위해 부피 이미지와 C-평면(트랜스듀서 면과 평행한 이미징 평면)을 만들 수 있어야 하고, 치료 빔 경로에서 장애물(예를 들면 뼈, 창자, 공기)을 검출할 수 있어야 하고, 치료 전, 치료 동안 및 치료 후에 치료 빔 분포를 산정하고 표적을 평가할 수 있어야 한다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0010] 개요

[0011] 이 개요 부분은 상세한 설명에서 이하에 더 기술되는 개념들의 선택을 단순화된 형태로 도입하기 위한 것이다. 이 개요는 특허청구된 주제의 주요 특징들을 확인하는 것을 의도하지 않으며 특허청구된 주제의 범위를 결정하는데 보조로 사용되는 것을 의도하지도 않는다.

[0012] 상기 논의된 문제 및 다른 문제들을 해결하기 위해, 여기 개시된 기술은 치료를 전달하고 반향 신호를 검출하는 것을 둘다 할 수 있는 어플리케이터를 갖는 초음파 치료 시스템이다. 어플리케이터는 치료할 조직 부피를 포함하는 시야 공간으로 조명 신호를 전송하도록 선택적으로 이동되고 확장될 수 있는 기계적으로 또는 전자적으로 조절가능한 초점 및 조정 방향을 갖는 치료 트랜스듀서를 포함한다. 이미징 트랜스듀서는 치료 트랜스듀서의 외부 부분을 둘러싼다. 한 구체예에서, 치료 트랜스듀서는 시야 공간으로 전달되는 조명 신호를 제공하여 대응하는 음향 반향 신호를 생성한다. 이미징 트랜스듀서는 음향 반향 신호를 수신하고 대응하는 전자 반향 신호를 생

성하는 수많은 소자들을 갖는다. 프로세서는 전자 반향 신호들을 선택적으로 조합하여 시야 공간에서 조직의 이미지를 생성하도록 프로그래밍되어 있다.

[0013] 한 구체예에서, 이미징 트랜스듀서는, 각각 적어도 한 치수가 치료 트랜스듀서에 의해 생성된 조명 신호의 파장 보다 작은 수많은 수신 소자들의 환형 고리를 포함한다.

[0014] 더욱 또 다른 구체예에서, 어플리케이터는 치료 트랜스듀서에 의해 고주파 발사된 조직 주변의 원통형 부피에서의 음향 반향 신호를 포획하도록 배향되는 트랜스듀서 소자의 제 2의 환형 이미징 어레이를 포함한다.

[0015] 더욱 또 다른 구체예에서, 이미징 트랜스듀서는 조직에 전달되는 조명 신호를 생성하는 하나 이상의 더 높은 전력 전송 소자를 포함할 수도 있다. 전송 소자는 고정 위치에 있을 수도 있고 또는 수신 소자들 둘레로 회전가능 할 수도 있다.

[0016] 더욱 또 다른 구체예에서, 치료 트랜스듀서는 탄성 또는 전단파 이미징을 위한 푸시 신호를 생성하기 위해 사용될 수도 있다.

[0017] 더욱 또 다른 구체예에서, 어플리케이터는 두개 이상의 환형 이미징 어레이를 포함하며, 여기서 환형 이미징 어레이 중 하나의 전송 소자들은 측면으로 이동되거나 기계적으로 또는 전기적으로 집적되어 피부 표면으로부터 이동되는 초음파 신호들의 단일 가상 음원(virtual source)을 제공한다.

도면의 간단한 설명

[0018] 본 발명의 상기한 양태들과 많은 수반 이점들은 첨부 도면과 관련한 이하의 상세한 설명을 참고하여 더 잘 이해됨에 따라 더 쉽게 인식될 것이다.

도 1은 개시된 기술의 구체예에 따르는 초음파 이미징 및 치료 시스템의 블록 다이어그램이다.

도 2a는 개시된 기술의 구체예에 따라 치료 트랜스듀서 및 주변 이미징 어레이를 갖는 어플리케이터를 예시한다.

도 2b는 개시된 기술의 한 구체예에 따라 어떻게 환형 이미징 어레이에 대한 수신 소자들로부터의 신호들을 조합하여 이미징할 표적 부피에서의 한 지점에 대한 값을 계산하는지를 예시한다.

도 2c는 개시된 기술의 구체예에 따라 치료 트랜스듀서 및 두개의 환형 이미징 어레이를 갖는 어플리케이터를 예시한다.

도 2d는 개시된 기술의 구체예에 따라 치료 트랜스듀서 및 하나 이상의 높은 전력 소자들을 포함하는 환형 이미징 어레이를 갖는 어플리케이터를 예시한다.

도 3a는 환형 이미징 어레이 및 치료 트랜스듀서로부터의 조명 신호에 의해 이미징된 시야 공간을 예시한다.

도 3b는 환형 어레이에 의해 만들어진 조명 신호 및 제 2 환형 이미징 어레이에 의해 포획된 원통형 이미지를 예시한다.

도 3c는 치료 트랜스듀서로부터 생성된 조명 신호 및 치료 트랜스듀서의 초점 부위(focal zone)의 외부에 집적 하도록 배향되는(oriented) 수신 소자들을 갖는 환형 이미징 어레이에 의해 포획된 원추형 이미지를 예시한다.

도 4a 및 도 4b는 개시된 기술의 또 다른 구체예에 따라 환형 어레이로부터 조직에 전달될 수 있는 조명 신호의 수준을 증가시키는 대안의 기술을 예시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0019] 위에서 지적한 바와 같이, 여기서 개시된 기술은 환자에 치료 에너지를 전달하는 것과 신체에서의 조직을 이미징하는 초음파 신호들을 수신하는 것을 둘다 하는 조합 어플리케이터를 갖는 초음파 치료 시스템에 관련된다. 이하 기술된 구체예에서, 전달된 치료는 고 강도 집적된 초음파 또는 HIFU이다. 그러나 개시된 기술은 또한 조직을 치료하기 위한 비집적된 초음파 에너지를 사용할 수 있다는 것을 인식할 것이다.

