

(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2010-63647

(P2010-63647A)

(43) 公開日 平成22年3月25日 (2010.3.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-232868 (P2008-232868)
(22) 出願日 平成20年9月11日 (2008.9.11)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100110777
弁理士 宇都宮 正明
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(72) 発明者 田代 りか
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE11 EE12 EE13 GA18 GA21
GC05 KK32

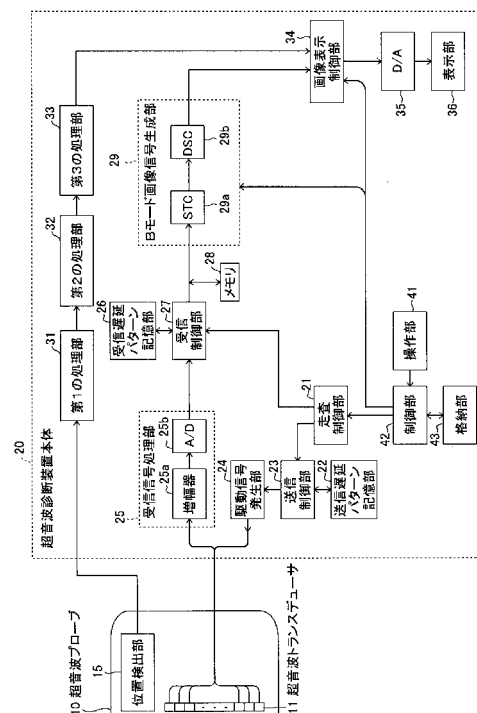
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及びそれを用いた超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブをあまり大型にすることなく、超音波プローブに音響カプラや水袋を装着する場合においても、超音波プローブの位置を精度良く検出する。

【解決手段】この超音波プローブは、複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、被検体に向けて光を放射する光源、光源から放射され被検体によって反射された光を集める集光レンズ、及び、集光レンズによって集められた光に基づいて被検体表面の画像を読み取るイメージセンサを含む位置検出部と、位置検出部における光源と集光レンズ及びイメージセンサとの間の相対的な位置関係を調節する調節手段とを具備する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、

被検体に向けて光を放射する光源、前記光源から放射され被検体によって反射された光を集める集光レンズ、及び、前記集光レンズによって集められた光に基づいて被検体表面の画像を読み取るイメージセンサを含む位置検出部と、

前記位置検出部における前記光源と前記集光レンズ及び前記イメージセンサとの間の相対的な位置関係を調節する調節手段と、

を具備する超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記位置検出部の出力信号のレベルが所定の値以上となるように前記調節手段を制御する制御手段をさらに具備する、請求項 1 記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、

被検体に向けて光を放射する光源、前記光源から放射され被検体によって反射された光を集める集光レンズ、及び、前記集光レンズによって集められた光に基づいて被検体表面の画像を読み取るイメージセンサを含む位置検出部と、

前記位置検出部を外部に対して伸縮可能に保持するプローブケースと、
を具備する超音波プローブ。

20

【請求項 4】

複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、

被検体に向けて光を放射する光源、前記光源から放射され被検体によって反射された光を集める集光レンズ、及び、前記集光レンズによって集められた光に基づいて被検体表面の画像を読み取るイメージセンサを含む第 1 の位置検出部と、

被検体に向けて光を放射する光源、前記光源から放射され被検体によって反射された光を集める集光レンズ、及び、前記集光レンズによって集められた光に基づいて被検体表面の画像を読み取るイメージセンサを含む第 2 の位置検出部と、
を具備する超音波プローブ。

30

【請求項 5】

前記第 1 の位置検出部における前記光源と前記集光レンズ及び前記イメージセンサとの間の相対的な位置関係と、前記第 2 の位置検出部における前記光源と前記集光レンズ及び前記イメージセンサとの間の相対的な位置関係とが異なっている、請求項 4 記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記第 1 の位置検出部及び前記第 2 の位置検出部を外部に対して伸縮可能に保持するプローブケースをさらに具備する、請求項 4 記載の超音波プローブ。

40

【請求項 7】

請求項 1 - 3 のいずれか 1 項記載の超音波プローブと、

複数の駆動信号を前記超音波プローブに供給すると共に、前記超音波プローブから出力される複数の受信信号を処理することにより、超音波画像を表す画像信号を生成する画像生成手段と、

前記位置検出部の出力信号に基づいて、被検体に対する前記超音波プローブの相対的な移動方向、移動距離、及び、回転量を算出する第 1 の処理手段と、

前記第 1 の処理手段によって算出される移動方向、移動距離、及び、回転量に基づいて

50

、被検体に対する前記超音波プローブの相対的な位置を算出する第２の処理手段と、
前記第２の処理手段によって算出される位置に基づいて、ボディマーク上に表示される
プローブマークの表示位置を算出する第３の処理手段と、
前記画像生成手段によって生成される画像信号と、前記第３の処理手段によって算出さ
れる表示位置とに基づいて、被検体の超音波画像と共にボディマーク及びプローブマーク
を表す合成画像信号を生成する画像表示制御手段と、
を具備する超音波診断装置。

【請求項８】

請求項１記載の超音波プローブと、
複数の駆動信号を前記超音波プローブに供給すると共に、前記超音波プローブから出力
される複数の受信信号を処理することにより、超音波画像を表す画像信号を生成する画像
生成手段と、
前記位置検出部の出力信号のレベルが所定の値以上となるように前記調節手段を制御す
る制御手段と、
前記位置検出部の出力信号に基づいて、被検体に対する前記超音波プローブの相対的な
移動方向、移動距離、及び、回転量を算出する第１の処理手段と、
前記第１の処理手段によって算出された移動方向、移動距離、及び、回転量に基づいて
、被検体に対する前記超音波プローブの相対的な位置を算出する第２の処理手段と、
前記第２の処理手段によって算出された位置に基づいて、ボディマーク上に表示される
プローブマークの表示位置を算出する第３の処理手段と、
前記画像生成手段によって生成される画像信号と、前記第３の処理手段によって算出さ
れる表示位置とに基づいて、被検体の超音波画像と共にボディマーク及びプローブマーク
を表す合成画像信号を生成する画像表示制御手段と、
を具備する超音波診断装置。

10

20

【請求項９】

請求項４－６のいずれか１項記載の超音波プローブと、
複数の駆動信号を前記超音波プローブに供給すると共に、前記超音波プローブから出力
される複数の受信信号を処理することにより、超音波画像を表す画像信号を生成する画像
生成手段と、
前記第１の位置検出部の出力信号のレベルと前記第２の位置検出部の出力信号のレベル
とを比較して、レベルが大きい方の出力信号を選択する選択手段と、
前記選択手段によって選択された出力信号に基づいて、被検体に対する前記超音波プロ
ーブの相対的な移動方向、移動距離、及び、回転量を算出する第１の処理手段と、
前記第１の処理手段によって算出された移動方向、移動距離、及び、回転量に基づいて
、被検体に対する前記超音波プローブの相対的な位置を算出する第２の処理手段と、
前記第２の処理手段によって算出された位置に基づいて、ボディマーク上に表示される
プローブマークの表示位置を算出する第３の処理手段と、
前記画像生成手段によって生成される画像信号と、前記第３の処理手段によって算出さ
れる表示位置とに基づいて、被検体の超音波画像と共にボディマーク及びプローブマーク
を表す合成画像信号を生成する画像表示制御手段と、
を具備する超音波診断装置。

