

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の組織情報を得るために該被検体に対して超音波送受を行うための超音波プローブと、前記超音波プローブの超音波送受信面と前記被検体の間に配置される超音波透過性の膜ユニットと、前記被検体に前記超音波プローブの超音波送受信面を対向させながら前記超音波プローブを所定方向に回転させる回転機構と、を有する超音波走査ユニットと

、
前記超音波プローブから得られた情報を基に超音波画像を生成する画像生成ユニットと

、
前記超音波プローブから得られた情報に基づいて前記超音波走査ユニットと前記被検体との位置のずれ量を算出する演算部と、

前記演算部で算出されたずれ量に応じて前記超音波走査ユニットを移動させる位置制御ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波検査装置。

【請求項 2】

前記膜ユニットは、前記被検体の乳房に対して当接させるためのもので、内部に液体を封入可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検診装置。

【請求項 3】

前記演算部は、前記超音波プローブから得られた C モード画像を基に前記ずれ量を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検診装置。

【請求項 4】

前記演算部は、前記超音波プローブから得られた B モード画像を基に前記ずれ量を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検診装置。

【請求項 5】

前記被検体の中心位置を検出する検出手段を更に具備し、

前記前記演算部は、前記検出手段で検出された位置情報を基に前記ずれ量を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検診装置。

【請求項 6】

前記被検体は乳房であり、

前記ずれ量とは、前記乳房の中心位置若しくは中心軸と前記超音波プローブの回転軸とのずれの量であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検診装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波検診装置に関し、より詳細には、例えば超音波により乳房等の検診を行う超音波検診装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

乳がん用の超音波検診に於いては、検査官が被検体の体表に直接、超音波プローブを当ててスキャンを行っている。この超音波プローブの当て方には熟練を要し、乳がんを検出するには、検査者の技量が問われるものであった。そのため、検査者の技量によらない自動スキャン方式が、種々考えられてきている。

【0003】

例えば、下記特許文献 1 には、アームを介して超音波探触子を支持し、乳頭真上に中心がある回転軸の高さと超音波探触子の傾斜とを超音波探触子の両端に設けた乳房皮膚面に対するセンサーに連動させながら超音波探触子を乳房皮膚面に密着して回転させ、その回転角度を表示しながら超音波ビームを操作して得られる内側と外側の両画像を連結して乳房全体の画像を表示する乳房の診断装置が開示されている。

【0004】

また、下記特許文献 2 には、被検者の乳房を固定した状態で保持可能にし、乳房固定装

10

20

30

40

50

具に取り付けられて超音波プローブが固定可能な支持体が回転して、超音波プローブが乳房に沿ってスキャンする乳房検査用超音波スキャン装置が開示されている。

【特許文献１】特開２００３－３１０６１４号公報

【特許文献２】特開２００３－８８５２５号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

ところで、前述した検査用の検診装置に於いては、乳房の位置合わせは、何れも目視で行われていた。例えば、プローブスキャン面の中心からレーザ光を被検部（乳頭部）に当てて、目視により位置合わせをするものであった。更に、撮像すべき乳房全体の中心と乳頭部とは、必ずしも一致していない場合がある。したがって、正確な検診を行うことが困難なものであった。

10

【０００６】

また、目視しながら位置を合わせるための操作が煩わしく、スルーブットが低下する等の問題を有していた。更に、被検射を俯せ状態で検査する場合には、被検体の下に超音波プローブがあるため、被検射に隠れてしまって目視は非常に困難なものとなっていた。

【０００７】

したがって本発明の目的は、乳房の位置合わせが容易で、操作性の良い超音波検診装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

20

【０００８】

すなわち本発明は、被検体内の組織情報を得るために該被検体に対して超音波送受を行うための超音波プローブと、前記超音波プローブの超音波送受信面と前記被検体の間に配置される超音波透過性の膜ユニットと、前記被検体に前記超音波プローブの超音波送受信面を対向させながら前記超音波プローブを所定方向に回転させる回転機構と、を有する超音波走査ユニットと、前記超音波プローブから得られた情報を基に超音波画像を生成する画像生成ユニットと、前記超音波プローブから得られた情報に基づいて前記超音波走査ユニットと前記被検体との位置のずれ量を算出する演算部と、前記演算部で算出されたずれ量に応じて前記超音波走査ユニットを移動させる位置制御ユニットと、を具備することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【０００９】

