



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0041723
(43) 공개일자 2015년04월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0120188
(22) 출원일자 2013년10월08일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
류재영
경기 수원시 영통구 매영로310번길 12, 534동
1202호 (영통동, 신성.신안.쌍용.진흥아파트)
김영환
경기 화성시 동탄시범한빛길 10, 231동 503호 (반
송동, 시범한빛마을한화꿈에그린아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리앤목특허법인

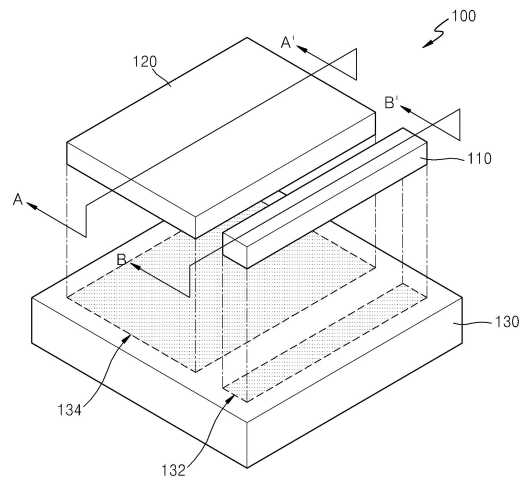
전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 발명의 명칭 초음파 프로브 및 이를 포함한 의료 장치

(57) 요약

초음파 프로브 및 이를 포함한 의료 기기를 제공한다. 본 초음파 프로브는, 특정 파가 유도되도록 대상체를 자극하는 자극부, 특정 파 및 특정 파에 대한 정보가 포함된 초음파 중 적어도 하나를 수신하는 변환부 및 자극부를 구동시키는 제1 회로부와 변환부로부터 초음파에 대응하는 전기적 신호를 수신하는 제2 회로부가 하나의 기판상에 형성된 회로 기판을 포함한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

이제영

경기 용인시 수지구 진산로 90, 510동 1101호 (풍
덕천동, 진산마을삼성5차아파트)

정광록

서울 관악구 관악로30길 27, 116동 1902호 (봉천동, 관악푸르지오1단지아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

특정 파가 유도되도록 상기 대상체를 자극하는 자극부;

상기 특정 파 및 상기 특정 파에 대한 정보가 포함된 초음파 중 적어도 하나를 수신하는 변환부; 및

상기 자극부를 구동시키는 제1 회로부와 상기 변환부로부터 상기 초음파에 대응하는 전기적 신호를 수신하는 제2 회로부가 하나의 기판상에 형성된 회로 기판;을 포함하는 초음파 프로브.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 특정 파는,

음파 및 전단파 중 적어도 하나를 포함하는 초음파 프로브.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 특정 파에 대한 정보는,

상기 특정 파의 변위, 속도 및 세기 중 적어도 하나를 포함하는 초음파 프로브.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 자극부와 상기 변환부의 배열 타입은 상기 제1 회로부와 상기 제2 회로부의 배열 타입과 대응되는 초음파 프로브.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 자극부는 상기 제1 회로부의 상부에 배치되고, 상기 변환부는 상기 제2 회로부의 상부에 배치되는 초음파 프로브.

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 변환부는,

초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 복수 개의 제1 변환 소자를 포함하고, 상기 복수 개의 제1 변환 소자는 2차원으로 배열된 초음파 프로브.

청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 제1 회로부와 상기 제2 회로부 중 적어도 하나는 ASIC(application specific integrated circuit)를 포함하는 초음파 프로브.

청구항 8

제 1항에 있어서,

상기 자극부는,

상기 대상체에서 음파를 유도하기 위한 광을 제공하는 초음파 프로브.

청구항 9

제 8항에 있어서,

상기 광은 펄스 레이저를 포함하는 초음파 프로브.

청구항 10

제 8항에 있어서,

상기 자극부는,

레이저 다이오드를 포함하는 초음파 프로브.

청구항 11

제 1항에 있어서,

상기 제2 회로부는 상기 변환부를 구동시키는 구동 회로를 더 포함하는 초음파 프로브.

청구항 12

제 1항에 있어서,

상기 자극부는, 상기 변환부를 사이에 두고 이격 배치되는 제1 및 제2 자극부를 포함하고,

상기 제1 회로부는, 상기 제1 자극부를 구동시키는 제1 서브 회로부 및 상기 제2 자극부를 구동시키는 제2 서브 회로부를 포함하는 초음파 프로브.

청구항 13

제 12항에 있어서,

상기 제1 및 제2 서브 회로부는 상기 제1 및 제2 자극부를 각각 독립적으로 구동시키는 초음파 프로브.

청구항 14

제 12항에 있어서,

상기 제1 및 제2 자극부는,

상기 대상체에서 전단파가 유도되기 위한 압력파를 제공하는 초음파 프로브.

청구항 15

제 14항에 있어서,

상기 압력파는,

초음파를 포함하는 초음파 프로브.

청구항 16

제 15항에 있어서,

상기 제1 자극부에서 송신한 초음파의 주파수는 상기 제2 자극부에서 송신한 초음파의 주파수와 서로 다른 초음파 프로브.

청구항 17

제 12항에 있어서,

상기 제1 및 제2 자극부 각각은,
전기적 신호를 초음파로 변환시키는 복수 개의 제2 변환 소자를 포함하는 초음파 프로브.

청구항 18

제 17항에 있어서,
상기 제1 및 제2 자극부 각각은,
복수 개의 제2 변환 소자가 1차원으로 배열된 초음파 프로브.

청구항 19

제 12항에 있어서,
상기 제1 및 제2 자극부 중 어느 하나는 광을 제공하고, 나머지 하나는 압력파를 제공하는 초음파 프로브.

청구항 20

제 12항에 있어서,
상기 자극부는, 상기 변환부를 사이에 두고 이격 배치되는 제3 및 제4 자극부를 더 포함하고,
상기 제1 회로부는, 상기 제3 자극부를 구동시키는 제3 서브 회로부 및 상기 제4 자극부를 구동시키는 제4 서브 회로부를 더 포함하는 초음파 프로브.

청구항 21

제 20항에 있어서,
상기 제1 및 제2 자극부 중 적어도 하나는,
상기 제3 및 제4 자극부중 적어도 하나와 2차원으로 배열된 초음파 프로브.

청구항 22

제 20항에 있어서,
상기 제1 및 제2 자극부는 제1 자극을 제공하고, 상기 제3 및 제4 자극부는 제2 자극을 제공하는 초음파 프로브.

청구항 23

제 1항 내지 제 22항 중 어느 한 항에 따른 초음파 프로브; 및
상기 초음파 프로브에서 수신된 신호를 처리하여 영상을 생성하는 신호 처리부;를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 24

제 23항에 있어서,
상기 영상을 표시하는 표시부;를 더 포함하는 초음파 진단 장치.

발명의 설명

기술 분야

본 개시는 초음파 프로브 및 이를 포함한 의료 장치에 관한 것이다.

배경 기술

일반적으로, 초음파 진단 장치는 초음파를 사람이나 동물 등의 생체의 대상체 내에 조사하고, 생체 내에서 반사되는 에코 신호를 검출하여 생체 내 조직의 단층상 등을 모니터에 표시하고, 대상체의 진단에 필요한 정보를 제공한다.

[0003] 이때, 초음파 진단 장치는, 대상체 내로의 초음파의 송신과, 대상체 내로부터의 에코 신호를 수신하기 위한 초음파 프로브를 포함한다. 그리고, 초음파 프로브는 내부에 장착되며 초음파 신호와 전기적 신호를 상호 변환하는 변환부를 포함하며, 일반적으로 변환부는 다수의 변환 소자들의 집합체를 구비한다.

[0004] 한편, 일반적인 초음파 진단 장치는 대상체에 초음파를 송신하고, 대상체로부터 반사된 초음파의 에코 신호를 처리하여 초음파 영상을 생성한다. 그러나, 이와 같은 초음파 영상은 조직의 기계적 특성 등을 정확히 파악할 수 없는 경우가 있고, 해상도가 낮은 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명의 실시예는 대상체를 자극하고, 자극된 대상체에 대한 영상을 획득할 수 있는 초음파 프로브를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명의 일 유형에 따르는 초음파 프로브는, 특정 파가 유도되도록 상기 대상체를 자극하는 자극부; 상기 특정 파 및 상기 특정 파에 대한 정보가 포함된 초음파 중 적어도 하나를 수신하는 변환부; 및 상기 자극부를 구동시키는 제1 회로부와 상기 변환부로부터 상기 초음파에 대응하는 전기적 신호를 수신하는 제2 회로부가 하나의 기판상에 형성된 회로 기판;을 포함한다.

[0007] 그리고, 상기 특정 파는, 초음파 및 전단파 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0008] 또한, 상기 특정 파에 대한 정보는, 상기 특정 파의 변위, 속도 및 세기 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0009] 그리고, 상기 자극부와 상기 변환부의 배열 타입은 상기 제1 회로부와 상기 제2 회로부의 배열 타입과 대응될 수 있다.

[0010] 또한, 상기 자극부는 상기 제1 회로부의 상부에 배치되고, 상기 변환부는 상기 제2 회로부의 상부에 배치될 수 있다.

