



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0091737
(43) 공개일자 2012년08월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/00 (2006.01) G01N 29/24 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-0011703

(22) 출원일자 2011년02월10일

심사청구일자 2011년02월10일

(71) 출원인

주식회사 테라노바

경기도 성남시 중원구 사기막골로 124, 에스케이
엔테크노파크 테크-1407 (상대원동)

(72) 발명자

박성희

경기도 성남시 분당구 분당로201번길 17, 106동
602호 (서현동, 효자촌)

(74) 대리인

고병록, 이성하

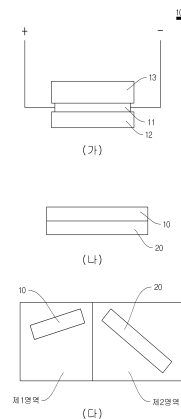
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 초음파 프로브 구조

(57) 요약

본 발명은 초음파 프로브 구조에 관한 것이고, 구체적으로 인체의 피부 내부에 정해진 영역에 특정 파장대의 초음파를 전송하여 이미지를 획득하거나 또는 열적 작용이 발생되도록 하여 그로 인하여 정해진 영역에 국소적 변형이 가능하도록 하는 초음파 프로브 구조에 관한 것이다. 초음파(Ultrasound)의 송신 및 수신을 위한 초음파 프로브 구조는 제1 영역에 설치되고 초음파를 발생시켜 정해진 영역에 초점을 형성하는 제1 트랜스듀서 및 제2 영역에 제1 트랜스듀서와 인접하거나 이격되어 설치되어 반사된 초음파로부터 고조파 성분을 얻어 정해진 영역에 대한 정보를 얻도록 하는 제2 트랜스듀서를 포함한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파(Ultrasound)의 송신 및 수신을 위한 초음파 프로브 구조에 있어서,

제1 영역에 설치되고 초음파를 발생시켜 정해진 영역에 초점을 형성하는 제1 트랜스듀서 및 제2 영역에 제1 트랜스듀서와 인접하거나 이격되어 설치되어 반사된 초음파로부터 고조파 성분을 얻어 정해진 영역에 대한 정보를 얻도록 하는 제2 트랜스듀서를 포함하는 초음파 프로브 구조.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 제1 트랜스듀서에서 발생되는 초음파는 정해진 영역에 열 변형을 가하기 위한 고강도 집중 초음파(High Intensity Focused Ultrasound)가 되는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브 구조.

청구항 3

청구항 1에 있어서, 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서는 서로 다른 기하학적(Geometrical) 구조를 가지거나, 서로 다른 음향학적 구조 또는 서로 다른 전자적(Electronic) 배열 구조를 가지는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브 구조.

청구항 4

청구항 1에 있어서, 제1 영역과 제2 영역은 전체적으로 사각 평면에서 병렬적 또는 직렬적으로 배치되거나 또는 전체적으로 원형 평면에서 특정 반지름의 원주를 따라 인접하도록 배치되는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브 구조.

청구항 5

청구항 1에 있어서, 제1 트랜스듀서는 단일 소자 구조, 선형 배열 구조, 볼록 구조(convex), 구형 구조(spherical), 환형 배열 구조 또는 평면 2차원 배열 구조를 가지는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브 구조.

청구항 6

청구항 1에 있어서, 제1 트랜스듀서의 다수 개의 대칭으로 배치된 압전 소자를 가지고 제2 트랜스듀서는 대칭의 중심에 위치하는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브 구조.

청구항 7

청구항 1에 있어서, 제2 트랜스듀서는 제1 트랜스듀서에 대하여 상대적인 위치의 변화가 가능하도록 설치되는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브 구조.

청구항 8

청구항 1에 있어서, 반사파를 제2 트랜스듀서로 유도하기 위한 음파 유도 수단을 더 포함하는 초음파 프로브 구조.

명세서

기술 분야

본 발명은 초음파 프로브 구조에 관한 것이고, 구체적으로 인체의 피부 내부에 정해진 영역에 특정 파장대의 초음파를 전송하여 이미지를 획득하거나 또는 열적 작용이 발생되도록 하여 그로 인하여 정해진 영역에 국소적 변형이 가능하도록 하는 초음파 프로브 구조에 관한 것이다.

배경 기술

[0001]

- [0002] 초음파란 일반적으로 인간의 가청 최대 범위를 넘어서는 20 kHz 이상의 주파수를 가지는 음파를 말하고 특정 매질을 관통하거나 또는 반사되는 성질을 가지므로 특정 지점에 집중하여 에너지를 공급하거나 반사파를 수신하여 이미지를 형성하는 방법으로 다양한 산업 분야에서 이용되고 있다. 예를 들어 초음파는 태아 사진을 만들어내는 초음파 검사에 이용되고 또한 공업 제품 내부의 기공 또는 균열과 같은 결함을 발견하기 위한 비파괴 검사에 사용될 수 있다.
- [0003] 초음파는 근육, 힘줄 또는 인체 내부의 장기의 크기, 구조 또는 병리학적 손상을 실시간으로 단층 영상하여 가시화하는 진단 의료 영상 분야에 속하는 진단 초음파 기술에 활발하게 적용되고 있다. 진단 초음파 기술에서 사용되는 실시간 초음파 영상 장치는 일반적으로 프로브(probe), 영상표시장치(monitor), 기록장치 및 입력 장치로 이루어질 수 있다. 프로브는 초음파를 발생시켜 인체 내부로 전송하여 반사되는 신호를 수신하기 위한 장치로 압전소자(piezo-electric crystal)를 포함한다. 압전 소자는 전기적 에너지를 기계적 에너지로 변환시키는 한편 기계적 에너지를 전기적 에너지로 변환시킬 수 있는 기하학적 형태로 배열된 다수의 전기 쌍극자를 가진 물질로 만들어질 수 있고 천연 결정(crystal)과 합성 세라믹 결정(synthetic ceramic crystal)이 있다. 예를 들어 천연 압전 소자로 수정 또는 전기석(toumaline)이 사용될 수 있고 인공 압전 소자로 티탄산바륨, 지르콘산염, 주석산칼륨나트륨, 황산리튬 또는 산화아연산화철과 같은 물질이 될 수 있다. 또는 복합재료에 해당하는 리튬니오베이트(LiNbO₃), 납티타네이트(lead titantate), 납 지르코늄 티타네이트(PZT) 또는 바륨-티타네이트와 같은 물질이 압전 소자로 사용될 수 있다. 이와 같이 프로브는 압전 소자를 포함하고 압전 소자는 전기적 에너지를 기계적 에너지로 또는 그 역으로 바꾸는 기능을 하는 트랜스듀서(transducer)가 될 수 있고 초음파 진단 장치에서 사용되는 프로브는 트랜스듀서를 포함한다.
- [0004] 프로브에서 발생된 초음파는 일반적으로 영상이 요구되는 지점에 초점이 형성되도록 인체 내로 전송될 수 있다. 정해진 위치에 초점이 형성되도록 하는 방법은 이 분야에서 공지되어 있고 예를 들어 집속 초음파 치료(High Intensity Focused Ultrasound: HIFU) 분야에 이용되고 있다. 집속 초음파 치료는 고강도의 초음파 에너지를 한 지점에 모아 초점을 형성할 때 발생하는 65 내지 100 °C의 고열을 이용하여 조직을 제거하는 치료 방법을 말하고 췌장암, 자궁근종, 간암, 전립선암, 자궁내막암, 신장암, 유방암, 연조직 또는 뼈 종양의 치료에 적용되고 있다. 집속 초음파는 이와 같이 조직에서 발생된 특정 부위의 제거를 위하여 사용될 수 있지만 다른 한편으로 특정 부위에 열적 변형을 발생시키기 위하여 적용될 수 있다. 일반적으로 사람의 안면은 피부층, 진피층, 지방층, 근육층(Superficial Muscular Aponeurotic System) 및 근육으로 이루어지고 집속 초음파는 근육층의 정해진 지점에 열 응고를 발생시키기 위하여 사용될 수 있다. 근육층에 일정 크기의 열 응고를 분산된 형태로 발생시키고 이후 열 응고된 부분이 열 응고의 주변 부분에 의하여 재생되는 과정에서 피부 주름이 제거될 수 있다. 이와 같이 집속 초음파는 조직의 일부를 제거하거나 또는 특정 부위의 열 변형을 가하기 위하여 사용될 수 있다.
- [0005] 도 8의 (가) 및 (나)는 종래의 초음파 진단 장치의 작동 과정을 개략적으로 도시한 것이다. 도 8의 (가)를 참조하면, 프로브(80)는 치료를 위하여 특정 주파수의 초음파를 발생시켜 인체 내로 전송하는 송신 트랜스듀서(81a)와 인체 내에서 반사된 초음파를 수신하는 수신 트랜스듀서(81b)를 포함한다. 송신 트랜스듀서(81a)는 제어기(82)에 의하여 제어되어 예를 들어 1 MHz 내지 10 MHz의 초음파를 발생시켜 펄스 형태로 인체 내의 정해진 위치로 전송하게 된다. 그리고 반사된 초음파는 수신 트랜스듀서(81b)에서 수신되어 제어기(82)에 의하여 제어되는 이미지 회로(83)에서 이미지화가 되고 그리고 관련 이미지(Image)는 디스플레이 장치(84)에 표시될 수 있다. 대안으로 프로브(80a)는 송신과 수신이 동일한 트랜스듀서에서 이루어질 수 있다. 도 8의 (나)를 참조하면, 초음파 펄스의 송신과 수신이 동일한 트랜스듀서(81)에서 이루어질 수 있다. 구체적으로 제어기(82)는 먼저 치료가 요구되는 부위의 이미지를 얻기 위하여 예를 들어 제어기(82)의 제어에 의하여 20 Mhz의 초음파 펄스를 발생시켜 인체 내로 전송하고 제1 스위치(85a)를 온(on) 상태로 만들어 반사된 파가 이미지 회로(83)로 수신되도록 한다. 이미지 회로(83)에 수신된 반사파에 대한 전기 신호는 제어기(82)에 의하여 이미지(Image)로 변환되어 디스플레이 장치(84)에 표시될 수 있다. 이후 디스플레이(84)에 표시된 이미지를 기초로 치료가 되어야 할 위치가 결정되고 제어기(82)는 치료를 위하여 예를 들어 10 Mhz의 초음파 펄스를 발생시켜 정해진 위치에 초점이 형성되도록 초음파 펄스를 전송할 수 있다. 치료를 위한 초음파의 발생 및 전송을 위하여 제1 스위치(85a)는 오프(off) 상태로 되고 그리고 제2 스위치(85b)가 온(on) 상태로 되어야 한다. 도 8의 (가)에 제시된 공지의 초음파 진단 장치는 예를 들어 집속 초음파를 발생시켜 특정 지점에 열 변형을 가할 필요가 있는 경우 적용이 어렵다는 단점을 가진다. 그리고 도 8의 (나)에 제시된 공지의 초음파 진단 장치는 이미지 형성과 열 변형을 위하여 트랜스듀서에서 동일 지점에 반복적으로 초음파 펄스가 송신되어야 한다는 단점을 가진다. 추가로 트랜스듀서에서 서로 다른 주파수를 가진 펄스가 발생되어야 하며 이미지 처리 및 치료가 별도로 이루어져야 한다는 단점을 가

