

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-245715

(P2008-245715A)

(43) 公開日 平成20年10月16日(2008.10.16)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)
H04R 19/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12
H 0 4 R 19/00 3 3 0

テーマコード(参考)

4 C 6 0 1
5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2007-87769 (P2007-87769)
平成19年3月29日 (2007.3.29)(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100074099
弁理士 大菅 義之
(72) 発明者 安達 日出夫
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 大澤 篤
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 若林 勝裕
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

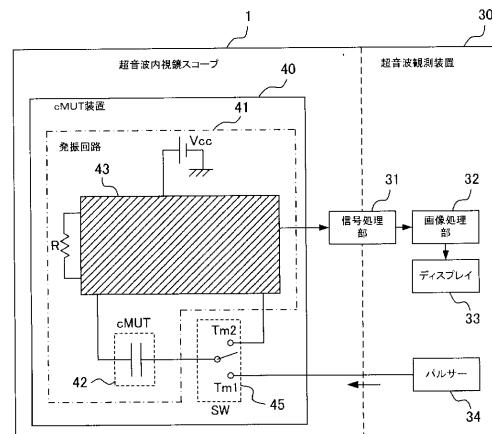
(54) 【発明の名称】 静電容量型トランステューサ装置及び体腔内超音波診断システム

(57) 【要約】

【課題】本発明は、超音波受信時に高電圧の直流バイアス電圧を必要とせず、さらにチャージアンプやインピーダンス変換も必要としない静電容量型トランステューサ装置を提供する。

【解決手段】本発明にかかる静電容量型超音波トランステューサ装置は、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン基板を加工した静電容量型超音波トランステューサ(cMUT)と、キャパシタとして前記cMUTを構成要素とし、該cMUTの静電容量の変化に基づいて、出力する発振信号の周波数を変調させて周波数変調信号を出力する発振回路と、を備えることにより、上記課題の解決を図る。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン基板を加工した静電容量型超音波トランスデューサ(c M U T)と、

キャパシタとして前記 c M U T を構成要素とし、該 c M U T の静電容量の変化に基づいて、出力する発振信号の周波数を変調させて周波数変調信号を出力する発振回路と、
を備えることを特徴とする静電容量型超音波トランスデューサ装置。

【請求項 2】

前記発振回路は、コルピツツ発振回路である

ことを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波トランスデューサ装置。

10

【請求項 3】

前記発振回路は、C R 発振回路である

ことを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波トランスデューサ装置。

【請求項 4】

前記発振回路は、シュミットトリガー発振回路である

ことを特徴とする請求項 3 に記載の静電容量型超音波トランスデューサ装置。

【請求項 5】

前記発振回路は、ウィーンブリッジ発振回路である

ことを特徴とする請求項 3 に記載の静電容量型超音波トランスデューサ装置。

20

【請求項 6】

前記 c M U T の振動子エレメントと前記発振回路とは同一の半導体基板に形成されている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波トランスデューサ装置。

【請求項 7】

シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン基板を加工した静電容量型超音波トランスデューサ(c M U T)と、

キャパシタとして前記 c M U T を構成要素とし、該 c M U T の静電容量の変化に基づいて、出力する発振信号の周波数を変調させて周波数変調信号を出力する発振回路と、
を備えることを特徴とする体腔内超音波診断システム。

【請求項 8】

前記発振回路は、コルピツツ発振回路である

ことを特徴とする請求項 7 に記載の体腔内超音波診断システム。

30

【請求項 9】

前記発振回路は、C R 発振回路である

ことを特徴とする請求項 7 に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項 10】

前記発振回路は、シュミットトリガー発振回路である

ことを特徴とする請求項 9 に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項 11】

前記発振回路は、ウィーンブリッジ発振回路である

ことを特徴とする請求項 9 に記載の体腔内超音波診断システム。

40

【請求項 12】

体腔内超音波診断システムは、さらに、

前記発振回路から出力された前記周波数変調信号を無線で送信する送信手段
を備えることを特徴とする請求項 7 に体腔内超音波診断システム。

【請求項 13】

前記 c M U T の振動子エレメントと前記発振回路とは同一の半導体基板に形成されている

ことを特徴とする請求項 7 に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項 14】

50

体腔内超音波診断システムは、さらに、
前記発振回路から出力された前記周波数変調信号を復調する復調手段
を備えることを特徴とする請求項7に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項15】

前記復調手段は、前記周波数変調信号に基づいて、中間周波数信号を発生させる
ことを特徴とする請求項14に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項16】

前記中間周波数信号は、10.7MHzである
ことを特徴とする請求項15に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項17】

前記復調手段は、局部発振回路、ミキシング回路、及び帯域フィルターを含む
ことを特徴とする請求項14に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項18】

前記局部発振回路、ミキシング回路、及び帯域フィルターのうち少なくともいずれか1
つと、前記cMUTの振動子エレメントと、前記発振回路とが、同一の半導体基板に形成
されている

ことを特徴とする請求項17に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項19】

前記体腔内超音波診断システムは、さらに、
前記cMUTに対して直流バイアス電圧に重畠した高周波パルス信号を供給するパルス
発生手段と、

前記cMUTと前記パルス発生手段との間の電気的な接続と、前記cMUTと前記発振
回路との間の電気的な接続と、を切り換える切り替え手段と、
を備えることを特徴とする請求項14に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項20】

前記cMUTは、複数のcMUTエレメントをアレイ状に形成したものであり、
体腔内超音波診断システムは、さらに、
前記各cMUTエレメントに対応する前記発振回路から出力された前記周波数変調信号
を前記復調手段により復調されたそれぞれの信号を合成する受信ビームフォーミング手段
と、

前記受信ビームフォーミング手段により合成された信号を画像信号に変換する画像処理
手段と、

前記画像信号に基づいて、超音波診断画像を表示させる表示手段と、
を備えることを特徴とする請求項14に記載の体腔内超音波診断システム。

【請求項21】

前記体腔内超音波診断システムは、さらに、
前記各cMUTエレメントから放射する超音波送信ビームの走査を制御する信号を出力
する送信ビームフォーミング手段と、

前記送信ビームフォーミング手段からの出力に基づいて、前記各cMUTエレメントに
対して直流パルス信号に重畠した高周波パルス信号を供給するパルス発生手段と、

前記各cMUTエレメントと該各cMUTエレメントに対応する前記パルス発生手段と
の間の電気的な接続と、前記各cMUTエレメントと該各cMUTエレメントに対応する
前記発振回路との間の電気的な接続と、を切り換える切り替え手段と、

