



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0081529
(43) 공개일자 2018년07월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/4483 (2013.01)
A61B 8/4477 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-7014502
(22) 출원일자(국제) 2018년11월22일
심사청구일자 없음
(85) 번역문체출일자 2018년05월23일
(86) 국제출원번호 PCT/US2016/063433
(87) 국제공개번호 WO 2017/091633
국제공개일자 2017년06월01일
(30) 우선권주장
62/260,219 2015년11월25일 미국(US)

(71) 출원인
후지필름 소노사이트, 인크.
미합중국 워싱턴 (우편번호 98021-3904) 보텔 드
라이브 에스이 21919-30층
(72) 발명자
샤가레스, 니콜라스 크리스토퍼
캐나다, 엘7쥬 7비3, 온타리오, 윗비 가든 스트리트
700
헬슨, 데스몬드
캐나다, 엘4제이 7티4, 온타리오, 73 벤츄라 에비
뉴 슌힐
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
이재민

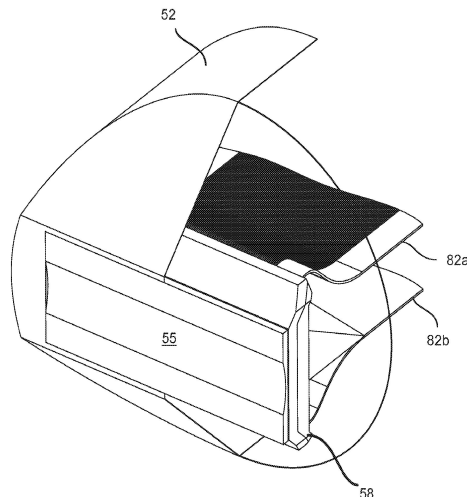
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 발명의 명칭 고주파 초음파 트랜스듀서 어레이를 포함하는 의료 기기

(57) 요약

위상 어레이 초음파 트랜스듀서를 포함하는 의료 장치가 기재되어 있다. 트랜스듀서는 대응의 전기 도전체에 전기적으로 결합되는 다수의 트랜스듀서 요소를 포함한다. 일 실시예에 있어서, 상기 도전체는 플렉스 회로에 포함되고, 또한 초음파 어레이를 보유하는 외향 연장 리브 상에 형성된 도전성 표면을 통해, 대응의 트랜스듀서 요소와 결합한다. 일 실시예에 있어서, 상기 위상 어레이는 의료 장치에서 전방으로 대면하며, 또한 0.75 λ 이하, 보다 바람직하게는 0.6 λ 이하의 요소 피치를 갖는다. 일 실시예에 있어서, 상기 트랜스듀서는 장치의 말단 단부를 둘러싸는 조직의 360도 뷰를 제공하기 위해 +/- 90도에 대해 회전 가능하다.

대표도 - 도2a



(72) 발명자

팡, 구오평

캐나다, 엘1티 2에이취9, 온타리오, 9 브로컬스비
크레스 에이잭스

코라자, 로버트

캐나다 엠2제이 3엔9, 온타리오, 84 엔드슬레이 크
레스켄트 토론토

이반트스키, 올레그

캐나다, 엠2알 3알4, 온타리오, 14 로버트 히스

명세서

청구범위

청구항 1

신체의 검사 영역을 검사하기 위한 프로브로서,
 프로브 본체;
 상기 프로브 본체 내의 초음파 트랜스듀서를 포함;
 상기 트랜스듀서 상에서 리브에 연결되는 트레이스를 갖는 하나 또는 그 이상의 플렉스 회로를 포함하며,
 상기 초음파 트랜스 듀서는,
 프레임;
 상기 프레임에 연결된 압전 재료의 시트에 형성되는 바닥면 및 상면을 갖는 트랜스듀서 요소의 어레이; 및
 상기 트랜스듀서 요소의 하나의 표면을 회로 트레이스에 연결하는 다수의 도전성 경로를 포함하며,
 상기 도전성 경로는 인접한 리브로부터 공간에 의해 분리되는 리브를 포함하고, 각각의 리브는 도전성 트레이스
 의 노출된 부분과 결합하도록 적응되는 도전성 표면을 포함하는, 프로브.

청구항 2

청구항 1에 있어서,
 각각의 리브는 상기 프레임에 위치된 에폭시 매트릭스 재료로 형성되는, 프로브.

청구항 3

청구항 2에 있어서,
 상기 에폭시 매트릭스는 필러 재료를 포함하는, 프로브.

청구항 4

청구항 3에 있어서,
 상기 필러 재료는 실리카인, 프로브.

청구항 5

청구항 2에 있어서,
 각각의 도전성 경로는 트랜스듀서 요소에 인접한 영역에 형성되는 채널 부분을 더 포함하며, 각각의 채널은 상
 기 도전성 경로가 프레임에서 상기 에폭시 매트릭스 재료의 표면 위로 상승하여 리브가 되는 지점으로 감소하는
 깊이를 갖는, 프로브.

청구항 6

청구항 1에 있어서,
 상기 프레임은, 상기 플렉스 회로의 노출된 트레이스를 상기 프레임의 리브와 정렬시키기 위해, 내부에 전기 도
 전체를 갖는 플렉스 회로 상의 대응의 특징부와 정렬되도록 구성되는 하나 또는 그 이상의 등록 특징부를 포함
 하는, 프로브.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

각각의 리브는 상기 리브의 상부 상의 표면적을 증가시키는, 그 위에 형성된 다수의 스크라이브 라인(scribe line)을 포함하는, 프로브.

청구항 8

청구항 1에 있어서,

각각의 리브는 초음파 트랜스듀서의 프레임 상에서 동일한 높이로 종료되는, 프로브.

청구항 9

청구항 1에 있어서,

상기 초음파 트랜스듀서의 리브는 상기 초음파 트랜스듀서의 프레임 상에서 상이한 높이로 종료되는, 프로브.

청구항 10

청구항 1에 있어서,

내부에 다수의 노출된 트레이스를 갖는 플렉스 회로를 더 포함하며, 상기 플렉스 회로의 트레이스는 상기 각각의 트레이스가 리브의 상부의 도전성 표면을 통해 상기 어레이의 트랜스듀서 요소에 전기적으로 연결되도록, 상기 리브와 결합하는, 프로브.

청구항 11

청구항 10에 있어서,

상기 플렉스 회로는 상기 노출된 트레이스가 상기 리브와 결합하는 영역에서 상기 트레이스 사이에 위치한 다수의 홈을 포함하며, 상기 홈은 상기 플렉스 회로가 리브에 고착되어 다수의 리벳 헤드를 형성할 때, 접착제가 상기 홈을 통과하는 것을 허용하도록 구성되는, 프로브.

청구항 12

의료 이미징 장치에 있어서,

말단 단부 및 기부 단부를 갖는 가늘고 긴 샤프트;

0.75 λ 이하의 피치를 구비한 다수의 트랜스듀서 요소를 갖는 전향 대면 고주파 위상 어레이 초음파 트랜스듀서를 포함하며,

상기 트랜스듀서는 상기 가늘고 긴 샤프트의 말단 단부에 배치되어, 초음파 신호를 지향시키고 또한 상기 말단 단부의 앞의 방향으로부터 초음파 에코를 수신하는, 의료 이미징 장치.

청구항 13

청구항 12에 있어서,

상기 초음파 트랜스듀서는 15 MHz 이상의 작동 주파수를 갖는, 의료 이미징 장치.

청구항 14

청구항 12에 있어서,

상기 초음파 트랜스듀서는 20 MHz 이상의 작동 주파수를 갖는, 의료 이미징 장치.

청구항 15

청구항 12에 있어서,

상기 초음파 트랜스듀서는 50 MHz 이상의 작동 주파수를 갖는, 의료 이미징 장치.

청구항 16

청구항 12에 있어서,

상기 초음파 트랜스듀서는 상기 어레이의 트랜스듀서 요소 사이에서 0.6λ 미만의 피치를 갖는, 의료 이미징 장치.

청구항 17

청구항 12에 있어서,

상기 샤프트의 말단 단부는 조향 가능한, 의료 이미징 장치.

청구항 18

청구항 12에 있어서,

상기 샤프트는 강성인, 의료 이미징 장치.

청구항 19

청구항 12에 있어서,

상기 위상 어레이 초음파 트랜스듀서는 상기 어레이를 지지하는 프레임 상에 형성된 다수의 외향 연장 리브를 통해, 플렉스 회로 상의 전기 도전체에 연결되는 다수의 트랜스듀서 요소를 포함하며, 상기 외향 연장 리브는 도전성 표면을 갖고, 또한 상기 플렉스 회로 상에서 상기 전기 도전체의 노출된 부분과 정렬되도록 배치되는, 의료 이미징 장치.

청구항 20

청구항 18에 있어서,

상기 프레임은 상기 플렉스 회로 상의 정렬 특징부와 협동하도록 구성된 하나 또는 그 이상의 등록 특징부를 포함하는, 카테터.

청구항 21

청구항 12에 있어서,

상기 위상 어레이는 정맥 내 카테터, 내시경, 기관지 내시경, 방광경, 치과 용 이미징 프로브, 또는 다른 최소 침습 이미징 프로브 중 하나에 통합되는, 의료 이미징 장치.

청구항 22

청구항 12에 있어서,

상기 샤프트는 5 mm 미만의 외경을 갖는, 의료 이미징 장치.

청구항 23

청구항 12에 있어서,

상기 위상 어레이 초음파 트랜스듀서는 64개 요소 또는 그 이상을 가지며, 상기 샤프트는 5 mm 이하의 외경을 갖는, 의료 이미징 장치.

청구항 24

신체의 영역을 검사하기 위한 프로브로서:

8 mm 이하의 외경을 갖는 프로브 본체;

상기 프로브 본체 내에 전향 대면 고주파 초음파 트랜스듀서;

상기 트랜스듀서 상에서 트랜스듀서 요소에 전기적으로 연결되는 트레이스를 갖는 하나 또는 그 이상의 플렉스 회로를 포함하며,

상기 전향 대면 고주파 초음파 트랜스듀서는,

폭 치수를 갖는 프레임;

상기 프레임에 연결된 압전 재료의 시트에 형성되는 바닥면 및 상면을 갖는 트랜스듀서 요소의 어레이를 포함하며,

상기 인접한 트랜스듀서는 상기 압전 재료를 통해 완전히 연장하는 커프 라인에 의해 분리되고, 상기 트랜스듀서 요소는 0.75λ 이하의 피치를 가지며,

상기 플렉스 회로는 상기 트랜스듀서의 프레임의 폭 치수와 동일하거나 그보다 작은 폭을 갖는, 프로브.

청구항 25

청구항 23에 있어서,

상기 프레임은 내부에 전기 도전체를 갖는 플렉스 회로 상의 대응의 특징부와 정렬하도록 구성된 하나 또는 그 이상의 등록 특징부를 포함하는, 프로브.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 그 전체가 여기에 참조 인용된, 2015년 11월 25일자로 출원된 미국 가특허출원 제62/260,219호의 이익을 청구한다.

