

(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2011-72585

(P2011-72585A)

(43) 公開日 平成23年4月14日(2011.4.14)

(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	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24 (2006.01)	G 0 1 N 29/24 5 0 2	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 E	5 D 0 1 9
H 0 1 L 41/083 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 H	
H 0 1 L 41/08 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 A	
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2009-227545 (P2009-227545)
 (22) 出願日 平成21年9月30日 (2009. 9. 30)

(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) 2G047 BA03 BC03 CA01 CB01 EA05
 GA14 GB02 GB17
 4C601 EE03 GB04 GB22
 5D019 AA21 BB14 BB28 BB29 EE06
 FF04

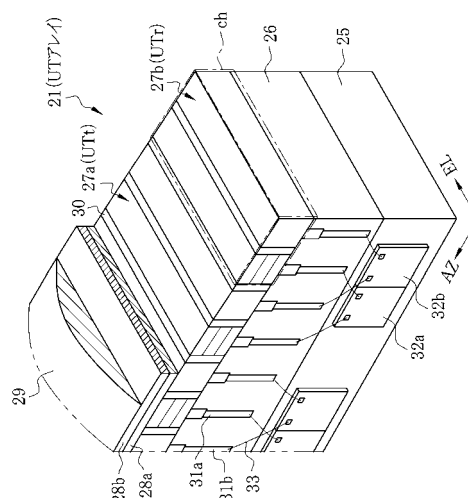
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】超音波画像の画質劣化を招くことなく、超音波および反射波の送受信感度を向上させる。

【解決手段】超音波プローブ11は、送信用超音波トランスデューサ(UTt)27aと受信用超音波トランスデューサ(UTr)27bを有する。UTt27aは積層圧電素子、UTr27bは単層圧電素子である。UTt27a、UTr27bは、AZ方向に交互に並べられ、これらの組で超音波および反射波を送受信する1チャンネルを構成する。UTt27aはパルス50が実装された送信回路基板31aに、UTr27bは受信アンプ53が実装された受信回路基板31bにそれぞれ接続される。UTr27bおよび受信アンプ53は、電気容量性の伝送線路を介さず直接接続される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波送信用の積層圧電素子と、

反射波受信用の単層圧電素子とを備え、

前記積層圧電素子および前記単層圧電素子は、送受信のチャンネル単位で一方向に交互に並べられており、

前記チャンネルは前記積層圧電素子および前記単層圧電素子が並べられた方向に沿って複数配列されていることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記積層圧電素子および前記単層圧電素子にそれぞれ配線接続される送信回路および受信回路を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記チャンネルの配列方向と直交する方向の一方の側に前記積層圧電素子の電極の引き出し、他方の側に前記単層圧電素子の電極の引き出しがそれぞれ形成されてい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】

反射波を受信して前記単層圧電素子から出力される検出電圧を増幅する増幅器を備え、

前記単層圧電素子および前記増幅器は、電気容量性の伝送線路を介さず直接接続され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。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】**【0001】**

本発明は、超音波の送信用に積層圧電素子、反射波の受信用に単層圧電素子をそれぞれ用いた超音波プローブに関する。

【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、バックグ材、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。

30

【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。

【0004】

UTの送受信感度を高め、より高精細な画像を得たいという要求が高まっている。送受信感度のうちの送信感度を高めるには、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が真っ先に考えられる。しかし、人体に照射し得る超音波の音圧やエネルギー量はMI（Mechanical Index）、TI（Thermal Index）といった規格で決められており、無闇に超音波の送信パワーを上げることは人体への影響を考えると好ましくない。

40

【0005】

また、UTへの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、超音波プローブ

50

が大型化することに加え、印加電圧が高くなると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。

【0006】

UTへの印加電圧を低く抑えつつ超音波の送信パワーを増大させるため、UTに積層圧電素子を用いることが実施されている。しかしこれにも問題があり、ある音圧の反射波に対して、積層圧電素子では単層と比べて受信感度が $1/n$ (n は圧電体の積層数)となるため、受信感度に難がある。

