

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5110751号  
(P5110751)

(45) 発行日 平成24年12月26日 (2012.12.26)

(24) 登録日 平成24年10月19日 (2012.10.19)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
A 6 1 B 8/02 (2006.01)	A 6 1 B 8/02

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2001-243943 (P2001-243943)	(73) 特許権者	000002325
(22) 出願日	平成13年8月10日 (2001.8.10)		セイコーインスツル株式会社
(65) 公開番号	特開2002-136515 (P2002-136515A)		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5月14日 (2002.5.14)	(74) 代理人	100154863
審査請求日	平成20年7月15日 (2008.7.15)		弁理士 久原 健太郎
審査番号	不服2011-18673 (P2011-18673/J1)	(74) 代理人	100142837
審査請求日	平成23年8月30日 (2011.8.30)		弁理士 内野 則彰
(31) 優先権主張番号	特願2000-253250 (P2000-253250)	(74) 代理人	100123685
(32) 優先日	平成12年8月24日 (2000.8.24)		弁理士 木村 信行
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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 セ
			イコーインスツルメンツ株式会社内
		(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 セ
			イコーインスツルメンツ株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

圧電素子の上面に設けられ、生体の皮膚に対して吸着性を有する密着層と、  
 前記密着層と前記圧電素子との間に設けられ、音響インピーダンスの値は、前記圧電素子の音響インピーダンスの値と前記密着層の音響インピーダンスの値の間の値である整合層とを有し、  
 入力された駆動信号に応じて、基板に設けられた前記圧電素子を駆動することで前記生体内に超音波を送信し、前記生体内からの反射波を受信する超音波センサと、  
 前記超音波センサを生体に装着する保持部材と、  
 前記圧電素子を駆動する駆動回路と、  
 前記圧電素子から生体内部に送信された送信波と、生体内部で反射した反射波とから生体内部に関する情報を検出する生体情報検出手段と、  
 前記生体情報検出手段によって検出された生体情報を、使用者に表示する表示手段を備え、

前記超音波センサが前記保持部材に移動可能に取り付けられ、前記生体に装着した状態で非使用時には前記超音波センサと前記生体との間に空隙を形成し、使用時には前記超音波センサと生体が接触する構成であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

非使用時に前記密着層を保護する保護層を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

初期検出時の生体情報である初期検出時データを記録する初期検出時データ記録部と、前記超音波センサによって検出された生体情報と、前記初期検出時データを比較する記録データ比較部と、

前記密着層の交換を使用者に知らせる交換時報知部を備え、

前記生体情報が前記初期検出時データに対して所定以下の割合となった際に、前記交換時報知部により前記密着層の交換の必要性を使用者に知らせることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記生体情報が、前記送信波と生体内の血流によって反射した反射波の周波数変化から、生体の脈に関する情報を検出することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 5】

前記密着層のヤング率 ( $\text{dyne/cm}^2$ ) は、 $1.0 \times 10^5$  から  $3.0 \times 10^7$ であることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記密着層の硬さは、JIS - K 2220 による針入度では 0 から 70、JIS - K 2207 による針入度では 0 から 200、JIS - A によるゴム硬さでは 0 から 50 のいずれかの範囲にあることを特徴とする請求項 1 または請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 7】

前記密着層はシリコンゴムあるいは、シリコンゲルであることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記密着層を前記基板に固定するための密着層固定機構を備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記密着層は、粘着性の高い層と粘着性の低い層の多層で構成されたことを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記密着層は生体と接する面より、前記整合層と接する面の粘着力が強いことを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波センサ、超音波センサの製造方法、及び、超音波センサを用いた超音波診断装置に係わる。詳細には、生体内の脂肪層の厚みや血管の弾性率のように健康の診断や管理の目安になる情報を求める超音波センサに関する。また、この超音波センサの製造方法、及びこの超音波センサを用いた超音波診断装置に関する。

## 【0002】

40

## 【従来の技術】

一般に、超音波を用いて生体の体内の情報（脂肪の厚み、血管の弾性率、血管の形状など）を求めようとするときには、超音波が体内に効率よく伝搬されるように、皮膚での超音波の反射を抑制する必要がある。そのため、超音波診断装置に使用される超音波センサと皮膚との間にはオイル状の液体を介在させている。すなわち、皮膚にオイル状の液体を塗布して超音波センサを皮膚に密着させているのである。

## 【0003】

オイル状の液体を皮膚に塗布する場合、塗布作業が面倒であり、また被診断者にはべた付きなどの不快感が生じるという問題点がある。

## 【0004】

50

そのため、近年、オイル状の液体を皮膚に塗布する必要のない超音波診断装置が提案されている。このような超音波診断装置（特開平７－２８９５５４号）に用いられるセンサについて以下に説明する。

【０００５】

図２２は、従来の超音波診断装置に関わる超音波センサ１１の概略構成を示す断面図である。超音波センサ１１は超音波振動子１２を金属などのパッケージ１３内に納装して構成されている。パッケージ１３には、超音波振動子１２の前方に対応する部位に開口窓１３ａが形成されている。さらに、開口窓１３ａにはキチン質の人工皮膚１４が覆着される。パッケージ１３と人工皮膚１４によって密封された空間内には超音波振動子１２を浸漬する超音波伝達用液体１５としてシリコンオイルが充填されている。

10

【０００６】

超音波振動子１２は、振動エレメント１６ａ、１６ｂを備えており、いずれか一方を送信用として振動させ、開口窓１３ａより生体内に超音波を送信し、他方の振動エレメントで生体内より反射してきた超音波を受信する。

【０００７】

このように、皮膚への密着部位には皮膚に類似した成分からなる人工皮膚１４を用いる構成により、オイル状の液体を用いなくとも皮膚との密着度を高めて超音波に位相のずれが生じないようにすることができる。結果として、オイル状の液体を皮膚に塗布する必要がなくなる。

【０００８】

20

【発明が解決しようとする課題】

一般に空気層が超音波振動子と皮膚の間に存在すると、空気層で超音波が減衰し、所望の情報を得ることができなくなる。そこで、従来では、上述したように、シリコンオイルをパッケージ内に注入し、開口窓に人工皮膚で蓋をした構造としているが、以下の問題点があった。

【０００９】

（１）シリコンオイルに空気などの泡が混入すると、泡で超音波が減衰するため、シリコンオイルをパッケージ内に注入する際に、泡が入らないようにパッケージを密閉する必要があり、製造が困難であった。

【００１０】

30

（２）皮膚のしわなどに沿って密着させるためには、人工皮膚として、人体の皮膚と同程度、あるいは皮膚よりも柔らかい材質を使用する必要があるが、このような材質でパッケージを密閉すると、使用中に人工皮膚に穴が空きやすく、耐久性に問題があり、長期間使用することが困難であるという問題点があった。

【００１１】

（３）シリコンオイルなどの液体は一般的に熱膨張率が高く、使用中に膨張し、シリコンオイルが漏れる、あるいは超音波の伝搬経路が変化し、生体内部の正確な情報を得ることが困難となる。