本発明によれば、乳房の位置合わせが容易で、操作性の良い超音波検診装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１０】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

【００１１】

（第１の実施形態）

図１は、本発明の第１の実施形態に係る超音波乳がん検診装置の構成を示すブロック図である。

40

【００１２】

図１に於いて、この超音波乳がん検診装置１は、超音波診断装置本体１０と、プローブ駆動系２０と、超音波走査ユニット３０とより構成される。

【００１３】

超音波診断装置本体１０は、送受信部１１と、ビームフォーマ１２と、座標変換部１３と、信号処理部１４と、モニタ１５と、コントローラ１６とを有して構成される。前記送受信部１１は、超音波走査ユニット３０と超音波の送受信を行うためのもので、図示されない周知のアンプ回路、Ａ／Ｄ変換器等を有している。ここでは、後述するリニアプローブ３６を介して取り込まれたエコー信号がチャンネル毎に増幅される。

50

【 0 0 1 4 】

ビームフォーマ１２では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間が与えられ、その後加算処理が行われる。この加算処理により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【 0 0 1 5 】

座標変換部１３は、直交座標系に於けるボクセルデータを生成するための座標変換手段であり、また、超音波走査ユニット３０に於ける被検者１００の乳房の位置が求められる。信号処理部１４では、ここで生成されたボクセルデータが用いられて、Ｃモード画像や任意断面の画像等を生成するべく、その超音波スキャンの走査線信号列が、代表的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換される。そして、この変換された信号に対応した表示画像が、モニタ１５にて超音波診断画像として表示される。

【 0 0 1 6 】

コントローラ１６は、この超音波診断装置本体１０全体の制御動作を司るもので、前記座標変換部１３で得られた座標を基に、超音波走査ユニット３０を移動させるべく指令をプローブ駆動系２０に出力する。

【 0 0 1 7 】

プローブ駆動系２０は、モータ駆動制御部２１と、プローブ位置制御部２２とを有して構成される。モータ駆動制御部２１は、後述する超音波走査ユニット３０の回転用モータ３２の駆動を制御するためのものである。また、プローブ位置制御部２２は、後述する超音波走査ユニット３０のプローブ位置移動機構３１を移動制御するためのものである。

【 0 0 1 8 】

超音波走査ユニット３０は、プローブ位置移動機構３１と、回転用モータ３２と、支持アーム３３と、枠体３４と、超音波走査部３５とから構成される。プローブ位置移動機構３１は前述したプローブ位置制御部２２の指示に基づいて、超音波走査部３５の位置を移動させるものである。回転用モータ３２は、モータ駆動制御部２１からの指示に従って所定方向に回転駆動するもので、後述するリニアプローブ３６を動作させる。支持アーム３３は、プローブ位置移動機構３１を水平方向に移動させるためのもので、枠体３４に設けられている。

【 0 0 1 9 】

図２は、図１の超音波走査ユニット３０内の超音波走査部３５の構成を示した断面図である。

【 0 0 2 0 】

この超音波走査部３５は、内部に超音波アレイプローブとしてのリニアプローブ３６及び水３８を封入した液体封入容器３７を有して構成される。液体封入容器３７は、被検体１００と接触する側の面を超音波透過性の薄膜３７ａで構成しており、周囲を枠体３４により支持されている。液体封入容器３７内の水３８は、超音波の反射信号が生じないものであり、且つ、被検者毎に異なる乳房１０１の形状に合わせて、被検体１００に接触する側の薄膜３７ａの形状を変化可能にするために用いられている。尚、液体封入容器は密閉されていてもされていなくてもよい。

【 0 0 2 1 】

リニアプローブ３６は、回転軸３６ａに所定の角度で固定されている。超音波プローブは、被検体１００に対して垂直の角度でビームを入射させるが、これは画像を綺麗に表示させるために好ましい角度である。前記回転軸３６ａは、軸受けを介して回転用モータ３２に連結されている。そして、回転用モータ３２が所定方向に回転することにより、回転軸３６ａが回転され、更にはリニアプローブ３６が液体（水３８）中で回転するようになっている。

