

(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2007-216003
(P2007-216003A)

(43) 公開日 平成19年8月30日(2007.8.30)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-10365 (P2007-10365)
 (22) 出願日 平成19年1月19日 (2007.1.19)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-11677 (P2006-11677)
 (32) 優先日 平成18年1月19日 (2006.1.19)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (71) 出願人 594164531
 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

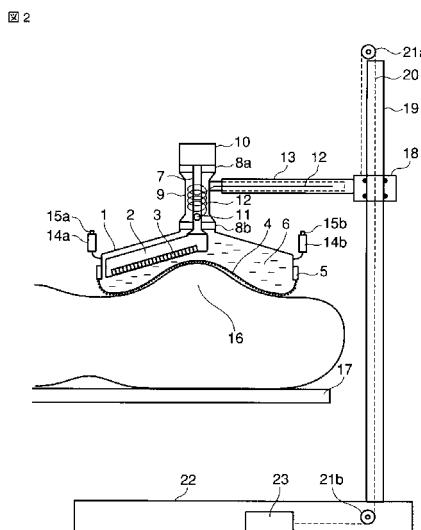
(54) 【発明の名称】超音波検査装置

(57) 【要約】

【課題】 被検者や検査技師への負担を強いることなく乳房の病変を良好に診断できる超音波乳房検査装置を提供すること。

【解決手段】 超音波アレイプローブを所定の角度で回転軸に固定して機械構造を簡単にし、超音波送受信方向が乳房表面にほぼ垂直になるように超音波ビームを電子的に制御し、プローブの回転だけでC'部分を含む乳房全域のデータを収集できるようにした。また、プローブと乳房の間に介在する膜を網状構造として多重反射を軽減した。さらに、Bモード像とCモード像を同時に表示することにより、短時間での的確な診断ができるようにした。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

供給される駆動信号に基づいて被検体に超音波を送信すると共に、前記被検体からの反射波に基づいてエコー信号を発生し、且つ液体中に配置される超音波プローブと、

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、前記液体と前記被検体との接触を防止す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つつ、前記超音波プローブを回転させる回転機構と、

前記駆動信号を発生し前記超音波プローブに供給する駆動信号発生ユニットと、

前記超音波プローブが回転しながら超音波送受信を実行するよう、前記回転機構及び前記駆動信号発生ユニットを制御する制御ユニットと、10

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形状を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検査装置。

【請求項 3】

前記膜ユニットの少なくとも一部は、伸縮性を有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波検査装置。

【請求項 4】

前記膜ユニットは、20

超音波透過性及び防水性を有する第 1 の膜と、

超音波多重反射を防止するために超音波を散乱させる網状構造を有する第 2 の膜と、

を具備することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項に記載の超音波検査装置。

【請求項 5】

前記液体を給排水するための給排水ユニットをさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波検査装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブ及び前記液体を収容し、前記膜ユニットによって形成された当接面を前記被検体に対して上側に設置するための容器をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項に記載の超音波検査装置。30

【請求項 7】

前記超音波プローブ及び前記液体を収容し、前記膜ユニットによって形成された当接面を前記被検体に対して下側に設置するための容器をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項に記載の超音波検査装置。

【請求項 8】

前記超音波プローブの超音波送受信面と前記回転の回転軸とのなす角度が直角でないことを特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波検査装置。

【請求項 9】

前記被検体表面の形状に応じて、前記超音波プローブの超音波振動子毎の駆動信号の遅延時間を計算する計算ユニットをさらに具備し、40

前記制御ユニットは、前記計算された遅延時間に従って各駆動信号が各超音波振動子に供給されるように、前記駆動信号発生ユニットを制御すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波検査装置。

【請求項 10】

前記計算ユニットは、前記被検体表面に実質的に垂直な方向に超音波が送信されるよう、前記超音波プローブの超音波振動子毎の駆動信号の遅延時間を計算することを特徴とする請求項 9 記載の超音波検査装置。

【請求項 11】

同一断面を異なる方向から走査して得られた画像を生成または合成するユニットを有す50

ることを特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項に記載の超音波検査装置。

【請求項 1 2】

収集された画像データをボクセルデータに変換し、ボクセルデータから種々の画像を生成し選択表示するユニットを有することを特徴とする請求項 1 乃至 11 のうちいずれか一項に記載の超音波検査装置。

【請求項 1 3】

B モード像と C モード像を同時に表示し、かつ一方の画像を異なる断面に順次切り替えて表示し、それぞれの画像に相手の画像の断面位置を表示する表示ユニットを有することを特徴とする請求項 1 2 記載の超音波検査装置。

【請求項 1 4】

断層像のそれぞれに断面位置情報を記録し、記録された情報を元に自動的に画面上にマーカで断面位置を表示する表示ユニットを有することを特徴とする請求項 1 2 記載の超音波検査装置

【請求項 1 5】

異なる断面に順次切り替える速度を段階的または連続的に変える機能および順方向逆方向の切り替え、画像の静止を制御する表示制御ユニットを有することを特徴とする請求項 1 3 記載の超音波乳房検査装置

【請求項 1 6】

前記液体の温度を表示する温度表示ユニットを有する請求項 1 乃至 15 のうちいずれか一項に記載の超音波検査装置。

【請求項 1 7】

被検体に超音波を送信すると共に前記被検体からの反射波に基づいてエコー信号を発生し、且つ液体中に配置される超音波プローブと、

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、前記液体と前記被検体との接触を防止する超音波透過性の第 1 の膜と、

前記第 1 の膜と一体化され、超音波多重反射を防止するために超音波を散乱させる網状構造を有する第 2 の膜と、

を具備することを特徴とする超音波検査装置。

【請求項 1 8】

複数の超音波振動子によって被検体に超音波ビームを送信すると共に前記被検体からの反射波に基づいてエコー信号を発生し、且つ被検体と所定の距離を介して配置される超音波プローブと、

前記超音波ビームが前記被検体表面に対して実質的に垂直に送信されるように、前記被検体の形状に応じて前記各超音波振動子への駆動信号の供給タイミングを制御する制御ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波検査装置。

【請求項 1 9】

被検体に超音波を送信すると共に前記被検体からの反射波に基づいてエコー信号を発生し、且つ被検体と所定の距離を介して配置される超音波プローブと、

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つつ、前記超音波プローブを回転させる回転機構と、

前記回転機構により前記超音波プローブを回転させながら超音波送受信を実行することで、前記被検体に関して少なくとも 360 度分の超音波データを取得する制御ユニットと、

前記少なくとも 360 度分の超音波データを用いて、直交座標系におけるボクセルデータを生成するデータ生成ユニットと、

前記ボクセルデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、乳腺疾患の診断のための超音波検査装置に係り、とくに乳がん検診にも使用できる超音波乳房検査装置に関する。

【 背景技術 】**【 0 0 0 2 】**

わが国における乳がんの罹患率は40歳代後半が最も多く、2004年から視触診単独の乳がん検診は廃止され、40歳代からのX線マンモグラフィによる乳がん検診が行われるようになった（例えば、非特許文献1参照）。しかし、X線の減弱の大きな微小石灰化の検出を除くと、造影剤を使用しない生体の軟組織のX線像のコントラストはきわめて微弱なため、見逃す可能性もかなりあることが指摘されている。また、マンモグラフィでは乳房を圧迫板で挟んで撮影するために被検者にとっては痛みを伴う検査であり、検診用装置としては必ずしも適切とはいえない。10

