



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년11월12일

(11) 등록번호 10-1568682

(24) 등록일자 2015년11월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

H04R 17/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0011682

(22) 출원일자 2014년01월29일

심사청구일자 2014년01월29일

(65) 공개번호 10-2015-0090721

(43) 공개일자 2015년08월06일

(56) 선행기술조사문헌

JP06225391 A*

JP07299071 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

장진호

서울특별시 양천구 목동동로 130 1429동 503호(신정동, 목동신시가지아파트14단지)

송대경

서울특별시 종로구 평창문화로 156 101동 703호(평창동, 평창동 롯데캐슬 로잔)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인충현

전체 청구항 수 : 총 12 항

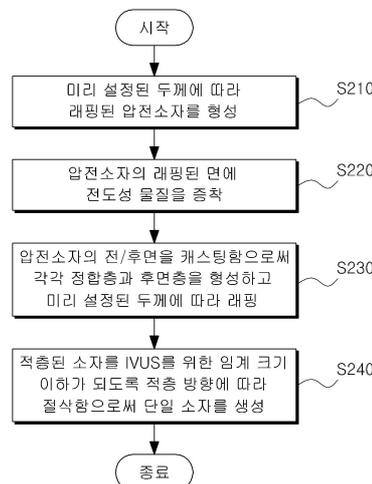
심사관 : 송근배

(54) 발명의 명칭 **혈관 삽입형 초음파 변환자의 제조 방법 및 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체**

(57) 요약

본 발명은 혈관 삽입형 초음파 변환자의 제조 방법 및 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체에 관한 것으로서, 초음파 변환자의 제조 방법은, 미리 설정된 두께에 따라 래핑(lapping)된 압전소자를 형성하고, 압전소자의 래핑된 면에 전도성 물질을 증착시키고, 전도성 물질이 증착된 압전소자의 전면과 후면을 캐스팅(casting)함으로써 각각 정합층과 후면층을 형성하고 미리 설정된 두께에 따라 래핑하며, 정합층, 압전소자 및 후면층이 적층된 소자를 IVUS(intravascular ultrasound)를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭(dicing)함으로써 단일 소자(single element)를 제작한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

유양모

경기도 고양시 일산서구 후곡로 60 307동 101호
(일산동, 후곡마을3단지아파트)

이준수

서울특별시 마포구 대흥로 129-1 602호(대흥동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 N01150049

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업기술진흥원

연구사업명 국제공동기술개발사업

연구과제명 심혈관 병변 진단을 위한 고주파대역[40~60MHz] 고해상도 영상시스템 및 프로브 기술 개발

기여율 1/2

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2012.11.01 ~ 2014.01.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NIPA-2014-H0401-14-1002

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신산업진흥원

연구사업명 IT융합 고급인력과정 지원사업

연구과제명 현장진료를 위한 IT융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발

기여율 1/2

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2012.06.01 ~ 2015.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

미리 설정된 두께에 따라 래핑(lapping)된 압전소자를 형성하는 단계;

상기 압전소자의 래핑된 면에 전도성 물질을 증착시키는 단계;

상기 전도성 물질이 증착된 압전소자의 전면과 후면을 캐스팅(casting)함으로써 각각 정합층(matching layer)과 후면층(backing layer)을 형성하고 미리 설정된 두께에 따라 래핑하는 단계; 및

상기 정합층, 상기 압전소자 및 상기 후면층이 적층된 소자를 IVUS(intravascular ultrasound)를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭(dicing)함으로써 단일 소자(single element)를 생성하는 단계;를 포함하는 초음파 변환자의 제조 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 정합층과 상기 후면층은 접착 물질의 사용 없이 캐스팅을 통해 상기 전도성 물질 상에 직접 형성되는 것을 특징으로 초음파 변환자의 제조 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 정합층과 상기 후면층은 캐스팅 이후, 원심분리기를 이용하여 경화시키는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자의 제조 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 전도성 물질은 크롬 또는 금인 것을 특징으로 하는 초음파 변환자의 제조 방법.

