

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-73391

(P2008-73391A)

(43) 公開日 平成20年4月3日(2008.4.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/28 (2006.01)	G 0 1 N 29/28	4 C 6 0 1
G 0 1 N 29/26 (2006.01)	G 0 1 N 29/26	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-258431 (P2006-258431)	(71) 出願人	000001960
(22) 出願日	平成18年9月25日 (2006.9.25)		シチズンホールディングス株式会社
			東京都西東京市田無町六丁目1番12号
		(72) 発明者	干野 幹信
			東京都西東京市田無町六丁目1番12号
			シチズン時計株式会社内
		Fターム(参考)	2G047 AA12 AC13 BA03 CA01 DB03
			EA10 GA03
			4C601 BB17 EE09 GA40

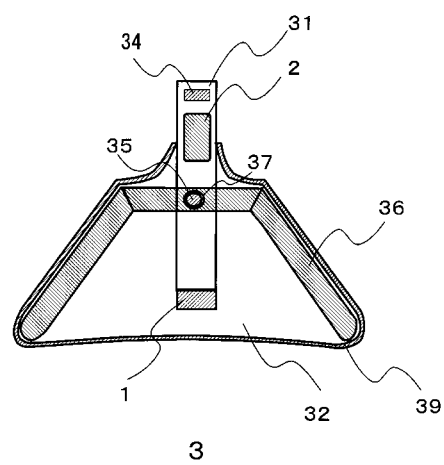
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】従来の手動の超音波診断装置は、超音波プローブの回転走査の際に生じるセンサの位置ずれや生体組織の変形を補正しなければならないという問題があった。

【解決手段】超音波トランスデューサと、超音波トランスデューサの傾き角度を検出する角速度センサと、皮膜で被覆されている音波伝達体とを有し、生体に対して固定された支持枠に設けられた回転軸の周りで超音波トランスデューサが音波伝達体内部で手動で回転可能であるようにした超音波診断装置の超音波プローブである。このような構成とすることによって、センサ部が皮膚に対して相対的に位置ずれすることなく、また超音波トランスデューサの動きを広い接触面積で受けるため回転走査に伴う生体組織の変形を小さくできる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを有し、該超音波プローブに駆動信号を与えて超音波を送信させるとともに、前記超音波プローブからエコー信号を取り込み、該エコー信号に基づいて診断情報を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブは、音波伝達体の内部に超音波トランスデューサが埋設され、該超音波トランスデューサの傾き角度を検出する角速度センサと、前記超音波トランスデューサと前記角速度センサとを具備する基板と、該基板を支持する支持枠を有し、前記超音波トランスデューサは前記支持枠に対して回動可能であり、前記音波伝達体は皮膜で被覆されている超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波プローブを有し、該超音波プローブに駆動信号を与えて超音波を送信させるとともに、前記超音波プローブからエコー信号を取り込み、該エコー信号に基づいて診断情報を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブは、超音波トランスデューサを有し、該超音波トランスデューサの傾き角度を検出する角速度センサと、前記超音波トランスデューサと前記角速度センサとを具備する基板とを有し、前記超音波プローブは、皮膜で被覆された音波伝達体が封入されているアダプタの一方に摺動可能に接している超音波診断装置。

【請求項 3】

前記皮膜はポリウレタン、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート、ポリイミドまたはポリオレフィンであることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関するものであって、特に超音波に基づく診断情報を生成し、測定精度を向上させつつ容易に使用することができる小型の装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は診断対象の内部を超音波ビームで走査してエコーを受信し、エコーの強度に対応した画像データを求め、それによっていわゆるBモード画像と呼ばれる二次元断面画像を生成する。一般的には病院等で用いるものであって、医療機関には普及しており、広く知られるところであるが、一般消費者が任意の場所や状況で使用することは想定されていない。しかし、情報端末機器の普及に伴って、高度な情報機器を消費者が個人的に携帯し、任意の場所や状況で使用することは一般化しつつあるので、従来では医療機関で用いられている超音波診断装置であっても、消費者が個人的に携帯し、任意の場所や状況で使用する事が可能となれば利便性が著しく向上する。

30

【0003】

このような目的で提案された携帯型超音波測定装置がある（例えば、特許文献 1 参照。）。

40

図 9 は特許文献 1 に記載されている発明の主旨を逸脱しない範囲で書き直した図である。この超音波測定装置は超音波プローブ 570、操作部 520、制御部 550、表示部 510 を有する。超音波プローブ 570 は表示部 510 と制御部 550 の間に格納されており、使用時に引き出されケーブル 540 で制御部 550 と接続される。超音波プローブ 570 には把持部 575 があり、この部分を把持し被験者に押圧する。2次元断面画像を取得するために超音波プローブ 570 の先端にアレイ状に配設された複数の超音波トランスデューサから少しずつ位相をずらした超音波を発生させ、波面制御することによって超音波ビームを収束させながら掃引している。

