

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2010-508888

(P2010-508888A)

(43) 公表日 平成22年3月25日(2010.3.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 8/12 (2006.01)	A61B 8/12	2G047
G01N 29/24 (2006.01)	G01N 29/24 502	4C601
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 330Z	5D019
H04R 3/00 (2006.01)	H04R 3/00 330	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2009-535246 (P2009-535246)
 (86) (22) 出願日 平成18年11月3日 (2006.11.3)
 (85) 翻訳文提出日 平成21年6月26日 (2009.6.26)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/043061
 (87) 国際公開番号 W02008/054395
 (87) 国際公開日 平成20年5月8日 (2008.5.8)

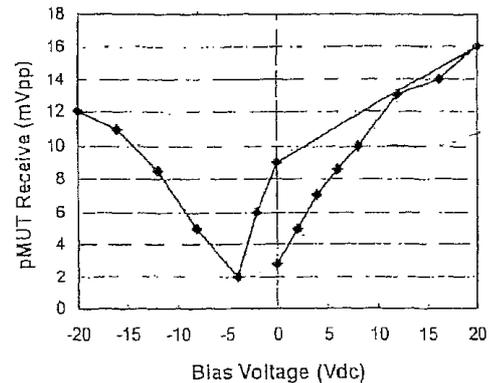
(71) 出願人 500240896
 リサーチ・トライアングル・インスティテュート
 アメリカ合衆国・ノース・カロライナ・27709・リサーチ・トライアングル・パーク・ピー・オー・ボックス・12194・コーンウォーリス・ロード・3040
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100089037
 弁理士 渡邊 隆
 (74) 代理人 100108453
 弁理士 村山 靖彦
 (74) 代理人 100110364
 弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撓みモードの圧電性変換器を用いる増強された超音波画像診断用プローブ

(57) 【要約】

圧電性超音波変換器から増強された受信信号を生み出す方法が述べられる。前記方法は、撓みモードで操作可能な圧電性素子を備えている圧電性超音波変換器を提供する段階と、前記圧電性素子によって音響信号を受信する段階と、前記音響信号を受信する段階に先立って、及び/または前記音響信号を受信する段階と同時に、前記圧電性素子にDCバイアスを印加する段階と、及び前記圧電性素子による前記音響信号を受信する段階の結果として、前記圧電性素子から増強された受信信号を生成する段階と、を備えている。上記方法を用いるpMUTベースの画像診断プローブが同様に述べられる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

圧電性超音波変換器からの増強された受信信号を生み出す方法であって、前記方法は、圧電性超音波変換器を提供する段階であって、前記圧電性超音波変換器は撓みモードで操作可能な圧電性素子を備えている段階と、

前記圧電性素子によって音響エネルギーを受信する段階であって、前記音響エネルギーは前記圧電性素子の撓みモード共鳴によって電圧に変換可能である段階と、

前記音響信号の受信に先立って、及び/または前記音響エネルギーの受信と同時に、前記圧電性素子に DC バイアスを印加する段階と、

前記圧電性素子の撓みモード共鳴により、前記受信音響エネルギーを電圧に変換することにより、前記圧電性変換器から増強された受信信号を生み出す段階と、

を備えており、

前記圧電性変換器により生成された前記増強された受信信号は、DC バイアスを印加しない場合の前記圧電性変換器により生み出された受信信号より大きいことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記 DC バイアスは、前記圧電性素子の前記撓みモード共鳴の間に印加される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記 DC バイアスは、前記音響信号が前記変換器に到達する前に、及び前記圧電性素子の前記撓みモードの間に印加される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記 DC バイアスは、前記音響信号が前記変換器に到達する前に印加され、及び前記圧電性素子の前記撓みモードの間に終了される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記 DC バイアスは、前記圧電性素子の前記撓みモードの間に維持されている請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記増強された受信信号に対して信号調整を適用する段階をさらに備えている請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記信号調整は、前記生成され増強された受信信号から前記 DC バイアス信号を分離する請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記信号調整は、前記増強された受信信号を増幅する請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

圧電性超音波変換器からの増強された受信信号を生み出す方法であって、前記方法は、圧電性超音波変換器を提供する段階であって、前記圧電性超音波変換器は撓みモードで操作可能な圧電性素子を備えている段階と、

音響反響を提供する音響信号を作り出すために、正弦波双極性伝送サイクルパルスを前記圧電性素子に印加する段階であって、前記正弦波双極性伝送サイクルパルスは、最大ピークパルスを有している段階と、

前記圧電性素子によって音響反響を受信する段階であって、前記音響反響は前記圧電性素子の撓みモード共鳴によって電圧に変換可能である段階と、

前記音響反響の受信に先立って、及び/または前記音響反響の受信と同時に、前記圧電性素子に DC バイアスを印加する段階と、

前記圧電性素子の撓みモード共鳴により前記受信音響反響を電圧に変換することにより、前記圧電性変換器から増強された受信信号を生み出す段階と、

を備えており、

前記圧電性変換器により生成された前記増強された受信信号は、DC バイアスを印加し

10

20

30

40

50

ない場合の前記圧電性変換器により生み出された受信信号より大きいことを特徴とする方法。

【請求項 10】

前記 DC バイアスは、前記圧電性素子の前記撓みモード共鳴の間に印加される請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記 DC バイアスは、前記音響反響が前記変換器に到達する前に、及び前記圧電性素子の前記撓みモードの間に印加される請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】

前記 DC バイアスは、前記音響信号が前記変換器に到達する前に印加され、及び前記圧電性素子の前記撓みモードの間に終了される請求項 9 に記載の方法。

10

【請求項 13】

前記 DC バイアスは、前記圧電性素子の前記撓みモードの間に維持されている請求項 9 に記載の方法。

【請求項 14】

前記 DC バイアスの極性は、前記正弦波双極性伝送サイクルパルスの前記最大ピーク電圧とは反対である請求項 9 に記載の方法。

【請求項 15】

前記増強された受信信号に対して信号調整を適用する段階をさらに備えている請求項 9 に記載の方法。

20

【請求項 16】

前記信号調整は、前記生成され増強された受信信号から前記 DC バイアス信号を分離する請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】

前記信号調整は、前記増強された受信信号を増幅する請求項 15 に記載の方法。

【請求項 18】

請求項 1 に記載の方法において、前記圧電性超音波変換器は、
基板と、

前記基板を通る開口を画定するサイドウォールと、

前記開口にわたる前記基板上の下部電極と、

前記下部電極上の圧電性素子と、

前記基板を通して前記下部電極に接触している前記開口の前記サイドウォール上のコン
フォーマルな導体フィルムと、

を備えており、

開口キャピティは前記開口内で維持されている方法。

30

【請求項 19】

前記開口の前記サイドウォール上に、前記コンフォーマルな導体フィルムの下に横たわっているコンフォーマルな絶縁フィルムをさらに備えている請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

前記基板上に、前記下部電極の下に横たわっている第 1 誘電フィルムをさらに備えている請求項 18 に記載の方法。

40

【請求項 21】

前記圧電性素子を取り囲む第 2 誘電フィルムをさらに備えており、前記圧電性素子の上端は前記第 2 誘電フィルムで覆われている請求項 18 に記載の方法。

【請求項 22】

前記圧電性素子に接触している頂部電極をさらに備えている請求項 18 に記載の方法。

【請求項 23】

前記圧電性変換器は p M U T である請求項 18 に記載の方法。

【請求項 24】

前記第 1 誘電体及び前記基板の一部を通る相隔ビアをさらに備えている請求項 18 に記

50

載の方法。

【請求項 25】

前記基板は、シリコンウェーハを備えている請求項 18 に記載の方法。

【請求項 26】

前記シリコンウェーハはシリコン・オン・インシュレータである請求項 18 に記載の方法。

【請求項 27】

前記圧電性素子の前記下部電極と前記開口の前記コンフォーマルな導体フィルムとの間の電氣的な接触において、ドーパされたシリコン層をさらに備えている請求項 26 に記載の方法。

10

【請求項 28】

前記圧電性超音波変換器は、請求項 18 に記載の前記超音波変換器に取り付けられた垂直に集積された半導体デバイスをさらに備えており、前記コンフォーマルな導体フィルムは、前記半導体デバイスに電氣的に接続されている請求項 18 に記載の方法。

【請求項 29】

請求項 1 に記載の方法において、前記圧電性超音波変換器は、
基板と、
前記基板を部分的に通る複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、
前記基板上の相隔圧電性素子であって、それぞれの相隔圧電性素子は、前記複数の開口の一つより上に位置される相隔圧電性素子と、
前記基板上の相隔下部電極の対であって、それぞれの相隔下部電極の対は、前記相隔圧電性素子に接触している相隔下部電極の対と、
前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな導体フィルムであって、それぞれのコンフォーマルな導体フィルムは、前記基板を通して前記下部電極と共に電氣的な相互接続にあり、開口キャビティはそれぞれの前記開口において維持されている方法。

20

【請求項 30】

前記圧電性超音波変換器は p M U T である請求項 29 に記載の方法。

【請求項 31】

前記基板はシリコンウェーハを備えている請求項 29 に記載の方法。

30

【請求項 32】

前記シリコンウェーハはシリコンオンインシュレータウェーハである請求項 31 に記載の方法。

【請求項 33】

前記圧電性素子の前記下部電極と前記開口の前記コンフォーマルな導電フィルムとの間の電氣的な接触にある、ドーパされたシリコンをさらに備えている請求項 32 に記載の方法。

【請求項 34】

前記圧電性超音波変換器はさらに、請求項 29 に記載の前記超音波変換器に取り付けられた垂直に集積された半導体デバイスをさらに備えており、前記コンフォーマルな導体フィルムは前記半導体デバイスに電氣的に接続されている請求項 29 に記載の方法。

40

【請求項 35】

超音波画像診断カテーテルであって、
血管生体内部への挿入及び内部での操作のための遠位端、及び血管生体内部での前記カテーテルの前記遠位端の操作を通して利用者に制御を提供する近位端を有するハウジングと、
前記遠位端の近位にあるハウジング内部に位置された圧電性超音波変換機と、を備えており、
前記変換機は、
基板と、

50

前記基板を通して複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、
前記基板上の相隔下部電極であって、それぞれが複数の開口の一つに及んでいる相隔下部電極と、

それぞれの前記下部電極上の相隔圧電性素子と、

前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな導電性フィルムであって、それぞれが前記基板を通して前記下部電極と接触している導電性フィルムと、
を備えており、開口キャビティがそれぞれの前記開口内に維持されていることを特徴とする超音波画像診断カテーテル。

【請求項 36】

前記圧電性超音波変換器は p M U T である請求項 35 に記載の超音波画像診断カテーテル。 10

【請求項 37】

前記圧電性変換器に D C バイアスを印加するための手段をさらに備えている請求項 35 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 38】

前記カテーテルハウジングの遠位端の近位にあり、及び前記圧電性超音波変換器に隣接する音響窓をさらに備えている請求項 35 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 39】

前記音響窓の間に位置され、前記圧電性超音波変換器に接触している整合音響層をさらに備えている請求項 38 に記載の超音波画像診断カテーテル。 20

【請求項 40】

前記カテーテルハウジングの遠位端は開口を備えている請求項 35 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 41】

前記カテーテルハウジングは、前記カテーテルハウジングの前記遠位端で前記開口と連結している内部経路をさらに備えている請求項 40 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 42】

前記圧電性超音波変換器の前記基板は、前記基板を通るボアを備えており、前記ボアは前記内部経路、及び前記カテーテルハウジングの前記遠位端で前記開口と接続可能である請求項 41 に記載の超音波画像診断カテーテル。 30

【請求項 43】

前記内部経路、開口及びボアと接続可能な操作部材をさらに備えている請求項 42 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 44】

前記操作部材は、ガイドワイヤである請求項 43 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 45】

前記操作部材は、外科的機器または光学的な画像診断ファイバーである請求項 43 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 46】

前記圧電性超音波変換器は、前方または側方画像診断のために構成された請求項 35 に記載の超音波画像診断カテーテル。 40

【請求項 47】

前記コンフォーマルな導体フィルムの下に横たわる前記複数の開口の前記サイドウォールのそれぞれの上のコンフォーマルな絶縁フィルムをさらに備えている請求項 35 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 48】

前記下部電極の下に横たわる前記基板上の第 1 誘電フィルムをさらに備えている請求項 35 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 49】

前記圧電性素子の間に第 2 誘電フィルムをさらに備えている請求項 35 に記載の超音波 50

画像診断カテーテル。

【請求項 50】

前記第2誘電フィルムは前記圧電性素子の上端上に配置された請求項49に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 51】

前記基板上に接地パッドをさらに備えている請求項35に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 52】

前記圧電性素子、及び前記接地パッドに接触している頂部電極をさらに備えている請求項51に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 53】

前記頂部電極及び前記コンフォーマルな導体フィルムは金属フィルムを備えている請求項52に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 54】

前記圧電性素子は、一次元または二次元配列を形成する請求項35に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 55】

前記基板はシリコンウェーハを備えている請求項35に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 56】

前記シリコンウェーハはシリコン・オン・インシュレータウェーハである請求項53に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 57】

前記圧電性素子の前記下部電極と前記開口の前記コンフォーマルな導体フィルムとの間の電気的な接触にある、ドーブされたシリコン層をさらに備えている請求項56に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 58】

半導体デバイスに垂直に集積された前記圧電性超音波変換器をさらに備えており、前記変換器は、前記半導体デバイスに電氣的に接続され取り付けられている請求項35に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 59】

前記半導体デバイスは、相補型金属酸化膜半導体チップである請求項58に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 60】

