

(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2017-225484

(P2017-225484A)

(43) 公開日 平成29年12月28日(2017.12.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z	4 C 0 9 3
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 2 0 Z	
	A 6 1 B 8/14	
	A 6 1 B 8/08	
審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)		

(21) 出願番号 特願2016-121594 (P2016-121594)
 (22) 出願日 平成28年6月20日 (2016. 6. 20)

(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
 (74) 代理人 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (72) 発明者 落合 理絵
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 小林 由昌
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 倉富 奈央子
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

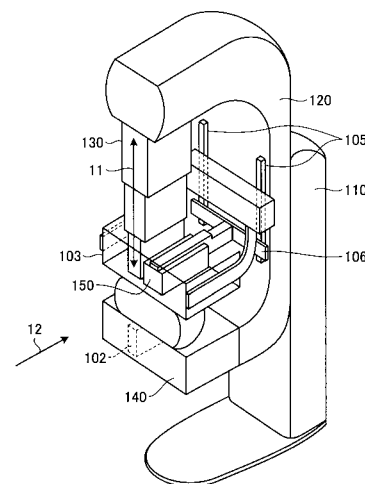
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】読影の効率を向上させることを可能にする医用画像診断装置を提供すること。

【解決手段】実施形態の医用画像診断装置は、圧迫板と、X線照射部と、X線検出器と、超音波プローブとを備える。圧迫板は、被検体の乳房を圧迫する。X線照射部は、X線の照射領域を前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動させながらX線を照射する。X線検出器は、前記X線照射部による前記X線の照射領域の移動に連動して、前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動する。超音波プローブは、前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動させられながら超音波を送受信する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の乳房を圧迫する圧迫板と、
X 線の照射領域を前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動させながら X 線を照射する X 線照射部と、
前記 X 線照射部による前記 X 線の照射領域の移動に連動して、前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動する X 線検出器と、
前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動させられながら超音波を送受信する超音波プローブと、
を備える、医用画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記 X 線照射部及び前記 X 線検出器は、前記 X 線の照射軸が前記 X 線検出器の中心を通過するように形成される、請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 3】

前記 X 線の照射領域及び前記超音波プローブは、前記被検体の体の中心軸から体の外側に向かって移動する、請求項 1 又は 2 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 4】

前記 X 線検出器は、光子計数検出器である、請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

【請求項 5】

前記 X 線照射部は、前記 X 線検出器の位置に応じて前記 X 線の照射領域を調整するコリメータを有する、請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

20

【請求項 6】

前記 X 線照射部は、X 線管を支持する支柱が前記 X 線検出器の移動に合わせて移動することにより、前記 X 線の照射領域を移動させる、請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

【請求項 7】

前記 X 線検出器及び前記超音波プローブの 1 回の移動距離は、それぞれ前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向の長さ以下である、請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

30

【請求項 8】

前記超音波プローブは、前記 X 線照射部による前記被検体の乳房に対する X 線の照射に先行して前記被検体の乳房に対して前記超音波を送受信する、請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

【請求項 9】

前記超音波プローブによって受信された反射波に基づいて生成された超音波画像に基づいて、前記 X 線照射部による X 線の照射条件を変更する制御部をさらに備える、請求項 8 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 10】

前記制御部は、前記超音波画像に基づいて前記被検体の乳房の位置を判定し、判定した位置に基づいて X 線の照射及び停止を制御する、請求項 9 に記載の医用画像診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、医用画像診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、乳がん検診では、マンモグラフィ（mammography）装置や超音波診断装置が使用されている。例えば、マンモグラフィ装置は、微細石灰化の描出能が高く、乳房全体を画像化することができる。また、例えば、超音波診断装置は、腫瘍の描出能が高く、乳房の

50

質的な診断を行うことができる。このように、マンモグラフィ装置と超音波診断装置は、それぞれ異なる長所を有しており、乳がん検診においては両方の装置で検査を行うことで乳がんの検出率を上げることができる。

【0003】

ここで、上述したマンモグラフィ装置には、フォトンカウンティング (Photon Counting) 方式の検出器が用いられた装置が知られている。このフォトンカウンティング型のマンモグラフィ装置は、例えば、1ライン或いは複数ラインの検出器が配置され、X線の照射筒であるツープスと連動して移動しながらX線画像を撮影する。このようなフォトンカウンティング技術を用いることにより、3次元情報を取得することができるとともに、複数のエネルギー bin によるデータ収集を行い、物質識別を行うことも可能となる。

10

【0004】

また、上述した超音波診断装置においては、自動で超音波プローブを走査する乳房超音波自動検査システム (A B U S : Automated Breast Ultrasound System) が知られている。A B U S は、超音波プローブが自動でスライドしながら超音波を送受信して超音波画像を収集する。これにより、術者のスキルに依存することなく、組織を的確かつ鮮明に描出することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第4938472号公報

20

【特許文献2】特許第5156376号公報

【特許文献3】特許第5052123号公報

【特許文献4】特許第3461509号公報

【特許文献5】特開2003-260046号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、読影の効率を向上させることを可能にする医用画像診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

30

【0007】

実施形態の医用画像診断装置は、圧迫板と、X線照射部と、X線検出器と、超音波プローブとを備える。圧迫板は、被検体の乳房を圧迫する。X線照射部は、X線の照射領域を前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動させながらX線を照射する。X線検出器は、前記X線照射部による前記X線の照射領域の移動に連動して、前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動する。超音波プローブは、前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動させられながら超音波を送受信する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係るマンモグラフィ装置の構成の一例を示す図である。

40

【図2】図2は、第1の実施形態に係るマンモグラフィ装置における各部の動作について説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係るX線管及びX線検出器の動作を説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る超音波画像及びX線画像の収集に関する制御を説明するための図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係るX線検出器及び超音波プローブの移動距離の一例を説明するための図である。