【 0 0 2 2 】

また、プローブ位置移動機構３１及び回転用モータ３２は、コントローラ１６、モータ駆動制御部２１及びプローブ位置制御部２２と電氣的に接続されており、リニアプローブ

10

20

30

40

50

36は送受信部11及びコントローラ16と電氣的に接続されている。

【0023】

次に、このように構成された超音波乳がん検診装置1の動作について説明する。

【0024】

被検体100の検査部位である乳房101の上に、超音波走査ユニット30が設置される。そして、プローブ位置移動機構31が操作されて超音波走査部35が所定の位置に固定されると、検査者によってプリスキャンが開始される。検査者によって、図示されない操作スイッチ等が操作されると、コントローラ16の制御によって、リニアプローブ36から超音波パルスが発射される。すると、この超音波パルスは、水38、薄膜37aを介して乳房101の組織に入射され、該乳房組織内で反射された反射パルスが、薄膜37a、水38を通してリニアプローブ36で受信される。ここで、受信された画像データは、超音波診断装置本体10に送られて図示されない記憶部に記録されると共にモニタ15に表示される。こうして、被検体100の乳房101の画像は、コントローラ16及びモータ駆動制御部21の制御によって回転用モータ32が駆動されて、リニアプローブ36が所定方向に回転し、乳房101の全体に亘って得られる。

10

【0025】

ここで、図3及び図4を参照して、乳房の位置合わせについて説明する。

【0026】

図3及び図4は検査対象である被検体の乳房101と超音波走査部35の位置について説明するもので、図3(a)は超音波走査部35が乳房の中心位置に位置している場合の断面図、図3(b)は図3(a)のA-A'線に沿ったCモード画像の例を表した図、図4(a)は超音波走査部35が乳房の中心位置に位置していない場合の断面図、図4(b)は図4(a)のA-A'線に沿ったCモード画像の例を表した図である。尚、図3(a)及び図4(a)に於いて、超音波走査部35は、説明の簡単化のため、リニアプローブ36の超音波スキャン面a-bで表されている。

20

【0027】

いま、図3に示されるように、超音波走査部35が乳房101の中央(中心位置)に位置しているものとする。これは、乳房101の輪郭から検出しても良いし、また、乳頭102の位置から検出するものであっても良い。尚、乳房101の中心位置とは、乳房101の中心から被検体100の体表方向への垂線を中心軸としたときに、この中心軸を通る位置を指すものとする。この場合、超音波走査部35が乳房101の中央に位置しているか否かは、コントローラ16内の位置判定部によって、例えば、超音波スキャン面の中心a(リニアプローブ36の回転軸)から下ろした垂直線を基準にして判定される。尚、ここでは、乳房101はほぼ円形状であるものとし、また、乳頭102は乳房101のほぼ中心位置であるものとする。そして、位置判定の結果、超音波走査部35が乳房101の中央に位置していると判定されたならば、超音波走査部35は、乳房101の適切な位置に設定されていることとなる。

30

【0028】

一方、図4に示されるように、乳房101に対して超音波走査部35が中心位置からずれているものとする。この場合、前述したように、超音波走査部35に対して乳房101の輪郭の位置、或いは乳頭102の位置より、中心位置からのずれが判定される。その結果、図4に示される例の場合、乳房101の中心に対して、超音波走査部35の中心は左側にずれていることがわかる。

40

【0029】

このときのずれ量は、乳房101の中心位置若しくは中心軸と前記リニアプローブ36の回転軸とのずれの量であり、座標変換部13及びコントローラ16内の演算部等により算出が可能である。したがって、これによって算出されたずれ量に基づいて、超音波走査部35を移動させれば良い。すなわち、前記算出されたずれ量に基づいて、プローブ位置制御部22によってプローブ位置移動機構31が移動制御される。例えば、図4に示されるように、超音波走査部35が乳房101の中心位置より左側にずれている場合は、その

