

(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 - 153473

(P2002 - 153473A)

(43)公開日 平成14年5月28日(2002.5.28)

| (51) Int. Cl ⁷ | 識別記号 | F I | テ-マ-コ-ド (参考) |
|---------------------------|------|--------------|-----------------|
| A 6 1 B 8/14 | | A 6 1 B 8/14 | 4 C 3 0 1 |
| G 0 6 T 1/00 | 290 | G 0 6 T 1/00 | 290 D 5 B 0 5 7 |

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2000 - 354455(P2000 - 354455)
 (22)出願日 平成12年11月21日(2000.11.21)

(71)出願人 000005821
 松下電器産業株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (72)発明者 大川 栄一
 神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1号
 松下通信工業株式会社内
 (72)発明者 鈴木 隆
 神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1号
 松下通信工業株式会社内
 (74)代理人 100072604
 弁理士 有我 軍一郎

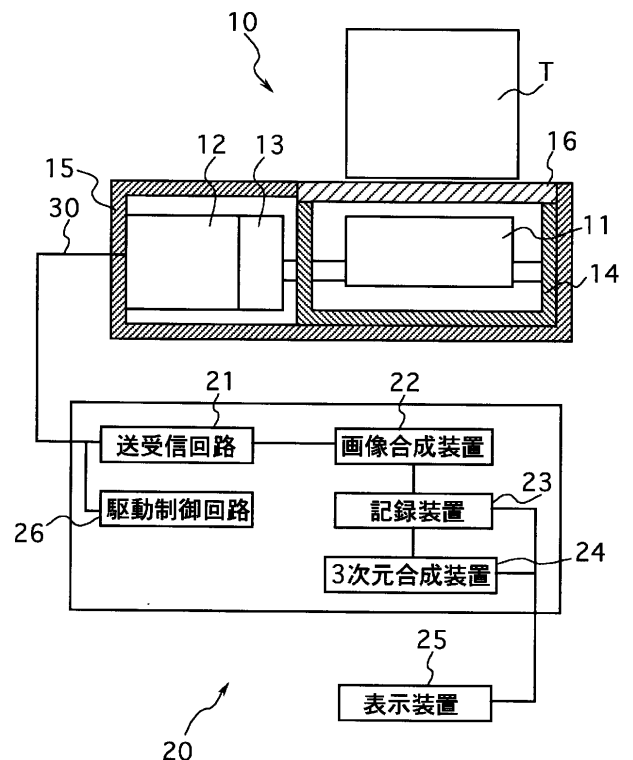
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 簡易な構成により、短い時間で細密な3次元超音波像を取得することを可能にして、安価で高性能な超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 診断対象Tを押し当てるウィンドウ16の下方で、超音波を送受するトランスデューサ11が回転しつつ、その診断対象T内に送出して反射されてくる超音波を受け取って超音波断層像Pを合成し生成した3次元画像を表示装置25に表示出力する超音波診断装置10において、トランスデューサ11が往復回転して、その往路および復路における診断対象Tに対する異なる角度での超音波断層像Pを交互に取得することにより3次元超音波画像を生成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 診断対象を位置させるウィンドウと、入力された電気信号を変換した超音波を前記ウィンドウを介して前記診断対象内に送出するとともに前記診断対象内で反射してきた超音波を受け取って電気信号に変換して出力するトランスデューサと、前記診断対象に向かう角度を変化させて前記ウィンドウを介して前記超音波を送受可能に前記トランスデューサを回転させる回転駆動装置と、前記トランスデューサとの間で電気信号を送受して取得した前記超音波による前記診断対象内の複数枚の超音波断層像を合成し3次元超音波画像を生成する3次元画像合成装置とを具備する超音波診断装置において、前記回転駆動装置は前記トランスデューサを回動させるとともに、

前記3次元画像合成装置は前記トランスデューサの往路および復路における前記診断対象に対する異なる角度での前記超音波断層像を交互に取得して前記3次元超音波画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記3次元画像合成装置は、前記診断対象に対する隣接する角度での前記超音波断層像を比較して、前記診断対象物に予め設定されている以上の変化がある場合には、前記トランスデューサの前記往路または前記復路において取得した前記超音波断層像から前記3次元超音波画像を生成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。

【請求項3】 前記3次元画像合成装置は、前記超音波断層像を合成するために取得する音線密度を変更可能にしたことを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】 前記3次元画像合成装置は、前記トランスデューサの前記往路および前記復路において前記超音波断層像を合成するために取得する音線を前記往路と前記復路とで異なる位置から間引くことを特徴とする請求項1から3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項5】 前記3次元画像合成装置は、前記トランスデューサが前記超音波を送出してから受け取るまでの送受時間間隔と、前記超音波断層像の合成位置間隔とに基づいて前記トランスデューサの回転速度を変更することを特徴とする請求項1から4のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項6】 前記3次元画像合成装置は、前記トランスデューサの回転速度と、前記超音波断層像の合成位置間隔とに基づいて前記超音波断層像を合成するために取得する音線密度を変更することを特徴とする請求項1から4のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項7】 前記回転駆動装置は、前記超音波の送受に同期させて前記トランスデューサの回転速度を変化させることを特徴とする請求項1から6のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波を用いて体内臓器などの断層像を得る超音波診断装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、体内などを診断する部位にプローブを当てて、診断対象の内部に送出して反射してくる超音波の変化によって、その内部の状態を観察可能に表示装置に表示する超音波診断装置が知られている。

