(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第5204116号
(P5204116)

(45)発行日　平成25年6月5日(2013.6.5)　(24)登録日　平成25年2月22日(2013.2.22)

(51)Int.Cl.		F I		
A61B 8/12	(2006.01)	A61B	8/12	
G01N 29/24	(2006.01)	G01N	29/24	502
H04R 17/00	(2006.01)	H04R	17/00	330Z
H04R 3/00	(2006.01)	H04R	3/00	330

請求項の数 14　(全 25 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)
(65)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)
(86)国際出願番号　PCT/US2006/043061
(87)国際公開番号　WO2008/054395
(87)国際公開日　平成20年5月8日 (2008.5.8)
審査請求日　平成21年10月28日 (2009.10.28)

(73)特許権者　500240896
リサーチ・トライアングル・インスティチュート
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)【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成する方法であって、前記方法は、
前記圧電性超音波変換器の圧電性素子に双極性伝送サイクルパルスを印加する段階であって、音響エネルギーを生成し、及び伝送するために、前記圧電性素子は撓みモードにおいて操作可能であり、前記双極性伝送サイクルパルスは、前記圧電性素子の強誘電体の抗電圧より大きな最大ピークの伝送電圧を有しているところの段階と、
前記圧電性素子によって前記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を電圧に変換するために、前記圧電性素子は、撓みモード共鳴において、前記音響エネルギーに応答するように構成されているところの段階と、
前記圧電性超音波変換器から増強された受信信号を生成するために、前記圧電性素子が前記音響エネルギーを受信するのに先立って、及び／または前記圧電性素子が前記音響エネルギーを受信すると同時に、撓みモード共鳴において前記圧電性素子にＤＣバイアスを印加する段階であって、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超音波変換器により生成された受信信号より大きいところの段階と、
を備えている方法。
【請求項２】
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であって、前記方法は、
前記圧電性超音波変換器の圧電性素子に正弦波双極性伝送サイクルパルスを印加する段階であって、音響反響を提供する音響信号を作り出すために、前記圧電素子は撓みモード

において操作可能であり、前記正弦波双極性伝送サイクルパルスは、前記圧電性素子の抗電圧より大きな最大ピークの伝送電圧を有しているところの段階と、

前記圧電性素子によって前記音響反響を受信する段階であって、前記音響反響を電圧に変換するために、前記圧電性素子は、撓みモード共鳴において、前記音響反響に応答するように構成されているところの段階と、

前記圧電性超音波変換器から増強された受信信号を生成するために、前記圧電性素子が前記音響反響を受信するのに先立って、及び／または前記圧電性素子が前記音響反響を受信すると同時に、撓みモード共鳴において前記圧電性素子にＤＣバイアスを印加する段階であって、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超音波変換器により生成された受信信号より大きいところの段階と、

を備えている方法。

【請求項３】

前記ＤＣバイアスは、前記圧電性素子の撓みモード共鳴の間に印加される請求項１または２に記載の方法。

【請求項４】

前記ＤＣバイアスは、前記音響エネルギーまたは前記音響反響が受信される前に、及び前記圧電性素子の撓みモード共鳴の間に印加される請求項１または２に記載の方法。

【請求項５】

前記ＤＣバイアスは、前記音響エネルギーまたは前記音響反響が受信される前に印加され、及び前記圧電性素子の前記撓みモード共鳴の間に終了される請求項１または２に記載の方法。

【請求項６】

前記印加されたＤＣバイアスは、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の間に維持されている請求項１または２に記載の方法。

【請求項７】

前記ＤＣバイアスは、前記圧電性素子に印加された、前記双極性伝送サイクルパルスの最大ピークの伝送電圧または前記正弦波双極性伝送サイクルパルスの停止電圧の極性と反対の極性である請求項１または２に記載の方法。

【請求項８】

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または２に記載の方法。

【請求項９】

前記信号調整は、前記生成され増強された受信信号から、ＤＣバイアスに起因する信号成分を分離するために構成されている請求項８に記載の方法。

【請求項１０】

前記信号調整は、前記増強された受信信号を増幅するために構成されている請求項８に記載の方法。

【請求項１１】

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の圧電性素子に双極性伝送電圧信号を印加する段階であって、前記圧電性素子は撓みモードで操作可能であり、及び強誘電体の抗電圧を有しており、前記双極性伝送電圧信号は前記強誘電体の抗電圧より大きい最大ピークの伝送電圧を有しているところの段階と、

