(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0014618
(43) 공개일자 2013년02월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/12 (2006.01) *G01N 29/24* (2006.01)
H01L 41/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-7033543(분할)
(22) 출원일자(국제) 2006년11월03일
심사청구일자 2012년12월21일
(62) 원출원 특허 10-2009-7011203
원출원일자(국제) 2006년11월03일
심사청구일자 2011년10월11일
(85) 번역문제출일자 2012년12월21일
(86) 국제출원번호 PCT/US2006/043061
(87) 국제공개번호 WO 2008/054395
국제공개일자 2008년05월08일

(71) 출원인
리써치 트라이앵글 인스티튜트
미국 27709 노쓰 캐롤라이나주 리써치 트라이앵글 파크 콘윌리스 로드 3040 피. 오. 박스 12194
(72) 발명자
다우쉬 데이비드
미국 노스캐롤라이나주 27614 랄레이프 웨스코트 드라이브 1721
본 람 올라프
미국 노스캐롤라이나주 27243 에플란드 하모니 처치 로드 4718
카스텔루치 존
미국 노스캐롤라이나주 27712 더함 파인 트레일 드라이브 5111
(74) 대리인
신정건, 김태홍

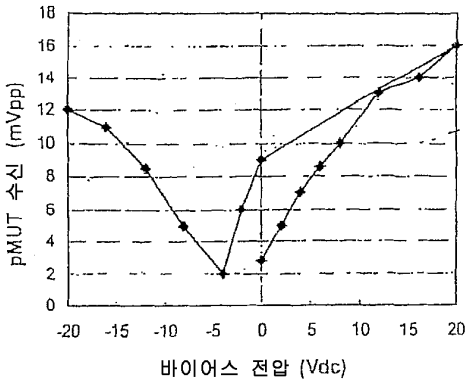
전체 청구항 수 : 총 35 항

(54) 발명의 명칭 **굴곡 모드 압전 트랜스듀서를 사용하는 보강된 초음파 촬영 프로브**

(57) 요 약

압전 초음파 트랜스듀서로부터 보강된 수신 신호를 생성하는 방법이 설명된다. 이 방법은 굴곡 모드에서 작동 가능한 압전 소자를 포함하는 압전 초음파 트랜스듀서를 제공하는 것과, 압전 소자에 의해 음향 신호를 수신하는 것과, 음향 신호를 수신하기 전에 및/또는 음향 신호를 수신하는 것과 동시에 압전 소자에 DC 바이어스를 인가하는 것과, 압전 소자에 의한 음향 신호의 수신의 결과로서 압전 소자로부터 보강된 수신 신호를 생성하는 것을 포함한다. 상기 방법을 사용하는 pMUT-기반 촬영 프로브가 또한 설명된다.

대 표 도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 촬영 카테터로서,

혈관화 기관 내로 삽입되어 그 내부에서 조작을 위한 원위 단부 및 상기 혈관화 기관 내에서의 상기 카테터의 원위 단부의 조작에 대한 제어를 사용자에 제공하기 위한 근위 단부를 갖는 하우징과,

상기 하우징의 원위 단부에 근접하여 상기 하우징 내에 위치된 압전 초음파 트랜스듀서

를 포함하고, 상기 압전 초음파 트랜스듀서는,

기판을 통하는 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽을 갖는 기판과,

상기 기판 상에 있는 이격된 하부 전극으로서, 각각의 이격된 하부 전극은 상기 복수의 개구 중 하나에 걸쳐 있는 이격된 하부 전극과,

상기 하부 전극의 각각 상에 있는 이격된 압전 소자와,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 도전성 필름으로서, 상기 각각의 정각 도전성 필름은 상기 기판을 통해 상기 하부 전극들 중 하나와 접촉하고, 개방 캐비티가 각각의 복수의 개구 내에 유지되어 있는 정각 도전성 필름을 포함하는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 2

초음파 촬영 카테터로서,

혈관화 기관 내로 삽입되어 그 내부에서 조작을 위한 원위 단부 및 상기 혈관화 기관 내에서의 상기 카테터의 원위 단부의 조작에 대한 제어를 사용자에 제공하기 위한 근위 단부를 갖는 하우징과,

상기 원위 단부에 근접하여 상기 하우징 내에 위치된 압전 초음파 트랜스듀서를 포함하고, 상기 압전 초음파 트랜스듀서는,

기판을 통해 부분적으로 연장하는 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽을 갖는 기판과,

상기 기판 상에 있는 이격된 압전 소자로서, 각각의 이격된 압전 소자는 상기 복수의 개구 중 하나의 상부에 위치되어 있는 이격된 압전 소자와,

상기 기판 상에 있는 이격된 하부 전극의 쌍으로서, 상기 이격된 하부 전극의 쌍의 각각은 상기 이격된 압전 소자 중 하나와 접촉하고 있는 이격된 하부 전극의 쌍과,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 도전성 필름으로서, 상기 각각의 정각 도전성 필름은 상기 기판을 통해 상기 하부 전극 중 하나와 전기적으로 상호 접속되고, 개방 캐비티가 각각의 복수의 개구 내에 유지되어 있는 정각 도전성 필름과,

상기 기판 상에 있는 접지 패드와,

상기 압전 소자들 사이에 배치되는 제2 유전성 필름과,

상기 압전 소자 및 상기 접지 패드와 접촉하고 있는 상부 전극과,

상기 초음파 트랜스듀서에 부착된 반도체 디바이스로서, 상기 정각 도전성 필름이 상기 반도체 디바이스에 전기적으로 접속되어 있는 반도체 디바이스를 포함하는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 압전 초음파 트랜스듀서는 pMUT로서 구성되는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 4

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 압전 트랜스듀서에 DC 바이어스를 인가하기 위한 디바이스를 더 포함하는 초

음파 촬영 카테터.

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 카테터 하우징의 원위 단부에 근접하고 상기 압전 초음파 트랜스듀서에 인접한 음향 윈도우를 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 음향 윈도우와 상기 압전 초음파 트랜스듀서 사이에서 압전 초음파 트랜스듀서와 접촉하여 위치된 정합 음향층을 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 7

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 카테터 하우징의 원위 단부는 개구를 형성하는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 카테터 하우징은 상기 카테터 하우징의 원위 단부에서 개구와 연통하는 내부 통로를 더 형성하는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 압전 초음파 트랜스듀서의 기판은 기판을 통해 연장하는 보어를 형성하고, 상기 보어는 상기 카테터 하우징의 원위 단부에서 개구 및 내부 통로와 연통하는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 내부 통로, 개구 및 보어와 연통하도록 가이드 와이어, 수술 도구 및 광학 촬영 파이버로 이루어지는 군에서 선택된 조작 부재를 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 11

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 압전 초음파 트랜스듀서는 하우징 내에서 전방 촬영을 위해 하우징의 종축에 수직으로 또는 측면 촬영을 위해 종축과 평행하게 배치되는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 12

제1항에 있어서, 상기 정각 도전성 필름의 아래에 있는 복수의 개구의 상기 측벽의 각각 상에 있는 정각 절연성 필름과,

상기 하부 전극의 아래에 있는 상기 기판 상에 있는 제1 유전성 필름과,

상기 압전 소자들 사이에 있는 제2 유전성 필름과,

상기 기판 상에 있는 접지 패드와,

상기 압전 소자 및 상기 접지 패드와 접촉하는 상부 전극을 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 제2 유전성 필름은 상기 압전 소자의 상부 에지 상에 배치되는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 14

제12항에 있어서, 상기 압전 소자 및 상기 정각 도전성 필름은 금속 필름을 포함하는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 15

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 압전 소자는 1차원 어레이 또는 2차원 어레이 중 하나를 형성하도록 배치되는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 16

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 기판은 실리콘 웨이퍼를 포함하는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 17

제16항에 있어서, 상기 실리콘 웨이퍼는 실리콘-온-절연체 웨이퍼인 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 압전 소자의 하부 전극과 상기 정각 도전성 필름 사이에서 전기 접촉하고 있는 도핑된 실리콘층을 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 19

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 압전 초음파 트랜스듀서가 수직으로 집적화된 반도체 디바이스를 더 포함하고, 상기 압전 초음파 트랜스듀서는 상기 반도체 디바이스에 부착되어 전기적으로 접속되는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 반도체 디바이스는 상보형 금속 산화물 반도체 디바이스인 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 21

제19항에 있어서, 상기 반도체 디바이스는 상기 압전 초음파 트랜스듀서에 DC 바이어스를 인가하도록 구성되는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 22

제19항에 있어서, 상기 개방 캐비티에 대면하는 상기 반도체 디바이스의 표면 상에 있는 폴리머 필름을 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 23

제19항에 있어서, 상기 압전 초음파 트랜스듀서와 상기 반도체 디바이스 사이에 배치된 접착층을 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 24

제23항에 있어서, 상기 접착층에 배치되어 상기 반도체 디바이스에 상기 압전 초음파 트랜스듀서를 전기적으로 접속시키는 금속 접점을 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 25

제24항에 있어서, 상기 금속 접점은 상기 압전 초음파 트랜스듀서와 상기 반도체 디바이스 사이의 접착층을 통해 에칭되는 비아로서 구성되는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 26

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 복수의 압전 소자는 각자가 독립적으로 작동되도록 구성되거나, 모든 소자가 동시에 작동되도록 구성되거나, 또는 전기적으로 접속되도록 구성된 압전 소자의 부분집합에 배치되어 어레이에 압전 소자의 더 큰 독립적으로 작동되는 부분집합을 형성하는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 27

제2항에 있어서, 제1 유전성 필름 및 상기 기판의 부분에 의해 형성되고 상기 제1 유전성 필름 및 상기 기판의 부분을 통해 연장하는 이격된 비아를 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 28

제27항에 있어서, 상기 하부 전극과 상기 정각 도전성 필름 사이에 전기적인 접촉을 제공하는 상기 이격된 비아 내의 금속화부를 더 포함하는 초음파 촬영 카테터.

청구항 29

제28항에 있어서, 상기 이격된 비아는 상기 압전 초음파 트랜스듀서와 상기 반도체 디바이스 사이의 접착층을 통해 에칭되는 것인 초음파 촬영 카테터.

청구항 30

초음파 촬영 프로브로서,

원위 단부를 갖는 하우징과,

상기 원위 단부에 근접하여 상기 하우징 내에 위치된 압전 초음파 트랜스듀서를 포함하고, 상기 트랜스듀서는,

기판을 통과하는 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽을 갖는 기판과,

상기 기판 상에 있는 이격된 하부 전극으로서, 각각의 이격된 하부 전극은 상기 복수의 개구 중 하나에 걸쳐 있는 이격된 하부 전극과,

상기 하부 전극의 각각 상에 있는 압전 소자와,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 도전성 필름으로서, 각각의 정각 도전성 필름은 상기 하부 전극 중 하나 이상과 접촉하고, 각각의 정각 도전성 필름은 개방 캐비티를 각각의 복수의 개구 내에 유지하도록 구성되는 정각 도전성 필름과,

상기 압전 트랜스듀서에 DC 바이어스를 인가하기 위한 디바이스를 포함하는 것인 초음파 촬영 프로브.

청구항 31

초음파 촬영 프로브로서,

원위 단부를 갖는 하우징과,

상기 원위 단부에 근접하여 상기 하우징 내에 위치된 압전 초음파 트랜스듀서를 포함하고, 상기 압전 초음파 트랜스듀서는,

기판을 통과하는 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽을 갖는 기판과,

상기 기판 상에 있는 제1 유전층과,

상기 제1 유전층 상에 있는 이격된 하부 전극으로서, 각각의 이격된 하부 전극은 상기 복수의 개구 중 하나에 걸쳐 있는 이격된 하부 전극과,

상기 하부 전극의 각각 상에 있는 압전 소자와,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 절연성 필름과,

상기 정각 절연성 필름의 각각 상에 있는 정각 도전성 필름으로서, 각각의 정각 도전성 필름은 상기 하부 전극 중 하나 이상과 접촉하고, 각각의 정각 도전성 필름은 개방 캐비티를 각각의 복수의 개구 내에 유지하도록 구성되는 정각 도전성 필름과,

상기 기판 상에 있는 접지 패드와,

상기 압전 소자들 사이에 배치되는 제2 유전성 필름과,

상기 압전 소자 및 상기 접지 패드와 접촉하는 상부 전극과,

상기 초음파 트랜스듀서에 부착된 반도체 디바이스로서, 상기 정각 도전성 필름이 상기 반도체 디바이스에 전기적으로 접속되는 반도체 디바이스와,

상기 압전 트랜스듀서에 DC 바이어스를 인가하기 위한 디바이스를 포함하는 것인 초음파 촬영 프로브.

청구항 32

초음파 촬영 프로브로서,

원위 단부를 갖는 하우징과,

상기 원위 단부에 근접하여 상기 하우징 내에 위치된 압전 초음파 트랜스듀서를 포함하고, 상기 압전 초음파 트랜스듀서는,

기판을 통해 부분적으로 연장하는 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽을 갖는 기판과,

상기 기판 상에 있는 이격된 압전 소자로서, 각각의 이격된 압전 소자는 상기 복수의 개구 중 하나의 상부에 위치되는 이격된 압전 소자와,

상기 기판 상에 있는 이격된 하부 전극의 쌍으로서, 상기 이격된 하부 전극의 쌍 각각은 상기 이격된 압전 소자 중 하나와 접촉하고 있는 이격된 하부 전극의 쌍과,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 도전성 필름으로서, 각각의 정각 도전성 필름은 상기 기판을 통해 상기 하부 전극 중 하나와 전기적으로 상호 접속하고, 각각의 정각 도전성 필름은 개방 캐비티를 각각의 복수의 개구 내에 유지하도록 구성되는 정각 도전성 필름

을 포함하는 초음파 촬영 프로브.