【 0 0 0 3 】

一方、生体軟組織の描写に優れている超音波を用いた検査も実施されており、その有効性が報告されている。しかし、一般に普及するには至っていない。その理由の第1は、検査が技量や経験に大きく依存することである。現在行われている超音波検査は、通常、技師が超音波プローブを手に持って操作し、乳房に当ててプローブをずらしながら、異常と思われる断面を探し、異常と見られる部位の断面像（これを断層像という）を記録して、記録された断層像をあとで医師が見て診断している。プローブの操作は手動で行うため断面の位置はその都度異なったものとなり、再現性のあるデータを得ることはなかなか難しく、異常部位の見落としの確率は技師の技能にも依存する。また、一人の検査に要する時間も長く短時間で多数の被検者を検査することは困難である。20

【 0 0 0 4 】

これに対し、できるだけ技師の技量によらず検診にも使えるいろいろな超音波検査装置の試みがなされている。すなわち、技師がプローブを手で持って操作するのではなく、プローブを機械的に所定の軌道に沿って動かし、対象部位全体の超音波データを収集し断層像として表示する方法である。

【 0 0 0 5 】

これら の方法は直接接触法と水浸法とに大別される。直接接触法は超音波プローブの超音波送受波面を体表に接触して体内断面を表示する方法である（例えば、特許文献1参照）。水浸法は体表と超音波プローブの送受波面の間に水などの液体を介在させて、超音波の送受信を行う方式である。直接接触法は多重反射の影響を問題にしなくてよいが、乳房が柔らかい組織であるために、プローブが乳房に接して移動すると乳房組織が変形し得られる画像は静止位置とは異なる変形した画像となるのが欠点である。水浸法はプローブが直接乳房に接しないため、プローブの移動に伴う乳房の変形はほとんどないが、プローブ送受波面と乳房に接する膜あるいは乳房表面との間で多重反射が起こり、その画像が乳房組織の断層像に混在することが欠点である。30

【 0 0 0 6 】

水浸法は、さらに仰臥位（仰向け）式と腹臥位（うつ伏せ）式に分けられる。仰臥位式は被検者が寝台の上に仰向けに寝た状態で上から水袋を乳房に当て、水中のプローブを機械的に移動するものである（例えば、非特許文献2参照）。仰臥位式では、被検者にとっては仰向けに寝るだけでありもっとも自然であるが、水袋に入ったプローブおよびプローブ移動機構が被検者の上に位置し、その全体を移動させる必要があるため構造的には複雑になり、従来はアレイプローブを用いた例はなく单一振動子を機械的に往復する方式が知られているだけである。40

【 0 0 0 7 】

一方、腹臥位式は、穴が開いた寝台の穴の中に水槽と超音波プローブがあり、乳房を穴の中に入れてプローブを移動または回転させてデータ収集を行うものである（例えば、特許文献2、3参照）。この場合、超音波ビームが体表に直角に入射するようにプローブの角度を変える複雑な構造が必要となり、そのような複雑な構造にしても体表に直角に超音50

波ビームが入射すると多重反射の影響が大きく、良質な画像が得られない欠点がある。また、乳がんの最も発生率の高いC' と呼ばれる肩と腋下に近い平坦な部分の描写ができない欠点がある。さらに、従来例では水中に乳房を直接浸す方式のため、水がよごれて多数の被検者の検査には向かない。

【0008】

超音波検診装置におけるもうひとつの大きな問題点は、病巣のある部位だけでなく正常な部位を含む乳房全体を断層像として表示するために、数百枚というきわめて多数の断層像を表示しなければならず、多数の断層像をみて診断する医師の負担が大きいことである。これは、両乳房に対して合計4枚の画像で診断できるX線マンモグラフィとは大きな違いであり、このことが、断層像を検診目的に使用する場合の大きな問題点となる。

10

【特許文献1】特開2003-310614公報

【特許文献2】特公昭62-4989号公報

【特許文献3】特公平4-14015号公報

【非特許文献1】厚生労働省老人保健課長発0427001号2004年

【非特許文献2】超音波診断第2版、日本超音波医学会編、1994年、p106参照

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

以上述べたように、乳がん検診に使用できる超音波検査装置として種々の提案がなされているが、検査時間、乳房の変形、多重反射による画質の劣化、複雑な駆動機構、水の汚れ、多数の断層像の表示方法など、多くの問題点があり、従来例ではいずれの提案も実用装置として普及するには至っていない。

20

【0010】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、被検者や検査技師への負担を強いることなく乳房の病変を良好に診断できる超音波乳房検査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】

【0011】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0012】

本発明の第1の視点は、供給される駆動信号に基づいて被検体に超音波を送信すると共に前記被検体からの反射波に基づいてエコー信号を発生し、且つ液体中に配置される超音波プローブと、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、前記液体と前記被検体との接触を防止す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つつ、前記超音波プローブを回転させる回転機構と、前記駆動信号を発生し前記超音波プローブに供給する駆動信号発生ユニットと、前記超音波プローブが回転しながら超音波送受信を実行するよう、前記回転機構及び前記駆動信号発生ユニットを制御する制御ユニットと、を具備することを特徴とする超音波検査装置である。

30

【0013】

本発明の第2の視点は、被検体に超音波を送信すると共に前記被検体からの反射波に基づいてエコー信号を発生し、且つ液体中に配置される超音波プローブと、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、前記液体と前記被検体との接触を防止する超音波透過性の第1の膜と、前記第1の膜と一体化され、超音波多重反射を防止するため超音波を散乱させる網状構造を有する第2の膜と、を具備することを特徴とする超音波検査装置である。

40

【0014】

本発明の第3の視点は、複数の超音波振動子によって被検体に超音波ビームを送信すると共に前記被検体からの反射波に基づいてエコー信号を発生し、且つ被検体と所定の距離を介して配置される超音波プローブと、前記超音波ビームが前記被検体表面に対して実質的に垂直に送信されるように、前記被検体の形状に応じて前記各超音波振動子への駆動信

50

号の供給タイミングを制御する制御ユニットと、を具備することを特徴とする超音波検査装置である。

【0015】

本発明の第4の視点は、被検体に超音波を送信すると共に前記被検体からの反射波に基づいてエコー信号を発生し、且つ被検体と所定の距離を介して配置される超音波プローブと、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つつ、前記超音波プローブを回転させる回転機構と、前記回転機構により前記超音波プローブを回転させながら超音波送受信を実行することで、前記被検体に関して少なくとも360度分の超音波データを取得する制御ユニットと、前記少なくとも360度分の超音波データを用いて、直交座標系におけるボクセルデータを生成するデータ生成ユニットと、前記ボクセルデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、を具備することを特徴とする超音波検査装置である。10

【発明の効果】

【0016】

以上本発明によれば、被検者や検査技師への負担を強いることなく乳房の病変を良好に診断できる超音波乳房検査装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。20

