

(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2008-229245

(P2008-229245A)

(43) 公開日 平成20年10月2日(2008.10.2)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2007-77008 (P2007-77008)
(22) 出願日 平成19年3月23日 (2007. 3. 23)(71) 出願人 000001960
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) 4C601 BB02 BB09 BB17 DD02 DD11
EE13 EE14 GA01 GA18 GA24
GB14 GC14 KK12

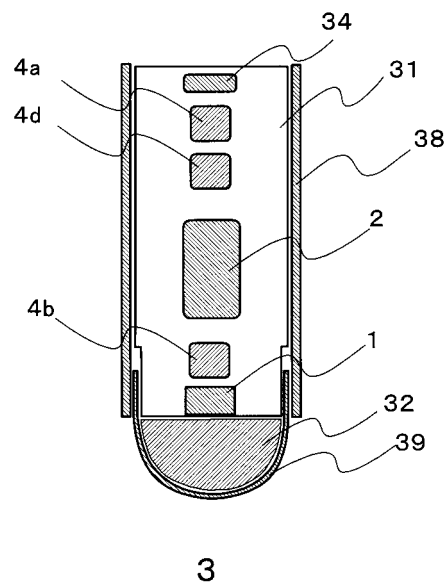
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】従来の超音波診断装置は、超音波ビームを電子的に掃引するために複雑な電子回路を必要とし、装置の大型化と高価格となってしまうという問題があった。

【解決手段】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前記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超音波プローブの軸に直角方向の加速度を検出する少なくとも2つの加速度センサと、超音波トランスデューサと超音波プローブの軸方向の加速度を検出する1つの加速度センサと、超音波トランスデューサと角速度センサと加速度センサを具備する基板とを有し、超音波プローブの走査は手動で行うことを特徴とする。

【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、
前記超音波プローブの軸に直角方向の加速度を検出する複数の加速度センサと、
前記超音波プローブの軸方向の加速度を検出する加速度センサと、
前記超音波トランスデューサと前記角速度センサと前記加速度センサとを具備する基板と
を有する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

信号駆動検出ユニットを有し、
該信号駆動検出ユニットは
前記超音波プローブを格納する部分と前記超音波プローブの有無を検知する検知センサと
を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【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超音波エコー信号を受信し、超音波エコーの信号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。超音波診断装置は一般的には病院等で用いるものであって、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し、個人の健康管理に著しく寄与するものである。

30

【0003】

このような目的で超音波信号を利用して皮下脂肪の厚さを計測する装置もある（特許文献1参照）。この図7に示した装置では、超音波駆動検出回路をコンパクトにして、超音波信号処理をインターフェイスを備えたパーソナルコンピュータで行わせることで全体システムをコンパクトにして在宅でも使用可能としている。

【0004】

40

【特許文献1】特開2005-152605号公報（3頁）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

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て超音波ビームを掃引かつフォーカスしている。

【0006】

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は明らかである。また、携帯可能とは言っても

50

限界があり、常に医師が持ち歩いて必要なときにすぐに使えるほどの、例えば聴診器ほどの小型軽量にはならないという問題があった。

【 0 0 0 7 】

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】

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

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、
超音波プローブの軸に直角方向の加速度を検出する複数の加速度センサと、
超音波プローブの軸方向の加速度を検出する加速度センサと、
超音波トランスデューサと角速度センサと加速度センサとを具備する基板とを有すること
を特徴とする。

10

20

【 0 0 1 0 】

また、本発明の超音波診断装置は、
信号駆動検出ユニットを有し、
信号駆動検出ユニットは
超音波プローブを格納する部分と超音波プローブの有無を検知する検知センサを有すること
が好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

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精確に計測することができ、極めて低価格で実現し、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。超音波センサの動きを検出する角速度センサや加速度センサを備えているので、測定者が超音波プローブに適切な動きを与えることによって装置全体の動作をコントロールすることが可能である。これにより、操作性が著しく向上し、また、機械的スイッチ類の数を少なくすることが出来るので、故障の軽減にも寄与する。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

