

(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2006-319713

(P2006-319713A)

(43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)

(51) Int.C1.		F 1	テーマコード(参考)	
HO4R	3/00	(2006.01)	HO4R	3/00
A61B	8/12	(2006.01)	A61B	8/12
B81B	3/00	(2006.01)	B81B	3/00
HO4R	1/06	(2006.01)	HO4R	1/06
HO4R	17/00	(2006.01)	HO4R	17/00
				330G

審査請求 未請求 請求項の数 26 O L (全 24 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2005-140859 (P2005-140859)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成17年5月13日 (2005.5.13)		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	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
		F ターム(参考)	4C601 DE08 EE13 FE01 GB02 GB20 GB22 HH01 HH04 HH08 5D019 AA13 AA21 AA23 DD01 EE06 FF04

(54) 【発明の名称】超音波プローブ及びそれを実装した体腔内挿入型超音波診断装置

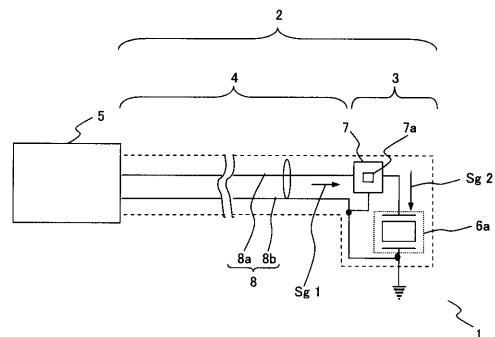
(57) 【要約】

【課題】 超音波振動子と観測装置の間の信号伝送ケーブルに低電圧信号を伝送し、超音波振動子近傍で昇圧して、その昇圧電圧を振動子に印加する超音波プローブを提供する。

【解決手段】 超音波を送受信する超音波振動子6aと、前記超音波振動子を駆動させる駆動信号が入力された場合、該駆動信号に基づいて高電圧を発生させ、該高電圧を該超音波振動子に印加させる高電圧発生手段7と、を備える超音波プローブにより、上記課題の解決を図る。

。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信する超音波振動子と、
前記超音波振動子を駆動させる駆動信号が入力された場合、該駆動信号に基づいて高電圧を発生させ、該高電圧を該超音波振動子に印加させる高電圧発生手段と、
をその先端に互いに近接配置して備えることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記超音波振動子は、マイクロマシン製造プロセスを用いて製造される静電容量型超音波振動子(cMUT)であることを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記超音波振動子は、マイクロマシン製造プロセスを用いて製造される圧電振動子(p-MUT)であることを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記高電圧発生手段は、前記駆動信号が直流低電圧である場合、該駆動信号に基づいて直流高電圧を出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記高電圧発生手段は、前記駆動信号が直流低電圧である場合、該駆動信号に基づいて交流高電圧を出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記高電圧発生手段は、前記駆動信号が交流低電圧である場合、該駆動信号に基づいて直流高電圧を出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記高電圧発生手段は、前記駆動信号が交流低電圧である場合、該駆動信号に基づいて交流高電圧を出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記交流高電圧の前記駆動信号の周波数は、前記超音波振動子の共振周波数と略同等であることを特徴とする請求項5、又は7に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記交流高電圧は、バースト波であることを特徴とする請求項5、又は7に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記高電圧発生手段は、前記駆動信号の電圧を昇圧させる昇圧手段を有することを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項 11】

前記昇圧手段は、電磁型トランスであることを特徴とする請求項10に記載の超音波プローブ。

【請求項 12】

前記昇圧手段は、圧電トランスであることを特徴とする請求項10に記載の超音波プローブ。

【請求項 13】

前記圧電トランスは、ローゼン型であることを特徴とする請求項12に記載の超音波プローブ。

【請求項 14】

前記圧電トランスは、ニオブ酸リチウムから構成されていることを特徴とする請求項12に記載の超音波プローブ。

【請求項 15】

前記高電圧発生手段は、さらに、
前記駆動信号が直流信号である場合、該駆動信号を交流信号に変換して前記昇圧手段に出力する発振手段を有する
ことを特徴とする請求項10に記載の超音波プローブ。

10

20

30

40

50

【請求項 16】

前記高電圧発生手段は、さらに、

前記昇圧手段より出力された交流高電圧に直流バイアス電圧を印加する直流バイアス印加手段

を有していることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波プローブ。

【請求項 17】

前記直流バイアス印加手段は、前記昇圧手段より出力された交流高電圧を、第 1 の交流高電圧と第 2 の交流高電圧とに分岐する分岐手段と、

前記第 1 の交流高電圧を直流に変換する直流変換手段と、

前記直流変換手段より出力された直流電圧と前記第 2 の交流高電圧とを加算する加算手段と、

を有することを特徴とする請求項 16 に記載の超音波プローブ。

【請求項 18】

前記加算手段は、前記直流電圧が発生している期間に対して、前記第 2 の交流高電圧を重畠させることを特徴とする請求項 17 に記載の超音波プローブ。

【請求項 19】

前記直流電圧が発生している前記期間は、10 μsec を越えないことを特徴とする請求項 18 に記載の超音波プローブ。

【請求項 20】

前記加算手段は、前記直流電圧の立ち上がり及び立ち下がりを鈍化させる手段を備えていることを特徴する請求項 17 に記載の超音波プローブ。

【請求項 21】

前記 p - M U T は、シリコン基板上に形成され、さらに該シリコン基板にスイッチ回路及び整流器を設けることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波プローブ。

【請求項 22】

前記 c M U T は、エレクトレット膜を用いたエレクトレットコンデンサであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 23】

前記 c M U T のシリコン基板上または内部には、昇圧トランジスタ、スイッチ回路、整流器、及びチャージアンプのうち少なくとも 1 つが形成可能であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 24】

前記 c M U T を構成したシリコン基板上または内部に、スイッチ回路、整流器、及びチャージアンプを半導体プロセスを用いて集積させることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 25】

前記 c M U T を形成したシリコン基板上または内部に、スイッチ回路、整流器、加算器、遅延回路、及びチャージアンプを、半導体プロセスを用いて集積化することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 26】

請求項 1 ~ 25 のうちいずれか 1 項に記載の超音波プローブを備える体腔内挿入型超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波振動子を搭載した体腔内挿入型超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

10

20

30

40

50

体腔内壁に向けて超音波を照射し、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つに超音波内視鏡スコープがある。

【0003】

超音波内視鏡スコープは、体腔内へ挿入する挿入部の先端に超音波プローブが取り付けてあり、この超音波プローブは電気信号を超音波に変換し体腔内へ照射したり、また体腔内で反射した超音波を受信して電気信号に変換したりするものである。

【0004】

従来、超音波プローブでは、電気信号を超音波に変換させる圧電素子としてセラミック圧電材PZT(ジルコン酸チタン酸鉛)が使用されてきたが、シリコンマイクロマシニング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-MUTと称する))が注目を集めている。これは、マイクロマシン(MEMS:Micro Electro-Mechanical System、超小型電気的・機械的複合体)と総称される素子の1つである。

10

【0005】

さて、最近ハーモニックイメージングという診断モダリティが、従来に無い高精度超音波診断が可能というから脚光を浴びる様になってきた、そのため、体腔内挿入型超音波診断装置において、この診断モダリティの標準装備が不可欠となってきている。したがって、超音波振動子の更なる広帯域化が望まれていた。

20

【0006】

上述の通り、近年マイクロマシンプロセスを用いた静電容量型超音波振動子(c-MUT)が注目されつつある。このc-MUTは、単に鉛等の重金属を含まないだけでなく、広帯域特性が容易に得ることができる。そのため、上述したハーモニックイメージングに適している。

20

【0007】

図19は、従来におけるc-MUTの一例を示す。同図は、特許文献1に開示されたc-MUTである。超音波振動子は、複数の容量性マイクロマシン超音波振動子(c-MUT)によって形成される。c-MUTを構成する各セルは、荷電振動板206を有している。この荷電振動板206は、逆に荷電された基板205に容量性をもって対向する。

30

【0008】

この振動板206は、バイアス荷電によって基板205方向へ屈曲する。また、この基板205には、振動板206の振動の中心においてセルの荷電が最大密度となるように、振動板206の中心へ対して隆起した中心部28を有している。高調波による動作のために、セルに給与される駆動パルス波形は、予め歪められている。これは、高調波帯域における送信超音波信号の歪みを低減するために、装置の非線形動作に鑑みてなされたものである。

30

【0009】

c-MUTセルは、従来通りの半導体プロセスによって加工されるため、バイアス荷電レギュレータ201などの補助振動子回路と一体化され得る。c-MUTセルは、更に、マイクロステレオリソグラフィによっても加工することができる。そのため、セルは多様なポリマー及び他の物質を用いて形成される。

40

【0010】

この前記超音波観測装置は、高調波により動作させるために前記超音波プローブ内に高耐圧スイッチを設けている。前記超音波観測装置内には、パルス発生手段と、制御手段とを設けている。パルス発生手段は、任意の波形で任意の電圧値を持つパルスを出力できる。制御手段は、前記高耐圧スイッチと前記パルス発生手段の出力を前記超音波振動子の走査タイミングに基づいて制御する。

