

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3913463号

(P3913463)

(45) 発行日 平成19年5月9日(2007.5.9)

(24) 登録日 平成19年2月9日(2007.2.9)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O J

A 6 1 B 8/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O P

A 6 1 B 8/02

請求項の数 12 (全 18 頁)

(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)  
 (65) 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)  
 審査請求日 平成17年9月27日(2005.9.27)  
 (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 日本国(JP)

(73) 特許権者 000002325  
 セイコーインスツル株式会社  
 千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地  
 (74) 代理人 100079212  
 弁理士 松下 義治  
 (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

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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

駆動電気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前記生体の血流によって反射した反射波を受信して電気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前記超音波と、前記受信用圧電素子が受信した前記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、他面で前記生体に接する送受信基板とを備え、

前記送受信基板は、前記他面が前記一面に対して斜めに形成されていることを特徴とする脈検出装置。

【請求項2】

前記送受信基板上に位置する前記送信用圧電素子及び前記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1に記載の脈検出装置。

【請求項3】

前記送受信基板と前記支持基板との間に、シリコン樹脂またはゴムからなる封止剤を設けたことを特徴とする請求項2記載の脈検出装置。

【請求項4】

前記封止剤は、前記圧電素子を取り囲むように設置したことを特徴とする請求項3記載

の脈検出装置。

【請求項 5】

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 乃至 4 の何れか 1 項に記載の脈検出装置。

【請求項 6】

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前記超音波の波長の略 4 分の 1 となるように前記溝を設けたことを特徴とする請求項 5 記載の脈検出装置。

【請求項 7】

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気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 2 記載の脈検出装置。

【請求項 8】

前記送信用圧電素子及び／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または水素結合によって接合されたことを特徴とする請求項 1 記載の脈検出装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の脈検出装置の製造方法において、

前記送受信基板に配線用の金属膜を、前記送信用圧電素子及び前記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、配線用の前記金属膜と電極用の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または水素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。

【請求項 10】

駆動電気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前記生体の血流によって反射した反射波を受信して電気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前記超音波と、前記受信用圧電素子が受信した前記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、他面で前記生体に接する送受信基板とを備え、

前記送受信基板が、前記送信用圧電素子側と前記受信用圧電素子側とに分割されていることを特徴とする脈検出装置。

【請求項 11】

分割された前記送受信基板は、それぞれ前記他面が前記一面に対して斜めに形成されていることを特徴とする請求項 10 記載の脈検出装置。

【請求項 12】

前記送信用圧電素子及び／または前記受信用圧電素子は、分割された前記送受信基板それぞれに金属間結合または水素結合によって接合されたことを特徴とする請求項 10 または 11 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

10

20

30

40

50

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へ、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、0.5mmから0.1mm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9.0MHzで圧電素子110、120を駆動する場合、140 $\mu$ 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必要があるため、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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 2 】

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。

## 【 0 0 1 3 】

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。

## 【 0 0 1 4 】

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。

## 【 0 0 1 5 】

## 【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を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。

## 【 0 0 1 6 】

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。

## 【 0 0 1 7 】

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。

## 【 0 0 1 8 】

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。

## 【 0 0 1 9 】

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。

## 【 0 0 2 0 】

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。

## 【 0 0 2 1 】

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。

## 【 0 0 2 2 】

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。

## 【 0 0 2 3 】

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

10

20

30

40

50

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なり、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。

【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ノ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。

【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】

10

20

30

40

50

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。

10

#### 【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氣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氣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氣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。

20

#### 【0041】

##### 【発明の実施の形態】

本発明の脈検出装置は、入力された駆動電氣的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。

30

#### 【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】

40

##### 【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

50

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 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

10

【0048】

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。

【0049】

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。

【0050】

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と、を比較して脈を検出する。

20

【0051】

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。

【0052】

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。

【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。

30

【0054】

図 4 に示すように、測定部 4 は、送信用圧電素子 4 1、受信用圧電素子 4 2、送受信基板 4 3、支持基板 4 4 によって概略構成されている。

【0055】

ここで、送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 の厚み方向の両面には、それぞれ電極 4 5、4 5 と電極 4 6、4 6 が形成されている。また、送受信基板 4 3 の一面 4 3 a には、電極 4 7 a、4 7 b が形成され、支持基板 4 4 の一面 4 4 a には、電極 4 8 a、4 8 b が形成されている。ここで、電極 4 5、4 6、4 7 a、4 7 b、4 8 a、4 8 b 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。

