



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0090722

(43) 공개일자 2015년08월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

H04R 17/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0011683

(22) 출원일자 2014년01월29일

심사청구일자 2014년01월29일

(71) 출원인

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

장진호

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

이준수

서울특별시 마포구 대흥로 129-1 602호(대흥동)

(74) 대리인

특허법인충현

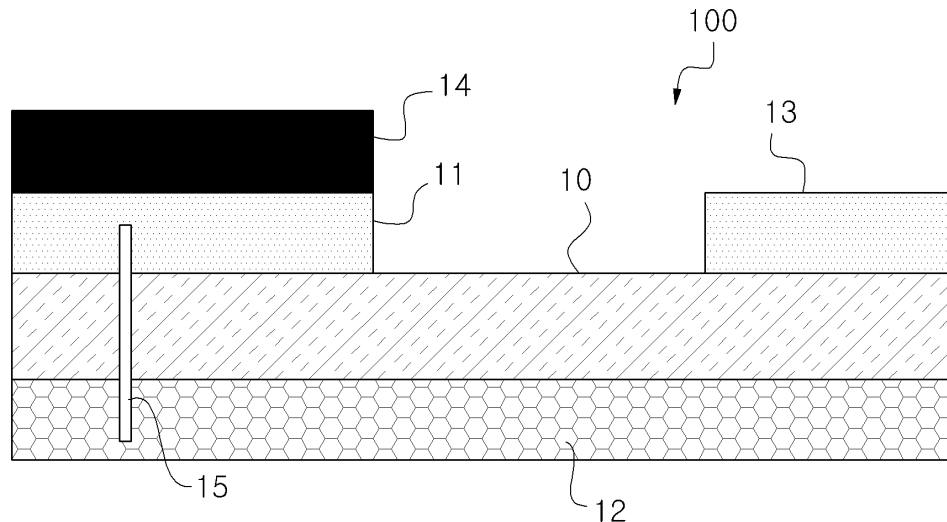
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 혈관 삽입형 초음파 변환자 및 이에 따른 초음파 변환자 구조체

(57) 요약

본 발명은 혈관 삽입형 초음파 변환자 및 이에 따른 초음파 변환자 구조체에 관한 것으로서, 초음파 변환자는, FPCB(flexible printed circuit board), FPCB의 윗면에 형성된 제 1 신호 패드(signal pad) 및 FPCB의 아랫면에 형성된 제 2 신호 패드, FPCB의 윗면에 제 1 신호 패드와 상호 이격하여 형성된 그라운드 패드(ground pad) 및 미리 설정된 두께에 따라 래핑(lapping)되고 제 1 신호 패드의 윗면에 형성된 압전소자를 포함하되, 제 1 신호 패드와 제 2 신호 패드는 FPCB를 관통하는 바이어(via)를 통해 전기적으로 연결되며, 압전소자, 제 1 신호 패드, 그라운드 패드, FPCB 및 제 2 신호 패드가 적층된 소자는 IVUS(intravascular ultrasound)를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭(dicing)됨으로써 생성된다.

대표도 - 도1



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

기 여 율 1/2

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2012.11.01 ~ 2014.01.31이 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

기 여 율 1/2

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2012.06.01 ~ 2015.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

FPCB(flexible printed circuit board);

상기 FPCB의 윗면에 형성된 제 1 신호 패드(signal pad) 및 상기 FPCB의 아랫면에 형성된 제 2 신호 패드;

상기 FPCB의 윗면에 상기 제 1 신호 패드와 상호 이격하여 형성된 그라운드 패드(ground pad); 및

미리 설정된 두께에 따라 래핑(lapping)되고 상기 제 1 신호 패드의 윗면에 형성된 압전소자;를 포함하되,

상기 제 1 신호 패드와 상기 제 2 신호 패드는 상기 FPCB를 관통하는 바이어(via)를 통해 전기적으로 연결되며, 상기 압전소자, 상기 제 1 신호 패드, 상기 그라운드 패드, 상기 FPCB 및 상기 제 2 신호 패드가 적층된 소자는 IVUS(intravascular ultrasound)를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭(dicing)된 것을 특징으로 하는 초음파 변환자.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

미리 설정된 두께에 따라 래핑되고 상기 제 2 신호 패드의 아랫면에 형성되는 후면층(backing layer); 및

상기 압전소자의 윗면과 상기 그라운드 패드를 전기적으로 연결한 후, 미리 설정된 두께에 따라 래핑되고 상기 압전소자의 윗면에 형성되는 정합층(matching);을 더 포함하되,

상기 적층된 소자는 상기 후면층 및 상기 정합층을 포함하여 절삭되는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 후면층 및 상기 정합층은, 전도성 물질 또는 비전도성 물질로 구성되는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 압전소자를 상기 그라운드 패드와 연결하기 위하여 상기 FPCB 윗면에 전도성 물질이 증착된 것을 특징으로 하는 초음파 변환자.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 전도성 물질은 크롬 또는 금인 것을 특징으로 하는 초음파 변환자.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 FPCB는 폴리이미드(polyimide)인 것을 특징으로 하는 초음파 변환자.