30

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波によって被検体を走査する超音波プローブ、及び、そのような超音波
プローブを用いて被検体の超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開
発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音

50

波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真やR I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーが生じた反射点や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

10

【0004】

一般に、超音波診断装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波プローブが用いられる。送信フォーカス処理によって複数の超音波を合波して形成される超音波ビームを用いて被検体を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信して受信フォーカス処理を行うことにより、超音波エコーの強度に基づいて、被検体内に存在する構造物に関する画像情報が得られる。

【0005】

この画像情報に基づいて表示部に超音波画像が表示されるが、表示されている超音波画像が被検体の部位のどの領域を撮像して得られたものであるかを示すために、超音波画像と共にボディマークとプローブマークが表示されることが多い。しかしながら、それらのマークを表示するためには、オペレータが、超音波診断装置本体に接続されているキーボードやトラックボール等を操作して設定を行わなければならない、操作の上で煩わしいものとなっている。そのため、超音波プローブの位置を自動的に検出して、ボディマーク上のプローブマークの位置を自動的に合わせる手法が提案されている。

20

【0006】

例えば、正確な位置合わせのために、磁気を利用して超音波プローブの位置を検出することが考えられるが、そのためには、超音波プローブに磁気センサを取り付けるのみならず、磁場発生装置を別途設けなければならないので、装置が複雑になってしまう。また、解剖学的位置に着目して、C TやM R I等と組み合わせる例もあるが、装置が高額となり置き場所も必要になるので、どの医療機関においても利用できるものではない。

30

【0007】

一方、超音波診断装置のみで超音波プローブの位置を検出することも考えられるが、単に位置検出手段を超音波プローブに取り付けるだけでは、超音波プローブの底面に音響カプラや水袋を装着する場合に対応できない。また、位置検出手段を取り付けることにより超音波プローブが大型になると、超音波プローブの操作の妨げとなり、長時間超音波プローブを握って左右の移動や回転等を行うオペレータの作業効率が低下してしまう。

【0008】

関連する技術として、特許文献1には、超音波トランスデューサを移動させたときに、この移動に従ってボディマークにおける位置指標を、現に超音波走査を行っている部位に移動させることができるようにする超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、体表皮に沿って走査する超音波トランスデューサを備えた走査ユニットとして、体表皮に対して摺動可能なユニット本体を備え、このユニット本体に超音波トランスデューサと共に位置検出手段を設けて、この位置検出手段が、ユニット本体を体表皮に沿って移動させた時に、ユニット本体の体表皮に対するX軸方向の移動量とY軸方向の移動量とを検出するものであり、この位置検出手段により超音波トランスデューサの位置を検出して、この位置検出信号に基づいてボディマーク上の位置指標を動かすように制御する構成としたことを特徴とする。しかしながら、特許文献1においては、エコーゼリーを使用することが考慮されていないので、エコーゼリーを使用すると、エコーゼリーが走査ユニットの内部に侵入してしまう。また、特許文献1の位置検出手段は、走査ユニットに音響カプラや水袋を装着する場合に対応することができない。

40

50

【 0 0 0 9 】

特許文献 2 には、より正確な位置の検出を提供する改善された超音波イメージングシステムが開示されている。この超音波イメージングシステムは、対象領域に超音波を供給し、前記対象領域から反射する超音波を受信し、前記反射する超音波を第 1 電気信号に変換するためのトランスデューサプローブと、動作中に前記対象領域に関連して前記トランスデューサプローブに関する位置情報を検出し、前記検出された位置情報に対応する第 2 電気信号を生成するために前記トランスデューサプローブに備えられた少なくとも 1 つの位置センサと、前記トランスデューサプローブを制御し、前記第 1 電気信号と前記第 2 信号とを画像に処理するための処理ユニットとを有する超音波イメージングシステムであって、前記位置センサが、動作中に前記対象領域の表面の画像を光学的に取得し、前記画像からの情報を取得し、前記対象領域に関連して前記トランスデューサプローブに関する位置情報に前記情報を処理するためのユニットを有することを特徴とする。しかしながら、特許文献 2 の位置検出手段も、トランスデューサプローブに音響カブラや水袋を装着する場合に対応することができない。

10

【 0 0 1 0 】

特許文献 3 には、画像を取得した位置を容易に把握することが可能な超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、超音波プローブと、被検体側に設置され、所定のパターンが形成された音響カブラと、前記超音波プローブに設置され、前記超音波プローブが前記音響カブラ上に配置されたとき、前記音響カブラに形成されている所定のパターンの一部を検出する検出手段と、前記検出手段の検出結果に基づいて、前記音響カブラ 20 上における前記超音波プローブの位置を特定する位置解析手段と、前記超音波プローブと前記被検体との位置関係を表示手段に表示させる表示制御手段とを有することを特徴とする。しかしながら、特許文献 3 の位置検出手段は、特殊な音響カブラを必要とするので、エコーゼリーを使用する通常の検査や水袋を使用する検査に対して柔軟性がない。

20

【 0 0 1 1 】

特許文献 4 には、超音波画像を再生して診断する場合に、超音波画像の再現性を確保することができ、術者の個人差を低減し、詳細に診察することができる超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波プローブと、前記超音波プローブに取り付けられ、前記超音波プローブの近傍を撮影可能であるプローブ視点カメラと、前記超音波プローブで得られた超音波画像および前記プローブ視点カメラで得られたプローブ動画像を重畳した重畳画像の重畳画像データを作成する画像重畳処理部と、前記重畳画像データを記録再生する画像記録再生処理部と、前記重畳画像データを重畳画像として表示する画像表示部とを備えたことを特徴とする。しかしながら、特許文献 4 の位置検出手段は、超音波プローブに音響カブラや水袋を装着する場合に対して柔軟性が 30 ない。

30

【特許文献 1】特許第 3 1 1 4 5 4 8 号公報（第 2 頁、図 7）

【特許文献 2】特公 2 0 0 5 - 5 1 2 6 5 1 号公報（第 2 - 3 頁、図 2 a）

【特許文献 3】特開 2 0 0 7 - 2 3 6 8 2 3 号公報（第 1 - 2 頁、図 1）

【特許文献 4】特開 2 0 0 7 - 2 8 2 7 9 2 号公報（第 1 - 2 頁、図 1）

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 2 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波プローブをあまり大型にすることなく、超音波プローブに音響カブラや水袋を装着する場合においても、超音波プローブの位置を精度良く検出することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

上記課題を解決するため、本発明の 1 つの観点に係る超音波プローブは、複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、被検体 50