【0007】

そこで、超音波の送信を積層圧電素子、反射波の受信を単層圧電素子にそれぞれ担わせた超音波プローブが提案されている(特許文献1、2参照)。特許文献1では、反射波受信用の単層圧電素子の反射波受信面上に、超音波送信用の積層圧電素子を設けている。特許文献2には、超音波送信用の積層圧電素子と反射波受信用の単層圧電素子を二次元配列することが開示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2000-217196号公報

【特許文献2】特開2001-276067号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0009】

特許文献1に記載の発明は、単層圧電素子の上に積層圧電素子を設けているため、素子の全容は実質的に1つの積層圧電素子と同じ構成となる。積層圧電素子は上述の通り受信感度が $1/n$ となるので、受信感度の向上は望めない。

【0010】

特許文献2では、送受信用の各圧電素子をどのように配列し、どのような単位で駆動させるかが明示されていない。このため、送受信用の各圧電素子で深度毎の超音波ビームの幅がずれたり、送受信用の各圧電素子の配列密度が疎になり方位分解能が低下したりして超音波画像の画質が劣化するおそれがある。

【0011】

30

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、超音波画像の画質劣化を招くことなく、超音波および反射波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】

【0012】

本発明の超音波プローブは、超音波送信用の積層圧電素子と、反射波受信用の単層圧電素子とを備え、前記積層圧電素子および前記単層圧電素子は、送受信のチャンネル単位で一方向に交互に並べられており、前記チャンネルは前記積層圧電素子および前記単層圧電素子が並べられた方向に沿って複数配列されていることを特徴とする。

【0013】

なお、前記チャンネルは、各圧電素子を単体で使った場合は2~3個の圧電素子で構成されるものである。

40

【0014】

前記積層圧電素子および前記単層圧電素子にそれぞれ配線接続される送信回路および受信回路を備えることが好ましい。

【0015】

前記チャンネルの配列方向と直交する方向の一方の側に前記積層圧電素子の電極の引き出し、他方の側に前記単層圧電素子の電極の引き出しをそれぞれ形成することが好ましい。

【0016】

もちろん、前記チャンネルの配列方向と直交する方向の同じ側に各圧電素子の電極の引

50

き出しを形成してもよい。電極の引き出しが形成されるのは、例えば各圧電素子が載置されるバッキング材の側面等である。

【 0 0 1 7 】

反射波を受信して前記単層圧電素子から出力される検出電圧を増幅する増幅器を備え、前記単層圧電素子および前記増幅器は、電気容量性の伝送線路を介さず直接接続される。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、超音波の送信は積層圧電素子、反射波の受信は単層圧電素子で行い、これらの圧電素子を一方向に交互に並べて送受信のチャンネルを構成するので、超音波画像の画質劣化を招くことなく、超音波および反射波の送受信感度を向上させることができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 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 】 超音波送信用の超音波トランスデューサの構成を示す平面図である。

【 図 4 】 反射波受信用の超音波トランスデューサの構成を示す平面図である。

【 図 5 】 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 6 】 超音波トランスデューサアレイの別の構成を示す斜視図である。

【 発明を実施するための形態 】

20

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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）との間で回動自在である。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。

30

【 0 0 2 2 】

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。

40

【 0 0 2 3 】

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、送信用超音波トランスデューサ（以下、UTtと略す）27aと受信用超音波トランスデューサ（以下、UTrと略す）27b、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。

【 0 0 2 4 】

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、UTt 27a 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）。

50

【0025】

UTt27a、UTr27bはそれぞれ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。UTt27a、UTr27bの隙間およびその周囲には、充填材30が充填されている。

【0026】

音響整合層28a、28bは、UTt27a、UTr27b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、UTt27a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。

10

【0027】

UTt27a、UTr27bは、これらの組で超音波および反射波を送受信する1チャンネル（chで示す一点鎖線で囲む部分）を構成している。UTアレイ21全体としては、UTt27a、UTr27bがAZ方向に交互に複数並べられた構成であり、従ってUTアレイ21は複数の送受信チャンネルを有する。

