



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0121941
(43) 공개일자 2015년10월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

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

(21) 출원번호 10-2014-0048203

(22) 출원일자 2014년04월22일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

삼성메디슨 주식회사

강원도 홍천군 남면 한서로 3366

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

(72) 발명자

아크라모브 새드무로드

서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42(대치동)

이원희

서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42(대치동)

조영문

서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42(대치동)

(74) 대리인

리앤목특허법인

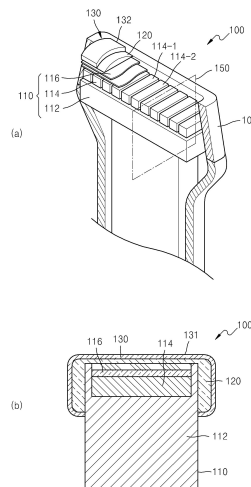
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 초음파 프로브

(57) 요약

초음파 프로브는 초음파를 발생시키는 트랜스듀서, 상기 초음파를 집속시키는 음향 렌즈, 상기 음향 렌즈의 외측면의 적어도 일부분에 코팅되어 형성되며, 폴리머 입자와 나노 입자를 혼합하여 형성한 렌즈 코팅층, 및 상기 트랜스듀서를 내부에 수용하는 하우징을 포함하는 초음파 프로브가 개시된다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

초음파를 발생시키는 트랜스듀서;

상기 초음파를 집속시키는 음향 렌즈;

상기 음향 렌즈의 외측면의 적어도 일부분에 코팅되어 형성되며, 폴리머 입자와 나노 입자를 혼합하여 형성한 렌즈 코팅층; 및

상기 트랜스듀서를 내부에 수용하는 하우징을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 렌즈 코팅층은

상기 음향 렌즈보다 낮은 마찰계수를 갖는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 나노 입자는

산화되는 금속으로 형성되는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 렌즈 코팅층은

폴리머 입자와 은 나노 입자를 혼합하여 형성한 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 렌즈 코팅층은

폴리머 입자와 구리, 티타늄, 및 마그네슘 중 적어도 하나의 나노 입자를 혼합하여 형성한 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 렌즈 코팅층은

1% 내지 20%의 상기 나노 입자를 포함하는 것을 특징으로 초음파 프로브.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 나노 입자는

1 nm 내지 500 nm의 직경을 갖는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 렌즈 코팅층은

복수개의 혼합 폴리머 층이 적층되어 형성되는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 렌즈 코팅층은

진공 상태의 챔버 내에서, 상기 음향 렌즈의 외측면의 적어도 일부분에 증착되어 형성되는 것을 특징으로 하는

초음파 프로브.

청구항 10

제1항에 있어서, 상기 트랜스듀서는

인가되는 전기적 신호에 따라서 상기 초음파를 발생시키는 압전 소자부;

상기 압전 소자부에서 발생하는 상기 초음파의 음향 임피던스를 변경하는 정합층; 및

상기 압전 소자부에서 발생된 상기 초음파 중 대상체로 송신되지 않는 초음파를 흡수하는 흡음층을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 11

제1항에 있어서, 상기 렌즈 코팅층은

20um 전후의 두께로 형성되는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본원 발명은 초음파 프로브에 관한 것이다.

[0002] 구체적으로, 본원 발명은 표면의 마찰력 및 내구성이 향상된 초음파 프로브에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 초음파 진단 장치는 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 초음파 에코 신호의 정보를 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.

[0004] 프로브에 포함되는 트랜스듀서는 음향 에너지인 초음파를 생성하여 집속시키는 음향 렌즈를 포함한다. 일반적으로, 음향 렌즈는 높은 마찰 저항을 갖는 물질로 형성된다.

[0005] 초음파 진단을 위해서는, 프로브를 대상체에 대응되는 환자의 피부 부위에 접촉시켜 스캔하여야 한다. 진술한 바와 같이, 음향 렌즈의 높은 마찰 저항으로 인하여, 렌즈 마모가 빠르게 진행되어 프로브의 내구성이 낮아진다. 또한, 높은 마찰 저항으로 인하여, 프로브를 환자의 피부에 접촉한 채 이동시키는 경우, 프로브를 조작하는 사용자의 손에 힘이 많이 들어가게 되며 환자 또한 불편함을 느낄 수 있다.

[0006] 따라서, 환자의 피부에 프로브를 접촉하여 스캔할 때, 스캔을 보다 용이하게 수행할 수 있는 장치 및 방법을 제공할 필요가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본원 발명은 용이하게 스캔을 수행할 수 있도록 하는 초음파 프로브의 제공을 목적으로 한다.

[0008] 또한, 본원 발명은 프로브의 내구성을 높일 수 있는 초음파 프로브의 제공을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브는 초음파를 발생시키는 트랜스듀서, 상기 초음파를 집속시키는 음향 렌즈, 상기 음향 렌즈의 외측면의 적어도 일부분에 코팅되어 형성되며, 폴리머 입자와 나노 입자를 혼합하여 형성한 렌즈 코팅층, 및 상기 트랜스듀서를 내부에 수용하는 하우징을 포함한다.

[0010] 또한, 상기 렌즈 코팅층은 상기 음향 렌즈보다 낮은 마찰계수를 가질 수 있다.

- [0011] 또한, 상기 나노 입자는 산화되는 금속으로 형성될 수 있다.
- [0012] 또한, 상기 렌즈 코팅층은 폴리머 입자와 은 나노 입자를 혼합하여 형성할 수 있다.
- [0013] 또한, 상기 렌즈 코팅층은 폴리머 입자와 구리, 티타늄, 및 마그네슘 중 적어도 하나의 나노 입자를 혼합하여 형성할 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 렌즈 코팅층은 1% 내지 20%의 상기 나노 입자를 포함할 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 나노 입자는 1 nm 내지 500 nm의 직경을 가질 수 있다.
- [0016] 또한, 상기 렌즈 코팅층은 복수개의 혼합 폴리머 층이 적층되어 형성될 수 있다.
- [0017] 또한, 상기 렌즈 코팅층은 진공 상태의 챔버 내에서, 상기 음향 렌즈의 외측면의 적어도 일부분에 증착되어 형성될 수 있다.
- [0018] 또한, 상기 트랜스듀서는 인가되는 전기적 신호에 따라서 상기 초음파를 발생시키는 압전 소자부, 상기 압전 소자부에서 발생하는 상기 초음파의 음향 임피던스를 변경하는 정합층, 및 상기 압전 소자부에서 발생된 상기 초음파 중 대상체로 송신되지 않는 초음파를 흡수하는 흡음층을 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0019] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브를 나타내는 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브를 나타내는 일 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브를 나타내는 일 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 제작을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 물리적 특성을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 마찰 계수 감소를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 내구성을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 음향 특성을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브를 포함하는 초음파 진단 장치를 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0021] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 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.
- [0022] 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 신효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미할 수 있다.
- [0023] 또한, 명세서 전체에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0024] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예 들을 상세히 설명한다.