청구항 7

IVUS를 위한 혈관 삽입용 튜브(tube);

압전소자, 제 1 신호 패드, 상기 제 1 신호 패드와 이격하여 형성된 그라운드 패드, FPCB 및 상기 FPCB를 관통하는 바이어를 통해 상기 제 1 신호 패드와 전기적으로 연결되는 제 2 신호 패드가 순서대로 적층되고, 상기 튜

브의 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 포함하는 초음파 변환자 구조체.

청구항 8

제 7 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 9

제 7 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 10

제 7 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 11

제 7 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 12

제 7 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 13

제 7 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 14

제 7 항에 있어서,

상기 제 2 신호 패드에 전기 신호를 공급하고,

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

청구항 15

제 7 항에 있어서,

상기 초음파 변환자는,

FPCB의 윗면에 제 1 신호 패드와 그라운드 패드를 상호 이격시켜 형성하고,

상기 FPCB의 아랫면에 제 2 신호 패드를 형성하고,

상기 FPCB를 관통하는 바이어를 통해 상기 제 1 신호 패드와 상기 제 2 신호 패드를 전기적으로 연결하고,

미리 설정된 두께에 따라 래핑된 압전소자를 상기 제 1 신호 패드의 윗면에 형성하고,

미리 설정된 두께에 따라 래핑된 후면층을 상기 제 2 신호 패드의 아랫면에 형성하고,

상기 압전소자의 윗면과 상기 그라운드 패드를 전기적으로 연결한 후, 미리 설정된 두께에 따라 래핑된 정합층을 상기 압전소자의 윗면에 형성하며,

상기 압전소자, 상기 제 1 신호 패드, 상기 그라운드 패드, 상기 FPCB, 상기 제 2 신호 패드, 상기 후면층 및 상기 정합층이 적층된 소자를 IVUS를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭함으로써 단일 소자로서 제조되는 것을 특징으로 하는 초음파 변환자 구조체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 의료 영상용 초음파 변환자에 관한 기술로, 특히 혈관 삽입형 초음파 영상에 핵심 소자인 고주파수 변환자 및 이에 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 영상기의 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 변환자는, FPCB(flexible printed circuit board); 상기 FPCB의 윗면에 형성된 제 1 신호 패드(signal pad) 및 상기 FPCB의 아랫면에 형성된 제 2 신호 패드; 상기 FPCB의 윗면에 상기 제 1 신호 패드와 상호 이격하여 형성된 그라운드 패드(ground pad); 및 미리 설정된 두께에 따라 래핑(lapping)되고 상기 제 1 신호 패드의 윗면에 형성된 압전소자;를 포함하되, 상기 제 1 신호 패드와 상기 제 2 신호 패드는 상기 FPCB를 관통하는 바이어(via)를 통해 전기적으로 연결되며, 상기 압전소자, 상기 제 1 신호 패드, 상기 그라운드 패드, 상기 FPCB 및 상기 제 2 신호 패드가 적층된 소자는 IVUS(intravascular ultrasound)를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭(dicing)되어 생성된다.

[0008]

일 실시예에 따른 상기 초음파 변환자에서, 미리 설정된 두께에 따라 래핑되고 상기 제 2 신호 패드의 아랫면에 형성되는 후면층(backing layer); 및 상기 압전소자의 윗면과 상기 그라운드 패드를 전기적으로 연결한 후, 미리 설정된 두께에 따라 래핑되고 상기 압전소자의 윗면에 형성되는 정합층(matching);을 더 포함하되, 상기 적층된 소자는 상기 후면층 및 상기 정합층을 포함하여 절삭되어 생성될 수 있다.

[0009]

일 실시예에 따른 상기 초음파 변환자에서, 상기 후면층 및 상기 정합층은, 전도성 물질 또는 비전도성 물질로 구성될 수 있다.

[0010]

일 실시예에 따른 상기 초음파 변환자에서, 상기 압전소자를 상기 그라운드 패드와 연결하기 위하여 상기 FPCB 윗면에 전도성 물질이 증착될 수 있다.

[0011]

상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 변환자 구조체는, IVUS를 위한 혈관 삽입용 튜브(tube); 압전소자, 제 1 신호 패드, 상기 제 1 신호 패드와 이격하여 형성된 그라운드 패드, FPCB 및 상기 FPCB를 관통하는 바이어를 통해 상기 제 1 신호 패드와 전기적으로 연결되는 제 2 신호 패드가 순서대로 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.

[0012]

다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 초음파 변환자는, FPCB의 윗면에 제 1 신호 패드와 그라운드 패드를 상호 이격시켜 형성하고, 상기 FPCB의 아랫면에 제 2 신호 패드를 형성하고, 상기 FPCB를 관통하는 바이어를 통해 상기 제 1 신호 패드와 상기 제 2 신호 패드를 전기적으로 연결하고, 미리 설정된 두께에 따라 래핑된 압전소자를 상기 제 1 신호 패드의 윗면에 형성하며, 상기 압전소자, 상기 제 1 신호 패드, 상기 그라운드 패드, 상기 FPCB 및 상기 제 2 신호 패드가 적층된 소자를 IVUS를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭함으로써 단일 소자로서 제조될 수 있다.

[0013]

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.

[0014]

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.

[0015]

다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 초음파 변환자가 설치된 상기 튜브의 말단은 상기 초

음과 변환자의 초음파 방사 방향을 고려하여 절단면이 사선으로 형성될 수 있다.

[0016] 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.

