

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4738621号

(P4738621)

(45) 発行日 平成23年8月3日 (2011.8.3)

(24) 登録日 平成23年5月13日 (2011.5.13)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O Z
A 6 1 B 8/02 (2006.01)	A 6 1 B 8/02
G O 1 S 7/521 (2006.01)	G O 1 S 7/52 A

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2001-110372 (P2001-110372)	(73) 特許権者	000002325
(22) 出願日	平成13年4月9日 (2001.4.9)		セイコーインスツル株式会社
(65) 公開番号	特開2002-301037 (P2002-301037A)		千葉県千葉市美浜区中瀬 1 丁目 8 番地
(43) 公開日	平成14年10月15日 (2002.10.15)	(73) 特許権者	390017994
審査請求日	平成19年11月15日 (2007.11.15)		戸田 耕司
前置審査			神奈川県横須賀市二葉 1 丁目 4 9 番 1 8 号
		(74) 代理人	100154863
			弁理士 久原 健太郎
		(74) 代理人	100142837
			弁理士 内野 則彰
		(74) 代理人	100123685
			弁理士 木村 信行

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】

測定部及び前記測定部を駆動する回路部及び測定結果を表示する表示部及び前記測定結果を記録する記録部から構成される脈検出装置において、

前記測定部が、厚み方向に分極する送信用圧電基板と、厚み方向に分極する受信用圧電基板とからなり、

前記送信用圧電基板及び前記受信用圧電基板の各々が、互いに平行な第 1 および第 2 の平面を有し、前記各々の前記第 1 の平面にラム波励振用のすだれ状電極が少なくとも 2 種類の周期長で形成され、前記各々のすだれ状電極は円弧状であり、互いに同心を有するように形成され、

前記各々のすだれ状電極の間に、少なくとも前記すだれ状電極の形成幅に亘って導電性樹脂を備え、

前記導電性樹脂は、前記送信用圧電基板と前記受信用圧電基板とを接着する材料の前記第 1 の平面側に塗布されることを特徴とする脈検出装置。

【請求項 2】

請求項 1 において、前記送信用圧電基板と前記受信用圧電基板との前記第 2 の平面を同一面内に配置し、前記第 2 の平面側を生体に装着することを特徴とする脈検出装置。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 のいずれかにおいて、前記送信用圧電基板及び前記受信用圧電基板の前記第 2 の平面に樹脂層を備えることを特徴とする脈検出装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれかにおいて、前記測定部及び前記回路部及び前記表示部及び前記記録部が、体の一部分に装着できるバンドに取り付けられていることを特徴とする脈検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、圧電素子を利用し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、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】

図 11 に、従来における圧電素子を使用した脈検出装置 100 を示す。図 11 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。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。

【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 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。

【0005】

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。

【0006】

ドップラ効果による周波数変化は式 1 で示される。式 1 からドップラ効果を有効に取り出す即ち周波数変化分を大きくするために、生体表面及び血流に対し圧電素子 110、120 は傾けてある。

【0007】

$$f1 = 2 \times v(t) \times \cos \theta \times f0 / c \quad \dots (1)$$

（ $f0$ ：元の周波数、 $v(t)$ ：血流速、 c ：生体中の音速、 $f1$ ：ドップラ変化後の周波数、 θ ：血流と圧電素子のなす角）

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

従来の検出方式では、ドップラ効果を大きくするために圧電素子を傾けているが、超音波の反射を考えると、図 12 に示すように生体内に送信された超音波は生体の血流によって反射されるが、反射する方向を考えると、図 12 中の矢印のようにほとんどが受信する圧電素子に向かわない。そのため、ある一定以上の出力を得るためには、入力時に、より大きな電力を必要とする。そこで、本発明では、生体内でフォーカスする超音波を送信し、少ない入力電圧でより多くの出力を得られる脈検出装置及びその製造方法を提供する。また、個人差や測定場所によって、生体表面から血管までの距離は変化するが、変化に対応可能な脈検出装置を提供する。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、本発明で提供する脈検出装置について説明する。