진다.

[0006] 본 발명은 이와 같이 공지의 초음파 진단 장치에 적용되는 프로브 구조가 가진 문제점을 해결하기 위한 것으로 아래와 같은 목적을 가진다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 목적은 인체 내에 정해진 지점에 집속 초음파(High Intensity Focused Ultrasound: HIFU)를 전송하여 요구되는 변형을 발생시키면서 이와 동시에 집속 초음파의 고조파를 수신하여 필요한 이미지를 얻을 수 있는 초음파 프로브 구조를 제공하는 것이다.

[0008] 본 발명의 다른 목적은 특정 주파수를 가진 집속 초음파를 발생시키는 제1 트랜스듀서와 집속 초음파의 반사된 파로부터 특정 주파수에 대한 고조파를 얻는 제2 트랜스듀서로 이루어진 초음파 프로브 구조를 제공하는 것이다.

[0009] 본 발명의 또 다른 목적은 집속 초음파를 발생시키는 제1 트랜스듀서와 집속 초음파의 반사된 파로부터 강화된 고조파 성분을 얻을 수 있도록 배열된 제2 트랜스듀서로 이루어진 초음파 프로브 구조를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 적절한 실시 형태에 따르면, 초음파(Ultrasound)의 송신 및 수신을 위한 초음파 프로브 구조는 제1 영역에 설치되고 초음파를 발생시켜 정해진 영역에 초점을 형성하는 제1 트랜스듀서 및 제2 영역에 제1 트랜스듀서와 인접하거나 이격되어 설치되어 반사된 초음파로부터 고조파 성분을 얻어 정해진 영역에 대한 정보를 얻도록 하는 제2 트랜스듀서를 포함한다.

[0011] 본 발명의 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 제1 트랜스듀서에서 발생되는 초음파는 정해진 영역에 열 변형을 가하기 위한 고강도 집중 초음파(High Intensity Focused Ultrasound)가 된다.

[0012] 본 발명의 또 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서는 서로 다른 기하학적(Geometrical) 구조를 가지거나, 서로 다른 음향학적 구조 또는 서로 다른 전자적(Electronic) 배열 구조를 가진다.

[0013] 본 발명의 또 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 제1 영역과 제2 영역은 전체적으로 사각 평면에서 병렬적 또는 직렬적으로 배치되거나 또는 전체적으로 원형 평면에서 특정 반지름의 원주를 따라 인접하도록 배치된다.

[0014] 본 발명의 또 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 제1 트랜스듀서는 단일 소자 구조, 선형 배열 구조, 볼록 구조(convex), 구형 구조(spherical), 환형 배열 구조 또는 평면 2차원 배열 구조를 가진다.

[0015] 본 발명의 또 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 제1 트랜스듀서의 다수 개의 대칭으로 배치된 압전 소자를 가지고 제2 트랜스듀서는 대칭의 중심에 위치한다.

[0016] 본 발명의 또 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 제2 트랜스듀서는 제1 트랜스듀서에 대하여 상대적인 위치의 변화가 가능하도록 설치된다.

[0017] 본 발명의 또 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 반사파를 제2 트랜스듀서로 유도하기 위한 음파 유도 수단을 더 포함한다.

발명의 효과

[0018] 본 발명에 따른 프로브 구조는 인체의 특정 부위에 요구되는 변형을 가하기 위하여 집속 초음파를 보내고 인체 내에서 반사된 집속 초음파에 대한 고조파로부터 영상을 얻을 수 있도록 하는 것에 의하여 프로브의 작동이 단순해지도록 한다는 이점을 가진다. 또한 다른 한편으로 송신된 파의 반사파로부터 고조파 성분을 추출하여 이미지로 사용되도록 하는 것에 의하여 열 변형 부위에 대한 정확한 정보의 취득이 가능하도록 한다는 장점을 가진다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명에 따른 프로브 구조의 실시 예를 도시한 것이다

도 2a는 선형 특성을 가지는 초음파가 신체의 일부를 통과하면서 왜곡되는 과정을 도시한 것이다.

도 2b는 초음파의 강도에 따른 고조파 성분의 발생 정도를 나타낸 것이다.

도 2c는 공지된 프로브에서 적용되는 프로브 구조의 실시 예를 도시한 것이다.

도 3은 본 발명에 따른 프로브 구조에서 제1 트랜스듀서(10)에서 발생된 초음파의 주파수와 제2 트랜스듀서(20)에서 수신된 고조파의 주파수를 비교한 것이다.