- [0025] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브를 나타내는 도면이다. 구체적으로, 도 1의 (a)는 초음파 프로브를 전체적으로 나타내는 도면이다. 그리고, 도 1의 (b)는 초음파 프로브의 수직 단면을 나타내는 도면이다.
- [0026] 초음파 프로브(100)는 복수개의 트랜스듀서(transducer)를 포함한다. 복수개의 트랜스듀서 각각은 인가된 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시켜 대상체로 인가한다. 그리고, 대상체로부터 반사되는 초음파 신호인 초음파 에코(echo) 신호를 수신한다.
- [0027] 초음파 프로브(100)는 환자의 질병 진단을 위한 초음파 진단 장치(미도시)뿐만 아니라 다양한 초음파 탐측 관련 장치에서 사용될 수 있다.
- [0028] 도 1의 (a)를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브(100)는 트랜스듀서(110), 음향 렌즈(120), 렌즈 코팅층(130) 및 하우징(105)을 포함한다.
- [0029] 트랜스듀서(110)는 초음파를 발생시킨다. 구체적으로, 트랜스듀서(110)는 인가되는 전압에 따라서 초음파를 발생시킨다.
- [0030] 음향 렌즈(120)는 트랜스듀서(110)에서 발생된 초음파를 집속시킨다. 그에 따라서, 집속된 초음파가 대상체로 인가될 수 있도록 한다.
- [0031] 렌즈 코팅층(130)은 음향 렌즈(120)의 외측면의 적어도 일부분에 코팅되어 형성되며, 나노 입자(nano particle)를 혼합한 물질로 형성된다.
- [0032] 또한, 하우징(105)은 초음파 프로브(100)의 몸체를 형성한다. 즉, 도 1의 (b)에 도시된 바와 같이 하우징(105)의 내부로 트랜스듀서(110)가 수용된다.
- [0033] 구체적으로, 트랜스듀서(110)는 교류전압을 인가받으면 내부에 포함되는 압전 물질이 진동하여 초음파를 발생시킬 수 있다. 구체적으로, 트랜스듀서(110)는 흡음층(112), 압전 소자부(114) 및 정합층(116)을 포함할 수 있다.
- [0034] 구체적으로, 압전 소자부(114)는 전기적인 신호와 음향 신호를 상호 변환시키는 적어도 하나의 압전 소자(114-1, 114-2)(piezoelectric effect element)로 형성된다. 압전 소자(114-1, 114-2)는 압전 물질을 복수 개로 분할하여 형성될 수 있다. 압전 소자부(114)는 양단으로 전기적인 신호를 인가받을 수 있다. 예를 들어, 압전 소자부(114)의 양단 각각에 전극이 형성되고, 양 전극으로 전압이 인가될 수 있다. 도 1의 (a)에서는 압전 소자부(114)의 양단에 형성되는 전극은 도시하지 않았다.
- [0035] 또한, 압전 소자부(114)는 예를 들어, 도 1의 (a)에 도시된 바와 같이 길이 방향으로 길게 형성된 압전 물질을 다이싱(Dicing) 가공하여 제조될 수 있다. 그러나, 복수개의 압전 소자(114-1, 114-2)를 분할 제조하는 것은 이러한 방법에 한정되는 것은 아니며, 금속 금형으로 압전 물질을 눌러서 복수개의 압전 소자(114-1, 114-2)를 형성시키는 방법 등의 다양한 방법으로도 제조할 수 있다.
- [0036] 압전 소자부(114)를 형성하는 압전 물질은 피에조 현상을 일으키는 압전 세라믹, 단결정, 상기 재료와 고분자를 복합한 복합 압전 물질 등일 수 있다. 여기서, 압전 세라믹(piezoelectric ceramic)은 압력이 가해졌을 때 전압이 발생하고, 전압이 가해졌을 때 기계적인 변형이 일어나 진동이 발생하는 소자이다. 그에 따라서, 압전 세라믹으로 전압을 인가하면 진동이 발생하여 초음파가 생성될 수 있다.
- [0037] 정합층(116)은 압전 소자부(114)의 전면에 배치된다. 그리고, 압전 소자부(114)에서 발생하는 초음파의 음향 임피던스를 단계적으로 변경시켜 초음파의 음향 임피던스를 대상체의 음향 임피던스와 가깝게 한다. 여기서, 압전 소자부(114)의 전면은 초음파가 대상체로 인가되는 동안 압전 소자부(114)의 면 중 대상체와 가장 가까운 면을 의미할 수 있으며, 후면은 전면의 반대편 면을 의미할 수 있다. 정합층(116)은 음향 정합층(acoustic matching layer)이라고도 한다.
- [0038] 정합층(116)은 압전 소자부(114)의 전면을 따라서 길게 형성될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며 부분적으로 형성되는 것도 가능하다. 또한, 정합층(116)은 본 실시예에서 단일 층으로 형성되지만, 다층 구조로 형성될 수도 있다.
- [0039] 흡음층(112)은 압전 소자부(114)의 후면에서 압전 소자부(114)를 지지하며, 압전 소자부(114)의 뒤쪽으로 송신되어 검사 또는 진단 등에 직접 사용되지 않는 초음파를 흡수할 수 있다. 흡음층(112)은 압전 소자부(114)의 길이 방향으로 동일한 길이로 형성될 수 있다. 이때, 길이 방향이란 도 1의 (a)에서 도시된 바와 같이 압전 소자부(114)의 긴 모서리를 따라 진행하는 방향을 의미할 수 있다.

- [0040] 또한, 흡음층(112)내에는 압전 소자부(114)에 전압을 인가하는 복수 개의 전극이 형성될 수 있다. 전극은 압전 소자부(114)내 압전 소자114-1, 114-2) 각각에 연결되기 때문에 전극의 개수는 압전 소자(312)의 개수와 동일할 수 있다.
- [0041] 음향 렌즈(120)는 트랜스듀서(110)의 전면에 배치되며, 압전 소자부(114)에서 발생된 초음파를 집속시킨다. 음향 렌즈(120)는 대상체에 가까운 음향 임피던스를 가진 실리콘 고무 등의 물질로 형성될 수 있다. 또한, 음향 렌즈(120)의 형상은 중앙이 볼록할 수도 있고 평평할 수 있다. 음향 렌즈(230)는 설계자의 설계에 따라 다양한 형상을 가질 수 있다.
- [0042] 렌즈 코팅층(130)은 음향 렌즈의 일부분에 코팅된다. 구체적으로, 렌즈 코팅층(130)은 음향 렌즈(120)의 전면을 모두 커버하도록 코팅될 수 있다. 또한, 렌즈 코팅층(130)은 음향 렌즈(120)에서 환자의 피부에 접촉되는 부분을 커버하도록 코팅될 수도 있다. 렌즈 코팅층(130)은 이하에서 도 1의 (b)를 참조하여 상세히 설명한다.
- [0043] 도 1의 (b)는 도 1의 (a)에 도시된 절단면(150) 방향의 초음파 프로브(100)의 단면을 나타내며, 트랜스듀서(110), 음향 렌즈(120), 및 렌즈 코팅층(130)만을 도시하였다. 도 1의 (b)에서는, 음향 렌즈(120)의 전면을 커버하도록 렌즈 코팅층(130)이 형성된 경우를 예로 들어 도시하였다.
- [0044] 렌즈 코팅층(130)은 음향 렌즈(120)보다 낮은 마찰계수를 갖는 혼합 폴리머 층(composite polymer layer)으로 형성될 수 있다. 여기서, 혼합 폴리머 층은 나노 입자(nano particle)와 폴리머 입자(polymer particle)를 혼합하여 형성한다.
- [0045] 구체적으로, 나노 입자는 1-500nm의 크기를 가질 수 있다. 또한, 폴리머 입자는 1-500nm의 크기를 가질 수 있다.
- [0046] 또한, 렌즈 코팅층(130)을 형성하는 혼합 폴리머층은 1 -20 μ m의 두께로 형성될 수 있다. 구체적으로, 렌즈 코팅층(130)을 형성하는 혼합 폴리머층의 두께는 20 μ m 전후의 값을 가질 수 있다. 혼합 폴리머층의 두께를 20 μ m 전후의 값으로 형성하면, 초음파 프로브의 음향 특성에 영향을 미치지 않으면서도 이하에서 도 7을 참조하여 설명할 내구성 및 내마모성은 증가시킬 수 있다.
- [0047] 종래의 초음파 프로브에 있어서, 초음파 프로브를 이용한 초음파 검사 시 음향 렌즈는 환자의 피부에 직접적으로 접촉되었다. 또한, 음향 렌즈는 실리콘 고무와 같이 높은 마찰계수를 갖는 물질로 형성되었다. 그에 따라서, 음향 렌즈를 직접 환자의 피부에 접촉하여 스캔할 경우, 스캔이 매끄럽게 이뤄지지 못하였다. 또한, 음향 렌즈의 높은 마찰 계수로 인하여 음향 렌즈 표면의 마모가 빠르게 진행되었다. 또한, 이러한 음향 렌즈 표면의 마모는 초음파 프로브의 내구성을 저하시켰다.
- [0048] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브는 환자의 피부와 접촉되는 음향 렌즈(120)의 상면부를 나노 입자와 폴리머 입자를 혼합하여 형성한 렌즈 코팅층으로 코팅하여, 음향 렌즈(120)의 표면 마모를 감소시키고 내구성을 증가시킬 수 있다. 초음파 프로브(100)의 내마모성을 포함하는 물리적 특성은 이하에서 도 5 내지 도 7을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0049] 구체적으로, 렌즈 코팅층((130)을 형성하는 폴리머는 패럴린(Parylene)이 이용될 수 있다. 또한, 렌즈 코팅층(130)을 형성하는 폴리머로는 패럴린 이외에도 불소 폴리머, 아크릴 폴리머, 우레탄 폴리머 또는 실리콘 폴리머 등이 이용될 수 있다.
- [0050] 예를 들어, 불소 폴리머로는 PTFE(Poly Tetra fluoro Ethylene), FEP(Fluorinated ethylene propylene copolymer), ETFE(Ethylene-terafluoroethylene) 등이 이용될 수 있다.
- [0051] 전술한 폴리머들은 대략 0.83의 마찰 계수를 가진다. 따라서, 폴리머로 형성되는 렌즈 코팅층(130)은 대략 0.83의 마찰 계수를 가질 수 있다. 이러한 폴리머의 마찰 계수는 음향 렌즈(120)를 형성하는 실리콘 고무의 마찰 계수보다 10-30% 정도 낮은 값을 가진다. 따라서, 폴리머를 음향 렌즈(120)에 코팅하여 형성하면, 초음파 프로브(100)와 환자의 피부간의 표면 마찰 저항을 감소시킬 수 있다.
- [0052] 또한, 도 1의 (b)에서는 렌즈 코팅층(130)이 하나의 층으로 형성된 경우를 예로 들어 도시하였으나, 렌즈 코팅층(130)은 복수개의 혼합 폴리머 층이 적층되어 형성될 수 있다. 예를 들어, 음향 렌즈(120)의 상면에 불소 폴리머인 PTFE와 나노 입자를 혼합하여 형성한 제1 혼합 폴리머 층을 코팅한 후, 제1 혼합 폴리머 층의 상부에 다시 패럴린과 나노 입자를 혼합하여 형성한 제2 혼합 폴리머 층을 코팅할 수 있다.

