

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 61957

(P2003 - 61957A)

(43)公開日 平成15年3月4日(2003.3.4)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 8/02		A 6 1 B 8/02	4 C 0 1 7
5/0245		H 0 4 R 17/00	330 L 4 C 3 0 1
H 0 4 R 17/00	330		330 Y 4 C 6 0 1
		B 0 6 B 1/06	Z 5 D 0 1 9
// B 0 6 B 1/06		3/04	5 D 1 0 7

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 10数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 258356(P2001 - 258356)

(22)出願日 平成13年8月28日(2001.8.28)

(71)出願人 000002325

セイコーインスツルメンツ株式会社

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地

(72)発明者 村松 博之

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セイ

コーインスツルメンツ株式会社内

(72)発明者 新荻 正隆

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セイ

コーインスツルメンツ株式会社内

(74)代理人 100096378

弁理士 坂上 正明

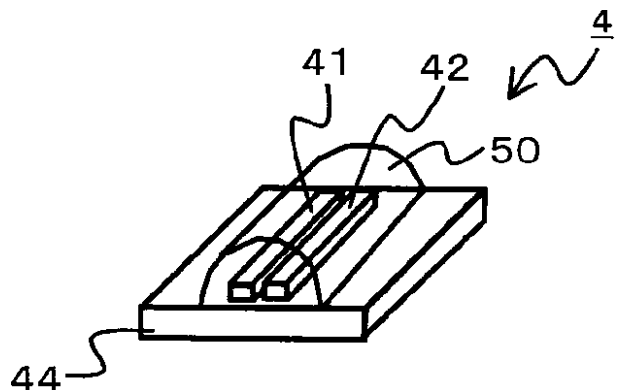
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 圧電トランスデューサ及び該圧電トランスデューサを用いた脈波検出装置

(57)【要約】

【課題】 複雑な回路、駆動を用いる必要がなく、また、圧電素子の形状を制約することがなく、受信感度を向上させ、ノイズ信号を検出しにくい、すなわちS/N比の高い圧電トランスデューサ及び、該圧電トランスデューサを使用した脈波検出装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 上記課題を解決するため、入力された駆動信号に応じて測定対象物内に超音波を送信する圧電素子（以下、送信用圧電素子）と、超音波が生体内部によって反射した反射波を受信する圧電素子（以下、受信用圧電素子）を少なくとも有する圧電トランスデューサにおいて、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子上に設けられ、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子との間隙上に焦点を有するレンズ層を設ける構成とした。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 入力された駆動信号に応じて測定対象物内に超音波を送信する圧電素子（以下、送信用圧電素子）と、

該圧電素子から間隙を隔てて設けられ、かつ、前記超音波が前記測定対象物内部によって反射した反射波を受信する圧電素子（以下、受信用圧電素子）とを、

少なくとも一対有する圧電トランスデューサにおいて、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子上に設けられ、かつ、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子との前記間隙 10 上方の前記測定対象物位置に焦点を有するレンズ層を設けたことを特徴とする圧電トランスデューサ。

【請求項 2】 前記レンズ層は、前記間隙から前記焦点までの距離が等しくなるように設けられたことを特徴とする請求項 1 に記載の圧電トランスデューサ。

【請求項 3】 前記レンズ層は、前記測定対象物に対して凸状に形成されたことを特徴とする請求項 1 あるいは請求項 2 に記載の圧電トランスデューサ。

【請求項 4】 前記レンズ層は、前記測定対象物に対して凹状に形成されたことを特徴とする請求項 1 あるいは 20 請求項 2 に記載の圧電トランスデューサ。

【請求項 5】 前記レンズ層は、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子の間で分断されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の圧電トランスデューサ。

【請求項 6】 前記分断されたレンズ層の間に超音波を反射する材質を設けたことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の圧電トランスデューサ

【請求項 7】 前記レンズ層の上部に生体と音響インピーダンスが近い材質の樹脂層を設けたことを特徴とする 30 請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の圧電トランスデューサ。

【請求項 8】 前記樹脂層は前記圧電トランスデューサの前記測定対象物に接する面が平坦になるように設けられたことを特徴とする請求項 7 に記載の圧電トランスデューサ。

【請求項 9】 前記レンズ層と前記圧電素子の間に音響インピーダンスが前記レンズ層と前記圧電素子との間の値となる材質の層を設けたことを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれかに記載の圧電トランスデューサ。 40

【請求項 10】 請求項 1 から 9 に記載の圧電トランスデューサを有し、

前記送信用圧電素子及び受信用圧電素子を駆動する駆動部と、

前記送信用圧電素子が発生した超音波と、前記受信用圧電素子が受信した反射波とから脈波を検出する検出部とからなり、

前記圧電素子は短冊状であり、前記測定対象物である血管内を流れる血流に対して、この短冊状の圧電素子の長手方向を垂直方向に配して測定を行うことを特徴とする*50

*脈波検出装置。

【請求項 11】 入力された駆動信号に応じて測定対象物内に超音波を送信する圧電素子（以下、送信用圧電素子）と、

該圧電素子から間隙を隔てて設けられ、かつ、前記超音波が前記測定対象物内部によって反射した反射波を受信する圧電素子（以下、受信用圧電素子）とを、

少なくとも一対有する圧電トランスデューサにおいて、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子上に設けられたレンズ層であって、前記測定対象物位置に焦点を結ぶために、前記送信用圧電素子のある部分と前記送信用圧電素子と対になる前記受信用圧電素子の相対する部分を結んだ線を含む面での前記レンズ断面の上部端面が円弧上であるレンズ層を設けたことを特徴とする圧電トランスデューサ。