【0018】

(第1の実施形態)

図1は、本発明の実施形態に係る超音波検査装置のブロック構成図である。同図に示すように、本超音波検査装置は、超音波走査ユニットA、装置本体Bと操作卓Cを具備している。装置本体Bは、超音波送信ユニット121、超音波受信ユニット122、Bモード処理ユニット123、画像生成ユニット124、第1の画像メモリ125、第2の画像メモリ126、画像合成ユニット127、制御プロセッサ(CPU)128、ボクセル変換ユニット129、インターフェース部130を具備している。また、操作卓Cは入力装置113、モニタ114を具備している。画像以下、個々の構成要素の機能について説明する。30

【0019】

超音波走査ユニットAは、超音波アレイプローブ、その超音波送受信面を被検体に対向させつつ当該超音波アレイプローブを回転させる回転機構、液体容器等を具備している。この具体的構成については、後で詳しく説明する。

【0020】

入力装置113は、装置本体Bに接続され、オペレータからの撮影条件、走査条件、表示方法、関心領域(ROI)の設定、種々の画質条件設定などを指示するための情報を装置本体Bにとりこむための各種スイッチ、ボタン、 トラックボール、マウス、キーボード、Bモード画像やCモード画像の形態表示を指示するためのレバー等を有している。入力装置113から入力された情報は、インターフェース部130を介して制御プロセッサ128に転送される。40

【0021】

モニター114は、画像合成ユニット127からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報(Bモード画像、Cモード画像等)や位置情報、被検者情報の組み合わせを画像として表示する。

【0022】

超音波送信ユニット121は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz(周期； $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路で50

は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 1 2 の各超音波振動子に駆動信号を印加する。また、超音波送信ユニット 1 2 1 は、超音波ビームを乳房表面に実質的に垂直に入射させるために実行される計算（後述）の結果に基づいて、超音波振動子毎の駆動信号の供給タイミングを制御する。

【 0 0 2 3 】

超音波受信ユニット 1 2 2 は、図示していないアンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 1 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器では、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を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、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 2 4 】

B モード処理ユニット 1 2 3 は、超音波受信ユニット 1 2 2 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、そのまま第1の画像メモリ 1 2 5 に記録されるとともに画像生成ユニット 1 2 4 に送信されて反射波の強度を輝度にて表した B モード画像が生成され画像合成ユニット 1 2 7 を経由してモニター 1 1 4 に表示される。

【 0 0 2 5 】

画像生成ユニット 1 2 4 は、B モード画像を生成するほか、入力装置 1 1 3 の支持を受けてボクセル変換ユニット 1 2 9 において生成され第2のメモリにあるボクセルデータを用いて、C モード画像や任意断面の画像等を生成する。また、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャコンバート）し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

【 0 0 2 6 】

ボクセル変換ユニット 1 2 9 は、第1のメモリ 1 2 5 に記録された超音波アレイプローブを液体中で回転しながら超音波走査することで得られた超音波データを用いて、直交座標系のボクセルデータを生成し第2のメモリ 1 2 6 に記録する。このボクセルデータの生成手法については、後で詳しく説明する。

【 0 0 2 7 】

画像合成ユニット 1 2 7 は、画像生成ユニット 1 2 4 から受け取った画像（複数の場合もある）を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター 1 1 4 に出力する。

【 0 0 2 8 】

制御プロセッサ 1 2 8 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、超音波走査ユニット A、本超音波検査装置本体 B および操作卓 C の動作のすべてを制御する。また、制御プロセッサ 1 2 8 は、各種専用プログラム（例えば、超音波ビームを乳房表面に実質的に垂直に入射させるための位相計算プログラム、極座標系で得られた超音波データから直交座標系のボクセルデータを生成するためのプログラム等）、所定の画像生成・表示等を実行するための制御プログラム等を有し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【 0 0 2 9 】

インターフェイスユニット 1 3 0 は、入力装置 1 1 3 から入力された情報を制御プロセッサ 1 2 8 に送るための装置である。

【 0 0 3 0 】

[超音波走査ユニット]

以下、超音波走査ユニットの構成について、各実施例に従って詳説する。

【 0 0 3 1 】

(実施例 1)

図 2 は、実施例 1 に係る超音波走査ユニット A を示した図である。温水 6 を入れる液体

封入容器は支持蓋 1 と超音波透過膜 4 および膜固定部 5 で構成され、温水 6 の中に超音波アレイプローブ 2 が配置される。液体封入容器は密閉されていてもされないとよい。超音波アレイプローブ 2 は回転軸 7 に所定の角度で固定され、回転軸 7 は軸受け 8 a , 8 b で支えられてモータ 10 により回転軸 7 を回転させることにより超音波アレイプローブが液体中で回転する。軸受け 8 a , 8 b は外筒 9 に固定され、さらに外筒 9 は伸縮可能な支持アーム 13 の先端に固定されている。支持アーム 13 の他端は結合部 18 により支柱 19 に結合される。支柱 19 は支柱台 22 に固定されている。液体には通常温水が使用され、図にはない給排水装置により水温が約 37 度一定になるように温水を循環させ、容器内の温水の温度も熱電対などで測定して常に表示するようになっている。

【0032】

被検者は寝台 17 の上に仰向けになり、検査者は、容器の支持蓋 1 に固定されているハンドル 14 a , 14 b をもち、ハンドル 14 a , 14 b の上部にあるスイッチ 15 a , 15 b およびハンドル 14 b の押引操作を利用して、一方の乳房 16 の上の適切な位置に液体封入容器の超音波透過膜 4 を設置する。2つのハンドル 14 a , 14 b は体軸にほぼ平行に位置しているが、図 2 では説明のため体軸に垂直に描かれている。ハンドル 14 a の上部にあるスイッチ 15 a を押すと図にはないアームロックが解除されて支持アーム 13 が伸縮可能になり、また図にはない結合部ロックが解除されて結合部 18 が支柱 19 に対して上下動および回転が可能になる。その状態で容器の超音波透過膜 4 を乳房の真上に設置する。さらにスイッチ 15 b を押しながらハンドル 14 b を奥へ倒すと第 2 のモータ 23 によりワイヤー 20 が引き込まれ滑車 21 a , 21 b を介して結合部 18 が引き上げられ、ハンドル 14 b を手前に倒すと第 2 のモータが逆回転してワイヤー 20 が引き出されて結合部が下降するのでハンドル 14 b を操作して容器の高さを適切な位置に設定する。スイッチ 15 a を離すとその位置に容器が固定される。

