

(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2001 - 245861

(P2001 - 245861A)

(43)公開日 平成13年9月11日(2001.9.11)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/0245			A 6 1 B 8/02	
8/02			5/02	310 J
				310 P

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 13数)

(21)出願番号 特願2000 - 359795(P2000 - 359795)

(22)出願日 平成12年11月27日(2000.11.27)

(31)優先権主張番号 特願平11 - 370613

(32)優先日 平成11年12月27日(1999.12.27)

(33)優先権主張国 日本(JP)

(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 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

(74)代理人 100096286

弁理士 林 敬之助

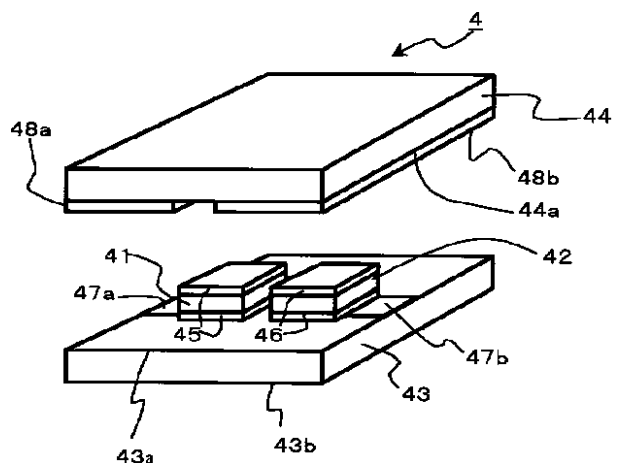
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 脈検出装置、及びその製造方法

(57)【要約】

【課題】 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精度良く配置することで、品質のばらつきが生じにくい脈検出装置、及びその製造方法を提供する。また、脈検出装置において脈の検出感度を向上させる。

【解決手段】 入力された駆動電圧信号に従って励振して超音波を発生し、該超音波を生体内に送信する送信用圧電素子41と、生体内に送信された超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信して電圧信号に変換する受信用圧電素子42と、を送受信基板43の一面43a上に配置する。また、処理演算部は、送信用圧電素子41が発生した超音波の周波数と、受信用圧電素子42が受信した反射波の周波数と、を比較して脈を検出する。



【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、または、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圧電素子と、前記圧電素子が一方の表面に設けられた基板と、を備えるとともに、前記基板が、前記表面の裏側の他面で生体と接することを特徴とする脈検出装置。

【請求項 2】 駆動電氣的信号に従って励振して超音波を発生し、該超音波を生体内に送信する送信用圧電素子と、生体内に送信された超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信して電氣的信号に変換する受信用圧電素子と、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を検出する検出部と、前記送信用圧電素子と前記受信用圧電素子が一面上に設けられるとともに、他面で生体に接する送受信基板と、を備えることを特徴とする脈検出装置。

【請求項 3】 前記送受信基板の音響インピーダンスが、各圧電素子の音響インピーダンスと前記生体の音響インピーダンスとの間の値であることを特徴とする請求項 2 に記載の脈検出装置。

【請求項 4】 前記送受信基板は、前記送信用圧電素子が発生する超音波の波長の略 4 分の 1 の厚みを有するガラス基板であることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の脈検出装置。

【請求項 5】 前記送受信基板は、他面に樹脂層を備えることを特徴とする請求項 2 から 4 の何れか一項に記載の脈検出装置。

【請求項 6】 前記樹脂層がエポキシ系樹脂からなることを特徴とする請求項 5 に記載の脈検出装置。

【請求項 7】 前記樹脂層がシリコン系樹脂からなることを特徴とする請求項 5 に記載の脈検出装置。

【請求項 8】 前記送受信基板の一部に溝が設けられるとともに、前記送信用圧電素子と前記受信用圧電素子がこの溝を挟んで前記送受信基板に配置されたことを特徴とする請求項 2 から 7 の何れか一項に記載の脈検出装置。

【請求項 9】 前記送受信基板は 2 つの基板を備え、一方の送受信基板に送信用圧電素子を配置し、他方の送受信基板に受信用圧電素子を配置したことを特徴とする請求項 2 から 7 の何れか一項に記載の脈検出装置。

【請求項 10】 前記送受信基板は、その一面に対して他面が斜めに形成されことを特徴とする請求項 2 に記載の脈検出装置。

【請求項 11】 送受信基板上に位置する送信用圧電素子及び受信用圧電素子を支持する支持基板を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の脈検出装置。

【請求項 12】 前記送受信基板と、支持基板との間

*に、シリコン樹脂などの封止剤を設けたことを特徴とする請求項 11 記載の脈検出装置。

【請求項 13】 前記圧電素子を取り囲み、かつ前記圧電素子とは接しないように前記封止剤を設けたことを特徴とする請求項 12 記載の脈検出装置。

【請求項 14】 前記送受信基板に溝を設け、該溝に前記圧電素子を設置したことを特徴とする請求項 1 から 13 に記載の脈検出装置。

【請求項 15】 前記溝による前記送受信基板の残り厚さが、前記送信用圧電素子が発生する超音波の波長の略 4 分の 1 となるように溝を設けたことを特徴とする請求項 14 に記載の脈検出装置。

【請求項 16】 前記送受信基板のうち、前記圧電素子を設置する面に前記圧電素子の一面に電氣信号を印加する給電部を設け、前記支持基板のうち、前記圧電素子を支持する面に前記送受信基板電極と電氣的に接続する給電部を設けたことを特徴とする請求項 11 記載の脈検出装置。

【請求項 17】 前記送信用圧電素子または前記受信用圧電素子は、前記送受信基板に金属間結合によって接合されたことを特徴とする請求項 2 記載の脈検出装置。

【請求項 18】 送受信基板に配線用の金属膜を、送信用圧電素子及び受信用圧電素子に電極用の金属膜を、それぞれ形成する工程と、

前記送信用圧電素子及び受信用圧電素子を、前記金属膜が重なるように前記送受信基板上に載置し、前記金属膜間を金属間結合を用いて接合することにより、前記送受信基板上に送信用圧電素子及び受信用圧電素子を固定するとともにこれらを導通させる工程と、を備えることを特徴とする脈検出装置の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、圧電素子を使用した脈検出装置と、その製造方法に関する。

【0002】

【従来の技術】生体の脈には、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検出装置の開発が進められている。

【0003】従来の圧電素子を使用した脈検出装置 100 を図 19、図 20 に示す。図 19 に示すように、脈検出装置 100 は、2 つの圧電素子 110、120 を樹脂 130（またはゲル）の中に埋め込み固定したものである。図 20 は図 19 の脈検出装置 100 の側面図である。圧電素子 110、120 は一定の距離 g だけ離して

固定される。また、皮膚との接触面 150 から圧電素子 110, 120 までの厚さ t も所定の厚さに制御して固定される。

【0004】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。

【0005】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 は励振して超音波を発生し、該超音波は樹脂 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、この反射した超音波は、樹脂 130 を介して圧電素子 120 によって受信される。