[0017] 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체에서, 상기 초음파 변환자는 상기 초음파 변환자의 일부 영역에 삽입되어 광음향 영상 및 광간섭단층촬영(optical coherence tomography, OCT) 영상을 위한 광 신호를 방사하는 광 소스 모듈을 더 포함할 수 있다.

[0018] 다른 실시예에 따른 상기 초음파 변환자 구조체는, 상기 제 2 신호 패드에 전기 신호를 공급하고, 상기 그라운드 패드에 하우징(housing)을 연결함으로써 접지시킬 수 있다.

발명의 효과

[0019] 본 발명의 실시예들은, 절삭을 통해 다수의 개별 단일 소자 IVUS 초음파 변환자를 동시에 생산할 수 있는 공정 기술을 제안함으로써, 접착제를 사용하지 않을 수 있고 정합층(matching layer) 및 후면층(backing layer) 제작에 전도성 물질을 사용하지 않고도 높은 동작 주파수와 초소형의 어퍼처 크기를 갖고 신호 연결 및 그라운드 접지가 용이한 초음파 변환자의 제조가 가능하며, 기하학적 초점을 통한 빔 집속을 구현할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1은 본 발명의 일 실시예들에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자의 구조를 도시한 단면도이다.

도 2a 및 도 2b는 본 발명의 일 실시예에 따른 도 1의 혈관 삽입형 초음파 변환자를 제조 공정에 따라 위에서 보여지는 모습을 도시한 평면도이다.

도 2c는 도 2a 및 도 2b의 제조 공정의 마지막으로서 적층된 초음파 변환자를 절삭함으로써 단일 소자를 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자를 제조하는 방법을 도시한 흐름도이다.

도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체의 구조를 도시한 단면도이다.

도 5a 및 도 5b는 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 4의 초음파 변환자 구조체에서 빔 집속을 유도하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 4의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체의 일부를 노출시켜 도시한 사시도이다.

도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 4의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체에서 광음향 및 광간섭단층촬영(optical coherence tomography, OCT) 영상을 구현하는 방법을 설명하기 위한 예시도이다.

도 8은 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 4의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체에서 신호 공급과 접지 방법을 설명하기 위한 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021] 이하에서는 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기본 아이디어를 개괄적으로 제시한 후, 구체적인 기술적 수단을 순차적으로 설명하도록 한다.

[0022] 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 압전소자뿐만 아니라 후면층 및 정합층 물질의 종류 및 두께가 변환자 성능을 결정하는 가장 중요한 요소이나, 상기된 과정에서는 신호 공급과 접지를 용이하게 하기 위해 후면층 및 정합층 물질을 모두 전도성이 있는 것으로 사용하여 상기된 공정에 따를 경우 최적의 IVUS 변환자의 성능에 도달하기 어렵다.