【請求項 12】 前記送信用圧電素子、受信用圧電素子は短冊状であり、長手方向が向かいあっており、前記レンズは前記長手方向に中心軸を有する半円筒形状であることを特徴とする請求項 11 に記載の圧電トランスデューサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、圧電トランスデューサ、及び圧電トランスデューサを用いた脈波検出装置に係わり、詳細には、動脈に対する超音波の送受信により脈波を検出するための、圧電トランスデューサ、及び脈波検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】生体の脈波には、病気の診断において重要な情報が含まれており、近年、病院等の医療施設において、患者の腕に携帯型脈波検出装置を装着させて、この携帯型脈波検出装置から送信された患者の脈波検出データを病院側で受信し、患者の状態を把握するシステムが検討されている。圧電素子は、脈波検出装置の小型化・軽量化に有効であり、上述したシステムに適用することもふまえて、圧電素子を使用した脈波検出装置の開発が進められている。

【0003】図 14 は、従来における脈波検出装置に使用される圧電トランスデューサ 100 を示す図である。

図 14 に示すように、圧電トランスデューサ 100 は、2 つの圧電素子 110、120 を樹脂 130 の中に埋め込み固定したものである。ここで、各圧電素子 110、120 の厚み方向の両面には、金属製の電極が形成される（図示省略）。また、圧電素子 110 の両電極には、駆動電圧印加用のプローブ（端子、引き出し線等）が接続され、圧電素子 120 の上下電極には、電圧信号出力用のプローブ（図示省略）が接続される。

【0004】圧電素子 110、120 はどちらか一方を超音波送信用として、他方を超音波受信用として使用することで、送信用の圧電素子によって送信された超音波

が血管内の血液で反射し、反射してきた超音波を受信用圧電素子で受信することで血流の変化を得ようとしている。

【0005】また、図16に従来の超音波探触子を示す。

【0006】図16のように、超音波を一定の深さの焦点に集中させるため、圧電素子の表面に圧電素子の長手方向に凸となるレンズ210（音響レンズ）を設けている。

【0007】複数の短冊状に切断された圧電素子220を配列し、各圧電素子220を走査して駆動することで生体内部の情報を得ようとしている。各圧電素子は超音波の送信、受信を一枚で行っており、超音波の送信後、一定時間後に生体内部で反射してきた超音波を受信する。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】図15は、手首2と圧電トランスデューサ100の関係を示した図であるが、従来の樹脂に生め込んだ圧電トランスデューサの場合、図15のように送信側の圧電素子110から広がって放射された超音波の反射波を受信することとなってしまう（図15中の矢印で示す経路）、図15に示す超音波の一部140は受信側の圧電素子120によって受信されずに漏洩してしまうため、感度に限界があった。

【0009】また、生体内部には動脈以外にもさまざまな組織があり、これらの組織からの情報は脈波の検出の際にはノイズ信号となり、脈波の検出感度の低下につながる。

【0010】従来の樹脂に生め込んだ圧電トランスデューサの場合、焦点が無いため、皮膚から血管までの間のすべての組織で超音波の反射、反射波の受信が起こってしまい、ノイズ信号を検出しやすい構造であった。超音波の減衰は生体内部の深さとともに増大するため、特に血管の位置より浅い部位の組織（たとえば腱など）からの反射波は減衰が少ないため、反射波の大きさが大きくなり、大きなノイズ信号となってしまう。

【0011】一方、図16に示す一般的な超音波探触子においては以下の問題点があった。図16における音響レンズ210のレンズ形状においては、レンズ中での音速を $V1$ 、生体中での音速を $V2$ とすると、レンズを透過した超音波は次式で与えられる距離の点に集束する。

【0012】
$$F = r / (V2 / V1 - 1) \quad (1)$$

ここで、 F は焦点距離、 r はレンズの曲率半径である。一般的に脈波を測定するのは橈骨動脈、頸動脈などであるが、皮膚からの深さは3～5mm程度である。

【0013】生体中での音速を 1500m/s 、レンズの材質を、その材質中での音速が 1000m/s であるシリコンゴムとすると、レンズの曲率半径は $1.5 \sim 3.0\text{mm}$ 程度となる。

【0014】図16のような探触子の場合、図17は図

16の探触子200の側面図であるが、音響レンズ210の曲率半径 R を $1.5 \sim 3.0\text{mm}$ とすると、使用する圧電素子の長さ L を $1.5\text{mm} \sim 3.0\text{mm}$ 以下にする必要が生じる。

【0015】図18は手首2と超音波探触子200の関係を示した図であるが、圧電素子の長さ L は手首回り方向の検出範囲と等しくなる。ここで、動脈の血管径は 3mm 程度であり、手首回り方向の検出範囲は前述の通り、 $1.5\text{mm} \sim 3.0\text{mm}$ であるため、超音波探触子を橈骨動脈付近に当接させて脈などの情報を検出する際、動脈と超音波探触子の位置合わせが極めて困難なものとなり、測定が困難なものとなってしまった。また、圧電素子の幅、長さ方向の形状を変えると、圧電素子の幅、長さ方向の共振点が変わり、所望の振動モード（例えば厚み方向）に悪影響を及ぼす可能性もあるため、圧電素子の形状が制限されるのは圧電トランスデューサの設計上、望ましくない。

【0016】さらに、超音波を送信した後、時間差をつけて同じ圧電素子で受信を行うため、駆動回路が複雑になるという問題点があった。

【0017】以上の点から、従来の圧電素子を利用した圧電トランスデューサ、及び該圧電トランスデューサを用いた脈波検出装置において、以下の問題点があった。通常の超音波探触子に関しては、

