



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0077049
(43) 공개일자 2015년07월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01N 29/24 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0165880
(22) 출원일자 2013년12월27일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성메디슨 주식회사
강원도 홍천군 남면 한서로 3366
(72) 발명자
구진호
서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42(대치동)
박정립
서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42(대치동)
진길주
서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42(대치동)
(74) 대리인
리앤목특허법인

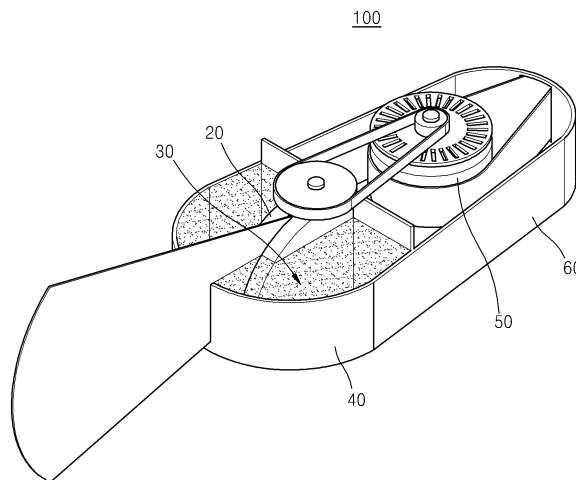
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 초음파 프로브 및 초음파 프로브 제조 방법

(57) 요약

초음파 영상을 생성하기 위한 초음파 프로브는, 압전 물질이 진동하면서 전기적인 신호와 초음파신호를 상호 변환시키는 압전층을 포함하는 트랜스듀서, 트랜스듀서를 둘러싼 음향 커버, 트랜스듀서와 음향 커버 사이의 공간을 채우는 유체를 포함하고, 유체에서의 음속이 생체에서의 음속 보다 낮은 것을 특징으로 하는 초음파 영상을 생성하기 위한 초음파 프로브의 실시예가 개시된다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

압전 물질이 진동하면서 전기적인 신호와 초음파신호를 상호 변환시키는 압전층을 포함하는 트랜스듀서;
상기 트랜스듀서를 둘러싼 음향 커버; 및
상기 트랜스듀서와 상기 음향 커버 사이의 공간을 채우는 유체를 포함하고,
상기 유체에서의 음속이 생체에서의 음속 보다 낮은 것을 특징으로 하는, 3차원 초음파 영상을 생성하기 위한 초음파 프로브.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
상기 트랜스듀서는, 상기 압전층의 상기 음향 커버를 향하는 면에 임피던스 매칭 레이어를 구비한 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 3

제 1 항에 있어서,
상기 유체에서의 음속이 800m/s 이상 1000m/s 이하인 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 4

제 1 항에 있어서,
상기 유체의 음향 임피던스는 1MRayl 이상 2MRayl 이하인 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 5

제 1 항에 있어서,
상기 유체는, 실리콘 오일을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 6

압전 물질이 진동하면서 전기적인 신호와 초음파신호를 상호 변환시키는 압전층을 포함하는 트랜스듀서를 형성하는 단계;
상기 트랜스듀서를 둘러싸는 음향 커버를 형성하는 단계; 및
상기 트랜스듀서와 상기 음향 커버 사이의 공간에 유체를 주입하는 단계를 포함하고,
상기 유체에서의 음속이 생체에서의 음속 보다 낮은 것을 특징으로 하는, 3차원 초음파 영상을 생성하기 위한 초음파 프로브 제조 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,
상기 프로브 제조 방법은,
상기 압전층의 상기 음향 커버를 향하는 면에 임피던스 매칭 레이어를 형성하는 단계를 더 포함하는 프로브 제조 방법.

청구항 8

제 6 항에 있어서,
상기 유체에서의 음속이 800m/s 이상 1000m/s 이하인 것을 특징으로 하는 프로브 제조 방법.

청구항 9

제 6 항에 있어서,
상기 유체의 음향 임피던스는 1MRayl 이상 2MRayl 이하인 것을 특징으로 하는 프로브 제조 방법.

청구항 10

제 6 항에 있어서,
상기 유체는, 실리콘 오일을 포함하는 것을 특징으로 하는 프로브 제조 방법.