【0010】

本発明で提供する脈検出装置の測定部を、血管上に配置する。測定部は、主に送信用圧電基板と受信用圧電基板からなり、送信用圧電基板の表面に同心円状のすだれ状電極を配置する。すだれ状電極には高周波の電気信号を入力することで、送信用圧電基板に漏洩ラム波を励振する。励振されたラム波は、樹脂層を介して、生体内に超音波を放出する。この時、同心円状のすだれ電極により、超音波は生体内でフォーカスされる。生体内に放出された超音波は、生体内の血管に反射し、受信用圧電基板に到達する。この時、生体内の血管は心拍と同期して拍動するので、超音波が送信されてから受信するまでの時間が変化する。この変化を捉えることで、脈検出ができる。血管内の血流にも超音波は反射するので、従来通り、ドップラー効果を利用することも可能である。

10

【0011】

生体内にフォーカスする場所はすだれ状電極の周期長及び入力信号の周波数によってコントロールすることが可能である。入力周波数を一定とするときに、すだれ状電極の周期長を変化させることで超音波のフォーカス点が変わるので、複数の周期長を同一送信用圧電基板上に形成することで複数のフォーカス点ができるようになる。これにより、個人差や頭部・腕部・足部等の測定場所による生体表面から血管位置までの距離の変化に対応できる。

20

【0012】

また、超音波を生体内に入射するためには、圧電基板と生体で音響インピーダンスが違いすぎるため、そのままでは超音波が反射してしまうので、圧電基板上に樹脂層を設けることにより、超音波が入射しやすくなるようにする。さらに生体との密着性が高くなる樹脂を形成し、測定部と生体間に超音波が減衰する空気層を極力無くし、効率良く送受信できるようにする。

【0013】

さらに、本発明で提供する脈検出装置は測定部、回路部、表示部及び記録部を体の一部分に装着できるバンドから構成されているので、携帯可能である。

【0014】

以上、本発明においては、送信用圧電基板上の同心円状のすだれ状電極を形成し、反射波の到達時間を測定することによって、脈検出を行う脈検出装置とする。

30

【0015】

この構成によれば、超音波を血管上にフォーカスして放出でき、従来の方法と比べ、少ない入力電圧でより多くの出力を得られ、さらに、送信用圧電基板上の同心円状のすだれ状電極が複数の周期長を有することで、生体内のフォーカス点も複数になり、生体表面から血管までの距離が変化した場合にも対応できる脈検出装置が提供できる。

【0016】

【発明の実施の形態】

図を用いて、本発明の脈検出装置について詳細に説明する。

40

【0017】

本発明の脈検出装置の全体及び装着例を図1に示す。図1において、脈検出装置1は表示・記録ユニット3、測定ユニット4及びバンド5から構成される。表示・記録ユニット3と測定ユニット4はバンド5内の銅線（図略）によって接続されている。脈検出装置1は生体2にバンド5によって固定される。

【0018】

図2は装着時の断面図を示す。脈検出装置1は生体内のとう骨動脈、尺骨動脈、頸動脈等の血管21上に測定ユニット4が来るように生体2に装着され、測定ユニット4と表示・記録ユニット3はバンド5及び止め金具6によって固定される。したがって、常時、脈検出装置1を装着でき、連続的に測定できる。図1では生体2に腕を例にしたが、血管21

50

上に測定ユニット4を装着できる場所ならば、バンド5を交換し、調節するだけで、生体2の場所は足、首や上腕など、場所を選ばず装着可能である。

【0019】

表示・記録ユニット3及び測定ユニット4のブロック図を図3に示す。測定ユニット4は測定部40、回路部48から、表示・記録ユニット3は表示部31及び記録部32からなる。測定ユニット4内の回路部48によって測定部40の送信用圧電基板41を駆動する。生体内からの反射を受信する受信用圧電基板42は、超音波を電気信号に変換し、回路部48に伝える。回路部48では、送受信にかかった時間から、生体表面から血管までの距離を求める。また、送受信にかかった時間のずれから、心拍に伴う拍動によって生じる血管の動きを捕らえ、脈拍を求める。これらの情報を表示・記録ユニット3は受信し、それぞれ表示部31では測定結果を表示し、記録部32で記録する。表示部31には記録部32に蓄積されたデータを呼び出すことによって、蓄積データを表示部31に表示可能である。また、回路部48にドップラ効果によって生じる周波数変化を復調する回路構成にすることにより、周波数変化からも血流及び脈を測定することが可能である。