【００１２】

そこで、本発明は、オイル状の液体（ジェル）を密閉あるいは皮膚と超音波センサ間に介在させることなく、製造が容易で、長期間使用可能で、皮膚との密着性を向上させ、効率的に超音波を生体内に送信、生体内から受信させることで感度向上を図った超音波センサ及び、該超音波センサを使用した超音波診断装置を提供することを目的とする。

40

【００１３】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、本発明による超音波診断装置に関わる超音波センサは、入力された駆動信号に応じて、基板に設けられた圧電素子を駆動することで生体内に超音波を送信し、生体内からの反射波を受信する超音波センサであって、圧電素子の上面に設けられた密着層を備え、密着層が生体の皮膚に対して吸着性を有し、超音波センサは密着層を介して生体の皮膚と吸着することを特徴とする。このような構成とすることで、シリコンオ

50

イルなどを密閉する必要がなく、さらに特殊な材質を使用することなく、オイル状の液体を超音波センサと皮膚の間に塗布しなくても効率的に超音波を生体内に送信、生体内から受信させることができる。

【0014】

さらに、ヤング率が  $1.0 \times 10^5$  から  $3.0 \times 10^7$  (dyne/cm<sup>2</sup>) の材質を密着層として用いることで、より効果的に超音波を生体内に送信し、生体内からの反射波を受信させることができる。

【0015】

また、ヤング率が上記の範囲の物質、すなわち、密着層として好ましい材料は一般的に、シリコン系、エポキシ系の樹脂や、PZTなどの圧電材料とは接着性が乏しい。そのため、超音波診断装置に密着層の固定機構を持たせることで、接着性の乏しい密着層を超音波診断装置に取り付けることが可能となり、超音波診断装置の皮膚との密着性、超音波送受信の感度の向上とともに取り扱い性をも向上させることができる。

【0016】

また本発明による超音波センサの製造方法は、圧電素子を基板上に設ける工程と、密着層固定機構を基板に取り付ける工程と、密着層固定機構内に常温硬化性、熱硬化性、あるいは、紫外線硬化性の樹脂を注入し、樹脂を硬化させる工程を備えることとした。このような製造方法により密着層を容易に形成することが可能となる。

【0017】

また、超音波センサを有する超音波診断装置は、初期検出時の出力値を記憶する記憶部と、初期検出時の生体情報と現在検出している生体情報を比較し、初期検出時の生体情報の出力値（電圧など）に対して所定の割合になった時に密着層の交換時期を知らせる交換時報知部とを有する構成とした。これにより、密着層の交換時期を使用者に知らせることが可能となり、長期間安定して生体情報を測定することが可能となる。

【0018】

さらに、非使用時に密着層と生体が接触しない構造とする、あるいは、非使用時に密着層を保護する保護層を設けることにより、強度の低い密着層を保護することができ、長期間安定して使用することが可能となる。

【0019】

また、生体の皮膚に対して吸着性を有するシリコンゲルなどの部材は、埃などの汚れが表面に付着しやすい。そのため、密着層を取り外し可能とすることで、埃などで密着層が汚れたら、新しい密着層と交換することが可能となり、超音波診断装置の感度を維持して、長期間安定して使用することが可能となる。

【0020】

【発明の実施の形態】

図1を用いて、本発明の超音波診断装置に用いられる超音波センサの実施の形態を説明する。図1Aは、超音波センサ4の概略構成を示す斜視図であり、図1Bは超音波センサ4の概略構成を示す断面図である。

【0021】

図1Aに示すように、超音波センサ4は、送信用圧電素子41と受信用圧電素子42が基板44上に設けられており、これら圧電素子上に密着層50が形成されている。送信用圧電素子41は、図示しない電極や配線により厚さ方向に電圧が印加され、超音波を発信する。発信した超音波の周波数と、受信用圧電素子42で受信された超音波の周波数を比較することにより、生体の情報が得られる。

【0022】

被測定体である生体と超音波センサ4の間に空隙が存在すると、超音波が空隙で減衰するため感度が著しく低下する。これを防ぐために、圧電素子と生体の間に密着層50を設ける。密着層50の材質は、生体と粘着性を持つ材質が望ましい。また、生体には、しわなどの微小な凹凸が存在する場合があるため、微小な凹凸に密着する必要がある。そのため、密着層50の材質は柔らかいことが望ましい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 3 】

そこで、密着層をヤング率  $3.0 \times 10^7$  (dyne/cm<sup>2</sup>) 以下の材質で構成した。このような材質を用いれば、密着層 50 を使用しない場合より検出感度が向上する。特に、シリコン系の樹脂であるシリコンゴムやシリコンゲルは、生体との適合性がよく、また、皮膚に密着させても影響が少ないため密着層 50 の材質として優れている。

## 【 0 0 2 4 】

以上のように、密着層 50 を構成することにより、生体と超音波センサ 4 を密着させることが可能となり、生体と超音波センサ 4 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。

## 【 0 0 2 5 】

10

## 【実施例】

以下に、図面に基づいて本発明の実施例を説明する。

## 【 0 0 2 6 】

## (実施例 1)

図 2 ~ 図 10 を参照して本発明による超音波センサを備えた超音波診断装置の実施例について詳細に説明する。

## 【 0 0 2 7 】

先ず、図 2 及び図 3 を参照して、超音波診断装置 1 の外観について説明する。

## 【 0 0 2 8 】

図 2 は、本発明に係る超音波診断装置 1 の外観上の概略構成を示す側面図であり、この超音波診断装置 1 を生体 2 (腕) に装着した状態を図 3 に示す。

20

## 【 0 0 2 9 】

図 2 に示すように、超音波診断装置 1 は、処理部 3、超音波センサ 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 3 に示すように、超音波診断装置 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 及び超音波センサ 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、超音波センサ 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 と超音波センサ 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超音波センサ 4 に入力され、超音波センサ 4 で測定された電圧信号が処理部 3 に入力される。

30

## 【 0 0 3 0 】

次に、図 4 を参照して超音波診断装置の処理部について説明する。図 4 は、処理部 3 の内部構成と、処理部 3 と超音波センサ 4 の接続状態を示すブロック図である。図示するように、処理部 3 は、演算処理部 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。

## 【 0 0 3 1 】

演算処理部 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する。そして、その処理結果は表示部 33 に表示される。

## 【 0 0 3 2 】

40

演算処理部 31 は、脈測定時に、駆動回路 32 から超音波センサ 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、演算処理部 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波を検出する。

## 【 0 0 3 3 】

駆動回路 32 は、演算処理部 31 の指示に従って、特定の駆動用電圧信号を超音波センサ 4 の送信用圧電素子 41 に出力する。

## 【 0 0 3 4 】

表示部 33 は、液晶表示画面等によって構成されており、演算処理部 31 から入力される脈波検出結果等を表示する。

50

## 【 0 0 3 5 】

次に、図 5、図 6 を参照して、超音波診断装置 1 の超音波センサ 4 について説明する。図 5 は、超音波センサ 4 の概略構成を示す斜視図であり、図 6 は、超音波センサ 4 を側面から見た図である。

## 【 0 0 3 6 】

図 5 に示すように、超音波センサ 4 は、送信用圧電素子 4 1、受信用圧電素子 4 2、基板 4 4、整合層 4 8、密着層 5 0 によって概略構成されている。