【0011】

それに対し本発明の出願人は、DC電圧印加のタイミングをrf信号印加のタイミング

50

に合わせた時間だけ印加する方法を提案している（特許文献2）。

図20は、従来における超音波振動子駆動方法の一例（その2）を示す。同図は、特許文献3に開示された試験用プローブである。この試験用プローブは、既知の回路に加えて、試験用プローブと超音波信号評価装置との間の比較的に長い接続用ケーブルに起因して発生する電気的干渉の効果を最小にするために、他の作動回路を含んでいる。なお、特許文献3では、試験用プローブは上述した回路を含んでいるが、その回路が過剰に大きすぎることにならないようにしている。また、超音波試験を遂行するとき操作が困難にならないようにしている。

【0012】

その試験用プローブのプローブハウジング内には、送信回路210が組み込まれている。送信回路210は、昇圧コイル211、VMOS電界効果型トランジスタ213、制御回路214、コンデンサ215を含んでいる。VMOS電界効果型トランジスタ213は、制御信号212によってON/OFF動作を行う。

【0013】

送信回路210は、次のように動作する。高密度電荷が、昇圧コイル211を経てコンデンサ215に充電されている。そのコンデンサ215の電荷量が最大になると、制御回路214から制御信号がVMOS電界効果型トランジスタ213のスイッチ駆動端子に出力される。そうすると、VMOS電界効果型トランジスタ213は、ON状態になる。そして、このON抵抗と抵抗器216とコンデンサ215による閉回路で放電が発生する。その放電電流によって抵抗器216に発生する電圧を圧電振動子に印加する。

【0014】

しかしながら、この方法で誘起される電圧を高くしようとすると、昇圧コイル211のインダクタンスを大きくしなければならない。そのため、コンデンサ215とコイル211による共振が起こり、リングングを含んだ駆動パルスとなる。このリングング信号は、そのまま圧電振動子に印加され、S/Nの低下につながる。

【0015】

図21は、従来における超音波振動子駆動方法の一例（その3）を示す。図21(a)は、特許文献4に開示された超音波診断装置である。図21(b)は、図21(a)を簡略化したものである。特許文献4は、必ずしも上記のリングング対策を意図したものでは無いが、長い接続用ケーブルに起因する電気的干渉の効果を最小にすることが開示されている。

【0016】

図21では、超音波プローブ220と超音波観測装置221とが記載されている。超音波プローブに設けた超音波振動子222から超音波信号を送受信して被検体を超音波走査する。超音波診断装置221では、受信した超音波信号に基づいて超音波断層画像を得ることができる。

【0017】

前記超音波プローブ220内には、高耐圧スイッチ223が設けられている。前記超音波観測装置内には、パルス発生手段227と、制御手段228とが設けられている。パルス発生手段227は、任意の波形で任意の電圧値を持つパルスを出力できる。制御手段228は、高耐圧スイッチ223とパルス発生手段227の出力を、前記超音波振動子の走査タイミングに基づいて制御する。

【0018】

このような構成にすることにより、超音波プローブ内部の電気回路を大きくすることない。また、プローブ内で超音波振動子駆動用の高電圧パルス信号を効率良く発生させることができる。かつ、ケーブルでの干渉の影響を受けない良好な超音波画像を得ることができるとともに、外部に放射する雑音を小さく押さえることが可能である。また回路内に、共振する要素が存在しないので、リングングを起こすことはない。

【特許文献1】特表2004-503313号公報

【特許文献2】特開2004-176039号公報

10

20

30

40

50

【特許文献3】特公昭63-026341号公報

【特許文献4】特許第3062313号公報

【非特許文献1】中村信良、安達義徳、「ニオブ酸リチウム単結晶を用いた圧電トランス」、電子情報通信学会論文誌、A, Vol. J80-A, No. 10, pp. 1694-1698, 1997年10月

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

しかしながら、従来例では、高いパルス電圧を圧電振動子に印加するには、アンプの出力電圧を高くする必要がある。その高電圧パルスは、そのまま長い接続用ケーブルを伝送される。

【0020】

超音波内視鏡は、超音波振動子と観測装置との間に長い信号伝送ケーブルを必要とする。しかし、そのケーブルに高電圧信号を伝送することはRFノイズの発生源となり、好ましくない。ケーブルに伝送する電圧は低電圧として、超音波を送信する時のみ超音波振動子近傍のみで、十分なエコー信号を受信出来るだけの高い電圧が印加されることが望ましい。

【0021】

体腔内挿入型超音波診断装置では、超音波振動子と信号制御部との間に長いケーブルを配線する。一般的に、高電圧パルスの印加が必要であり、そのケーブルにおけるRFノイズの放射または飛来の影響が問題になっていた。

【0022】

しかも、近年診断モダリティとして不可欠なハーモニックイメージングに対応できる広帯域性を有し、かつ環境に優しいキャパシティブマイクロマシン超音波振動子(cMUT)は、高電圧パルス印加だけでなく、高い直流電圧を重畠させる必要があった。

【0023】

また、インダクタはスペースを必要とする。そのため、特許文献2に記載された装置では、超音波プローブの小型化が図れない、あるいはIC化ができない等の問題がある。また、立ち上がり、立ち下がりの急峻な高電圧パルスを観測装置と超音波プローブの間を伝送させるため、外部に放射する雑音が大きくなってしまい、雑音に関する規制をクリアすることができない。

【0024】

上記の課題に鑑み、本発明は、超音波振動子と観測装置の間の信号伝送ケーブルに低電圧信号を伝送し、超音波振動子近傍で昇圧して、その昇圧電圧を振動子に印加する超音波プローブ及びその体腔内挿入型超音波診断装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0025】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項1に記載の発明によれば、超音波を送受信する超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させる駆動信号が入力された場合、該駆動信号に基づいて高電圧を発生させ、該高電圧を該超音波振動子に印加させる高電圧発生手段と、をその先端に互いに近接配置して備えることを特徴とする超音波プローブを提供することによって達成できる。

【0026】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項2に記載の発明によれば、前記超音波振動子は、マイクロマシン製造プロセスを用いて製造される静電容量型超音波振動子(cMUT)であることを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【0027】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項3に記載の発明によれば、前記超音波振動子は、マイクロマシン製造プロセスを用いて製造される圧電振動子(p-MUT)であることを

10

20

30

40

50

特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 2 8 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 4 に記載の発明によれば、前記高電圧発生手段は、前記駆動信号が直流低電圧である場合、該駆動信号に基づいて直流高電圧を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 2 9 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 5 に記載の発明によれば、前記高電圧発生手段は、前記駆動信号が直流低電圧である場合、該駆動信号に基づいて交流高電圧を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 0 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 6 に記載の発明によれば、前記高電圧発生手段は、前記駆動信号が交流低電圧である場合、該駆動信号に基づいて直流高電圧を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 1 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 7 に記載の発明によれば、前記高電圧発生手段は、前記駆動信号が交流低電圧である場合、該駆動信号に基づいて交流高電圧を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 2 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 8 に記載の発明によれば、前記交流高電圧の前記駆動信号の周波数は、前記超音波振動子の共振周波数と略同等であることを特徴とする請求項 5 、又は 7 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 3 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 9 に記載の発明によれば、前記交流高電圧は、バースト波であることを特徴とする請求項 5 、又は 7 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 4 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 10 に記載の発明によれば、前記高電圧発生手段は、前記駆動信号の電圧を昇圧させる昇圧手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 5 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 11 に記載の発明によれば、前記昇圧手段は、電磁型トランスであることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 6 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 12 に記載の発明によれば、前記昇圧手段は、圧電トランスであることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 7 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 13 に記載の発明によれば、前記圧電トランスは、ローゼン型であることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 8 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 14 に記載の発明によれば、前記圧電トランスは、ニオブ酸リチウムから構成されていることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【 0 0 3 9 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 15 に記載の発明によれば、前記高電圧発生手段は、さらに、前記駆動信号が直流信号である場合、該駆動信号を交流信号に変換して前記昇圧手段に出力する発振手段を有することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

10

20

30

40

50

【0040】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項16に記載の発明によれば、前記高電圧発生手段は、さらに、前記昇圧手段より出力された交流高電圧に直流バイアス電圧を印加する直流バイアス印加手段を有していることを特徴とする請求項10に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【0041】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項17に記載の発明によれば、前記直流バイアス印加手段は、前記昇圧手段より出力された交流高電圧を、第1の交流高電圧と第2の交流高電圧とに分岐する分岐手段と、前記第1の交流高電圧を直流に変換する直流変換手段と、前記直流変換手段より出力された直流電圧と前記第2の交流高電圧とを加算する加算手段と、を有することを特徴とする請求項16に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

10

【0042】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項18に記載の発明によれば、前記加算手段は、前記直流電圧が発生している期間に対して、前記第2の交流高電圧を重畠させることを特徴とする請求項17に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【0043】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項19に記載の発明によれば、前記直流電圧が発生している前記期間は、 $10 \mu\text{sec}$ を越えないことを特徴とする請求項18に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

20

【0044】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項20に記載の発明によれば、前記加算手段は、前記直流電圧の立ち上がり及び立ち下がりを鈍化させる手段を備えていることを特徴する請求項17に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【0045】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項21に記載の発明によれば、前記p-MUTは、シリコン基板上に形成され、さらに該シリコン基板にスイッチ回路及び整流器を設けることを特徴とする請求項3に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