前記圧電性素子に印加された前記双極性伝送電圧信号に応答して前記圧電性超音波変換器で音響信号を生成する段階であって、前記音響信号は音響反響を提供するところの段階と、

前記圧電性素子によって前記音響反響を受信する段階であって、前記音響反響を電圧に変換するために、前記圧電性素子は、撓みモードにおける共鳴で前記音響反響に応答するように構成されているところの段階と、

前記圧電性超音波変換器により増強された受信信号を生成する段階であって、前記増強

された受信信号は、印加される双極性伝送電圧信号がない場合の前記圧電性超音波変換器により生成された受信信号より大きいところの段階と、
を備えている方法。
【請求項１２】
前記圧電性素子に追加の半波長伝送電圧信号を印加する段階であって、前記追加の半波長伝送電圧信号は前記強誘電体の抗電圧より大きいところの段階をさらに備えている請求項１１に記載の方法。
【請求項１３】
少なくとも前記圧電性素子が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をさらに備えている請求項１１に記載の方法。
【請求項１４】
前記双極性伝送電圧信号または前記追加の半波長伝送電圧信号は、正弦波の形態である請求項１１または１２に記載の方法。
【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。
【０００３】
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、及び従来の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３００μｍ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１５０μｍ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、１００μｍ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。
【０００４】

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力動作を引き起こす。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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】米国仮出願特許第１１／０６８，７７６号明細書

【特許文献２】米国特許第６，４６４，６４５号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

従来の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。

【０００７】

ｃＭＵＴとｐＭＵＴの間には機能的及び構造的な違いがある。ｐＭＵＴｓは高いエネルギー変換メカニズム（すなわち圧電性層）を有しているので、圧電性素子は一般的にｃＭＵＴｓ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ｐＭＵＴ素子は、８ＭＨｚの振動数で１から５ＭＰあの音響出力を生み出す。従来の変換器配列は、１ＭＰａより大きい音響圧力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。ｃＭＵＴ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。ｐＭＵＴ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ｃＭＵＴｓより高い容量（１００から１，０００ｐＦのオーダ）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ｃＭＵＴ要素は１ｐＦ未満の容量を有している。

【０００８】

ｐＭＵＴｓは、従来の変換器及びｃＭＵＴｓ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。ｃＭＵＴｓ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。ｐＭＵＴｓ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。

【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、ｃＭＵＴｓは、シリコンウェーハ内のエッチングビ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二酸化シリコン、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上にｃＭＵＴ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ｃＭＵＴ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。

【００１０】

しかしながら、そのようなｃＭＵＴデバイスの一つの不利な点は、ｃＭＵＴ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ビア内で導体金属として利用される。受信モードでｃＭＵＴｓ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ビアを有するｃＭＵＴの操作の間に問題がある。同様に、ｃＭＵＴ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。貫通ウェーハのビア内の高い抵抗は、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ｃＭＵＴｓに駆動信号を適用するとき、前記ビ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。

【００１１】

ポリシリコン貫通ウェーハの相互接続を有するｃＭＵＴデバイスの他の不利な点は、前記熱二酸化シリコン絶縁体及び前記ポリシリコン導電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ｃＭＵＴ素子は、貫通ウェーハのビ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、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、これは比較的高い温度処理（おおよそ３００℃）であるハンダバ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。

【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、前記圧電性要素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。

【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。

【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を印加する段階と、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。

【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。前記カテーテルは基板と、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。基板上の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気的に相互接続し、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。

【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気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。

【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。

【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】ドープ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ーテルを図示している。

【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ー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ー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ー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ー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ーテルを図示している。

【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している。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している。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している。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している。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。

【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。

【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、１μｍ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。

【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応用可能である。

【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。

【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操作されうる。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も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、膜の事前のポーリングは最大の双極子配列を達成しない。