【0004】

生体内の音響インピーダンスの異なる生体組織界面から反射された超音波エコー信号は

50

同じ超音波トランスデューサで検出されるが、各超音波トランスデューサには反射点からの距離に応じて位相が変化して検出されるので、その位相を補正し、同一の位相となるように重ね合わせ、一つの電気信号として出力される。その電気信号を増幅器で増幅し、制御部 550 に入力すると、制御部 550 は、その結果を表示部 510 に表示する。このような構成とすることによって、携帯することが可能な超音波診断装置ができる。

【0005】

特許文献 2 には、B モード画像データを求める手法として、電子的に超音波ビームを走査する代わりに、用手法にて超音波トランスデューサを回転走査して超音波トランスデューサの方位角度をジャイロセンサなどの角速度センサを用いて検出し、超音波エコー受信データと超音波トランスデューサの方位角から座標変換により 2 次元画像を再構成する方法が開示されている。

10

【0006】

【特許文献 1】特開平 2003 - 299647 号公報 (第 12 頁、第 5 図)

【特許文献 2】特開平 5 - 23332 号公報 (第 15 頁、第 1 図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献 1 に示した従来技術では、携帯型とは言っても、生体内 2 次元断面画像を取得するために複数のアレイ状に並べた超音波トランスデューサから少しずつ位相をずらして超音波を発信し、超音波波面を制御し掃引かつフォーカスしている。このような構成においては、据置型の超音波診断装置と同じように非常に複雑な電子回路を必要とし、高価格となってしまうことになる。また、携帯可能ではあっても、常に医師が持ち歩いて必要ときにすぐに使えるほどの、例えば聴診器ほど小型軽量にはならないという問題があった。

20

【0008】

一方、特許文献 2 に示した従来技術では、走査角度をジャイロセンサで検出してエコー受信信号とから断面像を再構成するものであるが、用手法により超音波トランスデューサを走査するため、超音波プローブが生体表面に対して滑ったり、生体形状が超音波プローブにより変形するなど好ましくない生体組織の変位が超音波エコー信号に重畳してしまい、それを補正するために加速度センサを用いたりするなど、位置検出回路及び座標再構成アルゴリズムの複雑化を招いていた。

30

【0009】

以上述べたように、従来の方法は複雑な回路構成をとるため一般に高コストの装置となり、携帯することが可能な構成になりつつも、実際には普及を妨げていた。上述した従来技術による問題点を解消するため、本発明は、簡単な構成の超音波診断装置で生体内部の状態を非侵襲で簡便に測定し、常に携帯することのできる低コストの超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するため本発明の超音波診断装置では下記記載の構成を採用する。

40

【0011】

超音波プローブを有し、
超音波プローブに駆動信号を与えて超音波を送信させるとともに
超音波プローブからエコー信号を取り込み、
エコー信号に基づいて診断情報を生成する超音波診断装置であって、
超音波プローブは

音波伝達体の内部に超音波トランスデューサが埋設され、
超音波トランスデューサの傾き角度を検出する角度センサと、
超音波トランスデューサと角度センサを具備する基板と、
基板を支持する支持枠を有し、

50

超音波トランスデューサは支持枠に対して回動可能であり、
音波伝達体は皮膜で被覆されていることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

超音波プローブを有し、
超音波プローブに駆動信号を与えて超音波を送信させるとともに
超音波プローブからエコー信号を取り込み、
エコー信号に基づいて診断情報を生成する超音波診断装置であって、
超音波プローブは
音波伝達体の内部に超音波トランスデューサが埋設され、
超音波トランスデューサの傾き角度を検出する角速度センサと、
超音波トランスデューサと角速度センサとを具備する基板とを有し、
超音波プローブは
内部には音波伝達体が封入され、
音波伝達体は皮膜で被覆されている
アダプタの一方に
ゲルを介して摺動可能に接している
ことを特徴とする。

10

【 0 0 1 3 】

皮膜はポリウレタン、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート、ポリイミドまたはポリオレフィンであることが好ましい。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、超音波を利用して誰でも生体内 2 次元断面画像を簡便に計測することができ、皮下脂肪の厚さの測定や悪性腫瘍などの検出が個人で容易にできるという効果を有する。

【 0 0 1 5 】

本発明の超音波診断装置は簡便に正しい生体内の断面画像が測定できることから、病院のみならず介護施設などの場においても使用することができる。ベッドサイドでの測定が容易であるから生体に負荷をかけられない被験者への使用に好適である。超音波診断装置全体を超小型軽量にすることができるため、一般家庭用としても適しているという効果を奏する。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

[第 1 の実施の形態]

以下に添付図面を参照して、本発明にかかる超音波診断装置の好適な第 1 の実施の形態を詳細に説明する。なお、以下の実施の形態の説明および添付図面において、同様の構成には同一の符号を附す。

【 0 0 1 7 】

図 4 は、本発明の超音波診断装置の全体ブロック図を示すものである。この超音波診断装置は、超音波トランスデューサ 1 と振動ジャイロセンサ 2 を実装した超音波プローブ 3 と、超音波を発生させるための駆動信号を生成する送信部 4 と、超音波トランスデューサ 1 及び振動ジャイロセンサ 2 からの電気信号を受信する受信部 5 と、超音波エコー信号と角度情報から生体内部情報を B モード画像としてモニタ上に表示するための信号処理を行う信号処理部 8 とを備えている。さらにこの超音波診断装置は、入力部 7 と、表示部 9 を備えている。