도 4는 본 발명에 따른 프로브 구조에 적용될 수 있는 펄스 역전 기법(pulse inversion technique)의 실시 예를 도시한 것이다.

도 5는 본 발명에 따른 프로브 구조에서 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)의 상호 배치 관계에 대한 실시 예를 도시한 것이다.

도 6은 본 발명에 따른 트랜스듀서에 적용될 수 있는 압전 소자의 배열에 대한 실시 예를 도시한 것이다.

도 7은 서로 다른 음향학적 구조를 가지는 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서의 실시 예를 도시한 것이다.

도 8의 (가) 및 (나)는 종래의 초음파 진단 장치의 작동 과정을 개략적으로 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 아래에서 본 발명은 첨부된 도면에 제시된 실시 예를 참조하여 상세하게 설명이 되지만 실시 예는 본 발명의 명확한 이해를 위한 것으로 본 발명은 이에 제한되지 않는다.

[0021] 도 1은 본 발명에 따른 프로브 구조의 실시 예를 도시한 것이다.

[0022] 도 1을 참조하면, 초음파(Ultrasound)의 송신 및 수신을 위한 초음파 프로브 구조는 제1 영역에 설치되고 초음파를 발생시켜 정해진 영역에 초점을 형성하는 제1 트랜스듀서(10) 및 제2 영역에 설치되어 반사된 초음파로부터 고조파 성분을 얻어 정해진 영역에 대한 정보를 얻도록 하는 제2 트랜스듀서(20)를 포함한다.

[0023] 본 명세서에서 초음파(Ultrasound)는 25kHz 이상의 음파 또는 1MHz 내지 20 MHz 이상의 전기적으로 발생되는 진단 분야에서 사용되는 음파를 의미하고 그리고 고강도 집중 초음파(High Intensity Focused Ultrasound)란 750 kHz 이상의 전기적으로 발생된 음파를 의미한다. 다만 필요에 따라 고강도 집중 초음파는 단일 트랜스듀서 또는 트랜스듀서 배열에 의하여 발생된 음파가 예를 들어 신체의 일정 영역에 초점을 형성하여 40 내지 120 °C의 온도가 되도록 하여 조직의 일부에 열 변형을 유도할 수 있는 음파를 포함하는 의미로 사용된다. 또한 고조파(harmonics)는 기본 주파수의 정수배가 되는 주파수를 가지는 음파를 의미하고 기본 주파수는 트랜스듀서에서 발생된 음파가 가지는 주파수를 말한다. 기본 주파수가 f_0 인 경우 고조파의 주파수는 $2f_0$, $3f_0$, $4f_0$, ..., nf_0 (n 은 자연수)가 될 수 있고 각각은 제2 고조파, 제3 고조파, 제4고조파, ..., n 고조파라고 한다. 그리고 정보란 이미지만 아니라 깊이 또는 두 지점 사이의 상대적인 위치를 포함하는 개념이다.

[0024] 도 1의 (가)에 도시된 것처럼, 트랜스듀서(10)는 압전 효과(piezoelectric effect)에 의하여 초음파를 발생시키는 압전 소자(11), 압전 소자(11)의 앞쪽에 설치되어 반사파의 감지 능력을 향상시키면서 이와 동시에 프로브와 접촉면 사이에 발생하는 반사파를 제거하기 위한 결합층(matching layer)(12) 및 압전 소자(11)의 뒤쪽에 설치되어 축 방향의 분해능(resolution)이 향상될 수 있도록 하는 흡음층(backing material)(13)이 설치될 수 있다. 결합층(12)은 예를 들어 유리 또는 에폭시 수지와 같이 이 분야에서 공지된 임의의 소재로 초음파가 전달되는 접촉 표면과 초음파가 발생하는 부분 사이의 음향 임피던스가 감소될 수 있는 구조를 가질 수 있다. 압전 소자(11)는 수정, 합성 세라믹 결정, 토르말린, 티탄산바륨, 지르콘산연, 주석산칼륨나트륨, 황산리튬, 산화아연산화철, 리튬니오베이트(LiNbO₃), 납티타네이트(lead titanate), 납 지르코늄 티타네이트(PZT), 로셸염(Rochell salt), 폴리 비닐리덴 디플로라이드(PVF2) 또는 바륨-티타네이트와 같은 물질로부터 만들어질 수 있지만 이에 제한되지 않는다.

[0025] 도 1의 (나)를 참조하면, 프로브는 제1 영역에 설치되는 제1 트랜스듀서(10)와 제2 영역에 설치되는 제2 트랜스듀서(20)를 포함한다. 제1 영역과 제2 영역은 프로브 내에서 물리적으로 구분되는 서로 다른 영역을 의미하고 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)는 물리적으로 구분되는 영역에 설치되어 서로 다른 기능을 가질 수 있다. 구체적으로 제1 트랜스듀서(10)는 예를 들어 1 MHz 내지 20 MHz의 주파수를 가지는 초음파를 발생시켜 신체 내의 정해진 위치에 전달할 수 있다. 또한 제1 트랜스듀서(10)는 발생된 초음파가 정해진 위치에서 초점이

형성되도록 하는 기하학적 구조(Geometric structure) 또는 지연된 위상의 초음파가 발생되도록 하는 전자적 배열(Electronic array)을 가질 수 있다. 전자적 배열이란 예를 들어 다수 개의 압전 소자(11)에서 서로 다른 위상을 가진 초음파가 생성되도록 하는 위상 배열(phase array)을 의미한다. 제1 트랜스듀서(10)에서 발생된 신호는 펄스 형태로 목표 지점(target area)에 전달될 수 있다. 다른 한편으로 제2 트랜스듀서(20)는 제1 트랜스듀서(10)에서 발생되고 전송되어 목표 지점에서 반사된 반사파를 수신한다. 제1 트랜스듀서(10)에서 발생된 초음파는 압력에 의하여 매질의 밀도가 변화될 수 있는 예를 들어 신체의 일부를 통과하여 목표지점에 도달한다면 진행 영역에서 왜곡이 발생하여 비선형적 특성을 가지게 된다.

[0026] 도 1의 (다)를 참조하면, 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)는 각각 제1 영역과 제2 영역에서 인접하지 않고 이격되어 위치할 수 있다. 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)는 서로 인접하여 설치되거나 이격되어 설치될 수 있다. 또한 설치되는 방향 또는 상대적인 설치 방향은 제한되지 않는다. 본 명세서에서 제1 영역과 제2 영역을 구분하는 것은 단지 각각에 설치되는 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)가 서로 다른 기능을 가진다는 것을 나타내기 위한 것으로 특별히 공간적인 위치, 설치방향 또는 상대적인 위치 관계를 제한하기 위한 것은 아니다. 인접하여 설치된다고 하여 반드시 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)가 접하여 설치되어야 한다는 것을 의미하는 것은 아니다. 아래의 설명에서도 동일하다.

[0027] 도 2a는 선형 특성을 가지는 초음파가 신체의 일부를 통과하면서 왜곡되는 과정을 도시한 것이다.

