

(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2008-272459

(P2008-272459A)

(43) 公開日 平成20年11月13日(2008.11.13)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 6/00 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-88624 (P2008-88624)  
 (22) 出願日 平成20年3月28日 (2008. 3. 28)  
 (31) 優先権主張番号 特願2007-99691 (P2007-99691)  
 (32) 優先日 平成19年4月5日 (2007. 4. 5)  
 (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 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、乳房イメージングシステム及び乳房イメージングプログラム

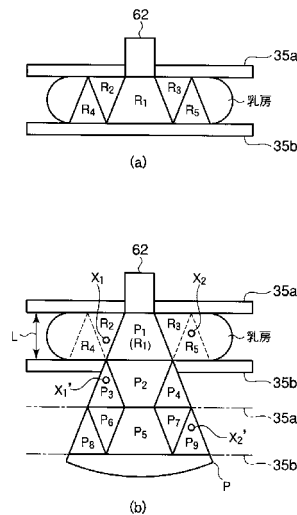
(57) 【要約】

【課題】 従来に比して超音波画像取得のための時間を短縮し且つ圧迫による苦痛を減少させつつ、X線乳房画像と超音波画像との正確な位置対応付けを行うことができる超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】 超音波プローブをはめ込みスライドさせつつ超音波走査可能な開口部を乳房撮影用X線診断装置の圧迫板に設ける。当該圧迫板に圧迫固定した状態で乳房を超音波走査し、得られる虚像としての超音波画像を用いて乳房圧迫画像を再構成することで、圧迫固定された乳房に関する超音波画像、ボリュームデータを取得することができる。

【選択図】 図7

図7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

乳房に関して、X線画像と超音波画像とを取得するための乳房イメージングシステムであって、

X線を曝射するX線曝射ユニットと、

検出面に入射したX線を検出するX線検出ユニットと、

超音波プローブを設置するための開口部を有し、第1の板と第2の板とで挟むことで乳房を圧迫するための圧迫ユニットと、

前記X線検出ユニットにより検出されたX線に基づいて、X線画像を生成するX線画像生成ユニットと、

前記開口部に設置され、供給される駆動信号に基づいて超音波を前記圧迫された乳房に送信し、当該乳房からの反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する送信ユニットと、

前記エコー信号と前記圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報とに基づいて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

を具備する乳房イメージングシステム。

**【請求項 2】**

前記伝播経路に関する情報は、前記圧迫された乳房に対する超音波送受信時間と前記第1の圧迫板と前記第2の板との間の距離に基づいて決定されるものであり、

前記画像生成ユニットは、前記伝播経路に関する情報に基づいて前記エコー信号又は当該エコーに起因して得られる値を二次元的にマッピングすることで、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する請求項1記載の乳房イメージングシステム。

**【請求項 3】**

前記圧迫された乳房に送信される超音波の走査線分布が末広がりになるように、走査線毎の遅延時間を計算する計算ユニットをさらに具備し、

前記送信ユニットは、前記計算された遅延時間に基づいて、前記駆動信号の供給タイミングを制御する請求項1又は2記載の乳房イメージングシステム。

**【請求項 4】**

前記再構成ユニットは、前記圧迫ユニットによる反射が1回又は2回である超音波に対応するエコー信号を用いて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する請求項1乃至3のうちいずれか一項記載の乳房イメージングシステム。

**【請求項 5】**

前記再構成ユニットは、前記圧迫ユニットによる反射が2回又は3回である超音波に対応するエコー信号を用いて、前記前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する請求項1乃至4のうちいずれか一項記載の乳房イメージングシステム。

**【請求項 6】**

前記X線画像と前記圧迫された乳房に関する超音波画像との位置を対応付ける位置対応付けユニットと、

対応付けられた前記圧迫された乳房に関する超音波画像の位置を前記X線画像上に表示する表示ユニットと、

をさらに具備する請求項1乃至5のうちいずれか一項記載の乳房イメージングシステム。

**【請求項 7】**

前記X線画像上の前記圧迫された乳房に関する超音波画像の位置を指定する指定ユニットをさらに具備し、

前記表示ユニットは、前記X線画像上の前記圧迫された乳房に関する超音波画像の位置が指定された場合には、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を表示する請求項6記載の乳房イメージングシステム。

**【請求項 8】**

10

20

30

40

50

前記 X 線画像と前記圧迫された乳房に関する超音波画像との位置を対応付ける位置対応付けユニットと、

対応付けられた前記 X 線画像の位置を前記圧迫された乳房に関する超音波画像上に表示する表示ユニットと、

をさらに具備する請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の乳房イメージングシステム。

【請求項 9】

前記圧迫された乳房に関する超音波画像上の前記 X 線画像の位置を指定する指定ユニットをさらに具備し、

前記表示ユニットは、前記圧迫された乳房に関する超音波画像上の前記 X 線画像の位置が指定された場合には、前記 X 線画像を表示する請求項 8 記載の乳房イメージングシステム。

10

【請求項 10】

前記画像再構成ユニットは、空間的位置の異なる複数の前記圧迫された乳房に関する超音波画像を用いて、前記圧迫板に固定された乳房に関するボリュームデータを生成する請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載の乳房イメージングシステム。

【請求項 11】

前記開口部は、超音波プローブをはめ込んだ状態で超音波走査面と垂直方向にスライド可能な形状である請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の乳房イメージングシステム。

20

【請求項 12】

前記圧迫板は、超音波反射性の高い素材によって形成されている請求項 1 乃至 11 のうちいずれか一項記載の乳房イメージングシステム。

【請求項 13】

前記圧迫板の開口部には、音響的に透明な素材からなる薄膜が張られている請求項 1 乃至 12 のうちいずれか一項記載の乳房イメージングシステム。

【請求項 14】

前記開口部に設定された前記超音波プローブを揺動させる揺動ユニットをさらに具備する請求項 1 乃至 13 のうちいずれか一項記載の乳房イメージングシステム。

【請求項 15】

圧迫ユニットによって圧迫された乳房に対し供給される駆動信号に基づいて超音波を送信し、当該乳房からの反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する送信ユニットと、

前記エコー信号と前記圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報とに基づいて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

30

【請求項 16】

前記伝播経路に関する情報は、前記圧迫された乳房に対する超音波送受信時間と前記第 1 の圧迫板と前記第 2 の板との間の距離に基づいて決定されるものであり、

前記画像生成ユニットは、前記伝播経路に関する情報に基づいて前記エコー信号又は当該エコーに起因して得られる値を二次元的にマッピングすることで、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する請求項 15 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 17】