[0011] 그리고, 상기 변환부는, 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 복수 개의 제1 변환 소자를 포함하고, 상기 복수 개의 제1 변환 소자는 2차원으로 배열될 수 있다.

[0012] 그리고, 상기 제1 회로부와 상기 제2 회로부 중 적어도 하나는 ASIC(application specific integrated circuit)를 포함할 수 있다.

[0013] 또한, 상기 자극부는, 상기 대상체에서 음파를 유도하기 위한 광을 제공할 수 있다.

[0014] 그리고, 상기 광은 펄스 레이저를 포함할 수 있다.

[0015] 또한, 상기 자극부는, 레이저 다이오드를 포함할 수 있다.

[0016] 그리고, 상기 제2 회로부는 상기 변환부를 구동시키는 구동 회로를 더 포함할 수 있다.

[0017] 또한, 상기 자극부는, 상기 변환부를 사이에 두고 이격 배치되는 제1 및 제2 자극부를 포함하고, 상기 제1 회로부는, 상기 제1 자극부를 구동시키는 제1 서브 회로부 및 상기 제2 자극부를 구동시키는 제2 서브 회로부를 포함할 수 있다.

[0018] 그리고, 상기 제1 및 제2 서브 회로부는 상기 제1 및 제2 자극부를 각각 독립적으로 구동시킬 수 있다.

[0019] 또한, 상기 제1 및 제2 자극부는, 상기 대상체에서 전단파가 유도되기 위한 압력파를 제공할 수 있다.

[0020] 그리고, 상기 압력파는, 초음파를 포함할 수 있다.

[0021] 또한, 상기 제1 자극부에서 송신한 초음파의 주파수는 상기 제2 자극부에서 송신한 초음파의 주파수와 서로 다를 수 있다.

[0022] 그리고, 상기 제1 및 제2 자극부 각각은, 전기적 신호를 초음파로 변환시키는 복수 개의 제2 변환 소자를 포함할 수 있다.

[0023] 또한, 상기 제1 및 제2 자극부 각각은, 복수 개의 제2 변환 소자가 1차원으로 배열될 수 있다.

- [0024] 또한, 상기 제1 및 제2 자극부 중 어느 하나는 광을 제공하고, 나머지 하나는 압력파를 제공할 수 있다.
- [0025] 그리고, 상기 자극부는, 상기 변환부를 사이에 두고 이격 배치되는 제3 및 제4 자극부를 더 포함하고, 상기 제1 회로부는, 상기 제3 자극부를 구동시키는 제3 서브 회로부 및 상기 제4 자극부를 구동시키는 제4 서브 회로부를 더 포함할 수 있다.
- [0026] 또한, 상기 제1 및 제2 자극부 중 적어도 하나는, 상기 제3 및 제4 자극부중 적어도 하나와 2차원으로 배열될 수 있다.
- [0027] 그리고, 상기 제1 및 제2 자극부는 제1 자극을 제공하고, 상기 제3 및 제4 자극부는 제2 자극을 제공할 수 있다.
- [0028] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 기기는, 앞서 기술한 초음파 프로브; 및 상기 초음파 프로브에서 수신된 신호를 처리하여 영상을 생성하는 신호 처리부;를 포함한다.
- [0029] 그리고, 상기 영상을 표시하는 표시부;를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0030] 본 개시의 초음파 프로브는 하나의 초음파 프로브로 대상체를 자극하고, 자극된 대상체에 대한 정보를 획득할 수 있다.
- [0031] 본 개시의 초음파 프로브는 대상체의 기계적 특성을 포함한 정보를 획득할 수 있다.
- [0032] 본 개시의 초음파 프로브는 해상도가 높은 영상을 획득하는데 이용될 수 있다.
- [0033] 본 개시의 초음파 프로브는 대상체의 특성, 진단 목적 등에 따라 적응적으로 다양한 초음파 영상을 획득하는데 이용될 수 있다.
- [0034] 본 개시의 의료 진단 장치는 다양한 종류의 초음파 영상을 획득할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0035] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브를 개략적으로 도시한 도면이다.
- 도 2a 및 도 2b는 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 파트를 나타내는 도면이다.
- 도 3 내지 도 7은 본 발명에 적용될 수 있는 변환부의 다양한 예들을 도시한 도면이다.
- 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 제2 회로부를 나타내는 블록도이다.
- 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 음파를 유도하는 자극부를 도시한 도면이다.
- 도 10는 본 발명의 다른 실시예에 따른 진단파를 유도하는 자극부를 도시한 도면이다.
- 도 11 내지 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 복수 개의 자극 파트가 배열된 초음파 프로브를 개략적으로 도시한 도면이다.
- 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브를 포함한 의료 기기를 나타내는 블록도이다.
- 도 15 및 도 16은 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료 기기를 나타내는 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0036] 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 첨부도면을 참조하여 상세히 설명하기로 하며, 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면번호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0037] 본 명세서에서 "대상체"는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한, 본 명세서에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0038] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(100)를 개략적으로 도시한 도면이다. 도 1에 참조하면, 본

발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(100)는 특정 파가 유도되도록 상기 대상체를 자극하는 자극부(110), 특정 파 및 상기한 특정 파에 대한 정보가 포함된 초음파를 수신하여 전기적 신호로 변환시키는 변환부(120) 및 자극부(110)를 구동시키는 제1 회로부(132)와 변환부(120)로부터 상기 전기적 신호를 수신하는 제2 회로부(134)가 하나의 기판상에 형성된 회로 기판(130)을 포함한다. 여기서 기판은 Si, 세라믹 또는 폴리머 계열의 물질로 구성될 수 있다. 또는 상기한 기판은 초음파를 흡수하는 흡음 물질로도 형성될 수 있다. 제1 회로부(132)와 제2 회로부(134)는 ASIC(application specific integrated circuit)로서 하나의 기판에 형성될 수 있다.

[0039] 자극부(110)와 변환부(120)의 배열 타입은 제1 회로부(132)와 제2 회로부(134)의 배열 타입과 대응될 수 있다. 예를 들어, 자극부(110)는 제1 회로부(132)의 상부에 배치될 수 있고, 변환부(120)는 제2 회로부(134)의 상부에 배치될 수 있다.

[0040] 상기와 같이, 하나의 기판상에 제1 및 제2 회로부(134)가 배치됨으로써 하나의 초음파 프로브(100)로 대상체를 자극하면서 대상체에 대한 영상을 획득할 수 있다. 이하에서는 자극부(110) 및 제1 회로부(132)를 자극 파트라고 하고, 변환부(120) 및 제2 회로부(134)를 영상 파트라고 칭할 수 있다. 이하에서는 초음파 프로브(100)를 영상 파트와 자극 파트 별로 구체적으로 설명한다.

[0041] 도 2a 및 도 2b는 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 파트를 나타내는 도면이다. 도 2a에 도시된 바와 같이, 영상 파트 중 변환부(120)는 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 복수 개의 제1 변환 소자(210)를 포함할 수 있다. 상기한 제1 변환 소자(210)는 진동에 의해 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 압전 물질로 형성될 수 있다. 즉, 제1 변환 소자(210)는 압전 물질을 복수 개로 분할하여 형성될 수 있다. 예를 들어, 길이 방향으로 길게 형성된 압전 물질을 다이싱 가공하여 제조될 수 있다. 그러나, 복수 개의 압전 소자를 분할 제조하는 것은 이러한 방법에 한정되는 것은 아니며 금속 혹은 금속을 포함하는 전도성 물질을 눌러서 복수 개의 압전 소자를 형성시키는 방법 등 다양한 방법으로 제조할 수 있다. 상기한 압전 물질은 피에조 현상을 일으키는 압전 세라믹, 단결정, 상기 재료와 고분자를 복합한 복합 압전 물질 등일 수 있다.

[0042] 복수 개의 제1 변환 소자(210)는, 도 2b에 도시된 바와 같이, 초음파 진행 방향과 수직한 평면상에 2차원적으로 배열될 수도 있다. 이를 2차원 변환 소자 어레이라고 할 수 있다. 2차원 변환 소자 어레이는 직선형 배열(Linear Array)일 수도 있지만 곡선형 배열일 수도 있다. 배열 형태는 설계자의 의도에 따라 다양하게 설정될 수 있다. 2차원 변환 소자 어레이는 보다 정밀한 영상을 획득할 수 있는 반면, 제1 변환 소자(210)에 인가되는 전압의 크기가 제한될 수 있다. 예를 들어, 각 제1 변환 소자(210)에 인가되는 전압은 10V이하일 수 있다.

[0043] 또한, 변환부(120)는 제1 변환 소자(210)를 지지할 뿐만 아니라 제1 변환 소자(210)와 회로 기판(130)을 전기적으로 연결시키는 연결부(220)를 포함할 수 있다. 구체적으로, 연결부(220)는 제1 변환 소자(210)의 후면에서 제1 변환 소자(210)를 지지하면서 제1 변환 소자(210)의 뒤쪽으로 송신되어 검사 또는 진단 등에 직접 사용되지 않는 초음파를 흡수하는 흡음부(222)와 흡음부(222) 내에 배치되며 제1 변환 소자(210)와 제1 회로부(132)를 전기적으로 연결시키는 복수 개의 전극(224)을 포함할 수 있다.