40

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 3 は被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行うものであり、超音波トランスデューサ 1 をその先端部分に備えている。この超音波トランスデューサ 1 は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、また受信時には超音波信号を電気信号に変換する機能を有している。超音波画像の解像度や

50

感度に大きな影響を与える超音波周波数はこの超音波トランスデューサ 1 の圧電体 101 の厚みによってほぼ決定される。この超音波プローブ 3 は小型、軽量に構成されており、ケーブルによって後述する送信部 4 および受信部 5 に接続されている。

【0019】

振動ジャイロセンサ 2 は圧電素子を振動させ、その圧電素子に回転角速度 Ω が加わると、もとの振動に対し直角方向にコリオリ力が生じる性質を利用したものである。このコリオリ力を検出用圧電素子で出力電圧として取り出している。振動ジャイロセンサ 2 は回転角速度を検出するので、検出信号は A/D コンバータ 57 でデジタル化された後、積分演算器 82 で積分され、角度に換算されて、超音波トランスデューサ 1 の方位角度情報としてメモリ 86 に記録される。

10

【0020】

送信部 4 はパルス発生器 43 と、パルス遅延回路アレイ 42 と、FET スイッチアレイ 41 を備えている。パルス発生器 43 は被検体の内部に放射する超音波パルスの基準パルスを発生する。パルス遅延回路アレイ 42 は送信に使用される超音波トランスデューサ 1 とほぼ同数の複数の独立な遅延回路から構成されており、送信時における超音波ビームの収束距離を決定し、所定の深さに超音波を収束するための遅延時間を与えるための遅延回路であり、複数の超音波トランスデューサを異なるタイミングで駆動する。FET スイッチアレイ 41 は超音波トランスデューサ 1 を駆動するための高圧パルスを生成する FET スイッチ回路アレイである。FET スイッチアレイ 41 はパルス遅延回路アレイ 42 と同様にして、送信に使用される超音波トランスデューサ 1 とほぼ同数の複数の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ 3 に内蔵された超音波トランスデューサ 1 を駆動し、超音波を放射するための駆動パルスを形成する。

20

【0021】

受信部 5 は信号ゲート 51 と、プリアンプ 52 と、対数変換アンプ 53 と、A/D コンバータ 54 を備えている。プリアンプ 52 は超音波トランスデューサ 1 によって電気信号に変換された微小信号を増幅し十分な S/N を確保する。一般に被検体内からの受信信号は 80 dB 以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しているため、弱い信号を強調しダイナミックレンジを狭くして画像として表示可能となるようにするため、対数変換アンプ 53 は入力信号に対して検波を行い、超音波周波数成分を除去してその包絡線の振幅のみを検出し、同時にその振幅を対数変換する。A/D コンバータ 54 はこの対数変換アンプ 53 の出力信号を A/D 変換する。

30

【0022】

入力部 7 は操作パネル上から、装置の動作条件を入力するために用いられる。また様々な画質条件設定などの指示を行うこともできる。信号処理部 8 は受信した超音波信号と振動ジャイロセンサ 2 からの信号とから演算処理を行い、B モード画像データを算出する。表示部 9 はカラーモニタで構成され、B モード画像データの表示を行うことができる。

【0023】

CPU 81 は受信部 5 と振動ジャイロセンサ 2 からの信号を RAM 86、87 に一旦格納したのち、所定の演算アルゴリズムにしたがって座標変換 85 を行い、表示部 9 に B モード画像として表示する。CPU 81 は、その内部にプログラムなどを記憶する ROM、データや途中の処理結果などを記憶する RAM などの記憶手段を有しており、ROM に記憶しているプログラムの指示に従って演算処理を行う一般的なマイクロプロセッサである。

40

【0024】

次に、図 1 を用いて本発明の超音波診断装置の第一の実施の形態における超音波プローブ 3 の構造を説明する。超音波プローブ 3 は基板 31、超音波トランスデューサ 1、振動ジャイロセンサ 2、音波伝達体 32、コネクタ 34、皮膜 39 を備えている。基板 31 は、コネクタ 34、超音波トランスデューサ 1、振動ジャイロセンサ 2 の配設及び音波伝達体 32 を固定する基台の役割も有している。基板 31 は回転軸 35 で支持棒 36 の軸受け 37 で支持される。コネクタ 34 は、受信部 5 との接続を行う。超音波トランスデューサ 1、振動ジャイロセンサ 2 からの電気信号は、配線接続手段を介して他の要素（基板 31

50

やコネクタ 3 4 など) に接続している。

【 0 0 2 5 】

本発明の超音波診断装置は、図 1 に示す超音波プローブ 3 を生体に押接し、目的の生体組織を超音波ビームが掃引するよう、手動で超音波プローブ 3 と生体との接触部を中心として回転走査することにより、生体内からの超音波エコー信号と振動ジャイロセンサ 2 で検出した超音波プローブ 3 の方位角度とから、生体内部組織の B モード画像を取得する。