- [0053] 구체적으로, 렌즈 코팅층(130)을 형성하는 폴리머는 0.6 내지 1.5 g/cm^3 의 밀도를 가질 수 있다.
- [0054] 또한, 렌즈 코팅층(130)을 형성하는 폴리머는 로크웰 경도(Rockwell hardness) 값으로 R75 내지 R90의 경도 값을 가질 수 있다.
- [0055] 또한, 렌즈 코팅층(130)을 형성하는 폴리머 층의 두께는 트랜스듀서(110)에 포함되는 압전 소자부(114)에 포함되는 압전 소자의 파장(λ)에 따라서 달라질 수 있다. 구체적으로, 폴리머 코팅층의 두께는 압전 소자의 파장의 $1/50$ 내지 $1/25$ 값을 가질 수 있다.
- [0056] 또한, 렌즈 코팅층(130)을 형성하는 폴리머 층은 2.7MRayls 이하의 음향 임피던스를 가질 수 있다. 그에 따라서, 렌즈 코팅층(130)이 음향 임피던스의 매칭을 수행할 수 있도록 할 수 있다. 즉, 음향 임피던스 값이 2.7MRayls 이하의 값이 되는 폴리머 층을 이용하여, 초음파 스캔 시 환자의 몸의 음향 임피던스 매칭이 이뤄질 수 있도록 한다. 또한, 음향 임피던스 값이 2.7MRayls 이하의 값이 되는 폴리머 층을 이용함으로써, 도 1에서 설명한 음향 정합층(116)에서 1차적으로 음향 임피던스 정합이 이뤄지고, 2차적으로 폴리머 층에서 음향 임피던스 정합이 이뤄질 수 있다. 그에 따라서, 환자의 몸으로 인가되는 초음파 신호의 음향 임피던스가 환자의 몸의 음향 임피던스와 더욱 가까워지도록 할 수 있으며, 그에 따라서 초음파 신호의 송수신율을 높일 수 있다.
- [0057] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브를 나타내는 일 도면이다.
- [0058] 도 2를 참조하면, 도 2의 (a) 및 (b)에 도시된 트랜스듀서(210), 음향 렌즈(220), 및 렌즈 코팅층(260)은 각각 도 1의 (a) 및 (b)에 도시된 트랜스듀서(110), 음향 렌즈(120), 및 렌즈 코팅층(130)에 동일 대응된다. 따라서, 도 1에서와 중복되는 설명은 생략한다.
- [0059] 도 2의 (a)를 참조하면, 렌즈 코팅층을 형성하기 위해서, 음향 렌즈(220)의 상부면(221)을 활성화 처리할 수 있다. 구체적으로, 음향 렌즈(220)의 상부면(221)에 접착 촉진제(adhesion promoter)(250)를 도포할 수 있다. 접착 촉진제(250)는 음향 렌즈(220)와 폴리머 층의 접착이 잘 되도록 하기 위한 것으로, 폴리머 층을 코팅하기 전에, 접착 촉진제(250)를 음향렌즈(220)의 상부면(221)에 코팅할 수 있다. 예를 들어, 접착 촉진제(adhesion promoter)로는 실라렌(silane)이 이용될 수 있다.
- [0060] 도 2의 (b)를 참조하면, 코팅된 접착 촉진제(250)를 제거한 후, 접착 촉진제(250)에 의해서 활성화된 상부면(221)에 렌즈 코팅층(260)을 형성할 수 있다. 도 2의 (b)에서는 렌즈 코팅층(260)을 음향 렌즈(220)의 일부분에 코팅하여 형성한 경우를 예로 들어 도시하였으나, 음향 렌즈(220)의 외측면 전부에 렌즈 코팅층(260)을 형성할 수도 있다.
- [0061] 도 2의 (a) 및 (b)에서 전술한 바와 같이, 접착 촉진제를 이용하여 음향 렌즈(220)의 상부 면을 활성화시킨 후, 렌즈 코팅층(260)을 형성함으로써, 렌즈 코팅층(260)이 균일하게 형성되며 음향 렌즈(220)와 잘 접착되도록 할 수 있다.
- [0062] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브를 나타내는 다른 도면이다. 구체적으로, 도 3은 나노 입자가 혼합되어 형성되는 혼합 폴리머 층을 설명하기 위한 도면이다. 도 3에 도시된 렌즈 코팅층(310)은 도 1의 렌즈 코팅층(130)과 동일 대응되므로, 도 1에서와 중복되는 설명은 생략한다.
- [0063] 도 3을 참조하면, 렌즈 코팅층(310)에 있어서, 환자의 피부와 접촉되는 면인 상부면이 도시된다. 도 3에 도시된 렌즈 코팅층(310)의 상부면은 도 1의 (a)의 렌즈 코팅층(130)에 있어서 환자의 피부와 접촉되는 면(132)에 동일 대응된다. 이하에서는, 렌즈 코팅층(310)이 폴리머에 나노 입자(330)가 혼합된 혼합 폴리머(composite polymer) 층으로 형성된 경우를 예로 들어 설명한다.
- [0064] 혼합 폴리머 층(310)은 폴리머 입자들로 형성되는 폴리머 물질(320)에 나노 입자(nano particle)(330)들이 혼합(composite)되어 형성된다.
- [0065] 여기서, 나노 입자(330)는 산화되는 금속 물질로 형성될 수 있다. 예를 들어, 나노 입자(330)는 은(Ag) 나노 입자를 포함할 수 있다. 또한, 나노 입자(330)는 구리(Cu), 티타늄(Ti), 및 마그네슘(Mg) 등의 금속으로 이뤄지는 나노 입자로 형성될 수 있다. 또한, 예시된 나노 입자들은 $11\text{--}500\text{nm}$ 의 크기를 가질 수 있다. 예시된 나노 입자들은 산화되면서 박테리아와 같은 균을 코팅막에서 제거 또는 멸균하는 기능을 한다. 따라서, 환자의 몸과 접촉하는 초음파 프로브 부분에 존재할 수 있는 세균이나 박테리아의 성장을 억제 및 제거할 수 있다.
- [0066] 또한, 폴리머(320) 상에 나노 입자(330)들을 포함시킬 경우, 기계적인 특성인 마찰에 대한 내구성 등이 향상될

