

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5210080号
(P5210080)

(45) 発行日 平成25年6月12日(2013.6.12)

(24) 登録日 平成25年3月1日(2013.3.1)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/08

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-198174 (P2008-198174)
 (22) 出願日 平成20年7月31日 (2008.7.31)
 (65) 公開番号 特開2010-35574 (P2010-35574A)
 (43) 公開日 平成22年2月18日 (2010.2.18)
 審査請求日 平成23年2月17日 (2011.2.17)

(73) 特許権者 306037311
 富士フィルム株式会社
 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 溫
 (72) 発明者 三上 勇志
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フィルム株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56) 参考文献 特開2003-260046 (JP, A)
 特開2003-310614 (JP, A)
 特開2007-143704 (JP, A)

(54) 【発明の名称】 医用撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体が載置される撮影台と、
 被検体を圧迫する第1の面と該第1の面に対向する第2の面とを有し、前記撮影台との間で被検体を圧迫する圧迫板と、
 前記圧迫板の第2の面と音響的な接続を維持するように配置され、駆動信号に従って超音波を送信すると共に、送信された超音波が被検体によって反射されて生じる超音波エコーを受信して受信信号を出力する超音波探触子と、

前記超音波探触子に駆動信号を供給すると共に、前記超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、超音波画像を表す画像データを生成する超音波撮像手段と、

超音波画像における前記圧迫板の反射像に基づいて前記圧迫板に対する前記超音波探触子の位置及び／又は姿勢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圧迫板に対する前記超音波探触子の位置及び／又は姿勢を制御する制御手段と、
 を具備する医用撮像装置。

【請求項 2】

前記検出手段が、超音波画像において前記超音波探触子の先端部を表す第1の基準線又は該第1の基準線に平行な第2の基準線と前記圧迫板の反射像との間の距離を複数の位置において計測して計測値を求め、それらの位置における計測値の差に基づいて、超音波スライス平面内における前記圧迫板に対する前記超音波探触子の傾きを検出し、

前記制御手段が、前記検出手段の検出結果に基づいて、超音波スライス平面内における前記圧迫板に対する前記超音波探触子の傾きを制御する、

請求項1記載の医用撮像装置。

【請求項3】

前記検出手段が、超音波画像において前記超音波探触子の先端部を表す基準線と前記圧迫板の反射像との間の距離を計測して計測値を求め、

前記制御手段が、前記検出手段によって求められた計測値を前記所定の値と比較し、比較結果に基づいて、前記超音波探触子と前記圧迫板との間の距離を制御する、請求項1記載の医用撮像装置。

【請求項4】

前記検出手段が、前記超音波探触子から出力される受信信号の強度を検出し、

前記制御手段が、前記検出手段によって検出される受信信号の強度が最大となるように、超音波スライス平面と直交する平面内における前記超音波探触子の倒れを制御する、請求項1記載の医用撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、乳癌等を診断するために、圧迫板によって乳房を圧迫しながら乳腺・乳房の撮像を行う医用撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、放射線（X線、γ線、β線、電子線、紫外線等）を用いた撮影方法は様々な分野で利用されており、特に医療分野においては、診断のための最も重要な手段の一つとなっている。乳癌を診断するために行われる乳房のX線撮影（X線マンモグラフィー）によって得られる放射線画像は、腫瘍や癌の前兆である石灰化を発見するために有用であるが、被検者の乳腺密度等によっては発見することが困難な場合がある。そこで、放射線及び超音波を併用することにより、放射線画像と超音波画像との両方に基づいて診断を行うことが検討されている。X線マンモグラフィー及び超音波撮像は、それぞれ次のような特徴を有している。

【0003】

X線マンモグラフィーは、癌の初期症状の1つである石灰化を写し出すのに適しており、高解像度で高感度な検出が可能である。特に、閉経後の女性のように、乳腺組織が萎縮を始めて脂肪に置換された脂肪質（所謂、"f a t b r e a s t"）の場合には、X線マンモグラフィーによって得られる情報が多くなる。しかしながら、X線撮影は、組織の特異性（組織性状）の検出能力が低いという短所を有している。

【0004】

また、X線画像において、乳腺は均一な軟部組織の濃度を呈するので、思春期～閉経前の女性のように、乳腺が発達している乳腺質（所謂、"d e n s e b r e a s t"）の場合には、腫瘍の検出が困難になる。さらに、X線マンモグラフィーにおいては、立体である被検体を平面に投影した2次元画像しか得ることができないので、仮に腫瘍が発見されても、その腫瘍の深さ方向の位置や大きさ等の情報を把握するのが困難である。