1. 圧電素子の長手方向に凸になるレンズでは、浅い部位の測定を行う場合は、圧電素子の長さを極端に短くする必要があり、測定できる範囲が極めて狭くなってしまう。

【0018】2. 1枚の圧電素子で送信、受信を行うのは駆動回路が複雑になる。

【0019】一方、超音波を送信、受信を別々の圧電素子で行うタイプの圧電トランスデューサについては、

1. 送信側圧電素子によって送信し、橈骨動脈などの血管によって反射してきた超音波のうち、広がって漏れてくるものを受信側圧電素子で受信していたため、送信・受信効率が悪かった。

【0020】2. 焦点がないため、必要のない部位からの反射も大きくなり、ノイズの原因となっていた。

【0021】そこで、本発明は、複雑な回路、駆動を用いる必要がなく、また、圧電素子の形状を制約することがなく、受信感度を向上させ、ノイズ信号を検出しにくい、すなわち S/N 比の高い圧電トランスデューサ及び、該圧電トランスデューサを使用した脈波検出装置を提供することを目的とする。

【0022】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明による脈波検出装置は、入力された駆動信号に応じて測定対象物内に超音波を送信する圧電素子（以下、送信用圧電素子）と、該圧電素子から間隙を隔てて設けられ、かつ、前記超音波が前記測定対象物内部によ

って反射した反射波を受信する圧電素子（以下、受信用圧電素子）とを、少なくとも一対有する圧電トランスデューサにおいて、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子上に設けられ、かつ、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子との前記間隙上部の前記測定対象物位置に焦点を有するレンズ層を設ける構成とした。

【0023】さらに、前記レンズ層は、前記生体に対して凸状、凹状に形成したり、前記レンズ層を、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子の間で分割したり、前記レンズ層の上部に生体と音響インピーダンスが近い材質の樹脂層を設けた構成とした。このような構成とすることで、超音波の送信、受信を別々の圧電素子で行っても、生体内部の任意の深さの点に超音波をフォーカスすることが可能となり、受信感度の向上、及びノイズの減少を達成することができる。

【0024】

【発明の実施の形態】本発明による脈波検出装置は、入力された駆動信号に応じて生体内に超音波を送信する圧電素子（以下、送信用圧電素子）と、超音波が生体内部によって反射した反射波を受信する圧電素子（以下、受信用圧電素子）を少なくとも有する圧電トランスデューサにおいて、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子上に設けられ、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子との間隙上に焦点を有するレンズ層を設ける構成とした。

【0025】このような構成とすることで、超音波の送信、受信を別々の圧電素子で行っても、生体内部の任意の深さの点に超音波をフォーカスすることが可能となり、受信感度の向上、及びノイズの減少を達成することができる。

【0026】さらに、前記レンズ層は、前記生体に対して凸状、凹状に形成した。

【0027】レンズ層の音速が生体内の音速より早い場合は凹状、遅い場合は凸状のレンズ層を用いることで、効果的に超音波を収束させることが可能となる。

【0028】また、前記レンズ層を、前記送信用圧電素子と受信用圧電素子の間で分割したり、前記レンズ層の上部に生体と音響インピーダンスが近い材質の樹脂層を設け、前記樹脂層を圧電トランスデューサの表面が平坦になるように設けられた構成とした。

【0029】このような構成とすることで、レンズ層を通して超音波が直接送信用圧電素子から受信用圧電素子に伝播し、ノイズの原因となることを防ぐことができる。また、前記レンズ層の上部に生体と音響インピーダンスが近い材質の樹脂層を設け、前記樹脂層を圧電トランスデューサの測定対象物と接する面が平坦になるように設けることで、圧電トランスデューサを生体などに押し当て、前記レンズ層の形状が変化してしまうような場合でも、超音波の伝播経路を変えることなく、前記レンズ層の形状が変化することを防ぐことができる。

【0030】詳細は以下の実施例において述べる。

【0031】[実施例1] 図1～図7を参照して本発明の圧電トランスデューサを使用した、脈波検出装置の1実施例について詳細に説明する。

【0032】先ず、図1～図2を参照して、脈波検出装置1の外観について説明する。

【0033】図1は、本発明を適用した脈波検出装置1の外観上の構成を示す側面図であり、図2は、図1に示した脈波検出装置1を生体2（腕）に装着した状態を示す図である。

【0034】図2に示すように、脈波検出装置1は、処理部3、圧電トランスデューサ4、バンド5、及び止め金具6によって概略構成されており、図2に示すように、脈波検出装置1は、生体2に装着することにより常時携帯可能である。ここで、処理部3及び圧電トランスデューサ4は、バンド5に取り付けられており、バンド5及び止め金具6によって生体2（図中の破線部）に装着される。この時、圧電トランスデューサ4は、生体2の橈骨（とうこつ）動脈あるいは尺骨動脈付近（図示省略）に当接される。また図示しないが、処理部3と圧電トランスデューサ4は導線により接続されており、この導線を介して処理部3から駆動用電圧信号が圧電トランスデューサ4に入力され、圧電トランスデューサ4で測定された電圧信号が処理部3に入力される。

【0035】次に、図3を参照して脈波検出装置1の処理部3について説明する。図3は、処理部3の内部構成と、処理部3と圧電トランスデューサ4の接続状態を示すブロック図である。図3に示すように、処理部3は、演算処理部31、駆動回路32、及び表示部33によって概略構成されている。

【0036】演算処理部31は、内部に備えた記憶領域（図示省略）に記憶されている処理プログラムを実行することによって、脈の検出に関する各種処理を実行し、その処理結果を表示部33に表示する。