10

【0020】

測定ユニット4と生体2の関係を図4に示す。超音波の送受信について図5を用い、説明する。血管21上に設置された測定部40の送信用圧電基板41から超音波が生体2内に放出され、血管21で反射した超音波は受信用圧電素子に到達する。

【0021】

送信用圧電基板41の送信用圧電基板第1面41aにはすだれ状電極43が形成され、回路部48から高周波電気信号を入力する。このとき、分極方向は送信用圧電基板第1面41aに垂直な方向である。また、このとき送信用圧電基板の厚さをdとし、ラム波の波長をλとすると、 $d < \lambda$ の条件を満たす場合、送信用圧電基板第1面41a及び送信用圧電基板第2面42bが弾性振動をする。送信用圧電基板第2面42bに発生した弾性振動は、生体2内に超音波として送信される。生体2に送信される放射角度φは式2で表される。

20

【0022】

$$\sin \phi = V_s / V_p \quad \cdots (2)$$

(φ：放射角度、Vp：圧電素子中の音速、Vs：生体内の音速)

送信された超音波は生体2内の動脈血管21に反射し、受信用圧電基板第2面42bに届く。このとき受信用圧電基板の厚さをdとし、ラム波の波長をλとすると、 $d < \lambda$ の条件を満たす場合、送信用圧電基板と同様に、受信用圧電基板第2面42bは超音波があたることによって、弾性振動し、受信用圧電基板第1面42aのすだれ状電極43によって、電気信号になる。このとき、圧電基板の分極方向は受信用圧電基板第1面42aに垂直な方向である。電気信号は図3に示す回路部48を経て、上記したように表示・記録ユニット3で表示及び記録がなされる。

30

【0023】

図6・図7に示す圧電素子上のすだれ状電極のパターンについて説明する。図6は送信用圧電基板41の第1面41a及び受信用圧電基板42の第1面42aに電極周期長を一定にしたパターンである。この時は図4に示すように1ヶ所にフォーカスする超音波を生体内に放出できる。図7は2つの電極周期長を入れたパターンである。図7のようにした場合には、図8に示すように生体内でのフォーカス点は2ヶ所になる。フォーカス位置は同心円状のすだれ状電極の半径rと周期長l及び入力信号の周波数fで設計できる。周期長lと入力信号の周波数fからVp ($V_p = l \cdot f$) が決まり、式2より放射角度φが求められ、半径rから深さ方向のフォーカス位置が決まるので、フォーカス位置の設計が可能である。図7では周期長が2種類であるが、複数の周期長を存在させることで、複数のフォーカス点ができる。したがって、測定場所や個人差による体表面から血管までの距離に影響されずに、超音波を血管にフォーカスできる。

40

【0024】

次に測定部40について図9を用いて詳細に説明する。送信用圧電基板41と受信用圧電

50

基板 4 2 は接着樹脂 4 5 によって接着され、接着樹脂 4 5 上に導電性樹脂 4 9 が塗布されている。導電性樹脂 4 9 は送信用圧電基板 4 1 上のすだれ状電極 4 3 から受信用圧電基板 4 2 上のすだれ状電極 4 3 へ空中を伝わっていく信号をカットするために塗布する。また、接着樹脂 4 5 は超音波吸収材を接着剤に混入させたものを使用すると、送信用圧電素子 4 1 から接着樹脂 4 5 を経て受信用圧電素子 4 2 への伝搬波がカットでき、回路部 4 8 での受信信号処理が簡易になる。また、送信用圧電基板 4 1 と受信用圧電基板 4 2 は支持部 4 4 に接着されている。支持部 4 4 には電氣的ノイズを除去するために、真鍮やアルミ等の金属がよい。また、金属製にすることで、測定部 4 0 の外部からの衝撃に対する強度を増す。

