

(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2009-72410

(P2009-72410A)

(43) 公開日 平成21年4月9日(2009.4.9)

(51) Int.Cl.	F 1	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 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	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 15 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2007-245093 (P2007-245093)  
 (22) 出願日 平成19年9月21日 (2007.9.21)

(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

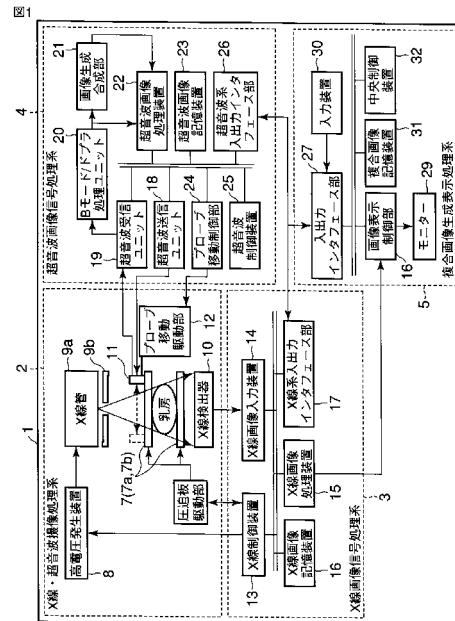
(54) 【発明の名称】 複合画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 例えばMMG単独による画像診断を行う場合に比して、検査時における被検体への負担が少なく多くの有益な臨床情報を提供可能な複合画像診断装置を提供すること。

【解決手段】 超音波画像診断を行う場合に、まず準備走査によって取得された乳房のボリュームデータに基づいて、診断画像を取得するための主走査における最適な撮像条件(ゲイン、STC等)を判定する。また、X線撮像に先だてて取得された超音波ボリュームデータを用いて、乳腺組織の密度、脂肪組織の密度、仮想X線投影画像を取得し、これらの結果に基づいて、当該被検体に対してX線撮像が有効であるか否かを判定する。当該判定の結果、X線撮像が有効でないと判定された場合には、X線撮像を中止又は禁止する。一方、当該判定の結果、X線撮像が有効であると判定された場合には、乳腺組織の密度、脂肪組織の密度、仮想X線投影画像に基づいてX線撮像条件を決定し、X線撮像を実行する。

【選択図】 図1



## 【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複合画像診断装置であって、  
 所定のX線撮像条件に基づいてX線を曝射するX線曝射手段と、  
 検出面に入射したX線を検出するX線検出手段と、  
 超音波プローブを設置するための開口溝を有し、乳房を圧迫し固定するための圧迫板と

、  
 前記X線検出手段により検出されたX線に基づいて、X線画像を生成するX線画像生成手段と、

前記開口溝に設置され、当該開口溝に沿って移動しながら、供給される駆動信号に基づいて超音波を前記圧迫板に固定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手段と、

前記エコー信号に基づいて超音波ボリュームデータを生成する超音波画像生成手段と、

前記超音波ボリュームデータに基づいて、前記X線撮像条件を決定する撮像条件決定手段と、

決定された前記X線撮像条件に従ってX線が曝射されるように、前記X線曝射手段を制御する制御手段と、

を具備することを特徴とする複合画像診断装置。

## 【請求項 2】

前記撮像条件決定手段は、

前記超音波ボリュームデータから撮像対象の乳腺組織密度に相当する量及び脂肪組織密度に相当する量のうちの少なくとも一方を算出し、

前記乳腺組織密度に相当する量及び前記脂肪組織密度に相当する量のうちの少なくとも一方に基づいて、前記X線撮像条件を決定すること、

を特徴とする請求項 1 記載の複合画像診断装置。

## 【請求項 3】

前記撮像条件決定手段は、

前記超音波ボリュームデータを用いて仮想X線投影画像を生成し、

前記乳腺組織密度に相当する量及び前記脂肪組織密度に相当する量のうちの少なくとも一方と、前記仮想X線投影画像とに基づいて、X線撮像を実行するか否かを判定すること

、  
 を特徴とする請求項 2 記載の複合画像診断装置。

## 【請求項 4】

前記撮像条件決定手段がX線撮像を実行しないと判定した場合には、前記制御手段は、前記X線曝射手段からのX線曝射を中止又は禁止することを特徴とする請求項 3 記載の複合画像診断装置。

## 【請求項 5】

前記撮像条件決定手段がX線撮像を実行すると判定した場合には、前記撮像条件決定手段は、前記乳腺組織密度に相当する量及び前記脂肪組織密度に相当する量のうちの少なくとも一方と、前記仮想X線投影画像とに基づいて、X線撮像条件及びX線撮像範囲のうちの少なくとも一方を決定することを特徴とする請求項 3 記載の複合画像診断装置。

## 【請求項 6】

前記撮像条件決定手段は、準備走査によって取得される前記超音波ボリュームデータに基づいて、診断画像を取得するための主走査におけるゲイン及びSTCのうちの少なくとも一方の最適値を含む最適条件を決定し、

前記制御手段は、前記主走査において、決定された前記最適条件を用いて超音波ボリュームデータが生成されるように、前記超音波画像生成手段を制御すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の複合画像診断装置。

## 【請求項 7】

10

20

30

40

50

前記超音波ボリュームデータを用いて、少なくとも一つの前記超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

前記X線画像と前記少なくとも一つの超音波画像との位置を対応付ける位置対応付け手段と、

前記X線画像、前記少なくとも一つの超音波画像、前記X線画像上における前記少なくとも一つの超音波画像の位置を示すマーカ、を同時に表示する表示手段と、

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記載の複合画像診断装置。

【請求項8】

前記表示手段は、前記X線画像上における前記少なくとも一つの超音波画像の位置を示すマーカの位置を変更した場合には、当該変更に関連して、変更後の位置に対応する超音波画像を表示することを特徴とする請求項7記載の複合画像診断装置。

10

【請求項9】

前記表示手段は、前記少なくとも一つの超音波画像を変更した場合には、当該変更に関連して、前記X線画像上のマーカを変更後の超音波画像に対応する位置に移動させて表示することを特徴とする請求項7記載の複合画像診断装置。