【0006】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。

【0007】

【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脈検出装置において、超音波の受信感度を良くするために、超音波送信用の圧電素子 110 と、超音波受信用の圧電素子 120 と、を精度良く配置する必要がある。2 枚の圧電素子 110, 120 の間隔 g によって脈検出感度は大きく異なり、0.5 mm から 0.1 mm 程度が最適である。また、樹脂 130 の厚さ t によって感度が大きく変化し、例えば 9.0 MHz で圧電素子 110, 120 を駆動する場合、140 μ m 程度が最適である。

【0008】しかしながら、上述した脈検出装置 100 は、2 つの圧電素子 110, 120 を所定位置に配置した後、樹脂 130 を流し込んで製造していたため、樹脂を流し込む際にこれら圧電素子の配置位置及び配置角度がずれる可能性があり、精度良く圧電素子を配置することが難しいという問題があった。

【0009】そのため、従来の脈検出装置 100 には、品質のばらつきが生じる可能性があった。また、樹脂 130 を流し込む構成では、樹脂 130 の厚さ h を所望の厚さに制御することが困難であり、感度にばらつきが生じるという問題点があった。

【0010】さらに、樹脂 130 の埋め込まれた圧電素子 110, 120 の厚み方向の 2 面に電圧を印加するため、このような構成では細いワイヤなどを圧電素子 110, 120 の両面に貼り付けた後、樹脂 130 を流し込まねばならず、圧電素子 110, 120 の配置が困難、また工程が困難かつ多くなるため、製造が困

難という問題点があった。

【0011】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精度良く配置することで、品質のばらつきが生じにくい脈検出装置、及びその製造方法を提供することを目的とする。

【0012】また、樹脂の代わりに厚さが既知の基板を用いることで、最良の脈検出感度を有し、再現性良く製造することが可能な脈検出装置を提供することを目的とする。

【0013】さらに、圧電素子に電圧を印加するための配線を支持基板に設けることで、製造を容易にすることを目的とする。

【0014】また、脈検出装置において脈の検出感度を向上させることも目的とする。

【0015】

【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、入力された駆動電氣的信号に従って励振して超音波を発生し、該超音波を生体内に送信する送信用圧電素子（例えば、図 4 に示す送信用圧電素子 41）と、生体内に送信された超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信して電氣的信号に変換する受信用圧電素子（例えば、図 4 に示す受信用圧電素子 42）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から脈を検出する検出部（例えば、図 3 に示す処理演算部 31）と、一面上に前記送信用圧電素子と前記受信用圧電素子の双方を固定載置し、他面で生体に接する送受信基板（例えば、図 4 に示す送受信基板 43）を備えた構成とした。

【0016】この構成によれば、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。

【0017】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。

【0018】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。

【0019】さらに、送受信基板の音響インピーダンスを、各圧電素子の音響インピーダンスと、前記生体の音響インピーダンスと、の間の値とすることとした。

【0020】このように、送受信基板の音響インピーダンスを、各圧電素子の音響インピーダンスと、生体の音響インピーダンスと、の間の値に設定することによって、送信用圧電素子が発生した超音波を、送受信基板と生体との界面で反射させずに効率良く生体に送信することができ、生体の脈による反射波を前記界面で反射させずに感度良く受信用圧電素子で受信することができる。

【0021】さらに、送受信基板を、送信用圧電素子が発生する超音波の波長の略4分の1の厚みを有するガラス基板とすることによって、ガラス基板と生体との界面において超音波の反射を低減させることができ、生体内に超音波を効率良く送信することができ、受信用圧電素子により反射波を感度良く受信することができる。

【0022】さらに、送受信基板の他面に樹脂層（例えば、図8に示す樹脂層49）を備える構成とした。樹脂層を設けることにより、生体に接する面の特性をその用途に応じて最適に調整することが可能になる。

【0023】例えば、樹脂層にエポキシ系樹脂を用いることで、エポキシ系樹脂の音響インピーダンスは、送受信基板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、送受信基板と生体との界面において超音波の反射を更に低減させることができ、超音波の伝搬を効率良く行うことができる。

【0024】また、例えば、樹脂層にシリコン系樹脂を用いることで、送受信基板と生体との密着性が向上する。したがって、送受信基板と生体との界面において、空気の混入が減少するため超音波の振動の減衰が少なく、効率良く超音波を伝搬することができる。また、シリコン系樹脂は、生体との適合性が良く、生体の皮膚に密着させても影響が少ない。

【0025】また、送受信基板の一部に溝（例えば、図9に示す溝部50a）を設け、この溝を挟んで送信用圧電素子と受信用圧電素子とを配置する構成とした。

【0026】この構成によれば、送信用圧電素子で発生した超音波は、送受信基板上の送信用圧電素子と受信用圧電素子との間の溝で反射、減衰するため、該超音波が送受信基板内を伝わって受信用圧電素子により直接受信される可能性が低くなる。このため、ノイズを低減させることができ、脈検出装置の信頼性を向上させることができる。

【0027】あるいは、送受信基板を分割し、分割した一方の送受信基板（例えば、図10に示す送受信基板51）に送信用圧電素子を配置し、他方の送受信基板（例えば図10に示す送受信基板52）に受信用圧電素子を配置してもよい。この場合、送信用圧電素子で発生した超音波は、受信用圧電素子に直接伝わらない。したがって、ノイズを低減させることができ、脈検出装置の信頼性を向上させることができる。

【0028】また、送受信基板（例えば、図11に示す送受信基板53）の他面をその一面に対して斜めに形成した。例えば、送受信基板の他面と一面とを平行な面ではなく、すなわち、テーパ形状にした。これにより、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。したがって、脈検出装置における脈の検出強度が向上する。

【0029】また、送受信基板上に位置する送信用圧電

素子及び受信用圧電素子を支持する支持基板（例えば、図4に示す支持基板44）を備えることとした。

【0030】このように、支持基板を備えることによって、外部からの衝撃に対する脈検出装置の強度が向上し耐久性が向上する。

【0031】また、脈検出装置1に備えた支持基板44によって、超音波を防ぐことができる。

【0032】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。

10 【0033】また、手首に当該脈検出装置を装着するためのベルト（例えば、図1に示すバンド5）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。

【0034】また、送信用圧電素子または/及び受信用圧電素子と、送受信基板とが、金属間結合によって接合されることとした。

20 【0035】金属間結合とは、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、金属原子の熱拡散を相互金属間で発生させて、2つの金属を接合させる方法である。

【0036】このように構成された脈検出装置によれば、送信用圧電素子及び受信用圧電素子と、送受信基板とは、金属間結合によって接合するため、接着剤を用いて接合した場合と比較して、接合界面において超音波の減衰が少なく、効率良く超音波を伝搬させることができる。

【0037】また、送受信基板と支持基板の間にシリコン樹脂などの封止剤を設けた。このような構成の脈検出装置によれば、使用中に汗などが送信用及び受信用圧電素子に付着することを防ぐことができるため、感度低下を防ぐことができる。封止剤と送信用圧電素子及び受信用圧電素子の間に空隙を設けて設置することで、封止剤を介して送信用圧電素子及び受信用圧電素子に外部から振動が伝搬しにくくなるため、さらに感度の低下を防ぎながら、汗などの混入を防ぐことができる。