【0033】

超音波アレイプローブ 2 には体表側にアレイ振動子 3 が配列され、各振動子には細いケーブルが接続されそれらは超音波アレイプローブ 2 の根元で多芯ケーブル 12 に接続され、回転軸 7 の内側を通り回転軸 7 の孔 11 から外に出てその先はアーム 13 を通って超音波送信ユニット 121 および超音波受信ユニット 122 に接続される。多芯ケーブル 12 は軸の回りを数回周り回転軸 7 の回転に対応できるようになっている。超音波送信ユニット 121 および超音波受信ユニット 122 の制御により、アレイ振動子 3 から発射された超音波パルスは、温水 6 、超音波透過膜 4 を通して乳房組織に入射し、乳房組織内で反射され、反射パルスは超音波透過膜 4 、温水 6 を通ってアレイ振動子 3 で受信される。超音波の送受信を行うごとに超音波パルスの送受信方向（これを超音波ビームの方向という）を図 2 の左から右にわずかずつ移動し（これを走査という）、アレイプローブの直下の断面の画像データを収集し、第 1 のメモリに記録するとともにテスト用にそのままリアルタイムでモニタ 114 に表示し、さらに第 1 のメモリに記録されたデータをボクセル変換ユニット 129 によって後述するボクセルデータに変換して第 2 のメモリに記録し、ボクセルデータを用いて画像生成ユニット 124 により診断に適した断層像を生成して表示画面モニタ 114 に表示する。

【0034】

液体封入容器が乳房の適切な位置に設定されたことを確認するために、操作卓 C にある入力装置 113 のテスト走査ボタンを押し、超音波アレイプローブを 1 秒程度で 1 回転させて粗い画像を作製、表示し、適切でない場合は再度位置を調整し適切な位置に設定する。その後、入力装置 113 の回転走査ボタンを押し 360° の方向の断面のデータを収集し記録、表示する。これで 3 次元のデータが収集される。

【0035】

一方の乳房 16 のデータ収集が終了したら、次に同じ方法で液体封入容器を他の乳房の上に設定し同様に回転走査を行い、同じくデータを収集し記録、表示する。両乳房について、容器設定に要する時間はおよそ 2 ~ 4 分程度、回転走査に必要な時間はおよそ 20 秒程度であり、正味 5 分以内で検査を完了する。この間、被検者は寝台上に仰向けに寝てい

10

20

30

40

50

るだけでよく、苦痛もない。

【0036】

(実施例2)

図3Aは、実施例2に係る超音波走査ユニットAを示した図である。図2とほとんど同じ液体封入容器が上下逆になり、支持蓋1の側面が給排水溝26を介して外枠28に固定されている。この図では、図2で省略した液体封入容器に約37度の一定温度の温水を循環させるパイプ25aと25bが示されている。一定温度の温水は流入パイプ25aから流入し、容器内を通り流水口24から流出パイプ25bを通って流出して循環している。流水口24は液体封入容器の上部に位置し、液体封入容器内に気泡が混入してもこの温水の流れにより流水口24から排出される。

10

【0037】

本実施例2に係るシステムが実施例1に係るシステムと異なる他の点は、液体封入容器の支持蓋1の外周に給排水溝26が存在することである。この給排水溝26には、被検者が検査を受ける前に給水パイプ27aから約37度の温水が給水され給排水溝26が満たされてさらに超音波透過膜4の上に流れ込み超音波透過膜4の上部を温水で満たす。このとき排水パイプ27bは閉じている。このような状態で被検者は超音波透過膜4の上に乳房を押し当てるとき、超音波透過膜4の上に満たされていた温水は超音波透過膜4と乳房表面のわずかな隙間を埋め、残りはあふれて給排水溝を通り排水パイプ27bを通して外に排出される。このとき排水パイプ27bは開いている。給排水溝26を通して排出される温水は液体封入容器内の温水6とは隔離されている。このようにして、超音波透過膜4の上部の給排水を行うことにより超音波透過膜4と乳房表面の間に気泡が入ることを防ぎ、また、乳房に接触した温水は被検者ごとに取り替えられ汚れることなく清浄に保たれる。また、本実施例2では被検者が立ったままで腰をかがめて乳房を液体封入容器の超音波透過膜4に押し付ける形となり、体位を安定に支えるために外枠28に固定された取っ手29a、29bがあり、踏み台30は身長に合わせて上下できるようになっている。

20

【0038】

(実施例3)

図3Bは、実施例3に係る超音波走査ユニットAを示した図である。本超音波走査ユニットでは、図3Aにおける外枠28の代わりに寝台を利用する構成となっている。寝台は胸部付近に穴があり、被検者はその穴に両乳房が入るように寝台の上に腹臥位になる。図3Bには、穴の開いた寝台部分の断面32とそれを支える足33、図3A2の場合と同じ液体封入容器およびそれを支える支持枠31、支持枠が移動するための台34が模式的に示されている。支持枠31は水平方向に移動可能でかつ上下に高さを変えられ構造になっている。液体封入容器は支持枠31の移動により片方の乳房の下に移動し、その後垂直に上昇し乳房を圧迫して止まる。ここで、超音波アレイプローブが回転して画像データを収集し、その後、液体封入容器は一旦下がり、他の乳房の真下に移動し、再び上昇し乳房を下から押しつけて画像データを収集して検査を終了する。

30

【0039】

[超音波透過膜]

以下に、各実施例で示した各構成要素について詳しく説明する。図4、図5、図6は、図2の容器の超音波透過膜4の構造を示す図であり、上段は膜面を表し下段はその断面を表している。図4は従来例の超音波透過膜41であり、厚さ0.5mm程度の透明なビニールシートなどが用いられている。この膜は超音波を透過するとともに容器内の液体の重量を支える強度が必要なためあまり薄くすることができず、したがって膜による超音波の反射や減衰が大きい。

40

【0040】

図5は本実施形態に係る網状膜構造の説明図である。網状膜構造をもつ超音波透過膜42aは下段の断面図に示すように、防水性かつ超音波透過性の薄いシート43aと網状繊維44aとで構成される。シート43aは容器内の液体の重量を支える必要はないので0.01~0.1mm程度の非常に薄いビニールあるいはゴム製など伸縮性のある柔らかい

50

膜である。シート43aの下には引っ張り強度が強く柔軟性のあるおよそ0.5mm程度の細い纖維からなる網があり液体の重量を支える。網状構造の一例を拡大したものを図7に示す。網状構造44を形成する纖維は、超音波透過膜を乳房に載せたときに纖維の長さではなく角度が変形することにより縦横に伸縮しやすく、乳房表面に密着させやすい構造となっている。超音波透過膜4の形状は図1あるいは図2に示すように、平均的な乳房の形状に合わせて作成されているが、液体を入れて乳房に乗せると超音波透過膜4が伸縮し個人差のある乳房にも密着させることができる。

【0041】

図6は超音波透過膜の他の実施例であり、網状膜構造をもつ超音波透過膜42bは下段の断面図に示すように網状纖維44bの下にシート43bがあり、網状纖維44bとシート43bは固着され一体化されている。また、網状纖維44bの上にさらにもう一枚の薄いシートを載せシート間を接着あるいは真空圧着した構造などでもよい。

【0042】

図8と図9は、水浸法で最も問題になる多重反射が網状膜構造により軽減されることを説明する図である。説明を分かりやすくするために図1と形状がやや異なるが、同じ番号のものは実質的に同じものを表す。画像に悪影響を与える多重反射は、超音波アレイプローブの送受波面45と液体を入れた容器の超音波透過膜4あるいは乳房16の表面46との間で反射を繰り返すことによって起こる。通常は、超音波ビームはプローブの送受波面45に垂直に発射され、屈折を避けるため乳房表面46に垂直に入射するのが好ましいとされている。図8は従来例であり、矢印で書かれた超音波ビームは送受波面45と超音波透過膜41あるいは乳房表面46とにほぼ直角になり、超音波透過膜41も厚いため反射の繰り返しが顕著である。