발명의 설명

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 진단기기에 사용되는 프로브에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 유체를 이용하여 초음파를 집중할 수 있는 초음파 진단기기의 프로브에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 초음파 진단 장치는 프로브(Probe)의 트랜스듀서(Transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호를 수신하여 대상체 내부의 부위에 대한 영상을 얻는다. 특히, 초음파 진단 장치는 대상체 내부의 관찰, 이물질 검출, 및 상해 측정 등 의학적 목적으로 사용된다. 이러한 초음파 진단 장치는 X선을 이용하는 진단 장치에 비하여 안정성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있어서 다른 화상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

[0003] 일반적으로 초음파를 이용한 의료 영상진단에서는 주로 2~15MHz 주파수 대역의 초음파를 이용하여 인체내 구조를 영상화하며, 초음파를 전기신호로 변환하거나 또는 그 역으로 변환하기 위하여 초음파 프로브를 사용하고 있다.

[0004] 일반적인 초음파 프로브의 경우, 고무 실리콘(Silicone rubber)과 같은 유동성이 없는 렌즈(Lens)가 미리 정해진 곡률로 제작되어 트랜스듀서의 초음파 출력면에 부착된 된다. 이러한 구조의 경우, 송수신되는 초음파 신호가 프로브내의 액상 매질에 영향을 받지 않기 위해 트랜스듀서와 음향 커버가 거의 맞닿아 있다. 따라서, 트랜스듀서와 음향 커버 사이의 간격이 거의 존재하지 않아 트랜스듀서가 회전 시에 마찰이 발생하며, 따라서 전력 소모가 크고 마찰에 의한 열이 발생된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명의 실시예들은, 유체를 이용하여 초음파를 집속하는 초음파 진단기기의 프로브를 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상을 생성하기 위한 초음파 프로브는, 압전 물질이 진동하면서 전기적인 신호와 초음파신호를 상호 변환시키는 압전층을 포함하는 트랜스듀서, 트랜스듀서를 둘러싼 음향 커버, 트랜스듀서와 음향 커버 사이의 공간을 채우는 유체를 포함하고, 유체에서의 음속이 생체에서의 음속 보다 낮은 것을 특징으로 할 수 있다.

[0007] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상을 생성하기 위한 초음파 프로브 제조 방법은, 압전 물질이 진동하면서 전기적인 신호와 초음파신호를 상호 변환시키는 압전층을 포함하는 트랜스듀서를 형성하는 단계, 트랜스듀서를 둘러싸는 음향 커버를 형성하는 단계, 트랜스듀서와 음향 커버 사이의 공간에 유체를 주입하는 단계를 포함하고, 유체에서의 음속이 생체에서의 음속 보다 낮은 것을 특징으로 할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0008] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른, 3차원 또는 4차원 초음파 영상을 획득하기 위한 초음파 프로브의 구조를 도시한다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른, 유체를 이용하여 초음파 신호를 집속하는 프로브를 도시하는 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른, 프로브내의 유체를 통해 초음파 신호가 집속되는 과정을 도시하는 도면이다.

도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른, 유체를 이용하여 초음파 신호를 집속하는 프로브를 도시하는 도면이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른, 유체를 이용하여 초음파 신호를 집속하는 프로브의 제조 방법의 흐름도를 도시하는 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른, 유체를 이용하여 초음파 신호를 집속하는 프로브를 포함하는 초음파 진단 장치를 도시하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0009] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.

[0010] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[0011] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "...모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0012] 명세서 전체에서 "초음파 영상"이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체(object)에 대한 영상을 의미한다. 또한, 대상체는 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, 대상체는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미할 수 있다.

