

(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2011-56103

(P2011-56103A)

(43) 公開日 平成23年3月24日(2011.3.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 H	5 D 0 1 9
H 0 1 L 41/09 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 B	
H 0 1 L 41/187 (2006.01)	H 0 1 L 41/08 J	
	H 0 1 L 41/18 1 0 1 D	
審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 14 頁)		

(21) 出願番号 特願2009-210223 (P2009-210223)
 (22) 出願日 平成21年9月11日 (2009.9.11)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 大澤 敦
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 EE03 GB02 GB21 GB44
 5D019 AA21 BB02 BB18 BB28

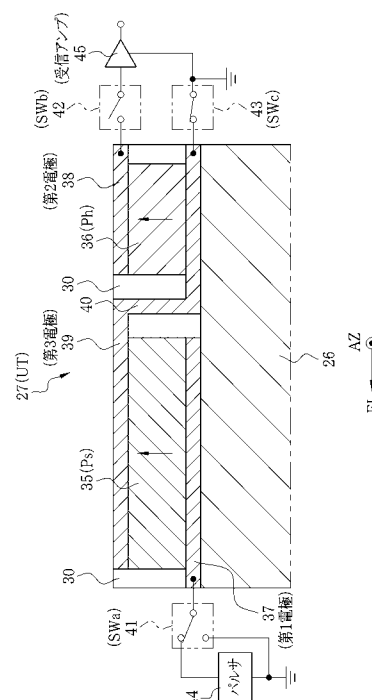
(54) 【発明の名称】 超音波プローブおよび超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】より低電圧駆動で超音波トランスデューサの送信感度を向上させる。

【解決手段】超音波トランスデューサ(UT)27は、ソフト・リラクサー系の第1圧電体(Ps)35と、ハード系の第2圧電体(Ph)36と、第1、第2電極37、38、およびPs35の上面電極とPh36の下面電極を兼ねる第3電極39とを備える。第1電極37には第1スイッチ(SWa)41を介してパルス44が、第2電極38には第2スイッチ(SWb)42を介して受信アンプ45が、第3電極39には第3スイッチ(SWc)43を介してグラウンドがそれぞれ接続される。超音波の送信時は、パルス44からPs35のみに励振パルスが印加される。超音波の受信時は、Ps35、Ph36が直列接続され、各検出信号の和が受信アンプ45に入力される。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送信能力および反射波の受信感度が異なり、超音波および反射波の送受波面に平行な方向に並べられた複数の圧電体、並びに隣り合う圧電体の一方の上面電極および他方の下面電極を兼ねる兼用電極を含む電極を有し、該電極により複数の圧電体が直列接続された超音波トランスデューサと、

1 個以外の圧電体に電極を介して駆動電圧を印加して超音波を発生させ、且つ反射波を受信して圧電体から出力される検出電圧が全ての圧電体の分加算されるよう、前記超音波トランスデューサの駆動を制御する駆動制御手段とを備えることを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 2】

複数の圧電体は、超音波および反射波の送受波面の法線方向に分極されてい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】

複数の圧電体は、等価圧電定数 d_{33} 、電圧出力係数 g_{33} 、または超音波および反射波の送受波面の面積比率が異なることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

直列接続の一方の端の第 1 圧電体と、

前記第 1 圧電体よりも超音波の送信能力が低く反射波の受信感度が高く、超音波および反射波の送受波面の面積比率が低い直列接続の他方の端の第 2 圧電体と、

20

前記第 1 圧電体の兼用電極ではない電極に接続され、駆動電圧を供給するパルサと、

前記第 2 圧電体の兼用電極ではない電極に接続され、検出電圧を増幅する増幅器と、

前記第 1 圧電体、前記第 2 圧電体の電極と前記パルサおよび前記増幅器の接続のオン / オフを切り替える切り替えスイッチとを備え、

前記駆動制御手段は、前記第 2 圧電体以外の圧電体に駆動電圧が印加され、且つ全ての圧電体からの検出信号の和が前記増幅器に入力されるよう、前記切り替えスイッチを動作させることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記増幅器と前記第 2 圧電体の電極は、電気容量性の伝送線路を介さずに直接接続されていることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波プローブ。

30

【請求項 6】

前記増幅器は、電圧帰還型または電荷蓄積型であることを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記第 2 圧電体は、前記第 1 圧電体よりも等価圧電定数 d_{33} が低く、電圧出力係数 g_{33} が高く、超音波および反射波の送受波面の面積比率が小さいことを特徴とする請求項 4 ないし 6 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記第 1 圧電体はソフト・リラクサー系、前記第 2 圧電体はハード系の圧電セラミックスであることを特徴とする請求項 4 ないし 7 のいずれかに記載の超音波プローブ。

40

【請求項 9】

前記超音波トランスデューサは、複数アレイ状に配列されており、

圧電体に駆動電圧を供給するパルサと、

前記パルサを駆動させ、超音波を走査させる走査制御手段と、

前記増幅器で増幅された検出電圧をデジタルの検出信号とする A / D 変換器と、

検出信号から超音波画像を生成するための信号処理を実行する信号処理手段と、

各部を統括的に制御する主制御手段とを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

50

超音波および反射波を送受波する前記超音波トランスデューサを選択的に切り替えるマルチプレクサを備えることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波プローブ。

【請求項 11】

各部に電源を供給する電源供給手段と、

超音波画像を表示する超音波観測器に信号処理後の検出信号を無線送信する無線送信手段とを備えることを特徴とする請求項 9 または 10 に記載の超音波プローブ。

【請求項 12】

超音波の送信能力および反射波の受信感度が異なり、超音波および反射波の送受波面に平行な方向に並べられた複数の圧電体、並びに隣り合う圧電体の一方の上面電極および他方の下面電極を兼ねる兼用電極を含む電極を有し、該電極により複数の圧電体が直列接続された超音波トランスデューサ、および 1 個以外の圧電体に電極を介して駆動電圧を印加して超音波を発生させ、且つ反射波を受信して圧電体から出力される検出電圧が全ての圧電体の分加算されるよう、前記超音波トランスデューサの駆動を制御する駆動制御手段を備える超音波プローブと、