【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。抗電圧より上の電圧の伝送は、圧電性材料に強誘電体の９０°のドメインスイッチングを受けることを強要し、このようにして、撓みの動作を通した前記薄膜の撓みを最大化する。前記方法は同様に、好ましい双極性配列を強要して、パルス反響受信感度を増強するために、正弦波信号において追加の半波長励起を印加することを述べている。

【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。

【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応用可能である。

【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、圧電性材料の抗電圧より上である双極性伝送電圧が印加される。この高い電場レベルは、薄膜の振幅を増加させる、圧電性層における強誘電体の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し、それ故、より高い伝送エネルギー出力に起因して、より高いパルス反響信号が受信される。前記パルス反響信号は同様に、伝送信号において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のフルサイクルパルスを含んでいる。パルスの数の増加は、解像度を犠牲にして前記変換器の伝送出力を増加させる。１、２、または３のサイクルパルスと比較して、分解能を大幅に犠牲にすることなく、ｐＭＵＴ素子の感度を増加するために、例えば１．５、２．５または３．５の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。

【００３５】

前記方法の他の態様において、音響反響が変換器に到達する前に、ＤＣバイアスが圧電性素子に印加され、及びそれから、圧電性素子が受信した反響から撓み共鳴モードにある間に、保たれている。前記ＤＣバイアスは、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。前記双極子配列は改善されるので、薄膜において機械的な振動を生み出す受信音響波の結果として、より高い圧電性電流が生み出される。ＤＣバイアスは同様に、圧電性素子の配列に印加されることができ、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へ変化してもよい。ｐＭＵＴ素子は、それらのパルス反響の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、校正された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。

【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ので、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。

【００３７】

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ｐＭＵＴ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ｐＭＵＴ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ｐＭＵＴ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。

【００３８】

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ｐＭＵＴ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ｐＭＵＴ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ＤＣ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ＤＣ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。

【００３９】

前記ＤＣバイアスの前記印加のタイミングは、前記ｐＭＵＴ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ＤＣ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ＤＣ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セカンドのオーダであり、前記反響返送は一般的にマイクロセカンドのオーダであり、前記ＤＣバイアスの期間はパルス状でありうり、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。

【００４０】

信号調整電子回路は、前記ＤＣ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ｐＭＵＴ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ＡＳＩＣ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ＡＳＩＣ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ｐＭＵＴ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ＩＣは、信号調整及び増幅回路が、ＤＣ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ｐＭＵＴ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ｐＭＵＴ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ＤＣ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気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、ＡＣまたはソース／ドレインなどを含む。前記電気的導電接触は、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ＤＣ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、当業者の範囲内で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。

【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ｐＭＵＴ、及びシリコンオンインシュレータ（ＳＯＩ）基板ｐＭＵＴデバイス（ＳＯＩ‐ｐＭＵＴ）、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ＡＳＩＣ‐ｐＭＵＴデバイスと共に集積されうる。

【００４２】

図２を参照すると、垂直に集積されたｐＭＵＴデバイス９０を形成するために半導体デバイス４４に接続されたｐＭＵＴデバイス構造８０が示されている。例として、前記接続は、コンフォーマルな導体層４２を前記半導体デバイス４４上の半田パッド４８に接続しているハンダバンプ４６を通してなされる。

【００４３】

頂部電極３２及び下部電極２０は、第２誘電体膜２８により分離された圧電性配列素子２２を挟み、前記第２誘電体膜２８は前記圧電性配列素子２２の端部５８と重畳している。下部電極２０は、第１誘電層１４によって分離されており、前記第１誘電層１４は、基板１２の背面側における後続のエアーバックキャビティ５０の形成の間にエッチングされる。エアーバックキャビティ５０は、コンフォーマルな絶縁膜３６と、半導体デバイス４４の貫通ウェハビア相互接続を前記圧電性配列素子２２に提供するコンフォーマルな導体膜４２で被覆された側壁を有している。前記パターン化された貫通ウェーハ相互接続４２は、圧電性薄膜３５から前記半導体デバイス４４へ、及び開口３０内の接地パッド２４への直接の電気接続を提供する。前記エアーバックキャビティ５０は、最適な音響性能を提

