

(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2002 - 209861

(P2002 - 209861A)

(43)公開日 平成14年7月30日(2002.7.30)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 5/0245		A 6 1 B 8/02	2 G 0 4 7
8/02		G 0 1 N 29/06	4 C 0 1 7
G 0 1 N 29/06		A 6 1 B 5/02	310 Z 4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 12878(P2001 - 12878)

(22)出願日 平成13年1月22日(2001.1.22)

(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 中村 敬彦

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番 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 セイコ

ーインスツルメンツ株式会社内

(74)代理人 100096655

弁理士 川井 隆 (外 1 名)

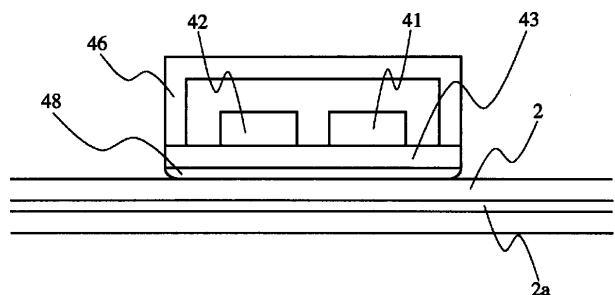
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 簡便に製造でき、良好な感度や精度で超音波を検出することのできる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 支持手段にとう骨動脈に平行に支持される基板4上に、送信圧電素子41と受信圧電素子42とを、それぞれの幅a, cが0.38~1.1mmであり、互いの間隔bが0.05~4.0mmとなるように支持し、送信用圧電素子41から超音波を発信し受信用圧電素子42でとう骨動脈2aからの反射波を受信し、反射波の検波結果に基づいて脈波を検出する超音波診断装置。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 診断部位へ超音波を送信する送信用圧電素子と、

前記超音波の前記診断部位からの反射波を受信する受信信用圧電素子と、

前記送信用圧電素子及び前記受信信用圧電素子を支持する支持手段と、

前記受信信用圧電素子で受信した前記反射波に基づいて、前記診断部位の情報を取得する情報取得手段とを備え、前記支持手段は、前記診断部位に対して略平行に配置される平面を備え、

前記送信用圧電素子と前記受信信用圧電素子は、 a を送信用圧電素子の幅、 b を送信用圧電素子と受信信用圧電素子の距離、 c を受信用圧電素子の幅、 d を測定部位までの距離、 θ を指向角とした場合に、前記支持手段の前記平面上に、以下の条件 1 または条件 2 を満たす関係で配置されていることを特徴とする超音波診断装置。

条件 1

$$c / (2d \tan \theta) \leq 0.1 \quad \text{且つ} \quad 0 < b - 2d \tan \theta - c$$

条件 2

$$(2d \tan \theta - b) / (2d \tan \theta) \leq 0.1 \quad \text{且つ} \quad 2d \tan \theta - c < b < 2d \tan \theta$$

【請求項 2】 診断部位へ超音波を送信する送信用圧電素子と、

前記超音波の前記診断部位からの反射波を受信する受信信用圧電素子と、

前記送信用圧電素子及び前記受信信用圧電素子を支持する支持手段と、

前記受信信用圧電素子で受信した前記反射波に基づいて、前記診断部位の情報を取得する情報取得手段とを備え、前記支持手段は、前記診断部位に対して平行に配置される平面を備え、

前記送信圧電素子と前記受信信用圧電素子とは、それぞれの幅が 0.38 以上 1.1 mm 以下であり、互いの間隔が 0.05 以上 4.0 mm 以下となるように、前記支持手段の前記平面上に配置されていることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、脈波検出装置や超音波画像診断装置等、診断部位へ超音波を送信し、その反射波に基づいて、診断部位の情報を取得する超音波診断装置に係り、詳細には、簡便に製造でき、良好な感度や精度で超音波を検出することのできる超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、脈波検出装置や超音波画像診断装置等、診断部位へ超音波を送信し、その反射波に基づいて、診断部位の情報を取得する超音波診断装置はよ

く知られている。図 17 は、このような従来技術の超音波診断装置のセンサ部の一例を示す図である。この超音波診断装置は、図 17 に示すように、センサ部 100 に、超音波を送信する送信用圧電素子 141 と超音波を受信する受信信用圧電素子 142 とを備えている。そしてこれらの圧電素子 142, 142 は、支持体 146 に、測定部位に対して斜めに配置されるように固定されている。これらの圧電素子 141, 142 は、支持体 146 の所定位置に配置した後、樹脂を流し込み硬化させることで、支持体 146 に固定されている。上述の従来技術の超音波診断装置では、2 つの圧電素子 141, 142 が支持体 146 に対して斜めに配置されることによって、反射波をその広い範囲で受信信用圧電素子 142 で受信し、測定感度を向上させている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし、このような従来技術の超音波診断装置は、樹脂によって圧電素子を固定したり、支持体を斜めに加工する必要があり、製造に手間がかかる。また、樹脂によって固定する場合には、樹脂を流し込む際に圧電素子の配置位置や配置角度がずれてしまう可能性があり、圧電素子を高い位置精度で配置することができず、測定感度や精度の向上が得られ難い可能性がある。