[0044] 흡음부(222)는 초음파를 흡수할 수 있는 저음향 임피던스를 갖는 감쇠 물질로 형성될 수 있으며, 전극(224)은 전도성 물질로 형성될 수 있다. 각 전극(224)은 서로 이격 배열되어 있으면서 제1 변환 소자(210) 각각을 제2 회로부(134)에 전기적으로 연결시킬 수 있다. 흡음부(222)는 하나의 층으로 형성될 수 있고, 복수 개의 층이 수평 방향으로 결합된 다층 구조일 수도 있다. 예를 들어, 제1 흡음층의 측부에 전극(224) 패턴을 형성하고 제2 흡음층과 수평하게 결합하는 방식으로 형성될 수 있다. 도면에는 하나의 연결부(220)가 복수 개의 제1 변환 소자(210)를 지지한다고 도시되어 있으나, 이에 한정되지 않는다. 복수 개의 제1 변환 소자를 그룹핑하여 두 개 이상의 연결부가 그룹핑된 제1 변환 소자들을 지지할 수 있다.

[0045] 변환부(120)의 제1 변환 소자(210)로서 압전 소자에 설명하였으나, 이에 한정되지 않는다. 이외에도 변환부는 정전 용량의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 정전 용량형 변환부(capacitive micromachined ultrasonic transducer, cMUT), 자기장의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 자기형 변환부(magnetic micromachined ultrasonic transducer, mMUT), 광학적 특성의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 광학형 초음파 검출기(Optical ultrasonic detection) 등으로 구현될 수 있다.

[0046] 도 3 내지 도 7은 본 발명에 적용될 수 있는 변환부(120)의 다양한 예들을 도시한 도면이다. 도 3에 도시된 바와 같이, 변환부(120)의 연결부(220)는 흡음부(222)의 상면에도 전극(226)이 배치될 수 있다. 흡음부(222)의 내면 즉 측부에 배치된 전극(224)을 측부 전극이라고 하고, 흡음부(222)의 상면에 배치되는 전극(224)을 상부 전극이라고 칭할 수 있다. 도 3과 같이 연결부(220)에 상부 전극(226)을 더 포함함으로써 제1 변환 소자(210)와

제2 회로부(134)간의 전기적 연결을 견고히 할 수 있다.

- [0047] 또는, 도 4에 도시된 바와 같이, 연결부(220)는 복수 개의 연결 소자(230)로 형성될 수 있다. 각 연결 소자(230)는 제1 변환 소자(210) 각각을 지지하면서 서로 이격되게 배열될 수 있다. 각 연결 소자(230)가 각 제1 변환 소자(210)를 지지할 수도 있지만, 이에 한정되지 않는다. 하나의 연결 소자(230)가 복수 개의 제1 변환 소자(210)를 지지할 수도 있다. 도 4의 연결 소자(230)는 전도성 물질로 형성될 수 있다. 그리하여, 연결 소자(230) 자체가 제1 변환 소자(210)를 지지하면서도 제1 변환 소자(210)를 제2 회로부(134)와 전기적으로 연결할 수 있다.
- [0048] 한편, 연결 소자(230)의 음향 임피던스는 제1 변환 소자(210)의 음향 임피던스보다 클 수 있다. 그리하여, 제1 변환 소자(210)의 후방으로 방출되는 초음파는 연결부(220)에 의해 반사되어 제1 변환 소자(210)의 전방으로 방출될 수 있다. 그 결과 초음파의 방출 효율을 극대화시킬 수 있다. 상기한 연결 소자(230)는 텅스텐 카바이드, 그라파이트 등과 같이, 전도성이 있으면서 음향 임피던스가 높은 물질로 형성될 수 있다. 한편, 연결 소자(230)의 하면에는 용착 물질(미도시)이 코팅되어 연결 소자(230)가 제2 회로부(134)에 보다 용이하게 접합될 수 있다. 이와 같은 용착 물질도 전도성 물질일 수 있으며, 예를 들어, 주석(Sn), 은(Ag), 납(Pb) 등을 포함할 수 있다.
- [0049] 또는, 도 5에 도시된 바와 같이, 회로 기관(130)의 하면에 흡음부(140)가 더 배치될 수 있다. 그리하여, 초음파 프로브의 회로 기관(130)의 하부에 배치된 영역으로 초음파가 송신되는 것을 방지할 수 있다.
- [0050] 또는, 도 6에 도시된 바와 같이, 변환부(120)는 제1 변환 소자(210)에서 발생된 초음파의 음향 임피던스를 대상체의 음향 임피던스와 매칭시키는 매칭부(240)를 더 포함할 수 있다. 매칭부(240)는 제1 변환 소자(210)의 상면에 배치되며, 제1 변환 소자(210)에서 발생하는 초음파의 음향 임피던스를 단계적으로 변경시켜 초음파의 음향 임피던스를 대상체의 음향 임피던스와 가깝게 한다. 매칭부(240)는 제1 변환 소자(210)의 상면을 따라서 길게 형성될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며 부분적으로 형성되는 것도 가능하다. 또한, 매칭부(240)는 본 실시예에서 단일 층으로 형성되지만, 다층 구조일 수도 있다.
- [0051] 뿐만 아니라, 도 7에 도시된 바와 같이, 변환부(120)는 초음파를 집속시키는 음향 렌즈(250)를 더 포함할 수 있다. 음향 렌즈(250)는 제1 변환 소자(210)의 상부에 배치되며, 제1 변환 소자(210)에서 발생된 초음파를 집속시키는 역할을 한다. 음향 렌즈(250)는 대상체에 가까운 음향 임피던스를 가진 실리콘 고무 등의 물질로 형성될 수 있다. 또한, 음향 렌즈(250)의 형상은 중앙이 볼록할 수도 있고 평평할 수 있다. 음향 렌즈(250)는 설계자의 설계에 따라 다양한 형상을 가질 수 있다.
- [0052] 한편, 제2 회로부(134)는 변환부(120)로부터 전기적 신호를 수신할 뿐만 아니라, 변환부(120)를 구동시킬 수도 있다. 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 제2 회로부(134)를 나타내는 블록도이다. 도 8을 참조하면, 제2 회로부(134)는 변환부(120)를 구동하기 위한 전기적 신호를 제공하는 구동 회로부(310)와 변환부(120)로부터 초음파에 대응하는 전기적 신호를 수신하여 초음파 데이터를 생성하는 수신 회로부(330)를 포함할 수 있다.
- [0053] 구동 회로부(310)는 펄스 생성부(312), 송신 지연부(314) 및 펄서(316)를 포함할 수 있다. 펄스 생성부(312)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신용 초음파를 형성하기 위한 레이트 펄스(rate pulse)를 생성한다. 송신 지연부(314)는 송신 지향성(transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스 생성부(312)에 의해 생성되는 레이트 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 레이트 펄스는, 변환부(120) 내 제1 변환 소자에 각각 대응될 수 있다. 펄서(316)는, 지연 시간이 적용된 각각의 레이트 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 제1 변환 소자에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.
- [0054] 수신 회로부(330)는 변환부(120)로부터 수신되는 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 수신 회로부(330)는 증폭기(332), ADC(334)(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter), 수신 지연부(336), 및 합산부(338)를 포함할 수 있다.
- [0055] 증폭기(332)는 변환부(120)로부터 수신된 신호를 증폭하며, ADC(334)는 증폭된 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(336)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 신호에 적용한다. 합산부(338)는 수신 지연부(336)에 의해 처리된 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다.
- [0056] 한편, 수신 회로부(330)의 증폭기(332)는 자극부(110)의 자극 여부에 따라 이득을 다르게 적용할 수 있다. 예를 들어, 변환부(120)가 자극이 없는 대상체에 대한 초음파의 에코 신호를 수신한 경우, 증폭기(332)는 이득값을

크게 설정하여 변환부(120)로부터 수신된 신호를 증폭시킬 수 있다. 반면, 변환부(120)가 자극된 대상체에 대한 초음파의 에코 신호를 수신한 경우, 증폭기(332)는 이득값을 작게 설정하여 변환부(120)로부터 수신된 신호를 증폭시킬 수 있다.

[0057] 각 제1 변환 소자는 구동 회로부(310) 및 수신 회로부(330)에 하나씩 연결될 수도 있고, 그룹핑된 복수 개의 제1 변환 소자가 구동 회로부(310) 및 수신 회로부(330)에 연결될 수도 있다. 또는 일부의 제1 변환 소자는 구동 회로부(310)에 연결되고, 나머지 제1 변환 소자는 수신 회로부(330)에 연결될 수도 있다. 상기한 제2 회로부(134)는 ASIC(application specific integrated circuit)일 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0058] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(100)는 일반적인 초음파 영상을 획득하기 위해 영상 파트를 이용할 수 있다. 예를 들어, 제2 회로부(134)의 구동 회로부(310)가 전기적 송신 신호를 변환부(120)로 인가하고, 변환부(120)는 전기적 송신 신호를 초음파로 변환한 후 대상체에 송출한다. 그리고, 변환부(120)는 상기한 대상체로부터 반사된 초음파 즉, 초음파 에코 신호를 수신하고 이를 전기적 수신 신호로 변환한 후 수신 회로부(330)로 인가한다. 수신 회로부(330)는 전기적 수신 신호로부터 영상 데이터를 생성할 수 있다. 수신 회로부(330)에서 생성된 영상 데이터는 초음파 영상의 기초가 된다. 자극이 가해지지 않는 대상체에 대한 초음파 영상을 이하 일반 초음파 영상이라고 한다.