【0003】

この種の超音波診断装置としては、例えば、特開平5-344975号公報に記載されており、この装置では、アレイプローブから広がった超音波を送出することにより、反射してくる複数の超音波を同時に受信して、高速に3次元超音波像を作成して表示することができるようになっている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、このような従来の超音波診断装置にあっては、複数の超音波を並列受信をしているため、高速化・細密化するほど装置構成や制御・処理が複雑となって、装置の価格が高価となってしまおうという問題があった。

【0005】

本発明は、このような問題を解決するためになされたもので、簡易な構成により、短い時間で細密な3次元超音波像を取得することを可能にして、安価で高性能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波診断装置は、診断対象を位置させるウィンドウと、入力された電気信号を変換した超音波を前記ウィンドウを介して前記診断対象内に送出するとともに前記診断対象内で反射してきた超音波を受け取って電気信号に変換して出力するトランスデューサと、前記診断対象に向かう角度を変化させて前記ウィンドウを介して前記超音波を送受可能に前記トランスデューサを回転させる回転駆動装置と、前記トランスデューサとの間で電気信号を送受して取得した前記超音波による前記診断対象内の複数枚の超音波断層像を合成し3次元超音波画像を生成する3次元画像合成装置とを具備する超音波診断装置において、前記回転駆動装置は前記トランスデューサを回動させるとともに、前記3次元画像合成装置は前記トランスデューサの往路および復路における前記診断対象に対する異なる角度での前記超音波断層像を交互に取得して前記3次元超音波画像を生成する構成を有している。

【0007】

この構成により、トランスデューサの往路または復路の一方で複数枚の超音波断層像を取得するよりも、その往路および復路におけるトランスデューサの回転速度を速くすることができ、往路と復路のそれぞれで取得した少ない枚数の超音波断層像を合成して組み合わせることにより診断対象の3次元超音波像を生成する

ことができる。したがって、3次元超音波像の細密さを維持しつつその3次元超音波像の取得周期を高速化することができる。

【0008】本発明の超音波診断装置は、上記発明の特定事項に加えて、前記3次元画像合成装置は、前記診断対象に対する隣接する角度での前記超音波断層像を比較して、前記診断対象物に予め設定されている以上の変化がある場合には、前記トランスデューサの前記往路または前記復路において取得した前記超音波断層像から前記3次元超音波画像を生成する構成を有することにより、10 診断対象に動きがあるときにはトランスデューサの往路もしくは復路のみで取得した超音波断層像から正確な3次元超音波像を生成することができる一方、診断対象に動きがないときにはトランスデューサの往路と復路の両方で取得した超音波断層像を組み合わせて細密な3次元超音波像を生成することができる。

【0009】本発明の超音波診断装置は、上記発明の特定事項に加えて、前記3次元画像合成装置は、前記超音波断層像を合成するために取得する音線密度を変更可能にした構成を有することにより、3次元超音波像の生成20 速度あるいは生成品質に応じて、3次元超音波像の生成に使用する超音波断層像の枚数や1枚の超音波断層像中の音線数を増減することができ、例えば、3次元超音波像をすばやくほしい場合や高品質な3次元超音波像がほしい場合などの事情に応じた解像度の品質で3次元超音波像を適宜生成することができる。

【0010】本発明の超音波診断装置は、上記発明の特定事項に加えて、前記3次元画像合成装置は、前記トランスデューサの前記往路および前記復路において前記超音波断層像を合成するために取得する音線を前記往路と30 前記復路とで異なる位置から間引く構成を有することにより、前記超音波断層像を合成するために取得する音線を間引いて3次元超音波像をすばやく生成することができ、その音線もトランスデューサの往路と復路とで異なる位置から間引くことにより、連続的な画像の抜けのない高品質な3次元超音波像を生成することができる。

【0011】本発明の超音波診断装置は、上記発明の特定事項に加えて、前記3次元画像合成装置は、前記トランスデューサが前記超音波を送出してから受け取るまでの送受時間間隔と、前記超音波断層像の合成位置間隔と40 に基づいて前記トランスデューサの回転速度を変更する構成を有することにより、1枚の超音波断層像の取得に掛かる時間が決まっている場合には、自動的に、その取得時間にあわせてトランスデューサを回転させることができ、超音波断層像を取得するのに必要な時間を確保しつつトランスデューサを高速回転させて失敗なく3次元超音波像を迅速に生成することができる。

【0012】本発明の超音波診断装置は、上記発明の特定事項に加えて、前記3次元画像合成装置は、前記トランスデューサの回転速度と、前記超音波断層像の合成位50

置間隔とに基づいて前記超音波断層像を合成するために取得する音線密度を変更する構成を有することにより、トランスデューサの回転速度と超音波断層像の取得位置とが決まっている場合に、1枚の超音波断層像の取得に掛けられる時間にあわせて、自動的に、その超音波断層像を合成するために取得する音線の密度を変更することができ、3次元超音波像を合成する際に使用する超音波断層像の枚数に対するその音線密度を調整して、3次元超音波像の画質をバランスさせるとともに、その画質の3次元超音波像を最短時間で生成することができる。