## 【 0 0 3 7 】

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、図示しない電極が形成されている。図示しない導線により、送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 の厚さ方向に電圧を印加する事が可能である。

10

## 【 0 0 3 8 】

また、送信用圧電素子 4 1 の電極が処理部 3 の駆動回路 3 2 と図示しない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 の両面に設けられた電極に、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 7 中の 2 a 参照）に送信する。本実施例では 9 . 6 M H z で励振させた。

## 【 0 0 3 9 】

受信用圧電素子 4 2 は、その両面に設けられた電極が処理部 3 の演算処理部 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 の演算処理部 3 1 に出力する。

20

## 【 0 0 4 0 】

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なる圧電素子を使用してもよい、さらに送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 は、それぞれ複数個設置することも可能である。

## 【 0 0 4 1 】

本実施例では、送信用圧電素子 4 1、受信用圧電素子 4 2 として厚さ 0 . 2 m m（共振周波数 9 . 6 M H z）、外形 0 . 5 × 8 m m の P Z T を用い、基板 4 4 には厚さ 1 . 0 m m、外形 4 × 8 m m のガラスエポキシ基板を使用した。

30

## 【 0 0 4 2 】

次に、図 4 及び図 7 を参照して、超音波診断装置 1 における処理部 3 及び超音波センサ 4 の動作について説明する。図 7 は本実施例の超音波診断装置における超音波センサ 4 と生体 2 との配置関係を示した図である。

## 【 0 0 4 3 】

先ず、図 7 に示すように、超音波センサ 4 が生体 2（の橈骨（とうこつ）動脈あるいは尺骨動脈付近）に当接するように、超音波診断装置 1 を生体 2 に装着する（図 7 では超音波センサ 4 のみ記載）。そして、脈の検出時に、図 4 に示す演算処理部 3 1 は、駆動回路 3 2 から送信用圧電素子 4 1 の両面に設けられた電極に特定の駆動用電圧信号を出力させる。

40

## 【 0 0 4 4 】

送信用圧電素子 4 1 は、両面に設けられた電極に入力された駆動用電圧信号に基づき励振して超音波を発生し、該超音波を生体 2（図 7 参照）内に送信する。生体 2 内に送信された超音波は動脈内の血流 2 a により反射され、超音波センサ 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、両面に設けられた電極から演算処理部 3 1 に出力する。

## 【 0 0 4 5 】

次に、演算処理部 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波を検出する。そして、演算処理部 3 1 は、脈波の検出結果を表示部 3 3 に表

50

示する。

【 0 0 4 6 】

このようにして、超音波診断装置 1 は、生体の脈波を測定・表示する。

【 0 0 4 7 】

次に、図 5 を参照して本実施例の超音波センサ 4 の製造方法を説明する。圧電素子の両面にアルミ、Au などの金属を用いて電極を形成し、外形をダイシングなどにより切断する。このとき、アルミ、Au などの金属は、例えば真空蒸着により圧電素子表面に設けられる。

【 0 0 4 8 】

このように形成された圧電素子を送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 として接着剤などにより基板 4 4 に固定する。

10

【 0 0 4 9 】

さらに、送信用圧電素子 4 1 に設けられた両面の電極は、図示しない配線により図 4 の処理部 3 の駆動回路 3 2 に接続され、受信用圧電素子に設けられた両面の電極は処理回路 3 1 に接続される。

【 0 0 5 0 】

次に、送信用圧電素子 4 1 と受信用圧電素子 4 2 の上面に整合層 4 8 を設け、さらに、整合層 4 8 の上面に密着層 5 0 を設ける。このようにして超音波センサ 4 が形成される。

【 0 0 5 1 】

次に、整合層 4 8 の材質について説明する。整合層 4 8 は、エポキシ系樹脂またはシリコン系樹脂からなり、送信用圧電素子 4 1、受信用圧電素子 4 2 を保護する効果と、密着層 5 0 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させる効果がある。

20

【 0 0 5 2 】

密着層 5 0 と各圧電素子 4 1、4 2 との間で効率良く超音波を伝搬させるためには、整合層 4 8 の音響インピーダンスを、密着層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、その値は材料のヤング率や密度によって変化する。

【 0 0 5 3 】

そして、図 5、6 に示す構成を有する超音波センサ 4 において、整合層 4 8 の理想的な音響インピーダンス  $Z_m$  は、

30

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

によって示すことができる。そして、式 ( 1 ) に、密着層 (シリコンゴム) の音響インピーダンス  $Z_1 = 1.5 \times 10^6$  (  $N \cdot sec / m^3$  )、 $Z_c$  ( PZT を使用 ) =  $30 \times 10^6$  (  $N \cdot sec / m^3$  ) を代入すると、 $Z_m = \text{約 } 6.7 \times 10^6$  (  $N \cdot sec / m^3$  ) となる。

【 0 0 5 4 】

また、整合層 4 8 の基板厚方向の厚さは、薄いほど良く、本実施例のような構成では、 $100 \mu m$  以下が適当である。熱硬化性や紫外線硬化性の樹脂をスピンコート、あるいは、バーコートにより基板 4 4 上に塗布し、熱あるいは紫外線で樹脂を硬化させて整合層 4 8 を形成する。このように形成すれば、一定の厚さで均一に整合層 4 8 を配置することができる。

40

【 0 0 5 5 】

以上から、本実施例では、音響インピーダンスが約  $3 \times 10^6$  (  $N \cdot sec / m^3$  ) であるエポキシ系の樹脂を厚さ  $50 \mu m$  程度で塗布して整合層 4 8 として使用している。

【 0 0 5 6 】

次に密着層 5 0 の材質について詳細に説明する。生体 2 と超音波センサ 4 の間に空隙が存在すると、超音波が空隙で減衰するため、感度が著しく低下する。そのため、密着層 5 0 の材質は、生体 2 と粘着性を持つ材質が望ましい。さらに、生体 2 がしわなどの微小な凹凸を持つ場合があるため、微小な凹凸に密着する必要がある。そのため、密着層 5 0 の材

50

質は柔らかいことが望ましい。しかし、柔らかすぎると、使用時に破損しやすくなるため耐久性が劣り、さらに、一定の形状に形成することが困難といった問題点が生じる。

【 0 0 5 7 】

皮膚に密着するためには、密着層 5 0 の材質は、皮膚と同程度が皮膚より柔らかい必要がある。皮膚の柔らかさに近い材質の、ゴム、ゲルという材質の硬さを表すには、通常、「針入度」といった値が使用される。しかし、「針入度」は規格（例えば、J I S K 2 2 0 7、J I S K 2 2 2 0 等）によって値が異なるため、密着層 5 0 を使用する上での指標としては利用しにくい。

【 0 0 5 8 】

密着層 5 0 の材質の一つである、シリコンゴム、シリコンゲルの「針入度」とヤング率の関係を図 8 に示す。それぞれの規格の「針入度」および「ゴム硬さ」は図示するようにヤング率と対応している。本図は、東レ・ダウコーニングシリコーン（株）、シリコーン材料ハンドブックに基づいている。