30

【0046】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項22に記載の発明によれば、前記cMUTは、エレクトレット膜を用いたエレクトレットコンデンサであることを特徴とする請求項2に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【0047】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項23に記載の発明によれば、前記cMUTのシリコン基板上または内部には、昇圧トランジスタ、スイッチ回路、整流器、及びチャージアンプのうち少なくとも1つが形成可能であることを特徴とする請求項2に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

40

【0048】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項24に記載の発明によれば、前記cMUTを構成したシリコン基板上または内部に、スイッチ回路、整流器、及びチャージアンプを半導体プロセスを用いて集積させることを特徴とする請求項2に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【0049】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項25に記載の発明によれば、前記cMUTを形成したシリコン基板上または内部に、スイッチ回路、整流器、加算器、遅延回路、及びチャージアンプを、半導体プロセスを用いて集積化することを特徴とする請求項2に記載の超音波プローブを提供することによって達成できる。

【0050】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項26に記載の発明によれば、請求項1~25のうちいずれか1項に記載の超音波プローブを備える体腔内挿入型超音波診断装置を提供する

50

ことによって達成できる。

【発明の効果】

【0051】

本発明を用いることにより、超音波プローブ内部の電気回路を大きくしないで、ケーブルには低電圧信号のみを伝送し、プローブ内で超音波振動子駆動用の高電圧パルスを効率良く発生させることができる。また、ケーブルに起因するノイズの影響を防止することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0052】

<第1の実施形態>

本実施形態では、超音波振動子として圧電振動子を用いた場合の体腔内挿入型超音波診断装置について説明する。

【0053】

図1は、本実施形態における超音波振動子として圧電振動子を用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のブロック図を示す。同図において、体腔内挿入型超音波診断装置1は、挿入部2と、観測装置5とから構成される。

【0054】

挿入部2は、体腔内に挿入するために細長の管状形状をしている。挿入部2は、先端側から順に、超音波プローブ3、湾曲部及び可撓管部4から構成される。超音波プローブ3には、超音波振動子が設けられており、超音波信号の送受信を行う。湾曲部は、超音波プローブ3の後端に位置する湾曲自在な部分である。可撓管部は、その湾曲部の後端に位置して細径かつ長尺で可撓性を有する。

【0055】

超音波プローブ3には、圧電振動子6a、高電圧発生手段7が内蔵されている。湾曲部及び可撓管部4の内部には、同軸ケーブル8（芯線8a、シールド線8b）が内蔵されている。

【0056】

観測装置5は、高圧高速SWをON/OFFする制御信号を発生させたり、低電圧RFパルス信号を出力したり、受信信号を信号処理して画像信号に変換する機能等を持つものである。

【0057】

ケーブル伝送信号Sg1が、同軸ケーブル8の芯線8aを介して、観測装置5から高電圧発生手段7に伝送される。高電圧発生手段7は、直流低電圧が入力されると交流高電圧を出力したり、交流低電圧が入力されると交流高電圧を出力したり等する。

【0058】

高電圧発生手段7には、昇圧手段7a（例えば、電磁トランス、圧電トランス）が含まれている。昇圧手段7aは、振動子を駆動させるために必要な電圧を得るために、ケーブル伝送信号Sg1の電圧（例えば、10V以下）を所定値（例えば、50V～数百V）まで昇圧させる。

【0059】

そして、高電圧発生手段7は、その昇圧させた信号（振動子駆動信号）Sg2を圧電振動子6aへ伝送する。また、高電圧発生手段7から交流高電圧信号が出力される場合、その交流高電圧信号の周波数は、圧電振動子の共振周波数とほぼ等しくなるように調整されている。

【0060】

振動子駆動信号Sg2は、圧電振動子6aの一方の電極に入力して、その電極に電圧を印加する。圧電振動子6aの他方の電極は、同軸ケーブル8のシールド線8bと接続されて接地されている。よって、この電極間の電圧差に起因して圧電振動子が振動し、圧電振動子6aの表面から超音波が放射される。

【0061】

10

20

30

40

50

以下では、昇圧手段 7 a として、電磁型昇圧トランス、圧電トランスを用いた実施例について説明する。電磁型昇圧トランスは出力インピーダンスが比較的低いので、比較的低インピーダンスの負荷を駆動できる。一方、圧電トランスは、電磁型昇圧トランスに比べ、昇圧効率が高く小型化である。

【0062】

(実施例1)

図2は、本実施例における昇圧手段として電磁型昇圧トランスを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のブロック図を示す。本実施例における高電圧発生手段7は、昇圧トランス10、整流器11、スイッチ12から構成される。

【0063】

昇圧トランス10は、昇圧トランス1次側コイル10a、昇圧トランス2次側コイル10b, 10cから構成される。スイッチ12は、スイッチ端子12a, 12b, 12c, 12dを有する。スイッチ12は、超音波送信時と超音波受信時とを切り替えるためのものである。スイッチ12は、超音波送信時以外(スイッチ駆動端子に直流電圧が印加されていない状態)では、スイッチ端子12cと12dとが導通された状態になっている。

【0064】

超音波送信時には、ケーブル伝送信号Sg1が観測装置5から送信され、昇圧トランス10の昇圧トランス1次側コイル10aへ入力される。そうすると、昇圧トランス2次側コイル10b, 10cに、昇圧された交流信号が発生する。なお、本実施例では、ケーブル伝送信号Sg1は特定の周波数を有するバースト波である。

【0065】

昇圧トランス2次側コイル10c側から出力された高電圧は、整流器11を通じて直流化されて直流電圧となる。その直流電圧がスイッチ12のスイッチ駆動端子に印加されると、スイッチ端子12aと12bとが導通される。

【0066】

そうすると、昇圧トランス2次側コイル10b側から出力された高電圧は、導通しているスイッチ端子12a - 12b間を通じて、圧電振動子6aの一方の電極に印加される。なお、昇圧トランス2次側コイル10bから出力される振動子駆動信号Sg2は、ケーブル伝送信号Sg1の振幅が大きくなつた、より高電圧のバースト波である。

【0067】

高電圧が印加されると、圧電振動子6aは振動して、圧電振動子6aの表面から超音波が放射される。

超音波受信時には、ケーブル伝送信号Sg1が観測装置5から送信されないので、昇圧トランス10により交流高電圧が発生しない。したがつて、スイッチ12のスイッチ駆動端子に印加する電圧が発生しないため、スイッチ端子12cと12dとが導通された状態である。

【0068】

このとき、圧電振動子6aは超音波を受信すると、その超音波を電気信号に変換する。この電気信号に変換された超音波受信信号Sg3は、スイッチ端子12c - 12dを通じて同軸ケーブル8の芯線8aを介して観測装置5に伝送される。

【0069】

以上より、高電圧発生手段7を圧電振動子6aの近傍に設置することにより、ケーブルには低電圧信号を伝送し、超音波プローブ内で圧電振動子駆動用の高電圧パルスを効率良く発生させることができる。また、ケーブルに起因するノイズの影響を防止することができる。

【0070】

(実施例2)

図3は、本実施形態における昇圧手段として圧電型昇圧トランスを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のブロック図を示す。本実施例における高電圧発生手段7は、圧電トランス20、抵抗体(直流抵抗)21、整流器11、スイッチ12から構成される

10

20

30

40

50

。

【0071】

圧電トランス20は、圧電振動子20a、圧電トランス1次側電極20b、接地電極20c、圧電トランス2次側電極20dから構成される。スイッチ12は、超音波送信時以外（スイッチ駆動端子に直流電圧が印加されていない状態）では、スイッチ端子12cと12dとが導通された状態になっている。

【0072】

超音波送信時には、ケーブル伝送信号Sg1が観測装置5から送信される。本実施例では、ケーブル伝送信号Sg1は特定の周波数を有するバースト波である。このケーブル伝送信号Sg1は、圧電トランス20の圧電トランス1次側電極20bに入力される。そうすると、圧電トランス2次側電極20dから高電圧が出力される。圧電トランス2次側電極20dから出力される振動子駆動信号Sg2は、ケーブル伝送信号Sg1の振幅が大きくなつた、より高電圧のバースト波である。

【0073】

1次側電極20bに入力された電圧は直流抵抗21を経て接地されているので、1次側電極20bに入力された電圧による変位電流が直流抵抗21にも流れ、直流抵抗21の両端に起電力を発生させる。この電圧は、整流器11を通じて直流化されて直流電圧となる。その直流電圧がスイッチ12のスイッチ駆動端子に印加されると、スイッチ端子12aと12bとが導通される。そうすると、高電圧の振動子駆動信号Sg2が、スイッチ端子12a - 12bを通じて圧電振動子6aに伝達される。

【0074】

超音波受信時には、ケーブル伝送信号Sg1が観測装置5から伝送されない。従つて、直流抵抗21に電流が流れず、SW12a, 12bは導通せず、従つて圧電トランス20により高電圧が発生しない。したがつて、スイッチ12のスイッチ駆動端子に印加する電圧が発生しないため、スイッチ端子12cと12dとが導通された状態である。