[0020] 개시된 기술에 따르는 시스템의 한 구체예를 도 1에 나타낸다. 나타낸 바와 같이, 시스템(50)은 이하에 기술된 기능과 방법을 실행하기 위해 프로그램 지시사항의 순서를 실행하도록 구성되는 하나 이상의 프로세서를 갖는 컴퓨터 시스템(52)을 포함한다.

[0021] 지시사항은 하드 드라이브, CD-ROM, DVD, 플래시 드라이브, 휴발성 또는 비휘발성 메모리 또는 집적 회로 등과

같은 비일시적 컴퓨터 판독 매체에 저장된다.

[0022] 컴퓨터 시스템은 키보드, 마우스, 스타일러스 팬, 터치 스크린 등과 같은 입력 메카니즘을 통해 의사와 상호작용하여 의사가 치료할 조직의 부피를 지시할 수 있도록 한다. 컴퓨터 시스템(52)은 의사가 치료하고 싶은 조직의 원하는 치료 부피의 좌표를 전송 컨트롤러(54)에 제공한다. 전송 컨트롤러(54)는 원하는 표적에 치료 에너지를 향하게 하기 위해 치료 트랜스듀서로 전송되어야 하는 하나 이상의 구동 신호의 시기, 진폭 및 위상과 같은 파라미터를 결정하도록 작동하는 전자장치이다. 전송 컨트롤러는 또한 치료 트랜스듀서의 초점을 전자적으로 또는 기계적으로 이동하기 위한 명령을 생성하도록 작동할 수도 있다. 전송 컨트롤러는 또한 이미징 및/또는 표적맞춤을 위해 조직을 조명하기 위해 치료 트랜스듀서를 구성할 수도 있다. 이것은 치료 트랜스듀서에 올바른 위상 및 진폭을 인가함으로써 달성된다. 전송 컨트롤러(54)의 자세한 것은 당업자에게 공지인 것으로 생각되며 따라서 더 논의하지 않는다.

[0023] 전송 컨트롤러(54)의 출력은 전송 펄스발생기(56)에 공급되는데 이것은 전송 컨트롤러(54)로부터의 신호에 반응하여 초음파 구동 신호를 생성한다. 한 구체예에서, 전송 펄스발생기(56)는 스위치(58)를 통하여 높은 전력 공급기(60)나 아니면 낮은 전력 공급기(62)에 연결된다. 한 구체예에서, 스위치(58)는 전송 컨트롤러(54)로부터의 신호로 제어된다. 전력 공급기(60 및 62)는 치료 트랜스듀서에 의해 생성될 신호가, 조직을 적극적으로 치료할 때, 또는 치료 전력을 조절하거나 치료 시간을 제어하기 위해 수신된 반향 신호의 고주파 함유기(harmonic content)를 모니터할 때, 또는 탄성 이미징을 위해 사용할 때 사용될 수 있는 것과 같은 높은 전력 치료 신호인지에 따라 선택된다. 높은 전력 또는 낮은 전력 신호는 이미징 또는 다른 용도를 위한 조명 신호를 만들도록 선택될 수 있다. 만일 전력 공급기가 그것의 전력 출력을 충분히 신속하게 변화시킬 수 있고 충분한 동적 범위를 갖는다면, 단일의 높은/낮은 전력 공급기가 사용될 수 있다. 전송 펄스발생기(56)는 구동 신호를 스위치 뱅크(64)에 제공하는데 이것은 치료 트랜스듀서(70)의 하나 이상의 소자들에 구동 신호를 향하게 한다.

[0024] 치료 트랜스듀서(70)는 바람직하게는 생성된 조명 신호가 시야 공간에 걸쳐 향하게 되도록 기계적으로 또는 전자적으로 제어될 수 있는 고정 또는 가변 초점 트랜스듀서이다. 고정 초점 트랜스듀서는 서버 모터 등에 의해 기계적으로 이동될 수 있어 트랜스듀서의 초점 부위가 이동됨에 따라 시야 공간에서의 조직이 조명되도록 할 수 있다. 만일 전자적으로 제어가능한 트랜스듀서가 사용되면, 트랜스듀서의 초점 부위는 전자적으로 이동되어 시야 공간에서의 조직을 순차적으로 조명하거나 또는 초점 부위는 전송된 신호를 넓히기 위해 초점을 흐리게 하여 시야 공간에서의 조직의 일부 또는 모두가 동시에 조명되도록 할 수 있다. 전자적으로 제어가능한 치료 트랜스듀서의 한가지 예는 환형 및/또는 부채꼴 초음파 트랜스듀서인데 이것은 고강도 집적된 초음파 (HIFU) 또는 비집적 초음파 펄스를 환자의 조직에 선택적으로 전달하도록 제어가능하다. 만일 치료 트랜스듀서(70)의 초점이 전자적으로 제어가능하다면, 스위치 뱅크(64)의 구성은 전송 컨트롤러(54)에 의해 제어되어, 원함에 따라 치료 트랜스듀서에 의해 생성된 신호의 초점 또는 조명 영역을 조절하기 위해 필요에 따라 트랜스듀서의 소자의 모두 또는 서브세트에 구동 신호가 인가되도록 한다. 치료 트랜스듀서(70)의 설계 및 구성 뿐만 아니라 전송 펄스발생기(56) 및 스위치 뱅크(64)의 자세한 것은 초음파 분야의 당업자들에게 공지되어 있다.

[0025] 치료할 표적 조직 부피(예를 들면, 섬유종 종양)와 치료 트랜스듀서와 표적 조직 부피 사이의 조직을 포함하는 주변 조직을 포함하는 시야 공간 내의 조직의 이미지를 생성하기 위해, 어플리케이터는 치료 트랜스듀서(70) 둘레에 원주상으로 위치되는 환형 이미징 어레이(90)를 포함한다. 환형 이미징 어레이(90)는 치료 트랜스듀서(70)와 기계적으로 및 전기적으로 독립적일 수 있도록 모듈에 의한다. 환형 이미징 어레이(90)는 치료 트랜스듀서의 외부 상에 있기 때문에, 수신 소자에 전기적 연결을 만들기가 쉽다. 게다가, 어플리케이터의 수신 소자 및 전송 소자는 개별적으로 제어될 수 있다. 나타낸 구체예에서, 환형 이미징 어레이(90)는 수많은 부채꼴 압전 수신 소자를 포함하는데 각 소자는 조명된 시야 공간으로부터 산란된 에너지의 신호들을 수신하기 위해 적당한 방향성 또는 수광각(acceptance angle)을 갖는다(예를 들면 적어도 한 치수는 치료 트랜스듀서(70)에 의해 생성된 신호들의 광장보다 더 작거나 시야 공간으로부터 산란된 에너지를 수신하기 위해 기계적으로 형태화되거나 렌즈로 만든다). 한 구체예에서, 환형 이미징 어레이(90)는 치료 트랜스듀서(70)의 원주 둘레에 위치되는 512개의 수신 소자들을 포함한다.