【0038】また、送受信基板に溝を設け、溝に送信用圧電素子及び受信用圧電素子を設置することで、送信用圧電素子及び受信用圧電素子と送受信基板、支持基板との接合面のみでなく、送受信基板と支持基板でも固定されるため、耐久性を向上させることができる。さらに、溝による送受信基板の残り厚さを最適な厚さとすることで、送受信基板全体の厚さを変更することなく、効率的に超音波を送受信させることが可能となる。

【0039】また、送受信基板のうち、圧電素子設置面に送信用圧電素子及び受信用圧電素子の一面に電気信号を印加する給電部（送受信基板電極）を設け、支持基板のうち、圧電素子支持面に送受信基板電極と電気的に接続する給電部（支持基板電極）を設け、送受信基板電極と支持基板電極を電気的に接続した構成とすることで、送信用圧電素子及び受信用圧電素子に電気的信号を印加

する配線を少なくすることができる。

【0040】さらに、本発明の脈検出装置の製造方法は、送受信基板の一面に配線用の金属膜を、送信用圧電素子及び受信用圧電素子に電極用の金属膜を、それぞれ形成した後、前記送受信基板の一面上に、前記送信用圧電素子及び受信用圧電素子を、前記金属膜が重なるように載置し、前記金属膜間を金属間結合を用いて接合して、前記送受信基板上に送信用圧電素子及び受信用圧電素子を固定するとともにこれらを導通させる工程とした。

【0041】

【発明の実施の形態】本発明の脈検出装置は、入力された駆動電気の信号に応じて生体内に超音波を送信する、または、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圧電素子が、基板上の一方の表面に設けられるとともに、その表面の裏側の他面で生体に接する構成とした。このような構成によれば、圧電素子が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。したがって、品質にばらつきが生じにくく、また、脈の検出感度を向上させることができる。

【0042】さらに、圧電素子と基板は、それぞれの表面に設けられた電極によって金属間結合で結合されたこととした。また、基板の音響インピーダンスを圧電素子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に設定した。また、基板の厚みを圧電素子が発生する超音波の波長の略4分の1とした。また、他面に樹脂層を備えることとした。また、基板上に設けられた圧電素子を支持する支持基板を備え、圧電素子を基板と支持基板で挟んだ構成とした。詳細は以下の実施例において述べる。

【0043】

【実施例】以下に、図に基づいて本発明の脈検出装置及びその製造方法について詳細に説明する。

【0044】先ず、図1～図2を参照して、脈検出装置1の外観について説明する。

【0045】図1は、本発明を適用した脈検出装置1の外観上の構成を示す側面図であり、図2は、図1に示した脈検出装置1を生体2（腕）に装着した状態を示す図である。

【0046】図1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おり、図2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。ここで、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。

【0047】次に、図3を参照して脈検出装置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と測定部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、処理演算部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。

【0048】処理演算部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。

【0049】処理演算部31は、脈測定時に、駆動回路32から測定部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。

【0050】また、処理演算部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。

【0051】駆動回路32は、処理演算部31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41に出力する。

【0052】表示部33は、液晶表示画面等によって構成されており、処理演算部31から入力される脈検出結果等を表示する。

【0053】次に、図4、図5を参照して、脈検出装置1の測定部4について説明する。図4は、測定部4の構成を示す概要図であり、図5は、測定部4の断面構成を示す図である。

【0054】図4に示すように、測定部4は、送信用圧電素子41、受信用圧電素子42、送受信基板43、支持基板44によって概略構成されている。

【0055】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、それぞれ電極45、45と電極46、46が形成されている。また、送受信基板43の一面43aには、電極47a、47bが形成され、支持基板44の一面44aには、電極48a、48bが形成されている。ここで、電極45、46、47a、47b、48a、48bは、Au、Pt等の金属膜であり、蒸着等の方法によって形成される。

【0056】そして、図5に示すように、送受信基板43の一面43a上に送信用圧電素子41が、電極45と電極47aが重なるように載置固定され、送受信基板43上に受信用圧電素子42が、電極46と電極47bが重なるように載置固定されている。更に、両圧電素子41、42を押さえるために、支持基板44が、送信用圧電素子41の電極45と電極48aが重なり、受信用圧電素子42の電極46と電極48bが重なるように載置固定されている。そして、これらの重なり合った電極は、互いに導通している。

【0057】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。

【0058】また、図4及び図5に示した測定部4の製造方法については、後述する。

【0059】また、送信用圧電素子41は、その両電極45, 45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の両電極45, 45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2参照)に送信する。

【0060】受信用圧電素子42は、その両電極46, 46が処理部3の処理演算部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の処理演算部31に出力する。

【0061】送受信基板43は、その一面43a上に、送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42を配置し、他面43bは生体に接するガラス基板等である。

【0062】ここで、送受信基板43を介して生体と各圧電素子41, 42との間で効率良く超音波を伝搬するためには、送受信基板43の音響インピーダンスを、生体の音響インピーダンス Z_1 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。

【0063】そして、図5に示す構成を有する測定部4において、送受信基板43の理想的な音響インピーダンス Z_m は、

$$Z_m = (Z_c \times Z_1)^{1/2} \quad \dots \text{式(1)}$$

によって示すことができる。そして、式(1)に、公知である $Z_1 = 1.5 \text{ M}(\text{N} \cdot \text{sec} / \text{m}^3)$ 、 $Z_c (PZT \text{ 使用}) = 30 \text{ M}(\text{N} \cdot \text{sec} / \text{m}^3)$ を代入すると、 $Z_m \approx 6.7 \text{ M}(\text{N} \cdot \text{sec} / \text{m}^3)$ となる。

【0064】この計算値を基に、本実施の形態では、送受信基板43に、音響インピーダンスが約 $10 \text{ M}(\text{N} \cdot \text{sec} / \text{m}^3)$ であるガラス基板を使用している。

【0065】また、超音波の伝搬について、送受信基板43の厚さも重要な要素である。送受信基板43の厚さが不適当な場合には、上述の音響インピーダンスと同様に、送受信基板43において超音波の反射が起こってしまい、効率良く超音波が伝搬しない。そこで、送受信基板43の厚さは、送受信基板43が伝搬する超音波の周波数で波長の $1/4$ 程度にするのが好ましい。具体的には、超音波の周波数が 9 MHz (通常、 $2.3 \sim 10 \text{ MHz}$ の超音波を使用する)で、送受信基板(ガラス基板)43における音速が約 5000 m/s の場合、送受

信基板43の厚さは $140 \mu\text{m}$ 程度にする。

【0066】次に、図3及び図6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。

【0067】まず、生体に脈検出装置1を装着すると、図6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3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の両電極45, 45(図5参照)に特定の駆動用電圧信号を出力させる。

【0068】送信用圧電素子41は、両電極45, 45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、該超音波を送受信基板43を介して生体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42は、受信した超音波を電圧信号に変換して、両電極46, 46(図5参照)から処理演算部31に出力する。

【0069】次に、処理演算部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、処理演算部31は、脈の検出結果を表示部33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。