【0037】演算処理部31は、脈測定時に、駆動回路32から圧電トランスデューサ4の送信用圧電素子41（詳細は後述）に特定の駆動用電圧信号を出力させる。

【0038】また、演算処理部31は、送信用圧電素子41から発せられた超音波の周波数と、受信用圧電素子42で受信され血流のドップラ効果により変化した超音波の周波数と、を比較して脈を検出する。

【0039】駆動回路32は、演算処理部31の指示に従って、特定の駆動用電圧信号を圧電トランスデューサ4の送信用圧電素子41に出力する。

【0040】表示部33は、液晶表示画面等によって構成されており、演算処理部31から入力される脈波検出結果等を表示する。

【0041】次に、図4、図5を参照して、脈波検出装置1の圧電トランスデューサ4について説明する。図4は、圧電トランスデューサ4の構成を示す概要図であり、図5は、圧電トランスデューサ4を側面から見た図

である。

【0042】図4に示すように、圧電トランスデューサ4は、送信用圧電素子41、受信用圧電素子42、基板44、レンズ層50によって概略構成されている。送信用圧電素子41と受信用圧電素子42は短冊状であり、その長手方向が向き合う形で、間隙を設けて形成されている。

【0043】ここで、送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42の厚み方向の両面には、図示しない電極が形成されている。図示しない導線により、送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42の厚さ方向に電圧を印加する事が可能である。

【0044】また、送信用圧電素子41は、図示しない両面の電極が処理部3の駆動回路32と導線によって接続されている。そして、送信用圧電素子41の両面に設けられた電極に、駆動回路32から特定の駆動用電圧信号が印加されると、送信用圧電素子41は、励振して特定周波数の超音波を発生し、生体内（図6の2a参照）に送信する。本実施例では9.6MHzで励振させた。

【0045】受信用圧電素子42は、その両面に設けられた電極が処理部3の演算処理部31と導線によって接続されている。受信用圧電素子42は、生体から超音波を受信すると、この超音波を電圧信号に変換し、処理部3の演算処理部31に出力する。

【0046】尚、送信用圧電素子41と受信用圧電素子42に、同一の圧電素子を使用してもよい。また、これら圧電素子41、42の形状については任意であり、送信用と受信用に形状の異なる圧電素子を使用してもよい、さらに送信用圧電素子及び受信用圧電素子は、それぞれ複数個設置することも可能である。

【0047】本実施例では、送信用圧電素子、受信用圧電素子として厚さ0.2mm（共振周波数9.6MHz）、外形1.0×8mmのPZTを、基板44は厚さ1.0mm、外形4×12mmのガラスエポキシ基板を使用した。

【0048】次に、図3及び図6を参照して、脈波検出装置1における処理部3及び圧電トランスデューサ4の動作について説明する。図6は本実施例の脈波検出装置の圧電トランスデューサ4と生体2との配置関係を示した図である。

【0049】まず、生体に脈波検出装置1を装着すると（図6では圧電トランスデューサ4のみ記載）、図6に示すように、圧電トランスデューサ4が生体2（の橈骨（とうこつ）動脈あるいは尺骨動脈付近）に当接される。そして、脈の検出時に、図3に示す演算処理部31は、駆動回路32から送信用圧電素子41の両面に設けられた電極に特定の駆動用電圧信号を出力させる。

【0050】送信用圧電素子41は、両面に設けられた電極に入力された駆動用電圧信号に基づいて励振し超音波を発生し、該超音波を生体2（図6参照）内に送信す

る。生体2内に送信された超音波は動脈内の血流2aにより反射され、圧電トランスデューサ4の受信用圧電素子42により受信される（超音波の伝播経路を矢印で示す）。受信用圧電素子42は、受信した超音波を電圧信号に変換して、両面に設けられた電極から演算処理部31に出力する。

【0051】次に、演算処理部31は、送信用圧電素子41から送信された超音波の周波数と、受信用圧電素子42で受信され血流のドップラ効果により変化した超音波の周波数と、を比較して生体の脈を検出する。そして、演算処理部31は、脈の検出結果を表示部33に表示する。

【0052】このようにして、脈波検出装置1は、生体の脈を測定・表示する。

【0053】次に本実施例の圧電トランスデューサ4の製造方法について図4を用いて説明する。送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42はアルミ、Auなどの金属を真空蒸着等を行うことで両面に電極を形成し、外形をダイシングなどにより切断する。

【0054】基板44と送信用圧電素子41、受信用圧電素子42を接着剤などにより固定する。

【0055】さらに、送信用圧電素子41に設けられた両面電極は図示しない配線により、図3の処理部3の駆動回路32に接続され、受信用圧電素子に設けられた両面電極は処理回路31に接続される。

【0056】次に、送信用圧電素子41、受信用圧電素子42の上面にレンズ層50を設けて圧電トランスデューサ4を形成する。

【0057】次にレンズ層50について図5、図6、図7を用いて詳細に説明する。前述した通り、橈骨動脈など脈波を測定する部位の血管の皮膚からの深さは3～5mm程度である。

【0058】そのため、レンズ層50の焦点距離を3mmとした。この場合、式（1）で算出すると、レンズ層の曲率半径は1.5mmとなる。したがって、今回はレンズ層50として材質はシリコンゴム、形状は半径1.5mmの半円筒形状とした。

【0059】この場合、図5のように、距離f（この場合は3mm）離れた焦点55に超音波が収束して送信され、焦点55に反射物があれば、反射波は収束して受信用圧電素子42に受信される。この時、レンズの曲率中心が、送信用圧電素子41と受信用圧電素子42を結んだ線の垂直二等分線上にあるようにすると受信感度をより向上させることができる。この図では焦点55は、送信用圧電素子41受信用圧電素子42の間隙g上方にある。