【0075】

このとき、圧電振動子6aは、超音波を受信すると、その超音波を電気信号に変換する。この電気信号に変換された超音波受信信号Sg3は、スイッチ端子12c - 12dを通じて、同軸ケーブル8の芯線8aを介して観測装置5に伝送される。なお、ここで、圧電振動子6aはバルクの圧電振動子に限定されるものではなく、圧電薄膜をメンブレン上に形成した、いわゆるp-MUTであつてもよい。この場合、Si基板に製造され、そのSi基板にSW12a, 12bや整流器11を形成すると、コンパクト化が促進され好ましい。

【0076】

図4は、本実施形態におけるマイクロマシンプロセスにより製造される圧電振動子（p-MUT）の構成の一例を示す。p-MUTは、シリコン基板上6a - 4に（空隙部）6a - 3が形成され、そのキャビティ6a - 3上部にメンブレン6a - 2が形成されている。メンブレン6a - 2は下部電極6a - 5を含んでおり、下部電極6a - 5はメンブレンの上面に設けられている。下部電極6a - 5の上面には圧電膜6a - 6が形成されている。圧電膜6a - 6の上面には上部電極6a - 1が形成されている。下部電極6a - 5には、スイッチ12を介して信号が伝送される。上部電極6a - 1は、接地電極である。

【0077】

次に、圧電トランス20について説明する。

図5は、圧電トランスのうち、基本的で最もよく研究されてきたRosen型の構造を示す（非特許文献1）。共通接地電極は板の下面の左半分に付けられている。圧電セラミック板は、入力部は厚み方向に、出力部は長さ方向に、それぞれ直流高電圧を印加して分極されている。

【0078】

入力電極に長さ方向の寸法で決まる縦振動の共振周波数の電圧V_{in}を印加すると、圧電横効果により長さ縦振動が起こり、圧電縦効果を介して端部に付けた出力電極に高電圧V

10

20

30

40

50

outが生じる。出力端無負荷時の昇圧比 V_{out} / V_{in} は式(1)で示される。

【0079】

$$V_{out} / V_{in} = k_{31} k_{33} Q (L / T) \quad (1)$$

これより、横効果の電気機械結合係数 k_{31} と縦効果の電気機械結合係数 k_{33} の積および機械的品質係数 Q 値の大きな圧電材を用いれば昇圧比の大きなトランスを構成できる。

【0080】

本実施例では、圧電トランスとしてニオブ酸リチウム ($LiNbO_3$) を用いることとする。 $LiNbO_3$ 単結晶を用いた圧電トランスは従来のセラミックを用いた圧電トランスに比べて次のような特長を持っている。

【0081】

まず、 $LiNbO_3$ 結晶は、セラミックのように直流高電圧を印加して入力部と出力部で分極方向が直交するように分極する必要がない。また、 $1 \sim 2 \times 10^4$ の高い Q 値を持っている。 $k_{31} k_{33}$ がセラミックよりも大きいので、高い昇圧比が得られる。また、発熱による動作中の温度上昇が少ない。また、 $LiNbO_3$ には内部応力は存在せず、破壊されにくい。

【0082】

図6は、本実施例におけるニオブ酸リチウムを用いた圧電トランスを示す。圧電トランス30は、ニオブ酸リチウム単結晶基板31、電圧入力側電極32(すなわち、圧電トランス1次側電極20b)、電圧出力側電極33(すなわち、圧電トランス2次側電極20d)、対向電極33a(電圧出力側電極33に対向するように、ニオブ酸リチウム単結晶基板31の底面に設けられている)、ストライプ電極34, 35、圧電トランス支持部36a, 36b、入力信号配線37、出力信号配線38から構成されている。

【0083】

ニオブ酸リチウム単結晶基板31の横方向の長さを L で表すと、電圧入力側電極32の横方向の長さは $L / 2$ となる。圧電トランス支持部36a, 36bはそれぞれ、端部から $L / 4$ の位置に設けられているが、この理由は図7で説明する。なお、圧電トランス支持部36a, 36bはそれぞれ、入力信号配線37、出力信号配線38を、電圧入力側電極32、電圧出力側電極33に接続するための端子である。

【0084】

図7は、図6のニオブ酸リチウム単結晶基板31の側面方向から観察した場合の振動変位を示す。41は振動中性面であり、入力信号配線37を介して電圧入力側電極32にバースト波を印加すると、ニオブ酸リチウムの特性として、端部から $L / 4$ の位置を節点として振動する(振動変位42)。よって、この節点となる部分に圧電トランス支持部36a, 36bを設ける。

【0085】

圧電トランス支持36bと電圧出力側電極33とをストライプ電極34, 35により導通させる。そうすると、電圧出力側電極33の表面に発生した高電圧信号は、ストライプ電極34, 35を伝わって出力信号配線38から出力される。

【0086】

これにより、電圧出力側電極33に出力信号配線38を接続した場合と比べて、ニオブ酸リチウム単結晶基板31の振動を阻害することを防止することができる。なお、電圧出力側電極33は、端面に対して垂直方向に振動する。

【0087】

図8は、図6の変形例(その1)である。図8では、電圧出力側電極33と出力信号配線38とが引き出し線51により導通されている。

図9は、図6の変形例(その2)である。図9では、電圧出力側電極33と出力信号配線38とが引き出し線52により導通されている。

【0088】

以上より、高電圧発生手段7を圧電振動子6aの近傍に設置することにより、ケーブルには低電圧信号を伝送し、超音波プローブ内で圧電振動子駆動用の高電圧パルスを効率良

く発生させることができる。また、ケーブルに起因するノイズの影響を防止することができる。

【0089】

<第2の実施形態>

本実施形態では、超音波振動子としてマイクロマシンプロセスを用いた静電容量型超音波振動子(cMUT)を用いた場合の体腔内挿入型超音波診断装置について説明する。

【0090】

cMUTの構造を簡単に説明する。まず、シリコン基板にキャビティ(空隙部、凹部)を設け、そのキャビティの底部に下部電極を配設する。そのキャビティの上方にはメンブレンが形成され、そのメンブレンの構成要素の1つとして上部電極膜が含まれている。なお、上部電極膜は接地電極である。

【0091】

キャビティを形成する凹部及びその凹部を覆うメンブレンからなる単位をセルという。そして、複数の振動子セルの集合体を振動子エレメントという。この振動子エレメントは、駆動制御信号を入出力する最小単位である。

【0092】

このような構成概要となるcMUTの動作について説明すると、上部電極と下部電極の一対の電極に電圧をかけることで電極間が引っ張りあい、電圧を0にすると元に戻る。この振動動作によってメンブレンが振動した結果、超音波が発生し、上部電極の上方向に超音波が照射される。

【0093】

図10は、本実施形態における超音波振動子として静電容量型超音波振動子(cMUT)を用いた体腔内挿入型超音波診断装置のブロック図を示す。図10は、図1の圧電振動子6aを静電容量型超音波振動子(cMUT)6bに置換したものである。図10の基本的な構成及び動作は、図1と同様である。

【0094】

なお、本実施形態における高電圧発生手段7は、直流低電圧が入力されると直流高電圧を出力したり、直流低電圧が入力されると交流高電圧を出力したり、交流低電圧が入力されると直流高電圧を出力したり、交流低電圧が入力されると交流高電圧を出力したり等する。

【0095】

高電圧発生手段7には、昇圧手段7a(例えば、電磁トランス、圧電トランス)が含まれている。昇圧手段7aは、振動子を駆動させるために必要な電圧を得るために、ケーブル伝送信号Sg1の電圧(例えば、10V以下)を所定値(例えば、50V~数百V)まで昇圧させる。

【0096】

また、高電圧発生手段7から交流高電圧信号が出力される場合、その交流高電圧信号の周波数は、静電型超音波振動子の共振周波数とほぼ等しくなるように調整されている。

以下では、昇圧手段7aとして、電磁型昇圧トランス、圧電トランスを用いた実施例について説明する。電磁型昇圧トランスは出力インピーダンスが比較的低いので、比較的低インピーダンスの負荷を駆動できる。一方、圧電トランスは、電磁型昇圧トランスに比べ、昇圧効率が高く小型化である。また、圧電トランスは、出力インピーダンスが比較的高いので、高インピーダンスの負荷の必要なcMUTにとっては好ましい。なお、ここで、cMUTは純粋なコンデンサ構造でなくても、エレクトレット膜を用いたエレクトレットコンデンサであってもよい。

【0097】

(実施例1)

図11は、本実施例における昇圧手段として電磁型昇圧トランスを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のブロック図を示す。本実施例における高電圧発生手段7は、昇圧トランス10、整流器11、スイッチ12から構成される。これらは、図2と同様で

10

20

30

40

50

ある。また、チャージアンプ 60 が設けられている。スイッチ 12 は、超音波送信時以外（スイッチ駆動端子に直流電圧が印加されていない状態）では、スイッチ端子 12c と 12d とが導通された状態になっている。

【0098】

チャージアンプ 60 では、インピーダンス変換を行う機能（高インピーダンス 低インピーダンスへ変換する）、cMUT 6b の電極表面の電荷の検出を行う機能、及びアンプとしての機能を備えている。電荷の検出を行う機能とは、cMUT 6b のメンブレン表面より放射された超音波が体腔内で反射され、cMUT 6b がその反射波を受信すると、その反射波の受信強度に応じてメンブレンが振動し、その振動に応じた上部電極上の電荷の変動が起こるので、その電荷を検出する機能をいう。

