

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5487810号
(P5487810)

(45) 発行日 平成26年5月14日 (2014. 5. 14)

(24) 登録日 平成26年3月7日 (2014. 3. 7)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2009-201389 (P2009-201389)
(22) 出願日 平成21年9月1日 (2009. 9. 1)
(65) 公開番号 特開2011-50537 (P2011-50537A)
(43) 公開日 平成23年3月17日 (2011. 3. 17)
審査請求日 平成24年5月2日 (2012. 5. 2)

(73) 特許権者 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 中山 雄太
東京都日野市さくら町1番地コニカミノル
タエムジー株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

無機材料から成る複数の無機圧電素子と、有機材料から成る複数の有機圧電素子と、前記超音波を受信したそれぞれの前記有機圧電素子が発生する受信信号を増幅する複数の増幅器と、超音波診断装置本体と接続するための複数の信号線への接続部をそれぞれ備えた切替手段とを有する超音波探触子と、

前記信号線を介して前記無機圧電素子または前記有機圧電素子を駆動する駆動信号を送信する送信手段と、

前記信号線を介して前記受信信号を受信する受信手段と、

前記切替手段の接続形態を切り換える切替制御信号を送信し、前記切替手段を制御する制御手段と、を有する超音波診断装置であって、

前記切替手段は、前記無機圧電素子と前記接続部との間を直接接続する接続形態と、前記有機圧電素子と前記接続部との間を直接接続する接続形態と、前記有機圧電素子と前記接続部との間を前記増幅器を介して接続する接続形態と、を切り替えて接続する機能を有し、

前記制御手段は、

超音波の送信を前記無機圧電素子で行い、超音波の受信を前記無機圧電素子で行う第1のモードと、

超音波の送信を前記無機圧電素子で行い、超音波の受信を前記有機圧電素子で行う第2のモードと、

10

20

超音波の送信を前記有機圧電素子で行い、超音波の受信を前記有機圧電素子で行う第3のモードとを設定可能であり、各モードに応じて前記切替手段を制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記無機圧電素子と前記有機圧電素子は積層されていることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記第2のモードでは、前記無機圧電素子から送信された超音波の高調波を前記有機圧電素子で受信することを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記第3のモードで前記有機圧電素子から送信する超音波は、前記第1のモードで前記無機圧電素子から送信する超音波よりも周波数が高いことを特徴とする請求項1～3の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

深度が浅い領域では前記第3のモードで超音波の送受信を行い、深度が深い領域では前記第2のモードで超音波の送受信を行うことを特徴とする請求項1～4の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を低侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、ドップラー効果を応用して血流イメージングが可能等の特長を有している。そのため、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝臓、膵臓、脾臓）、泌尿科系（腎臓、膀胱）、及び産婦人科系などで広く利用されている。

【0003】

従来、このような超音波診断装置では、超音波の非線形な伝播により生じる高調波成分を取りだし、この高調波成分に基づいて超音波画像を生成し、表示するハーモニックイメージング（HI）法と呼ばれている手法が用いられてきた。

【0004】

上記ハーモニックイメージングは、超音波の受信信号に含まれる高調波成分を検出して、映像化する手法であり（例えば5MHzの超音波を送信し、10MHzの高調波でイメージング）、微小気泡よりなる超音波造影剤をより効率的に検出することを目的として開発された。

【0005】

微小気泡は強い非線形散乱特性を有しており、その散乱信号は生体組織と比べて大きな高調波成分を含んでいる。そこで、この高調波成分のみを検出することにより、通常（基本波）では周囲組織からのエコーに埋もれてしまうような微小な血流（パフュージョン）の映像化が可能となる。

【0006】

ハーモニックイメージングに用いるアレイ型超音波探触子の具体的な構造として、送信用圧電素子と受信用圧電素子とを別体とし、超音波の送信時と受信時における動作を分離したアレイ型超音波探触子が提案されている。

【0007】

このようなアレイ型超音波探触子に用いられる受信用圧電素子は、高調波信号を高感度で受信できることが望ましい。しかしながら、ジルコン酸チタン酸鉛等無機圧電素子を材

10

20

30

40

50

料とした圧電素子の送受信周波数は圧電素子の厚さに依存するため、受信する周波数が高周波になるほど圧電素子を小型に加工する必要がある、製造が困難であった。

【0008】

このような問題を解決するため、シート状の圧電セラミックを単層または積層した構造の送信用圧電素子と受信用のシート状の圧電素子を単層または積層させ、送信と受信を別々の圧電素子に分離するとともに、受信用に高感度有機圧電素子材料を使用することにより高感度な超音波探触子を得る方法が提案されている（特許文献1、2、3参照）。

【0009】

近年、組織ハーモニック映像法（Tissue Harmonic Imaging；THI）が注目されている。これはハーモニックイメージング法が有する画質改善効果に着目したもので、どのような患者でもノイズの低減された高コントラストのBモード画像が得られ、心内膜等の描出に優れることが特徴である。組織ハーモニック映像法では、送信された超音波が生体内を歪みながら“伝播”するいわゆる伝播の非線形性により発生する高調波を映像化している。

10

【0010】

この高調波の振幅は、超音波の伝播距離および基本波の音圧の二乗に比例するため、超音波ビームの中心軸上（音圧の高い領域）に集中して発生する。すなわち基本波を用いた場合に比べ、メインローブが細くかつサイドローブレベルが低いシャープな超音波ビームが形成可能である。

【0011】

20

このように組織ハーモニック映像法ではビーム幅が狭くかつサイドローブレベルの低いビーム形成が可能なため、ビーム幅の低減により方位方向分解能が向上し、またサイドローブレベルの低減によりコントラスト分解能が向上する。特に、患者の比較的深い部位を診断するときに、組織ハーモニック映像法を用いると、高分解能の鮮明な画像が得られる。反面、関心領域が体表から浅い領域にあるような場合は、鮮明な画像が得にくい場合もあった。