前記半導体デバイスは前記圧電性変換器へDCバイアスを印加するための手段をさらに備えている請求項58に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 61】

前記開口キャビティに面している前記半導体デバイスの表面上にポリマーフィルムをさらに備えている請求項58に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 62】

前記超音波変換器と前記半導体デバイスとの間に粘着層をさらに備えている請求項58に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 63】

前記超音波変換器を前記半導体デバイスに電氣的に接続する前記粘着層において金属接触をさらに備えている請求項62に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 64】

前記金属接触は、前記超音波変換器と前記半導体デバイスとの間の前記粘着層を通してエッチングされたビアである請求項63に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 65】

前記複数の圧電性素子のそれぞれは独立して操作され、全ての素子が同時に操作され、

10

20

30

40

50

または素子のサブセットが、配列においてより大きく独立に操作された素子のサブセットを形成するために電氣的に接続されうる請求項 3 5 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 6 6】

超音波画像診断カテーテルであって、

血管生体内部への挿入及び内部での操作のための遠位端、及び血管生体内部での前記カテーテルの前記遠位端の操作を通して利用者に制御を提供する近位端を有するハウジングと、

前記遠位端の近位にあるハウジング内部に位置された圧電性超音波変換機と、を備えており、

前記変換機は、

基板と、

前記基板を部分的に通っている複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、

前記基板上に相隔圧電性素子であって、それぞれが前記複数の開口の一つの上に位置された相隔圧電性素子と、

前記基板上の相隔下部電極の対であって、それぞれは前記相隔圧電性素子のそれぞれと接触している前記相隔下部電極の対と、

前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな導電フィルムであって、それぞれは前記基板を通して前記下部電極と電氣的相互接続にあり、それぞれの前記開口内に開口キャビティが維持された導電フィルムと、

前記基板上の接地パッドと、

前記圧電性素子の間の第 2 誘電フィルムと、

前記圧電性素子と前記接地パッドと接触している頂部電極と、

前記超音波変換機に取り付けられた半導体デバイスであって、前記コンフォーマルな導電フィルムに電氣的に接続されている前記半導体デバイスと、

を備えている超音波画像診断カテーテル。

【請求項 6 7】

前記圧電性超音波変換器は、p M U Tである請求項 6 6 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 6 8】

前記圧電性変換器に D C バイアスを印加する手段をさらに備えている請求項 6 6 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 6 9】

前記圧電性変換器に D C バイアスを印加する手段は、前記半導体デバイスに集積された請求項 6 8 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 7 0】

前記カテーテルハウジングの遠位端に近位し、及び前記圧電性超音波変換器に隣接する音響窓をさらに備えている請求項 6 6 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 7 1】

前記音響窓の間に配置され、及び前記圧電性超音波変換器に接触している整合音響層をさらに備えている請求項 7 0 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 7 2】

前記カテーテルハウジングの前記遠位端は開口を備えている請求項 6 6 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 7 3】

前記カテーテルハウジングは、前記カテーテルハウジングの前記遠位端で前記開口と接続する内部経路をさらに備えている請求項 7 2 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 7 4】

前記圧電性超音波変換器の前記基板は、前記基板を通るボアを備えており、前記ボアは前記内部経路、及び前記カテーテルハウジングの前記遠位端での前記開口と接続可能である請求項 7 3 に記載の超音波画像診断カテーテル。

10

20

30

40

50

- 【請求項 75】
前記内部経路、開口及びボアと接続可能な操作部材をさらに備えている請求項 74 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 76】
前記操作部材はガイドワイヤである請求項 75 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 77】
前記操作部材は、外科的機器または光学的な画像診断ファイバーである請求項 75 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 78】
前記圧電性超音波変換器は前方または側方画像診断のために構成された請求項 66 に記載の超音波画像診断カテーテル。 10
- 【請求項 79】
前記第 1 誘電体及び前記基板の一部を通る相隔ビアをさらに備えている請求項 66 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 80】
前記下部電極と前記コンフォーマルな導電性フィルムとの間の電気的な接続を提供するように、前記相隔ビアにおいて金属化をさらに備えている請求項 79 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 81】
前記相隔ビアは、前記超音波変換器と前記半導体デバイスとの間の前記粘着層を通過してエッチングされる請求項 80 に記載の超音波画像診断カテーテル。 20
- 【請求項 82】
前記開口キャビティに面する前記半導体デバイスの表面上にポリマーフィルムをさらに備えている請求項 66 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 83】
前記半導体デバイスは、相補型金属酸化膜半導体チップである請求項 66 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 84】
前記基板はシリコンウェーハである請求項 66 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 85】
前記シリコンウェーハは、シリコン・オン・インシュレータウェーハである請求項 84 に記載の超音波画像診断カテーテル。 30
- 【請求項 86】
前記圧電性素子の前記下部電極と前記開口の前記コンフォーマルな導体フィルムとの間に、ドーパされたシリコン層をさらに備えている請求項 85 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 87】
前記超音波変換器と前記半導体デバイスとの間に粘着層をさらに備えている請求項 66 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 88】
前記超音波変換器を前記半導体デバイスに電気的に接続する前記粘着層において、金属接触をさらに備えている請求項 87 に記載の超音波画像診断カテーテル。 40
- 【請求項 89】
前記金属接触は、前記超音波変換器と前記半導体デバイスとの間の前記粘着層を通過してエッチングされたビアである請求項 88 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 90】
前記複数の圧電性素子のそれぞれは独立に操作され、全ての素子が同時に操作され、または素子のサブセットが、配列においてより大きく独立に操作された素子のサブセットを形成するために電気的に接続されうる請求項 66 に記載の超音波画像診断カテーテル。
- 【請求項 91】 50

前記圧電性素子は、一次元、または二次元配列を形成する請求項 6 6 に記載の超音波画像診断カテーテル。

【請求項 9 2】

超音波画像診断プローブであって、
遠位端を有しているハウジングと、
前記遠位端に近位する前記ハウジング内に配置された圧電性超音波変換器であって、前記変換器は、

基板と、
前記基板を通る複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、
前記基板上の相隔下部電極であって、それぞれは複数の開口のうちの一つに及んでいる相隔下部電極と、

それぞれの前記下部電極の上の相隔圧電性素子と、
前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォールの上のコンフォーマルな導体フィルムであって、それぞれは前記下部電極の一つ以上と接触しており、開口キャビティがそれぞれの前記開口において維持されているコンフォーマルな導体フィルムと、
前記圧電性変換器に DC バイアスを印加する手段と、
を備えている超音波画像診断プローブ。

【請求項 9 3】

超音波画像診断プローブであって、
遠位端を有しているハウジングと、
前記遠位端に近位する前記ハウジング内に配置された圧電性超音波変換器であって、前記変換器は、

基板と、
前記基板を通る複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、
前記基板上の第 1 誘電層と、
前記第 1 誘電層の上の相隔下部電極と、
それぞれの相隔下部電極は、複数の開口のうちの一つに及んでおり、
それぞれの前記下部電極の上の相隔圧電性素子と、
前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォールの上のコンフォーマルな絶縁フィルムと、

それぞれの前記絶縁フィルムの上のコンフォーマルな導体フィルムであって、それぞれは前記下部電極の一つ以上と接触し、開口キャビティがそれぞれの前記開口において維持されているコンフォーマルな導体フィルムと、

前記基板上の接地パッドと、
前記圧電性素子の間の第 2 誘電フィルムと、
前記圧電性素子及び前記接地パッドと接触している頂部電極と、
前記超音波変換器に取り付けられた半導体デバイスであって、前記コンフォーマルな導体フィルムが前記半導体デバイスに電気的に接続されている半導体デバイスと、
前記圧電性変換器に DC バイアスを印加する手段と、
を備えている超音波画像診断プローブ。

【請求項 9 4】

超音波画像診断プローブであって、
遠位端を有しているハウジングと、
前記遠位端に近位する前記ハウジング内に配置された圧電性超音波変換器であって、前記変換器は、

基板と、
前記基板を部分的に通る複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、
前記基板上の相隔圧電性素子であって、それぞれは前記複数の開口のうちの一つの上に位置されている相隔圧電性素子と、

前記基板上の相隔下部電極の対であって、それぞれは前記相隔圧電性素子に接触してい

10

20

30

40

50

る相隔下部電極の対と、

前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな導体フィルムであって、それぞれは前記基板を通して前記下部電極と共に電氣的な相互接続にあり、及び開口キャビティは前記開口のそれぞれにおいて維持されているコンフォーマルな導体フィルムと、

を備えている超音波画像診断プローブ。

【請求項 95】

超音波画像診断プローブであって、

遠位端を有しているハウジングと、

前記遠位端に近位する前記ハウジング内に配置された圧電性超音波変換器であって、前記変換器は、

基板と、

前記基板を部分的に通る複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、

前記基板上の相隔圧電性素子であって、それぞれは前記複数の開口のうちの一つの上に位置されている相隔圧電性素子と、

前記基板上の相隔下部電極の対であって、それぞれは前記相隔圧電性素子に接触している相隔下部電極の対と、

前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな絶縁フィルムと

、
前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな導体フィルムであって、それぞれは前記基板版を通して前記下部電極に電氣的に相互接続しており、及び開口キャビティは、それぞれの前記開口において維持されているコンフォーマルな導体フィルムと、

前記基板上の接地パッドと、

前記圧電性素子の間の第2誘電フィルムと、

前記圧電性素子及び前記接地パッドと接触している頂部電極と、

前記超音波変換器に取り付けられた半導体デバイスであって、前記コンフォーマルな導体フィルムが前記半導体デバイスに電氣的に接続されている半導体デバイスと、

を備えている超音波画像診断プローブ。

【請求項 96】

圧電性超音波変換器であって、

基板と、

前記基板を部分的に通る複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、

前記基板上の相隔圧電性素子であって、それぞれは前記複数の開口のうちの一つの上に位置されている相隔圧電性素子と、

前記基板上の相隔下部電極の対であって、それぞれは前記相隔圧電性素子に接触している相隔下部電極の対と、

前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな導体フィルムであって、それぞれは前記基板を通して前記下部電極と共に電氣的な相互接続にあり、開口キャビティはそれぞれの前記開口において維持されているコンフォーマルな導体フィルムと、

を備えている圧電性超音波変換器。

【請求項 97】

圧電性超音波変換器であって、

基板と、

前記基板を部分的に通る複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、

前記基板上の相隔圧電性素子であって、それぞれは前記複数の開口のうちの一つの上に位置されている相隔圧電性素子と、

前記基板上の相隔下部電極の対であって、それぞれは前記相隔圧電性素子に接触している相隔下部電極の対と、

10

20

30

40

50

前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな絶縁フィルムと

、
前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな導体フィルムであって、それぞれは、前記基板版を通して前記下部電極に電氣的に相互接続しており、開口キャパティはそれぞれの前記開口において維持されているコンフォーマルな導体フィルムと、

前記基板上の接地パッドと、

前記圧電性素子の間の第 2 誘電フィルムと、

前記圧電性素子及び前記接地パッドと接触している頂部電極と、

前記超音波変換器に取り付けられた半導体デバイスであって、前記コンフォーマルな導体フィルムが前記半導体デバイスに電氣的に接続されている半導体デバイスと、
を備えている圧電性超音波変換器

10

【請求項 98】

前記撓みモード変換器の増強された受信信号を生成する方法であって、前記方法は、
圧電性超音波変換器を提供する段階であって、前記圧電性超音波変換器は撓みモードで操作可能である圧電性素子を備えており、強誘電性の抗電圧を有している段階と、

伝送電圧正弦波信号を印加する段階であって、前記伝送電圧正弦波信号は前記強誘電性の抗電圧より大きい段階と、

前記印加された伝送電圧正弦波信号の結果として音響信号を生み出す段階であって、前記音響信号は音響反響を提供する段階と、

20

前記圧電性素子によって前記音響反響を受信し、及び前記圧電性素子の撓みモード共鳴によって前記音響反響を電圧に変換する段階と、

増強された受信信号を生成する段階であって、前記圧電性変換器によって生成された前記増強された受信信号は、伝送電圧正弦波信号がない場合の前記圧電性変換器により生成された受信信号より大きい方法。

【請求項 99】

追加の半波長伝送電圧正弦波信号を印加する段階を備えており、前記追加の正弦波信号は前記強誘電性の抗電圧より大きい請求項 98 に記載の方法。

【請求項 100】

前記音響反響を受信する段階に先立って、及び/または前記音響反響を受信する段階と同時に、前記圧電性素子に DC バイアスを印加する段階をさらに備えている請求項 98 に記載の方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、圧電性変換器による増強された撓みモードの信号を生み出す方法、及びそれを用いた超音波画像診断用プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波変換器は、非侵襲的、及び生体内での医療画像診断に対して特に有用である。従来の超音波変換器は、一次元または二次元配列に配列された複数の個別の要素を形成するためにさいの目に切られるか、またはレーザーカットされる変換器材料を有するチタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) または PZT ポリマー複合物のような圧電性セラミック材料から一般的に製造される。音響レンズ、整合層、バッキング層、及び電気相互接続部 (例えば、フレックスケーブル、金属ピン/ワイヤ) は、変換器アセンブリまたはプローブを形成するために各変換器素子に一般的に取り付けられる。前記プローブはそれから、ワイヤハーネスまたはケーブルを利用する制御回路に接続され、前記ケーブルは、各個別の要素からの信号を伝播または受信するための個々のワイヤを含んでいる。超音波変換器技術において行われている調査の重要な目的は、変換器のサイズ、消費電力、及び配線に起因するシグナルロスを減らすと同時に、変換器の性能、及び制御回路との集積可能性を増加さ