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実施の形態を順を追って詳細に説明するが、あらかじめ若干の用語について説明する。まず超音波プローブの軸とは円筒状に構成されている超音波プローブ 3 の中心軸であり、図 3 で軸 4 0 0 と示されている。角速度センサとは回転角速度を検出するもので、本発明では水晶を用いる振動ジャイロセンサである。また、本発明の主たる目的は超音波プローブを手動で回転させ、回転量を角速度センサで検出することによって複雑な電子回路構成を採ることなく、生体内の B モード画像を簡便に得ることである。ところで、超音波プローブを手動で回転させた場合、一般的には操作している手のぶれや、被測定体の生体組織の状態によって超音波プローブの回転中心は空間的に移動するため絶対空間における回転中心の検出を行う必要がある。

40

【 0 0 1 3 】

また、超音波プローブの運動は超音波プローブに固定した座標系での回転中心を中心と

50

する回転運動と回転中心の併進運動とに分けて考えることができる。この超音波プローブの超音波プローブに固定した座標系における回転中心を局所回転中心と呼ぶことにする。また、絶対空間における超音波プローブの基準点の位置を示す座標を位置座標と呼ぶことにする。なお超音波プローブの基準点は超音波プローブの先端とする。この絶対空間における超音波プローブの回転中心の検出を超音波プローブに設けられた3つの加速度センサで行うことを前もって述べておきたい。

【0014】

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と超音波プローブ軸に垂直な方向の加速度を検出する2つの加速度センサ4a、4bと、超音波プローブの軸方向の加速度を検出する1つの加速度センサ4dと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。

10

【0015】

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。超音波エコー画像の解像度や感度に大きな影響を与える超音波周波数は図5に示されている超音波トランスデューサ1の圧電体101の厚みとバックング材120の材質及び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、同軸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。

20

【0016】

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AD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、方位角度に換算されて、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。

30

【0017】

加速度センサ4a、4b、4dは、超音波プローブの軸400に垂直な方向と軸400に平行の方向に加速度が加わるとき、加速度により生じる圧電体の起電力を取り出すものである。この加速度センサで得られる加速度情報から超音波プローブを手動で回転させたときの超音波プローブの回転中心の座標を求める。検出された加速度信号は高入力インピーダンスの回転中心検出回路58及び位置座標検出回路60で増幅・演算処理された後、ADコンバータ59、61でデジタル化され、超音波プローブの回転中心座標情報としてRAM88、89に記録される。

【0018】

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

40

50

放射するための駆動パルスを形成する。

【 0 0 1 9 】

受信部 5 は信号ゲート 5 1 と、プリアンプ 5 2 と、対数変換アンプ 5 3 と、A/Dコンバータ 5 4 を備えている。プリアンプ 5 2 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 5 3 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 5 4 はこの対数変換アンプ 5 3 の出力信号を A/D 変換する。なお、送信部 4 と受信部 5 で図 6 に示す信号駆動検出ユニット 300 を構成する。信号駆動検出ユニット 300 には検知センサとなる超音波プローブ検出センサ 310 が設けられている。

10

【 0 0 2 0 】

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 と加速度センサ 4 a、4 b、4 d 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。

20

【 0 0 2 1 】

CPU 81 は受信部 5 からの信号を RAM 86、87、88、89 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。

20

【 0 0 2 2 】

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 は円筒状のケーシング 38、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、2つの加速度センサ 4 a、4 b と 1つの加速度センサ 4 d、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、加速度センサ 4 a、4 b、4 c 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。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、加速度センサ 4 a、4 b、4 d からの電気信号は、図示しない基板 31 上の配線接続手段を介してコネクタ 34 に接続している。

30

【 0 0 2 3 】

本発明の超音波診断装置は、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 と生体との接触部付近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 2つの加速度センサ 4 a、4 b から検出した加速度情報と 1つの加速度センサ 4 d から検出した軸方向移動量から、座標変換 85 を施し生体内部組織の Bモード画像を構成するものである。

