

(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2002 - 165767

(P2002 - 165767A)

(43)公開日 平成14年6月11日(2002.6.11)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 5/0245		A 6 1 B 8/02	4 C 0 1 7
8/02		H 0 4 R 17/00	330 H 4 C 3 0 1
H 0 4 R 17/00	330		330 J 5 D 0 1 9
		A 6 1 B 5/02	310 K
			310 J

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 7 数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 365598(P2000 - 365598)

(22)出願日 平成12年11月30日(2000.11.30)

(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 山本 三七男

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 株式

会社エスアイアイ・アールディセンター内

(72)発明者 中村 敬彦

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 株式

会社エスアイアイ・アールディセンター内

(74)代理人 100096378

弁理士 坂上 正明

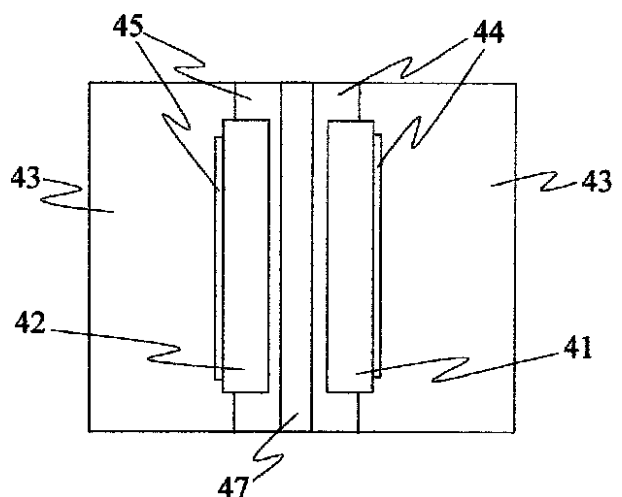
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 脈センサ及び脈検出装置

(57)【要約】

【課題】 送受信用圧電素子が直接に基板表面に対して平行に取り付けられているので、大きなドップラ現象を大きく引き起こすことが困難で、脈の検出感度が弱い。

【解決手段】 送受信用圧電素子が送受信基板上に傾斜層によって傾斜させられて、圧電素子の下側に空隙が存在するように設置し、且つ傾斜層と圧電素子が全辺接着されていないため、超音波を血管に角度を大きく照射でき、空隙と傾斜層の部分的な接着により裏に漏洩する、もしくは漏洩して入ってくる超音波を遮断でき、脈の検出感度を向上させることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 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送信用の圧電素子と、超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信する受信用の圧電素子と、前記圧電素子のうち少なくとも一方が一つの表面に設けられた基板を備え、前記基板には前記圧電素子を傾斜させて設置するための傾斜層を備え、前記基板表面の一部と前記基板表面に備えた前記傾斜層の少なくとも二箇所の部分との間に前記圧電素子が架橋して設置されており、前期基板を支持するために、前記基板が生体に接する面の裏面側に設けられた支持部を備えたことを特徴とする脈検出装置。

【請求項 2】 前記基板表面の一部と前記基板表面に備えた前記傾斜層の少なくとも二箇所の部分との間に前記圧電素子が架橋して設置されていることにより存在する前記圧電素子と前記基板との間が空隙を形成することを特徴とする請求項 1 に記載の脈検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、圧電素子を検出素子として用いた脈検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】生体の脈には病気の診断に適用できる重要な情報が含まれている。そこで、近年、患者の腕に携帯型脈検出装置を装着させて、この携帯型脈検出装置から送信された患者の脈検出データを病院が受信し、患者の状態を把握するシステムが病院等の医療施設において検討されている。脈検出装置の小型化・軽量化のために圧電素子を用いることは有効であり、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検出装置の開発が進められている。

【0003】圧電素子を使用した従来の脈検出装置 100 を図 7 に示す。図示するように、脈検出装置 100 は、2 つの圧電素子 110、120 を樹脂（またはゲル）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、金属性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 の両面の電極には電圧信号出力用のプローブ（端子、引き出し線等）が接続される（図示省略）。