50

に向けて光を放射する光源、光源から放射され被検体によって反射された光を集める集光レンズ、及び、集光レンズによって集められた光に基づいて被検体表面の画像を読み取るイメージセンサとを含む位置検出部と、位置検出部における光源と集光レンズ及びイメージセンサとの間の相対的な位置関係を調節する調節手段とを具備する。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の 1 つの観点に係る超音波診断装置は、上記の超音波プローブと、複数の駆動信号を超音波プローブに供給すると共に、超音波プローブから出力される複数の受信信号を処理することにより、超音波画像を表す画像信号を生成する画像生成手段と、位置検出部の出力信号に基づいて、被検体に対する超音波プローブの相対的な移動方向、移動距離、及び、回転量を算出する第 1 の処理手段と、第 1 の処理手段によって算出される移動方向、移動距離、及び、回転量に基づいて、被検体に対する超音波プローブの相対的な位置を算出する第 2 の処理手段と、第 2 の処理手段によって算出される位置に基づいて、ボディマーク上に表示されるプローブマークの表示位置を算出する第 3 の処理手段と、画像生成手段によって生成される画像信号と、第 3 の処理手段によって算出される表示位置とに基づいて、被検体の超音波画像と共にボディマーク及びプローブマークを表す合成画像信号を生成する画像表示制御手段とを具備する。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明の 1 つの観点によれば、位置検出部における光源と集光レンズ及びイメージセンサとの間の相対的な位置関係を調節する調節手段を設けたことにより、超音波プローブをあまり大型にすることなく、超音波プローブに音響カプラや水袋を装着する場合においても、超音波プローブの位置を精度良く検出することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、据置型又はポータブル型の超音波診断装置であって、超音波プローブ 10 と、超音波診断装置本体 20 とによって構成される。

【 0 0 1 7 】

超音波プローブ 10 は、1 次元又は 2 次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ 11 と、被検体に対する超音波プローブ 10 の相対的な位置を検出するために用いられる位置検出部 15 とを備えている。それらの超音波トランスデューサ 11 は、複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する。

30

【 0 0 1 8 】

図 2 は、本発明の第 1 の実施形態における超音波プローブの内部構造を示す一部断面斜視図である。各超音波トランスデューサ 11 は、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛 : Pb(lead) zirconate titanate) に代表される圧電セラミックや、P V D F (ポリフッ化ビニリデン : polyvinylidene difluoride) に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料 (圧電体) 11 a の両端に電極 11 b を形成した振動子によって構成される。そのような振動子の電極 11 b に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体 11 a が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

40

【 0 0 1 9 】

複数の超音波トランスデューサ 11 によって構成されるトランスデューサアレイの前面には、少なくとも 1 層の音響整合層 12 と、必要に応じて音響レンズ 13 とが設けられる。また、トランスデューサアレイの背面には、バックング材 14 が設けられる。さらに、トランスデューサアレイの側方には、位置検出部 15 が設けられている。これらは、プロ

50

ープケース 16 内に納められている。

【0020】

図 3 は、本発明の第 1 の実施形態における位置検出部の構成を示す一部断面側面図である。図 3 においては、超音波プローブの内部から見た位置検出部の構成要素が示されている。プローブケース 16 の一部には、透明板が用いられており、超音波プローブは、エコーゼリーを介して被検体に接している。

【0021】

位置検出部 15 は、被検体に向けて光を放射する光源 15a (LED や半導体レーザ等の発光部 15b と、発光部 15b からの光を被検体に導く導光部 15c とを有する) と、光源 15a から放射され被検体によって反射された光を集める集光レンズ 15d と、集光レンズ 15d によって集められた光に基づいて被検体表面の画像を読み取って、被検体表面の画像を表す出力信号を生成するイメージセンサ 15e とを含んでいる。さらに、これらに、加速度センサ、角速度センサ、及び / 又は、ジャイロセンサ等を組み合わせても良い。

10

【0022】

図 4A 及び図 4B は、本発明の第 1 の実施形態において音響カブラが装着された超音波プローブの第 1 の例を示す側面図である。ここで、音響カブラ 17 は、透光性を有している。図 4A に示すように、プローブケース 16 の底面に音響カブラ 17 を装着する場合には、超音波プローブ 10 と被検体との間の距離が変化するので、光源 15a から放射された光が集光レンズ 15d 及びイメージセンサ 15e に戻らなくなってしまう。

20

【0023】

そこで、光源 15a と集光レンズ 15d 及びイメージセンサ 15e との間の相対的な位置関係を調節する調節手段として、超音波プローブ 10 に外付けの回転レバー 18 が設けられている。図 4B は、回転レバー 18 が時計回りに回転された状態を示している。回転レバー 18 の回転に伴って、光源 15a も回転するので、光源 15a から放射された光が集光レンズ 15d 及びイメージセンサ 15e に戻るようになる。なお、光源 15a を回転させる替わりに、集光レンズ 15d 及びイメージセンサ 15e を移動させるようにしても良い。

【0024】

図 5A 及び図 5B は、本発明の第 1 の実施形態において音響カブラが装着された超音波プローブの第 2 の例を示す側面図である。第 2 の例においては、光源 15a と集光レンズ 15d 及びイメージセンサ 15e との間の相対的な位置関係を調節する調節手段として、図 4A 及び図 4B に示す回転レバー 18 の替わりにモータ又はアクチュエータ等の調節部 18a が設けられており、さらに、調節部 18a を制御する制御部 18b が設けられている。

30

【0025】

図 5A に示すように、プローブケース 16 の底面に音響カブラ 17 を装着することにより、光源 15a から放射された光が集光レンズ 15d 及びイメージセンサ 15e に戻らなくなってしまう場合には、制御部 18b が、イメージセンサ 15e の出力信号のレベルが所定の値以上となるように調節部 18a を制御する。

40

【0026】

例えば、位置検出部 15 の出力信号のレベルが所定の値よりも小さくなった場合に、制御部 18b は、光源 15a をある角度範囲で回転させて出力信号のレベルが最大となる角度を求め、光源 15a をその角度に保つように調節部 18a を制御する。あるいは、制御部 18b は、図 5B に示すように、光源 15a を時計回りに回転させるように調節部 18a を制御し、イメージセンサ 15e の出力信号のレベルが所定の値以上となったら、光源 15a の回転を停止させるように調節部 18a を制御する。なお、光源 15a を回転させる替わりに、集光レンズ 15d 及びイメージセンサ 15e を移動させるようにしても良い。

【0027】

50

再び図 1 を参照すると、超音波診断装置本体 20 は、走査制御部 21 と、送信遅延パターン記憶部 22 と、送信制御部 23 と、駆動信号発生部 24 と、受信信号処理部 25 と、受信遅延パターン記憶部 26 と、受信制御部 27 と、メモリ 28 と、B モード画像信号生成部 29 と、第 1 の処理部 31 と、第 2 の処理部 32 と、第 3 の処理部 33 と、画像表示制御部 34 と、D/A 変換器 35 と、表示部 36 と、操作部 41 と、制御部 42 と、格納部 43 とを含んでいる。ここで、走査制御部 21 ~ B モード画像信号生成部 29 は、画像生成手段を構成している。

【0028】

走査制御部 21 は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部 22 は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部 23 は、走査制御部 21 において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部 22 に記憶されている複数の遅延パターンの中から 1 つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 11 の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部 23 は、複数の超音波トランスデューサ 11 から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

【0029】

駆動信号発生部 24 は、例えば、複数の超音波トランスデューサ 11 に対応する複数のパルスによって構成されている。駆動信号発生部 24 は、送信制御部 23 によって設定された遅延時間に従って、複数の超音波トランスデューサ 11 から送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号を超音波プローブ 10 に供給し、又は、複数の超音波トランスデューサ 11 から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を超音波プローブ 10 に供給する。

【0030】

受信信号処理部 25 は、複数の超音波トランスデューサ 11 に対応して、複数の増幅器（プリアンプ）25a と、複数の A/D 変換器 25b とを含んでいる。超音波トランスデューサ 11 から出力される受信信号は、増幅器 25a において増幅され、増幅器 25a から出力されるアナログの受信信号は、A/D 変換器 25b によってデジタルの受信信号に変換される。A/D 変換器 25b は、デジタルの受信信号を、受信制御部 27 に出力する。