【図6A】図6Aは、第1の実施形態に係る超音波画像の一例を示す図である。

50

【図 6 B】図 6 B は、第 1 の実施形態に係る X 線の照射条件の一例を示す図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る X 線の照射制御の一例を示す図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置による処理の手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

(第 1 の実施形態)

以下、添付図面を参照して、本願に係る医用画像診断装置について説明する。以下では、本願に係る医用画像診断装置としてのマンモグラフィ装置について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 の構成の一例を示す図である。

10

【0010】

図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 は、撮影装置 100 と、高電圧発生装置 160 と、コンソール 200 とを有する。撮影装置 100 は、図 1 に示すように、基台部 110 と、アーム部 120 と、ツース 130 と、ブッキー装置 140 と、超音波プローブ 150 とを有する。また、撮影装置 100 は、X 線管 101 と、X 線検出器 102 と、圧迫板 103 と、支持部 104 と、上下レール 105 と、左右レール 106 と、動作制御回路 111 と、送受信回路 112 とを有する。

【0011】

基台部 110 は、アーム部 120 を鉛直方向に上下動可能に支持する。また、基台部 110 は、水平方向を軸として回転可能にアーム部 120 を支持する。アーム部 120 は、X 線管 101 と X 線検出器 102 とをそれぞれ対向するように保持する。また、アーム部 120 は、X 線管 101 から照射される X 線の照射範囲を調整するためのツース (照射筒) 130 を保持する。また、アーム部 120 は、X 線検出器 102 を格納するためのブッキー装置 140 を保持する。また、アーム部 120 は、上下レール 105 を介して圧迫板 103 を保持することで、圧迫板 103 を X 線検出器 102 に対して進退動可能に保持する。また、アーム部 120 は、左右レール 106 を介して超音波プローブ 150 を保持することで、超音波プローブ 150 を圧迫板 103 の奥行き方向 (図における左右方向) に直交する方向に移動可能に保持する。

20

【0012】

ツース 130 は、X 線管 101 と X 線検出器 102 とを結ぶ方向に伸縮可能に形成され、対向する X 線管 101 と X 線検出器 102 との間の X 線管 101 側に保持される。ツース 130 は、X 線管 101 から照射された X 線の広がりを抑止し、ファン状の X 線束を形成する。また、ツース 130 は、図示しないコリメータを有し、X 線管 101 から照射された X 線の照射範囲を調整する。また、ツース 130 は、X 線管 101 の回転に伴って圧迫板 103 の奥行き方向に直交する方向で先端の向きを変化させる。なお、向きの変化については後に詳述する。ブッキー装置 140 は、X 線検出器 102 を格納するとともに、被写体 (乳房) が載置される。また、ブッキー装置 140 は、散乱線を除去して画像コントラストを改善する X 線グリッドを保持し、X 線グリッドを箔の方向と直交する方向に揺動させる。

30

【0013】

X 線管 101 は、高電圧発生装置 160 から印加される電圧に基づいて X 線を発生させる。また、X 線管 101 は、水平方向を軸として回転することで X 線の照射方向を変化させる。なお、X 線の照射方向の変化については、後に詳述する。X 線検出器 102 は、X 線管 101 によって照射され、被写体を透過した X 線を検出する。ここで、X 線検出器 102 は、X 線管 101 の回転移動に伴って圧迫板 103 の奥行き方向に直交する方向で位置を変化させる。なお、位置の変化については後に詳述する。

40

【0014】

例えば、X 線検出器 102 は、光子計数検出器 (フォトンカウンティング検出器) であり、1 画素に入射した X 線の光子を 1 つずつ検出し、その数を計数して出力する。すなわち、X 線検出器 102 は、X 線光子が入射するごとに、当該 X 線光子のエネルギー値を計

50

測可能な信号を出力する。ここで、X線光子は、例えば、X線管101から照射され被写体を透過したX線光子である。

【0015】

X線検出器102は、X線光子が入射するごとに、1パルスの電気信号（アナログ信号）を出力する複数の検出素子を有する。マンモグラフィ装置1は、電気信号（パルス）の数を計数することで、各検出素子に入射したX線光子の数を計数することが可能である。また、マンモグラフィ装置1は、この信号に対して、演算処理を行なうことで、当該信号の出力を引き起こしたX線光子のエネルギー値を計測することができる。

【0016】

上記の検出素子は、例えば、シンチレータと光電子増倍管等の光センサとにより構成される。この場合、X線検出器102は、入射したX線光子をシンチレータによりシンチレータ光に変換し、シンチレータ光を光電子増倍管等の光センサにより電気信号に変換する間接変換型の検出器となる。また、上記の検出素子は、例えば、テルル化カドミウム（CdTe）や、テルル化カドミウム亜鉛（CdZnTe）などの半導体素子の場合であってもよい。この場合、X線検出器102は、入射したX線光子を、直接、電気信号に変換する直接変換型の検出器となる。

【0017】

例えば、X線検出器102は、検出素子が、圧迫板103の奥行き方向（図における左右方向）にN列配置された1ラインの検出器である。或いは、X線検出器102は、検出素子が、圧迫板103の奥行き方向にN列、奥行方向に直交する方向にM列配置された複数ラインの検出器である。圧迫板103は、撮影時に患者の乳房を圧迫するための圧迫器具であり、上下レール105と接続されX線検出器102に対して進退動する。支持部104は、両端部でX線管101とX線検出器102とをそれぞれ支持する。そして、支持部104は、図示しないモータの駆動力により、回転運動を行う。なお、この回転運動については、後に詳述する。