- [0023] 따라서, 이하에서 제시되는 본 발명의 실시예들은 FPCB를 이용하여 IVUS 초음파 변환자를 구성하는 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 기술임과 동시에 후면층 및 정합층 물질이 전도성일 필요가 없어 최상의 IVUS 변환자 성능 획득이 가능한 공정 기술을 제안하고자 한다.
- [0024] 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.
- [0025] 도 1은 본 발명의 일 실시예들에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자의 구조를 도시한 단면도로서, FPCB(flexible printed circuit board)(10)를 중심으로 2개의 신호 패드(signal pad)(11, 12), 1개의 그라운드 패드(ground pad)(13) 및 압전소자(Piezoelectric material)(14)를 구비한다.
- [0026] 제 1 신호 패드(11)는 상기 FPCB(10)의 윗면에 형성되고, 제 2 신호 패드(12)는 상기 FPCB(10)의 아랫면에 형성되며, 상기 제 1 신호 패드(11)와 상기 제 2 신호 패드(12)는 상기 FPCB(10)를 관통하는 적어도 하나 이상의 바이어(via)(15)를 통해 전기적으로 연결된다.
- [0027] 그라운드 패드(13)는 폴리이미드(polyimide)로 구현될 수 있는 FPCB(10)의 윗면에 위치하며, 상기 제 1 신호 패드(11)와 상호 이격하여 형성된다.
- [0028] 압전소자(14)는 미리 설정된 두께에 따라 래핑(lapping)되고 상기 제 1 신호 패드(11)의 윗면에 형성된다. 또한, 상기 압전소자(14)를 상기 그라운드 패드(13)와 연결하기 위하여 상기 FPCB(10) 윗면에 전도성 물질이 증착될 수 있으며, 상기 전도성 물질은 크롬 또는 금이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0029] 이렇게 상기 압전소자(14), 상기 제 1 신호 패드(11), 상기 그라운드 패드(13), 상기 FPCB(10) 및 상기 제 2 신호 패드(12)가 적층된 소자(100)는 IVUS(intravascular ultrasound)를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭(dicing)됨으로써 단일 소자(single element)를 생성한다. 예를 들어, 이러한 임계 크기는 적어도 혈관의 단면적보다는 작은 크기인 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 이하로 결정될 수 있을 것이다.
- [0030] 이성과 같이 FPCB를 사용할 경우 기존 공정처럼 신호 공급과 접지를 용이하게 하기 위해 후면층 및 정합층 물질을 모두 전도성이 있는 것으로 사용할 필요 없이 FPCB 상에 위치한 신호 및 그라운드 패드를 통해 신호 공급 및 접지가 가능하고, 후면층(backing layer)(미도시)은 제 2 신호 패드(12) 밑면에 정합층(matching layer)(미도시)은 압전소자(14) 윗면에 정합할 수 있으며, 정합층 및 후면층은 전도성 물질에 제한되지 않고 초음파 변환자를 제작할 수 있다는 장점을 갖는다. 즉, 전도성 물질 또는 비전도성 물질의 제한이 없다. 따라서, 본 실시예의 경우, 앞서 설명한 바와 같은 최상의 변환자 성능 획득이 가능한 공정 기술로서 IVUS 변환자의 고주파수 특성 구현에 보다 유리하다.
- [0031] 도 2a 및 도 2b는 본 발명의 일 실시예에 따른 도 1의 혈관 삽입형 초음파 변환자를 제조 공정에 따라 위에서 보여지는 모습을 도시한 평면도이다.
- [0032] 도 2a는 FPCB(10)의 윗면에 제 1 신호 패드(11)와 그라운드 패드(13)가 상호 이격되어 형성된 모습을 도시하고 있으며, FPCB(20)의 아랫면에는 제 2 신호 패드(미도시)가 형성되어 있다고 가정한다. 이러한 상황 하에서 제 1 신호 패드(11)와 제 2 신호 패드(미도시)를 연결하기 위해 바이어(15) 홀(hole)을 형성하여 양자(제 1 신호 패드 및 제 2 신호 패드)를 전기적으로 연결하고 있음을 보이고 있다. 도 2b는 도 2a의 공정에 연속하여, 제 1 신호 패드 상에 압전소자(14)가 형성되었음을 보이고 있다.
- [0033] 도 2c는 도 2a 및 도 2b의 제조 공정의 마지막으로서 적층된 초음파 변환자를 절삭함으로써 단일 소자를 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면으로서, 적층된 초음파 변환자(100)를 적층 방향에 따라 평면에 수직으로 절삭함으로써 다수의 단일 소자(101)를 연속적으로 제작할 수 있다.
- [0034] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자를 제조하는 방법을 도시한 흐름도이다.
- [0035] S310 단계에서, FPCB의 윗면에 제 1 신호 패드와 그라운드 패드를 상호 이격시켜 형성한다.
- [0036] S320 단계에서, 상기 FPCB의 아랫면에 제 2 신호 패드를 형성한다.
- [0037] S330 단계에서, 상기 FPCB를 관통하는 바이어를 통해 상기 제 1 신호 패드와 상기 제 2 신호 패드를 전기적으로

연결한다.

- [0038] S340 단계에서, 미리 설정된 두께에 따라 래핑된 압전소자를 상기 제 1 신호 패드의 윗면에 형성한다.
- [0039] S350 단계에서, 미리 설정된 두께에 따라 래핑된 후면층(backing layer)을 상기 제 2 신호 패드의 아랫면에 형성한다.
- [0040] S360 단계에서, 상기 압전소자의 윗면과 상기 그라운드 패드를 전기적으로 연결한 후, 미리 설정된 두께에 따라 래핑된 정합층(matching)을 상기 압전소자의 윗면에 형성한다. 이러한 전기적인 연결은 금 또는 크롬과 같은 물질을 이용하여 구현 가능하다. 한편, 이러한 후면층 및 정합층은, 전도성 물질 또는 비전도성 물질로 구성될 수 있다.
- [0041] S370 단계에서, 상기 압전소자, 상기 제 1 신호 패드, 상기 그라운드 패드, 상기 FPCB, 상기 제 2 신호 패드, 상기 후면층 및 상기 정합층이 적층된 소자를 IVUS를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭함으로써 단일 소자를 생성한다. 예를 들어, 이러한 임계 크기는 적어도 혈관의 단면적보다는 작은 크기인 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 이하로 결정될 수 있으나, 이후 제안될 초음파 변환자 구조체를 통해 기술될 구성과 같이 혈관 삽입을 위한 튜브의 길이 방향에 따라 소자의 일측 길이가 튜브의 지름보다 길게 제작하는 것도 가능하다. 다만, 이 경우에도 소자의 나머지 일측 길이는 튜브의 지름보다 짧게 제작되어야 함은 당연하다.
- [0042] 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체의 구조를 도시한 단면도로서, 크게 단일 소자의 초음파 변환자(101), 지지대(30) 및 튜브(20)를 포함한다.
- [0043] 튜브(tube)(20)는 혈관 삽입용 IVUS를 위한 외측 몸체이다.
- [0044] 단일 소자의 초음파 변환자(101)는, 압전소자, 제 1 신호 패드, 상기 제 1 신호 패드와 이격하여 형성된 그라운드 패드, FPCB 및 상기 FPCB를 관통하는 바이어를 통해 상기 제 1 신호 패드와 전기적으로 연결되는 제 2 신호 패드가 순서대로 적층되고, 상기 튜브의 말단에 설치되어 초음파 영상을 획득한다. 또한, 필요에 따라 제 2 신호 패드의 아랫면에 후면층(backing layer)이, 상기 압전소자의 윗면 윗면에 정합층(matching layer)이 더 적층될 수도 있다.
- [0045] 보다 구체적으로, 초음파 변환자(101)는, FPCB의 윗면에 제 1 신호 패드와 그라운드 패드를 상호 이격시켜 형성하고, 상기 FPCB의 아랫면에 제 2 신호 패드를 형성하고, 상기 FPCB를 관통하는 바이어를 통해 상기 제 1 신호 패드와 상기 제 2 신호 패드를 전기적으로 연결하고, 미리 설정된 두께에 따라 래핑된 압전소자를 상기 제 1 신호 패드의 윗면에 형성하며, 상기 압전소자, 상기 제 1 신호 패드, 상기 그라운드 패드, 상기 FPCB, 상기 제 2 신호 패드, 상기 후면층 및 상기 정합층이 적층된 소자를 IVUS를 위한 임계 크기 이하가 되도록 적층 방향에 따라 절삭함으로써 단일 소자로서 제조될 수 있다. 다만 성능 조건에 따라 후면층 및 정합층을 적층하지 않을 수도 있다.
- [0046] 지지대(30)는, 상기 튜브(20)의 일측 벽과 상기 초음파 변환자(101) 사이에 위치하여 상기 초음파 변환자(101)의 대향 각도를 형성함으로써, 상기 초음파 변환자(101)의 초음파 방사 각도가 상기 튜브(20)의 삽입 방향과 달라지도록 조정하는 역할을 수행한다. 즉, 지지대(30)는 튜브(20)에 고정되어 초음파 변환자(101)의 각도를 조정하기 위한 일종의 패드(pad)로 구현될 수 있다.
- [0047] 여기서, 상기 지지대(30)에 의해 상기 초음파 변환자(101)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.
- [0048] 또한, 초음파 변환자(101)가 설치된 상기 튜브(20)의 말단은 상기 초음파 변환자의 초음파 방사 방향을 고려하여 절단면이 사선으로 형성되는 것이 바람직하다.
- [0049] 한편, 도 4를 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(101)는 직사각형으로 형성되고, 상기 초음파 변환자(101)의 짧은 변의 길이는 적어도 상기 튜브의 지름 이하이고, 상기 초음파 변환자(101)의 긴 변의 길이는 상기 튜브의 지름 이상