を備えることを特徴とする請求項20に記載の体腔内超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マイクロマシンプロセスを用いた静電容量型超音波トランスデューサ装置に
による超音波の送受信に関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【0002】

体腔内に超音波を照射し、そのエコー信号から体内の状態を画像化して診断する超音波診断法が普及している。この超音波診断法に用いられる機材の1つに超音波内視鏡がある。超音波内視鏡の体腔内へ挿入する挿入部の先端には、超音波トランスデューサが設けられている。この超音波トランスデューサは、電気信号を超音波ビームに変換して体腔内へ放射して、体腔内で反射した超音波ビームを受信して電気信号に変換することができる。この電気信号に基づいて画像処理を行うことで、超音波画像を得ることができる。

【0003】

近年、MEMS (Micro Electro-Mechanical System) 技術を用いてシリコン半導体基板を加工した静電容量型超音波トランスデューサ (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer (以下、cMUTと称する)) が注目を集めている。

【0004】

cMUTは、シリコン基板上に設けられた、所定の空洞 (キャビティ) により隔てられた上部電極と下部電極とにより構成される素子である。cMUTの一方の電極にRF信号を送ると、上部電極を含んだメンブレンが振動して、超音波を発生させることができる。

【0005】

通常、cMUTを用いた超音波の送受信には、直流バイアス電圧が必要とされている (例えば、特許文献1)。cMUTを用いた超音波の送受信に直流バイアス電圧を用いる理由を以下に述べる。

【0006】

超音波送信時に直流バイアス電圧を用いる理由は、駆動信号と同様の波形の変位をメンブレンに表現させるためである。cMUTに駆動信号として高周波パルス信号 (RF信号) を加えると、2つの電極は相互に異なる符号の電荷で帯電されているので、引き合うのみであり、反発はしない。したがって、RF信号の波形として正弦波を入力しても、cMUTのメンブレンは電極間が狭まる方向にのみ振動変位することになる。よって、出力される振動波形は、入力されるRF信号の波形通りの波形とならず、歪んでしまう。また、振動波形はメンブレンが電極間が狭まる方向にのみ振動変位することから、入力されるRF信号の波形に対して振幅は1/2となる。また、振動波形の波長の長さ (山から山までの距離、又は谷から谷までの距離) は、入力されるRF信号の波形に対して1/2となるので、周波数は2倍になってしまう。そこで、入力されるRF信号 (正弦波) に所定の直流バイアス電圧を印加することにより、出力される振動波形の (正弦波) の変位がすべて一方の極性のみで起こるようにすることができる。正弦波の振幅の歪みを抑制することができる。よって、出力されるcMUTの振動がRF信号と同じような波形の変位をなるようにすることができる。

【0007】

ところが、直流バイアス電圧及びRF信号としてはそれぞれ、比較的高電圧 (例えば100V) を常時かけることになるので、動作実効電圧が高くなる。また、体腔内に挿入するタイプを考える場合、体外用とは異なり、外形寸法に制約があり、小型化することが必要となる。そこで、本願の発明者らは、超音波送信時において、直流パルス信号をRF信号に重畠した駆動パルス信号を印加してcMUTを動作させることを開示している (特許文献2)。

【0008】

一方、超音波受信時に直流バイアス電圧を用いる理由は、上部電極及び下部電極を帯電させておき、cMUTのメンブレン (上部電極) が超音波を受信したときに、電荷の変位を検知するためである。この電荷の変位を検知することで、受信した超音波を電気信号に変換することができる ($V = Q/C$)。このように、従来は、超音波受信には、cMUTを構成する電極に、直流バイアス電圧によって電荷Qを蓄積しておいて、超音波受信による電極間距離の変化に伴う静電容量変化 Cから計算される電圧 $V = Q/C$ をチャージアンプによって検出していた。そして、その検出した電圧をプリアンプで増幅して

、インピーダンス変換を行って、その電圧出力信号を超音波信号とみなし、信号処理及び画像処理を経て超音波診断画像を得ていた。

【0009】

なお、本発明に関する従来技術として、特許文献3、特許文献4、特許文献5がある。

【特許文献1】特表2005-510264号公報

【特許文献2】国際公開第WO2005/120359号パンフレット

【特許文献3】特開2003-294527号公報

【特許文献4】特開2005-265432号公報

【特許文献5】特開2001-339796号公報

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

上述のように、cMUTによる超音波の送受信には、直流バイアス電圧が必要とされている。送信時には超音波を送信させるためのRFパルスに、RFパルスのパルス幅よりは長いパルス波を重畠した直流パルスを重畠させることによって、直流バイアス電圧の効果を発揮させることが可能である（特許文献2。）。

【0011】

しかしながら、超音波受信時には、そのパルスエコー信号期間が送信パルス信号送信期間に比較してはるかに長いので、直流パルスを重畠する方法が適用できないという問題がある。送信パルス信号送信期間は、数μsecに対し、パルスエコー信号を受信する受信期間は0.1~1.0msecと長い。送信パルス信号送信期間の数μsecだけであれば送信パルス電圧が数百Vあってもその実効電圧は微々たるものである。しかしながら、0.1~1.0msecオーダーであるパルスエコー信号の受信期間の全てに亘って通常数百Vの直流電圧を印加し続けることは駆動電圧の実効値が大きくなり過ぎて好ましくない。

20

【0012】

また、上述の通り、チャージアンプによってcMUTの電荷の変化を検出し、検出された電圧を増幅し、インピーダンス変換を行うためにプリアンプを用いていたので、これらの機能を備える受信用回路が必要であった。しかしながら、cMUTを超音波内視鏡の挿入部の先端に用いる場合、体腔内に挿入することを考えると、その先端部分はなるべく小型化することが好ましい。したがって、そのcMUT用の受信用回路も小さい方が好ましい。

30

【0013】

本発明は、超音波受信時に高電圧の直流バイアス電圧を必要とせず、さらにチャージアンプやインピーダンス変換も必要としない静電容量型トランスデューサ装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明にかかる静電容量型超音波トランスデューサ装置は、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン基板を加工した静電容量型超音波トランスデューサ（cMUT）と、キャパシタとして前記cMUTを構成要素とし、該cMUTの静電容量の変化に基づいて、出力する発振信号の周波数を変調させて周波数変調信号を出力する発振回路と、を備えることを特徴とする。