[0026] 환형 이미징 어레이의 압전 소자들은 일반적으로 너무 작아서 시야 공간에서의 조직의 이미지를 생성할 수 있을 정도로 충분한 신호 대 잡음 비를 갖는 반향 신호를 생성할 충분한 음향 전력을 생성하지 못한다. 그러므로 치료 트랜스듀서의 초점은 시야 공간으로 순차적으로 또는 동시에 전송되는 조명 신호를 생성하도록 조절된다. 만일 조직을 이미징 후 치료한다면, 치료 트랜스듀서의 초점은 원하는 치료 부피를 치료하기 위해 생성된 초음파 신호를 집중시키도록 조절된다.

- [0027] 이 구체예에서, 환형 이미징 어레이(90)의 소자들은 치료 트랜스듀서(70)에 의해 조직으로 조명 신호의 전달에 의해 만들어지는 음향 반향 신호를 검출하는 것에 반응하여 전자 신호를 생성한다. 수신 전자장치에서의 채널의 수보다 환형 이미징 어레이에서 더 많은 수신 소자들이 있을 수 있기 때문에, 환형 이미징 어레이로부터의 신호들은 그룹으로 처리될 수도 있다. 나타낸 구체예에서, 환형 이미징 어레이(90)의 수신 소자들로부터의 신호들을 선택하기 위해 수많은 다중송신기(92)가 제공된다. 한 구체예에서, 각 다중송신기(92)는 8개의 입력 라인 중 하나를 선택하는데 이들의 각각은 환형 이미징 어레이에서 한 수신 소자에 연결되어 있다. 나타낸 예시 구체예에서, 만일 환형 이미징 어레이에서 512개의 수신 소자들이 있고 각 다중송신기가 8개의 수신 소자들 중 하나를 선택한다면, 모든 신호를 수신하기 위해 512/8 또는 64개의 다중송신기가 요구된다. 다중송신기(92)가 전환될 수 있는 속력에 의존하여, 환형 이미징 어레이에서 수신 소자들의 각각으로부터 신호들을 얻기 위해 하나 이상의 조명 신호 또는 신호들이 요구될 수도 있다.
- [0028] 다중송신기(92)의 출력은 전송/수신 스위치(96)을 통해 다중채널 전치증폭기(98)로 공급되는데 이것은 환형 이미징 어레이로부터 수신된 신호의 수준을 부스트하고 추가의 신호 컨디셔닝을 수행할 수도 있다. 전치증폭기(98)의 출력은 아날로그-디지털 변환기(100)로 이송되는데 이것은 아날로그 전자 반향 신호를 메모리(102)에서의 저장을 위한 대응하는 디지털 형태로 변환시킨다. 메모리(102)는 컴퓨터 시스템(52)의 일부일 수도 있는데, 디지털화된 수신 신호에 대해 빔형성 공정을 실행하여 조직에서의 영역에 대한 수신된 신호의 진폭, 전력 및/또는 위상 중 한가지 이상을 결정하는 컴퓨터 시스템(52) 또는 다른 특수 목적 디지털 신호 프로세서에 의해 판독 가능하다. 빔형성된 신호들을 사용하여, 조명 신호들이 전달되는 시야 공간 내의 조직의 이미지를 디스플레이(110) 상에 생성할 수 있다. 대안으로는, 이미지를 컴퓨터 판독가능 매체(하드 드라이브, DVD, 비디오테이프 등)에 저장하거나, 유선 또는 무선 통신 링크를 통해 원격 컴퓨터에 전송할 수 있다.
- [0029] 시야 공간 내의 조직을 이미징하기 위해, 치료 트랜스듀서(70)는 시야 공간 내의 조직과 상호작용하는 하나 이상의 조명 신호들을 생성하여 환형 이미징 어레이의 수신 소자에 의해 검출되는 반향 신호를 만든다. TX 컨트롤러는 구동 신호들이 치료 트랜스듀서(70)의 원하는 소자들에 인가되도록 스위치 뱅크(64)를 구성하여 시야 공간 내의 조직을 순차적으로 또는 동시에 조명한다. TX 컨트롤러(54)는 스위치(58)를 통하여 적당한 전력 공급기를 선택한다. 구동 신호의 진폭 및 시기는 이미징할 시야 공간의 크기 및/또는 위치에 의존하여 TX 컨트롤러(54)에 의해 결정되고 TX 컨트롤러는 TX 펄스발생기(56)에 신호하여 치료 트랜스듀서의 원하는 소자들에 구동 신호를 전달하도록 한다.
- [0030] 조명 신호들을 시야 공간으로 전송하기에 앞서, 컴퓨터 시스템(52)은 수신 전자장치를 구성하여 시야 공간 내의 조직으로부터 반향 신호들을 검출하도록 한다. 수신 컨트롤러(104)(이하에 기술됨)는 환형 이미징 어레이의 어느 소자들이 수신 전자장치에 연결될 지에 따라 다중송신기(92)의 위치를 설정한다. 조명 신호의 전송 및 다중송신기(92) 및 수신 전자장치의 구성이 따라서 조화된다.
- [0031] 조명 신호를 발생시키기 위해 치료 트랜스듀서(70)를 사용함으로써, 충분한 신호 전력이 인가되어 환형 이미징 어레이의 수신 소자들로 하여금 조직의 이미지를 생성할 수 있는 반향 신호를 생성하도록 허용한다.
- [0032] 이하에 기술된 일부 구체예에서, 환형 이미징 어레이의 선택된 소자들은 또한 시야 공간으로 조명 신호를 전송하기 위해 사용될 수 있다. 이 경우에, 시스템은 수신/전송 컨트롤러(104) 및 수많은 전송 펄스발생기(106)를 포함한다. 신호의 전송을 제어하기 위해 수신 컨트롤러가 사용될 때 이미징 어레이(I)의 소자들이 조직에 조명 신호를 전달하기 위해 사용된다는 사실을 언급하는 "IX 컨트롤러"로 언급될 수 있다. 환형 이미징 어레이의 소자들이 신호를 수신하는데 사용될 때, 수신 컨트롤러(104)는 올바른 수신 소자들이 전치증폭기(98) 및 A/D 변환기(100)에 연결되도록 다중송신기(92)의 위치를 설정한다. 만일 이미징 어레이의 소자들 중 하나 이상이 조명 신호를 생성하면, 전송 컨트롤러(104)는 전송 펄스발생기(106)에 의해 생성되고 컴퓨터 시스템(52)의 지시 하에 환형 이미징 어레이의 소자들에 전달될 구동 신호들을 위한 파라미터들을 공급한다.
- [0033] 한 구체예에서, 표적 부피를 치료하기 위해 사용된 치료 펄스의 전력은 치료 펄스로부터 만들어지는 반향에서의 배음(harmonics)의 함수로서 조절된다. 그러므로 환형 이미징 어레이에서 수신 소자들의 설계(예를 들면 크기, 음향 재료 등)는 그것들이 배음의 예상된 진동수에 민감하도록 선택되어야 한다. 치료 트랜스듀서는 또한 수신 신호들의 성능을 더 잘 매칭하기 위해 치료 신호들에 대해 사용된 주파수보다 다른 주파수에서 있도록 여기될 수도 있다. 만일 환형 이미징 어레이에서 수신 소자들의 크기가 작으면, 환형 이미징 어레이의 초점 부위는 치료 트랜스듀서에 의해 생성된 조명 신호들이 전송되는 조직의 부피를 통해 전자적으로 이동될 수 있다.
- [0034] 도 2a, 2c 및 2d는 개시된 기술에 따르는 이미징 및 치료 트랜스듀서를 포함하는 어플리케이터의 다른 구체예들을 예시한다. 도 2a에서, 어플리케이터(120)는 수신 소자들(124)의 환형 이미징 어레이에 의해 둘러싸인 중심에

