

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3857519号

(P3857519)

(45) 発行日 平成18年12月13日(2006.12.13)

(24) 登録日 平成18年9月22日(2006.9.22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O K

A 6 1 B 8/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O Z

A 6 1 B 8/02

請求項の数 2 (全 9 頁)

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

(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 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈検出装置

(57) 【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、前記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、前記基板を支持するために、前記基板が前記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）。

10

#### 【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。

20

#### 【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う。

30

#### 【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。

40

#### 【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、

50

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。

10

【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、受信感度が向上しする。つまり、脈検出装置における脈の検出感度が向上する。

【0013】

20

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。

30

【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。

40

【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。

50

**【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】**

10

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。

**【0022】**

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。また、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。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を比較して脈を検出する。

20

**【0023】**

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。

**【0024】**

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。

**【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44の上に傾斜層43が存在し、前記傾斜層43と前記送信用基板44に架橋するように送信用圧電素子41が存在している。そして、受信用基板45の上に傾斜層43が存在し、前記傾斜層43と前記送信用基板45に架橋するように送信用圧電素子42が存在している。送受信基板44、45は支持部46によって保持されている。

30

**【0026】**

次に、脈検出装置1の測定部の製造方法を説明する。電極をパターニングしたガラス基板を送受信基板44、45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は流れ出さないもので、今回は、500ミクロンの隙間を形成した。

40

**【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

50

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。

10

#### 【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と導線によって電気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。

20

#### 【0030】

受信用圧電素子42は、処理部3の処理演算部31と導線によって電気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。

30

#### 【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。

40

#### 【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】

先ず、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】

50

送信用圧電素子 4 1 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 4 8 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 4 3 によって形成された空隙 4 9 によって遮断され、また、傾斜層 4 3 を介して漏洩する超音波も、傾斜層 4 3 の一部としか送信用圧電素子 4 1 が接しない構造としていたため、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 4 1 が傾斜層 4 3 によって傾斜が付けられて設けられているので、血流 2 a に対して角度を持って入射する。そして、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。

10

#### 【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、送受信用圧電素子 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たため、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。

20

#### 【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成ではなく、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。

30

#### 【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。

40

#### 【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】

50

【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

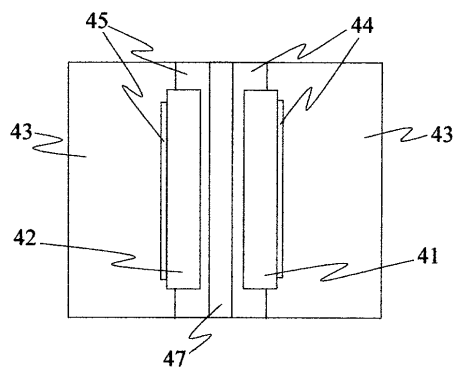
4 8 樹脂層

4 9 空隙

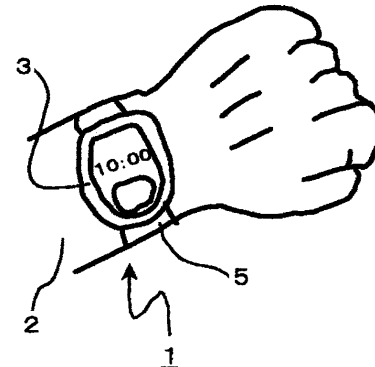
10

20

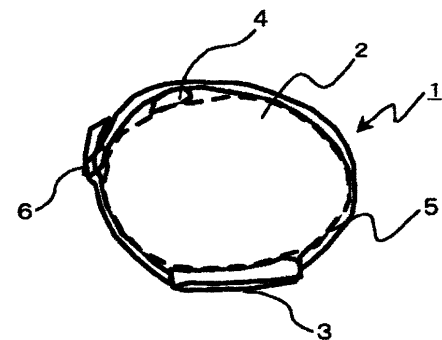
【図 1】



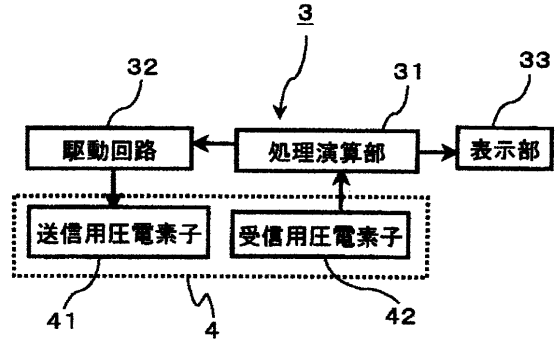
【図 3】



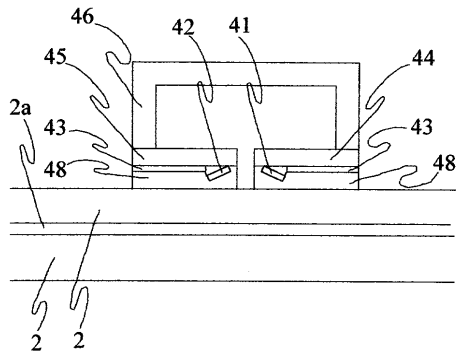
【図 2】



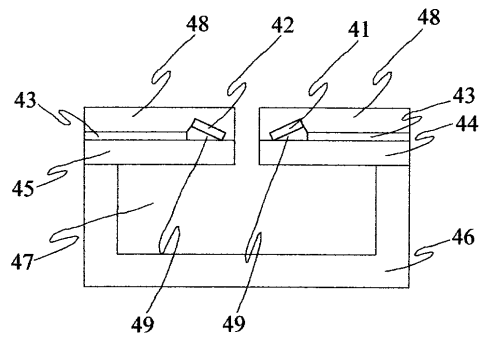
【図 4】



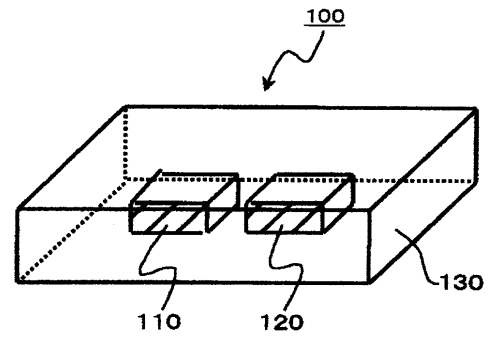
【図 5】



【図 6】



【図 7】





---

フロントページの続き

- (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 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
- (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

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開2000-300563 (JP, A)  
実開平02-058409 (JP, U)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/0245  
A61B 8/02  
H04R 17/00