【0012】

一方、基本周波数の超音波を被検体に送波し、この被検体から返ってくる反射波に含まれる基本周波数の成分を主体として被検体内を映像化する方法では、組織ハーモニック映像法ほどの高分解能の画像は得られないが、被検体内の浅い部位から深い部位まで鮮明な診断像が得られる。

30

【0013】

そのため、基本周波数の超音波を被検体に送波し、この被検体から返ってくる反射波に含まれる基本周波数の成分を主体として被検体内を映像化する基本波モードと、基本周波数の超音波を被検体に送波し、この被検体から返ってくる反射波に含まれる高調波の成分を主体として被検体内を映像化する非基本波モードとを選択可能に構成することが行われている（例えば、特許文献4参照）。

【0014】

一方、高い周波数の超音波を被検体に送波し、その反射波を受信すると、被検体の表面近くを高分解能で診断する事ができる。例えば、有機圧電材料から成るシート状の圧電素子を送信および受信に用いて、20MHzを越える高周波数の超音波を送信し、その反射波（20MHz）を受信することにより、広い帯域幅と高解像度を得る技術が開示されている（非特許文献1参照）。

40

【0015】

このような有機材料から成る圧電素子は、出力インピーダンスが高いため、インピーダンスマッチングをとることが難しい。そのため、非特許文献1では、増幅器を圧電素子の近くに配置し、圧電素子の受信信号を増幅器で増幅してからA/D変換することにより、寄生容量の除去とノイズの混入を低減している。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【0016】

【特許文献1】特開2008-188415号公報

【特許文献2】国際公開第2007/145073号パンフレット

【特許文献3】国際公開第2008/010509号パンフレット

【特許文献4】特許4116143号公報

【非特許文献1】S. J Carey, C. M Gregory, M. P. Brewin, S. Ng, J. V Hatfield, "PVdF Array Characterisation for High Frequency Ultrasonic Imaging" 2004 IEEE Ultrasonics and Frequency Control Joint 50th Anniversary Conference

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

ユーザから、関心領域が被検体内の浅い部位なのか、深い部位なのか、あるいは浅い部位から深い部位まで全体像を把握したいのか、によって最適な映像法を選択し、鮮明な画像が得られる超音波診断装置が要望されている。

【0018】

被検体内の深い部位に関心がある時は、特許文献1、2、3に開示されているように、無機材料から成る圧電素子（以下無機圧電素子と呼ぶ）から基本周波数（例えば5MHz）の超音波を被検体に送波し、この被検体から返ってくる反射波を有機材料から成る圧電素子（以下、有機圧電素子と呼ぶ）により受信し、反射波に含まれる高調波の成分を主体として被検体内を映像化すると高分解能な診断像が得られることが知られている。

20

【0019】

また、被検体内の浅い部位から深い部位までの全体像に関心がある時は、無機圧電素子を送受信に用いて、基本周波数（例えば5MHz）の超音波を被検体に送波し、反射波に含まれる基本周波数の成分を主体として被検体内を映像化すると鮮明な画像が得られることが知られている。

【0020】

一方、非特許文献1のように、被検体内の浅い部位に関心がある時は、有機圧電素子を送受信に用いて、高い周波数の超音波を被検体に送波し、その反射波を受信すると高分解能な診断像が得られることが知られている。

30

【0021】

これらのことから、超音波探触子に無機圧電素子と、有機圧電素子とを配置し、関心領域に応じて送受信に用いる圧電素子を選択できるように構成することが考えられる。

【0022】

しかしながら、超音波探触子に無機圧電素子と、有機圧電素子とを設けると、駆動条件等が異なるため超音波探触子と超音波診断装置本体との間の配線が多くなってしまう。

【0023】

また、有機圧電素子を受信用に用いる場合は、非特許文献1に開示されているように有機圧電素子の出力を増幅器によって増幅することが望ましい。そのため、送信用、および受信用として用いる場合は、有機圧電素子に印加する駆動信号が、増幅器の出力側に印加されないように分離して配線する必要がある。

40

【0024】

増幅器は、超音波探触子の有機圧電素子の近くに配置することが望ましいので、超音波探触子に配置された増幅器と超音波診断装置本体に設けられた受信回路との間を、送信用の配線と別に配線する必要がある。そのため、超音波探触子と超音波診断装置本体との間のケーブルが太くなり、超音波探触子を被検体の所望の部位に押し当てにくくなるなどの操作性の問題が発生する。また、ケーブルの断線などが起こる可能性が高まり、信頼性が損なわれる。

50

【0025】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであって、所望の部位の映像化に最適な圧電素子を選択可能に構成され、操作性が良く信頼性の高い超音波探触子、及び該超音波探触子を有する超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0026】

上記の課題を解決するため、本発明は以下のような特徴を有するものである。

【0027】

1. 無機材料から成る複数の無機圧電素子と、有機材料から成る複数の有機圧電素子と、前記超音波を受信したそれぞれの前記有機圧電素子が発生する受信信号を増幅する複数の増幅器と、超音波診断装置本体と接続するための複数の信号線への接続部をそれぞれ備えた切替手段とを有する超音波探触子と、

前記信号線を介して前記無機圧電素子または前記有機圧電素子を駆動する駆動信号を送信する送信手段と、

前記信号線を介して前記受信信号を受信する受信手段と、

前記切替手段の接続形態を切り換える切替制御信号を送信し、前記切替手段を制御する制御手段と、を有する超音波診断装置であって、

前記切替手段は、前記無機圧電素子と前記接続部との間を直接接続する接続形態と、前記有機圧電素子と前記接続部との間を直接接続する接続形態と、前記有機圧電素子と前記接続部との間を前記増幅器を介して接続する接続形態と、を切り替えて接続する機能を有し、

前記制御手段は、

超音波の送信を前記無機圧電素子で行い、超音波の受信を前記無機圧電素子で行う第1のモードと、

超音波の送信を前記無機圧電素子で行い、超音波の受信を前記有機圧電素子で行う第2のモードと、

超音波の送信を前記有機圧電素子で行い、超音波の受信を前記有機圧電素子で行う第3のモードとを設定可能であり、各モードに応じて前記切替手段を制御することを特徴とする超音波診断装置。