【0005】

一方、超音波撮像は、組織の特異性（例えば、囊腫と固形物との違い）を検出でき、小葉癌を検出することもできる。また、リアルタイムに画像を観察したり、3次元画像を生成することも可能である。しかしながら、超音波撮像検査の精度は、医師等のオペレータの技術に依存することが多く、再現性も低い。また、超音波画像においては、微小な石灰化を観察することが困難である。

【0006】

このように、X線マンモグラフィー検査と超音波撮像検査とは互いに一長一短であるので、乳癌を確実に発見するためには、両方の検査を行うことが望ましい。X線マンモグラ

10

20

30

40

50

フィー検査は、圧迫板によって被検体（乳房）を圧迫した状態で行われるので、同じ状態における被検体のX線画像と超音波画像とに基づいて診断を行うためには、超音波撮像検査も、X線マンモグラフィーの検査が行われたときと同じ状態、即ち、圧迫板によって被検体（乳房）を圧迫した状態で行うことが必要である。そのために、放射線及び超音波を併用して乳腺・乳房の撮像を行う医用撮像装置が検討されている。

【0007】

そのような医用撮像装置においては、圧迫板の近傍に配置された超音波探触子から送信される超音波が、圧迫板を通過して乳房に到達し、乳房によって反射された超音波エコーが、再度圧迫板を通過して超音波探触子によって受信される。ここで、超音波探触子と圧迫板との間に空気層が存在すると、超音波が空気層の界面において反射され、超音波画像における画質の劣化を招いてしまうので、圧迫板にはエコーベゼリー等が塗布される。10

【0008】

関連する技術として、特許文献1には、3軸制御された超音波プローブが湾曲した圧迫板に沿って動きながら超音波画像を取得して3次元画像を生成するマンモグラフィー装置が開示されている。しかしながら、このマンモグラフィー装置においては、超音波プローブの傾きを制御する等の姿勢制御が行われていないので、超音波プローブの片浮き等を防止することができない。

【0009】

また、特許文献2には、超音波プローブが圧迫板上を自動的にスキャンして超音波画像を取得する医用撮像装置が開示されている。この医用撮像装置によれば、チルト可能なサスペンション状の構造と球状の接触部材とを備えたインターフェース・アッセンブリに超音波プローブを装着し、接触部材を圧迫板に接触させながら超音波プローブを移動させることにより、湾曲した圧迫板に対して超音波プローブの姿勢を一定に保つことにより、超音波プローブと圧迫板との間の間隔を一定に維持することができる。20

【0010】

ところで、特許文献1及び特許文献2においては、超音波探触子又は接触部材が常に圧迫板と接触しながら移動するので、両者間の摩擦やエコーベゼリーの抵抗等によって駆動負荷が大きくなり、動作が安定しないことが考えられる。また、摩擦による各部の傷や磨耗も懸念される。

【特許文献1】米国特許第6574499号明細書30

【特許文献2】米国特許出願公開第2005/0113684号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、圧迫板によって乳房を圧迫しながら乳腺・乳房の撮像を行う医用撮像装置において、圧迫板に対する超音波探触子の姿勢を一定に保つと共に、超音波探触子の移動動作を安定させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る医用撮像装置は、被検体が載置される撮影台と、被検体を圧迫する第1の面と該第1の面に対向する第2の面とを有し、撮影台との間で被検体を圧迫する圧迫板と、圧迫板の第2の面と音響的な接続を維持するように配置され、駆動信号に従って超音波を送信すると共に、送信された超音波が被検体によって反射されて生じる超音波エコーを受信して受信信号を出力する超音波探触子と、超音波探触子に駆動信号を供給すると共に、超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、超音波画像を表す画像データを生成する超音波撮像手段と、超音波画像における圧迫板の反射像に基づいて圧迫板に対する超音波探触子の位置及び／又は姿勢を検出する検出手段と、検出手段の検出結果に基づいて圧迫板に対する超音波探触子の位置及び／又は姿勢を制御する制御手段とを具備する。40

【発明の効果】

50

【0013】

本発明の1つの観点によれば、超音波画像における圧迫板の反射像に基づいて圧迫板に対する超音波探触子の位置及び/又は姿勢を検出する検出手段と、検出手段の検出結果に基づいて圧迫板に対する超音波探触子の位置及び/又は姿勢を制御する制御手段とを設けたことにより、圧迫板に対する超音波プローブの姿勢を一定に保つと共に、超音波プローブの移動動作を安定させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

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。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