供する。前記エアーバックキャビティ５０は、表面微細加工ＭＵＴｓと比較して、最小の音響漏れと共に、前記圧電性薄膜３５においてより大きな振動を可能にしている。

【００４４】

前記パターン化された圧電性層の頂端部５８上の第２誘電体膜２８を含む垂直に集積されたｐＭＵＴデバイス９０は、前記圧電性素子２２に接続された二つの電極３２，２０の改善された電気的分離を提供する。この実施形態は、前記第２誘電体膜２８と前記圧電性素子２２の端部間のギャップであって、前記頂部電極３２が前記下部電極２０とショートすることを引き起こすギャップを不注意に引き起しうるフォトリソグラフィーのずれをなくすことを手助けする。前記第２誘電体膜２８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の必要性を消去する。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２２のサイズ及び形状とは異なる前記頂部電極３２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（圧電体の厚さのオーダ）、前記圧電性素子２２よりもずっと低い誘電定数を有する前記第２誘電体膜２８は、ｐＭＵＴデバイス９０に印加された電圧が、前記誘電体を通してのみ主として降下することを引き起こす。このようにして前記第２誘電体膜２８で覆われた前記圧電性層の端部５８を電気的に分離する。印加された電圧に関連する前記圧電性素子２２の有効形状は、前記第２誘電体膜２８で覆われていない前記圧電性素子２２の部分だけである。例えば、圧電体の幾何学的領域の全体の５０％を電気的に活性化させることだけが望まれるなら、前記第２誘電体膜２８は、圧電性領域の残りの５０％を物理的に被覆し、及び電気的に分離し、及び活性化できないようにする。同様に、互いにいり込んだ構造のような複雑な電極パターンが望まれる場合、ポリマー誘電体が前記第２誘電体膜２８のために利用され、及び互いに入り込んだ構造を提供するためにパターン化されてもよい。これは、前記頂部電極３２が前記ｐＭＵＴ配列全体に渡って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、下部電極２０及び圧電体膜をパターニングするよりも、前記第２誘電体膜２８をパターニングすることによって電気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２２と接触する前記頂部電極領域の形状を担う。

【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。本発明の前記エアーバックキャビティ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（メートルのオーダの長さ）と比較してより短い物理的長さ（１ｍｍ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ビティの底部に音響弱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ベ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０．５μｍから約１００μｍ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１μｍから約１０μｍの範囲である。

【００５２】

前記圧電性素子２２の幅または直径は、約１５μｍから約１０００μｍの中心間距離を有して約１０μｍから約５００μｍ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２０ＭＨｚの範囲での超音波操作に対して、約７５μｍから４５０μｍの中心間距離を有して約５０μｍから約３００μｍの範囲でありうる。５０μｍ未満のより小さい素子は２０ＭＨｚ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気的に接続される。

【００５３】

前記第１誘電フィルム１４の前記厚さは、約１０ｎｍから約１０μｍ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１０ｎｍから１０μｍ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２０ｎｍから２５μｍ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１０μｍから数ミリメートルの範囲でありうる。

【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ー及び／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。

【００５５】

特定の実施形態において、受信信号を増強する上の方法の応用は、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ＳＯＩｐＭＵＴ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２００ｎｍから５０μｍの厚さを有し、及び前記埋め込まれた酸化物層６４は約２００ｎｍから１μｍ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２μｍから２０μｍの厚さを有し、及び前記埋め込まれた酸化物層は約５００ｎｍから１μｍの厚さを有する。

【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気的接続を提供するために、図５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，InO_2，In_2O_3：SnO_2（ＩＴＯ）及び（Ｌａ，Ｓｒ）CoO_3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、半田バンプ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、前記半導体で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っ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。

【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。

【００６０】

エアー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、直接前記エアー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エアーバックキャビティｐＭＵＴの前記製造は、振動数が薄膜厚さに依存し、及び前記エアー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ＳｉＯ$_2$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、前記エアー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プされて、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。

【００６１】

濃密にドープされた（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。ＳｉＯ$_2$不動体化層１７５は、次の段階において、ドープ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。ＳｉＯ$_2$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ＳｉＯ$_2$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。