【請求項10】

前記超音波ボリュームデータから所定の厚みを持ったスラブ超音波画像データを切り出し、当該スラブ超音波画像データを代表する代表画像を生成する超音波画像生成手段と、

前記X線画像と前記代表画像との位置を対応付ける位置対応付け手段と、

前記X線画像、前記代表画像、前記X線画像上における前記代表画像の位置を示すマーカ、を同時に表示する表示手段と、

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記載の複合画像診断装置。

20

【請求項11】

前記超音波画像生成手段は、前記スラブ超音波画像データの厚み方向の平均輝度画像を前記代表画像として生成し、

前記表示手段は、前記スラブ超音波画像データの中心断面の位置を前記代表画像の位置として示すマーカを表示すること、

を特徴とする請求項10に記載の複合画像診断装置。

30

【請求項12】

前記表示手段は、前記X線画像上における前記代表画像の位置を示すマーカの位置を変更した場合には、当該変更に関連して、変更後の位置に対応する代表画像を表示することを特徴とする請求項10記載の複合画像診断装置。

【請求項13】

前記表示手段は、前記代表画像を変更した場合には、当該変更に関連して、前記X線画像上のマーカを変更後の代表画像に対応する位置に移動させて表示することを特徴とする請求項10記載の複合画像診断装置。

【請求項14】

前記X線画像及び前記超音波画像の少なくとも一方に、関心領域を設定する設定手段をさらに具備し、

前記撮像条件決定手段は、設定された前記関心領域に基づいて、超音波走査範囲及び超音波走査条件のうち少なくとも一方を決定すること、

を特徴とする請求項1乃至13のうちいずれか一項に記載の複合画像診断装置。

40

【請求項15】

前記マーカは、線分又は長方形であることを特徴とする請求項7乃至14のうちいずれか一項記載の複合画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、乳腺疾患の診断、特に乳癌検診に使用可能な超音波画像診断及びX線画像診断による複合画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

最近の食生活を初めとするライフスタイルの欧米化によって乳癌は増加傾向にあり、現在、日本では年間約40000人の女性が乳癌に罹患し、女性の悪性疾患の罹患率では胃癌とほぼ同列の1位になっている。また、死亡率では女性における悪性腫瘍死の第5位を占めるが、年々増加の一途を辿っており、大きな社会的問題となっている。更に、抗がん剤治療や乳房温存治療など治療を含めて社会的な関心が集まっている。

【0003】

この乳癌の検査は従来、X線マンモグラフィ(MMG)と触診が主体であったが、近年は超音波診断装置が加わり、MMGとUSと合わせて毎年か、あるいは交互に1年毎に検査することが奨励されている。これは、MMG検査は、微小石灰化の検出能力に優れている一方で、乳腺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ためである。つまり乳癌検査に対して相補的な役割を有するMMGと超音波検査が有効であるとの認識に基づいている。特に日本での乳癌の検査対象年齢が30歳台から40歳台が中心で、欧米の50歳台に比べて脂肪組織が豊富で乳腺密度が高いため、超音波診断装置の役割が大きいと考えられる。

【0004】

MMGに関しては最近のフラットパネルディテクタ(Flat Panel Detector:FPD)の導入により、スクリーン/フィルム・マンモグラフィ(Screen-Film Mammography:SFM)からFPDを検出器に用いたフルフィールドデジタルマンモグラフィ(Full-Field Digital MMG:FFDM)へとデジタル化による新たな展開を見せている。一方、超音波診断装置では産科での胎児の撮像に1次元超音波プローブを機械的に走査する方式の3次元超音波画像が既に臨床適用されており、肝癌などの消化器疾患への展開や、2次元超音波プローブによる心臓の動きを3次元的に撮像するリアルタイム3次元超音波撮像が既に臨床導入されている。

【0005】

さて、上記のMMGと超音波検査の相補関係と、それぞれの技術・臨床適用の動きから、FFDMと3次元超音波画像とを組み合わせることで乳癌の検査画像として用いること、更に両画像の位置関係の対応付けがとれることで診断精度を向上させることが期待できるが、通常、MMGは乳房を圧迫し、超音波検査では乳房を非圧迫の状態画像を取得するため、その位置関係の対応が極めて難しい。そのため、MMG検査時に乳房を圧迫している状態で超音波検査を同時に実施することで、その対応は容易であることから、MMGの圧迫板の上から超音波のスキャンを行う方法や圧迫板の間から超音波検査を行う方法などが既にいくつか考案されている(例えば、特許文献1乃至5参照)。

【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9-504211号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

超音波画像診断とX線画像診断との複合システムを用いた検査は、乳房を圧迫したままの超音波によるスキャンを実行する。そのため、例えばMMG単独での検査と比較して、患者が乳房を圧迫されることで痛みを感じる時間が多少は長くなる。一方、相補的な検査画像により乳癌の診断精度が向上すること、検査のための通院などの拘束時間が軽減され診断効率も向上するため、臨床に受け入れられるものと思われる。

10

20

30

40

50

## 【0007】

しかしながら、上記の痛みの代償を十分に行わなければ、広く臨床へ普及するものとなるのは難しいと言わざるを得ない。そこで、可能な限りX線撮像に伴う被曝の軽減やX線画像/超音波画像の高画質化、あるいは相補関係を利用した検査画像比較の簡便化など行うことが課題となる。

## 【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、例えばMMG単独による画像診断を行う場合に比して、検査時における被検体への負担が少なく、より多くの有益な臨床情報を提供することができる複合画像診断装置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に記載の本発明は、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複合画像診断装置であって、所定のX線撮像条件に基づいてX線を曝射するX線曝射手段と、検出面に入射したX線を検出するX線検出手段と、超音波プローブを設置するための開口溝を有し、当該開口溝に沿って移動しながら、乳房を圧迫し固定するための圧迫板と、前記X線検出手段により検出されたX線に基づいて、X線画像を生成するX線画像生成手段と、前記開口溝に設置され、供給される駆動信号に基づいて超音波を前記圧迫板に固定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手段と、前記エコー信号に基づいて超音波ボリュームデータを生成する超音波画像生成手段と、前記超音波ボリュームデータに基づいて、前記X線撮像条件を決定する撮像条件決定手段と、決定された前記X線撮像条件に従ってX線が曝射されるように、前記X線曝射手段を制御する制御手段と、を具備することを特徴とする複合画像診断装置である。

## 【発明の効果】

## 【0011】

以上本発明によれば、例えばMMG単独による画像診断を行う場合に比して、検査時における被検体への負担が少なく、より多くの有益な臨床情報を提供することができる複合画像診断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】

## 【0012】

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。

## 【0013】

図1は、本実施形態に係る複合型乳房イメージング装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本複合型乳房イメージングシステム(複合画像診断装置)1は、X線・超音波撮像処理系2、X線画像信号処理系3、超音波画像信号処理系4、複合画像生成・表示処理系5を具備している。以下、各処理系の構成について説明する。