【 0 0 2 6 】

以下に超音波プローブ 3 の詳細な説明を記す。本発明の超音波トランスデューサ 1 は送信および受信の両方に使用するように構成された同心円状に配置された複数の圧電素子からなる。

超音波送信部 4 から送信された駆動パルスが超音波トランスデューサ 1 に印加されると、超音波トランスデューサ 1 内の圧電素子が駆動パルスによって励振され、超音波を発生する。

【 0 0 2 7 】

超音波の固有共振周波数は高い方が分解能は高いが、生体内での吸収も多くなるため、対象により適切な固有共振周波数を選択する。本発明では、皮膚に比較的近い生体組織診断を想定して説明するので、固有共振周波数を 1 0 M H z とする。

【 0 0 2 8 】

超音波トランスデューサ 1 は図 7 に示されるように、同心円状に分割された複数の電極を設けることにより、焦点深度の深い超音波ビームを得ることができる。電極の分割数は 4 ~ 1 0 が好ましい。本実施例では 4 分割とし、電極 7 0 1 , 7 0 2 , 7 0 3 , 7 0 4 が圧電体 7 0 0 の表面に形成されている。圧電体 7 0 0 の反対側の面には図示しない共通電極が形成されている。各電極 7 0 1 , 7 0 2 , 7 0 3 , 7 0 4 には少しずつ位相のずれた電気パルスが印加される。その結果、あらかじめ決められた点で収束するような超音波の波面が形成される。

【 0 0 2 9 】

したがって、本発明で用いる超音波エコー法では、まず、超音波送信部 4 のパルス発生器 4 3 でパルス幅 1 0 0 n s 程度の電気パルスを基準周波数 1 0 k H z 、すなわち時間間隔 1 0 0 μ s 間隔で生成し、この電気パルスをパルス遅延回路 4 2 に送り、超音波波面が深さ方向の決められた点で順次収束するように、時間的に焦点位置が変化するいわゆるダイナミックフォーカスを実現するように遅延を与える。

【 0 0 3 0 】

なお、超音波トランスデューサ 1 から放射される超音波をダイナミックフォーカスとせず、固定の曲率を持つ超音波トランスデューサから放射され、球面波として伝播し、所定の位置で収束させるようにしてもよい。この場合は、超音波ビームの焦点深度は深くなく、得られる画像の鮮明度がダイナミックフォーカスに比べていくらか劣るが実用上十分である。

【 0 0 3 1 】

図 1 に示すように、本発明の超音波診断装置の超音波トランスデューサ 1 は音波伝達体 3 2 の内部に設けられている。音波伝達体 3 2 は、皮膚と同程度の音響インピーダンスを有するシリコンゲルで構成することが好ましい。音波伝達体 3 2 は皮膜 3 9 により被覆される。

【 0 0 3 2 】

皮膜 3 9 の厚さが超音波の波長に対して十分小さいと、皮膜 3 9 の表面と裏面とからの反射波の位相がほぼ 1 8 0 ° ずれていると見なすことができるため、皮膜 3 9 では実質的に超音波の反射が生じない。皮膜 3 9 は、ポリウレタンが好適であるが、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリエチレンテレフタレート (P E T) やポリエチレンナフタレート (P E N) を用いてもよい。また、ポリイミド (P I) やポリオレフィン (P O) などを用いても構わない。前述の超音波の反射波の位相がほぼ 1 8 0 ° ずれていると見なすことのできる皮膜 3 9 の厚さは、超音波の波長に対して 1 / 5 以下が好ましく、また、機械的強

10

20

30

40

50

度も必要であるため超音波の波長約 $160\text{ }\mu\text{m}$ に対しては $20\sim30\text{ }\mu\text{m}$ が好適である。

【0033】

音波伝達体 32 を構成するゲル状の導圧媒体の材質は自由に選ぶことができる。音波伝達体 32 を構成するゲル状の導圧媒体の硬さはその音響インピーダンスが生体の軟組織と同程度にするのが好ましい。このような構成とすると、音波伝達体 32 はその形状をかくうじて保てる程度に軟らかい媒体となる。そのときでも音波伝達体 32 は皮膜 39 で覆われているために、図 1 に示すような所定の安定な形状（例えば、ドラム形状）にすることができるのである。この場合、あらかじめ皮膜 39 を真空成型などにより所定の形状に加工しておくことが好ましい。

【0034】

音波伝達体 32 は、ゲル状の媒体とは異なるものを用いてもよいが、ゲル状の媒体は、音響インピーダンスの生体とのマッチングもよく、また耐久性が著しく優れているため超音波診断装置の超音波プローブの音波伝達体に用いる素材として非常に好ましい媒体である。図 1 に示す例では、音波伝達体 32 の直径は $20\sim25\text{ mm}$ 、その厚さは $6\sim10\text{ mm}$ であり、基板 31 に接する面を除き、表面が皮膜 39 で覆われている。