10

図1は、本発明の一実施形態に係る医用撮像装置の構成を示すブロック図である。この医用撮像装置は、乳房に放射線を照射し、乳房を透過する放射線を検出することによって放射線画像を生成する放射線マンモグラフィー装置の機能と、乳房に超音波を送信し、乳房の内部において反射した超音波エコーを受信することによって超音波画像を生成する超音波診断装置の機能とを併せ持った医用撮像装置である。以下においては、放射線としてX線を使用する場合について説明するが、X線、Y線、Z線、電子線、紫外線等も使用可能である。

【0015】

図1に示すように、医用撮像装置は、X線管10と、フィルタ11と、X線管10によって発生され被検体1を透過したX線を検出するX線検出部12と、被検体1である乳房を押さえるための圧迫板13と、圧迫板13を移動させる圧迫板移動機構14と、圧迫板13に印加される圧力を検出する圧力センサ15と、超音波の送受信を行う複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子16と、超音波探触子16を移動させる探触子移動機構17と、超音波探触子16の位置を検出する位置センサ18とを、撮像部において有している。

20

【0016】

さらに、医用撮像装置は、圧迫板移動機構14及び探触子移動機構17等を制御する移動制御部20と、放射線撮像制御部30と、超音波撮像制御部40と、探触子位置/姿勢検出部50と、画像処理部60と、表示部61及び62と、操作卓70と、制御部80と、格納部90とを有している。

30

【0017】

図2は、図1に示す医用撮像装置の撮像部の外観を示す側面図である。図2に示すように、医用撮像装置の撮像部は、アーム部2と、アーム部2を上下方向(Z軸方向)に移動可能に保持する基台3と、アーム部2を基台3に連結する軸部4とを有している。アーム部2には、X線管10と、フィルタ11と、X線検出部12と、被検体1が載置される撮影台19と、撮影台19との間で被検体1を圧迫する圧迫板13と、圧迫板13を移動させる圧迫板移動機構14と、超音波探触子16と、超音波探触子16をX軸、Y軸、及び、Z軸方向に移動させる探触子移動機構17とが設けられている。ここで、X線管10及びフィルタ11は、放射線発生部を構成する。

【0018】

40

X線管10は、管電圧が印加されることによってX線を発生する。フィルタ11は、モリブデン(Mo)又はロジウム(Rh)等の材料によって作成され、X線管10が発生するX線に含まれている複数の波長成分の内から所望の波長成分を選択的に透過する。X線検出部12は、被検体1を通過したX線を2次元領域における複数の検出ポイントにおいて検出することによりX線画像を撮影するフラットパネル・ディテクタ(FPD)である。X線管10から放射され被検体1を透過したX線が各検出ポイントに照射されることにより、X線の強度に応じた大きさを有する検出信号がX線検出部12から出力される。この検出信号は、ケーブルを介して、放射線撮像制御部30(図1)に入力される。

【0019】

圧迫板13は、X線の照射方向に沿って被検体1を圧迫する圧迫面(図2における下面

50

)と、圧迫面に対向する面(図2における上面)とを有している。圧迫板13は、撮影台19に対して略平行に設置されており、移動制御部20(図1)の制御の下で、圧迫板移動機構14が、圧迫板13を圧迫面に略垂直な方向(Z軸方向)に移動させる。圧力センサ15(図1)は、圧迫板13に印加される圧力を検出し、その検出結果に基づいて、移動制御部20が、圧迫板移動機構14を制御する。圧迫板13と撮影台19とによって被検体(乳房)1を挟み込むことにより、乳房の厚さを均一にした状態でX線撮影及び超音波撮像が行われる。

【0020】

ここで、圧迫板13は、乳房を圧迫する際の位置合わせや圧迫状態の確認を行うために光学的に透明であることが必要であり、X線管10から放射されるX線を透過させると共に、超音波探触子16から送信される超音波を伝播し易い材料によって形成されていることが望ましい。圧迫板13の材料としては、例えば、超音波の反射率に影響する音響インピーダンスと超音波の減衰に影響する減衰係数において適した値を有するポリカーボネイト、アクリル、又は、ポリメチルペンテン等の樹脂を用いることができる。10

【0021】

超音波探触子16は、1次元状、又は、2次元状に配列された複数の超音波トランステューサを備えている。各々の超音波トランステューサは、印加される駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

【0022】

各々の超音波トランステューサは、例えば、PZT(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、PVDF(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)の両端に電極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に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮によって、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、ケーブルを介して、超音波撮像制御部40(図1)に入力される。20