【0028】

2. 前記無機圧電素子と前記有機圧電素子は積層されていることを特徴とする前記1に記載の超音波診断装置。

【0029】

3. 前記第2のモードでは、前記無機圧電素子から送信された超音波の高調波を前記有機圧電素子で受信することを特徴とする前記1または2に記載の超音波診断装置。

【0030】

4. 前記第3のモードで前記有機圧電素子から送信する超音波は、前記第1のモードで前記無機圧電素子から送信する超音波よりも周波数が高いことを特徴とする前記1～3の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【0031】

5. 深度が浅い領域では前記第3のモードで超音波の送受信を行い、深度が深い領域では前記第2のモードで超音波の送受信を行うことを特徴とする前記1～4の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【発明の効果】

【0032】

本発明によれば、超音波探触子に、複数の無機圧電素子と、複数の有機圧電素子と、それぞれの有機圧電素子の出力を増幅する増幅器と、を切り替えて信号線と接続する切替手段を設けたので、超音波診断装置と接続する配線数を減らすことができる。

【0033】

したがって、所望の部位の映像化に最適な圧電素子を選択可能に構成され、操作性が良

10

20

30

40

50

く信頼性の高い超音波探触子、及び該超音波探触子を有する超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】実施形態における超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【図3】実施形態における超音波探触子と送信処理部、受信処理部の詳細な回路ブロック図である。

【図4】実施形態における超音波探触子のヘッド部の断面図である。

【図5】多段フォーカス法により設定された各フォーカス領域を示す図である。

10

【図6】超音波を各フォーカス領域の焦点に送波し、受信するまでを模式的に説明する図である。

【図7】送受信のタイミングを説明するタイムチャートである。

【図8】単極単投のアナログスイッチを組み合わせて切替手段を構成した一例である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明するが、本発明は該実施の形態に限られない。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

【0036】

20

図1は、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【0037】

超音波診断装置100は、図略の生体等の被検体に対して超音波（超音波信号）を送波し、受信した被検体で反射した超音波の反射波（エコー、超音波信号）から被検体内の内部状態を超音波画像として画像化し、モニタ10に表示する。

【0038】

超音波探触子2は、被検体に対して超音波（超音波信号）を送波し、被検体で反射した超音波の反射波を受信する。超音波探触子2は、図1に示すように、ケーブル15を介して超音波診断装置本体14と接続されている。

【0039】

30

入力部13は、スイッチやキーボードなどから構成され、ユーザが診断開始を指示するコマンドの入力や、後に説明する第1のモードまたは第2のモード、または第3のモードの選択、被検体の個人情報等のデータの入力をするために設けられている。

【0040】

モニタ10は、液晶パネルなどから成り、画像化した超音波画像を表示する。

【0041】

図2は、本実施形態に係る超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図、図3は、実施形態における超音波探触子と送信処理部、受信処理部の詳細な回路ブロック図、図4は、実施形態における超音波探触子のヘッド部の断面図である。

【0042】

40

最初に図2、図3、図4を用いて超音波探触子2の構成を説明する。

【0043】

図3に示すように、超音波探触子2の先端部分には、電気信号と音響信号とを相互変換するためのアレイ状に配列された複数の無機圧電素子50a～50uと、アレイ状に配列された複数の有機圧電素子51a～51uと、が積層されている。無機圧電素子50a～50uは、無機材料から成る圧電素子、有機圧電素子51a～51uは、有機材料から成る圧電素子である。なお、ここでは、1つの圧電素子が1チャンネルを構成するものとして説明する。また、無機圧電素子50、有機圧電素子51の素子数はそれぞれ21とし、a～uで区別する例を説明するが、素子数は特に限定されるものではなく、20～200程度の素子数が用いられる。

50

【0044】

図2では、複数の無機圧電素子50a～50uから成る無機圧電素子アレイ50、複数の有機圧電素子51a～51uから成る有機圧電素子アレイ51を、それぞれ一つのブロックで図示している。

【0045】

有機圧電素子51a～51uはインピーダンスが数KΩと非常に高いため、ノイズの影響を受けやすい。そのため、有機圧電素子51a～51uは、それぞれ増幅器52a～52uと接続されており、増幅器52a～52uは、それぞれ超音波を受信した有機圧電素子51a～51uが発生する電気信号（以下、受信信号と呼ぶ）を増幅する。増幅器52a～52uによって受信信号を増幅し、低インピーダンスで出力することにより高S/Nで受信信号を超音波診断装置本体14に伝送することができる。

10

【0046】

増幅器52a～52uには、初段にFET（電界効果トランジスタ）を用いたオペアンプなど入力インピーダンスの高い汎用の増幅器を用いることができる。

【0047】

切替手段53の接続部58a～58uは、超音波診断装置本体14と接続するための信号線56a～56uがそれぞれ接続されている。

【0048】

切替手段53のスイッチ53a～53uは、切替制御信号線57によって伝送される切替制御信号に応じて、無機圧電素子50a～50uと接続部58a～58uとの間を直接接続する接続形態と、有機圧電素子51a～51uと接続部58a～58uとの間を直接接続する接続形態と、有機圧電素子51a～51uと接続部58a～58uとの間を増幅器52a～52uを介して接続する接続形態と、を切り替えて接続する。

20

【0049】

図3に示す単極3投のスイッチ53a～53uは、単極単投のアナログスイッチ等を組み合わせ、切替制御信号により適宜オンまたはオフにすることにより等価的に同機能のスイッチを構成することができる。

【0050】

図8は、単極単投の4つのアナログスイッチ110a、111a、112a、113aを組み合わせ、切替手段53を構成した一例である。

30

【0051】

図8では、スイッチ53aに相当する1チャンネル分の回路を示している。アナログスイッチ110a、111a、112a、113aにはそれぞれ切替制御信号線57a、57b、57c、57dが接続され、伝送される切替制御信号に応じてオン、オフする。