[0002] 기재된 기술은 의료 장치에 관한 것으로서, 특히 초음파 트랜스듀서(ultrasound transducer)를 포함하는 의료 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 초음파 카테터(catheter)는 통상적으로 혈관 및 다른 조직의 생체 내 이미징(in-vivo imaging)에 사용된다. 대부분의 경우에, IVUS 트랜스듀서와 같은 초음파 카테터 타입 트랜스듀서는, 고주파(> 15MHz 중심 주파수)에서 작동하여, 어레이형 트랜스듀서가 카테터 샤프트의 밀폐된 범위에서의 전기적 상호연결 및 패키징에 어려움을 겪게 한다. 상업적으로 이용 가능한 고주파 위상 어레이(15 MHz 중심 주파수 이상)의 부존재는, 기계적으로 스캔된 단일 요소 솔루션, 때로는 별도의 전향 관측 트랜스듀서와 함께 사용되는 측부 관측(side looking) 선형 어레이 또는 링 어레이에 의존하는 전향 관측 카테터-기반 초음파 트랜스듀서를 남긴다. 대부분의 경우에, 카테터의 최대 크기는 내시경 용도를 위해 통상적인 초음파 어레이 기술 및 관련의 전기 상호연결 기술의 사용을 금지한다.

[0004] 전형적인 초음파 카테터는 가늘고 조향 가능한 샤프트의 말단 단부에 위치되는 측부-발사형의(side-firing) 단일 또는 다중-요소 어레이를 포함한다. 일부 장치에 있어서는, 카테터 둘레의 모든 방향으로 조직을 이미지화하기 위해 ± 180 도 또는 완전 360도 회전될 수 있도록, 상기 트랜스듀서에 기구가 연결된다. 이러한 기구는 종종 하나 또는 그 이상의 슬립 링(slip ring) 또는 다른 가동형 전기 연결부의 사용을 수반한다. 이들 타입의 카테터의 문제점은, 단일 요소 트랜스듀서에 요구되는 가동형 연결부가 종종 실패로 되고 또한 다중 요소 링 어레이 트랜스듀서가 그 기능을 제공하기 위해 종종 추가적인 전향 관측 트랜스듀서를 요구하는 카테터의 앞에 있는 조직을 영상화할 수 없다는 사실을 포함한다. 트랜스듀서 어레이를 부분적으로 전향 관측 방향으로 배치하려는 시도는, 개별적인 트랜스듀서 요소에 연결되는 케이블 또는 와이어의 크기에 의해 종종 제한되고, 또한 혈관 벽 원주의 완전한 이미지를 생성하기 위해 기계적 스캐닝에 의존한다. 또한 고주파 곡선 어레이(curvilinear array)는 카테터 기반 용도에 요구되는 소형 패키지에는 상업적으로 유용하지 않다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 이들 문제가 주어졌다면, 카테터가 작은 혈관 또는 다른 조직을 촬영하기에 충분히 작은 직경을 유지하는 것을 계속 허용하면서, 전향 대면 방향으로 배향된 고주파 위상 어레이로서 또는 대형 트랜스듀서를 측부-발사 배향 또는 부분적으로 측부-발사 방향(예를 들어, 45도 전향)으로 사용하기 위해 작동될 수 있도록, 어레이 요소 및

연결부의 크기뿐만 아니라, 트랜스듀서 어레이로의 연결부의 크기를 감소시키기 위한 기구가 필요하다.

도면의 간단한 설명

[0006]

도 1은 기재된 기술의 일 실시예에 따른 초음파 카테터를 도시하고 있다.

도 2a는 기재된 기술의 실시예에 따라, 카테터 내에 위치되는 전향 대면 초음파 트랜스듀서의 확대도이다.

도 2b는 기재된 기술의 실시예에 따라, 한 쌍의 플렉스 회로(flex circuit)에서의 트레이스(trace)가 트랜스듀서 요소의 어레이에 어떻게 연결되는지를 도시하고 있다.

도 3a는 기재된 기술의 일 실시예에 따른 초음파 트랜스듀서 요소의 어레이 및 도전성 프레임의 확대도이다.

도 3b는 기재된 기술의 실시예에 따른 압전 재료의 시트에서의 트랜스듀서 요소의 어레이를 도시하고 있다.

도 3c는 기재된 기술의 실시예에 따른, 트랜스듀서 어레이의 일부, 매칭 층(matching layer)의 스택, 및 렌즈 요소의 등축 횡단면도이다.

도 3d는 기재된 기술의 실시예에 따른, 트랜스듀서 어레이의 일부, 매칭 층의 스택, 및 렌즈 요소의 등축 횡단면도이다.

도 4는 기재된 기술의 실시예에 따른, 도전성 트랜스듀서 프레임의 모서리 및 등록 특징부(registration feature)의 확대도를 도시하고 있다.

도 5는 기재된 기술의 실시예에 따라, 플렉스 회로 상의 전기적 트레이스와 결합하도록 구성된, 프레임 상에 형성된 다수의 외향 연장 리브(rib)의 확대도를 도시하고 있다.

도 6은 다수의 노출된 트레이스를 포함하는 단순화된 플렉스 회로를 도시하고 있다.

도 7은 기재된 기술의 실시예에 따라, 트레이스가 트랜스듀서 요소에 연결된 도전체와 정렬되는 것을 허용하는 한 쌍의 정렬 특징부를 포함하는 플렉스 회로를 도시하고 있다.

도 8은 기재된 기술의 실시예에 따라, 다수의 외향 연장 리브 위에 위치되는 플렉스 회로를 도시하고 있다.

도 9는 기재된 기술의 다른 실시예에 따라, 개별적인 트랜스듀서 요소에 연결되는 2열의 인터리빙 리브(interleaving rib)를 갖는 트랜스듀서를 도시하고 있다.

도 10은 기재된 기술의 일 실시예에 따라, 트랜스듀서 어레이의 요소에 전기적으로 연결되는 트레이스를 갖는 플렉스 회로를 구비한 초음파 트랜스듀서를 도시하고 있다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0007]

도 1은 기재된 기술의 일 실시예에 따라 구성된 초음파 카테터를 도시하고 있다. 도시된 실시예에 있어서, 카테터(50)는 말단 단부(54) 및 기부 단부를 갖는 가요성 샤프트(52)를 포함한다. 샤프트의 말단 단부에는, Rexolite™ 폴리스티렌 또는 TPX™ 폴리메틸펜텐과 같은 폴리머 렌즈(55)(도 2a) 뒤에 위치되는 전향 대면 초음파 위상 트랜스듀서 어레이(58)가 있다. 상기 가요성 샤프트(52)는 가이드 와이어 또는 다른 의료 장치의 통과를 위해, 하나 또는 그 이상의 루멘(lumen)(도시되지 않음)을 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 상기 샤프트(52)는 샤프트의 말단 단부를 원하는 방향으로 배향시키는 데 사용될 수 있는 다수의 제어 와이어(도시되지 않음)를 포함한다.

[0008]

도시된 실시예에 있어서, 카테터(50)의 기부 단부는 전기 신호가 카테터에 공급될 수 있거나 또는 카테터로부터 수신될 수 있는 전기 커넥터(도시되지 않음)를 포함한다. 일부 실시예에 있어서, 상기 카테터는 +/- 90 도의 각도에 걸쳐 트랜스듀서 어레이(58)의 배향을 회전시키도록 작동하는 수동 또는 전자 제어 기구를 갖는 핸들을 포함할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 제어 기구(64)는 초음파 트랜스듀서 어레이(58)에 연결되고 또한 이를 통해 트랜스듀서 요소에 대한 전기 도전체가 지향되는 폴리머 또는 금속 슬리브를 포함할 수 있다. 상기 카테터의 핸들에서 슬리브의 기부 단부의 회전은, 카테터의 말단 단부에서 트랜스듀서 어레이(58)를 회전시키도록 작동한다. 본 기술 분야의 숙련자가 인식할 수 있는 바와 같이, 트랜스듀서 어레이(58)의 배향을 회전시키기 위한 다른 기구도 가능하다. 상기 트랜스듀서가 +/- 90도 범위에 대해서만 회전하기 때문에, 가동형 연결부 또는 조인트가 요구되지 않는다. 예를 들어, 카테터 전체 길이는 단순히 기부 단부를 회전시킴으로써 +/- 90도의 각도로 전후로 회전될 수 있다. 카테터가 위치되는 혈관의 벽을 이미지화하기 위해 상기 트랜스듀서의 비입

(beam)이 전자적으로 조향될 수 있기 때문에, 혈관 또는 다른 기관에서 카테터의 회전은, 트랜스듀서가 상기 트랜스듀서의 앞의 조직을 완전한 360도로 획득하는 것을 허용한다.