청구항 5

IVUS를 위한 혈관 삽입용 튜브(tube);

상기 튜브의 말단에 설치되어 초음파 영상을 획득하는 단일 소자의 초음파 변환자; 및

상기 튜브의 일측 벽과 상기 초음파 변환자 사이에 위치하여 상기 초음파 변환자의 대향 각도를 형성함으로써, 상기 초음파 변환자의 초음파 방사 각도가 상기 튜브의 삽입 방향과 달라지도록 조정하는 지지대;를 포함하며,

상기 단일 소자의 초음파 변환자는,

미리 설정된 두께에 따라 래핑된 압전소자;

상기 압전소자의 래핑된 면에 증착된 전도성 물질; 및

상기 전도성 물질이 증착된 압전소자의 전면과 후면에 각각 캐스팅을 통해 형성된 정합층 및 후면층;을 포함하되,

상기 정합층, 상기 압전소자 및 상기 후면층이 적층된 소자는 적층 방향에 따라 절삭되어 상기 튜브 내에 삽입된 것을 특징으로 하는 초음파 변환자 구조체.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 지지대에 의해 상기 초음파 변환자의 대향 각도는,

상기 튜브의 삽입 방향으로부터 0° 내지 90° 사이에서 결정됨으로써, 상기 튜브의 삽입 방향과 상기 튜브가 삽입되는 혈관의 벽면에 대한 초음파 영상을 동시에 획득하거나, 도플러(Doppler) 주파수를 추정하여 혈류 속도를 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자 구조체.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 초음파 변환자는 직사각형으로 형성되고,

상기 초음파 변환자의 짧은 변의 길이는 적어도 상기 튜브의 지름 이하이고, 상기 초음파 변환자의 긴 변의 길이는 상기 튜브의 지름 이상이며,

상기 초음파 변환자의 긴 변이 상기 튜브의 내측 벽면을 따라 삽입되는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자 구조체.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

상기 초음파 변환자가 설치된 상기 튜브의 말단은 상기 초음파 변환자의 초음파 방사 방향을 고려하여 절단면이 사선으로 형성된 것을 특징으로 하는 초음파 변환자 구조체.

청구항 9

제 5 항에 있어서,

상기 초음파 변환자는 중앙 면이 오목하도록 구배를 형성함으로써 상기 초음파 변환자의 기하학적 초점 (geometrical focus)에 빔 집속하는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자 구조체.

청구항 10

제 5 항에 있어서,

상기 초음파 변환자는 전면에 부착되는 볼록 렌즈를 더 포함함으로써 상기 초음파 변환자의 기하학적 초점에 빔 집속하는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자 구조체.

청구항 11

제 5 항에 있어서,

상기 초음파 변환자는 상기 초음파 변환자의 일부 영역에 삽입되어 광음향 영상 또는 광간섭단층촬영(optical coherence tomography, OCT) 영상을 위한 광 신호를 방사하는 광 소스 모듈을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자 구조체.

청구항 12

제 5 항에 있어서,

상기 후면층에 전기 신호를 공급하고,

상기 정합층에 하우징(housing)을 연결함으로써 접지시키는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자 구조체.

청구항 13

삭제

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 의료 영상용 초음파 변환자에 관한 기술로, 특히 혈관 삽입형 초음파 영상에 핵심 소자인 고주파수

[0001]

변환자의 제조 방법 및 그 방법에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파(ultrasound, US) 영상은 초음파 프로브(probe)를 이용하여 인체 내의 관찰 영역에 초음파 신호를 인가하고 조직으로부터 반사되어 돌아오는 초음파 신호를 수신하여 그 신호에 포함된 정보를 추출함으로써 관찰 영역의 구조 및 특성을 영상화하는 장비이다. 이는 X-ray, CT, MRI, PET 등의 다른 의료영상 시스템들과 비교하였을 때 낮은 비용으로 인체에 해가 없는 실시간 영상을 얻을 수 있다는 장점을 갖는다.

[0003] 한편, IVUS(Intravascular Ultrasound) 영상 기술은 혈관 내부에서 동맥의 실시간 단면도 내지는 혈관 내에 발병한 질병을 영상화하는 영상 처리 기술과 방식을 말하는데, 인구 고령화와 심장병 등의 만성질환을 가진 인구 증가가 시장 성장을 뒷받침하고 있으며 저렴한 치료가 전세계적으로 요구되고 있다. 이러한 상황 하에서 IVUS는 관상동맥 질병의 조기 발견과 예방에 있어서 지금까지 불가능했던 요건에 대처할 수 있는 것으로서 매우 큰 잠재력을 가지고 있다. 또한, 이 기술은 몇몇 국제적 임상연구에서 밝혀진 것처럼 기존의 혈관 조영법보다 장점이 많기 때문에 인기가 높아지고 있다. 좌측 주요 질병(left main disease)과 만성완전폐색, 하지 말초동맥질환, 혈관형성 유도를 위한 IVUS 사용은 이 기술의 주요 기회 분야이다.