【0004】本発明は、上述のような課題を解決するためになされたもので、簡便に製造でき、高い感度や測定精度を得ることのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明は、診断部位へ超音波を送信する送信用圧電素子と、前記超音波の前記診断部位からの反射波を受信する受信信用圧電素子と、前記送信用圧電素子及び前記受信信用圧電素子を支持する支持手段と、前記受信信用圧電素子で受信した前記反射波に基づいて、前記診断部位の情報を取得する情報取得手段とを備え、前記支持手段は、前記診断部位に対して略平行に配置される平面を備え、前記送信用圧電素子と前記受信信用圧電素子は、 a を送信用圧電素子の幅、 b を送信用圧電素子と受信信用圧電素子の距離、 c を受信用圧電素子の幅、 d を測定部位までの距離、 θ を指向角とした場合に、前記支持手段の前記平面上に、以下の条件 1 または条件 2 を満たす関係で配置されている超音波診断装置（第 1 の構成）を提供することにより、前記目的を達成する。

条件 1

$$c / (2d \tan \theta) \leq 0.1 \quad \text{且つ} \quad 0 < b - 2d \tan \theta - c$$

条件 2

$$(2d \tan \theta - b) / (2d \tan \theta) \leq 0.1 \quad \text{且つ} \quad 2d \tan \theta - c < b < 2d \tan \theta$$

【0006】本発明は、診断部位へ超音波を送信する送

信用圧電素子と、前記超音波の前記診断部位からの反射波を受信する受信用圧電素子と、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手段と、前記受信用圧電素子で受信した前記反射波に基づいて、前記診断部位の情報を取得する情報取得手段とを備え、前記支持手段は、前記診断部位に対して平行に配置される平面を備え、前記送信圧電素子と前記受信用圧電素子とは、それぞれの幅が 0.38 以上 1.1 mm 以下であり、互いの間隔が 0.05 以上 4.0 mm 以下となるように、前記支持手段の前記平面上に配置されている超音波診断装置を提供することにより、前記目的を達成する。

【0007】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。まず、本発明の第1の実施の形態について、図1から図7を参照して詳細に説明する。図1は、本発明の超音波診断装置の第1の実施形態としての脈波検出装置を被験者に装着した状態で表した斜視図であり、図2は、図1の脈波検出装置を被験者に装着した状態で被験者の腕の付け根側から手先側へ向かって見た側面図である。この図1及び図2に示すように、本実施形態の超音波診断装置（脈波検出装置）1は、被験者の体表面に当接され、被験者の体表面から診断部位としての被験者のとう骨動脈に超音波を送信し反射波を受信するセンサ部4と、被験者の手首に巻き回され留め具6によって固定されて、センサ部4を被験者に対して固定支持するベルト50とを備えている。センサ部4は、ベルト50の、装着状態における内周面（被験者側の面）に支持されている。ベルト50の途中には、金具を介して、センサ部4で受信した反射波に基づいて、とう骨動脈の情報としての脈波を取得する情報取得手段としての処理部3が配設されている。処理部3は、ベルト50の装着状態における外周面側に表示部33を備えている。そして、処理部3を手の甲側にして装着者の左（又は右）手首2に取り付けると、センサ部4が装着者のほぼとう骨動脈22上に位置して、固定されるようになっている。

$$Z_1 = 1.5 \times 10^6 \text{ (N} \cdot \text{s} \cdot \text{e} \cdot \text{c} / \text{立方メートル) (脂肪)} \quad \dots \quad (2)$$

$$Z_c \text{ (PZTを使用した場合)} = 30 \times 10^6 \text{ (N} \cdot \text{s} \cdot \text{e} \cdot \text{c} / \text{立方メートル)}$$

... (3)

【0011】送信圧電素子41と受信用圧電素子42とは、基板43の前記一方の面に、互いの間隔が 0.05 以上 4.0 mm 以下となるように固定されている。また、

$$c / (2d \tan \theta) \geq 0.1 \quad \text{且つ} \quad 0 < b \leq 2d \tan \theta - c \quad \dots \quad (5)$$

を満たすように設定されている。尚、bは送信用圧電素子41と受信用圧電素子42の距離、cは受信用圧電素子の幅、dは測定部位までの距離、 θ は指向角である。

【0012】また、基板43には、圧電素子41、42が固定されている側の面（前記一方の面）に、断面略コ字形の支持体46が、前記圧電素子41、42を内方に

*【0008】図3は、センサ部4をベルト50の長さ方向に切断した要部拡大断面図である。この図3に示すように、センサ部4は、電極を有する基板43と、とう骨動脈へ超音波を送信する送信用圧電素子41と、とう骨動脈からの反射波を受信する受信用圧電素子42とを備えている。これらの圧電素子（送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42）は、基板43に固定支持されている。

【0009】送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42は、それぞれの幅（送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42が並んでいる方向の長さ）a、cが 0.38 以上 1.1 以下 mm、互いの間隔bが 0.05 以上 4.0 mm 以下で厚さ 0.2 mm（共振周波数 9.6 MHz）のPZTである。送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42それぞれ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。そしてこれらの電極は、それぞれ、基板43を介してベルト50に埋設された信号線（図示せず）に接続されている。