[0059] 한편, 본 발명의 초음파 프로브(100)에 포함된 자극부(110)는 음파 또는 전단파가 유도되도록 대상체에 자극을 제공할 수 있다. 상기한 자극은 광 또는 압력파일 수 있다.

[0060] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 음파를 유도하는 자극부(400)를 도시한 도면이다. 도 9에 도시된 바와 같이, 자극부(410)는 음파가 유도되도록 대상체에 광을 제공할 수 있다. 상기한 자극부(410)는 레이저를 발생시키는 레이저 다이오드를 포함할 수 있다. 상기한 레이저는 펄스 레이저일 수 있으며, 레이저의 펄스 폭은 나노 또는 피코 크기인 것이 바람직하다. 유도된 음파는 초음파일 수도 있다. 자극부(410)는 하나의 레이저 다이오드를 포함할 수도 있고, 복수 개의 레이저 다이오드를 포함할 수도 있다. 그리고, 제1 회로부(432)는 레이저 다이오드를 구동시킬 수 있는 구동 회로를 포함할 수 있다. 제1 회로부(432)는 각 레이저 다이오드당 하나의 구동 회로가 배치될 수도 있고, 복수 개의 레이저 다이오드당 하나의 구동 회로가 배치될 수도 있다. 도 9에는 도시되어 있지 않지만, 자극부(410)는 복수의 레이저 다이오드로부터 발생된 광을 동일 광축에 포커싱시키는 포커싱부를 더 포함할 수도 있다.

[0061] 자극부(110)에서 방출된 레이저 에너지는 대상체 내의 조직에 의해 흡수되고, 이는 급격한 온도 증가 및 열 팽창을 야기한다. 이러한 열 팽창으로 대상체 내에서 음파(예를 들어, 초음파)가 발생할 수 있다. 조직마다 광 흡수 특성이 다르기 때문에, 대상체에서 발생된 음파의 세기 및 위치로부터 대상체를 영상화할 수 있다. 광 자극을 이용한 영상을 광음향 영상이라고 할 수 있다.

[0062] 상기한 광음향 영상은 광흡수에 의한 대조 효과가 높고, 해상도가 높은 잇점이 있다. 그리하여, 광음향 영상은 조기 암 발견에 유용하다. 광음향 영상을 획득하기 위해, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(100)의 자극 파트 및 영상 파트가 이용될 수 있다. 예를 들어, 제1 회로부(132)의 구동 회로부(310)가 전기적 자극 신호를 자극부(110)로 인가하고, 자극부(110)는 전기적 자극 신호를 자극, 예를 들어, 광으로 변환한 후 대상체에 조사한다. 대상체에 광이 조사됨으로써 대상체내 조직은 광에 의해 온도 증가 및 열 팽창을 하게 되고, 음파(예를 들어, 초음파)를 발생시킨다. 그러면, 변환부(120)는 상기한 대상체에서 발생된 음파를 수신하고, 이를 전기적 수신 신호로 변환한 후 수신 회로부(330)로 인가한다. 수신 회로부(330)는 전기적 수신 신호로부터 영상 데이터를 생성할 수 있다. 수신 회로부(330)에서 생성된 영상 데이터는 광음향 영상의 기초가 된다.

[0063] 또는, 광에 의해 대상체에서 초음파가 아닌 음파가 발생한 경우, 초음파 프로브는 초음파를 발생하고, 음파에 대한 정보, 예를 들어, 속도 등을 포함하는 초음파의 에코 신호를 수신할 수도 있다.

[0064] 도 9에서는 자극부(110)로서 레이저 다이오드를 설명하였으나, 이에 한정되지 않는다. 자극부(110)는 대상체에 음파를 유도하는 광을 발생시킬 수 있는 광원이면 어떠한 광원이라도 무방하다. 예를 들어, 자극부(110)는, LED(발광 다이오드) 블랙바디 라디에이터 및 램프 중 어느 하나를 포함할 수도 있다.

[0065] 도 10는 본 발명의 다른 실시예에 따른 전단파를 유도하는 자극부를 도시한 도면이다. 도 10에 도시된 바와 같이, 자극부(110)는 전단파가 유도되도록 대상체에 압력파를 제공할 수 있다. 상기한 압력파는 포인트 펄스(point impulse)의 힘(force)일 수 있다. 포인트 펄스 힘은 초음파일 수 있다. 그리하여, 자극부(510)는 도 2에 도시된 전기적 신호를 초음파로 변환시키는 변환부와 동일한 구조를 갖을 수 있다.

[0066] 예를 들어, 도 10의 자극부(510)는 복수 개의 제2 변환 소자(511)를 포함할 수 있고, 복수 개의 제2 변환 소자

(511)는 1차원 또는 2차원으로 배열될 수 있다. 자극부(310)의 제2 변환 소자(511)가 1차원으로 배열되도록 하는 이유는 제2 변환 소자(511) 각각에 인가되는 전압을 크게 설정하기 위함이다. 제2 변환 소자(511)에서 방출되는 초음파는 대상체에 전단파를 유도시켜야 하기 때문에 변환부(120)에서 방출되는 초음파 보다 그 세기가 큰 것이 바람직하다. 예를 들어, 자극부(510)에 인가되는 전압은 150V이상일 수 있다. 또한, 제1 회로부(132)는 자극부(510)로서의 제2 변환 소자(511)를 구동시킨다. 제1 회로부(132)는 제2 회로부(134)의 구동 회로부(310)와 그 구성이 동일할 수 있으므로, 구체적인 설명은 생략한다. 즉, 제1 회로부(132)는 대상체를 자극할 뿐이어서 수신 회로부(330)를 포함할 필요가 없다.

[0067]

자극부(510)에서 방출된 초음파 에너지는 대상체내 조직에 포커싱되고, 조직은 응력에 의해 복원되면서 전단파를 발생시킨다. 한편, 전단파의 전단 계수는 조직의 기계적 계수에 따라 다르다. 예를 들어, 암, 종양과 같은 비정상 조직은 정상 조직보다 높은 탄성을 가질 수 있다. 이로 인하여, 암, 종양과 같은 비정상 조직은 주변의 정상 조직보다 전단 계수(shear modulus)가 높게 나타날 수 있다. 그리하여, 전단파의 변위는 조직의 기계적 계수, 예를 들어, 탄성 계수에 따라 변경될 수 있기 때문에 전단파가 진행하는 대상체에 대한 초음파 영상으로부터 전단파의 변위를 산출할 수 있다. 이와 같은 전단파의 정보가 포함된 초음파 영상을 탄성 초음파 영상(Elastography)이라고 할 수 있다.

[0068]

탄성 초음파 영상을 획득하기 위해, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브의 자극 파트 및 영상 파트가 이용될 수 있다. 예를 들어, 제1 회로부(530)가 전기적 자극 신호를 자극부(510)로 인가하고, 자극부(510)는 전기적 자극 신호를 자극, 예를 들어, 초음파로 변환한 후 대상체에 조사한다. 그러면, 대상체에 초음파가 포커싱됨으로써 대상체는 응력에 의한 전단파를 발생시킨다. 그러면, 변환부(120)는 대상체에 초음파를 송신하고, 전단파가 진행하고 있는 대상체로부터 반사된 초음파, 즉, 초음파의 에코 신호를 수신한다. 상기한 초음파의 에코 신호에는 전단파에 대한 정보가 포함된다. 변환부(120)는 초음파의 에코 신호를 전기적 수신 신호로 변환한 후 수신 회로부(330)로 인가한다. 수신 회로부(330)는 전기적 수신 신호로부터 영상 데이터를 생성할 수 있다. 수신 회로부(330)에서 생성된 영상 데이터는 탄성 초음파 영상의 기초가 된다.

[0069]

앞서 기술한 바와 같이, 하나의 초음파 프로브(100)를 이용하여 일반 초음파 영상 및 광음향 영상의 기초가 되는 신호를 획득할 수도 있고, 일반 초음파 영상 및 탄성 초음파 영상의 기초가 되는 신호를 획득할 수 있다. 그리고, 하나의 회로 기판내에 자극부 및 변환부를 구동시키는 회로 및 초음파에 대응하는 전기적 신호를 수신하는 회로를 형성하기 때문에 초음파 프로브를 소형화할 수 있다.

[0070]

지금까지 하나의 초음파 프로브 내에 하나의 영상 파트와 하나의 자극 파트가 있다고 설명하였다. 자극 파트는 하나일 수도 있지만, 복수 개일 수도 있다. 그리고, 복수 개의 자극 파트는 대상체에 서로 다른 종류의 자극을 제공할 수도 있다.

[0071]

도 11 내지 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 복수 개의 자극 파트가 배열된 초음파 프로브를 개략적으로 도시한 도면이다.