【0060】図4で、レンズ層を、短冊状の圧電素子の長手方向に中心軸を有する半円筒形状とした。すなわち、図5に示すように、測定する部位に焦点を結ぶために、送信用圧電素子41のある部分とそこから最短距離

にある受信用圧電素子 42 の相対する部分を結んだ線を含む面でのレンズ断面の上部端面が円弧上である。

【0061】水中に設置した真鍮板への超音波の反射強度（送信用圧電素子 41 から送信された超音波が圧電トランスデューサ 4 から 3.0 mm 程度離して対向・設置された真鍮板に反射して受信用圧電素子 42 によって検出される割合）を測定したところ、レンズ層 50 がない状態では 2.5 % だったが、本実施例のようなレンズ層 50 を設けたところ、4.0 % になり、反射強度が 1.5 倍程度になり、結果として脈検出感度も向上すること 10 ができた。

【0062】なお、図 5 における圧電素子の間隔 g も感度に大きく影響するが、本実施例では 0.3 mm とした。

【0063】図 7 にこのときの圧電トランスデューサ表面から反射物（真鍮板）までの距離と反射強度の結果を示す。横軸がトランスデューサ表面から反射物（真鍮板）までの距離であり、縦軸が反射強度（感度）である。図 7 から明らかに離間距離 3 mm に焦点が生じ、また、検出感度も全体的に向上していることがわかる。 20

【0064】また、本実施例のように、脈波検出装置 1 において処理部 3 と圧電トランスデューサ 4 とを離れた構造にするのではなく、1 つのモジュールとして構成してもよい。これによって、脈波検出装置 1 の部品点数が少なくなり製造コストを抑えることができる。さらに、処理部 3 と圧電トランスデューサ 4 の間の配線を簡略化することができる。

【0065】また、処理部 3 内に通信部等を設けて、脈測定結果を病院内の管理システムに送信する構成にしてもよく、これにより、脈波検出装置 1 を装着した患者の 30 状態を常時把握することができる。

【0066】なお、本実施例の詳細な部分については、上記実施例の内容に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で適宜変更可能である。例えば、本実施例では圧電素子の励振周波数を 9.6 MHz としたが、共振周波数 5 MHz 程度の圧電素子を利用して、励振周波数を 5 MHz 程度としても特に問題はない。

【0067】[実施例 2] 本発明の脈波検出装置に関わる圧電トランスデューサの 1 実施例について図 8 を用いて説明する。図 8 は本実施例の脈波検出装置に関わる圧 40 電トランスデューサ 4 の側面図である。処理部、バンド及び止め具、圧電素子、基板の材質、形状は実施例 1 と同様のものを使用した。

【0068】図 8 は圧電素子 41、42 とレンズ層 50 との間に整合層 48 を設けた形態である。

【0069】整合層 48 の材質について説明する。整合層 48 は、エポキシ系樹脂またはシリコン系樹脂からなり、送信用圧電素子 41、受信用圧電素子 42 の保護と、生体と各圧電素子 41、42 との間で効率良く超音波を伝搬させる効果がある。

【0070】生体と各圧電素子 41、42 との間で効率良く超音波を伝搬するためには、整合層 48 の音響インピーダンスを、音響レンズの音響インピーダンス Z_L と圧電素子の音響インピーダンス Z_c との間の値にする必要がある。音響インピーダンスとは、音波の伝搬のしやすさを示す値であり、その値はヤング率や密度によって変化する。

【0071】そして、図 8 に示す構成を有する圧電トランスデューサ 4 において、整合層 48 の理想的な音響インピーダンス Z_m は、

$$Z_m = (Z_c \times Z_L)^{1/2} \dots \text{式 (1)}$$

によって示すことができる。そして、式 (1) に、シリコンゴムの音響インピーダンス $Z_L = 1.5 \text{ M (N} \cdot \text{s} \cdot \text{e} \cdot \text{c} / \text{m}^3)$ 、 Z_c (PZT を使用) $= 30 \text{ M (N} \cdot \text{s} \cdot \text{e} \cdot \text{c} / \text{m}^3)$ を代入すると、 $Z_m = \text{約 } 6.7 \text{ M (N} \cdot \text{s} \cdot \text{e} \cdot \text{c} / \text{m}^3)$ となる。

【0072】また、整合層 48 の基板厚み方向の厚さは、薄いほど良く、本実施例のような構成では、100 μm 以下が適当である。スパインコートあるいは、バーコートにより整合層 48 を基板 44 上に塗布し、熱あるいは紫外線で整合層 48 を硬化させることにより、一定の厚さで均一に整合層 48 を配置することができる。

【0073】以上から、本実施例では、整合層 48 に、音響インピーダンスが約 $3 \text{ M (N} \cdot \text{s} \cdot \text{e} \cdot \text{c} / \text{m}^3)$ であるエポキシ系の樹脂を厚さ 100 μm で塗布して使用している。

【0074】このような音響整合層を設けることで圧電素子と音響レンズの間で超音波の反射が起きにくくなり、さらに効果的に超音波を生体内に送信し、また生体内からの反射波を受信することが可能となる。

【0075】[実施例 3] 本発明の脈波検出装置の 1 実施例に関わる圧電トランスデューサ 4 について、図 9 を用いて説明する。図 9 は本実施例の脈波検出装置に関わる圧電トランスデューサ 4 の斜視図である。処理部、バンド及び止め具、圧電素子、基板の材質、形状は実施例 1 と同様のものを使用した。