【0013】本発明の超音波診断装置は、上記発明の特定事項に加えて、前記回転駆動装置は、前記超音波の送受に同期させて前記トランスデューサの回転速度を変化させる構成を有することにより、超音波を送受している間はトランスデューサの回転速度を遅くする一方、超音波を送受していない間にはトランスデューサの回転速度を速くして、超音波を送受する期間を確保しつつトランスデューサを高速回転することができ、広視野範囲の3次元超音波像でもすばやく生成することができる。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明を図面に基づいて説明する。図1および図2は本発明に係る超音波診断装置の第1実施形態を示す図である。

【0015】図1において、超音波診断装置は、身体の特定の部位（診断対象T）の内部状態についての情報を取得する超音波探触子10およびその取得データの処理を行う信号処理装置20をケーブル30により電気信号の送受信を可能に接続して構築されている。

【0016】超音波探触子10は、超音波と電気信号を相互に変換するトランスデューサ11と、このトランスデューサ11を往復回転させる電磁モータ12と、トランスデューサ11の回転角度を検出するエンコーダ13と、超音波を伝播するカップリング液を満たしてトランスデューサ11を浸漬させるとともにそのトランスデューサ11を回転可能に保持するフレーム14と、このフレーム14や電磁モータ12およびエンコーダ13を収納するケース15と、押し当てる診断対象Tに超音波を伝播可能にフレーム14を閉止するとともにトランスデューサ11を保護するウィンドウ16とにより構成されている。

【0017】信号処理装置20は、トランスデューサ11に超音波の送受信をさせる送受信回路21と、送受信回路21からの信号により超音波断層像P（図2に図示）を合成する画像合成装置22と、超音波断層像Pを複数枚記録する記録装置23と、複数枚の超音波断層像Pから3次元超音波画像を合成する3次元合成装置24と、超音波断層像Pや3次元超音波画像を表示する表示装置25と、電磁モータ12に駆動信号を送出して回転駆動させる駆動制御回路26とにより構成されている。

【0018】具体的には、超音波探触子10のウィンド

ウ16の上に診断対象Tの部位を押し当てた状態で診断動作が開始されると、図2に示すように、駆動制御回路26がエンコーダ13からの検出情報に基づいて電磁モータ12を駆動して、トランスデューサ11がウィンドウ16に対面する水平位置Hから時計回りに回転し、垂直Vに対して角度+で傾斜する実線で示す回転開始位置まで移動した後に(あるいは、ここを待機位置としてもよい)、そのトランスデューサ11による超音波の送受によって診断対象T内の垂直方向の超音波断層面についての変換信号を取得する動作を開始するようになっており、トランスデューサ11から送受信回路21を介して受け取ったその変換信号に基づいて、画像合成装置22がその診断対象Tの角度+における1枚目の超音波断層像p11を合成し、そのトランスデューサ11の回転角度と回転方向と共に記録装置23に記録すると同時に、表示装置25に送ってその超音波断層像p11を表示出力する。

【0019】また、この角度+における超音波断層像p11の取得動作と同時に、駆動制御回路26がトランスデューサ11を矢印D1方向に回転させるように電磁モータ12を駆動させるようになっており、送受信回路21はエンコーダ13からの検出情報に基づいてトランスデューサ11が予め設定されている所定角度だけ回転したことを検知すると、その回転角度における次の超音波断層像p1mの記録装置23への記録と共に表示装置25への表示出力を行うようになっている。そして、これをトランスデューサ11が垂直Vから反時計回りに回転して角度-の破線で示す回転終了角度位置に到達するまで繰り返すことにより、n枚の超音波断層像p11~p1nを取得するようになっており、トランスデューサ11が回転終了角度-に到達したときには、記録装置23に記録保持する超音波断層像p11~p1nを3次元合成装置24に送信することにより、それぞれの回転角度に基づいて3次元超音波像の合成を行って生成した3次元超音波像を表示装置25に表示出力する。

【0020】この回転終了角度-に到達したトランスデューサ11は、逆方向である矢印D2方向への回転を開始して、その位置(診断対象Tの角度-)での1枚目の超音波断層像p21の記録装置23への記録と共に表示装置25への表示出力を行って、以降同様に、回転開始角度+までにn枚の超音波断層像p21~p2nを取得して記録装置23に記録するとともに、この記録装置23に記録保持する2n枚の超音波断層像p11~p1n、p21~p2nを3次元合成装置24に送信することにより、それぞれの回転角度に基づいて交互になるように合成して生成した3次元超音波像を表示装置25に表示出力する。