50

ずれている位置とは逆方向となる右方向に、前記ずれた量を相殺すべく量だけプローブ位置移動機構 31 を移動させれば良い。

【0030】

このように、本スキンの前にプリスキンをを行い、プリスキンで得られた画像から乳房の中心位置のずれを算出し、この算出された値を基に超音波スキャン面の中心に乳房全体の中心が位置するように超音波走査部（リニアプローブ）を移動させるようにしたので、検診の際の乳房の位置合わせが容易で、且つ正確に行うことができる。

【0031】

（第2の実施形態）

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

10

【0032】

前述した第1の実施形態では、Cモード画像を利用して乳房の中心位置ずれを算出するようにしていたが、この第2の実施形態では、Bモード画像から求める例について説明する。

【0033】

尚、以下に述べる第2乃至第4の実施形態に於いて、超音波乳がん検診装置の基本的な構成及び動作については、前述した第1の実施形態と同じであるので、説明の重複を避けるため、同一の部分には同一の参照番号を付して、その図示及び説明を省略し、異なる部分についてのみ説明する。

【0034】

20

図5は第2の実施形態に於ける超音波乳がん検診装置の検査対象である被検体の乳房101と超音波走査部35の位置について説明するもので、(a)は超音波走査部35が乳房の中心位置に位置している場合の断面図、(b)は(a)のスキャン面が180°の場合のBモード画像の例を示した図、(c)は(a)のスキャン面が0°の場合のBモード画像の例を示した図である。また、図6は第2の実施形態に於ける検査対象である被検体の乳房101と超音波走査部35の位置について説明するもので、(a)は超音波走査部35が乳房の中心位置からずれている場合の断面図、(b)は(a)のスキャン面が180°の場合のBモード画像の例を示した図、(c)は(a)のスキャン面が0°の場合のBモード画像の例を示した図である。

【0035】

30

尚、図5及び図6に於いても、超音波走査部35は、説明の簡単化のため、リニアプローブ36の超音波スキャン面a-bで表されている。

【0036】

いま、図5(a)に示されるように、超音波走査部35が乳房101の中央に位置しているものとする。そして、コントローラ16及びモータ駆動制御部21の制御により、超音波走査部35のリニアプローブ36（超音波スキャン面a-b）が回転する。これによって、図5(b)及び(c)に示されるように、それぞれの角度でBモード画像が得られ、最終的には乳房101の全体（360°）の画像が得られる。

【0037】

40

ところで、前述したように、超音波走査部35の液体封入容器37内には、水38が封入されている。Bモード画像に於いて、この水38が占める領域（無エコー領域）の面積は、乳房101が中心に位置していれば、ほぼ同じであることが考えられる。したがって、所定枚数のBモード画像に於ける水の領域の面積を算出し、その平均値と各画像の面積値との差を求めて比較すれば、乳房101の位置がずれていることがわかる。

【0038】

つまり、図5(b)に於ける超音波スキャン面が180°時の水41の部分の面積と、図5(c)に於ける超音波スキャン面が0°時の水42の部分の面積が、コントローラ16内の演算部等により算出される。その結果、両者の面積が等しいとコントローラ16内の判定部で判定されれば、この状態の乳房101の中心位置と、超音波走査部35の位置は合っていることになる。

50

【 0 0 3 9 】

同様に、図 6 (b) に於ける超音波スキャン面が 1 8 0 ° 時の水 4 3 の領域の面積と、図 6 (c) に於ける超音波スキャン面が 0 ° 時の水 4 4 の領域の面積が、コントローラ 1 6 内の演算部等により算出される。その結果、両者の面積が異なっているとコントローラ 1 6 内の判定部で判定されれば、この状態の乳房 1 0 1 の中心位置と、超音波走査部 3 5 の位置は合っていないことになる。このとき、図 6 (a) の断面図及び図 6 (d) の C モード画像に示されるように、乳房 1 0 1 の中心位置に対して超音波走査部 3 5 は左側にずれていることになる。