【0010】基板43は、 10×11 mm、厚さ 0.5 mmの平板状である。この基板43は、ガラス等によって形成されており、この基板43の、装着時に装着者側となる面（一方の面）には、圧電素子41、42が固定され支持されている。尚、基板43は、エポキシ樹脂やアクリル系樹脂等によって形成する場合には、その音響インピーダンス Z_m が、生体の音響インピーダンス Z_1 と圧電素子41、42の音響インピーダンス Z_c との間の値となるように設定することによって、この基板43を音響整合層として機能させることができる。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。音響整合層の理想的な音響インピーダンス Z_m は次の式（1）によって示すことができる。

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

（そして、数式（1）に、公知である次の数式（2）及び数式（3）を代入すると Z_m の値が数式（4）のように求められる。

本実施形態では、送信用圧電素子から送信される超音波の指向角（送信用圧電素子41の表面と垂直な方向からの角度）は、

格納するように固定されている。この支持体46は、基板43と逆側の外側の面がベルト50に固着されている。これにより、基板43が支持体46によって補強され、また圧電素子41、42が保護されている。また、支持体46内の空隙が超音波減衰部として機能し、圧電素子41、42からベルト50側に発信される超音波

や、外部からベルトに入射してきた超音波が減衰されるので、受信用圧電素子42で受信されるノイズが、減少し、脈波情報を高い感度で検出することが可能となる。

【0013】更に、基板43は、前記一方の面と逆側の、装着時に装着者側となる面（他方の面）には、音響整合層48を備えている。これにより、圧電素子41、42と生体との間に音響整合層48が配置されている。この音響整合層48は、エポキシ樹脂やアクリル系樹脂等よりなり、その音響インピーダンス Z_m が、生体の音響インピーダンス Z_l と圧電素子41、42の音響イン

$$Z_l = 1.5 \times 10^6 \text{ (N} \cdot \text{s} \cdot \text{e} \cdot \text{c} / \text{立方メートル)} \text{ (脂肪)} \quad \dots \quad (7)$$

$$Z_c \text{ (PZTを使用した場合)} = 30 \times 10^6 \text{ (N} \cdot \text{s} \cdot \text{e} \cdot \text{c} / \text{立方メートル)}$$

$$\dots \quad (8)$$

【0014】送信用圧電素子47及び受信用圧電素子42それぞれ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。そしてこれらの電極は、それぞれ、基板43を介してベルト50に埋設された信号線（図示せず）に接続されている。そして、送信用圧電素子41は、基板43及びベルト50に埋設されている信号線を介して駆動信号を受信し、動脈に向けて、9.6MHzの超音波を発信する。尚、本実施形態では、送信用圧電素子41は、9.6MHzで励振されるようになっているが、発信周波数は、時計の発信周波数と共通の32KHzとすることによって、脈波検出装置1を時計に配置した場合、時計の発信器を共通に使用し、脈波検出装置1の部品点数を少なく抑えて、製造価格を低廉に抑えることも可能である。

【0015】図4は、図1の脈波検出装置1の構成を表したブロック図である。この図4に示すように、処理部3は、送信用圧電素子41を駆動する駆動信号を発信する駆動回路32、受信用圧電素子42で受信した超音波に基づく信号を処理することにより脈波波形と脈拍数を得る演算処理部31、及び、演算処理部31で取得した脈波波形と脈拍数とを表示する表示部33とを備えている。

【0016】演算処理部31は、内部に備えた記憶領域（図示せず）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。具体的には、駆動回路32からセンサ部4の送信用圧電素子41に駆動信号を出力する。また、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脈波を検出して脈波信号を形成する。とう骨動脈あるいは尺骨動脈に超音波を送信すると、血流によってドップラ効果が生じ、反射波は送信された超音波に対して周波数が変化している。そしてこの変化を検出することで、血流速度の変化が検出される。血流速度の変化は、脈と同期しているため、脈に関する情報を検出することが可能である。また、脈波信

ピーダンス Z_c との間の値に設定されている。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。音響整合層の理想的な音響インピーダンス Z_m は次の式（6）によって示すことができる。

$$Z_m = (Z_c \times Z_l)^{1/2} \quad \dots \quad (6)$$

そして、式（6）に、公知である次の式（7）及び式（8）を代入すると Z_m の値が数式（9）のように求められる。

【0017】駆動回路32は、水晶等の振動子による発信源を備え、その固有振動数に応じた周波数の交流を発生させ、この周波数を何分の1かに分周する。そして、演算処理部31の指示に従って、特定の駆動信号を信号線を介して送信用圧電素子41に送信して送信用圧電素子41を駆動する。これにより、送信用圧電素子41から装着者の体表面へ向けて超音波が発信される。表示部33は、液晶表示装置等で構成されており、脈波波形や脈拍数等の、演算処理部31から入力された脈波検出結果を画像表示する。この表示部33は、パネルに脈波数を電光表示するようにしてもよい。

$$V = 60 / T \quad \dots \quad (10)$$

脈波信号や脈波数 V 等の脈波検出結果は、表示装置に出力される。なお、脈波間の平均時間 T から脈波数を求める場合に限られず、例えば、所定時間 t （例えば、10秒）内に存在する脈波数 w を検出し、次の数式（11）により1分間の脈波数 V を求めるようにしてもよい。