## 【0014】

(X線・超音波撮像処理系2)

本X線・超音波撮像処理系2は、圧迫板駆動部6、圧迫板7、高電圧発生装置8、X線管9、X線検出器10、超音波プローブ11、プローブ移動制御部12を有している。

## 【0015】

圧迫板駆動部6は、X線制御部13の制御のもと、圧迫板7を駆動する。また、当該圧迫板駆動部6は、例えば圧迫板7の位置(すなわち、上側板7aと下側板7bとの位置)を検出するためのエンコーダやセンサ等を有している。

## 【0016】

圧迫板7は、上側板7aと下側板7bとを有する。検査対象となる乳房は、上側板7a

10

20

30

40

50

とX線検出器10の検出面に対向して設けられた下側板7b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7a及び下側板7bは、X線を透過させ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。

【0017】

また、圧迫板7の上側板7aには、図2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溝7cが形成されている。図3に示すように乳房を上側板7aと下側板7bとの間に圧迫固定した状態で開口溝7c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。

10

【0018】

なお、図2に示した開口溝7cの形状は一例である。すなわち、開口溝7c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4に示すように図2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。

【0019】

なお、上側板7aに設けられる超音波プローブ11のX線検出器10の検出面上における位置は、例えば上側板7aの開口溝7cに超音波プローブ11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。また、開口溝7c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。

20

【0020】

また、本実施形態では、下側板7bをX線検出器10の検出面に設ける構成を示した。しかしながらこれに拘泥されず、例えばX線検出器10の検出面が超音波反射性の高い特性を有する場合であれば、特に下側板7bを設ける必要はない。

【0021】

高電圧発生装置8は、X線画像信号処理系からの制御信号に基づいて高電圧を発生し、X線管9aに供給する。

30

【0022】

X線管9a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。

【0023】

X線絞り装置9bは、X線管9aから照射されるX線を所定の形状に成形する。

【0024】

X線検出器10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平面検出器である。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。なお、本実施形態においては、X線検出器10は平面検出器であるとした。しかしながら、これに拘泥されず、イメージインテンシファイヤを用いる構成であってもよい。

40

【0025】

超音波プローブ11は、超音波画像信号処理系4の送信ユニット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リング材等を有している。当該超音波プローブ11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

50

ー信号として超音波プローブ11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。

【0026】

プローブ移動制御部12は、超音波プローブ11を開口溝7cに沿って機械的に移動させる。

【0027】

(X線画像信号処理系)

X線画像信号処理系3は、X線制御装置13、X線画像入力装置14、X線画像処理装置15、X線画像記憶装置16、X線系入出力インタフェース部17を有している。

10

【0028】

X線制御装置13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。

【0029】

X線画像入力装置14は、X線検出器10から供給されるデジタル信号を一時的に記憶し、X線画像処理装置15、X線画像記憶装置16、X線系入出力インタフェース部17に出力する。なお、X線検出器10から供給される信号がアナログ信号である場合には、アナログ-デジタル変換を実行した後、上記処理を実行する。

20

【0030】

X線画像処理装置15は、X線画像記憶装置16等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。

【0031】

X線画像記憶装置16は、X線画像処理装置15での画像処理前又は処理後の画像データ等を記憶する。

【0032】

X線系入出力インタフェース部17は、超音波画像信号処理系4、複合画像生成・表示処理系5から画像データ、制御信号を入力すると共に、超音波画像信号処理系4、複合画像生成・表示処理系5にX線画像データや制御信号を出力する。

【0033】

(超音波画像信号処理系)

超音波画像信号処理系4は、超音波送信ユニット18、超音波受信ユニット19、Bモード/ドブラ処理ユニット20、超音波画像生成部21、超音波画像処理部22、超音波画像記憶装置23、プローブ移動制御部24、超音波制御装置25、超音波系入出力インタフェース部26を有している。

30

【0034】

超音波送信ユニット18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11に駆動パルスを印加する。

40

【0035】

なお、超音波送信ユニット18は、超音波制御装置28の指示に従って所定のスキームを実行するために、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リ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。

【0036】

超音波受信ユニット19は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有

50

している。アンプ回路では、プローブ 11 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。

【0037】

Bモード/ドブラ処理ユニット 20 は、受信ユニット 19 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、信号強度を輝度の明るさで表現するためのデータを生成し画像生成部 21 に送り出す。また、Bモード/ドブラ処理ユニット 20 は、受信ユニット 19 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、ドブ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として画像生成部 21 に送られる。

10

【0038】

超音波画像生成部 21 は、Bモード/ドブラ処理ユニット 20 から受け取った各種データを、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。また、超音波画像生成部 21 は、必要に応じて、Bモード画像とドブラ画像とを合成する。なお、当該超音波画像生成部 21 に入る以前のデータは、「生データ (RAWデータ)」と呼ばれることがある。

20

【0039】

超音波画像処理部 22 は、超音波制御装置 25 の制御に従って、圧迫板 7 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、圧迫板 7 によって圧迫固定された乳房に関する超音波画像) を再構成する圧迫乳房の超音波画像再構成機能を実行する。また、超音波画像処理部 22 は、必要に応じて、超音波画像データから微小構造物 (例えば、微小石灰化等) を積極的に抽出するための画像処理を実行する。この微小構造物の抽出処理は、どの様なものであってもよい。例えば、Bモード画像からスペckルパターンを除去するための手法としてCFAR処理、異なる方向からの送受信信号を重畳させてスペckルパターンを平滑化させる空間コンパウンド法、統計的性質を利用してスペckルパターンを除去する類似度フィルタ法等の種々のものを採用することができる。

30

【0040】

超音波画像記憶装置 23 は、画像生成部 21 に入力前の画像データ、画像生成部 21 から出力された画像データ等を記憶する。

【0041】

プローブ移動制御部 24 は、超音波画像取得時において、複合画像生成・表示処理系 5 から受け取ったプローブ位置情報に基づいて、超音波プローブ 11 を開口溝 7C 上の所定の位置に配置し、所定距離だけ移動させる。

【0042】

超音波制御装置 25 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、圧迫乳房画像再構成機能を実現する。

40

【0043】

超音波系入出力インタフェース部 26 は、X線画像信号処理系 4、複合画像生成・表示処理系 5 から画像データ、制御信号を入力すると共に、X線画像信号処理系 4、複合画像生成・表示処理系 5 に超音波画像データや制御信号を出力する。