10

【 0 0 5 9 】

図 8 に示すように、針入度とヤング率には相関がある。そのため、密着層 5 0 の選定の指標にヤング率を用いることができる。

【 0 0 6 0 】

図 9 は密着層 5 0 の材質を変えた時の、密着層のヤング率と脈検出の出力平均値（図 4 中の演算処理部 3 1 からの出力値）の関係である。図 9 から明らかなように、密着層 5 0 のヤング率が低いほど脈検出の感度が向上している。

20

【 0 0 6 1 】

なお、本実施例では、密着層 5 0 の材質として、シリコンゴム、シリコンゲルを使用した。

【 0 0 6 2 】

図 1 0 は、図 9 の結果を、密着層 5 0 を使用しない場合の結果を 1 として規格化した結果である。図 1 0 から、ヤング率  $3.0 \times 10^7$  ( d y n e / c m ^ 2 ) 以下の密着層を使用した場合に、密着層 5 0 を使用しない場合より脈検出感度が向上していることがわかる。

【 0 0 6 3 】

図 9 及び図 1 0 には、ヤング率が  $1.0 \times 10^5$  ( d y n e / c m ^ 2 ) 以下の材質で密着層 5 0 が形成された場合の結果は示していないが、ヤング率  $1.0 \times 10^5$  ( d y n e / c m ^ 2 ) 以下の材質の密着層では、脈検出時に密着層がちぎれることがあり、また、整合層 4 8 上に一定の厚さで密着層を形成することができなかった。

30

【 0 0 6 4 】

また、密着層 5 0 の厚さは、薄いほど良いが、薄すぎると、強度上問題があるため、ある程度の厚さは必要であり、本実施例の場合、0.5 mm とした。

【 0 0 6 5 】

一方、上述した範囲のヤング率、針入度の範囲であるシリコンゴムやシリコンゲルの音響インピーダンスは、人体及び水に近い値を持っているので、音響インピーダンスの整合に問題はない。そのため、密着層 5 0 の界面で反射される超音波の割合はごくわずかであった。

40

【 0 0 6 6 】

以上のような材質の密着層 5 0 を使用することで、生体と超音波センサ 4 を密着させることが可能となり、生体と超音波センサ 4 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。そのため、生体情報の感度が向上するという効果が得られる。

【 0 0 6 7 】

本実施例では、密着層 5 0 の材質としてシリコン系の樹脂を使用した。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。

【 0 0 6 8 】

また、本実施例による超音波診断装置 1 は、通常、脈拍を測定・表示するが、脈波も測定

50



できる。

【0069】

また、本実施例のように、超音波診断装置1において処理部3と超音波センサ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、超音波診断装置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と超音波センサ4の間の配線を簡略化することができる。

【0070】

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、超音波診断装置1を装着した患者の状態を常時把握することができる。

10

【0071】

なお、本実施例の詳細な部分については、上述した具体例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、本実施例では圧電素子の励振周波数を9.6MHzとしたが、共振周波数8MHz程度の圧電素子を利用して、励振周波数を8MHz程度としても特に問題はない。

【0072】

また、本実施例では、密着層50の材質の基準としてヤング率を使用した。JIS硬さしかわからない場合などには、図8から換算して、JIS-K2220の場合は、0から60、JIS-K2207の場合は、0から200、JIS-Aでは0から50の材質の密着層を使用すれば良い。

20

【0073】

本実施例では、超音波診断装置1を使用して生体の脈に関する情報を測定したが、送信波と受信波の位相差を検出するなどして、皮下脂肪や内臓脂肪の厚み等の、人体内の脂肪層の厚みを測定したり、血管の形状や弾性率を測定したりすることも可能である。その場合には、処理部3及び、超音波センサ4の保持構造などを適宜変える必要がある。

【0074】

実施例1で説明した超音波診断装置に用いることができる超音波センサの他の実施例を以下の実施例2～実施例8で説明する。すなわち、以下の実施例2～実施例8の超音波センサを、実施例1で説明した処理部、バンド及び止め具、圧電素子、基板の材質、形状と同様のものに適応すれば、実施例1と同様の超音波診断装置が実現できる。また、以下の実施例における超音波センサの説明では、実施例1で説明した電極については省略している。

30

【0075】

(実施例2)

本発明の超音波診断装置に関わる超音波センサの他の実施例を図11に基づき説明する。図11は本実施例2の超音波診断装置に関わる超音波センサ4の斜視図である。

【0076】

実施例1で説明した超音波センサ4において、密着層50の生体と接する側の面(すなわち、図11中の50A)の粘着性が高すぎると、使用者に不快感を起こさせることになる。一方、整合層48と接する面(図11の50B)については、粘着性が低いと使用時にずれたり、はがれたりする恐れがある。そこで、本実施例では、生体と接する面50Aの粘着性は低くし、整合層48と接する面50Bの粘着性は高くする構成とした。すなわち、密着層を粘着性の高い層と粘着性の低い層で構成した。具体的には、粘着性の高い密着層と粘着性の低い密着層を張り合わせて構成を実現することもできるし、粘着性が低い密着層50の面50Bに両面テープ(接着層)を貼り付けて整合層48と接する面50Bの粘着性を高くすることもできるし、粘着性の高い密着層60の面50Aに粘着性の低いシリコンなどの粘着剤(粘着層)を塗布して生体と接する面50Aに粘着性の低い層を設けることもできる。本実施例では、密着層60の面50Bに粘着性の高いシリコンゴムを貼り付けて、整合層48と接する面50Bの粘着性を高くする構成とした。

40

【0077】

50

このように、密着層の面50Aより50Bの粘着力を強くすることで、使用者に不快感をおこさせることなく、所望の特性を得ることができる。

【0078】

(実施例3)

本発明の超音波診断装置に関わる超音波センサの他の実施例を図12に基づき説明する。図12Aは本実施例3の超音波センサ4の斜視図である。また、図12Bにその断面図を示す。

【0079】

図12A、Bに示すように、超音波センサ4は、基板44上に設けられた送信用圧電素子41と受信用圧電素子42、さらに密着層50を保持する密着層固定機構51を備えている。密着層固定機構51は基板44に固定されている。

10

【0080】

一般に、シリコンゴムやシリコンゲルなどの材質は、その硬さの低下、つまりヤング率の低下とともにガラスエポキシ基板やPZT、他の樹脂との接着性が低下する。そのため、ヤング率が $1.0 \times 10^5$  (dyne/cm<sup>2</sup>) から  $3.0 \times 10^7$  (dyne/cm<sup>2</sup>) といった材質の密着層を使用すると、使用時に密着層50が圧電素子41、42、基板44からはがれてしまうことが考えられる。そのため、本実施例では、図12Bに示すように、密着層固定機構51に折り返し部52が設けられている。そのため、密着層50が圧電素子41、42からはがれない構成となっている。したがって、各圧電素子41、42、および基板44上に密着するように所望のヤング率の密着層50を設けることが可能となる。

20

【0081】

密着層50と送信側圧電素子41に空隙が存在すると、送信側圧電素子41から送信された超音波が密着層50に伝搬しにくくなり、また、密着層50と受信側圧電素子42に空隙が存在すると、反射した超音波が密着層50から受信側圧電素子42に伝搬しにくくなる。いずれにしろ、密着層50と圧電素子に空隙が存在すると、脈検出感度の低下につながる。