【0018】

超音波プローブ150は、圧迫板103の内側に配置され、左右レール106に接続されて圧迫板103の奥行方向に直交する方向に移動する。超音波プローブ150は、例えば、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する送受信回路112から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ150は、被写体からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ150は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。なお、超音波プローブ150は、左右レール106と着脱自在に接続される。すなわち、超音波プローブ150は、使用状況に応じて着脱され、種々の種類の超音波プローブを適用することができる。なお、超音波プローブ150は、複数の圧電振動子が一列に配置された1Dアレイプローブであってもよく、複数の圧電振動子がマトリックス状に配置された2Dアレイプローブであってもよい。

【0019】

動作制御回路111は、コンソール200から伝達される指示に基づいて、アーム部120の上下動及び回転、圧迫板103の進退動を制御する。また、動作制御回路111は、コンソール200から伝達される指示に基づいて、X線管101、X線検出器102、ツープス130及び超音波プローブ150の動作を制御する。また、動作制御回路111は、コンソール200から伝達される指示に基づいて、ツープス130の伸縮及びコリメータが有する絞り羽根の動作を制御する。

【0020】

送受信回路112は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ150に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延部は、超音波プローブ150から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また

10

20

30

40

50

、パルスは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 150 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

【0021】

また、送受信回路 112 は、プリアンプ、A/D（Analog/Digital）変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ 150 が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネルごとに増幅する。A/D 変換器は、増幅された反射波信号を A/D 変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【0022】

高電圧発生装置 160 は、後述するコンソール 200 による制御の下、高電圧を発生し、発生した高電圧を X 線管 101 に供給する。

【0023】

コンソール 200 は、図 1 に示すように、入力回路 210 と、ディスプレイ 220 と、記憶回路 230 と、処理回路 240 とを有する。

【0024】

入力回路 210 は、種々の設定などを行うためのトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等によって実現される。入力回路 210 は、処理回路 240 に接続されており、操作者から受け取った入力操作を電気信号へ変換し処理回路 240 へと出力する。ディスプレイ 220 は、操作者の指示を受け付けるための GUI（Graphical User Interface）や、処理回路 240 によって生成された種々の画像を表示する。

20

【0025】

記憶回路 230 は、処理回路 240 によって生成された画像データを受け付けて記憶する。また、記憶回路 230 は、X 線の照射条件を記憶する。なお、照射条件については、後に詳述する。また、記憶回路 230 は、図 1 に示す各回路によって読み出されて実行される各種機能に対応するプログラムを記憶する。一例を挙げると、記憶回路 230 は、処理回路 240 によって読み出されて実行される制御機能 241 に対応するプログラム、超音波画像生成機能 242 に対応するプログラム、X 線画像生成機能 243 に対応するプログラム及び表示制御機能 244 に対応するプログラムを記憶する。また、記憶回路 230 は、動作制御回路 111 によって読み出されて実行される動作制御機能に対応するプログラム、送受信回路 112 によって読み出されて実行される送受信機能に対応するプログラムを記憶する。

30

【0026】

処理回路 240 は、マンモグラフィ装置 1 全体の動作を制御する。具体的には、処理回路 240 は、装置全体を制御するための制御機能 241 に対応するプログラムを記憶回路 230 から読み出して実行することにより、種々の処理を実行する。例えば、処理回路 240 は、入力回路 210 から転送された操作者の指示に従って高電圧発生装置 160 を制御し、X 線管 101 に供給する電圧を調整することで、被写体に対して照射される X 線量や ON/OFF を制御する。また、例えば、処理回路 240 は、操作者の指示に従って動作制御回路 111 を制御し、アーム部 120 の上下動や回動、圧迫板 103 の進退動を調整する。また、処理回路 240 は、操作者の指示に従って動作制御回路 111 を制御し、X 線管 101、X 線検出器 102、ツープス 130、超音波プローブ 150 の動作を調整する。また、例えば、処理回路 240 は、操作者の指示に従って動作制御回路 111 を制御し、ツープス 130 の伸縮及びコリメータが有する絞り羽根の開度を調整することで、被写体に対して照射される X 線の照射範囲を制御する。

40

【0027】

また、処理回路 240 は、操作者の指示に従って、送受信回路 112 を制御する。また

50

、処理回路 240 は、X 線画像及び超音波画像の生成処理や、生成した画像に対する画像処理、あるいは解析処理などを制御する。また、処理回路 240 は、操作者の指示を受け付けるための GUI や記憶回路 230 が記憶する画像などを、ディスプレイ 220 に表示するように制御する。

【0028】

例えば、処理回路 240 は、超音波画像生成機能 242 に対応するプログラムを記憶回路 230 から読み出して実行することにより、各種超音波画像を生成する。一例を挙げると、処理回路 240 は、送受信回路 112 によって生成された反射波データから超音波画像を生成する。また、処理回路 240 は、X 線画像生成機能 243 に対応するプログラムを記憶回路 230 から読み出して実行することにより、各種 X 線画像を生成する。一例を挙げると、処理回路 240 は、X 線検出器 102 によって X 線から変換された電気信号を用いて X 線画像データを生成する。また、処理回路 240 は、表示制御機能 244 に対応するプログラムを記憶回路 230 から読み出して実行することにより、超音波画像や X 線画像をディスプレイ 220 に表示させる。

10

【0029】

以上、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 の構成について説明した。上述した構成のもと、本実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 は、読影の効率を向上させることを可能にする。具体的には、マンモグラフィ装置 1 は、X 線画像を撮影中の被検体から超音波画像を並行して収集することで、画像間における被検体の体勢の違い（撮影時の被検体の状態の違い）を無くし、画像間での比較を容易にするとともに、検査に係る時間を短縮することで読影の効率を向上させる。