【0021】この後には、トランスデューサ11は、再度、回転開始角度+から回転終了角度-に向けて矢印D1方向への回転を開始して、取得したn枚の超音波

断層像p11~p1nを記録装置23に記録することにより更新し、この記録装置23に記録保持する2n枚の超音波断層像p11~p1n、p21~p2nを3次元合成装置24に送信して生成(合成)した3次元超音波像を表示装置25に表示出力するようになっており、このように回転開始角度+と回転終了角度-の間をトランスデューサ11が往復回転することにより、矢印D1の方向の往路と矢印D2方向の復路のそれぞれの異なる回転角度で取得した2n枚の超音波断層像p11~p1n、p21~p2nを交互になるように合成することを繰り返して生成した3次元超音波像を表示装置25に表示出力するようになっている。

【0022】したがって、トランスデューサ11の往路または復路の一方で2n枚の超音波断層像Pを取得するよりも、トランスデューサ11の回転速度を最高で2倍にして往復回転させることができ、往路または復路ですべての超音波断層像Pを取得したのと同等の品質で3次元超音波像を生成することができる。

【0023】このように本実施形態においては、トランスデューサ11の往路や復路で取得する超音波断層像Pの枚数を往路または復路の一方のみで取得する場合よりも少なくしてトランスデューサ11を高速に往復回転させることができ、取得した超音波断層像Pを合成して3次元超音波像を短時間に生成することができる。したがって、複数の超音波断層像Pを並列受信して合成する場合に較べて、簡易な装置構成、駆動制御、信号処理によって、細密で高品質な3次元超音波像を半分の周期で高速に生成することができる。

【0024】次に、図3は本発明に係る超音波診断装置の第2実施形態を示す図である。なお、本実施形態は、上述実施形態と略同様に構成されているので、図面を流用して、同様な構成には同一の符号を付して特徴部分を説明する(以下で説明する他の実施形態においても同様)。

【0025】図3において、信号処理装置20は、送受信回路21、画像合成装置22、記録装置23、3次元合成装置24、表示装置25、および駆動制御回路26に、画像比較装置31を加えて構成されており、この画像比較装置31は、隣接する回転角度での超音波断層像Pを比較して、その超音波断層像Pの相対的な変化が予め設定されている設定値未満の場合には、トランスデューサ11の往路における超音波断層像p1mと復路における超音波断層像p2mとを類似する画像として合成し3次元超音波像を生成することを許容する一方、超音波断層像Pの相対的な変化が設定値以上の場合には、その超音波断層像p1mと超音波断層像p2mとは類似していないとして合成することを制限して一方のみで3次元超音波像を生成するようになっている。

【0026】具体的には、画像比較装置31は、記録装置23内にn枚の超音波断層像p11~p1nまたは超

音波断層像 p 2 1 ~ p 2 n が記録・更新される度に (あるは並行して)、その記録装置 2 3 内に保持されている 2 n 枚の超音波断層像 p 1 1 ~ p 1 n、p 2 1 ~ p 2 n うちから、まず、例えば、隣接する超音波断層像 p 1 1 と超音波断層像 p 2 n とをその画素毎に比較して、その変化が設定値未満で類似すると判断した場合には、続けて、次に隣接する超音波断層像 p 2 n と超音波断層像 p 1 2 との比較をして、類似する超音波断層像 P が連続しているときには、その記録装置 2 3 に記録保持する 2 n 枚の超音波断層像 p 1 1 ~ p 1 n、p 2 1 ~ p 2 n を 3 次元合成装置 2 4 に送信して生成した 3 次元超音波像を表示装置 2 5 に表示出力する一方、類似しない超音波断層像 P が含まれていたときには、あるタイミングで変化していたと判断して、その記録装置 2 3 に記録保持する最新の n 枚の超音波断層像 p 1 1 ~ p 1 n または p 2 1 ~ p 2 n の一方のみを 3 次元合成装置 2 4 に送信して生成した 3 次元超音波像を表示装置 2 5 に表示出力するようになっている。

【0027】このように本実施形態においては、上述実施形態による作用効果に加えて、診断対象 T が急激に動かない場合には、トランスデューサ 1 1 が往復回転することにより取得した 2 n 枚の超音波断層像 p 1 1 ~ p 1 n、p 2 1 ~ p 2 n のすべてを用いて細密な 3 次元超音波像を生成して表示出力することができる一方、診断対象 T があるタイミングに急激に動いた場合にも、往路または復路のいずれかで取得した超音波断層像 p 1 1 ~ p 1 n または p 2 1 ~ p 2 n の一方のみに絞って正確な 3 次元超音波像を生成して表示出力することができる。したがって、常に往路および復路で取得した超音波断層像 p 1 1 ~ p 1 n、p 2 1 ~ p 2 n を合成して不正確な 3 次元超音波像を表示出力することにより診断不能になってしまうことを回避することができる。なお、本実施形態では、診断対象 T が突然動いた場合にも自動的に対応することができるが、動くことが予想される診断対象のときには、往路・復路で取得する超音波断層像 P の枚数を 2 倍にするように設定できるようにしてもよい。

