



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0114307
(43) 공개일자 2015년10월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01N 29/24 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0038814
(22) 출원일자 2014년04월01일
심사청구일자 2014년04월01일

(71) 출원인
알피니언메디칼시스템 주식회사
경기도 화성시 만년로 905-17 (안녕동)
(72) 발명자
임미정
서울특별시 강북구 숭실로 174, 121동 401호 (미아동, SK아파트)
이수성
경기도 용인시 수지구 성북1로 157, 104동 1505호 (성북동, 버들치마을경남아너스빌1차아파트)
(74) 대리인
특허법인 신지

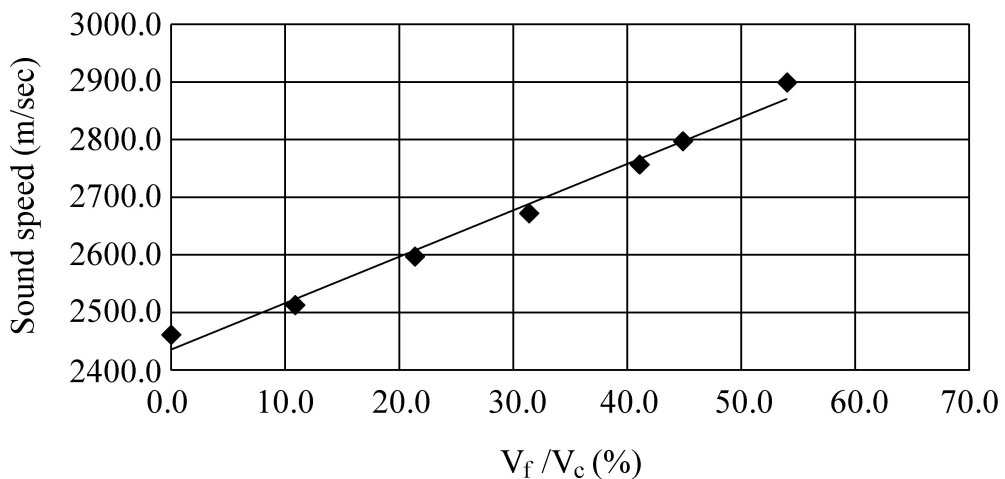
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **의료용 초음파 프로브**

(57) 요약

의료용 초음파 프로브가 개시된다. 일 실시예에 따른 의료용 초음파 프로브는 적어도 하나의 압전 소자를 포함하는 능동 소자, 능동 소자의 후면 상에 마련되어 압전 소자에서 발생하여 후면으로 전파되는 초음파를 차단하거나 감쇄시키기 위한 배경재 및 능동 소자의 전면 상에 마련되어 압전 소자에서 발생하여 전면으로 전파되는 초음파의 음향 임피던스 정합을 위한 적어도 2층 구조의 정합층을 포함한다. 그리고 이 정합층은 에폭시 모재에 필러가 추가된 조성물로 형성된 저임피던스 정합층을 포함하되, 이 조성물은 필러의 함량에 비례하여 음속이 선형적으로 증가하는 물리적 특성을 갖는다. 다른 실시예에 따른 의료용 초음파 프로브는 적어도 정합층을 커버하도록 의료용 초음파 프로브의 최외측에 마련되어 있으며 에폭시 모재에 마이크로글라스 버블이 필러로 추가된 조성물로 형성된 스킨 윈도우를 더 포함할 수 있다.

대표도 - 도2b



(72) 발명자

손건호

경기도 성남시 분당구 산운로 98, 804호 1503호 (운중동, 산운마을8단지아파트)

넬슨 에이치. 올리버

경기도 용인시 수지구 성북1로 157, 104동 1505호 (성북동, 버들치마을경남아너스빌1차아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10043120

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원

연구사업명 핵심의료기기제품화 기술개발사업

연구과제명 Radiology 초음파시장의 글로벌 수위권 진입을 위한 1.5D Array Probe기반의 고기능 복부 초음파 진단기 제품화 기술개발

기여율 1/1

주관기관 알피니언메디칼시스템 주식회사

연구기간 2013.08.01 ~ 2014.07.31

명세서

청구범위

청구항 1

적어도 하나의 압전 소자를 포함하는 능동 소자;

상기 능동 소자의 후면 상에 마련되어 상기 압전 소자에서 발생하여 상기 후면으로 전파되는 초음파를 차단하거나 감쇄시키기 위한 배킹재; 및

상기 능동 소자의 전면 상에 마련되어 상기 압전 소자에서 발생하여 상기 전면으로 전파되는 초음파의 음향 임피던스 정합을 위한 적어도 2층 구조의 정합층을 포함하고,

상기 정합층은 에폭시 모재에 필러가 추가된 조성물로 형성된 저임피던스 정합층을 포함하되, 상기 조성물은 상기 필러의 함량에 비례하여 음속이 선형적으로 증가하는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 필러는 밀도가 0.12 ~ 0.60(g/cc)의 범위이고 최대 길이가 15 ~ 135(μm)인 속이 빈 소정의 형상을 갖는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 필러는 마이크로글라스 버블(micro-glass bubble)인 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 저임피던스 정합층은 상기 필러의 함량에 따라서 음향 임피던스가 상기 에폭시 모재의 음향 임피던스 이하로 선형적으로 감소하는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 저임피던스 정합층의 음향 임피던스는 2 ~ 3(Maryls)인 것을 특징으로 하는 초음파 프로브.

청구항 6

의료용 초음파 프로브에 있어서,

적어도 하나의 압전 소자를 포함하는 능동 소자;

상기 능동 소자의 전면 상에 마련되어 상기 압전 소자에서 발생하여 상기 전면으로 전파되는 초음파의 음향 임피던스 정합을 위한 적어도 2층 구조의 정합층; 및

적어도 상기 정합층을 커버하도록 상기 의료용 초음파 프로브의 최외측에 마련되어 있으며, 에폭시 모재에 제1 마이크로글라스 버블이 필러로 추가된 제1 조성물로 형성된 스킨 윈도우를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 초음파 프로브.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 제1 마이크로글라스 버블은 밀도가 1~2(g/cm^3)이고, 상기 스킨 윈도우의 음향 임피던스는 1.4 ~

1.5(Mrayls)인 것을 특징으로 하는 의료용 초음파 프로브.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 정합층은 에폭시 모재에 제2 마이크로글라스 버블이 필러로 추가된 제2 조성물로 형성된 저임피던스 정합층을 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 초음파 프로브.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 제2 마이크로글라스 버블은 상기 제1 마이크로글라스 버블보다 밀도가 큰 것을 특징으로 하는 의료용 초음파 프로브.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 저임피던스 정합층의 음향 임피던스는 2 ~ 3(Mrayls)인 것을 특징으로 하는 의료용 초음파 프로브.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파를 이용하여 피검사체 내부의 영상 정보를 획득하는 의료용 초음파 프로브(medical ultrasonic probe)에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 의료용 초음파 프로브(이하, 단순히 '초음파 프로브'라고 한다)는 진단 부위의 영상 정보를 획득하기 위한 초음파 진단장치의 일 구성요소이다. 초음파 프로브는 피검사체의 진단 부위에 초음파 신호를 송신한 후, 서로 다른 음향 임피던스(acoustic impedance)를 갖는 피검사체 내부의 조직들의 경계로부터 반사된 초음파 신호를 수신함으로써 진단 부위의 영상 정보를 획득한다. 획득된 영상 정보는 초음파 진단장치의 모니터로 출력되고, 진단인은 모니터로 출력되는 영상 정보를 통해 피검사체에 대한 진단을 실시할 수 있다. 초음파 프로브의 내부에는 초음파 신호를 피검사체로 송신하고 피검사체로 반사된 초음파 신호를 수신하기 위한 초음파 트랜스듀서(ultrasonic transducer)가 구비된다.

[0003] 초음파 트랜스듀서를 구성하는 3요소는 능동 소자(active component), 정합층(matching layer), 및 베킹재(backing material)로 알려져 있다. 능동 소자는 초음파를 발생시키고 또한 피검사체로부터 반사되는 초음파를 수신하기 위한 것으로, 통상적으로 압전 소자(piezoelectric element)가 사용된다. 베킹재는 피검사체에 대한 검사 결과가 왜곡되는 것을 방지하기 위한 것으로, 능동 소자로부터 발생한 초음파가 원하지 않는 방향으로 전파되어 그 반사파가 되돌아오는 것을 차단하거나 또는 최소화한다. 이를 위하여, 베킹재는 통상적으로 예정된 초음파 신호의 진행 경로와는 다른 방향, 예컨대 피검사체에 대하여 반대편 방향이 되도록 배치된다.