【0031】

受信遅延パターン記憶部 26 は、複数の超音波トランスデューサ 11 から出力される複数の受信信号に対してフォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部 27 は、走査制御部 21 において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 26 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つを選択し、その受信遅延パターンに基づいて、複数の受信信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。また、受信信号に基づいて送信フォーカス処理を行うようにしても良い。このフォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が生成される。さらに、受信制御部 27 は、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施す。

【0032】

受信制御部 27 によって生成される音線信号は、メモリ 28 に供給されると共に、B モード画像信号生成部 29 に供給される。B モード画像信号生成部 29 は、STC (sensitivity time control) 部 29a と、DSC (digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ) 29b とを含んでおり、受信制御部 27 から供給される音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。また、フリーズモードにおいては、メモリ 28 に格納されている音線信号に基づいて、B モード画像信号が生成される。

【0033】

STC 部 29a は、受信制御部 27 又はメモリ 28 から供給される音線信号に対して、

10

20

30

40

50

超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。D S C 2 9 b は、S T C 部 2 9 a によって補正された音線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。

【 0 0 3 4 】

一方、超音波プローブ 1 0 の位置検出部 1 5 の出力信号は、ケーブルや U S B インタフェース等を用いる有線通信、又は、赤外線や電波等を用いる無線通信によって、超音波診断装置本体 2 0 の第 1 の処理部 3 1 に入力される。

【 0 0 3 5 】

第 1 の処理部 3 1 は、位置検出部 1 5 の出力信号に基づいて、被検体に対する超音波プローブ 1 0 の相対的な移動方向、移動距離、及び、回転量を算出する。第 2 の処理部 3 2 は、第 1 の処理部 3 1 によって算出された移動方向、移動距離、及び、回転量に基づいて、被検体に対する超音波プローブの相対的な位置を算出する。第 3 の処理部 3 3 は、第 2 の処理部 3 2 によって算出された位置に基づいて、ボディマーク上に表示されるプローブマークの表示位置を算出する。

10

【 0 0 3 6 】

画像表示制御部 3 4 は、B モード画像信号生成部 2 9 によって生成される B モード画像信号と、第 3 の処理部 3 3 によって算出される表示位置とに基づいて、超音波画像とボディマーク及びプローブマークの画像とを重畳することにより、被検体の超音波画像と共にボディマーク及びプローブマークを表す合成画像信号を生成する。D / A 変換器 3 5 は、画像表示制御部 3 4 から出力されるデジタルの合成画像信号を、アナログの合成画像信号に変換する。表示部 3 6 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、アナログの合成画像信号に基づいて、被検体の超音波画像とボディマーク及びプローブマークとの合成画像を 1 つの画面内に表示する。

20

【 0 0 3 7 】

図 6 は、表示部に表示される合成画像の例を示す図である。図 6 に示すように、被検体の超音波画像の邪魔にならないような位置にボディマークが表示され、ボディマーク上にプローブマークが表示される。プローブマークは、被検体に対する超音波プローブ 1 0 の位置と向きを表している。

【 0 0 3 8 】

図 7 は、表示部に表示されるボディマーク及びプローブマークを拡大して示す図である。被検体に対して超音波プローブ 1 0 が移動すると、位置検出部 1 5 の出力信号に基づいて、第 1 の処理部 3 1 ~ 第 3 の処理部 3 3 が、ボディマーク上に表示されるプローブマークの新たな表示位置を算出し、表示部 3 6 において、ボディマーク上の新たな表示位置にプローブマークが表示される。

30

【 0 0 3 9 】

さらに、被検体に対して超音波プローブ 1 0 が回転した場合には、第 2 の処理部 3 2 が、第 1 の処理部 3 1 によって算出された移動方向、移動距離、及び、回転量に基づいて、被検体に対する超音波プローブ 1 0 の相対的な位置及び方向を算出し、第 3 の処理部 3 3 が、第 2 の処理部 3 2 によって算出された位置及び方向に基づいて、ボディマーク上に表示されるプローブマークの表示位置及び表示方向を算出するようにしても良い。その場合には、表示部 3 6 において、ボディマーク上の新たな表示位置に新たな表示方向でプローブマークが表示される。このように、超音波プローブ 1 0 の動きに合わせてプローブマークの位置及び方向を自動的に変化させることにより、超音波診断装置を操作するオペレータ（医師や技師）の負担を軽減することができる。

40

【 0 0 4 0 】

再び図 1 を参照すると、制御部 4 2 は、操作部 4 1 を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部 2 1、B モード画像信号生成部、画像表示制御部 3 4 等を制御する。本実施形態においては、走査制御部 2 1、送信制御部 2 3、受信制御部 2 7、B モード画像信号生成部 2 9 ~ 画像表示制御部 3 4、及び、制御部 4 2 が、C P U とソフトウェア（プログ

50

ラム)によって構成されるが、それらをディジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。上記のソフトウェア(プログラム)は、格納部43に格納される。格納部43における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。

【0041】

次に、図1に示す超音波診断装置の動作について説明する。

図8は、図1に示す超音波診断装置の動作例を示すフローチャートである。

まず、ステップS1において、オペレータが、超音波プローブ10を被検体(患者)に当てる。次に、ステップS2において、オペレータが、操作部41を操作することにより、位置検出を始めるか否かを設定する。位置検出を始める場合には、処理がステップS3 10に移行し、位置検出を始めない場合には、処理がステップS1に戻る。

【0042】

ステップS3において、オペレータが超音波プローブ10を動かしながら、超音波診断装置が被検体の超音波撮像を行う。ステップS4において、位置検出部15のイメージセンサ15e(図3)が、被検体表面の画像を読み取る。ステップS5において、第1の処理部31が、位置検出部15によって読み取られた画像に基づいて、移動前後の画像の差分を計算することにより、被検体に対する超音波プローブ10の相対的な移動方向、移動距離、及び、回転量を算出する。

【0043】

具体的には、第1の処理部31が、位置検出部15によって読み取られた移動前後の画像において、選択された領域間の画素値の差分を計算することにより、移動前後の画像における同一部分を認識する。第1の処理部31は、移動前後の画像における同一部分を比較することにより、被検体に対する超音波プローブ10の相対的な移動方向、移動距離、及び、回転量を算出することができる。

【0044】

ステップS6において、第2の処理部32が、第1の処理部31によって算出される移動方向、移動距離、及び、回転量に基づいて、被検体に対する超音波プローブ10の相対的な位置を算出する。ステップS7において、第3の処理部33が、第2の処理部32によって算出される位置に基づいて、ボディマーク上に表示されるプローブマークの表示位置を算出する。 30

【0045】

ステップS8において、画像表示制御部34が、被検体の超音波画像と共にボディマーク及びプローブマークを表す合成画像信号を生成し、表示部36が、合成画像信号に基づいて、被検体の超音波画像とボディマーク及びプローブマークとの合成画像を表示する。この合成画像においては、超音波プローブ10の移動が反映されている。