10

前記超音波プローブと接続され、超音波画像を表示する超音波観測器とからなることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブおよび超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波プローブを利用した医療診断が盛んに行われている。超音波プローブの先端には、超音波トランスデューサ（以下、UTと略す）が配されている。UTは、バックিং材、圧電体およびこれを挟む電極、音響整合層、および音響レンズから構成される。UTから被検体（人体）に超音波を照射し、被検体からの反射波をUTで受信する。これにより出力される検出信号を超音波観測器で電氣的に処理することによって、超音波画像が得られる。

【0003】

また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能である。超音波断層画像を得る方法としては、UTを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン走査方式や、複数のUTをアレイ状に配列（以下、UTアレイという）し、駆動するUTを電子スイッチ等で選択的に切り替える電子スキャン走査方式が知られている。

30

【0004】

被検体のより深部を高精細な画像で観察したいという要求が高まっている。この要求に応えるためには、UTの送受信感度を高めることが必要である。従来、UTの送受信感度を高めるための対策として、UTの部材の材料選定、最適化が行われてきた。例えば 1 - 3 複合圧電体や単結晶圧電体（PMN - PT、PZN - PT等）、積層圧電体を用いたり、音響整合層、音響レンズの音波減衰を低減させたりしている。また、別の対策として、UTに印加する電圧を上げて超音波の送信パワーを増大させることも考えられる。

40

【0005】

しかしながら、前者の材料選定、最適化の対策は、改善がいきつくところまでいった感があり、その効果も頭打ちの状況である。現況では飛躍的なUTの送受信感度向上は見込めない。また、後者の超音波の送信パワーを増大させる対策は、人体への影響を考えると好ましくない。

【0006】

特許文献 1 には、圧電体の電極を複数に分割した超音波プローブが開示されている。電極を分割したので、1 個の圧電体を複数の圧電体として扱うことができ、超音波の送信時には複数の圧電体を並列接続し、反射波の受信時は直列接続することで送受信感度の向上

50

を達成している。送信時のパワー不足を補うため、UTに印加する電圧を上げることが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平03-110998号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献1では、超音波の送信時のパワー不足を補うためにUTに印加する電圧を上げている。印加電圧を上げると電圧印加回路（パルサ）の規模が大きくなるし、電力消費も嵩む。電圧印加回路を内蔵するタイプの超音波プローブでは、電圧印加回路の規模が大きくなると超音波プローブが大型化し、超音波プローブに最も必要な操作性が阻害される。特に、電圧印加回路を内蔵する無線タイプの超音波プローブは、印加電圧が高くなると超音波プローブが大型化することに加え、バッテリー駆動であるため耐用時間が短くなり、使い勝手が悪くなる。

10

【0009】

本発明は、上記背景を鑑みてなされたものであり、その目的は、より低電圧駆動で超音波トランスデューサの送受信感度を向上させることにある。

【課題を解決するための手段】

20

【0010】

本発明の超音波プローブは、超音波の送信能力および反射波の受信感度が異なり、超音波および反射波の送受波面に平行な方向に並べられた複数の圧電体、並びに隣り合う圧電体の一方の上面電極および他方の下面電極を兼ねる兼用電極を含む電極を有し、該電極により複数の圧電体が直列接続された超音波トランスデューサと、1個以外の圧電体に電極を介して駆動電圧を印加して超音波を発生させ、且つ反射波を受信して圧電体から出力される検出電圧が全ての圧電体の分加算されるよう、前記超音波トランスデューサの駆動を制御する駆動制御手段とを備えることを特徴とする。

【0011】

なお、「超音波の送信能力および反射波の受信感度が異なる複数の圧電体」とは、複数の圧電体の1個1個が互いに異なる場合と、複数の圧電体のうち、少なくとも1個が他と異なる場合を含む。

30

【0012】

複数の圧電体は、超音波および反射波の送受波面の法線方向に分極されている。また、複数の圧電体は、等価圧電定数 d_{33} 、電圧出力係数 g_{33} 、または超音波および反射波の送受波面の面積比率が異なる。

【0013】

直列接続の一方の端の第1圧電体と、前記第1圧電体よりも超音波の送信能力が低く反射波の受信感度が高く、超音波および反射波の送受波面の面積比率が低い直列接続の他方の端の第2圧電体と、前記第1圧電体の兼用電極ではない電極に接続され、駆動電圧を供給するパルサと、前記第2圧電体の兼用電極ではない電極に接続され、検出電圧を増幅する増幅器と、前記第1圧電体、前記第2圧電体の電極と前記パルサおよび前記増幅器の接続のオン/オフを切り替える切り替えスイッチとを備えることが好ましい。前記駆動制御手段は、前記第2圧電体以外の圧電体に駆動電圧が印加され、且つ全ての圧電体からの検出信号の和が前記増幅器に入力されるよう、前記切り替えスイッチを動作させる。