수 있다. 내구성의 향상은 이하에서 도 6 및 도 7을 참조하여 상세히 설명한다.

- [0067] 또한, 나노 입자(330)가 혼합 폴리머 층(310)의 1 ~20%를 구성할 수 있다. 또는, 나노 입자(330)가 혼합 폴리머 층(310)의 1 ~20%를 구성하며 11~500nm의 입자 크기를 갖는 경우, 음향 임피던스 값과 같은 음향 특성에 영향을 주지 않으면서, 내구성을 향상시킬 수 있다. 즉, 나노 입자(330)를 혼합 폴리머 층(310)에 포함시키더라도 음향 임피던스가 증가되지 않으면서, 내구성 향상 및 향균 효과가 발생할 수 있다.
- [0068] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 제작을 설명하기 위한 도면이다.
- [0069] 도 4를 참조하면, 초음파 프로브(100)의 렌즈 코팅층(130)은 챔버(410) 내에서 제작될 수 있다.
- [0070] 도 4에 있어서, 챔버(410)는 렌즈 코팅층(130)을 코팅하기 위한 프로세서 챔버(process chamber)이다. 코팅 주입부(420)는 렌즈 코팅층(130)을 형성하는 폴리머 입자를 챔버(410)내로 주입한다. 입자 주입부(430)는 진술한 나노 입자(330)를 챔버(410) 내로 주입한다. 그리고, 진공 펌프(440)는 폴리머 입자 및 나노 입자가 진공 상태에서 음향 렌즈(120)에 코팅될 수 있도록, 챔버(410) 내를 진공 상태로 유지시킨다.
- [0071] 예를 들어, 챔버(410) 내에서, 화학적 기상 증착(CVD: chemical vapor deposition) 방법에 의해서 음향 렌즈(120)의 상면부에 렌즈 코팅층(130)을 형성할 수 있다. 또한, 이외에도 다양한 증착 방법으로 렌즈 코팅층(130)을 형성할 수 있다.
- [0072] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 물리적 특성을 설명하기 위한 도면이다.
- [0073] 도 5를 참조하면, 초음파 프로브(100)에 포함되는 렌즈 코팅층(130)의 물리적 특성이 도시된다. 구체적으로, 도 5에서는 도 3에서 설명한 혼합 폴리머 층(320)의 물리적 특성을 설명한다. 혼합 폴리머 층(320)에 있어서, 나노 입자(330)로 은 나노 입자가 이용되고, 폴리머(320)로 패럴린(Parylene) 입자가 이용된 경우를 예로 들어 설명한다. 또한, 혼합 폴리머 층(320)에 대략 10%의 은 나노 입자가 포함된 경우를 예로 들어 설명한다.
- [0074] 도 5에 도시된 물리적 특성 표(500)를 참조하면, 렌즈 코팅층(130)을 형성하는데 있어서, 폴리머만으로 음향 렌즈(120)를 코팅한 경우 폴리머로 형성된 코팅층의 물리적 특성(510)과 나노 입자를 포함하는 혼합 폴리머 층(320)의 물리적 특성(520)이 도시된다. 이하에서는 폴리머만으로 코팅층을 형성한 경우를 '폴리머 층'이라고 하고, 나노 입자를 포함하는 혼합 폴리머 층으로 코팅층을 형성한 경우를 '혼합 폴리머 층'이라 한다.
- [0075] 물리적 특성 표(500)를 참조하면, 폴리머 층 및 혼합 폴리머 층의 두께는 동일하게 10um 또는 20um 가 된다.
- [0076] 물질의 변형 정도를 나타내는 척도인 영율(Youngs modulus)에 있어서, 폴리머 층은 2700MPa 값을 갖고, 혼합 폴리머 층은 3000MPa를 갖는다.
- [0077] 또한, 물질의 변형 정도를 나타내는 포아송비(Poisson's ratio)에 있어서, 폴리머 층은 0.4 이하의 값을 갖고 혼합 폴리머 층도 동일하게 0.4 이하의 값을 갖는다.
- [0078] 밀도(density)에 있어서, 폴리머 층은 1289kg/m³의 값을 갖고, 혼합 폴리머 층은 1600 kg/m³의 값을 갖는다.
- [0079] 음속(sound velocity)은 폴리머 층은 2202 m/s를 갖고, 혼합 폴리머 층은 2500 m/s를 갖는다.
- [0080] 또한 음향 임피던스(acoustic impedance)는 폴리머 층은 2.84MRayl 값을 갖고, 혼합 폴리머 층은 4.0MRayl 값을 갖는다.
- [0081] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 마찰 계수 감소를 설명하기 위한 도면이다.
- [0082] 도 6에서는 음향 렌즈의 마찰 계수(601), 음향 렌즈의 상부면을 폴리머 층으로 코팅 한 경우의 마찰 계수(602), 및 음향 렌즈(120)의 상부면을 혼합 폴리머 층(320)으로 코팅한 경우의 마찰 계수(603)를 나타내는 마찰 계수 표(600)가 도시된다. 또한, 도 6에서는 마찰 계수를 3회에 걸쳐 반복하여 측정한 경우를 예로 들어 도시하였다. 또한, 실리콘으로 형성되는 음향 렌즈에 있어서, 서로 다른 실리콘으로 형성되는 두 개의 음향 렌즈인 렌즈1 과 렌즈2의 마찰 계수를 측정한 경우를 예로 들어 도시하였다.
- [0083] 또한, 마찰 계수는 음향 렌즈를 인체의 피부와 유사한 특성을 갖는 가지는 발포 실리콘에 음향 렌즈를 마찰시켜 측정하였다.
- [0084] 구체적으로, 마찰 계수 표(600)에는 어떠한 코팅도 하지 않은 렌즈1의 마찰 계수(610), 어떠한 코팅도 하지 않은 렌즈2의 마찰 계수(620), 폴리머 층으로 코팅한 렌즈1의 마찰 계수(630), 폴리머 층으로 코팅한 렌즈2의 마

찰 계수(640)폴리머 층으로 코팅한 렌즈2의 마찰 계수(640), 혼합 폴리머 층(320)으로 코팅한 렌즈1의 마찰 계수(650), 및 혼합 폴리머 층으로 코팅한 렌즈1의 마찰 계수(660)가 기재되어 있다.