청구항 33

초음파 촬영 프로브로서,

원위 단부를 갖는 하우징과,

상기 원위 단부에 근접하여 상기 하우징 내에 위치된 압전 초음파 트랜스듀서를 포함하고, 상기 압전 초음파 트랜스듀서는,

기판을 통해 부분적으로 연장하는 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽을 갖는 기판과,

상기 기판 상에 있는 이격된 압전 소자로서, 각각의 이격된 압전 소자는 상기 복수의 개구 중 하나의 상부에 위치되는 이격된 압전 소자와,

상기 기판 상에 있는 이격된 하부 전극의 쌍으로서, 상기 이격된 하부 전극의 쌍 각각은 상기 이격된 압전 소자 중 하나와 접촉하는 이격된 하부 전극의 쌍과,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 절연성 필름과,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 도전성 필름으로서, 각각의 정각 도전성 필름은 상기 기판을 통해 상기 하부 전극 중 하나와 전기적으로 상호 접속되고, 각각의 정각 도전성 필름은 개방 캐비티를 각각의 복수의 개구 내에 유지하도록 구성되는 정각 도전성 필름과,

상기 기판 상에 있는 접지 패드와,

상기 압전 소자들 사이에 배치되는 제2 유전성 필름과,

상기 압전 소자 및 상기 접지 패드와 접촉하는 상부 전극과,

상기 초음파 트랜스듀서에 부착된 반도체 디바이스로서, 상기 정각 도전성 필름이 상기 반도체 디바이스에 전기적으로 접속되는 반도체 디바이스

를 포함하는 것인 초음파 촬영 프로브.

청구항 34

압전 초음파 트랜스듀서로서,

기판을 통해 부분적으로 연장하는 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽을 갖는 기판과,

상기 기판 상에 있는 이격된 압전 소자로서, 각각의 이격된 압전 소자는 상기 복수의 개구 중 하나의 상부에 위치되는 이격된 압전 소자와,

상기 기판 상에 있는 이격된 하부 전극의 쌍으로서, 상기 이격된 하부 전극의 쌍 각각은 상기 이격된 압전 소자

중 하나와 접촉하는 이격된 하부 전극의 쌍과,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 도전성 필름으로서, 각각의 정각 도전성 필름은 상기 기판을 통해 상기 하부 전극 중 하나와 전기적으로 상호 접속하고, 각각의 정각 도전성 필름은 개방 캐비티를 각각의 복수의 개구 내에 유지하도록 구성되는 정각 도전성 필름

을 포함하는 압전 초음파 트랜스듀서.

청구항 35

압전 초음파 트랜스듀서로서,

기판을 통해 부분적으로 연장하는 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽을 갖는 기판과,

상기 기판 상에 있는 이격된 압전 소자로서, 각각의 이격된 압전 소자는 상기 복수의 개구 중 하나의 상부에 위치되는 이격된 압전 소자와,

상기 기판 상에 있는 이격된 하부 전극의 쌍으로서, 상기 이격된 하부 전극의 쌍 각각은 상기 이격된 압전 소자 중 하나와 접촉하는 이격된 하부 전극의 쌍과,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 절연성 필름과,

상기 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 도전성 필름으로서, 각각의 정각 도전성 필름은 상기 기판을 통해 상기 하부 전극 중 하나와 전기적으로 상호 접속하고, 개방 캐비티를 각각의 복수의 개구 내에 유지하도록 구성되는 정각 도전성 필름과,

상기 기판 상에 있는 접지 패드와,

상기 압전 소자들 사이에 배치되는 제2 유전성 필름과,

상기 압전 소자 및 상기 접지 패드와 접촉하는 상부 전극과,

상기 초음파 트랜스듀서에 부착되는 반도체 디바이스로서, 상기 정각 도전성 필름이 상기 반도체 디바이스에 전기적으로 접속되는 반도체 디바이스

를 포함하는 압전 초음파 트랜스듀서.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 압전 트랜스듀서(piezoelectric transducer)에 의해 보강형 굴곡 모드 신호를 생성하는 방법 및 이를 사용하는 초음파 촬영 프로브에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 초음파 트랜스듀서는 비침습성 뿐만 아니라 생체내 의료 진단 촬영에 특히 유용하다. 통상의 초음파 트랜스듀서는 전형적으로 납 지르콘산염 티탄산염(PZT) 또는 PZT-폴리머 복합재와 같은 압전 세라믹 재료로 제조되는데, 트랜스듀서 재료는 다이싱되거나(diced) 또는 레이저 절단되어 1차원 또는 2차원 어레이로 배열된 복수의 개별 소자를 형성한다. 음향 렌즈, 정합층, 백킹층 및 전기적 상호 접속부(예를 들어, 가요성 케이블, 금속 핀/와이어)가 전형적으로 각각의 트랜스듀서 소자에 부착되어 트랜스듀서 조립체 또는 프로브를 형성한다. 프로브는 이어서 와이어 하니스(harness) 또는 케이블을 사용하여 제어 회로에 접속되는데, 여기서 케이블은 각각의 개별 소자로부터 신호를 구동하고 수신하기 위한 개별 와이어를 포함한다. 현재 진행중인 초음파 트랜스듀서 기술의 연구의 중요한 목표는 트랜스듀서 성능 및 제어 회로와의 집적화성(integrability)을 증가시키면서 동시에 케이블링(cabling)에 기인하는 트랜스듀서 크기, 전력 소비 및 신호 손실을 감소시키는 것이다. 이들 인자는 3차원 초음파 촬영에 요구되는 2차원 어레이에 특히 중요하다.

[0003] 트랜스듀서 어레이의 소형화는 카테터-기반 2D 어레이 트랜스듀서에 특히 중요하다. 중요한 과제는 종래의 2D 트랜스듀서 어레이의 복잡성, 제조 비용 및 제한된 성능이다. 상업적인 2D 트랜스듀서 프로브는 전형적으로 200 내지 300 ㎛의 소자 피치 및 5 MHz 미만의 작동 주파수를 갖는 어레이에 제한되어 있다. 이들 소자의 소형

크기는 소자 커패시턴스(capacitance)를 10 pF 미만으로 대단히 감소시키는데, 이는 높은 소스 임피던스를 발생시키고 시스템 전자 기기와의 전기적 임피던스 정합의 중요한 과제를 제시한다. 더욱이, 카테터-기반 혈관내(IVUS) 또는 심장내(ICE) 촬영 프로브를 위한 전방 지향 2D 어레이를 제조하는 것은 상업적으로 달성되어 있지 않다. 6 또는 7 프렌치(French) 이하의 카테터 크기에서, 트랜스듀서 어레이는 2 mm 미만의 직경이어야 한다. 적절한 해상도를 위해, 10 MHz 이상의 주파수가 사용되어야 하는데, 이는 조직 내에 150 ㎛의 파장을 산출한다. 소자 피치는 적절한 촬영 성능을 위해 파장보다 낮아야 하기 때문에, 100 ㎛ 이하의 소자 피치가 요구된다. 부가적으로, 고주파 작동은 트랜스듀서 내에 더 얇은 압전층을 요구한다. 현재까지, 종래의 트랜스듀서 어레이는 저비용, 제조 가능한 프로세스 및 적절한 촬영 성능으로 이들 요구에 부합하지 않았다.

[0004] 적절한 성능을 갖는 소형화 트랜스듀서의 제조는 마이크로 가공(micromachining) 기술에 의해 촉진될 수 있다. 의료 디바이스 분야는 예를 들어 마이크로 전자기계 시스템(MEMS) 기술로부터 이득을 얻어 왔다. MEMS 기술은 의료 디바이스 또는 이들의 구성 요소가 상당한 크기 감소를 갖고 제조될 수 있게 한다. 압전 마이크로 가공된 초음파 트랜스듀서(pMUT)가 하나의 이러한 MEMS-기반 트랜스듀서 기술이다. pMUT는 압전 재료 현수 멤브레인에 AC 전압을 인가하여 굴곡 모드 공진(resonance)을 경험하게 함으로써 초음파 에너지를 생성하거나 전송한다. 이는 멤브레인의 굴곡인장(flextensional) 운동이 디바이스로부터의 음향 전송을 생성하게 한다. 수신된 초음파 에너지는 pMUT에 의해 변환되는데, 초음파 에너지는 마이크로 제조된(microfabricated) 멤브레인의 굴곡 모드 공진 진동에 기인하여 압전 전압("수신된 신호")을 생성한다.

[0005] 종래의 세라믹-기반 트랜스듀서와 비교되는 마이크로 가공된 pMUT 디바이스의 이점은 특히 더 소형의 더 고밀도 2D 어레이에 있어서의 제조의 용이성 및 확장성(scalability), 2D 어레이에 있어서의 더 간단한 집적화 및 상호접속, 더 넓은 작동 주파수 범위에 있어서의 트랜스듀서 디자인의 더 많은 융통성, 더 낮은 소스 임피던스에 대한 더 높은 소자 커패시턴스 및 전자 기기와의 더 양호한 정합을 포함한다. 2D 어레이는 실시간 3D 촬영 시스템을 필요로 하고, 세라믹 트랜스듀서는 더 소형의 카테터 프로브(2 내지 3 mm 직경 이하) 내로의 삽입을 위해 이들의 생산성 한계에 신속하게 도달한다. 다른 마이크로 가공 접근법은 적절한 DC 및 AC 전압 신호를 멤브레인 전극에 인가함으로써 정전식으로 작동되는 기판 상에 표면 마이크로 가공된 멤브레인으로 구성된 용량성 마이크로 가공된 초음파 트랜스듀서(cMUT)이다. 그러나, 이들 디바이스는 충분한 음향 출력을 제공하기 위해 병렬 접속된 다수의 소자를 요구하며, 따라서 매우 소형의 소자 크기를 갖는 2D 어레이에 대한 성능을 제한한다. 상당한 증폭(전형적으로, 60 dB)이 cMUT로 초음파 신호를 얻기 위해 요구된다.

[0006] cMUT 및 pMUT 디바이스 사이에는 기능적 및 구조적 차이가 있다. pMUT는 더 높은 에너지 변환 메커니즘(즉, 압전층)을 갖기 때문에, 압전 소자는 일반적으로 cMUT보다 높은 초음파 파워 용량을 갖는다. 75 미크론 폭을 갖는 2D 어레이 pMUT 소자는 8 MHz의 주파수에서 1 내지 5 MPa의 음향 파워 출력을 생성할 수 있다. 종래의 트랜스듀서 어레이는 1 MPa 초과의 음압(acoustic pressure)을 발생시킬 수 있지만, 훨씬 더 대형의 소자 크기를 필요로 하고 더 낮은 주파수에서 작동한다. cMUT 2D 어레이 소자의 전형적인 음향 출력은 1 MPa보다 훨씬 작다. pMUT 어레이의 소자는 또한 종래의 트랜스듀서 어레이 및 cMUT보다 더 높은 커패시턴스(100 내지 1,000 pF 정도)를 가져서, 더 낮은 소스 임피던스 및 케이블링 및 전자 기기에 대한 더 양호한 임피던스를 생성한다. 종래의 트랜스듀서 어레이 소자는 10 pF 미만의 커패시턴스를 갖고, cMUT 소자는 1 pF 미만의 커패시턴스를 갖는다.

[0007] pMUT는 전형적으로 종래의 트랜스듀서 및 cMUT보다 낮은 전압으로 작동한다. 세라믹 플레이트의 두께에 따라, 종래의 트랜스듀서는 음향 에너지를 생성하기 위해 고전압 쌍극 신호(100 V 초과의 피크간)를 요구할 수 있다. cMUT는 멤브레인을 진동시키기 위해 AC 신호(전형적으로, 수십 V의 피크간)에 부가하여 멤브레인 간극 거리를 제어하기 위해 큰(100 V 초과) DC 전압을 필요로 한다. pMUT는 음향 에너지를 전송하기 위해 압전 진동을 작동시키도록 더 낮은 AC 전압(전형적으로, 30 V의 피크간 쌍극 신호)을 필요로 하고, 수신된 초음파 에너지는 굴곡 모드 공진을 발생시켜 전압 인가에 대한 요구 없이 수신된 신호를 생성한다.

[0008] 마이크로 가공된 초음파 트랜스듀서는 제어 회로와 직접 집적화될 수 있는 소형화된 디바이스를 제공한다. 예를 들어, cMUT는 실리콘 웨이퍼 내에 비아(via)를 에칭하고, 절연 구역에 대해 열적 이산화실리콘으로 전기 접점을 위해 폴리실리콘으로 웨이퍼를 코팅하고, 이어서 cMUT 멤브레인 소자를 웨이퍼의 상부면 상에 형성함으로써 제조된 웨이퍼-관통 비아 접속부를 갖는 제어 회로와 집적화되어 왔다. 금속 패드 및 땜납 범프가 cMUT 칩을 반도체 디바이스 회로에 납땜하기 위해 웨이퍼의 하부면 상에 증착될 수 있다.

[0009] 그러나, 이러한 cMUT 디바이스의 일 단점은 금속에 비교하여 비교적 높은 비저항의 폴리실리콘이 cMUT 구조에서 고유한 가공 제한에 기인하여 비아 내의 도전성 재료로서 사용된다는 것이다. 수신 모드에서의 cMUT에 의해 생

성된 이미 매우 낮은 신호 강도에 기인하여, 신호 대 노이즈비는 폴리실리콘 비아를 갖는 cMUT의 작동 중에 문제가 될 수도 있다. 또한, cMUT 소자의 낮은 커패시턴스는 높은 임피던스를 발생시키고, 따라서 전자 기기 및 케이블링과의 임피던스 오정합이 커지게 되는데, 이는 증가된 신호 손실 및 노이즈의 원인이 된다. 웨이퍼-관통 비아의 높은 저항은 높은 소자 임피던스 문제점을 더 악화시킨다. 게다가, 비아 내의 상당한 저항은 전송을 위해 cMUT에 구동 신호를 인가할 때 작동 중에 더 많은 전력 소비 및 발열을 발생시킬 수 있다.