【0004】そして、病院の診察時に、この脈検出装置 100 を使用して患者の脈を検出している。詳細には、圧電素子 110 の両電極に駆動用の電圧を印加すると、圧電素子 110 が励振して超音波を発生し、超音波は樹脂 130 を介して生体内に送信される。生体内に送信された超音波は生体の血流によって反射し、反射した超音波が樹脂 130 を介して圧電素子 120 によって受信される。この時、圧電素子 110 が送信した超音波と、圧電素子 120 が受信した超音波には、血流のドップラ効

果によって周波数変化が生じる。また、血流の速度は脈と同期して変化するため、この超音波の周波数変化によって生体の脈が検出される。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】ところで、圧電素子を利用した前述の脈検出装置においては、送信用の圧電素子、受信用の圧電素子が基板表面に対して平行に取り付けられているので、生体内の血管を流れる血流に対して垂直に近い角度で超音波が入射され、大きなドップラ現象を大きく引き起こすことが困難である。また、受信用の圧電素子に向かって反射して戻ってくる反射波についても、受信用圧電素子が生体表面に対して角度を持っていないため、受信感度も弱いものになってしまう。

【0006】ただし、送受信用の圧電素子を取りつけた基板を生体表面に対して角度を持って取り付けると、圧電素子と生体表面までの間に、厚い樹脂層が必要となり、この樹脂層により超音波の減衰量が増え、結果として感度が小さくなってしまふ。

【0007】そこで、本発明は、超音波送信用の圧電素子と超音波受信用の圧電素子とを傾斜させて配置するとともに、脈の検出感度を向上させ、品質のばらつきが生じにくい脈検出装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明による脈検出装置は、送信用の圧電素子と受信用の圧電素子が送受信基板の一面上に傾斜層によって傾斜させられて固定載置され、傾斜層と送受信基板に圧電素子が架橋するような形に設置されている。さらに、傾斜層の方端全辺が圧電素子の接着面に接触するように設置しているわけではなく、一部だけが圧電素子に接している。そして、この送受信基板を支えるとともに送信用圧電素子及び受信用圧電素子に接しない支持部を備えている。

【0009】このような構成によれば、送信用圧電素子及び受信用圧電素子の双方は、送受信基板上に載置固定されるため、これら圧電素子を精度良く設計通りに配置することができる。また、送信用圧電素子が発生した超音波は、送受信基板を介して生体内に送信され、また、生体の血流による反射波も、送受信基板を介して生体から受信用圧電素子に伝達するので、機能上問題は生じない。

【0010】また、送信用の圧電素子の振動は、樹脂中の場合全ての方向に振動してしまうが、送信用の圧電素子の裏面側は傾斜層により空隙が存在するため、無駄なく基板側のみに振動が伝わる。したがって、本発明の構成によれば、品質にばらつきが生じにくい脈検出装置を提供することができ、また、脈の検出感度を向上させることができる。

【0011】しかも、送信用の圧電素子は傾斜層により斜めに取り付けられているので、超音波が生体内の血管

に対して大きな角度を持って照射される。従って、生体の血流のドップラ効果が大きくなり、送信用圧電素子で発生する超音波と、受信用圧電素子で受信される反射波との周波数変化が大きくなる。つまり、脈検出装置における脈の検出強度が向上する。

【0012】さらに、受信用の圧電素子も傾斜層により斜めにとりつけられているので、反射してくる超音波の入射角度も垂直に近くなり、受信強度が大きくなるとともに、受信用圧電素子の裏側には空隙が存在し、裏側からノイズとして進入してくる直接波を減少させている。さらに、傾斜層からも圧電素子に対してノイズが進入するが、傾斜層全辺と圧電素子が接しておらず、その一部と接しているだけなので、ノイズの進入がこの構成でさらに減少させている。その結果として、受信感度が向上する。つまり、脈検出装置における脈の検出感度が向上する。

【0013】さらに、圧電素子そのものが送受信基板に傾斜させて取り付けられているので、圧電素子が平らに取り付けられている場合と比較しても、生体表面との間に存在する樹脂層の厚みに差がほとんど無く、樹脂層の中を進行する時の超音波の減衰量が最小に抑えられる。