【0082】

そのため、本実施例では密着層固定機構51を以下のような構成とした。すなわち、図12Bに示すように、密着層固定機構51の密着層固定部分の厚さLkより、密着層50の厚さLfが厚くなるように構成した。例えば、密着層固定機構51と基板44を、基板44の厚み方向に圧力を加えて接合させて構成した。このような構成により、圧電素子41、42と密着層50の間に空隙を作らないようにすることが可能であり、生体と超音波センサを接触させ、効果的に超音波を生体内に送信することが可能となる。

30

【0083】

あるいは、基板44上に圧電素子41、42を設け、さらに密着層固定機構51を基板44に取り付けた後、樹脂を密着層固定機構51の密着層固定部分に流し込み、この樹脂を硬化させて密着層50を形成することによっても、圧電素子と空隙を作らずに密着層50を製造することが可能である。ここで用いる樹脂としては、熱硬化、あるいは紫外線硬化型の材質のものをを用いることができる。

40

【0084】

本実施例では、密着層固定機構51の材質としてアクリルを用いたが、Alなどの金属を使用することも可能である。

【0085】

このように、密着層の固定機構を設けることで、密着層がはがれにくくなり、長期間安定して生体情報を検出することができるという効果がある。

(実施例4)

本発明の超音波診断装置に関わる超音波センサの他の実施例を図13に基づき説明する。図13は本実施例4の超音波センサ4の断面図である。

【0086】

50

本実施例は、実施例 3 で述べた密着層固定機構 5 1 と実施例 1 で詳述した整合層 4 8 とを組み合わせた形態である。

【 0 0 8 7 】

密着層固定機構 5 1、整合層 4 8 としてアクリル系の樹脂を使用する場合に、アクリル系の接着剤を密着層固定機構 5 1 と整合層 4 8 の間に塗布することで、図 1 3 に示す構成の超音波センサを作製することができる。密着層 5 0 と圧電素子 4 1、4 2 の間に整合層 4 8 が設けられることにより、生体内部への超音波の伝搬性を向上させ、生体情報の検出感度を向上させることができる。

【 0 0 8 8 】

( 実施例 5 )

本発明の超音波診断装置に関わる超音波センサの他の実施例を図 1 4 に基づき説明する。図 1 4 は本実施例 5 の超音波センサ 4 の斜視図である。

【 0 0 8 9 】

図 1 4 に示すように、本実施例は実施例 5 の密着層固定機構 5 1 として、ピンあるいはねじ等の、ピン形状の密着層固定機構 5 3 を使用した例である。密着層固定機構をピン形状とすることで、密着層 5 0 と圧電素子 4 1、4 2 を圧接させることができるため、密着層 5 0 を圧電素子 4 1、4 2 と空隙を作らずに密着させて保持することが可能となり、圧電素子 4 1、4 2 から密着層 5 0 へ超音波が伝搬しやすくなる。

【 0 0 9 0 】

なお、密着層 5 0 が埃、ゴミなどにより汚れてきた場合、ピン形状の密着層固定機構 5 4 をはずして、新しい密着層と交換することで、長期間安定して使用することが可能となる。

【 0 0 9 1 】

また、実施例 1 と同様に、密着層 5 0 と圧電素子 4 1、4 2 の間に整合層を設けて、生体内部への超音波の伝搬性を向上させ、生体情報の検出感度を向上させることもできる。

【 0 0 9 2 】

( 実施例 6 )

本発明の超音波診断装置に関わる超音波センサの他の実施例を図 1 5 に基づき説明する。図 1 5 は本実施例 6 に係る超音波センサ 4 の斜視図である。

【 0 0 9 3 】

図 1 5 に示すように、密着層 5 0 を凸形状とし、密着層固定機構として屈曲した板状の部材 5 4 を用いている。板状の部材 5 4 と基板 4 4 とは、接着剤あるいは図示しないねじなどで固定する。

【 0 0 9 4 】

本実施例のように、密着層固定機構を屈曲した板状の部材 5 4 とすることで、密着層固定機構が密着層 5 0 より、生体に対して凸とならず、生体と密着層 5 0 の間に空隙がない構造とすることができ、脈検出の感度の向上につながる。

【 0 0 9 5 】

また、実施例 1 と同様に、密着層 5 0 と圧電素子 4 1、4 2 の間に整合層を設けて、超音波の伝搬性を向上させ、生体情報の検出感度を向上させることもできる。

【 0 0 9 6 】

( 実施例 7 )

本発明の超音波診断装置に関わる超音波センサの他の実施例を図 1 6 に基づき説明する。図 1 6 は本実施例 7 の超音波センサ 4 の断面図である。

【 0 0 9 7 】

通常は、密着層 5 0 のヤング率が低下すると、エポキシ系の樹脂などとの接着性が低下する。しかし、シリコンゲルの中には A 1 などの金属、ガラスなどとは接着性を有するものも存在する。そこで、本実施例では、密着層 5 0 として、ガラス、金属とは接着性を有する樹脂を使用し、密着層固定機構 5 1 をガラス、金属で形成した。

【 0 0 9 8 】

10

20

30

40

50

このような構成とすることで、密着層 5 1 に凹凸部やピン形状を持たせる必要がなくなり、単純な構成とすることが可能となり、低コスト化とすることができ。

【 0 0 9 9 】

また、実施例 3 , 4 , 6 に記載した形状の密着層固定機構を本実施例の材質で形成し、密着層 5 0 も本実施例の材質を適用することで、さらに、密着層 5 0 の保持、生体への超音波の伝搬性の向上を図ることが可能である。

【 0 1 0 0 】

( 実施例 8 )

本発明の超音波診断装置に関わる超音波センサの他の実施例を図 1 7 に基づき説明する。図 1 7 は本実施例 8 の超音波センサ 4 の断面図である。

10

【 0 1 0 1 】

本実施例は、図示するように、送信用圧電素子 4 1 、受信用圧電素子 4 2 が配置された基板 4 4 の、圧電素子設置面の反対面（裏面）に密着層 5 0 を設け、圧電素子設置面に音響減衰層 4 3 を設けた構成である。

【 0 1 0 2 】

基板 4 4 としてガラスを用い、密着層 5 0 としてガラスと接着性を有するシリコンゲルなどの樹脂を使用することで、密着層固定機構なしに密着を保持することが可能である。

【 0 1 0 3 】

本実施例の場合、基板 4 4 は実施例 1 で述べた音響インピーダンスの式を満たす必要があり、基板 4 4 には  $1.0 \times 10^7 (\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{e} \cdot \text{c} / \text{m}^3)$  のガラス（パイレックスガラス）を使用した。

20

【 0 1 0 4 】

また、音響減衰層 4 3 は、送信用圧電素子 4 1 から基板 4 4 へ超音波が伝搬せずに音響減衰層 4 3 へ伝搬する超音波を抑制する必要があり、泡状の空気層を有するアクリル性の樹脂（硬化前に泡を注入する）を用いることで、音響減衰層 4 3 へ超音波が伝搬することを防ぐことが可能である。