10

【0099】

超音波送信時には、ケーブル伝送信号 Sg1 が観測装置 5 から送信され、昇圧トランス 10 の昇圧トランス 1 次側コイル 10a へ入力される。そうすると、昇圧トランス 2 次側コイル 10b, 10c に、昇圧された交流信号が発生する。なお、本実施例では、ケーブル伝送信号 Sg1 は特定の周波数を有するバースト波である。

【0100】

昇圧トランス 2 次側コイル 10c 側から出力された電圧は、整流器 11 直流電圧に変換される。その直流電圧がスイッチ 12 のスイッチ駆動端子に印加されると、スイッチ端子 12a と 12b とが導通する。

20

【0101】

そうすると、昇圧トランス 2 次側コイル 10b 側から出力された高電圧は、導通しているスイッチ端子 12a - 12b 間を通って、cMUT 6b の下部電極（図では上側）に印加される。なお、昇圧トランス 2 次側コイル 10b から出力される振動子駆動信号 Sg2 は、ケーブル伝送信号 Sg1 の振幅が大きくなつた、より高電圧のバースト波である。

【0102】

高電圧バースト波が印加されると、cMUT 6b のメンブレンは振動して、メンブレン表面から超音波が放射される。

超音波受信時、既に駆動バースト波が発生していない時間領域では、ケーブル伝送信号 Sg1 の振幅は 0 なので、昇圧トランス 10 により交流高電圧が発生しない。したがつて、スイッチ 12 のスイッチ駆動端子に印加する電圧は 0 のため、スイッチ端子 12c と 12d とが導通された状態である。

30

【0103】

このとき、cMUT 6b は超音波を受信すると、その超音波を電気信号に変換する。この電気信号に変換された超音波受信信号 Sg3 は、スイッチ端子 12c - 12d を通つて同軸ケーブル 8 の芯線 8a を介して観測装置 5 に送信される。

【0104】

以上より、高電圧発生手段 7 を静電容量型超音波振動子 6b の近傍に設置することにより、ケーブルには低電圧信号を伝送し、超音波プローブ内で静電容量型超音波振動子駆動用の高電圧パルスを効率良く発生させることができる。また、ケーブルに起因するノイズの影響を防止することができる。なお、cMUT は前述したように、Si 基板上にマイクロマシンプロセスを用いて製造させるが、昇圧トランス以外の構成要素、例えば SW12、整流器 11、チャージアンプは cMUT を形成した Si 基板上または内部に形成可能であり、こうすることによって更にコンパクト化が可能となる。

40

【0105】

（実施例 2）

図 12 は、本実施例における昇圧手段として圧電型昇圧トランスを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のブロック図を示す。本実施例における高電圧発生手段 7 は、圧電トランス 20、抵抗体（直流抵抗）21、整流器 11、スイッチ 12 から構成される。これらは、図 2 と同様である。また、図 11 と同様に、チャージアンプ 60 が設けられている。スイッチ 12 は、超音波送信時以外（スイッチ駆動端子に直流電圧が印加されて

50

いない状態)では、スイッチ端子 12c と 12d とが導通された状態になっている。

【0106】

超音波送信時には、ケーブル伝送信号 Sg1 が観測装置 5 から送信される。本実施例では、ケーブル伝送信号 Sg1 は特定の周波数を有するバースト波である。このケーブル伝送信号 Sg1 は、圧電トランス 20 の圧電トランス 1 次側電極 20b に入力される。そうすると、圧電トランス 2 次側電極 20d から高電圧が出力される。圧電トランス 2 次側電極 20d から出力される振動子駆動信号 Sg2 は、ケーブル伝送信号 Sg1 の振幅が大きくなつた、より高電圧のバースト波である。

【0107】

10
入力側に印加された電圧は直流抵抗 21 と電極 20b - 20c 間インピーダンスによつて分圧され、直流抵抗 21 の両端の分圧圧電信号は、整流器 11 によって直流電圧に変換される。その直流電圧がスイッチ 12 のスイッチ駆動端子に印加されると、スイッチ端子 12a と 12b とが導通する。そうすると、高電圧の振動子駆動信号 Sg2 が、スイッチ端子 12a - 12b を通つて c MUT 6b に印加する。

【0108】

超音波受信時、既に駆動バースト波が発生していない時間領域では、ケーブル伝送信号 Sg1 の振幅は 0 なので、圧電トランス 20 により高電圧が発生しない。したがつて、スイッチ 12 のスイッチ駆動端子に印加する電圧が 0 のため、スイッチ端子 12c と 12d とが導通された状態である。

【0109】

このとき、c MUT 6b は、超音波を受信すると、その超音波を電気信号に変換する。この電気信号に変換された超音波受信信号 Sg3 は、スイッチ端子 12d - 12c を通つて、同軸ケーブル 8 の芯線 8a を介して観測装置 5 に伝送される。

【0110】

なお、本実施形態において、c MUT を構成した Si 基板上または内部に SW12、整流器 11、チャージアンプ 60 を半導体プロセスを用いて集積することにより、よりコンパクト化が可能であり、好ましい。

【0111】

(実施例 3)

本実施例では、DC バイアスパルス発生手段と、RF パルスと DC バイアスパルスとを加算する加算手段とを備えた体腔内挿入型超音波診断装置について説明する。

【0112】

図 13 は、本実施例における体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のブロック図を示す。図 13 は、図 12 において圧電トランス 2 次側電極 20d とスイッチ端子 12a との間に DC バイアス印加手段 70 を設けたものである。

【0113】

図 14 は、図 13 の DC バイアス印加手段 70 の詳細を示す。図 15 は、図 14 の体腔内挿入型超音波診断装置内における各信号の波形を示す。DC バイアス印加手段 70 は、加算器 71、整流器 72 を備えている。

【0114】

まず、ケーブル伝送信号 Sg1 が圧電トランス 20 (例えば、ニオブ酸リチウム単結晶基板) の圧電トランス 1 次側電極 20b に入力される (図 15 (a) 参照)。そうすると、第 1 の実施形態でも説明したように、圧電トランス 20 の圧電トランス 1 次側電極 20b と接地電極 20c 間に印加される高電圧信号によって横効果圧電振動を起こし、厚さ方向分極 77 の作用で縦効果振動に変換され、その結果、電極 20d に高電圧の交流信号 73 が発生する。

【0115】

そうすると、高電圧の信号である RF パルス 73 が圧電トランス 2 次側電極 20d から出力される。圧電トランス 2 次側電極 20d から出力された高電圧の RF パルス 73 は、DC バイアス印加手段 70 に入力される。

10

20

30

40

50

【0116】

R F パルス 7 3 は、D C バイアス印加手段 7 0 内で 2 つに分岐される。分岐された一方の R F パルス 7 4 (= 7 3) (図 15 (b) 参照) は、加算器 7 1 に入力される。分岐された他方の R F パルスは、整流器 7 2 を通過して D C バイアスパルス (図 15 (c) 参照) 7 5 となり、加算器 7 1 に入力される。加算器 7 1 では、R F パルス 7 4 と D C バイアスパルス 7 5 とを加算して、振動子駆動信号 S g 2 (図 15 (d) 参照) として出力する。なお、図 15 (d) の 8 0 は、D C バイアスレベルを示す。

【0117】

このように、高電圧発生手段 7 から直流高電圧信号が出力される場合、高電圧発生手段 7 内部では、高電圧直流信号と高電圧交流信号の双方をほぼ同じタイミングで加算器 7 1 に出力する。双方の信号が重畠しやすくするためである。具体的には、高電圧発生手段 7 から直流高電圧信号が出力される場合、整流器 7 2 から出力される直流出力信号 7 5 の発生期間が、交流出力信号 7 4 の発生期間と同じ、または交流出力信号 7 4 の発生期間より長くなるように設定し、両者の信号重畠しやすいようにする。

【0118】

つまり、図 15において、交流出力信号 7 4 のパルス幅より直流出力信号 7 5 のパルス幅を長くするために、直流出力信号 7 5 を先に出力してその後に交流出力信号 7 4 を重畠させ、交流出力信号 7 4 が出力し終わったのちに、直流出力信号 7 5 の出力が終わるようにする。

【0119】

さらに具体的に説明すると、D C バイアスパルスの立ち上がりタイミングで、トリガー信号を発生させ、そのトリガー信号で、設定した遅延時間経過後 R F パルスが発生するようになる。この遅延時間は長く設定しすぎると R F パルスが、DCバイアスパルスから外れてしまう（重畠しなくなる）ので最適な遅延時間を設定する。したがって、加算器 7 1 には、そのような予備処理機能（遅延機能）が含まれている。

【0120】

なお、この直流出力信号発生期間は $10 \mu\text{sec}$ を越えないようになる。なぜなら、D C バイアスパルスのパルス幅を $10 \mu\text{sec}$ 以上とすると、すぐ近傍にエコー信号があつても送信信号に重畠してしまい、検出の S / N が低下してしまい、振動子に近い領域の診断画像が得られなくなってしまうからである。