위치된 치료 트랜스듀서(122)를 갖는다. 한 구체예에서, 치료 트랜스듀서(122)는 트랜스듀서의 초점을 조절하기 위해 사용되는 수많은 환형 고리를 갖는다. 환형 고리를 갖는 치료 트랜스듀서를 예시하지만, 부채꼴 치료 트랜스듀서와 같은 다른 구성들이 또한 사용될 수 있음이 인정될 것이다. 한 구체예에서, 치료 트랜스듀서 및 환형 이미징 어레이의 수신 소자들은 같은 주파수 범위에서 작동하도록 설계된다. 다른 구체예에서, 환형 이미징 어레이에서의 소자들(124)의 각각의 크기는 조직을 조명하기 위해 치료 트랜스듀서(122)에 의해 생성된 신호들의 파장보다 더 작아서 수신 소자들이 치료 트랜스듀서로부터 생성된 신호들의 배음에 민감하도록 한다.

[0035] 조직의 부피를 이미징할 때, 환형 이미징 어레이로부터의 신호들은 인접 그룹들에서 처리될 수 있다. 예를 들면, 만일 512개의 소자들이 존재하고 한번에 64개의 소자들의 그룹으로 처리된다면, 소자들 1-64는 하나의 조명 펄스 또는 펄스들에 반응하여 처리되고 이어서 소자들 65-128이 처리되는 등으로 할 수 있다.

[0036] 도 2b는 환형 이미징 어레이의 수신 소자들에 의해 검출된 반향 신호들을 사용하여 조직 부피, V의 이미지를 생성하는 개시된 기술의 한 구체예에 따르는 기술을 예시한다. 수신 전자장치는 환형 이미징 어레이의 수신 소자들의 각각으로부터 디지털화된 반향 신호들 $x_1(t)$, $x_2(t)$, $x_3(t)$... $X_{512}(t)$ 을 검출하기 위해 작동한다. 신호들은 아포다이즈 상수(apodization constant)로 가중되고 전송원의 다양성, 수신 소자의 수광각, 전송원과 수신 소자 간의 구멍에서의 거리, 전송원과 부피에서의 의문부 간의 거리 및 다음으로 부피에서의 의문부로부터 수신 소자 간의 거리에 의존하는 컴퓨터 시스템 또는 다른 프로그래밍된 프로세서에 의해 지연된다. 각 수신 소자들로부터 가중되고 지연된 신호들을 합계내어 부피에서의 지점들에 대한 진폭, 전력 또는 다른 신호 특성을 계산한다. 다중 송신원을 사용하여 합성 구멍 이미지를 만들거나 및/또는 이미지 화합을 할 수도 있다. 부피에서의 다음 지점을 선택하고 공정은 부피에서의 모든 지점들에 대해 반복한다.

[0037] 어떤 상황에서는, 치료 트랜스듀서에 의해 생성된 치료 신호들에 의해 고주파 발사될 영역을 포함하는 조직의 원통을 이미징하는 것이 유리할 수도 있다. 예를 들면, 조직의 원통이 이미징되고 가스, 창자, 뼈 또는 다른 원하지 않는 조직이 원통 내에 존재하지 않는다면, 고전력 HIFU 신호로 원통 내의 조직을 치료하는 것이 안전할 수도 있다. 이러한 이미징은 또한 조직 표면에 HIFU 빔의 음향 결합이 갖는 어떤 문제를 검출하는데 도움이 될 수도 있다(예를 들면 조직 표면에서 높은 반사 면적은 잘못된 결합을 가리킬 수도 있다). 도 2c에 나타낸 구체 예에서, 어플리케이터(125)는 내부 치료 트랜스듀서(126), 제 1 환형 이미징 어레이(127) 및 제 2 환형 이미징 어레이(129)를 포함한다. 치료 트랜스듀서(126) 및 제 1 환형 이미징 어레이(127)는 위에서 기술한 바와 같다.