【0028】次に、図 4 ~ 図 6 は本発明に係る超音波診断装置の第 3 実施形態を示す図である。

【0029】図 1 において、まず、上述実施形態の画像合成装置 2 2 が合成する 1 枚の超音波断層像 P は、図 4 に示すように、トランスデューサ 1 1 の長さに応じた視野範囲 W 内の r 本の音線 q 1、q 2、~ q (r - 1)、q r により構成されており、音線 q 1 ~ q r のそれぞれを取得するのに要する時間 t a は、1 本の音線 Q を取得するのに時間 t 0 づつ掛かることから、次式 のように示される。

$$t a = t 0 \times r \dots$$

【0030】また、3 次元合成装置 2 4 が合成する 3 次元超音波像は、図 5 に示すように、その合成に使用する超音波断層像 P の枚数は 2 n 枚であることから、3 次元

超音波像を合成するのに要する時間 t v (秒) は次式のように示される。

$$t v = t a \times 2 n = t 0 \times r \times 2 n \dots$$

【0031】これに対して、本実施形態の画像合成装置 2 2 は、図 6 に示すように、音線 q 1、q 3、q 5、~ q (r - 2)、q r というように間引いた音線 Q から超音波断層像 P を合成することにより、1 枚の超音波断層像 P を合成するのに必要な音線 Q の本数を削減して、その視野範囲 W を変更することなく超音波断層像 P を取得するのに要する時間を減少させることができるようになっており、例えば、不図示の操作部から高速診断の指示ボタンを押下されたときには、超音波断層像 P を合成するために取得する音線密度を低減する方向に変更して 3 次元超音波像を生成するのに要する時間 t v を小さくすることにより、上述実施形態よりもさらにすばやく 3 次元超音波像を表示装置 2 5 に表示出力することができるようになっている。なお、音線 Q は、送受信回路 2 1 または画像合成装置 2 2 のいずれで間引いてもよいことはいうまでもない。

【0032】このように本実施形態においては、上述実施形態による作用効果に加えて、診断するために表示装置 2 5 に表示出力する 3 次元超音波像を、その診断の事情に応じて、例えば、高品質にするよりもすばやく表示出力することが必要であるときには、超音波断層像 P を構成する音線 Q を間引いて迅速に 3 次元超音波像を生成し表示出力することができる。したがって、診断の都合に応じた 3 次元超音波像を適宜生成することができ、必要な解像度で診断対象 T の 3 次元超音波像を表示出力することができる。

【0033】なお、本実施形態では、超音波断層像 P を構成する音線 Q を間引くが、1 枚の超音波断層像 P を適宜間引いても同様の効果を得ることができることはいうまでもない。

【0034】また、本実施形態の他の態様としては、トランスデューサ 1 1 の往路と復路から間引く音線 Q が隣接して連続しないように交互に位置をずらすように構成してもよい。具体的には、図 7 に示すように、トランスデューサ 1 1 の往路では、音線 q 1、q 3、~ q (r - 2)、q r を間引いた音線 Q から超音波断層像 P を合成する一方、トランスデューサ 1 1 の復路では、音線 q 2、q 4、~ q (r - 3)、q (r - 1) を間引いた音線 Q から超音波断層像 P を合成することにより、図 6 に示す上述実施形態のように、往路と復路とで間引いた音線 Q が並んでしまうことがなく、連続する画素の抜けた部分が 3 次元超音波像に現れてしまうことを回避することができる。このように構成することによって、品質を大きく損なうことなく、3 次元超音波像を生成することができる。したがって、すばやく 3 次元超音波像を表示出力する必要があるときでも、高品質な 3 次元超音波像を迅速に生成して表示出力することができる。

10

30

40

50

【0035】次に、図8は本発明に係る超音波診断装置の第4実施形態を示す図である。

【0036】図1において、駆動制御回路26は、エンコーダ13からの検出情報に基づいて電磁モータ12を駆動制御することにより、図8に示すように、トランスデューサ11を矢印D1方向または矢印D2方向に往復回転するとともに、送受信回路21は、エンコーダ13からの検出情報に基づいてトランスデューサ11の回転開始角度 θ_+ から設定角度 θ_0 毎の超音波断層像Pおよび回転終了角度 θ_- から設定角度 θ_0 毎の超音波断層像Pを取得するようになっており、この駆動制御回路26は、超音波断層像Pの1枚を取得するのに時間 t_a (s)を要するので、次式の成立する回転速度 T (rad/s)でトランスデューサ11を矢印D1、D2方向へ回転させ、超音波断層像Pの取得動作と同期させて、それぞれの回転方向毎に、回転角度間隔 $\Delta\theta$ (rad)での各 n 枚の超音波断層像Pを取得するようになっている。

$$T = \frac{\Delta\theta}{t_a} \cdots$$

【0037】したがって、トランスデューサ11は、式を満たす上限値を超えない回転速度 T で回転させることができ、超音波断層像Pを取得可能な回転速度 T の限界を設定することができる。