40

【0015】

前記静電容量型超音波トランスデューサ装置において、前記発振回路は、コルピツツ発振回路であることを特徴とする。

前記静電容量型超音波トランスデューサ装置において、前記発振回路は、CR発振回路であることを特徴とする。

【0016】

前記静電容量型超音波トランスデューサ装置において、前記発振回路は、シュミットトリガー発振回路であることを特徴とする。

50

前記静電容量型超音波トランスデューサ装置において、前記発振回路は、ウィーンブリッジ発振回路であることを特徴とする。

【0017】

前記静電容量型超音波トランスデューサ装置において、前記cMUTの振動子エレメントと前記発振回路とは同一の半導体基板に形成されていることを特徴とする。

本発明にかかる体腔内超音波診断システムは、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン基板を加工した静電容量型超音波トランスデューサ(cMUT)と、キャパシタとして前記cMUTを構成要素とし、該cMUTの静電容量の変化に基づいて、出力する発振信号の周波数を変調させて周波数変調信号を出力する発振回路と、を備えることを特徴とする。

10

【0018】

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記発振回路は、コルピツツ発振回路であることを特徴とする。

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記発振回路は、CR発振回路であることを特徴とする。

【0019】

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記発振回路は、シュミットトリガー発振回路であることを特徴とする。

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記発振回路は、ウィーンブリッジ発振回路であることを特徴とする。

20

【0020】

体腔内超音波診断システムは、さらに、前記発振回路から出力された前記周波数変調信号を無線で送信する送信手段を備えることを特徴とする。

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記cMUTの振動子エレメントと前記発振回路とは同一の半導体基板に形成されていることを特徴とする。

【0021】

体腔内超音波診断システムは、さらに、前記発振回路から出力された前記周波数変調信号を復調する復調手段を備えることを特徴とする。

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記復調手段は、前記周波数変調信号に基づいて、中間周波数信号を発生させることを特徴とする。

30

【0022】

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記中間周波数信号は、10.7MHzであることを特徴とする。

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記復調手段は、局部発振回路、ミキシング回路、及び帯域フィルターを含むことを特徴とする。

【0023】

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記局部発振回路、ミキシング回路、及び帯域フィルターのうち少なくともいずれか1つと、前記cMUTの振動子エレメントと、前記発振回路とが、同一の半導体基板に形成されていることを特徴とする。

40

【0024】

前記体腔内超音波診断システムは、さらに、前記cMUTに対して直流バイアス電圧に重畠した高周波パルス信号を供給するパルス発生手段と、前記cMUTと前記パルス発生手段との間の電気的な接続と、前記cMUTと前記発振回路との間の電気的な接続と、を切り換える切り替え手段と、を備えることを特徴とする。

【0025】

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記cMUTは、複数のcMUTエレメントをアレイ状に形成したものであり、体腔内超音波診断システムは、さらに、前記各cMUTエレメントに対応する前記発振回路から出力された前記周波数変調信号を前記復調手段により復調されたそれぞれの信号を合成する受信ビームフォーミング手段と、前記受信ビームフォーミング手段により合成された信号を画像信号に変換する画像処理手段と、前記

50

画像信号に基づいて、超音波診断画像を表示させる表示手段と、を備えることを特徴とする。

【0026】

前記体腔内超音波診断システムは、さらに、前記各 c M U T エレメントから放射する超音波送信ビームの走査を制御する信号を出力する送信ビームフォーミング手段と、前記送信ビームフォーミング手段からの出力に基づいて、前記各 c M U T エレメントに対して直流パルス信号に重畠した高周波パルス信号を供給するパルス発生手段と、前記各 c M U T エレメントと該各 c M U T エレメントに対応する前記パルス発生手段との間の電気的な接続と、前記各 c M U T エレメントと該各 c M U T エレメントに対応する前記発振回路との間の電気的な接続と、を切り換える切り替え手段と、を備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0027】

本発明を用いることにより、超音波受信時に直流バイアス電圧が不要となり、さらにチャージアンプやインピーダンス変換回路も不要となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

図1は、本発明の実施形態における超音波内視鏡スコープ1の外観構成を示す。超音波内視鏡スコープ1は、体腔内に挿入するための細長い形状の挿入部5と、挿入部5を操作するための操作部6と、スコープコネクタ8を有する。操作部6の側部からは、図示しない光源装置に接続されるユニバーサルコード7が延出し、スコープコネクタ8と接続されている。さらに、スコープコネクタ8は、不図示の超音波観測装置に接続される。

20

【0029】

挿入部5は、先端側から順にc M U T 2、湾曲自在な湾曲部3、可撓性を有する可撓管部4を連設して構成されている。操作部6には湾曲操作ノブ6aが設けられている。この湾曲操作ノブ6aを操作することによって湾曲部3を湾曲させることができる。

【0030】

また、挿入部5の先端部分には、さらに、不図示の、観察部位に照明光を照射する照明光学部を構成する照明レンズカバー、観察部位の光学像を捉える観察光学部を構成する観察用レンズカバー、及び処置具が突出する開口である鉗子出口等が設けられている。

30

【0031】

図2は、本発明の実施形態におけるc M U T 2の基本構造の一例を示す。c M U T 2は、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン基板を加工したものである。c M U T 2は、駆動制御信号を入出力する最小単位である振動子エレメント11を複数配設して形成されるユニットをアレイ状にした構成となっている。

【0032】

振動子エレメント11は、キャビティ(空隙部分)18を隔てた上部電極20b及び下部電極15を基本的な構成要素とする振動子セル22の複数から構成されている。図2を用いて振動子セル22の詳細な構成を説明する。

【0033】

振動子セル22は、シリコン基板12、第1絶縁膜24、裏面絶縁膜13、オーミックコンタクト領域23a, 23b、接地電極パッド14、信号電極パッド16、下部電極15、下部電極配線21、ウェハ貫通配線17、メンブレン支持部19、ビア配線25、上部電極配線26、メンブレン20(保護膜20a、上部電極20b、第2絶縁膜20c)、キャビティ18、プラグ27、エレメント境界溝28から構成される。

40

【0034】

メンブレン20は、保護膜20a、上部電極20b、第2絶縁膜20cの層から構成された振動膜であり、メンブレン支持部19により支持されている。シリコン基板12の上面に第1絶縁膜24が形成され、その上に下部電極15が形成されている。なお、下部電極15上に更に絶縁膜が形成されていてもよい。