[0085] 마찰 계수 표(600)를 참조하면, 렌즈1에 있어서, 어떠한 코팅도 하지 않은 경우의 평균 마찰 계수는 0.909이고, 폴리머 층으로 코팅한 경우의 평균 마찰 계수는 0.966 이고, 혼합 폴리머 층으로 코팅한 경우의 평균 마찰 계수는 0.837 이다. 따라서, 혼합 폴리머 층으로 코팅한 경우에 가장 마찰 계수가 작아지며, 렌즈1의 경우에, 혼합 폴리머 층으로 코팅한 경우의 음향 렌즈의 마찰 계수가 어떠한 코팅도 하지 않은 경우의 음향 렌즈의 마찰 계수에 비하여, 마찰 계수가 대략 10% 감소한 것을 알 수 있다.

[0086] 또한, 마찰 계수 표(600)를 참조하면, 렌즈2에 있어서, 어떠한 코팅도 하지 않은 경우의 평균 마찰 계수는 1.291이고, 폴리머 층으로 코팅한 경우의 평균 마찰 계수는 0.911 이고, 혼합 폴리머 층으로 코팅한 경우의 평균 마찰 계수는 0.831 이다. 따라서, 혼합 폴리머 층으로 코팅한 경우에 가장 마찰 계수가 작아지며, 렌즈2의 경우에, 혼합 폴리머 층으로 코팅한 경우의 음향 렌즈의 마찰 계수가 어떠한 코팅도 하지 않은 경우의 음향 렌즈의 마찰 계수에 비하여, 마찰 계수가 대략 30% 이상 감소한 것을 알 수 있다.

[0087] 전술한 바와 같이, 초음파 프로브(100)에 있어서, 음향 렌즈를 혼합 폴리머 층으로 코팅함으로써, 기존의 음향 렌즈에 비하여 마찰 계수를 효과적으로 감소시킬 수 있어서, 초음파 스캔 시 스캔이 더욱 용이하도록 하며, 마찰로 인한 마모를 감소시킬 수 있다.

[0088] 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 내구성을 설명하기 위한 도면이다.

[0089] 도 7을 참조하면, 코팅된 음향 렌즈의 마모 실험 결과가 도시된다. 여기서, 마소 실험은 코팅된 음향 렌즈의 표면의 박리 및 손상 여부를 반복적으로 테스트한다. 구체적으로, 마모 실험에서는 음향 렌즈의 코팅 층이 박리 또는 손상되는데 걸리는 테스트 횟수를 측정함으로써, 코팅된 음향 렌즈의 마모성을 알 수 있다. 여기서, 코팅된 음향 렌즈를 피부 또는 피부 유사 물질에 1회 접촉한 것을 1회의 테스트 횟수라 한다.

[0090] 구체적으로, 710은 폴리머인 패럴린을 1um 두께로 음향 렌즈 상에 코팅한 경우, 폴리머 층이 박리 또는 손상되기까지의 테스트 횟수를 나타낸다. 720은 혼합 폴리머 층(320)을 1um 두께로 음향 렌즈 상에 코팅한 경우, 혼합 폴리머 층이 박리 또는 손상되기까지의 테스트 횟수를 나타낸다.

[0091] 또한, 730은 폴리머인 패럴린을 5um 두께로 음향 렌즈 상에 코팅한 경우, 폴리머 층이 박리 또는 손상되기까지의 테스트 횟수를 나타낸다. 740은 혼합 폴리머 층(320)을 5um 두께로 음향 렌즈 상에 코팅한 경우, 혼합 폴리머 층이 박리 또는 손상되기까지의 테스트 횟수를 나타낸다.

[0092] 750은 폴리머인 패럴린을 10um 두께로 음향 렌즈 상에 코팅한 경우, 폴리머 층이 박리 또는 손상되기까지의 테스트 횟수를 나타낸다. 760은 혼합 폴리머 층(320)을 10um 두께로 음향 렌즈 상에 코팅한 경우, 혼합 폴리머 층이 박리 또는 손상되기까지의 테스트 횟수를 나타낸다.

[0093] 도 7에 도시된 바와 같이, 1um, 5um 및 10um 두께로 코팅한 경우 모두에 있어서, 혼합 폴리머 층을 이용하여 음향 렌즈를 코팅한 경우가 폴리머 층을 이용하여 음향 렌즈를 코팅한 경우에 비하여 압도적으로 테스트 횟수가 증가하는 것을 알 수 있다. 즉, 혼합 폴리머 층을 이용하여 음향 렌즈를 코팅하면, 음향 렌즈의 내구성을 압도적으로 증가시킬 수 있다.

[0094] 또한, 도 7에서는 도시하지 않았으나, 혼합 폴리머 층(320)을 20 um 두께로 코팅한 경우에는, 760 그래프와 같이 혼합 폴리머 층(320)을 10um 두께로 음향 렌즈 상에 코팅한 경우에 비하여 테스트 횟수가 더욱 증가하게 된다. 따라서, 혼합 폴리머 층(320)을 20 um 두께로 코팅하면, 패럴린 코팅을 한 경우에 비하여 내구성을 더욱 더 증가시킬 수 있다.

[0095] 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브의 음향 특성을 설명하기 위한 도면이다.

[0096] 도 8을 참조하면, 810 그래프는 대상체로 송출되는 초음파의 파형(wave form)을 나타내며, x 축은 시간, y 축은 진폭(amplitude)을 나타낸다. 820 그래프는 대상체로 송출되는 초음파의 파형 엔벨롭(wave envelop)을 나타내며, x 축은 시간, y 축은 진폭(amplitude)을 나타낸다. 830 그래프는 대상체로 송출되는 초음파 신호의 주파수 스펙트라(frequency spectra)를 나타내며, x 축은 시간, y 축은 메그니튜드(magnitude)를 나타낸다. 840 그래프는 대상체로 송출되는 초음파 신호의 표준화된 주파수 스펙트라(normalized frequency spectra)를 나타내며, x 축은 시간, y 축은 메그니튜드(magnitude)를 나타낸다. 그리고, 810, 820, 830 및 840 그래프에 있어서, 실선(851)은 어떠한 코팅도 하지 않은 음향 렌즈를 통하여 초음파를 대상체로 송출한 경우를 나타내고, 등간격 점선(852)은 폴리머인 패럴린으로 음향 렌즈를 코팅한 경우, 음향 렌즈를 통하여 초음파를 대상체로 송

출한 경우를 나타낸다. 그리고, 불규칙 간격 점선(853)은 혼합 폴리머 층(320)으로 음향 렌즈를 코팅한 경우, 음향 렌즈를 통하여 초음파를 대상체로 송출한 경우를 나타낸다. 또한, 도 8에 있어서, 등간격 점선(852)은 10 μm 두께의 패럴린 코팅을 한 경우를 나타내고, 불규칙 간격 점선(853)은 10 μm 두께의 혼합 폴리머 층(320) 코팅을 한 경우를 나타낸다.

[0097] 도 8의 810, 820, 830 및 840 그래프에 나타난 바와 같이, 어떠한 코팅도 하지 않은 음향 렌즈를 통하여 초음파를 대상체로 송출한 경우, 패럴린으로 음향 렌즈를 코팅한 경우, 및 혼합 폴리머 층(320)으로 음향 렌즈를 코팅한 경우 모두에 있어서, 초음파의 파형(wave form), 파형 엔벨롭(wave envelop), 주파수 스펙트라(frequency spectra) 및 표준화된 주파수 스펙트라(normalized frequency spectra)와 같은 음향 특성이 거의 동일하다. 또한, 도 8에서는 도시하지 않았으나, 혼합 폴리머 층(320)을 20 μm 두께로 코팅한 경우에도, 어떠한 코팅도 하지 않은 음향 렌즈를 통하여 초음파를 대상체로 송출한 경우, 및 패럴린으로 음향 렌즈를 코팅한 경우와 비교하여, 초음파의 파형(wave form), 파형 엔벨롭(wave envelop), 주파수 스펙트라(frequency spectra) 및 표준화된 주파수 스펙트라(normalized frequency spectra)의 음향 특성에 차이가 없다. 따라서, 혼합 폴리머 층(320)으로 음향 렌즈를 코팅하면, 음향 특성에 영향을 미치지 않고, 마찰 계수를 감소시키고 내구성을 증가시킬 수 있다.