[0010] 폴리실리콘 웨이퍼-관통 상호 접속부를 갖는 cMUT 디바이스의 다른 단점은 열적 이산화실리콘 절연체 및 폴리실리콘 도전체를 형성하는 가공 온도이다. 이들 단계를 위한 가공 온도는 비교적 높고(600 내지 1000℃), 따라서 디바이스의 나머지 부분에 대한 열 소모비용(thermal budget) 문제점을 발생시킨다. 이들 가공 온도에 기인하여, cMUT 소자는 웨이퍼-관통 비아가 형성된 후에 형성되어야 하고, 이 순서는 웨이퍼를 통해 존재하는 에칭된 구멍을 갖는 기판 상에 표면 마이크로 가공을 수행하려고 시도할 때 곤란한 가공 문제점을 발생시킨다.

[0011] 종래의 트랜스듀서 어레이는 제어 회로와 직접 집적화될 수 있다. 그러나, 이는 전형적으로 비교적 높은 온도 프로세스(대략, 300℃)인 땜납 범핑(bumping)을 요구하고, 고밀도 집적화는 어레이 소자의 대형 크기(최소 200 내지 300 미크론 피치)에 기인하여 실행 가능하지 않다.

[0012] 따라서, pMUT 디바이스는 종래의 초음파 트랜스듀서 및 cMUT에 비해 우수한 기능적 및 제조 장점을 제공한다. 혈관내 촬영 및 개입은 소형화된 디바이스가 요구되고 MEMS 디바이스가 매력이 있는 특정 영역이다. MEMS형 의료 디바이스의 용례는 혈관내 초음파(IVUS) 및 심장내 에코(ICE) 촬영과 같은 촬영 디바이스이다. IVUS 디바이스는 예를 들어 혈관 단면의 실시간 단층 촬영 이미지를 제공하여, 관내강(lumen)의 실제 형태 및 죽상경화 동맥(atherosclerotic arteries)의 전층 성분(transmural components)을 명료하게 한다. 이러한 디바이스는 상당한 전망을 제공하면서, 수신 모드 감도와 같은 특정의 기능적 의존성이 있는 성능 영역에서의 개선을 받기 쉽다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0013] 일 실시예에서, 압전 초음파 트랜스듀서로부터 보강된 수신 신호를 생성하는 방법이 제공된다. 이 방법은 굴곡 모드에서 작동 가능한 압전 소자를 포함하는 압전 초음파 트랜스듀서를 제공하는 것과, 압전 소자에 의해 음향 에너지를 수신하는 것을 포함한다. 음향 에너지는 압전 소자의 굴곡 모드 공진에 의해 전기 전압으로 변환 가능하다. 인가된 전송 전압은 부가의 절반-사이클 여기를 포함하는 정현파(sine wave) 신호이다. 압전 트랜스듀서에 의해 생성된 결과적인 보강된 신호는 부가의 절반-사이클 여기가 없는 인가된 전송 전압을 위한 압전 트랜스듀서에 의해 생성된 수신 신호보다 크다.

[0014] 또 다른 실시예에서, 압전 초음파 트랜스듀서로부터 보강된 수신 신호를 생성하는 방법이 제공된다. 이 방법은 굴곡 모드에서 작동 가능한 압전 소자를 포함하는 압전 초음파 트랜스듀서를 제공하는 것과, 압전 소자에 의해 음향 에너지를 수신하는 것을 포함한다. 음향 에너지는 압전 소자의 굴곡 모드 공진에 의해 전기 전압으로 변환 가능하다. DC 바이어스가 음향 에너지를 수신하기 전에 및/또는 음향 에너지를 수신하는 것과 동시에 압전 소자에 인가된다. 보강된 수신 신호는 압전 소자의 굴곡 모드 공진에 의해 수신된 음향 에너지를 전기 전압으로 변환함으로써 압전 트랜스듀서로부터 생성된다. 압전 트랜스듀서에 의해 생성된 보강된 수신 신호는 DC 바이어스를 인가하지 않고 압전 트랜스듀서에 의해 생성된 수신 신호보다 크다.

[0015] 다른 실시예에서, 압전 초음파 트랜스듀서로부터 보강된 수신 신호를 생성하는 방법이 제공된다. 이 방법은 압전 초음파 트랜스듀서(압전 초음파 트랜스듀서는 굴곡 모드에서 작동 가능한 압전 소자를 포함함)를 제공하는 것과, 압전 소자에 정현파 쌍극 전송 사이클 펄스를 인가하여 음향 에코를 제공하는 음향 신호를 생성하는 것을 포함한다. 정현파 쌍극 전송 사이클 펄스는 최대 피크 전압을 갖는다. 음향 에코는 압전 소자에 의해 수신되고, 이는 압전 소자의 굴곡 모드 공진에 의해 전기 전압으로 변환 가능하다. DC 바이어스가 음향 에코를 수신하기 전에 및/또는 음향 에코를 수신하는 것과 동시에 압전 소자에 인가되고, 보강된 수신 신호는 압전 소자의 굴곡 모드 공진에 의해 수신된 음향 에코를 전기 전압으로 변환함으로써 압전 트랜스듀서로부터 생성된다. 압전 트랜스듀서에 의해 생성된 보강된 수신 신호는 DC 바이어스를 인가하지 않고 압전 트랜스듀서에 의해 생성된 수신 신호보다 크다.

[0016] 또 다른 실시예에서, 초음파 촬영 카테터가 제공된다. 카테터는 기판, 기판을 통한 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽 및 기판 상에 있는 이격된 하부 전극을 포함한다. 각각의 이격된 하부 전극은 복수의 개구 중 하나

와 하부 전극의 각각 상에 있는 이격된 압전 소자에 걸쳐 있다. 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각(conformal) 도전성 필름이 하부 전극 중 하나 이상과 접촉하고, 개방 캐비티가 각각의 개구 내에 유지된다. 압전 트랜스듀서에 DC 바이어스를 인가하기 위한 수단이 포함된다.

[0017] 또 다른 실시예에서, 초음파 촬영 프로브가 제공된다. 카테터는 기판, 기판을 부분적으로 통한 복수의 개구를 형성하는 복수의 측벽 및 기판 상에 있는 이격된 압전 소자를 포함한다. 각각의 이격된 압전 소자는 복수의 개구 중 하나의 상부에 위치된다. 기판 상에 있는 이격된 하부 전극의 쌍이 이격된 압전 소자의 각각과 접촉한다. 복수의 개구의 측벽의 각각 상에 있는 정각 도전성 필름이 하부 전극 중 하나 이상과 전기적으로 상호 접속하고, 개방 캐비티가 각각의 개구 내에 유지된다.

[0018] 또 다른 실시예에서, 압전 초음파 트랜스듀서로부터 보강된 수신 신호를 생성하는 방법이 제공된다. 이 방법은 압전 초음파 트랜스듀서를 제공하는 것을 포함하고, 압전 초음파 트랜스듀서는 굴곡 모드에서 작동 가능하고 강유전성 항전압을 갖는 압전 소자를 포함한다. 압전 소자를 위한 강유전성 항전압보다 높은 전송 전압이 압전 트랜스듀서에 인가된다. 음향 에너지가 압전 소자에 의해 생성되어 음향 에코를 제공한다. 보강된 수신 신호는 압전 소자의 굴곡 모드 공진에 의해 수신된 음향 에코를 전기 전압으로 변환함으로써 압전 트랜스듀서로부터 생성된다. 압전 트랜스듀서에 의해 생성된 결과적인 보강된 수신 신호는 항전압보다 낮은 인가된 전송 전압을 위한 압전 트랜스듀서에 의해 생성된 수신 신호보다 크다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 수신 신호를 보강하는 방법의 실시예를 도식적으로 도시하고 있는 도면.

도 2 내지 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 반도체 디바이스에 트랜스듀서가 부착되어 있는 압전 마이크로 제조된 초음파 트랜스듀서 디바이스를 도시하고 있는 도면.

도 4 내지 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 반도체 디바이스에 트랜스듀서가 부착되어 있는 압전 마이크로 제조된 초음파 트랜스듀서 디바이스의 형성을 도시하고 있는 도면.

도 7은 압전 소자가 도핑된 실리콘-온-절연체 기판(silicon-on-insulator substrate) 상에 형성되어 있는 압전 마이크로 제조된 초음파 트랜스듀서를 도시하고 있는 도면.

도 8은 본 발명의 실시예에 따른 반도체 디바이스에 트랜스듀서가 부착되어 있는 압전 마이크로 제조된 트랜스듀서 디바이스를 도시하고 있는 도면.

도 9 내지 도 15는 본 발명의 실시예에 따른 압전 마이크로 제조된 초음파 트랜스듀서 디바이스를 포함하는 촬영 카테터를 도시하고 있는 도면.

도 16은 촬영 프로브 실시예를 도시하고 있는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 본 명세서에 개시되어 있는 실시예는 강유전성 항전기장(coercive field)보다 높고 정현파 신호 내에 부가의 반파 여기(half-wave excitation)를 포함하는 전송 전압 정현파 신호를 인가함으로써 초음파 굴곡 모드 트랜스듀서의 적어도 하나의 압전 소자의 감도를 보강하는 방법에 관한 것이다. 이 실시예는 또한 초음파 굴곡 모드 트랜스듀서의 압전 소자의 수신 굴곡 모드 공진 전에 및/또는 이와 함께 DC 바이어스를 인가함으로써 초음파 굴곡 모드 트랜스듀서로 작동하는 촬영 디바이스의 감도를 보강하는 방법에 관한 것이다. 이 실시예는 또한 초음파 굴곡 모드 트랜스듀서의 적어도 하나의 압전 소자의 수신 굴곡 모드 공진과 함께 DC 바이어스를 인가함으로써 초음파 굴곡 모드 트랜스듀서와 함께 작동하는 촬영 디바이스의 감도를 보강하는 방법에 관한 것이다. 본 명세서의 실시예는 또한 개량된 실리콘-온-절연체 pMUT(SOI-pMUT) 소자, 이들의 제조 및 사용과 함께 항전압(coercive voltage)보다 높은 전송 전압, 부가의 반파 여기, 및/또는 SOI-pMUT 소자의 수신 굴곡 모드 공진과 함께 DC 바이어스를 인가함으로써 이들의 감도를 보강하는 방법에 관한 것이다. 본 명세서의 실시예는 또한 굴곡 모드 트랜스듀서 소자를 포함하는 촬영 디바이스와, 항전압보다 높은 전송 전압, 부가의 반파 여기, 및/또는 굴곡 모드 트랜스듀서 소자의 수신 굴곡 모드 공진을 갖는 DC 바이어스를 인가함으로써 이들의 감도를 보강하는 방법에 관한 것이다. 본 명세서에 설명되어 있는 실시예는 일반적으로 pMUT와 같은 굴곡 모드 트랜스듀서를 포함하는 의료용 초음파 진단 촬영 프로브에 적용 가능하다.

[0021] 용어 "마이크로 제조된", "마이크로 가공" 및 "MEMS"는 호환적으로 사용되고, 일반적으로 집적 회로(IC) 제조에

사용되는 제조 방법을 칭한다.

[0022] 용어 "굴곡성 모드", "굴곡형 모드", "굴곡 모드" 및 "굴곡인장 모드"는 호환적으로 사용되고, 일반적으로 압전 멤브레인의 굴곡 및/또는 진동을 초래하는 현수된 압전 멤브레인의 팽창 및 수축을 칭한다.

[0023] 본 명세서에 사용될 때, 용어 "굴곡 모드 공진"은 일반적으로 특정 주파수의 초음파 음향 에너지를 발생시키거나 또는 특정 주파수의 초음파 음향 에너지의 수신에 의해 유발되는 굴곡 모드 트랜스듀서 소자의 여기된 축대칭 공진 모드를 칭한다.

[0024] 본 명세서에 사용될 때, 용어 "강유전성 항전압", "항전압" 및 "항전기장"은 호환적으로 사용되고, 압전 재료의 강유전성 쌍극 스위칭이 발생하는 것보다 높은 전압을 칭한다. 항전기장은 1 내지 10 V/미크론의 범위에 있을 수 있다. 예를 들어, 1 미크론의 두께를 갖는 압전 멤브레인은 전형적으로 대략 3 내지 5 V의 항전압을 갖는다.

[0025] 굴곡 모드 트랜스듀서의 보강된 수신 신호를 생성하는 방법이 제공된다. 이 방법은 압전 소자의 굴곡 모드 공진의 수신 중에 및/또는 수신에 앞서 DC 바이어스를 인가하는 것을 포함한다. 이 방법은 일반적으로 pMUT와 같은 굴곡 모드 트랜스듀서의 펄스-에코 작동 중에 적용 가능하다. 이 방법은 수직으로 집적화된 pMUT 어레이를 사용하는 굴곡 모드 트랜스듀서에 적용될 수도 있다. 이 방법은 또한 펄스-에코 작동 중에 수신 신호를 보강하기 위해 pMUT 어레이 및/또는 수직으로 집적화된 pMUT 어레이를 포함하는 카테터-기반 촬영 디바이스에 적용될 수 있다.

[0026] 굴곡 모드 트랜스듀서의 보강된 수신 신호를 생성하는 방법이 제공된다. 이 방법은 압전 재료의 강유전성 항전압보다 높은 전송 전압 정현파를 인가하는 것을 포함한다. 이 방법은 또한 인가된 전송 정현파 신호 내에 부가의 반파 여기를 인가하는 것을 포함한다. 이 방법은 또한 음향 에코의 수신에 앞서 및/또는 음향 에코의 수신과 동시에 압전 소자에 DC 바이어스를 인가하는 것과 조합될 수도 있다. 이 방법은 일반적으로 두께-의존 항전압을 갖는 굴곡 모드 트랜스듀서에 적용 가능하다.

[0027] 굴곡 모드 작동은 전형적으로 두께 모드 진동과 함께 작동하는 통상의 초음파 트랜스듀서와 함께 사용된 방법과는 상당히 상이한 음향 에너지를 생성하는 고유의 방법을 제시한다. 통상의 트랜스듀서는 플레이트의 두께 방향에서 진동을 발생시키도록 항전압을 하회하여 작동하는 사전 극성화된(pre-pole) 압전 세라믹 플레이트로 이루어진다. 통상의 트랜스듀서는 비교적 두꺼운(수백 미크론의 두께) 압전 세라믹 플레이트를 포함하고, 따라서 수백 볼트의 전압 신호를 전송하도록 요구될 수 있는 항전압을 상회하여 작동하는 것이 실용적이지는 않다. 더욱이, 항전기장을 상회하는 작동은 세라믹을 소극(depole)시킬 수 있고, 충분한 수신 감도를 달성하기 위해 높은 전압(수백 볼트)에서 재극성화를 요구한다.