[0028] 도 2a의 (가)에 도시된 것처럼, 트랜스듀서(10)에서 발생된 초음파는 기본 주파수를 가지는 사인파(sine wave) 형태로 선형적 특성을 가지면서 화살표(A)로 표시된 방향을 따라 진행된다. 만약 매질이 신체와 같이 압력의 작용에 의하여 밀도가 변화될 수 있다면 초음파의 진행 방향(A)에 대하여 진폭에 따라 서로 다른 압력이 작용하게 되고 이에 따라 매질의 압력이 변하게 된다. 매질에 대한 압력은 진폭에 따라 화살표 B로 표시된 형태로 작용하게 되고 이에 따른 압력 변화로 인하여 초음파는 (나) 및 (다)로 표시된 것과 같이 왜곡이 되어 비선형적 특성을 가지게 된다. 이로 인하여 (다)에 표시된 비선형적 특성을 가지는 초음파는 기본 주파수(f_0)의 정수배가 되는 $2f_0$, $3f_0$, $4f_0$, ..., nf_0 (n 은 자연수)의 주파수를 가지는 고조파(harmonics) 성분을 가지게 된다. 왜곡은 초점이 형성되는 부분에서 가장 많이 발생하고 인가되는 초음파의 강도가 커질수록 크게 일어나게 된다. 그리고 왜곡의 정도에 따라 고조파 성분이 많이 발생하게 된다. 도 2b는 초음파의 강도에 따른 고조파 성분의 발생 정도를 나타낸 것으로 (가)와 (나)의 위쪽 부분은 각각 동일 시간 영역에서 서로 음압 에너지를 가진 펄스 파의 형태를 나타낸 것이다. 그리고 (가)와 (나)의 아래쪽 부분은 위쪽 부분에 대하여 동일 매질을 통과하는 경우 발생하는 왜곡으로 인하여 나타내는 고조파 성분을 주파수 영역으로 표시한 것이다. 음압 에너지가 높은 (나)의 경우 더 큰 진폭은 가진 더 많은 고조파 성분이 나타난다는 것을 알 수 있다. 기본 주파수를 가진 초음파 왜곡으로 인한 비선형 특성은 목표 지점에서 열 변형으로 인하여 발생할 수도 있다. 예를 들어 고강도 집중 초음파에 의하여 신체 내부의 일정 지점에서 열 변형을 발생시키는 경우에도 발생할 수 있다.

[0029] 본 발명에 따른 프로브 구조에서 제1 트랜스듀서(10)는 기본 주파수(f_0)의 초음파를 발생시켜 목표 지점으로 전송을 한다. 그리고 제2 트랜스듀서(10)는 초음파의 전송 과정에서 발생된 왜곡된 초음파를 수신하여 다양한 고조파 성분 중 특정 고조파를 선택하여 목표 지점에 대한 정보를 얻는 것을 특징으로 한다. 선택되는 고조파 성분은 기본주파수(f_0)의 정수배의 주파수($2f_0$, $3f_0$, $4f_0$, ..., nf_0)을 가진 다양한 고조파가 될 수 있고 진폭이 큰 제2 고조파($2f_0$)가 될 수 있지만 이에 제한되지 않는다.

[0030] 다른 한편으로 공지된 고조파 영상 방법에서 고조파 성분을 수신하여 이미지를 만드는 경우 동일한 트랜스듀서에서 초음파가 송신되고 그리고 반사파로부터 고조파 성분이 얻어진다.

[0031] 도 2c는 공지된 프로브에서 적용되는 프로브 구조의 실시 예를 도시한 것이다.

[0032] 도 2c의 (가)에 나타난 것처럼, 공지의 프로브의 경우 기본 주파수(f_0)를 송신하고 기본 주파수(f_0)를 가진 반사파를 수신하거나 또는 (나)에 도시된 것처럼, 송신 트랜스듀서에서 기본 주파수(f_0)를 송신하고 동일 트랜스듀서에서 고조파 성분($2f_0$)을 수신하게 된다. (가)에 도시된 실시 예와 같이 기본 주파수를 이용하여 이미지를 형성하면 빔(beam)의 폭이 넓어지고 부엽(side lobe)의 크기가 커져 측방향의 해상도가 약해지면서 이와 동시에 부엽에 의한 간섭 현상으로 인하여 이미지가 명확하지 않게 된다는 문제점을 가진다. 고조파 성분으로부터 고조파 영상을 얻는 경우 이와 같은 문제점이 개선될 수 있다. 구체적으로 고조파 이미징의 경우 기본 주파수 이미징에 비하여 밝고 어두운 부분의 구분 능력이 증가되고, 영상의 잡음이 제거될 수 있고 측방향 해상도가 개선되고, 단면 표현력이 향상될 수 있고 그리고 영상에 영향을 미치는 초음파 고유의 요소를 제거하여 신호 대 잡음비가

증가되어 전체적인 영상의 질이 높아질 수 있다는 이점을 가진다. 그러나 (나)와 같이 동일한 트랜스듀서로 초음파의 송신 및 반사파의 수신이 이루어지는 경우 대역폭이 제한되어 수신 신호의 에너지가 약해지게 되어 진단 깊이가 제한될 수 있고 신호 대 잡음비의 신호를 얻기 어렵게 된다. 예를 들어 기본 주파수로부터 고조파 성분을 분리하는 과정에서 상당 부분의 고조파 성분까지 제거가 될 수 있다는 문제점을 가진다.

[0033] 본 발명에 따르면, 초음파의 송신과 반사파의 수신이 서로 다른 트랜스듀서(10, 20)에서 이루어지도록 하는 것에 의하여 기존의 고조파 영상에서 발생하는 문제점이 개선될 수 있다. 특히 고강도 집중 초음파(HIFU)를 발생시켜 진단 및 치료가 이루어지는 경우 이와 같은 효과는 더욱 커지게 된다.

[0034] 도 3은 본 발명에 따른 프로브 구조에서 제1 트랜스듀서(10)에서 발생된 초음파의 주파수와 제2 트랜스듀서(20)에서 수신된 고조파의 주파수를 비교한 것이다.

[0035] 도 3을 참조하면, 제1 트랜스듀서(10)에서 발생된 초음파의 주파수와 제2 트랜스듀서(20)에서 발생된 고조파의 주파수는 서로 다른 대역폭을 가지게 된다. 이와 같이 제1 트랜스듀서(10)에서 발생된 초음파의 반사파를 제2 트랜스듀서(20)에서 수신하여 고조파 성분을 얻는 구조는 제1 트랜스듀서(10)에서 발생된 초음파에 의하여 목표 지점에 에너지가 전달되도록 하는 것에 의하여 초점의 위치, 크기, 제1 트랜스듀서(10) 내의 압전 소자의 배열이 적절히 조절될 수 있도록 한다. 이로 인하여 충분한 진폭과 다양한 대역을 가지는 고조파 성분을 발생시킬 수 있다는 이점을 가진다. 예를 들어, 제2 트랜스듀서(20)는 이미징을 위하여 필요한 고조파 성분($2f_0$, $3f_0$, $4f_0$, ..., nf_0)을 수신하기에 적절한 기하학적 구조 또는 전자기적 배열로 만들어질 수 있다. 이와 같이 본 발명의 프로브 구조에 따르면, 각각의 트랜스듀서(10, 20)는 송신 또는 수신되는 초음파의 특성에 따라 적절하게 설계될 수 있다는 이점을 가진다.

[0036] 수신된 고조파로부터 목표지점에 대한 정보 또는 이미지를 형성하기 위한 다양한 방법이 공지되어 있고 본 발명에 따른 프로브 구조에 적용될 수 있다.

[0037] 도 4는 본 발명에 따른 프로브 구조에 적용될 수 있는 펄스 역전 기법(pulse inversion technique)의 실시 예를 도시한 것이다.