【0035】

図 5 を用いて超音波トランスデューサ 1 の構造を説明する。超音波トランスデューサ 1 に用いられる圧電体 101 としては、例えば P V D F（ポリフッ化ビニリデン）等の高分子圧電材料や、あるいはこれらの高分子圧電材料とチタン酸ジルコン酸鉛（P Z T）等の無機圧電材料との複合体等が用いられる。また、圧電体 101 の両面上には表電極 110、裏電極 111 が形成されている。これら電極と裏電極にそれぞれ図示しないリード線の一端が電氣的に接続されている。電気パルス幅 100 ns に対して共振周波数 10 MHz となるようにするために、圧電体 101 の厚さは、 $20\text{ }\mu\text{m}\sim30\text{ }\mu\text{m}$ が好適である。また、厚さ $200\text{ }\mu\text{m}$ の銅板からなるバッキング材 120 により背面への超音波が前面側へ反射されパルス幅の短い超音波パルスが効率的に発生される。生体内部への超音波入射には圧電体 101 の直径は $4\sim5\text{ mm}$ が好適である。圧電体の前面は図示しない保護膜によって被覆されている。

【0036】

バッキング材 120 は基体 130 に固定される。基体 130 はバッキング材 120 及び圧電体 101 の固定基板であり、バッキング材 120 が好適な条件で振動するようにバッキング材 120 の周辺のみで固定されている。

【0037】

圧電体 101 には、リード線間に 20 V 程度のパルス電圧を印加することにより超音波をパルスのように発生する。このとき生体内に入射されるエネルギーはおおよそ 4 mW であり、生体に与える影響は皆無と考えてよい。

【0038】

次に図 6 を用いて振動ジャイロセンサ 2 の詳細な説明を記す。本発明で用いる振動ジャイロセンサ 2 は一般的な振動ジャイロセンサでよいが、3 脚振動ジャイロセンサについて説明する。3 脚振動ジャイロセンサ 2 は、振動している圧電体 601、602 に回転角速度 Ω を加えたとき、もとの振動に対し直角方向に生じたコリオリ力を検出用圧電体 603 で出力電圧として取り出すものである。振動ジャイロセンサ 2 は回転角速度を検出するので、検出信号は A/D コンバータでデジタル化された後、CPU 81 で積分され超音波プローブ 1 の方位角参照情報として RAM 86 に記録される。

【0039】

従来の方法で課題であった超音波プローブ 3 を手動で回転走査する際に生じる超音波プローブ 3 の位置ずれや回転動作に伴う生体組織変形に起因する B モード画像の歪みが軽減するように、本発明では、生体に対して広い面積で生体と接することにより、生体に対して相対的に不動と見なせる支持棒 36 が設けられている。その支持棒 36 に回転軸を 35 を設け、その軸の周りで手動で超音波トランスデューサ 1 が回転可能であるようにした。測定対象領域は回転軸 35 を中心として扇状に走査される超音波ビームで掃引される。超音波

10

20

30

40

50

トランスデューサ 1 の回転角速度は振動ジャイロセンサ 2 で検出される。なお、音波伝達体 3 2 はその形状をかるうじて保てる程度に軟らかい媒体であるため、超音波トランスデューサ 1 が音波伝達体 3 2 の中で回転することを妨げない。このように本発明の構造の超音波プローブ 3 では、超音波プローブを手動で回転することにより生じる、超音波プローブ 3 の位置ずれや、超音波プローブの押接する角度に伴う生体組織変形に起因する B モード画像の歪みが従来の方法に比較して著しく軽減するため、歪を補正するための特別な高価な回路を付加する必要がなくなる。

【 0 0 4 0 】

[第 2 の実施の形態]

次に、図 2 , 3 を用いて本発明の超音波診断装置の第二の実施の形態における超音波プローブ 3 とアダプタ 2 0 0 の構造を説明する。図 2 に示すように超音波診断装置の超音波プローブ 3 は、基板 3 1、超音波トランスデューサ 1、振動ジャイロセンサ 2、音波伝達体 3 2、コネクタ 3 4、皮膜 3 9、円筒ホルダー 3 8 を備えている。超音波プローブ 3 を生体に押圧する際に、生体組織と超音波プローブの間に図 3 に示すアダプタ 2 0 0 を配置する。アダプタ 2 0 0 は、支持棒 2 3 6、皮膜 2 3 9、音波伝達体 2 3 2 を備えている。アダプタ 2 0 0 の皮膚に接する面は平面ないし皮膚 8 0 0 の表面形状に添うように変形可能とし、超音波プローブ 3 の音波伝達体 2 3 2 のアダプタ 2 0 0 に接する面の形状は球面とし、アダプタ 2 0 0 の超音波プローブ 3 と接する面は超音波プローブ 3 の音波伝達体 2 3 2 の球面の曲率と概ね一致させる。超音波プローブ 3 とアダプタ 2 0 0 の位置関係を図 8 に示す。アダプタ 2 0 0 と超音波プローブ 3 の接触面及びアダプタ 2 0 0 と皮膚の接触面には超音波エコー用ゲルを塗布する。このようにすることにより、アダプタの接触面は広い