【0044】

(複合画像生成・表示処理系)

50

複合画像生成・表示処理系 5 は、複合画像系入出力インタフェース部 27、画像表示制御部 28、モニター 29、入力装置 30、複合画像記憶装置 31、中央制御装置 32 を有している。

【0045】

複合画像系入出力インタフェース部 27 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。

【0046】

画像表示制御部 28 は、X線画像処理装置 15 から受け取っ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。また、画像表示制御部 28 は、相互に位置対応付けがなされた X線画像及び超音波画像を含む複合画像を生成する。また、画像表示制御部 28 は、必要に応じて、X線画像上における超音波画像の位置を示すマーカを含む複合画像を生成する。

【0047】

モニター 29 は、画像表示制御部 28 から受け取った信号により、X線画像、超音波画像、及びこれらの複合画像等を表示する CRT、プラズマディスプレイ、液晶ディスプレイ等である。

【0048】

入力装置 30 は、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複合画像生成・表示処理系 5 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 30 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。

【0049】

複合画像記憶装置 31 は、中央制御装置 32 で生成される複合画像を記憶する。ここで、複合画像とは、本複合画像診断装置 1 によって取得され相互に位置対応付けがなされている X線画像と超音波画像（いずれか一方が複数枚であってもよい）とを含む画像である。また、複合画像記憶装置 31 は、三次元的な乳腺組織密度の値及び脂肪組織密度の値少なくとも一方と、管電流、管電圧、mAs 値、焦点 - 撮像面距離等のうちの少なくとも一つとを対応付けるテーブルを記憶する。

【0050】

中央制御装置 32 は、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 32 は、圧迫乳房に関する超音波ボリュームデータの収集時において、圧迫固定された乳房の圧迫厚、上側板 7a に設けられた超音波プローブ 11 の X線検出器 10 の検出面上における位置、超音波プローブ 11 に対する走査面や走査角等を X線・超音波撮像処理系 2 から取得する。中央制御装置 32 は、取得した乳房の圧迫厚等を用いて、超音波ボリュームデータと X線画像との位置対応付けを行う。

【0051】

（圧迫乳房の超音波画像再構成機能）

次に、本融合型乳房イメージング装置 1 が有する圧迫乳房の超音波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

10

20

30

40

50

迫乳房画像を生成するようにしてもよい。

【0052】

図5、図6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5は圧迫板7で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6は、開口溝7c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。

10

【0053】

図6における画像小領域P1は、圧迫板7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6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11から照射された超音波が下側板7b-点X1'の下側板7bに関する(実領域R2内の)対称点X1-下側板7b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。

20

【0054】

さらに、図6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7b-上側板7a-点X2'の下側板7bと虚像上側板7a'に関する(実領域R5内の)対称点X2-上側板7a-下側板7b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、乳房を圧迫板7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。

30

【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7aと下側板7b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、圧迫板7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。この様に圧迫板7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7b'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。

40

【0057】

(圧迫乳房画像取得処理)

次に、本複合型乳房イメージング装置1によって実行される圧迫乳房画像取得処理について説明する。

【0058】

図7は、圧迫乳房画像再構成処理の流れを示したフローチャートである。以下、各ステ

50

ップにおける処理について説明する。なお、図 7 に示すフローに従う処理は、左乳房及び右乳房のそれぞれについて実行される。

【 0 0 5 9 】

[ 患者の設定：ステップ S 1 ]

まず、患者の乳房（片側）を上側板 7 a と X 線検出器 1 0 の検出面（すなわち、下側板 7 b ）で圧迫・固定し、被写体のポジショニングを行う

[ 乳房の超音波三次元走査（準備走査）：ステップ S 2 ]

次に、超音波制御装置 2 5 は、プローブ移動駆動部 1 2 を用いて超音波プローブ 1 1 を開口溝 7 c の長手方向に沿って移動（往路移動）させながら、診断画像を取得するための主走査時における最適撮像パラメータを決定するための準備走査を実行する。当該準備走査によって取得された画像データは、超音波画像記憶装置 2 3 に一旦記憶される。

10

【 0 0 6 0 】

[ 最適撮像条件の判定：ステップ S 3 ]

次に、超音波制御装置 2 5 は、準備走査によって取得された画像データを用いて、例えば特開 2 0 0 4 - 5 0 0 9 1 5 号公報に記載の技術を用いて、受信系ゲイン、画像表示ゲイン、及び浅い部分より深い部分の増幅感度を上げ、浅い部分から深い部分まで一定のエコー輝度で表示するため S T C (Sensitivity Time Control) の最適条件を算出し、最適撮像条件として設定する。

【 0 0 6 1 】

[ 最適撮像条件に基づく乳房を超音波三次元走査（主走査）：ステップ S 4 ]

次に、超音波制御装置 2 5 は、上記の最適撮像条件に従って超音波ボリュームデータを収集するための走査を行う。すなわち、超音波制御装置 2 5 は、プローブ移動駆動部 1 2 を用いて超音波プローブ 1 1 を開口溝 7 c のステップ S 1 とは逆の長手方向に沿って移動（復路移動）させながら、最適撮像条件に従って、診断画像を取得するための主走査を実行する。超音波画像処理装置 2 2 は、当該主走査によって収集された連続する 2 次元超音波画像について B モード / ドブラ処理ユニット 2 0 が出力する生データ、あるいは画像生成合成部 2 1 が生成するマトリクス・デジタル画像のいずれかを用いてリサンプリング処理により等方性、或いは非等方性のボクセルを有する超音波三次元画像データを生成する。

20

【 0 0 6 2 】

[ 乳腺組織構造 / 乳腺組織領域の抽出等：ステップ S 5 ]

次に、超音波画像処理装置 2 2 は、生成した超音波三次元画像データ像に対して、先ず異方性拡散フィルタリング (anisotropic diffusion filtering: Pietro Perona, et.al., IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.12, No.7, pp.629-639, 1990) などの画像エッジを保持したままスペクルノイズを除去する画像フィルタを施した上で高調波強調フィルタ（あるいはエッジフィルタ）を用い、更に閾値処理により 3 次元的な乳腺組織構造、及び脂肪組織構造の領域抽出を実行する。また、超音波画像処理装置 2 2 は、抽出した乳腺組織構造及び脂肪組織構造から、三次元的な乳腺組織密度及び脂肪組織密度を算出する。なお、三次元的な乳腺組織密度及び脂肪組織密度の算出法には、特に拘泥されない。例えば、ボリュームデータ中の乳腺組織構造領域（又は脂肪組織構造領域）の占める割合等を計算すること等で、算出することができる。