40

【0014】

前記増幅器と前記第2圧電体の電極は、電気容量性の伝送線路を介さずに直接接続されている。前記増幅器は、電圧帰還型または電荷蓄積型等が考えられる。

【0015】

前記第2圧電体は、前記第1圧電体よりも等価圧電定数 d_{33} が低く、電圧出力係数 g

50

3₃が高く、超音波および反射波の送受波面の面積比率が小さい。例えば、前記第1圧電体はソフト・リラクサー系、前記第2圧電体はハード系の圧電セラミックスである。

【0016】

前記超音波トランスデューサは、複数アレイ状に配列されている。この場合、圧電体に駆動電圧を供給するパルスと、前記パルスを駆動させ、超音波を走査させる走査制御手段と、前記増幅器で増幅された検出電圧をデジタルの検出信号とするA/D変換器と、検出信号から超音波画像を生成するための信号処理を実行する信号処理手段と、各部を統括的に制御する主制御手段とを備えることが好ましい。

【0017】

超音波および反射波を送受波する前記超音波トランスデューサを選択的に切り替えるマルチプレクサを備えてもよい。さらに、各部に電源を供給する電源供給手段と、超音波画像を表示する超音波観測器に信号処理後の検出信号を無線送信する無線送信手段とを備えてもよい。

【0018】

本発明の超音波診断装置は、超音波の送信能力および反射波の受信感度が異なり、超音波および反射波の送受波面に平行な方向に並べられた複数の圧電体、並びに隣り合う圧電体の一方の上面電極および他方の下面電極を兼ねる兼用電極を含む電極を有し、該電極により複数の圧電体が直列接続された超音波トランスデューサ、および1個以外の圧電体に電極を介して駆動電圧を印加して超音波を発生させ、且つ反射波を受信して圧電体から出力される検出電圧が全ての圧電体の分加算されるよう、前記超音波トランスデューサの駆動を制御する駆動制御手段を備える超音波プローブと、前記超音波プローブと接続され、超音波画像を表示する超音波観測器とからなることを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、超音波の送信能力および反射波の受信感度が異なり、兼用電極を含む電極により直列接続された複数の圧電体を有する超音波トランスデューサを、1個以外の圧電体に電極を介して駆動電圧を印加して超音波を発生させ、且つ反射波を受信して圧電体から出力される検出電圧が全ての圧電体の分加算されるよう駆動するので、超音波トランスデューサの送受信感度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】超音波診断装置の構成を示す外観図である。

【図2】超音波トランスデューサアレイの構成を示す斜視図である。

【図3】超音波トランスデューサの構成を示す拡大断面図である。

【図4】(A)超音波の送信時および(B)反射波の受信時の超音波トランスデューサの等価回路を示す説明図である。

【図5】第1、第2圧電体の合成静電容量比と面積比率の関係を示すグラフである。

【図6】超音波診断装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図7】別の例の超音波トランスデューサの構成を示す拡大断面図である。

【図8】別の例の超音波診断装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図9】マルチプレクサを接続したさらに別の例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

図1において、超音波診断装置2は、携帯型超音波観測器10と体外式の超音波プローブ11とで構成される。携帯型超音波観測器10は、装置本体12とカバー13とからなる。装置本体12の上面には、携帯型超音波観測器10に種々の操作指示を入力するための複数のボタンやトラックボールが設けられた操作部14が配されている。カバー13の内面には、超音波画像をはじめとして様々な操作画面を表示するモニタ15が設けられている。

【0022】

10

20

30

40

50

カバー 13 は、ヒンジ 16 を介して装置本体 12 に取り付けられており、操作部 14 とモニタ 15 とを露呈させる図示する開き位置と、装置本体 12 の上面とカバー 13 の内面を対面させて、操作部 14 とモニタ 15 を互いに覆って保護する閉じ位置（図示せず）との間で回転自在である。装置本体 12 の側面には、グリップ（図示せず）が取り付けられており、装置本体 12 とカバー 13 を閉じた状態で携帯型超音波観測器 10 を持ち運ぶことができる。装置本体 12 のもう一方の側面には、超音波プローブ 11 が着脱自在に接続されるプローブ接続部 17 が設けられている。

【0023】

超音波プローブ 11 は、術者が把持して被検体にあてがう走査ヘッド 18 と、プローブ接続部 17 に接続されるコネクタ 19 と、これらを繋ぐケーブル 20 とからなる。走査ヘッド 18 の先端部には、超音波トランスデューサアレイ（以下、UTアレイと略す）21 が内蔵されている。

10

【0024】

図 2 において、UTアレイ 21 は、ガラス・エポキシ樹脂等の平板状の台座 25 上に、バッキング材 26、超音波トランスデューサ（以下、UTと略す）27、音響整合層 28a、28b、および音響レンズ 29 が順次積層された構造を有する。

【0025】

バッキング材 26 は、例えばエポキシ樹脂やシリコン樹脂からなり、UT 27 から台座 25 側に発せられる超音波を吸収する。バッキング材 26 は、エレベーション方向（以下、EL方向と略す）に垂直な断面が略蒲鉾様に形成された凸状である（図 1 も参照）。

20

【0026】

UT 27 は、EL方向に長い短冊状をしており、EL方向と直交するアジマス方向（以下、AZ方向と略す）に複数等間隔で配列されている。各 UT 27 の隙間およびその周囲には、充填材 30 が充填されている。

【0027】

音響整合層 28a、28b は、UT 27 と被検体との間の音響インピーダンスの差異を緩和するために設けられている。音響レンズ 29 は、シリコン樹脂等からなり、UT 27 から発せられる超音波を被検体内の被観察部位に向けて集束させる。なお、音響レンズ 29 は無くてもよく、音響レンズ 29 の代わりに保護層を設けてもよい。後述する第 1 電極 37 とパルサ 44 との間に遅延線を設け、励振パルスを UT 27 に与えるタイミングをずらすことで、電氣的に超音波を集束させてもよい。

30

【0028】

図 3 において、UT 27 は、第 1 圧電体（以下、Ps と略す）35、第 2 圧電体（以下、Ph と略す）36、および第 1、第 2、第 3 電極 37、38、39 から構成される（台座 25、音響整合層 28a、28b、および音響レンズ 29 は図示せず）。