[0004] 그리고 정합층은 능동 소자와 매질, 즉 피검사체와의 사이에 배치되어서 두 구성 요소 (즉, 능동 소자와 피검사체) 사이의 음향 임피던스 차이를 중재하는 역할을 한다. 통상적으로 압전 소자의 음향 임피던스는 약 30MRayl 정도인데 반하여 피검사체인 인체 연부 조직(soft tissue)의 음향 임피던스는 약 1.5MRayl 정도이다. 만일, 정합층이 없다면, 압전 소자에서 발생한 초음파 또는 피검사체에서 반사된 초음파는 압전 소자와 피검사체의 경계면을 투과하지 못하고 대부분이 반사 또는 산란된다. 결국, 정합층이 없으면 인체 연부 조직 등과 같은 낮은 음향 임피던스를 갖는 피검사체에 대해서는 초음파 프로브를 이용한 검사와 이에 기초한 병변 진단이 실질적으로 불가능하다.

[0005] 효과적인 음향 임피던스 차이의 중재를 위해서는, 정합층의 음향 임피던스가 피검사체의 음향 임피던스와 압전 소자의 음향 임피던스의 곱의 제곱근을 만족해야 하는 것으로 알려져 있다(DeSilet 공식). 그런데, 단일층 구조로서 DeSilet 공식을 만족하면서 동시에 작은 신호 감쇄 등과 같은 정합층의 요건을 충족하는 적당한 소재가

없어서, 현재는 2층 구조의 정합층이 널리 사용되고 있다. 이 경우에, 정합층은 상대적으로 큰 음향 임피던스(예컨대, 약 6 ~ 9 Mrayls)를 갖는 고임피던스 정합층(High impedance Matching Layer)과 상대적으로 작은 음향 임피던스(예컨대, 약 2 ~ 3 Mrayls)를 갖는 저임피던스 정합층(Low impedance Matching Layer)을 포함한다. 일례로, 저임피던스 정합층으로는 비스페놀 A형 에폭시 등과 같은 에폭시 수지가 사용되며, 고임피던스 정합층으로는 이러한 에폭시 수지에 음향 임피던스를 증가시킬 수 있는 필러가 첨가된 조성물이 사용되고 있다. 필러로는 예컨대 알루미늄, 텅스텐 등과 같은 금속 물질의 분말 등이 주로 사용되고 있다.

[0006]

그리고 초음파의 전달 효율을 최대로 할 수 있는 정합층의 두께는 초음파 파장의 1/4이어야 하는 것으로 알려져 있다. 초음파의 음속은 파장과 주파수의 곱으로 정의되므로, 동일한 음속이라고 가정할 경우에는 작동 주파수가 높을수록 파장은 감소한다. 따라서 높은 작동 주파수에서 최대 전달 효율을 달성하기 위해서는 작아지는 파장에 비례하여 정합층의 두께도 감소해야 한다. 즉, 초음파 트랜스듀서의 작동 주파수를 높여서 진단 정밀도를 향상시키기 위해서는 정합층을 그 만큼 얇게 제조해야 한다. 그런데, 기계 가공(machining)이라는 정합층 제조 공정의 특성상 일정 수준, 기존의 정합층은 음속이 약 2,500m/s로서, 17MHz의 작동 주파수에서 정합층의 두께를 일정 수준, 예컨대 약 36 μ m이하로 제조하기가 어렵다. 그 결과 현재 사용하는 정합층 물질로는 작동 주파수를 17MHz 이상으로 높이는 데 한계가 있다.

[0007]

한편, 초음파 프로브의 최외측 표면에는 스킨 윈도우(skin window)가 구비된다. 스킨 윈도우는 초음파가 출력되는 영역을 한정하는 부분으로서, 초음파 트랜스듀서, 예컨대 정합층이 직접 피검사체의 표면, 즉 사람의 피부에 접촉하여 오염되는 것을 방지하는 등의 역할을 한다. 이러한 스킨 윈도우는 초음파가 손실 없이 또는 손실을 최소화하고 투과할 수 있어야 할 뿐만 아니라 경계면에서의 반사/재반사에 따른 손실을 최소화하기 위해서는 음향 임피던스가 인체 연부 조직의 음향 임피던스와 같거나 유사해야 한다. 현재 스킨 윈도우는 실리콘 엘라스토머(silicone elastomer)나 우레탄(urethane) 등으로 제조되고 있는데, 전자는 음향 임피던스가 1.1 ~ 1.3Mrayl로서 인체 연부 조직의 음향 임피던스(1.5Mrayl)와 유사하기는 하나 다소 차이가 있으며, 후자는 음향 임피던스가 1.4 ~ 1.5 Mrayls 인체 연부 조직과 거의 동일하지만 들뜸 현상 등으로 인하여 초음파 프로브에 사용될 경우에 신뢰성이 떨어진다.

선행기술문헌

특허문헌

[0008]

(특허문헌 0001) 한국공개특허공보 10-2006-0021026호(2006.03.07. 공개)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009]

본 발명이 해결하고자 하는 하나의 과제는 고주파수로 동작 가능한 의료용 초음파 프로브를 제공하는 것이다.

[0010]

본 발명이 해결하고자 하는 다른 하나의 과제는 음향 임피던스가 인체와 거의 동일할 뿐만 아니라 신뢰성이 높은 재료로 형성된 렌즈부를 포함하는 의료용 초음파 프로브를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0011]

상기한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 초음파 프로브는 적어도 하나의 압전 소자를 포함하는 능동 소자, 상기 능동 소자의 후면 상에 마련되어 상기 압전 소자에서 발생하여 상기 후면으로 전파되는 초음파를 차단하거나 감쇄시키기 위한 패키징 및 상기 능동 소자의 전면 상에 마련되어 상기 압전 소자에서 발생하여 상기 전면으로 전파되는 초음파의 음향 임피던스 정합을 위한 적어도 2층 구조의 정합층을 포함한다. 그리고 상기 정합층은 에폭시 모재에 필러가 추가된 조성물로 형성된 저임피던스 정합층을 포함하는데, 상기 조성물은 상기 필러의 함량에 비례하여 음속이 선형적으로 증가하는 특성을 갖는다.

[0012]

상기 실시예의 일 측면에 의하면, 상기 필러는 밀도가 0.12 ~ 0.60(g/cc)의 범위이고 최대 길이가 15 ~ 135(μ m)인 속이 빈 소정의 형상을 가질 수 있다. 이 경우에 상기 필러는 마이크로글라스 버블(micro-glass

bubble)일 수 있다.

[0013] 상기 실시예의 다른 측면에 의하면, 상기 저임피던스 정합층은 상기 필터의 함량에 따라서 음향 임피던스가 상기 에폭시 모재의 음향 임피던스 이하로 선형적으로 감소할 수 있다. 이 경우에, 상기 저임피던스 정합층의 음향 임피던스는 2 ~ 3(Mrayls)일 수 있다.

[0014] 상기한 과제를 달성하기 위한 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료용 초음파 프로브는 적어도 하나의 압전 소자를 포함하는 능동 소자, 상기 능동 소자의 전면 상에 마련되어 상기 압전 소자에서 발생하여 상기 전면으로 전파되는 초음파의 음향 임피던스 정합을 위한 적어도 2층 구조의 정합층, 및 적어도 상기 정합층을 커버하도록 상기 의료용 초음파 프로브의 최외측에 마련되어 있으며, 에폭시 모재에 제1 마이크로글라스 버블이 필러로 추가된 제1 조성물로 형성된 스킨 윈도우를 포함할 수 있다.

[0015] 상기 실시예의 일 측면에 의하면, 상기 제2 마이크로글라스 버블은 밀도가 $1\sim 2(g/cm^3)$ 이고, 상기 스킨 윈도우의 음향 임피던스는 1.4 ~ 1.5(Mrayls)일 수 있다.