30

40

【 0 0 6 3 】

[ 仮想 X 線統制画像の生成 / X 線絞り設定の決定：ステップ S 6 ]

次に、中央制御装置 3 2 は、図 8 に示すように圧迫板 7 で圧迫されている状態で撮像された超音波 3 次元画像を用いて、X 線管 9 a の焦点、X 線絞り装置 9 b、超音波ボリュームデータの上面 4 2 及び下面 4 3、X 線検出器 1 0 の検出面のそれぞれの幾何学的な位置関係から、X 線検出器面 4 4 上での仮想 X 線投影画像 4 5 を生成する。すなわち、中央制御装置 3 2 は、ステップ S 5 にて乳腺組織構造、および脂肪組織構造の領域抽出が行われたボリュームデータに対して、X 線焦点から X 線が放射状に広がることを考慮して、各放射状 X 線ビーム方向のボクセル値の積算値から仮想 X 線投影画像 4 5 を生成する。

50

## 【 0 0 6 4 】

また、中央制御装置 3 2 は、ステップ S 5 において抽出された乳腺組織構造領域に基づいて、生成された仮想 X 線投影画像 4 5 内の中における乳腺組織存在領域 4 6 を求める。

## 【 0 0 6 5 】

さらに、中央制御装置 3 2 は、撮像しようとする X 線画像が、乳腺組織存在領域 4 6 との間で、実質的に同じ形状を有し、X 線管 9 a の焦点から X 線検出器 1 0 の検出面までの距離に対する X 線焦点から X 線絞りまでの距離の比と同じになるような面積比を有するように、X 線絞り形状・大きさを決定し、X 線絞り装置 9 b を自動的に調整する。

## 【 0 0 6 6 】

[ X 線撮像を実行するか否かの判定：ステップ S 7 ]

次に、中央制御装置 3 2 は、圧迫乳房に関する X 線画像の撮像を実行するか否かを判定する。すなわち、中央制御装置 3 2 は、ステップ S 5、S 6 において取得した三次元的な乳腺組織密度及び脂肪組織密度、撮像しようとする X 線画像の面積に基づいて、乳腺密度及び乳腺存在範囲が予め設定された基準値を上回る場合には、診断に有効な X 線画像の取得が極めて困難であるため、X 線撮像を取得しない、或いは一連の X 線撮像を中止すると判定する。一方、乳腺密度及び乳腺の存在範囲が共に予め設定された基準値以下である場合には、診断に有効な X 線画像を取得可能であると判定する。

## 【 0 0 6 7 】

なお、この判定結果は、例えばモニター 2 9 等に所定の形態で表示される。

## 【 0 0 6 8 】

[ X 線撮像条件の決定及び X 線撮像：ステップ S 8、S 9 ]

次に、ステップ S 7 において X 線撮像を実行すると判断された場合には、中央制御装置 3 2 は、ステップ S 6 で設定された X 線絞り設定の状態、三次元的な乳腺組織密度、脂肪組織密度と、複合画像記憶装置 3 1 に予め記憶されたテーブルとに基づいて、X 線管 9 a の管電流、管電圧、mA s 値、焦点 - 撮像面距離等のうちの少なくとも一つを含む X 線撮像条件を決定する。X 線制御装置 1 3 は、決定された X 線撮像条件に従って、圧迫乳房に関する X 線画像の撮像を実行する。

## 【 0 0 6 9 】

なお、X 線画像撮像後、中央制御装置 3 2 は、取得した乳房の圧迫厚等を用いて、超音波ボリュームデータと X 線画像との位置対応付けを行う。

## 【 0 0 7 0 】

[ X 線画像及び超音波画像の表示：ステップ S 1 0 ]

次に、中央制御装置 3 2 は、初期設定された位置又は操作者によって設定された位置に関する超音波画像を超音波画像から切り出す。画像表示制御部 2 8 は、切り出された超音波画像、X 線画像、切り出された超音波画像の X 線画像上における位置を示すためのマーカを含む複合画像を生成する。モニター 2 9 は、生成された複合画像を所定の形態で表示する。

## 【 0 0 7 1 】

図 9 は、複合画像（X 線画像一枚と超音波画像一枚を含むもの）の表示形態の一例を示した図である。同図の例では、X 線画像の上下端、あるいは左右端に平行な線に垂直な（切り出された）超音波画像（超音波断面）を自動的に上下方向、あるいは左右方向にシネ表示するか、あるいは手動によりマウスなどの入力装置で超音波切り出し断面位置を表すマーカ 5 0（破線 5 0）をポイントしてドラッグすることで超音波切り出し断面を表示する。また、逆に超音波画像側でマウスなどの入力装置の上下シフトなど操作により、切り出された超音波画像をブラウザ表示することもできる。この場合は、X 線画像上の超音波切り出し断面位置を表すマーカ 5 0 が自動的にシフトする。このような X 線画像上の超音波切り出し断面位置を表す線の動きと超音波切り出し断面上の画像の移動とは以下記載の表示においても相互に同期して自動的に行われる。

## 【 0 0 7 2 】

図 1 0 は、複合画像（X 線画像一枚と超音波画像一枚を含むもの）の表示形態の他の例

10

20

30

40

50

を示した図である。同図の例では、見たい超音波画像に対応するマーカ50をX線画像上にマウスなどの入力装置により描くことによって、その線分に垂直な超音波切り出し断面が自動的に表示される。この場合、マーカ50の長さが超音波画像の画面横の長さに対応するように設定することができ、マーカ50を短く設定すると、それに対応して超音波画像は拡大して表示する。

#### 【0073】

図11は、複合画像（X線画像一枚と超音波画像二枚を含むもの）の表示形態の一例を示した図である。同図の例では、X線画像上に、独立に切り出し可能な二つの超音波画像のそれぞれに対応するマーカ52、53が設定されている。また、図12は、複合画像（X線画像一枚と超音波画像二枚を含むもの）の表示形態の他の例を示した図である。同図の例では、一方の（切り出し）超音波画像（或いは、X線画像上におけるマーカ54）が設定されると、その超音波画像（及びマーカ54）に垂直且つ同じ長さ（拡大率）である超音波画像（及びマーカ55）自動的に設定される。なお、この様に設定されたマーカ52、53、54、55は、それぞれ独立にシフト操作を行うことができると共に、一方のマーカの位置（又は超音波画像）をマウスなどの入力装置によってポイントして変更すれば、当該変化に連動して直交する他方のマーカの位置（又は超音波画像）も自動的に移動・変更されることになる。