[0028] pMUT는 PZT 박막에서 90° 도메인 스위칭을 유도하기 위해 항전기장을 상회하는 전압 레벨에서 쌍극 신호를 인가함으로써 작동할 수 있다. PZT 필름은 매우 얇고(1 내지 수 미크론 두께), 따라서 항전압을 상회하는 작동은 비교적 낮은 작동 전압 레벨(수십 볼트)에서 달성될 수 있다. 압전 박막 내의 내부 응력은 압전 재료의 강유전성 극성을 감소시킨다. 압전 박막 내의 내부 응력은 강유전성 쌍극을 제한하는데, 이는 인가된 전압의 부재(absence)시에 강유전성 쌍극의 비이상적인 정렬을 초래할 수 있다. 강유전성 쌍극의 정렬을 강요함으로써, 일부 극성 회복이 항전압보다 높은 전압을 인가함으로써 달성될 수 있지만, 전압이 제거될 때 내부 응력은 강유전성 쌍극의 정렬을 감소시킨다. 따라서, 필름의 사전 극성화는 종래의 벌크 세라믹 압전 트랜스듀서의 경우에서와 같이 최대 쌍극 정렬을 달성하지 않는다.

[0029] 본 명세서에 설명되어 있는 방법은 압전 트랜스듀서(통상의 또는 pMUT)를 사용하는 초음파 트랜스듀서의 전형적인 작동과는 대조적이며, 이는 강유전성 항전압보다 낮은 전압으로 전송한다. 항전압보다 높은 전압으로의 전송은 압전 재료가 강유전성 90° 도메인 스위칭을 경험하게 강요하고, 따라서 굴곡인장 운동을 통한 멤브레인의 굴곡을 최대화한다. 이 방법은 또한 펄스-에코 수신 감도를 보강하기 위해 바람직한 쌍극 정렬을 강요하도록 정현파 신호에 부가의 반파 여기를 인가하는 것을 설명하고 있다.

[0030] 본 명세서에 설명되어 있는 방법은 또한 압전 트랜스듀서(통상의 또는 pMUT)를 사용하는 초음파 트랜스듀서의 전형적인 작동과는 대조적이고, 이는 인가된 전압의 부재시에 에코 신호를 수신한다. 굴곡 모드 압전 트랜스듀서의 수신 신호를 향상시키기 위한 방법은 압전 소자에 의한 음향 신호의 수신 전에 및/또는 수신 중에 DC 바이어스 전압을 인가하는 것을 포함한다. 굴곡 모드 트랜스듀서의 압전 소자의 굴곡 모드 공진 전에 및/또는 공진 중의 DC 바이어스의 인가는 압전 소자의 수신 신호(예를 들어, 출력 전류)를 증가시킨다. 음향 에코 신호를 수신할 때, pMUT 내의 압전층은 반드시 그 최대 정도로 극성화될 필요는 없다. 이 감소된 극성의 일 원인은 전송

전압 자체가 압전층의 전체 또는 일부를 소극시킬 수 있기 때문이다. 따라서, DC 바이어스의 인가는 쌍극 정렬 및 결과적인 펄스 에코 수신 신호를 보강한다.

[0031] 보강된 수신 신호를 생성하는 방법이 특정 디자인의 pMUT를 참조하여 이하에 설명되지만, 이 방법은 일반적으로 굴곡 모드에서 작동하는 임의의 마이크로 제조된 압전 소자 및 압전 초음파 소자에 적용 가능하다.

[0032] 이 방법은 예로서 이하와 같이 수행될 수 있다. pMUT 소자를 향해 지향된 음향 에너지가 제공된다. 음향 에너지는 음향 에너지를 수신할 수 있는 동일한 압전 소자로부터 생성된 반사된 에너지, 어레이의 상이한 압전 소자로부터의 반사된 에너지 또는 다른 소스로부터의 반사된 에너지일 수 있다. 예로서, 음향 에코(펄스-에코)로서의 압전 소자로부터의 반사된 에너지가 설명될 것이다.

[0033] 이 방법의 일 양태에서, 압전 재료의 항전압보다 높은 쌍극 전송 전압이 인가된다. 이 높은 전기장 레벨은 멤브레인의 진동 진폭을 증가시키는 압전층에서의 강유전성 90° 도메인 스위칭을 보강한다. 이는 멤브레인으로부터의 더 높은 음향 에너지 출력을 유도하고, 따라서 더 높은 펄스 에코 신호가 더 높은 전송 에너지 출력에 기인하여 수신된다. 펄스 에코 신호는 또한 전송 신호 내의 압전 소자에 부가의 반파 여기를 인가함으로써 보강될 수 있다. 전형적인 전송 전압 펄스는 1, 2 또는 3개의 완전-사이클(full-cycle) 펄스를 포함한다. 펄스의 수를 증가시키는 것은 일반적으로 해상도의 희생 없이 트랜스듀서의 전송 출력을 증가시킨다. 이 방법의 양태는 부가의 절반-사이클 여기, 즉 1.5, 2.5 또는 3.5 사이클을 인가하여 1, 2 또는 3 사이클 펄스와 비교하여 해상도 능력을 상당히 희생시키지 않고 pMUT 소자의 감도를 증가시키는 것이다. pMUT 소자는 완전-사이클 여기와 비교하여 부가의 절반-사이클 전송 여기를 인가함으로써 더 높은 펄스 에코 수신 신호를 생성하는 것이 알려져 있다. 이는 pMUT 소자의 압전층 내의 보강된 쌍극 정렬에 기인한다.

[0034] 이 방법의 다른 양태에서, 음향 에코가 트랜스듀서에 도달하기 전에, DC 바이어스가 압전 소자에 인가되고 이어서 압전 소자가 수신된 에코로부터 굴곡 공진 모드에 있는 동안 DC 바이어스가 유지된다. DC 바이어스는 압전 재료 내의 쌍극 정렬을 향상시키고 따라서 멤브레인에 의해 생성된 수신 신호를 증가시킨다. 쌍극 정렬이 향상되기 때문에, 수신된 음향파가 멤브레인 내에 기계적 진동을 생성하는 결과로서 더 높은 압전 전류가 생성된다. DC 바이어스는 또한 압전 소자의 어레이에 인가될 수 있는데, 여기서 인가된 DC 바이어스는 모든 소자에 동일하거나 또는 소자마다 다를 수도 있다. pMUT 소자는 이들의 펄스 에코 수신 특징에 몇몇 가변성을 가질 수 있고, 따라서 수신 굴곡 모드 공진 중에 어레이 내의 각각의 소자에 교정된 DC 바이어스를 인가하는 것은 또한 주어진 음압에 대해 어레이를 가로지르는 수신 신호 균일성을 향상시켜 최종 초음파 이미지 품질을 보강할 수 있다.

[0035] 이 방법의 다른 양태에서, 쌍극 전송 전압이 pMUT에 인가되어 음향 에너지를 방출할 수 있다. 음향 에너지는 음향 에코로서 타겟으로부터 반사되고, pMUT를 향해 복귀된다. 음향 신호가 트랜스듀서에 도달하기 전에, DC 바이어스 펄스가 수신 굴곡 공진 모드에 앞서 트랜스듀서에 인가되고 압전 소자의 수신 굴곡 공진 모드에 앞서 제거된다. 이론에 제한되지 않고, DC 바이어스 펄스는 쌍극 정렬을 향상시키고 DC 바이어스 펄스의 제거시에 쌍극 정렬은 그 내부 응력 상태로 즉시 복귀되지 않는 것으로 일반적으로 고려되고 있다. 따라서, 수신 굴곡 공진 모드로부터 발생되는 압전 전류 출력은 쌍극 정렬로부터의 잔류 극성에 기인하여 증가된다. 압전 출력은 이 방법의 전술된 양태에서보다 낮은데, 이는 쌍극 정렬이 수신 굴곡 공진 모드 중에 최대화되지 않기 때문이다. 그러나, 이 방법은 부가의 신호 조절 회로의 요구를 배제할 수도 있다. 더욱이, 압전 소자가 수신된 에코로부터의 굴곡 공진 모드에 있는 동안에 DC 바이어스가 유지되는 이 방법의 전술된 양태보다 펄스가 더 짧은 주기를 갖기 때문에, 전체 전력 소비가 감소될 수 있다. 이전의 전송 전압 사이클은 압전 재료를 소극시킬 수 있기 때문에, 이 방법은 보강된 수신 신호를 생성하기 위해 공지된 극성의 보강된 도메인 정렬(DC 바이어스 극성의 방향)을 제공한다.

[0036] 이 방법의 다른 양태에서, 쌍극 전송 전압이 pMUT에 인가되어 음향 에너지를 방출한다. 쌍극 전송 전압은 최대 피크 전압에서 정지된다. 쌍극 전송 전압은 정현파 전송 사이클 펄스 또는 다른 주기적인 펄스일 수 있다. 음향 에너지는 음향 에코로서 타겟으로부터 반사되고, pMUT를 향해 복귀된다. 피크 전압에서 전송 사이클의 전압을 정지시킴으로써, 쌍극 정렬의 유지가 얻어질 수 있고, 이는 에코 신호로부터 압전 소자의 수신 굴곡 공진 모드에 의해 발생되는 압전 전류를 증가시킬 수 있다. 쌍극 전송 전압은 전송 사이클 중에 최대 전압과 0 전압 사이의 전압에서 정지될 수 있다. 이 방법의 양태는 pMUT로부터의 수신 신호를 보강하기 위해 이 방법의 다른 양태와 조합될 수 있다.

[0037] 이 방법의 다른 양태에서, 쌍극 전송 전압이 pMUT에 인가되어 음향 에너지를 방출한다. 쌍극 전송 전압은 최대 피크 전압에서 정지된다. 쌍극 전송 전압은 정현파 전송 사이클 펄스 또는 다른 주기적인 펄스일 수 있다. 음향 에너지는 음향 에코로서 타겟으로부터 반사되고, pMUT를 향해 복귀된다. 음향 신호가 트랜스듀서에 도달하

기 전에, 전송 피크 전압의 부호와 반대 부호를 갖는 DC 바이어스가 트랜스듀서에 인가되고, 이어서 압전 소자의 수신 굴곡 공진 모드 중에 유지된다. 이론에 구애받지 않고, 이 방법의 양태는 수신 에코로부터 압전 소자의 수신 굴곡 공진 모드 중에 강유전성 쌍극이 스위칭되게 강요하는 것으로 고려된다. 쌍극 스위칭은 수신 에코에 의해 생성된 신호를 증폭할 수 있는 부가의 압전 전류를 생성할 수 있다. 쌍극 전송 전압은 정지된 전송 사이클 전압의 부호와 반대 부호를 갖는 DC 바이어스가 사용된다고 가정하면 전송 사이클 중에 최대 전압과 0 전압 사이의 전압에서 정지될 수 있다. 상기 양태의 조합은 이 방법의 범주 내에 포함된다.

[0038] DC 바이어스의 인가의 타이밍은 pMUT 디바이스의 주파수와 촬영 영역 내의 타겟 깊이에 기초하여 계산될 수 있다. DC 바이어스는 압전 멤브레인층의 내부 응력을 고려하여 조정되거나 선택될 수 있다. DC 바이어스는 0 내지 포지티브 또는 0 내지 네거티브로 스윕(sweep)될 수 있다. 전송 사이클 펄스는 나노초의 차수인 반면 에코 복귀는 전형적으로 마이크로초의 차수이기 때문에, DC 바이어스 주기는 펄스화되고, 일정하게 인가되고, 다른 방식으로 인가되거나 또는 본 명세서에 설명되어 있는 방법의 양태들과 조합하여 다른 방식으로 인가되어 수신 신호가 보강된다.

[0039] 신호 조절 전자 회로가 구현되어 생성된 압전 수신 신호로부터 DC 바이어스 신호를 분리하고 그리고/또는 수신 신호 내의 노이즈를 감소시키거나 방지한다. 신호 조절 회로는 pMUT 기판에 바로 인접하여 집적화될 수 있거나 또는 수직으로 적층된 ASIC 디바이스에 집적화될 수 있다. 웨이퍼-관통 상호 접속 체계를 사용하는 ASIC 디바이스의 집적화는 그 전체가 참조로서 본 명세서에 포함되어 있는 계류중인 미국 특허 출원 제11/068,776호에 설명되어 있는 바와 같을 수도 있다. pMUT 기판과 함께 집적화된 신호 조절 회로는 수신 신호 내의 노이즈를 감소시킬 수 있다. 신호 조절은 수신 신호를 증폭하도록 적용될 수도 있다. 다수의 IC가 웨이퍼-관통 상호 접속 처리를 사용하여 pMUT와 함께 적층되어, 신호 조절 및 증폭 회로가 신호를 최대화하고 그리고/또는 DC 바이어스의 인가로부터 발생할 수 있는 노이즈를 감소시키기 위해 pMUT 디바이스와 매우 근접하여 집적화되게 된다. 신호 조절은 원격으로 수행될 수도 있다. 압전 소자에 DC 바이어스를 인가하기 위한 수단은 전위 소스(potential source)와 전기적으로 통신하여 이에 의해 구동되는 한 쌍의 전기 도전성 접점을 포함한다. 전기적 통신은 와이어, 가요성 케이블링 등을 포함한다. 전위 소스는 배터리, AC 또는 소스/드레인 등을 포함한다. 전위 소스와 통신하는 전기 도전성 접점은 압전 소자에 접속될 수 있어, 활성 전기 회로가 생성되어 제어된다. 이러한 전기 도전성 접점은 소자와 직렬 또는 병렬일 수 있다. 그 수단 및 등가물은 필터링 또는 저노이즈 증폭기와 같은 당 기술 분야의 숙련자의 사상 내에 있는 바와 같이 전송 및 수신 신호와 동시에 DC 바이어스를 제어하도록 설계된 부가의 회로 및/또는 전자 부품을 포함한다.

