

(11) 特許出願公開番号

特開2009-219656

(P2009-219656A)

(43) 公開日 平成21年10月1日(2009.10.1)

(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

4C093

**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 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-67080 (P2008-67080)

(22) 出願日 平成20年3月17日 (2008. 3. 17)

(71) 出願人 306037311

富士フイルム株式会社

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 温

(72) 発明者 三上 勇志

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

(72) 発明者 千代 知成

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C093 AA07 DA06 ED21

4C601 BB13 BB21 DD08 EE03 GC01

HH05 LL33

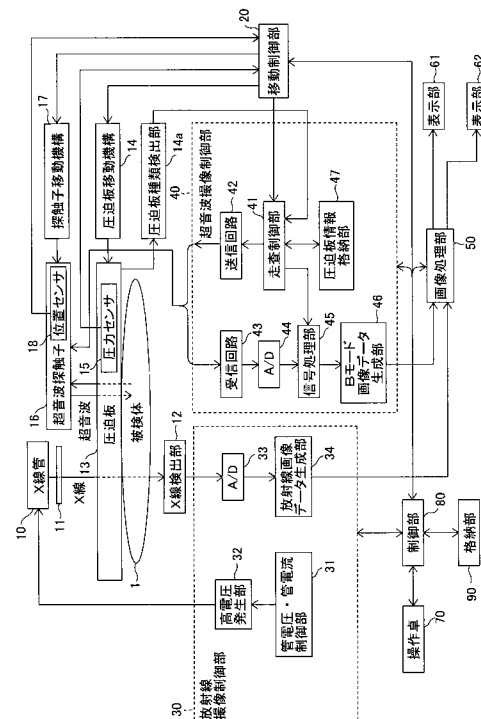
(54) 【発明の名称】 医用撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 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、圧迫板における超音波の反射や減衰の影響をさらに軽減して、超音波画像の画質を改善する。

【解決手段】この医用撮像装置は、被検体が載置される撮影台と、撮影台との間で被検体を圧迫する圧迫板と、圧迫板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画像データを生成する超音波撮像手段と、圧迫板の材質及び／又は厚さに基づく情報に従って超音波撮像手段を制御することにより、超音波探触子に供給される駆動信号のレベルを調節する制御手段とを具備する。

【選択図】図 1



**【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画像データを生成する超音波撮像手段と、

前記圧迫板の材質及び / 又は厚さに基づく情報に従って前記超音波撮像手段を制御することにより、前記超音波探触子に供給される駆動信号のレベルを調節する制御手段と、  
を具備する医用撮像装置。

10

**【請求項 2】**

圧迫板の種類に対応して、それぞれの圧迫板の材質及び / 又は厚さに基づいて計測又は算出された超音波の減衰量に対する超音波出力の補正量を格納する格納部と、

実際に取り付けられた圧迫板の種類を検出する検出手段と、

をさらに具備し、

前記制御手段が、前記検出手段によって検出された圧迫板の種類に基づいて格納部を検索することにより、検出された圧迫板の種類に対応する補正量を読み出し、読み出された補正量に従って前記超音波撮像手段を制御することにより、前記超音波探触子に供給される駆動信号のレベルを調節する、請求項 1 記載の医用撮像装置。

20

**【請求項 3】**

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画像データを生成する超音波撮像手段と、

所定の位置における被検体からの受信信号又は画像信号に基づく情報に従って前記超音波撮像手段を制御することにより、前記超音波探触子に供給される駆動信号のレベルを調節する制御手段と、

を具備する医用撮像装置。

30

**【請求項 4】**

前記情報が、所定の位置における被検体の超音波画像の S N 比を表す、請求項 3 記載の医用撮像装置。

**【請求項 5】**

前記所定の位置が、前記圧迫板からの距離によって定められている、請求項 3 又は 4 記載の医用撮像装置。

40

**【請求項 6】**

前記所定の位置が、前記圧迫板によって圧迫された被検体の厚みに基づいて定められている、請求項 3 又は 4 記載の医用撮像装置。

**【請求項 7】**

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

50

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画像データを生成する超音波撮像手段と、

前記撮影台において前記圧迫板の第1の面に対向する位置に配置され、前記超音波探触子から送信されて被検体を通過した超音波を検出する超音波検出器と、

前記超音波検出器の検出結果に従って前記超音波撮像手段を制御することにより、前記超音波探触子に供給される駆動信号のレベルを調節する制御手段と、  
を具備する医用撮像装置。