前記圧迫された乳房に送信される超音波の走査線分布が末広がりになるように、走査線毎の遅延時間を計算する計算ユニットをさらに具備し、

前記送信ユニットは、前記計算された遅延時間に基づいて、前記駆動信号の供給タイミングを制御する請求項 15 又は 16 記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記再構成ユニットは、前記圧迫ユニットによる反射が 1 回又は 2 回である超音波に対

50

応するエコー信号を用いて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する請求項 15 乃至 17 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記再構成ユニットは、前記圧迫ユニットによる反射が 2 回又は 3 回である超音波に対応するエコー信号を用いて、前記前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する請求項 15 乃至 17 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記画像再構成ユニットは、空間的位置の異なる複数の前記圧迫された乳房に関する超音波画像を用いて、前記圧迫板に固定された乳房に関するボリュームデータを生成する請求項 15 乃至 17 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 21】

前記開口部に設定された前記超音波プローブを揺動させる揺動ユニットをさらに具備する請求項 15 乃至 20 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 22】

乳房に関して、X 線画像と超音波画像とを取得するための乳房イメージングを実現させるためのプログラムであって、

コンピュータに、

超音波プローブを設置するための開口部と、第 1 の板と、第 2 の板とを有する圧迫ユニットによって圧迫された乳房に対し、X 線を曝射させる機能と、

前記乳房を透過した X 線を検出させる機能と、

20

前記検出された X 線に基づいて、X 線画像を生成させる機能と、

前記開口部に設置され、供給される駆動信号に基づいて超音波を前記圧迫された乳房に送信させる機能と、

前記乳房からの反射波を受信してエコー信号を発生させる機能と、

前記エコー信号と前記圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報とに基づいて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成させる機能と、を実現させる乳房イメージングプログラム。

【請求項 23】

コンピュータに、

圧迫ユニットによって圧迫された乳房に対し供給される駆動信号に基づいて超音波を送信させる機能と、

30

前記乳房からの反射波を受信してエコー信号を発生させる機能と、

前記エコー信号と前記圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報とに基づいて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成させる機能と、

実現させる乳房イメージングプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線イメージングと超音波イメージングとの融合型の乳房イメージングに用いられるシステム及び当該融合型イメージングに用いられる超音波診断装置、乳房イメージングシステム及び乳房イメージングプログラムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模が X 線、CT、MRI など他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断は X 線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用

50

することができる。

【0003】

この超音波診断装置は、乳房撮影用X線診断装置を用いた撮影法（マンモグラフィ：MMG）と同様に乳癌の検査にも多く使用されている。MMGを用いた検査（MMG検査）は、微細石灰化の検出能力に優れている一方で、生体の組織構造や腫瘍の描出には超音波検査の方が優れていると言われている。MMG検査と超音波検査は、それぞれ長所短所を有し、乳癌検査にとって相補的な役割を果たしている。従って、MMGによって得られる画像（X線乳房画像）と超音波画像との位置関係の対応付けを正確に取ることができれば、診断精度の向上が期待できる。

【0004】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】特開2003-230558号公報

【特許文献2】特開2003-260046号公報

【特許文献3】特開2003-325523号公報

【特許文献4】特開平8-98836号公報

【特許文献5】特開平9-504221号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来のX線イメージングと超音波イメージングとの融合型の乳房イメージングにおいては、次の様な問題がある。

【0006】

すなわち、通常のMMG検査は乳房圧迫を必要とし、超音波検査は非圧迫状態で乳房を超音波走査する。このため、画像取得時における乳房の形状が異なってしまう、X線乳房画像と超音波画像との正確な位置関係の対応付けは難しい。

【0007】

また、X線乳房画像と超音波画像との位置関係の対応付けを実現するために、乳房撮影用X線診断装置の圧迫板の上から超音波スキャンを行う方法、圧迫板の間から超音波検査を行う方法等が考案されている。しかしながら、この手法では、乳房全体に関する超音波画像を取得するため、超音波プローブを挿入するための複数の穴が形成された圧迫板で乳房を圧迫し、超音波プローブをずらしながら各穴の位置において超音波画像を取得しなければならない。そのため、超音波画像の取得に多くの時間を必要とすることに加えて、複数の穴の空いた圧迫板で乳房を圧迫するため苦痛を伴う場合があり、被検者に多大な負担を掛けることになる。さらに、複数の穴が形成された圧迫板で乳房を圧迫するため、圧迫強度が低下する場合もある。

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、従来に比して超音波画像取得のための時間を短縮し且つ圧迫による苦痛を減少させつつ、X線乳房画像と超音波画像との正確な位置対応付けを行うことができる超音波診断装置、乳房イメージングシステム及び乳房イメージングプログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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。

【0010】

請求項1に記載の発明は、乳房に関して、X線画像と超音波画像とを取得するための乳房イメージングシステムであって、X線を曝射するX線曝射ユニットと、検出面に入射したX線を検出するX線検出ユニットと、超音波プローブを設置するための開口部を有し、第1の板と第2の板とで挟むことで乳房を圧迫するための圧迫ユニットと、前記X線検出ユニットにより検出されたX線に基づいて、X線画像を生成するX線画像生成ユニットと、前記開口部に設置され、供給される駆動信号に基づいて超音波を前記圧迫された乳房に

10

20

30

40

50

送信し、当該乳房からの反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する送信ユニットと、前記エコー信号と前記圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報とに基づいて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する画像生成ユニットと、を具備する乳房イメージングシステムである。

【0011】

請求項15に記載の発明は、圧迫ユニットによって圧迫された乳房に対し供給される駆動信号に基づいて超音波を送信し、当該乳房からの反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する送信ユニットと、前記エコー信号と前記圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報とに基づいて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成する画像生成ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

10

【0012】

請求項22に記載の発明は、乳房に関して、X線画像と超音波画像とを取得するための乳房イメージングを実現させるためのプログラムであって、コンピュータに、超音波プローブを設置するための開口部と、第1の板と、第2の板とを有する圧迫ユニットによって圧迫された乳房に対し、X線を曝射させる機能と、前記乳房を透過したX線を検出させる機能と、前記検出されたX線に基づいて、X線画像を生成させる機能と、前記開口部に設置され、供給される駆動信号に基づいて超音波を前記圧迫された乳房に送信させる機能と、前記乳房からの反射波を受信してエコー信号を発生させる機能と、前記エコー信号と前記圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報とに基づいて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成させる機能と、を実現させる乳房イメージングプログラムである。