이며, 상기 초음파 변환자(101)의 긴 변이 상기 튜브의 내측 벽면을 따라 삽입되는 것이 바람직하다. 이러한 구조를 통해 초음파 변환자는 빔 집속을 통해 영상의 해상도를 향상시킬 수 있다.

[0050] 도 5a 및 도 5b는 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 4의 초음파 변환자 구조체에서 빔 집속을 유도하는 방법을 설명하기 위한 두 가지 방법을 예시하고 있는 도면이다.

[0051] 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 없다는 약점을 갖는다. 따라서, 도 5a 및 도 5b에서 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.

[0052] 도 5a에서 초음파 변환자(101)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.

[0053] 도 5b에서 초음파 변환자(101)는 전면에 부착되는 볼록 렌즈(lens)(17)를 더 포함함으로써 상기 초음파 변환자의 기하학적 초점에 빔 집속할 수 있다.

[0054] 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 4의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체의 일부를 노출시켜 도시한 사시도이다.

[0055] 앞서 설명한 바와 같이, 단일 소자 초음파 변환자(101)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.

[0056] 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 4의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체에서 광음향 영상 및 광간섭단층촬영(optical coherence tomography, OCT) 영상을 구현하는 방법을 설명하기 위한 예시도이다.

[0057] 광음향(photoacoustic, PA) 영상은 인체 내의 관찰 영역에 광자를 인가하고, 조직에 흡수된 광자들에 의해 직접 발생하는 초음파 신호를 수신하여 그 신호로부터 영상 정보를 추출한다. 광자들이 조직 내에 흡수되어 초음파가 발생하는 이러한 특이한 상황은 조직이 광자들을 흡수할 때 가열되기 때문이 나타나는 현상으로서, 펄스 레이저로 흡수성 조직 구조를 비추면, 조직의 온도가 바뀌고, 그 결과로서 조직의 구조가 팽창한다. 이렇게 팽창하는 구조로부터 압력파가 밖으로 전파되며, 이러한 압력파는 초음파 변환기(transducer)에 의해 검출될 수 있다. 따라서, 광음향과 초음파는 일정 부분(검출/수신)에서 그 구성을 공유할 수 있다.

[0058] 이를 위해 도 7이 제안하고 있는 초음파 변환자 구조체에서, 초음파 변환자(101)는 상기 초음파 변환자(101)의 일부 영역(19)에 삽입되어 광음향 영상을 위한 광 신호를 방사하는 광 소스 모듈(미도시)을 더 포함할 수 있다. 즉, 초음파 변환자(101) 내부에 홀(hole)을 형성하고 내측으로 광 소스 모듈을 삽입함으로써 초음파 영상과 더불어 광음향 영상을 획득할 수 있다. 또한, 이러한 광 소스 모듈은 광간섭단층촬영 영상 획득에도 그대로 사용될 수 있으며 이를 통해 혈관 질병에 관한 초음파 및 광간섭단층촬영 융합 영상을 획득할 수 있다.