40

【 0 0 2 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 87 に格納される。

【 0 0 2 5 】

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

50

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。

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。

【0026】

超音波トランスデューサ 1 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、生体内部の組織診断を想定して説明するので、固有共振周波数を 4 MHz とする。

【0027】

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 43 でパルス幅 200 ns 程度の電気パルスを基準周波数 10 kHz、すなわち時間間隔 100 μs 間隔で生成し、この電気パルスをパルス遅延回路 42 に送り、超音波トランスデューサ 1 で発生する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。

【0028】

なお、本発明では超音波トランスデューサ 1 から放射される超音波のビーム進行方向での収束方法をダイナミックフォーカスとし、超音波ビームの走査のみを手動で行っている。このようにすることで著しく電子回路の構成が簡単となり装置が小型となる。さらに、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、一層装置を小型・低価格とすることができる。ただし、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は十分である。

【0029】

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 32 の内部に設けられている。音波伝達体 32 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などの高分子ゲルで構成することが好ましい。音波伝達体 32 はポリウレタンやポリスチレン等の皮膜 39 により被覆され保護される。音波伝達体 32 をキャップ式にして交換可能となるようにしておけば、皮膜 39 を使用しなくてもよい。

【0030】

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気的に接続されている。電気パルス幅 200 ns に対して共振周波数 4 MHz となるようにするために、圧電体 101 の厚さは、50 μm ~ 60 μm が好適である。また、厚さ 40 μm 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かい超音波パルスが効率的に発生される。生体内部へ超音波を細いビームとして入射するには圧電体 101 の直径は 4 ~ 5 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。

【0031】

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。バッキング材 120 の P V D F との反対側には不要なバッキング材の振動を吸収して除くために高粘性の高分子ゲル 140 が貼付される。

【0032】

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

10

20

30

40

50

をパルス的に発生する。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。

【0033】

振動ジャイロセンサ 2 について説明する。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、本発明では 3 脚振動ジャイロセンサを用いる。3 脚振動ジャイロセンサは、振動している圧電体に回転角速度 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 57 でデジタル化された後、積分演算 82 が行われ超音波プローブ 1 の方位角参照情報として RAM 86 に記録される。

10

【0034】

加速度センサ 4a、4b は加速度検出方向が超音波プローブ 3 の軸 400 に垂直かつ基板 31 に平行になるように固定される。加速度センサ 4d は加速度検出方向が超音波プローブの軸 400 と平行になるように固定される。加速度センサは加速度を検出するので、検出信号は高入力インピーダンスの軸方向加速度検出回路 60 で増幅された後、A/D コンバータ 61 でデジタル化され、超音波プローブ 3 の軸 400 の方向の加速度情報として RAM 84 に記録される。

【0035】

次に超音波プローブ 3 を手動で回転させ、生体内の B モード画像を得る方法について図 2、図 3 を用いて詳細な説明を記す。図示しない超音波プローブ 3 を手動で回転させた場合、図 2 で模式的に示されるように、一般的には超音波プローブ 3 を操作している手のぶれや、被測定体の生体表面 700 や生体内部組織 750 の状態によって、超音波プローブ 3 の回転中心 420 は例えば 420a から 420f へと移動するため超音波プローブ 3 の回転中心の検出を行う必要がある。回転中心の検出には超音波プローブ 3 の局所回転中心と、超音波プローブ 3 の位置座標を求める。超音波プローブ 3 の位置座標は、超音波プローブ 3 の軸 400 の方向の加速度を求め、その時刻での方位角度を考慮して超音波プローブ 3 の絶対空間における平行移動量から算出する。

20

【0036】

まず、超音波プローブ 3 の瞬間的な局所回転中心を求めるために、図 3 に示すように加速度センサ 4a、4b でその位置の超音波プローブ 3 の軸 400 に垂直な方向の加速度を検出し、加速度信号の正負及び大小から以下の手順で超音波プローブ 3 の瞬間的な局所回転中心を決定する。