【0029】

Ps 35 は、一般にソフト・リラクサー系と呼ばれる圧電セラミックスであり、例えば $Pb(Mn, Nb)O_3 - PbTiO_3$ 、 $Pb(Ni, Nb)O_3 - PbTiO_3$ 、 $Pb(Zn, Nb)O_3 - PbTiO_3$ 等を主体とする。Ph 36 は、Ps 35 とは異なり、一般にハード系と呼ばれる圧電セラミックスであり、例えば PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）系である。Ps 35 と Ph 36 は、ともに同じ方向（矢印で示す下から上の方向）に分極している。

40

【0030】

Ps 35 と Ph 36 は、AZ方向に平行な線で分断されている。Ps 35 は、EL方向の長さが Ph 36 よりも長く、従ってその上面である送受波面の面積は Ph 36 よりも大きい。送受波面の面積比率は、例えば $Ps : Ph = 4 : 1$ である。

【0031】

本例では、Ps 35 として富士セラミックス社製の型番 C-92H を、Ph 36 として同社製の型番 C-5 を用いる。表 1 に示すように、Ps 35 に用いる型番 C-92H は、比誘電率 ϵ_{33} が 5300、等価圧電定数 d_{33} が 770、電圧出力係数 g_{33} が 16、

50

4である。一方、Ph 36に用いる型番C-5は、比誘電率 ϵ_{33} が1170、等価圧電定数 d_{33} が333、電圧出力係数 g_{33} が32.1である。型番C-5は、等価圧電定数 d_{33} が型番C-92Hの約0.43倍、電圧出力係数 g_{33} が約1.95倍である。等価圧電定数 d_{33} が大きいほど超音波の送信能力が高く、電圧出力係数 g_{33} が大きいほど反射波の受信感度が高いので、Ps 35はPh 36よりも送信能力が高く、Ph 36はPs 35よりも受信感度が高いといえる。

【0032】

【表1】

	比誘電率 ϵ_{33}	d_{33} (pm/V)	g_{33} (mV·m/N)
Ps(C-92H)	5300	770	16.4
Ph(C-5)	1170	333	32.1

10

【0033】

第1電極37、第2電極38はそれぞれ、Ps 35の下面電極、Ph 36の上面電極である。第3電極39は、Ps 35の上面電極とPh 36の下面電極を兼ねる。第3電極39は、Ps 35とPh 36の分断箇所を略乙字状に屈曲した接続部40を有する。接続部40は、Ps 35の上面電極の部分とPh 36の下面電極の部分を繋ぐ。Ps 35とPh 36の外側面および接続部40があるPs 35とPh 36の分断箇所には、充填材30が充填されている。なお、第1電極37、第2電極38をそれぞれ、Ps 35の上面電極、Ph 36の下面電極とし、第3電極39がPs 35の下面電極とPh 36の上面電極を兼ねる構成としてもよい。

20

【0034】

第1～第3電極37～39には、第1、第2、第3スイッチ（以下、SWa、SWb、SWcという）41、42、43がそれぞれ接続されている。SWa 41は二股のスイッチであり、第1電極37とパルサ44またはグランドとを選択可能に繋ぐ。SWb 42、SWc 43はそれぞれ、第2電極38と電圧帰還型または電荷蓄積型の受信アンプ45、第3電極39とグランドの接続をオン/オフする。第2電極38、SWb 42、および受信アンプ45は、電気容量性の伝送線路を介さずに互いに直接接続されている。

30

【0035】

表2に示すように、SWa～SWc 41～43は、超音波の送信時と反射波の受信時で選択状態が変わる。超音波の送信時、SWa 41は、パルサ44側に倒される。また、SWb 42はオフ、SWc 43はオンとなる。図3に示す状態と同じである。この場合の等価回路は、図4(A)に示すようになる。すなわち、パルサ44と第1電極37、第3電極39とグランドが繋がれる。そして、第1電極37と第3電極39に挟まれたPs 35にパルサ44からの励振パルス（駆動電圧）が印加され、Ps 35の上面から超音波（点線矢印で示す）が発せられる。SWb 42がオフなので、第2電極38と第3電極39に挟まれたPh 36には励振パルスは印加されず、従ってPh 36から超音波は発せられない。

40

【0036】

一方、反射波の受信時、SWa 41は、グランド側に倒される。また、SWb 42はオン、SWc 43はオフとなる。この場合の等価回路は、図4(B)に示すように、グランドと第1電極37、第2電極38と受信アンプ45が繋がれる。Ps 35とPh 36は、各電極37～39によって受信アンプ45に直列接続される。Ps 35とPh 36の上面に反射波（点線矢印で示す）が入射すると、これに応じた検出信号（検出電圧）がPs 35とPh 36から出力される。Ps 35とPh 36は、ともに矢印で示す同じ方向に分極しているため、各検出信号も同極性で打ち消し合わない。また、Ps 35とPh 36は直列接続されているため、第2電極38、SWb 42を介して受信アンプ45に入力される

50

検出信号は、P s 3 5 と P h 3 6 から出力された各検出信号の和である。

【 0 0 3 7 】

【 表 2 】

	送信	受信
SWa	パルサ側	グラント側
SWb	オフ	オン(受信アンプ)
SWc	オン(グラント)	オフ
Ps	active	active
Ph	inactive	active

10

【 0 0 3 8 】

なお、表 2 の「active」は駆動、「inactive」は非駆動を示す。超音波の送信時は P s 3 5 のみから超音波が発せられるので、P s 3 5 は「active」、P h 3 6 は「inactive」である。反射波の受信時は、P s 3 5 と P h 3 6 両方で反