【0052】

図8の状態は、アナログスイッチ110aがオン、アナログスイッチ111a、112a、113aがオフであり、無機圧電素子50aと接続部58aとの間が直接接続されている。切替制御信号により、アナログスイッチ110aをオフ、アナログスイッチ111aとアナログスイッチ112aをオン、アナログスイッチ113aをオフにすると、有機圧電素子51aと接続部58aとの間を直接接続できる。

40

【0053】

また、切替制御信号により、アナログスイッチ110aをオフ、アナログスイッチ111aとアナログスイッチ113aをオン、アナログスイッチ112aをオフにすると、有機圧電素子51aと接続部58aとの間を増幅器52aを介して接続できる。

【0054】

有機圧電素子51a～51uと増幅器52a～52uとの間の配線、および有機圧電素子51a～51uとスイッチ53a～53uとの間の配線は高インピーダンスなので配線長をできるだけ短くし、コアキシャルケーブルやシールド線を用いて外来ノイズの影響を受けないようにすることが望ましい。

【0055】

50

図2では、増幅器52a～52uを増幅器52のブロックで、スイッチ53a～53uを切替手段53のブロックで図示している。

【0056】

信号線56a～56uと切替制御信号線57はコネクタ54に接続され、ケーブル15を介して超音波診断装置本体14のコネクタ16と接続されている。このように、切替手段53により、対応する信号線56a～56uを、無機圧電素子50a～50u、または有機圧電素子51a～51u、または増幅器52a～52uの出力端子の何れか一つに接続するのでケーブル15による配線数を少なくすることができる。このことにより、ケーブル15を細くできるので超音波探触子2の操作性と信頼性を向上させることができる。

【0057】

次に、図4を用いて超音波探触子のヘッド部の構成を説明する。

【0058】

以降の説明では図中のX、Y、Zで示す座標軸に基づいて説明する。X方向はエレベーション方向（ダイシングを行う方向）であり、Z軸正方向は超音波を送信する方向である。また、Z軸方向は積層方向である。

【0059】

図4に示す超音波探触子1は、バッキング材65の上に第4電極75、無機圧電膜62、第3電極74、中間層73、第2電極70、有機圧電膜63、第1電極69、整合層66、音響レンズ67の順に積層されている。整合層66から第4電極75まではX方向に向かってダイシングされ、複数の無機圧電素子50a～50u、と有機圧電素子51a～51uが形成されている。

【0060】

以降、積層された順に各構成要素を説明する。

【0061】

（無機圧電素子アレイ）

無機圧電素子アレイ50は、ジルコン酸チタン酸鉛などの無機材料から成る無機圧電膜62の互いに厚み方向に対向する両面に、それぞれ第3電極74、第4電極75を備えた無機圧電素子50a～50uから構成されている。無機圧電膜62の厚みは320μm程度である。

【0062】

無機圧電素子50a～50uの第3電極74a～74uは、図示せぬコネクタを介してスイッチ53a～53uの端子とそれぞれ接続され、第4電極75a～75uは接地されている。

【0063】

第3電極74a～74uに駆動信号を印加すると無機圧電素子50a～50uが振動し、無機圧電素子アレイ50からZ軸正方向に超音波を送信するように構成されている。

【0064】

また、無機圧電素子アレイ50が被検体で反射した超音波の反射波を受信して振動すると、反射波に応じて第3電極74a～74uに電気信号（以下、受信信号と呼ぶ）が発生する。

【0065】

第3電極74、第4電極75は、金、銀、アルミなどの金属材料を用いて、無機圧電素子アレイ50の両面に蒸着法やフォトリソグラフィ法を用いて成膜されている。

【0066】

（中間層）

中間層73は、有機圧電素子アレイ51が被検体で反射した超音波の反射波を受信して振動した際に、無機圧電素子アレイ50が共振して振動しないように有機圧電素子アレイ51の振動を吸収するために設けられている。

【0067】

このような中間層73は、樹脂材料を成型して形成することができる。中間層73に用

10

20

30

40

50

いる樹脂材料としては、例えばポリビニルブチラール、ポリオレフィン、ポリアクリレート、ポリイミド、ポリアミド、ポリエステル、ポリスルホン、エポキシ、オキセタン、などを用いることができる。

【0068】

中間層73の厚みは、求める感度や周波数特性により選択されるが、例えば180～190 μm 程度である。

【0069】

なお、求める感度や周波数特性によっては中間層73を省略することもできる。

【0070】

(有機圧電素子アレイ)

有機圧電素子アレイ51は、有機材料から成る有機圧電膜63の互いに厚み方向に対向する両面に、それぞれ第1電極69a～69u、第2電極70a～70uを備えた複数の有機圧電素子51a～51uから構成されている。

【0071】

有機圧電膜63に用いる有機材料として、例えば、フッ化ビニリデンの重合体を用いることができる。また例えば、有機圧電膜63には、フッ化ビニリデン(VDF)系コポリマを用いることができる。このフッ化ビニリデン系コポリマは、フッ化ビニリデンと他の単量体との共重合体(コポリマ)であり、他の単量体としては、3フッ化エチレン(TrFE)、テトラフルオロエチレン(TeFE)、パーフルオロアルキルビニルエーテル(PFA)、パーフルオロアルコキシエチレン(PAE)およびパーフルオロヘキサエチレン等を用いることができる。

【0072】

一般に、ジルコン酸チタン酸鉛などの圧電材料から成る圧電素子は、基本波の周波数に対する2倍程度の周波数帯域の超音波しか受信することができないが、有機圧電材料の圧電素子は、基本波の周波数に対する例えば3～5倍程度の周波数帯域の超音波を送受信することができ、受信周波数帯域の広帯域化に適している。

【0073】

有機圧電膜63の厚さtは、受信すべき超音波の周波数や有機圧電材料の種類等によって適宜に設定される。

【0074】

このような有機圧電膜63は、有機圧電材料の溶液から流延して所定の厚さの膜を作製し、加熱して結晶化を行った後、所定の大きさのシート状に成型して作製する。

【0075】

有機圧電膜63の厚み方向(Z軸方向)に互いに対向する両面には、それぞれ第1電極69、第2電極70を形成する。

【0076】

有機圧電素子51a～51uの第1電極69a～69uは、図示せぬコネクタを介してスイッチ53a～53uの端子とそれぞれ接続され、第2電極70a～70uは接地されている。