20

【0013】

請求項23に記載の発明は、コンピュータに、圧迫ユニットによって圧迫された乳房に対し供給される駆動信号に基づいて超音波を送信させる機能と、前記乳房からの反射波を受信してエコー信号を発生させる機能と、前記エコー信号と前記圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報とに基づいて、前記圧迫された乳房に関する超音波画像を生成させる機能と、を実現させる乳房イメージングプログラムである。

30

【発明の効果】

【0014】

以上本発明によれば、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】

【0015】

以下、本発明の第1実施形態及び第2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にのみ行う。

【0016】

(第1実施形態)

図1は、本実施形態に係る乳房イメージングシステム1の外観図を示している。同図に示すように、本乳房イメージングシステム1は、乳房撮影用X線診断装置2、超音波診断装置6から構成されている。以下、各装置の構成について説明する。

40

【0017】

(乳房撮影用X線診断装置)

図1に示すように、本乳房撮影用X線診断装置2は、アーム部20、支柱部25から構成されている。アーム部20には、互いに対向して設置されるX線源装置33及び平面検出器40、上側板35a及び下側板35bからなる圧迫ユニット35等が設けられている。また、支柱部25には、表示パネル27a、フットペダル21a、21b、タッチパネル21c等が設けられている。アーム部20は、支柱部25に対し上下移動及び軸26を中心として回転することができる。このアーム部20を所定の姿勢にし、上側板35aと

50

平面検出器 40 の検出面に設けられた下側板 35 b とによって乳房を圧迫固定することで、頭尾方向、内外方向、内外斜方向等の任意の方向からの画像を取得することができる。

【0018】

図 2 は、本乳房撮影用 X 線診断装置 2 のブロック構成図を示している。同図に示すように、本乳房撮影用 X 線診断装置 2 は、X 線制御部 31、X 線源装置 33、圧迫ユニット 35、圧迫板駆動部 36、圧迫板制御部 37、平面検出器 40、メモリ 41、画像処理装置 43、D/A 変換器 45、表示部 47、中央制御部 50、操作部 51、記憶部 53 を具備している。

【0019】

X 線制御部 31 は、中央制御部 50 からの指示に従って、所定強度の X 線が所定レートで曝射されるように、X 線源装置 33 を制御する。

【0020】

X 線源装置 33 は、X 線管 330、X 線照射野限定器 331 を有している。X 線管 330 は、X 線を発生する真空管であり、高電圧発生装置からの高電圧により電子を加速させ、ターゲットに衝突させることで X 線を発生する。X 線照射野限定器 331 は、X 線管 330 から照射される X 線を所定の形状に成形する。

【0021】

圧迫ユニット 35 は、上側板 35 a と下側板 35 b とを具備し、X 線管 330 と平面検出器 40 との間に設けられる。検査対象となる乳房は、上側板 35 a と下側板 35 b とによって挟み圧迫することで、撮影時において平たく薄く固定される。上側板 35 a 及び下側板 35 b は、X 線透過性を有すると共に超音波反射性の高いもの（例えば、十分に研磨されたアクリル板）をその素材としている。この上側板と下側板との間に乳房を圧迫し固定（ポジショニング）することで、被写体からの散乱 X 線を減少させ、乳腺組織の重なりを少なくすることができ、画像コントラストの改善、体動によるノイズ発生等を防止、照射線量の低減等を実現することができる。

【0022】

なお、圧迫ユニット 35 の下側板 35 b と平面検出器 40 とは、一体化されていてもいなくてもよい。また、圧迫ユニット 35 の上側板 35 a には、図 3 に示すように、例えば一次元超音波プローブを設置しスライドさせるための開口部 350 が形成されている。図 4 に示すように乳房を上側板 35 a と下側板 35 b との間に圧迫固定した状態で開口部 350 に超音波プローブを設置しスライドさせながら超音波走査を行うことで、マンモグラフィ撮影時と同じ状態で超音波画像を取得することができる。

【0023】

なお、図 3 に示した開口部 35 の形状は一例である。すなわち、開口部 35 の形状は、乳房を圧迫固定したまま一次元超音波プローブをスライドさせてボリュームスキャン可能なものであれば、どのようなものであってもよい。従って、例えば図 5 に示すように図 3 とは垂直な方向に形成されていても同様の作用効果を実現することができる。また、開口部 350 には、ボリュームスキャン時の超音波プローブの上下移動を防止するために、音響的に透明であり乳房が大きくはみ出さない程度に圧迫力がある薄膜を設けることが好ましい。

【0024】

また、本実施形態では、上側板 35 a と下側板 35 b とを設ける構成とした。しかしながらこれに拘泥されず、例えば平面検出器 40 の検出面が超音波反射性の高い特性や圧迫耐久性等を有し下側板 35 b として利用することができれば、特に下側板 35 b を設ける必要はない。

【0025】

圧迫板駆動部 36 は、圧迫板制御部 37 の制御のもと、圧迫ユニット 35 を駆動する。

【0026】

圧迫板制御部 37 は、中央制御部 50 からの指示のもと、圧迫ユニット 35 によるポジショニングを行うために、圧迫板駆動部 36 を制御する。また、圧迫板制御部 37 は、圧

10

20

30

40

50

迫固定された乳房の圧迫厚（すなわち、上側板 3 5 a と下側板 3 5 b との間の距離）を計測し、中央制御部 3 0 に送り出す。

【 0 0 2 7 】

平面検出器 4 0 は、シンチレータとフォトダイオードアレイとを有し、被写体を透過した X 線を光電膜に当てることで電子正孔を生成し、これを半導体スイッチにおいて蓄積し、電気信号として読み出すことで X 線を電気信号に変換して検出するものである。なお、変換方式は、X 線から電気信号に変換する直接変換であっても良いし、X 線から光を介して電気信号に変換する間接変換であっても良い。

【 0 0 2 8 】

メモリ 4 1 は、平面検出器 4 0 から供給されるデジタル信号を一時的に記憶する。

10

【 0 0 2 9 】

画像処理装置 4 3 は、メモリ 4 1 からデジタル信号をフレーム毎に読み出し、必要に応じてサブトラクション処理等の所定の画像処理を行う。

【 0 0 3 0 】

D / A 変換器 4 5 は、画像処理装置 4 3 から入力した画像データのデジタル信号列を、アナログ信号列に変換する。

【 0 0 3 1 】

表示部 4 7 は、画像処理装置 4 3 から受け取った信号により、X 線診断画像等を表示する CRT、プラズマディスプレイ、液晶ディスプレイ等の他、装置の動作状態を示す表示パネル 2 7 a を有する。