【0023】

再び図1を参照しながら、放射線撮像系について説明する。30

放射線撮像制御部30は、管電圧・管電流制御部31と、高電圧発生部32と、A/D変換器33と、放射線画像データ生成部34とを含んでいる。

【0024】

X線管10においては、陰極と陽極との間にかける管電圧によってX線の透過性が決定され、陰極と陽極との間に流れる管電流の時間積分値によってX線の発生量が決定される。管電圧・管電流制御部31は、目標値に従って、管電圧や管電流等の撮影条件を調整する。管電圧及び管電流の目標値は、オペレータが、操作卓70を用いてマニュアルで調整することができる。高電圧発生部32は、管電圧・管電流制御部31の制御の下で、X線管10に印加される高電圧を発生する。A/D変換器33は、X線検出部12から出力されるアナログの放射線検出信号をディジタルの放射線検出信号に変換し、放射線画像データ生成部34は、放射線検出信号に基づいて放射線画像データを生成する。40

【0025】

次に、超音波撮像系について説明する。

超音波撮像制御部40は、走査制御部41と、送信回路42と、受信回路43と、A/D変換器44と、信号処理部45と、Bモード画像データ生成部46とを含んでいる。ここで、送信回路42～Bモード画像データ生成部46は、超音波撮像手段を構成する。

【0026】

走査制御部41は、移動制御部20の制御の下で、送信回路42から超音波探触子16の各超音波トランステューサに印加される駆動信号の周波数及び電圧を設定して、送信される超音波の周波数及び音圧を調節する。また、走査制御部41は、超音波ビームの送信50

方向を順次設定し、設定された送信方向に応じて送信遅延パターンを選択する送信制御機能と、超音波エコーの受信方向を順次設定し、設定された受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する受信制御機能とを有している。

【0027】

ここで、送信遅延パターンとは、超音波探触子16に含まれている複数の超音波トランステューサから送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために複数の駆動信号に与えられる遅延時間のパターンであり、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランステューサによって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために複数の受信信号に与えられる遅延時間のパターンである。複数の送信遅延パターン及び複数の受信遅延パターンは、メモリ等に格納されている。

10

【0028】

送信回路42は、複数の超音波トランステューサにそれぞれ印加される複数の駆動信号を生成する。その際に、送信回路42は、走査制御部41によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランステューサ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の遅延量を調節して超音波探触子16に供給しても良いし、複数の超音波トランステューサ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探触子16に供給しても良い。

【0029】

受信回路43は、複数の超音波トランステューサからそれぞれ出力される複数の超音波受信信号を增幅し、A/D変換器44は、受信回路43によって増幅されたアナログの超音波受信信号をデジタルの超音波受信信号に変換する。信号処理部45は、走査制御部41によって選択された受信遅延パターンに基づいて、複数の超音波受信信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの超音波受信信号を加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。さらに、信号処理部45は、音線信号に対して、検波回路及びローパスフィルタ等によって包絡線検波処理を施すことにより、包絡線信号を生成する。

20

【0030】

Bモード画像データ生成部46は、包絡線信号に対して、STC (Sensitivity Time gain Control : センシティビティ・タイム・ゲイン・コントロール) によって、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した後、対数圧縮やゲイン調整等の処理を施して画像データを生成し、この画像データを、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換(ラスター変換)することにより、Bモード画像データを生成する。

30

【0031】

画像処理部60は、放射線撮像制御部30から出力される放射線画像データ、及び、超音波撮像制御部40から出力されるBモード画像データに対し、階調処理等の必要な画像処理を施して表示用の画像データを生成する。それにより、放射線画像及び超音波画像が、表示部61及び62にそれぞれ表示される。

【0032】

操作卓70は、オペレータが医用撮像装置を操作するために用いられる。制御部80は、オペレータの操作に基づいて各部を制御する。以上において、移動制御部20、管電圧・管電流制御部31、放射線画像データ生成部34、走査制御部41、信号処理部45、Bモード画像データ生成部46、探触子位置/姿勢検出部50、画像処理部60、及び、制御部80は、中央演算装置(CPU)と、CPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェア(プログラム)とによって構成されるが、これらをデジタル回路又は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、ハードディスク又はメモリ等によって構成された格納部90に格納されている。また、格納部90に、走査制御部41によって選択される送信遅延パターン及び受信遅延パターンを格納するようにしても良い。

40

【0033】

50

図3は、図1に示す医用撮像装置の探触子移動機構を説明するための斜視図である。撮影台19の上方には、撮影台19との間で被検体1を圧迫する圧迫板13が、圧迫板移動機構14によって支持されている。圧迫板移動機構14は、移動制御部20の制御の下で、圧迫板13をZ軸方向に移動させる。さらに、圧迫板13上方には、圧迫板13の上面に沿って移動する超音波探触子16が、探触子移動機構によって支持されている。