【００６２】

パターン化された圧電性素子２２は、スピンコーティング、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が濃密にドープ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と濃密にドープされたデバイスシリコン層１６２との間の電気的接続を提供する。

【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の電気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ＳｉＯ$_2$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、及びスピンコーティング、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、パリレン、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、例えば蒸着やスピン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、シリコーンゲル）から電気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ーバックキャビティ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を前記ドープされたシリコン層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及び前記エアーバックキャビティ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を含むエアーバックキャビティ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を互いに電気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デバイスへ電気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ーバックキャビティを通した前記圧電性素子からの電気的接続は、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ｐＭＵＴデバイス、またはＡＳＩＣデバイスに結合されたＳＯＩ基板で製造されたｐＭＵＴ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ｐＭＵＴ‐ＡＳＩＣ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ようである。
【００７３】
ｐＭＵＴ基板は図３に示されたような例えばＡＳＩＣデバイスのようなＩＣ基板に機械的に取り付けられ、及び電気的に接続されうる。ｐＭＵＴの前記ＩＣ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ＩＣ基板は一般的にＩＣ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ｐＭＵＴ‐ＩＣ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。ｐＭＵＴ及びＩＣ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ｐＭＵＴ‐ＩＣスタック２２０の例が図８において示される。エポキシ相互接続層２５６はｐＭＵＴデバイス１０との結合を提供するＩＣ基板３２０の

表面上に堆積される。コンフォーマルな誘電体５２は、前記貫通ウェーハの電気的相互接続２３０とＩＣ基板３２０を分離するために堆積される。貫通ウェーハ相互接続２３０は、前記ｐＭＵＴデバイス１０の前記背面上の金属相互接続パッド２４２を露出するために、ＩＣ層内で、及びエポキシ相互接続層２５６を通してエッチングされうる。前記エッチングはＤＲＩＥによるものであり、及び前記貫通ウェーハ相互接続２３０はＣＶＤ及び／または金属めっきによるものでありうる。第２のＩＣ基板４２０は、同様に形成されたビア及び同様に形成された電気接続で結合されうる。電気リード３０１（例えば、ワイヤ、フレックスケーブル）は、前記ｐＭＵＴ‐ＩＣ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気コネクタへの電気接続を提供するために、背面または一つかそれ以上のＩＣ基板に取り付けられうる。

【００７５】

前記ＩＣ基板は、化学的機械的研磨（ＣＭＰ）によって薄化されうる。ＣＭＰを用いる前記ＩＣ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１ｍｍ未満の厚さを提供する。ＣＭＰは、より浅くしうるビアエッチング、及びより小さくしうるビアサイズを提供しうる。一般的にたった１０：１のアスペクト比が、従来のシリコーンエッチング及びＣＶＤ金属ビア形成工程を利用して形成されうる。前記ｐＭＵＴ基板は、エアーバックキャビティ２５０の形成に先立ってＣＭＰ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ＩＣ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、ビアは前記シリコン基板内にエッチングされるとき、前記ビ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ｐＭＵＴ‐ＩＣスタック２２０は、ｐＭＵＴ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ｐＭＵＴｓ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ｐＭＵＴｓの前記集積は、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。

【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。

【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を通し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。

【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。

【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気的リードを減らすことは有利となる。例えば、７Ｆ（３ｍｍ直径）カテーテル、２０×２０の基本ｐＭＵＴ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４００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ｐＭＵＴ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。

【００８４】

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ｐＭＵＴ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ｐＭＵＴ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ＡＳＩＣは前記ｐＭＵＴ素子に結合され、及び各ｐＭＵＴ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ｐＭＵＴ素子と前記増幅器との間の前記電気的リード長さを大幅に減少しうる。第２マルチプレクサＡＳＩＣ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。

【００８５】

貫通ウェーハ相互接続は、前記ＡＳＩＣ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。

【００８６】

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ｐＭＵＴ基板に集積されうる。前記ＡＳＩＣ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ｐＭＵＴ素子をアドレスするために利用される。このようにして、２Ｄ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ｐＭＵＴ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気的安全性を改善する。低電圧信号（３‐５Ｖ）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。