[0016] 상기 실시예의 다른 측면에 의하면, 상기 정합층은 에폭시 모재에 제2 마이크로글라스 버블이 필러로 추가된 제2 조성물로 형성된 저임피던스 정합층을 포함할 수 있다. 이 경우에 상기 제2 마이크로글라스 버블은 상기 제1 마이크로글라스 버블보다 밀도가 클 수 있다. 그리고 상기 저임피던스 정합층의 음향 임피던스는 2 ~ 3(Mrayls)일 수 있다.

발명의 효과

[0017] 전술한 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 초음파 프로브는 에폭시 모재에 마이크로글라스 버블을 필러로 함유한 조성물과 같이 그 함량에 따라서 음속이 에폭시 모재의 음속 이상에서 선형적으로 비례하여 증가하고 또한 음향 임피던스가 2~3Mrayl 범위인 물질을 사용하여 형성된 저임피던스 정합층을 포함한다. 이러한 조성물을 사용하여 형성된 저임피던스 정합층은 음속이 빠른 특성을 가지기 때문에 높은 주파수, 약 17MHz 이상의 동작 주파수에서도 물리적인 한계 두께 또는 그 이상의 두께를 가지도록 제조될 수 있다. 따라서 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 초음파 프로브는 기존의 주파수보다 높은 주파수 범위에서 동작할 수 있으며, 그 결과 보다 고해상도의 영상을 획득할 수가 있다. 뿐만 아니라, 이러한 저임피던스 정합층은 음향 임피던스도 그 함량에 따라서 선형적으로 비례하여 감소하기 때문에 원하는 음향 임피던스를 갖도록 설계하는 것이 용이하다.

[0018] 또한, 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 프로브는 에폭시 모재에 마이크로글라스 버블을 필러로 함유한 조성물로 형성한 스킨 윈도우를 포함할 수 있다. 이러한 스킨 윈도우는 추가되는 마이크로글라스 버블의 양 및/또는 밀도를 적절히 선택함으로써 음향 임피던스가 인체의 음향 임피던스와 유사할 뿐만 아니라 다른 구성 요소(특히, 렌즈)와 접착성이 우수하여 들뜸 현상이 발생하지 않으므로 신뢰성이 높은 장치를 제조할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브의 구성을 보여 주는 구성도이다.

도 2a 내지 도 2d는 에폭시 모재에 추가되는 마이크로글라스 버블의 양의 변화에 따른 저임피던스 정합층용 조성물의 물리적인 특성을 보여 주는 그래프로서, 각각 밀도 변화, 음속 변화, 음향 임피던스 변화, 신호 감쇄 변화를 보여 주는 그래프이다.

도 3a 내지 도 3c는 각각 분위기 온도가 38℃와 20.5℃에서 조성물의 전체 부피에 대한 마이크로글라스 버블의 부피의 변화에 따른 조성물의 음속(sound speed) 변화, 음향 임피던스 (sonic impedance)변화, 및 신호 감쇄(attenuation)의 변화를 보여 주는 그래프이다.

도 4a 및 도 4b는 각각 스킨 윈도우를 형성하는 조성물에 필러로 추가되는 마이크로글라스 버블의 밀도에 따른 음속 및 음향 임피던스를 보여 주는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 이하, 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명한다. 사용되는 용어들은 실시예에서의 기능을 고려하여 선택된 용어들로서, 그 용어의 의미는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수

있다. 그러므로 후술하는 실시예들에서 사용된 용어의 의미는, 본 명세서에 구체적으로 정의된 경우에는 그 정의에 따르며, 구체적인 정의가 없는 경우는 당업자들이 일반적으로 인식하는 의미로 해석되어야 할 것이다. 그리고 본 명세서에서 제1 물질층이 제2 물질층 상에 형성된다고 할 경우에, 그것은 제1 물질층이 제2 물질층 바로 위(directly on)에 형성되는 경우는 물론, 명시적으로 이를 배제하는 기재가 없는 한, 다른 제3 물질층이 제1 물질층과 제2 물질층의 사이에 개재되어 있는 것(upper)도 모두 포함하는 것으로 해석되어야 한다.

[0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브의 구성을 도식적으로 보여 주는 구성도이다. 여기서 '도식적'이라는 것은 도시된 도면이 초음파 프로브에 포함되는 구성 요소들 사이의 상대적인 위치 관계 또는 적층 관계를 나타낸다는 것을 의미한다. 따라서 초음파 프로브에 포함되는 구성 요소들 각각의 구체적인 형상이나 두께 등은 반드시 도면에 도시된 것과 일치하지 않을 수도 있다.

[0022] 도 1을 참조하면, 초음파 프로브(100)는 베킹부(backing unit, 110), 제1 전극부(first electrode unit, 120), 능동 소자(active components, 130), 제2 전극부(second electrode unit, 140), 정합층(matching layer, 150), 및 스킨 윈도우(skin window, 160)를 포함한다. 이러한 초음파 프로브(100)는 단일 요소 트랜스듀스(single element transducer)이거나 또는 선형 또는 매트릭스 형상의 어레이 트랜스듀스(array transducer)일 수 있는데, 이하에서는 후자의 경우를 중심으로 설명한다. 하지만, 본 발명이 후술하는 실시예에 의해서 한정되는 것으로 해석되어서는 안된다.

[0023] 베킹부(110)는 음향 임피던스(acoustic impedance)가 능동 소자(130), 예컨대, 압전 소자와 잘 매칭되도록 구성될 수 있다. 또한, 베킹부(110)는 우수한 흡음 특성, 즉 음향 감쇄 특성을 가지도록 구성될 수 있다. 우수한 흡음 특성을 갖는 베킹부(110)는 상층에 배열되는 능동 소자(130), 예컨대 압전 소자들의 자유 진동을 억제하여 초음파의 펄스 폭을 감소시킬 뿐만 아니라 스킨 윈도우(160)의 반대 방향으로 초음파가 불필요하게 전파되는 것을 차단함으로써 영상 왜곡이 생기는 것을 효과적으로 방지한다.

[0024] 이러한 베킹부(110)는 흡음 특성 특성이 우수한 재료의 물질을 사용하여 하나 또는 복수의 층으로 형성될 수 있다. 예를 들어, 베킹부(110)는 에폭시 수지나 실리콘 고무 등이 주된 원료로 사용되거나 또는 댄핑 그리스(damping grease)를 분산매로 하여 밀도가 높은 분말 재료가 필러(filler)로 포함된 조성물인 댄핑 그리스 혼합물 등과 같이 우수한 흡음 특성을 보이는 새로운 조성물이 사용될 수도 있다.

[0025] 제1 전극부(120)는 도전성 물질로 형성되어 능동 소자(130)의 일 단부와 연결되는 하부 전극들을 포함한다. 하부 전극은 구리, 금, 은 등과 같은 저항이 낮은 도전성 금속으로 이루어질 수 있다. 하부 전극의 형상이나 배치 패턴, 두께, 폭 등은 능동 소자(130) 및/또는 이를 포함하는 초음파 프로브(100)의 종류나 특성에 따라서 달라질 수 있으므로, 본 실시예에는 이에 특별한 제한이 없다.

[0026] 능동 소자(130)는 양단(즉, 제1 및 제2 전극부(120, 140))에 전압이 인가되는 등의 방법으로 에너지가 가해지면 초음파 신호를 발생시킨다. 본 실시예에 의하면, 능동 소자(130)에 의하여 발생하는 초음파 신호는 다양한 주파수를 가질 수 있다. 예를 들어, 발생하는 초음파 신호는 현재 통상적으로 사용되고 있는 17MHz 이하의 주파수는 물론 그 이상의 고주파수의 신호도 발생시킬 수 있다.

[0027] 이러한 능동 소자(130)의 종류는 초음파 프로브(100)의 종류에 따라서 달라질 수 있다. 일례로, 능동 소자(130)는 하나 또는 복수의 압전 소자들을 포함할 수 있다. 압전 소자들은 전압이 인가되면 공진하여 초음파 신호를 발생시키고, 또한 초음파 신호를 수신하게 되면 진동하여 전기적 신호를 발생시킨다. 압전 소자들의 형상이나 배열되는 패턴에 특별한 제한은 없다. 일례로, 압전 소자들은 제1 전극부(120)의 하부 전극들에 각각 대응되고 상호 분리된 패턴으로 배열될 수 있는데, 여기에만 한정되는 것은 아니다. 압전 소자는 티탄산 지르콘 산 납(PZT, lead zirconate titanate)계 등의 압전 세라믹, 단결정, 이들 재료와 고분자 재료를 복합한 복합 압전체, 혹은 폴리불화비닐리덴(PolyVinylidene Fluoride, PVDF)로 대표되는 고분자 재료의 압전체 등으로 형성될 수 있다.