【0035】

50

シリコン基板 12 の背面には、下部電極 15 の導通端子としての信号電極パッド 16 と、上部電極 20b の導通端子としての信号電極パッド、即ち接地電極パッド 14 とが設けられている。接地電極パッド 14 と信号電極パッド 16 とはシリコン基板 12 の裏面に形成された絶縁膜 13 で相互に絶縁されている。

【0036】

信号電極パッド 16 は、シリコン基板を貫通するウェア貫通孔に形成された電極（ウェア貫通配線）17 と下部電極配線 21 を介して、下部電極 15 と電気的に導通されている。信号電極パッド 16 には、送受信回路 29 から駆動信号が入力されたり、受信信号が伝送される。

【0037】

上部電極 20b は、上部電極配線 26 及びビア配線 25 を介して、シリコン基板 12 に形成されたオーミックコンタクト領域 23b まで導通し、さらにオーミックコンタクト領域 23a, 23b を介して、接地電極パッド 14 と電気的に導通している。

【0038】

なお、複数の振動子セルからなる振動子エレメントは、隣接するエレメントとエレメント境界溝 28 で隔てられている。プラグ 27 は、製造過程でキャビティ 18 を形成する際に形成される犠牲層除去孔を塞ぐ部材である。

【0039】

振動子エレメントの動作について説明する。接地電極パッド 14、信号電極パッド 16 を介して上部電極 20b と下部電極 15 との間に印加した直流バイアス電圧と R F 電圧に基づいて、上部電極 20b と下部電極 15 とが相互に引き合うことにより、メンブレン 20 が振動する。この振動によって、メンブレン 20 の表面から超音波が発生し、放射される。

【0040】

なお、以上の構成は S i 基板に c M U T のみが形成される場合である。本発明のように、受信用発振回路をも c M U T にモノリシックに形成する場合は、発振回路への直流電源端子用パッドと接地パッドと受信信号伝達用パッド、送信駆動信号用パッド、送受切替 S W 制御用信号伝達パッドが必要になる。

【0041】

図 3 は、本発明の実施形態における体腔内超音波診断システムの原理図を示す。体腔内超音波診断システムは、超音波内視鏡スコープ 1 の先端に搭載された c M U T 42 とその周辺回路を含む静電容量型超音波トランスデューサ装置（c M U T 装置）40 と、超音波観測装置 30 とを模式的に示している。

【0042】

超音波観測装置 30 は、信号処理部 31、画像処理部 32、ディスプレイ 33、パルサー 34 を有する。パルサー 34 は、超音波送信時に c M U T (c M U T エレメント) 42 を駆動させるための駆動信号を発生させるためのパルス発生回路であり、駆動させるための駆動信号として、直流パルス信号に重畠させた R F パルス信号を生成する（特許文献 2）。

【0043】

c M U T 装置 40 は、発振回路 41、スイッチ（S W）45 を備えている。発振回路 41 は、超音波受信時に駆動する発振回路であり、その構成要素であるキャパシタを c M U T 42 に置き換えたものである。符号 43 で示す部分は、発振回路 41 のうち発振周波数を決定する回路要素、即ち c M U T 42 と直流抵抗 R 以外の構成要素部分である。Vcc は、発振回路 41 を駆動させるための直流電源電圧である。

【0044】

送受信切り替えスイッチ（以下、「S W」という）45 は、超音波観測装置からの送受信切り替え制御信号に基づいて、超音波送信時に使用する回路と超音波受信時に使用する回路とを切り換えるためのスイッチであり、超音波送信時には端子 Tm1 へ切り替え、超音波受信時には端子 Tm2 へ切り換える。

10

20

30

40

50

【0045】

ここで、発振回路41の動作について説明する。発振回路のキャパシタ、即ちcMUT42の静電容量を C_0 で表すと、超音波を受信前の、発振回路41の発振周波数fは、静電容量Cにより決定されるものであるから、Cが一定であれば、発振周波数fも一定である。従って発振出力に何の変調も起こっていない。

【0046】

cMUT42が超音波を受信すると、メンブレン20が振動するので、上部電極20bと下部電極15の電極間の距離が変動し、cMUT42の静電容量Cも $C_0(1 + A \sin t)$ で変動する($C = C_0(1 + A \sin t)$)。このとき、cMUT42の静電容量Cの変化はメンブレンが受信した音響波(超音波)の音圧に比例して C_0 が変化する。

10

【0047】

上記の通り、発振回路41の発振周波数fは、静電容量Cにより決定されるものであるから、静電容量Cが変動すれば発振周波数fも変動する。すなわち、発振信号は周波数変調を受けることになる。この周波数の変化量はメンブレンが受信した音響波(超音波)の音圧に比例する。

【0048】

よって、発振回路41は、超音波受信時では、発振回路の発振周波数fを持つ出力信号を周波数変調(FM)して、このFM信号を信号処理部31へ出力する。

20

信号処理部31は、超音波内視鏡スコープ1または超音波観測装置30、もしくは超音波内視鏡スコープ1と超音波観測装置30とに亘って設けられた各種の信号処理を行う装置である。なお、パルサー34もこの信号処理部の1つに含まれる。信号処理部31はその1つの機能として、発振回路41から出力されたFM変調信号を復調して振幅変調信号(AM信号)即ち受信超音波信号に変換する。

【0049】

画像処理部32は、信号処理部31で処理された信号からスキャンコンバータ等によって超音波診断画像用の映像信号を生成する。ディスプレイ33は、画像処理部32で生成された映像信号を基に超音波診断画像を表示する。

【0050】

なお、cMUT近傍に配置する発振回路41には発振させるための直流電源Vccが必要である。この直流電圧Vccは、特許文献2で用いられる直流電圧に比較してはるかに小さくすることが可能なので、伝送ケーブルに伝送しても問題はない。

30

【0051】

以下に本発明の実施形態について詳述する。

<第1の実施形態>

本実施形態では、発振回路41として、シュミットトリガー発振回路を用いた例について説明する。なお、上述した構成要素のうち、本実施形態にかかる構成要素については、上述した符号に“a”を付与して表す。

【0052】

図4は、本実施形態におけるシュミットトリガー発振回路41aの原理図を示す。本実施形態にかかる発振回路41aは、同図に示すように、シュミットトリガーインバータ51、抵抗R、キャパシタCより構成されている。ここで、同図のキャパシタCは、cMUT42で構成されている。