【 0 0 4 0 】

したがって、前記コントローラ 1 6 内の演算部にて算出された、水 4 3 の領域の面積と水 4 4 の領域の面積が等しくなるように、コントローラ 1 6 及びプローブ位置制御部 2 2 によって、超音波走査部 3 5 の位置が移動制御される。この場合、超音波走査部 3 5 が乳房 1 0 1 の中心位置より左側にずれていたもので、そのずれている位置とは逆方向となる右方向に、プローブ位置移動機構 3 1 を移動させることになる。このようにして、コントローラ 1 6 及びプローブ位置制御部 2 2 によって、超音波走査部 3 5 が乳房 1 0 1 の中心位置に合わされるべく移動される。

【 0 0 4 1 】

尚、B モード画像で比較する面積の値は、所定の閾値の範囲内であれば完全一致としなくとも良い。

【 0 0 4 2 】

このように、B モード画像を利用して所定部分の面積を比較し、その結果に応じて超音波走査部を移動させるようにしても、前述した第 1 の実施形態と同様に、検診の際の乳房の位置合わせが容易で、且つ正確に行うことができる。

【 0 0 4 3 】

(第 3 の実施形態)

前述した第 1 及び第 2 の実施形態は、超音波プローブ (リニアプローブ) によるプリスキャンを行って乳房の中心位置を求めていた。この第 3 の実施形態では、センサを用いて乳房の中心位置を検出するようにしたものである。

【 0 0 4 4 】

図 7 は、本発明の第 3 の実施形態による超音波乳がん検診装置の超音波走査部の概略を示したもので、(a) は反射体マーカが設置されたリングを示した平面図、(b) は (a) のリング及び被検体の乳房を示した斜視図、(c) は (b) の乳房とリング及び超音波走査部としての液体封入容器内の送受信器を示した図である。

【 0 0 4 5 】

図 7 に於いて、超音波走査部 3 5 は、説明の簡単化のため、リニアプローブ 3 6 の超音波スキャン面 a - b で表されている。

【 0 0 4 6 】

検査対象である被検体の乳房 1 0 1 の周囲に載置されるべくリング 5 0 には、所定箇所に複数個 (この場合、9 0 ° の角度をもって 4 つ) の超音波反射体マーカ 5 1 が取付けられている。また、超音波走査部 3 5 を構成する液体封入容器 3 7 の頂点部の内側に、受信器 5 2 が設けられている。

【 0 0 4 7 】

いま、超音波走査部 3 5 のリニアプローブ 3 6 より超音波が出力されると、それぞれの超音波反射体マーカ 5 1 によって反射された信号が受信器 5 2 にて受信される。このとき、全ての超音波反射体マーカ 5 1 より反射された信号が受信器 5 2 にて受信されていれば、乳房 1 0 1 は正確な位置であるとされる。つまり、超音波プローブ 3 5 の位置が中心よりずれていれば、何れかの超音波反射体マーカ 5 1 からの受信信号が得られないことになる。したがって、このずれに応じてプローブすなわち移動機構 3 1 を移動させれば、正確に乳房 1 0 1 の中心位置に超音波走査部 3 5 を合わせることができる。

【 0 0 4 8 】

10

20

30

40

50

このように、超音波反射体マーカを利用して乳房の中心位置を求めるようにしても、前述した第 1 の実施形態と同様に、検診の際の乳房の位置合わせが容易で、且つ正確に行うことができる。

【 0 0 4 9 】

尚、超音波反射体マーカの数、本実施形態では 4 つとしたが、これに限られるものではなく、乳頭 1 0 2 を挟んで対向する位置に設けられていれば少なくとも 2 つあればよい。

【 0 0 5 0 】

(第 4 の実施形態)

この第 4 の実施形態では、前述した第 2 の実施形態による B モード画像から求める方法と、第 3 の実施形態による超音波反射体マーカを用いた方法を組み合わせたものである。但し、液体封入容器 3 7 内に水 3 8 は不要である。

【 0 0 5 1 】

図 8 (a) に示されるように、超音波走査部 3 5 が乳房 1 0 1 の中央に位置しているものとする。また、リング 5 0 上の超音波反射体マーカ 5 1 を図 7 に示されるように 4 つ設けたものとする。ここで、コントローラ 1 6 及びモータ駆動制御部 2 1 の制御により、超音波走査部 3 5 のリニアプローブ 3 6 (超音波スキャン面 a - b) が回転する。すると、超音波スキャン面が 180° の時は図 8 (b) に示されるような B モード画像が、そして超音波スキャン面が 0° の時は図 8 (c) に示されるような B モード画像が得られる。この場合、図 8 (b) と図 8 (c) に示される画像はほぼ同じである。