10

20

【 0 0 4 1 】

第一の実施形態と同様に皮膜 3 9、2 3 9 は超音波の波長に対して十分薄く、皮膜 3 9、2 3 9 の表面と裏面とからの反射波の位相がほぼ 180° ずれていると見なすことができ、実質的に超音波の反射が生じない。皮膜 3 9、2 3 9 は、ポリウレタンが好適であるが、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリエチレンテレフタレート (PET) やポリエチレンナフタレート (PEN) を用いてもよい。また、ポリイミド (PI) やポリオレフィン (PO) などを用いても構わない。皮膜 3 9 の厚さは、超音波の波長約 $160\mu\text{m}$ に対して $1/5$ 以下が好ましく、機械的強度も必要であるため $20\sim 30\mu\text{m}$ が好適である。

30

【 0 0 4 2 】

音波伝達体 3 2、2 3 2 を構成するゲル状の導圧媒体の材質は自由に選ぶことができる。音波伝達体 3 2、2 3 2 を構成するゲル状の導圧媒体の硬さはその音響インピーダンスが生体の軟組織と同程度にするのが好ましい。このような構成とすると、音波伝達体 3 2、2 3 2 はその形状をかるうじて保てる程度に軟らかい媒体となる。そのときでも音波伝達体 3 2、2 3 2 は皮膜 3 9、2 3 9 で覆われているために、図 2 および図 3 に示すような所定の安定な形状 (例えば、ドーム形状) にすることができるのである。この場合、あらかじめ皮膜 3 9、2 3 9 の形状を真空成型などにより皮膜を所定の形状に加工しておく

40

【 0 0 4 3 】

次に、本発明の実施例 1 及び実施例 2 に開示した超音波診断装置を用いて B モード画像を構成する具体的な方法について説明する。超音波トランスデューサ 1 は、被検体に超音波を送信してから一定時間経過後に超音波のエコーを受信する

【 0 0 4 4 】

生体内部の音響インピーダンスの異なる組織の界面から反射された超音波は送信時と同一の超音波トランスデューサ 1 で受信され、超音波トランスデューサ 1 は受信信号としてエコー信号を発生する。このエコー信号は、信号ゲート 5 1 で送信信号から分離され、エコー信号のみがプリアンプ 5 2、対数変換アンプ 5 3、A/D コンバータ 5 4 を介して RAM 8 7 に格納される。

50

【 0 0 4 5 】

センサーユニットはたとえば t_0 の時点で最初に生体表面に対して垂直となるように置かれる。ここで超音波プローブ 3 の方位角度が 0° となるように図示しないスイッチにより電氣的にリセットして積分演算 8 2 の出力が 0 V となるようにする。回転走査動作が開始され超音波プローブ 3 は所定の負の角度まで適切な速度で回転させられる。その時刻を t_1 とする。それから、超音波プローブ 3 を好ましくは一定の角速度で正の所定の角度まで回転させる。このときの回転角速度は、たとえば 20 度/s 程度であり、 t_1 から t_2 までの時間は、5 秒程度であるとよい。すなわち、掃引角度として 100 度 程度となる。

【 0 0 4 6 】

但し、連続的に振動ジャイロセンサ 2 で角度を検出しているのであるから、必ずしも一定の角速度である必要はない。検出された角速度は積分され対応する時間に於ける超音波プローブ 3 の方位角度が生体表面に対する法線を基準として RAM 8 7 に格納される。その間、超音波パルスは前述したように $100\text{ }\mu\text{s}$ の時間間隔で発せられている。

【 0 0 4 7 】

回転走査終了後、RAM 8 6、RAM 8 7 の中に格納された超音波プローブ 3 の方位角度情報と超音波エコー信号情報とから座標変換を行うことにより生体内の B モード画像を生成することができる。得られた B モード画像は表示部 9 に表示される。

【 0 0 4 8 】

以上説明したように、本発明の超音波診断装置によれば、誰でも生体内の 2 次元的な断面を超音波 B モード画像として、簡便にかつ正確に計測することができる。例えば橈骨動脈を押圧することにより血圧測定を行う手首式血圧計に本発明を適用することにより、精度向上をはかることができる。また、皮下脂肪厚測定や静脈位置診断、頭蓋骨内の硬膜下血腫などの簡易測定に応用することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 9 】