40

【0053】

シュミットトリガー発振回路41aは、発振周波数 $f = 1 / (2 C_0 R)$ 、発振周期 $T = 2 C R \ln ((V_{cc} - V_N) / (V_{cc} - V_P))$ [V_{cc} :発振回路41aの電源電圧、 V_P :シュミットトリガーインバータの入力がLowレベルからHiレベルに変化するときに出力が反転する閾値電圧、 V_N :シュミットトリガーインバータの入力がHiレベルからLowレベルに変化するときに出力が反転する閾値電圧]、出力信号が矩形波となる発振回路である。

50

【0054】

c M U T 4 2 が超音波を受信すると、その受信した超音波の音圧によってメンブレンが振動するので、c M U T の上部電極と下部電極との間の距離が変動し、その結果、静電容量 $C = C_0 (1 + A \sin t)$ と変動する。したがって、発振周波数 f は正弦波の影響を受けることになるから、発振周波数は、 $f = 1 / (2 C_0 (1 + A \sin t) R)$ と表され、周波数変調される。

【0055】

このように、c M U T 4 2 が受信した超音波に基づいて、シュミットトリガー発振回路 4 1 a は、周波数変調 (F M) された発振信号を出力する。

図 5 は、本実施形態におけるシュミットトリガー発振回路 4 1 a を用いた体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。同図において、発振回路 4 1 a は、図 4 のシュミットトリガーインバータ 5 1 の出力側にバッファ回路 5 2 を追加したものである。

10

【0056】

超音波送信時には、送受信切り替え制御信号により、S W 4 5 の端子 T m 1 1 と端子 T m 1 2 とが電気的に導通した状態になる。このとき、パルサー 3 4 から出力された直流パルス信号に重畠した R F パルス信号が c M U T 4 2 に入力すると、c M U T 4 2 から超音波が放射される。

【0057】

超音波受信時には、送受信切り替え制御信号により、S W 4 5 の端子 T m 2 1 と端子 T m 2 2 とが電気的に導通した状態になる。すると、シュミットトリガー発振回路 4 1 a 側の回路が有効となる。c M U T 4 2 が超音波を受信すると、c M U T 4 2 の静電容量が変化するから、シュミットトリガー発振回路 4 1 a から周波数変調された発振信号 (F M 变調信号) が出力される。なお、発振回路の作用によりその出力信号はほぼ発振回路に供給する直流電源電圧 Vcc に等しいので、実質的に増幅されていることに等しい。シュミットトリガー発振回路 4 1 a から出力される F M 变調信号は、信号処理部 3 1 に出力される。以降は、図 3 で説明した内容と同様である。

20

【0058】

本実施形態によれば、c M U T の静電容量の変化に基づいて、超音波受信信号を検出することができるので、直流バイアス電圧を印加する必要がない。また、インピーダンス変換も不要であり、増幅も発振回路の電源電圧レベルで出力させることができる。さらに、発振回路より出力される信号は F M 信号なので、S / N に優れる。

30

【0059】

<第 2 の実施形態>

本実施形態では、発振回路 4 1 として、コルピツツ発振回路を用いた例について説明する。なお、上述した構成要素のうち、本実施形態にかかる構成要素については、上述した符号に “b” を付与して表す。

30

【0060】

図 6 は、本実施形態におけるコルピツツ発振回路の原理図を示す。同図のコルピツツ回路 4 1 b は、コルピツツ発振回路のコイル L を圧電振動子 X 及び c M U T の直列回路に置き換えた回路である。

40

【0061】

圧電振動子は、共振 / 反共振のインピーダンス特性を有している。このとき、圧電振動子は、共振周波数 f_r と反共振周波数 f_a との間の周波数帯域ではコイル L の特性を有するので、この帯域内で発振することができる。

【0062】

したがって、c M U T の静電容量 C が変化するため、その発振信号が変調を受けるようになる。このとき、変調された発振周波数が、共振周波数 f_r と反共振周波数 f_a との間の帯域に収まるようにする。

【0063】

なお、圧電振動子として、水晶振動子やセラミクス振動子が用いられる。また、同図で

50

は、FET（電界効果トランジスタ）を用いたが、トランジスタTrを用いてもよい。

図7は、本実施形態におけるコルピツツ発振回路41bを用いた体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。図7では、FETの代わりにトランジスタTrを用いている。

【0064】

超音波送信時には、送受信切り替え制御信号により、SW45の端子Tm11と端子Tm12とが電気的に導通した状態になる。このとき、パルサー34から出力された直流パルス信号に重畠したRFパルス信号がcMUT42に入力すると、cMUT42から超音波が放射される。

【0065】

超音波受信時には、送受信切り替え制御信号により、SW45の端子Tm21と端子Tm22とが電気的に導通した状態となる。すると、コルピツツ発振回路41b側の回路が有効となる。cMUT42が超音波を受信すると、cMUT42の静電容量が変化するから、コルピツツ発振回路41bから周波数変調された発振信号（FM変調信号）が出力される。なお、発振回路の作用によりその出力信号は同時に増幅もされている。コルピツツ発振回路41bから出力されるFM変調信号は、信号処理部31に出力される。以降は、図3で説明した内容と同様である。

【0066】

図8は、図7の変形例であって、受信超音波によって変調されたFM信号をワイヤレスで超音波観測装置30に伝送する体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。図8では、コルピツツ発振回路から出力されたFM変調信号をアンテナ62を介してワイヤレスで超音波観測装置側の受信装置へ出力する。図8では、図7において、トランジスタTrのコレクタと電源電圧Vccとの間に所定の高調波のみをアンテナ62を介して送信する送信回路61を追加したものである。

【0067】

送信回路61は、トランジスタTrのコレクタ側にLC共振回路を配置し、このLを電磁トランスとして用いトランス結合を介してアンテナ62のついたLC共振回路が配置されている。この構成により、コルピツツ発振回路から出力されたFM変調信号を、アンテナ62経由で図示しない受信アンテナを備えた超音波観測装置30に伝達することができる。また、LC共振回路の共振周波数を受信超音波の中心周波数の整数倍に設定することによって、超音波の非線形成分のみを抽出できるようになり、非線形超音波イメージングへの利用も可能となる。

【0068】

そのFM信号を受信した超音波観測装置には、局部発振回路、フィルター、ミキサー、復調回路等が備えられているので、これらの回路に基づいて、受信したFM信号が復調される。復調の詳細については後述する。