【0014】また、検出部によって検出された脈を表示する表示部を備える構成としてもよい。また、手首に当該脈検出装置を装着するためのベルトを備える構成とすることによって、生体が脈検出装置を容易に携帯することができる。

【0015】

【発明の実施の形態】本発明による脈検出装置は、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送信用の圧電素子と、超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信する受信用の圧電素子と、前記圧電素子のうち少なくとも一方が一つの表面に設けられるとともに、前記圧電素子を傾斜させて設置するための傾斜層を備え、前記基板表面の一部と前記基板表面に備えた前記傾斜層の少なくとも二箇所の部分との間に前記圧電素子が架橋して設置されており、前期基板を支持するために、前記基板が生体に接する面の裏面側に設けられた支持部を備えた構成である。このような構成の脈検出装置によれば、超音波の血管への挿入角度を大きくでき、また、反射波の受信角度も大きくできる。その結果、本発明の構成によれば、脈の検出感度を向上させることができる。

【0016】さらに、前記基板表面の一部と前記基板表面に備えた前記傾斜層の一部との間に架橋して存在する前記圧電素子と前記基板との間に空隙を作るため、受信用の圧電素子に対して裏側から漏洩する発進波の量を軽減することができる。

【0017】詳細は以下の実施例において述べる。

【0018】

【実施例】以下に、図面を参照して本発明による脈検出

装置の実施例について詳細に説明する。

【0019】本発明による脈検出装置 1 の外観上の構成を示す側面図を図 2 に示す。また、図 2 に示した脈検出装置 1 を生体 2 (腕) に装着した状態を図 3 に示す。

【0020】図 2 に示すように、脈検出装置 1 は、処理部 3、測定部 4、バンド 5、及び止め金具 6 によって概略構成されている。図 3 に示すように、脈検出装置 1 は生体 2 に装着することにより常時携帯可能である。処理部 3 及び測定部 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 2 中の破線部) に装着される。この時、測定部 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 と測定部 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測定部 4 に入力され、測定部 4 で測定された電圧信号が処理部 3 に入力される。

【0021】脈検出装置 1 の処理部 3 の内部構成と、処理部 3 と測定部 4 の接続状態を示すブロック図を図 4 に示す。図示するように、処理部 3 は、処理演算部 3 1、駆動回路 3 2、及び表示部 3 3 によって概略構成されている。

【0022】処理演算部 3 1 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 3 3 に表示する。また、処理演算部 3 1 は、脈測定時に駆動回路 3 2 から測定部 4 の送信用圧電素子 4 1 (詳細は後述)に特定の駆動用電圧信号を出力させる。また、処理演算部 3 1 は、送信用圧電素子 4 1 から発せられた超音波の周波数と、受信用圧電素子 4 2 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を比較して脈を検出する。

【0023】駆動回路 3 2 は、処理演算部 3 1 の指示に従って、特定の駆動用電圧信号を測定部 4 の送信用圧電素子 4 1 に出力する。

【0024】表示部 3 3 は、液晶表示画面等によって構成されており、処理演算部 3 1 から入力される脈検出結果等を表示する。

【0025】次に、脈検出装置 1 の測定部 4 を上から見た上面図を図 1 に、脈検出装置 1 の測定部 4 の断面図を図 6 に示す。送信用基板 4 4 の上に傾斜層 4 3 が存在し、前記傾斜層 4 3 と前記送信用基板 4 4 に架橋するように送信用圧電素子 4 1 が存在している。そして、受信用基板 4 5 の上に傾斜層 4 3 が存在し、前記傾斜層 4 3 と前記送信用基板 4 5 に架橋するように送信用圧電素子 4 2 が存在している。送受信基板 4 4、4 5 は支持部 4 6 によって保持されている。

【0026】次に、脈検出装置 1 の測定部の製造方法を説明する。電極をパターンニングしたガラス基板を送受信基板 4 4、4 5 として作製する。基板はガラスに限らず、ガラエポ基板であっても良い。そして、送受信基