[0004] 이러한 IVUS 영상 구현을 위해서는 그 핵심 소자인 고주파수 변환자의 적절한 효율과 가격에 따라 제작되어야 할 필요가 있다. IVUS는 변환자를 혈관에 삽입하여 영상화를 수행하기 때문에 변환자의 지름은 1mm 이내이어야 하고, 고해상도 영상을 획득하기 위해서 사용하는 주파수는 20-100 MHz 대역의 고주파수이다. 소형이면서도 높은 주파수의 초음파를 송수신할 수 있으면서 일회용으로 그 제작 단가가 낮아야 하기 때문에 효율적이며 경제적인 IVUS 변환자의 제작 방법이 IVUS 영상기기의 핵심 기술 장벽이 된다. 이하에서 제시된 선행기술문헌에는 IVUS 영상 구현을 위한 배열(array) 초음파 변환자(transducer)에 관하여 기술되어 있다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0005] (비특허문헌 0001) 원형 배열 초음파 트랜스듀서의 개발, 김희원, 노용래, 한국음향학회 2002년도 하계학술발표대회 논문집 제21권 1호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 실시예들이 해결하고자 하는 기술적 과제는, IVUS를 위한 초음파 변환자가 높은 동작 주파수를 갖고, 각 구성 소재의 두께가 매우 얇으며, 혈관에 삽입 가능한 정도로 초소형의 어퍼처(aperture) 크기를 갖도록 제작함에 있어서 효과적이고 경제적인 수율을 제공할 수 없다는 한계를 극복하고, 초음파 변환자의 제작에 있어서 접착제의 사용으로 인해 수요자가 원하는 변환자의 특성을 달성하기 어려우며, 자연적인 집속점으로 인해 희망하는 빔 집속이 구현되지 못하는 문제점을 해결하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0007] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 변환자의 제조 방법은, 미리 설정된 두께에 따라 래핑(lapping)된 압전소자를 형성하는 단계; 상기 압전소자의 래핑된 면에 전도성 물질을 증착시키는 단계; 상기 전도성 물질이 증착된 압전소자의 전면과 후면을 캐스팅(casting)함으로써 각각 정합층(matching layer)과 후면층(backing layer)을 형성하고 미리 설정된 두께에 따라 래핑하는 단계; 및 상기 정합층, 상기 압전소자 및 상기 후면층이 적층된 소자를 IVUS(intravascular ultrasound)를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭(dicing)함으로써 단일 소자(single element)를 생성하는 단계;를 포함한다.

[0008] 일 실시예에 따른 상기 초음파 변환자의 제조 방법에서, 상기 정합층과 상기 후면층은 접착 물질의 사용 없이 캐스팅을 통해 상기 전도성 물질 상에 직접 형성될 수 있다. 또한, 일 실시예에 따른 상기 초음파 변환자의 제조 방법에서, 상기 정합층과 상기 후면층은 캐스팅 이후, 원심분리기를 이용하여 경화시킬 수 있다.

[0009] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 변환자 구조체는, IVUS를 위한 혈

관 삽입용 튜브(tube); 정합층, 압전소자 및 후면층이 적층되고, 상기 튜브의 말단에 설치되어 초음파 영상을 획득하는 단일 소자의 초음파 변환자; 및 상기 튜브의 일측 벽과 상기 초음파 변환자 사이에 위치하여 상기 초음파 변환자의 대향 각도를 형성함으로써, 상기 초음파 변환자의 초음파 방사 각도가 상기 튜브의 삽입 방향과 달라지도록 조정하는 지지대;를 포함한다.

[0010] 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 초음파 변환자는, 미리 설정된 두께에 따라 래핑된 압전소자를 형성하고, 상기 압전소자의 래핑된 면에 전도성 물질을 증착시키고, 상기 전도성 물질이 증착된 압전소자의 전면과 후면을 캐스팅함으로써 각각 정합층과 후면층을 형성하고 미리 설정된 두께에 따라 래핑하며, 상기 정합층, 상기 압전소자 및 상기 후면층이 적층된 소자를 상기 튜브 내에 삽입할 수 있도록 적층 방향에 따라 절삭함으로써 단일 소자로서 제조된다.