【0028】

図3において、UTt27aは、内部電極35a、35b、および上面、下面電極36、37で上下全面を覆うように挟まれた3個の圧電体38a、38b、38cと、内部電極35a、35bの端面の一部を露出するように形成された絶縁パターン39a、39bと、絶縁パターン39a、39bを跨いで、内部電極35aと下面電極37、および内部電極35bと上面電極36をそれぞれ電氣的に接続する導体パターン40a、40bとから構成される積層圧電素子である。

20

【0029】

一方、UTr27bは、図4に示すように、1個の圧電体45を上面、下面電極46、47で挟んだ単層圧電素子である。なお、上面電極は音響整合層28a側、下面電極はバッキング材26側の電極である。

【0030】

UTt27aの各圧電体38a～38cは、矢印で示すように隣り合う圧電体が互いに逆向きに分極されている。UTr27bの圧電体45は、下面電極47から上面電極46に向かう方向に分極されている。UTt27a、UTr27bに用いられる圧電体としては、例えばPZT（チタン酸ジルコン酸鉛）系の同じ材質からなる圧電セラミックスが用いられる。

30

【0031】

UTt27aの上面電極36およびこれに導体パターン40bで繋がれた内部電極35b、並びにUTr27bの上面電極46は、グランド（図示せず）に接続される。UTt27aの下面電極37およびこれに導体パターン40aで繋がれた内部電極35a、並びにUTr27bの下面電極47は、図2に示すバッキング材26の一側面に形成された導体パターン31a、31bにそれぞれ接続される。

【0032】

導体パターン31a、31bは、バッキング材26の下方に延設されており、台座25の一側面に取り付けられた送信回路基板32aおよび受信回路基板32bにボンディングワイヤ33を介して接続される。送信回路基板32aおよび受信回路基板32bは、例えば、ポリイミド等のフレキシブルプリント基板である。各基板32a、32bには、UTt27a、UTr27bのそれぞれ2個分が接続される。なお、各基板32a、32bで賄うUTt27a、UTr27bの個数は2個以上であってもよい。

40

【0033】

UTアレイ21の製造に際しては、例えばグリーンシート法を利用する。この場合、圧電セラミックスグリーンシートのUTt27aに該当する部分のみに内部電極35a、35bの層を選択的に印刷形成し、UTr27bに該当する部分には電極層を形成しないでグリーンシート同士を積層していく。こうして作製されたグリーンシートの積層体を焼成

50

した後、バッキング材 26 に接着固定して U T t 27 a と U T r 27 b をダイシングにより分離し、U T t 27 a の一側面に絶縁パターン 39 a、39 b と導体パターン 40 a、40 b を形成する。そして、充填材 30 の充填、音響整合層 28 a、28 b、音響レンズ 29 の取り付け、U T t 27 a、U T r 27 b と各基板 32 a、32 b との配線接続等を行って U T アレイ 21 を完成させる。

【0034】

図 5 において、U T t 27 a には、パルサ 50 が接続されている。パルサ 50 は、C P U 51 の制御の下、走査制御部 52 によって駆動制御される。走査制御部 52 は、複数のパルサ 50 の中から、駆動させるパルサ 50 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、例えば送受信チャンネルが 128 チャンネルであった場合、128 チャンネルのうち、隣接する 48 チャンネルを 1 つのブロックとして、該チャンネルに属する各 U T t 27 a 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、駆動させるチャンネルを 1 ～ 数個ずつずらす。パルサ 50 は、走査制御部 52 から送信される駆動信号に基づいて、U T t 27 a に超音波を発生させるための励振パルスを送信する。

10

【0035】

U T r 27 b には、受信アンプ 53 を介してレシーバ 54 が接続され、レシーバ 54 には A / D 変換器（以下、A / D と略す）55 が接続されている。受信アンプ 53 には、例えば電圧帰還型または電荷蓄積型のものが用いられる。受信アンプ 53 は、反射波を受信して U T r 27 b から出力された検出信号（検出電圧）を増幅する。レシーバ 54 は、受信アンプ 53 で増幅された検出信号を受信する。A / D 55 は、レシーバ 54 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 54、A / D 55 と、前述のパルサ 50、受信アンプ 53 は、ここでは 3 組しか図示していないが、1 チャンネルに対して 1 組ずつ、つまりチャンネル数分設けられている。