【0121】

また、高電圧直流出力信号の立ち上がり、立ち下がりが急激に起こると c M U T が壊れる可能性がある。それを防止するため、高電圧直流出力信号の立ち上がり、立ち下がりを鈍化させる。つまり、急峻な立ち上がり、立ち下がりは高い周波数成分を持つので、この高い周波数成分を出力端子にコンデンサを並列に接続することによってバイパスさせ、立ち上がり、立ち下がりを鈍化させる。

【0122】

なお、本実施例では、圧電トランスを用いた場合を説明したが、電磁トランスに用いても良い。

c M U T の広帯域特性は、D C バイアスに依存するので、以上のように D C バイアスを発生させることにより広帯域特性を得ることができ、ハーモニックイメージングを用いた超音波診断を行うことができる。なお、本実施形態において、c M U T 6 b を形成した S i 基板上または内部に、図 13, 図 14 に記載した構成要素、例えば、S W 1 2、整流器 1 1, 7 2、加算器 7 1、前述した遅延回路（不図示）、チャージアンプ 6 0 を、半導体プロセスを用いて一体化（集積化）することが可能であり、これによって更なるコンパクト化が実現され、体腔内挿入用超音波振動子として、より好ましい形態となる。

【0123】

(実施例 4)

図 16 は、本実施例における体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のブロック図を示す。同図は、図 13 の回路に、さらに、昇圧手段 7 a の入力側に印加する交流信号を発生

10

20

30

40

50

させる高周波発振器 90 を設けたものである。これは、圧電トランスは交流信号によって動作するデバイスであり、直流電圧動作を目的とした構成になっている。すなわち、信号 91 が DC 電圧信号であり、これを交流信号 92 に変換する手段として高周波発振回路 90 が用いられている。

【0124】

図 17 は、図 16 の体腔内挿入型超音波診断装置内における各信号の波形を示す。ケーブル伝送信号 Sg1 として DC パルス 91 (図 17 (a) 参照) が送信され、高周波発振器 90 に入力される。高周波発振器 90 は、DC パルス 91 を高周波数化させ、バースト波 92 (図 17 (b) 参照) に変換する。

【0125】

バースト波 92 が、圧電トランス 20 (例えば、ニオブ酸リチウム単結晶基板) の圧電トランス 1 次側電極 20b に入力され、これ以降は実施例 3 と同様である (図 17 (b) は、図 15 (a) に対応する。図 17 (c) は、図 15 (b) に対応する。図 17 (d) は、図 15 (c) に対応する。図 17 (e) は、図 15 (d) に対応する。)。

【0126】

このようにすることにより、ケーブル伝送信号 Sg1 は周波数が低いためケーブル信号ロスがなく、外部へまたは外部からのノイズの授受の影響を受けにくくなる。なお、本実施例では、圧電トランスを用いた場合を説明したが、電磁トランスに用いても良い。

【0127】

図 18 は、本実施例におけるアレイ型超音波振動子を用いた体腔内挿入部の回路構成のプロック図を示す。静電容量型超音波振動子アレイ 100、図 16 の振動子エレメント (6b-1, 6b-2, 6b-3, …, 6b-n) を複数配列してアレイ状にしたものである。

【図面の簡単な説明】

【0128】

【図 1】第 1 の実施形態における超音波振動子として圧電振動子を用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のプロック図を示す。

【図 2】第 1 の実施形態 (実施例 1) における昇圧手段として電磁型昇圧トランスを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のプロック図を示す。

【図 3】第 1 の実施形態 (実施例 2) における昇圧手段として圧電型昇圧トランスを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のプロック図を示す。

【図 4】第 1 の実施形態における p-MUT の構成の一例を示す。

【図 5】Rosen 型圧電トランスの構造を示す。

【図 6】第 1 の実施形態 (実施例 2) におけるニオブ酸リチウムを用いた圧電トランスを示す。

【図 7】図 6 のニオブ酸リチウム単結晶基板 31 の側面方向から観察した場合の振動変位を示す。

【図 8】図 6 の変形例 (その 1) である。

【図 9】図 6 の変形例 (その 2) である。

【図 10】第 2 の実施形態における超音波振動子として静電容量型超音波振動子 (cMUT) を用いた体腔内挿入型超音波診断装置のプロック図を示す。

【図 11】第 2 の実施形態 (実施例 1) における昇圧手段として電磁型昇圧トランスを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のプロック図を示す。

【図 12】第 2 の実施形態 (実施例 2) における昇圧手段として圧電型昇圧トランスを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のプロック図を示す。

【図 13】第 2 の実施形態 (実施例 3) における体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成のプロック図を示す。

【図 14】図 13 の DC バイアス印加手段 70 の詳細を示す。

【図 15】図 14 の体腔内挿入型超音波診断装置内における各信号の波形を示す。

【図 16】第 2 の実施形態 (実施例 4) における体腔内挿入型超音波診断装置の回路構成

10

20

30

40

50

のブロック図を示す。

【図17】図16の体腔内挿入型超音波診断装置内における各信号の波形を示す。

【図18】第2の実施形態(実施例4)におけるアレイ型超音波振動子を用いた体腔内挿入部の回路構成のブロック図を示す。

【図19】従来におけるcMUTの一例を示す。

【図20】従来における圧電式超音波振動子の駆動回路を用いた制御回路の一例(その1)を示す。

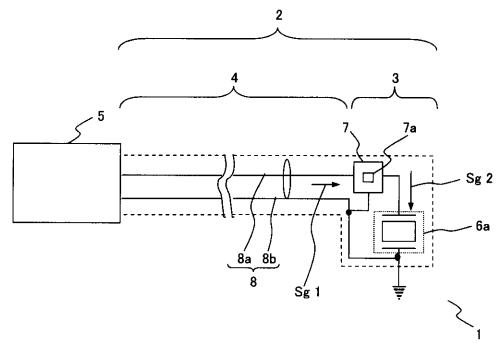
【図21】従来における圧電式超音波振動子の駆動回路を用いた制御回路の一例(その2)を示す。

【符号の説明】

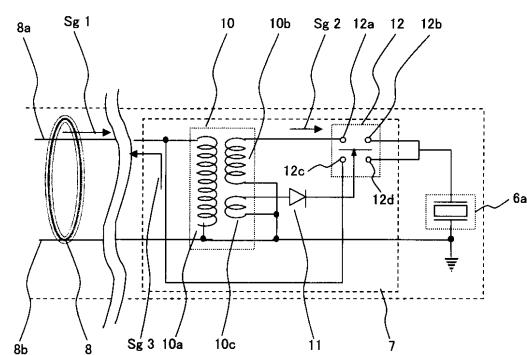
【0129】

- | | | |
|-------------------------------|---------------|----|
| 1 | 体腔内挿入型超音波診断装置 | 10 |
| 2 | 挿入部 | |
| 3 | 超音波プローブ | |
| 4 | 湾曲部及び可撓管部 | |
| 5 | 観測装置 | |
| 6 a | 圧電振動子 | |
| 6 a - 1 | 上部電極 | |
| 6 a - 2 | メンブレン | |
| 6 a - 3 | キャビティ | 20 |
| 6 a - 4 | シリコン基板 | |
| 6 a - 5 | 下部電極 | |
| 6 a - 6 | 圧電膜 | |
| 6 b | cMUT | |
| 7 | 高電圧発生手段 | |
| 7 a | 昇圧手段 | |
| 8 | 同軸ケーブル8 | |
| 8 a | 芯線 | |
| 8 b | シールド線 | |
| 1 0 | 昇圧トランス | 30 |
| 1 0 a | 昇圧トランス1次側コイル | |
| 1 0 b , 1 0 c | 昇圧トランス2次側コイル | |
| 1 1 | 整流器 | |
| 1 2 | スイッチ | |
| 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c , 1 2 d | スイッチ端子 | |
| 2 0 | 圧電トランス | |
| 2 0 a | 圧電振動子 | |
| 2 0 b | 圧電トランス1次側電極 | |
| 2 0 c | 接地電極 | |
| 2 0 d | 圧電トランス2次側電極 | 40 |
| 2 1 | 抵抗体(直流抵抗) | |
| 6 0 | チャージアンプ | |
| 7 0 | D Cバイアス印加手段 | |
| 7 1 | 加算器 | |
| 7 2 | 整流器 | |
| 9 0 | 高周波発振器 | |