【請求項8】

被検体が載置される撮影台と、

10

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画像データを生成する超音波撮像手段と、

前記圧迫板と音響的な接続を維持するように配置され、前記超音波探触子から送信されて前記圧迫板を伝搬する超音波を検出する超音波検出器と、

前記超音波検出器の検出結果に従って前記超音波撮像手段を制御することにより、前記超音波探触子に供給される駆動信号のレベルを調節する制御手段と、  
を具備する医用撮像装置。

20

【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、  
線、  
線、  
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1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）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。

30

【0003】

X線マンモグラフィは、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。

40

【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】

50

一方、超音波撮像は、組織の特異性（例えば、嚢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。

10

【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トランスデューサ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トランスデューサによって受信される。しかしながら、超音波が圧迫板を通過する際に、反射や減衰の影響によって、乳房に到達する超音波の強度が低下するので、超音波画像における画質の劣化を招いてしまう。

20

【0008】

関連する技術として、特許文献1には、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において、圧迫板の材料として、放射線透過性及び超音波透過性に優れるポリメチルペンテン等を選択することが開示されている。しかしながら、圧迫板の材料として適切な材料を選択したとしても、超音波の反射や減衰を軽減できるに過ぎず、超音波画像において良好な画質を得るためには、さらなる改善が必要である。

【特許文献1】米国特許第5479927号明細書（コラム8、第62 - 67行）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

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、圧迫板における超音波の反射や減衰の影響をさらに軽減して、超音波画像の画質を改善することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

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画像データを生成する超音波撮像手段と、圧迫板の材質及び／又は厚さに基づく情報に従って超音波撮像手段を制御することにより、超音波探触子に供給される駆動信号のレベルを調節する制御手段とを具備する。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明の1つの観点によれば、圧迫板の材質及び／又は厚さに基づく情報に従って超音波出力を調節することにより超音波エコーの受信強度が上昇するので、圧迫板における超音波の反射や減衰の影響をさらに軽減して超音波画像の画質を改善することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

50

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番号を付して、説明を省略する。

図１は、本発明の第１の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、線、線、線、電子線、紫外線等も使用可能である。

#### 【００１３】

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の種類を検出する圧迫板種類検出部１４ａ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。

#### 【００１４】

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、画像処理部５０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。

#### 【００１５】

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。

#### 【００１６】

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。

#### 【００１７】

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）と、圧迫面に対して反対側の面（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。

#### 【００１８】

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

10

20

30

40

50

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とにおいて適した値を有するポリカーボネイトやアクリル、又は、特許文献1に記載されているポリメチルペンテン等の樹脂を用いることができる。圧迫板13としては、用途に応じて複数のサイズ及び形状のものが用意されており、圧迫板13の厚さは、2mm～4mm程度である。圧迫板13の材質及び/又は厚さによって、超音波の反射率及び/又は減衰係数が変化することになる。

#### 【0019】

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デューサを備えている。各々の超音波トランスデューサは、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。

10

#### 【0020】

各々の超音波トランスデューサは、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気信号を印加すると、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

#### 【0021】

超音波探触子16は、圧迫板13に密着させて移動させても良いし、圧迫板13との間にエコーゼリー等の超音波伝達媒体を挿入することにより、圧迫板13から離して移動させても良い。より好ましくは、圧迫板13にエコーゼリー等の超音波伝達媒体を塗布し、超音波探触子16を圧迫板13に接触させながら移動させるのが良い。また、オペレータが超音波探触子16を移動させても良いし、探触子移動機構17が超音波探触子16を移動させても良い。以下においては、後者の場合について説明する。

#### 【0022】

超音波探触子16の位置は、超音波探触子16に内蔵されている位置センサ18によって検出される。移動制御部20（図1）は、位置センサ18の出力信号に基づいて超音波探触子16の位置を把握し、探触子移動機構17を制御する。探触子移動機構17が超音波探触子16を移動させながら、超音波探触子16が超音波を送受信することにより、超音波撮像が行われる。

30

#### 【0023】

再び図1を参照しながら、X線撮像系について説明する。

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かる管電圧によって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ジタル信号（放射線検出データ）に変換し、放射線画像データ生成部34は、放射線検出データ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。