$$V = w \times (60 / t) \quad \dots \quad (11)$$

【0018】図5は、図1の脈波検出装置1による超音波の送受信の状態を表した説明図であり、図6は、図5の送信状態を表す式を表した説明図である。上述のような構成の脈波検出装置1は、脈波の測定に際して、センサ部4がとう骨動脈22のほぼ上方となるように、体表上に配置し、ベルト50を締めて被験者の手首2周りに固定する。この状態で、脈波検出装置1の電源が投入されると、駆動回路32が送信用圧電素子41を駆動させ、送信用圧電素子41からは、9.6MHzの周波数の超音波が、とう骨動脈22に向けて発信される。このとき、送信用圧電素子41からの超音波は、図5に示すように、指向角 θ で発信される。とう骨動脈22へ向けて発信された超音波は、とう骨動脈22の血流によって、反射される。超音波は、血流によって減衰され振幅

変調される。この振幅変調の度合いは、血圧に応じて変動する。従って、反射波は、血圧に応じて振幅変調した波形となっている。

【0019】このとき、指向性関数 $D_w(\theta)$ は、図6に示す式(12)によって表される。そして、送信用圧電素子41から送信される超音波は、

指向性関数 $D_w(\theta) = 0 \dots (13)$

であるもの、即ち、

$\theta = \sin^{-1}(n\lambda/a) \dots (14)$

であるものが最も強く、超音波による脈波等の検出に寄与している。尚、 a は、送信用圧電素子の幅である。従って、式(14)を満たすような指向角 θ で送信される超音波が、受信用圧電素子42で受信されるように、送信用圧電素子41と受信用圧電素子42が配設されていれば、良好な感度で脈波を検出することが可能となる。

【0020】図7は、送信用圧電素子から送信される超音波の受信用圧電素子での受信状況を、実験値と式(14)による計算値とで比較したグラフである。実験値は、次のような条件下で行って得たものである。即ち、長さ8mm、厚さ0.2mmで、幅が0.5mm、1mm、2mmの3種類の圧電素子の対(送信用圧電素子及び受信用圧電素子)を、それぞれの組について圧電素子間隔を0.35mmで厚さ0.07mmの樹脂製の基板に固定し、駆動周波数9.6MHzで送信用圧電素子から3.5mmの距離で離れたシリコンオイル中の真鍮板に送信し、反射波を得た。そして、計算上、幅が0.5mmの圧電素子対の場合には、受信用圧電素子の全面が有効範囲内にある(受信用圧電素子の全面が超音波を受信している)と推定され、他の圧電素子対の場合には一部が有効範囲内にかかっていると推定されるので、出力電圧を比較して、幅が1mm及び2mmの圧電素子対の受信用圧電素子の有効範囲内にある割合を算出した。

【0021】式(14)による計算値は、 $n=1, 2, 3, 4$ として、 $\lambda=0.156\mu\text{m}$ 、 $d=3.5\text{mm}$ と*

$$E = (w - b) / W$$

$$= (2d \tan \theta - b) / (2d \tan \theta) \dots (21)$$

となる。

【0023】そして、反射波のうち10%以上を受信用圧電素子において受信していれば、良好な感度で脈波を検出できる。即ち、式(18)の条件下において(20)式の $E \geq 0.1$ であるか、または、式(19)の条件下において(21)式の $E \geq 0.1$ である。本実施形態においては、上述のように、 $0 < b < 2d \tan \theta - c$ であり、また、 $c / (2d \tan \theta) \geq 0.1$ を満たすように設定されている。

【0024】反射波は、 W の範囲内で、受信用圧電素子42で受信される。このとき、本実施形態では、受信用圧電素子42が有効範囲 W に収まっており、上述の式(7)を満たす状態になっている。そして、受信用圧電素子42が有効範囲 W に収まっている状態で、有効範囲

*した場合の、圧電素子の幅($a, c (=a)$)に対する、有効範囲に占める受信用圧電素子42の割合である。そして、図7では、式(14)から求めた、圧電素子の幅(a, c (本実施形態においては $a=c$)) に対する、有効範囲に占める受信用圧電素子42の割合に、実験値をプロットしている。この図7に示すように、 $n=1$ とした場合の計算値が、最も実験値に近く、送信用圧電素子41から送信される超音波は、 $\theta = \sin^{-1}(\lambda/a)$ として妥当である。従って、以降、式(14)において $n=1$ として

$\theta = \sin^{-1}(\lambda/a) \dots (15)$

を満たすような指向角 θ で送信される超音波が、受信用圧電素子42で受信されるように、送信用圧電素子41と受信用圧電素子42が配設されていれば、良好な感度で脈波を検出することが可能となる。