20

【 0 0 3 9 】

超音波の送信時は比較的送信能力が高い P s 3 5 で超音波を発し、反射波の受信時は P s 3 5 と、比較的受信感度が高い P h 3 6 で反射波を受けるので、P s 3 5 、P h 3 6 の互いの長所を活かした(短所を補った)駆動方法であるといえる。

【 0 0 4 0 】

P s 3 5 として富士セラミックス社製の型番 C - 9 2 H を、P h 3 6 として同社製の型番 C - 5 を用いた場合、これらを直列接続したときの合成静電容量は、P s 3 5 と P h 3 6 の送受波面の面積比率に応じて図 5 のように変化する。縦軸は P s 3 5 単体を 1 としたときの合成静電容量の比、横軸は P s 3 5 の送受波面の面積比率である。

30

【 0 0 4 1 】

いま、例えば P s 3 5 の送受波面の面積比率を 8 0 % (P h 3 6 の送受波面の面積比率 2 0 %) としたとき、合成静電容量の比は、グラフから 0 . 0 5 5 と読み取れる。腹部用の超音波プローブに用いられる圧電体の静電容量は、通常 2 0 0 ~ 3 0 0 p F 程度である。本例の圧電体の静電容量は、 $200 \sim 300 \times 0.055 = 11 \sim 16.5$ p F 程度となり低下する。本例では、この静電容量低下に伴う電圧降下の影響を極力抑えるため、受信アンプ 4 5 を U T 2 7 の直近に配置して、第 2 電極 3 8 、S W b 4 2、および受信アンプ 4 5 を互いに直接接続し、伝送線路による電圧降下を低減している。

【 0 0 4 2 】

また、送受信感度は、(送波面の面積比率) $\times$ { (P s 3 5 の受信感度) + (P h 3 6 の受信感度) } = (送波面の面積比率) $\times$ { 1 + (P s 3 5 に対する P h 3 6 の電圧出力係数 g_{33} の比) } = $0.80 \times (1 + 1.95) = 2.36$ (= + 7 . 4 6 d B) となる。単純に同じ種類の圧電体を直列接続した場合、送受信感度は圧電体の個数倍にしかないが、本例では個数倍以上に送受信感度が向上する。

40

【 0 0 4 3 】

図 6 において、受信アンプ 4 5 にはレシーバ 5 0 が接続され、レシーバ 5 0 には A / D 変換器 (以下、A / D と略す) 5 1 が接続されている。レシーバ 5 0 は、受信アンプ 4 5 で増幅された検出信号を受信する。A / D 5 1 は、レシーバ 5 0 からの検出信号にデジタル変換を施し、検出信号をデジタル化する。このレシーバ 5 0、A / D 5 1 と、前述のパルサ 4 4、受信アンプ 4 5 は、ここでは 1 組しか図示していないが、1 個の U T 2 7 に対

50

して１個ずつ、つまりＵＴ２７の個数分設けられている。

【００４４】

パルサ４４は、ＣＰＵ５２の制御の下、走査制御部５３によって駆動制御される。走査制御部５３は、複数のパルサ４４の中から、駆動させるパルサ４４を選択して、これを所定の時間間隔で順次切り替える。具体的には、例えばＵＴ２７が１２８個配されている場合、１２８個のＵＴ２７のうち、隣接する４８個のＵＴ２７を１つのブロックとして各ＵＴ２７に任意の遅延差を与えて駆動させるように選択し、超音波および反射波の１回の送受信毎に、駆動させるＵＴ２７を１～数個ずつずらす。パルサ４４は、走査制御部５３から送信される駆動信号に基づいて、ＵＴ２７に超音波を発生させるための励振パルスを送信する。

10

【００４５】

また、走査制御部５３は、ＳＷａ～ＳＷｃ４１～４３のスイッチング動作を制御する。

【００４６】

Ａ／Ｄ５１は、ビームフォーマ（以下、ＢＦと略す）５４と接続している。ＢＦ５４は、Ａ／Ｄ５１でデジタル化された検出信号に対して、位相整合演算を施す。検波Ｌｏｇ圧縮回路５５は、ＢＦ５４から出力される検出信号の振幅を検波し、Ｌｏｇ圧縮を施す。検波Ｌｏｇ圧縮回路５５から出力された検出信号は、メモリ（図示せず）に一旦格納される。

【００４７】

携帯型超音波観測器１０は、デジタルスキャンコンバータ（以下、ＤＳＣと略す）６０を有する。ＤＳＣ６０は、コネクタ１９、プローブ接続部１７等を介して超音波プローブ１１のメモリからデジタルの検出信号を受け取る。ＤＳＣ６０は、ＣＰＵ６１の制御の下、検出信号をテレビ信号に変換する。ＤＳＣ６０で変換されたテレビ信号は、Ｄ／Ａ変換器（図示せず）でＤ／Ａ変換が施され、モニタ１５に超音波画像として表示される。

20

【００４８】

ＣＰＵ６１は、携帯型超音波観測器１０の各部の動作を統括的に制御する。ＣＰＵ６１は、操作部１４からの操作入力信号に基づいて各部を動作させる。また、ＣＰＵ６１は、電源供給部６２を駆動制御し、超音波プローブ１１への電源供給を行わせる。

【００４９】

上記構成を有する超音波診断装置２の作用について説明する。まず、超音波プローブ１１のコネクタ１９を携帯型超音波観測器１０のプローブ接続部１７に挿入固定し、携帯型超音波観測器１０と超音波プローブ１１の電氣的機械的接続を得る。そして、操作部１４を操作して携帯型超音波観測器１０の電源を立ち上げるとともに、電源供給部６２から超音波プローブ１１に電源を供給する。術者は、超音波プローブ１１の走査ヘッド１８を被検体に押し当てながら、携帯型超音波観測器１０のモニタ１５に表示される超音波画像を観察して診断を行う。