[0011] 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 지지대에 의해 상기 초음파 변환자의 대향 각도는, 상기 튜브의 삽입 방향으로부터 0° 내지 90° 사이에서 결정됨으로써, 상기 튜브의 삽입 방향과 상기 튜브가 삽입되는 혈관의 벽면에 대한 초음파 영상을 동시에 획득하거나, 도플러(Doppler) 주파수를 추정하여 혈류 속도를 산출할 수 있다.

[0012] 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 초음파 변환자는 직사각형으로 형성되고, 상기 초음파 변환자의 짧은 변의 길이는 적어도 상기 튜브의 지름 이하이고, 상기 초음파 변환자의 긴 변의 길이는 상기 튜브의 지름 이상이며, 상기 초음파 변환자의 긴 변이 상기 튜브의 내측 벽면을 따라 삽입될 수 있다.

[0013] 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 초음파 변환자가 설치된 상기 튜브의 말단은 상기 초음파 변환자의 초음파 방사 방향을 고려하여 절단면이 사선으로 형성될 수 있다.

[0014] 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 초음파 변환자는 중앙 면이 오목하도록 구배를 형성함으로써 상기 초음파 변환자의 기하학적 초점(geometrical focus)에 빔 집속할 수 있다. 또한, 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 초음파 변환자는 전면에 부착되는 볼록 렌즈를 더 포함함으로써 상기 초음파 변환자의 기하학적 초점에 빔 집속할 수 있다.

[0015] 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 초음파 변환자는 상기 초음파 변환자의 일부 영역에 삽입되어 광음향 영상 또는 광간섭단층촬영(optical coherence tomography, OCT) 영상을 위한 광 신호를 방사하는 광 소스 모듈을 더 포함할 수 있다.

[0016] 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체는, 상기 후면층에 전기 신호를 공급하고, 상기 정합층에 하우징(housing)을 연결함으로써 접지시킬 수 있다.

발명의 효과

[0017] 본 발명의 실시예들은, 절삭을 통해 다수의 개별 단일 소자 IVUS 초음파 변환자를 동시에 생산할 수 있는 공정 기술을 제안함으로써, 접착제 없이도 높은 동작 주파수와 초소형의 어퍼쳐 크기를 갖고 경제성이 보장되는 초음파 변환자의 제조가 가능하며, 기하학적 초점을 통한 빔 집속을 구현할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0018] 도 1은 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 혈관 삽입형 초음파 변환자의 제조 과정을 설명하기 위한 개념도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자를 제조하는 방법을 도시한 흐름도이다.

도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체의 구조를 도시한 단면도이다.

도 4a 및 도 4b는 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 3의 초음파 변환자 구조체에서 빔 집속을 유도하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 3의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체의 일부를 노출시켜 도시한 사시도이다.

도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 3의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체에서 광음향 또는 광간섭단층촬영(optical coherence tomography, OCT) 영상을 구현하는 방법을 설명하기 위한 예시도이다.

도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 3의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체에서 신호 공급과 접지 방법을