【0022】図5に示す反射範囲 w 及び有効範囲 W は、以下の式で表すことができる。

$$w = 4d \tan \theta + a \dots (16)$$

$$W = (w - a) / 2 = 2d \tan \theta \dots (17)$$

また、受信用圧電素子42が有効範囲 W に収まる b の範囲は

$$0 < b < 2d \tan \theta - c \dots (18)$$

となり、受信用圧電素子42が有効範囲 W に一部入る b の範囲は

$$2d \tan \theta - c < b < 2d \tan \theta \dots (19)$$

となる。そして、受信用圧電素子42が有効範囲 W に収まっている状態で、有効範囲 W のうち受信用圧電素子の割合、即ち、反射波のうち受信用圧電素子で検出される割合 E は、

$$E = c / W = c / (2d \tan \theta) \dots (20)$$

となり、また、受信用圧電素子42が一部有効範囲 W に入っている状態で、有効範囲 W のうち受信用圧電素子の割合、即ち、反射波のうち受信用圧電素子で検出される割合 E は、

W のうち受信用圧電素子の割合、即ち、反射波のうち受信用圧電素子で検出される割合 E は、上述の式(9)で表され、且つこの $E \geq 0.1$ となっている。従って、反射波のうちの10%以上が受信用圧電素子42により受信される。受信用圧電素子42においては、受信した反射波に基づいて受信信号が生成される。この受信信号は、受信用圧電素子42から図示しない信号線を介して処理部3の演算処理部31に送信される。演算処理部33では、受信した信号を、通常のAM検波と同様に検波する。即ち、ダイオードによる整流とコンデンサによる平滑化の後、負荷抵抗の両端子電圧として検波信号を取得する。そしてこの検波信号に基づいて、脈拍数が計数され、脈波信号が形成される。演算処理部31で計数された脈拍数や脈波信号は、表示部33に供給され、表示

部 33 において、脈拍数や脈波信号が表示される。本実施の形態では、AM 検波を用いて検波したが、血流によるドップラ効果で変化する反射波の周波数を検知しても良い。その場合、演算処理部 31 を適宜変更する必要がある。

【0025】このように、本実施形態の脈波検出装置 1 では、送信用圧電素子 41 及び受信用圧電素子 42 が、とう骨動脈 2 に対して平行な基板 43 の平面（一方の面）に配設される。そのため、圧電素子 41, 42 を斜めに配置する必要がないので、圧電素子 41, 42 を固定する基板 43 や基板 43 が固定される支持体 46 を斜めに加工する必要も樹脂を硬化させて作成する必要もない。従って、製造が簡便である。本実施形態の脈波検出装置 1 では、受信用圧電素子 42 がとう骨動脈 2a からの反射波のうち 10% 以上を受信するので、反射波に基づいた脈波の測定において高い測定感度や測定精度を得ることができる。本実施形態の脈波検出装置 1 では、送信用圧電素子 41 及び受信用圧電素子 42 を平板状の基板 43 に固定するので、樹脂中に配置して樹脂を硬化させて固定する必要がなく、送信用圧電素子 41 及び受信用圧電素子 42 を精度良く固定することができ、この点でも、高い測定感度や測定精度を得ることが可能である。

【0026】次に、本発明の超音波診断装置の第 2 の実施の形態について説明する。尚、この第 2 の実施の形態も、上述の実施の形態と同様に、本発明を脈波検出装置に適用したものである。この第 2 の実施の形態において、上述の第 1 の実施の形態と同様の部材については同一の符号を付して説明を省略する。図 8 は、センサ部 4 をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、上述の第 1 の実施形態の図 3 に相当する図である。この図 8 に示すように、本実施形態の脈波検出装置では、基板 43 には、圧電素子 41, 42 側の面に溝 53c が形成されている。この溝 53c は、送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 との間を亘るように形成されている。そしてこの溝 53c が、基板 43 によって送信用圧電素子 41 から受信用圧電素子 42 への超音波の伝播を減衰する超音波減衰部として機能し、送信用圧電素子から伝搬されてくる超音波によるノイズの発生を低減している。このようにノイズを更に低減することで、一層高い感度を得ることが可能である。

【0027】次に、本発明の超音波診断装置の第 3 の実施の形態について説明する。尚、この第 3 の実施の形態も、上述の実施の形態と同様に、本発明を脈波検出装置に適用したものである。この第 3 の実施の形態において、上述の第 1 の実施の形態と同様の部材については同一の符号を付して説明を省略する。図 9 は、センサ部 4 をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、上述の第 1 の実施形態の図 3 に相当する図である。この図 9 に示すように、本実施形態の脈波検出装置では、送

信用圧電素子固定部を有する第 1 の基板 44 と受信用圧電素子固定部を有する第 2 の基板 45 とをそれぞれ互いに別体として形成し、それぞれを支持体 46 に固定して第 1 の基板 44 と支持体 46 と第 2 の基板 45 とを断面略コ字形として、第 1 の基板 44 と第 2 の基板 45 の間に隙間を設けている。本実施形態では、第 1 の基板 44 と第 2 の基板 45 の間の隙間が、可撓性部となって、上述の第 2 の実施形態と同様の効果を発揮する。