30

【００５０】

超音波プローブ１１では、走査制御部５３によって選択されたパルサ４４からＵＴ２７に励振パルスが送信され、ＵＴ２７から被検体に超音波が照射される。走査制御部５３により駆動されるパルサ４４は、超音波および反射波の１回の送受信毎に順次切り替えられる。これにより被検体に超音波が走査される。

40

【００５１】

このとき、走査制御部５３により、超音波を照射するＵＴ２７のＳＷａ４１がパルサ４４側に倒され、ＳＷｂ４２がオフ、ＳＷｃ４３がオンされる。パルサ４４からの励振パルスは、第１電極３７と第３電極３９を介してＰｓ３５に印加され、Ｐｓ３５から被検体に向けて超音波が発せられる。Ｐｈ３６からは超音波は発せられない。

【００５２】

Ｐｓ３５から発せられた超音波は被検体で反射され、その反射波に応じた検出信号がＵＴ２７から出力される。このとき、走査制御部５３により、反射波を受信するＵＴ２７のＳＷａ４１がグランド側に倒され、ＳＷｂ４２がオン、ＳＷｃ４３がオフされる。各電極

50

37～39によって、Ps35とPh36が受信アンプ45に直列接続される。受信アンプ45には、Ps35とPh36から出力された各検出信号の和が入力される。

【0053】

UT27からの検出信号は、受信アンプ45で増幅された後、レシーバ50に受信され、A/D51でA/D変換されてデジタル化される。A/D51でデジタル化された検出信号は、BF54に送られてBF54で位相整合演算され、さらに検波Log圧縮回路55で検波、Log圧縮された後、メモリに一旦格納される。

【0054】

検波、Log圧縮後の検出信号は、コネクタ19、プローブ接続部17等を介して携帯型超音波観測器10のDSC60に送信され、DSC60でテレビ信号に変換される。DSC60で変換されたテレビ信号は、D/A変換されてモニタ15に超音波画像として表示される。

【0055】

以上説明したように、比較的送信能力に長けたPs35と比較的受信感度が高いPh36を各電極37～39で直列接続し、超音波の送信時はPs35を用い、反射波の受信時はPs35とPh36の両方で検出信号を出力してその和を受信アンプ45に入力するので、従来よりもさらに送受信感度を向上させることができる。送受信感度が向上すれば、UT27に与える駆動電圧を上げる必要がなくなり、低電圧駆動が可能となる。

【0056】

上記実施形態では、Ps35とPh36の2個の圧電体を有するUT27を例示したが、圧電体の個数は2個以上でもよい。例えば図7に示すUT70のように、ソフト・リラクサー系のPs35とハード系のPh36に、もう1個ハード系の第3圧電体（以下、Ph'と略す）71を追加した構成としてもよい。上記実施形態と同様、Ps35、Ph36、およびPh'71は、同じ方向に分極している。また、Ph36とPh'71の送受波面の面積は同じであり、送受波面の面積比率は、例えばPs:Ph:Ph'=4:1:1である。

【0057】

この場合、上記実施形態の第3電極39に加えて、Ph36の上面電極とPh'71の下面電極を兼ね、第3電極39の接続部40と同様の接続部73を有する第4電極72を形成する。また、上記実施形態の第2電極38をPh'71の上面電極とする。第1、第2電極37、38とSWa41、SWb42との接続は上記実施形態と同じである。第3電極39の代わりに第4電極72にSWc43が接続されている点が上記実施形態と異なる。超音波の送信時と反射波の受信時のSWa～SWc41～43の選択状態は、表2と同じである。

【0058】

超音波の送信時は、Ps35とPh36から超音波が発せられる。Ph'71からは発せられない。反射波の受信時には、Ps35、Ph36、およびPh'71が受信アンプ45に直列接続される。直列接続する圧電体が多くなる分、合成静電容量は低下するが、送受信感度は向上する。なお、第3電極39がPs35の上面電極とPh36の下面電極となっているので、Ps35とPh36から発せられる超音波は逆位相となるが、Ph36の送受波面の面積がPs35に比して小さく、等価圧電定数 d_{33} もPh36の方が小さいので、Ph36の超音波によるPs35の超音波のキャンセル量は軽微である。

【0059】

UTを構成する圧電体の個数がn個（nは2以上の自然数）であった場合、隣り合う圧電体の一方の上面電極および他方の下面電極を兼ねる、第3電極39や第4電極72等の兼用電極はn-1個必要である。兼用電極を含む電極の総数はn+1個であり、兼用電極以外の電極は第1電極37と第2電極38の2個である。

【0060】

上記実施形態では、携帯型超音波観測器10と超音波プローブ11がケーブル20で有線接続される例を挙げたが、図8に示す超音波診断装置80のように、携帯型超音波観測

10

20

30

40

50

器 8 1 と超音波プローブ 8 2 間のデータの送受信を無線で行うものに適用してもよい。

【 0 0 6 1 】

図 8 において、携帯型超音波観測器 8 1 と超音波プローブ 8 2 にはそれぞれ、A / D 変換後の検出信号を無線で遣り取りするための無線受信部 8 3 と無線送信部 8 4 が設けられている。また、超音波プローブ 8 2 には、バッテリー 8 5 が内蔵されており、バッテリー 8 5 からの電源が電源供給部 8 6 を介して超音波プローブ 8 2 の各部に供給される。

【 0 0 6 2 】

本発明によれば、比較的低い電圧で U T を駆動しても、比較的高い送受信感度が得られるので、超音波プローブ 8 2 のようにバッテリー 8 5 で駆動するタイプの耐用時間を従来よりも長引かせることができる。また、低電圧駆動であるためパルサ等の回路規模を小さく