[0040] 보강된 수신 신호를 생성하는 상기 방법의 적용은 예를 들어 이하에 설명되는 바와 같이 계류중인 미국 특허 출원 제11/068,776호에 개시되어 있는 바와 같이 pMUT 및 실리콘-온-절연체(SOI) 기판 pMUT 디바이스(SOI-pMUT) 및/또는 수직으로 적층된 ASIC-pMUT 디바이스와 집적화될 수 있다.

[0041] 도 2를 참조하면, pMUT 디바이스 구조체(80)가 반도체 디바이스(44)에 접속되어 수직으로 집적화된 pMUT 디바이스(90)를 형성하는 것이 도시되어 있다. 예로서, 접속은 정각 도전층(42)을 반도체 디바이스(44) 상의 땜납 패드(48)에 접속하는 땝납 범프(46)를 통해 이루어진다.

[0042] 상부 전극(32) 및 하부 전극(20)은 소자(22)의 에지(58)에 중첩되는 제2 유전체(28)에 의해 분리된 압전 어레이 소자(22)를 개재시킨다. 하부 전극(20)은 기판(12)의 이면의 공기-백킹된 캐비티(50)의 후속의 형성 중에 에칭 제거되는 제1 유전층(14)에 의해 절연된다. 공기 백킹 캐비티(50)는 정각 절연성 필름(36)과 정각 도전성 필름(42)으로 코팅되어 압전 어레이 소자(22)와 반도체 디바이스(44)의 웨이퍼-관통 비아 상호 접속을 제공한다. 패터닝된 웨이퍼-관통 상호 접속부(42)는 압전 멤브레인(35)으로부터 개구(30) 내의 접지 패드(24) 및 반도체 디바이스(44)로의 직접적인 전기적 접속을 제공한다. 공기-백킹된 캐비티(50)는 최적의 음향 성능을 제공한다. 공기-백킹된 캐비티(50)는 표면 마이크로 제조된 MUT에 비교하여 최소 음향 누설을 갖는 압전 멤브레인(35) 내의 더 큰 진동을 허용한다.

[0043] 패터닝된 압전층(58)의 상부 에지 상에 제2 유전성 필름(28)을 포함하는 수직으로 집적화된 pMUT 디바이스(90)는 압전 소자(22)에 접속된 2개의 전극(32, 20)의 향상된 전기적인 절연을 제공한다. 이 실시예는 폴리머 유전체(28)와 압전 소자(22) 에지 사이에 부주의하게 간극을 유발하여 상부 전극(32)이 하부 전극(20)을 단락시키게 될 수 있는 임의의 포토리소그래피 오정렬을 고려하는 것을 보조한다. 제2 유전성 필름(28)은 또한 다른 실시예에서 요구될 수도 있는 임의의 평탄화 프로세스에 대한 요구를 배제한다. 이 실시예는 또한 패터닝된 압전 소자(22)의 크기 및 형상과는 상이한 상부 전극(32)의 크기 또는 형상을 형성하는 방법을 제공한다. 충분히 두꺼우면(압전 두께의 정도), 압전 소자(22)보다 훨씬 더 낮은 유전 상수를 갖는 제2 유전성 필름(28)은 pMUT 디

바이스(90)에 인가된 전압이 주로 단지 유전체를 가로질러서만 저하되게 하여, 따라서 유전체로 덮여진 압전층(58)의 부분을 전기적으로 절연한다. 인가된 전압에 대한 압전 소자(22)의 유효 형상은 유전체로 덮여지지 않은 압전 소자(22)의 부분만이다. 예를 들어, 총 압전 기하학적 영역의 50%만이 전기적으로 활성화되도록 요구되면, 폴리머 유전체(28)는 압전 영역의 나머지 50%를 물리적으로 덮어 전기적으로 절연하고 이 부분이 활성화되는 것을 방지할 수도 있다. 또한, 서로 맞물린 구조와 같은 복잡한 전극 패턴이 요구되면, 폴리머 유전체는 제2 유전층(28)에 사용될 수 있고, 패터닝되어 맞물린 구조를 제공할 수도 있다. 이는 상부 전극(32)이 전체 pMUT 어레이를 가로지르는 연속적인 접지 전극인 특정 실시예에 있어서 중요하다. 더 간단한 처리가 폴리머 유전체(28)를 패터닝함으로써 전기적 활성 영역을 생성함으로써 제공되고, 따라서 활성 영역은 하부 전극(20)과 압전 필름을 패터닝하기보다는 압전 소자(22)에 접촉하는 상부 전극 영역의 형상을 취한다.

[0044] 표면 마이크로 제조된 멤브레인으로부터의 진동 에너지는 멤브레인의 바로 아래에 놓여 있는 벌크 실리콘 기판 내로 방산되고 따라서 초음파 전송 출력 및 수신 감도를 제한할 수도 있다. 본 발명의 공기 백킹된 캐비티(50)는 이 에너지를 감소시키거나 배제하는데, 이는 진동 멤브레인(35)이 벌크 기판(12) 상에 또는 그 상부에 놓여 있지 않기 때문이다.

[0045] 반도체 디바이스(44)는 플립-칩 패키지 조립체, 트랜지스터, 커패시터, 마이크로프로세서, 임의 접근 메모리, 다중화기, 전압/전류 증폭기, 고전압 드라이버 등과 같은 광범위한 전자 디바이스를 포함하는 당 기술 분야에 공지되어 있는 임의의 반도체 디바이스일 수 있다. 일반적으로, 반도체 디바이스는 반도체를 포함하는 임의의 전기 디바이스를 칭한다. 예로서, 반도체 디바이스(44)는 상보형 금속 산화물 반도체 칩(CMOS) 칩이다.

[0046] 각각의 압전 소자(22)는 인접한 압전 소자(22)로부터 전기적으로 절연되기 때문에, 개별 소자는 트랜스듀서 전송 모드에서 개별적으로 구동될 수 있다. 부가적으로, 수신 신호는 반도체 디바이스(44)에 의해 독립적으로 각각의 압전 멤브레인으로부터 측정될 수 있다. 수신 신호는 반도체 디바이스(44)에 의해 독립적으로 각각의 또는 모든 압전 소자를 위한 DC 바이어스를 인가하는 방법에 의해 보강될 수도 있다. 수신 신호 조절 및 DC 바이어스 회로는 반도체 디바이스(44)와 집적화될 수도 있다.

[0047] 웨이퍼-관통 상호 접속부(42)의 형성의 장점은, 전기적 접속이 상호 접속부(42)에 의해 직접 제공되기 때문에, 개별 와이어, 가요성 케이블 등이 멤브레인(35)과 반도체 디바이스(44) 사이에 전기적인 신호 전송 및 수신을 수행하도록 요구되지 않는다는 것이다. 이는 제어 유닛에 초음파 프로브를 접속하는데 요구되는 케이블링의 크기 및 와이어의 수를 감소시킨다. 더욱이, 종래의 케이블 또는 와이어 하니스(미터의 단위의 길이)와 비교하여 웨이퍼-관통 상호 접속부(42)의 더 짧은 물리적인 길이(1 ㎜ 미만)는 더 낮은 저항 및 더 짧은 신호 경로를 갖는 접속부를 제공하는데, 이는 트랜스듀서 수신 신호의 손실을 최소화하고 전송을 위해 트랜스듀서를 구동하도록 요구되는 전력을 낮춘다.

[0048] 금속 상호 접속부(42) 및 전극(20, 32)의 사용은 폴리실리콘 상호 접속부 및 전극을 사용하는 디바이스보다 더 높은 전기 전도도 및 더 높은 신호 대 노이즈비를 갖는 압전 디바이스를 제공할 수 있다. 게다가, 정각 절연층(36) 및 정각 도전체(42)를 증착하는 저온 프로세스의 사용은 디바이스 가공의 열 소모비용을 감소시켜, 따라서 열로의 과도한 노출의 손상 효과를 제한한다. 이는 또한 기판 내의 웨이퍼-관통 비아 홀(50)을 에칭하기 전에 압전 소자(22)가 형성될 수 있게 하고, 따라서 전체 가공을 단순화한다.

[0049] pMUT 디바이스 구조체가 반도체 디바이스 기판에 직접 부착될 때, 음향 에너지가 반도체 디바이스 기판으로부터 반사되어 압전 멤브레인을 향해 재지향되기 때문에, pMUT 소자의 몇몇 반향이 관찰될 수도 있다. 이 반향은 pMUT 신호 내에 노이즈를 유발하고 초음파 이미지 품질을 감소시킨다. 또한, 음향 에너지는 회로 내에 노이즈를 도입함으로써 반도체 디바이스 작동에 영향을 미칠 수 있다. 예로서, 반도체 디바이스의 접촉면 상에 또는 pMUT 디바이스의 공기-백킹된 캐비티의 베이스에 음향 감쇠 폴리머 코팅을 사용하여, 압전 멤브레인으로부터 반사된 음향 에너지가 감쇠될 수 있다. 음향 감쇠 폴리머층은 바람직하게는 더 낮은 음향 임피던스를 갖고, 높은 음향 임피던스를 갖는 반도체 디바이스의 노출된 실리콘 표면보다 낮은 초음파 에너지를 반사한다. 예로서, 음향 감쇠 폴리머층은 또한 반도체 디바이스로의 pMUT 디바이스 구조체의 부착을 위한 접착제로서 기능할 수도 있다.

[0050] pMUT 디바이스의 압전 소자(22)의 두께는 약 0.5 ㎛ 내지 약 100 ㎛의 범위일 수 있다. 예로서, 압전 소자(22)의 두께는 약 1 ㎛ 내지 약 10 ㎛의 범위이다.

[0051] 압전 소자(22)의 폭 또는 직경은 약 10 ㎛ 내지 약 500 ㎛의 범위일 수 있고, 약 15 ㎛ 내지 약 1000 ㎛의 중심간 간격을 갖는다. 예로서, 압전 소자(22)의 폭 또는 직경은 약 50 ㎛ 내지 약 300 ㎛의 범위일 수 있고, 1 내

지 20 MHz의 범위에서의 초음파 작동을 위해 약 75 ㎛ 내지 450 ㎛의 중심간 간격을 갖는다. 50 ㎛ 미만의 더 소형의 소자는 20 MHz 초과의 더 고주파수 작동을 위해 패터닝될 수도 있다. 예로서, 다수의 소자가 전기적으로 함께 접속되어 높은 작동 주파수를 여전히 유지하면서 더 높은 초음파 에너지 출력을 제공할 수도 있다.

[0052] 유전성 필름(14)의 두께는 약 10 nm 내지 약 10 ㎛의 범위일 수 있다. 예로서, 정각 절연성 필름(36)의 두께는 약 10 nm 내지 약 10 ㎛의 범위이다. 하부 전극(20), 상부 전극(32) 및 정각 도전층(42)의 두께는 약 20 nm 내지 약 25 ㎛의 범위이다. 개방 캐비티(50)의 깊이는 약 10 ㎛ 내지 수 밀리미터의 범위일 수 있다.

[0053] 일 실시예에서, pMUT 디바이스 구조체(10)는 반도체 디바이스(44) 상의 에폭시 층(56) 내에 형성된 금속 접점(54)을 통해 반도체 디바이스(44)에 접속되어 도 3에 도시되어 있는 바와 같이 수직으로 집적화된 pMUT 디바이스(70)를 형성한다. 에폭시 층(56)은, 음향 에너지 감쇠기로서 기능하는데 부가하여, 또한 반도체 디바이스(44)에 pMUT 디바이스 구조체(10)를 접착하기 위한 접착제로서 기능할 수도 있다. 에폭시 층(56)은 포토리소그래피 및/또는 에칭 기술을 사용하여 패터닝될 수도 있고, 금속 접점은 전해 도금, 스퍼터링, 전자 빔(e-빔) 증착, CVD 또는 다른 증착법에 의해 증착될 수 있다.

[0054] 특정 실시예에서, 수신 신호를 보강하는 상기 방법의 적용은 도 4 내지 도 6에 도시되어 있는 바와 같이 계류중인 미국 특허 출원 제11/068,776호에 이미 설명되어 있는 바와 같은 기판으로서 실리콘-온-절연체(SOI), 뿐만 아니라 도 7을 참조하여 이하에 설명되는 바와 같이 개량된 SOI-pMUT 디바이스를 갖고 제조된 pMUT와 집적화될 수 있다.

[0055] 도 4에 도시되어 있는 바와 같이, 실리콘 웨이퍼와 같은 기판(12)은 기판(12) 상에 형성된 매립된 이산화실리콘층(64)을 덮고 있는 얇은 실리콘층(62)을 구비한다. 제1 유전성 필름(14)이 실리콘층(62)을 덮고 형성되며, 하부 전극층(16)이 제1 유전성 필름을 덮고 형성된다. 압전 재료의 층(18)이 하부 전극층(16)을 덮고 형성되어 SOI-pMUT 디바이스 구조체(100)를 제공한다. SOI 기판을 사용하는 적어도 하나의 장점은 실리콘 기판 에칭 정지부로서 매립된 산화물을 사용하는 심도 반응성 이온 에칭(DRIE)의 더 양호한 제어를 포함한다. SOI는 또한, 멤브레인 두께가 SOI 기판(62)의 얇은 실리콘층의 두께에 의해 규정되기 때문에, 어레이 내의 개별 소자의 공진 주파수의 더 양호한 제어 및 균일성을 위해 pMUT 멤브레인(35)의 더 양호한 제어를 제공한다. 특정 실시예에 따르면, 얇은 실리콘층(62)은 약 200 nm 내지 50 ㎛의 두께를 갖고, 매립된 산화물층(64)은 약 200 nm 내지 1 ㎛의 두께를 갖는다. 본 발명의 다른 실시예에서, 실리콘층(62)은 약 2 ㎛ 내지 20 ㎛의 두께를 갖고, 매립된 산화물층(64)은 약 500 nm 내지 1 ㎛의 두께를 갖는다.