50

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、圧迫板情報格納部 47 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デ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デ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デ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。

【0028】

送信回路 42 は、複数の超音波トランスデ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デ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デ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デ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増幅し、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。

【0030】

さらに、信号処理部 45 は、音線信号に対して、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、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。

【0031】

B モード画像データ生成部 46 は、包絡線信号に対して、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 (ラスタ変換) することにより、B モード画像データを生成する。

【0032】

本実施形態においては、ハードディスク又はメモリ等によって構成された圧迫板情報格納部 47 が、この医用撮像装置において使用可能な圧迫板の種類に対応して、それぞれの圧迫板の材質及び / 又は厚さに基づいて計測又は算出された超音波の減衰量に対する超音波出力の補正量を格納している。後で詳しく説明するように、圧迫板 13 による超音波のレベル低下を補正するために、圧迫板情報格納部 47 に格納されている補正量に基づいて超音波出力が調節される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 3 】

画像処理部 5 0 は、放射線撮像制御部 3 0 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 4 0 から出力される超音波画像データに対し、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 6 1 及び 6 2 にそれぞれ表示される。

## 【 0 0 3 4 】

操作卓 7 0 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 8 0 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 2 0、放射線画像データ生成部 3 4、走査制御部 4 1、信号処理部 4 5、B モード画像データ生成部 4 6、画像処理部 5 0、及び、制御部 8 0 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。このソフトウェア（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 9 0 に格納されている。また、格納部 9 0 に、走査制御部 4 1 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。格納部 9 0 が、圧迫板情報格納部 4 7 の役割を兼ね備えても良い。

10

## 【 0 0 3 5 】

図 3 は、図 1 に示す医用撮像装置の撮像部の外観を示す斜視図である。この医用撮像装置は、複数種類の圧迫板を取り替えて使用することが可能であり、図 3 においては、2 種類の圧迫板 1 3 a 及び 1 3 b が示されている。例えば、圧迫板 1 3 a は、2 4 c m × 3 0 c m の撮影領域に対応したサイズを有しており、圧迫板 1 3 b は、1 8 c m × 2 4 c m の撮影領域に対応したサイズを有している。また、圧迫板 1 3 a は、第 1 の間隔で 2 つの取付用突起 1 3 1 a を有しており、圧迫板 1 3 b は、第 2 の間隔で 2 つの取付用突起 1 3 1 b を有している。このように、圧迫板の種類によって取付用突起の位置（間隔）が異なるので、圧迫板移動機構 1 4 に設けられている圧迫板種類検出部 1 4 a は、実際に圧迫板が圧迫板移動機構 1 4 に取り付けられた際に、その圧迫板の種類を検出することができる。

20

## 【 0 0 3 6 】

図 4 は、圧迫板の種類による超音波の減衰量の違いを示す図である。図 4 の（a）は、圧迫板 1 3 a を用いた場合における超音波の減衰量を示しており、図 4 の（b）は、圧迫板 1 3 b を用いた場合における超音波の減衰量を示している。

30

## 【 0 0 3 7 】

図 4 の（a）において、超音波探触子から所定の送信レベルで送信された超音波は、超音波探触子と圧迫板との界面において一部が反射され、圧迫板に入射した超音波は、圧迫板を伝搬している間に減衰し、さらに、圧迫板を通過した超音波は、圧迫板と被検体との界面において一部が反射される。その結果、被検体に入射する超音波は、超音波探触子から送信される超音波に対して、減衰量  $X_a$  だけ減衰することになる。被検体に入射した超音波は、減衰しながら伝搬して、被検体内の反射面において反射され、圧迫板を介して超音波探触子によって受信される。

## 【 0 0 3 8 】

図 4 の（b）においても同様の現象が見られるが、圧迫板の材料及び / 又は厚さが異なっているので、圧迫板 1 3 b を用いた場合の減衰量  $X_b$  は、圧迫板 1 3 a を用いた場合の減衰量  $X_a$  よりも小さくなっている。被検体に入射する超音波のレベルが高い程、得られる超音波画像の S/N 比が高くなるが、被検体である人体に対する超音波の影響を考慮すると、被検体に入射する超音波のレベルには適切な値が存在する。そこで、本実施形態においては、各種の圧迫板を用いた場合における超音波の減衰量が測定又は計算によって予め求められ、被検体に入射する超音波のレベルが適切な値となるように超音波出力が補正される。