板44、45上にレジストをスクリーン印刷法により塗布し、送受信基板44、45の所定の位置に傾斜層43として形成する。そして、傾斜層43が形成された送受信基板44、45の上に架橋するように圧電素子41、42を設置し、送受信基板44、45上の電極と圧電素子41、42を接着する。このときに、傾斜層43と圧電素子41、42の間には、上から見て送受信基板44、45が見えるように隙間を開けて設置する。すなわち、傾斜層43全辺が圧電素子41、42に接触しないように設置する。このときの隙間の大きさは、後工程で保護層として封止する樹脂48が隙間から送受信基板44、45表面に流れていかない最大の大きさが理想である。約500ミクロン以下であれば、樹脂48は流れ出さないのので、今回は、500ミクロンの隙間を形成した。

【0027】また、送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42と送受信基板44、45の接合には、各種接着剤を用いる方法と拡散結合や共晶結合を利用した方法がある。拡散接合とは2つの金属が互いに接した状態で加圧加熱されることによって、金属原子の熱拡散を相互金属間で発生させて接合させる方法である。共晶結合とは、2つの金属が互いに接した状態で加圧加熱することによって、互いの金属を溶融し、その後冷却することによって、合金を相互金属間に生成することによって接合させる方法である。送受信基板44、45と、送信用圧電素子41もしくは受信用圧電素子42とを接合する際に拡散結合及び共晶結合を使用する利点は、接合界面に接着層が形成されず、接合界面における超音波の振動の減衰を低減させることができることである。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。今回は導電性の接着剤を用いた方法で接着を行った。そして、圧電素子41、42の上面にも配線を行う必要があるのので、次に、送受信基板44、45上の配線と圧電素子41、42の上面を導線等を用いて接続する。接続方法は、ワイヤーボンディング法を用いても良いし、導電性接着剤によって、導線を接着しても良い。

【0028】そして、電気的な結線が終了した後、保護層として樹脂48を形成する。これは高分子性接着剤、例えばエポキシ樹脂やシリコン樹脂を用いる。ここまで製造した圧電素子基板部を支持部46に接着する。このときの接着剤は、機械的強度があれば、どの種類の接着剤でも構わないが、今回はエポキシ系の接着剤を用いた。

【0029】また、送信用圧電素子41は、処理部3の駆動回路32と導線によって電氣的に接続されている。そして、送信用圧電素子41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、生体内に送信する。

【0030】受信用圧電素子42は、処理部3の処理演算部31と導線によって電氣的に接続されている。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の処理演算部31に出力する。

【0031】また、生体に接する面には樹脂層48が形成されている。ここで、樹脂層48はエポキシ系樹脂またはシリコン系樹脂からなり、これら使用する樹脂の種類によって、送受信基板44、45における生体との接触面の性質が異なる。例えば、樹脂層48にエポキシ系樹脂を使用した場合、エポキシ系樹脂の音響インピーダンスは、送受信基板43の音響インピーダンスと生体の音響インピーダンスとの間の値であるため、生体と送受信基板44、45の界面で起こる超音波の反射を更に低減させることができる。したがって、生体と送受信基板44、45との間で効率良く超音波を伝搬させることができる。また、樹脂層48にシリコン系樹脂を用いた場合には、シリコン系樹脂は軟質であるため、樹脂層48によって送受信基板44、45と生体との密着性が向上する。したがって、生体と送受信基板44、45との間に存在する空気層を低減させることができ、この空気層による超音波の振動の減衰を抑えることができる。また、シリコン系樹脂は、生体との適合性がよく、皮膚に密着させても影響が少ない。

【0032】今回は樹脂層として、エポキシ系樹脂の上にシリコン系樹脂を重ねて、2層の樹脂層とした。これにより、超音波の反射、減衰を防ぐことができる。

【0033】次に、図4及び図5を参照して、脈検出装置1における処理部3及び測定部4の動作について説明する。

【0034】まず、生体に脈検出装置1を装着すると、図5に示すように、測定部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4に示す処理演算部31は、駆動回路32から送信用圧電素子41に特定の駆動用電圧信号を出力させる。