[0056] 도 5를 참조하면, 압전 재료의 층(18), 하부 전극(16), 제1 유전성 필름(14), 실리콘 층(62) 및 매립된 실리콘 산화물층(64)은 이후에 에칭되어 개별 압전 소자(22) 및 접지 패드(24)를 제공하고, 기판(12)의 정면(13)을 노출시킨다. 압전 재료의 층(18) 및 하부 전극층(16)은 에칭되어 개구(68)에 의해 분리된 pMUT 소자 형상(22)을 형성한다. 제1 유전층(14), 얇은 실리콘층(62) 및 매립된 산화물층(64)은 더 에칭되어 기판(12)을 노출시키는 이격된 비아(69)를 형성한다. 도전성 필름(66)은 도 5에 도시되어 있는 바와 같이 이격된 비아(69) 내에 증착되어, 이후에 형성될 하부 전극(20)과 웨이퍼-관통 상호 접속부 사이의 전기 접속을 제공한다. pMUT 디바이스 구조체(100)의 패터닝은 통상의 포토리소그래피 및 에칭 기술을 사용하여 이루어질 수도 있다. 예로서, 도전성 필름(66)은, 하부 전극(20), 상부 전극(32) 및 정각 도전층(42)에 대해 Cr/Au, Ti/Au, Ti/Pt, Au, Ag, Cu, Ni, Al, Pt, In, Ir, InO_2, RuO_2, In_2O_3:SnO_2(ITO) 및 (La, Sr)CoO_3(LSCO)와 같은 금속일 수 있다.

[0057] SOI-pMUT 디바이스 구조체(100)는 더 처리되어 제2 유전성 필름(28) 및 상부 전극(32)을 형성한다. 웨이퍼-관통 비아(34)는 예를 들어 심도 반응성 이온 에칭(DRIE)에 의해 형성된다. 정각 절연층(36) 및 정각 도전성 필름(42)은 도 6에 도시되어 있는 바와 같이 웨이퍼-관통 비아 내에 형성된다. 도전성 필름(66)과 정각 도전성 필름(42) 사이의 전기적인 접촉은 웨이퍼-관통 상호 접속부를 제공한다. SOI-pMUT 디바이스 구조체(100)는 도 6에 도시되어 있는 바와 같이 관통 땜납 범프(46)와 같은 반도체 디바이스(44)에 접속되어, 수직으로 집적화된 pMUT 디바이스(110)를 형성한다. 다른 실시예에서, 반도체 디바이스(44)는 전술된 바와 같이 pMUT 디바이스를 반도체 디바이스에 부착하는 반도체 디바이스의 표면 상에 증착된 에폭시층 내에 형성된 금속 접점을 통해 정각 도전성 필름(42)에 전기적으로 접속될 수도 있다.

[0058] 수신 신호를 보강하는 상기 방법의 인가는 개량된 실리콘-온-절연체(SOI) 기판 pMUT 디바이스 및/또는 이하와 같은 수직으로 증착된 ASIC 디바이스와 집적화될 수도 있다.

[0059] 공기-백킹된 캐비티를 갖는 전술된 pMUT 디바이스는 공기-백킹된 캐비티 내의 정각 금속층과 직접 접촉하는 하부 전극 또는 정각 금속층에 플러그 금속을 접촉시키기 위한 SOI 층을 통한 금속화된 플러그를 제공한다. 개량

된 SOI 공기-백킹된 캐비티 pMUT의 제조는 특정 공진 주파수를 더 정확하게 타겟팅하는 것을 제공할 수 있는 멤브레인으로서 SiO_2 또는 디바이스 실리콘 구조층을 제공하는데, 이는 주파수가 멤브레인 두께에 의존하고 공기-백킹된 캐비티를 통해 압전 소자와 직접적인 전기적인 접촉을 제공하기 때문이다. 따라서, 공기-백킹된 캐비티를 통해 정각 금속층과 하부 전극 사이에 전기적인 상호 접속부를 제공하는 SOI 내의 무겁게 도핑된 전기 도전성 디바이스 실리콘층이 고려된다. 이 실시예의 pMUT는 도 7을 참조하여 이하에 예시된다.

[0060] 무겁게 도핑된(0.1 미만의 ohm-cm 비저항) 디바이스 실리콘층(162)을 갖는 SOI 기판(120)이 기판(120)의 정면 상의 매립된 산화물층(164)에 제공된다. SiO_2 패시베이션층(175)이 디바이스 실리콘층(162)의 표면 상에 열 성장되어 후속의 처리 단계에서 도핑된 디바이스 실리콘층(162) 내로의 하부 전극층(116)의 확산을 방지한다. SiO_2 층(175)은 포토리소그래피 및 에칭에 의해 패터닝된다. 하부 전극층(116)은 스퍼터링 또는 전자 빔 증착에 의해 증착될 수 있고, Pt 또는 Pt/Ti일 수 있다. Ti는 SiO_2 층으로의 Pt의 접착을 위해 사용될 수 있다. 바람직하게는, 하부 전극(116)의 금속은 압전 재료 어닐링 온도를 견딜 수 있다. 하부 전극은 포토리소그래피 및 에칭 또는 리프트오프(liftoff) 처리에 의해 패터닝될 수 있다. 하부 전극은 전술된 바와 같을 수 있다.

[0061] 패터닝된 압전 소자(22)는 스핀 코팅, 스퍼터링, 레이저 융삭(laser ablation) 또는 CVD, 및 전형적으로 700℃에서 어닐링에 의해 압전 재료를 증착함으로써 형성될 수 있다. 패터닝은 예를 들어 포토리소그래피 및 에칭에 의해 수행될 수 있다. 패터닝된 압전 소자(22)는 압전층 폭이 하부 전극의 폭보다 작도록 에칭된다. 이는 후속의 금속 커넥터가 형성될 수 있도록 하부 전극으로의 접근을 제공한다.

[0062] 금속 커넥터층(180)이 포토리소그래피 및 에칭 또는 리프트오프 처리에 의해 증착되어 패터닝된다. 금속 커넥터층(180)은 전술된 바와 같이 Ti/Pt, Ti/Au, 또는 다른 금속일 수 있다. Ti는 무겁게 도핑된 디바이스 실리콘층(162)으로의 Pt 또는 Au의 접착을 위해 사용될 수도 있다. 금속 커넥터층(180)은 하부 전극(116)과 무겁게 도핑된 디바이스 실리콘층(162) 사이에 전기 접촉을 제공한다.

[0063] 디바이스 실리콘층(162)이 포토리소그래피에 의해 패터닝되고 에칭되어, 어레이 내의 압전 소자(22)의 서로에 대한 전기적 절연을 제공하는 절연 트렌치(130)를 각각의 압전 소자(22)에 인접하여 제공한다. 절연 트렌치(130)는 매립된 SiO_2 층(164)에 에칭된다.

[0064] 폴리머 유전층(128)이 트렌치(130)를 포함하는 압전 소자(22)의 상부에 증착되어 스핀 코팅, 포토리소그래피 및 에칭에 의해 패터닝된다. 광화상 형성 가능(photoimageable) 폴리머 유전 재료가 폴리머 유전층(128)에 사용될 수 있다. 폴리머 유전 재료는 폴리이미드, 파릴렌, 폴리디메틸실록산(PDMS), 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE), 폴리벤조사이클로부텐(BCB) 또는 다른 적합한 폴리머일 수 있다.

[0065] 금속 접지 평면층(132)은 예를 들어 전자 빔 증착, 스퍼터링 또는 전해 도금에 의해 증착된다. Ti/Au 또는 Ti/Cu가 금속 접지 평면층(132)에 사용될 수 있다.

[0066] 폴리머 패시베이션층(190)이 예를 들어 기상 증착 또는 스핀 코팅에 의해 증착된다. 폴리머 패시베이션층(190)은 사용 중에 디바이스 표면과 접촉하게 될 수 있는 유체(예를 들어, 혈액, 물, 실리콘 겔)로부터의 전기적 및 화학적 절연을 제공하고, 또한 음향 정합층으로서 기능하여 트랜스듀서 면과 유체 사이의 더 낮은 음향 임피던스를 제공할 수 있다.

[0067] 실리콘 기판(20)의 이면의 에칭은 공기-백킹된 캐비티(150)를 제공한다. 접지 비아(131)는 에칭되어 도핑된 실리콘 층(162) 및 금속 접지 평면층(132)으로의 정각 도전체(143)의 접속을 제공한다. 에칭은 심도 반응성 이온 에칭(DRIE)에 의해 이루어질 수 있다.

[0068] 정각 절연층(136)은 공기-백킹된 캐비티(150)의 측벽(137) 및 베이스(125) 뿐만 아니라 기판(120)의 이면(111) 상에 증착된다. 베이스(125)의 정각 절연층(136)은 예를 들어 비아가 상호 접속을 위해 요구되면 에칭된다. 정각 절연층(136)은 폴리머, 산화물 또는 질화물 재료일 수도 있다.

[0069] 정각 금속층(142)은 측벽(137) 및 베이스(125)를 포함하는 공기-백킹된 캐비티(150)의 내부와 기판(120)의 이면(111)에 증착된다. 정각 금속층(142)은 스퍼터링되고, e-빔 증착되거나, 또는 CVD 증착될 수 있다.

[0070] 정각 금속층(142)은 포토리소그래피에 의해 기판(120)의 이면(111) 상에 패터닝되고 에칭되어 압전 소자(22)와 접지 비아(131)를 서로로부터 전기적으로 절연시킨다. 정각 금속층(142)은 또한 IC 디바이스로의 pMUT 디바이스의 전기적인 접속을 위한 상호 접속 패드(143)를 제공한다. 따라서, SOI-pMUT 디바이스의 공기-백킹된 캐비티를 통한 압전 소자로부터의 전기 접점은 가능한 처리 장점 및 성능 이득을 제공한다.

[0071] 특정 실시예에서, 보강된 수신 신호를 생성하는 상기 방법의 적용은 pMUT 디바이스 또는, SOI 기판이 ASIC 디바이스에 접합된 상태로 제조된 pMUT 디바이스를 사용하여 수행될 수 있다. 이러한 수직으로 집적화된 디바이스는 계류중인 미국 특허 출원 제11/068,776호에 이미 설명되어 있는 것들을 포함한다. 소직경의 카테터와 같은 촬영 프로브에서의 적용을 위한 pMUT-ASIC 스택의 치밀화를 제공하기 위한 개량된 접합 구조는 예를 들어 이하와 같다.

[0072] pMUT 기판은 예를 들어 도 3에 도시되어 있는 바와 같이 ASIC 디바이스와 같은 IC 기판에 기계적으로 부탁되고 전기적으로 접속될 수 있다. IC 기판으로의 pMUT의 접속은 에폭시 접합에 의해 또는 땜납 범프 접합에 의해 이루어질 수 있다. 땜납 범프에 의해 접합된 IC 기판은 전형적으로 IC 층의 수에 따라 수 밀리미터의 두께를 갖는다. 전체 두께를 더 감소시키고 pMUT-IC 조립체의 치밀성을 증가시키는 것이 바람직하다. pMUT 및 IC 기판의 접합을 위한 바람직한 방법은 에폭시 접합이다. 에폭시 접합은 조립된 디바이스에 더 큰 물리적 치밀성 및 더 작은 전체 두께를 제공할 수 있고, 땜납 범핑에 비교하여 더 낮은 온도의 처리 단계를 제공할 수 있다.

[0073] 개량된 에폭시 접합된 pMUT-IC 스택(220)의 예가 도 8에 도시되어 있다. 에폭시 상호 접속층(256)이 IC 기판(320)의 표면 상에 증착되어 pMUT 디바이스(10)와의 접합을 제공한다. 정각 유전층(52)이 증착되어 웨이퍼-관통 전기 상호 접속부(230)와 IC 기판(320)을 절연시킨다. 웨이퍼-관통 상호 접속부(230)는 IC 층 내에서 그리고 에폭시 상호 접속층(256)을 통해 에칭되어 pMUT 디바이스(10)의 이면 상에 금속 상호 접속 패드(242)를 노출시킬 수 있다. 에칭은 DRIE에 의해 이루어질 수 있고, 웨이퍼-관통 상호 접속부(230)는 CVD 및/또는 전해 도금을 사용하여 금속화될 수 있다. 제2 IC 기판(420)이 이후에 유사하게 형성된 비아 및 유사하게 형성된 전기 접속부와 함께 접합될 수 있다. 전기 도선(301)(예를 들어, 와이어, 가요성 케이블 등)이 이면 또는 하나 이상의 IC 기판에 부착되어 pMUT-IC 스택으로부터 시스템 전자 기기 또는 카테터 전기 커넥터로의 전기 접속을 제공할 수 있다.

[0074] IC 기판은 화학-기계적 연마(CMP)에 의해 박형화될 수 있다. CMP를 사용하는 IC 실리콘 기판의 박형화는 스택의 전체 두께를 상당히 감소시킬 수 있고, 전체 스택에 대해 1 mm 미만의 두께를 제공할 수도 있다. CMP는 또한 더 얕을 수 있는 비아 에치를 제공하고 더 소형일 수 있는 비아 크기를 제공할 수 있는데, 이는 전형적으로 10:1 이하의 종횡비(aspect ratio)가 통상의 실리콘 에치 및 CVD 금속 비아 형성 프로세스를 사용하여 형성될 수 있기 때문이다. pMUT 기판은 또한 공기 백킹된 캐비티(250)를 형성하기 전에 CMP 또는 다른 프로세스에 의해 박형화될 수도 있다.

[0075] 땜납 범프 또는 와이어 접합 적층(예를 들어, 시스템-온-칩 또는 시스템-온-패키지)은 취급 및 와이어접합 제약에 기인하여 부가의 측방향 영역을 요구한다. 에폭시 접합법은 기준선이 IC 기판의 이면에 형성되고 2개의 기판의 정렬 및 접합이 정밀한 정렬기-접합기 설비에 의해 형성될 수 있기 때문에 부가의 측방향 영역을 필요로 하지 않는다. 따라서, 비아가 실리콘 기판에 에칭될 때, 비아는 이전의 기판의 상호 접속 패드에 미리 정렬된다. 따라서, 전체 pMUT-IC 스택(220)은 pMUT 어레이 자체보다 측방향 영역이 클 필요가 없다.