10

【 0 0 6 3 】

なお、図 9 に示すように、U T アレイ 2 1 とパルサ 4 4 およびレシーバ 5 0 の間に、駆動する U T 2 7 を選択的に切り替えるマルチプレクサ（以下、M U X と略す）9 0 を介挿してもよい。例えば U T 2 7 が 1 2 8 個で、隣接する 4 8 個の U T 2 7 を 1 つのブロックとして各 U T 2 7 に任意の遅延差を与えて駆動させる場合、M U X 9 0 で駆動させる 4 8 個を選択する。こうすれば、一度に駆動する U T 2 7 の個数分（この場合は 4 8 個分）、パルサ 4 4 とレシーバ 5 0 を用意すればよいので、超音波プローブをさらに小型化することができる。

【 0 0 6 4 】

20

上記実施形態では、隣り合う圧電体の一方の上面電極および他方の下面電極を兼ねる兼用電極である第 3 電極 3 9 や第 4 電極 7 2 に接続部 4 0、7 3 を設けているが、接続部の代わりにワイヤボンディング等で隣り合う圧電体の一方の上面電極および他方の下面電極を導通させてもよい。

【 0 0 6 5 】

上記実施形態では、E L 方向に沿って各圧電体を並べているが、A Z 方向に沿って並べても構わない。また、ハード系の圧電セラミックスの代わりに、P V D F（ポリフッ化ビニリデン）等の圧電樹脂を用いてもよい。

【 0 0 6 6 】

上記実施形態では、いわゆるコンベックス電子走査型の体外式の超音波プローブを例示したが、ラジアル電子走査型、あるいは 1 個の U T を機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン走査方式の超音波プローブでもよい。電子内視鏡の鉗子チャンネルに挿入される体内式の超音波プローブや、電子内視鏡と一体化された超音波内視鏡についても本発明は適用可能である。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 6 7 】

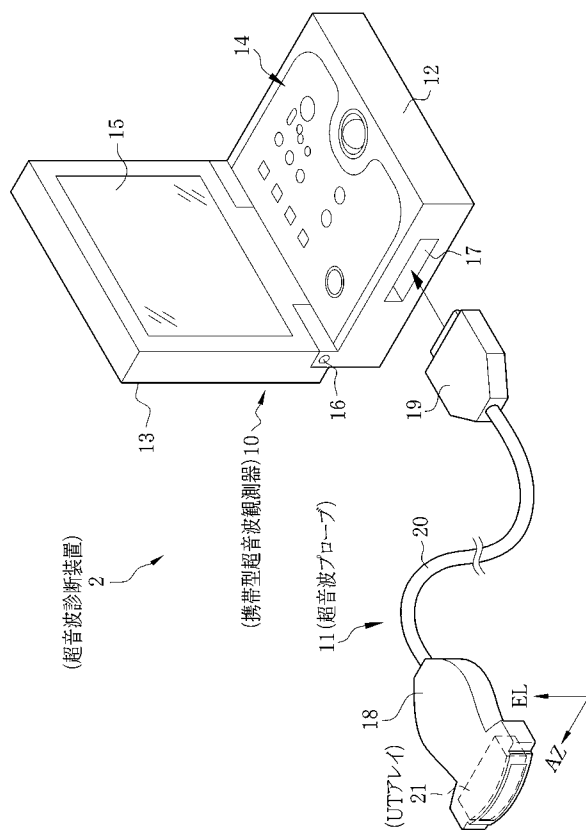
- 2、8 0 超音波診断装置
- 1 0、8 1 携帯型超音波観測器
- 1 1、8 2 超音波プローブ
- 2 1 超音波トランスデューサアレイ（U T アレイ）
- 2 7、7 0 超音波トランスデューサ（U T）
- 3 5 第 1 圧電体（P s）
- 3 6 第 2 圧電体（P h）
- 3 7 ~ 3 9 第 1 ~ 第 3 電極
- 4 0、7 3 接続部
- 4 1 ~ 4 3 第 1 ~ 第 3 スイッチ（S W a ~ S W c）
- 4 4 パルサ
- 4 5 受信アンプ
- 5 1 A / D 変換器（A / D）
- 5 2 C P U

40

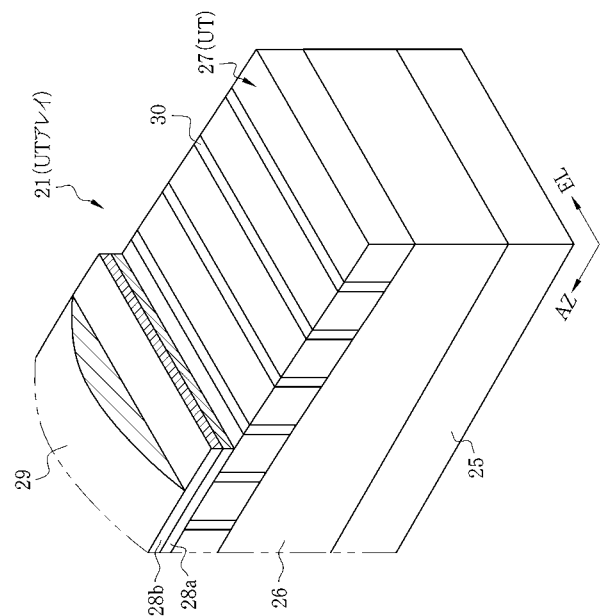
50

- 5 3 走査制御部
- 5 4 ビームフォーマ (B F)
- 5 5 検波 L o g 圧縮回路
- 7 1 第 3 圧電体 (P h ')
- 7 2 第 4 電極
- 8 4 無線送信部
- 8 5 バッテリ
- 9 0 マルチプレクサ (M U X)