30

【0037】

図 3 で、加速度センサ 4a の超音波プローブ 3 の位置座標を示している超音波プローブ 3 の先端からの距離を L_a 、加速度センサ 4b の超音波プローブ 3 の先端からの距離を L_b とする。 $d = L_a - L_b$ とする。超音波プローブ 3 の局所回転中心の超音波プローブ 3 の先端からの距離を L_c 、加速度センサ 4a の出力を V_a 、加速度センサ 4b の出力を V_b とする。 V_a と V_b の比を κ とする。すなわち $\kappa = V_a / V_b$ とする。この除算は一般の割算専用の演算増幅器、例えば A/D 534 を用いて行うことができ、入力を V_a 、 V_b として出力として κ を得ることができる。

40

【0038】

実際に手動で超音波プローブ 3 の回転操作を行った場合、超音波プローブ 3 の局所回転中心は特定の位置に固定されず L_c が異なる様々な位置となり、超音波プローブ 3 の局所回転中心と 2 つの加速度センサ 4a、4b との位置関係によって次のように 3 つの場合に分けて考えることができる。それぞれの場合によって L_c が d 、 κ 、 L_b を用いて次のように求まる。

- 1) 超音波プローブ 3 の局所回転中心が加速度センサ 4b より生体側にある場合は、

$$L_c = d / (\kappa - 1) - L_b$$
- 2) 超音波プローブの局所回転中心が加速度センサ 4a より外側（生体より離れている方）にある場合は、

50

$$L_c = -d / (\kappa - 1) + L_b$$

3) 超音波プローブの局所回転中心が加速度センサ 4 a と加速度センサ 4 b の間にある場合は、

$$L_c = d / (1 - \kappa) + L_b$$

以上の式から超音波プローブ 3 の局所回転中心の超音波プローブ 3 の先端からの距離 L_c が求められる。

【0039】

次に、加速度センサ 4 d の出力から一般的な差分法等の数値演算を施すことによって超音波プローブ 3 の軸 4 0 0 の方向の変位が求められ、超音波プローブ 3 の位置座標が算出される。

10

【0040】

この超音波プローブ 3 の局所回転中心座標と超音波プローブ 3 の位置座標とから超音波プローブ 3 の絶対空間における回転中心座標が求まり、B モード画像を構成することが出来る。

【0041】

手動走査によっては完全に一定の角速度で超音波プローブ 3 を回転させることはほとんど不可能であるから、加速度信号が厳密に 0 になることは有り得ない。したがって、 $\kappa = V_a / V_b$ の除算で V_b が 0 となって商が無限大となることはない。しかしながら、 κ に相当する演算増幅器の出力が、電源電圧に依存する飽和出力となることは有り得る。この場合は V_b が非常に小さくなったときであるから、演算増幅器の出力が飽和出力となっている場合は、超音波プローブ 3 は加速度センサ 4 b の位置を中心とする回転運動を行っている」と近似して差し支えない。

20

【0042】

次に、本発明の超音波診断装置を用いて B モード画像を構成する方法について説明する。

超音波プローブ 3 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。

30

【0043】

この間に超音波トランスデューサ 1 は被検体に超音波を送信し、一定時間経過後に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エコーを受信し、超音波エコー信号は適切な処理を施された後で、RAM 8 7 に格納される。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 6 に格納される。

【0044】

回転走査と同時に超音波プローブ 3 の方位角度情報と局所回転中心座標情報と超音波プローブ 3 の位置座標と超音波エコー信号情報とから一般的な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。また、精細な B モード画像を得る目的として、回転走査終了後、RAM 8 6、8 8、8 9 と RAM 8 7 の中に格納された超音波プローブ 3 の方位角度情報と局所回転中心座標情報と超音波プローブ 3 の位置座標と超音波エコー信号情報とから高度の画像処理を行うこともできる。