[0059] 도 8은 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 4의 혈관 삽입형 초음파 변환자 구조체에서 신호 공급과 접지 방법을 설명하기 위한 예시도로서, 본 발명의 실시예들이 제안하고 있는 초음파 변환자 구조체에서는, 단일 소자의 초음파 변환(101)의 제 2 신호 패드(미도시)에 전기 신호를 공급하고, 단일 소자의 초음파 변환(101)의 그라운드 패드(미도시)에 하우징(housing)(50)을 연결함으로써 접지시킬 수 있다.

[0060] 도 8을 참조하면, 제 2 신호 패드에 전도성 접착제를 이용하여 와이어(wire)(40)를 연결시켜 신호를 공급하고, 접지는 하우징(50)과 그라운드 패드를 크롬 또는 금 등으로 증착하여 연결한다. 물론, 도 8의 구성은 일 실시예에 불과한 것으로, 제 2 신호 패드를 하우징 물질로 크롬/금을 증착하여 연결하고, 그라운드 패드를 와이어와 연결할 수도 있다. 또한, 하우징 물질과 연결함에 있어 와이어를 사용할 수도 있으며, 크롬/금이 아닌 다른 물질을 증착하여 연결할 수도 있을 것이다.

[0061] 상기된 본 발명의 실시예들에 따르면, 각종 소자의 증착 및 적층 후, 절삭을 통해 다수의 개별 단일 소자 IVUS 초음파 변환자를 동시에 생산할 수 있는 공정 기술을 제안함으로써, 접착제를 사용하지 않을 수 있고 정합층(matching layer) 및 후면층(backing layer) 제작에 전도성 물질을 사용하지 않고도 높은 동작 주파수와 초소형

의 어퍼쳐 크기를 갖고 신호 연결 및 그라운드 접지가 용이한 초음파 변환자의 제조가 가능하며, 기하학적 초점을 통한 빔 집속을 구현할 수 있다.

[0062]

이상에서 본 발명에 대하여 그 다양한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명에 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

[0063]

100 : 적층 구조의 초음파 변환자

101 : 단일 소자 초음파 변환자

10 : FPCB

11 : 제 1 신호 패드 12 : 제 2 신호 패드

13 : 그라운드 패드 14 : 압전소자

15 : 바이어(via)

17 : 렌즈(lens) 19 : 광 소스 모듈

20 : 혈관 삽입형 튜브(tube)

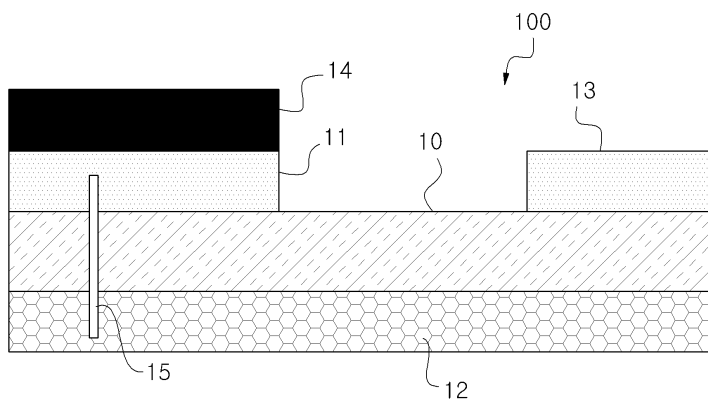
30 : 지지대

40 : 와이어(wire)

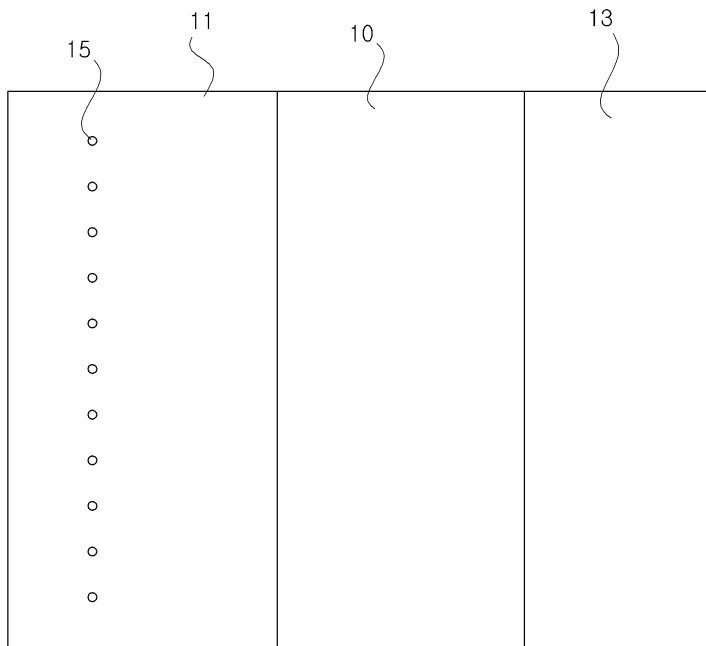
50 : 하우징(housing)