설명하기 위한 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 이하에서는 우선 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기본 아이디어를 개괄적으로 제시한 후, 구체적인 기술적 수단을 순차적으로 설명하도록 한다.
- [0020] IVUS를 위한 고주파수 구현이 어려운 배열 변환자가 아닌 단일 소자 변환자의 제작은 필요한 후면층(backing layer), 압전소자(piezoelectric material), 정합층(matching layer)의 각 재료들을 각각 원하는 크기 및 두께에 맞게 래핑(lapping) 및 절단한 뒤 각각을 접착제를 이용하여 붙이는 방법으로 제작할 수 있다. 하지만 IVUS 변환자는 각 재료의 두께가 얇고, 크기가 작아서 일반적인 단일 소자 변환자 제작 방법을 이용할 경우, 수요자가 원하는 변환자의 특성(초소형 및 고주파수)을 획득하기 어렵다. 특히, 고주파 구현에서 가장 중요한 것은 각 물질의 두께인데 접착제가 하나의 층으로 작용을 할 수 있기 때문에 상기된 공정에 따른 경우 IVUS 변환자의 성능이 저하될 우려가 있다.
- [0021] 따라서, 이하에서 제시되는 본 발명의 실시예들은 후면층, 압전소자 및 정합층의 각 재료들을 원하는 두께로 먼저 제작한 후 정합을 수행한 다음, 절삭(dicing)을 통해 여러 개의 개별 IVUS 변환자를 한 번에 제작할 수 있는 효율적이며 경제적인 공정 기술을 제안하고자 한다.
- [0022] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있는 바람직한 실시 예를 상세히 설명한다. 그러나 이들 실시 예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이에 의하여 제한되지 않는다는 것은 당업계의 통상의 지식을 가진 자에게 자명할 것이다.
- [0023] 도 1은 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 혈관 삽입형 초음파 변환자의 제조 과정을 설명하기 위한 개념도이다.
- [0024] 도 1은 IVUS 변환자 제작에 필요한 단일 소자(single element)의 제작 방법으로 크기가 큰 압전소자(Piezoelectric material)(11), 정합층(Matching layer)(13), 및 후면층(Backing layer)(15)을 원하는 두께에 맞게 제작을 한 뒤 접착한다. 이때 사용되는 정합층(13)과 후면층(15)은 전도성의 물질을 이용하여 제작할 수 있다. 이후, 적층된 소자를 필요한 사이즈(예를 들어, 적어도 1mm × 1mm 이하의 크기가 바람직하다.)로 절삭(dicing)을 통해 여러 개의 단일 소자(10)를 만들 수 있다.
- [0025] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자를 제조하는 방법을 도시한 흐름도이다.
- [0026] S210 단계에서, 미리 설정된 두께에 따라 래핑(lapping)된 압전소자를 형성한다.
- [0027] S220 단계에서, 상기 S210 단계를 통해 형성된 압전소자의 래핑된 면에 전도성 물질을 증착시킨다. 상기 전도성 물질은 크롬 또는 금이 활용될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0028] S230 단계에서, 상기 전도성 물질이 증착된 압전소자의 전면과 후면을 캐스팅(casting)함으로써 각각 정합층(matching layer)과 후면층(backing layer)을 형성하고 미리 설정된 두께에 따라 래핑한다. 이러한 정합층과 후면층은 캐스팅 이후, 원심분리기를 이용하여 경화시킴으로써 형성될 수 있다. 예를 들어, 상온에서 하루 동안 경화를 유도할 수 있다.
- [0029] 여기서, 상기 정합층과 상기 후면층은 접착 물질의 사용 없이 캐스팅을 통해 상기 전도성 물질 상에 직접 형성되는 것이 바람직하다. 따라서, 본 실시예의 경우, 앞서 설명한 바와 같은 접착제 사용의 문제가 발생하지 않으므로 고주파수 특성 구현에 보다 유리하다.
- [0030] S240 단계에서, 상기 정합층, 상기 압전소자 및 상기 후면층이 적층된 소자를 IVUS(intravascular ultrasound)를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭(dicing)함으로써 단일 소자(single element)를 생성한다. 예를 들어, 이러한 임계 크기는 적어도 혈관의 단면적보다는 작은 크기인 1mm × 1mm 이하로 결정될 수 있을 것이다.
- [0031] 도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체의 구조를 도시한 단면도로서, 크게 초음파 변환자(10: 11, 13, 15), 지지대(30) 및 튜브(20)를 포함한다.
- [0032] 튜브(tube)(20)는 혈관 삽입용 IVUS를 위한 외측 몸체이다.
- [0033] 초음파 변환자(10)는, 정합층(13), 압전소자(11) 및 후면층(15)이 적층되고, 상기 튜브(20)의 말단에 설치되어

초음파 영상을 획득하는 단일 소자이다. 이러한 초음파 변환자(10)는, 미리 설정된 두께에 따라 래핑된 압전소자(11)를 형성하고, 상기 압전소자(11)의 래핑된 면에 전도성 물질을 증착시키고, 상기 전도성 물질이 증착된 압전소자(11)의 전면과 후면을 캐스팅함으로써 각각 정합층(13)과 후면층(15)을 형성하고 미리 설정된 두께에 따라 래핑하며, 상기 정합층(13), 상기 압전소자(11) 및 상기 후면층(15)이 적층된 소자를 상기 튜브(20) 내에 삽입할 수 있도록 적층 방향에 따라 절삭함으로써 단일 소자로서 제조될 수 있다.