【0043】

図9は、図6に示した網状膜構造をもつ超音波透過膜42bの場合であり、超音波透過膜42bの表面の網状構造44bにより超音波ビームは種々の方向に散乱され、薄いシートからの垂直な反射は少ないため多重反射が大幅に軽減される。

【0044】

なお、この網状膜構造をもつ超音波透過膜は、撮影対象や撮影に用いる超音波プローブの種類には拘泥されず、水侵法を用いる撮影であれば上記効果を実現することができる。

【0045】

[超音波ビームの走査方向]

図10は超音波アレイプローブ2による超音波ビームの走査方向を示す図である。超音波アレイプローブ2のアレイ振動子3は通常直線状に配列され、送受波面45の断面は直線である。しかし、乳房表面は曲面であり、その断面は曲線となる。曲線の形状は必ずしも円弧ではなく、とくに乳がんの発生率が高いとされる腋下部に近いC'領域48はほぼ平坦でありこの部分を走査することも重要である。したがって、超音波ビームの方向が全て送受波面に直角でそれが平行であれば、C'領域48を含む乳房表面46への入射角を全て直角に近くすることは困難である。本実施形態では、超音波アレイプローブの各振動素子に位相差を与えることによりビーム方向を制御し、走査線47は必ずしも互いに平行ではなく乳房表面に対してできるだけ直角になるようにするものである。図の走査線47は説明のために粗く示してあるが、実際にはたとえば10cmに対して約200本の走査線がある。

【0046】

なお、振動素子毎に与えられる位相差は、例えば次のようにして計算することができる。すなわち、超音波アレイプローブ2を回転させながら乳房を超音波走査する場合に、スタート時の最初の1枚の画像から例えば各走査線における超音波ビームの送信から最初に所定の強度以上の反射波が得られるまでの時間と音速とに基づいて、乳房の形状を取得する。制御プロセッサ128は、得られた乳房の形状に基づいて、次の2枚目の画像の超音波走査に用いられる超音波ビームが乳房表面に対して実質的に垂直に送信されるように、各超音波振動子からの超音波パルスに与るべき位相差（すなわち、各超音波振動子の駆

10

20

30

40

50

動信号に与えるべき遅延時間)を計算する。2枚目以降の超音波走査においては、超音波送信ユニット121は、計算によって得られた遅延時間が与えられた駆動信号を各超音波振動子に対して供給する。同様に3枚目の画像を得る場合は2枚目の画像を元に遅延時間を計算する。プローブの回転速度は遅いため約1度ごとに画像が撮影され、1枚目と2枚目、2枚目と3枚目など隣り合った画像にはあまり差がないのでこれで十分である。これにより、各回転角度における超音波走査では、超音波ビームが乳房表面に対して実質的に垂直に送信されることになる。

【0047】

超音波ビーム方向を制御して乳房表面46にほぼ垂直にビームが入射するようにした場合には、網状構造膜によるものとは異なる多重反射減効果がある。図11は多重反射の軽減効果を説明するための図で、分かりやすくするためにプローブの45は水平に書かれている。この面に対して乳房表面46の斜めの部分に超音波ビームを垂直に入射させると、乳房表面46に垂直に入射した超音波ビームは垂直方向に反射され、プローブの送受波面45の超音波を発射した部分に到達する。この到達した超音波は送受波面45で反射されるが、その方向は送受波面45に垂直ではなく反射角の方向である。この超音波が再び乳房表面46で反射され送受波面45に到達する部分は超音波の発射部分と離れた部分であり検出感度がほとんどないため多重反射は大幅に軽減される。

【0048】

一方向について超音波ビームの送受信を行って1本の走査線が得られ、断面内で走査線をわずかずつ移動し複数の走査線で1枚(1フレーム)の画像を形成する。1本の走査線に必要な時間は、超音波パルスが体内断面の視野の深さを往復する時間にほぼ等しい。例えば、視野の深さを10cm(往復距離は20cm)、走査線間隔を1mm、100本の走査線で1枚の画像を生成するとすれば、超音波の音速(伝播速度)は約1500m/sであるから、1枚の画像生成に必要な時間は、 $100 \times (2 \times 0.1\text{m}) / (1500\text{m/s}) = 0.013\text{s}$ となる。超音波アレイプローブを回転し1度ごとに1枚の画像を得るとすれば、1回転(360度)に要する時間は $0.013\text{s} \times 360 = 4.8\text{s}$ となり、4.8秒で片方の乳房の走査が完了する。すなわち、約5秒で片方の乳房のすべての立体情報のデータが得られることになる。1方向の送受信に対して受信信号の処理により2本の走査線を生成する2方向同時受信の方式を利用すれば、同じ時間で走査線密度が2倍の200本の走査線で1枚の画像を生成することができる。

【0049】

図12にはさらに多くの情報を収集する方法を示す。超音波ビームの送受信を1方向で行う代わりに、例えば角度の異なる5方向について行ってから1mm移動させ、また5方向で送受信して1mm移動というように繰り返す。走査時間は5倍になり、片方の乳房全体の走査には上述の例では $4.8 \times 5 = 24\text{s}$ 、すなわち24秒を必要とするが、それぞれ送受信方向のことなる反射波の情報が得られる。

【0050】

[画像データの収集、画像生成及び表示]

つぎに、画像データの収集、画像生成および表示の方法について詳しく説明する。

【0051】

第1の方法は最も簡単な方法で、受信した超音波の反射信号強度を第1のメモリ125に記録するとともに断層像をそのままリアルタイムでモニタ114に表示するものである。プローブが回転するとともに断層像も変化し、360度回転すればすべての断面のデータを収集し表示できる。この方法は簡便さの点では優れとくにデータ収集が適切に行われているかどうかを確認するために使用される。

【0052】

第2の方法は、医師が診断のために使用する表示方法であり、プローブを1回転させることにより得られた片方の乳房全体のデータを第1のメモリ125に記録し、そのデータをもとにボクセル変換ユニット129により3次元(以下3Dという)直交座標のボクセルデータに変換して記録するものである。図13は図2、図3Aまたは図3Bの超音波ア

10

20

30

40

50

レイプローブとその回転軸を示す図である。回転軸を z 軸とし、プローブの送受波面が z 軸と交わる点を原点、原点を通り z 軸に直交する方向を x 軸とする。図 13 はプローブが回転のスタート位置すなわち体軸に直角な方向の場合である。原点からプローブの送受波面に沿って距離 R の点で、送受波面に垂直な方向から 度の方向で超音波の送受信を行い、深さ r の距離にある点 (x, z) から反射信号を受信した場合を考える。この点の座標 (x, z) を求めると、

$$(式1) x = (R + r \sin \theta) \cos \phi - r \cos \theta \sin \phi$$

$$(式2) z = (R + r \sin \theta) \sin \phi + r \cos \theta \cos \phi$$

となる。 は装置により決まった値であり、 R と の値は送受信の制御信号から既知であり、 r は深さ r の距離を超音波が往復する伝播時間から求められる。図 14 は図 13 を上から見た図で、 z 軸を中心にプローブが回転する様子を示す。原点を通り x 軸と直行する軸を y 軸とすれば、スタート位置から 度回転した場合の距離 R 、角度 方向の深さ r からの反射波の位置座標 (x, y, z) は以下の式で表される。