20

【0036】

パルサ 50 は、送信回路基板 32 a に実装されている。受信アンプ 53、レシーバ 54、および A / D 55 は、受信回路基板 32 b に実装されている。U T r 27 b と受信回路基板 32 b は、前述のように導体パターン 31 b およびボンディングワイヤ 33 で接続されるので、U T r 27 b と受信アンプ 53 は、同軸ケーブル等の電気容量性の伝送線を介さずに互いに直接接続される。

30

【0037】

A / D 55 は、パラレル / シリアル変換回路（以下、P / S と略す）56 と接続している。P / S 56 は、各 A / D 55 からの検出信号をパラレルデータからシリアルデータに変換する。このシリアルデータは、ケーブル 20、コネクタ 19、プローブ接続部 17 を通って、携帯型超音波観測器 10 のシリアル / パラレル変換回路（以下、S / P と略す）60 に入力される。

【0038】

S / P 60 は、超音波プローブ 11 から送られてきたシリアルデータを元のパラレルデータに戻す。ビームフォーマ（以下、B F と略す）61 は、パラレルデータに戻された検出信号に対して、位相整合演算を施す。L o g 圧縮検波回路 62 は、B F 61 から出力される検出信号に L o g 圧縮を施し、その振幅を検波する。L o g 圧縮検波回路 62 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。

40

【0039】

デジタルスキャンコンバータ（以下、D S C と略す）63 は、C P U 64 の制御の下、検出信号をテレビ信号に変換する。D S C 63 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。

【0040】

C P U 64 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。C P U 64 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、C P U 64 は、超音波プローブ 11 への電源供給を制御する。

50

【 0 0 4 1 】

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 1 のコネクタ 1 9 を携帯型超音波観測器 1 0 のプローブ接続部 1 7 に挿入固定し、携帯型超音波観測器 1 0 と超音波プローブ 1 1 の電氣的機械的接続を得る。そして、操作部 1 4 を操作して携帯型超音波観測器 1 0 の電源を立ち上げるとともに、携帯型超音波観測器 1 0 から超音波プローブ 1 1 に電源を供給する。術者は、超音波プローブ 1 1 の走査ヘッド 1 8 を被検体に押し当てながら、携帯型超音波観測器 1 0 のモニタ 1 5 に表示される超音波画像を観察して診断を行う。

【 0 0 4 2 】

超音波プローブ 1 1 では、走査制御部 5 2 によって選択されたパルス 5 0 から該当チャンネルの U T t 2 7 a に励振パルスが送信され、U T t 2 7 a から被検体に超音波が照射される。走査制御部 5 2 により駆動されるパルス 5 0 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。

【 0 0 4 3 】

U T t 2 7 a 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該当チャンネルの U T r 2 7 b から出力される。U T r 2 7 b からの検出信号は、受信アンプ 5 3 で増幅された後、レシーバ 5 4 に受信され、A / D 5 5 で A / D 変換されてデジタル化される。A / D 5 5 でデジタル化された検出信号は、P / S 5 6 でシリアルデータ化されて携帯型超音波観測器 1 0 に送られる。

【 0 0 4 4 】

携帯型超音波観測器 1 0 では、S / P 6 0 によって検出信号がパラレルデータに戻る。その後、検出信号は B F 6 1 に送られて B F 6 1 で位相整合演算され、さらに L o g 圧縮検波回路 6 2 で L o g 圧縮、検波された後、メモリに一旦格納される。

【 0 0 4 5 】

L o g 圧縮、検波後の検出信号は、D S C 6 3 でテレビ信号に変換される。D S C 6 3 で変換されたテレビ信号は、D / A 変換されてモニタ 1 5 に超音波画像として表示される。

【 0 0 4 6 】

以上説明したように、超音波の送信は積層圧電素子である U T t 2 7 a 、反射波の受信は単層圧電素子である U T r 2 7 b に担わせ、これらを A Z 方向に交互に並べて送受信のチャンネルを構成するので、超音波画像の画質劣化を招くことなく、超音波および反射波の送受信感度を向上させることができる。