【0046】

ステップS9において、オペレータが操作部41を操作することにより、位置検出を終えるか否かを設定する。位置検出を終える場合には、処理がステップS10に移行し、位置検出を終えない場合には、処理がステップS3に戻る。ステップS10において、オペレータが操作部41を操作することにより、検査を終えるか否かを設定する。検査を終える場合には、処理がステップS11に移行し、位置検出を終えない場合には、処理がステップS2に戻る。ステップS11において、オペレータが、プローブマークの位置を微調整する。 40

【0047】

以上においては、超音波プローブ10の位置を検出することによりプローブマークの表示を変更する場合について説明したが、超音波プローブ10の動き又は位置の検出は、以下のことにも利用することができる。

【0048】

(1) 超音波プローブの動きに合わせて、サブモニタの画面を消す。

超音波撮像によればリアルタイムに診断画像を見ることができるので、例えば産科にお 50

いては、診断中に、オペレータ（医師や技師）だけでなく、患者自身も診断画像を見て育児の成長度合いを知ることができる。そのために、1つのモニタ上の画面をオペレータが見て、適切な画像を保存した後に、オペレータが患者にモニタ上の画面を見せるということが行われている。また、検査用のメインモニタの他に、患者に見せるためのサブモニタを利用する場合もある。基本的に、超音波撮像は暗い環境において行われるので、超音波撮像中にサブモニタに画像が表示されていると、サブモニタの画面の光がメインモニタの画面に映り込んでしまって、診断に影響を及ぼす場合がある。そのような場合において、超音波プローブの動きを検出しているときにサブモニタの画面を消すようにすれば、診断への悪影響を軽減することができる。

（２）１次元トランスデューサアレイを用いて、３次元超音波画像を生成する。

10

３次元超音波画像を生成するためには、２次元トランスデューサアレイを用いることが望ましいが、２次元トランスデューサアレイを内蔵する超音波プローブは大きくて重いのので、扱い難いという問題がある。そこで、１次元トランスデューサアレイを用いて超音波撮像を行い、その際に得られる位置情報を利用することにより、手軽に３次元超音波画像を生成することができる。

（３）患者の体格を測定して、キャリブレーションを行う。

例えば、腹部の左右において胸骨からへそまでの間というように測定範囲を定め、超音波プローブの移動距離に基づいて、測定範囲の大きさを計測することができる。計測結果に基づいてキャリブレーションを行うことにより、体格差を軽減したり、体格に合わせてボディマークを選択することができる。

20

（４）その他

イメージセンサによって読み取られた画像を利用してスキャン漏れを防止したり、取得された超音波画像における回転、角度、位置に基づいて、患部の治療前後の画像を比較し易くすることができる。

【００４９】

次に、本発明の第１の実施形態において用いられる超音波プローブの変形例について説明する。

図９は、本発明の第１の実施形態において用いられる超音波プローブの変形例を示す図である。図９の（ａ）は、超音波プローブが直接又はエコーゼリーを介して被検体に接する通常の状態を示しており、図９の（ｂ）は、超音波プローブが音響カブラ又は水袋を介して被検体に接する状態を示している。

30

【００５０】

この例においては、プローブケース１６が、位置検出部１５を含む可動部１９を外部に対して伸縮可能に保持している。図９の（ａ）に示すように、通常の状態においては、可動部１９を収縮させることにより、可動部１９の底面がプローブケース１６の底面と同じ高さにある。図９の（ｂ）に示すように、プローブケース１６の底面に音響カブラ１７が装着される場合には、可動部１９を伸長させることにより、可動部１９の底面が音響カブラ１７の底面と同じ高さにある。これにより、図４Ａ及び図４Ｂに示す回転レバー１８のような調節手段を設けなくても、音響カブラ１７の有無にかかわらず、図３に示す光源１５ａから放射された光が集光レンズ１５ｄ及びイメージセンサ１５ｅに戻るようになる。

40

【００５１】

図１０は、図９に示す超音波プローブの内部の機構を示す一部断面正面図である。プローブケースの支柱１６ａには、ゴム等の弾性体１６ｂを介して、周期的に湾曲した板バネ１６ｃが取り付けられている。可動部１９の一端に設けられた突起１９ａが板バネ１６ｃに接触しながら摺動することにより、音響カブラ１７の厚さに合わせて可動部１９の高さを段階的に調節することが可能である。

【００５２】

次に、本発明の第２の実施形態について説明する。

図１１は、本発明の第２の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。第２の実施形態においては、超音波プローブ１０ａ内に、位置検出部１５を調節する

50

調節手段として、モータ又はアクチュエータ等の調節部 18 a が設けられており、超音波診断装置本体 20 a 内の制御部 42 が、調節部 18 a を制御する。その他の点に関しては、第 1 の実施形態におけるのと同様である。

【0053】

図 12 A 及び図 12 B は、本発明の第 2 の実施形態において音響カブラが装着された超音波プローブを示す側面図である。ここで、音響カブラ 17 は、透光性を有している。図 12 A に示すように、プローブケース 16 の底面に音響カブラ 17 を装着する場合には、超音波プローブ 10 a と被検体との間の距離が変化するので、光源 15 a から放射された光が集光レンズ 15 d 及びイメージセンサ 15 e に戻らなくなってしまう。

【0054】

図 11 に示す第 1 の処理部 31 は、位置検出部 15 の出力信号のレベルを検出し、出力信号のレベルを表す情報を制御部 42 に供給する。制御部 42 は、位置検出部 15 の出力信号のレベルが所定の値以上となるように調節部 18 a を制御する。制御部 42 の制御の下で、調節部 18 a は、光源 15 a と集光レンズ 15 d 及びイメージセンサ 15 e との間の相対的な位置関係を調節する。

【0055】

例えば、位置検出部 15 の出力信号のレベルが所定の値よりも小さくなった場合に、制御部 42 は、光源 15 a をある角度範囲で回転させて出力信号のレベルが最大となる角度を求め、光源 15 a をその角度に保つように調節部 18 a を制御する。あるいは、制御部 42 は、図 12 B に示すように、光源 15 a を時計回りに回転させるように調節部 18 a を制御し、イメージセンサ 15 e の出力信号のレベルが所定の値以上になったら、光源 15 a の回転を停止させるように調節部 18 a を制御する。なお、光源 15 a を回転させる代わりに、集光レンズ 15 d 及びイメージセンサ 15 e を移動させるようにしても良い。

【0056】

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。

図 13 は、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。第 3 の実施形態においては、超音波プローブ 10 b 内に、2 つの位置検出部 15 1 及び 15 2 が設けられており、超音波診断装置本体 20 b 内に、位置検出部 15 1 の出力信号と位置検出部 15 2 の出力信号との内の一方を選択する選択部 15 3 が設けられている。その他の点に関しては、第 1 の実施形態におけるのと同様である。また、位置検出部 15 1 及び 15 2 の各々の構成は、図 3 に示す位置検出部 15 におけるのと同様である。

【0057】

通常、人体は、常に平らな平面のみではなく、球面の形をしている部分や、超音波プローブを当てることによって変形する部分を有している。従って、図 14 の (a) に示すように、超音波プローブ 10 の一端のみに位置検出部 15 が設けられていると、超音波プローブ 10 の端部は被検体から離れ易いので、超音波プローブ 10 の位置を検出できない場合がある。そこで、図 14 の (b) に示すように、超音波プローブ 10 b の両端に位置検出部 15 1 及び 15 2 を設けることにより、一方の位置検出部 15 1 が機能しない場合には、他方の位置検出部 15 2 によって超音波プローブ 10 b の位置を検出すれば良い。