- [0013] 또한, 명세서 전체에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0014] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예 들을 상세히 설명한다.
- [0015] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른, 3차원 또는 4차원 초음파 영상을 획득하기 위한 초음파 프로브(100)의 구조를 도시한다.
- [0016] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브(100)는 트랜스듀서(20), 유체(30), 음향 커버(40), 동력부(50) 및 하우징(60)을 포함할 수 있다.
- [0017] 하우징(60)은 일측에 개구부가 형성된 통 형상의 부재일 수 있다. 하우징(60)의 내부에는 트랜스듀서(20), 동력부(50), 유체(30) 및 음향 커버(40)가 구비될 수 있다.
- [0018] 동력부(50)는 외부로부터 전력을 수신하여 트랜스듀서(20)를 움직일 수 있다. 동력부(50)는 트랜스듀서(20)를 미리 정해진 축을 기준으로 회전시킬 수 있다. 또한, 동력부(50)는 트랜스듀서(20)를 상, 하, 좌, 우로 이동시킬 수 있다.
- [0019] 트랜스듀서(20)는 인가된 구동 신호에 따라 대상체로 초음파 신호를 송출하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호를 수신할 수 있다.
- [0020] 트랜스듀서(20)는 설정된 궤도를 따라 이동될 수 있다. 트랜스듀서(20)는 동력부(50)에 회전 가능하게 결합되며, 설정된 궤도를 따라 이동되면서 초음파 신호를 대상체로 송신하고, 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신한다. 초음파 장치는 트랜스듀서(20)를 이용하여 삼차원 또는 사차원 영상을 구현할 수 있다.
- [0021] 음향 커버(40)는 대상체에 접촉되어 트랜스듀서(20)로부터 송출된 초음파 신호를 전달할 수 있다. 음향 커버(40)에 대상체의 피부가 맞닿아 있을 때, 트랜스듀서(20)로부터 출력된 초음파 신호는 유체(30)와 음향 커버(40)를 거쳐 생체(living body)내로 전파된다. 음향 커버(40)의 음속은 생체의 음속과 동일하거나 비슷한 값을 가질 수 있다.
- [0022] 하우징(60)은 대상체를 향하는 면에 개구부를 구비할 수 있다. 음향 커버(40)는 하우징(60)의 개구부에 배치되어 결합될 수 있다. 따라서, 음향 커버(40)와 하우징(60)의 내부에는 밀폐 공간이 형성될 수 있다.
- [0023] 음향 커버(40)는 트랜스듀서(20)를 둘러싸는 돔 형상으로 볼록하게 형성될 수 있다. 음향 커버(40)는 트랜스듀서(20)와 음향 커버(40) 사이의 간격을 일정하게 유지하여 영상의 왜곡을 방지하도록, 트랜스듀서(20)의 회전 반경과 동일한 내부 곡률 반경을 가질 수 있다.
- [0024] 음향 커버(40)의 곡률 반경은 유체와 생체에서의 음속의 차이에 기초하여 결정될 수 있다.
- [0025] 유체(30)는 음향 커버(40)와 하우징(60)에 의해 형성된 밀폐 공간에 충전될 수 있다.
- [0026] 유체(30)는 트랜스듀서(20)로부터 출력된 초음파 신호를 음향 커버(40)로 전파 또는 전달하는 유동성 있는 매개 물질을 포함할 수 있다. 유체(30)는 인체 내 음속과 유체(30)의 음속의 차이에 의한 굴절현상을 이용하여 초음파를 집속할 수 있다.
- [0027] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른, 유체(30)를 이용하여 초음파 신호를 집속하는 프로브(100)를 도시하는 도면이다.
- [0028] 프로브(100)는 트랜스듀서(20)로부터 출력되는 초음파 신호를 집속하기 위해 렌즈를 요구한다. 일반적인 프로브의 렌즈는 고무 실리콘(Silicone rubber) 또는 폴리우레탄(Polyurethane)과 같은 유동성이 없는 물질로 구성되어 트랜스듀서의 초음파 출력면에 부착된다. 또한, 일반적인 프로브의 렌즈는 초음파 촬영 시 음향 커버와 마찰을 일으킨다. 본 실시예에 따른 프로브(100)는 유동성이 없는 물질로 구성되어 트랜스듀서(20)의 초음파 출력면에 부착되는 별도의 렌즈를 포함하지 않을 수 있다.
- [0029] 하우징(60)과 음향 커버(40) 내부의 밀폐된 공간이 초음파 신호를 집속할 수 있는 유체(30)로 충전될 수 있다.
- [0030] 유체(30)는 트랜스듀서(20)로부터 출력된 초음파 신호를 음향 커버(40)로 전파 또는 전달하는 유동성 있는 매개 물질을 포함할 수 있다. 유체(30)는 트랜스듀서(20)가 하우징(60) 내부에서 동력부(50)에 의해 움직일 때, 유체

(30)에 의해 발생된 저항이 적도록 유동성이 일정 기준 이상인 물질을 포함할 수 있다.