【0025】

10

送信用圧電基板第1面 4 1 a 上及び受信用圧電基板第1面 4 2 a 上のすだれ状電極 4 3 の材質には電気抵抗の低い金属、たとえば純アルミを用いる他、耐久性や腐食等を考慮し、クロムと金の2層構造にする。ここで、クロムは金と圧電素子を強固に接着するために用いている。クロムと金の金属化合物により、その後の工程でワイヤーボンド等の作業性が著しく劣る場合には、クロムと金の間にニッケルを挟み、クロム・ニッケル・金の3層としてもよい。

【0026】

送信用圧電基板第2面 4 1 b 及び受信用圧電基板第2面 4 2 b には整合樹脂 4 6 及び密着樹脂 4 7 を形成する。生体と各圧電基板 4 1, 4 2 との間で効率良く超音波を伝搬するためには、整合樹脂 4 6 を設け、整合樹脂 4 6 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。そして、図 9 に示す構成を有する測定部 4 0 において、整合樹脂 4 6 の理想的な音響インピーダンス Z_m は、

20

$$Z_m = (Z_c \times Z_1)^{1/2} \quad \dots (3)$$

によって示すことができる。そして、式 (3) 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。

【0027】

この計算値を基に、本実施例では、整合樹脂 4 6 に、音響インピーダンスが約 $5.6 \text{ M (N} \cdot \text{s e c / m}^3 \text{)}$ であるアクリル系樹脂を使用している。

30

さらに整合樹脂 4 6 上にはシリコン系樹脂からなる密着樹脂 4 7 を形成する。これは、測定部と生体の密着性を向上し、より超音波の伝搬を改善するためである。密着樹脂 4 7 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、生体 2 との密着性が向上し、生体 2 と測定部 4 0 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。これにより、超音波の反射、減衰を防ぐことができる。

【0028】

次に、送信用圧電基板 4 1 ・受信用圧電基板 4 2 の形状及び接着樹脂 4 5 について図 1 0 を用いて説明する。図 1 0 に示す接着樹脂 4 5 はすだれ状電極 4 3 に対して、斜めになるように送信用圧電素子 4 1 受信用圧電素子 4 2 を切断して接着している。こうすることで、送信用圧電基板第1面 4 1 a 上のすだれ電極 4 3 a から接着樹脂 4 5 を介し受信用圧電基板第1面 4 2 a 上のすだれ状電極 4 3 b への伝搬波が散乱し、回路部 4 8 での受信信号処理が簡易になる。

40

【0029】

【発明の効果】

以上のように、本発明の脈検出装置によれば、送信用圧電基板から受信用圧電基板への空中伝搬する信号及び伝搬波を除去し、超音波をフォーカスして効率よく生体内に送信できるため、血管の検出感度を向上させた脈検出装置を提供することができる。

50

【0030】

また、音響インピーダンス及び生体との密着性を考慮した構造にすることにより、超音波の減衰を抑え、効率よく超音波を伝搬できる。

さらに、送受信基板を支持する金属製支持部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する。

【0031】

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。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の脈検出装置を生体に装着した状態図を示す外観図の1例である。

10

【図2】本発明による脈検出装置の構成断面を示す図である。

【図3】表示・記録ユニット及び測定ユニットの内部構成と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構成断面を示す図である。