【0028】尚、本発明は、上述の実施形態に限定されるものではなく、各請求項に記載された範囲内において種々の変形が可能である。例えば、上述の実施形態においては、送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 それぞれの大きさと互いの距離は、 $0 < b - 2d \tan \theta - c$ であり、且つ、 $c / (2d \tan \theta) \geq 0.1$ を満たすように設定されているが、 $2d \tan \theta - c < b < 2d \tan \theta$ であり受信用圧電素子 42 が有効範囲 W に一部入り、且つ、 $(2d \tan \theta - b) / (2d \tan \theta) \geq 0.1$ を満たすように設定されていてもよい。この場合にも、反射波のうちの 10% 以上が受信用圧電素子 42 により受信され、上述の実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0029】上述の各実施の形態では、基板や圧電素子 41, 42 と支持体 46 との間は空隙となっておりこの空隙が超音波減衰部として機能しているが、支持体 46 と圧電素子 41, 42 との間に超音波を減衰する部材を配設したり、図 10 に示すように、タングステン粉末を含有するエポキシ樹脂や、多孔質材料よりなる多孔質材等の超音波を減衰する材料で充填した超音波減衰部 47 としてもよい。

【0030】上述の各実施形態及び各変形例では、送信用圧電素子 41 及び受信用圧電素子 42 は、基板 43 の装着者と逆側の面（一方の面）に固定されているが、装着者側となる他方の面に固定されていてもよい。このような例として、上述第 1 の実施形態、第 2 の実施形態、第 3 の実施形態において、基板 43 の他方の面に送信用圧電素子 41 及び受信用圧電素子 42 を固定した変形例を、それぞれ、図 11、図 12、図 13 に示す。尚、図 12 の変形例においては、送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 が他方の面に固定されたことに伴い溝 53c も、基板の他方の面側に形成されている。そしてこの溝 53c によって、基板 43 を介して送信用圧電素子 41 から受信用圧電素子 42 への超音波の伝播が減衰され、送信用圧電素子から伝搬されてくる超音波によるノイズの発生を低減され、高い感度を得ることが可能である。尚、この溝 53c は、圧電素子 41, 42 が固定されている側の面に形成することが、超音波の減衰効率の点から好ましい。

【0031】上述の各実施形態及び各変形例では、支持体 46 が、断面略コ字形として、天面の開放された箱形の形状となって、圧電素子 41, 42 を格納し超音波減

衰部として機能する空隙を設けているが、空隙を有する形状はこれに限定されるものではなく、天面と側面の開放された形状としてもよい。また、図 11 から図 13 に示すように圧電素子 41, 42 を他方の面に固定した場合には、支持体 46 はこれらの圧電素子 41, 42 を格納する必要がないので、基板 43 の他方の面に全面を接触させた形状としてもよい。このような例として、支持体 46 を板状として、基板 43 の他方の面に固着させた例を図 14 から図 16 に示す。

【0032】基板 43 に配設される可撓性部は、基板 43 に溝 53c や隙間を形成する等、形状によって設けるものに限定されるわけではなく、基板 43 のうち、送信用圧電素子固定部と受信用圧電素子固定部の間を可撓性を有する別部材で構成するようにしてもよい。

【0033】上述の実施形態及び各変形例においては、超音波診断装置は、脈波検出装置であるが、本発明が適用される超音波診断装置は脈波検出装置に限られるものではなく、本発明の超音波診断装置は、診断部位へ超音波を送信する送信用圧電素子と、前記超音波の前記診断部位からの反射波を受信する受信用圧電素子と、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手段と、前記受信用圧電素子で受信した前記反射波に基づいて、前記診断部位の情報を取得する情報取得手段とを備えたものであればよく、例えば、超音波により体内の画像を得る画像診断装置や、超音波により建物等の損傷を探索する超音波探傷装置、各種の計測装置等とすることもできる。また、このような超音波診断装置に用いられる、診断部位へ超音波を送信する送信用圧電素子と、前記超音波の前記診断部位からの反射波を受信する受信用圧電素子と、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手段とを備えたセンサ装置に適用することで同様の作用、及び効果を得ることができる。上述の各変形は、適宜重複して採用することが可能である。

【0034】

【発明の効果】以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置によれば、簡便に製造が可能であり、高い感度と測定精度を得ることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の超音波診断装置の一実施形態としての脈波検出装置を被験者に装着した状態で表した斜視図である。

【図 2】図 1 の脈波検出装置を被験者に装着した状態で被験者の腕の付け根側から見た側面図である。

【図 3】図 1 の脈波検出装置のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図である。

【図 4】図 1 の脈波検出装置の構成を表したブロック図である。

【図 5】図 1 の脈波検出装置による超音波の送受信の状態を表した説明図である。

【図 6】図 1 の脈波検出装置による超音波の送受信の状態を表す式を示した図である。

【図 7】図 1 の脈波検出装置の送信用圧電素子から送信される超音波の受信用圧電素子での受信状況を、実験値と計算値とで比較したグラフである。

【図 8】本発明の超音波診断装置の第 2 の実施の形態のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、第 1 の実施の形態の図 3 相当図である。

【図 9】本発明の超音波診断装置の第 3 の実施の形態のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、第 1 の実施の形態の図 3 相当図である。

【図 10】本発明の超音波診断装置の実施の形態の他の例のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、第 1 の実施の形態の図 3 相当図である。

【図 11】本発明の超音波診断装置の実施の形態の他の例のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、第 1 の実施の形態の図 3 相当図である。

【図 12】本発明の超音波診断装置の実施の形態の他の例のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、第 1 の実施の形態の図 3 相当図である。

【図 13】本発明の超音波診断装置の実施の形態の他の例のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、第 1 の実施の形態の図 3 相当図である。