【0038】このように本実施形態においては、上述実施形態による作用効果に加えて、取得間隔 $\Delta\theta$ 毎に1枚の超音波断層像Pを取得するのに掛かる時間 t_a にあわせてトランスデューサ11を回転させることができ、超音波断層像Pの取得時間 t_a が増大した場合でもトランスデューサ11の回転速度 T を低減することにより超音波断層像Pの取得時間 t_a と取得間隔 $\Delta\theta$ を維持することができるとともに、超音波断層像Pの取得時間 t_a が減少した場合にはトランスデューサ11の回転速度 T を上げることにより3次元超音波像の生成全体に掛かる時間を減少することもできる。したがって、超音波断層像Pを取得するのに必要な時間 t_a を確保しつつ、トランスデューサ11を停止させるなどの無駄な待ち時間や制御を不要にすることができ、トランスデューサ11を効率よく、かつ、安定して回転させて確実に3次元超音波像を迅速に生成することができる。

【0039】また、本実施形態の他の態様としては、図示することは省略するが、超音波断層像Pを取得するのに要する時間 t_a によりトランスデューサ11の回転速度 T を変化させるのではなく、そのトランスデューサ11の回転速度 T と超音波断層像Pの取得間隔 $\Delta\theta$ が固定されている場合には、上記式から1枚の超音波断層像Pを取得するのに掛けられる時間 t_a を算出し、その時間 t_a 内に超音波断層像Pを取得できるように、上記式に基づいて1枚の超音波断層像Pの視野範囲 W 内の音線 Q を間引いて音線取得密度を変更するように構成してもよい。このように構成することにより、トランスデューサ11の回転速度 T と超音波断層像Pの取得間隔 $\Delta\theta$

とを固定したまま所望の速さで3次元超音波像を生成することができ、3次元超音波像を合成する際に使用する超音波断層像Pの音線 Q の密度を調整して生成速度などにバランスさせた所望の画質の3次元超音波像を最短時間で生成することができる。

【0040】次に、図9は本発明に係る超音波診断装置の第5実施形態を示す図である。

【0041】図1において、トランスデューサ11が送出して診断対象 T 内で反射された後に受け取る超音波の音圧分布は、図9に縦軸を音圧レベルとするとともに横軸を診断対象 T に対するトランスデューサ11の相対位置として示すように、トランスデューサ11が回転することなく相対位置 h_1 で超音波を送受する場合には、その超音波をピークレベル L_1 で受信することができるが、トランスデューサ11が回転している場合には、そのトランスデューサ11の回転速度 T と反射してくる超音波が到達するまでの時間に応じてその音圧レベルは低下することになり、その積が大きくなるに連れて、例えば、相対位置 h_2 ではピークレベル L_1 よりも低下した音圧レベル L_2 の超音波を受信し、さらに相対位置 h_3 ではより低下した音圧レベル L_3 の超音波を受信することになる。

【0042】このように、回転速度 T を上げるにしてもトランスデューサ11が一定レベル以上の超音波を受信するためには限界があることから、本実施形態の駆動制御回路26は、トランスデューサ11の超音波の送受に同期させつつその回転速度 T を変化させるようになっており、具体的には、トランスデューサ11の回転速度 T は、図10に縦軸を回転速度 T とするとともに横軸を時間として示すように、超音波を送出してから受信するまでの平均回転速度 T_1 を、全体の平均回転速度 T_a より低くなるように設定して、超音波の送受(超音波断層像Pの取得)は平均回転速度 T_a よりも低い速度で回転しているタイミングに行うようになっている。

【0043】したがって、トランスデューサ11は、往路方向または復路方向の回転中に連続的にその速度を可変しつつ超音波の送受を行うことができ、超音波を送受するタイミング中には、送信した超音波を一定レベル以上で受信することのできる限界の速度以下で回転させることにより、支障なく超音波断層像Pを取得することができるとともに、超音波を送受するタイミング以外では平均回転速度 T_a よりも高速に回転させることができる。

【0044】このように本実施形態においては、上述実施形態による作用効果に加えて、超音波を送受するタイミング中であるか否かに応じてトランスデューサ11の回転速度 T を変化させることができ、超音波を送受する期間を確保しつつトランスデューサを高速回転させることができる。したがって、診断対象 T が広視野範囲 L

の場合でもその3次元超音波像をすばやく生成することができる。

【0045】

【発明の効果】以上説明したように、本発明は、トランスデューサの往路と復路のそれぞれにおける異なる角度での超音波断層像を取得することにより、その往路や復路で取得する超音波断層像の枚数を一方のみで取得する場合よりも少なくしてトランスデューサを高速に往復回転させることができ、取得した超音波断層像を組み合わせることで3次元超音波像を短時間に生成することができる。したがって、複数の並列受信のように装置構成や制御・処理を複雑にすることなく、3次元超音波像の細密さを維持しつつその3次元超音波像の生成周期を高速化することができ、高品質な3次元超音波像を取得可能で安価な超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の第1実施形態を示す概略全体構成図