[0038] 도 4의 (가)를 참조하면, 기본주파수를 가지는 파는 고정단에서 반파장의 위상 변화가 되어 반사가 된다. 이로 인하여 입사파와 반사파는 서로 상쇄가 되어 감지 신호를 발생시키지 않게 된다. 선형성을 가지는 파로 이미지를 형성하는 경우 이와 같은 상쇄 간섭으로 인하여 수신 신호가 미약하게 된다는 문제점을 가진다. 이와 달리 (나)에 도시된 것처럼, 신호의 왜곡으로 인하여 발생된 비선형 특성을 가진 반사파와 입사파의 경우 기본 주파수만이 서로 상쇄가 되고 고조파 성분은 오히려 보강이 될 수 있다. 이로 인하여 수신 신호의 감도가 증가될 수 있고 명확한 이미지의 형성이 가능하다. 이와 같이 기본 주파수를 가진 초음파는 반파장의 위상 차이를 가지는 파와 합성이 될 때 상쇄가 되지만 고조파 성분은 오히려 보강이 되는 성질을 이용하는 것이 펄스 역전 기법이다. 펄스 역전 기법의 경우 반파장의 위상차를 가진 2개의 초음파를 입사한다. 입사된 2개는 진행과정에서 왜곡되고 반사되어 되돌아 오는 신호는 양성 기본주파수와 고조파 성분, 음성 기본 주파수와 고조파 성분이 된다. 서로 위상이 다른 양성 기본주파수 성분과 음성 기본 주파수 성분은 서로 상쇄가 되고 고조파 성분은 보강이 된다. 그러므로 반사파에서 기본주파수 성분이 효과적으로 상쇄되어 고조파 성분만이 수신되어 필요한 이미지가 얻어질 수 있다. 본 발명에 따른 프로브 구조에서 제1 트랜스듀서(10)에서 2개의 극성을 가진 초음파가 발생되어 송신되고 그리고 제2 트랜스듀서(20)에서 보강된 고조파 성분만이 수신되어 필요한 고조파 성분이 추출되어 이미지로 만들어질 수 있다. 제시된 영상 기법은 예시적인 것으로 본 발명에 따른 프로브에 다양한 형태의 영상 기법이 적용될 수 있다. 예를 들어 불필요한 잡음 신호의 제거를 위하여 기존의 주파수 여과 방식(frequency filtering)을 사용하지 않고 수신 디코더(frequency decoder)를 이용하는 부호화 고조파 영상 기법이 본 발명에 따른 프로브 구조에 적용될 수 있다. 또한 반사파로부터 기본파와 고조파의 분리를 위하여 힐버트 변환기(Hilbert transformer)가 본 발명에 따른 프로브 구조에 적용될 수 있다. 이와 같이 본 발명에 따른 프로브 구조에 이 분야에서 알려지거나 향후 개발될 수 있는 다양한 영상 기법이 적용될 수 있고 본 발명은 이에 제한되지 않는다.

[0039] 본 발명에 따른 프로브 구조에서 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서는 독립적인 배치 관계, 기하학적 구조 또는 전자적 배열을 가질 수 있다.

[0040] 도 5는 본 발명에 따른 프로브 구조에서 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)의 상호 배치 관계에 대한 실시 예를 도시한 것이다.

- [0041] 도 5를 참조하면, 제1 트랜스듀서(10)가 설치되는 제1 영역과 제2 트랜스듀서(20)가 설치되는 제2 영역은 전체적으로 사각 평면에서 병렬적 또는 직렬적으로 배치되거나 또는 전체적으로 원형 평면에서 특정 반지름의 원주를 따라 인접하도록 배치될 수 있다. 제1 영역과 제2 영역은 각각 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)가 설치되는 프로브 내에서 물리적으로 구분된 영역을 의미한다. 제1 트랜스듀서(10) 또는 제2 트랜스듀서(20)는 각각 적어도 하나의 압전 소자를 가질 수 있고 각각의 영역에서 압전 소자는 동일하거나 서로 다른 형태로 배열(array)이 될 수 있다.
- [0042] 제1 영역과 제2 영역은 선형, 평면 또는 입체가 될 수 있고 각각의 영역에 배치되는 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)는 각각 선형, 평면 또는 입체 구조를 가질 수 있다. 다만 제1 트랜스듀서(10) 또는 제2 트랜스듀서(20)가 선형, 평면 또는 입체 구조를 가진다는 것은 각각의 트랜스듀서(10, 20)에 배치되는 압전 소자의 기하학적 배치를 의미한다. 사각 평면 또는 원형 평면이란 선형, 평면 또는 입체 구조를 위쪽에서 본 것을 의미하고 실질적인 기하학적 구조가 평면이 되는 것을 의미하는 것은 아니다.
- [0043] 도 5의 (가)에 도시된 것처럼, 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)는 사각 평면을 가지면서 한쪽 변이 서로 인접하게 배치되거나, (나)에 도시된 것처럼, 전체적으로 선형이 되면서 한쪽 변이 서로 인접하도록 배치되거나, (다)에 도시된 것처럼, 사각 평면을 가지는 2개의 제1 트랜스듀서(10) 사이에 사각 평면을 가지는 제2 트랜스듀서(20)가 삽입된 형태로 배치될 수 있다. 대안으로 도 5의 (라)에 도시된 것처럼, 원형의 가지는 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)가 특정 반지름에 따른 원주에서 서로 인접하도록 배치될 수 있다.
- [0044] 본 명세서에서 병렬 배치는 2개의 트랜스듀서가 평면 구조를 형성하면서 서로 인접하여 배치되는 것을 의미하고 직렬 배치는 2개의 트랜스듀서가 선형 구조를 형성하면서 서로 인접하여 배치되는 것을 의미한다.
- [0045] 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)의 위치는 변할 수 있고 인접된다는 것은 제1 영역과 제2 영역이 서로 접하는 것을 의미한다. 또한 직렬 배치 또는 병렬 배치는 다수 개가 될 수 있고 직렬 배치와 병렬 배치는 서로 혼합될 수 있다. 이와 같이 제1 영역과 제2 영역은 다양한 방법으로 설정될 수 있고 특정한 설정 방법에 본 발명은 제한되지 않는다.
- [0046] 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)는 기하학적으로 동일한 구조를 가지거나 서로 다른 구조를 가질 수 있다. 또한 제1 트랜스듀서(10)와 제2 트랜스듀서(20)는 서로 다른 전자적 배열 구조를 가질 수 있다.
- [0047] 도 6은 본 발명에 따른 트랜스듀서에 적용될 수 있는 압전 소자의 배열에 대한 실시 예를 도시한 것이다.
- [0048] 도 6을 참조하면, 본 발명에 따른 트랜스듀서는 적어도 하나의 압전 소자를 가질 수 있고 다수 개의 배열 소자는 다양한 형태로 배열될 수 있다. 도 6의 (가)는 단일 압전 소자(61)로 이루어진 트랜스듀서를 도시한 것이고, (나)는 구형으로 배열된 압전 소자의 실시 예를 도시한 것이다. 제1 트랜스듀서를 이루는 압전 소자(611, 612, 613)는 다수 개가 될 수 있고 제2 트랜스듀서를 이루는 압전 소자(62)는 하나가 될 수 있다. 또한 제1 트랜스듀서는 결합층(63)을 가지지만 제2 트랜스듀서는 제1 트랜스듀서와 서로 다른 결합층을 가질 수 있다. 이와 같이 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서는 서로 다른 기하학적 구조 또는 서로 다른 음향학적 구조를 가질 수 있다. 도 6에 도시되지 않았지만 필요에 따라 제2 트랜스듀서에 흡음 층이 설치되지 않을 수 있다. 도 6의 (다)를 참조하면, 제2 트랜스듀서가 설치되는 제2 영역은 원형이 되고 단일 압전 소자(62)가 제2 영역에 설치될 수 있다. 이에 비하여 제1 트랜스듀서가 설치되는 제1 영역도 마찬가지로 원형이 되고 압전 소자 배열 군(61A, 61B, 61C)이 배치될 수 있다. 각각의 압전 소자 배열 군(61A, 61B, 61C)에 다수 개의 압전 소자가 균일하게 또는 불균일하게 원주를 따라 배열될 수 있다. 도 6의 (라)를 참조하면, 제1 영역과 제2 영역은 원뿔대 또는 각뿔대의 형상을 이룰 수 있다. 제1 트랜스듀서를 이루는 각각의 압전 소자(611, 612, 613)는 원뿔대 또는 각뿔대의 측면에 배열되고 제2 트랜스듀서를 이루는 압전 소자(621, 622)는 원뿔대 또는 각뿔대의 정점에 배치될 수 있다. 제2 트랜스듀서를 이루는 압전 소자(621, 622)는 다수 개가 될 수 있다. 도 6의 (마)에 도시된 것처럼, 제1 트랜스듀서를 이루는 압전소자(611, 612, 613)와 제2 트랜스듀서를 이루는 압전소자(62)는 선형으로 배치될 수 있다. 제1 트랜스듀서를 이루는 압전 소자(611, 612, 613)는 시간 지연(T1, T2, T3)에 의하여 서로 다른 위상을 가진 초음파를 발생시킬 수 있고 이로 인하여 목표 지점에 초점이 형성될 수 있다. 다른 한편으로 제2 트랜스듀서를 이루는 압전소자(62)에 대하여 이와 같은 시간 지연에 따른 위상차가 발생될 수 없다. 이와 같이 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서는 서로 다른 전자적 배열 구조를 가질 수 있다. 또한 제1 트랜스듀서에 설치되는 결합층(63)과 제2 트랜스듀서에 설치되는 결합층(63a)은 서로 다른 음향학적 성질을 가질 수 있다.
- [0049] 제시된 실시 예로부터 알 수 있는 것처럼, 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서는 서로 다른 기하학적 구조 또는 서로 다른 전자적 배열 구조를 가질 수 있고 각각에 설치되는 압전소자도 마찬가지로 동일하거나 서로 다를 수

있다. 이와 같이 본 발명에 따른 프로브 구조는 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서가 서로 독립적인 음향학적 구조를 가지도록 하여 각각의 기능이 최적화될 수 있다는 장점을 가진다.