【図5】送信用圧電基板及び受信用圧電基板の状態を示す図である。

【図6】圧電基板、すだれ状電極及び接着部を示す1例である。

【図7】圧電基板、すだれ状電極及び接着部を示す1例である。

【図8】送信用圧電基板及び受信用圧電基板の状態を示す図である。

【図9】測定部の断面図を示す図である。

【図10】圧電基板、すだれ状電極及び接着部を示す1例である。

20

【図11】従来例を示す図である。

【図12】従来の構成断面を示す図である。

【符号の説明】

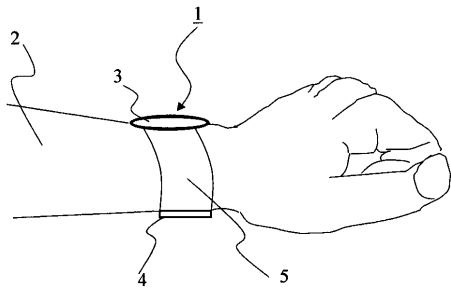
- 1 脈検出装置
- 2 生体
- 21 血管
- 3 表示・記録ユニット
- 31 表示部
- 32 記録部
- 4 測定ユニット
- 40 測定部
- 41 送信用圧電基板
- 41a 送信用圧電基板第1面
- 41b 送信用圧電基板第2面
- 42 受信用圧電基板
- 42a 受信用圧電基板第1面
- 42b 受信用圧電基板第2面
- 43 すだれ状電極
- 44 支持部
- 45 接着樹脂
- 46 整合樹脂
- 47 密着樹脂
- 48 回路部
- 49 導電性樹脂
- 5 バンド
- 6 止め金具
- 100 従来の脈検出装置
- 110 圧電素子
- 120 圧電素子
- 130 樹脂