【００８７】

伝送／受信信号を制御するため、及び前記未処理のｐＭＵＴ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ＡＳＩＣ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。

【００８８】

ここで述べられた前記実施形態は、２Ｄ、１．５Ｄ、または１Ｄ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。

【００８９】

図１２‐１５を今参照すると、カテーテル８００、９００のｐＭＵＴデバイス９９０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はボアホール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。ボア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、ボア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はボア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ｐＭＵＴ‐ＩＣデバイスに適用されうる。ボアホール８７０、９７０は、前記ｐＭＵＴ、またはエッチング工程、例えばＤＲＩＥを用いるｐＭＵＴ‐ＩＣスタックの工程間に提供されうる。前記ボアホールは、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。前記ボア及び開口５１３と連接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。

【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。

【００９１】

ここで述べられた前記カテーテルプローブ及びｐＭＵＴ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ｐＭＵＴ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ｐＭＵＴは約１‐２０ＭＨｚ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ＩＶＵＳ及びＩＣＥ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。

【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ｐＭＵＴ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ｐＭＵＴ９０を含む。プローブ１０００は、ｐＭＵＴ９０と共に、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となりうる垂直に集積されたＡＳＩＣ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ＡＳＩＣデバイスが同様に含まれる。音響窓１７４０はｐＭＵＴに直接接触している音響調整材料１７５０を含みうる。

【００９４】

１Ｄ、１．５Ｄ、または２Ｄ次元のｐＭＵＴ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、ＡＳＩＣデバイスで製造及び集積されうる。前記ｐＭＵＴ‐ＩＣスタックは、前記ｐＭＵＴ面と前記ハウジング壁の間の低弾性率ポリマー、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ｐＭＵＴ‐ＩＣ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。

【００９５】

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ｐＭＵＴ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。

【００９６】

（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。

【００９７】

単一のｐＭＵＴ素子は－２０ＶｄｃからＶｄｃのＤＣ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ｐＭＵＴ素子に向けられた。前記ｐＭＵＴ素子により受けた信号は、印加されたＤＣ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、ＤＣバイアス電圧の異なるレベルに対して、前記ｐＭＵＴ素子の出力応答を示している。前記ＤＣバイアス電圧は、０Ｖから＋２０Ｖ、０Ｖに戻って、それから０Ｖから－２０Ｖに変化した。受信信号（ｍＶ）は各ＤＣ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ＤＣバイアス電圧を描写している。ＤＣバイアスが前記ｐＭＵＴ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－５Ｖ）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ｐＭＵＴ素子の出力信号は増加した。このようにして、ｐＭＵＴ素子の増強された受信信号を生み出すためのＤＣ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ＤＣバイアスを調整することによって得られうる。