20

【0030】

上述したように、乳がん検診においてはマンモグラフィ装置と超音波診断装置の両方の装置で検査を行うことで乳がんの検出率を上げることができる。しかしながら、検査時の被検体の体勢の違い（マンモグラフィ装置では乳房を圧迫して撮影するのに対して、超音波診断装置では仰向けになってスキャンするため、それぞれでの乳房の形状が異なる）により、それぞれの画像での病変の位置を照らし合わせる際に精度が落ちる。そこで、本実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 では、X 線画像を撮影中の被検体から超音波画像を並行して収集することで、両方の画像を収集する際の乳房の形状を同一にして読影の効率を向上させる。また、本実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 では、X 線画像と超音波画像を同時に収集することができるため、乳がん検診を受診した受診者の苦痛（二度の乳房の露出）を低減するとともに、検査時間を短縮することを可能にする。

30

【0031】

なお、図 1 に示す圧迫板 103 は、特許請求の範囲に記載した圧迫板の一例である。また、図 1 に示す X 線管 101 及びツープス 130 は、特許請求の範囲に記載した X 線照射部の一例である。また、図 1 に示す X 線検出器 102 は、特許請求の範囲に記載した X 線検出器の一例である。また、図 1 に示す超音波プローブ 150 は、特許請求の範囲に記載した超音波プローブの一例である。また、図 1 に示す制御機能 241 は、特許請求の範囲に記載した制御部の一例である。

40

【0032】

本実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 においては、X 線照射部が X 線の照射領域を前記圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動させながら X 線を照射し、X 線検出器が X 線照射部による X 線の照射領域の移動に連動して、圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動し、超音波プローブが圧迫板の奥行き方向に直交する方向に移動させられながら超音波を送受信する。

【0033】

図 2 は、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 における各部の動作について説明するための図である。図 2 に示すように、マンモグラフィ装置 1 においては、超音波プローブ 150 が、アーム部 120 に配設された左右レール 106 に接続され、左右レール 106 に沿ってマンモグラフィ装置 1 の左右方向にスライド移動する。ここで、超音波プロ

50

ープ１５０は、図２に示すように、圧迫板１０３の奥行き方向が長手方向となるように形成される。すなわち、超音波プローブ１５０は、圧電振動子が圧迫板１０３の奥行き方向に複数配置され、短手方向（圧電振動子が１次元で配列されている場合には、圧電振動子の配列方向に直交する方向）にスライド移動する。

【００３４】

また、超音波プローブ１５０及び圧迫板１０３は、アーム部１２０に配設された上下レール１０５に接続され、上下レール１０５に沿ってマンモグラフィ装置１の上下方向にスライド移動する。例えば、超音波プローブ１５０は、図２に示すように、上下レール１０５に接続された左右レール１０６に接続されることにより、マンモグラフィ装置１の上下方向及び左右方向にスライド移動する。

10

【００３５】

また、マンモグラフィ装置１は、図２に示すように、アーム部１２０のＸ線管１０１側にツープス１３０を有する。ツープス１３０は、図２の矢印１１に示す方向で伸縮自在に形成される。ここで、ツープス１３０は、超音波プローブ１５０と同様に、圧迫板１０３の奥行き方向が、直交する方向と比較して長くなるように形成される。さらに、ツープス１３０は、アーム部１２０との接続部分を支点として、マンモグラフィ装置１の左右方向に先端を揺動される（回転される）ように形成される。

【００３６】

また、マンモグラフィ装置１においては、Ｘ線検出器１０２が、超音波プローブ１５０と同様に、圧迫板１０３の奥行き方向が、直交する方向と比較して長くなるように形成され、奥行方向に直交する方向（マンモグラフィ装置１における左右方向）に移動される。すなわち、Ｘ線検出器１０２は、検出素子が圧迫板１０３の奥行き方向に複数配置され、短手方向（検出素子が１次元で配列されている場合には、検出素子の配列方向に直交する方向）に移動する。ここで、Ｘ線検出器１０２は、Ｘ線管１０１によるＸ線の照射方向の変化に連動して左右方向に移動する。

20

【００３７】

図３は、第１の実施形態に係るＸ線管１０１及びＸ線検出器１０２の動作を説明するための図である。図３は、図２の矢印１２の方向からマンモグラフィ装置１を見た場合のＸ線管１０１及びＸ線検出器１０２の動作を示す。第１の実施形態に係るＸ線管１０１及びＸ線検出器１０２は、マンモグラフィ装置１における所定の部位に対して動かされるように設けられる。例えば、Ｘ線管１０１は、図３に示すように、マンモグラフィ装置１の奥行き方向（圧迫板１０３の奥行き方向）を軸として回転するように設けられる。すなわち、Ｘ線管１０１は、Ｘ線の照射方向をマンモグラフィ装置１の左右方向に変化させるように回転する。

30

【００３８】

また、例えば、Ｘ線検出器１０２は、図３に示すように、支持部１０４に支持された状態でマンモグラフィ装置１の左右方向に移動する。例えば、支持部１０４がＸ線管１０１の接続部分を支点として回転することにより、Ｘ線検出器１０２が左右方向に移動する。ここで、Ｘ線管１０１とＸ線検出器１０２とは連動するように制御される。すなわち、Ｘ線管１０１から照射されるＸ線が、常にＸ線検出器１０２によって検出されるように（例えば、Ｘ線の照射軸が前記Ｘ線検出器１０２の中心を通過するように）、Ｘ線管１０１の回転とＸ線検出器１０２の移動とが制御される。また、ツープス１３０も、Ｘ線管１０１及びＸ線検出器１０２と連動する。すなわち、ツープス１３０は、Ｘ線管１０１からのＸ線の照射方向に合わせて、アーム部１２０との接続部分を支点として、マンモグラフィ装置１の左右方向に先端が回転される。それにより、ツープス１３０が有するコリメータ１３１が、図３に示すように、Ｘ線管１０１及びＸ線検出器１０２と連動した動きをとることとなる。