[0028] 제2 전극부(140)는 능동 소자(130)의 상면에 배치되는데, 접착제 등에 의해 능동 소자(130)에 접합될 수 있다. 예컨대, 제2 전극부(140)는 도전성 금속 박편으로 각각 이루어지며, 복수의 압전 소자들에 대응되도록 상호 분리된 형태로 능동 소자(130)들의 각 상면에 접합되는 상부 전극들을 포함할 수 있다. 상부 전극은 하부 전극과 마찬가지로 구리, 금, 은 등과 같은 도전성 금속의 박편으로 이루어질 수 있다. 또한, 각각의 상부 전극은 대응되는 능동 소자(130)의 횡단면적과 동일한 횡단면적을 갖고 일정 두께를 갖는 형상으로 이루어질 수 있다. 하부 전극들이 전기적 신호의 송수신을 위한 신호 전극들로 기능하는 경우에, 상부 전극들은 그라운드 전극으로

가능할 수 있다. 반대로, 상부 전극들이 신호 전극으로 기능할 수 있으며, 이 경우에 하부 전극이 그라운드 전극으로 기능할 수 있다.

[0029] 정합층(150)은 제2 전극부(140)의 상측에 배치될 수 있다. 정합층(150)은 소정의 재료를 이용하여 소정의 두께를 갖도록 시트(sheet) 형상으로 형성한 다음, 기계 가공 등의 공정을 통해 원하는 두께 및/또는 형상으로 만든 다음, 접착제 등을 이용하여 제2 전극부(140) 상에 접합되는 방식으로 형성될 수 있다. 일례로, 정합층(150)은 복수의 압전 소자들 및/또는 제2 전극부(140)의 상부 전극들에 각각 대응되며 상호 분리된 형상으로 상부 전극들의 각 상면에 접합되게 부착될 수 있는데, 이것은 단지 예시적인 것이다. 각각 분리된 정합층(150)은 대응되는 상부 전극의 횡단면적과 동일한 횡단면적을 가질 수 있지만, 여기에만 한정되는 것은 아니다.

[0030] 정합층(150)은 능동 소자(130)의 음향 임피던스와 피검사체의 음향 임피던스를 적절히 매칭함으로써, 능동 소자(130)에서 발생한 초음파를 피검사체로 전달하거나 및/또는 피검사체에 의하여 반사되어 되돌아오는 초음파(에코 초음파)의 손실을 저감시키기 위한 것이다. 즉, 정합층(150)은 능동 소자(130)와 피검사체 사이의 음향 임피던스의 급격한 변화에 따른 영상 왜곡 등의 문제를 감소시키는 완충 역할을 한다. 본 발명의 실시예에 의하면, 후술하는 바와 같이, 정합층(150)은 추가되는 필러의 양에 따라서 물리적인 특성(특히, 음속이나 음향 임피던스)이 선형적으로 변하는 조성물로 형성된 저임피던스 정합층(154)을 포함하여 구성되므로, 피검사체의 특성(예컨대, 진단 부위의 고유 음향 임피던스로서 초음파로 진단하고자 하는 신체 부위의 고유 음향 임피던스)을 고려하여 정합층(150)의 특성, 예컨대 음속, 두께, 음향 임피던스, 및 구조(예컨대, 단일층인지 또는 복수의 층인지) 등이 적절히 선택될 수 있다.

[0031] 보다 구체적으로, 정합층(150)은 하나 또는 2층 이상의 복수의 층들로 구성될 수 있는데, 통상적으로 2층 구조가 널리 사용된다. 이것은 능동 소자(130)와 피검사체인 인체 연부 조직 사이의 음향 임피던스 차이가 상대적으로 크기 때문에, 요구되는 특성을 갖는 정합층을 단일 물질의 층으로는 형성하는 것이 상당히 어렵기 때문이다. 2층 구조의 정합층(150)은 능동 소자(130)에 가까운 쪽에 위치하며 상대적으로 음향 임피던스가 큰 고임피던스 정합층(152)과 능동 소자(130)에 상대적으로 먼 쪽에 위치하며 상대적으로 음향 임피던스가 작은 저임피던스 정합층(154)을 포함한다.

[0032] 그리고 본 명세서에서 '저임피던스 정합층'이라고 하는 용어는 정합층이 3층 또는 그 이상의 구조로 이루어진 경우에는, 능동 소자(130)에 인접한 고임피던스 정합층을 제외한 다른 층들 모두 또는 이 중에서 어느 하나의 층을 가리킬 수 있다. 바람직하게는 '저임피던스 정합층'은 정합층을 구성하는 복수의 층들 중에서 음향 임피던스가 약 2 ~ 3 Mrayls인 층을 가리킬 수 있는데, 여기에만 한정되는 것은 아니다.

[0033] 압전 소자(예컨대, 음향 임피던스가 약 30Mrayl)들로 구성된 능동 소자(130)와 피검사체가 사람(예컨대, 음향 임피던스가 약 1.5Mrayl)인 경우에, 널리 알려진 DeSilet 공식을 적용하면 고임피던스 정합층(152)은 음향 임피던스가 약 6 ~ 9 Mrayl이고 또한 저임피던스 정합층(154)은 음향 임피던스가 약 2 ~ 3 Mrayl인 것이 요구된다.

[0034] 이 중에서 이전부터 사용되고 있는 에폭시 수지의 하나인 비스페놀 A형 에폭시만을 사용하여 형성된 물질층(예컨대, 기존의 초음파 프로브의 저임피던스 정합층)은 음속이 약 2,500m/sec 정도가 된다. 그리고 비스페놀 A형 에폭시로 형성된 필름을 기계 가공(machining)을 통해 더 얇게 가공할 수 있는 두께는 최소 약 36 μ m이므로, 최소 파장은 이 두께의 4배가 된다. 이에 의하면, 초음파 프로브(100)의 작동 주파수, 즉 능동 소자(130)에서 발생시킬 수 있는 초음파의 주파수는 최대 약 17MHz가 되며, 그 이상의 작동 주파수로 동작시키기 어렵다.

[0035] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 초음파 프로브(100)는 저임피던스 정합층(154)을 새로운 조성물로 형성함으로써 그 두께가 36 μ m 또는 그 이상이라고 하더라도 17MHz 이상의 작동 주파수에서 동작할 수 있도록 한다. 왜냐하면, 본 발명의 실시예에서는 저임피던스 정합층(154)을 기존의 정합층 물질(비스페놀 A형 에폭시와 같은 에폭시 수지)보다 음속이 큰 물질로 형성하기 때문이다. 물론, 본 발명의 실시예에 따른 저임피던스 정합층(154)은 요구되는 적정 음향 임피던스, 즉 2 ~ 3Mrayl을 가지는 것은 당연하다.

[0036] 이상의 조건을 만족하기 위하여, 본 발명의 실시예에서는 에폭시 모재(epoxy base, 154a)에 마이크로글라스 버블(micro-glass bubble, 154b)을 필러로 혼합한 조성물을 사용하여 저임피던스 정합층(154)을 형성한다. 에폭시 수지로 형성된 에폭시 모재(154a)의 종류에는 특별한 제한이 없는데, 비스페놀 A형 에폭시, 카보디이미드 수지 등이 사용될 수 있다.