【００９８】

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。

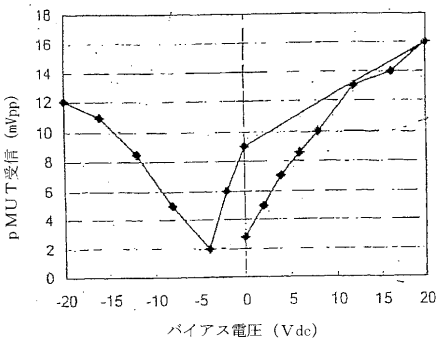
【符号の説明】

【００９９】

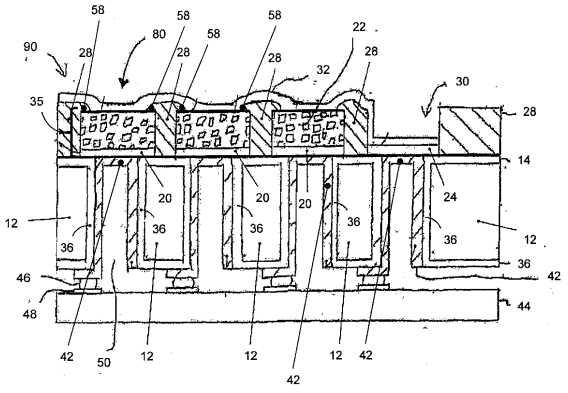
１０、７０、９０、１００　ｐＭＵＴデバイス構造
１２　基板
１３　前面
１４　第１誘電層
２０　下部電極
２２　圧電性配列素子
２８　第２誘電フィルム
３２　頂部電極
３４　ビア
３５　圧電性薄膜
３６　絶縁フィルム
４２　導電フィルム
４４　半導体デバイス
４６　半田バンプ
４８　半田パッド
５０　エアーバックキャビティ
５８　端部
６２　薄いシリコン層
６４　二酸化シリコン層
６８　開口
６９　相隔ビア
８０　ｐＭＵＴデバイス構造
１２０　ＳＯＩ基板
１２５　基部
１３６　絶縁層
１３７　サイドウォール
１４２　金属層
１５０　エアーバックキャビティ
１６２　デバイスシリコン層
１７５　SiO_2層
２３０　電気的相互接続
２５６　相互接続層
３２０　ＩＣ基板
５００、６００　カテーテル
５０７、１５０７　フレックスケーブル
５０９　ハウジング