【0053】

$$(式3) x = [(R + r \sin \theta) \cos \phi - r \cos \theta \sin \phi] \cos \psi$$

$$(式4) y = [(R + r \sin \theta) \cos \phi - r \cos \theta \sin \phi] \sin \psi$$

$$(式5) z = (R + r \sin \theta) \sin \phi + r \cos \theta \cos \phi$$

座標 (x, y, z) の点から反射された超音波の反射信号強度は、まず (R, r, θ, ϕ) の値とともに第 1 のメモリ 125 に記録される。つぎに第 1 のメモリ 125 に記録された反射信号は、ボクセル変換ユニット 129 により (R, r, θ, ϕ, ψ) の値を用いて座標変換の式 (式3) (式4) (式5) により (x, y, z) の直交座標に変換され第 2 のメモリ 126 に記録される。これが図 15 に示すボクセルデータである。図 15 に示すようにボクセルの数は x, y, z 方向に対してそれぞれ N_1, N_2, N_3 個の有限の値であり連続した値ではないので、1つのボクセルに 2 つ以上のデータがある場合はその平均値とし、データの存在しないボクセルには周囲のボクセルのデータの平均値を入れる。このようにして、すべての 3D データを直角座標に変換してメモリに記録することにより、図 15 に示すように 3D のボクセルデータが得られる。このようにして得られたボクセルデータを用いて B モード、C モード、複合画像、立体視などの任意の表示法が可能である。前述の例で 1 点での走査方向を 5 方向に対して行う場合は、5 組のボクセルデータが収集される。

【0054】

具体的な表示方法としては、第 1 に、通常 B モードと呼ばれる縦断面表示すなわち z 軸に平行な断面の表示で、乳房全体を構成する多数の断面を体軸方向に平行に移動しながらあるいは z 軸を中心に回転させながら順次表示する方法がある。操作卓 C の入力装置 113 には表示モード選択ボタンがあり、選択ボタンにより表示法を選択し、入力装置 113 のレバーによって断層像を順次表示させる。レバーを中央位置より向う側へ倒すと複数の断面が次々と表示され、中央位置より手前側に倒すと逆方向に戻すことができる。レバーの角度により表示速度を段階的あるいは連続に変えることができる。各断層像には断面の位置を特定できる ID 情報が記録されており ID 情報および ID 情報から自動的に求められた断層像の位置が画像合成ユニット 127 により同一画面にマーカで表示される。例えば、表示する断層像の位置を体軸方向に移動させる場合は、乳房の左または右を L と R で、 z 軸の座標を数値で表し、断面を回転方向に移動して表示する場合は、回転角 ϕ を記録表示し、円形で模擬した乳房のパターン上に断面の位置を直線で表示する。異常部位を発見したときには、レバーを調節して最適な断面を表示し静止画像として記録する。この画像には ID 情報も記録されているので、再検査などではこの ID を指定することによりこの部位の画像を記録された 3D データから容易に再現することもできる。

【0055】

他の方法としては、通常 C モードと呼ばれる z 軸に垂直な断面の表示で、複数の断面を z 方向に移動しながら順次表示する方法である。画像を観察するための操作方法は B モードの場合と同じである。また、C モードでは枚数が比較的小ないので一枚の画面に並べて

10

20

30

40

50

表示したり、写真フィルム上に表示することも可能である。

【0056】

最も好ましいと思われる方法は、BモードとCモードの画像を1画面上に並べて表示し、どちらか1方の画像を移動させてその位置を他の画像上にマーカで表示する方法である。図16はその表示例を示す。モニタ114の上部にBモード像52a、その下にCモード像53が表示される。Cモードは体軸に平行な水平面の断層像であり、表示されている断面の位置はその上に表示されているBモード像に水平な線54として表示される。一方、上部に表示されているBモード像は下のCモード像上の直線55aで表示される断面であることが分かる。異常部位57が見つかった場合は観察に適する最適断面を固定表示し、Bモード上で垂直な直線56を異常部位57に合わせてからレバーを操作すると、図17に示すように、この直線56を軸として回転移動したBモード像が画面上部に順次表示され、その断面の位置は下のCモード像に直線55bとして表示される。このような表示法により、医師は多数の断層像を短時間でしかも詳しく診断することができる。

【0057】

さらに他の方法としては、1点での走査方向を例えば5方向に変える図12に示した例で、それぞれの方向の5種類の画像データを加算して表示し、とくに詳しく観察したい場合はそこで画像を止め、その断面の複数の方向でのそれぞれの画像を同一画面に並べて比較表示する方法である。加算した画像はスペックル(斑点模様)や多重反射を軽減し、信号対雑音比を向上させ滑らかな見易い画像を提供する。また、異なる方向で送受信を行った画像はそれわざわざに異なる情報を持っており、より的確な診断に役立つ。

【0058】

上述の実施形態によれば、液体中に超音波アレイプローブを回転軸に固定する構造としたため構造が非常に簡単になり、電子的に超音波ビームの送受信方向を制御することにより超音波アレイプローブを回転させるだけで乳房表面にできるだけ垂直な方向で超音波ビームを送受信でき、かつ多重反射を軽減でき、さらに走査が困難なC'部分の走査が可能になり、また、短時間で固定した乳房の3次元データを収集し診断に適した種々の表示法が可能となる。

【0059】

また、液体封入容器を乳房の適切な位置に移動設定する構造としたため、被検者は仰臥位という最も好ましい姿勢で検査を受けることができる。

【0060】

さらに、体表の下部に設置された液体封入容器の上部に、液体封入容器の液体とは別に液体の給排水を行うことにより、乳房表面に気泡が存在せず良好な画像が得られるとともに、乳房に接する液体は汚れがほとんどなく清浄に保たれる。

【0061】

また、電子的な制御により、乳房表面にできるだけ垂直な方向で超音波ビームを送受信することにより、構造が簡単になり、多重反射を軽減することができ、走査が困難とされるC'部分の走査也可能になる。

【0062】

また、液体封入容器の超音波透過性の膜を網状膜構造にすることにより、水浸法で最も大きな問題である多重反射を軽減し、超音波の透過力を増しつつ容器の強度を確保できる。

【0063】

複数の方向から超音波の送受信を行って得られた画像データを用いれば、多重反射の軽減、スペックルの低減、信号対雑音比の改善が可能になり良質な画像がえられることに加え、診断に有用な情報も増え、通常見難いとされる乳首直下の乳管の描写も可能になる。

【0064】

同一断面を異なる方向から走査した画像を生成または合成することにより、送受信方向の差異により異なる診断情報をもった画像を表示でき、多重反射の確認や軽減、スペックルの低減、信号対雑音比の改善が可能になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

また、乳房の全領域にわたって収集された画像データをボクセルデータに変換し、ボクセルデータから種々の画像を生成することにより、画像処理の汎用的なハードやソフトを利用して診断に適した画像を容易に生成し表示することができる。