40

## 【 0 0 3 9 】

図 1 に示す圧迫板情報格納部 4 7 は、圧迫板の種類に対応して、それぞれの圧迫板の材質及び / 又は厚さに基づいて計測又は算出された超音波の減衰量に対する超音波出力の補

50



正量を格納している。走査制御部 4 1 は、圧迫板種類検出部 1 4 a によって検出された圧迫板の種類に基づいて圧迫板情報格納部 4 7 を検索することにより、検出された圧迫板の種類に対応する補正量を読み出すことができる。走査制御部 4 1 は、圧迫板情報格納部 4 7 から読み出された補正量に従って送信回路 4 2 を制御することにより、超音波探触子 1 6 に供給される駆動信号のレベルを調節する。これにより、被検体に入射する超音波のレベルが適切な範囲に維持される。

#### 【 0 0 4 0 】

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

図 5 は、本発明の第 2 の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。第 2 の実施形態においては、圧迫板 1 3 による超音波のレベル低下を補正するために、所定の位置における被検体からの受信信号又は画像信号に基づく情報に従って超音波出力が調整される。受信信号又は画像信号に基づく情報としては、受信信号のレベル、画像データによって表される輝度レベル、超音波画像の S N 比等を用いることができるが、以下においては、超音波画像の S N 比等を用いる場合について説明する。

10

#### 【 0 0 4 1 】

図 5 に示す第 2 の実施形態においては、図 1 に示す第 1 の実施形態における圧迫板種類検出部 1 4 a 及び圧迫板情報格納部 4 7 の替わりに、S N 比算出部 4 8 が設けられている。S N 比算出部 4 8 は、B モード画像データ生成部 4 6 によって生成される B モード画像データを入力し、所定の位置（深さ）における被検体の画像を表す画像データに基づいて、その画像の S N 比を算出し、算出された S N 比を表す情報を出力する。

20

#### 【 0 0 4 2 】

走査制御部 4 1 は、S N 比算出部 4 8 から出力される情報に従って送信回路 4 2 を制御することにより、超音波探触子 1 6 に供給される駆動信号のレベルを調節する。例えば、走査制御部 4 1 は、S N 比算出部 4 8 によって算出された S N 比が所定の範囲内となるように送信回路 4 2 を制御する。これにより、超音波画像の S N 比が適切な範囲に維持される。

#### 【 0 0 4 3 】

ここで、S N 比が算出される所定の位置（深さ）は、圧迫板 1 3 からの距離によって定められても良い。例えば、図 6 に示す超音波画像において、圧迫板 1 3 の下面からの距離が D 1 ~ D 2 となる範囲内に、S N 比が算出される所定の位置が定められる。あるいは、S N 比が算出される所定の位置は、圧迫板 1 3 によって圧迫された被検体の厚み（圧迫厚）に基づいて定められても良い。例えば、圧迫板 1 3 の下面からの距離が圧迫厚の 3 0 % となる位置に、S N 比が算出される所定の位置が定められる。

30

#### 【 0 0 4 4 】

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。

図 7 は、本発明の第 3 の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。第 3 の実施形態においては、図 1 に示す第 1 の実施形態における圧迫板種類検出部 1 4 a 及び圧迫板情報格納部 4 7 の替わりに、超音波探触子 1 6 から送信された超音波を検出する超音波検出器 1 0 0 が設けられており、圧迫板 1 3 による超音波のレベル低下を補正するために、超音波検出器 1 0 0 の検出結果に従って超音波出力が調整される。

40

#### 【 0 0 4 5 】

図 8 は、本発明の第 3 の実施形態において用いられる超音波検出器及びその周辺部を示す図である。超音波検出器 1 0 0 は、撮影台 1 9 において圧迫板 1 3 の下面に対向する位置に配置され、超音波探触子 1 6 から送信されて被検体 1 を通過した超音波を検出し、検出結果として超音波のレベルを表すデジタル信号を出力する。