- [0031] 유체(30)에서의 음속은 생체에서의 음속(약 1500m/s) 보다 낮을 수 있다. 또한, 유체(30)에서의 음속은, 음향 커버(40)와 대상체의 피부 사이의 공기층을 제거하여, 음향 커버(40)로부터 방출된 초음파를 생체내로 전달하는 커플링 매체(Coupling Medium)에서의 음속 보다 낮을 수 있다. 또한, 유체(30)에서의 음속은 800m/s 이상 1000m/s 이하일 수 있다. 따라서, 초음파의 굴절 특성에 의해, 볼록한(Convex) 형태의 음향 커버(40)를 통과하는 초음파 신호는 임의의 지점에서 집중될 수 있다.
- [0032] 유체(30)는 생체로부터 초음파가 반사(reflection)되는 것을 최소화 할 수 있는 물질을 포함할 수 있다. 이를 위해, 유체(30)의 음향 임피던스(음향 임피던스 = 음속 * 밀도)는 생체의 음향 임피던스인 1.53 MRayls와 동일하거나 비슷한 값을 포함할 수 있다. 유체(30)의 음향 임피던스는 1MRayl 이상 2MRayl 이하일 수 있다.
- [0033] 유체(30)는 송수신되는 초음파의 주파수에서 초음파 신호의 감쇠 비율(attenuation ratio)이 낮은 특성을 나타내는 물질을 포함할 수 있다.
- [0034] 유체(30)는 실리콘 오일(Silicon oil)일 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0035] 도 2에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(20)와 음향 커버(40) 사이에 미리 정해진 거리(예를 들면, 0.5mm)의 간격이 존재할 수 있으며, 이러한 공간에 유체(30)가 채워질 수 있다. 따라서, 초음파 신호는 유체(30)의 음속 및 음향 커버(40)의 곡률 반경에 따라 굴절될 수 있다.
- [0036] 본 실시예에 따르면, 트랜스듀서(20)의 초음파 출력면에 별도의 렌즈가 부착되지 않을 수 있다. 따라서, 트랜스듀서(20)와 음향 커버(40) 사이에 간격이 존재할 수 있다. 또한, 트랜스듀서(20)가 움직일 때에 음향 커버(40)와의 마찰이 없어 발생하는 열이 감소될 수 있고, 전력 소모 또한 감소될 수 있다.
- [0037] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른, 프로브(100)내의 유체(30)를 통해 초음파 신호가 집중되는 과정을 도시하는 도면이다.
- [0038] 초음파는 회절 및 확산하는 성질을 갖는다. 또한, 초음파 영상의 측방향 분해능(Lateral resolution)는 초음파 빔의 폭(Ultrasonic beam width)에 비례한다. 따라서, 측방향 분해능은 초음파 빔의 폭을 줄임으로써, 즉 초음파 신호의 집중을 통해 향상시킬 수 있다.
- [0039] 초음파 신호가 유체(30)와 생체에서의 음속 차이 및 생체가 밀착되어 있는 음향 커버(40)의 곡률 반경에 의해 집중되면, 프로브(100)로부터 떨어진 임의의 지점에서 초음파 신호가 최대로 집중되는 집중점(10)이 생성될 수 있다.
- [0040] 유체(30)의 음속이 생체의 음속보다 낮으므로, 음파의 굴절 성질에 의해, 트랜스듀서(20)로부터 출력된 초음파 신호는 음향 커버(40)의 볼록한 곡면에서 굴절하여 집중점(10)으로 집중될 수 있다.
- [0041] 집중점(10)은, 음향 커버(40)의 곡률 반경(Radius of curvature) 및 유체(30)의 음속과 생체의 음속의 차이에 따라 그 위치가 변할 수 있다.
- [0042] 유체(30)의 음속과 생체의 음속의 차이에 따라, 프로브(100)로부터 집중점(10)까지의 거리가 변할 수 있다. 예를 들어, 유체(30)의 음속과 생체의 음속의 차이가 클수록, 집중점(10)은 프로브(100)에 가까이 생성될 수 있다.
- [0043] 또한, 도 3은 볼록한 형태의 음향 커버(40)를 실시예로서 도시하고 있으나, 음향 커버(40)는 오목한(Concave) 형태일 수 있으며, 오목한 형태의 음향 커버(40)일 경우, 유체(30)의 음속은 생체의 음속 보다 클 수 있다.
- [0044] 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른, 유체(30)를 이용하여 초음파 신호를 집중하는 프로브(100)를 도시하는 도면이다.
- [0045] 도 4를 참조하면, 트랜스듀서(20)는 압전층(22), 매칭 레이어(Impedance matching layer)(24) 및 흡음층(26)을 포함할 수 있다.
- [0046] 압전층(22)은 압전 물질(Piezoelectric material)로 구성될 수 있다. 압전 물질은 외부 변형력(Stress)이 가해지면 전압이 발생하고, 역으로 교류 전압이 가해지면 압전 물질이 진동하여 초음파를 발행 시킬 수 있는 물질을

포함할 수 있다.