20

【 0 0 3 2 】

中央制御部 5 0 は、画像データの収集に関する制御、及び収集した画像データの画像処理、画像再生処理等に関する制御を行う中央処理装置である。また、中央制御部 5 0 は、後述する圧迫乳房画像の取得時において、圧迫固定された乳房の圧迫厚、上側板 3 5 a に設けられた超音波プローブ 3 5 の平面検出器 4 0 の検出面上における位置等を必要に応じて超音波診断装置 6 に送信する。なお、上側板 3 5 a に設けられた超音波プローブ 3 5 の平面検出器 4 0 の検出面上における位置は、例えば上側板 3 5 a の開口部 3 5 0 に超音波プローブ 1 2 の位置を検出するセンサ等を設けることで取得することができる。

【 0 0 3 3 】

操作部 5 1 は、キーボードや各種スイッチ、マウス、フットペダル 2 1 a、2 1 b、タッチパネル 2 1 c 等を備えた入力装置であり、患者情報（患者 ID、検査部位、検査目的等）の入力、圧迫ユニット 3 5 の上下移動、撮影指示、パルスレート選択、画像選択等を入力する際に使用される。

30

【 0 0 3 4 】

記憶部 5 3 は、画像処理装置 4 3 での画像処理前又は処理後の画像データ等を記憶する。また、記憶部 5 3 は、後述するデジタル自動露出制御機能を実現するための専用プログラムを記憶する。

【 0 0 3 5 】

（超音波診断装置）

図 1 に示したように、本超音波診断装置 6 は、装置本体 6 1、超音波プローブ 6 2、モニター 6 3、入力装置 6 4 を具備している。

40

【 0 0 3 6 】

超音波プローブ 6 2 は、装置本体 6 1 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該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材等を有している。当該超音波プローブ 1 2 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 1 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドブラ効果によ

50

り移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0037】

入力装置64は、装置本体61に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体61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、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置64の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0038】

モニター63は、装置本体61からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

10

【0039】

図6は、本超音波診断装置6のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置6の装置本体61には、超音波送信ユニット71、超音波受信ユニット72、Bモード処理ユニット73、ドプラ処理ユニット74、画像生成ユニット75、画像メモリ76、画像合成ユニット77、制御プロセッサ(CPU)78、内部記憶部79、インタフェース部80が設けられている。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0040】

超音波送信ユニット71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62に駆動パルスを印加する。

20

【0041】

なお、超音波送信ユニット21は、制御プロセッサ78の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0042】

超音波受信ユニット72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62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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

30

【0043】

Bモード処理ユニット73は、送受信ユニット71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。

40

【0044】

ドプラ処理ユニット74は、送受信ユニット71から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット75に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター63にカラー表示される。

【0045】

画像生成ユニット75は、Bモード処理ユニット73からの信号列(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し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。この時、エッジ強調や時間平滑

50

化、空間平滑化など、種々の画像フィルタも施され、ユーザーの好みに応じた画質を提供できるようになっている。なお、当該画像生成ユニット75に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0046】

画像メモリ76は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ76に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。しかし、ここでは、虚像を含む画像となっていることに留意が必要である。

【0047】

画像合成ユニット77は、画像生成ユニット75から受け取った画像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63に出力する。また、画像合成ユニット77は、制御プロセッサ78の制御に従って、圧迫ユニット35で反射した超音波を用いて得られる虚像としての超音波画像を用いて、実際の乳房に関する超音波画像（すなわち、圧迫ユニット35によって圧迫固定された乳房に関する超音波画像（圧迫乳房画像））を再構成する圧迫乳房画像再構成機能（後述）を実行する。さらに、画像合成ユニット77は、制御プロセッサ78の制御に従って、圧迫乳房画像とX線乳房画像との位置対応付けを行う。

10

【0048】

制御プロセッサ78は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ78は、内部記憶部79から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。また、制御プロセッサ78は、専用プログラムをメモリ上に展開することで、走査線を末広がり分布させる超音波スキャン、圧迫乳房画像再構成機能を実現する。

20

【0049】

内部記憶部79は、送受信条件、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、プローブの走査線角度情報、プローブの位置情報、ボディマーク生成プログラム、圧迫乳房画像再構成機能を実現するための専用プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ76中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部79のデータは、インタフェース回路80を経由して乳房撮影用X線診断装置2等の他の装置へ転送することも可能となっている。

30

【0050】

インタフェース部80は、入力装置64、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部80によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0051】

（圧迫乳房画像再構成機能）

次に、本乳房イメージング装置1が有する圧迫乳房画像再構成機能について説明する。この機能は、超音波スキャンによって得られるエコー信号を、圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報に基づいて、圧迫された二次元又は三次元乳房形状に対応させてマッピングすることで、圧迫乳房画像を生成するものである。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、エコー信号に基づいて通常の超音波画像を生成した後、当該通常の超音波画像を用いて圧迫乳房画像を再構成する場合を例とする。しかしながら、通常の超音波画像の生成は必須ではなく、圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報に基づいて、直接エコー信号又はこれに起因する値を圧迫された乳房形状に対応させてマッピングすることで、圧迫乳房画像を生成するようにしてもよい。

40

【0052】

50

図7(a)、7(b)は、本圧迫乳房画像再構成機能を説明するための図である。すなわち、図7(a)は圧迫ユニット35の圧迫固定された乳房を実領域R1~R5に分割した図である。また、図7(b)は、開口部350に超音波プローブ62を設置し超音波走査を実行して得られるエコー信号をセクタ形状にマッピングして得られる通常の超音波画像Pを、画像小領域P1~P9に分割した図である。なお、画像小領域P1(R1)とP2、とP5、画像小領域P3とP6、画像小領域P4とP7とは、それぞれ互いに鏡像である。また、画像小領域P1は実領域R1と対応しているが、それ以外の画像小領域は実領域には対応していない。その意味で、画像小領域P2~P9は虚像領域であり、これらを含む超音波画像Pは虚像であると言える。

#### 【0053】

図7(b)における画像小領域P1は、圧迫ユニット35により圧迫固定された乳房内組織からの反射波のみを用いて生成された画像であり、実領域R1をそのまま映像化したものに対応する。また、例えば図7(b)における画像小領域P3内の任意の点X1'における値(すなわちエコー信号強度)は、実際には超音波プローブ62から照射された超音波が下側板35b-点X1'の下側板35bに関する(実領域R2内の)対称点X1-下側板35bという経路で反射されることで得られる反射波に起因するものである。従って、実領域R2は、画像小領域P3によって映像化することができる。同様に、実領域R3は、画像小領域P4によって映像化することができる。