【0069】

本実施形態によれば、cMUTの静電容量の変化に基づいて、超音波受信信号を検出することができるので、低電圧の直流電源電圧Vcc以外に直流バイアス電圧を印加する必要がない。また、インピーダンス変換も不要であり、増幅も発振回路の電源電圧レベルで出力させることができる。さらに、発振回路より出力される信号はFM信号なので、S/Nに優れる。

【0070】

<第3の実施形態>

本実施形態では、発振回路41として、ウィーンブリッジ発振回路を用いた例について説明する。なお、上述した構成要素のうち、本実施形態にかかる構成要素については、上述した符号に“c”を付与して表す。

【0071】

図9は、本実施形態におけるウィーンブリッジ発振回路41cを用いた体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。同図は、オペアンプ71にC, Rをブリッジになる

よう接続した正弦波発振回路である基本的なウィーンブリッジ発振回路である。 $C = C_1 = C_2$ 、 $R = R_1 = R_2$ の場合、発振周波数 f は、 $f = 1 / (2\pi\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2})$ で表すことができる。符号 72 は、バッファ回路を示す。

【0072】

本実施形態において、キャパシタ C_1 、 C_2 の一方または両方が、cMUT に置換されている。したがって、cMUT が超音波を受信すると、その静電容量の変化に伴い、周波数変調を受けた正弦波発振出力が得られる。これ以降は、上述した実施形態と同様の動作を行うのでその説明を省略する。なお、発振出力電圧は、IC やオペアンプの動作電圧レベルであり、クロック信号発生器用 cMOS インバータ IC の動作電圧程度でよい。

【0073】

本実施形態によれば、cMUT の静電容量の変化に基づいて、超音波受信信号を検出することができる。低電圧のオペアンプ供給電圧以外に直流バイアス電圧を印加する必要がない。また、インピーダンス変換も不要であり、增幅も発振回路の電源電圧レベルで出力させることができる。さらに、発振回路より出力される信号は FM 信号なので、S/N に優れる。

【0074】

<第4の実施形態>

本実施形態では、アレイ型 cMUT に発振回路 41 を適用した場合について説明する。なお、本実施形態で用いる発振回路 41 は、第 1 ~ 第 3 の実施形態にかかる発振回路 41a、41b、41c のみならず、発振周波数を決定する主要な要素とする CR 発振回路や LC 発振回路を用いることができる。

【0075】

図 10 は、本実施形態におけるアレイ型 cMUT を搭載した体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。超音波内視鏡スコープ 1 側には、cMUT 装置 40、局部発振回路 81、ミキサー 82、フィルター回路 83、復調回路 84 が設けられている。超音波観測装置 30 側には、送信ビームフォーミング部 85、パルサー 34、受信ビームフォーミング部 86、スキャンコンバータ 87、ディスプレイ 33 が設けられている。

【0076】

超音波送信時には、送受信切り替え制御信号により、SW45 の端子 Tm11 と端子 Tm12 とが電気的に導通した状態になる。

送信ビームフォーミング部 86 は、cMUT から放射される超音波送信ビーム走査を制御する信号をパルサー 34 に出力する。このとき、送信ビームフォーミング部 86 から N チャンネル分の信号が対応するパルサー 34 にそれぞれ出力される。N チャンネル分というのは cMUT アレイを構成している cMUT エレメントの個数に相当する。したがって、パルサー 34、発振回路 41、局部発振回路 81、ミキサー 82、フィルター 83、復調回路 84 の組が N チャンネル分 (cMUT エレメント分) 存在する。

【0077】

パルサー 34 は、送信ビームフォーミング部 86 からの制御信号に基づいて、直流パルス信号に重畠した RF パルス信号を生成し、この生成した信号を SW45 を介して cMUT 42 に出力する。その直流パルス信号に重畠した RF パルス信号に基づいて、それぞれの cMUT エレメントから超音波が放射される。

【0078】

超音波受信時には、送受信切り替え制御信号により、SW45 の端子 Tm21 と端子 Tm22 とが電気的に導通した状態となる。その結果、発振回路 41 側の回路が有効となる。cMUT 42 が超音波を受信すると、cMUT 42 の静電容量が変化するから、シミュレットトリガー発振回路 41a から周波数変調された発振信号 (FM 变調信号) が出力される。なお、発振回路の作用によりその出力信号は実質的に增幅されていることに等しい。

【0079】

発振回路 40 から出力された FM 变調信号は、局部発振回路 81 及びミキサー 82 により、入力された FM 变調信号の周波数と局部発振周波数の差の周波数成分として中間周波

10

20

30

40

50

数信号（例えば、10.7MHz）が得られる。周波数変換されたFM信号は、フィルター回路83を通ってノイズ成分が除去される。すなわち、フィルター回路83はこの10.7MHzを中心周波数としたバンドパスフィルターに通し、帯域外のノイズを除去するものであり、圧電型のフィルターが用いられる。フィルター回路83から出力された信号は、復調回路84でAM波に変換されて復調される。なお、前記した中間周波数10.7MHzを用いるのは、この周波数がラジオ用FMチューナ回路に採用されている周波数であり、既に信号処理回路のIC化が進み既存のIC設計技術が利用できるためである。TV用FMについての中間周波数の4.5MHzも同様である。

【0080】

各チャンネル毎に得られたAM信号は、受信ビームフォーミング部86に入力される。受信ビームフォーミング部86では、各チャンネルより受信したAM信号を合成する。スキヤンコンバータ87は、画像処理部32として機能するものであり、受信ビームフォーミング部86で合成された超音波受信信号から超音波診断画像を構築して、ディスプレイ33に超音波診断画像を表示させる。

【0081】

なお、発振回路41は、半導体基板に形成されたcMUTエレメント近傍にモノリシックに形成してもよい。さらに、パルサー34、SW45や、局部発振回路81、ミキサー82、フィルター回路83、復調回路84もcMUTエレメント近傍にモノリシックに形成してもよい。

【0082】

本発明によれば、発振回路のキャパシタにcMUTを用いて形成されたcMUT装置を用いることにより、温度、圧力、音波（超音波）等の外的状態による静電容量の変化を発振信号の周波数の変化として検出し、その検出信号（周波数変調信号）を弁別し、その弁別信号から温度、圧力、音波（超音波）等の状態を感知させることができる。したがって、超音波受信時に直流バイアス電圧を必要とせず、受信時にチャージアンプやインピーダンス変換を不要とした超音波受信システムを構築することができる。そのため、電気的な安全性が高く、絶縁対策を最小限に抑えることができる。