40

【0045】

本発明では、超音波プローブ 3 の空間的な動きを検出するジャイロセンサや加速度センサを備えているので、測定者が超音波プローブ 3 に適切な動きを与えることによってソフト的に装置全体の動作をコントロールすることが可能である。例えば最終位置で所定の時間、例えば 2 秒間静止させたら測定終了とする。これにより、操作性が著しく向上し、ま

50

た、スイッチ類の数を少なくすることが出来るので、故障の軽減にも寄与する。

【 0 0 4 6 】

以上説明したことを用いて本発明の超音波診断装置でBモード画像を構成する方法について、図6に示される信号駆動検出ユニット300に収納された超音波プローブ3を操作する実際の手続きをステップを追って説明する。

ステップ1：

測定者が信号駆動検出ユニット300に収められた超音波プローブ3を信号駆動検出ユニット300から取り出すことにより、検知センサとなる超音波プローブ検出センサ310が超音波プローブ3が取り出されたことを検出し信号駆動検出ユニット300の電源、信号処理部8及び表示部9の電源がスリープ状態から復帰しオンとなる。

10

ステップ2：

測定者が超音波プローブ3の先端を生体700に軽く押し当て、超音波プローブの中心軸が生体700に概ね垂直となるように保持する。この時刻をT1とする。この状態で所定の時間、超音波プローブ3を、たとえば2秒間程度静止させる。

ステップ3：

振動ジャイロセンサ2の出力をモニタしているCPU81は、超音波プローブ3を静止させることによってその値が所定の値以下となったと判断し、そのときの超音波プローブ3の中心軸方向が生体に垂直方向であるとし、表示部9に表示すべきBモード画像の生体に垂直方向に相当する線を決定する。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82の出力が0Vとなるようにする。

20

ステップ4：

測定者が超音波プローブ3を適切な速度で走査開始の初期位置まで手動で回転して持ってくる。この時刻をT2とする通常は所定の負の角度までたとえば-50°とする。そこで所定の時間、たとえば超音波プローブ3を2秒間程度再び静止させる。CPUはその位置を測定スタートとして判断する。

30

ステップ5：

測定者は超音波プローブ3を一定の角速度で正の方向に手動で回転させる。そのとき振動ジャイロセンサ2の出力として検出された角速度は積分演算82で積分され対応する時間に於ける超音波プローブ3の方位角度として決定される。また同時に方位角度はRAM86に格納される。

ステップ6：

CPU81は決定された超音波プローブの方向に対応して表示部9上にBモード時間軸を配置し、2つの加速度センサ4a、4bの出力から超音波プローブ3の局所回転中心座標を計算し、その局所回転中心と超音波プローブ3の絶対空間に於ける位置座標から回転中心座標を求め、そこを中心にして、微小時間 Δt の間にBモード時間軸を回転させ、超音波エコーデータのエコー相当時刻に対応してBモード時間軸の輝度を変調し表示部9にBモード画像として表示する。

40

ステップ7：

CPU81は経過した微小時間 Δt に対応して加速度センサ4dの出力を積分して、微小時間 Δt の間に超音波プローブ3の軸方向変位を求め、超音波プローブ3の位置座標を超音波プローブ3の中心軸方向にその変位だけずらし、超音波プローブ3の位置座標を確定する。

50

ステップ 8 : 測定者はステップ 4 からステップ 7 を繰り返しながら、超音波プローブ 3 を最終位置まで回転させる。

ステップ 9 :

測定者が超音波プローブ 3 を最終位置まで回転させ、そこで所定の時間、たとえば 2 秒間程度、再度静止させる。振動ジャイロセンサ 2 の出力をモニタしている CPU 8 1 は、超音波プローブ 3 を静止させることによってその値が所定の値以下となったと判断し、測定終了と判断する。

10

ステップ 10 :

測定者が信号駆動検出ユニット 3 0 0 に超音波プローブ 3 を収めると、超音波プローブ検出センサ 3 1 0 が超音波プローブ 3 が収納されたことを検出し信号駆動検出ユニット 3 0 0 の電源、信号処理部 8 及び表示部 9 の電源をスリープ状態にする。