40

【００３９】

なお、図３に示す動作は、あくまでも一例であり、Ｘ線がＸ線検出器１０２に対して照射されるものであれば、どのような動作制御が行われる場合であってもよい。例えば、Ｘ

50

線管 101 を支持する支持部 104 が、X 線検出器 102 の移動に合わせて移動することにより、X 線の照射領域を移動させる場合であってもよい。図 3 を用いて一例を挙げると、例えば、X 線検出器 102 の移動に合わせて、X 線管 101 の位置が変化するように制御することにより、X 線の照射領域を移動させてもよい。また、X 線管 101 の回転方向、X 線検出器 102、ツース 130 及び超音波プローブ 150 の移動方向は、任意に決定される。例えば、X 線の照射領域及び超音波プローブ 150 を、被検体の体の中心軸から体の外側に向かって移動するように制御してもよい。一例を挙げると、まず、X 線の照射領域及び超音波プローブ 150 が胸部の中心軸付近に配置され、配置された位置から左右の腕のいずれかの方向に向かって移動するように制御されてもよい。

【0040】

10

以上、各部の動作について説明した。なお、上述した各部の動作は、動作制御回路 111 によって制御される。次に、X 線画像及び超音波画像を収集する場合の制御について説明する。図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波画像及び X 線画像の収集に関する制御を説明するための図である。なお、図 4 においては、マンモグラフィ装置 1 を図 2 の矢印 12 の方向から見た場合を示す。ここで、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 においては、超音波画像が X 線画像に先行して収集される。具体的には、超音波プローブ 150 は、X 線照射部による被検体の乳房に対する X 線の照射に先行して被検体の乳房に対して超音波を送受信する。

【0041】

例えば、動作制御回路 111 は、図 4 の一段目の図に示すように、ツース 130 を圧迫板 103 の一方の端部（例えば、左端）に移動させるとともに収縮させることで、ツース 130 と圧迫板 103 との間にスペースをあける。そして、動作制御回路 111 は、あけたスペースに超音波プローブ 150 を配置する。次に、送受信回路 112 が超音波の送受信を開始するとともに、動作制御回路 111 が超音波プローブ 150 を他方の端部（例えば、右端）に向けてスライド移動させる。

20

【0042】

超音波プローブ 150 が移動することにより、ツース 130 と圧迫板 103 との間にスペースが生じると、図 4 の二段目の図に示すように、動作制御回路 111 がツース 130 を伸長させて、X 線管 101 が X 線の照射を開始する。そして、動作制御回路 111 は、図 4 の三段目の図に示すように、超音波プローブ 150 及びツース 130 を矢印 13 の方向に移動させる。この時、制御機能 241 は、高電圧発生装置 160 及び送受信回路 112 をそれぞれ制御して、X 線画像及び超音波画像を連続的に収集する。例えば、制御機能 241 は、動作制御回路 111 によって超音波プローブ 150 及び X 線検出器 102 が所定の距離移動するごとに、X 線画像及び超音波画像を収集するように制御する。

30

【0043】

そして、超音波プローブ 150 が他方の端部に到達すると、動作制御回路 111 は、図 4 の四段目の図に示すように、ツース 130 を一旦収縮させて、ツース 130 と圧迫板 103 との間にスペースをあけ、これまで移動してきた方向とは逆方向（図 4 の矢印 14 の方向）に超音波プローブ 150 を移動させる。その後、動作制御回路 111 は、図 4 の五段目の図に示すようにツース 130 を伸長させ、図 4 の六段目の図に示すようにツース 130 を矢印 15 の方向（他方の端部側）に移動させる。

40

【0044】

上述したように、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 においては、X 線画像の収集に先立ち、超音波画像を収集する。ここで、各画像の収集は、被写体全体のデータが収集されるように制御される。上述したように、超音波画像及び X 線画像は、被写体に対して移動しながら収集される。従って、各画像を収集する際に、超音波プローブ 150 及び X 線検出器 102 が大きく動いてしまうと、移動前に収集されたデータと移動後に収集されたデータとの間に隙間ができてしまい、被写体において画像が収集されていない領域が生じることとなる。

【0045】

50

そこで、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 においては、画像の収集領域に隙間が生じないように制御する。具体的には、動作制御回路 1 1 1 は、X 線検出器 1 0 2 及び超音波プローブ 1 5 0 の 1 回の移動距離を、それぞれ圧迫板 1 0 3 の奥行き方向に直交する方向の長さ以下となるように制御する。図 5 は、第 1 の実施形態に係る X 線検出器 1 0 2 及び超音波プローブ 1 5 0 の移動距離の一例を説明するための図である。なお、図 5 においては、マンモグラフィ装置 1 を図 2 の矢印 1 2 の方向から見た場合を示す。例えば、動作制御回路 1 1 1 は、図 5 に示すように、超音波プローブ 1 5 0 の移動距離「d 1」が超音波プローブ 1 5 0 の幅（短手方向の長さ）「a」よりも短くなるように、超音波プローブ 1 5 0 を移動させる。また、動作制御回路 1 1 1 は、図 5 に示すように、X 線検出器 1 0 2 の移動距離「d 2」が X 線検出器 1 0 2 の幅（短手方向の長さ）「b」よりも短くなるように、X 線検出器 1 0 2 を移動させる。このように移動することで、X 線画像及び超音波画像それぞれにおいて、隣接するデータ間で重複する領域が含まれることとなり、被写体全体のデータを収集することができる。

10

20

30

40

50

【0046】

上述したように、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 においては、X 線画像の収集に先立ち、超音波画像を収集する。従って、マンモグラフィ装置 1 においては、先に収集された超音波画像の情報に基づいて、X 線画像の収集を制御することもできる。例えば、制御機能 2 4 1 は、超音波画像の輝度値から被写体の組成を推定し、推定した組成に応じて X 線の照射条件を決定することができる。一般的に、X 線画像を収集する際、乳腺と脂肪を比較すると、乳腺の方が X 線を減弱させやすい。従って、乳腺の多い領域を撮影する場合、脂肪の領域と比較して線量を多くした方がよい。