- [0009] 초음파 트랜스듀서 어레이(58)에 의해 생성된 신호는, 통상적인 형태로 프로세싱되어 모니터(80) 상에 디스플레이되거나 또는 차후 검색이나 분석을 위해 컴퓨터 판독 가능한 매체 상에 저장된다. 상기 초음파 트랜스듀서 어레이(58)가 전향으로 대면하기 때문에, 조작자는 카테터가 위치되는 혈관 또는 조직의 보다 좋은 뷰(view)를 가지며, 이에 따라 신체 내로 장치의 전진을 촉진시킨다.
- [0010] 도 2a는 트랜스듀서 어레이(58)에서 각각의 개별 요소에 연결된 다수의 도전체를 도시하고 있다. 일 실시예에 있어서, 상기 트랜스듀서 어레이(58)는 하나 또는 그 이상의 플렉스 회로(82a, 82b)에 연결된다. 플렉스 회로(82a)는 짝수 번호의 트랜스듀서 요소에 연결되는 다수의 트레이스를 내부에 가지며, 상기 플렉스 회로(82b)는 트랜스듀서 어레이의 홀수 번호의 트랜스듀서 요소에 연결되는 트레이스를 갖는다. 다른 실시예에 있어서, 트랜스듀서의 일 측부에 연결된 단일의 플렉스 회로는, 각각의 트랜스듀서 요소에 연결된 트레이스를 포함한다. 일 실시예에 있어서, 상기 트랜스듀서 어레이(58)는 약 15-45 μm 의 피치로 64개, 96개, 128개(또는 그 이상)의 요소를 갖는다. 트랜스듀서 요소의 피치가 0.6 λ 미만, 보다 바람직하게는 약 0.5 λ (예를 들어, 송신된 초음파 신호의 파장)인 경우, 상기 트랜스듀서 어레이는 예를 들어 +/- 45도의 범위에 걸쳐 연장하는 비임 형성 방향으로 위상 어레이로서 작동할 수 있다. 15-60+ MHz에서, 트랜스듀서 요소에 의해 생성된 에코 신호는 관심 영역의 세부 사항을 볼 수 있게 한다.
- [0011] 일 실시예에 있어서, 여기에 기재된 기술을 사용하여, 15 미크론의 요소 피치를 구비한 50 MHz의 작동 주파수를 갖는 64개 요소 트랜스듀서 어레이가 약 2-3 mm 인 카테터 또는 프로브(probe) 내에 끼워질 수 있을 것으로 예상된다. 이는 상기 프로브가, 혈액이나 다른 혈관을 포함하는 작은 체강(body cavity) 내로 삽입되는 것을 허용한다. 여기에 기재된 기술을 사용하여, 예를 들어 다른 개수의 어레이 요소(예를 들어, 128개, 256개, 512개 등)와 마찬가지로, 15-60 MHz 및 이 보다 더 높은 작동 주파수에 의한 초음파 이미징 어레이가 제조될 수도 있다. 일 예에 있어서, 약 8 mm 직경의 프로브에 끼워지기 위해, 128개 요소의 15 MHz 위상 어레이 트랜스듀서가 제조될 수 있다. 두 번째 예에 있어서, 약 2 mm 직경의 프로브에 끼워지기 위해, 64개 요소의 40 MHz 위상 어레이 트랜스듀서가 제조될 수 있다. 다른 조합도 가능하다.
- [0012] 인식되는 바와 같이, 상기 프로브는 항상 가요성일 필요는 없다. 예를 들어, 수술 절차를 이미지화하거나 또는 내부 신체 조직을 이미지화하기 위해, 초음파 이미징 어레이를 갖는 경질 또는 반-경질 프로브가 사용될 수 있다. 상기 프로브는 직선형일 수 있고, 미리 정의된 형상을 가질 수도 있거나 또는 특정 신체 조직을 이미지화하도록 선택된 형상을 갖도록 성형 가능할 수도 있다. 심지어 더 작은 동일 피치로도 더 적은 요소를 갖는 프로브가 제조될 수 있으며, 또는 카테터의 직경이 더 커질 수 있는 더 큰 어레이가 사용될 수 있다. 일부 실시예에 있어서, 상기 초음파 트랜스듀서의 배향은 프로브에 고정될 수 있으며, 또한 신체 조직의 추가적인 영역을 이미지화하기 위해 조작자가 상기 프로브를 이동시키거나 회전시킬 것을 요구한다. 또 다른 실시예에 있어서, 상기 위상 어레이 트랜스듀서는 전향으로 대면하는 방향으로 직접 배향되지는 않지만, 그러나 프로브의 전면에 대해 45도와 같은 각도로 배향된다. 또 다른 실시예에 있어서, 상기 트랜스듀서 어레이(58)는 카테터에서 측면 발사될 수 있다.
- [0013] 일 실시예에 있어서, 하나 또는 그 이상의 플렉스 회로(82a, 82b)는, 이들이 카테터의 길이까지 연장됨에 따라, 카테터 샤프트의 길이방향 축선의 둘레로 비틀린다. 이는 카테터의 말단 팁이 하나의 평면에서는 가요성이고 다른 평면에서는 뻣뻣하기 보다는, 임의의 방향으로 배향되는 것을 허용한다.
- [0014] 전술한 바와 같이, 전향 대면 초음파 트랜스듀서 어레이를 구비한 카테터의 끼워짐과 관련된 과제 중 하나는, 트랜스듀서 자체보다 현저히 크지 않거나 또는 더 넓지 않은 다수의 트레이스에 상기 트랜스듀서 요소를 연결할 수 있다는 점이다. 상기 트랜스듀서 요소가 트랜스듀서 자체보다 훨씬 더 넓은 플렉스 회로에서의 도전체에 연결되었다면, 상기 어레이는 관심 영역에 삽입되기에 충분히 얇은 카테터에 삽입될 수는 없다. 기재된 기술의 일 실시예에 있어서, 트레이스를 포함하는 협소한 플렉스 회로(82)는, 포토리소그래피 기술을 사용하여 상기 트레이스를 프린트함으로써 형성될 수 있다. 그러나 트레이스는, 상기 트레이서가 개별 트랜스듀서 요소와 정렬되도록, 상기 트랜스듀서 상에 정확히 위치될 필요가 있다.
- [0015] 과거에, 도전성 트레이스는 수작업으로 트랜스듀서 요소와 정렬되어야만 하였으며, 그 후 제조 프로세스가 완료될 때까지 주의깊게 취급되어야만 했다. 트랜스듀서 조립체가 우발적으로 부딪치거나 또는 트레이스가 올바르게 정렬되지 않았다면, 그 결과는 거부된 부분이다. 이 문제는, 초음파 트랜스듀서의 작동 주파수가 증가하고 또한 트랜스듀서 요소가 더욱 작아짐에 따라, 훨씬 더 심각하다. 여기에 기재된 기술은 최소한의 폭을 갖는 초

음과 트랜스듀서를 생성하는 제조 프로세스 단계를 단순화한다.

- [0016] 도 2b에 도시된 바와 같이, 상기 트랜스듀서는 트랜스듀서 어레이의 요소에, 그리고 이로부터 신호를 운반하는 플렉스 회로(82)의 폭보다 더 큰(예를 들어, 더 넓은) 치수(84)를 갖는 프레임(86)을 갖는다. 도 2b에 있어서, 이하에 상세히 설명되는 바와 같이, 이들이 플렉스 회로(82) 상의 트레이스의 노출된 부분에 연결되는, 트랜스듀서 어레이의 리브 사이의 연결부가 보일 수 있도록, 상기 트랜스듀서의 코너가 절단되어 도시되어 있다. 어레이의 후면으로부터 방사되는 초음파 신호를 흡수 및/또는 반사하기 위해, 어레이 요소의 기부 측부 위에 덧대임 부재(backing member)(90)가 배치된다.
- [0017] 도 3a-3d 및 이하의 기재는, 기재된 기술의 일부 양태에 따라 고주파수 초음파 트랜스듀서를 제조할 때 수행되는 다수의 단계의 간략한 개요를 제공하고 있다. 제조 프로세스의 일부 양태의 추가적인 세부사항은 미국 특허 공보 제2013/0207519호; US 2013/0140955호; US 2014/0350407호; 및 US 2015/0173625호에서 찾아볼 수 있으며, 이들 모두는 본 출원의 양수인인 후지필름 소노사이트 인코포레이티드(Fujifilm SonoSite Inc.)에게 공동 양도되었으며, 또한 그 전체가 여기에 참조 인용되었다. 일 실시예에 있어서, 압전 재료(150)의 직사각형 시트는 하부 표면이 위를 향한 상태로 편평한 제조 펙(puck)에 장착되고, 그 후 액시머 레이저와 같은 패터닝 툴(patterning tool)로 가공된다. 그 후, 개별 트랜스듀서 요소(158)의 어레이를 생성하고 또한 상기 트랜스듀서 어레이의 둘레에 이격된 다수의 비아(via)(160)를 생성하기 위해, 레이저 또는 다른 패터닝 툴이 사용된다. 도 3b에 도시된 바와 같이, 어레이는 다수의 트랜스듀서 요소(158a, 158b, 158c 등)를 포함한다. 일 실시예에 있어서, 각각의 트랜스듀서 요소(158)는 바람직하지 않은 모드에서의 진동을 방지하기 위해, 그 길이를 따라 각 요소의 중심에서 서브 다이싱된다(sub-diced). 도시된 실시예에 있어서, 어레이 요소 및 서브-다이싱을 형성하는 커프 슬롯(kerf slot)은, 압전 재료의 폭보다 작은 길이를 갖는 것으로 도시되어 있다. 그러나 상기 커프를 압전 재료(150)의 엣지로부터 연장시키는 것도 가능하다.
- [0018] 트랜스듀서 요소와 서브 다이싱된 커프 슬롯 사이의 공간은, 예를 들어 진공 압력 함침 기술을 사용하여, 연결 에폭시와 같은 음향적으로 적절히 부드러운 재료로 충전(充填)된다. 상기 커프를 충전한 후, 표면은 압전 재료의 표면과 거의 평평하게 래핑되거나 연마되며, 그 후 트랜스듀서의 하면이나 전면 상에 접지 도전체를 형성하는 금 또는 크롬과 같은 도전성 금속으로 스퍼터 코팅된다. 상기 비아(160)는 도전성 에폭시로 충전되어, 도금된 비아 홀(via hole)을 충전한다. 이제 도금되어 충전된 비아에 의해, 상기 비아(160)는 트랜스듀서 어레이의 전면 상에 도전체로의 전기적 도전 경로를 형성한다. 작동 시, 트랜스듀서의 하면 상의 도전체는 전형적으로 공통 접지에 연결되는 반면에, 구동 신호는 도전성 리드(도시되지 않음)에 의해 선택된 트랜스듀서 요소의 상면에 인가된다. 상기 선택된 트랜스듀서 요소는 음향 초음파 신호를 생성하기 위해 진동한다. 수신 사이클 중, 음향 에너지가 트랜스듀서 요소 상에 충돌하여, 신호 프로세싱 회로(도시되지 않음)에 의해 판독된 리드 상에 신호를 생성한다.
- [0019] 도 3c 및 3d에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서의 전면은 다수의 매칭 층(matching layer)을 통해 렌즈 재료(154)에 연결된다. 일 실시예에 있어서, 2개의 분말-충전된(powder-filled) 에폭시 매칭 층(162, 164)이 압전 재료(150)의 금 코팅된 표면에 도포되어, 4층 매칭 층 시스템의 일부를 각각 형성한다. 층의 적절한 두께를 보장하기 위해, 각각의 층(162, 164)은 그 도포 후 래핑된다. 도 3d에 도시된 바와 같이, 커프(167)는 트랜스듀서 요소 사이의 공간에 대응하는 영역에서 상기 매칭 층(162, 164)에 위치된다. 상기 커프(167)는, 렌즈(154)를 매칭 층(164)에 접합하는 데 사용되는 접착제로 충전된다.
- [0020] 그 후, 접착제(166)를 사용하여, 렌즈(154)가 상기 매칭 층(164)의 외면에 접합된다. 일 실시예에 있어서, 상기 렌즈(154)는 Rexolite™ 폴리스티렌 또는 TPX™ 폴리메틸펜텐과 같은 폴리머로 제조된다. 그러나 다른 렌즈 재료가 사용될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 렌즈(154)는 특수 렌즈 재료에 고착 가능한 시아 노아크릴레이트(CA) 접착제(168)와 같은 접착제의 층으로 코팅된다. 상기 CA 접착제는 렌즈 표면에 고착될 수 있으며, 또한 일반적으로 음향 매칭 층을 생성하는 데 유용한 다른 접착제에 의해 고착될 수 있다.
- [0021] 시아노아크릴레이트의 층은 어레이의 주파수에서 음향 매칭 층으로서, 예를 들어 쿼터 파장 매칭 층으로서 동작하기에 적합한 두께로 래핑된다. 그 후, 상기 CA 접착제 층의 외면은, 시아노아크릴레이트 코팅 렌즈 재료(54)에 고착되는 분말 충전된 에폭시와 같은 접착제(166)에 의해, 상기 매칭 층(164)의 외면에 접합된다. 접착제(166)는 CA 층(168)이 4층의 4번째를 형성하는, 4층 시스템의 제3 쿼터 파장 매칭 층(third quarter wave matching layer)을 형성한다. 접착제(166)는 커프(167)에서의 임의의 공기를 제거하기 위해 진공 하에 도포된다. 일 실시예에 있어서, 상기 매칭 층(162, 164, 166)의 구성은 공동 양도된 미국 특허 제 7,750,536호 및 제 8,343,289호에 개시되어 있으며, 이들은 여기에 그 전체가 참조 인용되었다.