【0058】

図 13 に示す選択部 15 3 は、位置検出部 15 1 の出力信号のレベルと位置検出部 15 2 の出力信号のレベルとを比較し、レベルが大きい方の出力信号を選択して、選択された出力信号を第 1 の処理部 31 に供給する。従って、超音波プローブ 10 b がいずれの状態にあるときでも、被検体に対する超音波プローブ 10 b の相対的な位置を算出することが可能となる。

【0059】

次に、本発明の第 3 の実施形態において用いられる超音波プローブの第 1 の変形例について説明する。

この超音波プローブの位置検出部 15 1 と位置検出部 15 2 とにおいては、図 3 に示す光源 15 a と集光レンズ 15 d 及びイメージセンサ 15 e との間の相対的な位置関係が異

10

20

30

40

50

なっている。

【 0 0 6 0 】

例えば、位置検出部 1 5 1 においては、超音波プローブ 1 0 b が直接又はエコーゼリーを介して被検体に接している状態において、光源 1 5 a から放射された光が集光レンズ 1 5 d 及びイメージセンサ 1 5 e に戻るように設定されている。一方、位置検出部 1 5 2 においては、超音波プローブ 1 0 b の底面に所定の厚さを有する音響カブラ又は水袋が装着された状態において、光源 1 5 a から放射された光が集光レンズ 1 5 d 及びイメージセンサ 1 5 e に戻るように設定されている。このようにすれば、音響カブラ又は水袋が装着されていない状態にも音響カブラ又は水袋が装着された状態にも対応することができる。

【 0 0 6 1 】

次に、本発明の第 3 の実施形態において用いられる超音波プローブの第 2 の変形例について説明する。

図 1 5 は、本発明の第 3 の実施形態において用いられる超音波プローブの第 2 の変形例を示す図である。図 1 5 の (a) は、超音波プローブが直接又はエコーゼリーを介して被検体に接する通常の状態を示しており、図 1 5 の (b) は、超音波プローブが音響カブラ又は水袋を介して被検体に接する状態を示している。

【 0 0 6 2 】

超音波プローブ 1 0 b においては、プローブケース 1 6 が、位置検出部 1 5 1 を含む可動部 1 9 1 と位置検出部 1 5 2 を含む可動部 1 9 2 とを、外部に対して伸縮可能に保持している。図 1 5 の (a) に示すように、通常の状態においては、可動部 1 9 1 及び 1 9 2 を収縮させることにより、可動部 1 9 1 及び 1 9 2 の底面がプローブケース 1 6 の底面と同じ高さにある。図 1 5 の (b) に示すように、プローブケース 1 6 の底面に音響カブラ 1 7 が装着される場合には、可動部 1 9 1 及び 1 9 2 を伸長させることにより、可動部 1 9 1 及び 1 9 2 の底面が音響カブラ 1 7 の底面と同じ高さにある。これにより、図 4 A 及び図 4 B に示す回転レバー 1 8 のような調節手段を設けなくても、音響カブラ 1 7 の有無にかかわらず、図 3 に示す光源 1 5 a から放射された光が集光レンズ 1 5 d 及びイメージセンサ 1 5 e に戻るようになる。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 3 】

本発明は、超音波によって被検体を走査する超音波プローブ、及び、そのような超音波プローブを用いて被検体の超音波画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 4 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態における超音波プローブの内部構造を示す一部断面斜視図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態における位置検出部の構成を示す一部断面側面図である。

【図 4 A】本発明の第 1 の実施形態において音響カブラが装着された超音波プローブの第 1 の例を示す側面図である。

【図 4 B】本発明の第 1 の実施形態において音響カブラが装着された超音波プローブの第 1 の例を示す側面図である。

【図 5 A】本発明の第 1 の実施形態において音響カブラが装着された超音波プローブの第 2 の例を示す側面図である。

【図 5 B】本発明の第 1 の実施形態において音響カブラが装着された超音波プローブの第 2 の例を示す側面図である。

【図 6】表示部に表示される合成画像の例を示す図である。

【図 7】表示部に表示されるボディマーク及びプローブマークを拡大して示す図である。

【図 8】図 1 に示す超音波診断装置の動作例を示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図 9】本発明の第 1 の実施形態において用いられる超音波プローブの変形例を示す図である。

【図 10】図 9 に示す超音波プローブの内部の機構を示す一部断面正面図である。

【図 11】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 12 A】本発明の第 2 の実施形態において音響カブラが装着された超音波プローブを示す側面図である。