【0047】

そこで、制御機能 2 4 1 は、例えば、超音波画像の輝度値に基づいて、領域ごとに乳腺及び脂肪の比率を算出し、算出した比率に基づいて領域ごとの照射条件を決定する。図 6 A は、第 1 の実施形態に係る超音波画像の一例を示す図である。図 6 A に示すように、超音波画像においては、脂肪の領域が領域 R 1 に示すような濃いグレーで描出され、乳腺の領域が領域 R 2 に示すような薄いグレーで描出される。そこで、制御機能 2 4 1 は、例えば、輝度値の比率に応じて管電流を変調させる。

【0048】

図 6 B は、第 1 の実施形態に係る X 線の照射条件の一例を示す図である。ここで、図 6 B においては、横軸に画素値の比率（濃いグレー / 薄いグレー）を示し、縦軸に管電流値「m A s 値」を示した照射条件を示す。例えば、照射条件は、図 6 B に示すように、比率（濃いグレー / 薄いグレー）が低いほど管電流値が高くなるように設定され、比率（濃いグレー / 薄いグレー）が高くなるほど管電流値が低くなるように設定される。すなわち、乳腺の比率が高くなるほど管電流値を上げ、脂肪の比率が高くなるほど管電流値を下げるような照射条件が設定される。記憶回路 2 3 0 は、図 6 B に示すような照射条件を、乳房厚ごとに記憶しておく。制御機能 2 4 1 が、先に収集された超音波画像に基づいて X 線画像を収集する領域ごとの画素値の比率を算出する。そして、制御機能 2 4 1 は、被検体の乳房厚に応じた照射条件を読み出し、算出した比率に基づいて領域ごとの管電流値を決定する。

【0049】

ここで、上述したように、領域ごとに X 線の照射条件を変更すると、X 線画像における輝度値が領域ごとに異なる照射条件に基づくものとなる。従って、X 線画像生成機能 2 4 3 は、X 線画像が同一の照射条件で収集されたように見せるために、各領域の輝度値に対して照射条件の比率を乗じる。これにより、適切な被曝線量で X 線画像を収集することができる。

【0050】

なお、上述した例では、領域ごとに照射条件を変更する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、照射条件の変更は任意に行うことができる。例えば、超音波画像の輝度値の比率の連続的な変化に基づいて、管電流値を連続

的に変更させる場合であってもよい。

【0051】

上述したように、第1の実施形態に係るマンモグラフィ装置1は、先行して収集する超音波画像に基づいて、X線の照射条件を変更することができる。さらに、マンモグラフィ装置1は、先行して収集する超音波画像に基づいて、X線の照射及び停止を制御することもできる。具体的には、制御機能241は、超音波画像に基づいて被検体の乳房の位置を判定し、判定した位置に基づいてX線の照射及び停止を制御する。

【0052】

図7は、第1の実施形態に係るX線の照射制御の一例を示す図である。ここで、図7においては、図2の矢印12の方向からマンモグラフィ装置1を見た場合の図を示す。例えば、制御機能241は、図7の上段の図に示すように、超音波画像の収集が開始された後、収集された超音波画像に乳房が描出される位置に到達するまで、X線管101からX線を照射させずに、X線検出器102及びツープス130を移動させる。そして、制御機能241は、超音波画像に乳房が描出された位置にX線の照射領域が到達すると、図7の中段の図に示すように、X線管101からX線を照射させる。そして、超音波画像に乳房が描出されなくなる位置に到達すると、制御機能241は、図7の下段の図に示すように、X線管101からのX線の照射を停止させる。

10

【0053】

上述したように、第1の実施形態に係るマンモグラフィ装置1は、X線画像の収集に先立って超音波画像を収集する。これにより、マンモグラフィ装置1は、同一の形状の乳房を対象として両方の画像を収集することができ、読影の効率を向上させることができる。さらに、マンモグラフィ装置1は、超音波画像とX線画像を同時に収集することができ、乳がん検診を受診した受診者の苦痛（二度の乳房の露出）を低減するとともに、検査時間を短縮することを可能にする。

20

【0054】

ここで、マンモグラフィ装置1は、超音波画像及びX線画像を収集すると、収集した両方の画像をディスプレイ220に表示させる。例えば、表示制御機能244は、収集された超音波画像及びX線画像をディスプレイ220に並列表示させる。また、マンモグラフィ装置1は、超音波画像とX線画像を同一の座標系で収集していることから、両方の画像の位置合わせを容易に行うことができる。そこで、例えば、表示制御機能244は、収集された超音波画像及びX線画像をディスプレイ220に重畳表示させる。この場合、表示制御機能244は、例えば、X線画像をグレースケールで表示させ、超音波画像をカラースケールで表示させる。

30

【0055】

次に、第1の実施形態に係るマンモグラフィ装置1による処理の手順について説明する。図8は、第1の実施形態に係るマンモグラフィ装置1による処理の手順を示すフローチャートである。ここで、図8におけるステップS104～S109は、例えば、処理回路240が制御機能241に対応するプログラムを記憶回路230から呼び出して実行することにより実現される。また、ステップS110は、例えば、処理回路240が表示制御機能244に対応するプログラムを記憶回路230から呼び出して実行することにより実現される。

40

【0056】

ステップS101では、動作制御回路111が、ツープス130を上方に退避させ、超音波プローブ150を端部に配置する。ステップS102では、送受信回路112が、超音波プローブ150によるスキャンを開始する。ステップS103では、動作制御回路111が、ツープス130を下方に伸長させ、X線の照射領域を移動させる。ステップS104では、処理回路240が、超音波画像において乳房が検出されたか否かを判定する。