[0038] 제 2 환형 이미징 어레이(129)는 바람직하게는 수신된 음향 반향 신호에 반응하여 전자신호들을 생성하는 수많은 압전 소자들(129a, 129b, 129c 등)을 포함한다. 제 1 및 제 2 환형 이미징 어레이의 수신 소자들은 스위치 등과 연결가능하여 이미징 어레이의 어느 하나 또는 둘다의 수신 소자들로부터의 신호들이 검출될 수 있도록 할 수 있다. 나타낸 구체예에서, 제 2 환형 이미징 어레이에서 수신 소자들(129a, 129b, 129c)의 크기는 제 1 환형 이미징 어레이의 것들보다 커서 그것들을 수신된 반향에 더 민감하게 만든다. 그러나 이러한 더 큰 소자들은 각도 신호를 검출하는 감소된 능력을 갖는다. 그러므로 제 2 환형 이미징 어레이의 수신 소자들은 수신 소자들의 바로 앞에 있는 영역에 더 민감하다. 처리할 조직의 부피의 영역을 둘러싸는 영역을 향해 제 2 환형 이미징 어레이의 수신 소자들을 배향함으로써, 원통 내의 조직의 이미지가 만들어질 수 있다. 그러나 인식되는 바와 같이, 환형 이미징 트랜스듀서(129)에서 소자의 최대 감도의 방향은 소자들의 배향을 변화시킴으로써 예를 들어서 그것들을 표현형식 등에 장착시킴으로써 변동될 수 있다. 도 2c에 나타낸 구체예에서, 제 2 환형 이미징 어레이(129)는 치료 트랜스듀서로 치료할 조직을 둘러싸는 원통의 이미지를 생성하도록 구성된다. 조명 신호는 치료 트랜스듀서(126)에 의해서 아니면 제 1 또는 제 2 환형 이미징 어레이의 소자들에 의해 생성될 수 있다. 원통형 이미지를 생성하기 위해, 만일 조명 신호들이 환형 고리로부터 집적된 소자들의 그룹에 의해 생성되면 수신 소자들의 중첩 부분들은 소자들 1-64, 이어서 소자들 2-65, 3-66, 4-67 등과 같이 순차적으로 처리된다.

[0039] 어떤 경우에는, 제 1 또는 제 2 환형 이미징 어레이에서의 소자들의 크기는 너무 작아서 양호한 신호 대 잡음 비를 갖는 반향을 생성하기에 충분한 신호 전력을 발생시키지 못할 수도 있다. 그러므로 하나 이상의 "피스톤" 소자들이 환형 이미징 어레이에 포함될 수 있다. 도 2d에 나타낸 구체예에서, 어플리케이터(130)는 중심 치료 트랜스듀서(132)와, 수많은 더 작은 수신 소자들을 포함하는 제 1 환형 이미징 어레이(134)를 포함한다. 게다가, 환형 이미징 어레이(134)는 수많은 더 높은 전력 전송 피스톤 소자들(136a-136d)을 포함한다. 피스톤 소자들(136)은, 더 높은 전력 조명 신호를 조직에 전송하여 이미징 어레이의 나머지 소자들이 아래 놓인 조직의 이미지들을 생성할 수 있도록 충분한 신호 대 잡음 비를 갖는 전자 반향 신호를 생성할 수 있도록 설계된다.

[0040] 한 구체예에서, 전송 피스톤 소자들(136a-136d)은 수신 소자들보다 더 커서 그것들이 전송하는 음향 전력이 수

신 소자들로부터 전송될 수 있는 것보다 더 크도록 한다. 전송 소자들은 수신 소자들과 같은 어레이로 포함될 수도 있고 또는 수신 소자들이 위치되는 어레이의 원주 둘레에 위치되는 제 2 환형 어레이와 같은 별도의 어레이로 포함될 수도 있다. 또 다른 구체예에서, 하나 이상의 전송 소자들(136)은 방사 메카니즘 상의 수신 소자들의 어레이 둘레에 기계적으로 이동가능하여 단일 전송 소자가 시야 공간을 조명할 수 있도록 한다. 대안으로 두 개 이상의 전송 소자들이 시야 공간을 조명하는 수신 어레이의 원주 둘레에 앞뒤로 전송 소자들을 이동하는 메카니즘에 장착될 수 있다. 환형 이미징 어레이를 치료 트랜스듀서 둘레로 회전가능한 하나 이상의 수신 소자들로서 구성하는 것도 또한 가능하다. 수신 소자들 및 전송 소자들은 개별적으로 제어될 수 있고 비동기적으로 이동될 수도 있다.

[0041] 신호 대 잡음 비를 더욱 증가시키기 위해, 전송 소자들(136)은 조명 신호의 일시적인 또는 공간적인 코딩을 사용할 수도 있다.

[0042] 도 3a는 치료 트랜스듀서에 의해 생성되는 조명 신호(200)를 예시한다. 조명 신호(200)는 더 낮은 전력이나 아니면 치료 전력에서 생성될 수 있다. 치료 트랜스듀서의 초점은 시야 공간 내의 조직이 순차적으로 또는 동시에 조명되도록 조절된다. 치료 트랜스듀서를 둘러싸는 환형 이미징 어레이는 조명 신호(들)에 반응하여 만들어진 반향 신호들을 수신하고 시야 공간에서 조직 부피(202)의 이미지를 생성하기 위해 사용되는 대응하는 전자 반향 신호를 생성한다. 만일 시야 공간 내의 조직이 치료되어야 하면, 치료 트랜스듀서의 초점은 조직을 치료하기 위해 원하는 치료 부피의 일부에 초음파 신호들을 집중하도록 변화된다.