【0035】送信用圧電素子41は、入力された駆動用電圧信号に基づいて励振して超音波を発生し、樹脂層48を介して生体2内に送信する。このとき、生体2とは逆方向に発生する超音波は、傾斜層43によって形成された空隙49によって遮断され、また、傾斜層43を介して漏洩する超音波も、傾斜層43の一部としか送信用圧電素子41が接しない構造としているため、軽減される。従って、生体2側の方に効率良く超音波が送信される。生体2内に送信された超音波は、送信用圧電素子41が傾斜層43によって傾斜が付けられて設けられているので、血流2aに対して角度を持って入射する。そして、超音波は血流2aにより反射され、測定部4の受信用圧電素子42により受信される。受信用圧電素子は傾斜層によって傾斜がつけられて設置されているので、反

射してくる超音波を、より強く受信することができる。そして、受信用圧電素子 4 2 は、受信した超音波を電圧信号に変換して、処理演算部 3 1 に出力する。

【0036】次に、処理演算部 3 1 は、送信用圧電素子 4 1 から送信された超音波の周波数と、受信用圧電素子 4 2 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を比較して生体の脈を検出する。この周波数の比較を行うときに、送信用圧電素子 4 1 から直接受信用圧電素子 4 2 に漏れ伝わってくる漏洩超音波の量が多いと、この漏洩超音波がノイズとなり、脈の検出感度が落ちるが、送受信圧電素子 4 1、4 2 の裏側に設けた空隙層 4 9 により、この漏洩超音波を遮断しており、さらに、傾斜層 4 3 から漏洩して伝わってくる漏洩超音波も、傾斜層 4 3 の一部としか受信用圧電素子 4 2 が接しない構造としているため、軽減されている。従って、生体の脈の検出感度は向上している。そして、処理演算部 3 1 は、脈の検出結果を表示部 3 3 に表示する。このようにして、脈検出装置 1 は、生体の脈を測定・表示する。

【0037】

【発明の効果】以上のように、本発明の脈検出装置によれば、送信用の圧電素子と受信用の圧電素子が送受信基板の一面上に傾斜層によって傾斜させられて固定載置され、さらに、傾斜層の一辺全体と圧電素子が接している構造ではなく、傾斜層の一部と圧電素子が接している構成で、さらに、この送受信基板を支えとともに送信用圧電素子及び受信用圧電素子に接しない支持部を備えている構成のため、送受信基板上に制度良く配置することができ、送信用の圧電素子の裏面側に存在する空隙により、裏側に漏れる漏洩超音波が遮断され、効率良く送信方向に超音波が発射でき、脈の検出感度を向上させることができる。

【0038】また、送信用の圧電素子が傾斜しているため、超音波が生体内の血管に対して大きな角度を持って照射されることにより、生体の血流のドップラ効果が大きくなり、脈の検出強度を向上させることができる。さらに、送信用圧電素子の裏側には空隙が存在し、送信用圧電素子と傾斜層の接触領域も全辺ではなくて、一部に限定しているため、送信用圧電素子の裏側に漏れる超音波が遮断、もしくは軽減され、生体方向に効率良く超音波を照射できる。

【0039】また、受信用の圧電素子も傾斜しているた

め、反射超音波の入射角度も垂直に近くなり、受信強度が大きくなるとともに、受信用圧電素子の裏側には空隙が存在し、受信用圧電素子と傾斜層の接触領域も全辺ではなくて、一部に限定しているため、受信用圧電素子の裏側からノイズとして進入してくる直接波を減少させ受信感度が向上し、脈の検出感度を向上させることができる。

【0040】また、圧電素子そのものが送受信基板に傾斜させて取り付けられているため、圧電素子が平らに取り付けられている場合と比較しても、生体表面との間に存在する樹脂層の厚みに差がほとんど無く、樹脂層の中を進行する時の超音波の減衰量が最小に抑えることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による脈検出装置の測定部の上面を示す図である。