【0070】次に、図7を参照して、送受信基板上に圧電素子が形成された脈検出装置の測定部4の製造方法について説明する。図7(a)は電極の形成工程を示す図、図7(b)は送受信基板43の一面43a上に圧電素子41, 42を接合する工程を示す図である。

【0071】まず、図7(a)に示すように、送信用圧電素子41の厚み方向の両面に電極45をそれぞれ形成し、受信用圧電素子42の厚み方向の両面に電極46をそれぞれ形成する。また、送受信基板43の一面43aに2つの電極47a, 47bを形成する。ここで、各電極45, 46, 47a, 47bは、Au, Pt等の金属膜であり、蒸着等の方法によってそれぞれ形成される。

【0072】なお、上述したように各圧電素子41, 42にそれぞれ電極を形成するのではなく、予め電極を形成した圧電素子を分割して、電極付きの圧電素子41, 42を作製することも可能である。

【0073】次に、図7(b)に示すように、送受信基板43の一面43a上に送信用圧電素子41を、送信用圧電素子41の電極45と送受信基板43の電極47aが重なり合うように載置し、更に、送受信基板43の一面43a上に受信用圧電素子42を、受信用圧電素子42の電極46と送受信基板43の電極47bが重なり合うように載置する。

【0074】そして、プレス機(図示省略)等によって、上下方向(図7(b)中に矢印で示す)から圧力を

かけて、ヒータ（図示省略）等によって加熱する。

【0075】このように、加圧し、加熱することによって、電極 45 と電極 47a の間と、電極 46 と電極 47b の間で、金属原子の熱拡散が起こり、各電極間が接合される（金属間結合）。よって、各圧電素子 41, 42 が送受信基板 43 の一面 43a 上に接合される。

【0076】本実施例では、以上のように送受信基板 43 上に送信用圧電素子 41 及び受信用圧電素子 42 を配置した。したがって、送信用圧電素子 41 及び受信用圧電素子 42 を送受信基板 43 上に精度良く配置することができ、測定部 4 の品質が安定し、品質のばらつきがない脈検出装置 1 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。

【0077】また、従来のように圧電素子を樹脂に埋め込み固定しないため、送信用圧電素子 41 及び受信用圧電素子 42 の両面に容易に電極を形成することができ、各圧電素子 41, 42 から容易に電極を引き出すことができる。

【0078】さらに、脈検出装置 1 に支持基板 44 を備えることによって、脈検出装置 1 の強度が向上し、脈検出装置 1 の耐久性が向上する。また、支持基板 44 の電極と各圧電素子 41, 42 の電極の導通が固定と同時に実現されるため、電極の引き出しが更に容易になる。

【0079】また、脈検出装置 1 に備えた支持基板 44 によって、超音波の漏れを防ぐことができる。

【0080】また、送受信基板 43 上に、送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 とを接合する際に金属間結合を使用したため、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。

【0081】また、本実施例の脈検出装置 1 は、通常、脈拍を測定・表示するが、脈波も測定できる。

【0082】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、送受信基板 43 上に送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 を金属間結合によって接合させたが、水素結合によって接合させてもよい。水素結合とは、イオン源を用いて水をイオン化して水酸化物イオン OH^- を生成し、この水酸化物イオン OH^- を送受信基板 43 上に照射した後、送受信基板 43 と各圧電素子 41, 42 を圧接して接合させる方法である。また、送受信基板 43 上に親水基を形成して、この親水基による水素結合で、送受信基板と各圧電素子 41, 42 を接合してもよい。このように、水素結合により送受信基板 43 と、各圧電素子 41, 42 とを接合することによって、接着剤を用いて接合した場合と比較して、接合界面において超音波の振動の減衰を低減させることができる。

【0083】また、本実施例のように、処理部 3 と測定部 4 とを離れた構造にするのではなく、1つのモジュール

ルとして構成してもよい。これによって、脈検出装置 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 と測定部 4 の間の配線を簡略化することができる。

【0084】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、脈検出装置 1 を装着した患者の状態を常時把握することができる。

【0085】また、図 4 に示した測定部 4 の構成の変形例について、図 8 ~ 図 18 を参照して説明する。尚、以下の説明において、図 4 に示した測定部 4 と同一構成部位については、同一の符号を付しており、ここでは説明を省略する。

【0086】図 8 は、送受信基板 43 の他面 43b に樹脂層 49 を設けた測定部 4a の構成を示す図である。図 8 に示すように、送受信基板 43 の他面 43b に樹脂層 49 が形成されている。

【0087】ここで、樹脂層 49 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 43 における生体との接触面（他面 43b）の性質が異なる。

【0088】例えば、樹脂層 49 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 43 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 43 との間で効率良く超音波を伝搬させることができる。ここで、樹脂層 49 の理想的な音響インピーダンスは、前述の式

(1) と同様の式によって算出される。

【0089】また、樹脂層 49 にシリコン系樹脂を用いた場合、シリコン系樹脂は軟質であるため樹脂層 49 によって送受信基板 43 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 43 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。

【0090】なお、基板 43 の他面 43b にエポキシ系樹脂の樹脂層を形成し、更にその上にシリコン系樹脂の樹脂層を形成して 2 層の樹脂層にしてもよく、これにより、超音波の反射、減衰を防ぐことができる。

【0091】図 9 は、送受信基板 50 上に形成された溝部 50a を挟んで、送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 を配置した測定部 4b の構成を示す図である。

【0092】図 9 に示すように、送受信基板 50 上に溝部 50a が形成され、この溝部 50a を挟んで送信用圧電素子 41 と、受信用圧電素子 42 とが配置されている。

【0093】したがって、脈の検出の際に、送信用圧電

素子 41 により発せられた超音波は送受信基板 50 の溝部 50a によって反射、減衰することとなる。そのため、超音波が送受信基板 50 内を伝わって受信用圧電素子 42 によって直接受信される可能性が低くなり、脈測定のノイズを防止することができる。なお、溝部 50a の形状については任意であり、例えば、溝部 50a の断面形状が逆三角形であってもよい。

【0094】図 10 は、分割された送受信基板 51, 52 に、送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 をそれぞれ配置した測定部 4c の構成を示す図である。

【0095】図 10 に示すように、測定部 4c は、送受信基板 43 (図 3) を 2 つの送受信基板 51, 52 に分割して、送受信基板 51 に送信用圧電素子 41 を配置し、送受信基板 52 に受信用圧電素子 42 を配置した。

【0096】したがって、脈検出の際に、送信用圧電素子 41 により発せられた超音波が直接受信用圧電素子 42 に直接伝わることはないため、脈測定のノイズ発生を防止することができる。

【0097】図 11 は、送受信基板 53 にテーパ形状を有する測定部 4d の構成を示す図である。図 11 に示すように、測定部 4d の送受信基板 53 は、生体と接する他面 53b にテーパ形状を有している。ここで、送受信基板 53 のテーパ形状は、生体の血流方向に沿って形成されている。これにより、送信用圧電素子 41 から発せられた超音波が生体の脈に対して斜め方向に送信されるため、血流のドップラ効果を得やすく、受信用圧電素子 42 による超音波の受信感度が向上する。