【 0 0 4 7 】

従来、1 つの送受信チャンネルは、積層、単層の圧電素子を単体で使った場合は 2 ~ 3 個の圧電素子で構成される。この場合、A Z 方向については、発振波長に対して 2 ~ 3 個の圧電素子を 1 つの点音源と見做している。このため、上記実施形態の如く 2 個の圧電素子で構成される送受信チャンネルの 1 個を送信用、もう 1 個を受信用として用いても、送受信チャンネル単位で点音源と見做すことは変わりがなく、方位分解能、画像生成等に影響を与えることはない。

【 0 0 4 8 】

但し、各圧電素子を単体で使ったときよりも、超音波の送信面（上面）は略半減し送信パワーも低下するので、これを補うように積層圧電素子の積層数を決定する必要がある。

【 0 0 4 9 】

単層圧電素子を送信用にした場合の印加電圧を V_1 、積層圧電素子を送信用にした場合の印加電圧を V_n 、超音波の送信面の面積率を S とした場合、積層圧電素子の積層数 N は、

$$N = V_1 / (V_n \cdot S) \cdots (1)$$

から求められる。積層数 N は、単層圧電素子に印加電圧 V_1 を掛けて得られていた送信パワーを、積層圧電素子に印加電圧 V_n を掛けたときに同様に得ることを可能にする値であ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 5 0 】

1つの送受信チャンネルを積層圧電素子と単層圧電素子の2個で構成する場合、 $S = 0.5$ である。例えば $V_1 = \pm 100 [V]$ 、 $V_n = \pm 20 [V]$ とした場合、(1)式より積層数 $N = 10$ である。このことから分かるように、上記実施形態の積層数 $N = 3$ は一例であり、1つの送受信チャンネルを構成する積層圧電素子の個数や使用するパルサの性能(パルサから積層圧電素子に与える印加電圧の大きさ)に応じて、積層圧電素子の積層数 N は適宜変更することが可能である。

【 0 0 5 1 】

また、1つの送受信チャンネルを積層圧電素子と単層圧電素子で構成する場合、全て単層圧電素子で構成する場合よりも、受信用の圧電素子の静電容量が低下するため、反射波を受信したときの検出信号のレベルは相対的に低くなる。上記実施形態では、この検出信号のレベルの低下を補うため、UTr27bと受信アンプ53とを電気容量性の伝送線路を介さずに互いに直接接続し、検出信号のレベル低下を最小限に食い止めている。

【 0 0 5 2 】

従って、1つの送受信チャンネルを積層圧電素子と単層圧電素子で構成しても、超音波画像の画質に与える影響はなく、超音波および反射波の送受信感度の向上のみを実現することができる。送受信感度が向上すれば、近年注目されているハーモニクイメーシングのための高調波を比較的精度よく取り込むことができる。例えば、送信用の積層圧電素子を基本波の送受信兼用とし、受信用の単層圧電素子を高調波受信用に構成すれば、よりハーモニクイメーシングの高画質化に資することができる。

【 0 0 5 3 】

上記実施形態では、導体パターン31a、31bや送信回路基板32aおよび受信回路基板32bを、バックング材26や台座25の一側面に設けているが、本発明はこれに限定されない。例えば図6に示すUTアレイ70のように、バックング材26や台座25のEL方向に対向する側面に送信用、受信用と分けてこれらを配置してもよい。

【 0 0 5 4 】

図6において、UTアレイ70は、基本的な構成は図2のUTアレイ21と同様であるが、導体パターン31a、31bがバックング材26の対向する側面に分れて形成され、送信回路基板71aおよび受信回路基板71bも台座25の対向する側面に分れて設けられている点異なる。各基板71a、71bは、AZ方向に長く形成された1つのフレキシブルプリント基板からなる。こうすることで、図2のUTアレイ21のように複数の基板を用意して取り付ける必要がなくなり、部品コストおよび製造工数を削減することができる。また、送受信の各基板が対向する側面に離れて設けられるので、一方の基板で発生したノイズが他方の基板に伝わることなく、回路駆動を安定化させることができる。

【 0 0 5 5 】

なお、導体パターンや各基板をバックング材や台座の内部に埋設しても可である。この場合、各基板に実装された部品、特に受信アンプの駆動熱をとるために水冷の冷却機構を設けてもよい。具体的には、バックング材や台座内に冷却水等の液状冷媒を流す管路を配管する。そして、管路に冷却機と循環ポンプを繋ぎ、受信アンプの駆動熱を奪った液状冷媒を冷却機で冷却しつつ、循環ポンプで管路内を循環させる。