40

50

せることである。これらの要素は、三次元超音波画像診断にとって必要とされる二次元配列に対して、特に重要である。

【 0 0 0 3 】

変換器配列の最小化は、カテーテルベースの2D配列変換器に対して特に重要である。重要な課題は複雑化と、製造コストと、及び従来2D変換器配列の制限された性能である。商用の2D変換器プローブは、素子のピッチが200から300 μm で配列され、及び5MHz未満の操作振動数に一般的に制限される。小さなサイズのこれらの素子は、素子キャパシタンスを10pF未満まで大幅に減少させ、これは高い電源インピーダンスを作り出し、及びシステムエレクトロニクスに一致する電気インピーダンスと共に重大な課題を示す。さらに、カテーテルベースの血管内画像診断プローブ(IVUS)または心臓内画像診断プローブ(ICE)に対する将来的な2D配列の製造は、商業的に達成されていない。カテーテルのサイズは6または7 Frenchかそれより小さく、前記変換器は直径で2mmより小さくすべきである。適切な解像度のために、10MHzかそれより大きい振動数が利用される。これは組織内で150 μm の波長を生み出す。素子ピッチは適切な画像性能に対する波長よりも小さくすべきなので、100 μm かそれ未満の素子ピッチで決定される。加えて、高周波操作は、前記変換器内で薄い圧電性層を必要とする。今まで、従来の変換器配列は、低コスト、製造可能な工程、及び適切な画像診断性能と共にこれらの必要性を満たさなかった。

10

【 0 0 0 4 】

適切な性能を有する小型変換器の製造は、マイクロマシニング技術によって容易にされる。医療装置の分野は、例えば、微小電気機械システム(MEMS)技術から恩恵を得ている。MEMS技術は医療装置、またはそれらの構成要素が、大幅なサイズの減少と共に製造されることを可能にしている。圧電性マイクロマシン超音波変換器(pMUTs)は、MEMSベースの変換器技術の一つである。pMUTsは、超音波エネルギーを生み出すか、または伝送するが、これは撓みモード共鳴を受けるためにそれを引き起こすサスペンドされた圧電性材料にAC電圧の印加を通して起こる。これは、前記デバイスからの音響伝送出力を生み出すために、前記薄膜の曲げ引張り動作を引き起こす。微細加工された薄膜の撓みモード共鳴振動に起因して、圧電性電圧(“信号受信”)を生み出す超音波エネルギーを有して、受信した超音波エネルギーはpMUTによって変換される。

20

【 先行技術文献 】

30

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 米国仮出願特許第 1 1 / 0 6 8 , 7 7 6 号明細書

【 特許文献 2 】 米国特許第 6 , 4 6 4 , 6 4 5 号明細書

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

従来セラミックベースの変換器と比較してマイクロマシンpMUTの利点は、特に、より小さく、より高密度な2D配列に対する製造の容易性及び拡張性と、2D配列に対するシンプルな統一化及び相互接続と、広い操作振動の範囲のための変換器設計における多くの柔軟性と、より低い電源インピーダンス及び電子工学にさらに合う高い素子キャパシタンスと、を含む。2D配列はリアルタイム3D画像診断システムに対して必要とされ、及びセラミック変換器は、より小さなカテーテルプローブ(直径が2-3mmまたはそれより小さい)内への挿入に対して製造可能限界に既に到達している。他のマイクロマシンの取り組みは、薄膜電極に適切なDC及びAC電圧信号を印加することにより、静電的に駆動された基板上の表面マイクロマシン薄膜で構成される容量性のマイクロマシン超音波変換器(cMUTs)である。しかしながら、これらのデバイスは、十分な音響出力を提供するために平行に接続された複数の要素を必要とするが、これは、非常に小さな素子サイズを有する2D配列に対して性能を制限する。相当な大きさの増幅(典型的に60dB)が、cMUTsで超音波信号を得るために必要とされる。

40

50

【0007】

c M U T と p M U T の間には機能的及び構造的な違いがある。p M U T s は高いエネルギー変換メカニズム（すなわち圧電性層）を有しているため、圧電性素子は一般的に c M U T s よりも高い超音波出力容量性を有している。75マイクロメートル幅を有する2D配列 p M U T 素子は、8MHzの振動数で1から5MPaの音響出力を生み出す。従来の変換器配列は、1MPaより大きい音響圧を生み出すことはできるが、ずっと大きな素子を必要とし、低振動数で操作する。c M U T の2D配列素子に対する典型的な音響出力は、1MPaよりずっと小さい。p M U T 配列内の素子は同様に、配線及び電子機器に一致する低い電源インピーダンス、及びよりよいインピーダンスを生み出す従来の変換器配列及び c M U T s より高い容量（100から1,000pFのオーダー）を有している。従来の変換器配列の素子は、10pF未満の容量を有し、及び c M U T 要素は1pF未満の容量を有している。

10

【0008】

p M U T s は、従来の変換器及び c M U T s よりも低い電圧で一般的に操作する。前記セラミック平板の厚さに依存して、従来の変換器は、音響エネルギーを生み出すために高い電圧の両極性信号（ピーク・トゥ・ピークが100Vより大きい）を必要とする。c M U T s は、前記薄膜を振動させるためのAC信号（ピーク・トゥ・ピークが一般的に数十V）に加えて、前記薄膜の間隙距離を制御するために大きなDC電圧（100Vより大きい）を必要とする。p M U T s は音響エネルギーの伝送に対して圧電性振動を駆動するために低いAC電圧（ピーク・トゥ・ピークが一般的に30Vの双極性信号）を必要とし、及び受信した超音波エネルギーは、電圧を印加する必要性も無く、受信した信号を生み出す撓みモード共鳴をもたらす。

20

【0009】

マイクロマシン超音波変換器は、制御電気回路に直接集積されうる小型化されたデバイスを提供する。例えば、c M U T s は、シリコンウェーハ内のエッチングピアにより作られた接続を経て、貫通ウェーハに制御電気回路と共に集積され、絶縁領域のために熱酸化シリコン、及び電気接続のためにポリシリコンで前記ウェーハを被覆し、及びそれから前記ウェーハの表面頂部に c M U T 薄膜要素を積み重ねる。金属パッド及び半田バンプは、前記 c M U T チップを半導体デバイス電気回路に半田付けするために前記ウェーハの表面下部に堆積されうる。

30

【0010】

しかしながら、そのような c M U T デバイスの一つの不利な点は、c M U T 構造に固有の処理制限のために、金属と比較して相対的に高い抵抗性ポリシリコンがピア内で導体金属として利用される。受信モードで c M U T s により生み出された非常に低い信号のために、前記信号対ノイズ比はポリシリコンピアを有する c M U T の操作の間に問題がある。同様に、c M U T 素子の低容量は、高いインピーダンスを作り出し、及びそれ故、電子機器及び配線とのインピーダンス不整合がより大きくなり、これは増加した信号損失及びノイズに寄与する。貫通ウェーハのピア内の高い抵抗は、高い素子インピーダンスの問題を悪化させる。加えて、伝送のために c M U T s に駆動信号を適用するとき、前記ピア内の大きな抵抗はより大きな出力消費、及び熱発生をもたらす。

40

【0011】

ポリシリコン貫通ウェーハの相互接続を有する c M U T デバイスの他の不利な点は、前記熱酸化シリコン絶縁体及び前記ポリシリコン導体の形成の処理温度である。これらの段階の処理温度は比較的高く（600-1000）、このようにして、熱量の生成が前記デバイスの残部に対して発生する。これらの処理温度のために、前記 c M U T 素子は、貫通ウェーハのピアが形成された後で、形成されるべきであり、及びこの順序は、前記ウェーハを通してエッチングされた現存するホールを有する基板上に、表面マイクロマシニングを実行しようと試みるときに、難しい処理問題を生み出す。

【0012】

従来の変換器配列は、制御回路に直接集積されうる。しかしながら、これは比較的高い

50

温度処理（およそ300）であるハンダポンプを一般的に必要とする。及び前記配列素子（最低でも200から300マイクロメートルピッチ）の大きなサイズに起因して高い密度集積は実現可能でない。

【0013】

このようにして、pMUTデバイスは、従来の超音波変換器及びcMUTsよりも機能的及び製造的利点を提供する。血管内画像診断及び診療は、小型デバイスが望ましく、及びMEMSデバイスが魅力的な特定領域である。MEMS型医療デバイスの応用の実施例は、血管内超音波画像診断（IVUS）及び心臓内反響画像診断（ICE）のような画像診断デバイスである。IVUSデバイスは血管断面積のリアルタイム断層画像を提供し、例えば、内腔の真の形態、及びアテローム性動脈硬化症血管の貫壁性の構成要素を解明する。そのようなデバイスは、大きな期待を提供すると同時に、受信モードの感度のような特定の機能に依存的な性能の領域における改善に影響を受けやすい。

10

【課題を解決するための手段】

【0014】

一つの実施形態において、圧電性超音波変換器から増強された受信信号を生み出す方法が提供される。前記方法は、圧電性超音波変換器を提供する段階を備えており、前記圧電性超音波変換器は、撓みモードで操作可能な圧電性素子を備えており、前記圧電性素子によって音響エネルギーを受信する。前記音響エネルギーは、前記圧電性素子の撓みモード共鳴により電圧に変換可能である。前記印加された伝送電圧は追加の励起の半サイクルを含む正弦波信号である。圧電性変換器により生成された結果としての増強された受信信号は、追加の励起の半サイクルのない場合の印加された伝送電圧に対する圧電性変換器により生成された受信信号より大きい。

20

【0015】

さらにもう一つの実施形態において、圧電性超音波変換器からの増強された受信信号を生成する方法が提供される。前記方法は圧電性超音波変換器を提供する段階を備えており、前記圧電性超音波変換器は、撓みモードで操作可能な圧電性素子を備えており、及び前記圧電性素子による音響エネルギーを受信する。DCバイアスは、前記音響エネルギーの受信に先立ち、及び/または前記音響エネルギーの受信と同時に、前記圧電性素子に印加される。増強された受信信号は、前記圧電性素子の撓みモード共鳴により前記受信した音響エネルギーを電圧に変換することにより前記圧電性変換器から生成される。前記圧電性変換器により生成された前記増強された受信信号は、DCバイアスの印加のない場合の前記圧電性変換器により生成された受信信号より大きい。

30

【0016】

他の実施形態において、圧電性超音波変換器からの増強された受信信号を生成する方法が提供される。前記方法は、圧電性超音波変換器（前記圧電性超音波変換器は撓みモードで操作可能な圧電性素子を備えている）を提供する段階と、音響反響を提供する音響信号を作り出すために前記圧電性素子に正弦波双極性伝達サイクルパルス印加する段階と、を備えている。前記正弦波双極性伝達サイクルパルスは最大ピーク電圧を有する。前記音響反響は、前記圧電性素子により受信され、これは前記圧電性素子のモード共鳴により受信される。DCバイアスは、前記音響反響の受信に先立って、及び/または前記音響の受信と同時に、前記圧電性素子に印加され、及び、前記圧電性素子の撓みモード共鳴により前記受信した音響反響を電場に変換することにより増強された受信信号は、前記圧電性変換器から生成される。前記圧電性変換器より生成された増強された受信信号は、DCバイアスの印加の無い場合の前記圧電性変換器により生成された受信信号より大きい。

40

【0017】

さらにもう一つの実施形態において、超音波画像診断カテーテルが提供される。前記カテーテルは基板と、前記基板を通る複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、及び前記基板上に相隔下部電極と、を備えている。それぞれの相隔下部電極は、前記複数の開口の一つ、及びそれぞれの前記下部電極上の相隔圧電性素子に及んでいる。前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな導電性フィルムは、前記下部電

50

極の一つ以上と接触し、及び開口キャビティは前記開口のそれぞれに維持されている。DCバイアスを前記圧電性変換器に印加する手段が含まれる。

【0018】

さらにもう一つの実施形態において、超音波画像診断プローブが提供される。前記カテテルは基板と、前記基板を部分的に通る複数の開口を画定する複数のサイドウォールと、及び前記基板上に相隔圧電性素子と、を備えている。それぞれの相隔圧電性素子は、前記複数の開口のうちの一つを越えて配置される。基板上的相隔下部電極の対は、前記相隔圧電性素子のそれぞれと接触する。前記複数の開口のそれぞれの前記サイドウォール上のコンフォーマルな導電フィルムは、一つ以上の前記下部電極と電氣的に相互接続し、開口キャビティは前記開口のそれぞれで維持されている。

10

【0019】

さらにもう一つの実施形態において、圧電性超音波変換器からの受信信号を生成する方法が提供される。前記方法は、圧電性超音波変換器を提供する段階を備えており、前記圧電性超音波変換器は、撓みモードで操作可能な圧電性素子を備えており、及び強誘電性の抗電圧を有している。伝送電圧が前記圧電性変換器に印加され、これは前記圧電性素子に対する前記強誘電性の抗電圧より上である。音響エネルギーは、音響反響を提供する前記圧電性素子によって生成される。増強された受信信号は、前記圧電性素子の撓みモード共鳴によって前記受信音響反響を電氣的電圧に変換することにより前記圧電性変換器から生成される。前記圧電性変換器によって生成された前記結果としての増強された受信信号は、前記抗電圧より小さく印加された伝送電圧に対する前記圧電性変換器によって生成された受信信号より大きい。

20

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】受信信号を増強する方法の実施形態をグラフを使って示している。