【図 2】本発明を適用した脈検出装置の構成を示す外観図である。

【図 3】本発明の脈検出装置を生体（腕）に装着した状態を示す外観図である。

【図 4】処理部の内部構成と、測定部との接続状態を示すブロック図である。

【図 5】測定部が生体に当接された状態を示す図である。

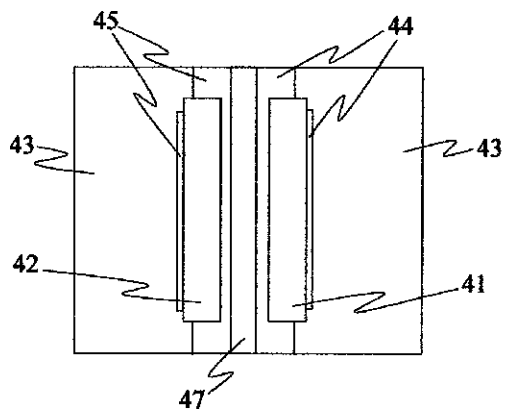
【図 6】本発明による脈検出装置の測定部の構成断面を示す図である。

【図 7】従来例を示す図である。

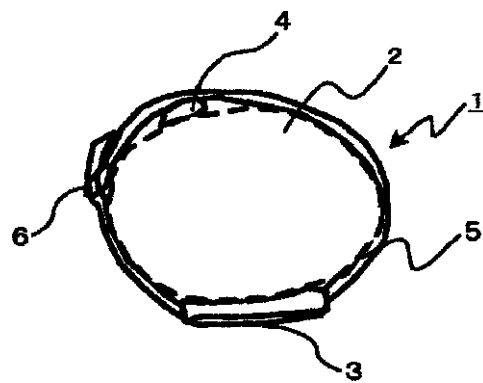
【符号の説明】

- 1 脈検出装置
- 2 生体
- 3 処理部
- 4 測定部
- 4 1 送信用圧電素子
- 4 2 受信用圧電素子
- 4 3 傾斜層
- 4 4 送信用基板
- 4 5 受信用基板
- 4 6 支持部
- 4 7 空間
- 4 8 樹脂層
- 4 9 空隙

