

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4885779号
(P4885779)

(45) 発行日 平成24年2月29日 (2012.2.29)

(24) 登録日 平成23年12月16日 (2011.12.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)
H 0 4 R 19/00 (2006.01)A 6 1 B 8/12
H 0 4 R 19/00 3 3 0

請求項の数 21 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-87769 (P2007-87769)
 (22) 出願日 平成19年3月29日 (2007.3.29)
 (65) 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)
 審査請求日 平成21年8月5日 (2009.8.5)

(73) 特許権者 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デューサ装置及び体内超音波診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

受信した超音波の信号の電圧を増幅させる静電容量型トランスデューサ装置において、
 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ることにより、該出力する発振信号の電圧を増
 幅させた信号である周波数変調信号を出力する発振回路と、

前記発振回路から出力された前記周波数変調信号から、前記受信した超音波の非線形成
 分を抽出して送信する送信回路と、

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、コルピッツ発振回路である

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。

【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。

【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】

受信した超音波の信号の電圧を増幅させる静電容量型トランスデューサ装置において、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ることにより、該出力する発振信号の電圧を増幅させた信号である周波数変調信号を出力する発振回路と、

前記発振回路から出力された前記周波数変調信号から、前記受信した超音波の非線形成分を抽出して送信する送信回路と、

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、コルピッツ発振回路である

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。

【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。

【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 に記載の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】

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 . 7 M H z 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。

10

20

30

40

50

【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 c M U T 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 c M U T に対して直流バイアス電圧に重畳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 c M U T と前記パルス発生手段との間の電気的な接続と、前記 c M U T 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 c M U T は、複数の c M U T 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 c M U T 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 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畳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よる超音波の送受信に関する。

【背景技術】**【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、c M U T と称する)) が注目を集めている。

【 0 0 0 4 】

c M U T 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。c M U T の一方の電極に R F 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。

【 0 0 0 5 】

通常、c M U T 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）。c M U T 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。

【 0 0 0 6 】

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。c M U T に駆動信号として高周波パルス信号（R F 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、R F 信号の波形として正弦波を入力しても、c M U T 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 R F 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 R F 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 R F 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 R F 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ので、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 c M U T の振動が R F 信号と同じような波形の変位をな

【 0 0 0 7 】

ところが、直流バイアス電圧及び R F 信号としてはそれぞれ、比較的高電圧（例えば 1 0 0 V）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 R F 信号に重畳した駆動パルス信号を印加して c M U T を動作させることを開示している（特許文献 2）。

【 0 0 0 8 】

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、c M U T 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（ $\Delta V = \Delta Q / C$ ）。このように、従来は、超音波受信には、c M U T 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 ΔC から計算される電圧 $\Delta V = Q / \Delta C$ 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。

【 0 0 0 9 】

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 2 0 0 5 - 5 1 0 2 6 4 号公報

【特許文献 2】国際公開第 W O 2 0 0 5 / 1 2 0 3 5 9 号パンフレット

【特許文献 3】特開 2 0 0 3 - 2 9 4 5 2 7 号公報

【特許文献 4】特開 2 0 0 5 - 2 6 5 4 3 2 号公報

【特許文献 5】特開 2 0 0 1 - 3 3 9 7 9 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

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畳した直流パルスを重畳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、直流パルスを重畳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 $0.1 \sim 1.0 msec$ 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、 $0.1 \sim 1.0 msec$ 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。

10

【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。

20

【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、受信した超音波の信号の電圧を増幅させるものであり、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ることにより、該出力する発振信号の電圧を増幅させた信号である周波数変調信号を出力する発振回路と、前記発振回路から出力された前記周波数変調信号から、前記受信した超音波の非線形成分を抽出して送信する送信回路と、を備えることを特徴とする。

30

【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、コルピッ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。

40

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、受信した超音波の信号の電圧を増幅させるものであり、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

50

ることにより、該出力する発振信号の電圧を増幅させた信号である周波数変調信号を出力する発振回路と、前記発振回路から出力された前記周波数変調信号から、前記受信した超音波の非線形成分を抽出して送信する送信回路と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

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、コルピッ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、C R 発振回路であることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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 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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

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 c M U T 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。

【 0 0 2 4 】

前記体腔内超音波診断システムは、さらに、前記 c M U T に対して直流バイアス電圧に重畳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 c M U T と前記パルス発生手段との間の電氣的な接続と、前記 c M U T と前記発振回路との間の電氣的な接続と、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。