- [0047] 매칭 레이어(24)는 압전체의 음향 임피던스와 생체의 음향 임피던스의 중간 정도의 임피던스를 갖는 물질로, 생체 내부로 초음파 신호의 전달을 증가시킬 수 있다.
- [0048] 흡음층(26)은 초음파를 감쇠시키는 흡음 물질(Damping Material)로 구성될 수 있다. 흡음층(26)은 압전체의 후면에 부착되어, 압전체의 후면으로 출력되는 초음파 신호가 공기와의 경계에서 반사되어 다시 프로브(100)의 전면으로 전달되는 것을 방지할 수 있다.
- [0049] 트랜스듀서(20)는 단일의 소자로 구성되거나, 복수의 트랜스듀서(20) 소자가 선형 배열, 곡면 배열 또는 위상 배열된 구조일 수 있다.
- [0050] 본 실시예에 따른, 트랜스듀서(20)는 출력되는 초음파를 집속할 수 있는 별도의 렌즈를 포함하지 않을 수 있다.
- [0051] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른, 유체(30)를 이용하여 초음파 신호를 집속하는 프로브(100)의 제조 방법의 흐름도를 도시하는 도면이다.
- [0052] 단계 S510에서, 압전 물질이 진동하면서 전기적인 신호와 초음파신호를 상호 변환시키는 압전층(22)을 포함하는 트랜스듀서(20)가 형성될 수 있다.
- [0053] 압전층의 상층에 매칭 레이어(24)가 접촉되고, 하층에 전기적 신호를 송수신할 수 있는 도체가 연결될 수 있다. 또한, 압전 물질의 하층에 흡음층(26)이 접촉될 수 있다.
- [0054] 매칭 레이어(24)는 압전체의 음향 임피던스와 생체의 음향 임피던스의 중간 정도의 임피던스를 갖는 물질로, 생체 내부로 초음파 신호의 전달을 증가시킬 수 있다.
- [0055] 흡음층(26)은 압전체의 후면에 부착되어, 압전체의 후면으로 출력되는 초음파 신호가 공기와의 경계에서 반사되어 다시 프로브(100)의 전면으로 전달되는 것을 방지할 수 있다.
- [0056] 또한, 일측에 개구부가 형성된 통 형상의 하우징(60) 및 외부로부터 전력을 수신하여 트랜스듀서(20)를 움직이는 동력부(50)가 형성될 수 있다. 또한, 트랜스듀서(20)는 고정된 축을 중심으로 움직일 수 있도록, 일측이 하우징(60) 내부에 고정될 수 있다.
- [0057] 단계 S520에서, 트랜스듀서(20)를 둘러싸는 음향 커버(40)가 형성될 수 있다.
- [0058] 하우징(60)은 대상체를 향하는 면에 개구부가 구비되도록 형성될 수 있다. 음향 커버(40)는 하우징(60)의 개구부에 배치되어 결합될 수 있다. 따라서, 음향 커버(40)와 하우징(60)의 내부에는 밀폐 공간이 형성될 수 있다.
- [0059] 음향 커버(40)는 트랜스듀서(20)를 둘러싸는 돔 형상으로 볼록하게 형성될 수 있다. 음향 커버(40)는 트랜스듀서(20)와 음향 커버(40) 사이의 간격을 일정하게 유지하여 영상의 왜곡을 방지하도록, 트랜스듀서(20)의 회전 반경과 동일한 곡률 반경으로 형성될 수 있다.
- [0060] 음향 커버(40)의 곡률 반경은 유체와 생체에서의 음속의 차이에 기초하여 결정될 수 있다.
- [0061] 단계 S530에서, 트랜스듀서(20)와 음향 커버(40) 사이의 공간에, 음속이 생체에서의 음속 보다 낮은 유체(30)가 주입될 수 있다.
- [0062] 트랜스듀서(20)를 둘러싼 음향 커버(40)와 하우징(60)이 결합되어 형성된 밀폐 공간에, 음속이 생체에서의 음속 보다 낮은 유체(30)가 주입될 수 있다.
- [0063] 유체(30)는 트랜스듀서(20)로부터 출력된 초음파 신호를 음향 커버(40)로 전파 또는 전달하는 유동성 있는 매개 물질을 포함할 수 있다. 유체(30)는 트랜스듀서(20)가 하우징(60) 내부에서 동력부(50)에 의해 움직일 때, 유체(30)에 의해 발생된 저항이 적도록 유동성이 일정 기준 이상인 물질을 포함할 수 있다.
- [0064] 초음파의 굴절 특성에 의해, 볼록한 형태의 음향 커버(40)를 통과한 초음파 신호는 임의의 지점에서 집속될 수 있다.
- [0065] 유체(30)의 음향 임피던스(음향 임피던스 = 음속 * 밀도)는 생체의 음향 임피던스인 1.53 MRayls와 동일하거나 비슷한 값을 포함할 수 있다.
- [0066] 유체(30)는 송수신되는 초음파의 주파수에서 감쇠 비율이 낮은 특성을 나타내는 물질을 포함할 수 있다.