#### 【 0 0 4 6 】

図 7 に示す走査制御部 4 1 は、超音波検出器 1 0 0 から出力されるデジタル信号に従って送信回路 4 2 を制御することにより、超音波探触子 1 6 に供給される駆動信号のレベルを調節する。例えば、走査制御部 4 1 は、超音波検出器 1 0 0 によって検出される超音波のレベルが所定の範囲内となるように送信回路 4 2 を制御する。これにより、被検体に

50

入射する超音波のレベルが適切な範囲に維持される。

【0047】

図8に示すように、超音波検出器100が圧迫板13の下面に対向する位置に配置されたままでX線撮影を行うと、X線画像に超音波検出器100の映像が写り込んでしまうので、X線撮影を行う際に超音波検出器100をX線撮影範囲の外側に退避させるか、あるいは、超音波検出器100の映像が写り込んだX線画像を補正して超音波検出器100の映像を消す必要がある。

【0048】

次に、本発明の第3の実施形態の第1の変形例について説明する。

図9は、本発明の第3の実施形態の第1の変形例において用いられる超音波検出器及びその周辺部を示す図である。超音波検出器100は、圧迫板13の近傍において圧迫板13と音響的な接続を維持するように配置され、超音波探触子16から送信されて圧迫板13を反射しながら伝搬する超音波を検出し、検出結果として超音波のレベルを表すデジタル信号を出力する。

10

【0049】

図7に示す走査制御部41は、超音波検出器100から出力されるデジタル信号に従って送信回路42を制御することにより、超音波探触子16に供給される駆動信号のレベルを調節する。例えば、走査制御部41は、超音波検出器100によって検出される超音波のレベルが所定の範囲内となるように送信回路42を制御する。これにより、被検体に入射する超音波のレベルが適切な範囲に維持される。

20

【0050】

次に、本発明の第3の実施形態の第2の変形例について説明する。

図10は、本発明の第3の実施形態の第2の変形例において用いられる超音波検出器及びその周辺部を示す図である。超音波検出器100は、圧迫板13の下面において圧迫板13と音響的な接続を維持するように配置され、超音波探触子16から送信されて圧迫板13を伝搬して透過する超音波を検出し、検出結果として超音波のレベルを表すデジタル信号を出力する。

【0051】

図7に示す走査制御部41は、超音波検出器100から出力されるデジタル信号に従って送信回路42を制御することにより、超音波探触子16に供給される駆動信号のレベルを調節する。例えば、走査制御部41は、超音波検出器100によって検出される超音波のレベルが所定の範囲内となるように送信回路42を制御する。これにより、被検体に入射する超音波のレベルが適切な範囲に維持される。

30

【0052】

この変形例においては、圧迫板13を交換してキャリブレーションが必要になったときに、超音波検出器100をX線撮影範囲及び超音波撮像範囲の外側に配置して、超音波探触子16を超音波検出器100の上側に移動させて、超音波のレベルを測定することが望ましい。

【産業上の利用可能性】

【0053】

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。

40

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】本発明の第1の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撮像部の外観を示す斜視図である。

【図4】圧迫板の種類による超音波の減衰量の違いを示す図である。

【図5】本発明の第2の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6】超音波画像の例を示す図である。

50

【図 7】本発明の第 3 の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 8】本発明の第 3 の実施形態において用いられる超音波検出器及びその周辺部を示す図である。