【 0 0 2 5 】

前記体腔内超音波診断システムにおいて、前記 c M U T は、複数の c M U T 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 c M U T 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。

【 0 0 2 6 】

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

10

20

30

40

50

流パルス信号に重畳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lementと該各 c M U T エlementに対応する前記パルス発生手段との間の電氣的な接続と、前記各 c M U T エlementと該各 c M U T エlementに対応する前記発振回路との間の電氣的な接続と、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。

【発明の効果】

【 0 0 2 7 】

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】

【 0 0 2 8 】

10

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 の外觀構成を示す。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。

【 0 0 2 9 】

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 6 a が設けられている。この湾曲操作ノブ 6 a 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。

【 0 0 3 0 】

20

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。

【 0 0 3 1 】

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lement 1 1 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。

【 0 0 3 2 】

振動子エlement 1 1 は、キャピティ（空隙部分）1 8 を隔てた上部電極 2 0 b 及び下部電極 1 5 を基本的な構成要素とする振動子セル 2 2 の複数から構成されている。図 2 を用いて振動子セル 2 2 の詳細な構成を説明する。

30

【 0 0 3 3 】

振動子セル 2 2 は、シリコン基板 1 2、第 1 絶縁膜 2 4、裏面絶縁膜 1 3、オーミックコンタクト領域 2 3 a、2 3 b、接地電極パッド 1 4、信号電極パッド 1 6、下部電極 1 5、下部電極配線 2 1、ウェハ貫通配線 1 7、メンブレン支持部 1 9、ビア配線 2 5、上部電極配線 2 6、メンブレン 2 0（保護膜 2 0 a、上部電極 2 0 b、第 2 絶縁膜 2 0 c）、キャピティ 1 8、プラグ 2 7、エlement境界溝 2 8 から構成される。

【 0 0 3 4 】

メンブレン 2 0 は、保護膜 2 0 a、上部電極 2 0 b、第 2 絶縁膜 2 0 c の層から構成された振動膜であり、メンブレン支持部 1 9 により支持されている。シリコン基板 1 2 の上面に第 1 絶縁膜 2 4 が形成され、その上に下部電極 1 5 が形成されている。なお、下部電極 1 5 上に更に絶縁膜が形成されていてもよい。

40

【 0 0 3 5 】

シリコン基板 1 2 の背面には、下部電極 1 5 の導通端子としての信号電極パッド 1 6 と、上部電極 2 0 b 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 1 4 とが設けられている。接地電極パッド 1 4 と信号電極パッド 1 6 とはシリコン基板 1 2 の裏面に形成された絶縁膜 1 3 で相互に絶縁されている。

【 0 0 3 6 】

信号電極パッド 1 6 は、シリコン基板を貫通するウェハ貫通孔に形成された電極（ウェ

50

八貫通配線) 17と下部電極配線21とを介して、下部電極15と電氣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と電氣的に導通している。

【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。

10

【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RF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Si基板にcMUT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cMUT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SW制御用信号伝達パッドが必要になる。

20

【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cMUT42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(cMUT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cMUT(cMUT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畳させたRFパルス信号を生成する(特許文献2)。

30

【0043】

cMUT装置40は、発振回路41、スイッチ(SW)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cMUT42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cMUT42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、「SW」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へ切り換え、超音波受信時には端子Tm2へ切り換える。

40

【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C₀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】

50

c M U T 4 2 が超音波を受信すると、メンブレン 2 0 が振動するので、上部電極 2 0 b と下部電極 1 5 の電極間の距離が変動し、c M U T 4 2 の静電容量 C も $C_0 (1 + A \sin \omega t)$ で変動する ($C = C_0 (1 + A \sin \omega t)$)。このとき、c M U T 4 2 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。

【 0 0 4 7 】

上記の通り、発振回路 4 1 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。

10

【 0 0 4 8 】

よって、発振回路 4 1 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 (F M) して、この F M 信号を信号処理部 3 1 へ出力する。

信号処理部 3 1 は、超音波内視鏡スコープ 1 または超音波観測装置 3 0、もしくは超音波内視鏡スコープ 1 と超音波観測装置 3 0 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 3 4 もこの信号処理部の 1 つに含まれる。信号処理部 3 1 はその 1 つの機能として、発振回路 4 1 から出力された F M 変調信号を復調して振幅変調信号 (A M 信号) 即ち受信超音波信号に変換する。

【 0 0 4 9 】

画像処理部 3 2 は、信号処理部 3 1 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 3 3 は、画像処理部 3 2 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。