[0076] 전술된 바와 같이 제어 회로와 조합된 웨이퍼-관통 상호 접속부를 갖고 형성되어 트랜스듀서 디바이스를 형성하는 pMUT는 외부 케이블링을 포함하는 하우징 조립체 내로 더 조립되어 초음파 촬영 프로브와 같은 초음파 프로브를 형성할 수 있다. 제어 회로와 pMUT의 집적화는 초음파 프로브 내에 요구되는 케이블링을 상당히 감소시킬 수 있다. 초음파 프로브는 또한 다양한 음향 렌즈 재료, 정합층, 백킹층 및 탈정합층을 포함할 수 있다. 하우징 조립체는 외부 초음파 촬영을 위한 초음파 프로브 또는 생체내 촬영을 위한 카테터 프로브를 형성할 수 있다. 초음파 카테터 프로브 하우징의 형상은 직사각형, 실질적으로 원형 또는 완전 원형과 같은 임의의 형상일 수 있다. 초음파 카테터 프로브의 하우징은 금속, 비금속, 불활성 플라스틱 또는 유사 수지 재료와 같은 임의의 적합한 재료로 제조될 수도 있다. 예를 들어, 하우징은 폴리올레핀, 열가소성 재료, 열가소성 탄성중합체, 열경화성 재료 또는 가공 열가소성 재료 또는 조합, 공중합체 또는 이들의 혼합물을 포함할 수 있다.

[0077] 초음파 카테터 프로브의 보강된 수신 신호를 생성하기 위한 방법이 제공된다. 이 방법은 pMUT 또는 응용 특정 집적 회로(ASIC) 디바이스 조립체와 집적화된 pMUT를 포함하는 초음파 카테터 프로브를 제공하는 것과, 촬영 장치 내에 조립체를 합체하고 pMUT로부터 보강된 수신 신호를 생성하기 위해 pMUT의 수신 굴곡 공진 모드 중에 DC 바이어스를 공급하는 것을 포함한다. 이러한 실시예는 도 9 내지 도 15를 참조하여 더 설명된다.

[0078] pMUT 디바이스(90)는 도 9 내지 도 10에 도시되어 있는 바와 같이 촬영 카테터 디바이스(500, 600)를 제공하는 가요성 케이블(507) 또는 다른 가요성 와이어 접속부에 접합될 수 있다. 이는 땜납 범프 접합, 에폭시(도전성 에폭시 또는 도전성 및 비도전성 에폭시의 조합), z-축 탄성중합 상호 접속, 또는 카테터-기반 초음파 트랜스듀

서에 사용된 다른 상호 접속 기술에 의해 수행될 수 있다.

[0079] 도 9를 참조하면, 전방 관찰 촬영 카테터 디바이스(500)는 음향 윈도우(540)를 통해 촬영하기 위해 가요성 케이블(507)과 집적화된 관련 pMUT(90)를 포함한다. 측면 관찰 카테터(600)는 도 10에 도시되어 있는 바와 같이 가요성 케이블(507) 및 음향 윈도우(640)와 집적화된 관련 pMUT(90)를 포함한다. 카테터(500, 600)는 pMUT(90)와 직접 접촉하는 음향 정합 재료(550, 650)를 각각 포함한다. 음향 정합 재료(550, 650)는 저탄성계수 폴리머, 물 또는 실리콘 겔일 수도 있다.

[0080] 카테터(700)는 수직으로 집적화된 ASIC 디바이스(720, 730)를 갖는 pMUT(90)를 포함하는데, 이 디바이스는 다중화기, 증폭기 또는 신호 조절 ASIC 디바이스 또는 이들의 조합일 수 있다. 고전압 드라이버, 빔 형성기 또는 타이밍 회로와 같은 부가의 ASIC 디바이스가 또한 포함될 수도 있다. 음향 윈도우(740)는 pMUT(90)와 집적 접촉하는 음향 정합 재료(750)를 포함할 수 있다.

[0081] 촬영 카테터 디바이스(500, 600, 700)는 3 프렌치 내지 6 프렌치(1 내지 2 ㎜)의 범위의 외경을 가질 수도 있지만, 또한 특정 용례에서는 12 프렌치(즉, 4 ㎜) 정도일 수도 있다. 이러한 디바이스는 소형 관상 동맥에 접근 가능할 수 있다. 최소 수의 전기 와이어가 소형 카테터 프로브에 조립되는 것이 요구되고, 따라서 소형의 집적 회로 스위치(예를 들어, 다중화기)가 카테터의 내부의 전기 와이어의 감소를 제공할 수 있다. 촬영 카테터 디바이스(500, 600, 700)의 하우징(509)은 매우 가요성이 있을 수 있고, 예를 들어 심장외 관상 동맥 내의 가이드 와이어 상에 전진될 수 있다.

[0082] 신호 와이어 또는 가요성 케이블은 도 9에 도시되어 있는 바와 같이 pMUT 기판의 이면 상의 웨이퍼-관통 상호 접속부와 집적 접속될 수 있다. 와이어 또는 가요성 케이블은 카테터 본체를 통해 안내되어 카테터의 후방 단부에서의 I/O 커넥터를 통해 외부 제어 회로에 접속될 수 있다. 그러나, 혈관을 통해 카테터를 조향하고/안내하기 위한 최대 의학적 융통성을 허용하기 위해 카테터 외장 내에 포함된 전기 도선의 수를 감소시키는 것이 유리할 것이다. 예를 들어, 7F(3 ㎜ 직경) 카테터, 20×20 소자 pMUT 어레이가 고품질 이미지를 생성하는데 사용될 수 있다. 이 경우에, 소자당 최소 1 와이어, 총 400개의 와이어가 카테터의 팁에서 pMUT 어레이를 구동하는데 요구될 수 있다. 이는 카테터 이동을 위한 가이드 와이어를 위한 적은 공간 및 카테터를 만곡시키는 적은 가요성을 남겨둘 것이다.

[0083] 따라서, 카테터 내의 신호 도선의 수 및 신호 노이즈를 감소시키기 위해, pMUT 디바이스는 카테터 팁 내의 제어 회로와 집적화될 수 있다. 예를 들어, 도 8에 도시되어 있는 바와 같이, 판독 기능이 웨이퍼-관통 상호 접속부를 사용하여 트랜스듀서 어레이와 직접 집적화될 수 있다. 증폭기 ASIC은 pMUT 기판에 접합되고 각각의 pMUT 소자의 웨이퍼-관통 상호 접속부에 접속될 수 있어 각각의 pMUT 소자에 의해 수신된 초음파 신호가 독립적으로 증폭되어 신호 대 노이즈비가 최대화된다. 이 직접적인 집적화는 또한 pMUT 소자와 증폭기 사이의 전기 도선 길이를 매우 감소시켜 신호 노이즈를 더욱 감소시킬 수 있다. 제2 다중화 ASIC을 집적화함으로써, 각각의 트랜스듀서에 의해 수신되어 각각의 증폭기에 송신된 신호는 감소된 수의 신호 와이어를 통해 카테터의 후방 단부에서의 I/O 커넥터로 다중화될 수 있다. 따라서, 더 적은 와이어가 카테터 외장 내에 요구된다. 다중화 속도는 성취될 수 있는 감소된 수의 신호 와이어를 결정할 것이다. 도선의 수의 감소는 또한 소자 사이의 누화(crosstalk)를 감소시킨다.

[0084] 웨이퍼-관통 상호 접속부는 전술된 바와 같이, ASIC의 실리콘 기판을 에칭하고, 에칭된 구멍을 정각 유전층 및 금속층으로 코팅하고, 금속을 도금하여 충전된 도전성 비아를 생성함으로써 형성될 수 있다. 다수의 회로가 정렬된 웨이퍼-관통 상호 접속부와 에폭시 접착에 의해 적층될 수 있다.

[0085] 트랜스듀서 어레이의 수신 기능을 집적화하는 것에 부가하여, 구동 또는 전송 기능이 유사한 방식으로 pMUT 기판과 집적화될 수도 있다. ASIC 스택 내에 포함된 고전압 드라이버가 트랜스듀서 소자를 구동하는 필요성을 발생시키는데 사용될 수 있고, 다중화 회로가 개별 pMUT 소자를 처리하는데 사용될 수 있다. 따라서, 2D 위상화 어레이 작동이 적절한 타이밍에 구동 신호를 다중화함으로써 달성될 수 있다. 전송 기능을 직접 집적화하는 적어도 하나의 장점은 고전압이 pMUT 어레이에 바로 인접하여 발생된다는 것이다. 카테터의 본체를 통해 전송된 고전압 신호는 감소되거나 배제될 수 있고, 따라서 카테터의 전기 안전을 향상시킨다. 저전압 신호(3 내지 5 V)가 I/O 커넥터로부터 집적화된 다중화 및 고전압 드라이버 회로로 송신될 수 있고, 드라이버는 차지 펌프 및/또는 유도 변압기를 통해 더 높은 전송 전압을 발생시킨다.

[0086] 송수신 신호를 제어하고 원래 pMUT 신호로부터 초음파 촬영 신호를 생성하기 위한 타이밍 및/또는 빔 형성 회로와 같은 다른 회로가 ASIC 스택에 집적화될 수 있다. 이 집적화는 외부 제어 유닛에 요구되는 전자 기기의 양

및 크기를 감소시켜, 더 소형의 휴대형 초음파 촬영 시스템 또는 휴대용 카테터-기반 초음파 촬영 시스템을 가능하게 할 수 있다.

[0087] 본 명세서에 설명되어 있는 실시예는 2D, 1.5D 또는 1D 어레이와 함께 작동하는 전방 또는 측면 관찰 카테터에 적용 가능하다는 것이 고려된다.

[0088] 이제, 도 12 내지 도 15를 참조하면, 카테터(800, 900)의 pMUT 디바이스(900)가 조작 부재(807) 또는 광 파이버(907)에 제공된다. 조작 부재는 카테터 가이드 와이어일 수도 있다. 조작 부재는 수술용 칼(scalpel), 니들 또는 주사기와 같은 수술 도구를 포함할 수도 있다. 조작 부재는 카테터 또는 하우징 조립체를 통해 원격으로 제어될 수도 있다. 조작 부재(807) 또는 광 파이버(907)는 보어 구멍(870, 970) 각각 내에 위치된다. 조작 수단은 외부에서 제어될 수도 있다. 보어(970)는 조작 부재(807)를 고정하고 카테터 내로의 유체의 누출을 방지하기 위한 밀봉부(880)를 포함할 수도 있다. 조작 부재(807)는 또한 보어(870) 및 밀봉부(880)에 대해 이동 가능하거나 수축 가능할 수도 있다. 광 파이버(907)는 보어(970)의 측벽에 직접 부착되어 에폭시 또는 다른 밀봉부 또는 접착제로 밀봉될 수 있다. 가이드 와이어, 수술 도구 또는 광 파이버와 같은 이러한 조작 수단은 유사한 방식으로 적층된 pMUT-IC 디바이스에 적응될 수도 있다. 보어 구멍(870, 970)은 예를 들어 DRIE와 같은 에칭 프로세스를 사용하여 pMUT 또는 pMUT-IC 스택의 처리 중에 제공될 수 있다. 보어 구멍은 카테터의 원위 단부의 적절한 크기의 개구(513)와 협동적으로 정렬된다. 보어 및 개구(513)와 연통 가능한 카테터 하우징의 내부를 통한 내부 통로(517)가 조작 부재의 삽입 및 조작을 제공한다.

[0089] 촬영 카테터 디바이스(600, 700, 800, 900)는 도관의 근위부에 결합된 조향 메커니즘(505)을 더 포함한다. 예로서, 적어도 하나의 조향 메커니즘이 본 명세서에 참조로서 포함되어 있는 미국 특허 제6,464,645호에 개시되어 있다. 제어기의 편안하고 효율적인 한손 제어 조작을 제공하기 위해 인간의 손의 윤곽에 적합화된 초음파 트랜스듀서 조립체용 제어기가 또한 제공될 수 있다.

[0090] 본 명세서에 개시되어 있는 카테터 프로브 및 pMUT 트랜스듀서 소자는 의료 디바이스에 종래 수행된 바와 같이 살균이 적용될 수도 있다. 본 명세서에 설명되어 있는 pMUT 디바이스 및 보강된 수신 신호 생성 방법은 실시간의 3차원 심장내 또는 혈관내 촬영, 최소 침습성 또는 로봇 수술을 위한 촬영, 카테터-기반 촬영, 휴대용 초음파 프로브 및 소형 수중청음기(hydrophone)와 같은 절차를 위해 사용될 수 있다. pMUT는 약 1 내지 20 MHz의 주파수 범위에서 작동에 최적화될 수 있다.

[0091] 본 명세서에 개시되어 있는 초음파 카테터 프로브는 심장 동맥의 관상동맥 혈전의 IVUS 및 ICE에 특히 적합할 수 있다. 이러한 치료는 심장 동맥 질병, 죽상동맥 경화증 또는 다른 혈관 관련 장애를 치료하거나 가능하게는 감소시키는데 필요할 수 있다.

[0092] 본 명세서에 설명되어 있는 방법 및 실시예는 보강된 감도를 갖는 외부 초음파 프로브를 제조하는데 사용될 수도 있다. 따라서, 수직으로 집적화된 pMUT 디바이스가 또한 예를 들어, 심장학, 산과학, 혈관 또는 비뇨기 촬영을 위해 외부 초음파 프로브에 사용을 위해 구성될 수도 있다. 따라서, 도 16에 도시되어 있는 바와 같이, 전방 관찰 촬영 프로브 디바이스(1000)는 음향 윈도우(1740)를 통해 촬영하기 위해 가요성 케이블(1507)과 집적화된 관련 pMUT(90)를 포함한다. 프로브(1000)는 수직으로 집적화된 ASIC 디바이스(1720, 1730)를 포함하는데, 이 디바이스는 pMUT(90)를 갖는 다중화기, 증폭기 또는 신호 조절 ASIC 디바이스 또는 이들의 조합일 수 있다. 고전압 드라이버, 빔 형성기 또는 타이밍 회로와 같은 부가의 ASIC 디바이스가 또한 포함될 수도 있다. 음향 윈도우(1740)는 pMUT(90)와 집적 접촉하는 음향 정합 재료(1750)를 포함할 수 있다.