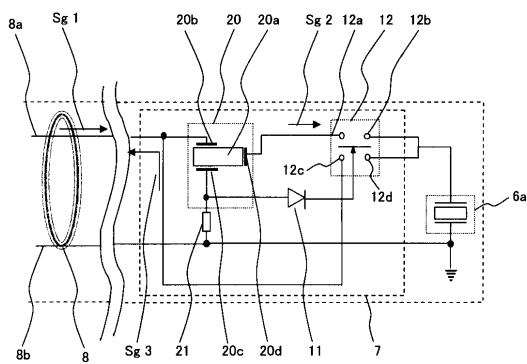
【図1】



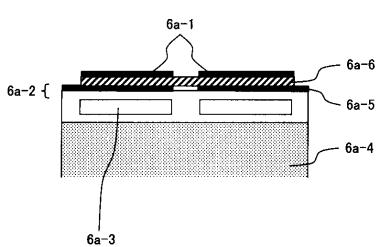
【図2】



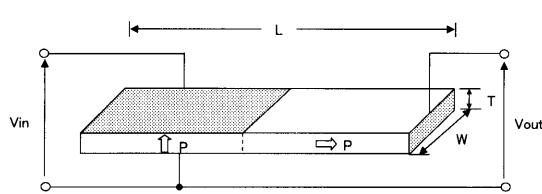
【図3】



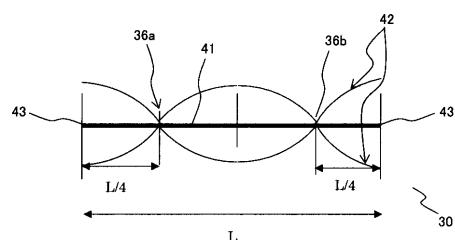
【図4】



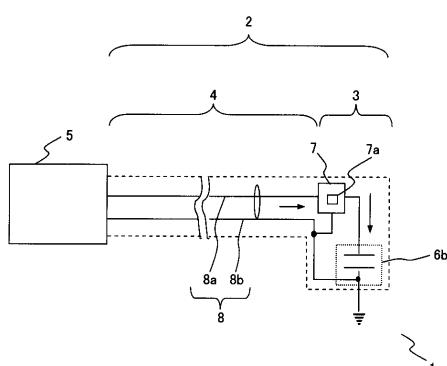
【図5】



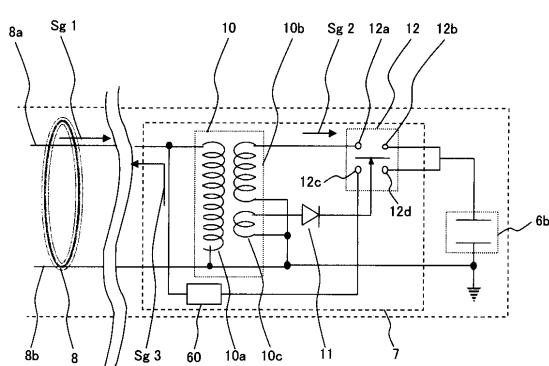
【図7】



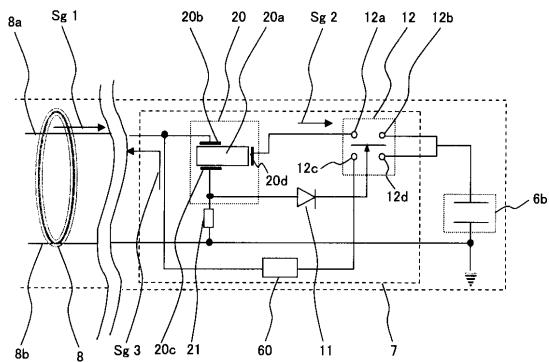
【図10】



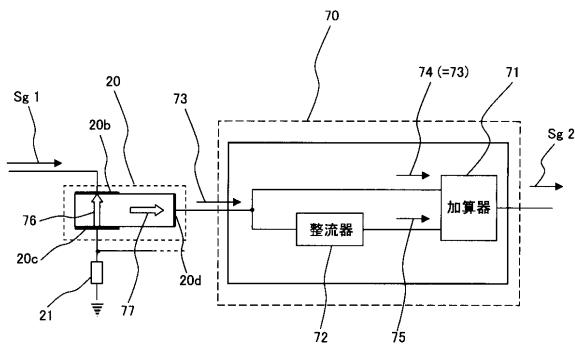
【図11】



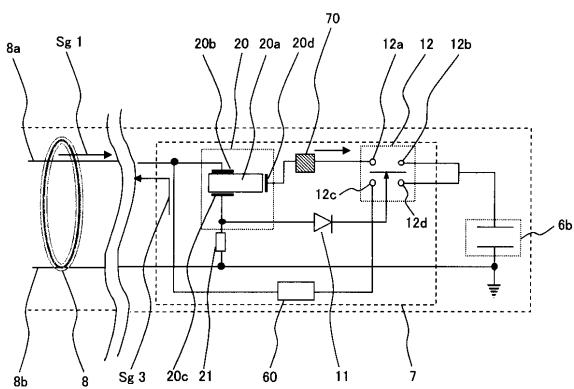
【図12】



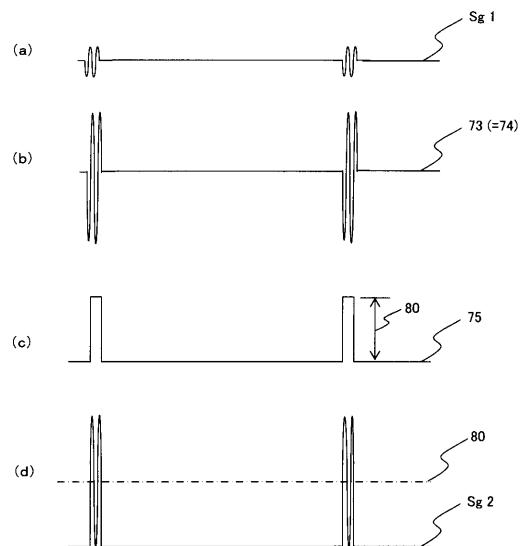
【図14】



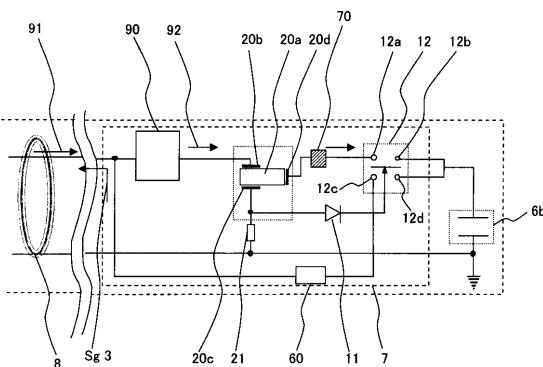
【図13】



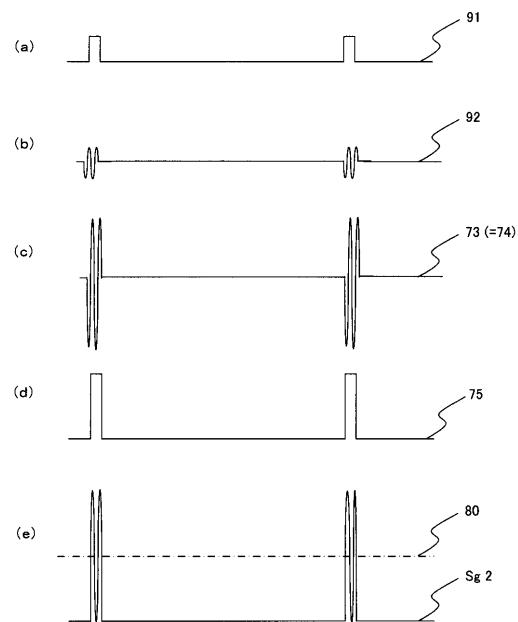
【図15】



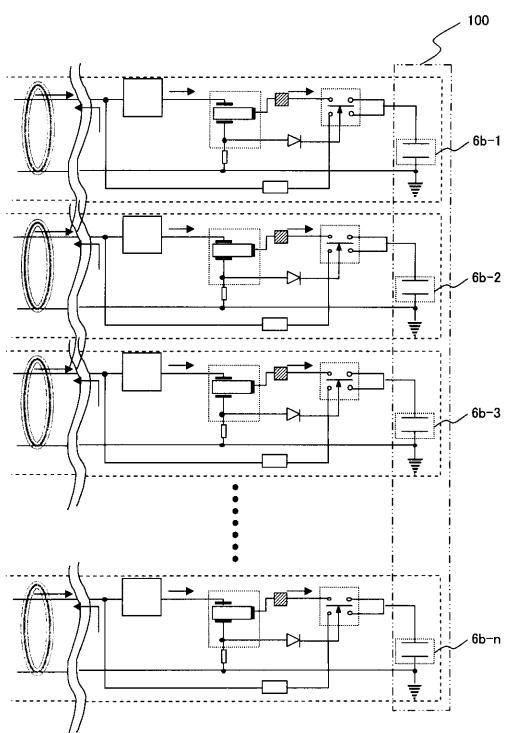
【図16】



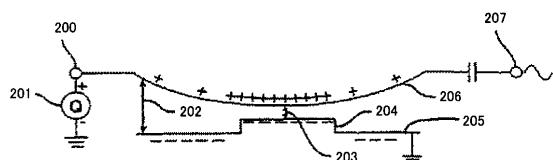
【図17】



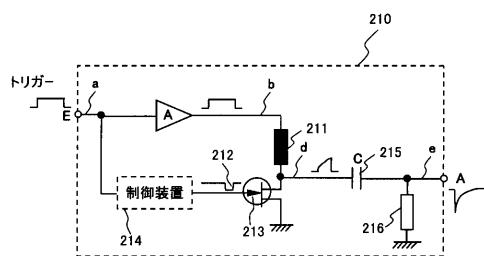
【図18】



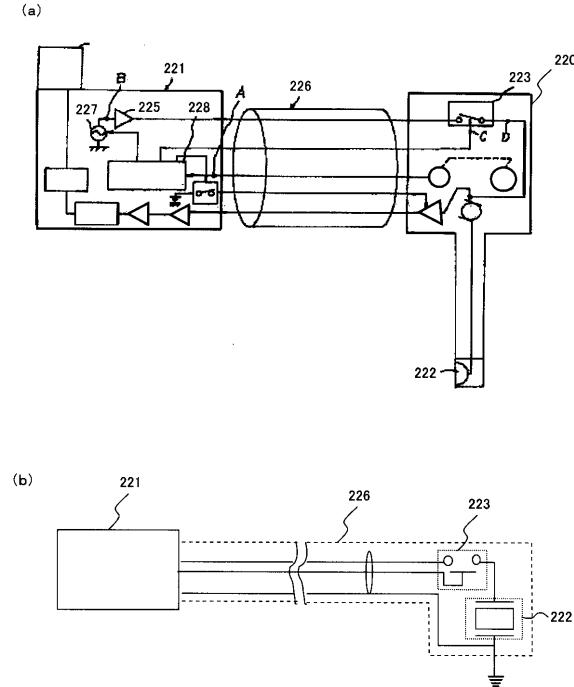
【図19】



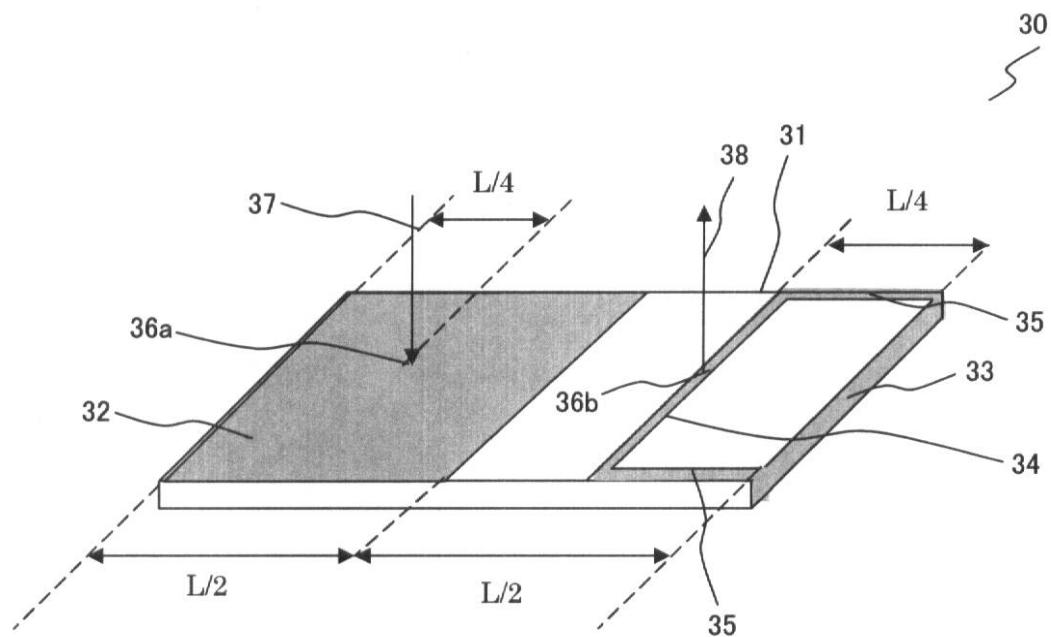
【図20】



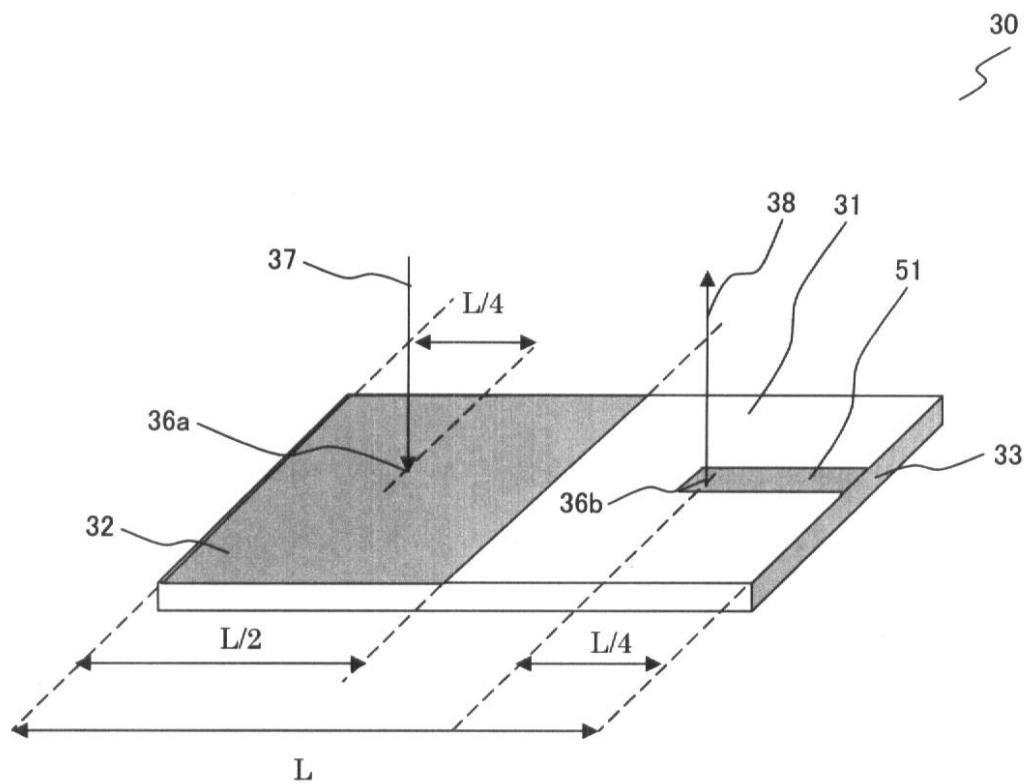
【図21】



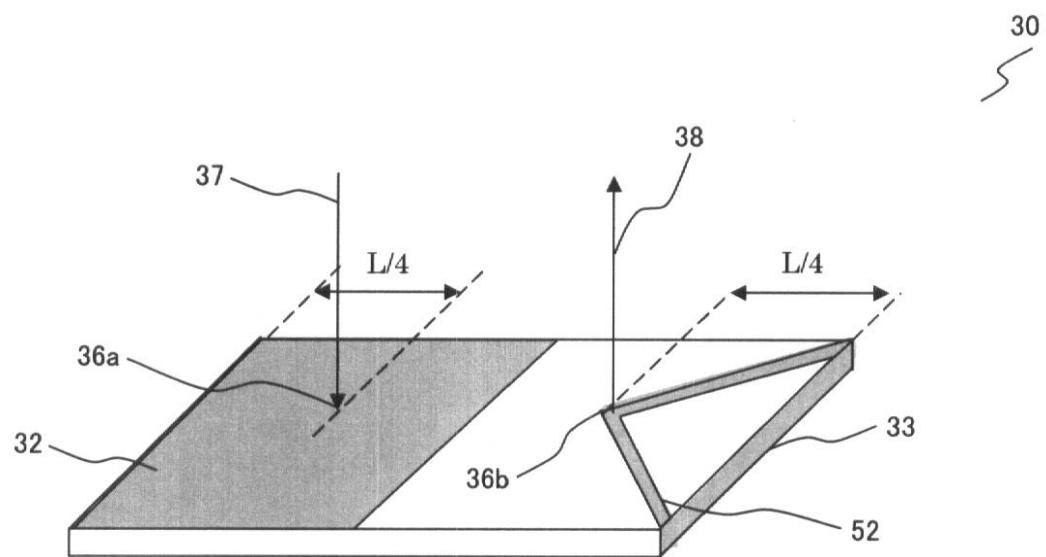
【図6】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

H 04 R 23/00