10

#### 【0074】

また、本複合画像診断装置1では、X線画像に垂直ではない超音波画像（すなわち、任意方向の超音波画像）を切り出し、複合画像に含めて表示することも可能である。

20

#### 【0075】

図13は、複合画像（X線画像一枚と任意方向の超音波画像一枚を含むもの）の表示形態の一例を示した図である。同図の例では、切り出し超音波画像をX線焦点側から見た超音波画像（超音波断面）の形状が、X線画像上のマーカとして破線での長方形60が示される。このとき、超音波画像の上側に対応する長方形の1辺61を実線61aで表すことで、超音波切り出し断面の上下の判別ができる。

#### 【0076】

さらに、本複合画像診断装置1では、所定の厚みを持った超音波画像データ（スラブ超音波画像データ）を切り出し、当該スラブ超音波画像データを代表する代表画像を複合画像に含めて表示することも可能である。

30

#### 【0077】

図14は、複合画像（X線画像一枚と代表画像一枚を含むもの）の表示形態の一例を示した図である。同図の例では、スラブ超音波画像データの代表画像として、複合画像に含まれる代表画像超音波画像として、スラブ超音波画像データの切り出し厚み方向の中心断面に関する超音波画像、又はスラブに対して厚み方向に平均化処理を施した厚み付きMPR画像等を採用している。係る場合のX線画像上におけるマーカ表示は、切り出し厚み方向の中心断面位置を、線分、長方形で表示するようにする。

#### 【0078】

[ X線画像上での関心領域の設定有無の判定：ステップS11 ]

次に、中央制御装置32は、ステップS10の表示過程で、複合画像（すなわち、X線画像或いは超音波画像）への関心領域の設定を受け付け、関心領域が設定された場合には、当該関心領域の位置情報を超音波制御装置25に送り出す。なお、ここでの関心領域とは、微小石灰化領域等のさらなる検査が必要とされる領域である。

40

#### 【0079】

[ 関心領域を含む超音波走査範囲、走査条件を判定：ステップS12 ]

次に、超音波制御装置25は、中央制御装置32から受け取った位置情報に基づいて、関心領域を包含するような超音波走査範囲、超音波走査条件を設定し、必要に応じて超音波走査を実行する。このとき、超音波走査範囲は、例えばX線画像上の長方形や、マウスなどでポイントされた超音波画像上の微小石灰化の存在位置を包含するように設定される。また、超音波走査条件は、例えばX線画像或いは超音波画像上で設定された微小石灰化

50

の存在位置に超音波プローブの焦点を設定する、或いは、当該微小石灰化の存在位置において、超音波3次元収集の際の超音波プローブの走査速度を下げ、スライス間ピッチを小さくする様に設定される。

【0080】

(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。

【0081】

本複合画像診断装置では、超音波画像診断を行う場合に、まず準備走査によって取得された乳房のボリュームデータに基づいて、最適な撮像条件(ゲイン、STC等)を判定する。また、診断画像を取得するための主走査は、当該最適な撮像条件に基づいて実行される。従って、乳腺組織を好適に映像化するための撮像条件を、個々の被検体毎に決定することができる。その結果、乳腺検査の効率向上及び診断能の向上に寄与することができる。

10

【0082】

また、本複合画像診断装置では、X線撮像に先だって取得された超音波ボリュームデータを用いて、乳腺組織の密度、脂肪組織の密度、仮想X線投影画像を取得し、これらの結果に基づいて、当該被検体に対してX線撮像が有効であるか否かを判定する。当該判定の結果、X線撮像が有効でない(すなわち、乳腺密度又はその広がり方の状況からX線撮影が無駄である)と判定された場合には、X線撮像を中止又は禁止する。一方、当該判定の結果、X線撮像が有効であると判定された場合には、乳腺組織の密度、脂肪組織の密度、仮想X線投影画像に基づいてX線撮像条件を決定し、X線撮像を実行する。従って、被検体の余分な被曝を低減させることができると共に、個々の被検体に応じた最適な撮像条件によるX線撮像を実行することができる。その結果、乳腺検査の効率向上及び診断能の向上に寄与することができる。

20

【0083】

また、本複合画像診断装置では、X線画像(微小石灰化の描出)と超音波画像(乳腺組織の描出)とを相互の位置を対応付けながら、同時に或いは交互に表示する。このとき、X線画像上には、超音波画像の断層位置やスラブ断面位置がマーク表示(例えば、線分表示や矩形表示)されると共に、X線画像上のマーク位置又は超音波画像の一方を変更すると、その変更に関連して他方が対応する位置又は断層像に変更され表示される。従って、観察者は、所望するX線画像と超音波画像とを簡便且つ迅速に比較参照することができる。その結果、乳腺検査の効率向上及び診断能の向上に寄与することができる。

30

【0084】

以上から、乳房を圧迫したまま今までのX線撮像に超音波によるスキャンが加わるX線超音波の併用システムにおいて、患者が乳房を圧迫されることで痛みを感じる時間が長くなることの代償を本発明による手法で十分に行うことが出来、X線超音波の併用システムが広く臨床へ普及するものと思われる。

【0085】

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。

40

【0086】

(1)本実施形態に係る各機能(特に、複合画像生成・表示処理系)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。

【0087】

(2)上記実施形態においては、圧迫板7での超音波反射の特性を利用して超音波画像

50

を再構成する圧迫乳房の超音波画像再構成機能を用いる場合を例示した。しかしながら、本複合画像診断装置 1 によって収集し利用可能な超音波画像は、上記例に拘泥されない。例えば、図 15 に示すように、上側板 7 a に超音波送信プローブ 11 a を、下側 7 b に超音波受信プローブ 11 b をそれぞれ設置し、超音波送受信のタイミングを適切に制御することで、圧迫された状態での乳房画像そのものを収集し、利用するようにしてもよい。

#### 【0088】

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】

10

#### 【0089】

以上本発明によれば、例えば MMG 単独による画像診断を行う場合に比して、検査時における被検体への負担が少なく、より多くの有益な臨床情報を提供することができる複合画像診断装置を実現することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0090】

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る複合型乳房イメージング装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 2】図 2 は、圧迫ユニット 35 の構成の一例を示した図である。