【 0 0 6 6 】

さらに、Bモード像とCモード像を同時に、かつ一方の画像を順次切り替えて表示し、それぞれの断面位置を表示することにより、数百枚の断層像を短時間に観察しあつ異常部位については詳しく検査することができる。

【 0 0 6 7 】

また、断層像のそれぞれに断面位置情報を記録し、記録された情報を元に自動的に画面上にマーカで断面位置を表示することにより、表示されている断面の位置が直感的に把握できるとともに、表示したい断面の検索が容易になり必要な画像を簡単に画面に表示できる。

【 0 0 6 8 】

なお、本発明は上記実施形態そのままで限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。

【 0 0 6 9 】

例えば、本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 7 0 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 産業上の利用可能性 】**【 0 0 7 1 】**

以上本発明によれば、被検者や検査技師への負担を強いることなく乳房の病変を良好に診断できる超音波乳房検査装置を実現することができる。

【 図面の簡単な説明 】**【 0 0 7 2 】**

【図1】図1は、本発明の実施形態に係る超音波検査装置のブロック構成図である。

【図2】図2は、超音波走査ユニットAの一例を示した図である。

【図3A】図3Aは、実施例2に係る超音波走査ユニットAを示した図である。

【図3B】図3Bは、実施例3に係る超音波走査ユニットAを示した図である。

【図4】図4は、液体封入容器の超音波透過膜の一例を示した図である。

【図5】図5は、液体封入容器の超音波透過膜を説明するための図である。

【図6】図6は、液体封入容器の超音波透過膜の他の例を説明するための図である。

【図7】図7は、膜構造の例を示した図である。

【図8】図8は、多重反射を説明するための図である。

【図9】図9は、多重反射軽減を説明するための図である。

【図10】図10は、送受波面に垂直ではない超音波ビームを説明するための図である。

【図11】図11は、斜めに放射された超音波ビームの多重反射軽減効果を説明するための図である。

【図12】図12は、複数方向で超音波送受信を行う場合を説明するための図である。

【図13】図13は、反射体の位置を直交座標で表す式を求めるための図である。

【図14】図14は、図13をz軸方向から見た図である。

【図15】図15は、ボクセルデータを説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図16】図16は、図2乃至図3Bの実施形態に係るBモード、Cモードの同時表示を説明するための図である。

【図17】図17は、図2乃至図3Bの実施形態に係る異常部位を他の断面で表示した例を示した図である。

【符号の説明】

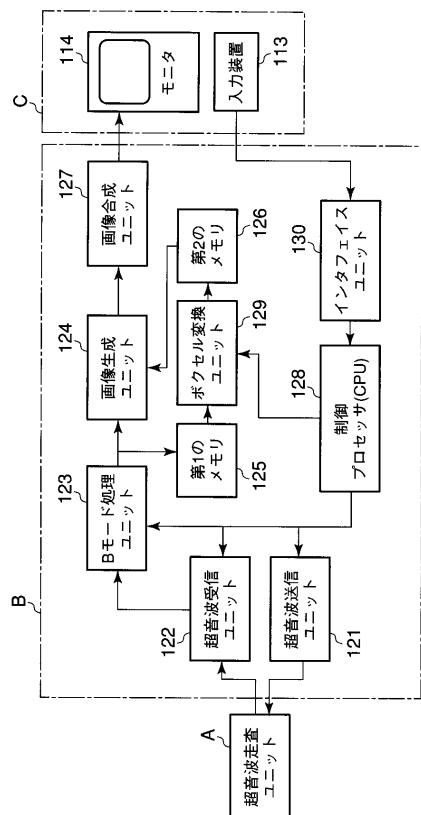
【0073】

1...液体封入容器の支持蓋、2...超音波アレイプローブ、4...液体封入容器の超音波透過膜、7...回転軸、10...モータ、24...液体封入容器流水口、25a...液体封入容器流入パイプ、25b...液体封入容器流出パイプ、26...給排水溝、27a...給排水溝の給水パイプ、27b...給排水溝の排水パイプ、31...液体封入容器を移動させるための支持枠、42...網状構造の超音波透過膜、45...超音波プローブの送受波面、46...乳房表面、47...超音波送受信方向(走査線)、48...Cダッシュ領域、50...ボクセル、52a...z軸を中心に回転表示されるBモード像、52b...異常部位を中心に回転表示されるBモード像、53...Cモード像、54...Cモード像の断面位置、55...Bモード像の断面位置、56...異常部位を通る他のBモード像を表示するための線、57...異常部位