【 0 0 5 2 】

同様に、図 9 (a) に示されるように、超音波走査部 3 5 が乳房 1 0 1 の中央からずれて位置しているものとする。この場合、超音波スキャン面が 180° の時は図 9 (b) に示されるような B モード画像が、そして超音波スキャン面が 0° の時は図 9 (c) に示されるような B モード画像が得られる。この場合、図 9 (b) と図 9 (c) に示される画像は異なっていることがわかる。

【 0 0 5 3 】

ここで、こうした B モード画像に於いて、超音波反射体マーカまでの平均値が求められる。すなわち、図 8 (b)、図 9 (b) の場合は超音波反射体マーカ 51_{180} までの値 x_2 , z_2 が、図 8 (c)、図 9 (c) の場合は超音波反射体マーカ 51_0 までの値 x_1 , z_1 が、コントローラ 1 6 内の演算部にてそれぞれ算出される。また、ここでは図示されないが、超音波反射体マーカ 51_0 と 51_{180} の間に位置する 2 つの超音波反射体マーカが、y 軸方向の値 y_1 , y_2 を算出するために用いられる。

【 0 0 5 4 】

そして、前記演算部にて、前述した x_1 , x_2 の平均値、 y_1 , y_2 の平均値、 z_1 , z_2 の平均値が、それぞれ算出される。ここで算出されたそれぞれの平均値と各方向 (この場合 + x、- x、+ y、- y、+ z、- z の各方向の値が用いられて、移動量が決定される。すると、図 8 のように超音波走査部 3 5 が乳房 1 0 1 の中央に位置している場合は、 x_1 と x_2 の値、 z_1 と z_2 の値がそれぞれ等しくなる。一方、図 9 のように超音波走査部 3 5 が乳房 1 0 1 の中央に位置していない場合は、 x_1 と x_2 の値、 z_1 と z_2 の値がそれぞれ異なるため、何れの方法にどれだけずれているかがわかる。そのため、コントローラ 1 6 及びプローブ位置制御部 2 2 によって、対応した移動量の分だけ超音波走査部 3 5 の位置が移動制御される。

【 0 0 5 5 】

このように、超音波反射体マーカを用いて、B モード画像を利用した方法によっても、前述した第 1 の実施形態と同様に、検診の際の乳房の位置合わせが容易で、且つ正確に行うことができる。

【 0 0 5 6 】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能であるのは勿論で

10

20

30

40

50

ある。

【 0 0 5 7 】

更に、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、或いは実施形態に示される構成要件が幾つか組合わされても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 8 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波乳がん検診装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 の超音波走査ユニット 3 0 内の超音波走査部 3 5 の構成を示した断面図である。

【図 3】検査対象である被検体の乳房 1 0 1 と超音波走査部 3 5 の位置について説明するもので、(a) は超音波走査部 3 5 が乳房の中心位置に位置している場合の断面図、(b) は(a) の A - A ' 線に沿った C モード画像の例を表した図である。

【図 4】検査対象である被検体の乳房 1 0 1 と超音波走査部 3 5 の位置について説明するもので、(a) は超音波走査部 3 5 が乳房の中心位置に位置していない場合の断面図、(b) は(a) の A - A ' 線に沿った C モード画像の例を表した図である。

【図 5】本発明の第 2 の実施形態に於ける超音波乳がん検診装置の検査対象である被検体の乳房 1 0 1 と超音波走査部 3 5 の位置について説明するもので、(a) は超音波走査部 3 5 が乳房の中心位置に位置している場合の断面図、(b) は(a) のスキャン面が 1 8 0 ° の場合の B モード画像の例を示した図、(c) は(a) のスキャン面が 0 ° の場合の B モード画像の例を示した図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態に於ける検査対象である被検体の乳房 1 0 1 と超音波走査部 3 5 の位置について説明するもので、(a) は超音波走査部 3 5 が乳房の中心位置からずれている場合の断面図、(b) は(a) のスキャン面が 1 8 0 ° の場合の B モード画像の例を示した図、(c) は(a) のスキャン面が 0 ° の場合の B モード画像の例を示した図、(d) は(a) の状態の C モード画像の例を表した図である。