(2006.01)

F I

H 04 R 23/00 330

テーマコード(参考)

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断装置插入体腔中，其中安装有超声波探头		
公开(公告)号	JP2006319713A	公开(公告)日	2006-11-24
申请号	JP2005140859	申请日	2005-05-13
[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 若林勝裕		
发明人	安達日出夫 若林勝裕		
IPC分类号	H04R3/00 A61B8/12 B81B3/00 H04R1/06 H04R17/00 H04R23/00		
F1分类号	H04R3/00.330 A61B8/12 B81B3/00 H04R1/06.330 H04R17/00.330.G H04R23/00.330 H04R19/00.330		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/GB02 4C601/GB20 4C601/GB22 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/HH08 5D019/AA13 5D019/AA21 5D019/AA23 5D019/DD01 5D019/EE06 5D019/FF04 3C081/AA10 3C081/AA11 3C081/BA06 3C081/BA22 3C081/BA33 3C081/BA48 3C081/BA53 3C081/BA55 3C081/DA03 3C081/DA05 3C081/EA39		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声探头，用于将低压信号传输到超声换能器和观察装置之间的信号传输电缆，在超声换能器附近对其进行升压，然后将升压后的电压施加到换能器。解决方案：输入用于发送和接收超声波的超声换能器6a以及用于驱动超声换能器的驱动信号时，会基于该驱动信号生成高压，并且超声换能器会生成高压。上述问题通过一种超声探头解决，该超声探头包括要应用于声波振荡器的高压产生装置7。[选型图]图1