[0098] 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브를 포함하는 초음파 진단 장치를 나타내는 도면이다. 도 9에 도시된 프로브(2)는 도 1 내지 도 3을 참조하여 설명한 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브(100)에 동일 대응된다.

[0099] 도 9를 참조하면, 일 실시 예에 의한 초음파 진단 장치(900)는 프로브(2), 초음파 송수신부(10), 영상 처리부(20), 통신부(30), 메모리(40), 입력 디바이스(50), 및 제어부(60)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(70)를 통해 서로 연결될 수 있다.

[0100] 초음파 진단 장치(900)는 카드형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS viewer), 스마트 폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[0101] 프로브(2)는, 초음파 송수신부(10)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(1)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(1)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다. 프로브(2)는 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 복수의 트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(2)는 초음파 진단 장치(900)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(900)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브(2)를 구비할 수 있다.

[0102] 송신부(11)는 프로브(2)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(17), 송신 지연부(18), 및 펄서(19)를 포함한다. 펄스 생성부(17)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(18)는 송신 지향성(transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 펄스는, 프로브(2)에 포함된 복수의 압전 진동자(piezoelectric vibrators)에 각각 대응된다. 펄서(19)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(2)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.

[0103] 수신부(12)는 프로브(2)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(13), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(14), 수신 지연부(15), 및 합산부(16)를 포함할 수 있다. 증폭기(13)는 에코 신호를 각 채널(channel) 마다 증폭하며, ADC(14)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(15)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(16)는 수신 지연부(15)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부(12)는 그 구현 형태에 따라 증폭기(13)를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브(2)의 감도가 향상되거나 ADC(14)의 처리 비트(bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기(13)는 생략될 수도 있다.

[0104] 영상 처리부(20)는 초음파 송수신부(10)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.

- [0105] B 모드 처리부(22)는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(24)는, B 모드 처리부(22)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0106] 마찬가지로, 도플러 처리부(23)는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(24)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0107] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(24)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 3차원 초음파 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(1)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상을 생성할 수도 있다. 나아가, 영상 생성부(24)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된 초음파 영상은 메모리(40)에 저장될 수 있다.
- [0108] 디스플레이부(25)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(25)는, 초음파 영상뿐 아니라 초음파 진단 장치(900)에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphic User Interface)를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치(900)는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부(25)를 포함할 수 있다.
- [0109] 통신부(30)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(3)와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부(30)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한, 통신부(300)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0110] 통신부(30)는 네트워크(3)를 통해 대상체(1)의 초음파 영상, 초음파 데이터, 도플러 데이터 등 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT, MRI, X-ray 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(30)는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체(1)의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부(30)는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0111] 통신부(30)는 유선 또는 무선으로 네트워크(3)와 연결되어 서버(35), 의료 장치(34), 또는 휴대용 단말(36)과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부(300)는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(31), 유선 통신 모듈(32), 및 이동 통신 모듈(33)을 포함할 수 있다.
- [0112] 근거리 통신 모듈(31)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(zigbee), WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0113] 유선 통신 모듈(32)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시 예에 의한 유선 통신 기술에는 페어 케이블(pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 포함될 수 있다.
- [0114] 이동 통신 모듈(33)은, 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 단말, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른 다양한 형태의 데이터를 포함할 수 있다.
- [0115] 메모리(40)는 초음파 진단 장치(900)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(40)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(900) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [0116] 메모리(40)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(900)는 웹 상에서 메모리(40)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0117] 입력 디바이스(50)는, 사용자로부터 초음파 진단 장치(900)를 제어하기 위한 데이터를 입력받는 수단을 의미한다. 입력 디바이스(50)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 인

식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서, 거리 센서 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.

[0118] 제어부(60)는 초음파 진단 장치(900)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(60)는 도 1에 도시된 프로브(2), 초음파 송수신부(10), 영상 처리부(20), 통신부(30), 메모리(40), 및 입력 디바이스(50) 간의 동작을 제어할 수 있다.

[0119] 프로브(2), 초음파 송수신부(10), 영상 처리부(20), 통신부(30), 메모리(40), 입력 디바이스(50) 및 제어부(60) 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(10), 영상 처리부(20), 및 통신부(30) 중 적어도 일부는 제어부(60)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.

[0120] 전술한 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브 및 이를 포함하는 초음파 진단 장치는 환자의 피부 스캔을 용이하게 수행할 수 있도록 하며, 음향 렌즈의 내구성을 향상시킬 수 있다.

[0121] 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.

부호의 설명

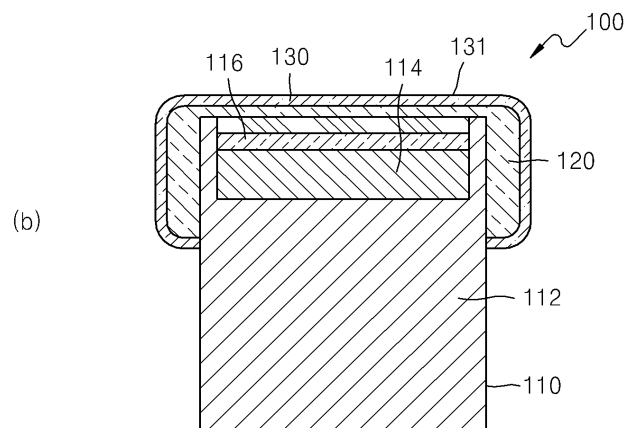
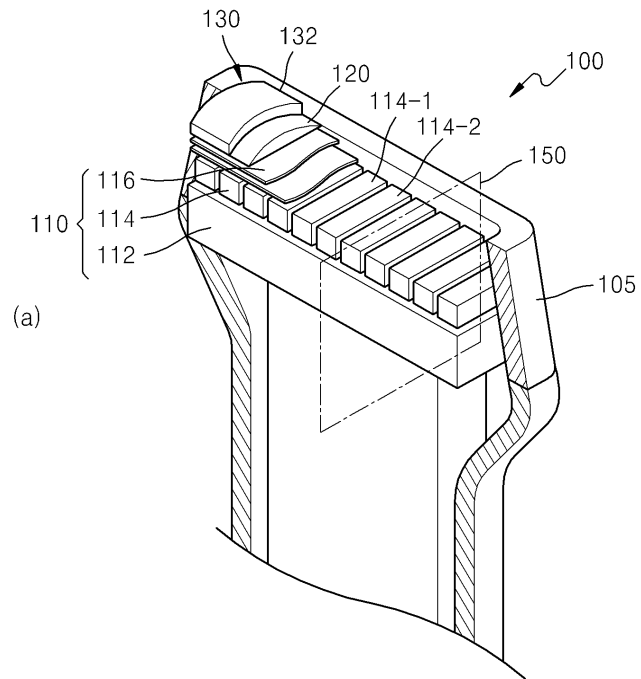
[0122]