40

【0056】

そして、図 5 に示すように、送受信基板 4 3 の一面 4 3 a 上に送信用圧電素子 4 1 が、電極 4 5 と電極 4 7 a が重なるように載置固定され、送受信基板 4 3 上に受信用圧電素子 4 2 が、電極 4 6 と電極 4 7 b が重なるように載置固定されている。更に、両圧電素子 4 1、4 2 を押さえるために、支持基板 4 4 が、送信用圧電素子 4 1 の電極 4 5 と電極 4 8 a が重なり、受信用圧電素子 4 2 の電極 4 6 と電極 4 8 b 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 4 1 と受信用圧電素子 4 2 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 4 1、4 2 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

50

なる圧電素子を使用してもよい。

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

また、送信用圧電素子 4 1 は、その両電極 4 5 , 4 5 が処理部 3 の駆動回路 3 2 と導線によって接続されている。そして、送信用圧電素子 4 1 の両電極 4 5 , 4 5 に、駆動回路 3 2 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 4 1 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。

【 0 0 6 0 】

受信用圧電素子 4 2 は、その両電極 4 6 , 4 6 が処理部 3 の処理演算部 3 1 と導線によって接続されている。受信用圧電素子 4 2 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 3 1 に出力する。

10

【 0 0 6 1 】

送受信基板 4 3 は、その一面 4 3 a 上に、送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 を配置し、他面 4 3 b は生体に接するガラス基板等である。

【 0 0 6 2 】

ここで、送受信基板 4 3 を介して生体と各圧電素子 4 1 , 4 2 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 4 3 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。

20

【 0 0 6 3 】

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 4 3 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  $Z_1 = 1.5 \text{ M ( N } \cdot \text{ s e c / m}^3 \text{ )}$ 、 $Z_c \text{ ( P Z T を使用 ) } = 30 \text{ M ( N } \cdot \text{ s e c / m}^3 \text{ )}$  を代入すると、 $Z_m = \text{約 } 6.7 \text{ M ( N } \cdot \text{ s e c / m}^3 \text{ )}$  となる。

【 0 0 6 4 】

この計算値を基に、本実施の形態では、送受信基板 4 3 に、音響インピーダンスが約  $10 \text{ M ( N } \cdot \text{ s e c / m}^3 \text{ )}$  であるガラス基板を使用している。

30

【 0 0 6 5 】

また、超音波の伝搬について、送受信基板 4 3 の厚さも重要な要素である。送受信基板 4 3 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 4 3 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 4 3 の厚さは、送受信基板 4 3 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  $9 \text{ MHz}$ （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）4 3 における音速が約  $5000 \text{ m / s}$  の場合、送受信基板 4 3 の厚さは  $140 \mu \text{ m}$  程度にする。

【 0 0 6 6 】

40

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。

【 0 0 6 7 】

先ず、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 3 1 は、駆動回路 3 2 から送信用圧電素子 4 1 の両電極 4 5 , 4 5（図 5 参照）に特定の駆動用電圧信号を出力させる。

【 0 0 6 8 】

送信用圧電素子 4 1 は、両電極 4 5 , 4 5 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 4 3 を介して生体 2（図 6 参照）内に送信する。

50



生体 2 内に送信された超音波は血流 2 a により反射され、測定部 4 の受信用圧電素子 4 2 により受信される。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、両電極 4 6 , 4 6 ( 図 5 参照 ) から処理演算部 3 1 に出力する。

【 0 0 6 9 】

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と、を比較して生体の脈を検出する。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。

【 0 0 7 0 】

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 4 3 の一面 4 3 a 上に圧電素子 4 1 , 4 2 を接合する工程を示す図である。

10

【 0 0 7 1 】

先ず、図 7 ( a ) に示すように、送信用圧電素子 4 1 の厚み方向の両面に電極 4 5 をそれぞれ形成し、受信用圧電素子 4 2 の厚み方向の両面に電極 4 6 をそれぞれ形成する。また、送受信基板 4 3 の一面 4 3 a に 2 つの電極 4 7 a , 4 7 b を形成する。ここで、各電極 4 5 , 4 6 , 4 7 a , 4 7 b 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。

【 0 0 7 2 】

なお、上述したように各圧電素子 4 1 , 4 2 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 4 1 , 4 2 を作製することも可能である。

20

【 0 0 7 3 】

次に、図 7 ( b ) に示すように、送受信基板 4 3 の一面 4 3 a 上に送信用圧電素子 4 1 を、送信用圧電素子 4 1 の電極 4 5 と送受信基板 4 3 の電極 4 7 a が重なり合うように載置し、更に、送受信基板 4 3 の一面 4 3 a 上に受信用圧電素子 4 2 を、受信用圧電素子 4 2 の電極 4 6 と送受信基板 4 3 の電極 4 7 b が重なり合うように載置する。