[0037] 마이크로글라스 버블(154b)은 통상적으로 외벽이 얇은 유리 재질로 제조되어 속이 빈 미세한 구 형태의 구조물을 가리킨다. 하지만, 본 발명의 실시예에 의하면, 마이크로글라스 버블은 단순히 그 형상이 구 형상인 경우에

한정되지 않으며, 원기둥이나 다면체 등과 같은 다양한 형상을 가질 수도 있다. 그리고 마이크로글라스 버블은 소다-라임 보로실리케이트 유리(soda-lime borosilicate glass) 등과 같은 통상적인 유리 재료가 사용될 수 있는데, 여기에만 한정되는 것은 아니다. 이러한 마이크로글라스 버블은 속이 비어 있어서 밀도가 약 0.12 ~ 0.60(g/cc)의 범위에 해당되며, 최대 크기는 약 15-135 μ m 정도일 수 있다. 최대 크기는 마이크로글라스 버블이 구 형상인 경우에는 직경을 가리키지만, 다면체 형상인 경우에는 가장 길이가 긴 변의 길이를 가리킬 수 있다. 저임피던스 정합층(154)을 형성하기 위하여 에폭시 모재(154a)에 필러로 추가되는 모든 마이크로글라스 버블(154b)은 반드시 동일한 형상이나 크기를 가질 필요가 없으며, 다양한 크기와 형상을 가질 수 있다.

[0038]

본 발명의 실시예와 같이 에폭시 모재(154a)에 마이크로글라스 버블(154b)을 필러로 추가한 조성물을 이용하여 저임피던스 정합층(154)을 형성할 경우에는, 추가되는 마이크로글라스 버블(154b)의 양을 증가시켜서 저임피던스 정합층(154)의 음속을 높일 수 있다. 보다 구체적으로, 에폭시 모재(154a)에 함유되는 마이크로글라스 버블(154b)의 함량을 증가시키면 조성물의 밀도는 감소한다. 왜냐하면, 마이크로글라스 버블(154b)의 밀도가 에폭시 모재(154a)의 밀도보다 더 낮기 때문이다. 그리고, 이에 따라서 이 조성물을 이용하여 제조한 저임피던스 정합층(154)의 음속은 마이크로글라스 버블(154b)의 함량을 증가시켜서 증가시킬 수 있다.

[0039]

그리고 에폭시 모재(154a)에 마이크로글라스 버블(154b)을 필러로 추가한 조성물을 이용하여 저임피던스 정합층(154)을 형성할 경우에는, 추가되는 마이크로글라스 버블(154b)의 양을 조절하여 저임피던스 정합층(154)의 음속은 물론 음향 임피던스와 신호 감쇄도 임의로 조절할 수 있다. 왜냐하면, 후술하는 실험 데이터를 통해 알 수 있는 바와 같이, 에폭시 모재(154a)에 함유되는 마이크로글라스 버블(154b)의 함량의 변화에 따라서, 조성물, 즉 이를 이용하여 형성되는 저임피던스 정합층(154)의 음속, 음향 임피던스, 및 신호 감쇄 등과 같은 물리적인 특성이 선형적으로 변화하기 때문이다.

[0040]

도 2a 내지 도 2d는 에폭시 모재에 추가되는 마이크로글라스 버블의 양의 변화에 따른 저임피던스 정합층(154)용 조성물의 물리적인 특성을 보여 주는 그래프이다. 보다 구체적으로, 도 2a는 조성물의 전체 부피에 대한 마이크로글라스 버블의 부피의 변화에 따른 조성물의 밀도(density) 변화를 보여 주는 그래프이고, 도 2b는 조성물의 전체 부피에 대한 마이크로글라스 버블의 부피의 변화에 따른 조성물의 음속(sound speed) 변화를 보여 주는 그래프이고, 도 2c는 조성물의 전체 부피에 대한 마이크로글라스 버블의 부피의 변화에 따른 조성물의 음향 임피던스(sonic impedance)변화를 보여 주는 그래프이며, 도 2d는 조성물의 전체 부피에 대한 마이크로글라스 버블의 부피의 변화에 따른 조성물의 신호 감쇄(attenuation) 변화를 보여 주는 그래프이다. 그리고 도 2a 내지 도 2d의 그래프는 모두 분위기 온도가 38 $^{\circ}$ C에서 측정된 값들이다. 실험에 사용된 에폭시 모재는 비스페놀 A형 에폭시이며, 마이크로글라스 버블은 그 크기가 약 20 μ m이고, 밀도는 0.46g/cm³이다.

[0041]

도 2a를 참조하면, 전체 조성물에서 추가되는 마이크로글라스 버블의 양이 증가할수록 조성물의 밀도, 즉 이를 이용하여 제조된 저임피던스 정합층(154)의 밀도(D)는 선형으로 감소한다는 것을 알 수 있다. 도 2a의 그래프에서 조성물의 밀도(D)는 다음의 수학적 식 1로 표시될 수 있다.

수학적 식 1

$$D = 0.709 \times (V_f / V_c) + 1.173$$

[0042]

여기서, V_f 는 필러로 추가된 마이크로글라스 버블의 부피, V_c 는 전체 조성물의 부피를 나타낸다(수학적 식 2 내지 수학적 식 4도 동일함).

[0043]

[0044]

그리고 도 2b를 참조하면, 전체 조성물에서 추가되는 마이크로글라스 버블의 양이 증가할수록 조성물의 음속, 즉 이를 이용하여 제조된 저임피던스 정합층(154)의 음속(Sound Speed, S)은 에폭시 모재의 음속(V_f/V_c 가 0인 경우) 이상의 범위에서 선형으로 증가한다는 것을 알 수 있다. 도 2b의 그래프에서 조성물의 음속(S)은 다음의 수학적 식 2로 표시될 수 있다.

수학식 2

$$S = 809.9 \times (V_f / V_c) + 2434$$

[0045]

[0046]

그리고 도 2c를 참조하면, 전체 조성물에서 추가되는 마이크로글라스 버블의 양이 증가할수록 조성물의 음향 임피던스, 즉 이를 이용하여 제조된 저임피던스 정합층(154)의 음향 임피던스(Z)는 에폭시 모재의 음향 임피던스 (V_f/V_c 가 0인 경우) 이하의 범위에서 선형으로 감소한다는 것을 알 수 있다. 도 2c의 그래프에서 조성물의 음향 임피던스(Z)는 다음의 수학식 3으로 표시될 수 있다.

수학식 3

$$Z = -1.016 \times (V_f / V_c) + 2.850$$

[0047]

[0048]

또한 도 2d를 참조하면, 전체 조성물에서 추가되는 마이크로글라스 버블의 양이 증가할수록 조성물의 신호 감쇄, 즉 이를 이용하여 제조된 저임피던스 정합층(154)의 신호 감쇄(Attenuation, A)는 선형으로 감소한다는 것을 알 수 있다. 도 2c의 그래프에서 조성물의 신호 감쇄(A)는 다음의 수학식 4로 표시될 수 있다.

수학식 4

$$A = -2.650 \times (V_f / V_c) + 2.321$$

[0049]

[0050]

이와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(100)에 포함되는 저임피던스 정합층(154)은 에폭시 모재 (154a)에 마이크로글라스 버블(154b)을 필러로 추가한 조성물을 이용하여 형성된다. 그리고 이렇게 형성된 저 임피던스 정합층(154)은 음속이 추가되는 마이크로글라스 버블(154b)의 양에 비례하여 높아지기 때문에, 물리적으로 제조 가능한 두께(예컨대, 약 36 μ m 이상)를 갖더라도 이를 포함하는 초음파 프로브(100)는 17MHz 이하의 고주파수에서 동작할 수 있다. 그리고 추가되는 마이크로글라스 버블(154b)의 양을 조절하여 저임피던스 정합층(154)의 음향 임피던스 및/또는 신호 감쇄도 임의로 조절하는 것이 가능하므로, 저임피던스 정합층(154)에 요구되는 물리적인 특성을 설계자의 요구에 즉각적으로 맞추는 것이 가능하다.

[0051]

도 3a 내지 도 3c는 에폭시 모재에 추가되는 마이크로글라스 버블의 양의 변화에 따른 저임피던스 정합층(154)용 조성물의 물리적인 특성을 보여 주는 다른 그래프로서, 서로 다른 온도에서의 이 물리적인 특성의 차이를 보여 주기 위한 것이다. 보다 구체적으로, 도 3a 내지 도 3c는 각각 분위기 온도가 38 $^{\circ}$ C와 20.5 $^{\circ}$ C에서 조성물의 전체 부피에 대한 마이크로글라스 버블의 부피의 변화에 따른 조성물의 음속(sound speed) 변화, 음향 임피던스(sonic impedance)변화, 및 신호 감쇄(attenuation)의 변화를 보여 주는 그래프이다. 실험에 사용된 에폭시 모재는 비스페놀 A형 에폭시이며, 마이크로글라스 버블은 그 크기가 약 20 μ m이고, 밀도는 0.46g/cm³인 것이 사용되었다.