【図2】変換器が本発明の実施形態による半導体デバイスに取り付けられた圧電性マイクロ加工超音波変換器デバイスを図示している。

【図3】変換器が本発明の実施形態による半導体デバイスに取り付けられた圧電性マイクロ加工超音波変換器デバイスを図示している。

【図4】変換器が本発明の実施形態による半導体デバイスに取り付けられた圧電性マイクロ加工超音波変換器デバイスの形態を図示している。

30

【図5】変換器が本発明の実施形態による半導体デバイスに取り付けられた圧電性マイクロ加工超音波変換器デバイスの形態を図示している。

【図6】変換器が本発明の実施形態による半導体デバイスに取り付けられた圧電性マイクロ加工超音波変換器デバイスの形態を図示している。

【図7】ドーパされたシリコンオンインシュレータ基板上に圧電性素子が形成された圧電性マイクロ加工超音波変換器デバイスを図示している。

【図8】変換器が本発明の実施形態による半導体デバイスに取り付けられた圧電性マイクロ加工超音波変換器デバイスを図示している。

【図9】本発明の実施形態による圧電性マイクロ加工超音波変換器を備えている画像診断カテテルを図示している。

40

【図10】本発明の実施形態による圧電性マイクロ加工超音波変換器を備えている画像診断カテテルを図示している。

【図11】本発明の実施形態による圧電性マイクロ加工超音波変換器を備えている画像診断カテテルを図示している。

【図12】本発明の実施形態による圧電性マイクロ加工超音波変換器を備えている画像診断カテテルを図示している。

【図13】本発明の実施形態による圧電性マイクロ加工超音波変換器を備えている画像診断カテテルを図示している。

【図14】本発明の実施形態による圧電性マイクロ加工超音波変換器を備えている画像診断カテテルを図示している。

50

【図15】本発明の実施形態による圧電性マイクロ加工超音波変換器を備えている画像診断カテーテルを図示している。

【図16】画像診断プローブの実施形態を図示している。

【発明を実施するための形態】

【0021】

ここで開示された実施形態は、前記強誘電性の抗電界より上にあり、及び/または正弦波信号における追加の半波長励起を含む伝送電圧正弦波を印加することによって超音波撓みモード変換器の少なくとも一つの圧電性素子の感度を増強する方法に関する。前記実施形態はさらに、前記超音波撓みモード変換器の前記圧電性素子の受信撓みモード共鳴より前、及び/またはそれと共にDCバイアスを印加することによって超音波撓みモード変換器で操作する画像診断デバイスの感度を増強する方法に関する。前記実施形態はさらに、前記超音波撓みモード変換器の少なくとも一つの圧電性素子の前記受信撓みモード共鳴でDCバイアスを印加することによって、超音波撓みモード変換器で操作する画像診断デバイスの感度を増強する方法に関する。前記実施形態はここでさらに改善されたシリコンオンインシュレータpMUT(SOI pMUT)素子に関連しており、前記抗電界より上にある伝送電圧、追加の半波長励起、及び/または前記SOI pMUT素子の前記受信撓みモード共鳴を有するDCバイアス、を印加することによって、それらの感度を増強する方法と共に、それらの製造及び使用にも関連している。前記実施形態はここでさらに、撓みモード変換素子を備えている画像診断デバイス、及び前記抗電界より上にある伝送電圧、追加の半波長励起、及び/またはDCバイアスを印加することによって、それらの感度を増強する方法に関する。ここで述べられた実施形態は、pMUTsのような撓みモード変換器を備えている医療用超音波診断画像診断プローブに一般的に応用可能である。

10

20

【0022】

用語「マイクロ加工」、「マイクロマシニング」、及び「MEMS」は、相互に利用され、及び集積回路(IC)製造で利用される製造方法に一般的に関連している。

【0023】

用語「撓みのモード」、「撓みモード」、「フレックスモード」及び「曲げ引張力モード」は、相互に利用され、及び前記圧電性薄膜の撓み及び/または振動をもたらすサスペンドされた圧電性薄膜の拡大及び縮小に一般的に関連している。

30

【0024】

ここで使用されるように、前記用語「撓みモード共鳴」は、特定振動数の超音波音響エネルギーを生み出すか、または特定振動数の超音波音響エネルギーの受信により引き起こされる撓みモード変換素子の励起された線対称共鳴モードを一般的に参照している。

【0025】

ここで使用されるように、前記用語「強誘電性の抗電圧」、「抗電圧」及び「抗電界」は相互に利用され、及び圧電性材料の強誘電性双極子スイッチングが起こるものより上の電圧を参照している。抗電界は、1から10V/ μm の範囲でありうる。例えば、1 μm の厚さを有する圧電性薄膜は一般的に、おおよそ3から5Vの抗電圧を有している。

40

【0026】

撓みモード変換器の増強された受信信号を生み出すための方法が提供される。前記方法は、圧電性素子の撓みモード共鳴の受信の間またはそれに先立ってDCバイアスを印加する段階を備えている。前記方法は、pMUTのような撓みモード変換器のパルス反響操作の間に一般的に応用可能である。前記方法は、垂直に集積されたpMUT配列を利用する撓みモード変換器に適用されうる。前記方法はさらに、パルス反響操作の間に受信信号を増強するpMUT配列、及び/または垂直に集積されたpMUT配列を備えているカテーテルベースの画像診断デバイスに適用されうる。

【0027】

撓みモード変換器の増強された受信信号を生み出すための方法が提供される。前記方法は、前記圧電性材料の前記強誘電性の抗電圧より上の伝送電圧正弦波信号を印加する段階

50

を備えている。前記方法は同様に、前記印加された伝送正弦波信号における追加の半波長励起を印加する段階を備えている。前記方法は、前記音響反響の受信に先立って、及び/または前記音響反響を受信すると同時に前記圧電性素子にDCバイアスを印加する段階と結びつけられる。前記方法は一般的に、厚さ依存の抗電圧を有する撓みモード変換器に適用可能である。

【0028】

撓みモード操作は、厚みモード振動で一般的に操作する従来の超音波変換器で用いられる方法とは大きく異なる音響エネルギーを生み出すためのユニークな方法を示している。従来の変換器は、前記平板の前記厚さ方向の振動を生み出すための抗電圧より下で操作する事前に分極した圧電性セラミック平板を備えている。従来の変換器は、相対的に厚い(数百マイクロメートルの厚さである)圧電性セラミック平板を含んでおり、このようにして、数百ボルトの伝送電圧信号を要する前記抗電圧より上で操作することが実用的である。さらに、前記抗電界より上の操作は、前記セラミックをデポールし、十分なアセンブリ受信感度を達成するために高電圧(数百ボルト)でリポールを要しうる。

10

【0029】

pMUTデバイスは、PZT薄膜内の90°のドメインスイッチングを引き起こすために抗電界より上の電圧で双極性信号を印加することによって適用される。前記PZT薄膜は非常に薄く(1から数マイクロメートルの厚さ)、それによって抗電界より上の操作は比較的低い操作電圧(数十ボルト)で達成されうる。圧電性薄膜内の内側の応力は、前記圧電性材料の前記強誘電性分極を減少させる。前記圧電性薄膜内の前記内側の応力は前記強誘電性双極子を制限し、これは、電圧を印加することなく前記強誘電性双極子の非理想的な配列をもたらしうる。前記強誘電性双極子の配列を強要することによって、いくらかの極性回復は、前記抗電圧より大きな電圧を印加することによって達成されうる。しかしながら、前記電圧が除去されたとき、内部の応力は前記強誘電性双極子の前記配列を減少させる。このようにして、従来のバルクセラミック圧電性変換器のように前記フィルムの事前の極性は最大の双極子配列を達成しない。

20

【0030】

ここで述べられた前記方法は、前記強誘電性の抗電圧より下の電圧で伝送する圧電性変換器(従来のまたはpMUT)を用いる超音波変換器の一般的な操作とは対照的である。前記抗電圧より上の電圧の伝送は、強誘電性の90°のドメインスイッチングを受ける前記圧電性材料を強要し、このようにして、撓みの動作を通した前記薄膜の前記撓みを最大化する。前記方法は、前記パルス反響受信感度を増強するための好ましい双極性配列を強要する前記正弦波信号内での追加の半波長励起を印加することを述べている。

30

【0031】

ここで述べた前記方法は同様に、電圧を印加することなく反響信号を受信する圧電性変換器(従来またはpMUT)の超音波変換器の一般的な操作とは対照的である。撓みモード圧電性変換器の前記受信信号を改善するための前記方法は、圧電性素子による前記音響信号の受信の前に、及び/またはその間にDCバイアス電圧を印加する段階を含んでいる。撓みモード変換器の圧電性素子の撓みモード共鳴の前に、及び/またはその間でのDCバイアスの印加は、前記圧電性素子の前記受信信号(例えば出力電流)を増加させる。音響信号を受信するとき、pMUT内の前記圧電性層は、その最大の範囲まで分極される必要はない。この減少した分極の一つの原因は、前記伝送電圧自身が前記圧電性層の全体または一部をデポールしうる。このようにして、DCバイアスの印加は、前記双極性配列と結果としてのパルス反響受信信号を増強する。

40

【0032】

増強された受信信号を生み出す前記方法は、特別な設計のpMUTに関連して以下で議論されるが、前記方法は、撓みモードで操作するいかなるマイクロ加工の圧電性素子及び圧電性超音波素子に一般的に適用可能である。

【0033】

前記方法が、以下のように例として実施されうる。pMUT素子に向かって配向された

50

音響エネルギーが提供される。前記音響エネルギーは、前記音響エネルギーを受信する同一の圧電性素子から生み出された反射エネルギー、配列の異なる圧電性素子からの反射エネルギー、または他の源からの反射エネルギー、でありうる。例として、音響反響（パルス反響）として、前記圧電性素子からの反射エネルギーが議論される。

【0034】

前記方法の一つの態様において、双極性伝送電圧が印加され、前記圧電性材料の前記抗電圧より上である。この高い電場レベルは、前記薄膜の前記振動増幅を増加させる前記圧電性層において前記強誘電性の90°のドメインスイッチングを増強する。これは、前記薄膜からより高い音響エネルギー出力をもたらす。それ故、より高いパルス反響信号は、前記より高い伝送エネルギー出力に起因して受信される。前記パルス反響信号は同様に、前記伝送信号における前記圧電性素子に追加の半サイクル励起を印加することによって増強されうる。一般的な伝送電圧パルスは、1、2、または3フルサイクルパルスを含んでいる。パルスの数の増加は、解決の費用で前記変換器の伝送出力を増加させる。1、2または3サイクルパルスと比較される分解能を大幅に犠牲にすることなく、前記pMUT素子の前記感度を増加するために、例えば1.5、2.5または3.5サイクルの追加の半サイクル励起を適用することは、この方法の一つの態様である。pMUT素子は、全サイクルの励起に比べて前記追加の半サイクル伝送励起の結果としてより高いパルス反響受信信号を作り出すことを示している。これは前記pMUT素子の前記圧電性層における増強された双極性配列に起因する。

10

【0035】

前記方法の他の態様において、前記音響反響は前記変換器に到達する前に、前記圧電性素子が前記受信反響から撓み共鳴モードにあると同時に、DCバイアスは前記圧電性素子に印加され、及びそれから保たれる。前記DCバイアスは、前記圧電性材料においては双極子配列を改善させ、及びそれから前記薄膜によって生み出された受信信号を増加させる。前記双極子は改善されるので、より高い圧電性電流が、前記薄膜における機械的な振動を生み出す受信音響波の結果として生み出される。DCバイアスは同様に、圧電性素子の配列に適用されうる。その場所で、前記印加されたDCバイアスはすべての素子に対して同一であるか、または素子から素子に変化する。pMUT素子は、それらのパルス反響受信特性においていくらか変動性を有しうる。それ故、受信撓みモード共鳴の間に、測定されたDCバイアスを、前記配列においてそれぞれの素子へ印加することは、結果としての超音波画像の質を増強するための所望の音響圧力に対して、前記配列に渡って受信信号の均一性を増強しうる。

20

30

【0036】

前記方法の他の態様において、音響エネルギーを放出するために、双極性伝送電圧が前記pMUTに印加されうる。前記音響エネルギーは音響反響として前記ターゲットから反射され、前記pMUTに方向に向かって戻る。前記音響信号が前記変換器に到達する前に、DCバイアスパルスが、前記受信撓み共鳴モードに先立って前記変換器に印加され、及び前記圧電性素子の前記受信撓み共鳴モードに先立って除去される。理論によって制限されることなく、前記DCバイアスパルスは前記双極性配列を一時的に改善させ、及び前記DCバイアスパルスを取り除くと、前記双極性配列は、その内部的に圧力を受けた状態にすぐさま戻らないことと一般的に信じられている。このようにして、前記受信撓み共鳴モードに起因する前記圧電性電流出力は、前記双極性配列からの残りの極性に起因して、増加される。前記双極性配列は受信撓み共鳴モードの間に最大化されないため、圧電性出力は、前に述べられた前記方法の態様よりも低い。しかしながら、この方法は、追加の信号調整回路の必要性を取り除きうる。さらに、前記パルスは、前記圧電性素子が前記受信反響からの撓み共鳴モードにあると同時に、前記DCバイアスは保たれている前に述べた態様よりも短い期間でありうるとして、全体の出力消費は減少されうる。前記従来の伝送電圧が前記圧電性材料をデポールするので、この方法は、増強された受信信号を提供する周知の極性（前記DCバイアス極性の前記方向に）の増強されたドメイン配列を提供する。