20

【 0 0 5 0 】

なお、c M U T 近傍に配置する発振回路 4 1 には発振させるための直流電源 V_{cc} が必要である。この直流電圧 V_{cc} 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。

【 0 0 5 1 】

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 4 1 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。

30

【 0 0 5 2 】

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 4 1 a の原理図を示す。本実施形態にかかる発振回路 4 1 a は、同図に示すように、シュミットトリガーインバータ 5 1、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、c M U T 4 2 で構成されている。

【 0 0 5 3 】

シュミットトリガー発振回路 4 1 a は、発振周波数 $f = 1 / (2 \pi C_0 R)$ 、発振周期 $T = 2 C R \ln ((V_{cc} - V_N) / (V_{cc} - V_P))$ [V_{cc} : 発振回路 4 1 a 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 L o w レベルから H i レベルに変化するとき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 H i レベルから L o w レベルに変化するとき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。

40

【 0 0 5 4 】

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 $C = C_0 (1 + A \sin \omega t)$ 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、 $f = 1 / (2 \pi C_0 (1 + A \sin \omega t) R)$ と表され、周波数変調される。

50

【 0 0 5 5 】

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。

【 0 0 5 6 】

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 $T m 1 2$ とが電氣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畳した 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。

10

【 0 0 5 7 】

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 $T m 2 2$ とが電氣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 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ほぼ発振回路に供給する直流電源電圧 V_{cc} 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 変調信号は、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

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

< 第 2 の実施形態 >

本実施形態では、発振回路 4 1 として、コルピッ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

【 0 0 6 0 】

図 6 は、本実施形態におけるコルピッツ発振回路の原理図を示す。同図のコルピッツ回路 4 1 b は、コルピッ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。

【 0 0 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

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。

40

【 0 0 6 3 】

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、同図では、F E T (電界効果トランジスタ) を用いたが、トランジスタ T_r を用いてもよい。

図 7 は、本実施形態におけるコルピッツ発振回路 4 1 b 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、F E T の代わりにトランジスタ T_r を用いている。

【 0 0 6 4 】

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

50

m 1 2 とが電氣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畳した 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。

【 0 0 6 5 】

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 とが電氣的に導通した状態となる。すると、コルピッツ発振回路 4 1 b 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、コルピッツ発振回路 4 1 b から周波数変調された発振信号 (F M 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。コルピッツ発振回路 4 1 b から出力される F M 変調信号は、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。

10

【 0 0 6 6 】

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 F M 信号をワイヤレスで超音波観測装置 3 0 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、コルピッツ発振回路から出力された F M 変調信号をアンテナ 6 2 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 T r のコレクタと電源電圧 V_{cc} との間に所定の高調波のみをアンテナ 6 2 を介して送信する送信回路 6 1 を追加したものである。

【 0 0 6 7 】

送信回路 6 1 は、トランジスタ T r のコレクタ側に L C 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 6 2 のついた L C 共振回路が配置されている。この構成により、コルピッツ発振回路から出力された F M 変調信号を、アンテナ 6 2 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 3 0 に伝達することができる。また、L C 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。

20

【 0 0 6 8 】

その F M 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 F M 信号が復調される。復調の詳細については後述する。

30

【 0 0 6 9 】

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、低電圧の直流電源電圧 V_{cc} 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 F M 信号なので、S / N に優れる。

【 0 0 7 0 】

< 第 3 の実施形態 >

本実施形態では、発振回路 4 1 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。

40

【 0 0 7 1 】

図 9 は、本実施形態におけるウィーンブリッジ発振回路 4 1 c 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 7 1 に C , R をブリッジになるように接続した正弦波発生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、 $f = 1 / (2 \pi C R)$ で表すことができる。符号 7 2 は、バッファ回路を示す。

【 0 0 7 2 】

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、c M U T に置換されている。したがって、c M U T が超音波を受信すると、その静電容量の変化に伴い、周波

50

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ので、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、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。

【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とが電氣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畳したRFパルス信号を生成し、この生成した信号をSW45を介してcMUT42に出力する。その直流パルス信号に重畳した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とが電氣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。cMUT42が超音波を受信すると、cMUT42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41a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実質的に増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変調信号は、局部発振回路81及びミキサー82により、入力されたFM変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を通し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

10

20

30

40

50

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。スキャンコンバータ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デューサに置き換えてもよい。

【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、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。

【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ッ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ッツ発振回路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。 10