【図 14】本発明の超音波診断装置の実施の形態の他の例のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、第 1 の実施の形態の図 3 相当図である。

【図 15】本発明の超音波診断装置の実施の形態の他の例のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、第 1 の実施の形態の図 3 相当図である。

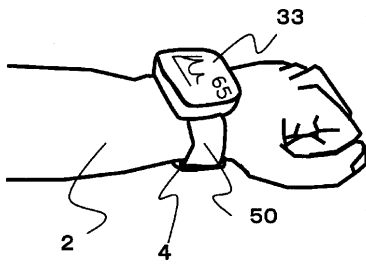
【図 16】本発明の超音波診断装置の実施の形態の他の例のセンサ部をベルトの長さ方向に切断した要部拡大断面図であり、第 1 の実施の形態の図 3 相当図である。

【図 17】従来技術の超音波診断装置のセンサ部を示す斜視図である。

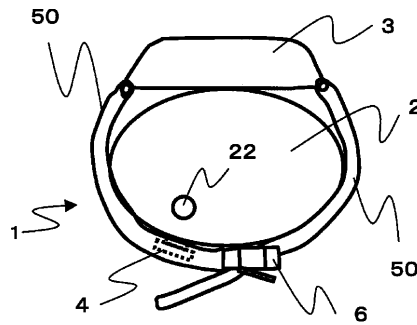
【符号の説明】

- 1 超音波診断装置（脈波検出装置）
- 2 a とう骨動脈
- 3 処理部
- 3 1 演算処理部
- 3 2 駆動回路
- 3 3 表示部
- 4 センサ部
- 4 1 送信用圧電素子
- 4 2 受信用圧電素子
- 4 3 基板（支持手段）
- 4 6 支持体（支持手段）
- 4 7 超音波減衰部
- 4 8 音響整合層
- 5 0 ベルト
- 5 0 a 内周面

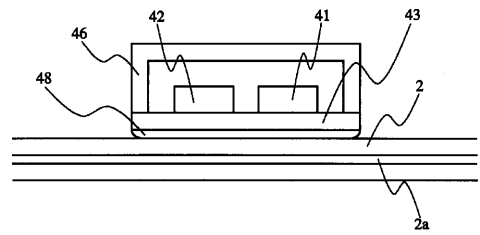
【図1】



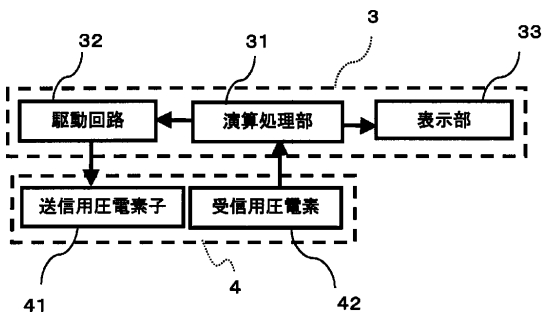
【図2】



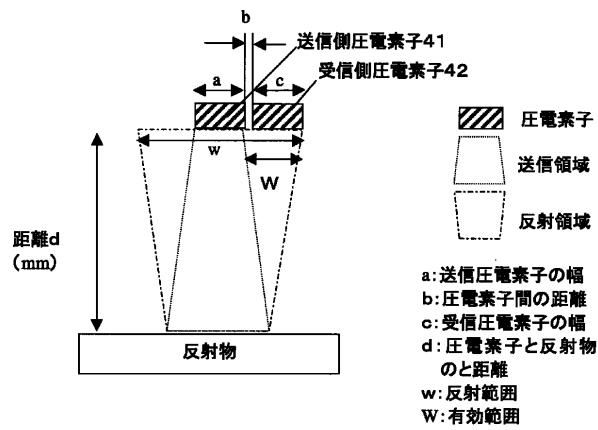
【図3】



【図4】



【図5】



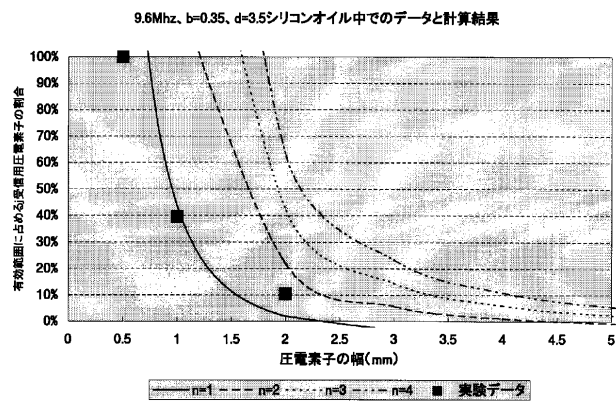
【図6】

$$D_w(\theta) = \frac{\sin(x_\theta)}{x_\theta}$$

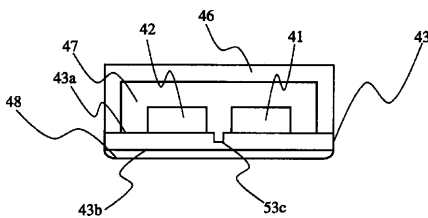
$$x_\theta = \frac{\pi \cdot a}{\lambda} \sin \theta$$