【0098】図 12 は、分割された送受信基板 54 と送受信基板 55 にそれぞれテーパ形状を有する測定部 4e の構成を示す図である。図 12 に示すように、測定部 4e は送受信基板 43 (図 3) を 2 つの送受信基板 54, 55 に分割され、送受信基板 54 の一面 54a 上に送信用圧電素子 41 を配置し、送受信基板 55 の一面 55a 上に受信用圧電素子 42 を配置した。そして、送受信基板 54 の他面 54b 及び送受信基板 55 の他面 55b をテーパ形状にした。ここで、これらテーパ形状は、生体の血流方向に沿って形成され、且つ各送受信基板 54, 55 の内側の厚みより外側の厚みの方が大きくなるように形成される。

【0099】これにより、送信用圧電素子 41 から発せられた超音波を生体の血流付近にフォーカスしやすくなり、生体の血流によって反射された超音波を受信用圧電素子 42 によって効率良く受信することができる。

【0100】図 13 は送受信基板 43 及び支持基板 44 の間に封止剤 60 を配置した構成を示す図である。また、図 14 は封止剤 60 を圧電素子 41, 42 を取り巻くように配置した図である。皮膚に測定部 4 を接触させて使用すると、汗などが送受信基板 43 及び支持基板 44 の間に混入する場合がある。圧電素子 41, 42 は電極 47a、b 及び 48a、b によって圧電素子の厚さ方

向に電位差を生じさせて駆動しているため、汗などが混入すると、電極 47a、b、及び電極 48a、b がショートしてしまい、所望の電位を印加することができなくなる。

【0101】そのため、図 13 のように、封止剤 60 を設けることで汗などが混入することを防ぐことができる。封止剤 60 の材質としてはシリコンゲルなどが適しているが、シリコンゲルは超音波を伝搬しやすいため、封止剤 60 と圧電素子 41, 42 が接すると、外部からの振動ノイズが圧電素子 41, 42 に伝搬してしまう。そのため、図 14 のように圧電素子 41, 42 を取り囲むように配置すると、ノイズを生じることなく、汗などの混入を防ぐことができる。

【0102】また、送受信基板 43 と支持基板 44 を封止剤 60 を介して固定することができるため、耐久性を向上させることができる。

【0103】本実施例では、封止剤 60 としてシリコンゲルを使用した。シリコンゴム、その他ゴムなどを使用することができる。

【0104】図 15 は送受信基板 43 に溝 66 を設け、溝 66 に送信用圧電素子 41, 受信用圧電素子 42 を配置した図である。図 16 は図 15 の状態の側面図である。送受信基板 43 と支持基板 44 が圧電素子 41, 42 のみで結合された状態では、外力が生じた場合に、圧電素子に直接応力が生じてしまう。図 15, 16 のように、送受信基板 43 に溝 66 を形成して圧電素子 41, 42 を溝 66 に配置することで、送受信基板 43 と支持基板 44 が、圧電素子 41, 42 だけでなく、両基板同士で固定することができる。そのため、外力が生じた場合でも、圧電素子 41, 42 に直接応力が生じることがなくなるため、破損しにくくなる。

【0105】さらに、送受信基板 43 の厚さを送信用圧電素子 41 が送信する超音波の約 $1/4$ にする場合に、 9.0 MHz では送受信基板 43 の厚さは約 $140\text{ }\mu\text{m}$ となる。さらに周波数を上げると送受信基板 43 の厚さもさらに薄くする必要がある。ガラス基板を使用した場合でも、基板の厚みが $200\text{ }\mu\text{m}$ 程度より薄くなると、取り扱いが困難になる。図 15, 16 のような構造の測定部 4 では、溝 66 による送受信基板 43 の残り厚さ H を、送信用圧電素子 41 が送信する超音波の約 $1/4$ とすることで、送受信基板 43 全体の厚さを薄くすることなく、効率的に超音波を送受信させることができる。

【0106】図 17 は、送受信基板 43 と支持基板 44 の間に配線部 62 を設けた構成を示す図である。配線部 62 はその両面に電極 61 を持つ構造となっている。本実施例では、圧電素子 41, 42 の厚さを 0.2 mm 程度としたため、配線部 62 も 0.2 mm 程度のフレキシブル基板を用いると、送受信基板 43, 及び支持基板 44 の隙間に埋め込むことが可能となる。電極 61 は送受

信基板 43 に設けた電極 47、支持基板 44 に設けた電極 48 と電氣的に接続され、圧電素子 41、42 の厚み方向の 2 面に異なる電圧を印加することが可能となり、配線が少なくなるため、製造が容易になる。

【0107】図 18 は支持基板に電極 48、67 を設け、送受信基板 43 に設けた電極 47 と支持基板 44 に設けた電極 67 とを電氣的に接続させた構成を示す図である。

【0108】通常は、送受信基板 43 上の電極 47 と、支持基板 44 上の電極 48 とに配線を設ける必要があった。しかし、両基板に配線を設けたあと、両基板と圧電素子 41、42 を接合することは、製造上の手間がかかり、さらに配線に応力がかかりやすいため、壊れやすい構造であった。また、送受信基板 43 に配線を設けると、配線から不要な振動が伝搬して、受信用圧電素子によって受信されたり、あるいは送信用圧電素子からの振動が配線に直接伝搬する可能性があった。

【0109】しかし、図 18 のような構成とすることで、支持基板 44 側のみに配線させれば良くなり、製造が容易になるばかりか、配線 63 に余計な力がかかりにくく、耐久性を向上させることができる。さらに、不要な振動ノイズが伝搬しにくい構造とすることができる。

【0110】本実施例では、電極 47 と電極 67 を電氣的に接続させるため、半田パンプ 64 を設けた。半田パンプ 64 の代わりに導電性ゴムなどを使用することも可能である。

【0111】また、図 13、図 14 のように封止剤を使用したり、図 15、図 16 のように溝を設けた構造と組み合わせることも可能である。

【0112】

【発明の効果】以上のように、本発明の脈検出装置によれば、送受信基板上に送信用圧電素子と受信用圧電素子とを設計通りに精度良く配置することができるため、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。

【0113】さらに、送受信基板の音響インピーダンス、または送受信基板の厚みを制御することによって、送受信基板と生体との界面における超音波の反射を低減させることができ、効率良く超音波を伝搬することができるため、脈の検出感度を向上させることができる。

【0114】また、脈検出装置の送受信基板に備えた樹脂層によって、送受信基板における生体との接触面の特性を、その用途に応じて最適に調整することができる。

【0115】他面に設けられた樹脂層にエポキシ系樹脂を用いることによって、送受信基板と生体との界面において超音波の反射を更に低減させることができ、超音波を効率良く伝搬することができる。

【0116】また、他面に設けられた樹脂層にシリコン系樹脂を用いることによって、送受信基板と生体との密着性が向上するため、送受信基板と生体との界面におけ

*る空気層が減少し、超音波の振動の減衰を抑えることができる。

【0117】また、送受信基板に設けられた溝を介して送信用圧電素子と受信用圧電素子が設けられることにより、送信用圧電素子で発せられた超音波を受信用圧電素子が直接受信しないため、ノイズを低減させることができ、脈検出装置の信頼性を向上させることができる。