- [0022] 일 실시예에 있어서, 제3 매칭 층을 생성하는 데 요구되는 접착제(166)의 두께는 다수의 이격 요소(169)를, 압전 재료(150)의 시트의 하부 둘레의 주위에 위치시킴으로써 제어된다. 상기 이격 요소(169)는 접착제(166)가 쿼터 파장 매칭 층을 형성하도록 선택된 높이를 갖는 필러(pillar)를 형성하기 위해, 원하는 두께로 래핑된다. 도 3c에 가장 잘 도시된 바와 같이, 제 위치에 있는 이격 요소(169)에 의해, 상기 접착제(166)는 이미 압전 시트의 표면에 도포된 매칭 층 위에 위치되고, CA 코팅된 렌즈 재료(154)는 도금된 압전 재료(150)에 이미 적용된 최상부 매칭 층의 표면으로부터 원하는 거리에 상기 렌즈 재료를 접합하기 위해, 스페이서(169)에 대해 가압된다.
- [0023] 그 후, 압전 재료(150)의 시트, 음향 매칭 층(162, 164, 166, 168), 및 렌즈(154)는 트랜스듀서 요소가 원하는 두께를 갖도록, 제조 픽에 렌즈-측부가 아래쪽으로 장착되고, 노출된 압전 측부 상에 래핑된다.
- [0024] 몰리브덴 또는 유사 금속으로 제조된, 도 3a에 도시된 도전성 금속 프레임(170)은 도전성 에폭시에 의해 트랜스듀서 어레이의 상부면에 접합된다. 따라서 도전성 프레임은, 충전된 비아(160)에 의해 생성된 도전성 경로를 통해, 트랜스듀서 어레이의 전면 상의 도전성 재료에 전기적으로 연결된다. 상기 프레임(170)은, 트랜스듀서 요소의 상부면이 프레임(170)의 바닥의 개구를 통해 액세스 가능하도록, 개방된 바닥면을 갖는다. 상기 프레임(170)은 요소(158)의 어레이 위에 트라프(trough)를 함께 형성하는, 경사진 측벽을 갖는다. 기재된 실시예가 도전성 프레임을 사용하더라도, 비도전성 프레임이 사용될 수 있고, 또한 트랜스듀서의 말단 단부 상의 전극으로의 연결부는 도전성 포일(foil), 와이어, 또는 다른 전기 도전체로 제조될 수 있다.
- [0025] 일단 프레임(170)이 트랜스듀서 어레이에 접합되었다면, 커버가 트랜스듀서 요소 위에 배치되고, 또한 분말-충전된 에폭시 재료(172)가 상기 프레임(170)의 개방측에 추가된다. 일 실시예에 있어서, 매트릭스 재료에 추가된 분말은 레이저 가공 후 에폭시의 표면에 질감(texture)을 추가하는 분말형 실리카이다. 그 후, 이형제로 덮인 몰드(180)는, 프레임에서 다수의 원하는 특징부 형상을 생성하도록 경화될 동안, 에폭시(172) 내로 가압된다. 일 실시예에 있어서, 상기 형상은 초음파 어레이의 단부를 지난 위치에서 프레임의 측벽 상에 위치된 한 쌍의 리세스(176a, 176b)를 포함할 수 있다. 추가적인 리세스가 프레임(도시되지 않음)의 대향 측벽 상에 형성될 수 있다.
- [0026] 도 4는 프레임(170)의 하나의 모서리, 및 상기 에폭시(172)에 형성된 리세스(176b)의 확대도를 도시하고 있다. 등록 특징부(178)는 각각의 리세스(176)에 배치되고, 또한 아래에 기재되는 바와 같이 트랜스듀서 요소에 대한 플렉스 회로의 전기 트레이스를 정렬하는 데 사용된다. 일 실시예에 있어서, 등록 특징부는 성형된 분말-충전된 에폭시 재료로 바람직하게 제조되고, 또한 예를 들어 ± 5 미크론의 허용 오차로 정확하게 레이저 가공된다. 상기 등록 특징부(178)는 접착제에 의해 리세스(176) 내에 고정될 수 있다. 일부 실시예에 있어서, 작은 크기의 리세스(76)는 에폭시 내에 성형될 수 있고, 또한 상기 리세스를 리브의 위치로 정확히 위치시키기 위해 레이저 또는 다른 미세-가공 툴로 크기가 트리밍될 수 있다. 정확하게 위치되고 트리밍된 리세스에 의해, 등록 특징부(78)는 플렉스 회로 상에서 대응의 정렬 특징부에 끼워지도록 상기 리세스 내에 접착된다. 일부 다른 실시예에 있어서, 여분의 에폭시 또는 다른 접착제의 방울(blob)이 프레임 상에 위치될 수 있고, 또한 레이저 등에 의해 미세-가공되어 등록 특징부로 형성될 수 있다. 프레임 상의 등록 특징부(들) 및 플렉스 회로 상의 대응의 정렬 특징부는, 플렉스 회로의 노출된 트레이스가 프레임 상의 도전성 리브와 정렬되는 것을 허용한다.
- [0027] 트랜스듀서 프레임(170)에서의 분말-충전된 에폭시(172)는, 프레임의 측벽까지 부분적으로 연장되어 상기 트랜스듀서 어레이의 개별 트랜스듀서 요소에 연결되는 다수의 채널을 형성하도록, 액시머 레이저를 사용하여 가공된다. 과거에는, 노출된 회로 트레이스를 에폭시로 덮기 위해, 분말-충전된 에폭시가 프레임에 추가되기 전에, 플렉스 회로가 프레임(170)에 고정되었다. 그 후, 에폭시를 관통하여 상기 플렉스 회로 상에 회로 트레이스의 일부를 노출시키기 위해, 액시머 레이저와 같은 패터닝 툴이 사용된다. 이것이 바람직하게 작동할 동안, 상기 플렉스 회로 상의 트레이스는 프레임에 고정되기 전에 손에 의해 트랜스듀서 요소와 정렬되었다. 또한, 조립체는 트랜스듀서가 플렉스 회로 및 트랜스듀서 조립체를 함께 보유하는 재료로 포팅될 수 있을 때까지 미세했다.
- [0028] 이런 조립체 기술을 개선하기 위해, 각각의 트랜스듀서 요소를 트레이스에 연결시키는 채널이 형성되고, 각각의 채널은 프레임(170)의 측벽까지 연장됨에 따라 용기 리브가 된다. 도 5에서 알 수 있는 바와 같이, 다수의 채널(200a, 200b, 200c 등)은 하나 걸러 트랜스듀서 요소(예를 들어, 모든 홀수 번호의 트랜스듀서 요소)의 피치와 동일한 피치로 분말-충전된 에폭시(172)로 절단되는 반면에, 모든 짝수 번호의 트랜스듀서 요소와 정렬되는 프레임의 다른 측부 상에는 인터리빙 채널이 생성된다. 대안적으로, 채널은 각각의 트랜스듀서 요소와 정렬되는 프레임의 한쪽 측부에만 생성될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 각각의 트랜스듀서 요소와 정렬되는 채널은,

채널이 트랜스듀서 요소로부터 외향으로 연장함에 따라, 감소하는 깊이를 갖는다. 프레임(170)의 측벽까지의 약 절반 정도에서, 채널의 깊이는 외향으로 연장하는 리브(202a, 202b, 202c) 등을 형성하기 위해 "채널"이 에폭시의 표면으로부터 외향으로 연장하기 시작하는 지점으로 감소된다. 일 실시예에 있어서, 상기 리브(202)는 리브를 형성하는 영역의 양측 상에 분말-충전된 에폭시(172)를 제거함으로써 생성된다. 일 실시예에 있어서, 리브(202)의 상부 상에 표면 영역을 증가시키고 또한 상기 용기된 리브의 도전성 표면에 플렉스 회로의 고정부의 부분으로 발생하는 프레스 중 금 전극(gold electrode)의 견고함을 보장하기 위해, 다수의 스코어 라인(score line)이 리브(202)의 상면을 따라 레이저에 의해 생성된다.

[0029] 일단 채널 및 리브가 에폭시 내에 패턴화되었다면, 트랜스듀서 조립체의 상면은 금 또는 금 + 크롬과 같은 도전체로 도금되고, 또한 채널(200)에 그리고 리브(202)의 상부에 도전 층을 남기도록 프로세싱된다. 일 실시예에 있어서, 도전성 재료는 트랜스듀서 요소 및 리브의 상면을 포함하는 트랜스듀서 어레이의 표면 상에, 금 또는 금 + 크롬과 같은 금속의 층을 스퍼터 코팅함으로써 도포된다. 이어서, 트랜스듀서 위에 레지스트 층이 도포되고, 포토리소그래피 기술을 이용하여 도전성 재료가 제거되는 영역에 노출된다. 일 실시예에 있어서, 상기 도전성 재료는 도전성 경로의 채널 영역 사이의 트랜스듀서 요소 사이의 영역으로부터 제거되어야 하고, 또한 리브의 각각의 측부로부터 제거되어야 한다. 원하지 않는 영역으로부터 레지스트 및 도전성 재료를 제거하기 위해, 화학적 에칭 재료가 사용된다. 마지막으로, 에칭 공정 후 잔존하는 도전성 재료의 임의의 트레이스 제거하기 위해, 레이저가 사용된다.

[0030] 레이저-에칭-레이저(laser-etch-laser)(LEL) 공정 후, 각각의 트랜스듀서 요소의 상면과 프레임(170) 상의 대응하는 리브(202) 사이에 생성된 도전성 경로가 있다. 그 후, 노출된 트레이스가 프레임 상의 대응의 리브와 정렬되어 이와 결합하여, 상기 트레이스와 트랜스듀서 요소 사이에 전기 연결을 생성하도록, 다수의 노출된 트레이스를 구비한 플렉스 회로가 프레임에 고정된다. 이 접근 방법의 이점 중 하나는, 트랜스듀서의 상면이 도전성 재료로 코팅될 동안, 상기 플렉스 회로가 트랜스듀서 조립체에 고정될 필요가 없다는 점이다. 따라서 트랜스듀서의 취급 중 플렉스 회로 연결이 파괴될 가능성이 적다. 또한 코팅이 적용될 동안, 플렉스 회로가 아직 부착되지 않았기 때문에, 더 많은 트랜스듀서 조립체를 스퍼터링 머신 챔버에 끼우는 것이 가능하다. 따라서 더 많은 트랜스듀서 조립체가 한 번에 프로세싱될 수 있다.

[0031] 도 5에 도시된 실시예에 있어서, 각각의 리브(202)는 트랜스듀서의 프레임 벽 상에서 동일한 높이로 종료된다. 다른 실시예에 있어서, 상기 리브(202)는 인터리빙된 트레이스가 리브에 연결되는 것을 허용하기 위해 상이한 높이로 종료될 수 있다. 예를 들어, 트랜스듀서 요소에 대해 이루어진 연결이 트레이스들 사이의 거리보다 더 작다면, 상기 트레이스는 엇갈리거나 인터리빙될 수 있다. 한 세트의 트레이스, 예를 들어 트레이스(1, 3, 5) 등은 플렉스 회로의 한 층에 위치될 수 있으며, 또한 트레이스(2, 4, 6) 등은 제1 층에서 상기 노출된 트레이스로부터 뒤로 설정된 플렉스 회로의 다른 층에 위치될 수 있다. 각각의 층에서 상기 트레이스의 노출된 부분은, 트랜스듀서 프레임의 벽 상에서 다른 높이로 연장하는 리브에 접합될 수 있다. 트레이스를 인터리빙하기 위한 유사한 기술이 위에 언급된 미국 특허 공개 US 2013-0140955A1호에 개시되어 있으며, 그 전체가 여기에 전체로서 참조 인용된다.