[0072]

도 11에 도시된 바와 같이, 자극부는 변환부(620)를 사이에 두고 이격 배치되는 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)를 포함할 수 있고, 제1 회로부도 제2 회로부(720)를 사이에 두고 이격 배치되는 제1 제2 서브 회로부(710a, 710b)를 포함할 수 있다. 제1 및 제2 서브 회로부(710a, 710b)와 제2 회로부(720)는 하나의 회로 기판(700)상에 형성될 수 있으며, 제1 서브 회로부(710a)(710a)는 제1 자극부(610a)를 구동시키고, 제2 서브 회로부(710b)는 제2 자극부(610b)를 구동시킬 수 있다. 뿐만 아니라, 변환부(620), 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)의 배열 타입은 제2 회로부(720), 제1 및 제2 서브 회로부(710a, 710b)의 배열 타입과 대응된다. 예를 들어, 제2 회로부(720)의 상부에는 변환부(620)가 배치되고, 제1 서브 회로부(710a)의 상부에는 제1 자극부(610a)가 배치되며, 제2 서브 회로부(710b)의 상부에는 제2 자극부(610b)가 배치될 수 있다.

[0073]

제1 및 제2 자극부(610a, 610b)는 동일한 종류의 자극을 대상체에 제공할 수 있다. 예를 들어, 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)는 레이저 다이오드이거나 하나 이상의 제2 변환 소자일 수 있다. 상기와 같이, 변환부(620)의 사이에 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)를 배치시킴으로써 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)에서 조사되는 자극이 변환부(620)의 전방에 배치된 대상체의 관심 영역에 포커싱되도록 할 수 있다.

[0074]

또한, 제1 및 제2 서브 회로부(710a, 710b)는 각각 독립적으로 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)를 구동시킬 수 있다. 예를 들어, 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)가 압력파를 제공하는 변환 소자를 포함하는 경우, 제1 자극부(610a)에서 송출되는 초음파의 주파수와 제2 자극부(610b)에서 송출되는 초음파의 주파수가 다를 수 있다. 주파수가 다른 초음파가 대상체에 포커싱되면, 대상체의 비선형성에 의해 두 주파수 차이에 대응하는 전단파가 유도

될 수 있다. 상기한 유도된 전단파에 대한 변위 정보로부터 탄성 초음파 영상을 획득할 수 있다.

[0075] 뿐만 아니라, 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)는 다른 종류의 자극을 대상체에 제공할 수 있다. 예를 들어, 제1 자극부(610a)는 광을 대상체에 제공할 수도 있고, 제2 자극부(610b)는 압력파를 대상체에 제공할 수 있다. 광을 향 영상을 획득하고자 하는 경우 제1 서브 회로부(710a) 및 제2 회로부(720)가 동기화되어 동작하고, 탄성 초음파 영상을 획득하고자 하는 경우 제2 서브 회로부(710b) 및 제2 회로부(720)가 동기화되어 동작할 수 있다.

[0076] 한편, 도 12에 도시된 바와 같이, 자극부(610)는 변환부(620)를 가운데 두고 이격 배치되는 제1 내지 제 4 자극부(610a, 610b, 610c, 610d)를 포함할 수 있고, 제1 회로부(710)도 제2 회로부(720)를 가운데 두고 이격 배치되는 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d)를 포함할 수 있다. 제2 회로부(720) 및 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d)는 하나의 회로 기판(700)상에 형성될 수 있다. 그리고, 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d) 각각은 제1 내지 제4 자극부(610a, 610b, 610c, 610d) 각각을 구동시킬 수 있다. 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d)는 각각 독립적으로 제1 내지 제4 자극부(610a, 610b, 610c, 610d)를 구동시킬 수도 있고, 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d) 중 적어도 두 개는 서로 연동하여 동작할 수도 있다. 뿐만 아니라, 변환부(620), 제1 내지 제4 자극부(610a, 610b, 610c, 610d)의 배열 타입은 제2 회로부(720), 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d)의 배열 타입과 대응된다. 예를 들어, 제2 회로부(720)의 상부에는 변환부(620)가 배치되고, 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d) 각각의 상부에는 제1 내지 제4 자극부(610a, 610b, 610c, 610d)가 배치될 수 있다. 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)는 서로 대향하며, 제3 및 제4 자극부(610c, 610d)도 서로 대향하게 배치될 수 있다. 또한, 제1 및 제2 자극부(610a, 610b) 중 적어도 하나는 제3 및 제4 자극부(610c, 610d) 중 적어도 하나와 2차원을 배열될 수 있다.

[0077] 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)는 제1 자극을 제공하고, 제3 및 제4 자극부(610c, 610d)는 제2 자극을 제공할 수 있다. 예를 들어, 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)는 자극으로 광을 제공하고, 제3 및 제4 자극부(610c, 610d)는 자극으로 압력파를 제공할 수 있다. 그리하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(100)는 하나의 변환부(620)를 통해 세 종류의 영상, 즉, 일반 초음파 영상, 광음향 영상 및 탄성 초음파 영상을 획득할 수 있다. 예를 들어, 변환부(620)의 동작으로 초음파 영상을 획득할 수 있고, 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)와 변환부(620)의 동작으로 광음향 영상을 획득할 수 있으며, 제3 및 제4 자극부(610c, 610d)와 변환부(620)의 동작으로 탄성 초음파 영상을 획득할 수 있다.

[0078] 또는, 도 13에 도시된 바와 같이, 변환부(620)를 가운데 두고 제1 내지 제4 자극부(610a, 610b, 610c, 610d)가 1차원으로 배열될 수 있고, 제1 내지 제4 서브 회로부도 제2 회로부(720)를 가운데 두고 1차원으로 배열될 수 있다. 제2 회로부(720) 및 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d)는 하나의 기판상에 형성될 수 있다. 그리고, 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d) 각각은 제1 내지 제4 자극부(610a, 610b, 610c, 610d)를 구동시킬 수 있다. 뿐만 아니라, 변환부(620), 제1 내지 제4 자극부(610a, 610b, 610c, 610d)의 배열 타입은 제2 회로부(720), 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d)의 배열 타입과 대응된다. 예를 들어, 제2 회로부(720)의 상부에는 변환부(620)가 배치되고, 제1 내지 제4 서브 회로부(710a, 710b, 710c, 710d) 각각의 상부에는 제1 내지 제4 자극부(610a, 610b, 610c, 610d)가 배치될 수 있다. 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)는 서로 대향하며, 제3 및 제4 자극부(610c, 610d)도 서로 대향하게 배치될 수 있다.

[0079] 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)는 제1 자극을 제공하고, 제3 및 제4 자극부(610c, 610d)는 제2 자극을 제공할 수 있다. 예를 들어, 제1 및 제2 자극부(610a, 610b)는 자극으로 압력파(예를 들어, 초음파)를 제공하고, 제3 및 제4 자극부(610c, 610d)는 자극으로 광을 제공할 수 있다.

[0080] 상기한 초음파 프로브는 진단 장치 또는 치료 장치인 의료 기기에 적용될 수 있다. 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브를 포함한 의료 기기를 나타내는 블록도이다. 도 14를 참조하면, 의료 기기는 앞서 기술한 초음파 프로브(100) 및 초음파 프로브(100)로부터 수신한 초음파 데이터로 초음파 영상을 생성하는 신호 처리부(810)를 포함할 수 있다. 초음파 프로브(100)는 앞서 기술하였는바, 구체적인 설명은 생략한다.

[0081] 신호 처리부(810)는 초음파 프로브(100)에서 생성한 초음파 데이터를 처리하여 초음파 영상을 생성한다. 예를 들어, 신호 처리부(810)는 초음파 프로브(100)에서 생성된 초음파 데이터를 빔포밍(beamforming) 처리하여 초음파 영상을 획득할 수 있다. 초음파 영상은, 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호의 크기를 밝기로 나타내는 B 모드(brightness mode) 영상, 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체의 영상을 스펙트럼 형태로 나타내는 도플러 모드(doppler mode) 영상, 어느 일정 위치에서 시간에 따른 대상체의 움직임을 나타내는 M 모드(motion mode) 영상, 대상체에 컴프레션(compression)을 가할 때와 가하지 않을 때의 반응 차이를 영

상으로 나타내는 탄성 모드 영상, 및 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체의 속도를 컬러로 표현하는 C 모드 영상(Color mode image) 중 적어도 하나일 수 있다. 초음파 영상의 생성 방법은 현재 실시 가능한 초음파 영상 생성 방법을 적용하므로, 이에 대한 구체적인 설명은 생략한다. 이에 따라 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상은 1D, 2D, 3D, 4D 등 모드 차원의 영상을 포함할 수 있다. 상기한 초음파 영상은 탄성 초음파 영상도 포함된다.

[0082] 한편, 탄성 초음파 영상으로부터 신호 처리부(810)는 전단파의 변위를 산출하고, 산출된 전단파의 변위로부터 대상체의 기계적 계수를 산출할 수 있다. 그리하여, 신호 처리부(810)는 초음파 영상을 획득하는 영상 획득부 이외에도 전단파의 변위를 산출하는 변위 산출부 및 대상체의 기계적 계수(예를 들어, 탄성 계수)를 산출하는 계수 산출부를 더 포함할 수 있다.