【0077】

第1電極69a～69uに駆動信号を印加すると有機圧電素子51a～51uが振動し、有機圧電素子アレイ51からZ軸正方向に超音波を送信するように構成されている。

【0078】

また、有機圧電素子アレイ51が被検体で反射した超音波の反射波を受信して振動すると、反射波に応じて第1電極69a～69uに電気信号が発生する。

【0079】

(整合層)

整合層66は、被検体の一つである人体と有機圧電素子アレイ51の音響インピーダンスの中間の音響インピーダンスを有し、音響インピーダンスの整合を図る。整合層66は、例えば、樹脂材料を成型して形成することができる。

【0080】

整合層66に用いる材料は、音響インピーダンスが1.7～1.8程度で、音速が人体に近い1300m/sec以上、2200m/sec以下の材料を用いることが好ましい。例えば、ポリメチルペンテンなどを用いることができる。

【0081】

(音響レンズ)

音響レンズ67は、無機圧電素子アレイ50が送信する超音波を所定の距離に収束させる。

【0082】

このように、無機圧電素子アレイ50と有機圧電素子アレイ51とが積層されているので、超音波探触子2を小型化することができる。

10

【0083】

超音波探触子2の説明は以上である。

【0084】

次に、図2、図3を用いて超音波診断装置本体14の電氣的な構成を説明する。

【0085】

超音波探触子2の信号線56a～56uは、コネクタ54、ケーブル15、コネクタ16を介して、図2、図3に示すように送信処理部1および受信処理部3に接続されている。また、切替制御信号線57は、コネクタ54、ケーブル15、コネクタ16を介して、図2、図3に示すように制御部99に接続されている。送信処理部1は本発明の送信手段、受信処理部3は本発明の受信手段である。

20

【0086】

制御部99は、CPU98(中央処理装置)と記憶部96等から構成され、記憶部96に記憶されているプログラムをRAM97に読み出し、当該プログラムに従って超音波診断装置100の各部を制御する。記憶部96は、RAM(Random Access Memory)、ROM(Read Only Memory)等から構成される。

【0087】

制御部99は、操作者によって入力部13から入力されたモード(第1のモード、第2のモード、又は第3のモード)を送信処理部1と受信処理部3に設定する。

【0088】

超音波を送波する時、制御部99は設定されたモードに応じて、スイッチ53a～53uを信号線56a～56uが、それぞれ無機圧電素子50a～50uまたは有機圧電素子51a～51uの何れかに接続されるようにする。

30

【0089】

制御部99は、第1のモードと第2のモードとでは、スイッチ53a～53uを信号線56a～56uが無機圧電素子50a～50uに接続するように切り替え、第3のモードでは、信号線56a～56uが有機圧電素子51a～51uに接続するように切り替える。

【0090】

送信処理部1は、制御部99により設定されたモードに応じたタイミングで、超音波をビーム状に形成し、また任意の深さで収束させて焦点を形成するように遅延処理をかけた駆動信号を信号線56a～56uを介して超音波探触子2の各チャンネルに印加する。送信処理部1は、第1のモードと第2のモードとでは、基本周波数 f_0 の駆動信号を印加し、第3のモードでは基本周波数 f_0 より高い駆動信号を印加する。本実施形態では、説明を簡単にするため基本周波数 f_0 の3倍の $3f_0$ を印加するものとする。

40

【0091】

超音波探触子2で発生した超音波は、被検体に送波され、被検体内部を伝播し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で反射し、エコーとして超音波探触子2に返ってくる。

【0092】

50

超音波を被検体に向けて送波した後、超音波探触子2に返ってきたエコーは、超音波探触子2に配列された無機圧電素子50a～50uと有機圧電素子51a～51uとを機械的に振動させ、微弱な受信信号を発生させる。

【0093】

超音波を受信する時、制御部99は、設定されたモードに応じて、スイッチ53a～53uを切り替えて信号線56a～56uが無機圧電素子50a～50uまたは有機圧電素子51a～51uまたは増幅器52a～52uの何れかに接続されるようにする。

【0094】

制御部99は、第1のモードでは、スイッチ53a～53uが受信時もそのまま信号線56a～56uが無機圧電素子50a～50uに接続するようにし、第2のモードと第3のモードでは、スイッチ53a～53uを信号線56a～56uが増幅器52a～52uに接続するように切り替える。

【0095】

超音波受信時の信号線56a～56uの信号は、受信処理部3に取り込まれ、プリ増幅器42a～42uで増幅された後、送波時と同じ遅延処理を受信ビームフォーマー41受けた後、加算ユニット43で加算される。

【0096】

この受信信号は、第1のモード時には、受信信号から基本波成分を主に抽出するために通過帯域が基本周波数 f_0 を中心とした所定の帯域に設定されている基本波用帯域通過型フィルタ(BPF)4を通してBモード処理部6に送られる。

【0097】

また、第2のモード時と第3のモード時には、通過帯域が基本周波数 f_0 の例えば3倍の周波数を中心とした所定の帯域に設定されている高調波用帯域通過型フィルタ(BPF)5を通して、Bモード処理部6に送られる。

【0098】

第2のモード時は、エコーに含まれる超音波が被検体(生体)の内部を歪みながら‘伝播’する、いわゆる伝播の非線形性により発生した基本周波数 f_0 以外の非基本波成分を利用する。非基本波成分のなかでも、基本周波数 f_0 の2倍の2次高調波成分、3倍の3次高調波成分などを診断のための画像形成に利用することができるが、本実施形態では3倍の周波数 $3f_0$ の3次高調波成分を利用するものとして説明する。