【図 3】図 3 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。

20

【図 4】図 4 は、圧迫ユニット 35 の構成の他の例を示した図である。

【図 5】図 5 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 6】図 6 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 7】図 7 は、圧迫乳房画像再構成処理の流れを示したフローチャートである。

【図 8】図 8 は、仮想 X 線投影画像の生成処理を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、複合画像（X 線画像一枚と超音波画像一枚を含むもの）の表示形態の一例を示した図である。

【図 10】図 10 は、複合画像（X 線画像一枚と超音波画像一枚を含むもの）の表示形態の他の例を示した図である。

【図 11】図 11 は、複合画像（X 線画像一枚と超音波画像二枚を含むもの）の表示形態の一例を示した図である。

30

【図 12】図 12 は、複合画像（X 線画像一枚と超音波画像二枚を含むもの）の表示形態の他の例を示した図である。

【図 13】図 13 は、複合画像（X 線画像一枚と任意方向の超音波画像一枚を含むもの）の表示形態の一例を示した図である。

【図 14】図 14 は、複合画像（X 線画像一枚とスラブ超音波画像一枚を含むもの）の表示形態の一例を示した図である。

【図 15】図 15 は、本複合画像診断装置 1 の超音波走査方法の他の例を示した図である。

#### 【符号の説明】

40

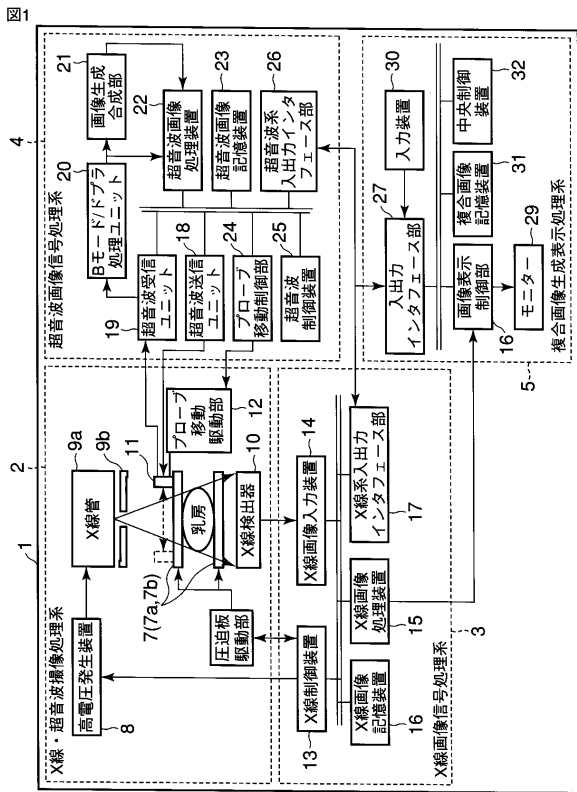
#### 【0091】

1 ... 複合型乳房イメージングシステム（複合画像診断装置）、2 ... X 線・超音波撮像処理系、3 ... X 線画像信号処理系、4 ... 超音波画像信号処理系、5 ... 複合画像生成・表示処理系、6 ... 圧迫板駆動部、7 ... 圧迫板、8 ... 高電圧発生装置、9 ... X 線管、10 ... X 線検出器、11 超 ... 音波プローブ、12 ... プローブ移動制御部、13 ... X 線制御装置、14 ... X 線画像入力装置、15 ... X 線画像処理装置、16 ... X 線画像記憶装置、17 ... X 線系入出力インタフェース部、18 ... 超音波送信ユニット、19 ... 超音波受信ユニット、20 B モード/ドプラ処理ユニット、21 ... 超音波画像生成部、22 ... 超音波画像処理部、23 ... 超音波画像記憶装置、24 ... プローブ移動制御部、25 ... 超音波制御装置、26 ... 超音波系入出力恩多フェース部、27 ... 複合画像系入出力インタフェース部、28 ... 画像表示制