10

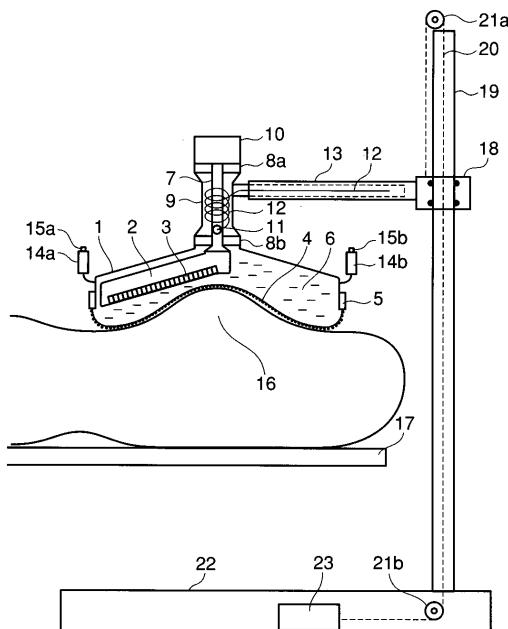
【図1】

図1



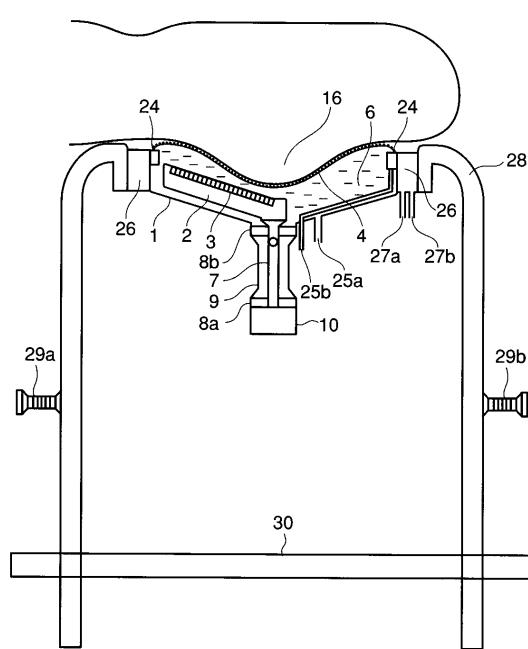
【図2】

図2



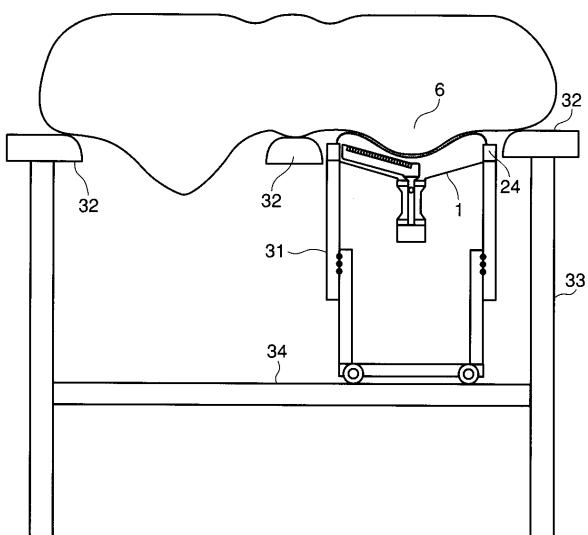
【図3A】

図3A



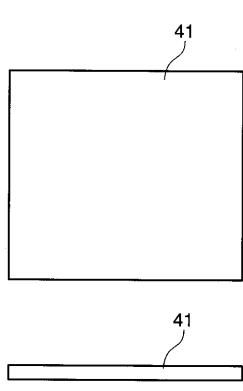
【図3B】

図3B



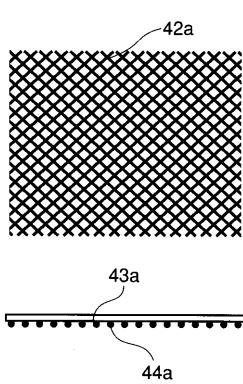
【図4】

図4



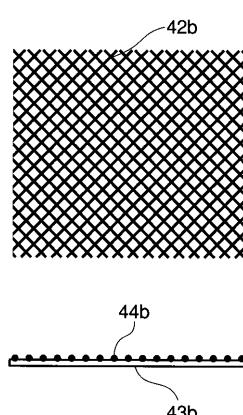
【図5】

図5



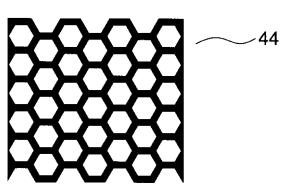
【図6】

図6



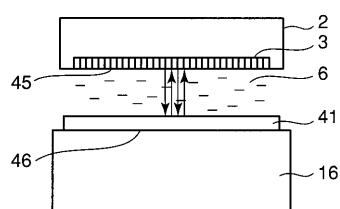
【図7】

図7



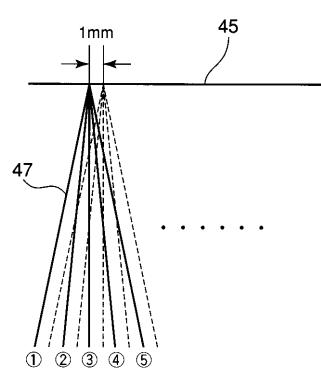
【図8】

図8



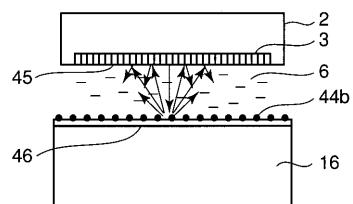
【図12】

図12



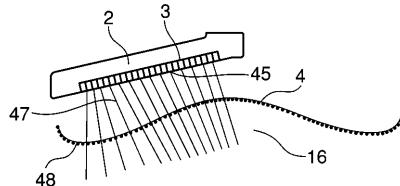
【図9】

図9



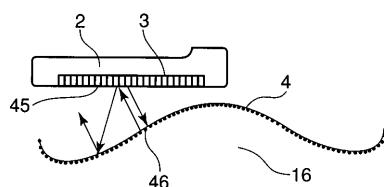
【図10】

図10



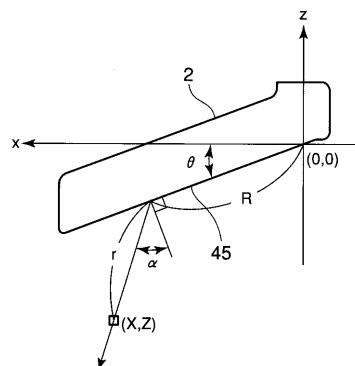
【図11】

図11



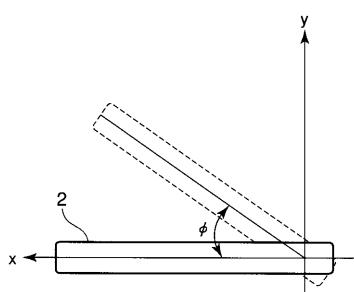
【図13】

図13



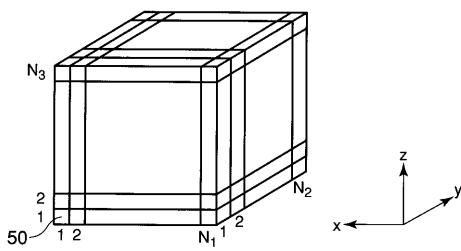
【図14】

図14



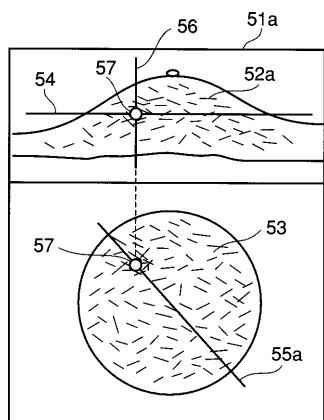
【図15】

図15



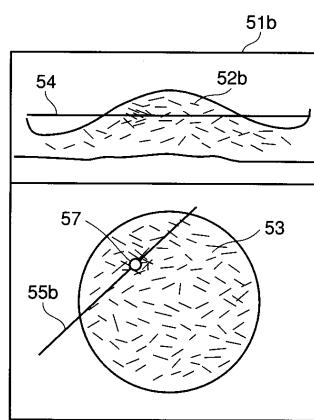
【図16】

図16



【図17】

図17



フロントページの続き

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 飯沼 一浩

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 瀬尾 育式

栃木県大田原市下石上1385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 BB16 DD08 EE11 EE20 GA12 GB04 GC02 GC14 GC27

KK12 KK15 KK21 KK25

专利名称(译)	超声波检测设备		
公开(公告)号	JP2007216003A	公开(公告)日	2007-08-30
申请号	JP2007010365	申请日	2007-01-19
[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	飯沼一浩 瀬尾育式		
发明人	飯沼 一浩 瀬尾 育式		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/GA12 4C601/GB04 4C601/GC02 4C601/GC14 4C601/GC27 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK21 4C601/KK25		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
优先权	2006011677 2006-01-19 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

图 2

要解决的问题：提供一种超声波乳房检查设备，该设备能够令人满意地诊断乳房病变，而不会给受试者或技术人员带来负担。SOLUTION：超声阵列探头以预定角度固定到旋转轴上，以简化机械结构，并且对超声束进行电子控制，以使超声发送/接收方向基本垂直于乳房表面。只能通过旋转收集包括C部分在内的整个乳房的数据。此外，插入探头和乳房之间的薄膜具有网状结构，可减少多次反射。此外，通过同时显示B模式图像和C模式图像，可以在短时间内进行准确的诊断。[选择图]图2