【0034】

探触子移動機構は、Z軸方向に移動可能な第1の移動部材17aと、第1の移動部材17aに対してY軸方向に移動可能な第2の移動部材17bと、第2の移動部材17bに対してX軸方向に移動可能な第3の移動部材17cと、第3の移動部材17cに対してY軸回りに回転可能な第1の回転部材17dと、第1の回転部材17dに対してX軸回りに回転可能な第2の回転部材17eとを含んでいる。これらの移動部材及び回転部材は、移動制御部20の制御の下で、ステッピングモータ等によって駆動される。

10

【0035】

再び図1を参照すると、圧迫板移動機構14には、Z軸方向における圧迫板13の位置を検出する圧迫板位置検出部が設けられており、探触子移動機構17には、Z軸方向における超音波探触子16の位置を検出する探触子位置検出部が設けられている。また、超音波探触子16のX軸方向及びY軸方向における位置は、位置センサ18によって検出される。

【0036】

格納部90には、圧迫板13のホームポジションのZ軸方向における絶対座標と、超音波探触子16のホームポジションのZ軸方向における絶対座標とが予め登録されている。圧迫板位置検出部は、Z軸方向においてホームポジションからの圧迫板13の距離を検出し、探触子位置検出部は、Z軸方向においてホームポジションからの超音波探触子16の距離を検出する。移動制御部20は、圧迫板位置検出部及び探触子位置検出部の検出結果に基づいて、圧迫板13と超音波探触子16との間の距離を算出し、算出された距離が所定の値となるように探触子移動機構17を制御する。

20

【0037】

さらに、圧迫板13に対する超音波探触子16のZ軸方向における位置及び/又は姿勢は、探触子位置/姿勢検出部50によって非接触で検出される。例えば、探触子位置/姿勢検出部50は、信号処理部45によって生成される包絡線信号又はBモード画像データ生成部46によって生成されるBモード画像データによって表される超音波画像における圧迫板13の反射像に基づいて、圧迫板13に対する超音波探触子16の位置及び/又は姿勢を検出する。あるいは、探触子位置/姿勢検出部50としてビデオカメラを用いることにより、圧迫板13に対する超音波探触子16の位置及び/又は姿勢を光学的に検出するようにしても良い。

30

【0038】

移動制御部20は、探触子位置/姿勢検出部50の検出結果に基づいて、探触子移動機構17を制御する。これにより、圧迫板13に対する超音波探触子16の位置及び/又は姿勢が制御される。超音波探触子16と圧迫板13との間に空気層が存在すると、超音波が空気層の界面において反射され、超音波画像が生成できないので、圧迫板13の上面にはエコーボンバー等が塗布される。

40

【0039】

超音波撮像を行う際には、探触子移動機構17が、まず、超音波探触子16をホームポジションに設置し、その後、超音波探触子16を所定の方向に移動させる。超音波探触子16が、移動しながら超音波を送受信することにより、超音波撮像が行われる。圧迫板13は、被検体を圧迫することにより撓んで湾曲しているので、圧迫板13に対する超音波探触子16の位置及び/又は姿勢を細かく制御することが重要となる。

【0040】

図4は、超音波スライス平面内において圧迫板に対して超音波探触子が傾いた状態と、その状態において得られる超音波画像とを示す図である。ここで、超音波スライス平面と

50

は、超音波探触子 16 に含まれている複数の超音波トランステューサの主配列方向（アジマス方向）を通り、超音波トランステューサの超音波送信面に直交する平面のことをいう。図 4 の（a）に示すように、超音波スライス平面内において圧迫板 13 に対して超音波探触子 16 が傾いている場合には、図 4 の（b）に示す超音波画像において、超音波探触子 16 の先端部を表す基準線と圧迫板 13 の反射像とが平行でなくなる。

【0041】

そこで、図 1 に示す探触子位置 / 姿勢検出部 50 は、超音波画像において超音波探触子 16 の先端部を表す基準線と圧迫板 13 の反射像との間の距離を複数の位置（図 4 においては、超音波画像の左端と右端）において計測して計測値 A 及び計測値 B を求め、計測値 A と計測値 B との差に基づいて、超音波スライス平面内における圧迫板 13 に対する超音波探触子 16 の傾きを検出する。なお、超音波探触子 16 の先端部を表す基準線の替わりに、この基準線に平行な別の基準線を用いるようにしても良い。10

【0042】

図 1 に示す移動制御部 20 は、探触子位置 / 姿勢検出部 50 の検出結果に基づいて、計測値 A 及び計測値 B が A - B を満たすように探触子移動機構 17 を制御する。具体的には、図 3 において、第 2 の回転部材 17e の X 軸回りの角度が制御される。これにより、超音波スライス平面内における圧迫板 13 に対する超音波探触子 16 の傾きが、最小となるように制御される。その結果、図 5 の（a）に示すように、圧迫板 13 に対する超音波探触子 16 の傾きが修正され、図 5 の（b）に示すように、超音波画像において、超音波探触子 16 の先端部を表す基準線と圧迫板 13 の反射像とが略平行となる。20