【 図 1 】本発明の超音波診断装置の第一の実施形態における超音波プローブ部を説明する図である。

【 図 2 】本発明の第二の実施形態における超音波プローブ部を説明する図である。

【 図 3 】本発明の第二の実施形態におけるアダプタを説明する図である。

【 図 4 】本発明の超音波診断装置のブロック図である。

【 図 5 】本発明の超音波診断装置の超音波トランスデューサを説明する図である。

【 図 6 】本発明に用いられる振動ジャイロセンサの構造を示す図である。

【 図 7 】本発明に用いられる超音波トランスデューサの圧電体の構造を示す図である。

【 図 8 】本発明の超音波診断装置における超音波プローブとアダプタの位置関係を示す図である。

【 図 9 】従来の超音波診断装置を説明する図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 0 】

- 1 超音波トランスデューサ
- 2 振動ジャイロセンサ
- 3 超音波プローブ
- 3 2 音波伝達体
- 3 9 皮膜
- 2 0 0 アダプタ

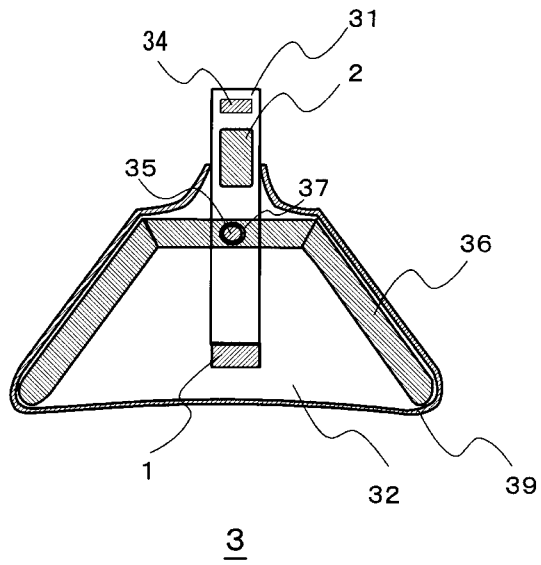
10

20

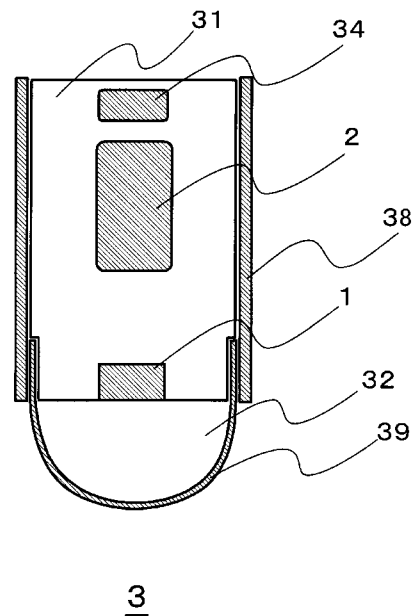
30

40

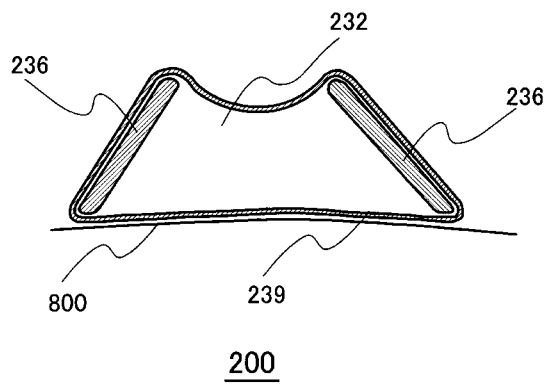
【図 1】



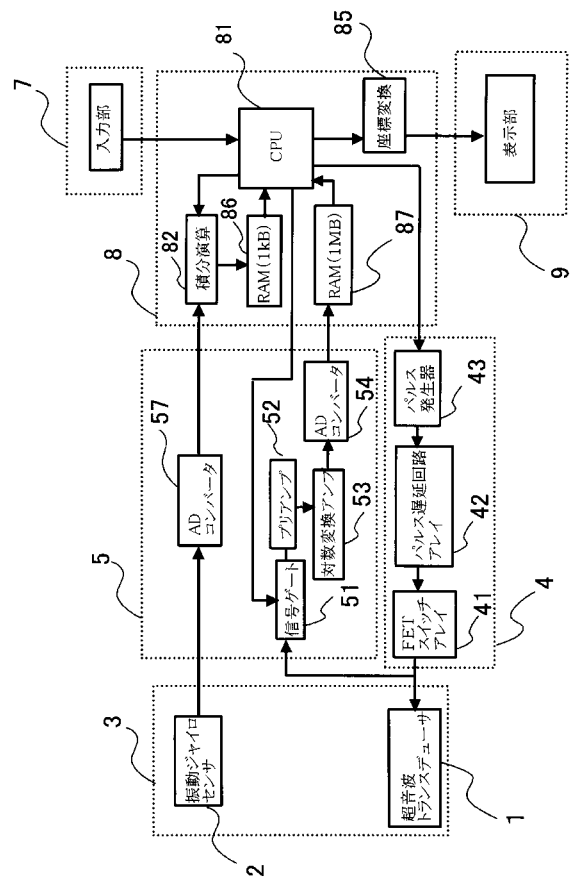
【図 2】



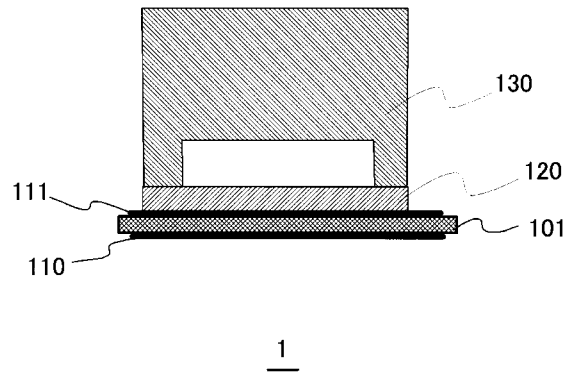
【図 3】



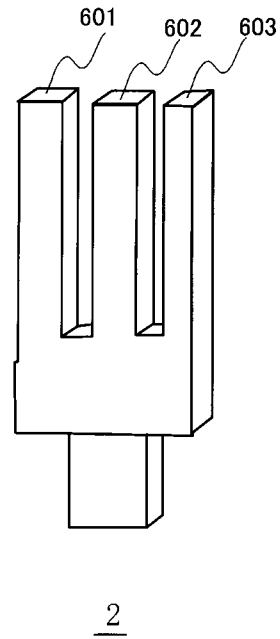
【図 4】



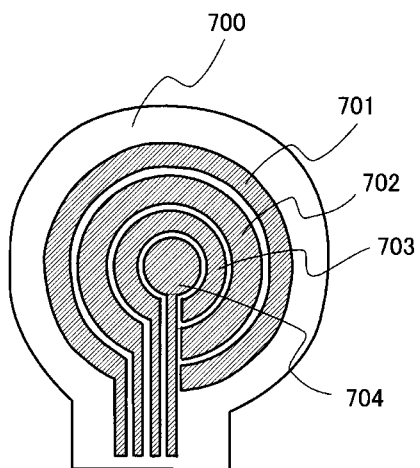
【図 5】



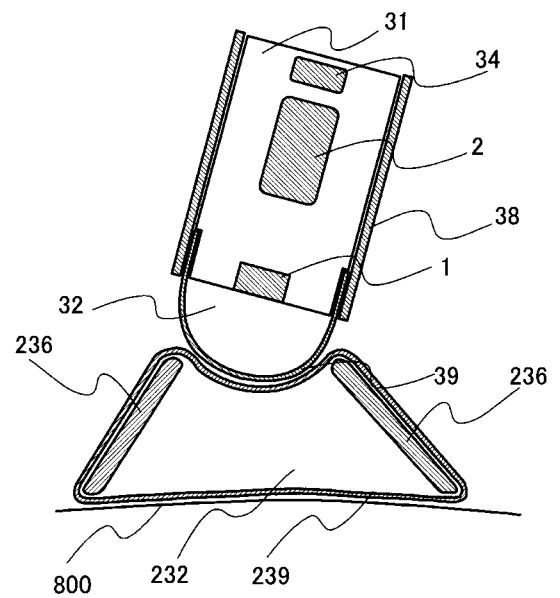