【図2】本発明の第1実施形態の動作を説明する概念図

【図3】本発明に係る超音波診断装置の第2実施形態の要部を示す構成図

【図4】本発明に係る超音波診断装置の第3実施形態により取得する超音波断層像を説明するための概念図

【図5】本発明の第3実施形態により取得する超音波断層像を説明するための概念図

【図6】本発明の第3実施形態により取得する超音波断

層像を示す概念図

【図7】本発明の第3実施形態の他の態様により取得する超音波断層像を示す概念図

【図8】本発明に係る超音波診断装置の第4実施形態の動作を説明する概念図

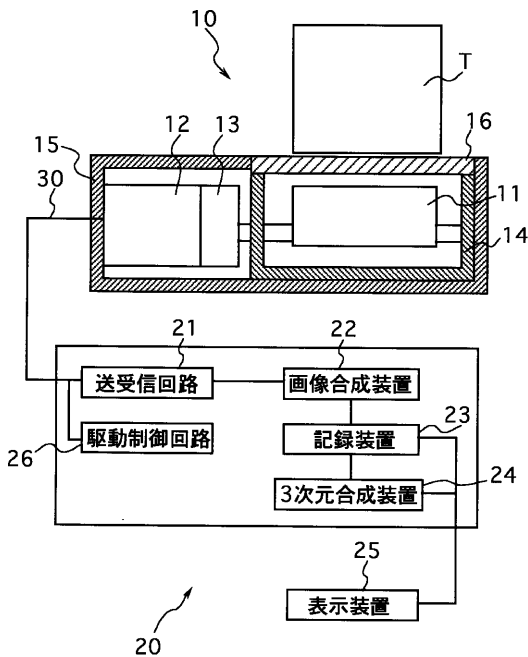
【図9】本発明に係る超音波診断装置の第5実施形態による超音波の送受を説明する概念図

【図10】本発明の第5実施形態の動作を説明する概念図

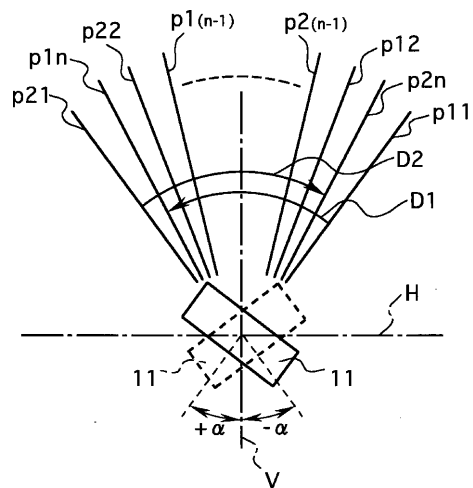
【符号の説明】

- 10 超音波探触子
- 11 トランスデューサ
- 12 電磁モータ
- 13 エンコーダ
- 16 ウィンドウ
- 20 信号処理装置
- 21 送受信回路
- 22 画像合成装置
- 23 記録装置
- 24 3次元合成装置
- 25 表示装置
- 26 駆動制御回路
- 31 画像比較装置
- q 音線
- p 超音波断層像
- 間隔