[0032] 도 9는 상이한 레벨에서 2 세트의 리브를 갖는 초음파 트랜스듀서의 일부의 예를 도시하고 있다. 도시된 예에 있어서, 프레임은 트랜스듀서 프레임의 측벽 위로 부분적으로 연장하는 제1 세트의 리브(202)를 포함하고, 리브(222)의 제2 층은 트랜스듀서 프레임의 측벽 위로 더 높이 연장한다. 각각의 레벨 상의 리브가 인터리빙된다.

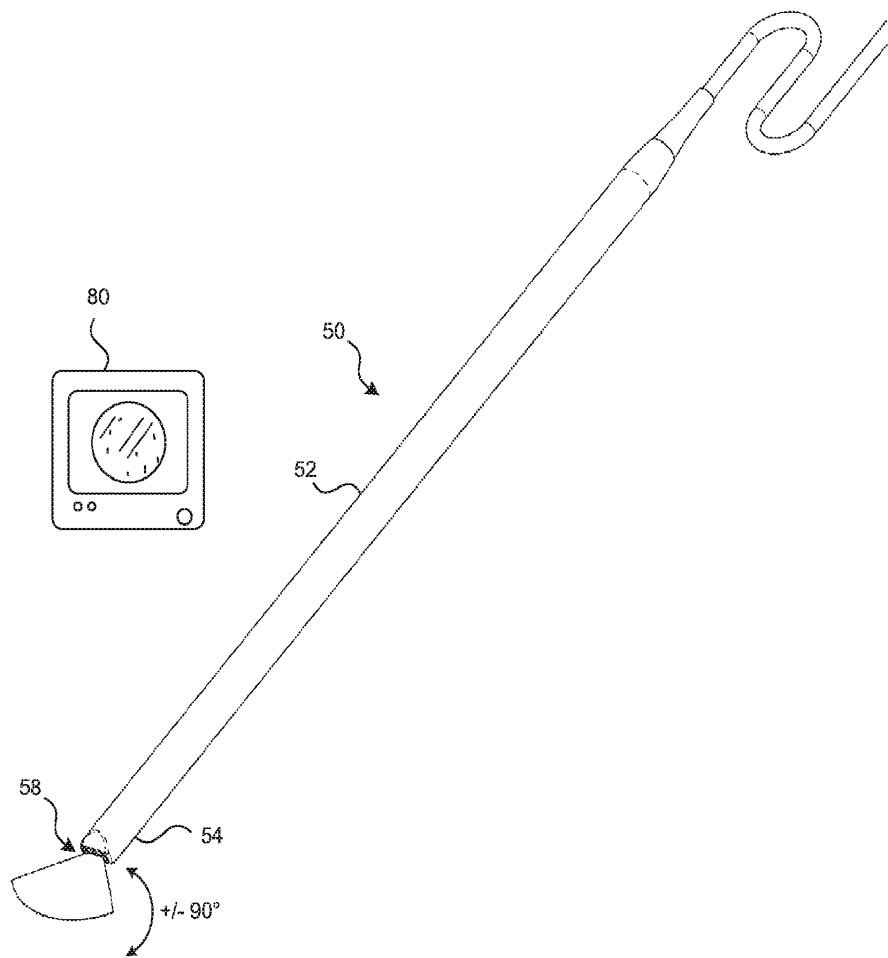
[0033] 노출된 트레이스를 갖는 하나의 플렉스 회로(도시되지 않음)가 리브(202)와 결합하는 반면에, 노출된 트레이스를 갖는 다른 플렉스 회로(도시되지 않음)는 리브(222)와 결합한다. 인식될 수 있는 바와 같이, 필요하다면, 에폭시 재료로 형성된 2층 이상의 리브를 갖는 것이 가능하다.

[0034] 일 실시예에 있어서, 상기 플렉스 회로 상의 노출된 트레이스는 비도전성 접착제에 의해 상기 리브(202) 상의 도전성 코팅에 접합된다. 분말-충전된 에폭시의 레이저로 가공된 표면이 거칠기 때문에(마이크로 스케일 크기로), 리브의 상부 상의 필러 재료의 코팅된 입자는, 상기 플렉스 회로 및 리브가 함께 접합될 때 상기 접착제를 통과하여 상기 플렉스 회로의 도전체와 결합하는 도전성 스파이크(spike)로서 동작한다. 도 10은 금속 트랜스듀서 프레임 상의 리브(202)에 대해 고정된 플렉스 회로(250)의 일부의 예를 도시하고 있다. 하부 측 상의 트레이스(도시되지 않음)의 노출된 부분은, 리브(202) 상의 도전성 코팅에 대해 가압되고, 또한 트랜스듀서 어레이의 대응의 트랜스듀서 요소와의 전기 연결을 생성하기 위해 접착제로 제 위치에 보유된다. 플렉스 회로의 하나 또는 그 이상의 접지 연결부는, 도전성 에폭시에 의해, 트랜스듀서 조립체의 금속 트랜스듀서 프레임(170)에 연결된다(따라서 도전성 비아에 의해 상기 트랜스듀서 어레이의 전면 상의 도전성 코팅에 연결된다).

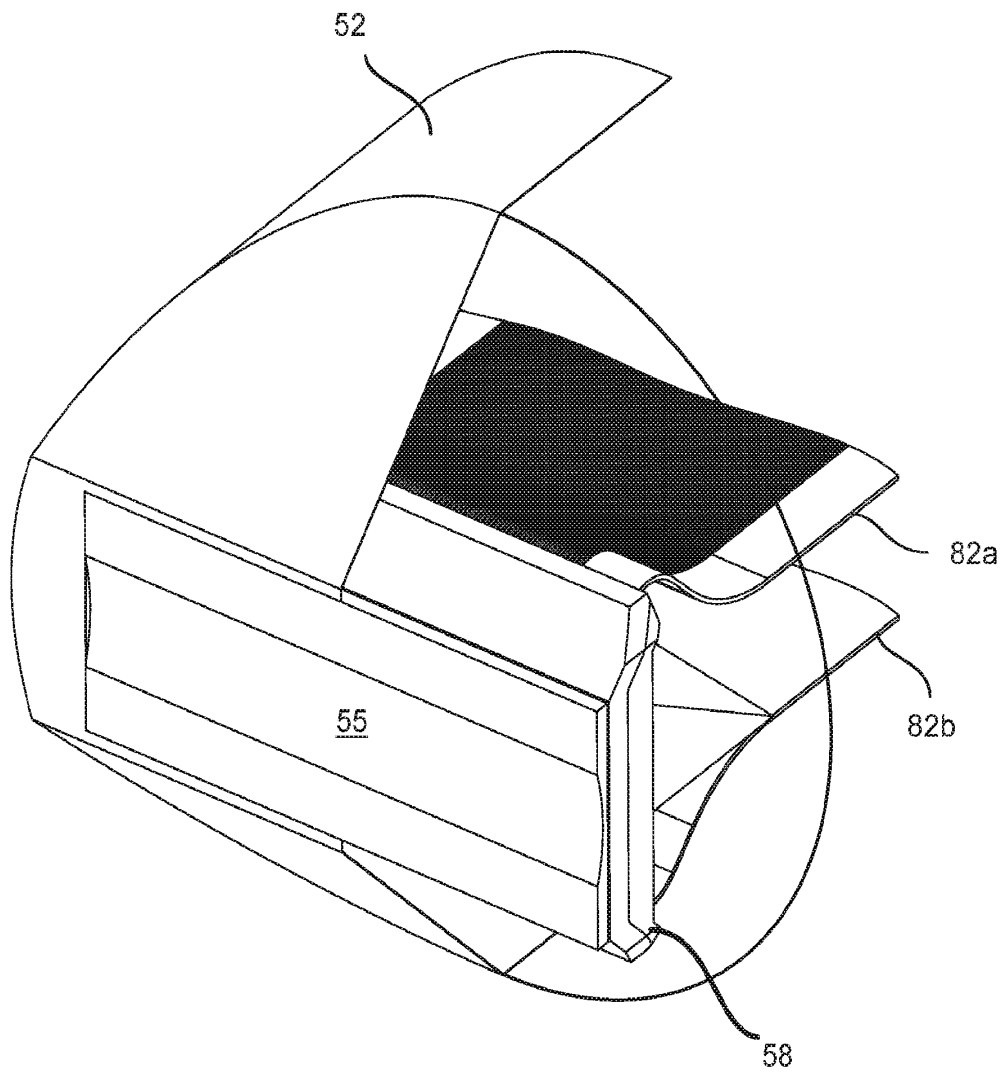
- [0035] 플렉스 회로의 제조자가 높은 정확도로 원하는 피치로 트레이스를 생성할 수 있더라도, 제조자는 종종 동일한 허용 오차로 상기 플렉스 회로의 엣지와 트레이스의 시작부 사이의 거리를 제어할 수 없다. 상기 플렉스 회로의 엣지와 상기 트레이스가 시작되는 지점 사이의 거리에는 큰 변동이 있을 수 있다. 따라서 플렉스 회로의 엣지를 트랜스듀서 프레임의 특징부와 간단히 정렬하고 그리고 상기 트레이스가 트랜스듀서 요소에 연결된 도전체와 정렬될 것으로 기대하는 것이 불가능하다. 도 6은 다수의 노출된 도전성 트레이스(252a, 252b, 252c ... 252h)를 포함하는 대표적인 플렉스 회로(250)를 도시하고 있다. 트레이스(252) 사이의 거리는 종종 매우 정확하다. 그러나 가장 가까운 트레이스(252a)와 엣지(254) 사이 또는 가장 가까운 트레이스(252h)와 엣지(256) 사이의 거리는, 상이한 플렉스 회로 사이에서 상당히 변할 수 있다. 이 문제에 접근하기 위해, 도 4에 도시된 등록 특징부(178)가 사용된다.
- [0036] 도 7에 도시된 바와 같이, 기재된 기술의 일 실시예는 정렬 홀 또는 특징부(260a, 260b)를 플렉스 회로에 위치시킨다. 이러한 특징부는 가장 가까운 트레이스와 같은 기준 지점으로부터 소정의 거리(266, 268)에서 레이저로 생성될 수 있다. 인식될 수 있는 바와 같이, 상기 정렬 홀(260)은, 등록 특징부(178)가 정렬 홀(260)에 배치될 때 상기 플렉스 회로 상의 트레이스가 프레임 상의 대응의 리브와 정렬되도록, 상기 프레임(170) 상에 위치되는 대응의 등록 특징부(178) 위에 끼워지도록 설계된다.
- [0037] 기재된 기술의 다른 양태에 따라, 상기 플렉스 회로(250)의 일부 실시예는 전기 트레이스(252) 사이에서 절단되는 홀 또는 비아(270)를 포함한다. 일 실시예에 있어서, 상기 홀(270)은 플렉스 회로 상의 각각의 트레이스 사이에 위치된다. 다른 실시예에 있어서, 상기 홀(270)은 플렉스 회로의 트레이스 사이의 다른 이격된 간격(또는 변하는 간격)으로 위치된다. 상기 홀(270)은, 플렉스 회로(250)를 리브(202)에 고정하는 데 사용되는 접착체가 압출되어, 상기 플렉스 회로를 트랜스듀서 프레임에 고정하는 것을 돕는 리벳형 캡(rivet-shaped cap)을 형성하는 것을 허용한다. 도 8은 프레임(170) 상에 다수의 리브(202)를 고정하는 플렉스 회로(250)의 예를 도시하고 있다. 프레임 상의 리브에 플렉스 회로를 고정시키는 접착체의 일부는, 리벳(276) 리브와 트레이스 사이의 접촉을 유지하는 것을 돕는 리벳(276)을 형성하고 또한 플렉스 회로가 상기 프레임(170)을 찢어지게 하는 것을 방지하기 위해 상기 홀(270)을 통해 가압된다.
- [0038] 고주파 트랜스듀서의 사용에 의해, 상기 트랜스듀서 요소는, 큰 어레이(예를 들어, 64+ 요소)가 작은 인클로저에 포함될 수 있도록, 충분히 작게 제조될 수 있다. 본 기술 분야의 숙련자라면 인식될 수 있는 바와 같이, 상기 트랜스듀서 요소의 크기는 비임 스티어링(beamsteering) 또는 비임 포밍(beamforming)이 어레이에 사용될 수 있는 최대 각도에 영향을 끼친다. 전술한 바와 같이, 기재된 트랜스듀서에 대한 연결은 충분히 작다. 전체 트랜스듀서 및 연결부가 정맥 카테터, 내시경, 기관지 내시경(bronchoscope), 방광경(cystoscope), 치과 이미징 프로브(dental imaging probe), 또는 다른 최소 침습 이미징 프로브에 통합될 수 있다.
- [0039] 상기 트랜스듀서 요소에 연결되는 플렉스 회로의 폭이 상기 트랜스듀서와 거의 동일한 폭(또는 그 이하)이기 때문에, 상기 트랜스듀서는 카테터의 직경을 상당히 증가시키지 않고 카테터에서 전방 대면 방향으로 배향될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 트레이스의 측부에 대한 플렉스 회로 상의 과도한 재료는 트리밍될 수 있다. 따라서 상기 플렉스 회로는 트랜스듀서 어레이의 폭과 동일하거나 또는 이 보다 작은 폭을 갖도록 제조될 수 있다.
- [0040] 상기 트랜스듀서 요소의 피치가 작기 때문에(예를 들어, 바람직하게는 0.75λ 이하, 보다 바람직하게는 약 0.6λ 이하), 트랜스듀서를, 예를 들어 $\pm 90^\circ$ 이상으로 이동시킬 필요 없이, 트랜스듀서 둘레의 다양한 방향으로부터 초음파 신호를 얻기 위해, 비임 스티어링 또는 비임 포밍 기술이 사용될 수 있다. 그 결과가, 조작자로부터 하악 카테터가 진행되는 방향을 볼 수 있게 할 뿐만 아니라 카테터 팁을 둘러싸는 조직의 벽을 볼 수 있게 하는, 전방 관측 위상 어레이 초음파이다. 또한, 트랜스듀서 요소가 커프 라인으로 다이싱되기 때문에, 개별 요소 간 누화(cross talk)가 감소되어 우수한 신호를 생성한다. 또한, 요소는 측방향 모드 공진을 요소 간 누화를 추가로 감소시키는 대역 외로 이동시키기 위해 서브 다이싱(sub-diced)될 수 있다.
- [0041] 전술한 바로부터, 기재된 기술의 특별한 실시예가 설명의 목적으로 여기에 기재되었지만, 본 발명의 범주로부터의 이탈 없이 다양한 수정이 이루어질 수 있음을 인식해야 한다. 예를 들어, 트랜스듀서 및 플렉스 회로의 프레임 상의 등록 특징부가 포스트 및 홀로서 함께 삽입될 필요가 없다. 키(key) 및 키 홈(key way)과 같은 다른 형상이 사용될 수 있다. 대안적으로, 포스트 또는 다른 형상이 플렉스 회로 상의 알려진 위치에 고정될 수 있으며, 또한 플렉스 회로를 프레임 상의 리브와 정렬시키기 위해 홀 또는 다른 형상이 프레임 상에 형성될 수 있다. 또한, 카테터 또는 다른 최소 침습 의료 장치는 측부-발사 트랜스듀서 어레이를 포함할 수 있다. 측부-발사 어레이가 사용되었다면, 128개, 256개, 또는 512개(또는 그 이상)의 트랜스듀서 요소의 큰 어레이가 사용될 수 있다. 따라서 본 발명은 첨부된 청구 범위에 의한 바를 제외하고는 제한되지 않는다.