[0052]

도 3a 내지 도 3c를 참조하면, 분위기 온도가 20.5 $^{\circ}$ C인 경우에도 38 $^{\circ}$ C인 경우와 마찬가지로 추가되는 마이크로글라스 버블의 양에 비례하여 음속은 선형적으로 증가하고 음향 임피던스와 신호 감쇄는 선형적으로 감소한다는 것을 알 수 있다. 또한, 추가되는 마이크로글라스 버블의 양이 많아질수록 음속, 음향 임피던스, 및 신호 감쇄 등과 같은 물리적 특성은 온도의 영향을 적게 받는다는 것을 알 수 있다.

[0053]

계속해서 도 1을 참조하면, 스킨 윈도우(160)는 정합층(150)의 상측으로서 초음파 프로브(100)의 최외측에 배치될 수 있다. 초음파 프로브(100)의 능동 소자(130)에서 발생한 초음파는 정합층(150)을 통과한 다음 스킨 윈도우(160)를 통해 피검사체인 인체 내부로 조사된다. 이러한 스킨 윈도우(160)는 초음파 트랜스듀서(110~150)를 구성하는 기능적인 소자, 특히 정합층(150)이 직접 피검사체의 표면인 사람의 피부에 접촉하거나 외부의 오염 물질이 침투하여 오염되는 것을 방지하는 등의 역할을 한다. 초음파 프로브(100)의 종류에 따라서 스킨 윈도우(160)는 단순히 초음파 프로브(100) 내부의 기능적인 소자들을 보호하는 기능만을 수행(이 경우에 초음파를 집속시키는 렌즈부의 기능은 정합층(150)의 형상을 통해 달성할 수도 있다)하거나 또는 렌즈부로서의 기능도 추가

적으로 수행하여 정합층(150)을 통과한 초음파를 집중시키는 역할도 동시에 수행할 수 있다.

[0054] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 스킨 윈도우(160)는 에폭시 모재에 마이크로글라스 버블을 필러로 추가한 조성물을 이용하여 형성할 수 있다. 그리고 이러한 조성물로 형성된 스킨 윈도우(160)는 음향 임피던스가 약 1.4 ~ 1.5 Mrayls 정도를 가질 수 있다. 이러한 음향 임피던스는 인체 연부 조직의 음향 임피던스와 실질적으로 동일한 값이다. 이와 같이, 인체 연부 조직과 동일한 음향 임피던스를 갖는 조성물로 형성된 스킨 윈도우(160)는, 인체와의 경계면에서 초음파의 반사/재반사가 일어나지 않기 때문에 이에 의하여 초음파가 손실되는 것을 방지하거나 최소화할 수 있다. 그리고 이러한 임피던스 정합을 통하여 감도 향상은 물론 초음파, 특히 고주파수 성분의 초음파의 왜곡 저감 등으로 우수한 이미지의 영상을 확보할 수 있다. 뿐만 아니라, 상기 조성물은 에폭시 수지가 모재로 사용되기 때문에 정합층(150)과 주재료가 실질적으로 동일하여 들뜸 현상 등도 생기지 않는다.

[0055] 에폭시 모재에 마이크로 글라스 버블을 필러로 추가하여 형성한 조성물의 음향 임피던스를 1.4 ~ 1.5 Mrayls 범위로 하기 위한 한 가지 방법은 추가되는 마이크로 글라스 버블의 함량을 증가시키는 것이다(상기 도 2c 및 수학적 식 3과 도 3b 참조). 하지만, 도 2c 및 도 3b에 도시된 바와 같이, 밀도가 약 0.46g/cm^3 인 마이크로글라스 버블을 사용할 경우에는, 조성물의 음향 임피던스가 원하는 범위(1.4 ~ 1.5 Mrayls) 이내가 되는 것이 현실적으로 불가능하거나 어렵다(예컨대, 도 2c의 그래프에서 전체 조성물의 부피(V_c)에 대한 마이크로글라스 버블(V_f)의 부피비가 약 0.9 이상이 되어야 조성물의 음향 임피던스가 2이하가 될 수 있다).

[0056] 따라서 본 발명의 실시예에 의하면, 에폭시 모재에 필러로 추가되는 마이크로글라스 버블은 상대적으로 밀도가 작은 물질, 예컨대 약 $1\sim 2\text{g/cm}^3$ 의 범위에 해당하는 종류를 사용한다. 이 경우에, 마이크로글라스 버블의 밀도에 따라서 약간 차이가 있지만, 전체 조성물의 부피(V_c)에 대한 마이크로글라스 버블(V_f)의 부피비가 약 40~50% 사이인 경우에도 그 조성물의 음향 임피던스는 원하는 범위(1.4 ~ 1.5 Mrayls) 이내가 될 수 있다.

[0057] 도 4a 및 도 4b는 각각 스킨 윈도우(160)를 형성하는 조성물에 필러로 추가되는 마이크로글라스 버블의 밀도에 따른 음속 및 음향 임피던스를 보여 주는 그래프이다. 도 4a 및 도 4b는 분위기 온도가 38°C에서 측정된 것으로서, 마이크로글라스 버블의 밀도가 각각 0.125g/cm^3 (이 경우에, 마이크로글라스 버블의 크기는 $65\mu\text{m}$ 이고 조성물의 부피비(V_f/V_c)는 43.1%), 0.46g/cm^3 (이 경우에, 마이크로글라스 버블의 크기는 $20\mu\text{m}$ 이고 조성물의 부피비(V_f/V_c)는 44.8%), 및 0.6g/cm^3 (마이크로글라스 버블의 크기는 $16\mu\text{m}$ 이고 조성물의 부피비(V_f/V_c)는 44.1%)인 경우이다. 도 4a를 참조하면, 조성물의 부피비(V_f/V_c)가 비슷하다고 하더라도 마이크로글라스 버블의 밀도가 낮을수록 상기 조성물의 음속이 낮은 것을 알 수 있으며, 그리고 도 4b를 참조하면, 조성물의 부피비(V_f/V_c)가 비슷하다고 하더라도 마이크로글라스 버블의 밀도가 낮을수록 상기 음향 임피던스도 낮은 것을 알 수 있다. 특히, 마이크로글라스 버블의 밀도가 약 0.125g/cm^3 인 경우에, 그 조성물의 음향 임피던스는 약 1.5Mrayl로서 인체 연부 조직의 음향 임피던스와 실질적으로 동일하다는 것을 알 수 있다(도 4b 참조).

[0058] 이상에서 상세히 설명한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브는 에폭시 모재에 마이크로글라스 버블을 필러로 함유한 조성물과 같이 그 함량에 따라서 음속이 에폭시 모재의 음속 이상에서 선형적으로 비례하여 증가하고 또한 음향 임피던스가 2~3Mrayl 범위인 물질을 사용하여 형성된 저임피던스 정합층을 포함한다. 이러한 조성물을 사용하여 형성된 저임피던스 정합층은 음속이 빠르기 때문에 물리적으로 제조 가능한 저임피던스 정합층의 두께 이상인 경우에도 높은 주파수, 약 17MHz 이상에서도 동작할 수 있다. 따라서 본 발명의 실시예에 따른 초음파 프로브는 기존의 주파수보다 높은 주파수 범위에서 동작할 수 있으며, 그 결과 보다 고해상도의 영상을 획득할 수가 있다. 뿐만 아니라, 상기 저임피던스 정합층은 음향 임피던스도 그 함량에 따라서 선형적으로 비례하여 감소하기 때문에 원하는 음향 임피던스를 갖도록 설계하는 것이 용이하다.

[0059] 또한, 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 프로브는 에폭시 모재에 마이크로글라스 버블을 필러로 함유한 조성물로 형성한 스킨 윈도우를 포함한다. 이러한 스킨 윈도우는 에폭시 모재에 추가되는 마이크로글라스 버블의 양 및/또는 밀도를 적절히 선택함으로써 음향 임피던스가 인체의 음향 임피던스와 유사할 뿐만 아니라 다른 구성 요소(특히, 정합층)와 접촉성이 우수하여 들뜸 현상이 발생하지 않으므로 신뢰성이 높은 장치를 제조할 수 있다.