[0083] 구체적으로, 영상 획득부는 에코 신호에 대응하는 전기적 신호들을 빔포밍(beamforming) 처리하여 복수 개의 초음파 영상을 획득할 수 있다. 초음파 영상은 전단파가 포함된 관심 영역에 대한 초음파 영상이다. 영상 획득부는 관심 영역에 전단파가 유도된 후 복수 개의 초음파 영상을 일정 시간 간격으로 순차적으로 획득할 수 있다.

[0084] 변위 산출부는 복수 개의 초음파 영상 중 하나를 기준 프레임으로 선택한다. 예를 들어, 변위 산출부는 복수 개의 초음파 영상 중 가장 나중에 획득된 초음파 영상을 기준 프레임으로 선택할 수도 있고, 전단파가 관심 영역을 통과한 이후에 상기한 관심 영역에 대한 초음파 영상을 기준 프레임으로 선택할 수도 있다. 변위 산출부는 복수 개의 초음파 영상 중에서 기준 프레임을 선택함으로써 전단파의 변위를 보다 정확하게 산출할 수 있다.

[0085] 그리고, 변위 산출부는 복수 개의 초음파 영상 각각과 기준 프레임을 비교하여 전단파의 변위를 산출할 수 있다. 초음파 영상과 기준 프레임의 비교시 상호 상관(cross correlation) 기법을 적용할 수 있다.

[0086] 나아가, 계수 산출부는 전단파의 변위를 이용하여 조직의 기계적 계수를 산출한다. 예를 들어, 계수 산출부는 전단파의 변위에 포함된 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들을 이용하여 전단파의 이동 속도를 계산한다. 그리고, 계산된 이동 속도의 제곱에 조직의 밀도를 곱함으로써 전단 계수를 산출할 수 있다. 이외에도 계수 산출부는 전단파의 변위를 이용하여 조직의 강도 등을 산출할 수도 있다.

[0087] 도 15 및 도 16은 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료 기기를 나타내는 블록도이다. 도 15에 도시된 바와 같이, 의료 기기는 초음파 프로브(100), 신호 처리부(810) 이외에도 표시부(820)를 더 포함할 수 있다. 표시부(820)는 초음파 진단 장치에서 처리되는 정보를 표시한다. 예를 들어, 표시부(820)는 신호 처리부(810)에서 생성한 초음파 영상을 표시할 수 있으며, 사용자의 입력을 요청하기 위한 GUI 등을 표시할 수도 있다.

[0088] 표시부(820)는 액정 디스플레이(liquid crystal display), 박막 트랜지스터 액정 디스플레이(thin film transistor-liquid crystal display), 유기 발광 다이오드(organic light-emitting diode), 플렉서블 디스플레이(flexible display), 3차원 디스플레이(3D display), 전기영동 디스플레이(electrophoretic display) 중 적어도 하나를 포함할 수 있으며, 의료 기기는 구현 형태에 따라 표시부(820)를 2개 이상 포함할 수도 있다.

[0089] 또는, 도 16에 도시된 바와 같이, 의료 기기는, 사용자 입력부(830), 저장부(840) 및 제어부(850) 중 적어도 하나를 더 포함할 수 있다. 사용자 입력부(830)는, 사용자가 의료 기기를 제어하기 위한 데이터를 입력하는 수단을 의미한다. 사용자 입력부(830)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 트랙볼 등을 포함할 수 있다. 사용자 입력부(830)는 도시된 구성만에 한정되는 것은 아니며, 조그 휠, 조그 스위치 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.

[0090] 한편, 터치 패널은 포인터(pointer)가 화면에 실제로 터치된 경우(real touch)뿐 아니라, 포인터(pointer)가 화면으로부터 소정 거리 이내로 떨어져 접근된 경우(proximity touch)를 모두 검출할 수 있다. 본 명세서에서 포인터(pointer)는 터치 패널의 특정 부분을 터치하거나 근접 터치하기 위한 도구를 말하며, 그 예로는 스타일러스 펜(stylus pen)이나 손가락 등 신체의 일부를 들 수 있다.

[0091] 또한, 터치 패널은 전술한 표시부(820)와 레이어 구조(layer structure)를 형성하는 터치 스크린(touch screen)으로 구현될 수도 있으며, 터치 스크린은 접촉식 정전 용량 방식, 압력파식 저항막 방식, 적외선 감지 방식, 표면 초음파 전도 방식, 적분식 장력 측정 방식, 피에조(piezo) 효과 방식 등 다양한 방식으로 구현될 수 있다. 터치 스크린은 표시부(820) 뿐만 아니라 사용자 입력부(830)의 기능을 수행하기 때문에 그 활용도가 높다.

[0092] 도면에는 도시되지 않았지만, 터치 패널은 터치를 감지하기 위해 터치 패널의 내부 또는 근처에 다양한 센서를 구비할 수 있다. 터치 패널이 터치를 감지하기 위한 센서의 일례로 촉각 센서가 있다. 촉각 센서는 사람이 느끼

는 정도 또는 그 이상으로 특정 물체의 접촉을 감지하는 센서를 말한다. 촉각 센서는 접촉면의 거칠기, 접촉 물체의 단단함, 접촉 지점의 온도 등의 다양한 정보를 감지할 수 있다.

[0093] 또한, 터치 패널이 터치를 감지하기 위한 센서의 일례로 근접 센서가 있다. 근접 센서는 소정의 검출면에 접근하는 물체, 혹은 근방에 존재하는 물체의 유무를 전자계의 힘 또는 적외선을 이용하여 기계적 접촉이 없이 검출하는 센서를 말한다. 근접 센서의 예로는 투과형 광전 센서, 직접 반사형 광전 센서, 미러 반사형 광전 센서, 고주파 발진형 근접 센서, 정전 용량형 근접 센서, 자기형 근접 센서, 적외선 근접 센서 등이 있다.

[0094] 저장부(840)는 의료 기기에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 저장부(840)는 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 의료 기기내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.

[0095] 저장부(840)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(SD, XD 메모리 등), 램(RAM, Random Access Memory) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM, Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory) 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치는 웹 상에서 저장부(840)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.

[0096] 제어부(850)는 초음파 진단 장치의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(850)는 도 16에 도시된 초음파 프로브(100), 신호 처리부(810), 표시부(820)등의 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어부(850)는 사용자 입력부(830)를 통해 입력된 사용자 명령이나 저장부(840)에 저장된 프로그램을 이용하여 신호 처리부(810)가 영상을 생성하도록 제어할 수 있다. 또한, 제어부(850)는 신호 처리부(810)에서 생성한 영상이 표시부(820)에 표시되도록 제어할 수도 있다.

[0097] 전술한 실시예 외의 많은 실시예들이 본 발명의 특허청구범위 내에 존재한다. 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변환, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

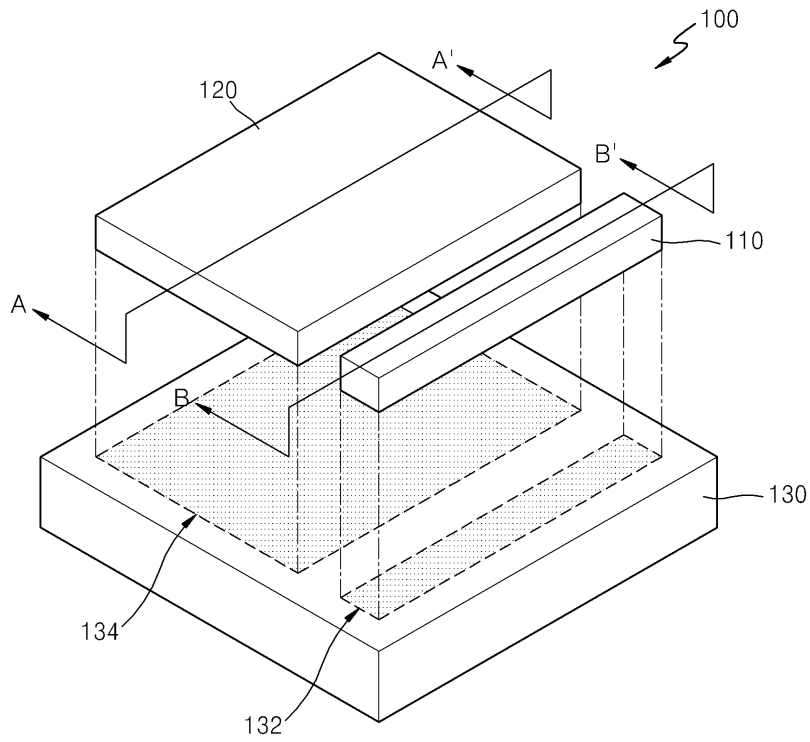
부호의 설명

[0098]

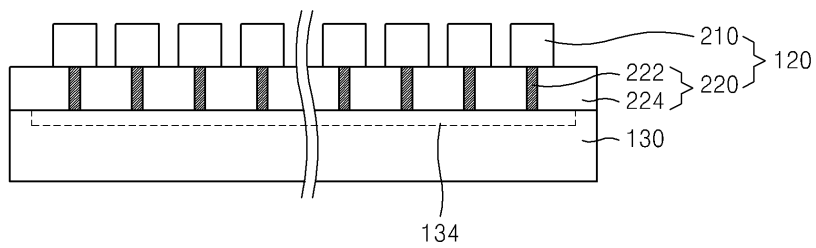
100: 초음파 프로브	110, 410, 510: 자극부,
120: 변환부	130, 430, 530: 회로 기판
132, 432, 532: 제1 회로부	134: 제2 회로부
210: 제1 변환 소자	220: 연결부
230: 연결 소자	240: 매칭부
250: 음향 렌즈	310: 구동 회로부
330: 수신 회로부	