【0118】また、送受信基板の他面をその一面に対して斜めに形成する。すなわち、送受信基板の他面と一面とを平行な面ではなく、テーパ形状にしたことによって、血流のドップラ効果が大きくなり、脈の検出感度を向上させることができる。

【0119】さらに、送受信基板上に位置する送信用圧電素子及び受信用圧電素子を支持する支持基板を設けることにより、外部からの衝撃に対する強度が向上し、また、超音波を防ぐことができる。

【0120】また、脈検出装置に備えた表示部によって、生体が脈検出結果を把握することができる。

【0121】また、脈検出装置を装着するためのベルトを備えることによって、脈検出装置を容易に携帯することができる。

【0122】また、送受信基板と支持基板の間に封止剤を設けることで、汗などの侵入により感度が低下することを防ぐことが可能となり、耐久性を向上させることができる。

【0123】また、送受信基板に溝を設け、溝に送信用圧電素子及び受信用圧電素子を配置することで、圧電素子に応力がかかりにくくなり、耐久性が向上する。

【0124】また、送受信基板と支持基板に設けた電極を導通させることで、製造が容易になり、さらに、耐久性をも向上させることができる。

【0125】また、送信用圧電素子または / 及び受信用圧電素子と、送受信基板とを、金属間結合によって接合する構成により、接合界面において超音波の減衰が少なく、効率良く超音波を伝搬させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明を適用した脈検出装置の構成を示す外観図である。

【図 2】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 3】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 4】本発明による脈検出装置の測定部の構成を示す図である。

【図 5】測定部の断面構成を示す図である。

【図 6】測定部が生体に当接された状態を示す図である。

【図 7】本発明の測定部の製造方法を示す図であり、（a）は電極の形成工程を示す図、（b）は送受信基板の一面上に圧電素子を接合する工程を示す図である。

【図 8】送受信基板の他面に樹脂層を設けた測定部の構成を示す図である。

【図 9】溝部が形成された送受信基板を有する測定部の構成を示す図である。

【図 10】分割された送受信基板を有する測定部の構成を示す図である。

【図 11】送受信基板にテーパ形状を有する測定部の構成を示す図である。

【図 12】分割された送受信基板のそれぞれにテーパ形状を有する測定部を示す図である。

【図 13】封止剤を送受信基板と支持基板の間に設けた構成を示す図である。

【図 14】封止剤を送受信基板と支持基板の間に設けた構成を示す図である。

【図 15】送受信基板に溝を設け、溝に送信用圧電素子、受信用圧電素子を設けた構成を示す図である。

【図 16】送受信基板に溝を設け、溝に送信用圧電素子、受信用圧電素子を設けた構成を示す図である。

【図 17】送受信基板と支持基板の間に配線を設けた図である。

【図 18】送受信基板と支持基板を導通させた構成を示す図である。

【図 19】従来の圧電素子を使用した脈検出装置を示す図である。

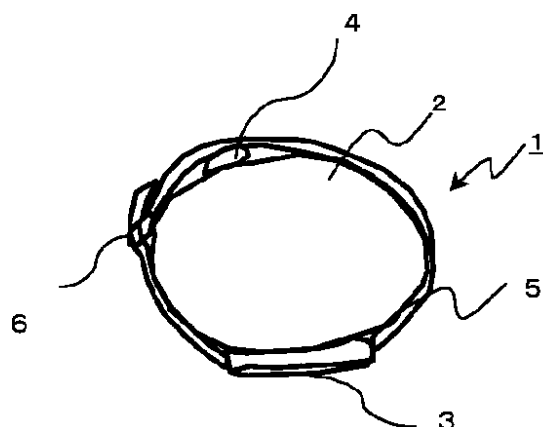
【図 20】従来の圧電素子を使用した脈検出装置を示す図である。

【符号の説明】

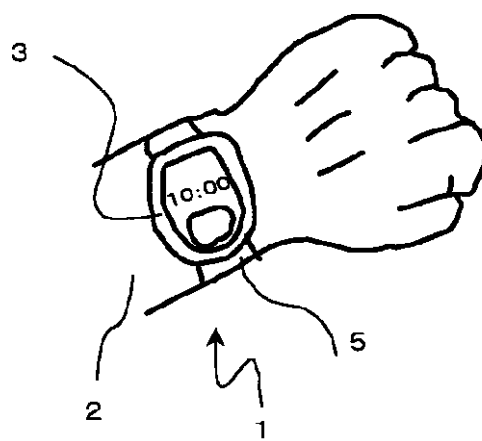
- 1 脈検出装置
- 2 生体
- 2 a 血流
- 3 処理部

- * 3 1 処理演算部
- 3 2 駆動回路
- 3 3 表示部
- 4 測定部
- 4 1 送信用圧電素子
- 4 2 受信用圧電素子
- 4 5、4 6 電極
- 4 3、5 0 ~ 5 5 送受信基板
- 4 3 a、5 3 a、5 4 a 一面
- 4 3 b、5 3 b、5 4 b 他面
- 4 7 a、4 7 b 電極
- 5 0 a 溝部
- 4 4 支持基板
- 4 8 a、4 8 b 電極
- 4 9 樹脂層
- 5 バンド
- 6 止め金具
- 6 0 封止剤
- 6 1 電極
- 6 2 配線
- 6 3 配線
- 6 6 溝
- 6 4 半田バンプ
- 6 7 電極
- 1 0 0 脈検出装置
- 1 1 0、1 2 0 圧電素子
- 1 3 0 樹脂
- 1 5 0 皮膚との接触面
- H 溝 6 6 による残り厚さ
- t 樹脂厚さ
- * g 圧電素子間の距離