【 0 1 0 5 】

( 実施例 9 )

本発明による超音波診断装置の実施例を図 1 8 に基づき説明する。図 1 8 は、本実施例の超音波診断装置にかかわる処理部 3 の概略構成を示すブロック図である。バンド及び止め具等は実施例 1 と同様のものを使用した。また、超音波センサ 4 には前述したいずれの構成の超音波センサでも適用できる。

30

【 0 1 0 6 】

図 1 8 に示すように、本実施例の処理部 3 には、初期検出時データ記録部 3 4 及び記録データ比較部 3 5 、交換時報知部 3 6 が設けられている。また、演算処理部 3 1 は、送信用圧電素子 4 1 によって送信される超音波の周波数と、受信用圧電素子 4 2 によって受信された超音波の周波数の差を検波し、増幅回路によって増幅された電圧値が記録データ比較部 3 5 及び表示部 3 3 に出力される。

【 0 1 0 7 】

初期検出時（はじめて使用する場合）に検出された脈の出力、（すなわち、本実施例の場合、演算処理部 3 1 によってドップラシフトされた周波数を周波数検波し、増幅回路によって増幅された電圧値）を初期検出時データ記録部 3 4 に記録する。

40

【 0 1 0 8 】

使用時には、一定時間ごとに記録データ比較部 3 5 によって、現在検出された脈の出力と初期検出時の脈の出力が比較される。

【 0 1 0 9 】

そして、脈の出力が初期検出時の 1 / 2 程度になったら、交換時報知部 3 6 によって、使用者に密着層の交換を知らせる。これによって、密着層の交換時期が明確になるため、脈の検出精度を損なうことなく長期間超音波診断装置を使用することが可能となる。

【 0 1 1 0 】

50

なお、本実施例では、交換時報知部 3 6 と表示部 3 3 を分けたが、表示部 3 3 の中に交換時報知部が含まれても問題はない。また、初期検出時データとして、超音波診断装置をはじめて使用した場合のデータを用いたが、脈の出力が安定するのを待つため、10 分後や 1 時間後のデータを使用しても良い。

【0111】

また、脈の出力が初期検出時の 1 / 3 や 1 / 4 程度になったときに交換時報知部によって交換時を使用者に知らせる構成でもよく、初期検出時データの出力レベル、演算処理部 3 1 による信号の増幅率などによって適宜変更することができる。

【0112】

(実施例 10)

本発明による超音波診断装置の他の実施例を図 19 に基づいて説明する。図 19 は本発明の超音波診断装置に関わる超音波センサ 4、バンド 5、密着層 50、密着層保護層 60 の構成について示した説明図である。処理部 3、止め具、圧電素子、基板の材質、形状は実施例 1 と同様のものを使用した。また、超音波センサ 4 には前述したいずれの構成の超音波センサでも適用できる。図 19 A は非使用時を、図 19 B は使用時を示している。

【0113】

図 19 A に示すように、非使用時には密着層保護層 60 によって超音波センサ 4 は覆われている。一方、使用時には図 19 B に示すように、密着層保護層 60 ははずされ、密着層 50 がむき出しの状態となる。

【0114】

なお、本実施例では、密着層保護層 60 として PET フィルムを使用した。PET フィルム以外の材質でも特に問題はない。

【0115】

このような構成とすることで、非使用時には密着層 50 が覆われるため、埃やゴミなどが密着層 50 に付着しにくくなり、超音波センサ 4 の耐久性を向上させることが可能となる。すなわち、非使用時に密着層を保護する保護層を設けることにより、強度の低い密着層が保護でき、長期間安定して使用することが可能となるという効果がある。

【0116】

なお、密着層保護層 60 の内面に粘着性を持たせると、密着層 50 についた埃やゴミを取り去ることも可能となる。例えば、密着層保護層 60 の内面に粘着性を有する樹脂を塗布すれば良い。

【0117】

(実施例 11)

本発明による超音波診断装置の他の実施例を、図 20 に基づいて説明する。図 20 は、本発明の超音波診断装置に関わる超音波センサ 4、バンド 5、密着層 50 の構成について示した説明図である。処理部 3、止め具、圧電素子、基板の材質、形状は実施例 1 と同様のものを使用した。また、超音波センサ 4 には前述したいずれの構成の超音波センサでも適用できる。図 20 A は非使用時を、図 20 B は使用時を示している。

【0118】

図 20 に示すように、超音波センサ 4 はバンド 5 の中に埋め込まれ、超音波センサ 4 は棒 59 と接続されている。使用時には、図 20 B に示すように、棒 59 を押して、バンド 5 に埋め込まれた超音波センサ 4 を突出させる。このような構成とすることで、非使用時には、超音波センサ 4 を皮膚に密着させないため、超音波センサ 4 の密着層 50 を長期間使用することが可能となる。すなわち、非使用時に密着層と生体が接触しない構造を採ることにより、強度の低い密着層が保護でき、長期間安定して使用することが可能となるという効果がある。

【0119】

(実施例 12)

本発明による超音波診断装置の他の実施例を、図 21 に基づいて説明する。図 21 は本実施例の超音波診断装置に関わる超音波センサ 4、密着層 50 と生体 2 の関係を示した説明

10

20

30

40

50

図である。処理部、バンド及び止め具、圧電素子、基板の材質、形状は実施例1と同様のものでよい。

【0120】

密着層の交換が必要となる場合、超音波センサ4の表面に密着層を取り付けるのは、超音波センサの生体と接する面の面積が小さいため、取り扱いが煩雑となる。そこで、本実施例では、図21に示すように、バンド状の密着層50を生体2（図21では手首）に巻きつけて、その上から超音波センサ4を手首に接触させ、脈などの信号を検出する。

【0121】

密着層50は使用する際に手首にとりつけ、所定の使用可能期間が過ぎたら、新しい密着層に交換することが可能である。密着層50を使用する際に先に手首に取り付けるためには、密着層50の生体と接する面の粘着力の方が超音波センサ4と接する面50Bの粘着力より強いほうが取り付けやすい。そのため、本実施例では、超音波センサ4と接する面50Bの粘着力より生体と接する面の粘着力を強くした。具体的には、生体と接する面にシリコンなどの粘着剤をシリコンゴムなどに塗布した。

【0122】

以上のような構成により、密着層50を交換する場合に、使用者に煩雑な作業をさせることなく、所望の特性を提供することが可能となる。すなわち、密着層を取り外し可能な形状とすることで、密着層に埃、ゴミが付着した場合や、密着層が劣化した場合などに交換することが容易となり、連続して長期間使用することが可能という効果がある。また、密着層の表面、裏面の粘着力を変えることで、密着層を取り外し可能にした場合でも、密着層を交換しやすくすることができ、使用者に煩雑な作業を行わせることなく、所望の生体情報を得ることができる。

【0123】

ここで、本実施例に用いる超音波センサ4には必ずしも密着層を設ける必要はない。ただし、圧電素子、及び、その接続を保護するためにコート層を設けることが好ましい。前述の整合層を圧電素子上に設けてコート層としても機能させることができる。