#### 【0054】

さらに、図7(b)における画像小領域P9内の任意の点X2'における値(すなわちエコー信号強度)は、実際には超音波プローブ62から照射された超音波が下側板35b-上側板35a-点X2'の下側板35bと虚像上側板35a'に関する(実領域R5内の)対称点X2-上側板35a-下側板35bという経路で反射されることで得られる反射波に起因するものである。従って、実領域R5は、画像小領域P9によって映像化することができる。同様に、実領域R4は画像小領域P8によって、実領域R2は画像小領域R6によって、実領域R3は画像小領域R7によって、それぞれ映像化することができる。

#### 【0055】

以上より、実領域R1は画像小領域P1、P2、P5で、実領域R2を画像小領域P3又はP6で、実領域R3を画像小領域P4又はP7で、実領域R4を画像小領域P8で、実領域R5を画像小領域P9で、それぞれ置き換えるように画像を再構成することで、乳房を圧迫ユニット35により圧迫固定された形態にて映像化することができる。

#### 【0056】

この再構成において、各実領域を対応するいずれの画像小領域で置き換えるかについては、特に限定はない。例えば、実領域R1を画像小領域P5、実領域R2を画像小領域P6、実領域R3を画像小領域P7、実領域R4を画像小領域P8、実領域R5を画像小領域P9といった具合に、超音波画像Pを上側板35aと下側板35bとの間の距離Lで深度方向に複数の層に分割した場合に、同じ層に分類される小領域(すなわち、圧迫ユニット35での反射回数が2回又は3回のエコー信号を含む画像小領域)を用いて、それぞれ再構成するようにしてもよい。この様に圧迫ユニット35での反射回数に応じて画像小領域を選択し再構成することで、減衰が同程度の反射波を用いた再構成を行うことができ、画質を向上させることができる。また、例えば実領域R4又はR5より外側の領域については、虚像下側板35b'より下にある画像小領域を用いることで画像再構成することが可能である。

#### 【0057】

なお、以上述べた圧迫乳房画像再構成機能に従う処理(圧迫乳房画像再構成処理)においては、圧迫ユニット35に圧迫固定された状態の乳房を超音波走査して得られる超音波画像Pと共に、上側板35aと下側板35bとの間の距離Lに関する情報が必要である。この情報は、通信により乳房撮影用X線診断装置2から取得することができる。しかしながら、これに拘泥されず、例えば超音波画像P中に映像化される上側板35aと下側板3

10

20

30

40

50

5 b との間の距離に基づいて求めるようにしてもよい。

【0058】

また、この様な圧迫乳房画像再構成処理は、ボリュームスキャンによって得られた各超音波画像に対して実行され、それぞれに対応する複数の圧迫乳房画像が生成される。得られた複数の圧迫乳房画像から、圧迫乳房に関するボリュームデータを作成することも可能である。ユーザーは、この圧迫乳房に関するボリュームデータを用いることで、圧迫された乳房に関する任意断面画像（Bモード画像、Cモード画像等）を選択し観察することができる。

【0059】

圧迫乳房画像再構成処理の実行後、中央制御部50又は画像合成ユニット77は、再構成された圧迫乳房画像とX線乳房画像との間で位置対応付けを行う。この位置対応付けは、圧迫ユニット35の開口部350或いは超音波プローブ62自身に位置センサを設け、例えば平面検出器40上における超音波プローブ62の位置を特定することで実現することができる。このとき、例えば図8に示すように、X線乳房画像上に超音波画像の位置を示しておき（或いは超音波画像上にX線乳房画像の位置を示しておき）、必要に応じてその位置をクリックすることで、自動的に当該位置に対応する超音波画像が（或いはX線乳房画像が）自動的にX線乳房画像と（或いは超音波画像と）同時に又は選択的に表示されることが好ましい。

10

【0060】

（超音波走査）

上記圧迫乳房画像再構成機能を実行する場合、図4に示すように、走査線が末広がり分布するような超音波走査を実行する。これにより、圧迫ユニット35における超音波反射が起こりやすくなり、圧迫ユニット35の面方向に沿って広域な超音波イメージングが可能となる。

20

【0061】

なお、この様な超音波走査は、位相制御のための遅延時間を走査線の位置に応じて計算し、これに基づいて各圧電振動子の駆動タイミングを制御することで、実現することができる。

【0062】

（動作）

次に、圧迫乳房画像再構成処理を含む本乳房イメージング装置1の動作について説明する。

30

【0063】

図9は、乳房イメージング装置1を用いた画像取得において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、患者の乳房を上側板35aと平面検出器40の検出面（すなわち、下側板35b）で圧迫・固定し、被写体のポジショニングを行う（ステップS1）。次に、患者情報、撮影条件等が操作部51、入力装置64を介して乳房撮影用X線診断装置2、超音波診断装置6のそれぞれ入力される（ステップS2）。なお、撮影条件とは、乳房撮影用X線診断装置2の場合にはX線条件（管電圧、mAs値、焦点 - 撮像面距離、末広がり走査線分布を実現するためのチャンネル毎の遅延時間等）等を意味し、超音波診断装置6の場合には送信条件（送信電圧、焦点位置等）等を意味する。乳房撮影用X線診断装置2の中央制御部50は、入力された撮影条件に従ってX線を曝射し、乳房を透過したX線に基づいてX線乳房画像を取得する（ステップS3）。

40

【0064】

次に、上側板35aの開口部350に超音波プローブ62を設置し（ステップS4）、超音波62をスライドさせつつ超音波走査を行うことで、乳房に関するボリュームデータを取得する（ステップS5）。画像合成ユニット77は、取得されたボリュームデータを構成する各超音波画像について既述の再構成処理を行うことで、圧迫乳房画像を生成する（ステップS6）。

50

## 【0065】

また、乳房撮影用X線診断装置2の中央制御部50又は超音波診断装置6の制御プロセッサ78は、例えば平面検出器40上における超音波プローブ62の位置に基づいてX線乳房画像と圧迫乳房画像との位置対応付けを行う(ステップS7)。互いに対応付けられたX線乳房画像及び圧迫乳房画像は、表示部47又はモニター63に、或いは別の表示装置によって所定の形態で表示される(ステップS8)。

## 【0066】

(効果)