【 0 0 4 7 】

高精細な B モード画像を得るために、超音波プローブ 3 の走査終了後に RAM 8 6、RAM 8 7、RAM 8 8、RAM 8 9 の中に格納されている超音波プローブ 3 の方位角度情報と超音波エコー信号情報と回転中心情報と超音波プローブ 3 の位置座標から高度の画像処理を施すことも可能である。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 】

20

ステップ 3 において超音波プローブを所定の負の角度まで回転し、走査の初期位置まで持ってくるときの回転角速度は、たとえば 5 0 (度 / 秒) 程度であり、T 1 から T 2 までの時間は、2 秒程度であるとよい。すなわち、掃引角度として 1 0 0 度程度となる。また、ステップ 4 では振動ジャイロセンサ 2 で角速度を検出しているのであるから、回転速度は必ずしも一定の角速度である必要はなく、原理的には任意で良いのであるが、極端に速いと振動ジャイロセンサ 2 の信号を処理する電子回路で電源電圧の制約により振動ジャイロセンサ 2 の信号が飽和してしまうこともあり得るのである程度一定の方が好ましい。

【 0 0 4 9 】

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、誰でも簡便にかつ正確に計測することができる。超音波センサの動きを検出するジャイロセンサや加速度センサを備えているので、測定者が超音波プローブに適切な動きを与えることによって装置全体の動作をコントロールすることが可能である。これにより、操作性が著しく向上し、また、スイッチ類の数を少なくすることが出来るので、故障の軽減にも寄与する。また、本発明の超音波診断装置は皮下脂肪厚測定や静脈位置計測、頭蓋骨内の硬膜下血腫あるいは悪性腫瘍などの検出などの簡易測定に応用することができる。

30

【産業上の利用可能性】

【 0 0 5 0 】

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、一般家庭の健康管理用としても適している。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 1 】

【図 1】本発明の超音波診断装置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】本発明の超音波診断装置の実施形態における超音波プローブ部の走査の図である。

【図 3】超音波プローブ部の回転中心を求める方法の説明図である。

【図 4】本発明の超音波診断装置のブロック図である。

50

【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】超音波プローブを信号駆動検出ユニットにセットした状態を示す図である。