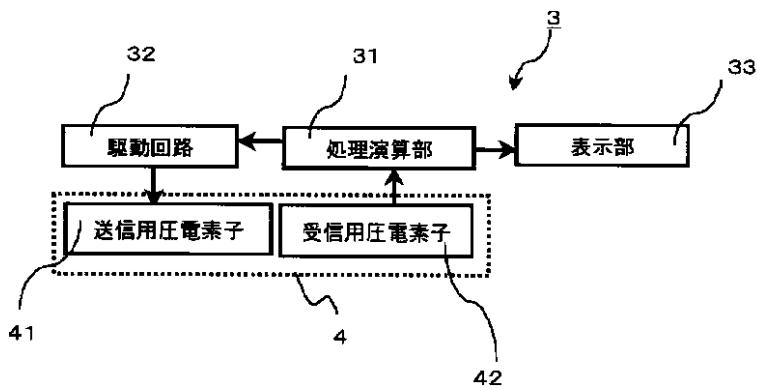
【図 1】



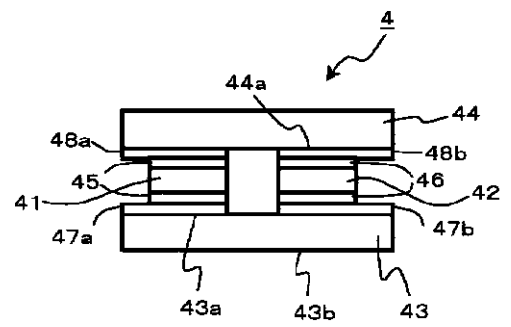
【図 2】



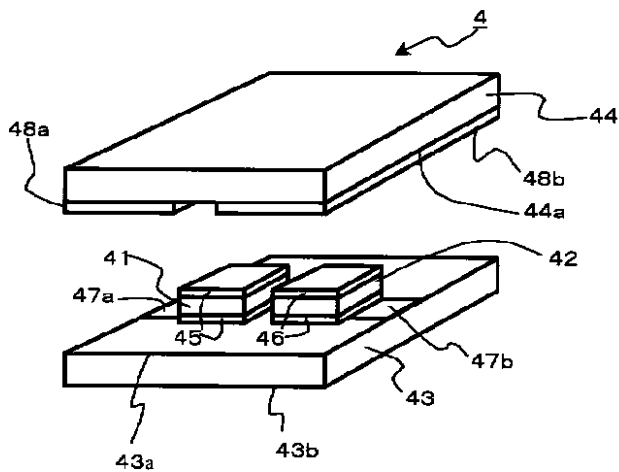
【図3】



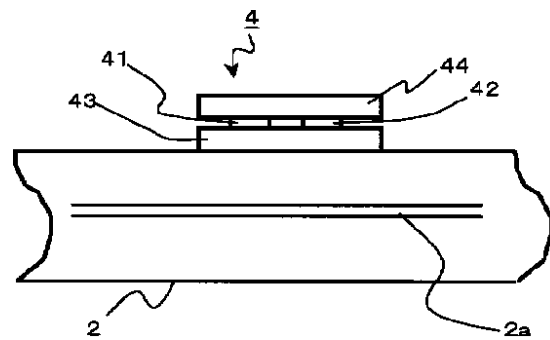
【図5】



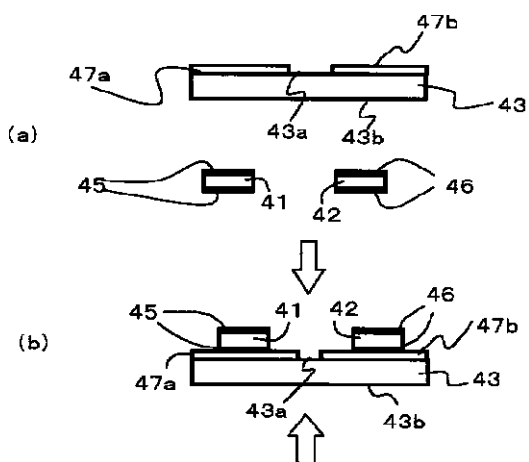
【図4】



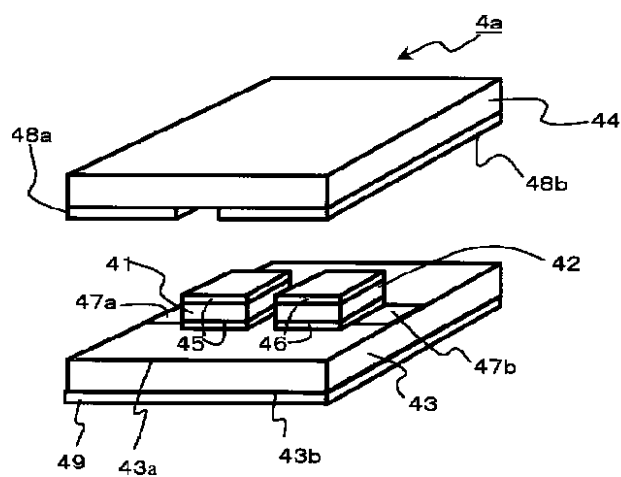
【図6】



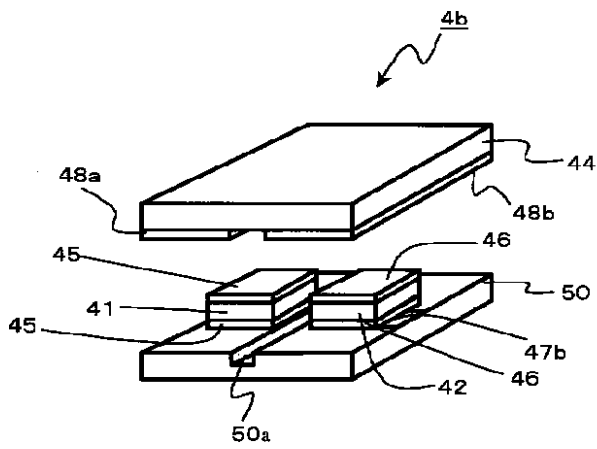
【図7】



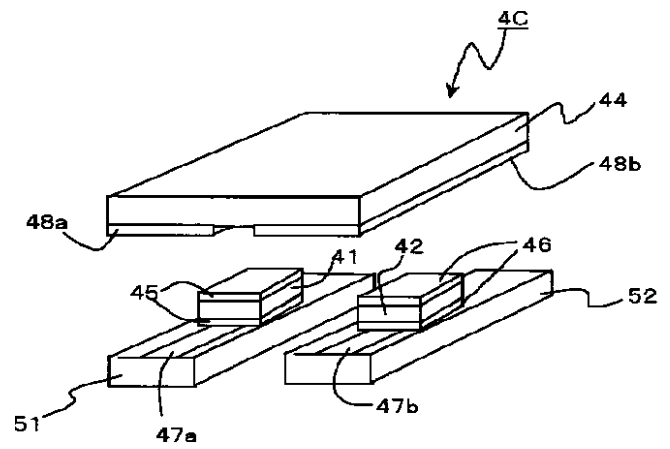
【図8】



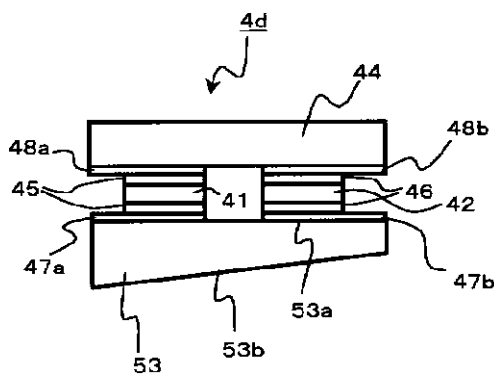
【図9】



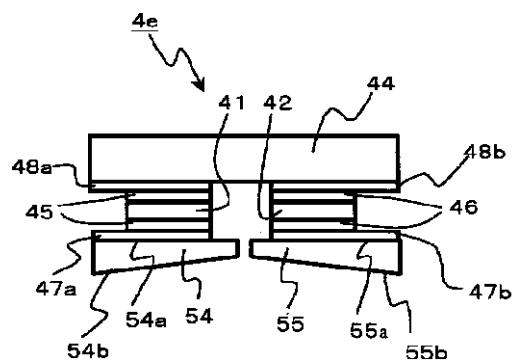
【図10】



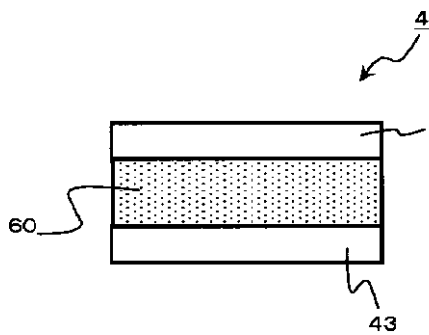
【図11】



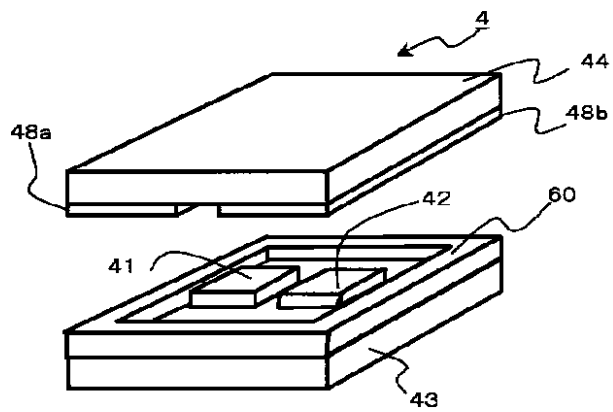
【図12】



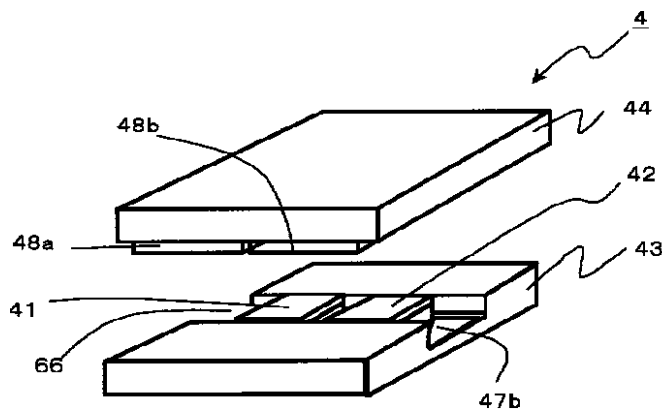
【図13】



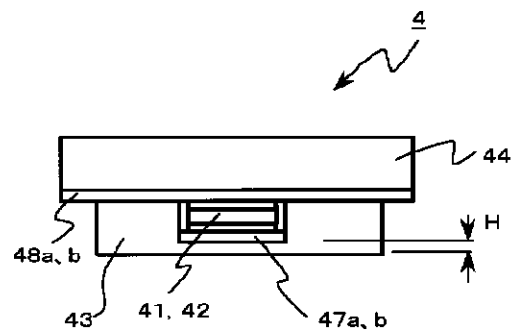
【図14】



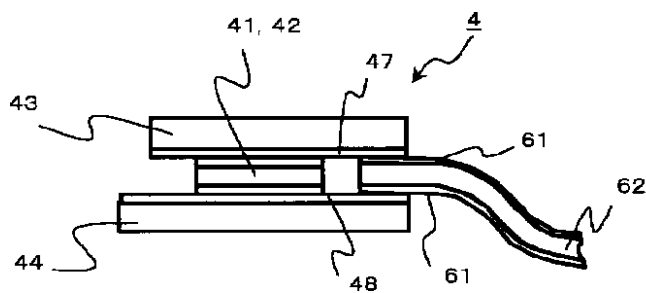
【図15】



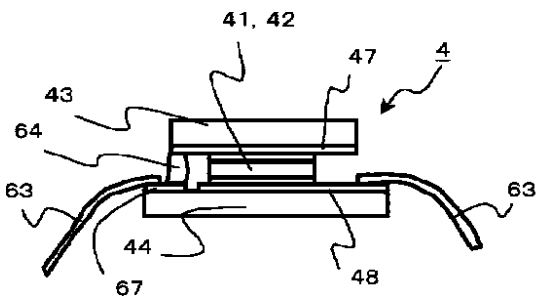
【図16】



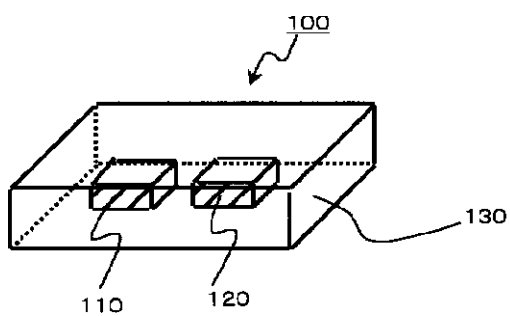
【図17】



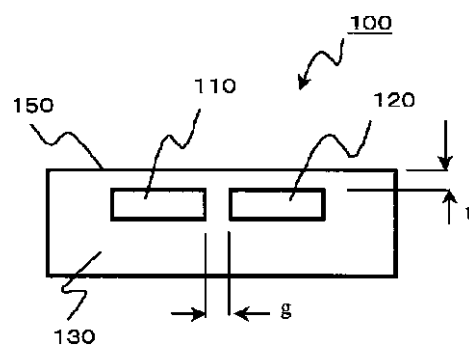
【図18】



【図19】



【図20】



フロントページの続き

(72)発明者 小田切 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

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2001245861A5	公开(公告)日	2005-11-10