【0043】

図 6 は、超音波探触子と圧迫板との間の距離が異なる 2 つの状態において得られる超音波画像を示す図である。図 1 に示す探触子位置 / 姿勢検出部 50 は、超音波画像において超音波探触子 16 の先端部を表す基準線と圧迫板 13 の反射像との間の距離を計測して計測値 D を求める。超音波探触子 16 が圧迫板 13 から離れている場合には、図 6 の（a）に示すように、計測値 D が大きな値となっている。

【0044】

移動制御部 20 は、探触子位置 / 姿勢検出部 50 によって求められた計測値 D を所定の値 C と比較し、その比較結果に基づいて、計測値 D が D - C を満たすように探触子移動機構 17 を制御する。具体的には、図 3 において、第 1 の移動部材 17a の Z 軸方向の位置が制御される。これにより、超音波探触子 16 と圧迫板 13 との間の距離が、所定の値 C となるように制御される。その結果、圧迫板 13 が超音波探触子 16 の進行方向（X 軸方向）において湾曲していても、超音波探触子 16 と圧迫板 13 との間の距離を一定に保つことができるため、両者が接触することも、離れすぎて音響的な接続が断たれることも防ぐことができる。30

【0045】

ここで、所定の値 C は、ゼロ以上で、かつ、2 mm ~ 3 mm 以下となるように設定することが望ましい。なお、図 4 に示すように、圧迫板 13 に対して超音波探触子 16 が傾いているために複数の異なる計測値が得られる場合には、それらの計測値の最小値を計測値 D として用いることが望ましい。また、圧迫板 13 が湾曲しているために複数の異なる計測値が得られる場合にも、それらの計測値の最小値を計測値 D として用いることが望ましい。40

【0046】

図 7 は、超音波スライス平面と直交する平面内における超音波探触子の倒れを制御する方法を説明するための図であり、図 7 の（a）は斜視図、図 7 の（b）は正面断面図である。図 7 の（b）に示すように、超音波スライス平面と直交する平面（XZ 平面）内における超音波探触子 16 と圧迫板 13 とのなす角を θ とすると、 θ が 90° から離れた場合には、超音波探触子 16 と圧迫板 13 との界面又は圧迫板 13 と被検体 1 との界面における超音波の屈折及び / 又は反射の影響により、超音波が拡散して画質が劣化する。

【0047】

50

20

30

40

50

そこで、図1に示す探触子位置／姿勢検出部50が、例えば、A/D変換器44から出力される受信信号に基づいて、超音波探触子16から出力される受信信号の強度を検出し、移動制御部20が、探触子位置／姿勢検出部50によって検出される受信信号の強度が最大となるように、XZ平面内における超音波探触子16の倒れを制御する。具体的には、図3において、第1の回転部材17dのY軸回りの角度が制御される。これにより、XZ平面内における超音波探触子16と圧迫板13とのなす角θが、略90°となるように制御される。

【0048】

以上においては、圧迫板13に対する超音波探触子16の位置及び／又は姿勢をリアルタイムで制御する場合について説明したが、超音波探触子16を圧迫板13からある程度離した状態で事前撮像を行うことにより、湾曲している圧迫板13の形状を予め計測して、形状データを格納部90等に格納しておき、移動制御部20が、その形状データに基づいて超音波探触子16を移動させることにより超音波撮像を行うようにしても良い。あるいは、超音波探触子16において1.5次元トランスデューサアレイ又は2次元トランスデューサアレイを用いることにより、ある領域の超音波撮像中に、隣接する領域の事前撮像を行うようにしても良い。

【0049】

上記の実施形態によれば、圧迫板13が湾曲した場合においても、超音波探触子16と圧迫板13との間の音響的な接続を維持することが可能であり、画像の一部欠損や画質の低下を防止することができる。また、圧迫板13に塗布されるエコーボイラー等の量も少量で済む。さらに、超音波探触子16と圧迫板13との間の摩擦の影響を軽減できるので、摩擦による各部の傷や磨耗を防止することが可能である。

【産業上の利用可能性】

【0050】

本発明は、乳癌等を診断するために、圧迫板によって乳房を圧迫しながら乳腺・乳房の撮像を行う医用撮像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】

【0051】

【図1】本発明の一実施形態に係る医用撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す医用撮像装置の撮像部の外観を示す側面図である。