【図 7】本発明の第 3 の実施形態による超音波乳がん検診装置の超音波走査部の概略を示したもので、(a) は反射体マーカが設置されたリングを示した平面図、(b) は(a) のリング及び被検体の乳房を示した斜視図、(c) は(b) の乳房とリング及び超音波走査部としての液体封入容器内の送受信器を示した図である。

【図 8】本発明の第 4 の実施形態による超音波乳がん検診装置の超音波走査部の概略を示したもので、(a) は超音波走査部 3 5 が乳房の中心位置に位置している場合の説明図、(b) は(a) のスキャン面が 1 8 0 ° の場合の B モード画像の例を示した図、(c) は(a) のスキャン面が 0 ° の場合の B モード画像の例を示した図である。

【図 9】本発明の第 4 の実施形態による超音波乳がん検診装置の超音波走査部の概略を示したもので、(a) は超音波走査部 3 5 が乳房の中心位置からずれている場合の説明図、(b) は(a) のスキャン面が 1 8 0 ° の場合の B モード画像の例を示した図、(c) は(a) のスキャン面が 0 ° の場合の B モード画像の例を示した図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 9 】

1 ... 超音波乳がん検診装置、 1 0 ... 超音波診断装置本体、 1 1 ... 送受信部、 1 2 ... ビームフォーマ、 1 3 ... 座標変換部、 1 4 ... 信号処理部、 1 5 ... モニタ、 1 6 ... コントローラ、 2 0 ... プローブ駆動系、 2 1 ... モータ駆動制御部、 2 2 ... プロープ位置制御部、 3 0 ... 超音波走査ユニット、 3 1 ... プロープ位置移動機構、 3 2 ... 回転用モータ、 3 3 ... 支持アーム、 3 4 ... 枠体、 3 5 ... 超音波走査部、 3 6 ... リニアプロープ、 3 6 a ... 回転軸、 3 7 ... 液体封入容器、 3 7 a ... 薄膜、 3 8、 4 1、 4 2、 4 3、 4 4 ... 水、 5 0 ... リング、 5