【図7】従来の超音波診断装置を説明する図である。

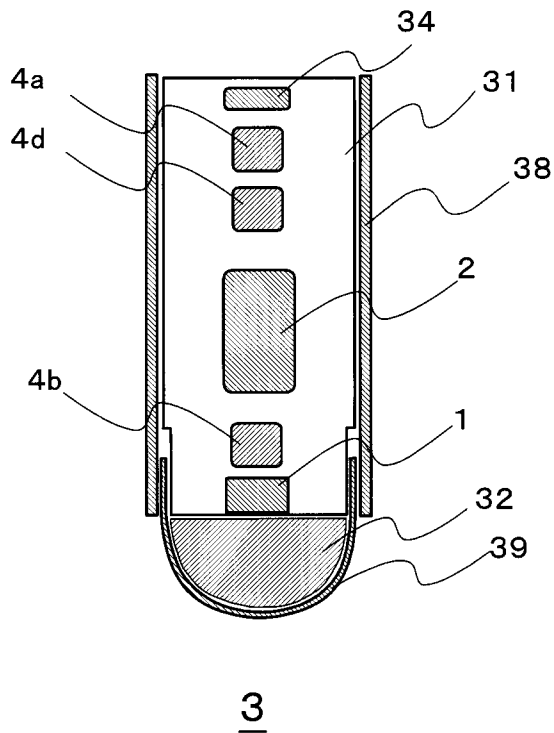
【符号の説明】

【0052】

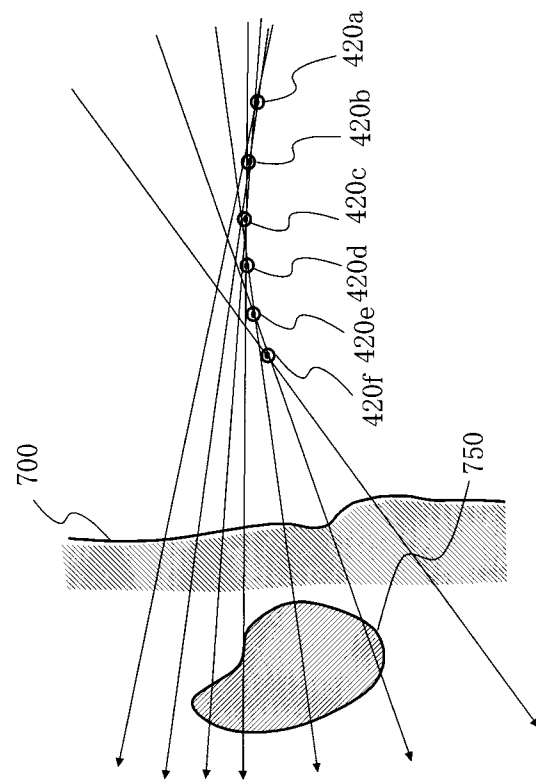
- 1 超音波トランスデューサ
- 2 振動ジャイロセンサ
- 3 超音波プローブ
- 4 a , 4 b 、 4 d 加速度センサ
- 3 2 音波伝達体
- 4 0 0 軸