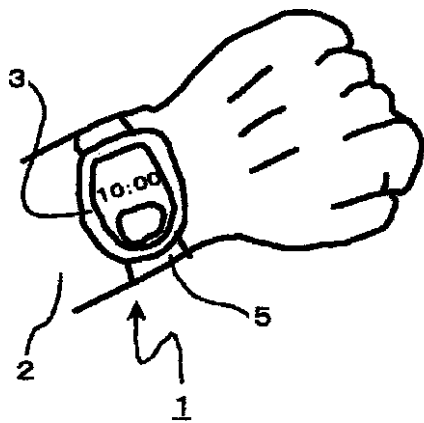
【図1】



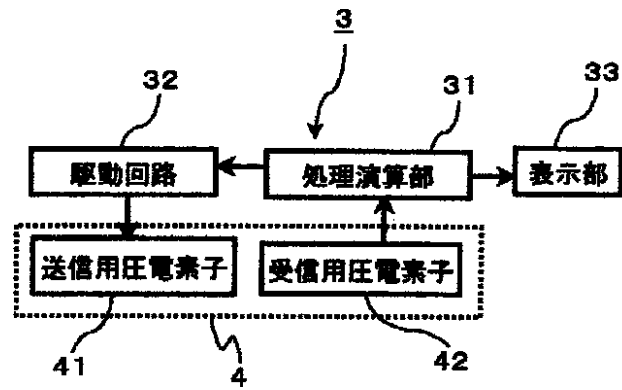
【図2】



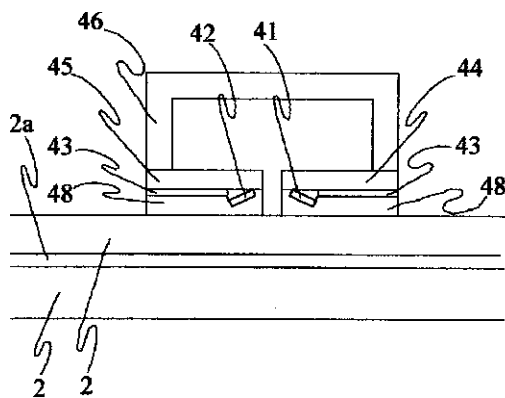
【図3】



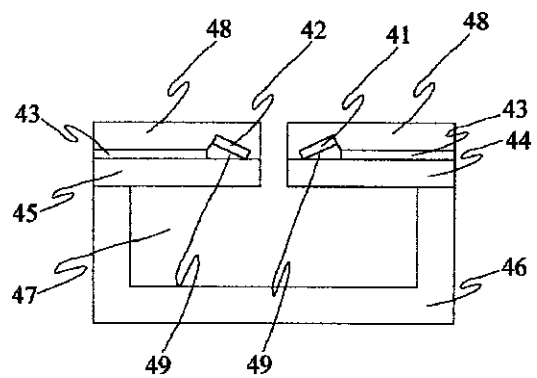
【図4】



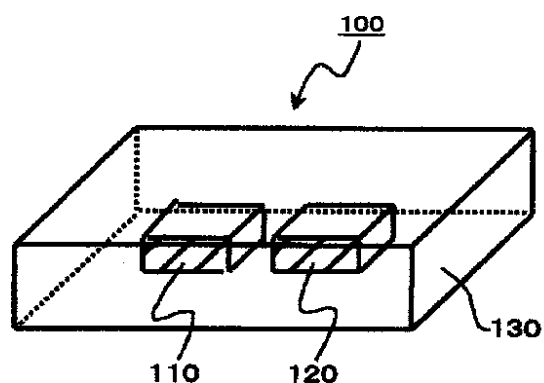
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコード (参考)

A 6 1 B 5/02

3 2 0 B

(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 株式会社エスアイアイ・アールディセンター内

(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 株式会社エスアイアイ・アールディセンター内

(72)発明者 仲村 隆

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 株式会社エスアイアイ・アールディセンター内

Fターム(参考) 4C017 AA09 AB02 AC03 AC23 EE01

FF15

4C301 DD02 DD10 EE06 EE12 GA03

GB20

5D019 AA21 BB25 EE02 FF04 GG02

GG11 GG12

专利名称(译)	脉冲检测器		
公开(公告)号	JP2002165767A5	公开(公告)日	2005-11-10
申请号	JP2000365598	申请日	2000-11-30
[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	YAMAMOTO MINAO NAKAMURA NORIHIKO MURAMATSU HIROYUKI NAKAMURA TAKASHI ARAOGI MASATAKA 山本三七男 中村敬彦 村松博之 仲村隆 新荻正隆		
发明人	山本 三七男 中村 敬彦 村松 博之 仲村 隆 新荻 正隆		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B8/02 H04R17/00		
FI分类号	A61B5/02.310.K A61B8/02 H04R17/00.330.H H04R17/00.330.J A61B5/02.310.J A61B5/02.320.B		
F-TERM分类号	5D019/EE02 4C017/EE01 5D019/BB25 4C017/AB02 4C017/AC03 5D019/AA21 5D019/GG12 5D019/GG11 4C301/GA03 4C301/EE06 4C017/AC23 4C301/EE12 5D019/FF04 4C301/GB20 4C017/AA09 4C017/FF15 5D019/GG02 4C301/DD02 4C301/DD10 4C017/AA02 4C017/AA10 4C017/FF05 4C601/DD07 4C601/DE01 4C601/EE03 4C601/EE10 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GB20		
其他公开文献	JP3857519B2 JP2002165767A		

摘要(译)

发射/接收压电元件直接平行于基板表面附接，因此难以引起大的多普勒现象并且脉冲检测灵敏度较弱。 发送/接收压电元件通过倾斜层在发送/接收基板上倾斜，使得在压电元件下方存在间隙，并且倾斜层和压电元件没有在所有侧面上结合。 ，可以大角度地向血管照射超声波，并且由于空隙和倾斜层的部分粘附而部分泄漏向后方泄漏的超声波，并且可以提高脉冲的检测灵敏度。 ..