[0043] 도 3b에 나타낸 실시예에서, 환형 이미징 어레이는 치료 신호가 전달될 조직을 둘러싸는 부피의 원통형 이미지(210)를 생성하기 위해 사용된다. 조직의 원통형 이미지의 외표면은 원통형 이미지를 가상 선(214)을 따라 절단하고 2차원 스크린 상에 디스플레이를 위해 원통형 이미지의 주변을 "언롤링(unrolling)"함으로써 만들어진 스트립(212)으로서 2차원 디스플레이 상에 디스플레이될 수 있다. 만일 가스, 창자 조직, 뼈 또는 다른 원하지 않는 조직이 원통형 이미지 내에 보이지 않게 되면, 아마도 창자 또는 가스가 치료 범위에 있지 않은 것이다. 원통형 이미지를 생성하기 위해 사용된 조명 신호(200)는 치료 트랜스듀서에 의해 생성될 수 있거나 또는 환형 이미징 어레이의 선택된 소자들에 의해 생성될 수 있다. 위에서 지적한 바와 같이, 더 높은 전력 퍼스톤 소자들이 환형 이미징 어레이에 포함되고 대응하는 반향 신호의 신호 대 잡음 비를 증가시키기 위해 사용할 수도 있다.

[0044] 도 3c는 환형 이미징 어레이의 수신 소자들을, 그것들이 치료 신호들이 전달될 부피의 외부를 보도록 배향시킴으로써 생성될 수 있는 원추형 이미지(220)의 예를 나타낸다. 원추형 이미지(220)는 도 3b에 나타낸 원통형 이미지와 유사하나 이미지에 포함된 조직의 기부 및 원위 직경이 다르다. 그러므로, 여기서 사용된 바와 같이, 원추형 이미지는 특수 형태의 원통형 이미지인 것으로 생각된다. 원추형 이미지의 외부 표면은 원추형 이미지를 가상 선(222)을 따라 절단하고 2차원 스크린 상에 디스플레이를 위해 원추의 주변을 "언롤링"함으로써 디스플레이될 수 있다. 일부 구체예에서, 원추형 이미지는 치료 범위를 통과하는 것으로 예상되는 외부 경계를 포함한다.

[0045] 개시된 기술의 또 다른 구체예에서, 환형 이미징 어레이는 조직의 탄성 또는 다른 기계적인 특징을 검출하기 위해 사용될 수 있다. 이 방식으로 사용될 때, 조명 펄스는 치료 또는 이미징 트랜스듀서에 의해 조직에 전달되고 대응하는 반향 신호들이 검출된다. 다음에 더 높은 전력 "푸시(push)" 펄스는 치료 트랜스듀서 또는 환형 이미징 어레이에 의해 조직에 전달된다. 푸시 펄스의 전달에 이어서, 또 다른 더 낮은 전력 조명 펄스가 치료 트랜스듀서 또는 환형 이미징 어레이에 의해 전달되고 대응하는 반향 신호들이 검출된다. 다음에 푸시 펄스 전에 검출된 반향 신호들을 비교한다. 신호들의 차이(전형적으로 위상 이동으로서 측정됨)는 따라서 푸시 펄스의 결과 조직 부피 내의 어떤 주어진 지점의 상대적 모션의 척도이다. 이 상대적 모션은 조직 변형, 탄성 또는 강성, 압축력 또는 포아송 비(Poisson's ratio)와 같은 기계적 성질의 상태 또는 절대 값들을 계산하기 위해 사용된다. 표적 부피에서 조직의 이들 기계적 특징은 조직이 충분히 처리되었을 때를 결정하기 위해, 조명 공간에서 조직들 간의 탄성 또는 강성 차이를 확인하기 위해서, 또는 기지의 조직 형태로부터 행한 측정치들에 대한 비교를 기준으로 조직 형태(예를 들면 섬유종)를 확인하기 위해 사용될 수 있다. 기계적 특징은 각 위치에서 특징적인 값의 표시를 제공하도록 칼라 코딩 및 디스플레이될 수 있다.

[0046] 여기서 사용된 바와 같이, 조직의 "이미지"는 따라서 조직에서의 각 지점이 그것의 반향 강도 또는 전력에 의해 표시되는 B-모드 이미지와 같은 조직의 종래의 이미지를 포함하는 것을 의도한다. 용어 이미지는 또한 이미지에서의 각 지점이 기계적인 특징을 인코딩하거나 나타내는 표시를 포함한다. 이미지는 사람이 지각할 수도 있고 지각하지 못할 수도 있다. 예를 들면, 이미지는 사용자를 위해 스크린 상에 디스플레이하지 않고 치료를 제어하는 컴퓨터 시스템에 의해 사용되는 메모리에 저장된 데이터의 어레이를 나타낼 수도 있다. 조명 신호는 따라서

모든 이들 형태의 이미지를 만들기 위해 사용될 수 있다. 게다가 치료 트랜스듀서로부터의 높은 전력에서의 조명 신호가 조직을 치료하기 위해 사용될 수 있다.

[0047] 도 4a는 전송 감도를 개선함으로써, 수신된 신호 대 잡음 비를 증가시키는 개시된 기술의 더욱 또 다른 구체예를 예시한다. 이 구체예에서, 이미징 어레이는 피부 표면으로부터 거리, d를 이동한 수많은 소자들을 포함한다. 만일 환형 이미징 어레이의 소자가 피부 표면으로부터 멀리 이동하면, 작동되는 전력은 신호가 피부에 도달하는 시기에 의해 분산되거나 퍼지기 때문에 증가될 수 있다. 그러나 조명 신호에 노출된 면적은 또한 증가하고 이로써 더 많은 조명 전력이 시야 공간에 전달된다. 예를 들면, 피부 표면에서 허용된 최대 에너지가 제곱 센티미터 당 500 밀리와트이면, 소자는 더 높은 전력, 이른바 600 밀리와트에서 작동할 수도 있다. 피부 표면에서의 전력은 분산으로 인해 여전히 500 밀리와트이나 노출된 면적은 소자가 피부에 직접 향한다면 더 크다.