【0124】

【発明の効果】

以上のように、本発明の超音波センサ及び、該超音波センサを用いた超音波診断装置によれば、生体と送信用圧電素子、受信用圧電素子の間に、生体と粘着性を有する樹脂（以下、密着層）を設ける構成としたため、超音波センサと生体との間に空隙が生じにくくなり、液体のジェルを超音波センサと生体の間に塗布する必要がなくなり、使用者への不快感を低減し、さらに生体情報の検出感度の向上、使用性、携帯性の向上という効果がある。

【0125】

また、初期検出時の出力値を記憶する記憶部を有し、初期検出時の生体情報と現在検出している生体情報を比較し、所定割合以下になった時に密着層の交換時期を知らせる交換時報知手段を有することで、密着層の交換時期を使用者に知らせることが可能となり、長期間安定して生体情報を測定することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による超音波診断装置の超音波センサの概略構成を示す図である。

【図2】本発明を適用した超音波診断装置の構成を示す外観図である。

【図3】本発明の超音波診断装置を生体（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、超音波センサとの接続状態を示すブロック図である。

【図5】本発明による超音波診断装置の超音波センサの概略構成を示す外観図である。

【図6】本発明による超音波診断装置の超音波センサの概略構成を示す断面図である。

【図7】超音波センサが生体に当接された状態を示す模式図である。

【図8】密着層の材質とヤング率との関係を説明する図表である。

【図9】密着層の材質と脈の検出感度の関係を説明する図表である。

【図10】密着層の材質と脈の検出感度の関係を説明する図表である。

【図11】本発明の実施例2による超音波センサの構成を示す図である。

【図 1 2】密着層固定機構を設けた超音波センサの構成を示す図である。  
【図 1 3】本発明の実施例 4 による超音波センサの構成を示す図である。  
【図 1 4】本発明の実施例 5 による超音波センサの構成を示す図である。  
【図 1 5】本発明の実施例 6 による超音波センサの構成を示す図である。  
【図 1 6】本発明の実施例 7 による超音波センサの構成を示す図である。  
【図 1 7】本発明の実施例 8 による超音波センサの構成を示す図である。  
【図 1 8】本発明の超音波診断装置にかかわる処理部 3 の概略構成を示すブロック図である。

【図 1 9】本発明の実施例 1 0 による超音波診断装置の超音波センサ部の構成を示す模式図である。

10

【図 2 0】本発明の実施例 1 1 による超音波診断装置の超音波センサ部の構成を示す模式図である。

【図 2 1】本発明の実施例 1 2 による超音波診断装置の構成を模式的に示す図である。

【図 2 2】従来の超音波診断装置に用いられる超音波センサを示す図である。

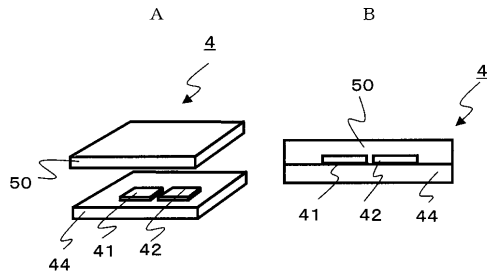
【符号の説明】

- 1        超音波診断装置
- 2        生体
- 2 a      血流
- 3        処理部
- 4        超音波センサ
- 3 1      演算処理部
- 3 2      駆動回路
- 3 3      表示部
- 3 4      初期検出時データ記録部
- 3 5      記録データ比較部
- 3 6      交換時報知手段
- 4 1      送信用圧電素子
- 4 2      受信用圧電素子
- 4 3      音響減衰層
- 4 4      基板
- 4 8      整合層
- 5 0      密着層
- 5 1      密着層固定機構