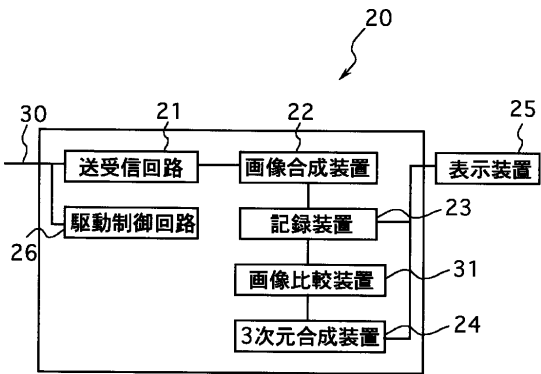
【図1】



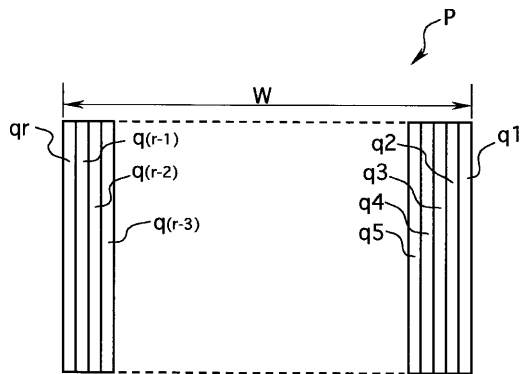
【図2】



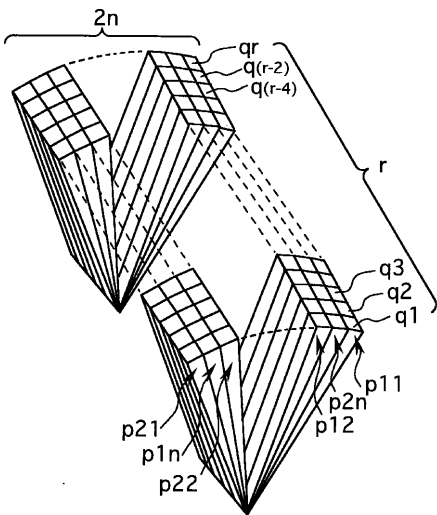
【図3】



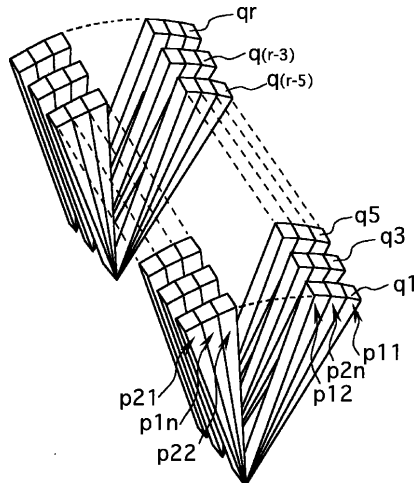
【図4】



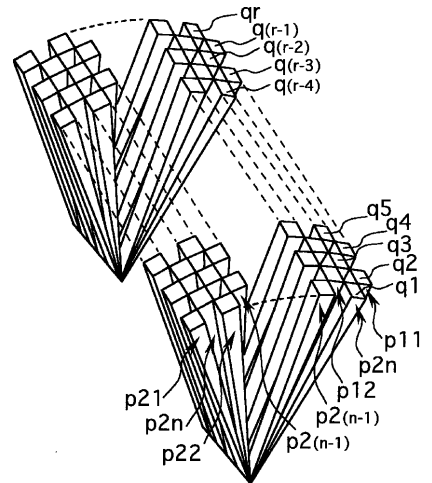
【図5】



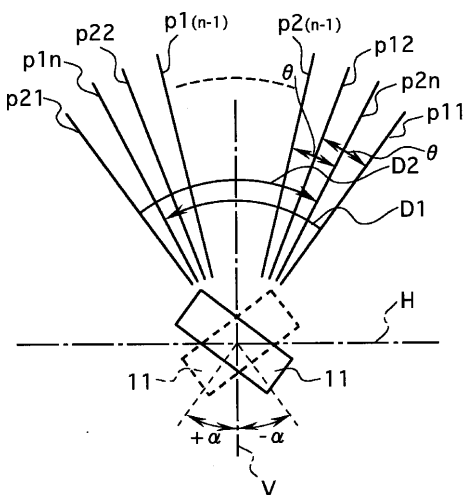
【図6】



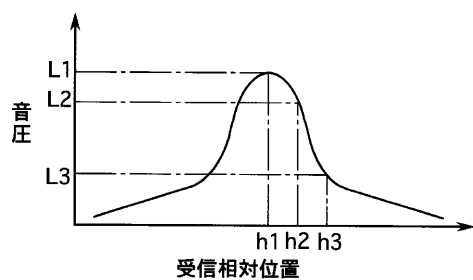
【図7】



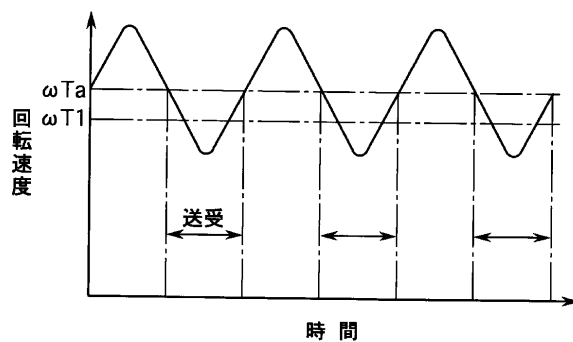
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 入岡 一 吉
 神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1
 号 松下通信工業株式会社内

(72)発明者 小泉 順
 神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1
 号 松下通信工業株式会社内

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB13 BB28 BB36 EE07
 EE10 EE15 EE17 GA12 GC15
 GD10 HH08 HH60 JB22 JC14
 KK17 LL03
 5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA12
 CA16 CB02 CB08 CB13 CB16
 CC01 CE08

| | | | |
|-------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2002153473A | 公开(公告)日 | 2002-05-28 |
| 申请号 | JP2000354455 | 申请日 | 2000-11-21 |
| 申请(专利权)人(译) | 松下电器产业有限公司 | | |
| [标]发明人 | 大川 栄一 鈴木 隆 入岡 一吉 小泉 順 | | |
| 发明人 | 大川 栄一 鈴木 隆 入岡 一▲吉▼ 小泉 順 | | |
| IPC分类号 | A61B8/14 G06T1/00 | | |
| FI分类号 | A61B8/14 G06T1/00.290.D A61B8/00 G06T7/00.612 | | |
| F-TERM分类号 | 4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB28 4C301/BB36 4C301/EE07 4C301/EE10 4C301/EE15 4C301/EE17 4C301/GA12 4C301/GC15 4C301/GD10 4C301/HH08 4C301/HH60 4C301/JB22 4C301/JC14 4C301/KK17 4C301/LL03 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE08 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB15 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/GA11 4C601/GA12 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GC09 4C601/GC10 4C601/GC11 4C601/HH17 4C601/HH40 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 | | |
| 其他公开文献 | JP4648537B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种廉价且高性能的超声诊断设备，该设备能够以简单的结构在短时间内获取精细的三维超声图像。解决方案：当用于发送和接收超声波的换能器11在窗口16下方旋转时，按下诊断目标T时，通过接收在诊断目标T内部发送和反射的超声波来接收超声断层图像。在用于将通过合成P而生成的三维图像显示并输出到显示装置25的超声诊断设备10中，换能器11往复旋转，并且超声断层图像P相对于诊断目标T以不同的角度在向外路径和向后路径P中相对于诊断目标T旋转。通过交替获取和来生成三维超声图像。