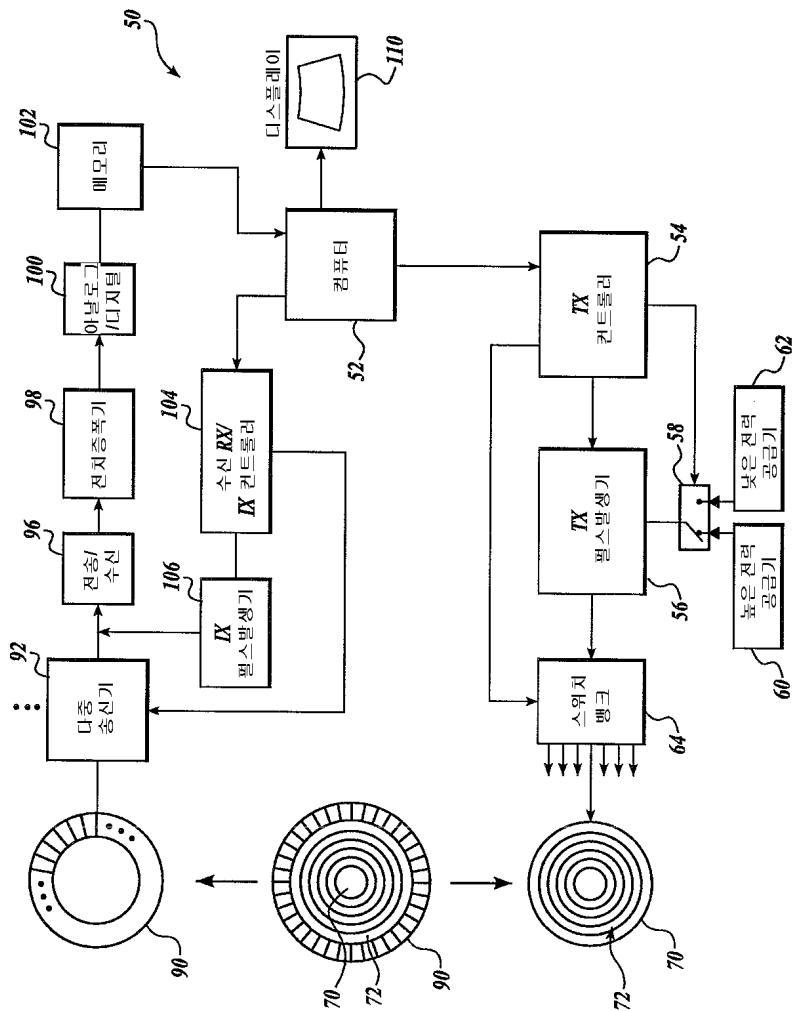
[0048] 도 4b는 소자들이 피부 표면에 향하여 위치되는 환형 이미징 어레이의 대안의 구체예를 나타낸다. 이 경우에 한 그룹의 소자들(260)은 조명 신호를 동시에 전송하도록 작동된다. 만일 몇개의 소자들이 동시에 사용된다면, 더 많은 에너지가 시야 공간 내의 조직에 인가된다. 조명 신호가 작은 단일 소자로 조직을 고르게 조명하도록 하기 위해서, 에너지는 단일 지점 공급원으로부터 오는 것처럼 나타나야 한다. 그러므로 한 그룹의 소자들(260)은 신호들이 그룹 뒤에 있는 단일 지점 공급원(262)으로부터 오거나 또는 조합 소자들의 앞에 있는 단일 지점 공급원(264)으로부터 오는 것으로 나타나도록 기계적으로(예를 들면, 형태화되거나 또는 렌즈로 됨) 또는 전기적으로 집적시킨다.

[0049] 충분히 합성 구멍 이미지를 생성하기 위해(예를 들면 전송 및 수신), 조명 신호들은 환형 이미징 어레이(예를 들면 외부 환형 이미징 어레이)들 중 하나의 각 소자에서 생성되고 반향 신호들은 환형 이미징 어레이 중 다른 것의 각 소자로부터 검출된다. 결과는 매트릭스 또는 다른 적합한 배치에 저장되고, 처리되어 합성 구멍 이미지를 생성한다. 인식되는 바와 같이, 대안의 설계에서 내부 환형 이미징 어레이의 소자들은 가상 지점 공급원을 제공하도록 집적되거나 렌즈로 되는 한편 외부 환형 이미징 어레이의 소자들은 반향 신호를 수신하도록 사용된다. 조명 신호의 지점 공급원은 가상이고 피부를 향해 위치되지 않기 때문에, 더 큰 신호 전력이 인가될 수 있다.

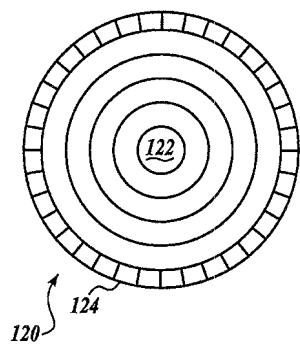
[0050] 예시적인 구체예를 예시하고 기술하였으나, 본 발명의 개념과 범위를 벗어나지 않고 여러가지 변화들이 행해질 수 있음이 인식될 것이다. 예를 들면, 환형 이미징 어레이가 원형인 것으로 나타내었을지라도, 이러한 환형 이미징 어레이에는 치료 트랜스듀서 둘레의 개방 또는 폐쇄 폴리곤을 형성하도록 선형 어레이의 스트립으로 형성될 수 있음이 인식될 것이다. 마찬가지로, 어플리케이터 용도의 개시된 구체예들이 하나 또는 두개의 환형 이미징 어레이를 사용하지만, 초음파 신호의 전송 또는 수신을 보조하기 위해 추가의 환형 이미징 어레이가 포함될 수 있다. 그러므로 본 발명의 범위는 다음의 청구범위 및 그 균등물로부터 결정되는 것을 의도한다.