【図 12 B】本発明の第 2 の実施形態において音響カブラが装着された超音波プローブを示す側面図である。

【図 13】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

10

【図 14】超音波プローブと被検体との位置関係を示す図である。

【図 15】本発明の第 3 の実施形態において用いられる超音波プローブの第 2 の変形例を示す図である。

【符号の説明】

【0065】

10、10a、10b 超音波プローブ

11 超音波トランスデューサ

11a 圧電体

11b 電極

20

12 音響整合層

13 音響レンズ

14 バッキング材

15、151、152 位置検出部

15a 光源

15b 発光部

15c 導光部

15d 集光レンズ

15e イメージセンサ

16 プローブケース

30

16a 支柱

16b 弾性体

16c 板バネ

17 音響カブラ

18 回転レバー

18a 調節部

18b 制御部

19、191、192 可動部

19a 突起

20、20a、20b 超音波診断装置本体

40

21 走査制御部

22 送信遅延パターン記憶部

23 送信制御部

24 駆動信号発生部

25 受信信号処理部

25a 増幅器

25b A / D 変換器

26 受信遅延パターン記憶部

27 受信制御部

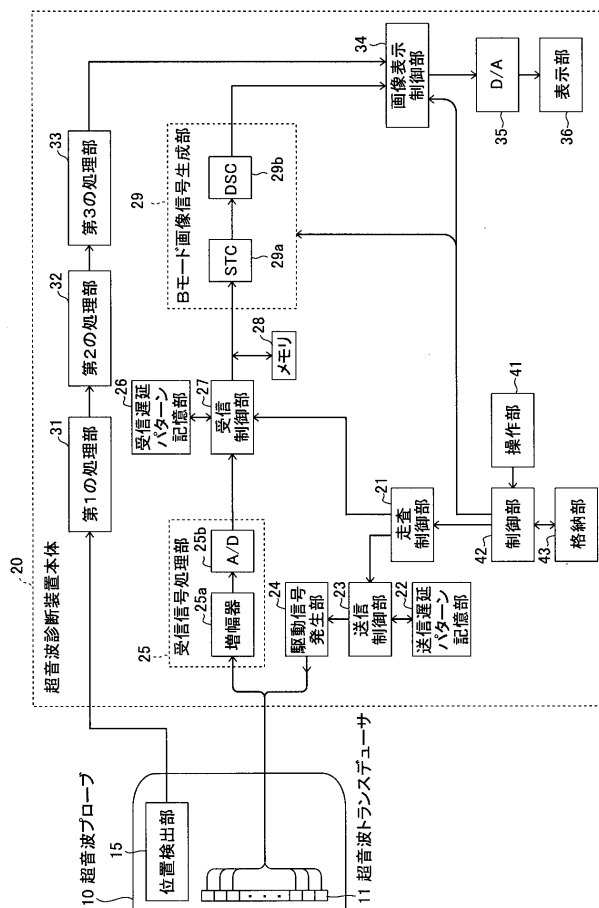
28 メモリ

50

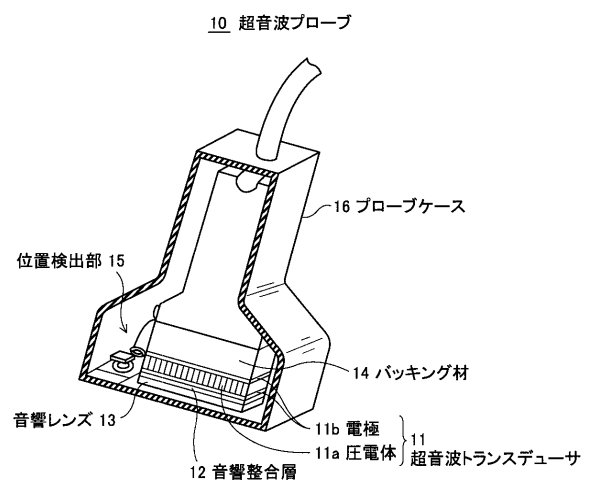
- 2 9 Bモード画像信号生成部
- 2 9 a S T C 部
- 2 9 b D S C
- 3 1 第1の処理部
- 3 2 第2の処理部
- 3 3 第3の処理部
- 3 4 画像表示制御部
- 3 5 D / A 変換器
- 3 6 表示部
- 4 1 操作部
- 4 2 制御部
- 4 3 格納部