[0034] 지지대(30)는, 상기 튜브(20)의 일측 벽과 상기 초음파 변환자(10: 11, 13, 15) 사이에 위치하여 상기 초음파 변환자(10: 11, 13, 15)의 대향 각도를 형성함으로써, 상기 초음파 변환자(10: 11, 13, 15)의 초음파 방사 각도가 상기 튜브(20)의 삽입 방향과 달라지도록 조정하는 역할을 수행한다. 즉, 지지대(30)는 튜브(20)에 고정되어 초음파 변환자(10: 11, 13, 15)의 각도를 조정하기 위한 일종의 패드(pad)로 구현될 수 있다.

[0035] 여기서, 상기 지지대(30)에 의해 상기 초음파 변환자(10: 11, 13, 15)의 대향 각도는, 상기 튜브(20)의 삽입 방향으로부터 0° 내지 90° 사이에서 결정됨으로써, 상기 튜브(20)의 삽입 방향과 상기 튜브(20)가 삽입되는 혈관의 벽면에 대한 초음파 영상을 동시에 획득하도록 유도할 수 있다. 이러한 지지대(30)를 통해 본 실시예에 따른 초음파 변환자 구조체는, 혈관 벽면 또는 튜브의 삽입 방향 전면 중 어느 하나만을 관찰하는 것이 아니라 양자를 동시에 관찰할 수 있다는 장점을 갖는다. 뿐만 아니라, 이러한 지지대(30)를 통해 본 실시예에 따른 초음파 변환자 구조체는 도플러(Doppler) 주파수를 추정하여 혈류 속도를 산출할 수도 있다.

[0036] 또한, 초음파 변환자(10: 11, 13, 15)가 설치된 상기 튜브(20)의 말단은 상기 초음파 변환자의 초음파 방사 방향을 고려하여 절단면이 사선으로 형성되는 것이 바람직하다.

[0037] 한편, 도 3을 통해 제시되는 본 발명의 실시예는 빔 집속을 위한 초음파 변환자를 제작함에 있어서, 튜브의 특성을 활용하고자 한다. IVUS 변환자에 이용되는 소자는 혈관의 폭에 의해 제한된 크기를 갖게 된다. 그러나 혈관의 깊이 방향에 대해서는 크기가 제한되지 않는다. 따라서 혈관의 깊이 방향으로 소자의 크기를 길게 제작할 수 있다. 이를 위해, 상기 초음파 변환자(10: 11, 13, 15)는 직사각형으로 형성되고, 상기 초음파 변환자(10: 11, 13, 15)의 짧은 변의 길이는 적어도 상기 튜브의 지름 이하이고, 상기 초음파 변환자(10: 11, 13, 15)의 긴 변의 길이는 상기 튜브의 지름 이상이며, 상기 초음파 변환자(10: 11, 13, 15)의 긴 변이 상기 튜브의 내측 벽면을 따라 삽입되는 것이 바람직하다. 이러한 구조를 통해 초음파 변환자는 빔 집속을 통해 영상의 해상도를 향상시킬 수 있다.

[0038] 도 4a 및 도 4b는 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 3의 초음파 변환자 구조체에서 빔 집속을 유도하는 방법을 설명하기 위한 두 가지 방법을 예시하고 있는 도면이다.

[0039] 일반적인 혈관 내 변환자에 사용되는 소자의 모양은 타원이거나 정사각형의 모양으로 제작된다. 즉, 매우 작은 크기의 소자이기 때문에 자연적인 집속점(natural focusing)이 생기게 된다. 이렇게 자연적인 집속점을 이용한 빔 집속은 사용자가 원하는 곳에 집속을 할 수 없으며, 집속 효과도 현저하게 저하된다는 약점을 갖는다. 따라서, 도 4a 및 도 4b에서 제안하는 방법은 소자의 모양을 직사각형으로 제작하는 것이다. 앞서 설명한 바와 같이 혈관의 직경 크기는 제한되어 있기 때문에 혈관의 깊이 방향으로 소자의 크기를 크게 제작하여 한쪽 방향이더라도 빔을 집속시킬 수 있다.