40

【0037】

50

前記方法の他の耐用において、双極性伝送電圧は音響エネルギーを放出するために前記 p M U T に印加される。前記双極性伝送電圧は、最大ピーク電圧で止められる。前記双極性伝送電圧は、正弦波伝送サイクルパルスか、または他の周期パルスでありうる。前記音響エネルギーは、音響エネルギーとしてターゲットから反射され、及び前記 p M U T に向かって戻る。前記伝送サイクルの前記電圧をピーク電圧で止めることにより、双極性配列の保持力が得られ、前記反響信号からの前記圧電性素子の受信撓み共鳴モードにより生み出された前記圧電性電流を増加しうる。前記双極性伝送電圧は、前記伝送サイクルの間に、最大電圧とゼロ電圧の間の電圧で止められうる。前記方法のこの態様は、前記 p M U T からの前記受信信号を増強するために前記方法の他の態様と結合されうる。

【 0 0 3 8 】

前記方法の他の態様において、双極性伝送電圧は音響エネルギーを放出するために前記 p M U T に印加される。前記双極性伝送電圧は、最大ピーク電圧で止められる。前記双極性伝送電圧は、正弦波伝送サイクルパルスまたは他の周期パルスでありうる。前記音響エネルギーは、音響エネルギーとしてターゲットから反射され、及び前記 p M U T に向かって戻る。前記音響信号が前記変換器に到達する前に、前記伝送ピーク電圧とは反対信号を有する D C バイアスが、前記変換器に印加され、及びそれから、前記圧電性素子の受信撓み共鳴モードの間に保持される。理論によって拘束されることなく、前記方法のこの態様は、前記受信反響からの前記圧電性素子の受信撓み共鳴モードの間に、強誘電性双極子を、強制的に切り替える。双極性のスイッチングは、前記受信反響により生み出された前記信号を増幅させうる追加の圧電性電流を生み出しうる。前記双極性伝送電圧は、前記伝送サイクルの間に、最大電圧とゼロ電圧の間で止められうる。ただしこれは、前記止められた伝送サイクル電圧とは反対信号を有する D C バイアスが利用される条件である。前記上の態様の組み合わせは、前記方法の範囲に含まれる。

【 0 0 3 9 】

前記 D C バイアスの前記印加のタイミングは、前記 p M U T デバイスの前記振動数、及び前記イメージ領域のターゲット深さを基に計算されうる。前記 D C バイアスは、前記圧電性薄膜層の内部応力を説明するために調整されるか、または選ばれる。前記 D C バイアスは、0 から正、または 0 から負に掃引されうる。前記伝送パルスはナノ秒のオーダーであり、前記反響返送は一般的にマイクロ秒のオーダーであり、前記 D C バイアスの期間はパルス状であり、定期的に印加され、他の方法で印加されるか、または前記受信信号が増強されるようにここで述べられた方法の態様の組み合わせで印加されうる。

【 0 0 4 0 】

信号調整電子回路は、前記 D C バイアス信号を前記生み出された圧電性受信信号から分離し、及び / または前記受信信号におけるノイズを減少するかまたは避けるために実装されうる。信号調整回路は、前記 p M U T 基板に直接隣接して集積されるか、または垂直に積み重ねられた A S I C デバイス内に集積されうる。貫通ウェーハ相互接続スキームを利用する A S I C デバイスの集積は、特許文献 1 において述べられるように、その全体を参照することにより組み込まれる。前記 p M U T 基板に集積された信号調整回路は、前記受信信号においてノイズを減少させる。信号調整は、前記受信信号を増幅させるために印加されうる。多重 I C は、信号調整及び増幅回路が、D C バイアスの増幅に起因しうる信号の最大化及び / またはノイズの減少のために前記 p M U T デバイスと共に近接近で集積されるように、貫通ウェーハ相互接続処理を利用して、前記 p M U T と共に積み重ねられうる。信号調整はリモートで実行されうる。前記 D C バイアスを前記圧電性素子に印加する手段は、発生源を有する電気通信によって駆動される電氣的導電接触の対を含む。前記電気通信は、ワイヤ、フレックスケーブルなどを含む。発生源はバッテリー、A C またはソース / ドレインなどを含む。前記電氣的導電接触は、能動電気回路が作り出され、及び制御されるように、発生源と連通して、前記圧電性素子に接続されうる。手段及び同等物は、追加の電気回路及び / または前記 D C バイアスを、フィルタリングまたは低ノイズ増幅器のような、当業者の範囲内の伝送及び受信信号で制御するように設計された電子部品を含んでいる。

10

20

30

40

50

【0041】

増強された受信信号の上記の方法の応用は、例えば以下で述べられるように、前記 p M U T、及びシリコンオンインシュレータ (S O I) 基板 p M U T デバイス (S O I p M U T)、及び/または特許文献 1 で述べられた垂直に積み重ねられた A S I C p M U T デバイスと共に集積されうる。

【0042】

図 2 を参照すると、p M U T デバイス構造 8 0 は、垂直に集積された p M U T デバイス 9 0 を形成するための半導体デバイス 4 4 に接続されたものが示されている。例として、前記接続は、前記半導体デバイス 4 4 上に、前記コンフォーマルな導体層 4 2 を半田パッド 4 8 に接続するハンダバンプ 4 6 を通してなされる。

10

【0043】

頂部電極 3 2 及び下部電極 2 0 は、第 2 電極 2 8 により分離された圧電性配列素子 2 2 を挟み、これは素子 2 2 の端部 5 8 と重畳する。下部電極 2 0 は、基板 1 2 の背面側において続くエアーバックキャピティ 5 0 の形成の間にエッチングされる第 1 誘電層 1 4 により分離される。エアーバックキャピティ 5 0 は、圧電性配列素子 2 2 と共に半導体デバイス 4 4 の相互接続を経て貫通ウェーハを提供するコンフォーマルな絶縁フィルム 3 6 とコンフォーマルな導体フィルム 4 2 で被覆されたサイドウォールを有している。前記パターン化された貫通ウェーハ相互接続 4 2 は前記圧電性薄膜 3 5 から前記半導体デバイス 4 4 及びグランドパッド 2 4 への直接の電気接続を提供する。前記エアーバックキャピティ 5 0 は、最適な音響性能を提供する。前記エアーバックキャピティ 5 0 は、表面微細加工 M U T s と比較して最小の音響漏れで、前記圧電性薄膜 3 5 においてより大きな振動を可能にする。

20

【0044】

前記パターン化された圧電性層の頂端部上の第 2 誘電フィルム 2 8 を含む垂直に集積された p M U T デバイス 9 0 は、前記圧電性素子 2 2 に接続された二つの電極 3 2 , 2 0 の改善された電气的分離を提供する。この実施形態は、前記頂部電極 3 2 が前記下部電極 2 0 へショートすることを引き起こす前記ポリマー誘電体 2 8 と前記圧電性素子 2 2 の間のギャップを不注意に引き起しうるフォトリソグラフィのずれをなくすことを手助けする。前記第 2 誘電フィルム 2 8 は同様に、他の実施形態において必要とされうる如何なる平坦化工程に対する必要性を消去する。この実施形態はさらに、前記パターン化された圧電性素子 2 2 のサイズ及び形状とは異なる前記頂部電極 3 2 のサイズ及び形状を形成する方法を提供する。厚さが十分な場合 (前記圧電性体の厚さのオーダ)、前記圧電性素子 2 2 よりもずっと低い誘電定数を有する前記第 2 圧電性フィルム 2 8 は、前記誘電体を通るだけの最初に降下させる p M U T デバイス 9 に印加された電圧を引き起こす。このようにして前記誘電体で覆われた前記圧電性層 5 8 の一部を電气的に分離する。前記印加された電圧に関連して前記圧電性素子 2 2 の前記効果的な形状は、前記誘電体で覆われていない前記圧電性素子 2 2 の部分だけである。例えば、前記全体の圧電性形状の領域の 5 0 % を電气的に活性化させるだけが望まれるなら、高分子誘電体 2 8 は、前記圧電性領域の残りの 5 0 % を物理的に被覆し、及び電气的に分離し、及び活性化されることを防ぐ。同様に、互いにかみ合わされた構造のような複雑な電極パターンが望まれる場合、高分子誘電体は前記第 2 誘電層 2 8 のために利用され、及びかみ合わされた構造を提供するためにパターン化されうる。これは、前記頂部電極 3 2 が前記全体の p M U T 配列を交叉する連続的な接地電極である特定の実施形態に対して重要である。よりシンプルな工程は、前記カーボンナノチューブ物質電極 2 0、及び圧電性フィルムをパターンングするよりも、前記高分子誘電体 2 8 をパターンングすることによって電气的な活性領域を作り出すことにより提供され、このようにして前記活性領域は、前記圧電性素子 2 2 と接触している前記頂部電極領域の形状を仮定する。

30

40

【0045】

表面微細加工薄膜からの振動エネルギーは、前記薄膜より下に直接備わっている前記バルクシリコン基板に消え、これによって前記超音波伝送出力及び受信感度を制限する。本

50

発明の前記エアーバックキャピティ 50 は、前記振動薄膜 35 が前記バルク基板上またはそれにわたって直接備わっていないので、このエネルギー分散を減少または消去しうる。

【0046】

前記半導体デバイス 44 は、フリップチップアセンブリ、トランジスタ、キャパシタ、マイクロプロセッサ、ランダムアクセスメモリ、マルチプレクサ、電圧/電流増幅器、高電圧駆動装置、等のような電子デバイスの多種を含む従来技術で知られたいかなる半導体デバイスでありうる。一般的に、半導体デバイスは、半導体を備えているいかなる電気的なデバイスを参照する。例として、前記半導体デバイス 44 は、相補型金属酸化膜半導体チップ (CMOS) である。

【0047】

各圧電性素子 22 は、隣接する圧電性素子 22 から分離されるので、前記個々の素子は前記変換器伝送モードにおいて分離的に駆動されうる。加えて、受信信号は、前記半導体デバイス 44 によって独立的に、各圧電性薄膜から測定されうる。受信信号は、前記半導体デバイス 44 によって、それぞれ、または全ての圧電性素子に対して DC バイアスを印加する方法によって増強される。

【0048】

前記貫通ウェーハ相互接続 42 の前記形成の利点は、電気的な接続が前記相互接続 42 によって直接提供されるように、前記薄膜 35 と半導体 44 の間で、分離ワイヤ、フレックスケーブル、などが電気的伝送を実行し、及び信号を受信することを必要としない。これは、ユニットを制御する前記超音波プローブを接続するのに必要なワイヤの数やケーブルのサイズを減少させる。さらに、従来のケーブルまたはワイヤハーネス (メートルのオーダーの長さ) と比較してより短い物理的長さ (1 mm 未満) は、前記変換器受信信号の損失を最小化し、及び伝送のために前記変換器を駆動するために必要とされる前記出力を低下させるより低い抵抗及びより短い信号経路との接続を提供する。

【0049】

金属相互接続 42 及び電極 20、32 の前記利用は、ポリシリコン相互接続及び電極を利用するデバイスよりも高い電気的導電性及びより高い信号対ノイズ比を有する圧電性デバイスを提供する。加えて、前記コンフォーマルな絶縁層 36 及びコンフォーマルな導体 42 を堆積する低温工程の利用は、前記デバイス処理の熱量を減少させ、このようにして過熱するための効果的な露出の前記損害効果を限定する。これは同様に、前記圧電性素子 22 が、前記基板においてホール 50 を経て貫通ウェーハをエッチングする前に形成されることを可能にし、このようにして、前記全体の処理を単純化させる。

【0050】

pMUT デバイス構造が半導体デバイス基板に直接取り付けられるとき、音響エネルギーが前記半導体デバイスに反射され、及び前記圧電性薄膜の方向に向かわれるように、前記 pMUT 素子の反響音が観測される。前記反響音は前記 pMUT 信号においてノイズを引き起こし、超音波画像の質を減少させる。同様に、前記音響エネルギーは、前記回路にノイズを導くことで半導体デバイスの操作に影響を与えうる。例として、前記半導体デバイスの前記被覆表面上、または前記 pMUT デバイスの前記エアーバックキャピティの底部に音響弱体化ポリマー被覆を用いることで、前記圧電性薄膜から反射された音響エネルギーは弱められる。前記音響弱体化ポリマー層は、好ましくはより低い音響インピーダンスを有し、高い音響インピーダンスを有する前記半導体デバイスのペアシリコン表面より少ない超音波エネルギーを反射する。例として、前記音響弱体化ポリマー層は、pMUT デバイス構造の半導体デバイスへの取り付けのための接着の機能となりうる。

【0051】

前記 pMUT デバイスの圧電性素子 22 の前記厚さは、約 0.5 μm から約 100 μm の範囲でありうる。例として、前記圧電性素子 22 の前記厚さは約 1 μm から約 10 μm の範囲である。

【0052】

前記圧電性素子 22 の幅または直径は、約 15 μm から約 1000 μm の中心間距離を

10

20

30

40

50

有して約 $10\ \mu\text{m}$ から約 $500\ \mu\text{m}$ の範囲でありうる。例として、前記圧電性素子 22 の前記幅または直径は、1 から $20\ \text{MHz}$ の範囲での超音波操作に対して、約 $75\ \mu\text{m}$ から $450\ \mu\text{m}$ の中心間距離を有して約 $50\ \mu\text{m}$ から約 $300\ \mu\text{m}$ の範囲でありうる。 $50\ \mu\text{m}$ 未満のより小さい素子は $20\ \text{MHz}$ より大きいより高い振動数の操作に対してパターン化されうる。例として、前記高い振動数の操作を維持すると同時に、マルチ素子はより高い超音波エネルギー出力を提供するために共に電氣的に接続される。