도면

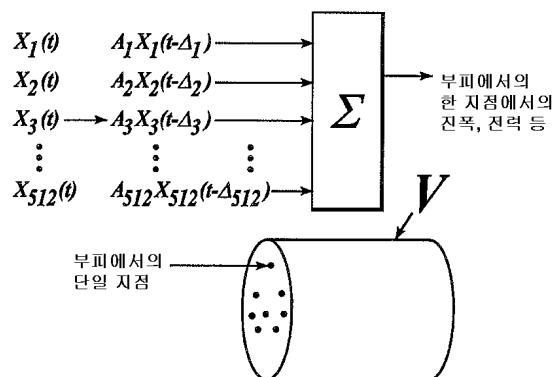
도면1



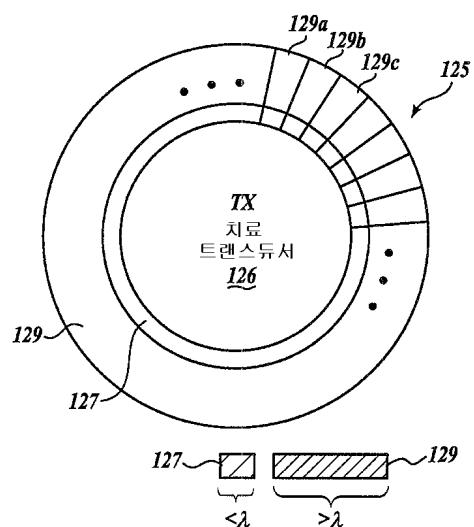
도면2a



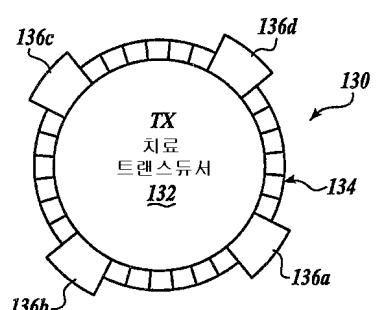
도면2b



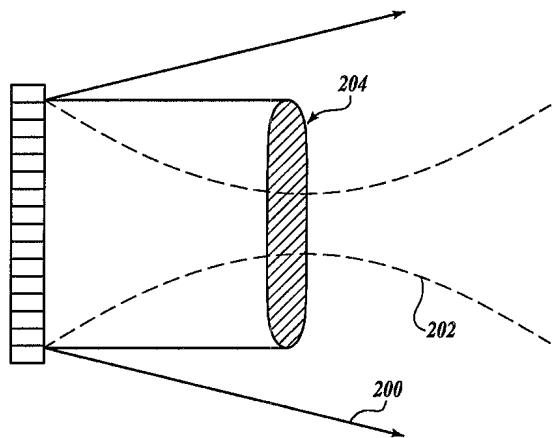
도면2c



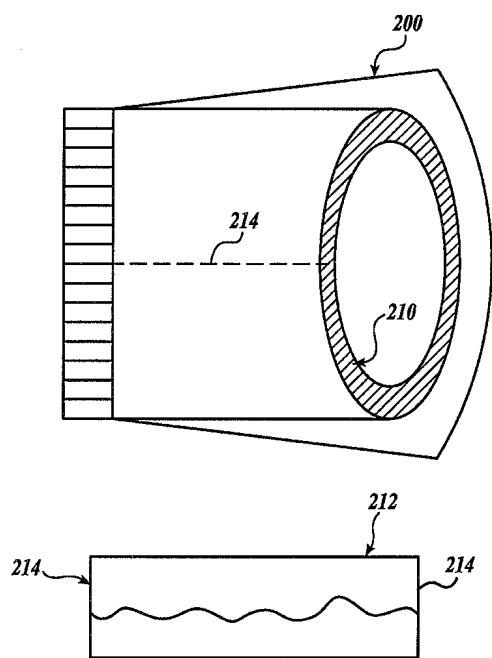
도면2d



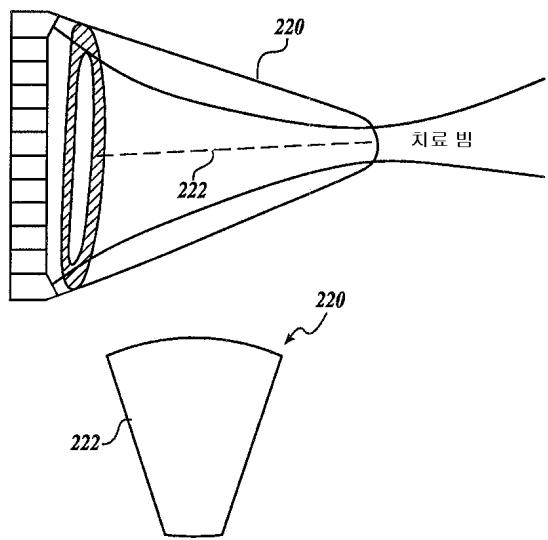
도면3a



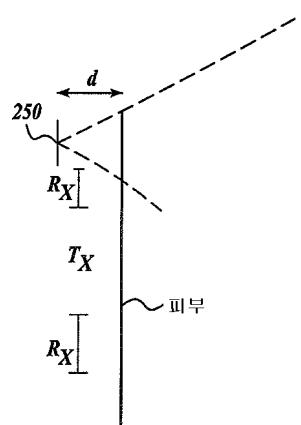
도면3b



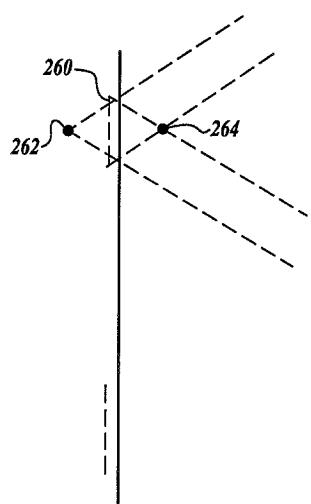
도면3c



도면4a



도면4b



专利名称(译)	超声波治疗和成像涂药器		
公开(公告)号	KR1020110127736A	公开(公告)日	2011-11-25
申请号	KR1020117023425	申请日	2010-03-08
[标]申请(专利权)人(译)	米瑞碧利斯医疗公司		
申请(专利权)人(译)	比尔是我们主要的细胞器，数码相机的鼻子		
当前申请(专利权)人(译)	比尔是我们主要的细胞器，数码相机的鼻子		
[标]发明人	EMERY CHARLES D 에머리찰스디 FRIEMEL BARRY		
发明人	에머리찰스디. 프리멜베리		
IPC分类号	A61N7/00 A61H23/00 A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/485 A61B8/56		
代理人(译)	JUNG SAM YOUNG		
优先权	61/158295 2009-03-06 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在超声治疗系统中，治疗超声换能器包括被环形成像换能器包围的施加器。组织被传送和/或关于由治疗或成像换能器产生的照明信号，与环形成像换能器的装置一起接收的相应回波信号在观察空间中的组织中连续地进行。将这些回波信号分析给处理器，并创建在观察空间的组织图像。图像的存在（专业参考）。