[0040] 도 4a에서 초음파 변환자(11, 13, 15)는 중앙 면이 오목하도록 구배를 형성함으로써 상기 초음파 변환자의 기하학적 초점(geometrical focus)에 빔 집속할 수 있다. 이를 위해 직사각형의 소자(초음파 변환자)에 열을 가한 쇠구슬을 사용하여 구배를 형성시키는 등의 방법으로 구현할 수 있다.

[0041] 도 4b에서 초음파 변환자(11, 13, 15)는 전면에 부착되는 볼록 렌즈(lens)(17)를 더 포함함으로써 상기 초음파 변환자의 기하학적 초점에 빔 집속할 수 있다.

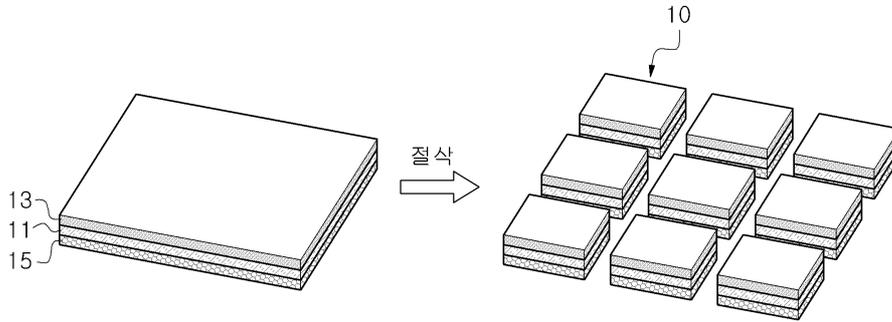
[0042] 도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 3의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체의 일부를 노출시켜 도시한 사시도이다.

[0043] 앞서 설명한 바와 같이, 단일 소자 초음파 변환자(10)가 튜브(20)의 말단에 위치하되, 지지대(30)에 의해 경사를 이루도록 고정, 배치될 수 있음을 보이고 있다. 이러한 구조를 통해 튜브(20)가 삽입되는 혈관의 벽면과 튜브의 진행 방향 모두를 동시에 관측할 수 있으며, 필요에 따라 자유롭게 각도가 조절된 지지대를 활용할 수도 있을 것이다. 특히 이러한 기울기를 활용할 경우, 튜브(20)의 후퇴시뿐만 아니라 전진(삽입)시에도 영상의 획득이 가능할 뿐만 아니라, 도플러(혈류 속도) 측정이 가능하다는 장점을 갖는다.

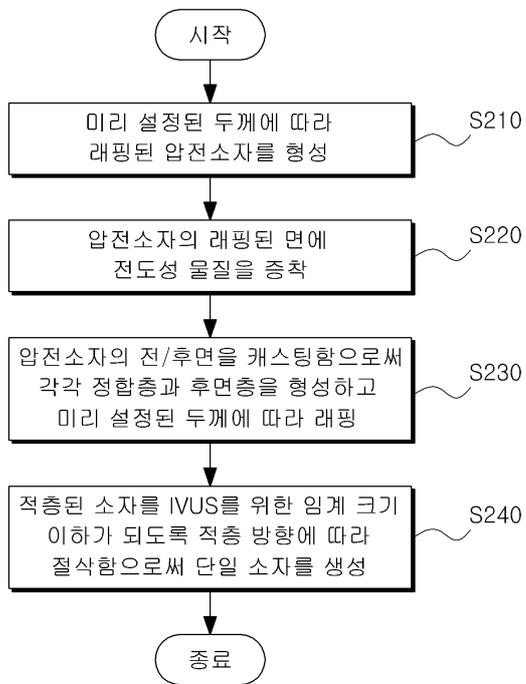
[0044] 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 3의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체에서 광음향 또는 광간섭단층촬영