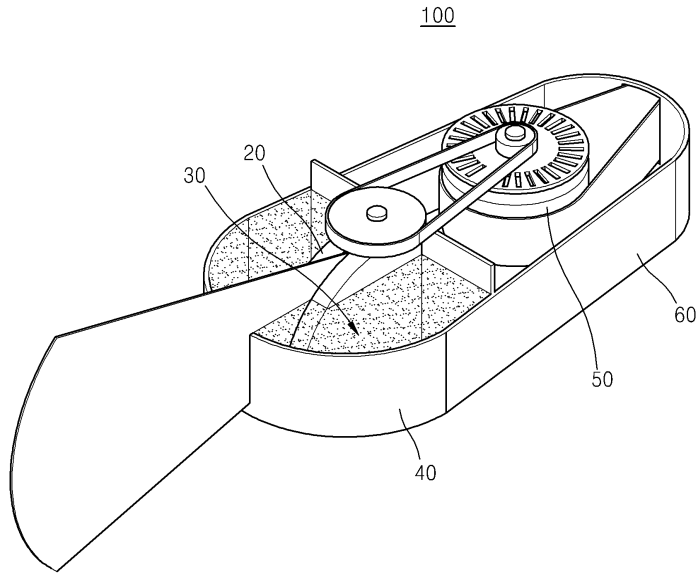
- [0067] 유체(30)는 실리콘 오일일 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0068] 본 발명의 실시예에 따른 프로브(100)의 제조 방법은, 별도의 렌즈를 형성하는 과정 및 렌즈를 트랜스듀서의 초음파 출력면에 접착하는 공정은 필요하지 않으므로 제조 비용 및 제조 시간이 감소될 수 있다.
- [0069] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른, 유체(30)를 이용하여 초음파 신호를 집속하는 프로브(100)를 포함하는 초음파 진단 장치(1000)를 도시하는 도면이다.
- [0070] 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(100), 초음파 송수신부(300), 영상 처리부(200), 메모리(400), 입력 디바이스(500), 및 제어부(600)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(700)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0071] 초음파 진단 장치(1000)는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS viewer), 스마트폰(Smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0072] 프로브(100)는, 초음파 송수신부(300)로부터 인가된 구동 신호(Driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다. 프로브(100)는 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 복수의 트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(100)는 초음파 진단 장치(1000)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브(100)를 구비할 수 있다.
- [0073] 송신부(310)는 프로브(100)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(312), 송신 지연부(314), 및 펄서(316)를 포함한다. 펄스 생성부(312)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(314)는 송신 지향성(Transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 펄스는, 프로브(100)에 포함된 복수의 압전 진동자(Piezoelectric vibrators)에 각각 대응된다. 펄서(316)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(Timing)으로, 프로브(100)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(Driving pulse))를 인가한다.
- [0074] 수신부(320)는 프로브(100)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(322), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(324), 수신 지연부(326), 및 합산부(328)를 포함할 수 있다. 증폭기(322)는 에코 신호를 각 채널(Channel) 마다 증폭하며, ADC(324)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(326)는 수신 지향성(Reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(328)는 수신 지연부(326)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부(320)는 그 구현 형태에 따라 증폭기(322)를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브(100)의 감도가 향상되거나 ADC(324)의 처리 비트(bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기(322)는 생략될 수도 있다.
- [0075] 영상 처리부(200)는 초음파 송수신부(300)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 주사 변환(Scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성하고 디스플레이한다. 한편, 초음파 영상은 A 모드(Amplitude mode), B 모드(Brightness mode) 및 M 모드(Motion mode)에서 대상체를 스캔하여 획득된 그레이 스케일(Gray scale)의 영상뿐만 아니라, 도플러 효과(Doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체를 표현하는 도플러 영상을 포함할 수도 있다. 도플러 영상은, 혈액의 흐름을 나타내는 혈류 도플러 영상 (또는, 컬러 도플러 영상으로도 불림), 조직의 움직임을 나타내는 티슈 도플러 영상, 및 대상체의 이동 속도를 파형으로 표시하는 스펙트럴 도플러 영상을 포함할 수 있다.
- [0076] B 모드 처리부(212)는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(220)는, B 모드 처리부(212)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(Brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0077] 마찬가지로, 도플러 처리부(214)는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(220)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0078] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(220)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 3차원 또는 4차원 초음파 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(10)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상을 생성할 수도 있다. 나아가, 영상 생성부(220)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한