【0099】

また、第3のモード時は、本実施形態では、基本周波数 f_0 の3倍の周波数 $3f_0$ の超音波を、被検体に送波し、同じ周波数 $3f_0$ の成分を利用するものとして説明する。

【0100】

Bモード処理部6は、第1のモード時には基本波用帯域通過型フィルタ4からの基本周波数 f_0 の成分に基づいて通常のBモード像を生成し、また第2のモード時と第3のモード時には高調波用帯域通過型フィルタ5からの基本周波数の3倍の $3f_0$ の成分に基づいて画像を生成する。これらの画像はデジタルスキャンコンバータ(DSC)9によって再構成された後、ビデオ信号に変換され、モニタ10に表示される。

【0101】

次に、図5、図6、図7を用いて多段フォーカス法について説明する。

【0102】

図5は多段フォーカス法により設定された各フォーカス領域の一例を示す図、図6は超音波を各フォーカス領域の焦点に送波し、受信するまでを模式的に説明する図である。図7は送波タイミングの一例を説明するタイムチャートである。

【0103】

本実施形態では、図5に示す生体(被検体)の深さ方向に等間隔の4つのフォーカス領域E1、E2、E3、E4の画像を得る場合を説明する。

【0104】

送信処理部1は、超音波をビーム状に形成し、フォーカス領域E1、E2、E3、E4

10

20

30

40

50

に焦点を形成するように遅延処理をかけた駆動信号を順次無機圧電素子 50 a～50 u、または有機圧電素子 51 a～51 u に印加する。フォーカス領域 E 1 の焦点は F 1、フォーカス領域 E 2 の焦点は F 2、フォーカス領域 E 3 の焦点は F 3、フォーカス領域 E 4 の焦点は F 4 であり、図 6 (a) の例ではアレイ状の無機圧電素子 50 a～50 u、または有機圧電素子 51 a～51 u の中心軸上に焦点を形成する。無機圧電素子 50 a～50 u、または有機圧電素子 51 a～51 u から送波した超音波ビームは、図 4 (a) のように各焦点の位置で収束した後、また広がっている。

【0105】

図 6 (b)～(e) は、第 2 のモード時において、各焦点にそれぞれ超音波を送波してから、焦点位置の付近で発生した高調波を受信するまでの最大時間を模式的に示している。高調波は、焦点位置付近のフォーカス領域のみで発生し、発生した高調波は基本波より減衰率が高いのでさらに深い領域まで進行して反射することも無い。したがって、最大時間は、送波した超音波の基本波が各フォーカス領域の深い方の境界まで進行し、境界で発生した高調波が、超音波探触子 2 まで戻るまでの時間である。

10

【0106】

図 6 (e) は、最深部の焦点 F 4 に送波した場合であり、フォーカス領域 E 4 の深い方の境界付近で発生した高調波を受信するまでの最大時間を t としている。図 6 (d) は、焦点 F 3 に送波した場合であり、各フォーカス領域は等間隔とすると、フォーカス領域 E 3 の深い方の境界付近で発生した高調波を受信するまでの最大時間は $3/4 t$ である。

【0107】

20

同様に、図 6 (c) は、焦点 F 2 に送波した場合、図 6 (b) は、焦点 F 1 に送波した場合であり、それぞれフォーカス領域 E 2 の深い方の境界付近で発生した高調波を受信するまでの最大時間は $2/4 \times t$ 、フォーカス領域 E 1 の深い方の境界付近で発生した高調波を受信するまでの最大時間は $1/4 \times t$ である。

【0108】

図 7 は送波タイミングを説明するタイムチャートである。図 7 の横軸は時間軸であり、送信処理部 1 で生成されるタイミングパルスを示している。周期 t 毎のタイミングパルスの立ち上がりで駆動信号が無機圧電素子 50 a～50 u、または有機圧電素子 51 a～51 u に送信され、超音波が送波される。T は 1 画面を形成する期間である。

【0109】

30

送信処理部 1 は、図 7 に示す送波タイミングで駆動信号を無機圧電素子 50 a～50 u、または有機圧電素子 51 a～51 u に印加する。

【0110】

最初に、第 1 のモード時の送受信タイミングを説明する。

【0111】

制御部 99 は、スイッチ 53 a～53 u を、信号線 56 a～56 u が無機圧電素子 50 a～50 u に接続するようにしてから、F 1 のタイミングパルスの立ち上がりで最も近い焦点 F 1 に収束するように超音波を送波させる。図 7 に E 1 で示すフォーカス領域 E 1 からの反射波を受信する期間、無機圧電素子 50 a～50 u が受信した信号を、受信処理部 3 に送波時と同じ遅延処理をさせる。同様に、F 2、F 3、F 4 のタイミングパルスの立ち上がりで焦点 F 2、F 3、F 4 にそれぞれ収束するように超音波を送波させる。

40

【0112】

このように、E 1、E 2、E 3、E 4 の期間に無機圧電素子 50 a～50 u が受信した信号は、受信処理部 3 によって送波時と同じ遅延処理を経て加算され、高調波用帯域通過型フィルタ 5 を通って、高調波成分だけ B モード処理部 6 に送られ画像を生成する。

【0113】

次に、第 2 のモード時の送受信タイミングを説明する。

【0114】

制御部 99 は、スイッチ 53 a～53 u を、信号線 56 a～56 u が無機圧電素子 50 a～50 u に接続するようにしてから、F 1 のタイミングパルスの立ち上がりで最も近い

50

焦点F1に収束するように超音波を送波させる。送波後約1 μ Sの後、制御部99は、スイッチ53a～53uを、信号線56a～56uが増幅器52a～52uに接続するように切り替え、E1の期間に有機圧電素子51a～51uが受信した信号を、受信処理部3に送波時と同じ遅延処理をさせる。