【0076】図 9 はレンズ層 50 を送信用圧電素子 41、受信用圧電素子 42 の間で分割して溝 56 を設けた構成である。

【0077】レンズ層 50 がつながっている場合、送信用圧電素子 41 から受信用圧電素子 42 へ超音波が生体内に入らずに音響レンズ層内を通じて伝播してしまう。このような直接伝播波はノイズの原因となり、感度、 S/N 比の低下につながる。

【0078】本実施例のように音響レンズ層 50 を分割することで上記直接伝播波を抑制することができる。

【0079】また、図 10 はレンズ層 50 を分割した溝に超音波反射層 52 を設けた構成を示す。図 9 のようにレンズ層 50 を分割してもレンズ層 50 がシリコンゴムなどのやわらかい材質である場合、生体に圧電トランス 50

デューサを押し当てると、レンズ層 50 が変形し、分割した溝 56 がつながってしまう可能性がある。そこで本実施例のように、超音波反射層 52 を溝 56 にうめ込めば、上記のような場合にも分割の効果を損ねることがない。

【0080】なお、超音波反射層 52 の材質は、音響インピーダンスがレンズ層 50 と大きくことなれば良く、今回はステンレス製の板を溝 56 に挿入した。

【0081】[実施例 4] 本発明の脈波検出装置の 1 実施例に関わる圧電トランスデューサ 4 について、図 11 10 を用いて説明する。図 11 は本実施例の脈波検出装置に関わる圧電トランスデューサ 4 の斜視図である。処理部、バンド及び止め具、圧電素子、基板の材質、形状は実施例 1 と同様のものを使用した。

【0082】図 11 はレンズ層 50 の周りに樹脂層 53 を設けた構成を示す図である。レンズ層 50 が剥き出しの場合、圧電トランスデューサ 4 を生体の皮膚などに押し当てると、レンズ層 50 が変形して図 7 に示すような特性が得られない恐れがある。

【0083】本実施例のように、樹脂層 53 をレンズ層 20 50 の周りに設け、圧電トランスデューサ 4 の表面を平坦にすることで生体に押し当てたときでも良好な特性を得ることができる。

【0084】なお、樹脂層 53 の材質は、前述の式 (1) を損ねないためには、生体の音速に近い必要がある。生体の音速と異なると、式 (1) の関係は成立しない。本実施例では、音速 1400 m/s 程度のシリコンゴムを用いた。

【0085】[実施例 5] 本発明の脈波検出装置の 1 実施例に関わる圧電トランスデューサ 4 について、図 1 30 2、図 13 を用いて説明する。図 12 は本実施例の脈波検出装置に関わる圧電トランスデューサ 4 の斜視図である。処理部、バンド及び止め具、圧電素子、基板の材質、形状は実施例 1 と同様のものを使用した。

【0086】図 12 は凹状のレンズ層 50 を用いた実施例である。

【0087】式 (1) が成立するためにはレンズ層の音速を V_1 、生体の音速を V_2 とすると、 $V_1 < V_2$ の場合である。

【0088】音速は物質のヤング率と密度で決まるため、音速が小さいものは一般的にヤング率が小さくなる。そのため、レンズ層の強度を考慮すると、ヤング率が大きく、耐久性の高い材質を選定する場合もある。このような場合、図 12 のような凹レンズ形状とすることで、レンズ層 50 の強度を向上させつつ、レンズの効果も得ることができる。

【0089】図 13 は図 12 のレンズ層 50 の上部に樹脂層 54 を設けた実施例である。橈骨動脈などの比較的皮膚から浅い部位の測定の場合、レンズの曲率は前述したように数 mm と小さくなる。そのため、凹状のレンズ*50

*層のくぼみに生体の皮膚が追従せず、レンズ層と皮膚が接触しなくなるため、脈波などの生体情報を検出できなくなる。

【0090】この場合、実施例 5 と同じく、生体と音速が極めて近い材質の樹脂層を凹状のレンズのくぼみに設けることで、圧電トランスデューサ 4 の表面を平坦化することができる。樹脂層 54 の音速が生体の音速と差があると、超音波の伝播経路が変わるため、生体の音速に近い材質を選定する必要がある。

【0091】

【発明の効果】以上のように、本発明の脈波検出装置によれば、複雑な回路、駆動を用いる必要がなく、また、圧電素子の形状を制約することなく受信感度を向上させることができる。

【0092】レンズ層を送信用圧電素子、受信用圧電素子上に設け、送信用圧電素子から測定対象物に当たって反射し受信用圧電素子に行く時の上記レンズ層の焦点が、送信用圧電素子と受信用圧電素子との間隙上方にくるようにしたことで、所望の深さに焦点を合わせ、超音波の送信強度、受信感度を向上させ、脈波などの生体情報の検出感度、S/N 比を向上させることができ、結果として脈波検出能力の向上、消費電力の低下を達成することができる。

【0093】また、レンズ層を送信用圧電素子、受信用圧電素子の間隙状で分断したり、分断した溝に超音波反射層を設けることで、送信用圧電素子から受信用圧電素子へ直接超音波が伝播してノイズが発生することを防ぐことができ、さらに S/N 比の向上ができるという効果がある。

【0094】さらにレンズ層の上部に生体の音速に近い材質の樹脂層を設けることで、生体に圧電トランスデューサを押し当てても、レンズ形状が変形することが無く、所望の効果を得ることができ、感度の向上を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明を適用した脈波検出装置の構成を示す外観図である。