도면

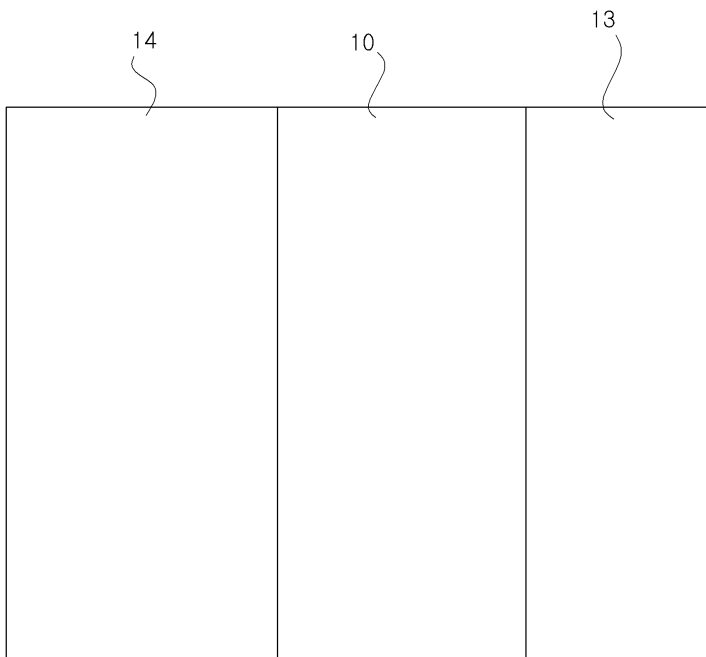
도면1



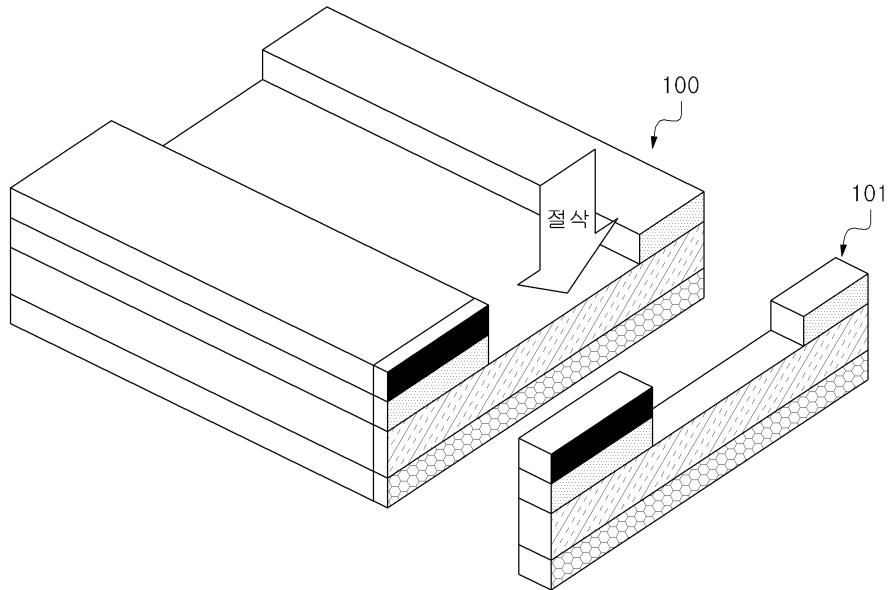
도면2a



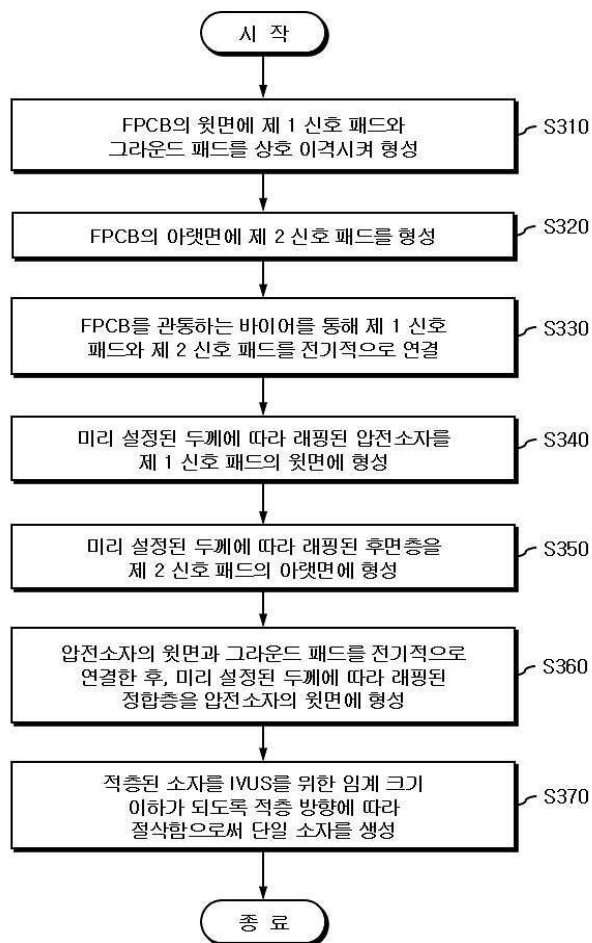
도면2b



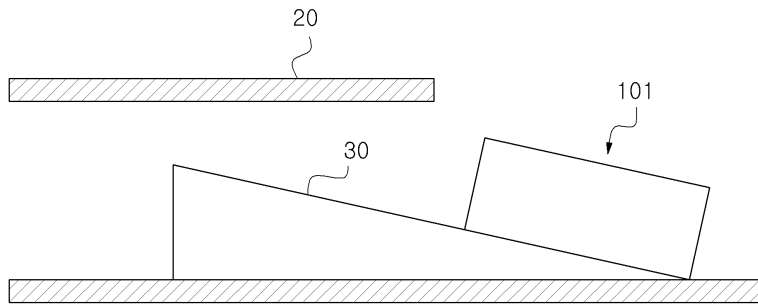
도면2c



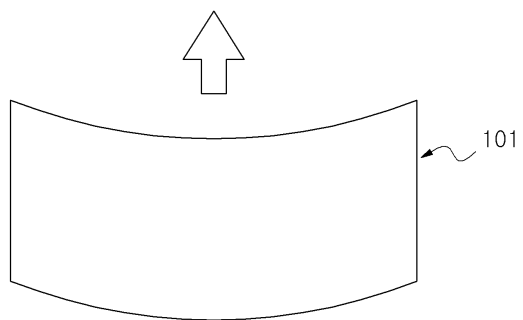
도면3



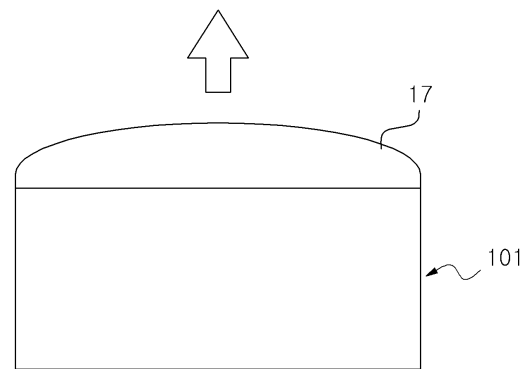
도면4



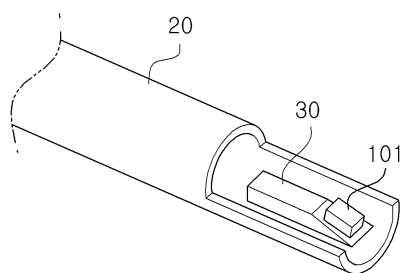
도면5a



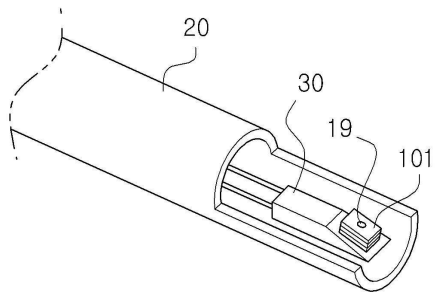
도면5b



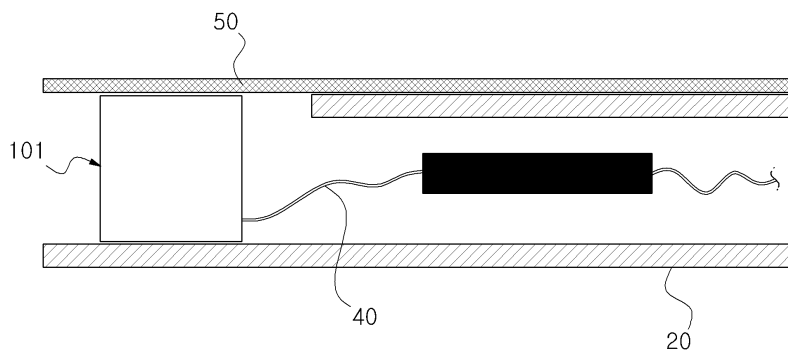
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	血管插入式超声换能器以及因此的超声换能器结构		
公开(公告)号	KR1020150090722A	公开(公告)日	2015-08-06
申请号	KR1020140011683	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 LEE JUNSU 이준수		
发明人	장진호 이준수		