편, 생성된 초음파 영상은 메모리(400)에 저장될 수 있다.

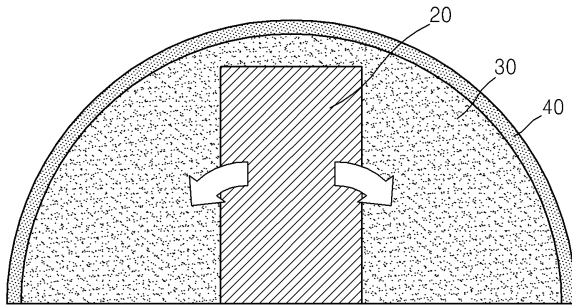
- [0079] 디스플레이부(230)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(230)는, 초음파 영상뿐 아니라 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphic User Interface)를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부(230)를 포함할 수 있다.
- [0080] 메모리(400)는 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(400)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(1000) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [0081] 메모리(400)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는 웹 상에서 메모리(400)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(Web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0082] 입력 디바이스(500)는, 사용자로부터 초음파 진단 장치(1000)를 제어하기 위한 데이터를 입력받는 수단을 의미한다. 입력 디바이스(500)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 터치 스크린, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니며, 심전도 측정 모듈, 호흡 측정 모듈, 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서, 거리 센서 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.
- [0083] 제어부(600)는 초음파 진단 장치(1000)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(600)는 도 1에 도시된 프로브(100), 초음파 송수신부(300), 영상 처리부(200), 메모리(400), 및 입력 디바이스(500) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0084] 프로브(100), 초음파 송수신부(300), 영상 처리부(200), 메모리(400), 입력 디바이스(500) 및 제어부(600) 중 일부 또는 전부는 소프트웨어 모듈에 의해 동작할 수 있으나 이에 제한되지 않으며, 상술한 구성 중 일부가 하드웨어에 의해 동작할 수도 있다. 또한, 초음파 송수신부(300) 및 영상 처리부(200) 중 적어도 일부는 제어부(600)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.
- [0085] 본원 발명의 실시 예들과 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아닌 설명적 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 발명의 상세한 설명이 아닌 특허청구 범위에 나타나며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