【 0 0 7 4 】

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。

30

【 0 0 7 5 】

このように、加圧し、加熱することによって、電極 4 5 と電極 4 7 a の間と、電極 4 6 と電極 4 7 b 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 4 1 , 4 2 が送受信基板 4 3 の一面 4 3 a 上に接合される。

【 0 0 7 6 】

本実施例では、以上のように送受信基板 4 3 上に送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 を配置した。したがって、送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 を送受信基板 4 3 上に精度良く配置することができるため、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。

40

【 0 0 7 7 】

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 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 の両面に容易に電極を形成することができ、各圧電素子 4 1 , 4 2 から容易に電極を引き出すことができる。

【 0 0 7 8 】

さらに、脈検出装置 1 に支持基板 4 4 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 4 4 の電極と各圧電素子 4 1 , 4 2 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。

【 0 0 7 9 】

また、脈検出装置 1 に備えた支持基板 4 4 によって、超音波の漏れを防ぐことができる。

50

## 【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 $\text{OH}^-$ を生成し、この水酸化物イオン $\text{OH}^-$ 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。

10

20

30

40

50

## 【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。

10

## 【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】

20

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。

30

## 【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。

40

## 【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

50

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。

10

#### 【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。

20

#### 【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  $1/4$  にする場合には、 $9.0\text{ MHz}$  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。

30

#### 【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  $0.2\text{ mm}$  程度としたため、配線部 62 も  $0.2\text{ mm}$  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。

40

#### 【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

50

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。 10

【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。 20

【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。 30

【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。 40

【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 50

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ノ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