【図3】図1に示す医用撮像装置の探触子移動機構を説明するための斜視図である。

【図4】超音波スライス平面内において圧迫板に対して超音波探触子が傾いた状態と、その状態において得られる超音波画像とを示す図である。

【図5】超音波スライス平面内において圧迫板に対して超音波探触子が傾いていない状態と、その状態において得られる超音波画像とを示す図である。

【図6】超音波探触子と圧迫板との間の距離が異なる2つの状態において得られる超音波画像を示す図である。

【図7】超音波スライス平面と直交する平面内における超音波探触子の倒れを制御する方法を説明するための図である。

【符号の説明】

【0052】

1 被検体

2 アーム部

3 基台

4 軸部

10 X線管

11 フィルタ

12 X線検出部

13 圧迫板

14 圧迫板移動機構

10

20

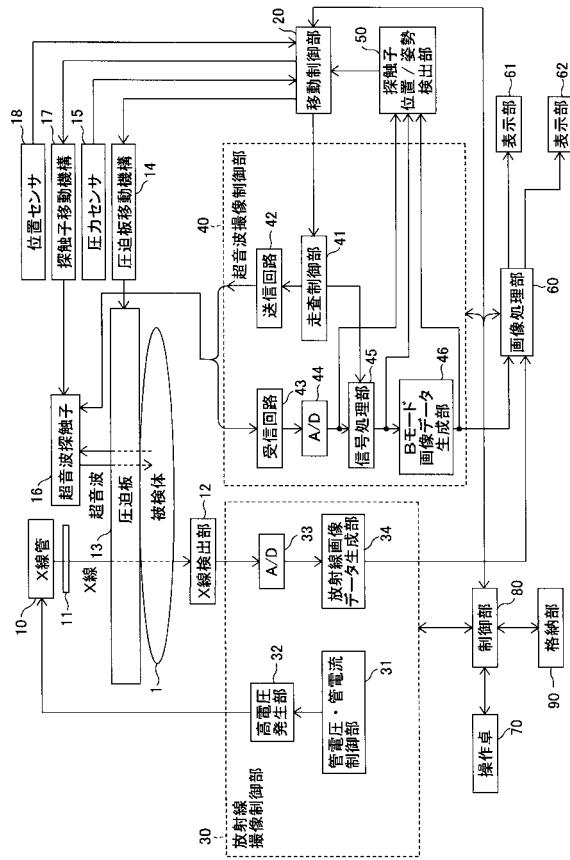
30

40

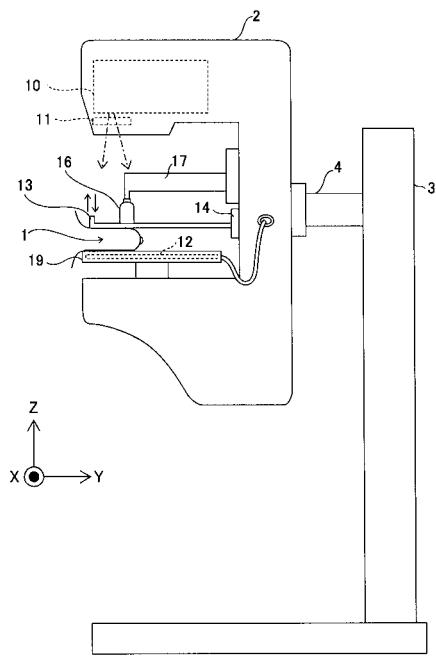
50

- 1 5 圧力センサ
- 1 6 超音波探触子
- 1 7 探触子移動機構
 - 1 7 a 第1の移動部材
 - 1 7 b 第2の移動部材
 - 1 7 c 第3の移動部材
 - 1 7 d 第1の回転部材
 - 1 7 e 第2の回転部材
- 1 8 位置センサ
- 1 9 撮影台 10
- 2 0 移動制御部
- 3 0 放射線撮像制御部
- 3 1 管電圧・管電流制御部
- 3 2 高電圧発生部
- 3 3 A / D 変換器
- 3 4 放射線画像データ生成部
- 4 0 超音波撮像制御部
- 4 1 走査制御部
- 4 2 送信回路
- 4 3 受信回路 20
- 4 4 A / D 変換器
- 4 5 信号処理部
- 4 6 Bモード画像データ生成部
- 5 0 探触子位置 / 姿勢検出部
- 6 0 画像処理部
- 6 1、6 2 表示部
- 7 0 操作卓
- 8 0 制御部
- 9 0 格納部