[0050] 제2 트랜스듀서는 반사파의 수신을 위한 것이므로 기하학적 구조의 관점에서 대칭의 중심에 위치하는 것이 유리하다. 또한 제1 트랜스듀서를 이루는 각각의 압전소자(611, 612, 613)는 대칭적으로 배열되는 것이 유리하다. 이와 같이 각각의 트랜스듀서가 가지는 기능을 고려하여 압전소자(611, 612, 613, 621, 622)는 다양한 형태로 배열될 수 있고 본 발명은 제시된 실시 예에 제한되지 않는다.

[0051] 위에서 설명을 한 것처럼, 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서는 서로 다른 음향학적 구조를 가질 수 있다.

[0052] 도 7은 서로 다른 음향학적 구조를 가지는 제1 트랜스듀서와 제2 트랜스듀서의 실시 예를 도시한 것이다.

[0053] 도 7의 (가)를 참조하면, 제1 트랜스듀서를 이루는 압전소자(61)의 앞쪽에 결합층(63)이 설치될 수 있고 그리고 결합층(63)의 앞쪽에 초음파 또는 고강도 집중 초음파(HIFU)가 목표지점에서 초점(F)을 형성하도록 하기 위한 음향 렌즈(64a, 64b)가 설치될 수 있다. 이에 비하여 제2 트랜스듀서를 이루는 압전소자(62)의 앞쪽에 필요에 따라 음향렌즈(64a, 64b)의 설치되지 않을 수 있다. 다만 도 7의 (나)에 도시된 것처럼, 제2 트랜스듀서를 이루는 압전소자(62)와 관련하여 적절한 위치에 초점(F)으로부터 반사된 반사파(R_x)를 유도하기 위한 음파 유도 수단(65)이 설치될 수 있다. 음파 유도 수단(65)은 예를 들어 음파의 반사가 가능한 소재로 이루어진 음향 거울 또는 음향 렌즈가 될 수 있지만 이에 제한되지 않는다.

[0054] 다른 한편으로 제2 트랜스듀서는 제1 트랜스듀서에 대하여 상대적으로 이동이 가능하도록 설치될 수 있다. 이와 같은 제2 트랜스듀서의 이동은 예를 들어 서로 다른 깊이에 대한 이미지의 획득이 요구되는 경우에 적용될 수 있다. 또한 명확한 이미지의 형성을 위하여 사용될 수 있다.

[0055] 본 발명에 따른 프로브 구조는 임의의 진단 초음파 장치에 적용될 수 있지만 특별히 고강도 집중 초음파가 사용되는 초음파 장치에 유용하게 적용될 수 있다. 예를 들어 고강도 집중 초음파를 전달하여 조직에서 특정 부위를 파괴하거나 영구적 손상을 가할 필요가 있는 경우 본 발명에 따른 프로브 구조는 목표지점에 대한 정확한 이미지의 형성이 가능하다는 점에서 유용하게 적용될 수 있다. 또한 피부 미용을 위하여 예를 들어 근육층(SMAS)에 열 응고가 필요한 경우에 적용될 수 있다.

[0056] 본 발명에 따른 프로브 구조는 인체의 특정 부위에 요구되는 변형을 가하기 위하여 집속 초음파를 보내고 인체 내에서 반사된 집속 초음파에 대한 고조파로부터 영상을 얻을 수 있도록 하는 것에 의하여 프로브의 작동이 단 순해지도록 한다는 이점을 가진다. 또한 다른 한편으로 송신된 파의 반사파로부터 고조파 성분을 추출하여 이미지로 사용되도록 하는 것에 의하여 열 변형 부위에 대한 정확한 정보의 취득이 가능하도록 한다는 장점을 가진다.

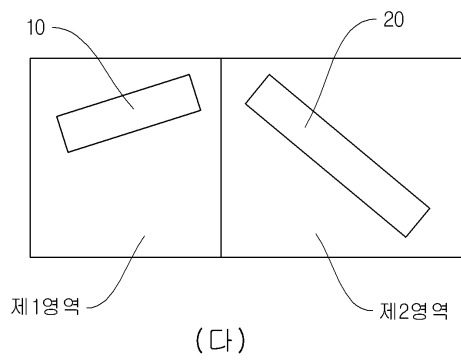
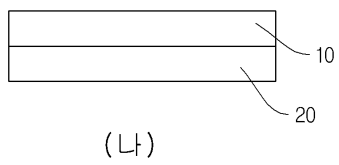
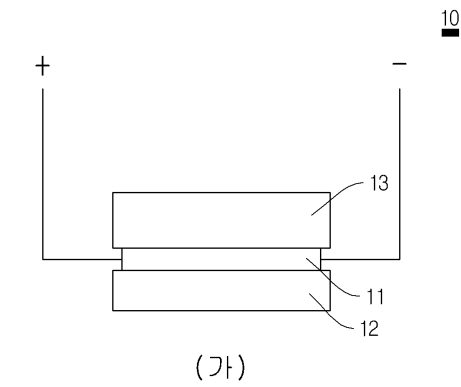
[0057] 위에서 본 발명의 제시된 실시 예를 참조하여 상세하게 설명이 되었지만 이 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 제시된 실시 예를 참조하여 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위에서 다양한 변형 및 수정 발명을 만들 수 있을 것이다. 본 발명은 이와 같은 변형 및 수정 발명에 의하여 제한되지 않으면 다만 아래에 첨부된 청구범위에 의하여 제한된다.

부호의 설명

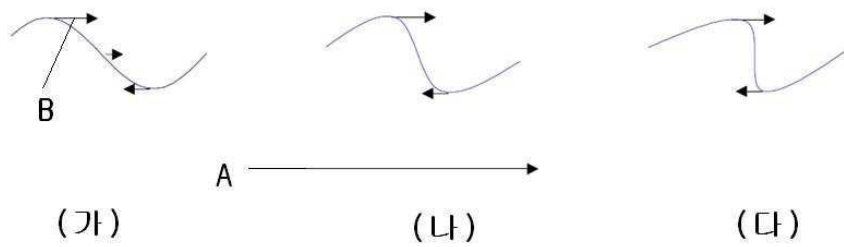
[0058] 10, 20: 트랜스듀서 11: 압전 소자
12: 결합층 13: 흡음층
61, 611, 612, 613, 62, 621, 622: 압전 소자
63, 63a: 결합층 61A, 61B, 61C: 압전 소자 배열 군
64a, 64b: 음향 렌즈 65: 음향 유도 수단
80, 80a: 프로브 81: 트랜스듀서
81a: 송신 트랜스듀서 81b: 수신 트랜스듀서
82: 제어기 83: 이미지 회로 84: 디스플레이 장치
85a: 제1 스위치 85b: 제2 스위치