【 0 0 5 6 】

各基板をバックング材等の側面に配する例と埋設する例を説明したが、一方の基板をバックング材の側面に配置し、他方はバックング材の内部に埋め込む、というように、これらを複合させてもよい。

【 0 0 5 7 】

上記実施形態では、携帯型超音波観測器と超音波プローブがケーブルで有線接続される例を挙げたが、携帯型超音波観測器と超音波プローブ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。この場合は図5のP/S56の後段とS/P60の前段に、検出信号を無線で遣り取りするための無線送信部と無線受信部をそれぞれ設ける。また、超音波

10

20

30

40

50

プローブにバッテリーを内蔵させ、バッテリーからの電源を超音波プローブの各部に供給する。

【 0 0 5 8 】

本発明によれば、超音波の送信用に積層圧電素子を用いた分、比較的低い電圧で $U T t$ を駆動しても、比較的高い送受信感度が得られるので、上記の無線超音波プローブのようにバッテリー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することができ、ひいては超音波プローブの小型化にも寄与することができる。

【 0 0 5 9 】

なお、 $U T$ アレイとパルサおよびレシーバの間に、駆動する $U T t$ 、 $U T r$ を選択的に切り替えるマルチプレクサを介挿してもよい。例えば送受信チャンネルが 128 チャンネルで、隣接する 48 チャンネルを 1 つのブロックとして、該チャンネルに属する各 $U T t$ に任意の遅延差を与えて駆動する場合、マルチプレクサで駆動させるチャンネルを選択する。こうすれば、一度に駆動するチャンネル数分（この場合は 48 チャンネル分）、パルサとレシーバ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。また、走査制御部からマルチプレクサに切り替え信号を送信するだけで済むので、走査制御も簡単になる。

【 0 0 6 0 】

上記実施形態では、積層圧電素子および単層圧電素子の圧電体を同じ材質からなる圧電セラミックスとしているが、異なる材質で形成してもよい。また、1 つの送受信チャンネルを積層圧電素子と単層圧電素子の 1 個ずつとした場合を例示したが、例えば積層圧電素子を 2 個（または 1 個）、単層圧電素子を 1 個（または 2 個）として、1 つの送受信チャンネルを 3 個の圧電素子で構成してもよい。この場合も圧電素子を送信用、受信用と $A Z$ 方向に交互に並べることに変わりはなく、上記例でいえば、送信用、受信用、送信用（または受信用、送信用、受信用）と交互に並べる。

【 0 0 6 1 】

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、リニア電子走査型、ラジアル電子走査型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。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 2 】

- 2 超音波診断装置
- 10 携帯型超音波観測器
- 11 超音波プローブ
- 21、70 超音波トランスデューサアレイ（ $U T$ アレイ）
- 27a 送信用超音波トランスデューサ（ $U T t$ ）
- 27b 受信用超音波トランスデューサ（ $U T r$ ）
- 32a、71a 送信回路基板
- 32b、71b 受信回路基板
- 50 パルサ
- 51 $C P U$
- 53 受信アンプ
- 54 レシーバ
- 55 A / D 変換器（ A / D ）
- 64 $C P U$