５４０、６４０、１７４０　音響窓
５５０、６５０、１７５０　音響調整材料
１０００　前方視画像診断プローブデバイス

【図１】



【図２】



【図３】

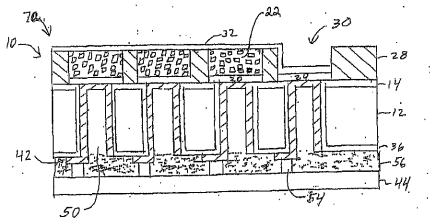


FIG. 3

【図４】

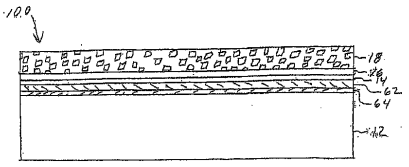


FIG. 4

【図５】

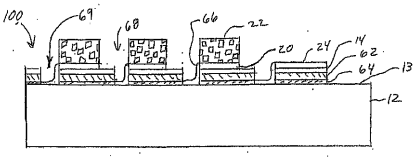


FIG. 5

【図６】

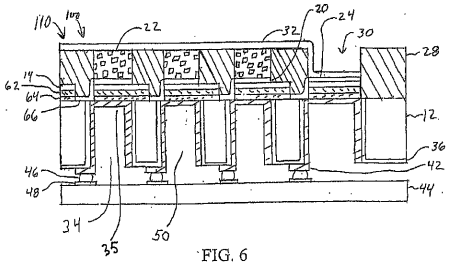


FIG. 6

【図７】

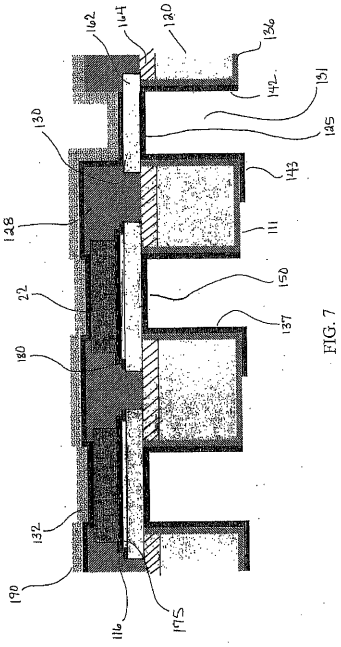


FIG. 7

【図８】

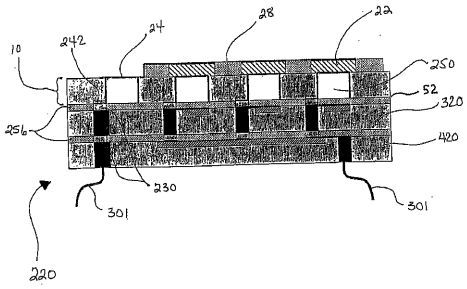


FIG. 8

【図９】

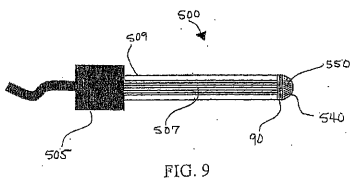


FIG. 9

【図１０】

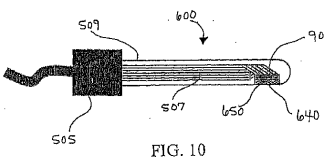


FIG. 10

【図１１】

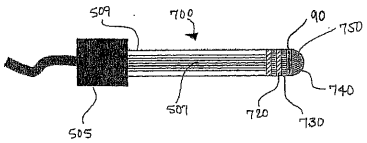


FIG. 11

【図１２】

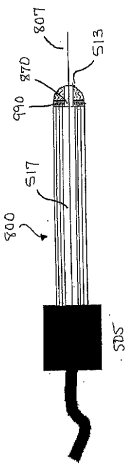


FIG. 12

【図１３】

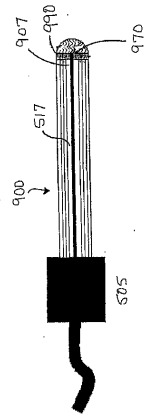


FIG. 13

【図１４】

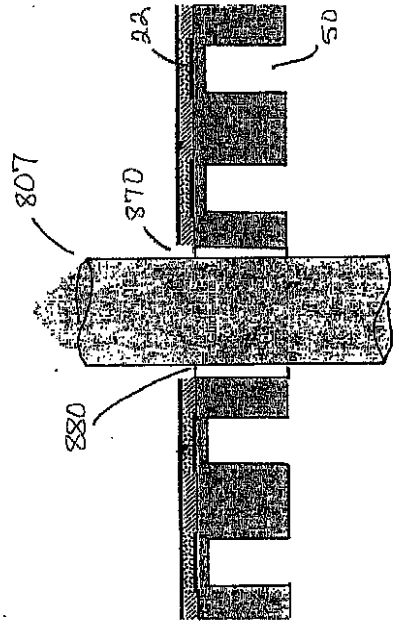


FIG. 14

【図１５】

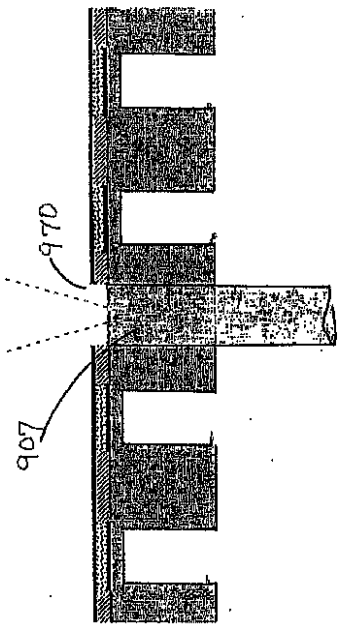


FIG. 15

【図１６】

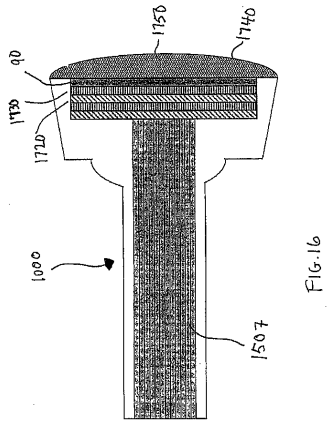


FIG. 16

フロントページの続き

(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・ドライヴ・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・キャステルッチ
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・ドライヴ・５１１１

審査官　樋口　宗彦

(56)参考文献　特開２００５－１０３２９４（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－３１２１１９（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－２７１８９７（ＪＰ，Ａ）
Belgacem, B.; Calame, F.; Muralt, P, Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducers based on PZT films, Applications of ferroelectrics, 2006. isaf '06. 15th ieee international symposium on the, ２００６年　7月３０日, pp.326-331

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ８／００－８／１５
Ｇ０１Ｓ１／７２～１／８２；３／８０～３／８６；５／１８～５／３０；
７／５２～７／６６；１５／００～１５／９６
Ｈ０４Ｒ１／００～３１／００
ＩＥＥＥ
ＪＳＴＰｌｕｓ，ＪＳＴ７５８０，ＪＭＥＤＰｌｕｓ