도면

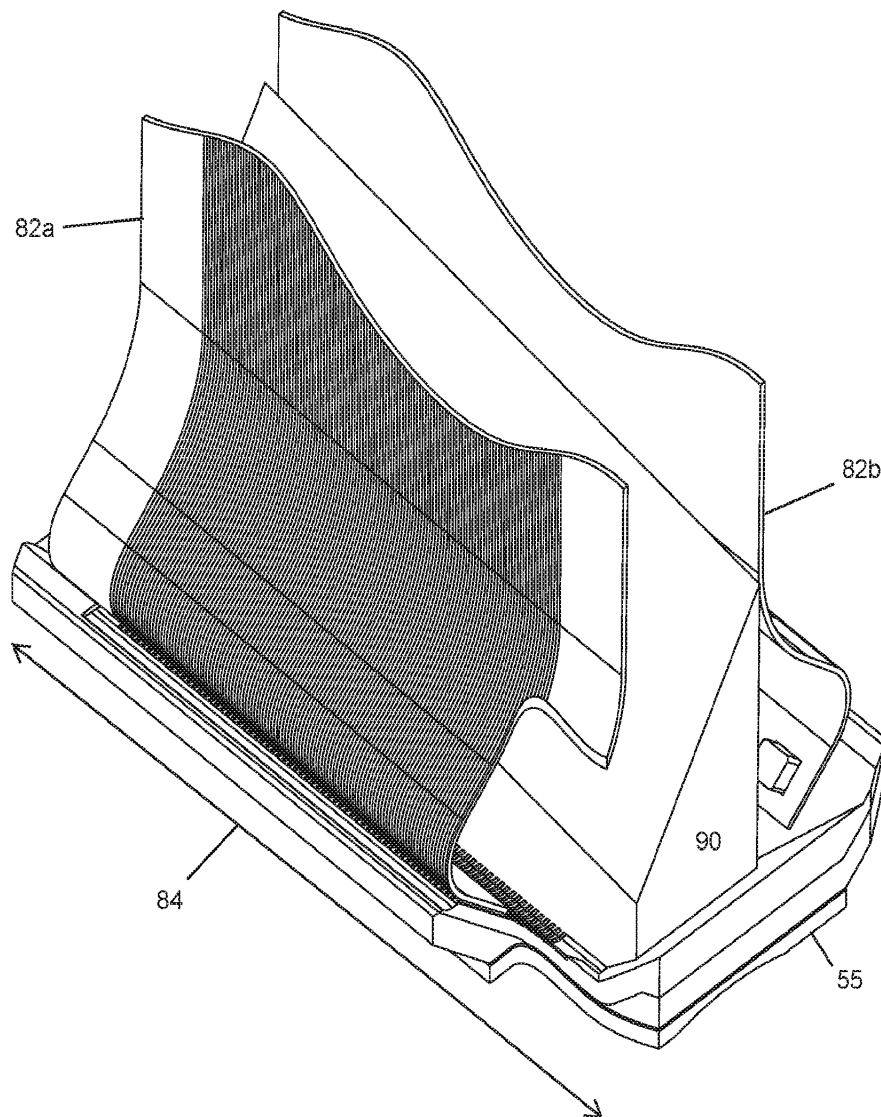
도면1



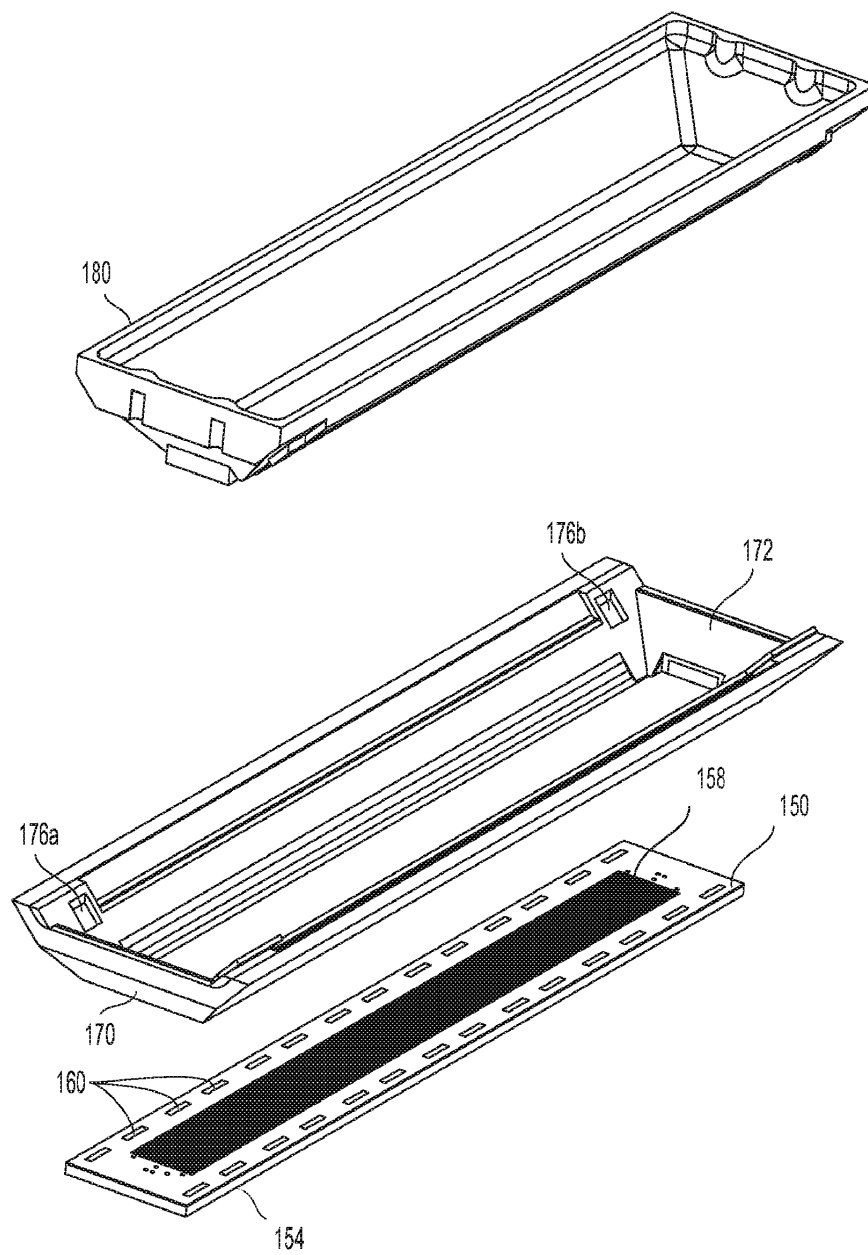
도면2a



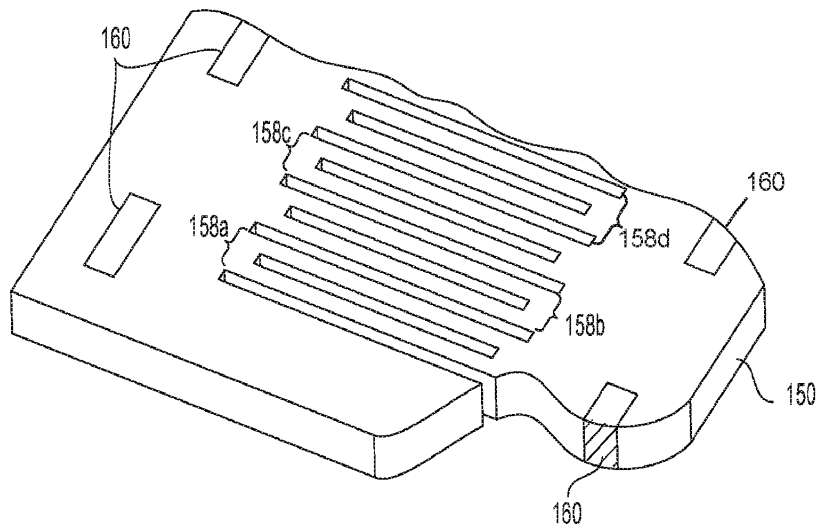
도면2b



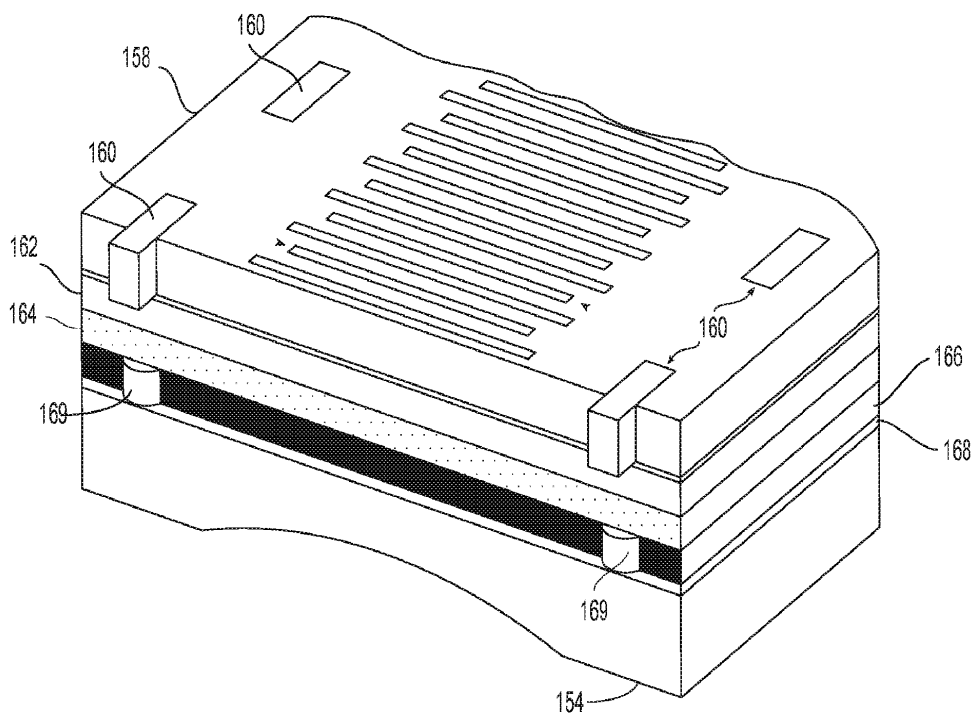
도면3a



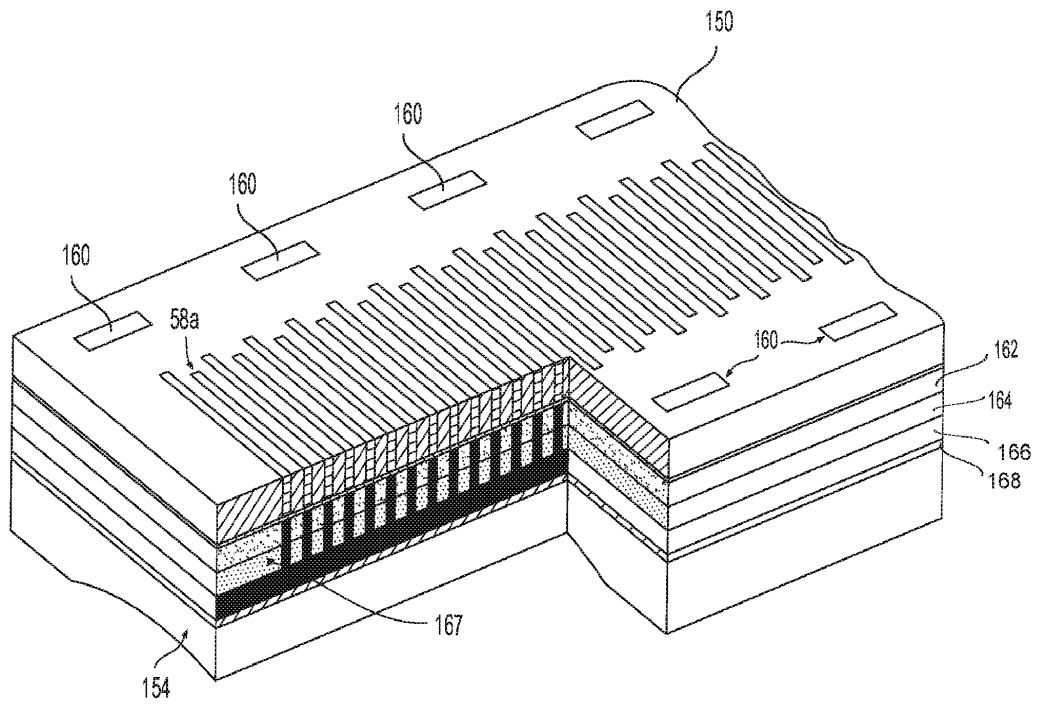
도면3b



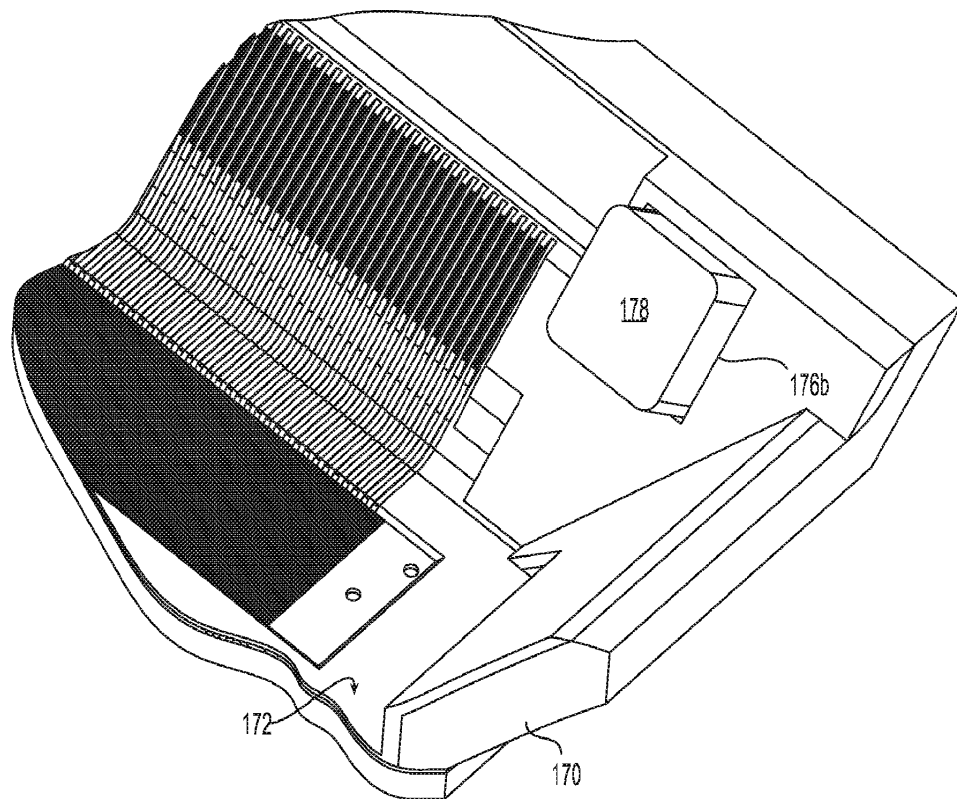
도면3c



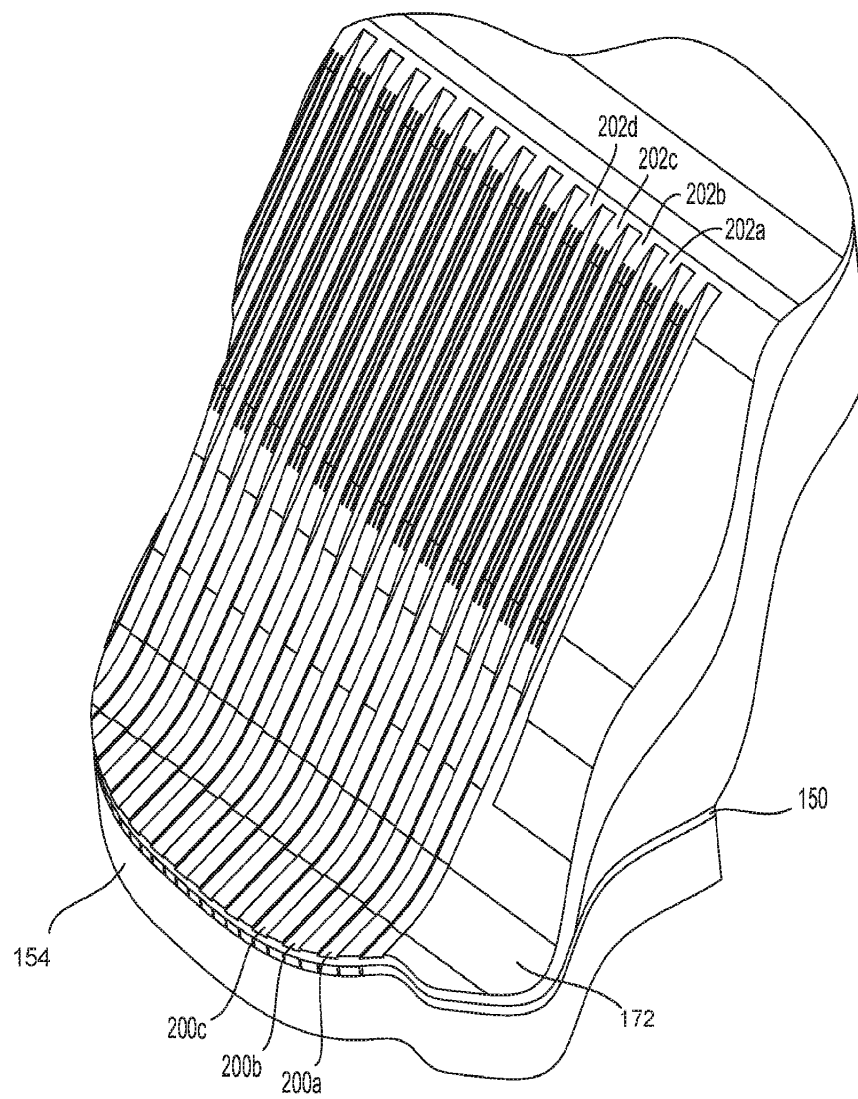
도면3d



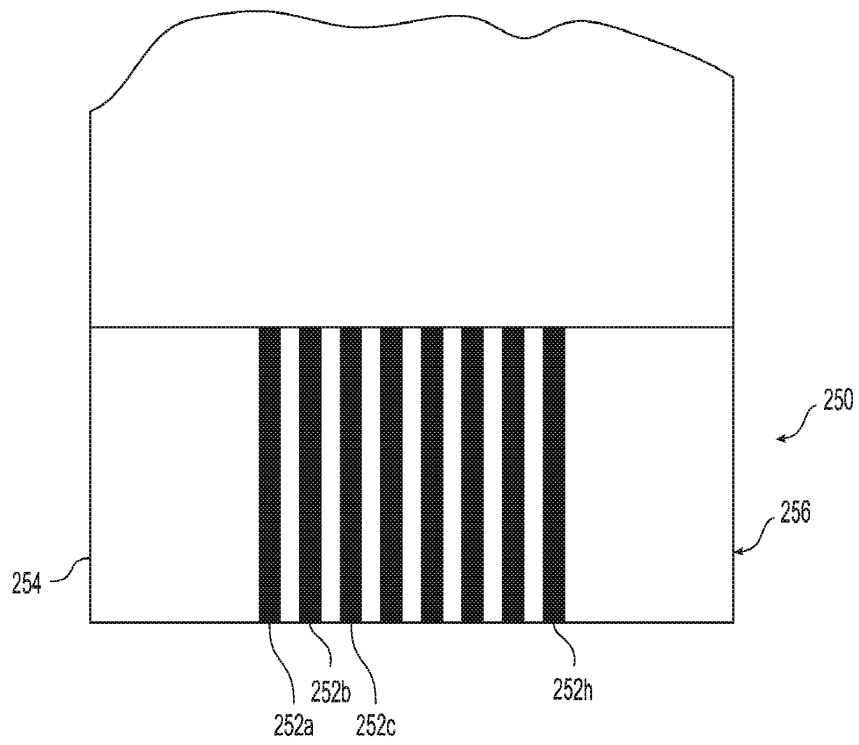
도면4



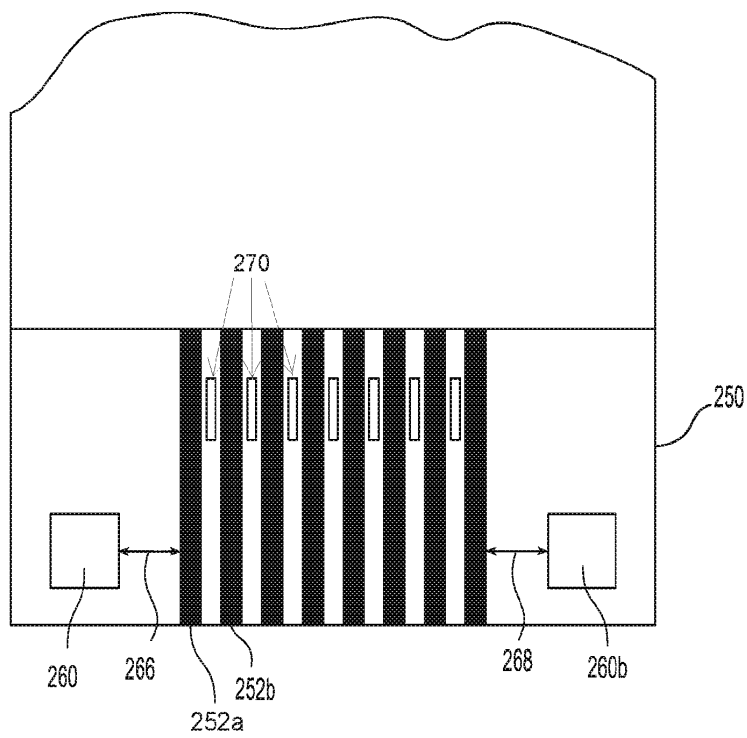
도면5