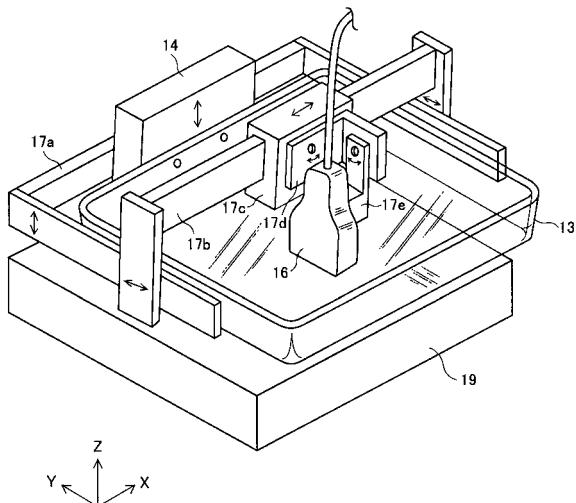
【図1】



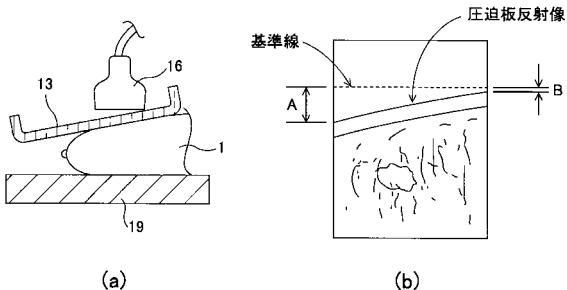
【図2】



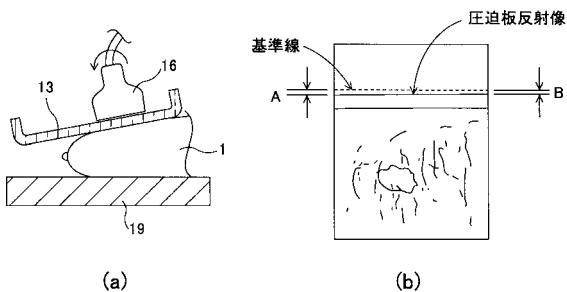
【図3】



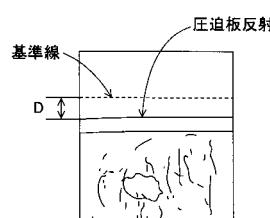
【図4】



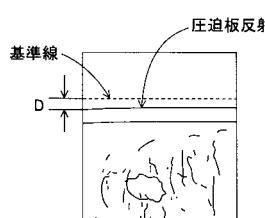
【図5】



【図6】

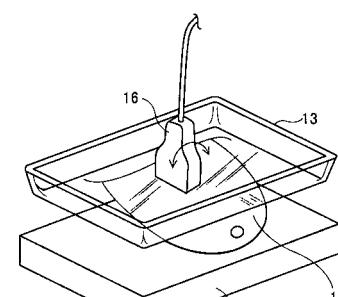


(a)

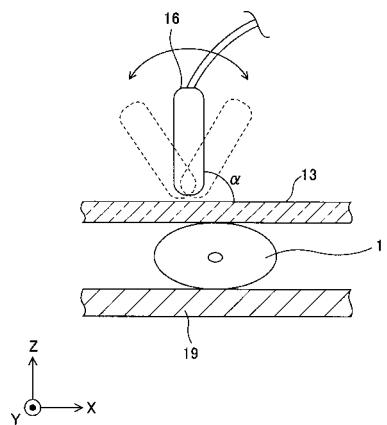


(b)

【図7】



(a)



(b)

专利名称(译)	医用摄像装置		
公开(公告)号	JP5210080B2	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	JP2008198174	申请日	2008-07-31
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	三上勇志		
发明人	三上 勇志		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B6/0414 A61B6/4417 A61B6/502 A61B8/0825 A61B8/4209 A61B8/4416		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA27 4C601/LL33		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2010035574A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：保持超声波探头相对于压缩板的姿势恒定并稳定超声波探头的移动运动，同时用压缩板压缩乳房，以便在医学成像中对乳腺和乳房成像。 ŽSOLUTION：一种医学成像设备，包括：安装物体的成像台;压缩板，用于压缩成像台与其自身之间的物体;超声波探头，用于保持与压缩板的声学连接，用于根据驱动信号发射超声波，并接收通过在物体上反射发射的超声波而产生的超声回波，以输出接收信号;超声波成像单元，用于将驱动信号提供给超声波探头，并根据接收信号产生表示超声波图像的图像数据;检测单元，用于检测超声波探头相对于压迫板的位置和/或姿势;控制单元，用于根据检测单元的检测结果控制超声波探头相对于压迫板的位置和/或姿势。 Ž

【 図 1 】