10

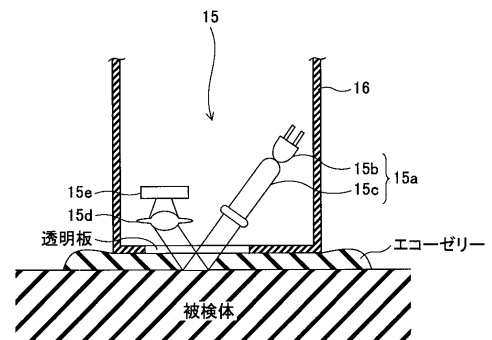
【図1】



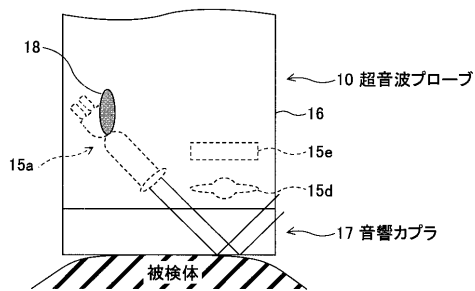
【図2】



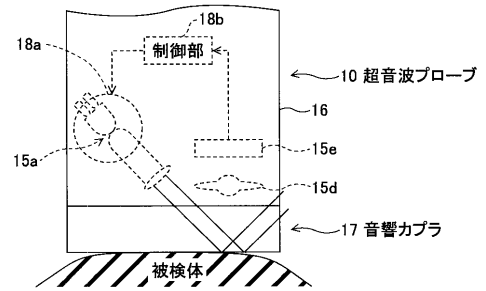
【図3】



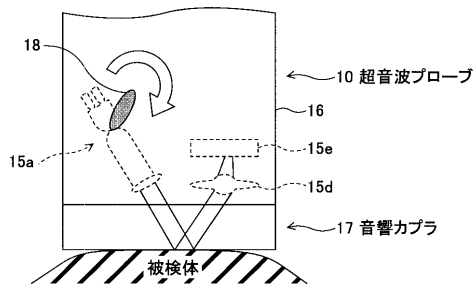
【図 4 A】



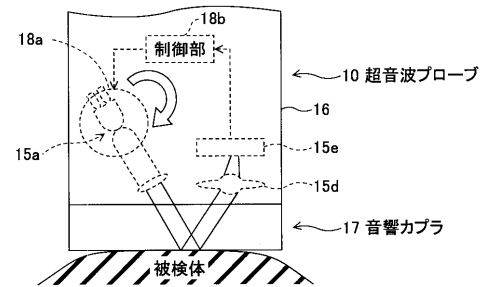
【図 5 A】



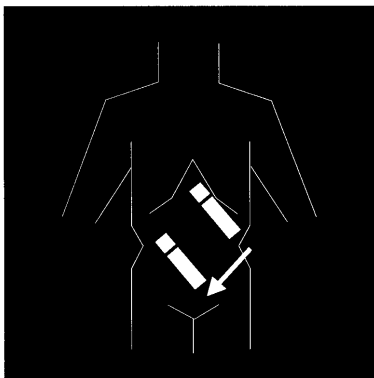
【図 4 B】



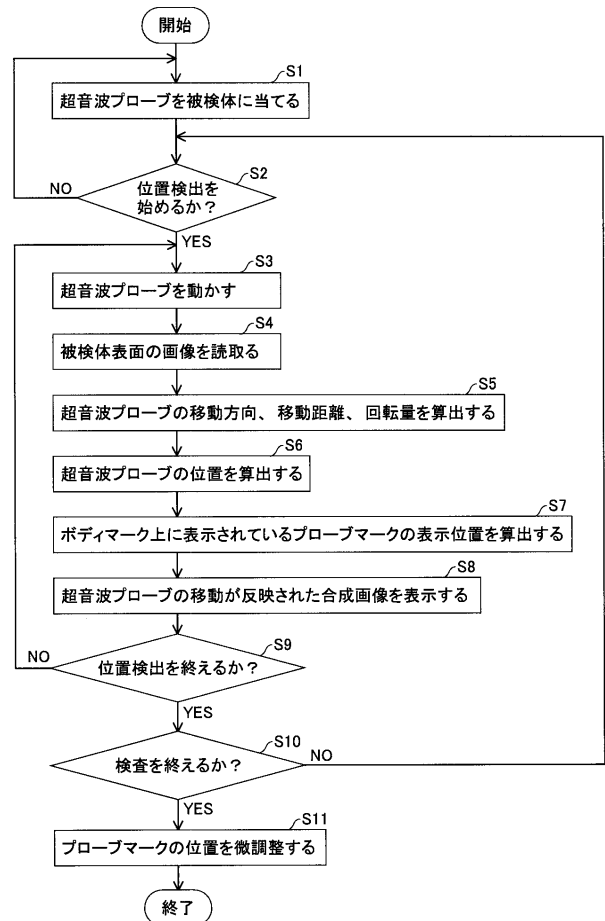
【図 5 B】



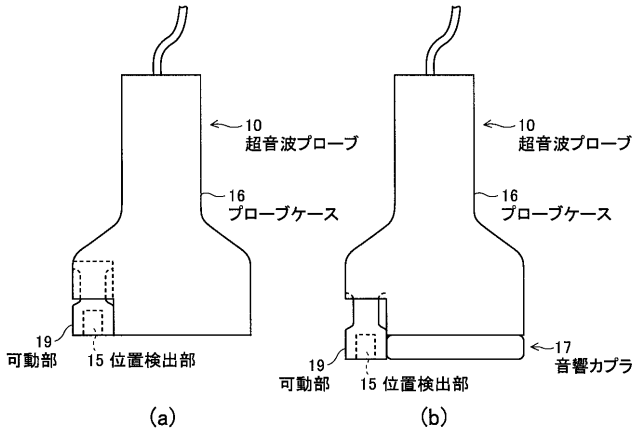
【図 7】



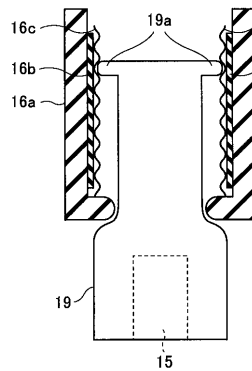
【図 8】



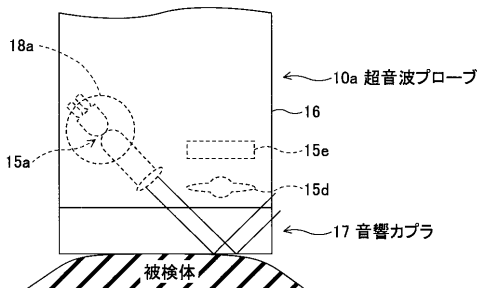
【図 9】



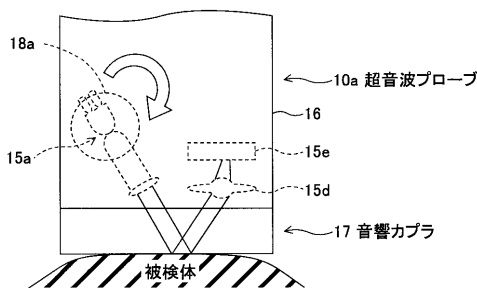
【図 10】



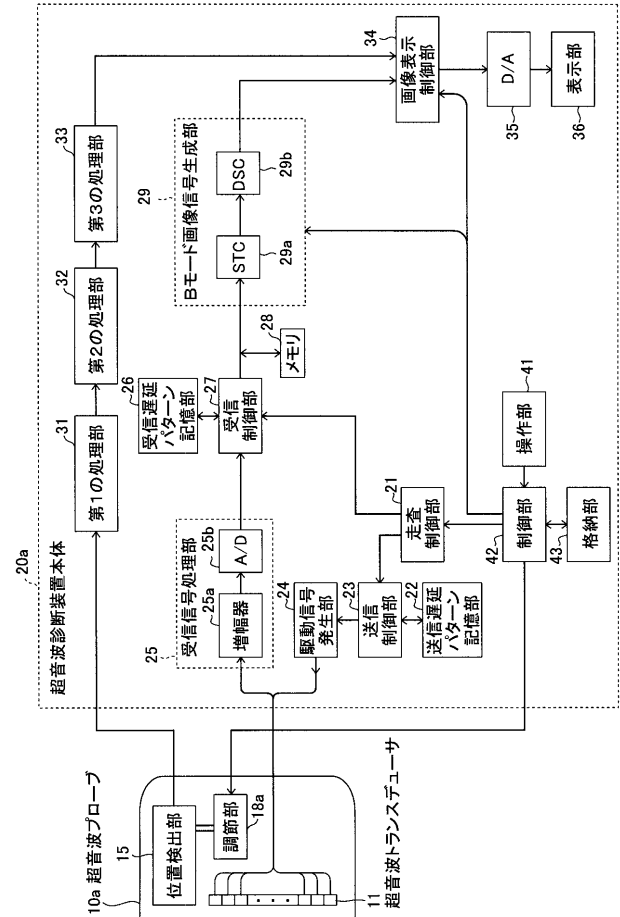
【図 12 A】



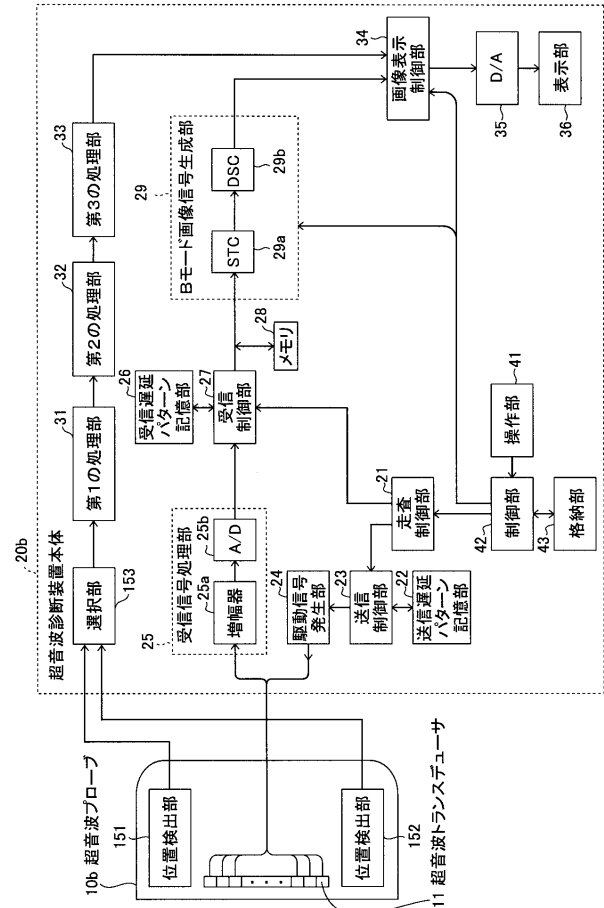
【図 12 B】



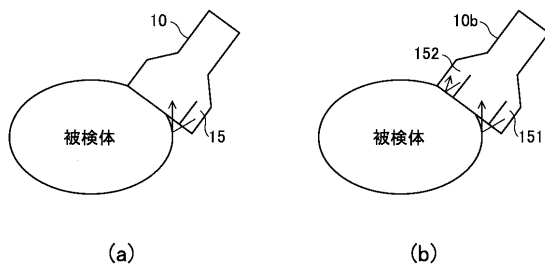
【図 11】



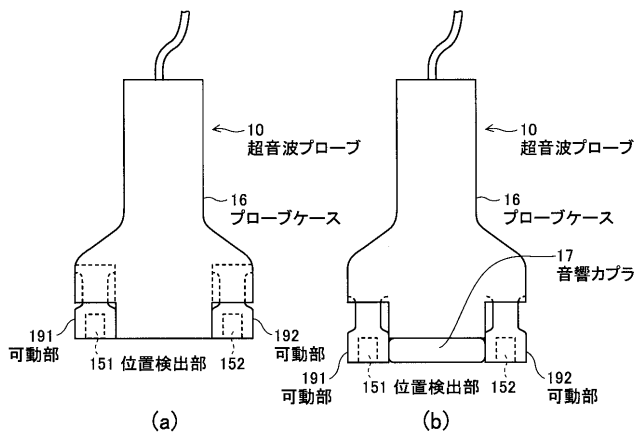
【図 13】



【図 14】



【図 15】



【図 6】



专利名称(译)	超声波探头和使用其的超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2010063647A	公开(公告)日	2010-03-25
申请号	JP2008232868	申请日	2008-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田代りか		
发明人	田代 りか		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GC05 4C601/KK32		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：如果声学耦合器或水袋连接到超声波探头而没有那么多扩大超声波探头，要准确检测超声波探头的位置。解决方案：超声探头包括：多个超声换能器，用于根据多个驱动信号向对象发射超声波，并通过接收从对象传播的超声回波输出多个接收信号；用于向对象辐射光的光源；聚光透镜，用于收集从光源辐射并从对象反射的光；位置检测部分包括图像传感器，用于基于由聚光透镜收集的光读取对象表面的图像；调节装置，用于调节位置检测部分中的光源，聚光透镜和图像传感器之间的相对位置关系。Ž