【図 2】本発明の脈波検出装置を生体（腕）に装着した状態を示す外観図である。

【図 3】処理部の内部構成と、圧電トランスデューサとの接続状態を示すブロック図である。

【図 4】本発明による脈波検出装置の圧電トランスデューサの構成を示す図である。

【図 5】圧電トランスデューサの側面図である。

【図 6】圧電トランスデューサが生体に当接された状態を示す図である。

【図 7】測定結果を示す図である。

【図 8】整合層を設けた圧電トランスデューサの説明図である。

【図 9】レンズ層を分割した圧電トランスデューサの説

明図である。

【図 10】分割した溝に超音波反射層を設けた説明図である。

【図 11】樹脂層を設けた圧電トランスデューサの説明図である。

【図 12】凹状のレンズ層を設けた圧電トランスデューサの説明図である。

【図 13】凹状のレンズ層を設けた圧電トランスデューサの説明図である。

【図 14】従来の圧電素子を使用した脈波検出装置を示す図である。

【図 15】従来の圧電素子を使用した脈波検出装置を示す図である。

【図 16】従来の圧電素子を使用した超音波探触子を示す図である。

【図 17】従来の圧電素子を使用した超音波探触子を示す側面図である。

【図 18】従来の圧電素子を使用した脈波検出装置を示す図である。

【符号の説明】

1 脈波検出装置

2 生体

2 a 血管

* 3 処理部

3 1 演算処理部

3 2 駆動回路

3 3 表示部

4 圧電トランスデューサ

4 1 送信用圧電素子

4 2 受信用圧電素子

4 3 基板

5 0 レンズ層

5 2 超音波反射層

5 3 樹脂層

5 4 樹脂層

5 6 溝

5 バンド

6 止め金具

1 0 0 脈波検出装置

1 1 0 , 1 2 0 圧電素子

1 3 0 樹脂

1 4 0 超音波

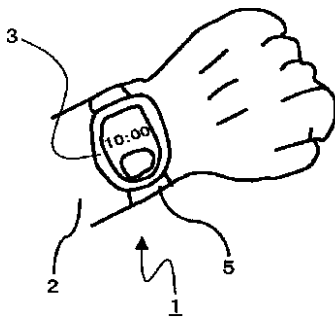
2 0 0 超音波探触子

2 1 0 音響レンズ

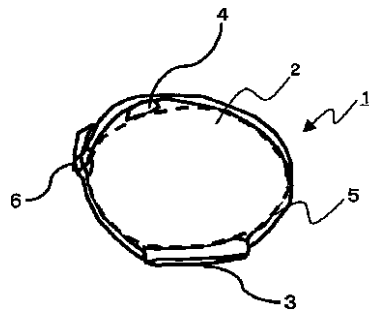
2 2 0 圧電素子

*

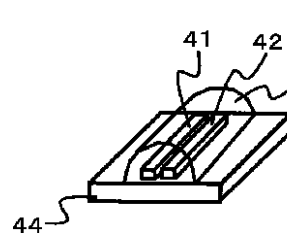
【図 1】



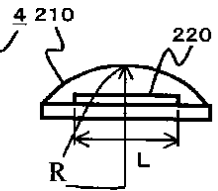
【図 2】



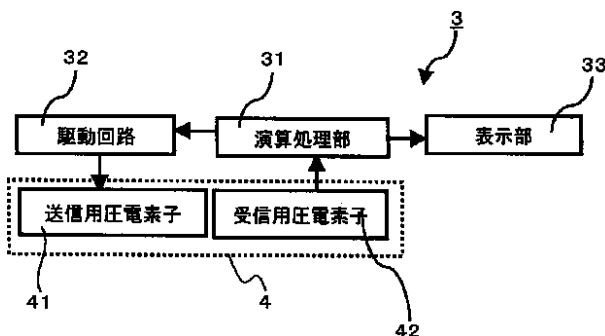
【図 4】



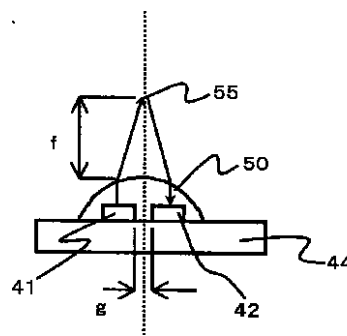
【図 17】



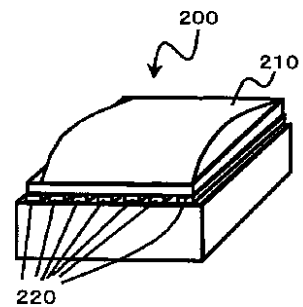
【図 3】



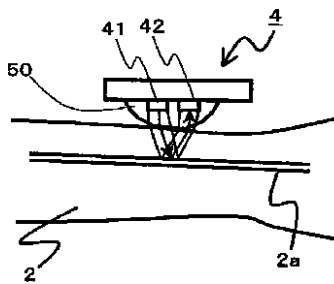
【図 5】



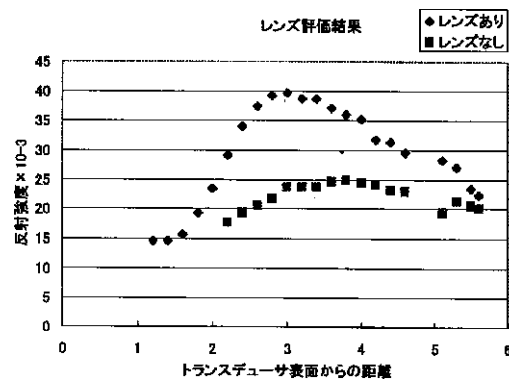
【図 16】



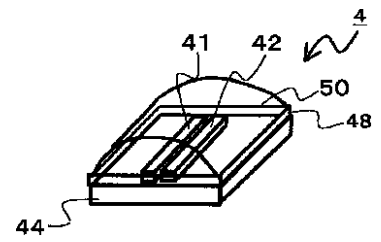
【図6】



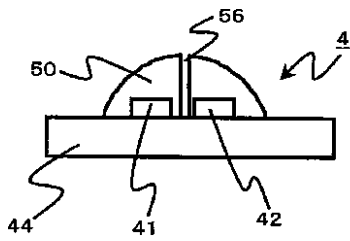
【図7】



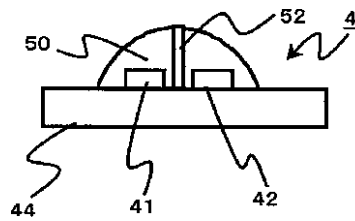
【図8】



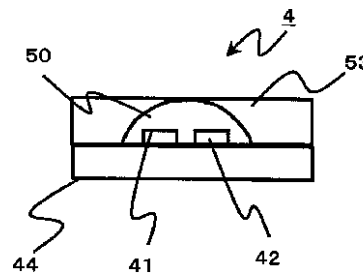
【図9】



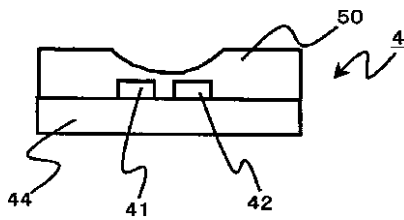
【図10】



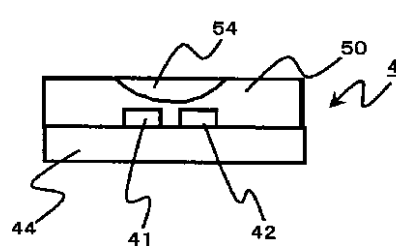
【図11】



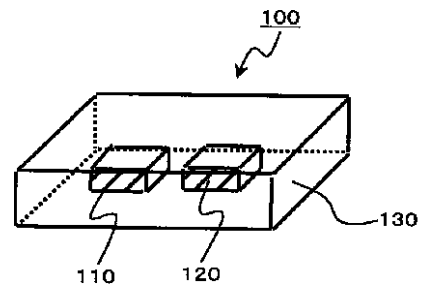
【図12】



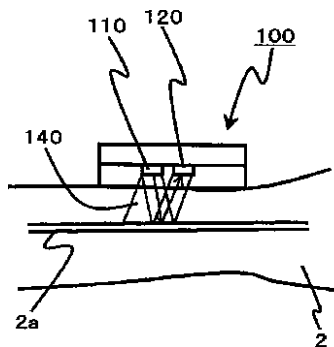
【図13】



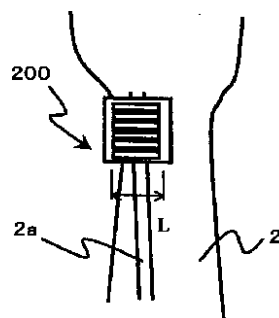
【図14】



【図15】



【図18】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト (参考)