10

20

30

40

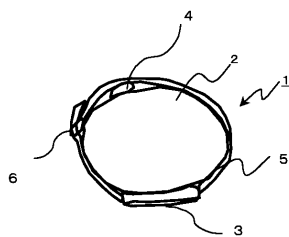
50

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

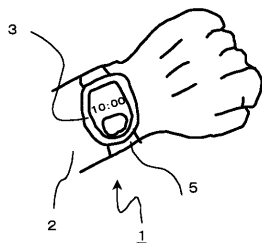
10

20

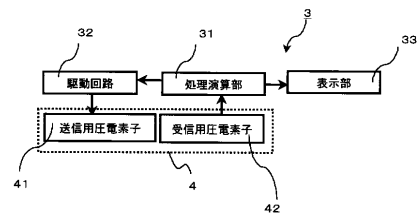
【図 1】



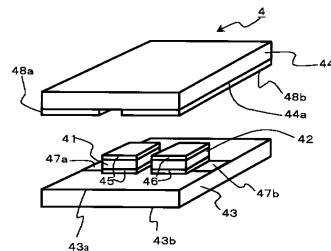
【図 2】



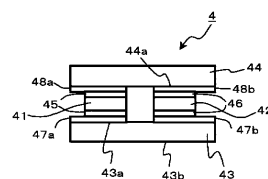
【図 3】



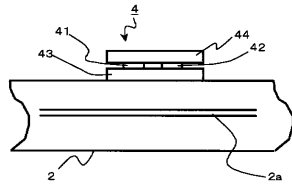
【図 4】



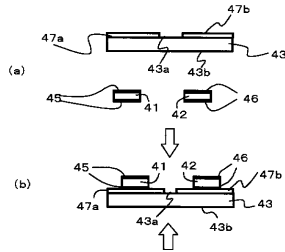
【図 5】



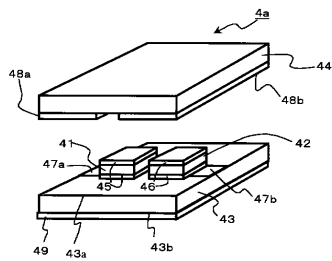
【図 6】



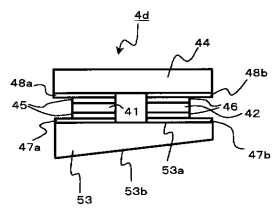
【図 7】



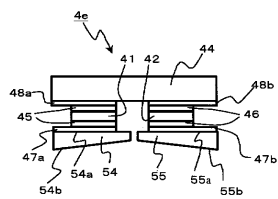
【図 8】



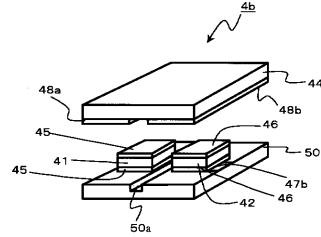
【図 11】



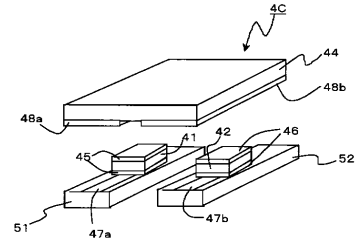
【図 12】



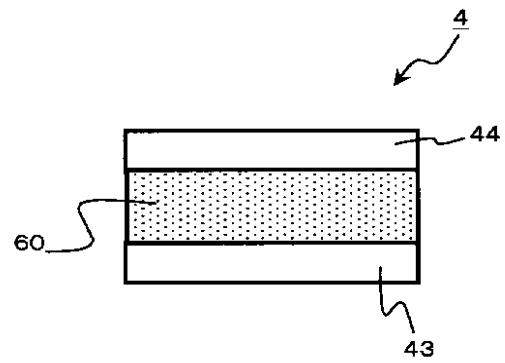
【図 9】



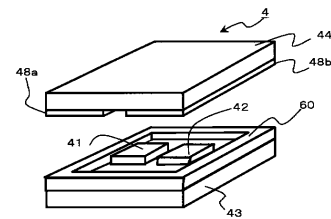
【図 10】



【図 13】

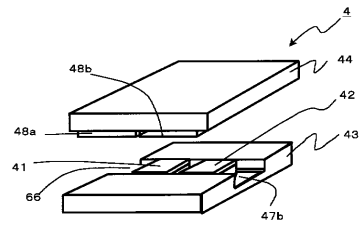


【図 14】

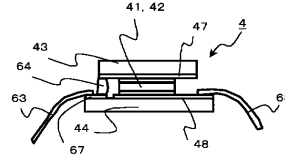




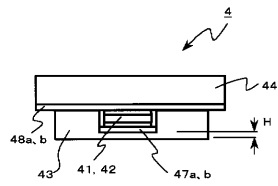
【図 15】



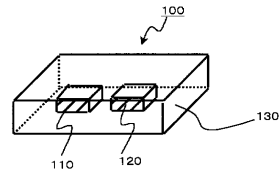
【図 18】



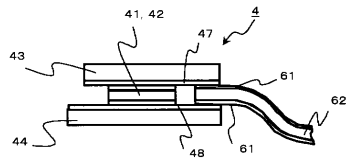
【図 16】



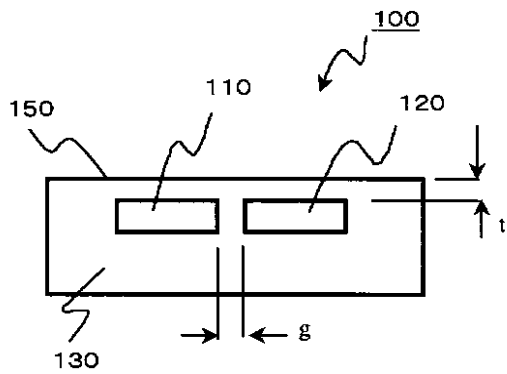
【図 19】



【図 17】



【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

審査官 本郷 徹

(56)参考文献 特開平01-107745(JP,A)  
特開平02-063443(JP,A)  
特開平07-163556(JP,A)  
特開昭62-100100(JP,A)  
特開昭56-161799(JP,A)  
実開平01-015985(JP,U)  
登録実用新案第3061345(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/0245  
A61B 8/02

专利名称(译)	脉冲检测装置及其制造方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP3913463B2</a>	公开(公告)日	2007-05-09
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		
当前申请(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	A61B5/0245 A61B8/02 A61B5/024 A61B8/06		
CPC分类号	A61B5/02438 A61B8/06		
FI分类号	A61B5/02.310.J A61B5/02.310.P A61B8/02		
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)	松下善治		
审查员(译)	本乡 彻		
优先权	1999370613 1999-12-27 JP		
其他公开文献	JP2001245861A JP2001245861A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：通过精确地设置用于超声波传输的压电元件和用于超声波接收的压电元件来提供脉冲波检测装置及其制造方法，其几乎不产生质量的不规则性，并且提高脉冲检测的灵敏度在脉搏波检测装置中。解决方案：用于传输的压电元件41和用于接收的压电元件42设置在发送/接收电路板43的一个表面43a上。压电元件41根据输入的驱动电压信号通过激励产生超声波并发送超声波挥动成有机体。压电元件42接收传输到生物体中并在生物体的血流上反射的超声波，并将反射波转换成电压信号。由压电元件41产生的超声波的频率和由压电元件42接收的反射波的频率被比较，并且脉冲由处理操作部分检测。

【 図 2 】