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

## 【0067】

本乳房イメージングシステムによれば、超音波プローブ挿入開口部の数が従来に比して少ない圧迫板で十分に圧迫固定された状態で乳房を超音波走査することができる。従って、X線乳房画像取得時と同様の被写体配置で超音波画像を取得でき、当該超音波画像を用いて乳房圧迫画像を再構成することができる。その結果、対応が取りやすく比較し易いX線乳房画像と圧迫乳房画像を取得できると共に、画像間の位置対応付けも正確且つ容易に行うことができる。

10

## 【0068】

また、本乳房イメージングシステムによれば、超音波プローブを開口部にはめ込み、超音波走査面と垂直方向にスライドさせつつ超音波走査を行うことで得られるボリュームデータを用いて、圧迫固定された乳房に関するボリュームデータを取得することができる。従って、従来に比して、超音波画像取得のための時間を短縮することができ、患者への負担を軽減させることができる。

20

## 【0069】

また、本乳房イメージングシステムでは、圧迫板の開口部は、超音波プローブをはめ込みスライドさせるためだけの大きさで済む。従って、複数の穴の空いた圧迫板で乳房を圧迫する必要がなく、乳房の圧迫固定における苦痛を少なくできると共に、圧迫強度の低下を防止することができる。

## 【0070】

(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。本実施形態は、二次元超音波プローブを用いた圧迫乳房画像再構成機能を実現する乳房イメージング装置1について説明する。

30

## 【0071】

すなわち、超音波振動子が二次元に配列された二次元アレイプローブを用いる場合には、開口部350に沿って移動させなくても三次元走査によりボリュームデータを取得することができる。従って、超音波プローブ62が二次元アレイプローブである場合には、圧迫ユニット35は、例えば図10に示すように当該二次元アレイプローブに対応した形状を持つ開口部351を有する構成とする。

## 【0072】

なお、画像合成ユニット77は、収集されたボリュームデータを構成する任意の各断面につき圧迫乳房画像再構成処理を行うことで、任意の圧迫乳房画像を生成することができる。また、収集されたボリュームデータを構成する各断面につき圧迫乳房画像再構成処理を行うことで、圧迫固定された乳房に関するボリュームデータを取得することができる。

40

## 【0073】

また、超音波スキャンによって得られるエコー信号を、圧迫ユニットによる超音波の反射を含んだ超音波の伝播経路に関する情報に基づいて、圧迫された三次元乳房形状に対応させて直接マッピングすることによっても、圧迫固定された乳房に関するボリュームデータを取得することができる。

## 【0074】

以上述べた構成によれば、第1の実施形態の場合に比して、さらに乳房の圧迫固定にお

50

ける苦痛を少なくできると共に、圧迫強度の低下を防止することができる。

【0075】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。本実施形態は、一次元アレイ超音波プローブを用いた圧迫乳房画像再構成機能を実現する乳房イメージング装置1について説明する。

【0076】

すなわち、超音波振動子が一次元に配列された一次元アレイプローブを用いる場合、例えば図10に示す開口部351に超音波プローブ62を設置し、超音波走査面が末広がり形状(例えば、トラペゾイド型)になるように、超音波送受信を行う。

10

【0077】

この様な構成よれば、プローブ62を開口部350に沿って移動させずとも、乳房の所望の断面に関する超音波画像を取得することができる。従って、乳房の画像診断時における痛みを、より低減させることができる。

【0078】

(第4の実施形態)

次に、本発明の第4の実施形態について説明する。本実施形態は、一次元超音波プローブを用いつつ、プローブ62を開口部350に沿って移動させることなしにボリュームデータを取得する例について説明する。

【0079】

20

図11は、本実施形態に係る圧迫乳房画像再構成機能を説明するための図である。圧迫された乳房内の走査面Q0に送信された超音波は、示すような圧迫板表面において反射されながら、例えば経路Q1、Q2、Q3の順番に乳房内を減衰して伝播する。従って、例えば伝播経路Q1からの反射波と伝播経路Q2からの反射波とでは、受信時刻(受信タイミング)が異なる。この受信時刻の違いに基づいて受信した反射波が乳房内の超音波伝播経路上のいずれの位置からのものかを区別し、これを図11に示すように展開しながらマッピングすることで、伝播経路Q1、Q2、Q3を走査面とする二次元超音波画像を生成することができる。

【0080】

30

すなわち、圧迫ユニット35で一回反射され伝播経路Q1を伝播する超音波に対応する反射波(例えば任意の点X1からの反射波)を、その受信タイミングに応じて、伝播経路Q1と鏡像関係にある虚像領域r1の対応する位置(点X1')にマッピングする。同様に、圧迫ユニット35で二回反射され伝播経路Q2を伝播する超音波に対応する反射波を虚像領域r2の対応する位置に、圧迫ユニット35で三回反射され伝播経路Q3を伝播する超音波に対応する反射波を虚像領域r3の対応する位置に、それぞれマッピングする。

【0081】

また、図示していない揺動ユニットにより走査面Q0を方向Dに沿って煽動させて得られた乳房のボリュームデータに対して、各走査面毎に同様のマッピング処理を施すことで、乳房の虚像に関するボリュームデータを再構成することができる。

【0082】

40

以上述べた構成よれば、プローブ62を開口部350に沿って移動させずとも、乳房の所望の三次元領域に関する超音波画像を取得することができる。従って、乳房の画像診断時における痛みを、より低減させることができる。

【0083】

なお、本発明は上記実施形態そのままに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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0084】

(1)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

50

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。

【0085】

（2）本乳房イメージングシステムにおいては、超音波走査線の角度は任意に変更可能である。その決定には特に限定はないが、例えば、患者の乳房の大きさ、圧迫板の幅、奥行き、上側板35aと下側板35bとの間の距離L等に基づいて、人為的に任意の値を或いはプリセットされた所定の値を選択するようにしてもよい。

【0086】

（3）上記各実施形態においては、超音波プローブをX線パス領域に設定する構成として説明した。しかしながら、この例に拘泥されず、X線パス領域外（例えば上側板35aと下側板35bとの間）に超音波プローブを配置し、各実施形態と同様の手法で乳房イメージングを実行するようにしてもよい。

【0087】

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】

【0088】

以上本発明によれば、従来に比して超音波画像取得のための時間を短縮し且つ圧迫による苦痛を減少させつつ、X線乳房画像と超音波画像との正確な位置対応付けを行うことができる超音波診断装置、乳房イメージングシステム及び乳房イメージングプログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0089】