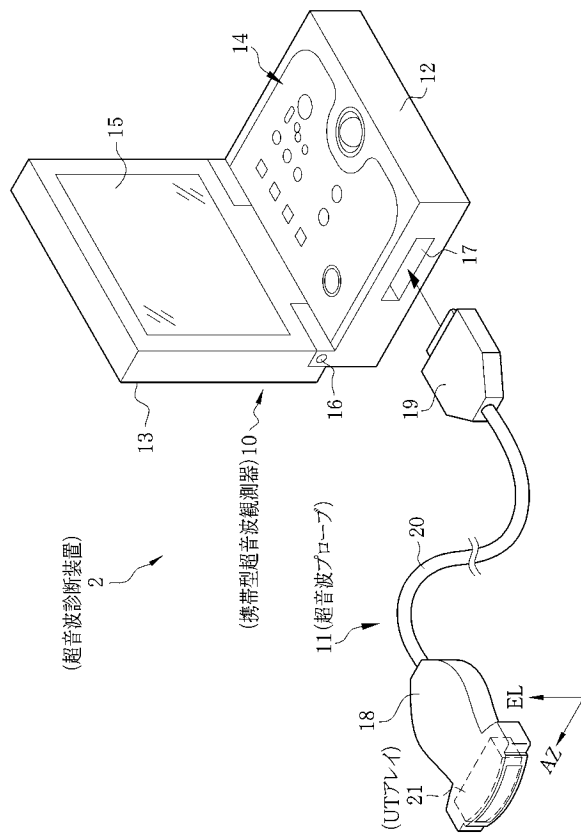
10

20

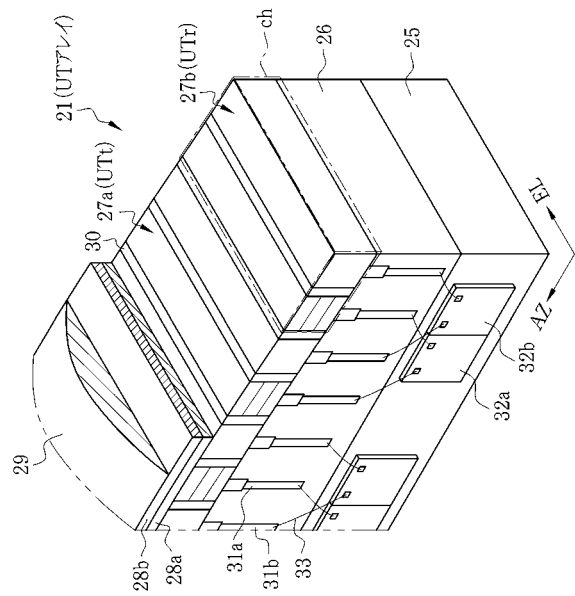
30

40

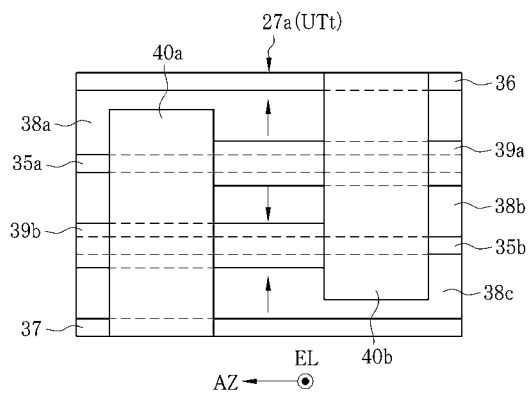
【図 1】



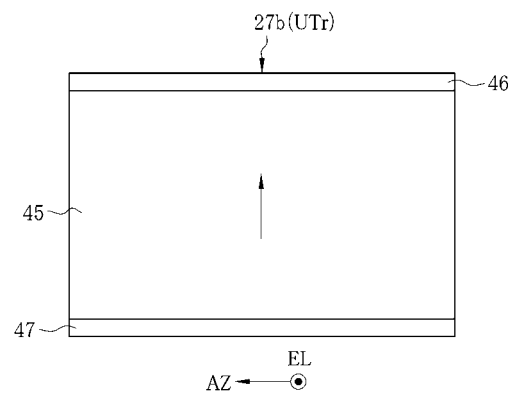
【図 2】



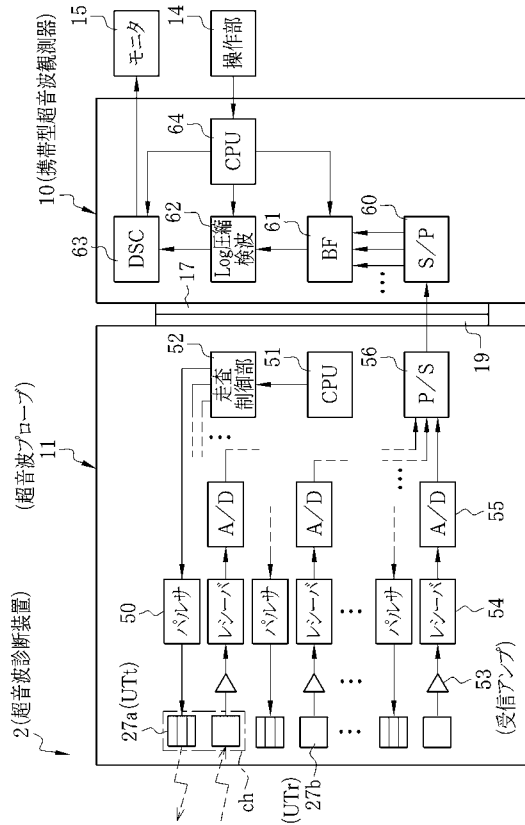
【図 3】



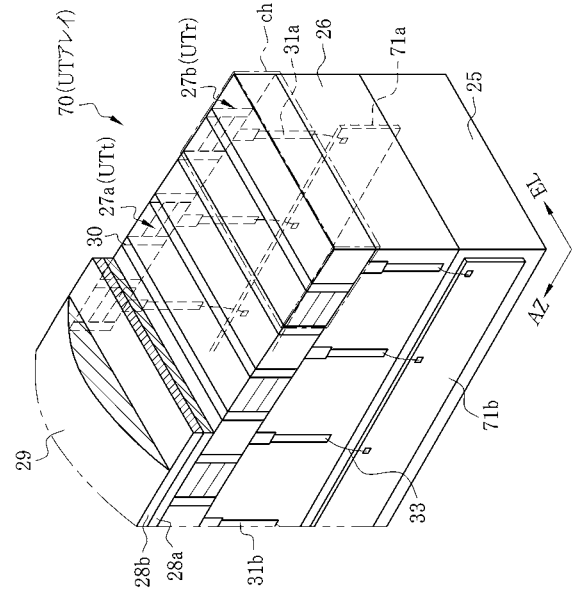
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.			F I		テーマコード (参考)
H 0 1 L	41/22	(2006.01)	H 0 1 L	41/08	S
H 0 1 L	41/09	(2006.01)	H 0 1 L	41/08	N
			H 0 1 L	41/08	Z
			H 0 1 L	41/08	Q
			H 0 1 L	41/22	B
			H 0 1 L	41/08	P
			H 0 1 L	41/08	C
			H 0 1 L	41/08	L
			H 0 1 L	41/08	J
			H 0 1 L	41/08	K

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP2011072585A	公开(公告)日	2011-04-14
申请号	JP2009227545	申请日	2009-09-30
[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 G01N29/24 H04R17/00 H01L41/083 H01L41/08 H01L41/22 H01L41/09 H01L41/257 H01L41/27		