【0057】

ここで、超音波画像において乳房が検出された場合（ステップS104肯定）、ステップS105に進み、処理回路240が、超音波画像の情報（例えば、輝度値の比率）に基

50

づいて、照射条件を決定する。なお、処理回路 240 は、超音波画像において乳房が検出されるまで判定を継続する（ステップ S 104 否定）。そして、ステップ S 106 において、処理回路 240 が、決定した照射条件で X 線を照射するように制御する。

【0058】

ステップ S 107 では、処理回路 240 が、超音波画像の情報（例えば、輝度値の比率）が変化したか否かを判定する。例えば、処理回路 240 は、X 線を照射する領域ごとの超音波画像における輝度値の比率が、直前の領域における輝度値の比率から変化したか否かを判定する。ここで、超音波画像の情報が変化した場合（ステップ S 107 肯定）、処理回路 240 は、ステップ S 105 に戻って照射条件を決定する。

【0059】

一方、超音波画像の情報が変化していない場合（ステップ S 107 否定）、処理回路 240 は、ステップ S 108 に進み、超音波画像において乳房の端部に達したか否かを判定する。ここで、乳房の端部に達した場合（ステップ S 108 肯定）、処理回路 240 は、ステップ S 109 に進み、X 線の照射を停止する。なお、乳房の端部に達していない場合（ステップ S 108 否定）、処理回路 240 は、ステップ S 107 及びステップ S 108 の判定を継続する。ステップ S 109 において X 線の照射が停止されると、ステップ S 110 に進み、処理回路 240 は、超音波画像及び X 線画像をディスプレイ 220 に表示させる。

【0060】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、圧迫板 103 は、被検体の乳房を圧迫する。X 線管 101 及びツース 130 は、X 線の照射領域を圧迫板 103 の奥行き方向に直交する方向に移動させながら X 線を照射する。X 線検出器 102 は、X 線管 101 及びツース 130 による X 線の照射領域の移動に連動して、圧迫板 103 の奥行き方向に直交する方向に移動する。超音波プローブ 150 は、圧迫板 103 の奥行き方向に直交する方向に移動させられながら超音波を送受信する。従って、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 は、同一の形状の乳房を対象として両方の画像を収集することができ、読影の効率を向上させることができる。

【0061】

また、第 1 の実施形態によれば、X 線管 101 及びツース 130 及び X 線検出器 102 は、X 線の照射軸が X 線検出器 102 の中心を通過するように形成される。従って、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 は、移動しながら正確に X 線画像を収集することができる。

【0062】

また、第 1 の実施形態によれば、X 線検出器 102 及び超音波プローブ 150 の 1 回の移動距離は、それぞれ圧迫板 103 の奥行き方向に直交する方向の長さ以下である。従って、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 は、被写体全体の画像を収集することができる。

【0063】

また、第 1 の実施形態によれば、超音波プローブ 150 は、X 線管 101 及びツース 130 による被検体の乳房に対する X 線の照射に先行して被検体の乳房に対して超音波を送受信する。従って、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 は、先に収集した超音波画像を用いて X 線の制御を行うことができる。

【0064】

また、第 1 の実施形態によれば、制御機能 241 は、超音波プローブ 150 によって受信された反射波に基づいて生成された超音波画像に基づいて、X 線の照射条件を変更する。従って、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 1 は、被写体に適した照射条件で X 線画像を収集することができる。

【0065】

また、第 1 の実施形態によれば、制御機能 241 は、超音波画像に基づいて被検体の乳房の位置を判定し、判定した位置に基づいて X 線の照射及び停止を制御する。従って、第

10

20

30

40

50

１の実施形態に係るマンモグラフィ装置１は、不要な被曝を低減することができる。

【００６６】

（第２の実施形態）

さて、これまで第１の実施形態について説明したが、上述した第１の実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

【００６７】

上述した第１の実施形態では、Ｘ線画像の収集に先立って超音波画像を収集する場合を例に挙げて説明したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、Ｘ線画像が先に収集される場合であってもよい。

【００６８】

また、第１の実施形態では、超音波画像における輝度値の比率に基づいて管電流値を調整する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、その他任意の条件を調整する場合であってもよい。例えば、管電圧を調整する場合であってもよい。

【００６９】

また、第１の実施形態では、超音波画像における輝度値の比率に基づいて照射条件を変更する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、超音波画像における任意の情報を用いることができる。例えば、超音波画像の各領域における輝度値の平均値を用いる場合であってもよい。

【００７０】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の医用画像診断装置によれば、読影の効率を向上させることが可能となる。

【００７１】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【００７２】

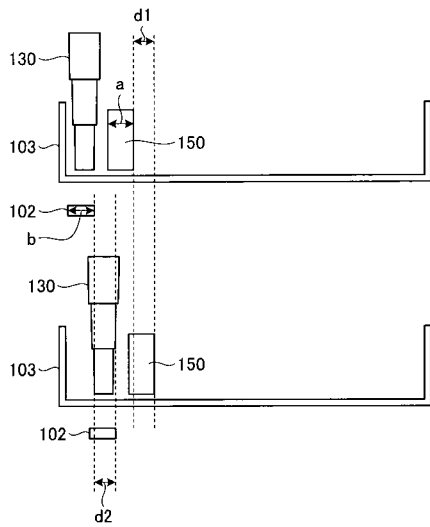
- １ マンモグラフィ装置
- １０１ Ｘ線管
- １０２ Ｘ線検出器
- １０３ 圧迫板
- １３０ ツーブス
- １５０ 超音波プローブ
- ２４１ 制御機能