【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。

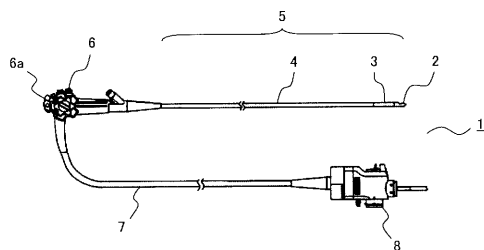
【符号の説明】

【００８９】

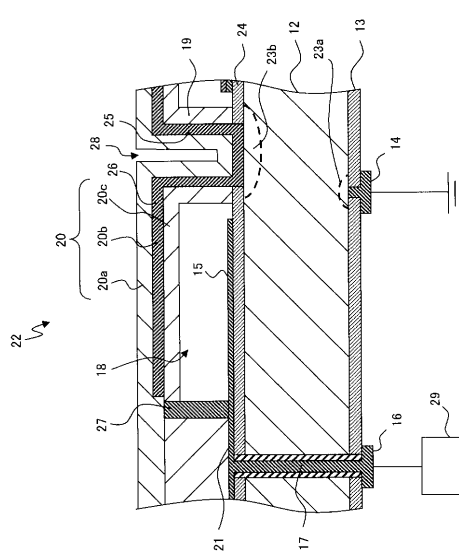
１	超音波内視鏡スコープ	
２	ｃＭＵＴ	
１１	振動子エレメント	
１２	シリコン基板	
１３	裏面絶縁膜	20
１４，１６	信号電極パッド	
１５	下部電極	
１７	ウェハ貫通配線	
１８	キャビティ	
１９	メンブレン支持部	
２０	メンブレン	
２０ａ	保護膜	
２０ｂ	上部電極	
２０ｃ	第２絶縁膜	
２１	下部電極配線	30
２２	振動子セル	
２３ａ，２３ｂ	オーミックコンタクト領域	
２４	第１絶縁膜	
２５	ビア配線	
２６	上部電極配線	
２７	プラグ	
２８	エレメント境界溝	
２９	送受信回路	
３０	超音波観測装置	
３１	信号処理部	40
３２	画像処理部	
３３	ディスプレイ	
３４	パルサー	
４０	ｃＭＵＴ装置	
４１，４１ａ，４１ｂ，４１ｃ	発振回路	
４２	ｃＭＵＴ	
４５	ＳＷ	
５２，７２	バッファ回路	
６１	送信回路	
６２	アンテナ	50