【図1】図1は、実施形態に係る乳房イメージングシステム1の外観図を示している。

【図2】図2は、乳房撮影用X線診断装置2のブロック構成図を示している。

【図3】図3は、圧迫ユニット35の構成の一例を示した図である。

【図4】図4は、圧迫ユニット35で乳房を圧迫し配置した状態を示した図である。

【図5】図5は、圧迫ユニット35の構成の他の例を示した図である。

【図6】図6は、本超音波診断装置6のブロック構成図を示している。

【図7】図7(a)、7(b)は、本圧迫乳房画像再構成機能を説明するための図である。

。

【図8】図8は、圧迫乳房画像とX線乳房画像と位置対応付けを説明するための図である。

。

【図9】図9は、乳房イメージング装置1を用いた画像取得において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図10】図10は、第2の実施形態に係る圧迫ユニット35の構成を示した図である。

【図11】図11は、第3の実施形態に係る圧迫乳房画像再構成機能を説明するための図である。

【符号の説明】

【0090】

1...融合型乳房イメージングシステム、2...乳房撮影用X線診断装置、6...超音波診断装置、20...アーム部、25...支柱部、33...X線源装置、35...圧迫板、25...支柱部、27a...表示パネル、21a、21b...フットペダル、21c...タッチパネル、26...軸、31...X線制御部、33...X線源装、35...圧迫ユニット、36...圧迫板駆動部、37...圧迫板制御部、40...平面検出器、41...メモリ、43...画像処理装置、45...D/A変換器、47...表示部、50...中央制御部、51...操作部、53...記憶部、61...装置本体、62...超音波プローブ、63...モニター、64...入力装置、71...超音波送信ユニッ

10

20

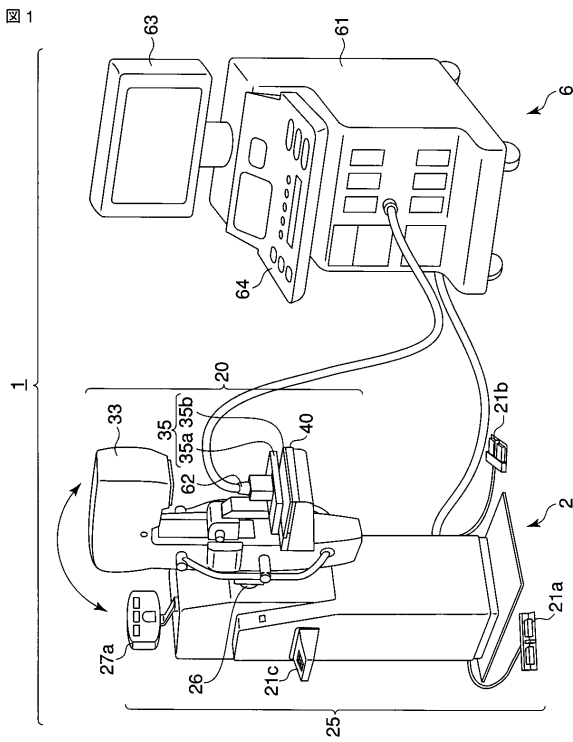
30

40

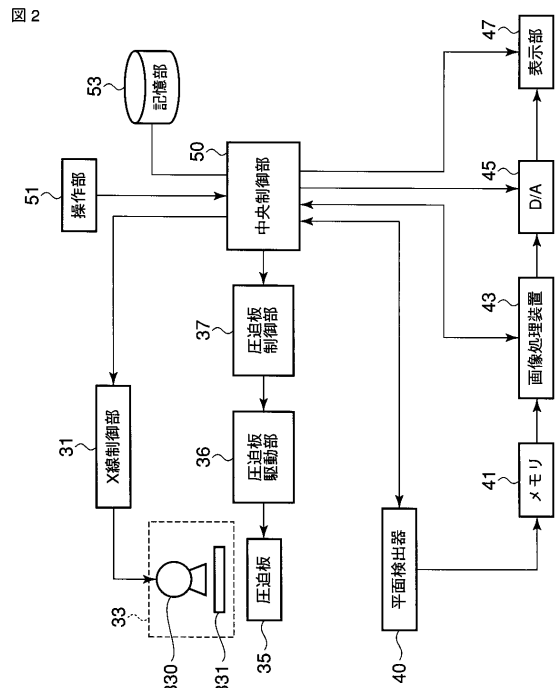
50

ト、72...超音波受信ユニット、73...Bモード処理ユニット、74...ドプラ処理ユニット、75...画像生成ユニット、76...画像メモリ、77...画像合成ユニット、78...制御プロセッサ(CPU)、79...内部記憶部、80...インタフェース部