[0060] 이상의 설명은 본 발명의 실시예에 불과할 뿐, 이 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상이 한정되는 것으로 해

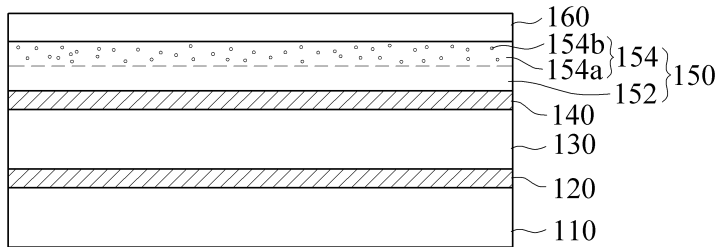
석되어서는 안된다. 본 발명의 기술 사상은 특허청구범위에 기재된 발명에 의해서만 특정되어야 한다. 따라서 본 발명의 기술 사상을 벗어나지 않는 범위에서 전술한 실시예는 다양한 형태로 변형되어 구현될 수 있다는 것은 당업자에게 자명하다.

부호의 설명

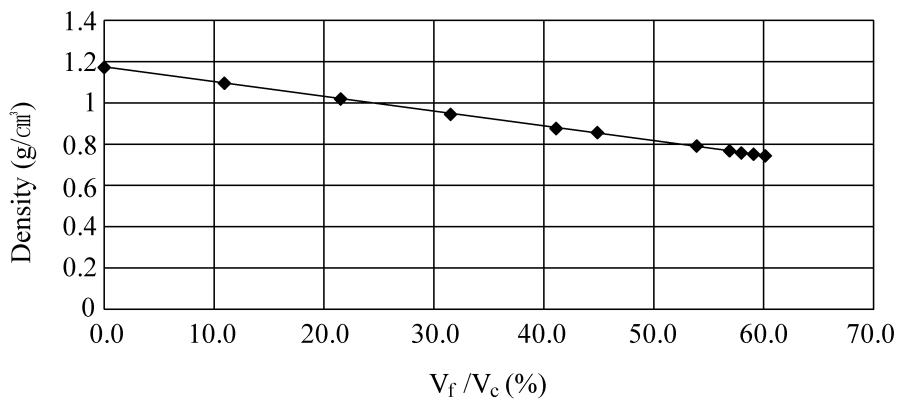
- 110 : 배킹재 120 : 제1 전극부
- 130 : 능동 소자 140 : 제2 전극부
- 150 : 정합층 152 : 고임피던스 정합층
- 154 : 저임피던스 정합층 160 : 스킨 윈도우