도면

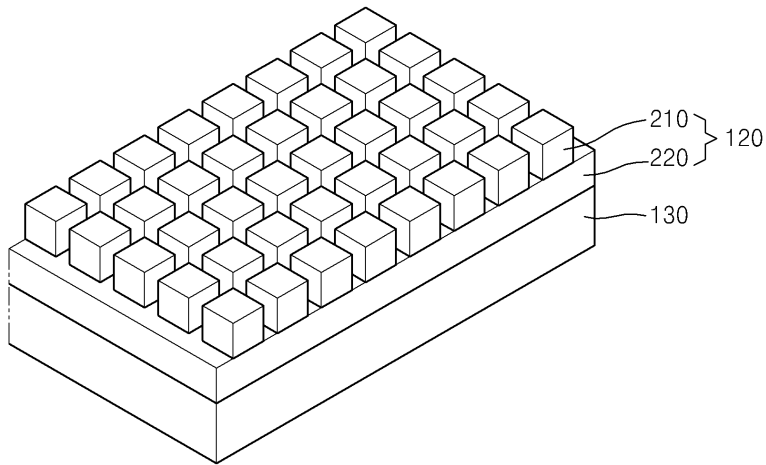
도면1



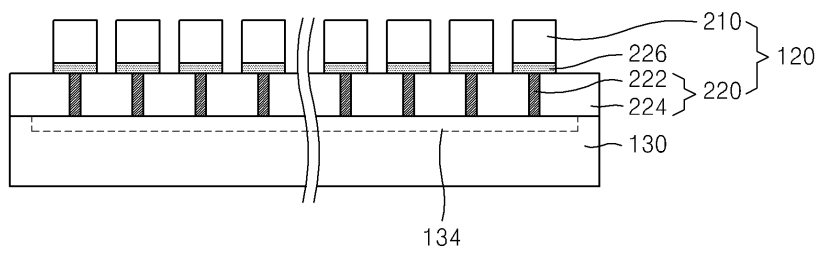
도면2a



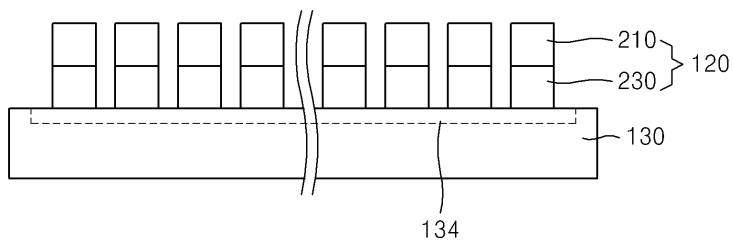
도면2b



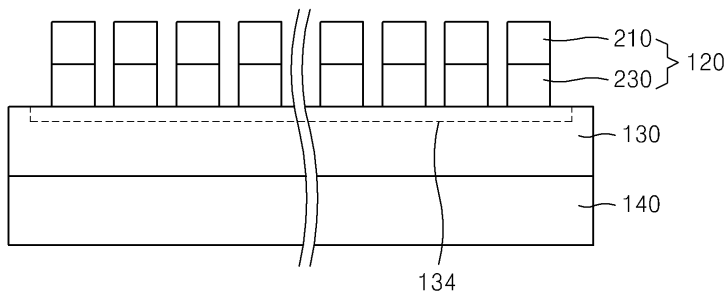
도면3



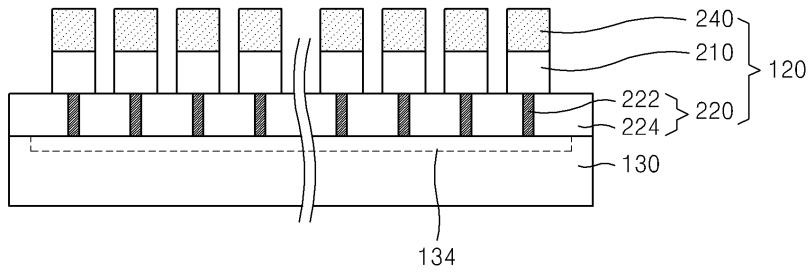
도면4



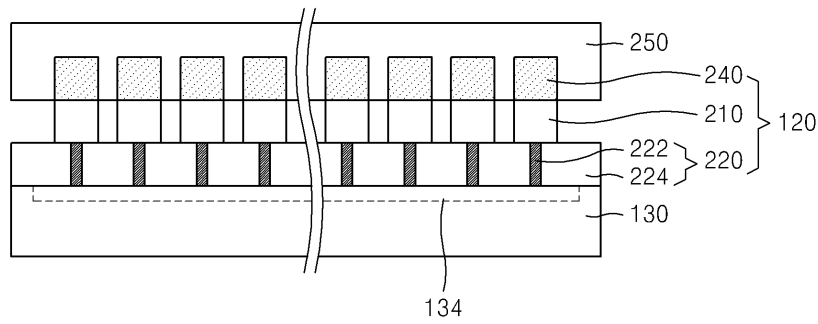
도면5



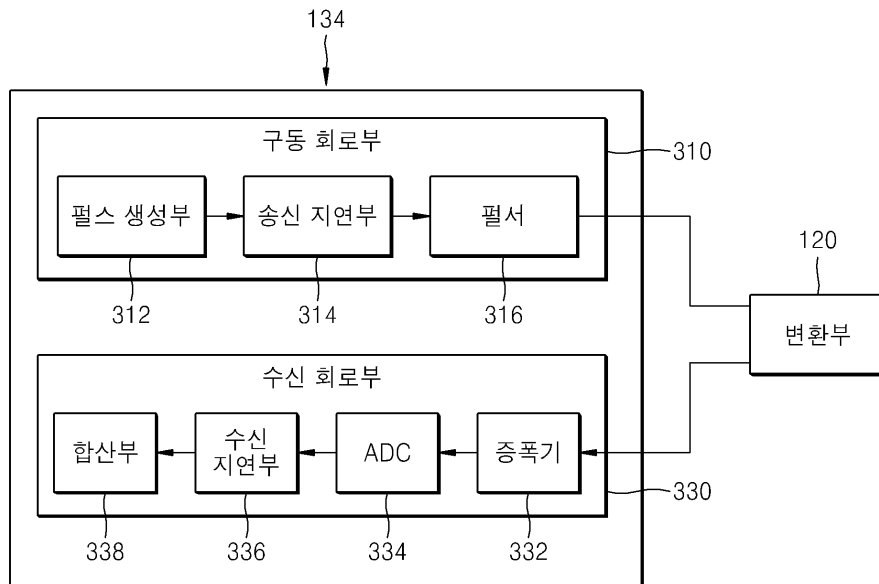
도면6



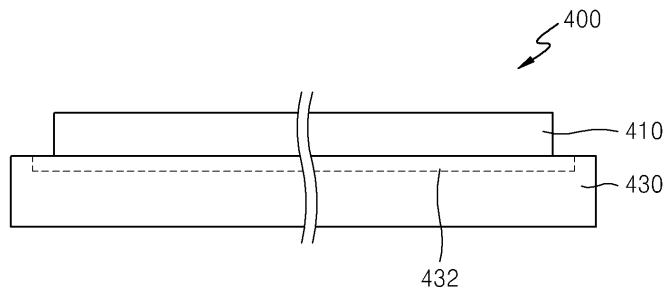
도면7



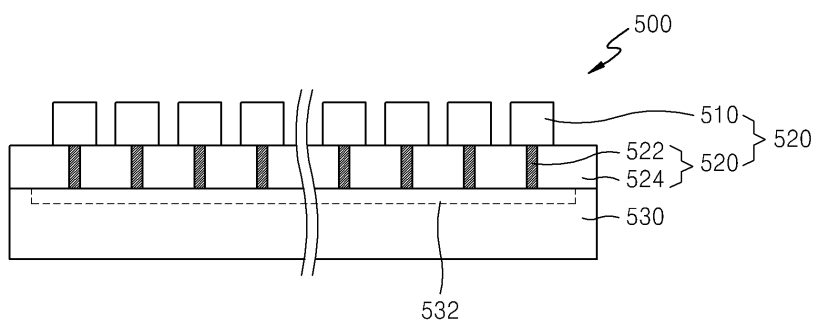
도면8



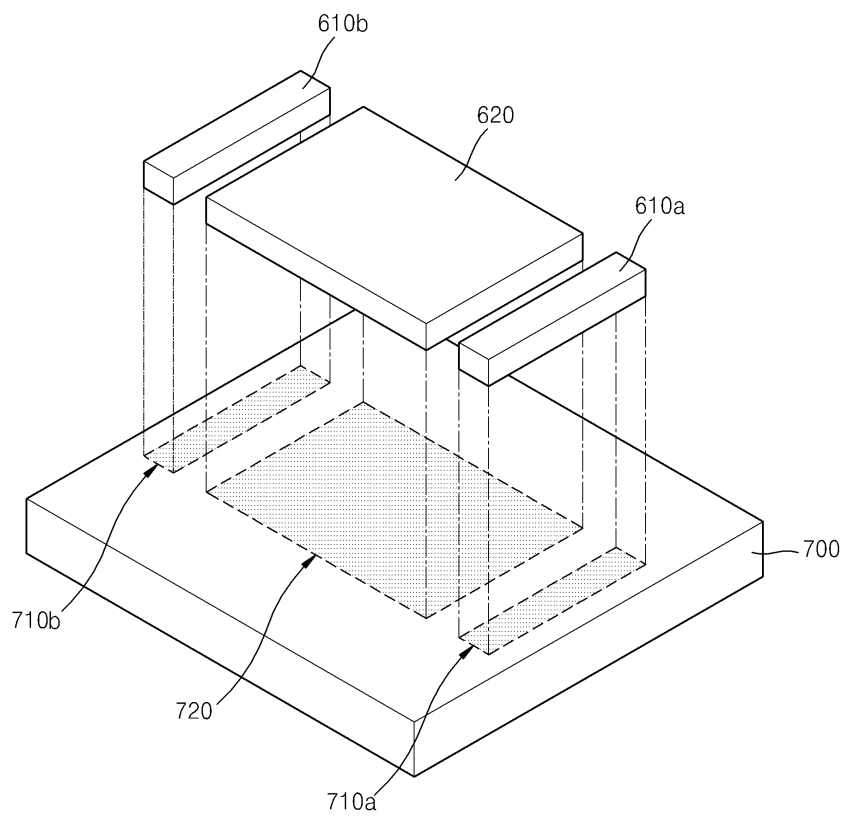
도면9



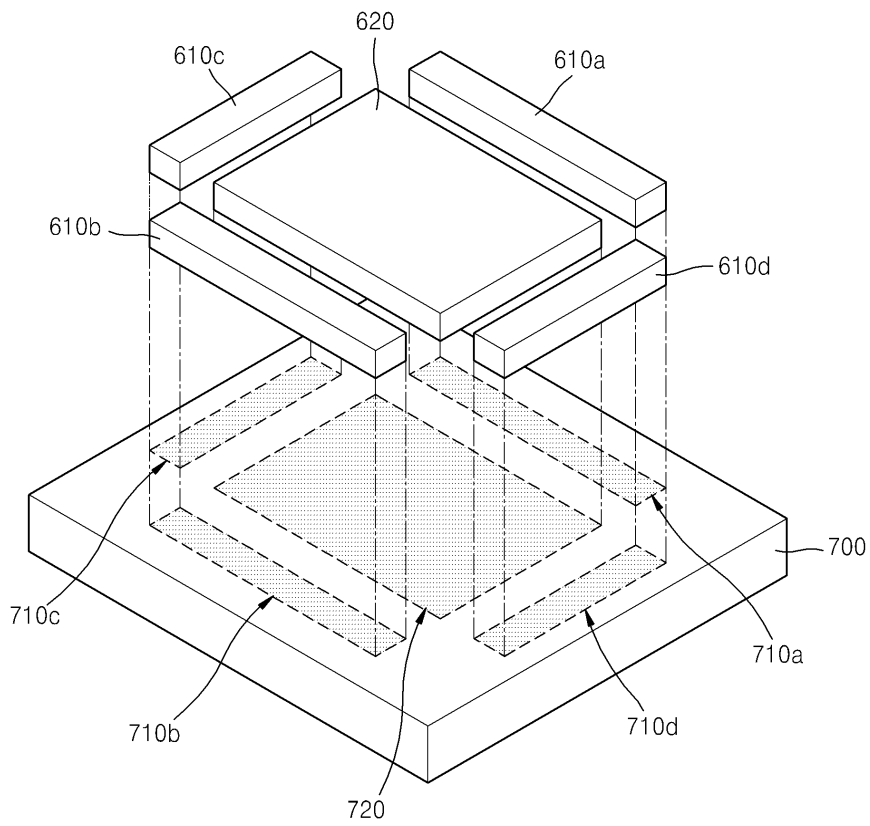
도면10



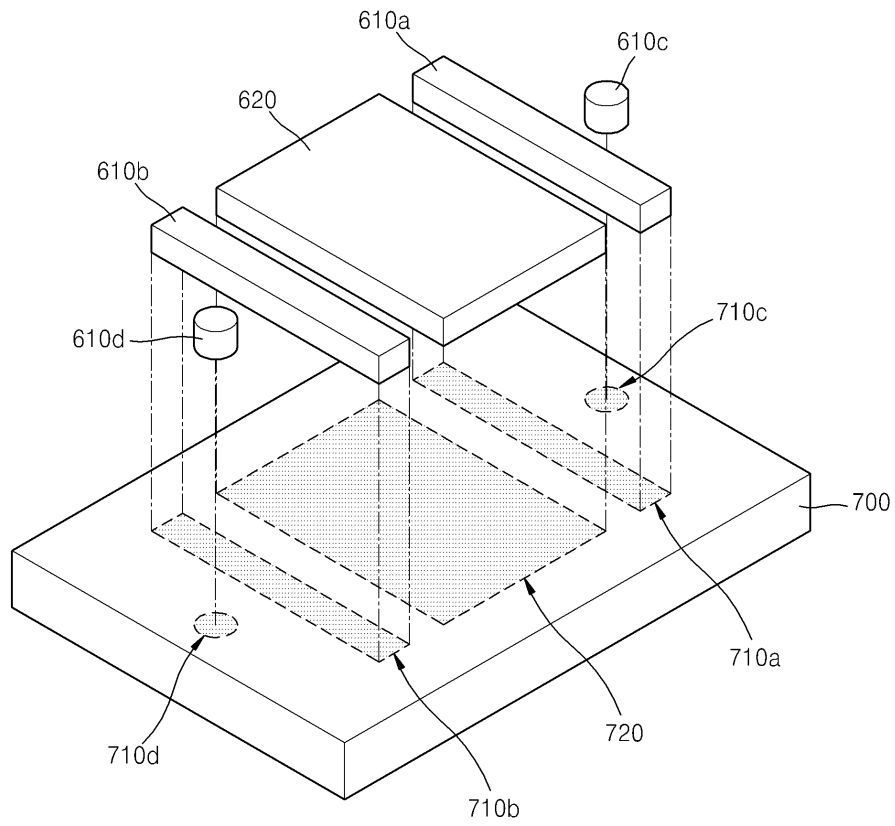
도면11



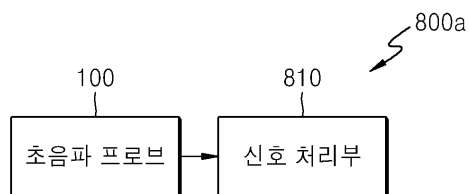
도면12



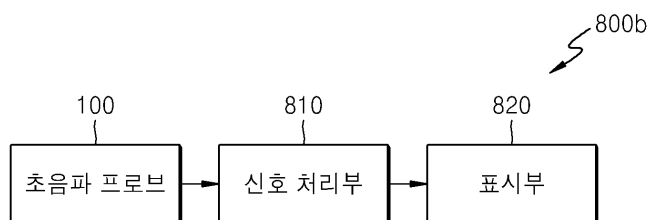