【図1】

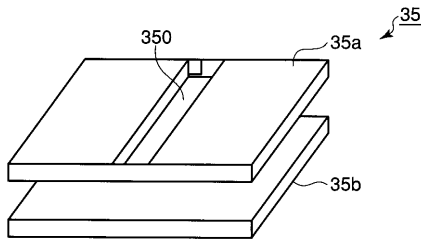


【図2】



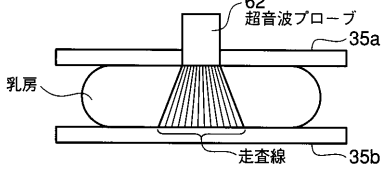
【図3】

図3



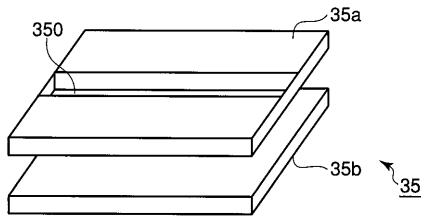
【図4】

図4



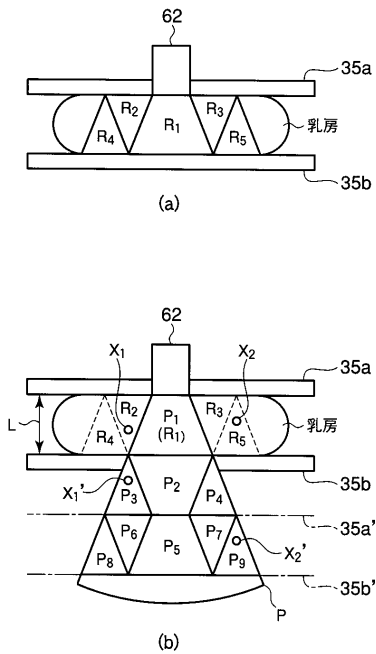
【図5】

図5



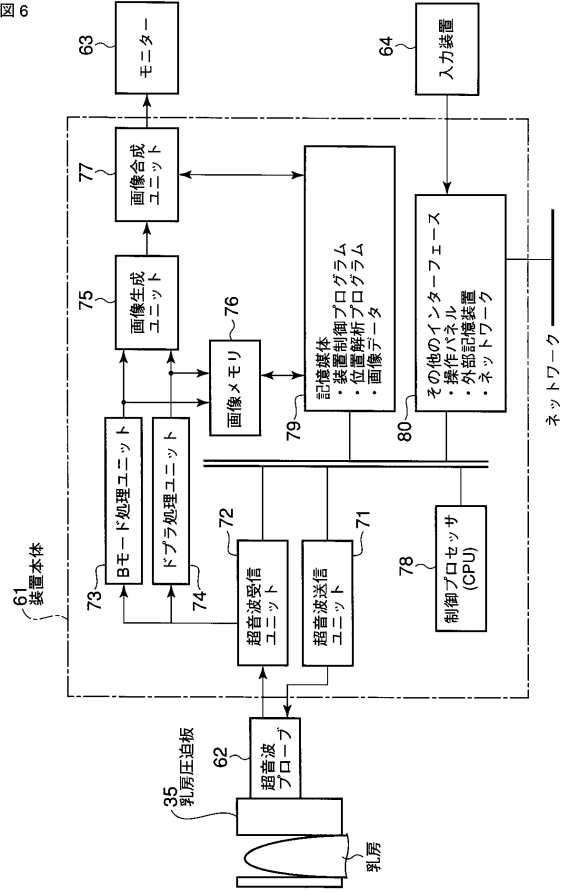
【図7】

図7



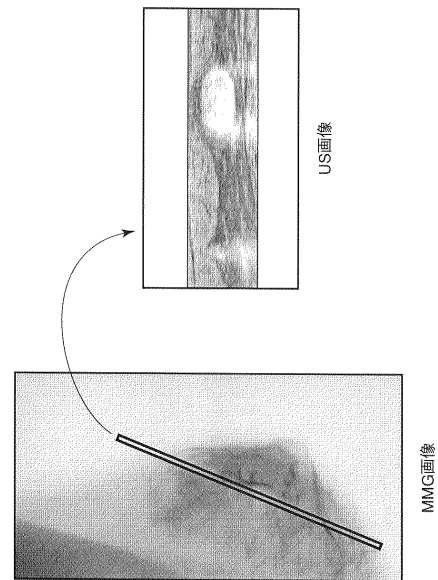
【図6】

図6



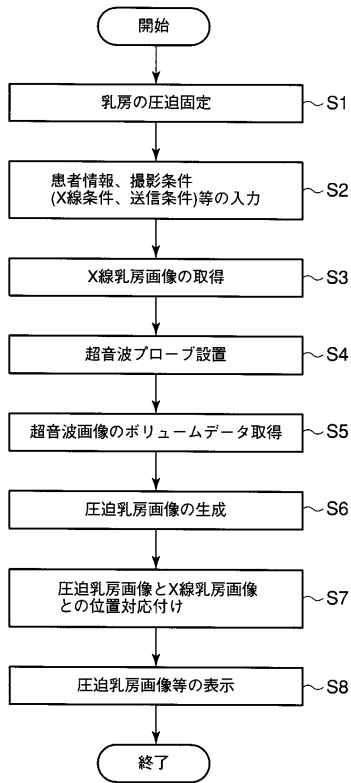
【図8】

図8



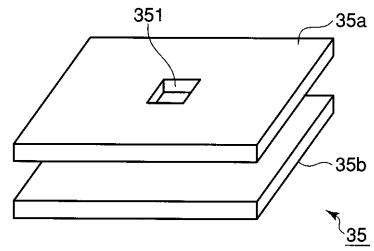
【 図 9 】

図 9



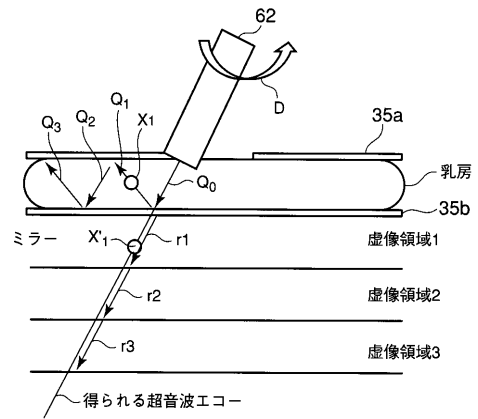
【 図 1 0 】

図 10



【 図 1 1 】

図 11



## 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 岡村 陽子  
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本社内
- (72)発明者 神山 直久  
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本社内
- (72)発明者 杉山 敦子  
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本社内
- (72)発明者 山形 仁  
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本社内

- (72)発明者 西木 雅行  
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 倉富 奈央子  
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 瀬尾 育式  
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社内
- F ターム(参考) 4C093 CA18 DA06 EC15 ED21 FG13  
4C601 BB03 BB16 DD08 EE07 EE09 EE20 JC33 KK31 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备，乳房成像系统和乳房成像程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008272459A</a>	公开(公告)日	2008-11-13
申请号	JP2008088624	申请日	2008-03-28
[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	岡村陽子 神山直久 杉山敦子 山形仁 西木雅行 倉富奈央子 瀬尾育式		
发明人	岡村 陽子 神山 直久 杉山 敦子 山形 仁 西木 雅行 倉富 奈央子 瀬尾 育式		
IPC分类号	A61B8/08 A61B6/00		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B6/0414 A61B6/4417 A61B6/502 A61B6/5247 A61B8/4416 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/08 A61B6/00.330.Z A61B6/00.370		
F-TERM分类号	4C093/CA18 4C093/DA06 4C093/EC15 4C093/ED21 4C093/FG13 4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/EE20 4C601/JC33 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2007099691 2007-04-05 JP		
其他公开文献	JP5481038B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

与传统情况相比，超声波能够在缩短获取超声波图像的时间并减少由压力引起的痛苦的同时，准确地将X射线乳房图像和超声波图像彼此关联。提供诊断设备等解决方案：插入并滑动超声波探头，同时在X射线诊断设备的X射线诊断设备的压缩板上提供能够进行超声波扫描的开口。通过在被压缩并固定到压缩板上的状态下对乳房进行超声扫描，并且通过使用超声图像作为获得的虚像来重建乳房压缩图像，从而获得被压缩固定的乳房的超声图像和体数据。可以获得。[选择图]图7