【0053】

前記第1誘電フィルム14の前記厚さは、約 $10\ \text{nm}$ から約 $10\ \mu\text{m}$ の範囲でありうる。例として、前記コンフォーマルな絶縁フィルム36の前記厚さは、約 $10\ \text{nm}$ から $10\ \mu\text{m}$ の範囲でありうる。前記下部電極20、頂部電極32、及びコンフォーマルな導電層42の前記厚さは、約 $20\ \text{nm}$ から $25\ \mu\text{m}$ の範囲でありうる。前記開口のキャビティ50の前記深さは、約 $10\ \mu\text{m}$ から数ミリメートルの範囲でありうる。

10

【0054】

一つの実施形態において、pMUTデバイス構造10は、図3に図示されるように、垂直に集積されたpMUTデバイス70を形成する前記半導体デバイス44上の前記エポキシ層内に形成された金属コンタクト54を通して前記半導体デバイス44に接続される。音響エネルギー減衰器としての機能に加えて、前記エポキシ層56は、前記pMUTデバイス構造10を前記半導体デバイス44に接着させるための接着としての機能となりうる。前記エポキシ層56はフォトリソグラフィ及び/またはエッチング技術を利用してパターン化され、及び金属コンタクトは、電気めっき、スパッタリング、電子ビーム(eビーム)エバポレーション、CVD、または他の堆積方法によって堆積されうる。

20

【0055】

特定の実施形態において、受信信号を増強する方法の応用は、図4から6において示されるように、特許文献1で前に述べられた基板と同じシリコンオンインシュレータ(SOI)基板と共に製造されたpMUT、及び図7を参照することで以下に述べられるような改善されたSOI pMUTデバイスで一体化されうる。

【0056】

図4で示されるように、シリコンウェーハのような基板12は、前記基板12上に形成された埋められた二酸化シリコン層64と重複する薄いシリコン層62と共に提供される。第1誘電フィルム14は、前記シリコン層62と重複して形成され、及び下部電極層16は前記第1誘電フィルムと重複して形成される。圧電性材料18の層はSOI pMUTデバイス構造100を提供する前記下部電極層16と重複して形成される。SOI基板を用いる少なくともひとつの利点は、前記シリコン基板エッチングストップとして前記埋め込まれた酸化物を用いる深い反応イオンエッチング(DRIE)のよりよい制御を含む。前記SOIは同様に、前記薄膜の厚さが前記SOI基板の前記薄いシリコン層62の厚さによって定義されるとき、配列における前記個々の素子の前記共鳴振動数のよりよい制御と均一性のために、前記pMUT薄膜35の厚さのよりよい制御を提供する。特定の実施形態に従って、前記薄いシリコン層62は、約 $200\ \text{nm}$ から $50\ \mu\text{m}$ の厚さを有し、及び前記埋め込まれた酸化物層64は約 $200\ \text{nm}$ から $1\ \mu\text{m}$ の厚さを有する。本発明の他の実施形態において、前記薄いシリコン層62は、約 $2\ \mu\text{m}$ から $20\ \mu\text{m}$ の厚さを有し、及び前記埋め込まれた酸化物層は約 $500\ \text{nm}$ から $1\ \mu\text{m}$ の厚さを有する。

30

40

【0057】

図5を参照すると、前記圧電性材料の層18、下部電極層16、第1誘電フィルム14、シリコン層62、及び埋め込まれた酸化シリコン層64は、別個の圧電性素子22と接地パッド24を提供するため、及び前記基板12の前面13を露出するために次にエッチングされる。前記圧電性18及び下部電極16層は、開口68によって分離されたpMUT素子形状22を形成するためにエッチングされる。前記第1誘電体14、薄いシリコン層62、及び埋め込まれた酸化物64層はさらに、前記基板12を露出する相隔ビア69を形成するためにエッチングされる。導電性フィルム66は、前記下部電極20とその次に形成されるpMUTデバイス構造相互接続との間の電氣的接続を提供するために、図5

50

に図示されたように、前記相隔ビア69内に堆積される。前記pMUTデバイス構造100のパターニングは、従来のフォトリソグラフィ及びエッチング技術を利用することでなされる。例として、前記導電性フィルム66は、前記下部電極20、頂部電極32、及びコンフォーマルな導電性層42に関連して、Cr/Au, Ti/Au, Ti/Pt, Au, Ag, Cu, Ni, Al, Pt, In, Ir, InO₂, In₂O₃:SnO₂(ITO)及び(La, Sr)CoO₃のような金属でありうる。

【0058】

前記SOI pMUTデバイス構造100はさらに、前記第2誘電フィルム28、及び頂部電極32を形成するために処理される。貫通ウェーハのビア34は、例えば、深い反応イオンエッチング(DRIE)によって形成される。前記コンフォーマルな絶縁層36及びコンフォーマルな導電フィルム42は図6で図示されたように前記貫通ウェーハ内に形成される。前記導体フィルム66と前記コンフォーマルな導体フィルム42の間の電気的接触は、垂直に集積されたpMUTデバイスを形成するために、図6で示されるような、半田パンプ46を介するように、半導体デバイス44に接続される。他の実施形態において、前記半導体44は、前に述べたように、前記半導体デバイスにpMUTデバイスを取り付ける前記半導体デバイスの前記表面上に堆積されたエポキシ層内に形成された金属コンタクトを通して前記コンフォーマルな導電性フィルムに接続されうる。

10

【0059】

前記上述の受信信号を増強する方法の応用は、増進されたシリコンオンインシュレータ(SOI)基板pMUTデバイス及び/または次のように垂直に積み重ねられたASICデバイスと一体化されうる。

20

【0060】

エアバックキャビティを有する前に述べられたpMUTデバイスは、直接前記エアバックキャビティ内の前記コンフォーマルな金属層に接する前記下部電極、または、前記コンフォーマルな金属層に前記プラグ金属を接触させるSOI層を通して金属化されたプラグを提供する。改良されたSOIエアバックキャビティpMUTの前記製造は、振動数が薄膜厚さに依存し、及び前記エアバックキャビティを通して前記圧電性素子との直接電気的接触を提供するので、特定の共鳴振動数をより正確に目標とすることを提供しうる前記薄膜としてSiO₂またはデバイスシリコン構造層を提供する。このようにして、前記エアバックキャビティを通して前記下部電極とコンフォーマルな金属層との間の電気的な相互接続を提供する前記SOI基板内の濃密にドーブされて、電気的に導電的なデバイスシリコン層が予想された。この実施形態のpMUTは、図7を参照することで以下に例示される。

30

【0061】

濃密にドーブされた(0.1未満のオーム・cm抵抗率)デバイスシリコン層162を有するSOI基板120が、前記基板120の前記前面上の前記埋め込まれた酸化層164上に提供される。SiO₂不動体化層175は、次の段階において、ドーブされたデバイスシリコン層162内に下部電極層116が拡散することを避けるためにデバイスシリコン層162の前記表面上に熱的に成長される。SiO₂層175はフォトリソグラフィ及びエッチングによってパターン化される。下部電極層116はスパッタリングまたは電子ビーム蒸発によって堆積され、及びPtまたはPt/Tiでありうる。TiはSiO₂層に対して前記Ptの粘着力のために利用されうる。好ましくは、前記下部電極の金属は、圧電性材料の焼きなまし温度に抵抗することができる。前記下部電極はフォトリソグラフィ及びエッチングまたはリフトオフ工程によってパターン化されうる。前記下部電極は上で述べられたようになりうる。

40

【0062】

パターン化された圧電性素子22は、スピコーティング、スパッタリング、レーザーアブレーション、またはCVD及び700の温度で一般的なアニーリング、によって圧電性材料の堆積によって形成される。パターンニングは例えばフォトリソグラフィ及びエッチングによって実行されうる。パターン化された圧電性素子22は前記圧電性層の幅が

50

前記下部電極の前記幅未満であるようにエッチングされる。これは、前記次の金属接続が形成されるように前記下部電極へのアクセスを提供する。

【0063】

金属接続層180は、フォトリソグラフィ及びエッチングまたはリフトオフ工程によって堆積されパターン化されうる。前記金属接続層180はTi/Pt, Ti/Au, または上で述べたような他の金属でありうる。Tiは、PtまたはAuが濃密にドーブされたデバイスシリコン層162への粘着性のために利用されうる。金属接続層180は、前記下部電極116と濃密にドーブされたデバイスシリコン層162との間の電氣的接続を提供する。

【0064】

デバイスシリコン層162はフォトリソグラフィによってパターン化され、配列の範囲内で互いに前記圧電性素子22の電氣的な分離を提供する各圧電性素子22に隣接する分離トレンチ130を提供するためにエッチングされる。分離トレンチ130は前記埋め込まれたSiO₂層164までエッチングされる。

【0065】

ポリマー誘電体層128はトレンチ130を含む圧電性素子22の頂部上に堆積され、及びスピコーティング、フォトリソグラフィ、及びエッチングによりパターン化される。フォトイメージ形成可能なポリマー誘電材料が前記ポリマー誘電体層128のために用いられうる。ポリマー誘電体材料はポリイミド、バリレン、ポリジメチルシロキサン(PDMS)、ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)、ポリベンゾシクロブテン(BCB)または他の適切なポリマーでありうる。

【0066】

金属接地平面層132は、例えば、電子ビーム蒸発、スパッタリング、または電気めっきによって堆積される。Ti/AuまたはTi/Cuは金属接地平面層132のために利用されうる。

【0067】

ポリマー不動化層190が、例えば蒸着やスピコーティングによって堆積される。ポリマー不動化層190は、使用の間に前記デバイス表面に接触しうる流体(例えば、血液、水、シリコングル)から電氣的及び化学的絶縁を提供し、前記変換器面と前記流体の間のより低い音響インピーダンスを提供する音響調和層としても作用する。

【0068】

シリコン基板120の背面のエッチングはエアバックキャビティ150を提供する。接地ビア131はエッチングされ、前記コンフォーマルな導体143を前記ドーブされたシリコン層162及び前記金属接地平面層132への接続を提供する。エッチングはディープ反応イオンエッチング(DRIE)によるものでありうる。

【0069】

コンフォーマルな絶縁層136は、サイドウォール137及び前記エアバックキャビティ150の基部125、及び基板120の背面上に堆積されうる。相互接続のために、ビアが必要とされる場合、基部125のコンフォーマルな絶縁層136はエッチングされる。コンフォーマルな絶縁層136はポリマー、酸化物、または窒化物材料でありうる。

【0070】

コンフォーマルな金属層142はサイドウォール137及び基部125及び基板120の背面111を含むエアバックキャビティ150の内側に堆積される。コンフォーマルな金属層142は、スパッタリング、電子ビーム蒸発、またはCVD堆積されうる。

【0071】

コンフォーマルな金属層142は、フォトリソグラフィによって基板120の背面111上でパターン化され、及び圧電性素子22及び接地ビア131を互いに電氣的に分離するためにエッチングされる。コンフォーマルな金属層142は同様に、前記pMUTデバイスをICデバイスへ電氣的に接続するための相互接続パッド143を提供する。このようにして、SOI pMUTデバイスの前記エアバックキャビティを通した前記圧電性

10

20

30

40

50

素子からの電氣的接続は、可能な処理の利点、及び性能利益と共に提供される。

【0072】

特定の実施形態において、増強された受信信号を生み出す上の方法の応用は、前記 p M U T デバイス、または A S I C デバイスに結合された S O I 基板で製造された p M U T デバイスを利用することで実行されうる。そのような、垂直に集積されたデバイスは特許文献 1 において前に述べた内容を含んでいる。例えば小さな直径のカテーテルのような画像診断プローブにおける応用に対する前記 p M U T A S I C の小型化を提供するための改良された結合構造は以下のものである。

【0073】

p M U T 基板は図 3 に示されたような例えば A S I C デバイスのような I C 基板に機械的に取り付けられ、及び電氣的に接続されうる。p M U T の前記 I C 基板への接続は、エポキシ結合、または半田バンプ結合によるものでありうる。ハンダバンプにより結合された I C 基板は一般的に I C 層の数に依存して、倍数のミリメートルの厚さを有している。全体の厚さを減少させ、及び前記 p M U T I C アセンブリの小型化を増加させることがさらに望まれる。p M U T 及び I C 基板の結合に対する好ましい方法は、エポキシ結合である。エポキシ結合は、前記集積されたデバイスにおいて、より大きな物理的小型化とより低い全体の厚さを提供し、半田バンプと比較してより低い温度処理を提供しうる。

【0074】

改良されたエポキシ結合 p M U T I C スタック 2 2 0 の例が図 8 において示される。エポキシ相互接続層 2 5 6 は p M U T デバイス 1 0 との結合を提供する I C 基板 3 2 0 の表面上に堆積される。コンフォーマルな誘電体 5 2 は、前記貫通ウェーハの電氣的相互接続 2 3 0 と I C 基板 3 2 0 を分離するために堆積される。貫通ウェーハ相互接続 2 3 0 は、前記 p M U T デバイス 1 0 の前記背面上の金属相互接続パッド 2 4 2 を露出するために、I C 層内で、及びエポキシ相互接続層 2 5 6 を通してエッチングされうる。前記エッチングは D R I E によるものであり、及び前記貫通ウェーハ相互接続 2 3 0 は C V D 及び/または金属めっきによるものでありうる。第 2 の I C 基板 4 2 0 は、同様に形成されたビア及び同様に形成された電氣接続で結合されうる。電氣リード 3 0 1 (例えば、ワイヤ、フレックスケーブル)は、前記 p M U T I C スタックから前記システムエレクトロニクス、またはカテーテル電氣コネクタへの電氣接続を提供するために、背面または一つかそれ以上の I C 基板に取り付けられうる。