$D(\theta)$: 指向性関数
 θ : 指向角
 λ : 波長
 a: 送信圧電素子の幅
 b: 圧電素子間の距離
 c: 受信圧電素子の幅
 d: 圧電素子と反射物の距離
 w: 反射範囲
 W: 有効範囲

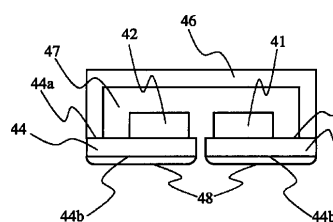
【図7】



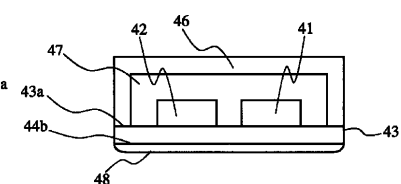
【図8】



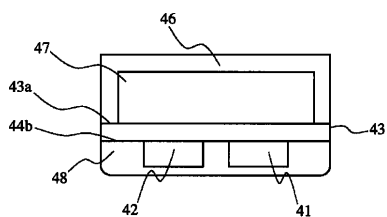
【図9】



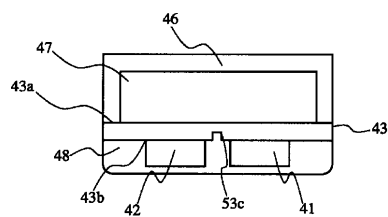
【図10】



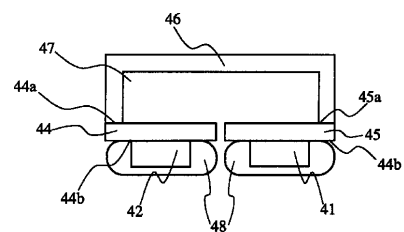
【図 11】



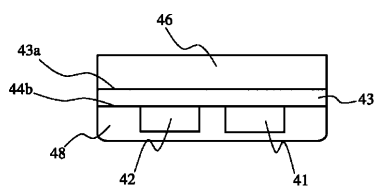
【図 12】



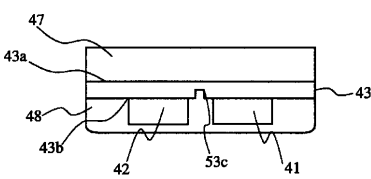
【図 13】



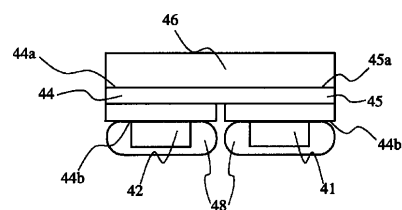
【図 14】



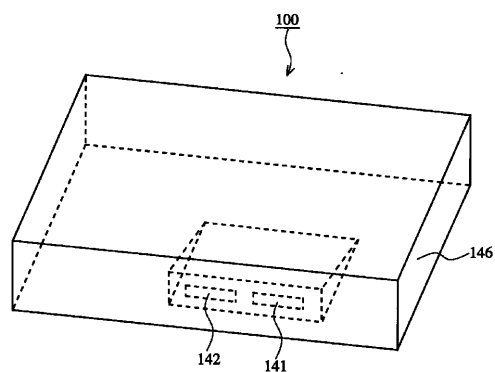
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 津端 佳介
千葉県千葉市美浜区中瀬 1 丁目 8 番 セイ
コーインスツルメンツ株式会社内

F ターム(参考) 2G047 BA03 BC05 EA05 EA10 GA01
4C017 AA09 AB02 AC03 AC20 BC11
FF15
4C301 AA03 DD03 DD10 EE06 EE11
GA03

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002209861A	公开(公告)日	2002-07-30
申请号	JP2001012878	申请日	2001-01-22
[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	中村敬彦 新荻正隆 津端佳介		
发明人	中村 敬彦 新荻 正隆 津端 佳介		
IPC分类号	G01N29/06 A61B5/0245 A61B8/00 A61B8/02 A61B8/06 G01S7/521 G10K9/22		
CPC分类号	A61B5/681 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/4227 A61B8/4281 A61B8/4483 G01S7/52079 G10K9/22		
FI分类号	A61B8/02 G01N29/06 A61B5/02.310.Z		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/BC05 2G047/EA05 2G047/EA10 2G047/GA01 4C017/AA09 4C017/AB02 4C017/AC03 4C017/AC20 4C017/BC11 4C017/FF15 4C301/AA03 4C301/DD03 4C301/DD10 4C301/EE06 4C301/EE11 4C301/GA03 4C601/DD05 4C601/DD07 4C601/DE01 4C601/DE02 4C601/EE03 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/GA03		
其他公开文献	JP4811972B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置易于制造并且可以以良好的灵敏度和准确性检测超声波。 解决方案：发送压电元件41和接收压电元件42设置在基板4上，并通过支撑装置与supported动脉平行支撑，其宽度a和c为0.38至1.1 mm，它们之间的距离为 支撑为b为0.05mm至4.0mm，从发送压电元件41发送超声波，通过接收压电元件42接收来自the动脉2a的反射波，并基于该反射波的检测结果来检测脉冲。 一种检测波的超声诊断设备。