- 1: 대상체
- 2: 프로브
- 3: 네트워크
- 10: 초음파 송수신부
- 11: 송신부
- 12: 수신부
- 13: 증폭기
- 14: ADC
- 15: 수신 지연부
- 16: 합산부
- 17: 펄스 생성부
- 18: 송신 지연부
- 19: 펄서
- 20: 처리부
- 22: 모드 처리부
- 23: 마찬가지로, 도플러 처리부
- 24: 영상 생성부
- 25: 디스플레이부
- 30: 통신부
- 31: 통신 모듈
- 32: 통신 모듈
- 33: 통신 모듈

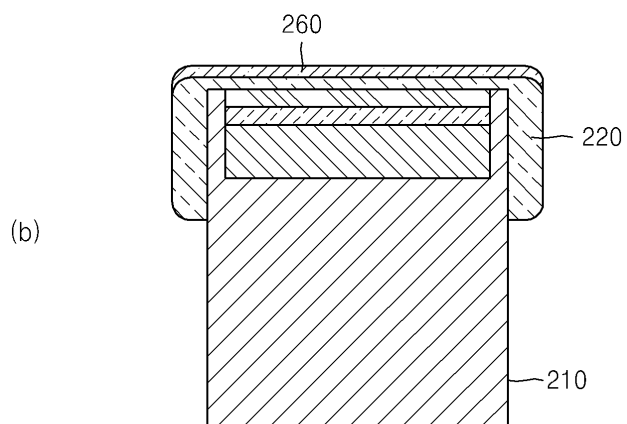
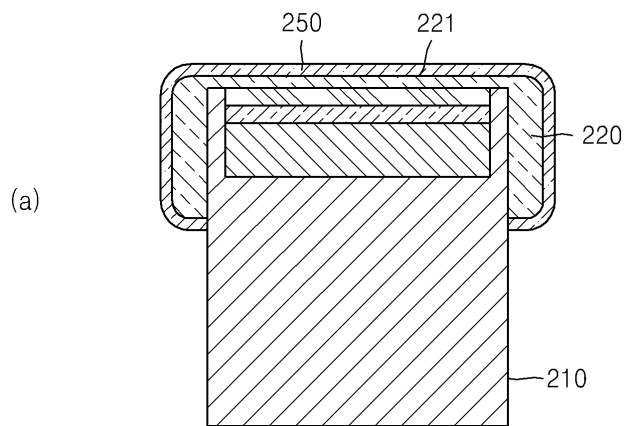
- 34: 의료 장치
- 35: 연결되어 서버
- 36: 또는 휴대용 단말
- 40: 메모리
- 50: 디바이스
- 60: 제어부
- 100: 초음파 프로브
- 105: 하우징
- 110: 트랜스듀서
- 112: 흡음층
- 114: 소자부
- 116: 정합층
- 120: 음향 렌즈

도면

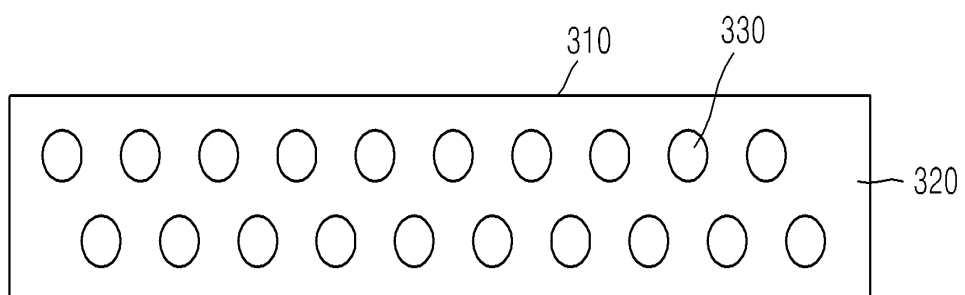
도면1



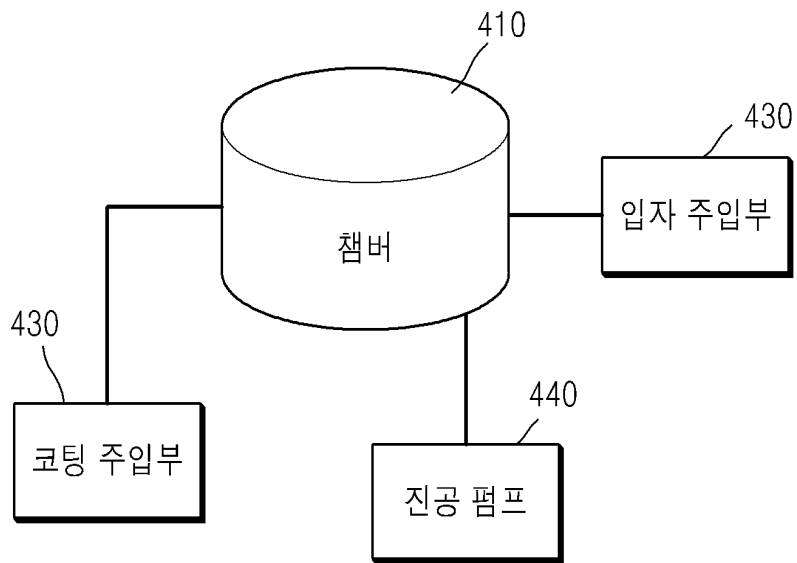
도면2



도면3



도면4



도면5

		폴리머		나노 + 폴리머	
Thickness			10 or 20um		
Youngs modulus (MPa)		2700		3000	
Poisson's ratio		~0.4		~0.4	
Density (kg/m^3)		1289		1600	
Sound velocity(m/s)		2202		2500	
Acoustic impedance(MRay)		2.84		4.0	

510

520

500

도면6

	610	620	630	640	650	660
	계정	렌즈2	렌즈1 (폴리머)	렌즈2 (폴리머)	렌즈1 (폴리머+나노)	렌즈2 (폴리머+나노)
1	0.893	1.28	0.969	0.903	0.843	0.826
2	0.909	1.294	0.968	0.914	0.83	0.833
3	0.924	1.298	0.96	0.917	0.839	0.835
평균	0.909	1.291	0.966	0.911	0.837	0.831