B 0 6 B 3/04		A 6 1 B 5/02	3 1 0 P
			3 1 0 K

F タ-ム (参考)	4C017	AA09	AB02	AC23	FF30
	4C301	AA02	AA03	DD02	DD10 EE04
		EE06	EE15	EE17	EE20 GA01
		GB04	GB22	GB28	GB29 GB33
		GB37	GB40	HH23	
	4C601	DD07	DE01	EE02	EE03 EE12
		EE14	EE30	GA01	GB01 GB02
		GB03	GB04	GB24	GB25 GB26
		GB32	GB33	GB34	GB35 GB41
		GB42	GB45	GB50	
	5D019	BB17	FF04	GG03	
	5D107	AA03	BB07	CC01	CC10 CC13
		FF02	FF08		

专利名称(译)	压电换能器和使用压电换能器的脉波检测装置		
公开(公告)号	JP2003061957A	公开(公告)日	2003-03-04
申请号	JP2001258356	申请日	2001-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
[标]发明人	村松博之 新荻正隆		
发明人	村松 博之 新荻 正隆		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B8/02 B06B1/06 B06B3/04 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/02 H04R17/00.330.L H04R17/00.330.Y B06B1/06.Z B06B3/04 A61B5/02.310.P A61B5/02.310.K		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AB02 4C017/AC23 4C017/FF30 4C301/AA02 4C301/AA03 4C301/DD02 4C301/DD10 4C301/EE04 4C301/EE06 4C301/EE15 4C301/EE17 4C301/EE20 4C301/GA01 4C301/GB04 4C301/GB22 4C301/GB28 4C301/GB29 4C301/GB33 4C301/GB37 4C301/GB40 4C301/HH23 4C601/DD07 4C601/DE01 4C601/EE02 4C601/EE03 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/EE30 4C601/GA01 4C601/GB01 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB24 4C601/GB25 4C601/GB26 4C601/GB32 4C601/GB33 4C601/GB34 4C601/GB35 4C601/GB41 4C601/GB42 4C601/GB45 4C601/GB50 5D019/BB17 5D019/FF04 5D019/GG03 5D107/AA03 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CC10 5D107/CC13 5D107/FF02 5D107/FF08 4C601/LL28		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种压电换能器，该压电换能器不需要使用复杂的电路和驱动器，并且不限制压电元件的形状，提高了接收灵敏度，并且难以检测到噪声信号，即高信噪比。本发明的目的是提供一种使用压电换能器的脉搏波检测装置。为了解决上述问题，提供一种压电元件，其根据输入的驱动信号将超声波发送到被测物（以下称为发送压电元件），并反射在生物体内反射的超声波。在至少具有接收波的压电元件（以下称为接收压电元件）的压电换能器中，在发射压电元件和接收压电元件之间的间隙上设置有压电元件。提供具有焦点的透镜层。