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4281 A61B8/4405 A61B8/4472 A61B8/4483 B06B1/0622		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.330.E H04R17/00.330.H H04R17/00.332.A H01L41/08.S H01L41/08.N H01L41/08.Z H01L41/08.Q H01L41/22.B H01L41/08.P H01L41/08.C H01L41/08.L H01L41/08.J H01L41/08.K H01L41/27		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/BC03 2G047/CA01 2G047/CB01 2G047/EA05 2G047/GA14 2G047/GB02 2G047/GB17 4C601/EE03 4C601/GB04 4C601/GB22 5D019/AA21 5D019/BB14 5D019/BB28 5D019/BB29 5D019/EE06 5D019/FF04		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不降低超声波图像质量的情况下，提高超声波和回波的传输和接收灵敏度。解决方案：超声探头11具有发射超声换能器 (UTt) 27a和接收超声换能器 (UTr) 27b。发射超声换能器UTt 27a是多层压电元件，接收超声换能器UTr 27b是单层压电元件。发射和接收超声换能器UTt 27a和UTr 27b在AZ方向上交替布置，并且彼此邻接以组成单个信道以发送和接收超声波和回波。发射超声换能器UTt 27a连接到其上实现脉冲发生器50的发射电路板31a，并且接收超声换能器UTr 27b连接到其上实现放大器53的接收电路板31b。接收超声换能器UTr 27b直接连接到放大器53，而不通过电容传输线。 Z