【0075】

前記 I C 基板は、化学的機械的研磨 (C M P) によって薄化されうる。C M P を用いる前記 I C シリコン基板の薄化は、前記スタックの全体の厚さを大幅に減少させ、及び前記全体のスタックに対して 1 m m 未満の厚さを提供する。C M P は、より浅くしうるピアエッチング、及びより小さくしうるピアサイズを提供しうる。一般的にたった 1 0 : 1 のアスペクト比が、従来のシリコンエッチング及び C V D 金属ピア形成工程を利用して形成されうる。前記 p M U T 基板は、エアーバックキャピティ 2 5 0 の形成に先立って C M P や他のプロセスによって薄化されうる。

【0076】

半田バンプまたはワイヤ結合スタッキング (例えば、システム・オン・チップまたはシステム・オン・パッケージ)は、金型ハンドリング及びワイヤ結合制約に起因して追加の側面領域を必要とする。基準が I C 基板の背面上に形成され、及び二つの基板の配列及び結合が精密な配列結合装置によって形成されるとき、前記エポキシ結合方法は、追加の側面領域を必要としない。このようにして、ピアは前記シリコン基板内にエッチングされるとき、前記ピアは前の基板の前記相互接続パッドに事前配列される。それ故、前記全体の p M U T I C スタック 2 2 0 は、p M U T 配列自身より大きな側面積を必要としない。

【0077】

上で述べられたような制御回路と結合された貫通ウェーハ相互接続で形成された p M U T s は、超音波画像プローブのような超音波プローブを形成する外部ケーブルを含むハウジングアセンブリ内にさらに集積されうる。制御回路を有する p M U T s の前記集積は、

10

20

30

40

50

前記超音波プローブにおいて必要とされた前記ケーブルを大幅に減少しうる。前記超音波プローブは様々な音響レンズ材料、調整層、ブロック層、及びデマッチング層を同様に含みうる。前記ハウジングアセンブリは外部超音波画像診断のための超音波プローブ、または生体内での画像診断のためのカテーテルプローブを形成しうる。前記超音波カテーテルプローブハウジングの形状は、直角、実質的に円形、または完全に円形のような如何なる形状でありうる。前記超音波カテーテルプローブのハウジングは、金属、非金属、不活性プラスチック、または同様な樹脂材料のような如何なる適切な材料から作られうる。例えば、前記ハウジングは、ポリオレフィン、サーモプラスチック、サーモプラスチックエラストマー、サーモセットまたは工学サーモプラスチックまたはその組み合わせ、コポリマー、またはそれらの混合よりなる生体適合性材料を含みうる。

10

【0078】

超音波カテーテルプローブの増強された受信信号を生み出す方法が提供される。前記方法は、pMUTまたは特定用途向け集積回路(ASIC)デバイスに集積されたpMUTを備えている超音波カテーテルプローブを提供する段階と、及び画像診断デバイス内で前記アセンブリを組み込む段階と、及び前記pMUTから増強された受信信号を生み出すための前記pMUTの受信撓み共鳴モードの間にDCバイアスを印加する段階と、を備えている。そのような実施形態は、図9から15を参照することでさらに述べられる。

【0079】

pMUTデバイス90は、フレックスケーブル507または図9 10で示されるような画像診断カテーテルデバイス500、600を提供する他のフレキシブルワイヤ接続に結合されうる。これは、半田バンプ結合、エポキシ(導電性エポキシまたは導電性及び非導電性エポキシの組み合わせ)、z軸エラストマー相互接続、またはカテーテルベースの超音波変換器に利用される他の相互接続技術によってなされる。

20

【0080】

図9を参照すると、前方視画像診断カテーテルデバイス500は、音響窓540を通じた画像診断のためのフレックスケーブル507と一体化された関連したpMUT90を含んでいる。側視カテーテル600は、図10で描写されたように、フレックスケーブル507及び音響窓640で集積された関連するpMUTを含む。カテーテル500及び600は、pMUT90に直接接触して、音響的な調整材料550、650をそれぞれ含む。音響調整材料550、650は低い弾性係数のポリマー、水またはシリコンゲルでありうる。

30

【0081】

カテーテル700は、マルチプレクサ、増幅器、または信号調整ASICデバイスまたはそれらの組み合わせでありうる垂直に集積されたASICデバイス720、730を有するpMUTを含む。追加のASICデバイスは、高電圧ドライバ、ビーム形成またはタイミング回路のようなものを同様に含みうる。音響窓740は、pMUTに直接接触して音響調整材料750を含みうる。

【0082】

画像診断カテーテルデバイス500、600、700は、3フレンチから6フレンチ(1 2mm)の範囲の外径を有するだけでなく、特定の応用に対して12フレンチ(すなわち4mm)と同様の大きさともなりうる。そのようなデバイスは、小さな冠状動脈にアクセスすることが可能となりうる。最小数の電気ワイヤが小さなカテーテルプローブ内に集積されることが望まれ、このようにして、小型の集積回路スイッチは(例えばマルチプレクサ)は、前記カテーテルの内側で電気ワイヤの減少を提供することができる。画像診断カテーテルデバイス500、600、700の前記ハウジング509は、高度に柔軟であり、及び、例えば心外膜の冠状動脈におけるガイドワイヤで進んでいる。

40

【0083】

信号ワイヤまたはフレックスケーブルリードは、図9で示されるように、前記pMUT基板の前記背面上の貫通ウェーハ相互接続で直接接続される。前記ワイヤまたはフレックスケーブルは、前記カテーテル本体を通して送られ、及び外部制御回路に前記カテーテル

50

の後端で1 / 0コネクタを通して接続される。しかしながら、血管を通したカテーテルの導入 / ガイドに対して素晴らしく機械的な柔軟性を可能にするために、前記カテーテルシース内に含まれた電氣的リードを減らすことは有利となる。例えば、7 F (3 mm直径) カテーテル、2 0 × 2 0の基本p M U T配列は高画質を提供するために利用される。この場合、少なくとも4 0 0のワイヤを総計する素子あたり最低1ワイヤは、前記カテーテルの前記チップで前記p M U T配列を駆動するために必要とされる。これは、前記カテーテルの移動を指示するガイドワイヤのための空間、及び前記カテーテルを曲げるための柔軟性をほとんど残さない。

【 0 0 8 4 】

このようにして、前記カテーテル内の信号リード及び信号ノイズの数を減らすために、前記p M U Tデバイスは、前記カテーテルチップにおける制御回路と共に集積されうる。例えば、図8に示されるように、前記読み出し回路は貫通ウェーハ相互接続を利用して前記変換器配列に直接集積される。各p M U T素子によって受信された前記超音波が、信号対ノイズ比を最大化させるために独立して増幅されるように、増幅器A S I Cは前記p M U T素子に結合され、及び各p M U T素子の貫通ウェーハ相互接続に接続されうる。この直接の集積は、さらに信号ノイズを減少するために前記p M U T素子と前記増幅器との間の前記電氣的リード長さを大幅に減少しうる。第2マルチプレクサA S I Cの集積によって、各変換器により受信され、及び各増幅器に送られた前記信号は、前記カテーテルの終端で、減少された数のI / Oコネクタへの信号ワイヤを通して多重化されうる。このようにして、より少ないワイヤが前記カテーテルシースの内部に必要とされる。前記多重化の前記速度は、達成されうる前記減少された信号ワイヤの数を決定するだろう。リードの数の減少は、素子間のクロストークを減少する。

【 0 0 8 5 】

貫通ウェーハ相互接続は、前記A S I Cの前記シリコン基板をエッチングし、コンフォーマルな誘電体及び金属層で前記エッチングされたホールを被覆し、及び上で述べたように、充填された導体ビアを製造するために金属メッキすることにより形成されうる。多重回路は整列された貫通ウェーハ相互接続とのエポキシ結合によって積み重ねられうる。

【 0 0 8 6 】

前記変換器配列の前記受信機能の集積に加えて、前記作動または伝送機能は同様の方法で前記p M U T基板に集積されうる。前記A S I Cスタック内に含有された高電圧ドライバは、前記変換器素子を駆動する必要性を生み出し、及び多重化回路は、個々のp M U T素子をアドレスするために利用される。このようにして、2 D段階的な配列操作は、適切なタイミングで前記駆動信号の多重化によって達成されうる。前記伝送機能を直接集積する少なくとも一つの利点は、高電圧が前記p M U T配列に隣接して直接生み出されることである。前記カテーテルの前記本体を通して伝送された高電圧信号は、減少されるか除かれて、このようにして、前記カテーテルの電氣的安全性を改善する。低電圧信号 (3 5 V) はI / Oコネクタから前記集積された多重化電圧及び高電圧ドライバ回路へ送られ、及び前記ドライバは、電荷ポンプ及び / または誘導変圧器を通してより高い伝送電圧を生み出す。

【 0 0 8 7 】

伝送 / 受信信号を制御するため、及び前記未処理のp M U T信号からの超音波イメージ信号を作り出すために、タイミング及び / またはビーム形成回路のような前記A S I Cスタック内に他の回路が集積される。この集積は、外部の制御ユニットにおいて必要とされる電子機器の数とサイズを減らし、より小さいハンドヘルドな超音波画像診断システム、またはポータブルカテーテルベースの超音波画像診断システムを可能にする。

【 0 0 8 8 】

ここで述べられた前記実施形態は、2 D、1 . 5 D、または1 D配列での前方または側視カテーテル操作へ応用可能である。

【 0 0 8 9 】

図1 2 1 5を今参照すると、カテーテル8 0 0、9 0 0のp M U Tデバイス9 9 0は

操作部材 807 または光学ファイバ 907 を提供するために接続される。前記操作部材はカテーテルガイドワイヤでありうる。前記操作部材は、外科用メス、針、または注射器のような外科的な道具を含みうる。前記操作部材は、前記カテーテルまたはハウジングアセンブリを通してリモートで操作されうる。操作部材 807 または光学ファイバ 907 はポアホール 870、970 内にそれぞれ配置される。前記操作部材は、外部から制御されうる。ポア 970 は、操作部材 807 を保護するため、及び前記カテーテル内への流体の浸潤を避けるためにシール 880 を含む。操作部材 807 は同様に、ポア 870 及びシール 880 について可動であり、及び格納可能でありうる。光学ファイバ 907 はポア 970 の側壁に直接貼られ、エポキシまたは他の密封または粘着物質で密封される。ガイドワイヤ、外科的手段または光学ファイバのようなそのような操作手段は、同様の方法で、積み重ねられた p M U T I C デバイスに適用されうる。ポアホール 870、970 は、前記 p M U T、またはエッチング工程、例えば D R I E を用いる p M U T I C スタックの工程間に提供されうる。前記ポアホールは、前記カテーテルの遠位端において、適切なサイズの開口 513 と共に共同して配列される。前記ポア及び開口 513 と接続可能な前記カテーテルハウジングの内部を通る内部経路 517 は、前記操作部材の挿入及び触診を提供する。

10

【0090】

前記画像診断カテーテルデバイス 600、700、800、900 は、前記コンジットの近接部に結合されたステアリング気孔 505 をさらに備えている。例として、少なくとも一つのステアリング機構は、特許文献 2 で開示されている。これは、参照することでここに組み入れられる。前記超音波変換器アセンブリのための操作が同様に提供され、前記コントローラにおいて安定な及び効果的な片手での制御操作を提供する人間の手に形成される。

20

【0091】

ここで述べられた前記カテーテルプローブ及び p M U T 変換器素子は、従来的に医療デバイスとして実行されている消毒に適用されうる。前記 p M U T デバイス及びここで述べられた増強された受信信号を生み出す方法は、リアルタイム、三次元心臓内または血管内画像診断、形態超音波プローブ、及び小型水中聴音器のような工程に対して利用されうる。前記 p M U T は約 1 20 M H z の範囲の振動数での操作に対して最適化されうる。

【0092】

ここで述べられた前記超音波カテーテルプローブは、冠状動脈の冠状血栓症の I V U S 及び I C E に特に適している。そのような処理は、冠状動脈疾患、アテローム性動脈硬化、または他の血管に関する疾患を処理するか、またはあるいは減らすことが必要となりうる。

30

【0093】

ここで述べられた方法及び実施形態は、増強された感度を有する外部の超音波プローブを製造するために利用されうる。このようにして、前記垂直に積み重ねられた p M U T デバイスは、例えば、心臓学、産科学、血管、または泌尿器学の画像診断のための外部の超音波プローブにおける使用に対して適しうる。このようにして、図 16 で示されるように、前方視画像診断プローブデバイス 1000 は音響窓 1740 を通した画像診断のためのフレックスケーブル 1507 で集積された関連した p M U T 90 を含む。プローブ 1000 は、p M U T 90 と共に、マルチプレクサ、増幅器、または信号調整 A S I C デバイス、またはそれらの組み合わせとなりうる垂直に集積された A S I C デバイス 1720、1730 を含む。高電圧ドライバ、ビーム形成またはタイミング回路のような追加の A S I C デバイスが同様に含まれる。音響窓 1740 は p M U T に直接接触している音響調整材料 1750 を含みうる。

40

【0094】

1 D、1.5 D、または 2 D 次元の p M U T 配列は前記変換器プローブの前記ハンドルにおける電子信号処理を提供するために、A S I C デバイスで製造及び集積されうる。前記 p M U T I C スタックは、前記 p M U T 面と前記ハウジング壁の間の低弾性率ポリマ