도면13



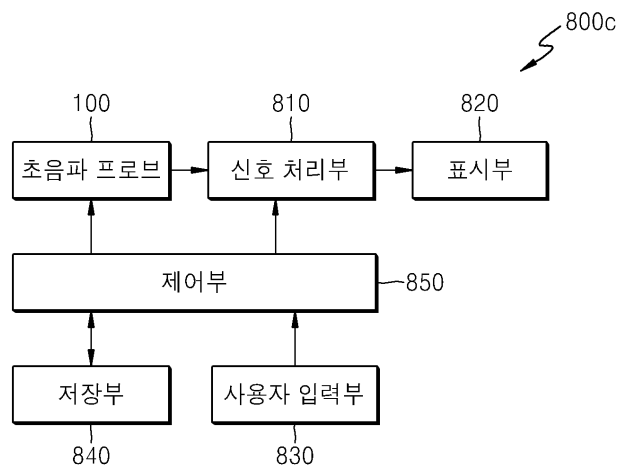
도면14



도면15



도면16



专利名称(译)	标题：超声波探头和包含该探头的医疗设备		
公开(公告)号	KR1020150041723A	公开(公告)日	2015-04-17
申请号	KR1020130120188	申请日	2013-10-08
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	RYU JAE YOUNG 류재영 KIM YOUNG HWAN 김영환 LEE JEI YOUNG 이제영 JUNG GWANG ROK 정광록		
发明人	류재영 김영환 이제영 정광록		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G01S15/89		
CPC分类号	A61B5/7475 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/485 A61B5/0095 A61B8/4483		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波探头包括：刺激单元，其刺激物体以便引发特定的波；转换单元，其接收特定波和超声波中的至少一个，包括关于特定波的信息；以及电路板，包括驱动的第一电路单元刺激单元和第二电路单元，其接收与来自转换单元的超声波相对应的电信号。