도면

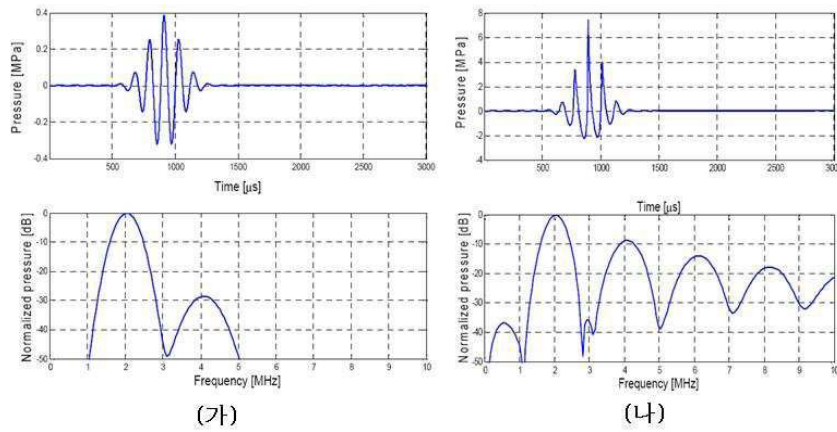
도면1



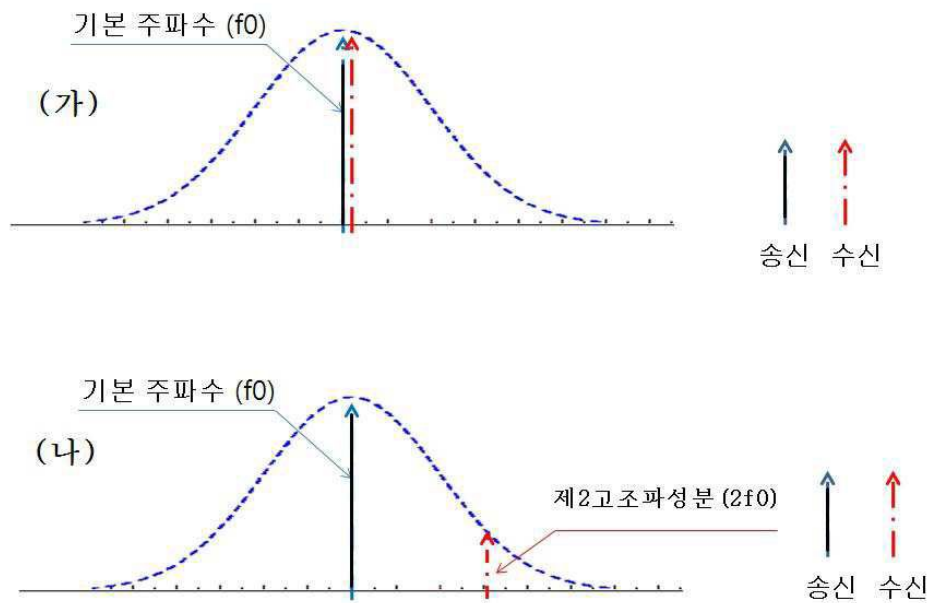
도면2a



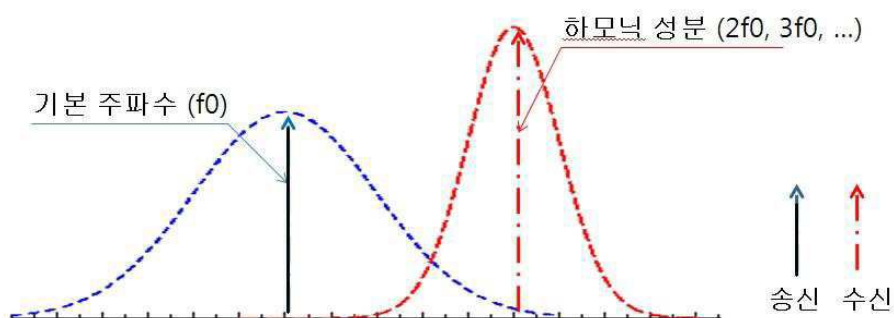
도면2b



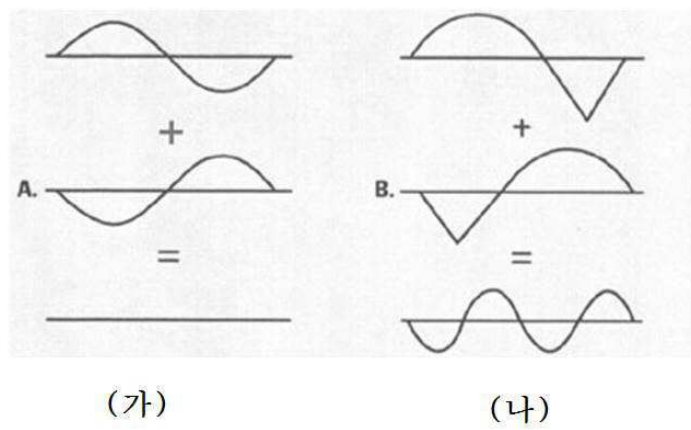
도면2c



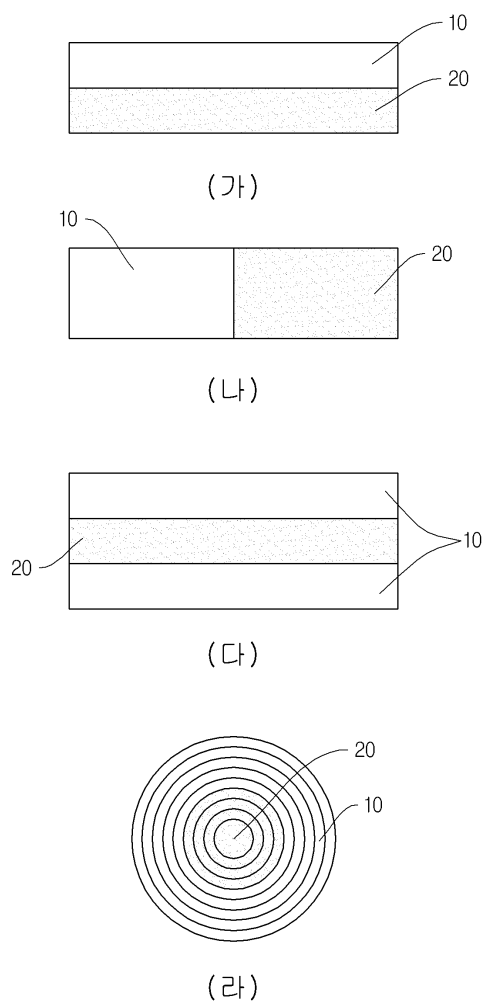
도면3



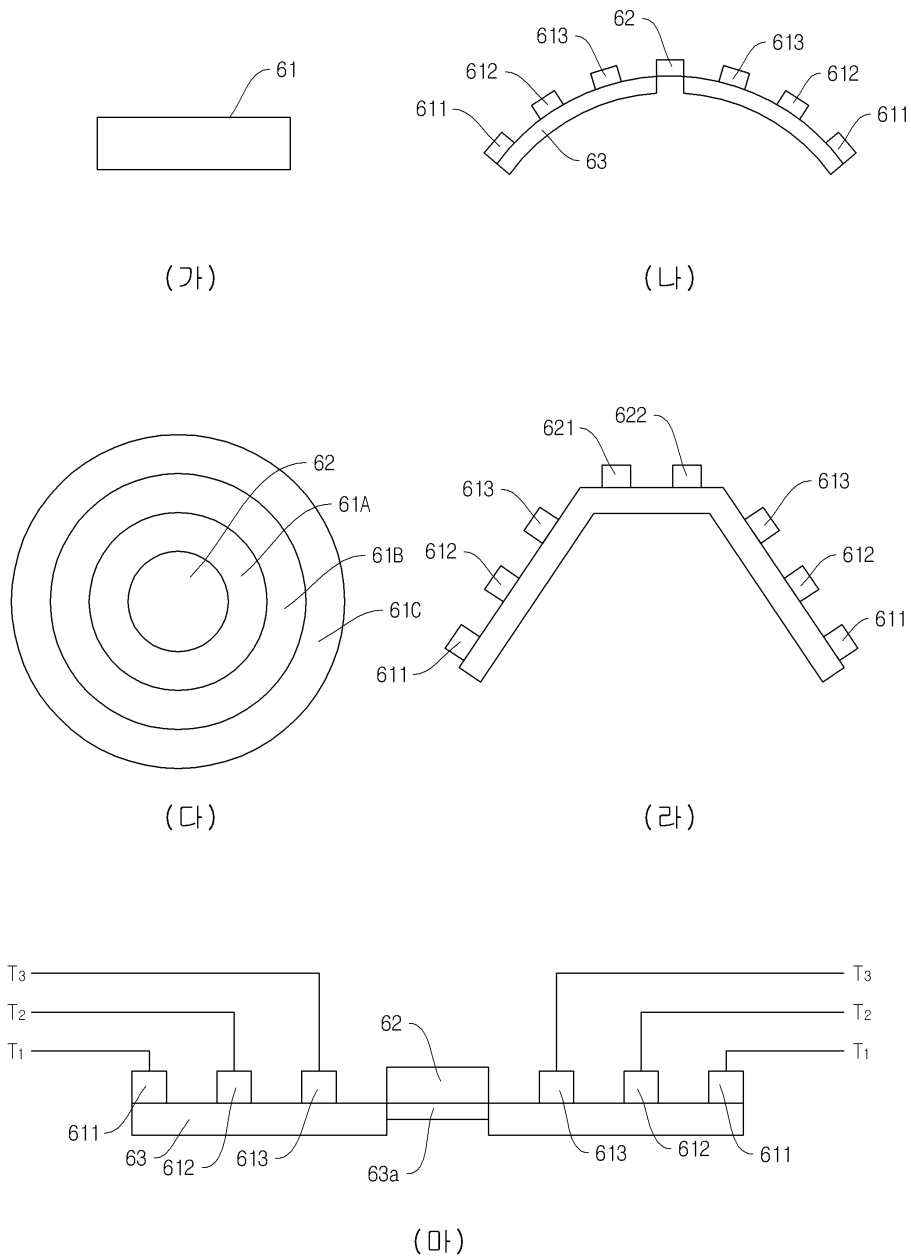
도면4



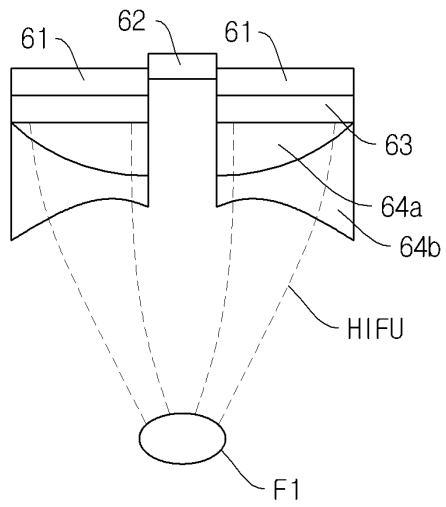
도면5



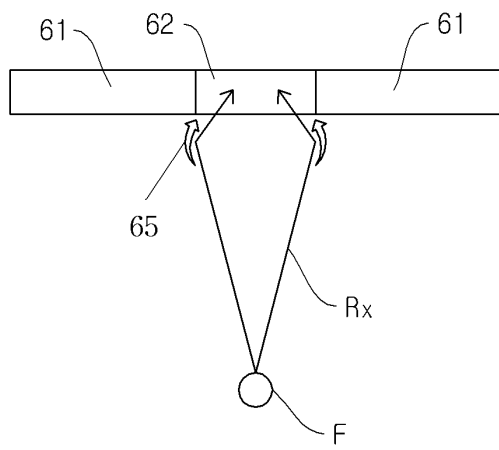
도면6



도면7

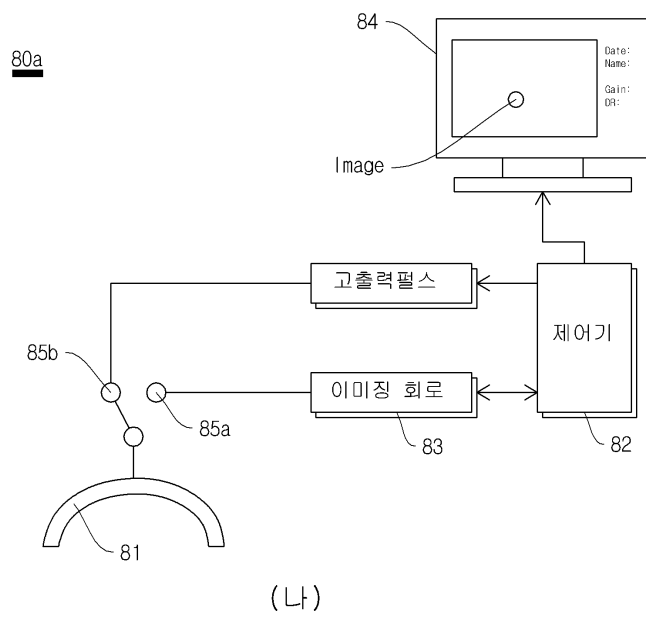
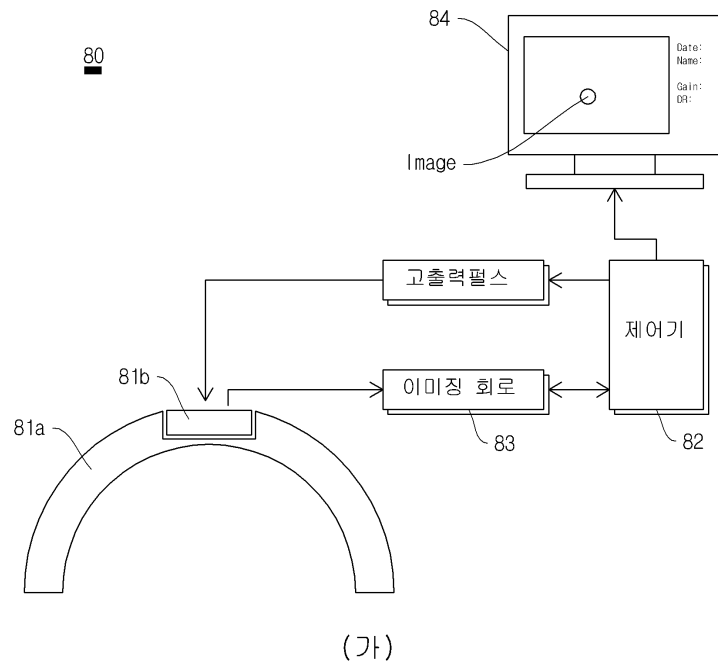


(가)



(나)

도면8



专利名称(译)	发明名称超声探针结构		
公开(公告)号	KR1020120091737A	公开(公告)日	2012-08-20
申请号	KR1020110011703	申请日	2011-02-10
[标]申请(专利权)人(译)	TERANOVA		
申请(专利权)人(译)	我希望股份有限公司.		
当前申请(专利权)人(译)	我希望股份有限公司.		
[标]发明人	PARK SUNG HEE		
发明人	PARK SUNG HEE		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/469 G01N29/24 G01S15/8906		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波探头结构技术领域本发明涉及一种超声波探头结构，该超声波探头结构能够对透射特定波长带的超声波并且获得图像或者产生热效应的区域进行部分修改，并且由此确定。用于发射和接收超声波的超声波探头结构包括第一换能器，该第一换能器在安装在第一区域中的区域中形成焦点并且产生超声波并且被确定，第二部分中的第一换能器和获得信息的第二换能器关于从相邻的超声波获得谐波分量的区域或者以规则的间隔安装并且被反射并确定的区域。