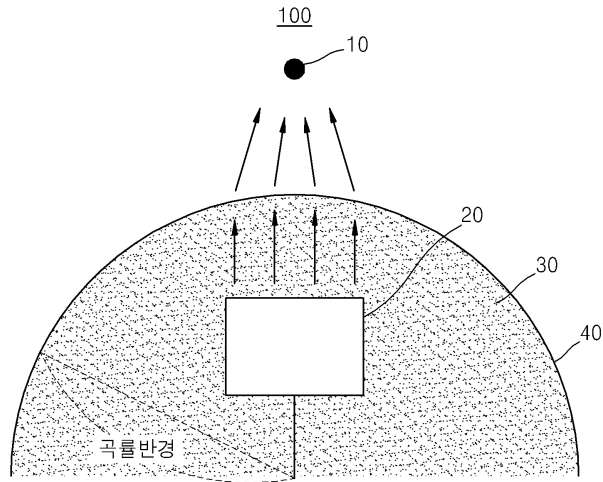
도면1



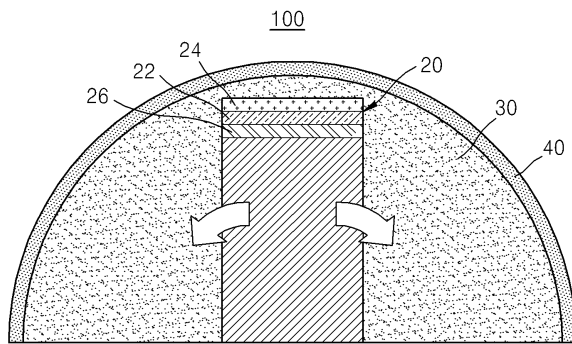
도면2



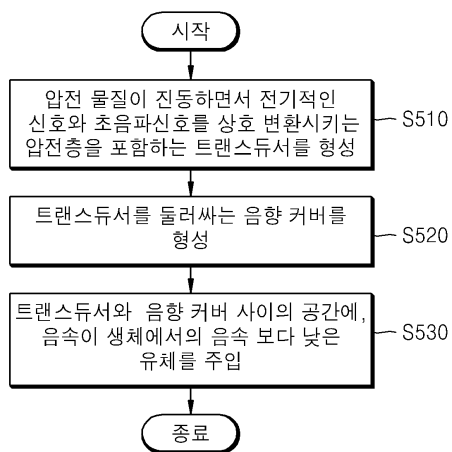
도면3



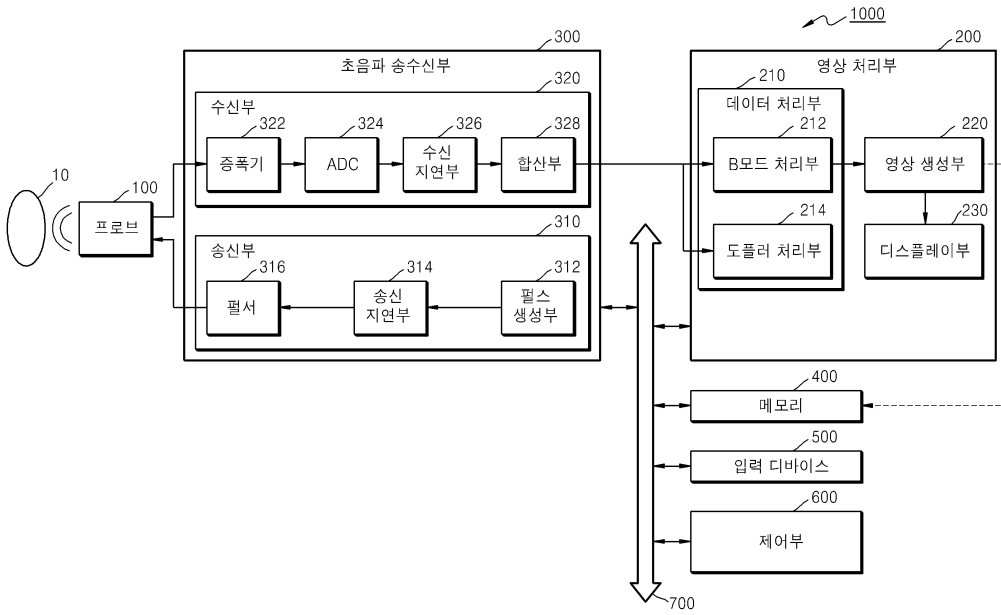
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	标题：超声波探头和超声波探头制造方法		
公开(公告)号	KR1020150077049A	公开(公告)日	2015-07-07
申请号	KR1020130165880	申请日	2013-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	GU JIN HO 구진호 PARK JUNG LIM 박정림 JIN GIL JU 진길주		
发明人	구진호 박정림 진길주		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 G01H11/08 G01S15/58		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于产生超声图像的超声波探头，虽然压电材料的振动填充换能器和之间的空间中的声罩包围换能器，该换能器和包括压电层，用于从电信号和超声波信号转换的声罩公开了一种用于产生超声图像的超声探头的实施例，其中超声探头包括流体，并且流体中的声速低于活体中的声速。