【0083】

なお、本発明にかかるcMUT装置に用いる発振回路は、第1～第2の実施形態にかかる発振回路41a, 41b, 41cに限定されない。すなわち、Cを発振周波数を決定するための主要な構成要素とする発振回路であるならば、LC発振回路及びCR発振回路のいずれでもよい。

【0084】

また、第2の実施形態の変形例（図8）は、いずれの実施形態についても適用することができ、受信超音波によって変調されたFM信号をワイヤレスで超音波観測装置30に伝送することができる。

【0085】

また、本発明の実施形態では、各種の発振回路のキャパシタC部分をcMUTに置き換えた例について説明したが、これに限定されない。そのキャパシタC部分を例えば、静電型センサー（例えば、静電容量型マイクロフォン、静電容量型圧力センサー、静電容量型温度センサー）等の従来直流バイアス電圧が必要であった静電容量型センサーやトランステューサに置き換えてよい。

【0086】

以上より、本発明を用いることにより、従来のように、直流バイアス電圧によって充電された電荷の変位を検出するのではなく、cMUTの静電容量を直接用いるので、直流バイアス電圧が不要となる。また、インピーダンス変換も不要であり、增幅も発振回路の電源電圧レベルで出力させることができる。さらに、発振回路より出力される信号はFM信号なので、S/Nに優れる。

【0087】

本発明において説明したいずれの実施形態においても、その趣旨を逸脱しない限り種々

10

20

30

40

50

の変形が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0088】

【図1】本発明の実施形態における超音波内視鏡スコープ1の外観構成を示す。

【図2】本発明の実施形態におけるcMUT2の基本構造の一例を示す。

【図3】本発明の実施形態における体腔内超音波診断システムの原理図を示す。

【図4】第1の実施形態におけるシュミットトリガー発振回路41aの原理図を示す。

【図5】第1の実施形態におけるシュミットトリガー発振回路41aを用いた体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。

【図6】第2の実施形態におけるコルピツツ発振回路の原理図を示す。

【図7】第2の実施形態におけるコルピツツ発振回路41bを用いた体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。

【図8】第2の実施形態(変形例)における受信超音波によって変調されたFM信号をワイヤレスで超音波観測装置30に伝送する体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。

【図9】第3の実施形態におけるウィーンブリッジ発振回路41cを用いた体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。