10

20

30

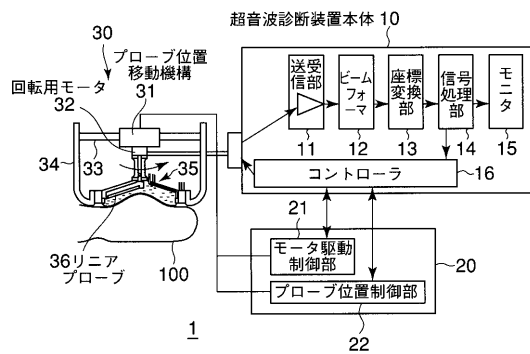
40

50

1 ... 超音波反射体マーカ、100 ... 被検体。

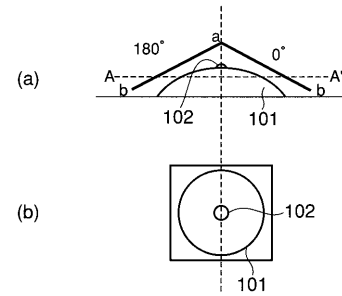
【図1】

図1



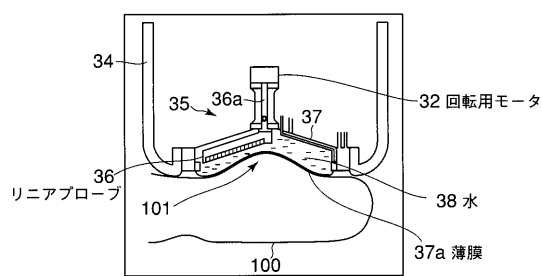
【図3】

図3



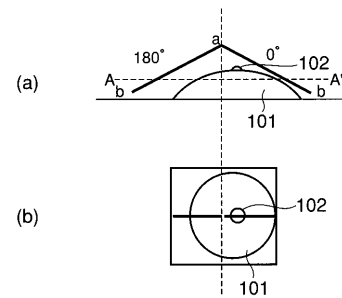
【図2】

図2



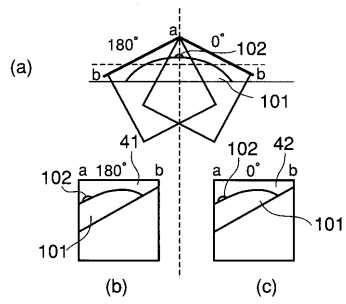
【図4】

図4



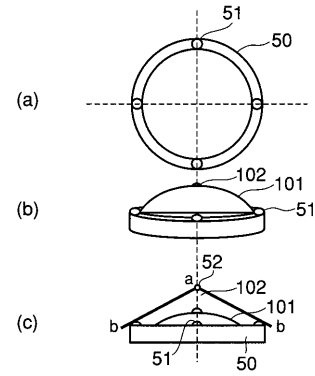
【 図 5 】

図 5



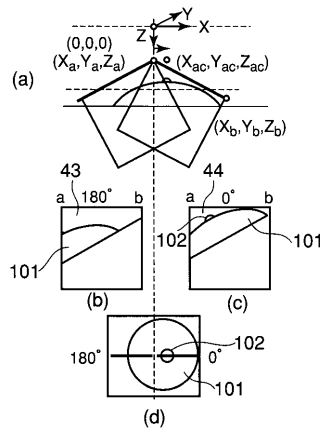
【 図 7 】

図 7



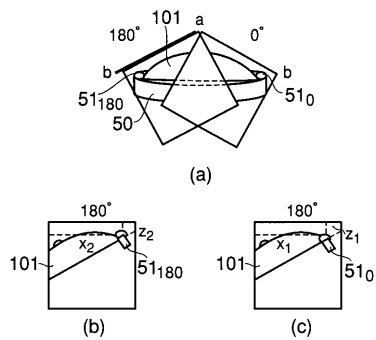
【 図 6 】

図 6



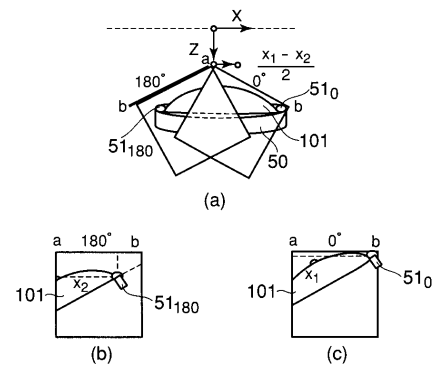
【 図 8 】

図 8



【 図 9 】

図 9



フロントページの続き

- (74)代理人 100091351
弁理士 河野 哲
- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 瀬尾 育式
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 岡村 陽子
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 飯沼 一浩
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB08 BB14 BB16 DD08 EE11 GA12 GA18 GA21 GB04
GC02 GC14 JC09 JC33 KK12 KK15

专利名称(译)	超声检查装置		
公开(公告)号	JP2009233197A	公开(公告)日	2009-10-15
申请号	JP2008084973	申请日	2008-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	瀬尾育式 岡村陽子 飯沼一浩		
发明人	瀬尾 育式 岡村 陽子 飯沼 一浩		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB08 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE11 4C601/GA12 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/GC02 4C601/GC14 4C601/JC09 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK15		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 岡田隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波检查装置，其有助于乳房的定位并且具有良好的可操作性。 解决方案：超声波检测装置1的超声波扫描单元30通过布置在超声波发射/接收表面与被检体100之间的液体从线性探头36获取被检体100中的组织信息。。线性探头36通过旋转马达32沿预定方向旋转。从线性探头36获得的信息被发送到超声诊断设备主体10以生成超声图像。控制器16基于从线性探头36获得的信息来计算超声波扫描单元30与被检体100之间的位置偏差量。然后，探针驱动系统20根据在此计算出的移动量使超声波扫描单元30移动。[选型图]图1