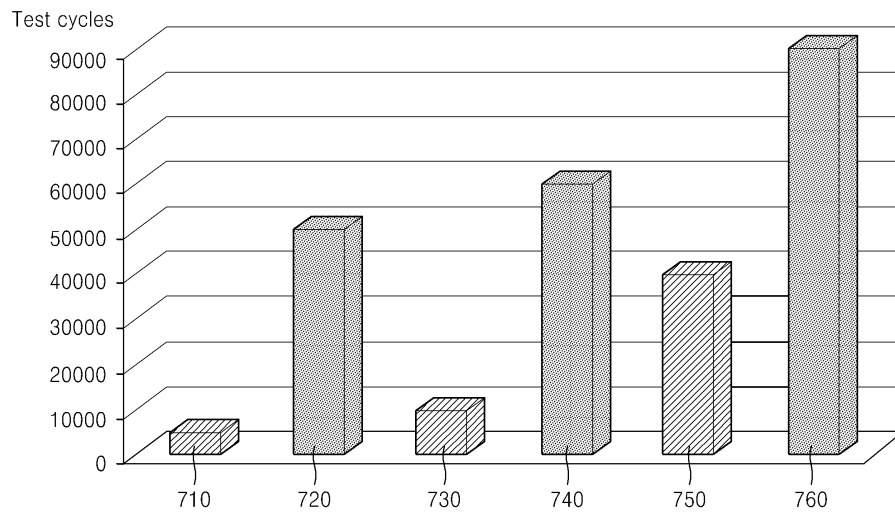
600

601

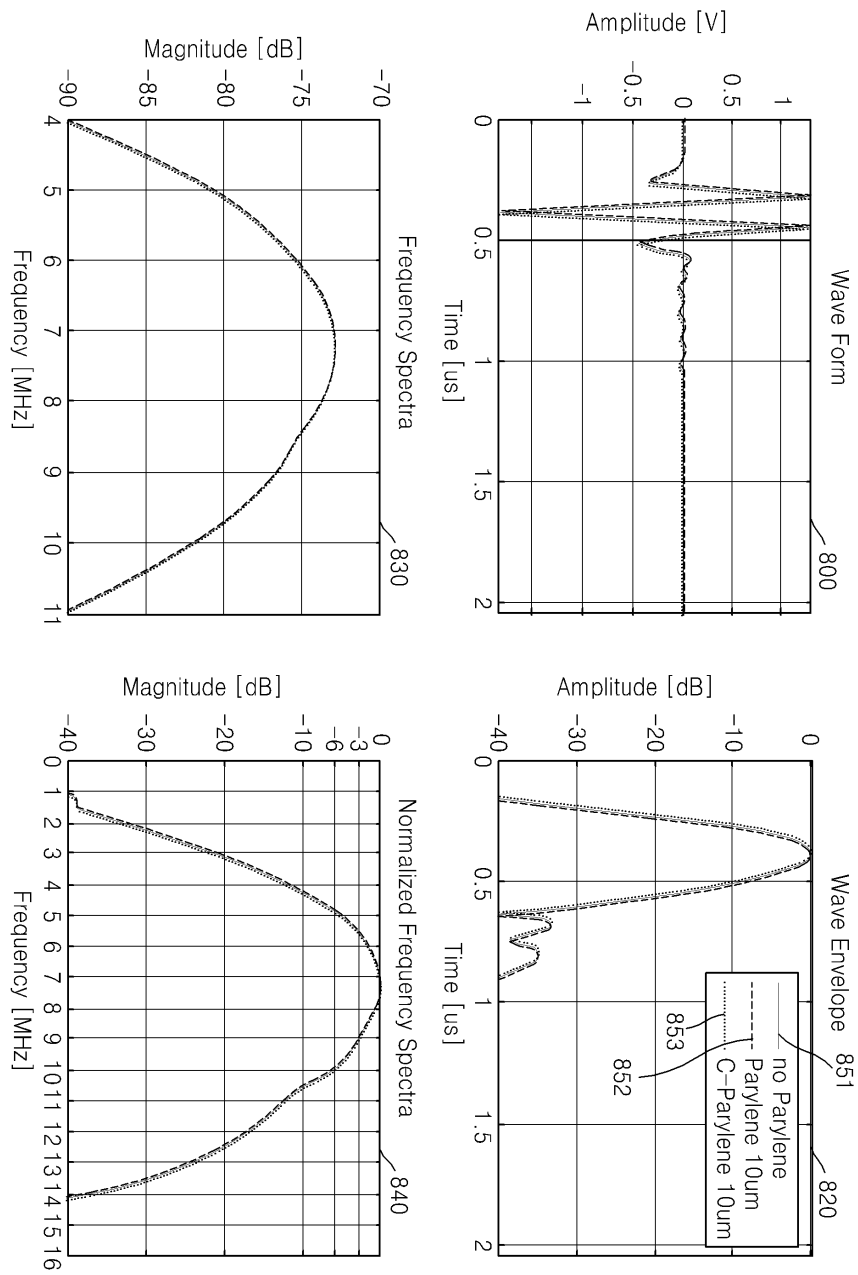
602

604

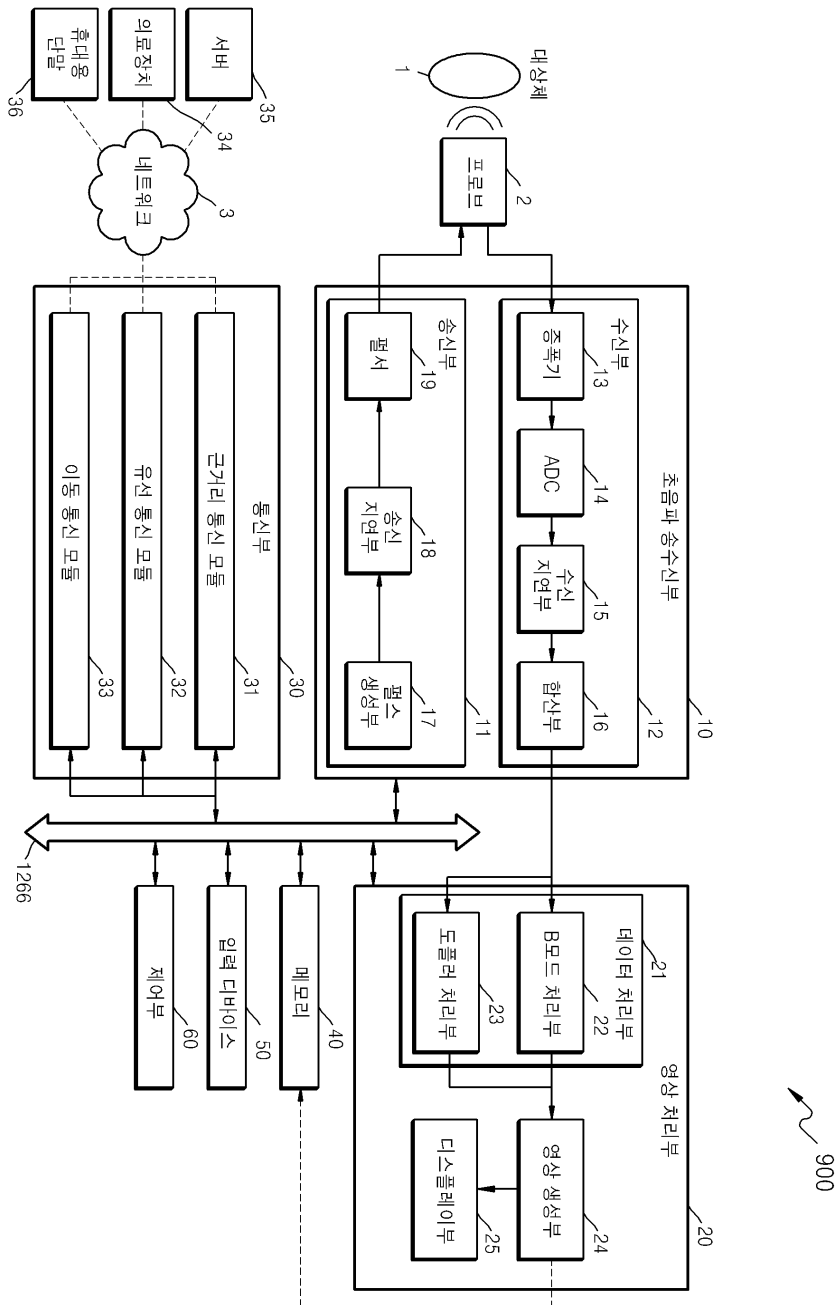
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	发明描述超声探头		
公开(公告)号	KR1020150121941A	公开(公告)日	2015-10-30
申请号	KR1020140048203	申请日	2014-04-22
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星MEDISON CO. , LTD. SAMSUNG ELECTRONICS CO. , LTD.		
当前申请(专利权)人(译)	三星MEDISON CO. , LTD. SAMSUNG ELECTRONICS CO. , LTD.		
[标]发明人	AKRAMOV SAIDMUROD LEE WON HEE CHO YOUNG MUN		
发明人	AKRAMOV, SAIDMUROD LEE, WON HEE CHO, YOUNG MUN		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4483 B06B1/0622 G10K11/30		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声探头包括产生超声波的换能器;一种聚焦超声波的声透镜;通过将聚合物颗粒与纳米颗粒混合,在所述声透镜的外表面的至少一部分上形成的透镜涂层;以及容纳换能器的壳体。