IPC分类号	A61B8/12 B06B1/06 H01L41/083 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/12 B06B1/0644 H01L41/083		
其他公开文献	KR101560558B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

技术领域本发明涉及一种血管插入型超声换能器，并且因此涉及一种超声换能器结构，其中，超声换能器形成在柔性印刷电路板（FPCB）上，形成在FPCB的上表面上的第一信号垫，以及FPCB的下表面上。它包括第二信号垫，形成在FPCB的上表面上并与第一信号垫间隔开的接地垫，以及根据预定厚度包裹并形成在第一信号垫的上表面上的压电元件。第一信号垫和第二信号垫通过穿过FPCB的通孔电连接，并且其中压电元件，第一信号垫，接地垫，FPCB和第二信号垫堆叠的装置是血管内超声（IVUS）。它是通过沿层压方向切割为小于临界尺寸而生产的。支持本发明的国家研发项目 任务编号N01150049部门名称贸易，工业和能源部研究管理机构韩国工业技术研究院研究项目名称国际联合技术开发项目研究项目名称用于诊断心血管病变的高频段[40~60MHz]高分辨率成像系统和探头技术的发展贡献率1/2主办单位苏州大学工业大学合作基金会研究期间2012.11.01~2014.01.31支持本发明的国家研发项目项目编号NIPA-2014-H0401-14-1002部门名称科学，信息通信技术和未来计划部 项目名称IT融合高级人才课程支持项目研究项目名称IT融合便携式超声成像系统现场护理缴费率1/2主办单位崇冈大学产学合作小组研究期间2012.06.01~2015.12.31