도면

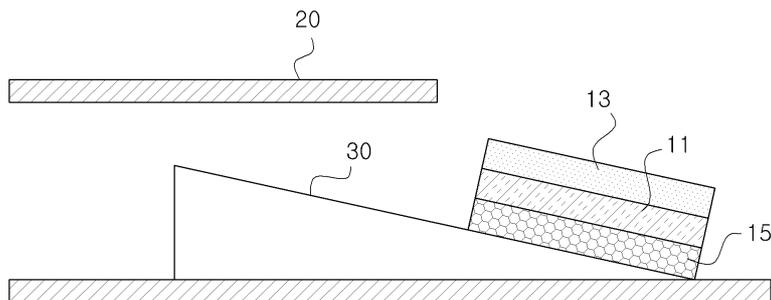
도면1



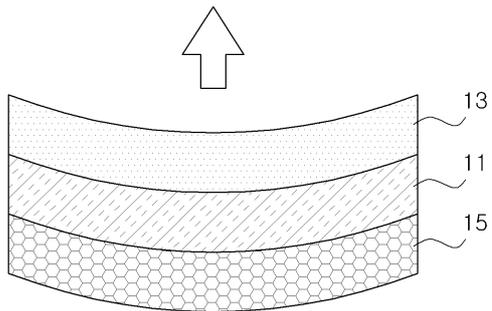
도면2



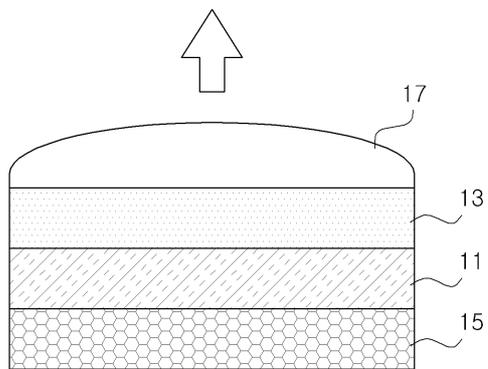
도면3



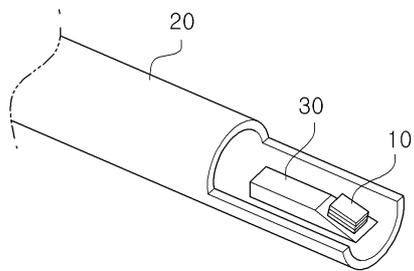
도면4a



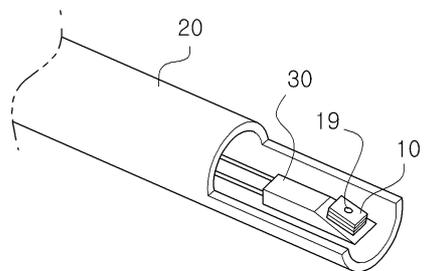
도면4b



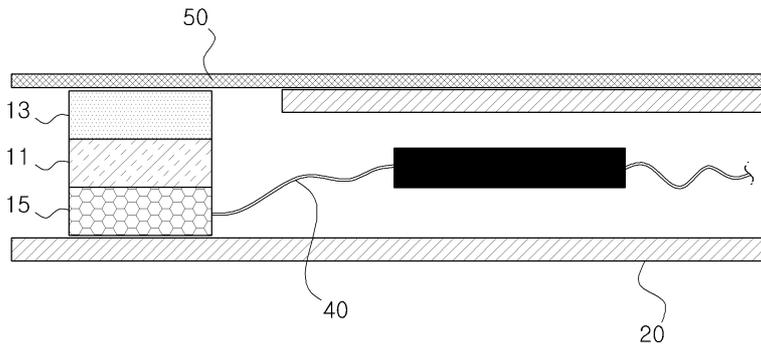
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	血管插入式超声换能器的制造方法及血管插入式超声换能器的结构		
公开(公告)号	KR101568682B1	公开(公告)日	2015-11-12
申请号	KR1020140011682	申请日	2014-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
当前申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
[标]发明人	CHANG JIN HO 장진호 SONG TAI KYONG 송태경 YOO YANG MO 유양모 LEE JUNSU 이준수		
发明人	장진호 송태경 유양모 이준수		
IPC分类号	A61B8/12 H01L41/083 B06B1/06 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/12 H01L41/083 B06B1/0644		
其他公开文献	KR1020150090721A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种制造血管插入型超声换能器的方法和一种血管插入型超声换能器的结构，其中，制造超声换能器的方法形成根据预定厚度包裹的压电元件以及包裹该压电元件的表面。将导电材料沉积在其上沉积有导电材料的压电元件的前表面和后表面上，从而分别形成匹配层和后层，并根据预定厚度包裹。通过根据堆叠方向将堆叠的设备切成小片以制造单个元件，以使其低于血管内超声 (IVUS) 的临界尺寸。