10

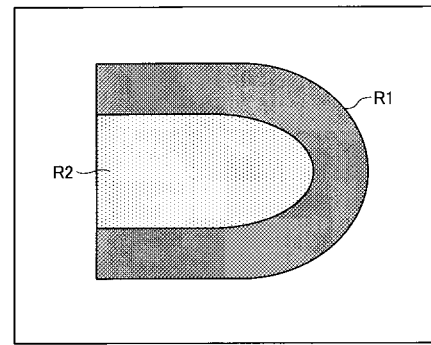
20

30

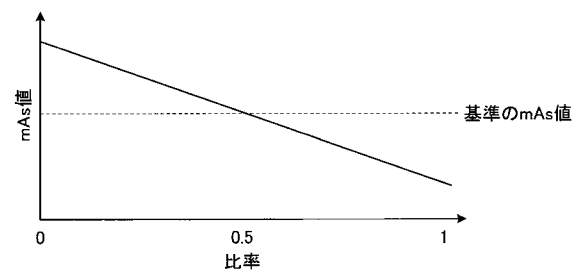
【図 5】



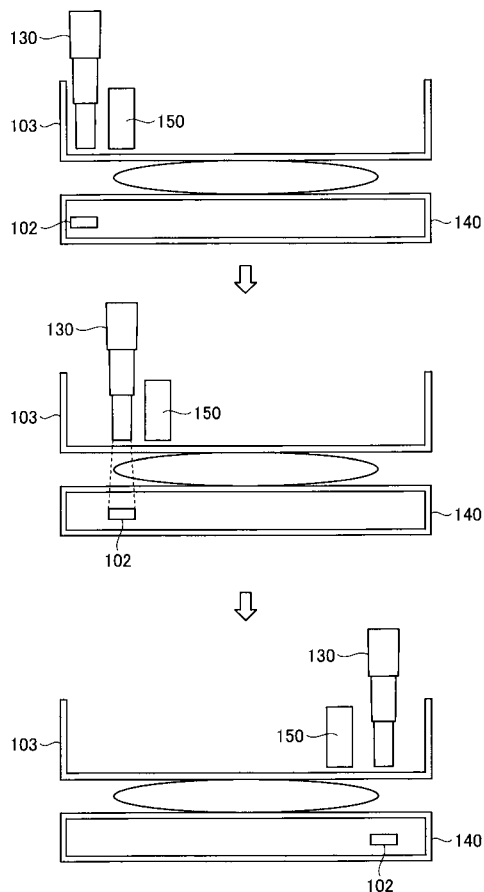
【図 6 A】



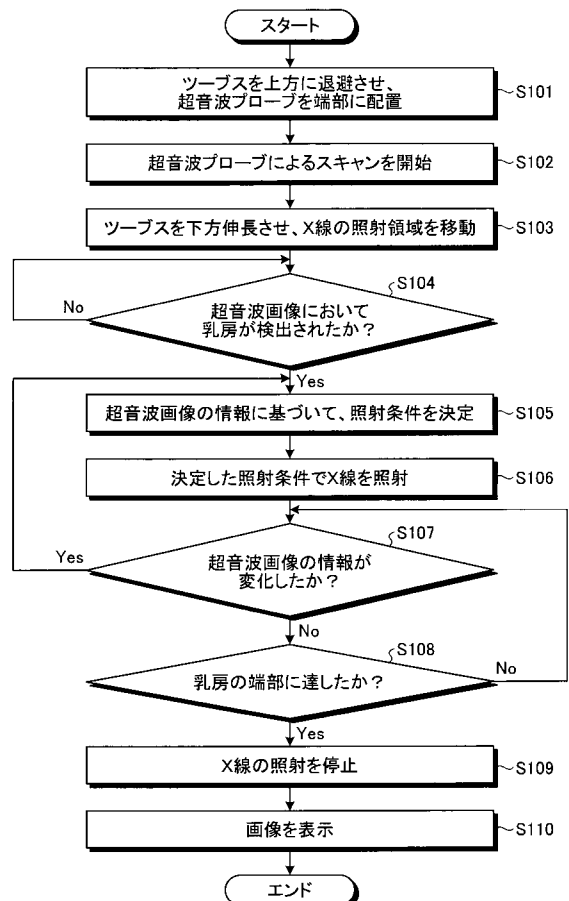
【図 6 B】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA07 AA18 AA25 CA01 CA18 DA06 EA07 EA13 EA14 EB12
EB13 EB18 EC15 EC28 EC33 FA18 FA19 FA45 FA54 FA59
FF35 FF37 FG01
4C601 BB03 BB06 BB09 BB16 DD08 EE20 GB04 GB06 JC21 KK02
KK24 LL33

专利名称(译)	医学图像诊断设备		
公开(公告)号	JP2017225484A	公开(公告)日	2017-12-28
申请号	JP2016121594	申请日	2016-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	落合理絵 小林由昌 倉富奈央子		
发明人	落合理絵 小林由昌 倉富奈央子		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/14 A61B8/08		
CPC分类号	A61B6/502 A61B6/0414 A61B6/4435 A61B6/5229 A61B6/54		
FI分类号	A61B6/00.330.Z A61B6/00.370 A61B6/00.320.Z A61B8/14 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/AA18 4C093/AA25 4C093/CA01 4C093/CA18 4C093/DA06 4C093/EA07 4C093/EA13 4C093/EA14 4C093/EB12 4C093/EB13 4C093/EB18 4C093/EC15 4C093/EC28 4C093/EC33 4C093/FA18 4C093/FA19 4C093/FA45 4C093/FA54 4C093/FA59 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FG01 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE20 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种医学图像诊断设备，可以提高解释效率。根据实施例的医学图像诊断设备包括压缩板，X射线照射单元，X射线检测器和超声波探头。压迫板挤压受试者的乳房。X射线照射单元在垂直于压缩板的深度方向的方向上移动X射线的照射区域的同时照射X射线。X射线检测器与X射线照射单元的X射线照射区域的移动一起在与压迫板的深度方向正交的方向上移动。超声波探头在与压迫板的深度方向正交的方向上移动的同时发送和接收超声波。 .The