【0115】

次に、制御部99は、スイッチ53a～53uを切り替えて、信号線56a～56uが無機圧電素子50a～50uに接続するようにしてから、F2のタイミングパルスの立ち上がりで焦点F2に収束するように超音波を送波する。送波後約1 μ Sの後、制御部99は、スイッチ53a～53uを、信号線56a～56uを増幅器52a～52uに接続するように切り替え、E2の期間に有機圧電素子51a～51uが受信した信号を、受信処理部3に送波時と同じ遅延処理をさせる。同様に、F3、F4のタイミングパルスの立ち上がりで焦点F3、F4にそれぞれ収束するように無機圧電素子50a～50uから超音波を送波させ、E3、E4の期間に、受信処理部3が増幅器52a～52uの出力を処理するように制御する。

10

【0116】

このようにして、E1、E2、E3、E4の期間に有機圧電素子51a～51uが受信した信号は、受信処理部3によって送波時と同じ遅延処理を経て加算され、高調波用帯域通過型フィルタ5を通して、高調波成分だけBモード処理部6に送られ画像を生成する。

【0117】

次に、第3のモード時の送受信タイミングを説明する。

20

【0118】

制御部99は、スイッチ53a～53uを、信号線56a～56uが有機圧電素子51a～51uに接続するようにしてから、F1のタイミングパルスの立ち上がりで最も近い焦点F1に収束するように超音波を送波させる。送波後約1 μ Sの後、制御部99は、スイッチ53a～53uを、信号線56a～56uを増幅器52a～52uに接続するように切り替え、E1の期間に有機圧電素子51a～51uが受信した信号を、受信処理部3に送波時と同じ遅延処理をさせる。

【0119】

次に、制御部99は、スイッチ53a～53uを切り替えて、信号線56a～56uが有機圧電素子51a～51uに接続するようにしてから、F2のタイミングパルスの立ち上がりで焦点F2に収束するように超音波を送波する。送波後約1 μ Sの後、制御部99は、スイッチ53a～53uを、信号線56a～56uを増幅器52a～52uに接続するように切り替え、E2の期間に有機圧電素子51a～51uが受信した信号を、受信処理部3に送波時と同じ遅延処理をさせる。同様に、F3、F4のタイミングパルスの立ち上がりで焦点F3、F4にそれぞれ収束するように有機圧電素子51a～51uから超音波を送波させ、E3、E4の期間に、受信処理部3が増幅器52a～52uの出力を処理するように制御する。

30

【0120】

このように、E1、E2、E3、E4の期間に有機圧電素子51a～51uが受信した信号は、受信処理部3によって送波時と同じ遅延処理を経て加算され、高調波用帯域通過型フィルタ5を通して、高調波成分だけBモード処理部6に送られ画像を生成する。

40

【0121】

なお、本実施形態では、操作者が入力部13でモード切り替え操作したときに第1のモード、第2のモード、第3のモードが、切り替わる例を説明したが、例えば、1断面分を1回走査する毎に、または1回送受信する毎に自動的に切り替えるようにしてもよい。

【0122】

例えば、最も浅いフォーカス領域E1は第3のモードで送受信を行い、フォーカス領域E2、E3、E4は第2のモードで送受信を行い、受信した信号を加算して画像を生成しても良い。このようにすると、浅い領域は浅い領域で高分解能が得られる第3のモードで送受信し、深い領域は深い領域で高分解能が得られる第2のモードで送受信するので浅部

50

から深部まで鮮明な断層像が得られる。

【0123】

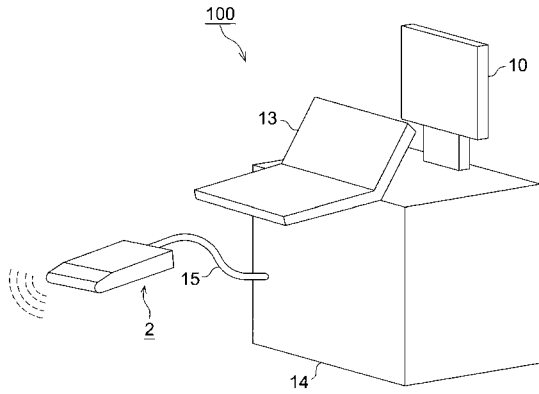
以上このように、本発明によれば、所望の部位の映像化に最適な圧電素子を選択可能に構成され、操作性が良く信頼性の高い超音波探触子、及び該超音波探触子を有する超音波診断装置を提供することができる。

【符号の説明】

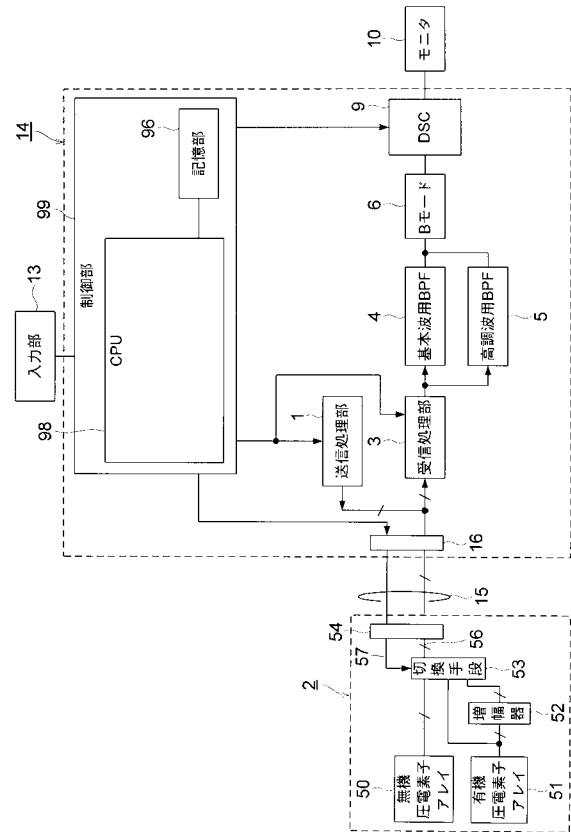
【0124】

1	送信処理部	
2	超音波探触子	
3	受信処理部	10
4	基本波用帯域通過型フィルタ	
5	高調波用帯域通過型フィルタ	
6	Bモード処理部	
9	デジタルスキャンコンバータ	
10	表示部	
13	入力部	
14	超音波診断装置本体	
15	ケーブル	
50	無機圧電素子アレイ	
50a～50u	無機圧電素子	20
51	有機圧電素子アレイ	
51a～51u	有機圧電素子	
52	増幅器	
53	切替手段	
53a～53u	スイッチ	
56	信号線	
57	切替制御信号線	
69	第1電極	
70	第2電極	
74	第3電極	30
75	第4電極	
96	記憶部	
98	CPU	
99	制御部	
100	超音波診断装置	