【図 9】本発明の第 3 の実施形態の第 1 の変形例において用いられる超音波検出器及びその周辺部を示す図である。

【図 10】本発明の第 3 の実施形態の第 2 の変形例において用いられる超音波検出器及びその周辺部を示す図である。

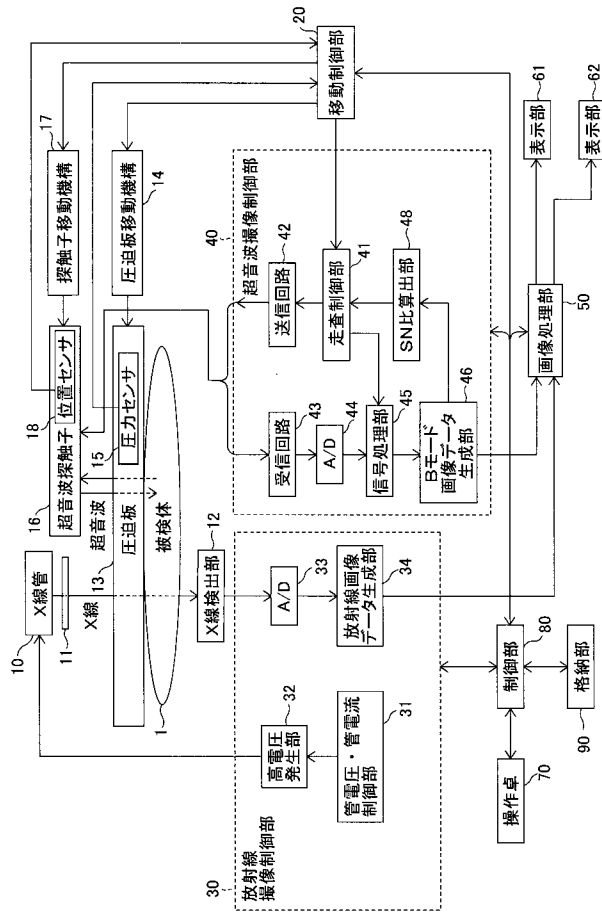
【符号の説明】

【 0 0 5 5 】

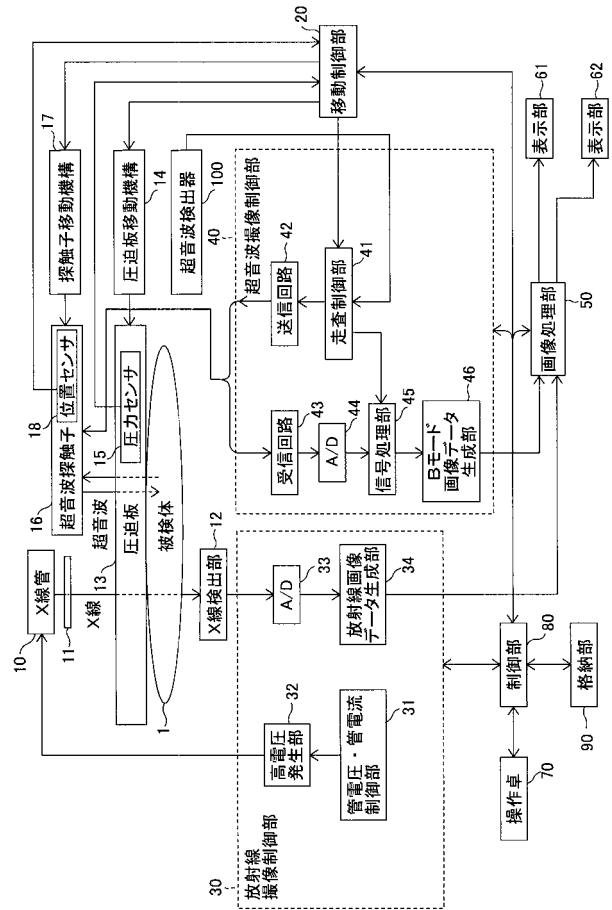
1	被検体	10
2	アーム部	
3	基台	
4	軸部	
10	X線管	
11	フィルタ	
12	X線検出部	
13、13a、13b	圧迫板	
131a、131b	取付用突起	
14	圧迫板移動機構	
14a	圧迫板種類検出部	20
15	圧力センサ	
16	超音波探触子	
17	探触子移動機構	
18	位置センサ	
19	撮影台	
20	移動制御部	
30	放射線撮像制御部	
31	管電圧・管電流制御部	
32	高電圧発生部	
33	A / D 変換器	30
34	放射線画像データ生成部	
40	超音波撮像制御部	
41	走査制御部	
42	送信回路	
43	受信回路	
44	A / D 変換器	
45	信号処理部	
46	B モード画像データ生成部	
47	圧迫板情報格納部	
48	S N 比算出部	40
50	画像処理部	
61、62	表示部	
70	操作卓	
80	制御部	
90	格納部	
100	超音波検出器	