30

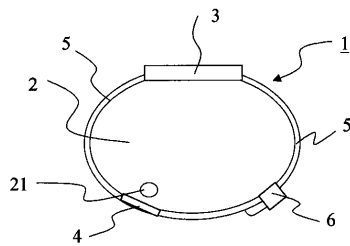
40

50

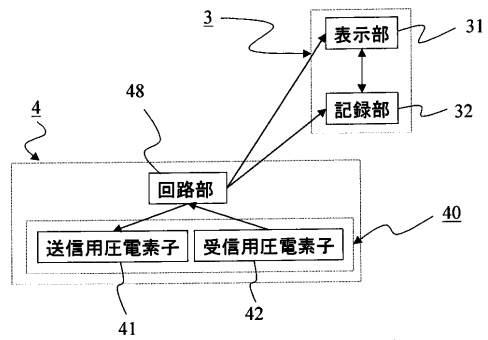
【図 1】



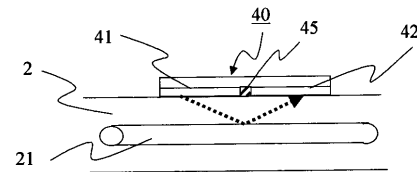
【図 2】



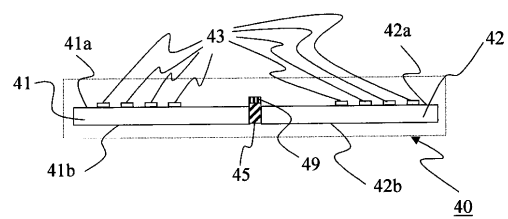
【図 3】



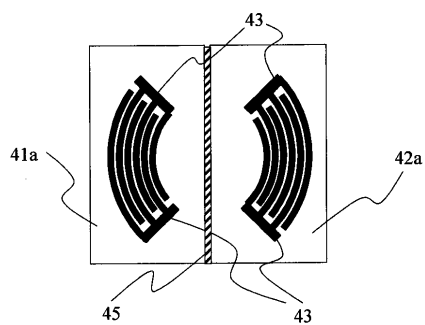
【図 4】



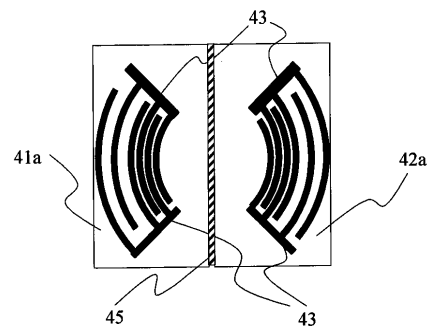
【図 5】



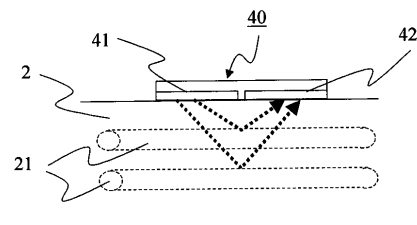
【図 6】



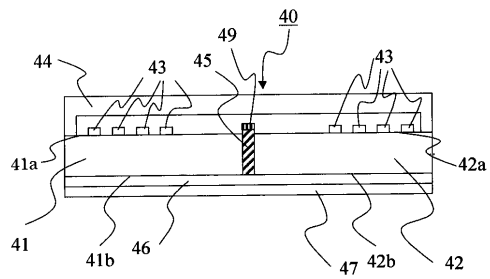
【図 7】



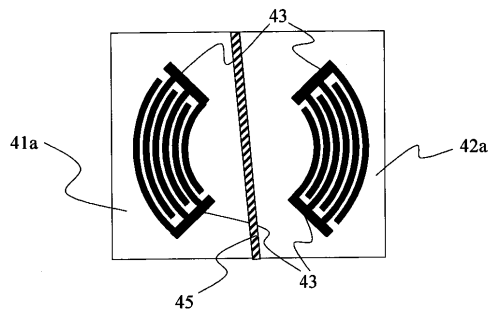
【図 8】



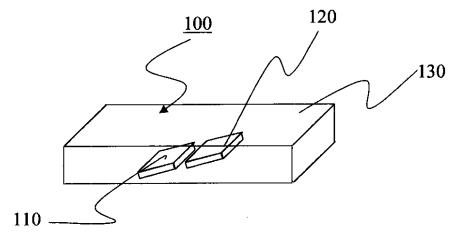
【図 9】



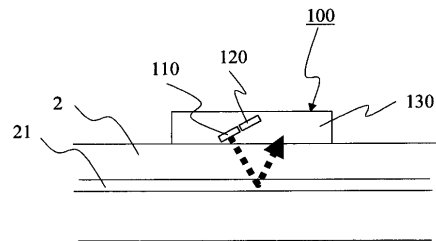
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (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
- (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 木村 文雄
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 戸田 耕司
神奈川県横須賀市二葉1丁目49番18号

審査官 小島 寛史

- (56)参考文献 特開2000-329613 (JP, A)
特開昭56-166429 (JP, A)
特開2000-037360 (JP, A)
特開平07-313521 (JP, A)
特開昭62-091857 (JP, A)
特開昭58-022978 (JP, A)
特開平07-274297 (JP, A)
特開昭63-205000 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0245

A61B 8/02

G01S 7/521

专利名称(译)	脉冲检测装置		
公开(公告)号	JP4738621B2	公开(公告)日	2011-08-03
申请号	JP2001110372	申请日	2001-04-09
[标]申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司 户田浩二		
申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司 户田浩二		
当前申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司 户田浩二		
[标]发明人	中村敬彦 新荻正隆 木村文雄 戸田耕司		
发明人	中村 敬彦 新荻 正隆 木村 文雄 戸田 耕司		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B8/02 G01S7/521 H01L41/08		
FI分类号	A61B5/02.310.Z A61B8/02 G01S7/52.A G01S7/521.A H01L41/08.Z		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AB02 4C017/AC03 4C017/AC20 4C301/AA03 4C301/DD02 4C301/DD06 4C301/DD10 4C301/EE06 4C301/EE12 4C301/GA03 4C301/GB15 4C301/GB33 4C301/GB34 4C301/HH22 4C601/DD05 4C601/DD07 4C601/DE01 4C601/EE03 4C601/EE10 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GB01 4C601/GB02 4C601/GB12 4C601/GB14 4C601/GB41 4C601/GB42 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AD08 5J083/AE10 5J083/CA20 5J083/CA35 5J083/CB20		
代理人(译)	健太郎久原 内野 则彰 木村信行		
审查员(译)	小島Hiroshishi		
其他公开文献	JP2002301037A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种脉冲检测器，其能够通过发射超声波以在生物体内聚焦来获得具有很少输入电压的更多输出，以及制造能够应对血液位置变化的装置的方法从个体的差异引起的生物体皮肤和测量场所的血管。解决方案：脉冲检测器的测量部分包括发射和接收压电板，同心交叉指型电极设置在发射压电板的表面上。通过向交叉指电极输入高频电信号，从发射压电板激发泄漏兰姆波。激发的兰姆波使超声波通过树脂层辐射到生物体内。超声波由生物体内的同心交叉指电极聚焦。辐射到生物体内的超声波被生物体内的血管反射并到达接收压电板。由于生物体内的血管与热潮流同步地脉动，因此从发送到接收超声波的时间变化。通过检测这种变化，可以检测脉冲。

【 図 6 】