- 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

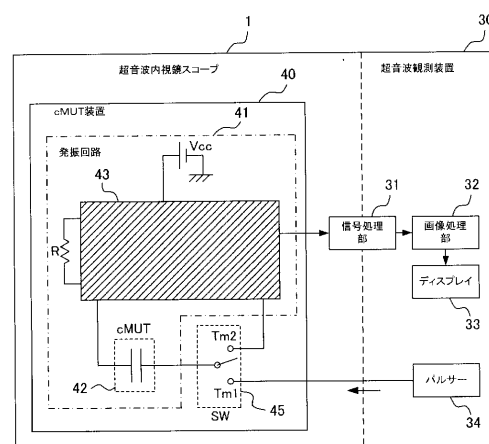
【図 1】



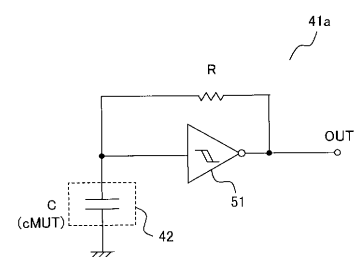
【図 2】



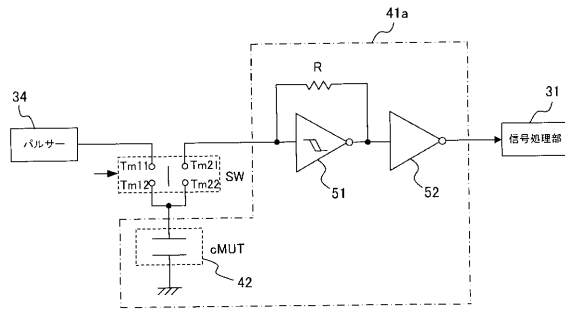
【図 3】



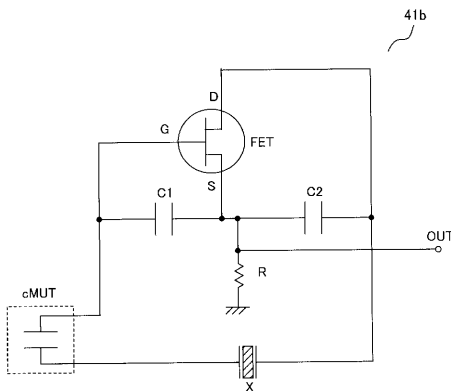
【図 4】



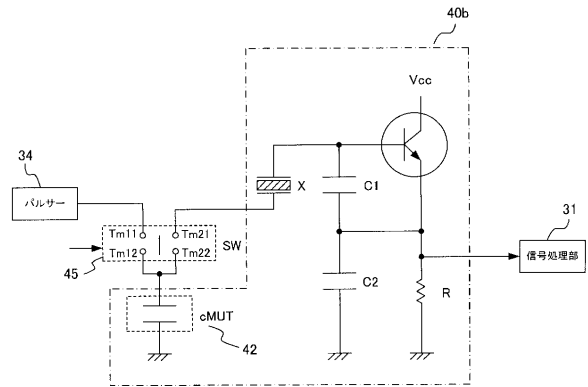
【図5】



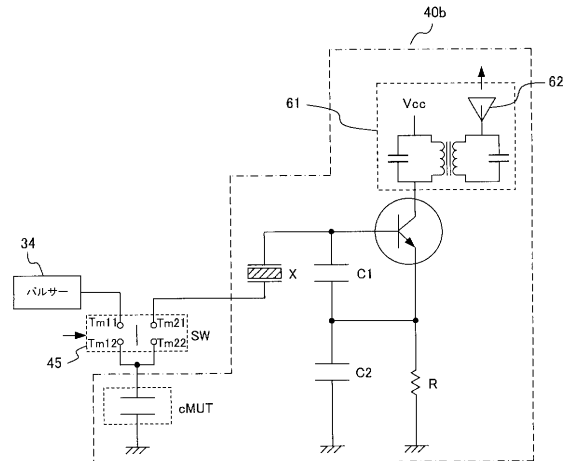
【図6】



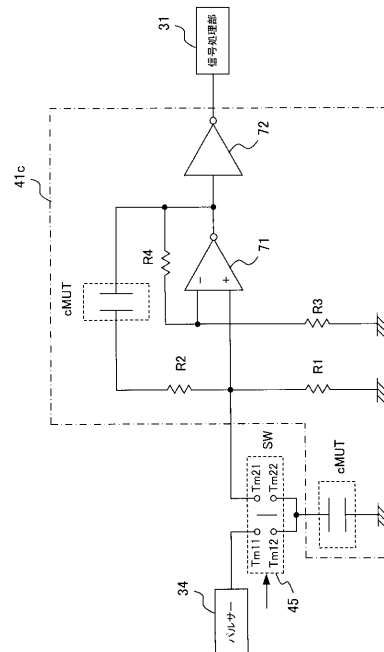
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 3 1 9 7 1 3 (J P , A)
特開平 0 2 - 0 5 1 0 7 3 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 5 / 1 2 0 3 5 9 (W O , A 1)
特開 2 0 0 6 - 3 5 2 8 0 8 (J P , A)
特開平 0 2 - 1 3 0 0 1 4 (J P , A)
特開平 0 2 - 0 1 6 6 1 9 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 9 9 7 2 3 (J P , A)

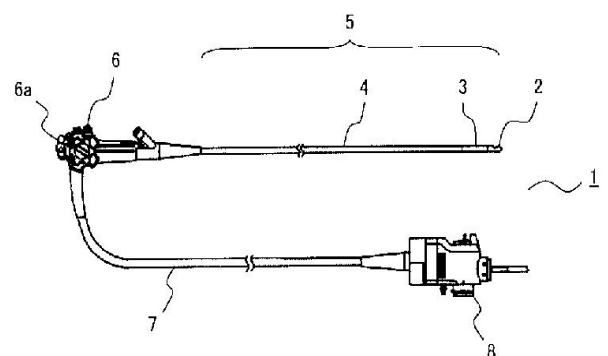
(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2
H 0 4 R 1 9 / 0 0

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	JP4885779B2	公开(公告)日	2012-02-29
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		
当前申请(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		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2008245715A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电容式传感器装置，其在接收超声波时不需要高压直流偏置电压，并且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包括通过使用硅微机械加工技术处理硅衬底而获得的电容式超声换能器（cMUT）和电容型超声换能器。和振荡电路，其基于cMUT的电容变化调制要输出的振荡信号的频率，并输出频率调制信号，从而解决了上述问题。点域

【図 1】



【図 2】