申请号	JP2000359795	申请日	2000-11-27
[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 小田切博之		
发明人	村松 博之 新荻 正隆 小田切 博之		
IPC分类号	A61B8/02 A61B5/024 A61B8/06 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B5/02438 A61B8/06		
FI分类号	A61B5/02.310.J A61B8/02 A61B5/02.310.P		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AB02 4C017/AC23 4C017/EE01 4C017/FF15 4C301/AA03 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/DD10 4C301/EE06 4C301/EE11 4C301/EE20 4C301/GA01 4C301/GA03 4C301/GA07 4C301/GB33 4C301/GB37 4C301/GB38 4C301/GB40 4C301/KK40 4C601/DD03 4C601/DD07 4C601/DE01 4C601/EE03 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GA07 4C601/GB41 4C601/GB42 4C601/GB45 4C601/GB46 4C601/GB50 4C601/JC40 4C601/KK50		
代理人(译)	林 敬之助		
优先权	1999370613 1999-12-27 JP		
其他公开文献	JP3913463B2 JP2001245861A		

摘要(译)

提供一种脉冲检测装置及其制造方法，在该脉冲检测装置中，高精度地配置有助于发送超声波的压电元件和用于接收超声波的压电元件，且不易产生品质偏差。此外，脉冲检测装置提高了脉冲检测灵敏度。解决方案：发射压电元件41根据输入的驱动电压信号被激励以产生超声波，并且超声波被传输到生物体内，而传输到生物的超声波是由生物的血流产生的。接收反射的反射波并将其转换成电压信号的接收压电元件42布置在发送/接收基板43的一个表面43a上。另外，处理计算单元通过比较由发送压电元件41产生的超声波的频率和由接收压电元件42接收的反射波频率来检测脉冲。