【図 6】



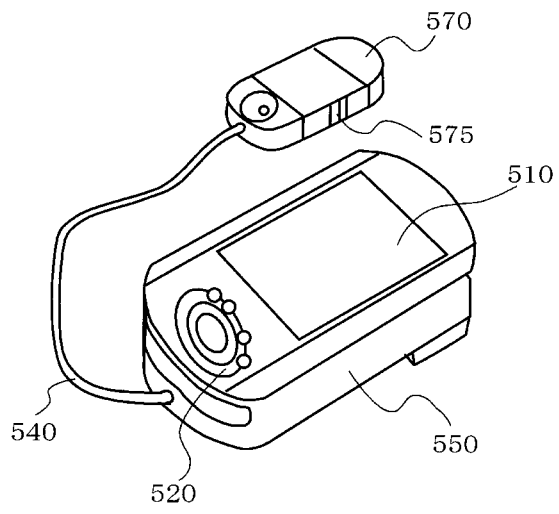
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008073391A	公开(公告)日	2008-04-03
申请号	JP2006258431	申请日	2006-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	西铁城控股株式会社		
申请(专利权)人(译)	西铁城控股有限公司		
[标]发明人	干野 幹信		
发明人	干野 幹信		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/28 G01N29/26		
CPC分类号	A61B8/4209 A61B8/4427 A61B8/4444		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/28 G01N29/26		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/CA01 2G047/DB03 2G047/EA10 2G047/GA03 4C601/BB17 4C601/EE09 4C601/GA40		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了解决传统的手动超声波诊断装置的问题，其中需要校正传感器的位置偏移和在超声波探头的旋转扫描中引起的生物组织的变形。ŽSOLUTION：该超声波诊断装置具有超声波探头，该超声波探头具有超声波换能器，用于检测超声波换能器的倾斜角度的角速度传感器，以及覆盖有薄膜的声波传递体，其中超声波换能器绕手动旋转。旋转轴设置在支撑框架上，该支撑框架固定在声波传递体内部的活体上。通过这种布置，超声换能器的运动被接收在宽的接触区域中，而传感器部分相对于皮肤不会移位，从而可以减少由于旋转扫描引起的生物组织的变形。Ž