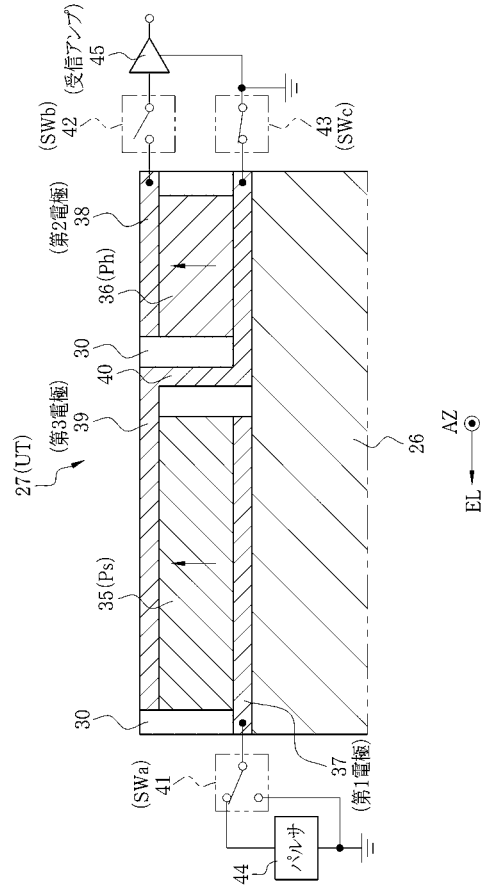
【 図 1 】



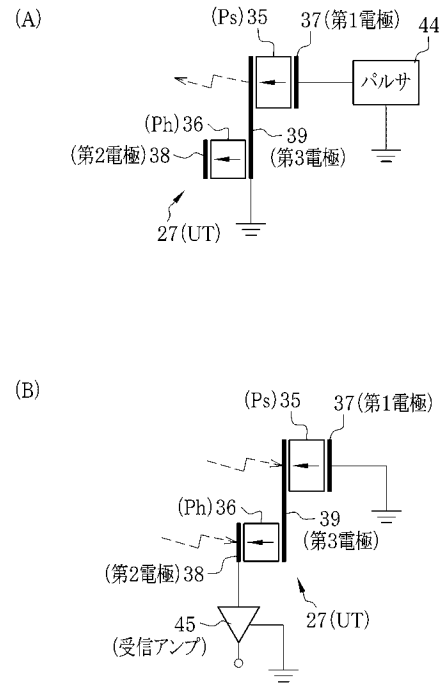
【 図 2 】



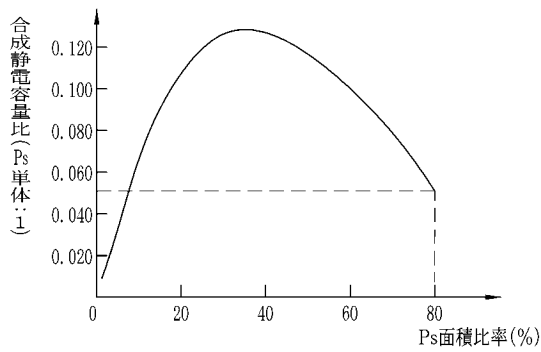
【図 3】



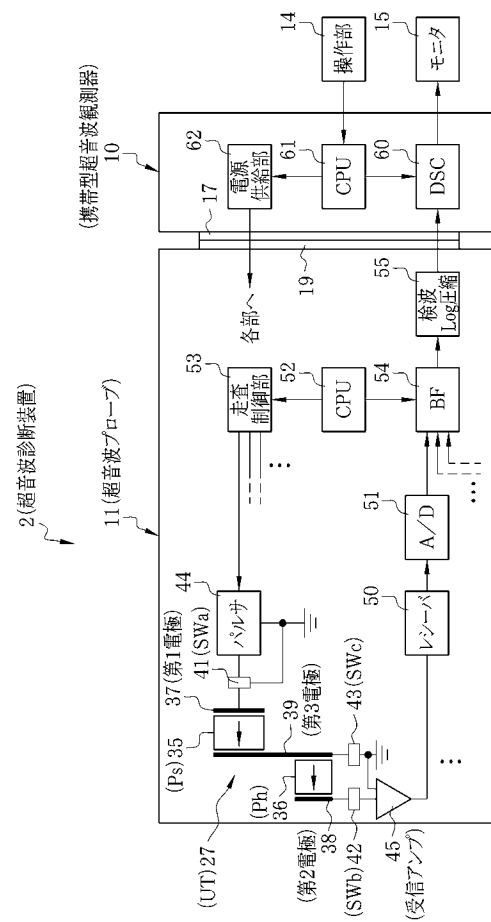
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2011056103A	公开(公告)日	2011-03-24
申请号	JP2009210223	申请日	2009-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大澤敦		
发明人	大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00 H01L41/09 H01L41/187		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.H H04R17/00.332.B H01L41/08.J H01L41/18.101.D		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/GB02 4C601/GB21 4C601/GB44 5D019/AA21 5D019/BB02 5D019/BB18 5D019/BB28		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过低压设备改善超声换能器的传输和接收灵敏度。解决方案：超声换能器 (UT) 27包括基于软弛豫器的第一压电体 (Ps) 35，基于硬的第二压电体 (Ph) 36，第一和第二电极37,38，以及第三电极39。作为Ps 35的上表面电极和下表面电极Ph 36，第一电极37通过第一开关 (SWa) 41与脉冲星44连接，第二电极38通过第二开关 (SWb) 与接收放大器45连接。42和第三电极39分别通过第三开关 (SWc) 43带有压盖。当发射超声波时，脉冲星44仅向Ps 35施加激励脉冲。当接收到超声波时，Ps 35和Ph 36串联连接在一起，并且它们的总检测信号被输入到接收放大器45。Ž