10

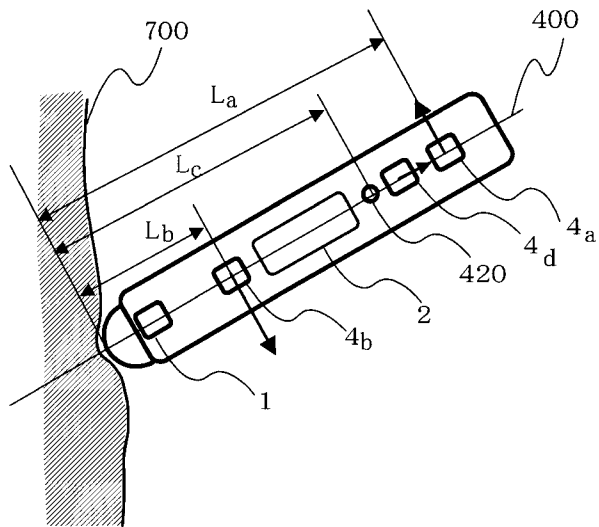
【図1】



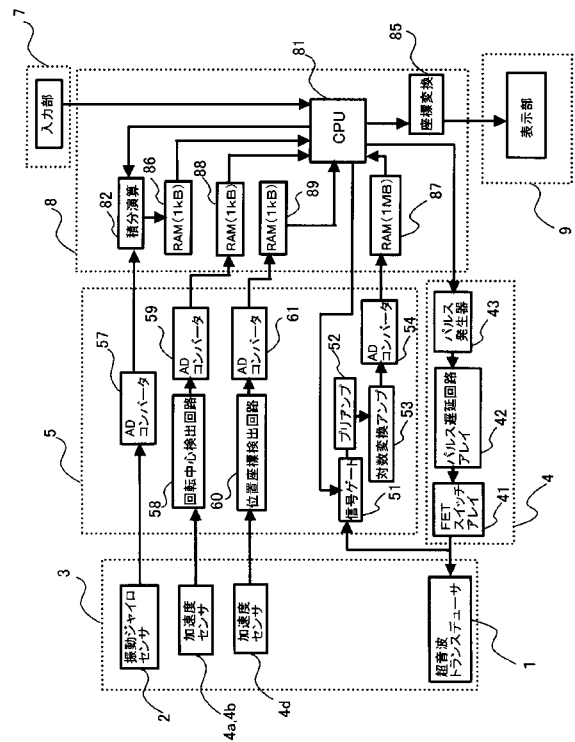
【図2】



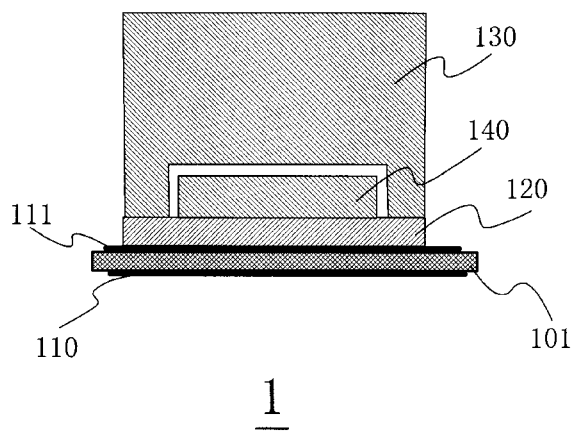
【図 3】



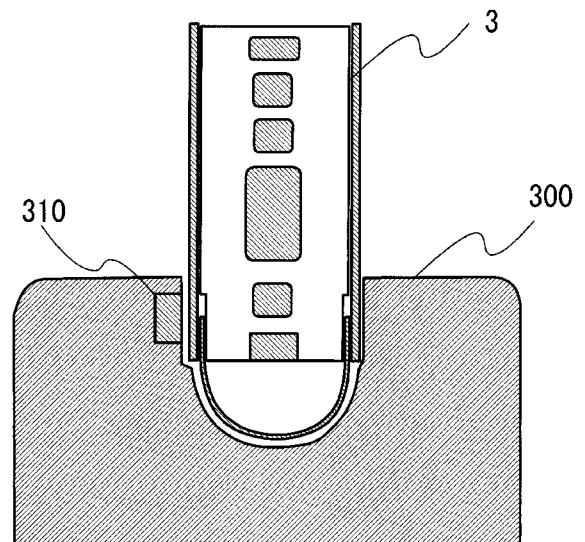
【図 4】



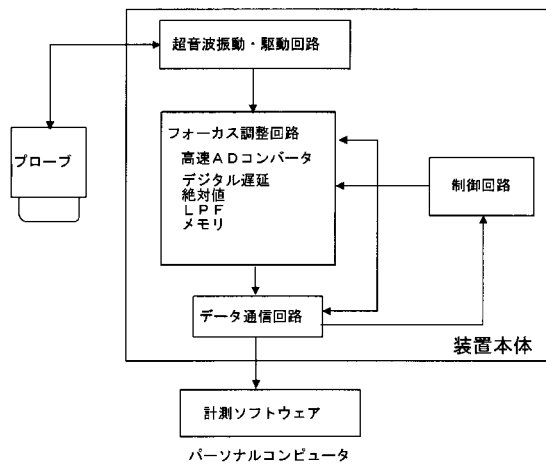
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008229245A	公开(公告)日	2008-10-02
申请号	JP2007077008	申请日	2007-03-23
[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		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB09 4C601/BB17 4C601/DD02 4C601/DD11 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/GA01 4C601/GA18 4C601/GA24 4C601/GB14 4C601/GC14 4C601/KK12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：解决传统超声诊断设备需要复杂的电子电路以电子方式清洁超声波束并导致大型设备和高成本的问题。ŽSOLUTION：超声波诊断仪具有超声波探头，向超声波探头发送驱动信号，发送超声波，同时从超声波探头接收回波信号，并从回波信号中形成诊断信息，超声波探头具有一种埋在声波发射器中的超声换能器，它有一个角速度传感器，用于检测超声换能器的倾斜角度，至少两个加速度传感器，用于检测垂直于超声换能器轴线的加速度和超声探头至少一个加速度传感器，用于检测超声波换能器和超声波探头的轴向加速度，以及配备有超声波换能器，角速度传感器和加速度传感器的基板，其特征在于，手动执行超声波探头的扫描。Ž