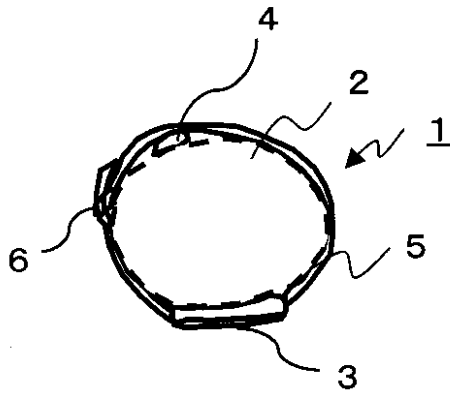
20

30

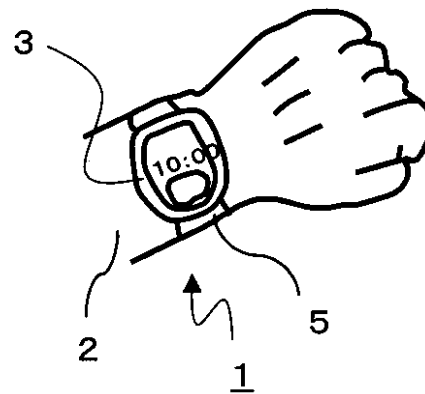
【図 1】



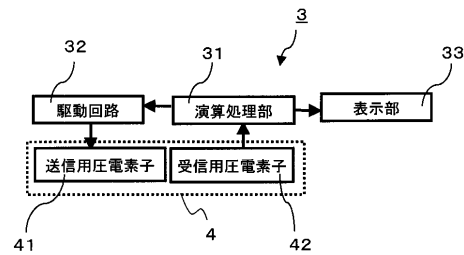
【図 2】



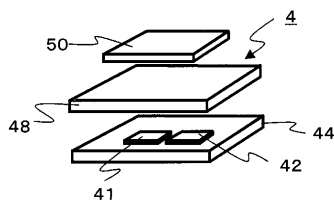
【図 3】



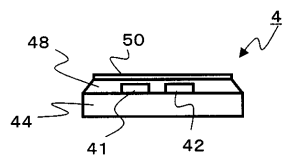
【図 4】



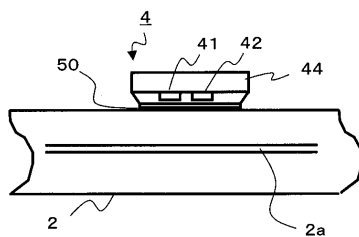
【図 5】



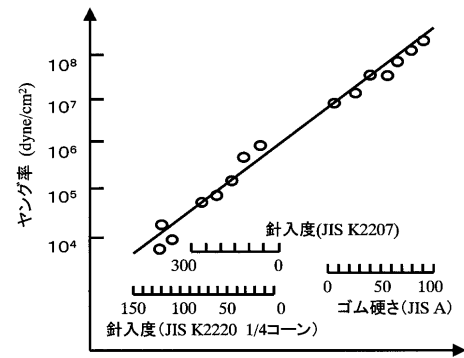
【図 6】



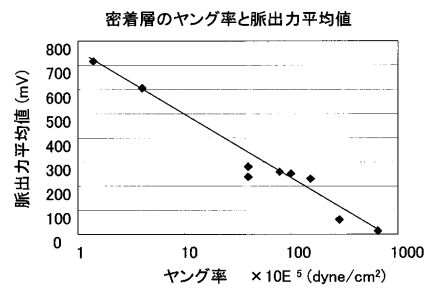
【図 7】



【図 8】

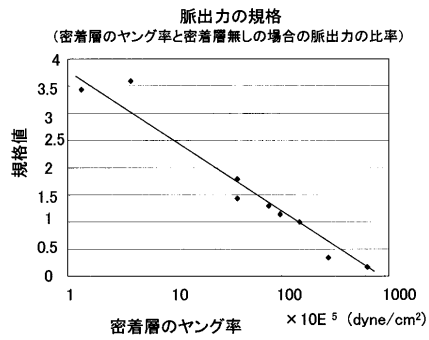


【図 9】

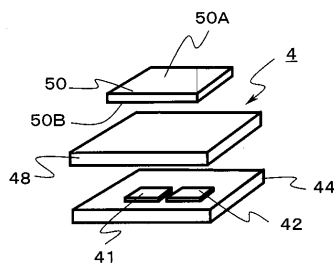




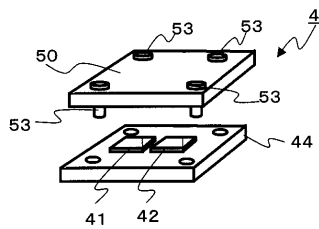
【図 10】



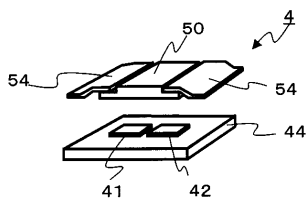
【図 11】



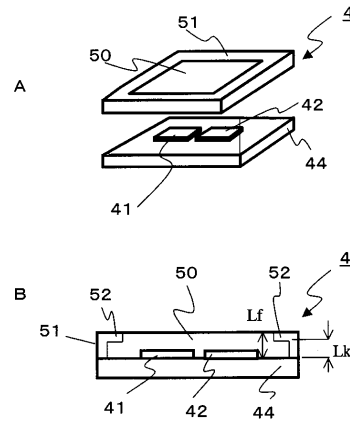
【図 14】



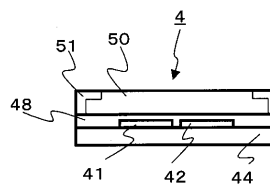
【図 15】



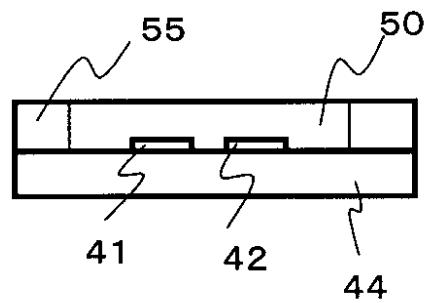
【図 12】



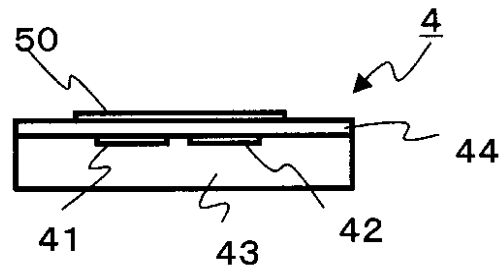
【図 13】



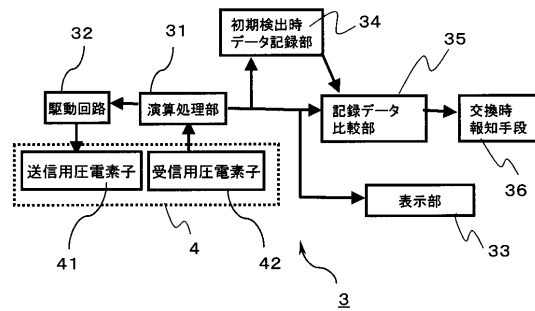
【図 16】



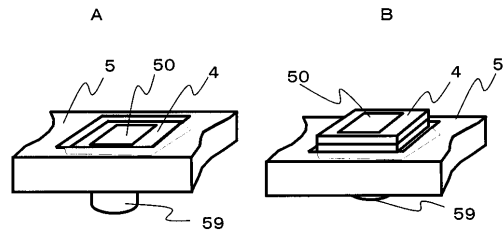
【図 17】



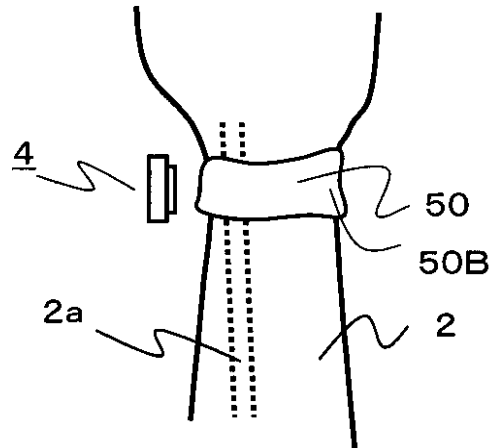
【 図 1 8 】



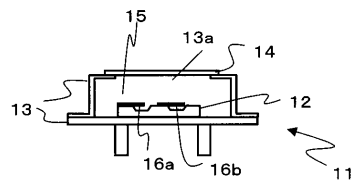
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 圖 2 2 】



---

フロントページの続き

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 福田 聡

審判官 信田 昌男

- (56)参考文献 実開平2 - 82313 (JP, U)  
特開2000 - 166888 (JP, A)  
実開平6 - 61210 (JP, U)  
特開2000 - 217819 (JP, A)  
特開平8 - 280677 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5110751B2</a>	公开(公告)日	2012-12-26
申请号	JP2001243943	申请日	2001-08-10
[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		
发明人	村松 博之 新荻 正隆		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/02 A61B5/0285 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/0285 A61B5/681 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/4236 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/02		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/DD01 4C301/DD10 4C301/EE12 4C301/EE13 4C301/GA01 4C301/GB21 4C301/GB33 4C301/GB34 4C301/GC04 4C301/GC11 4C301/GC30 4C601/DD03 4C601/DD07 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/GB24 4C601/GB25 4C601/GB41 4C601/GB42 4C601/GC01 4C601/GC03 4C601/GC09 4C601/GC30		
代理人(译)	健太郎久原 内野 则彰 木村信行		
审查员(译)	冈田孝弘		
助理审查员(译)	福田 聡 筱田正雄		
优先权	2000253250 2000-08-24 JP		
其他公开文献	JP2002136515A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波传感器，其中通过增加与皮肤的接合性能而不密封油状液体（凝胶）或不在亲属和超声波传感器之间插入油状液体来增加灵敏度，以及使用超声波传感器的超声波诊断装置。解决方案：该超声波传感器使用压电元件检测生理信息。这样的超声波传感器以超声波传感器的压电元件通过接合层附着在生理体的皮肤上的方式构成。因此，不需要密封硅油等。另外，超声波可以有效地传递到生理体内，或者不使用特殊材料从生理体接收，并且不在超声波传感器和皮肤之间施加油状液体。此外，通过形成材料的接合层，其杨氏模量为 $1.0 \times 10^5$ 至 $3.0 \times 10^7$ （达因/cm<sup>2</sup>），超声波可以更有效地传递到生理体内，并且来自可以接收生理体内部。