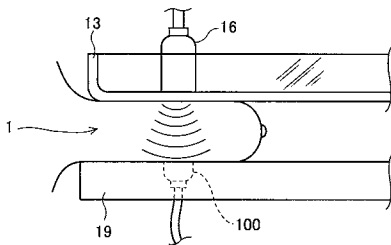
【 図 5 】



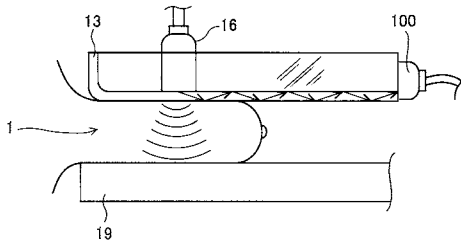
【 図 7 】



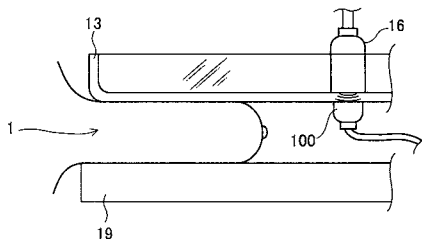
【圖 8】



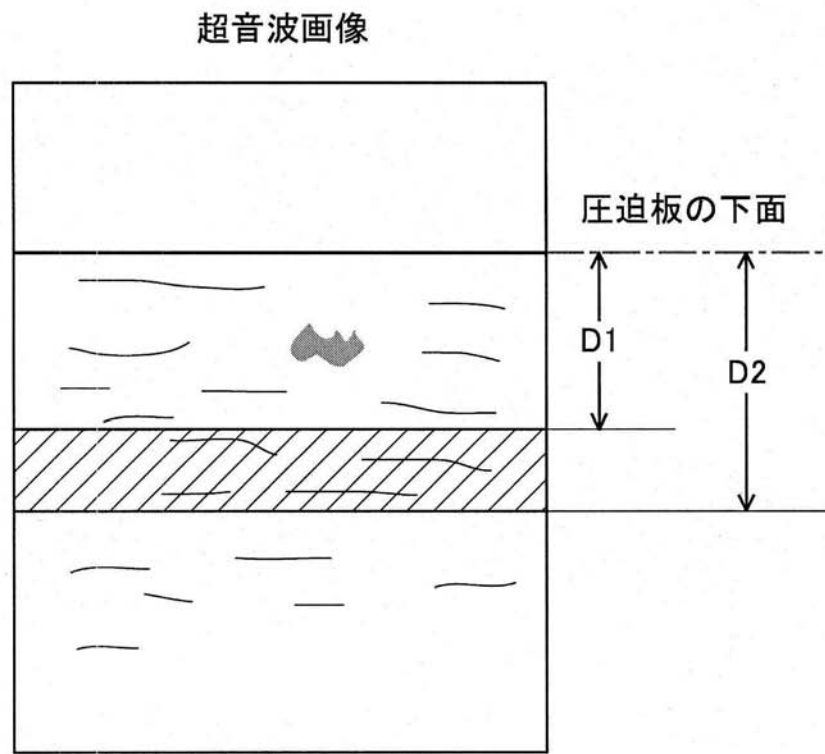
【 圖 9 】



【 図 1 0 】



【図 6】



专利名称(译)	医用摄像装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009219656A</a>	公开(公告)日	2009-10-01
申请号	JP2008067080	申请日	2008-03-17
[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		
[标]发明人	三上 勇志 千代知成		
发明人	三上 勇志 千代 知成		
IPC分类号	A61B8/08 A61B6/00		
CPC分类号	A61B6/0414 A61B6/4417 A61B6/4494 A61B6/502 A61B6/56 A61B8/0825 A61B8/4411 A61B2560/0214		
FI分类号	A61B8/08 A61B6/00.330.Z A61B6/00.370		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/DA06 4C093/ED21 4C601/BB13 4C601/BB21 4C601/DD08 4C601/EE03 4C601/GC01 4C601/HH05 4C601/LL33		
代理人(译)	宇都宫 正明		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

公开了一种用于同时压缩与压缩板的乳房，并进一步降低在压缩板超声反射和衰减的影响，以改善超声波图像的图像质量的成像乳腺和乳房的医学成像设备。解的医疗成像设备被布置成保持所述对象被放置，一个压板，用于压缩图像捕获的基础上，压缩板和声学连接之间的对象成像台，超声波探头，根据驱动信号发射超声波，输出由被摄体反射发射的超声波产生的超声回波，输出接收信号，超声波探头信号被供给到控制和超声成像装置，用于基于从所述超声波探头输出的接收信号的图像数据，超声成像，根据信息基于所述压缩板的材料和/或厚度是指并且控制装置用于调节提供给超声波探头的驱动信号的电平。点域1