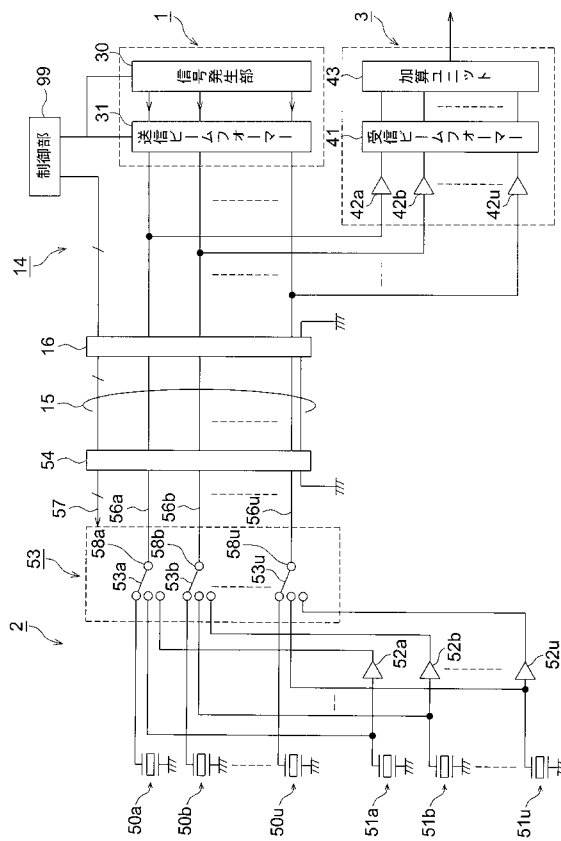
【図 1】



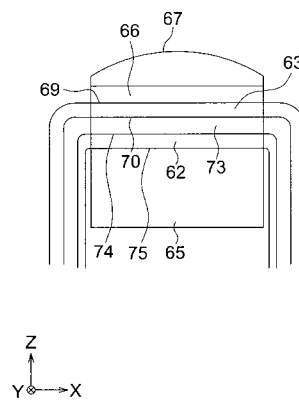
【図 2】



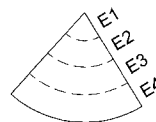
【図 3】



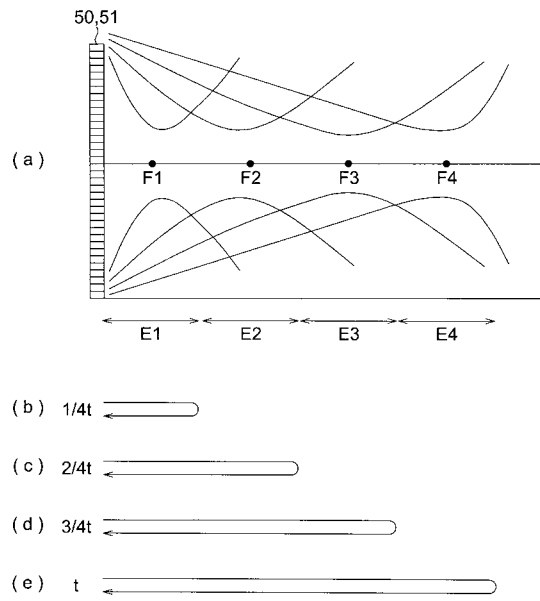
【図 4】



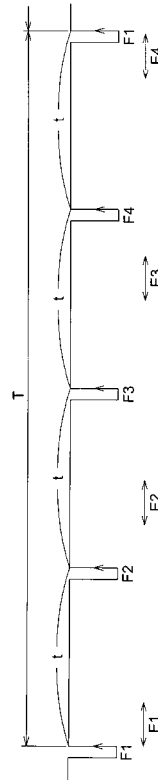
【図 5】



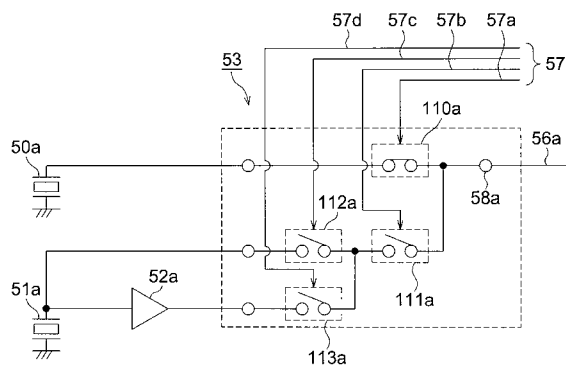
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平03-133300 (JP, A)
特開平11-155863 (JP, A)
特開昭63-177839 (JP, A)
特開昭60-113599 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
H04R 17/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5487810B2	公开(公告)日	2014-05-14
申请号	JP2009201389	申请日	2009-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	中山雄太		
发明人	中山 雄太		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE09 4C601/DE13 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/GB15 4C601/GB21 4C601/GB22 4C601/GB41 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/HH30 4C601/JB45 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/LL02		
其他公开文献	JP2011050537A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，通过简单的结构改善图像显示的实时性，并从浅区域到深区域获得清晰的断层图像。

ŽSOLUTION：超声波探头包括：多个无机压电元件;多个有机压电元件;用于放大各个有机压电元件的输出的放大器;开关装置，用于根据开关控制信号将相应的信号线连接到无机压电元件，有机压电元件或放大器的输出端之一。超声波探头被配置为传输用于驱动无机压电元件或有机压电元件的驱动信号，并且经由信号线从无机压电元件或放大器接收信号。Ž

【 图 2 】