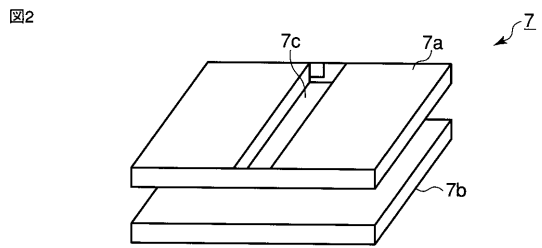
50

御部、29...モニター、30...入力装置、31...複合画像記憶装置、32...中央制御装置

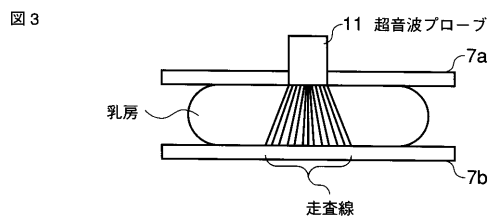
【図1】



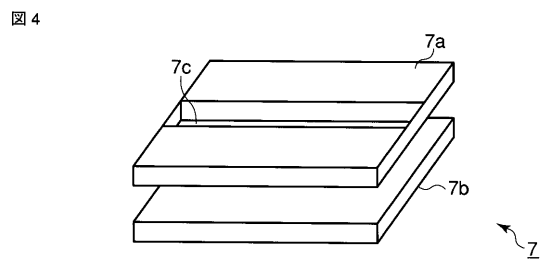
【図2】



【図3】

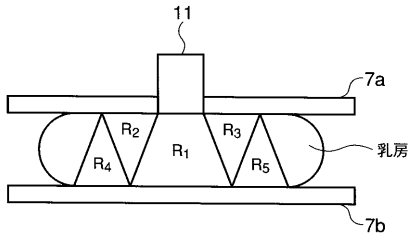


【図4】



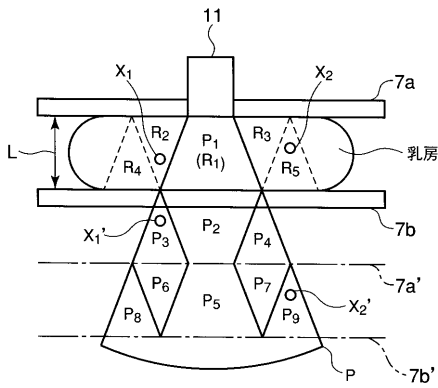
【 図 5 】

図5



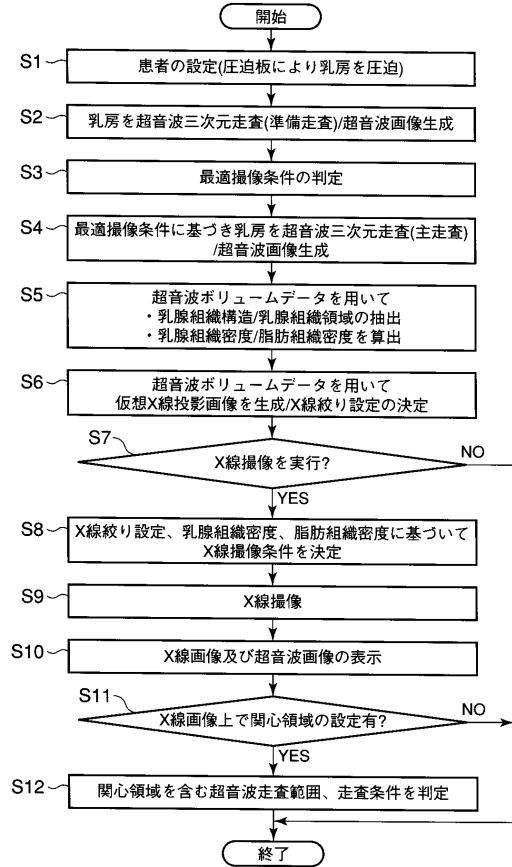
【 図 6 】

図6



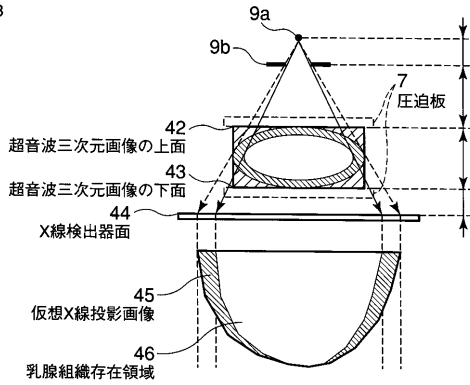
【 図 7 】

図7



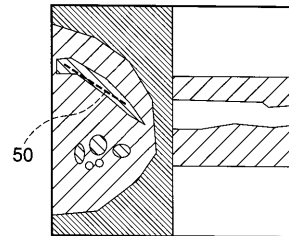
【 図 8 】

図8



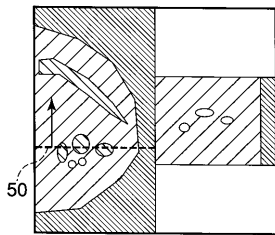
【 図 10 】

図10



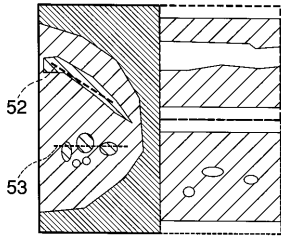
【 図 9 】

図9



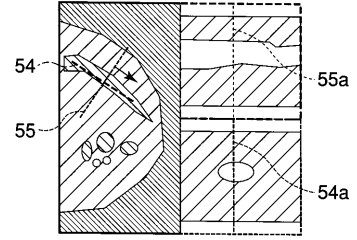
【 図 1 1 】

図 11



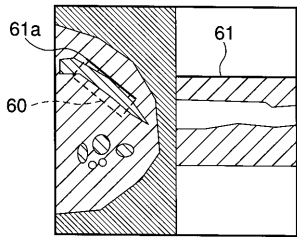
【 図 1 2 】

図 12



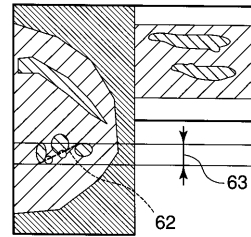
【 図 1 3 】

図 13



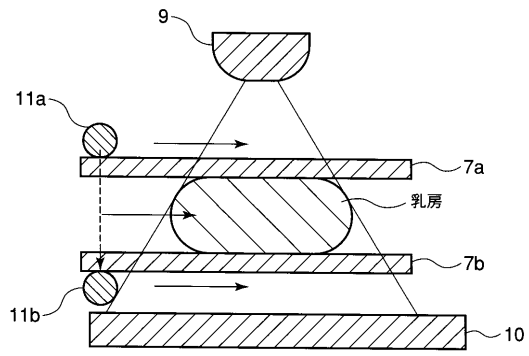
【 図 1 4 】

図 14



【 図 1 5 】

図 15



## 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 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊
- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘
- (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 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 江馬 武博  
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 青柳 康太  
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 佐藤 俊介  
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 小ノ上 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 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 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
- (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
- Fターム(参考) 4C093 AA07 CA23 CA34 DA06 ED22 FA13 FF28 FF37 FF42 FF46  
FG13  
4C601 BB03 DD08 DD18 EE11 EE22 JB13 JC04 JC20 JC33 JC37  
KK25 KK31 LL33

专利名称(译)	复合图像诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009072410A</a>	公开(公告)日	2009-04-09
申请号	JP2007245093	申请日	2007-09-21
[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	山形仁 江馬武博 青柳康太 佐藤俊介 西木雅行 小ノ上奈央子 神山直久 岡村陽子 瀬尾育式 杉山敦子		
发明人	山形 仁 江馬 武博 青柳 康太 佐藤 俊介 西木 雅行 小ノ上 奈央子 神山 直久 岡村 陽子 瀬尾 育式 杉山 敦子		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/08		
FI分类号	A61B6/00.330.Z A61B8/08 A61B6/00.370		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/CA23 4C093/CA34 4C093/DA06 4C093/ED22 4C093/FA13 4C093/FF28 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FF46 4C093/FG13 4C601/BB03 4C601/DD08 4C601/DD18 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/JB13 4C601/JC04 4C601/JC20 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：与仅通过MMG进行图像诊断的情况相比，提供一种复合图像诊断设备，该复合图像诊断设备能够在检查时向被检者提供较少负担的大量有用的临床信息。 SOLUTION：执行超声图像诊断时，首先，根据通过初步扫描获取的乳房体积数据，确定用于获取诊断图像的主扫描中的最佳成像条件（增益，STC等）。要做。此外，使用在X射线成像之前获取的超声体积数据，获取乳腺组织的密度，脂肪组织的密度，虚拟X射线投影图像，并基于这些结果，对于对象确定X射线成像是否有效。作为确定的结果，当确定X射线成像无效时，停止或禁止X射线成像。另一方面，如果确定结果是X射线成像有效，则基于虚拟X射线投影图像确