【図10】第4の実施形態におけるアレイ型cMUTを搭載した体腔内超音波診断システムの動作原理の概要を示す。

【符号の説明】

【0089】

1 超音波内視鏡スコープ

2 cMUT

1 1 振動子エレメント

1 2 シリコン基板

1 3 裏面絶縁膜

1 4 , 1 6 信号電極パッド

1 5 下部電極

1 7 ウエハ貫通配線

1 8 キャビティ

1 9 メンブレン支持部

2 0 メンブレン

2 0 a 保護膜

2 0 b 上部電極

2 0 c 第2絶縁膜

2 1 下部電極配線

2 2 振動子セル

2 3 a , 2 3 b オーミックコンタクト領域

2 4 第1絶縁膜

2 5 ピア配線

2 6 上部電極配線

2 7 プラグ

2 8 エレメント境界溝

2 9 送受信回路

3 0 超音波観測装置

3 1 信号処理部

3 2 画像処理部

3 3 ディスプレイ

3 4 パルサー

4 0 cMUT装置

10

20

30

40

50

4 1 , 4 1 a , 4 1 b , 4 1 c 発振回路

4 2 c M U T

4 5 S W

5 2 , 7 2 バッファ回路

6 1 送信回路

6 2 アンテナ

7 1 オペアンプ

8 1 局部発振回路

8 2 ミキサー

8 3 フィルター回路

8 4 復調回路

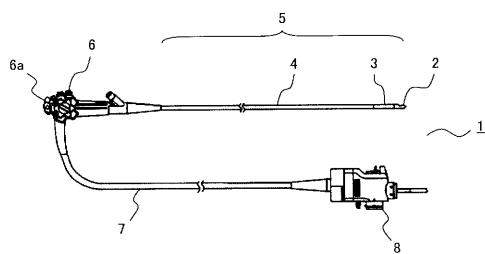
8 5 送信ビームフォーミング部

8 6 受信ビームフォーミング部

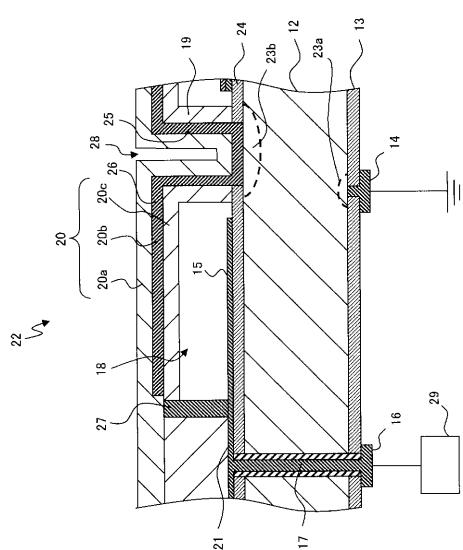
8 7 スキャンコンバータ

10

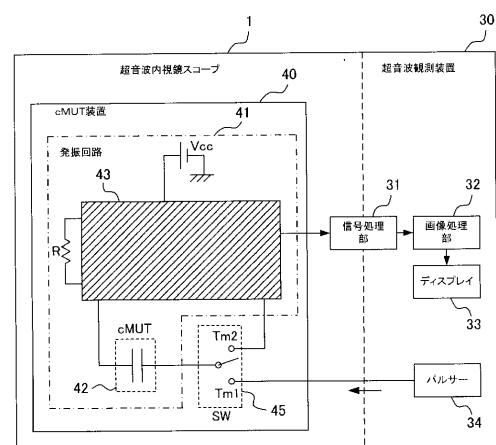
【図 1】



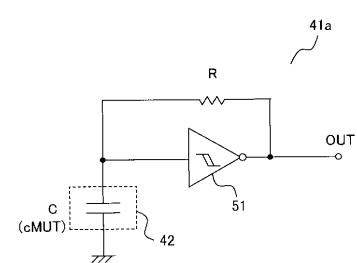
【図 2】



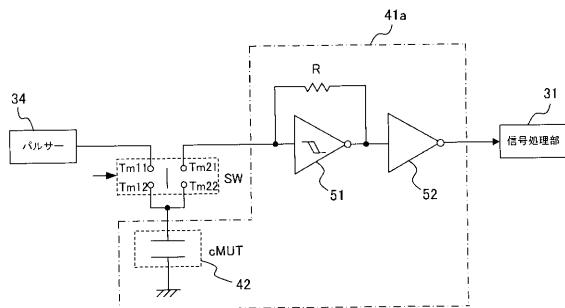
【図 3】



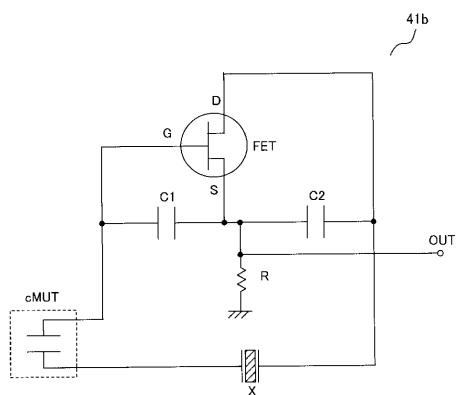
【図 4】



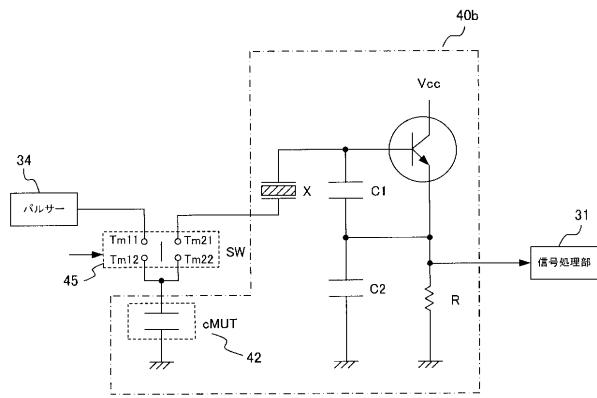
【図5】



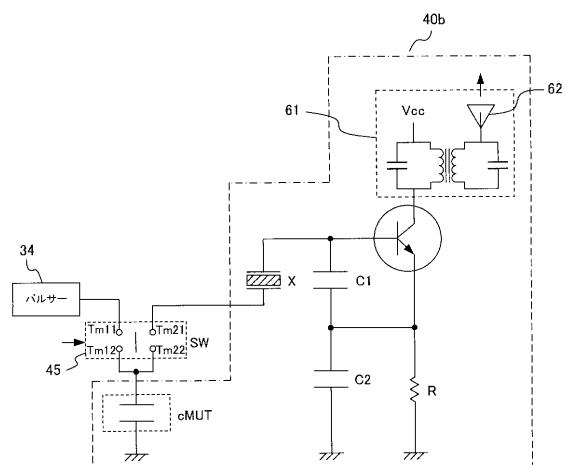
【図6】



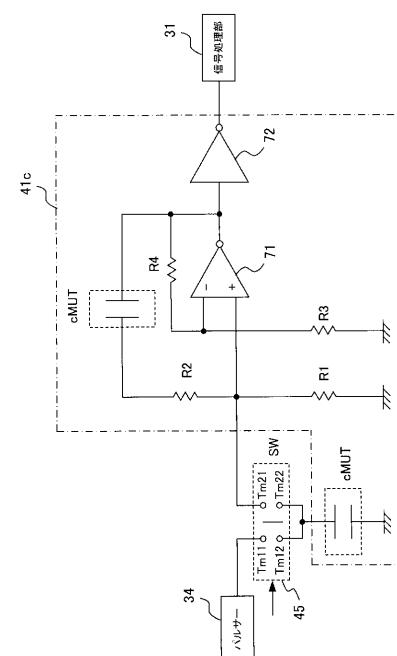
【図7】



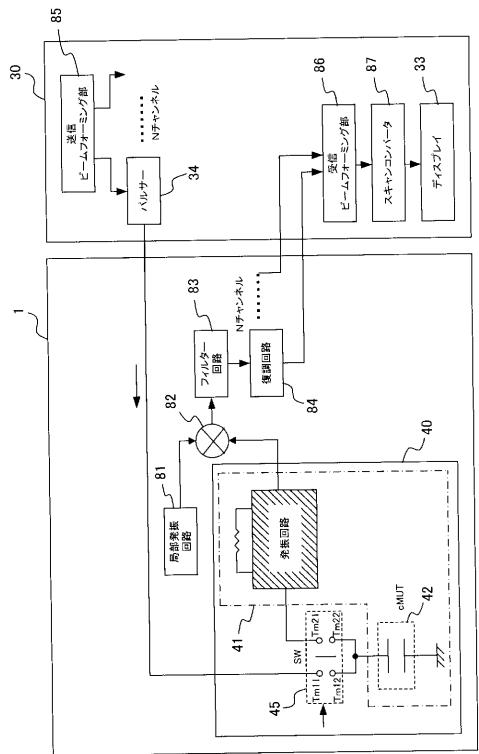
【図8】



【図9】



【図 10】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 EE12 EE13 FE01 GB02 GB03 GB14 GD04
5D019 DD01

专利名称(译)	电容传感器装置和腔内超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2008245715A	公开(公告)日	2008-10-16
申请号	JP2007087769	申请日	2007-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	安達日出夫 大澤篤 若林勝裕		
发明人	安達 日出夫 大澤 篤 若林 勝裕		
IPC分类号	A61B8/12 H04R19/00		
CPC分类号	B06B1/0292 A61B8/12 A61B8/4472 A61B8/4488 A61B2562/028		
FI分类号	A61B8/12 H04R19/00.330		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB14 4C601/GD04 5D019 /DD01		
其他公开文献	JP4885779B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种静电电容型换能器装置，其在接收超声波时不需要高压直流偏置电压，并且进一步不需要电荷放大器或阻抗转换。根据本发明的电容式超声换能器装置是通过使用硅微机械加工技术处理硅基板并将cMUT作为组件而获得的电容式超声换能器（cMUT）。通过包括一种振荡电路来解决上述问题，该振荡电路基于cMUT的电容的变化来调制要输出的振荡信号的频率并且输出频率调制信号。[选择图]图3