50

一、水、またはシリコンゲルよりなる音響調整層と共に外部のプローブハウジング内に設置されうる。前記 p M U T I C スタックは、前記画像診断システム電子機器へのインターフェイスのためのフレックスケーブル、リボン・ケーブル、または基本の信号ワイヤが装着されうる。

【 0 0 9 5 】

外部超音波プローブのための集積化電子機器を有する従来の超音波変換器配列は、高価な、複雑な製造技術を必要とする。外部の p M U T ベースのプローブは、半導体のバッチ製造及び集積技術に起因して、より低い価格、より多くの製造できる製品を提供しうる。

【 0 0 9 6 】

(実施例)

超音波圧電性変換器からの増強された受信信号を生み出す方法は、以下の例を参照することで述べられる。

【 0 0 9 7 】

単一の p M U T 素子は - 2 0 V d c から + 2 0 V d c の D C バイアスを受けた。分離ピストン変換器により提供された音響信号は、前記 p M U T 素子に向けられた。前記 p M U T 素子により受けた信号は、印加された D C バイアスの関数として測定された。図 1 を参照すると、ミリボルトでピーク・トゥ・ピークの受信信号対バイアス電圧を描写するグラフが示される。図 1 におけるデータは、D C バイアス電圧の異なるレベルに対して、前記 p M U T 素子の出力応答を示している。前記 D C バイアス電圧は、0 V から + 2 0 V、0 V に戻って、それから 0 V から - 2 0 V に変化した。受信信号 (m V) は各 D C バイアス増加量で測定された。図 1 は、この特定の圧電性薄膜における抗電界のレベルに対して、受信感度を増加させるための最適な D C バイアス電圧を描写している。D C バイアスが前記 p M U T 素子における前記圧電性フィルムの前記抗電圧 (おおよそ - 5 V) に近く、受信感度は減少した。前記印加した電圧が増加したとき、前記 p M U T 素子の出力信号は増加した。このようにして、p M U T 素子の増強された受信信号を生み出すための D C バイアスを印加する方法が実演された。受信信号における増強の最適化は、既知の厚さの圧電性薄膜からの受信信号をモニタリングすると同時に、前記 D C バイアスを調整することによって得られうる。

【 0 0 9 8 】

本発明がここで詳細に述べられ、具体的な実施形態が参照されると同時に、様々な変更及び修正が本発明の精神及び範囲から逸脱することなくなされることは当業者であれば明らかであろう。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 9 】

- 1 0、7 0、9 0、1 0 0 p M U T デバイス構造
- 1 2 基板
- 1 3 前面
- 1 4 第 1 誘電層
- 2 0 下部電極
- 2 2 圧電性配列素子
- 2 8 第 2 誘電フィルム
- 3 2 頂部電極
- 3 4 ピア
- 3 5 圧電性薄膜
- 3 6 絶縁フィルム
- 4 2 導電フィルム
- 4 4 半導体デバイス
- 4 6 半田パンブ
- 4 8 半田パッド
- 5 0 エアーバックキャピティ

10

20

30

40

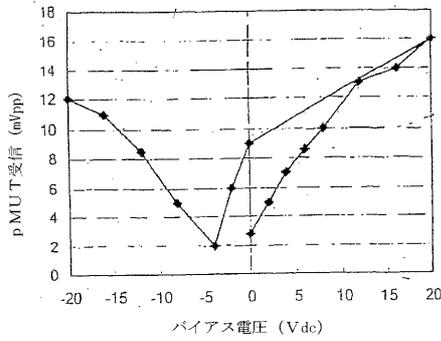
50

- 5 8 端部
- 6 2 薄いシリコン層
- 6 4 二酸化シリコン層
- 6 8 開口
- 6 9 相隔ビア
- 8 0 pMUTデバイス構造
- 1 2 0 SOI基板
- 1 2 5 基部
- 1 3 6 絶縁層
- 1 3 7 サイドウォール
- 1 4 2 金属層
- 1 5 0 エアバックキャビティ
- 1 6 2 デバイスシリコン層
- 1 7 5 SiO₂層
- 2 3 0 電氣的相互接続
- 2 5 6 相互接続層
- 3 2 0 IC基板
- 5 0 0、6 0 0 カテーテル
- 5 0 7、1 5 0 7 フレックスケーブル
- 5 0 9ハウジング
- 5 4 0、6 4 0、1 7 4 0 音響窓
- 5 5 0、6 5 0、1 7 5 0 音響調整材料
- 1 0 0 0 前方視画像診断プローブデバイス

10

20

【 図 1 】



【 図 2 】

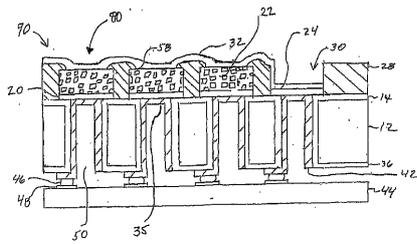


FIG. 2

【 図 3 】

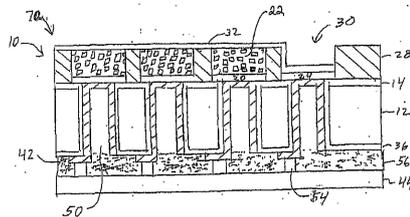


FIG. 3

【 図 4 】

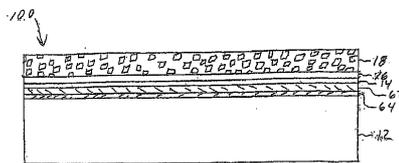


FIG. 4

【 図 5 】

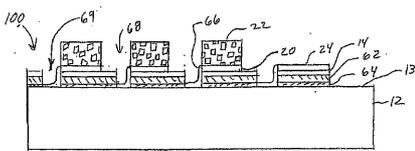


FIG. 5

【 図 6 】

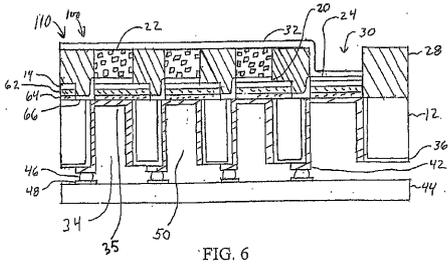


FIG. 6

【 図 7 】

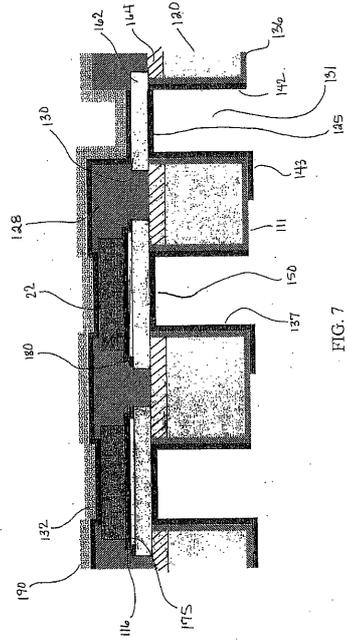


FIG. 7

【 図 8 】

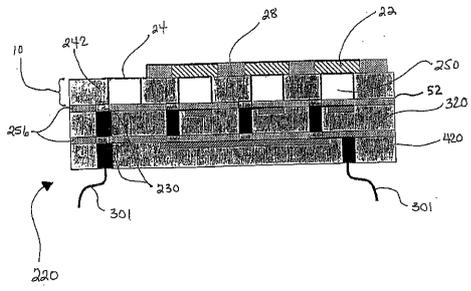


FIG. 8

【 図 9 】

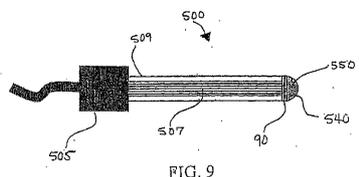


FIG. 9

【 図 10 】

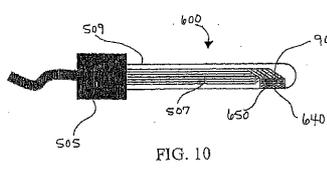


FIG. 10

【 図 11 】

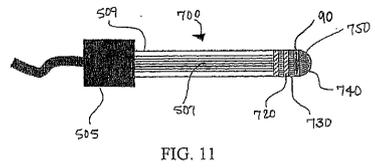


FIG. 11

【 図 12 】

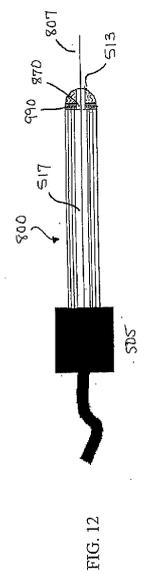


FIG. 12

【 図 1 3 】

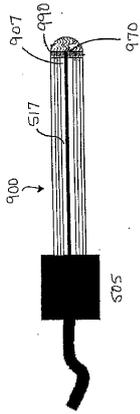


FIG. 13

【 図 1 4 】

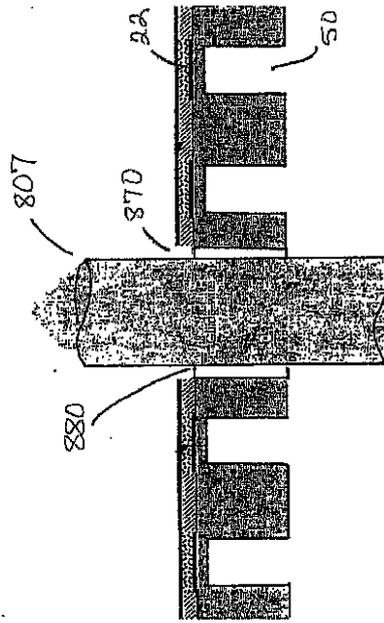


FIG. 14

【 図 1 5 】

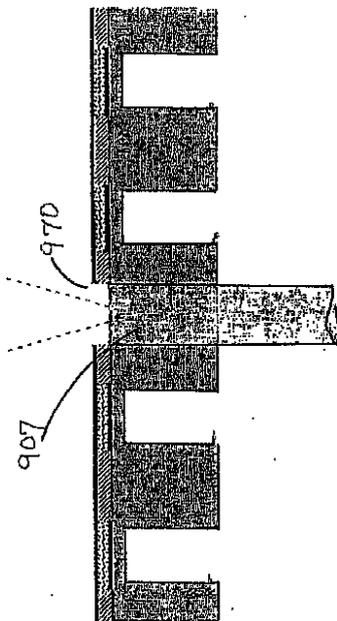


FIG. 15

【 図 1 6 】

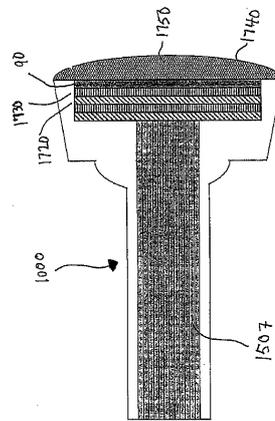


FIG. 16

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US06/43061
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: A61B 8/14(2006.01) USPC: 600/459,473;310/322,328,330,332 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/459,473;310/322,328,330,332 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 7,109,633 B2 (Weinberg et al.) 19 September 2006 (19.09.2006) note: see the entire patent.	1-34, 96-100
A	US 6,464,645 B1 (Park et al.) 15 October 2002 (15.10.2006). note: see the entire patent.	35-95
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 18 April 2007 (18.04.2007)		Date of mailing of the international search report 29 MAY 2007
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer John F. Ramirez Telephone No. (571) 272-8685

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 デヴィッド・ドーシュ
アメリカ合衆国・ノースカロライナ・27614・ラレー・ウェスコット・ドライブ・1721

(72) 発明者 オラフ・ヴォン・ラム
アメリカ合衆国・ノースカロライナ・27243・エフランド・ハーモニー・チャーチ・ロード・4718

(72) 発明者 ジョン・キャストレルッチ
アメリカ合衆国・ノースカロライナ・27712・ダラム・パイン・トレイル・ドライブ・5111

Fターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC13 CA01 EA05 EA15 GB02 GB13 GB21 GB32
GB33 GB36
4C601 EE03 EE13 FE04 FE05 GA03 GB02 GB04 GB06 GB41 GB42
GB45
5D019 AA21 BB03 FF04

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2010508888A5	公开(公告)日	2012-06-07
申请号	JP2009535246	申请日	2006-11-03
[标]申请(专利权)人(译)	研究三角协会		
申请(专利权)人(译)	三角研究所		
[标]发明人	デヴィッド・ドーシュ オラフ・ヴォン・ラム ジョン・キャステルツチ		
发明人	デヴィッド・ドーシュ オラフ・ヴォン・ラム ジョン・キャステルツチ		
IPC分类号	A61B8/12 G01N29/24 H04R17/00 H04R3/00		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/4438 A61B8/445 B06B1/0622		
FI分类号	A61B8/12 G01N29/24.502 H04R17/00.330.Z H04R3/00.330		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/EA05 2G047/EA15 2G047/GB02 2G047/GB13 2G047/GB21 2G047/GB32 2G047/GB33 2G047/GB36 4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/FE04 4C601/FE05 4C601/GA03 4C601/GB02 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB41 4C601/GB42 4C601/GB45 5D019/AA21 5D019/BB03 5D019/FF04		
代理人(译)	渡边 隆 村山 彦		
其他公开文献	JP2010508888A JP5204116B2		

摘要(译)

描述了一种用于从压电超声换能器产生增强的接收信号的方法。该方法包括以下步骤：提供压电超声换能器，其包括可在偏转模式下操作的压电元件；用压电元件接收声信号；在接收声信号的步骤在接收声信号之前和/或同时在压电元件上施加DC偏压，并且由于压电元件接收声信号，并从接收信号产生增强的接收信号。还描述了使用上述方法的基于pMUT的成像诊断探针。