도면

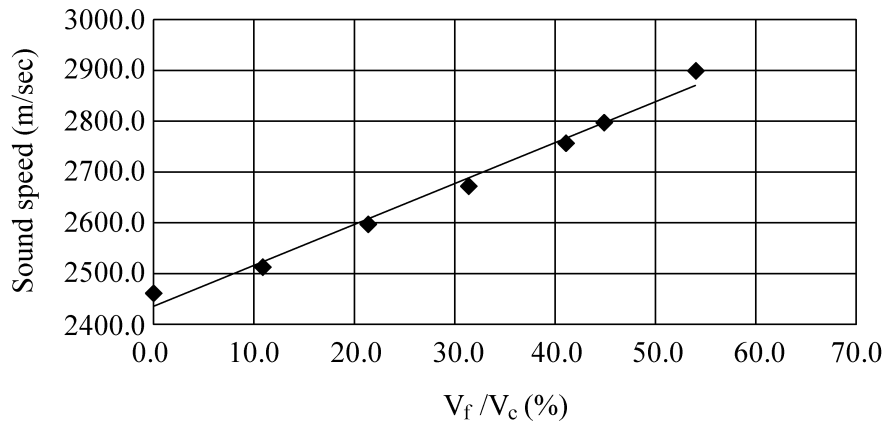
도면1



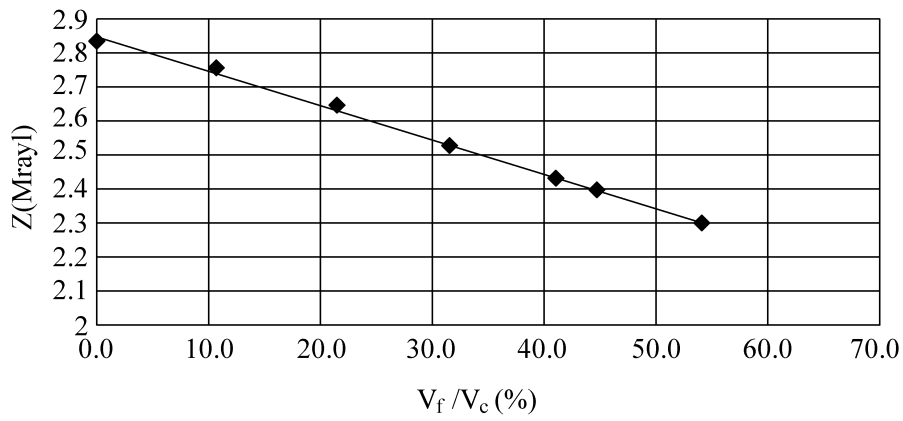
도면2a



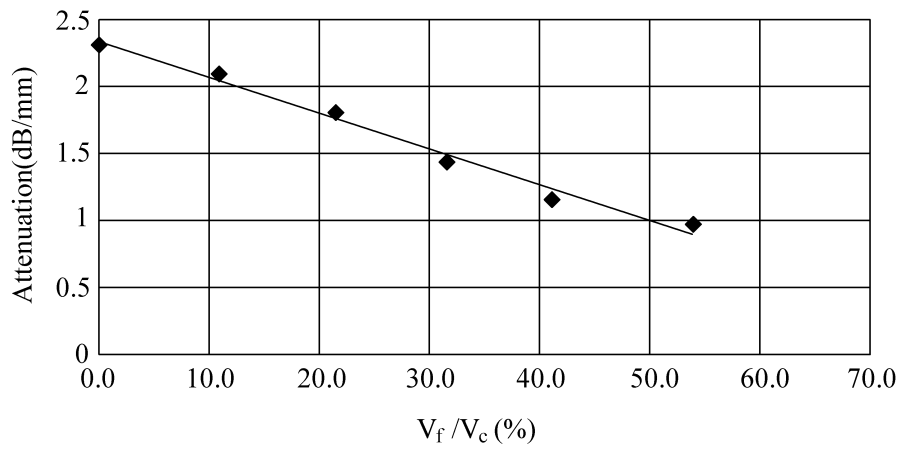
도면2b



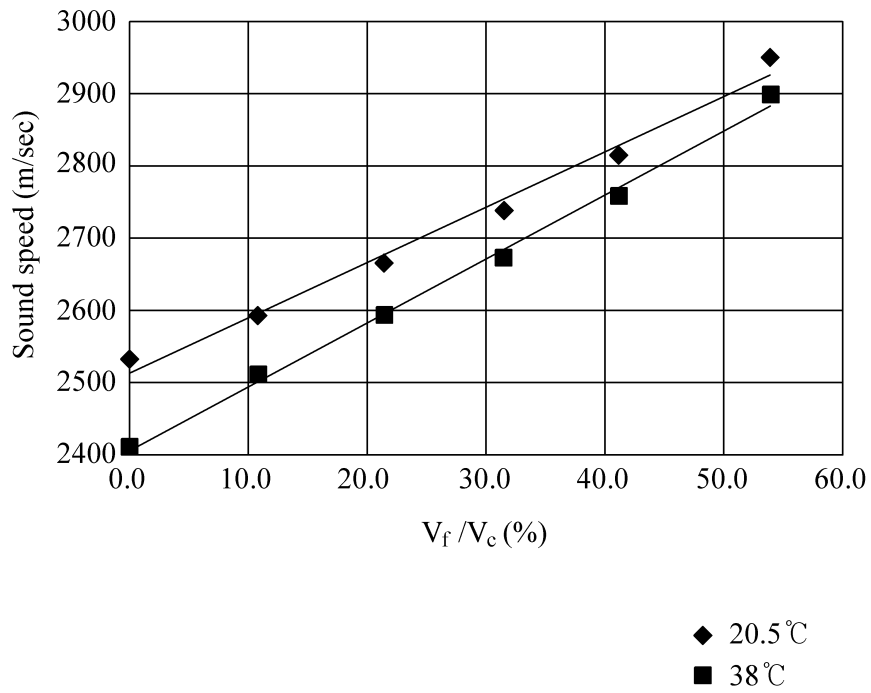
도면2c



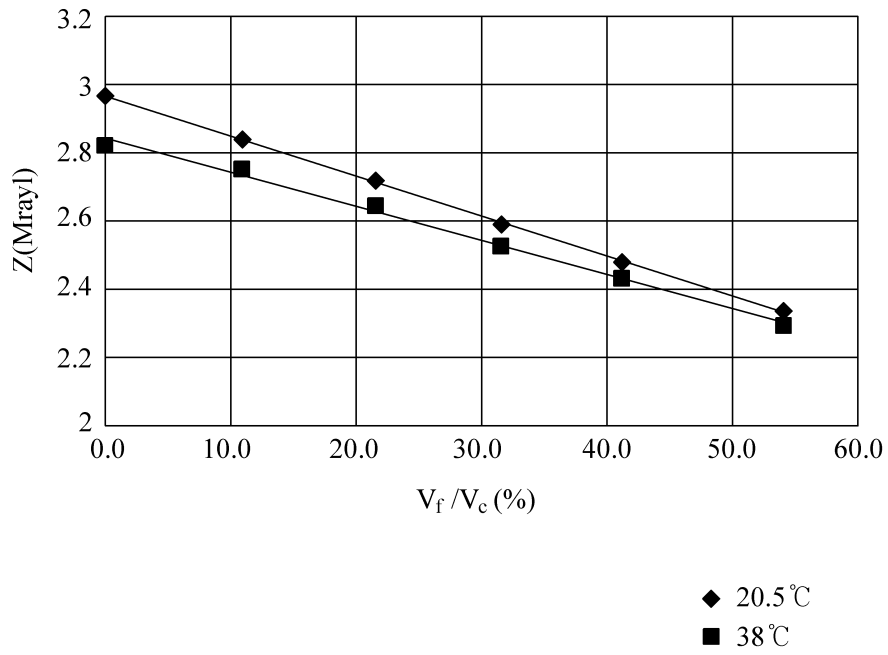
도면2d



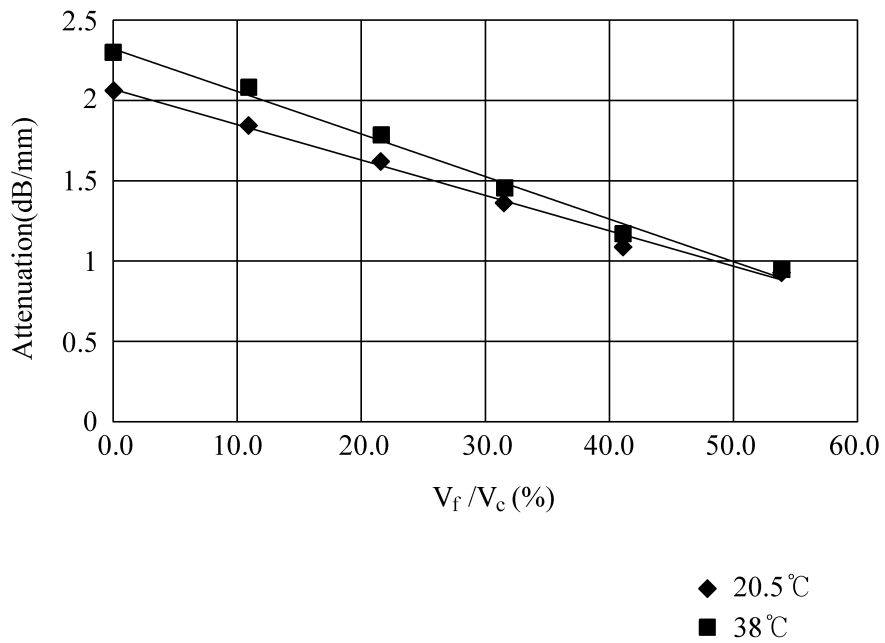
도면3a



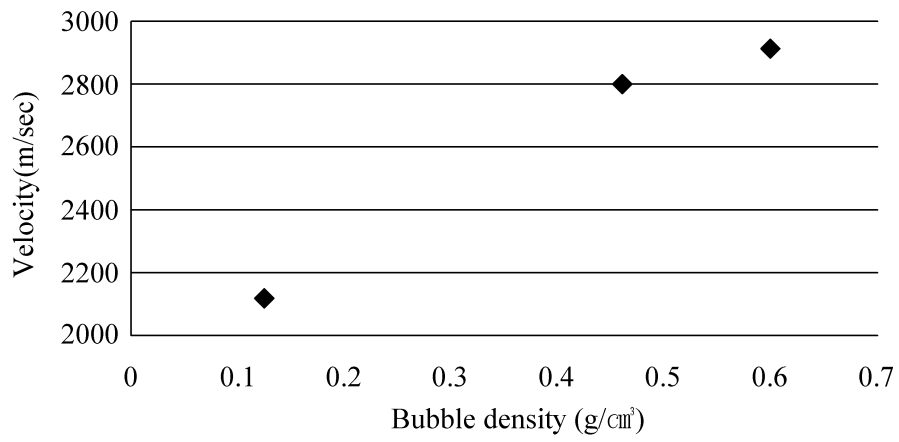
도면3b



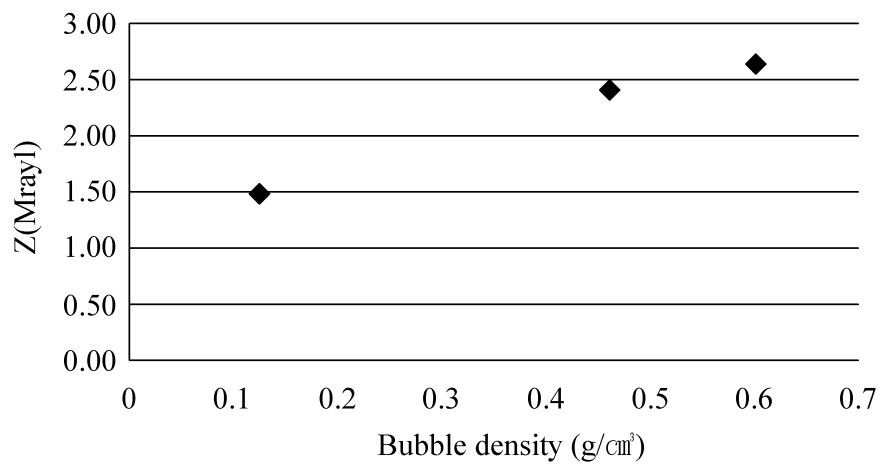
도면3c



도면4a



도면4b



专利名称(译)	发明内容用于医疗用途的超声波探头		
公开(公告)号	KR1020150114307A	公开(公告)日	2015-10-12
申请号	KR1020140038814	申请日	2014-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
[标]发明人	YIM MI JUNG 임미정 LEE SU SUNG 이수성 SON KEON HO 손건호 NELSON H OLIVER 넬슨에이치올리버		
发明人	임미정 이수성 손건호 넬슨에이치.올리버		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00		
CPC分类号	G01N29/24		
其他公开文献	KR101616510B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种医学超声探头。根据超声波探头的的一个实施例的医疗应用是所述背衬材料的前表面和设置在所述有源元件的背面的至少一个中的活性组分，该活性元件包括压电元件发生的压电元件，用于在后面阻挡或衰减的超声波传播并且，至少两层结构的匹配层用于在压电元件中产生并传播到前表面的超声波的声阻抗匹配。匹配层包括由组合物形成的低阻抗匹配层，其中填料被添加到环氧基材中，并且组合物具有其中声速与填料的含量成比例地线性增加的物理性质。根据另一实施例的超声波探头的至少设置一个匹配层的医疗超声波探头的最外，盖还可以包括在组合物形成的皮肤窗口添加到在环氧基体材料的微玻璃泡填充剂。 尼尔森H .奥利弗