[0093] 1D, 1.5D 또는 2D 기하학적 형상을 갖는 pMUT 어레이가 제조되고 ASIC 디바이스와 집적화되어 트랜스듀서 프로브의 취급시에 전자 신호 처리를 제공할 수 있다. pMUT-IC 스택은 pMUT 면과 하우징 벽 사이에 저탄성계수 폴리머, 물 또는 실리콘 겔로 이루어진 음향 정합층을 갖고 외부 프로브 하우징에 장착될 수 있다. pMUT-IC 스택은 촬영 시스템 전자 기기로의 인터페이스를 위해 가요성 케이블, 리본 케이블, 또는 표준 신호 와이어에 장착될 수도 있다.

[0094] 외부 초음파 프로브용 집적화 전자 기기를 갖는 종래의 초음파 트랜스듀서 어레이는 고비용의 복잡한 제조 기술을 요구한다. 외부 pMUT-기반 프로브는 반도체 배치(batch) 생산 및 집적화 기술에 기인하여 더 저가의 더 생산성이 있는 제품을 제공할 수 있다.

[0095] 예

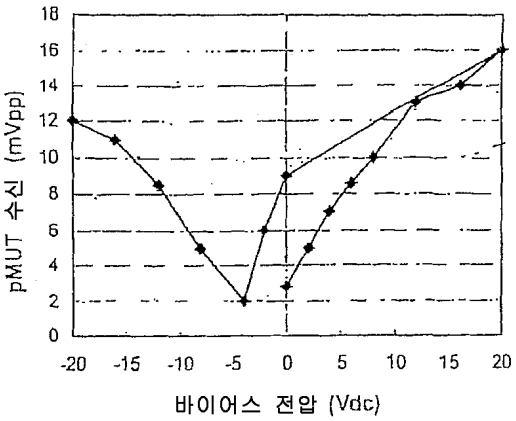
[0096] 초음파 압전 트랜스듀서로부터 보강된 수신 신호를 생성하는 방법이 이하의 예를 참조하여 더 설명된다.

[0097] 단일의 pMUT 소자는 -20 Vdc 내지 +20 Vdc의 DC 바이어스를 받게 되었다. 개별 피스톤 트랜스듀서에 의해 제공된 음향 신호는 pMUT 소자에 조준되었다. pMUT 소자에 의해 수신된 신호는 인가된 DC 바이어스의 함수로서 측정되었다. 도 1을 참조하면, 밀리볼트의 피크간 수신 신호 대 바이어스 전압을 나타내고 있는 그래프가 도시되어 있다. 도 1의 데이터는 상이한 레벨의 DC 바이어스 전압에 대한 pMUT 소자의 출력 응답을 표현하고 있다. DC 바이어스 전압은 0 V로부터 +20 V로 변경되고, 0 V로 복귀되고, 이어서 0 V로부터 -20 V로 변경되었다. 수신 신호(mV)는 각각의 DC 바이어스 증분마다 기록되었다. 도 1은 이 특정 압전 박막의 항전기장 레벨에 대한 수신 감도를 증가시키기 위한 최적의 DC 바이어스 전압을 도시하고 있다. DC 바이어스가 pMUT 소자의 압전 필름의 항전압(대략 -5 V) 부근에 있을 때, 수신 감도가 감소된다. 인가된 전압이 증가됨에 따라, pMUT 소자의 출력 신호가 증가된다. 따라서, pMUT 소자의 보강된 수신 신호를 생성하기 위해 DC 바이어스를 인가하는 방법이 설명된다. 수신 신호의 보강의 최적화는 공지된 두께의 압전 멤브레인으로부터의 수신 신호를 모니터링하면서 DC 바이어스를 조정함으로써 얻어질 수도 있다.

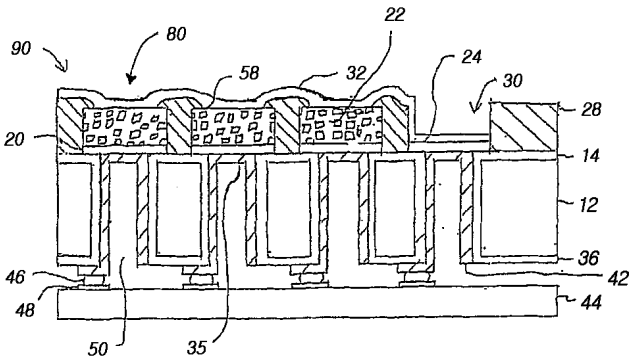
[0098] 본 발명이 그 특정 실시예를 참조하여 상세히 설명되었지만, 다양한 변경 및 수정이 본 발명의 사상 및 범주로부터 벗어나지 않고 이루어질 수 있다는 것이 당 기술 분야의 숙련자에게 명백할 것이다.

도면

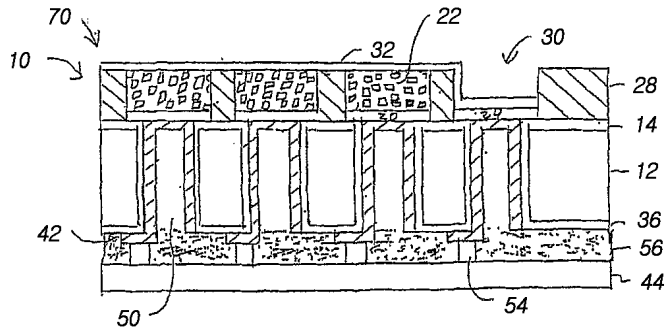
도면1



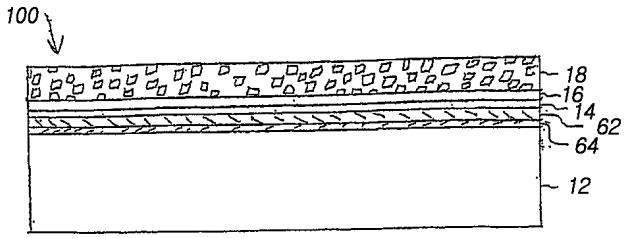
도면2



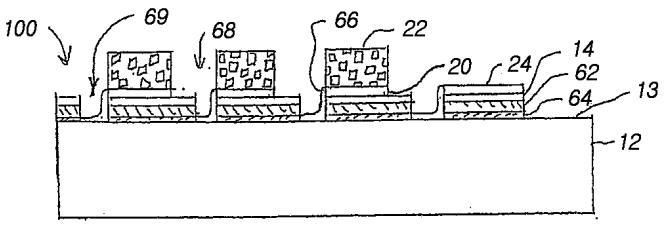
도면3



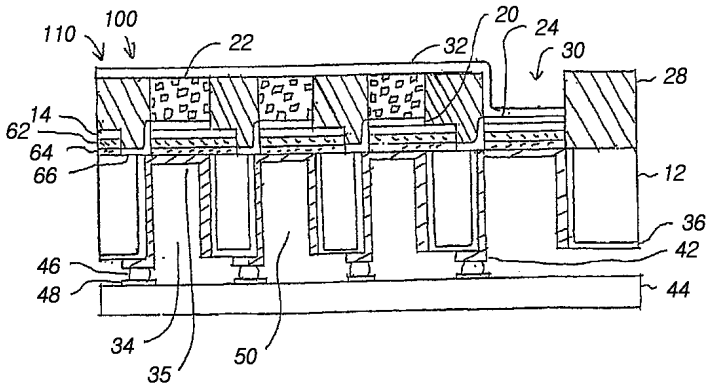
도면4



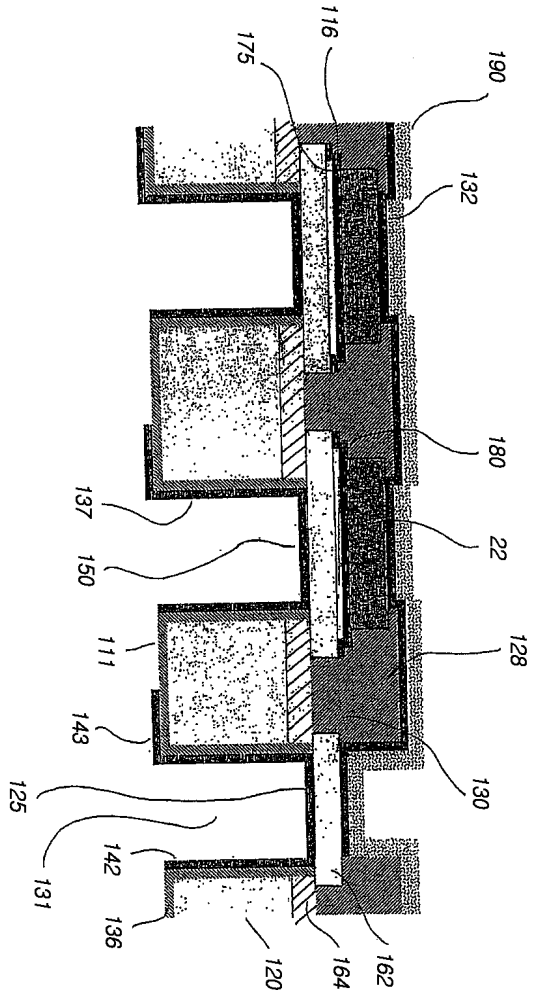
도면5



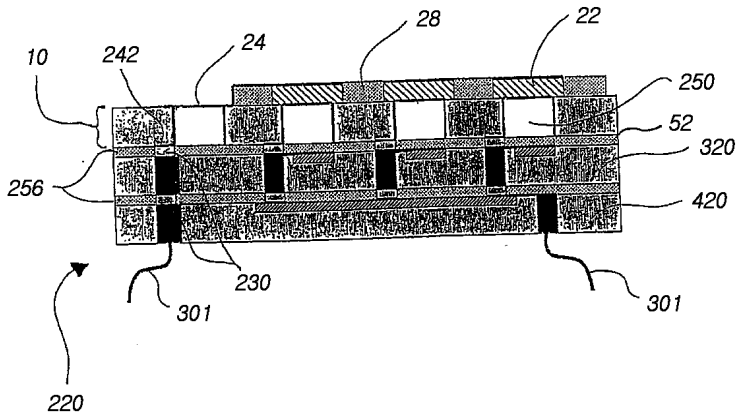
도면6



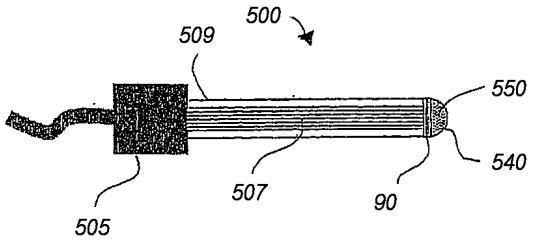
도면7


116
175
190
132
180
137
22
150
128
111
143
130
125
142
131
136
120
164
162

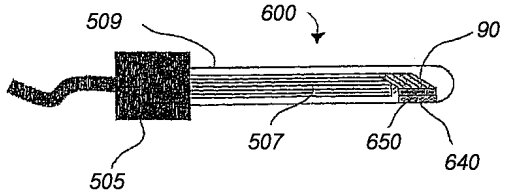
도면8


28
22
10
242
24
250
52
320
256
420
230
301
301
220

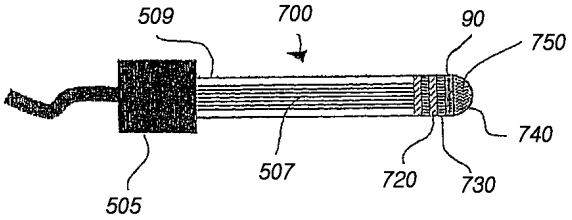
도면9



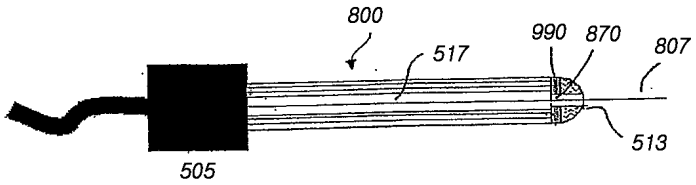
도면10



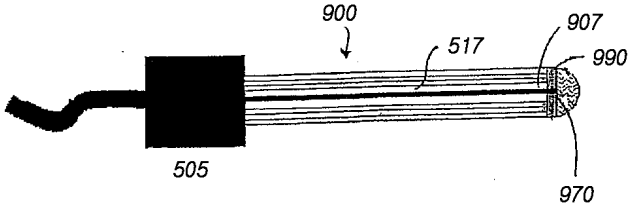
도면11



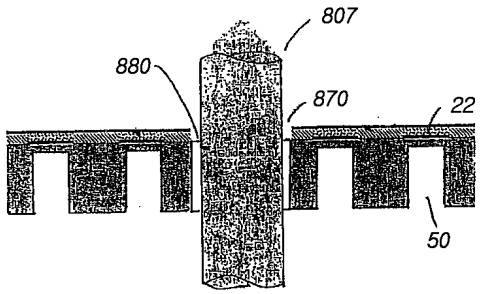
도면12



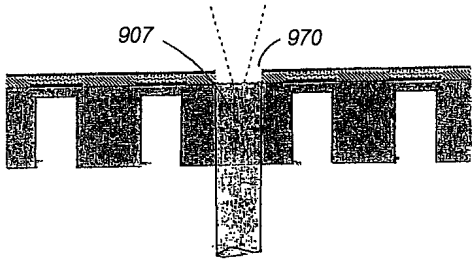
도면13



도면14



도면15



도면16