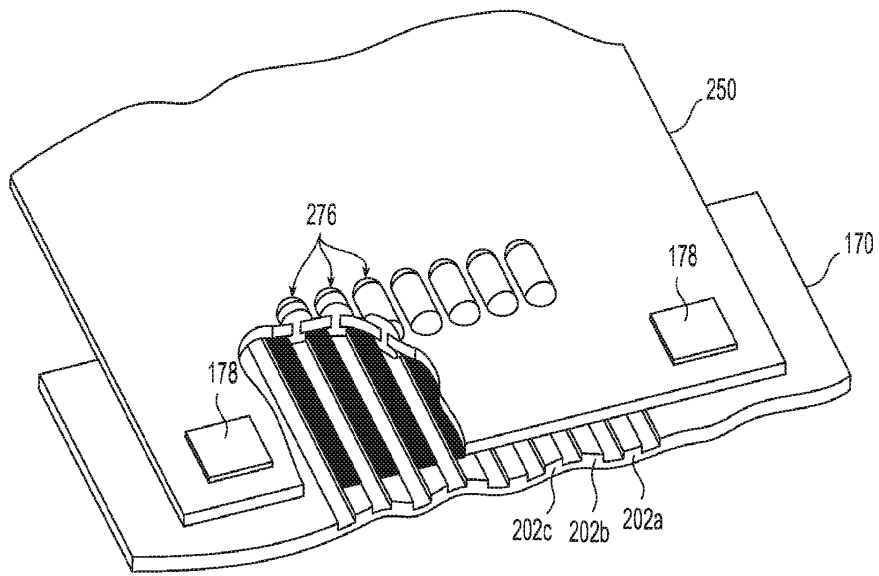
도면6



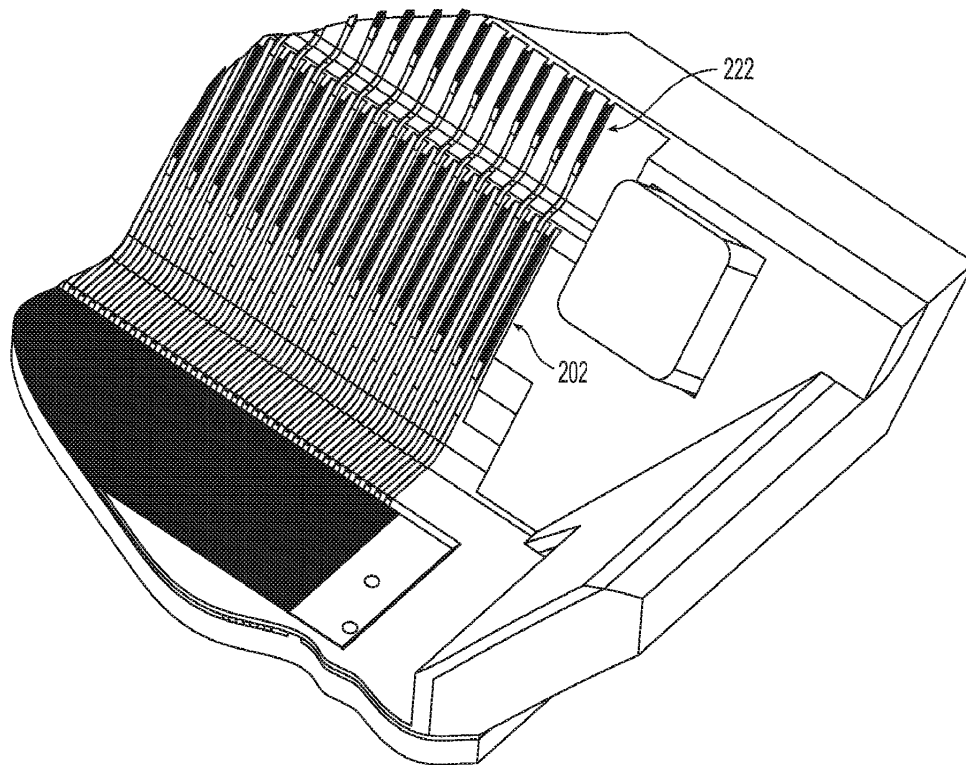
도면7



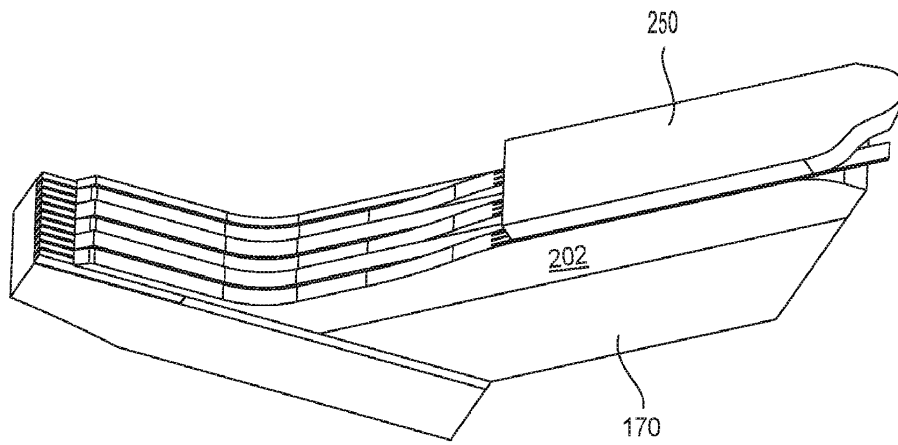
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	医疗设备包括高频超声换能器阵列		
公开(公告)号	KR1020180081529A	公开(公告)日	2018-07-16
申请号	KR1020187014502	申请日	2016-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
[标]发明人	CHAGGARES NICHOLAS CHRISTOPHER 샤가레스니콜라스크리스토퍼 HIRSON DESMOND 헐슨데스몬드 PANG GUOFENG 팡구오펑 KOLAJA ROBERT 코라자로버트 IVANYTSKYY OLEG 이반트스키올레그		
发明人	샤가레스,니콜라스크리스토퍼 헐슨,데스몬드 팡,구오펑 코라자,로버트 이반트스키,올레그		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4488 A61B8/4494 B06B1/0622 A61B8/4477 A61B8/4483 B06B2201/76 H01L41/00 Y10T29/42		
代理人(译)	受害者		
优先权	62/260219 2015-11-25 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种包括相控阵超声换能器的医疗设备。换能器包括电耦合到相应电导体的多个换能器元件。在一个实施例中，导体包括在柔性电路中，并且还包括外在的通过形成在延伸肋上的导电表面，具有相应的换能器元件。在一个实施例中，相控阵列在医疗装置中面向前方并且具有0.75λ或更小的元件间距，更优选地0.6λ或更小。在一个实施例中，换能器具有远端它可旋转约±90度，以提供端部周围组织的360度视图。

