

(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2009-178185  
(P2009-178185A)

(43) 公開日 平成21年8月13日(2009.8.13)

(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 7 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/04 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 6/04 3 0 9 B	
	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-17158 (P2008-17158)  
(22) 出願日 平成20年1月29日 (2008.1.29)

(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 山北 博士  
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 CA18 DA06 ED23  
4C601 BB02 BB06 DD08 DD19 DD23  
DE03 EE09 GA03 GB04 GB06  
JB49 KK12 KK13 KK17 LL33

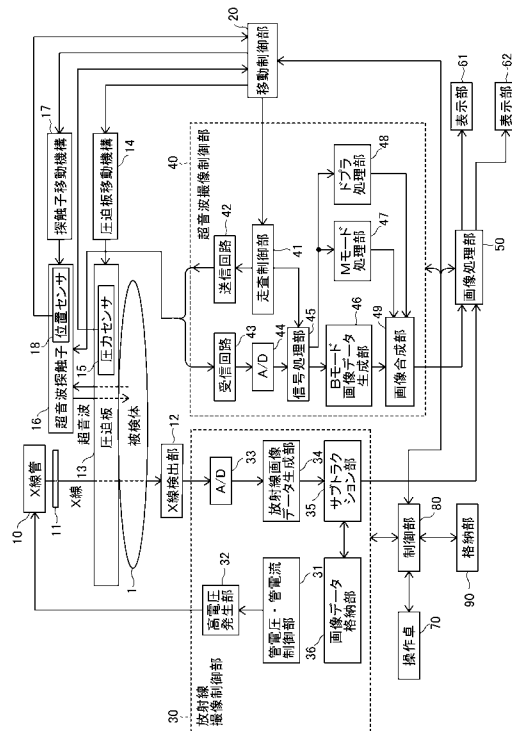
(54) 【発明の名称】 医用撮像装置及び医用撮像方法

(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及び医用撮像方法において、組織内の弾性的な性質を画像化することにより腫瘍部分を明確化する。

【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、圧迫板を垂直方向又は水平方向に移動させる圧迫板移動機構と、放射線又は超音波を発生し、被検体を通過した放射線又は被検体によって反射された超音波を検出して信号を生成する第1の手段と、圧迫板が撮影台との間で被検体を垂直方向に圧迫するように圧迫板移動機構を制御すると共に、圧迫板が被検体を水平方向に振動させるように圧迫板移動機構を制御して、第1の手段によって生成される信号に基づいて、被検体の画像を表す画像信号を生成する第2の手段とを具備する。

【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、

前記圧迫板を第 1 の面に略垂直な第 1 の方向又は第 1 の面に略平行な第 2 の方向に移動させる圧迫板移動機構と、

放射線又は超音波を発生し、被検体を通過した放射線又は被検体によって反射された超音波を検出して信号を生成する第 1 の手段と、

前記圧迫板が前記撮影台との間で被検体を第 1 の方向に圧迫するように前記圧迫板移動機構を制御すると共に、前記圧迫板が被検体を第 2 の方向に振動させるように前記圧迫板移動機構を制御して、前記第 1 の手段によって生成される信号に基づいて、被検体の画像を表す画像信号を生成する第 2 の手段と、

を具備する医用撮像装置。

**【請求項 2】**

前記第 1 の手段が、放射線を発生する放射線発生部と、前記放射線発生部によって発生され被検体を通過した放射線を検出して検出信号を出力する X 線検出部とを含み、

前記第 2 の手段が、前記圧迫板移動機構を制御する移動制御部と、振動している被検体を通過した放射線を検出することによって生成される検出信号に基づいて、放射線画像を表す画像信号を生成する放射線撮像制御部とを含む、

請求項 1 記載の医用撮像装置。

**【請求項 3】**

前記第 2 の手段が、振動している被検体を通過した放射線を検出することによって生成される検出信号に基づいて、第 1 の放射線画像を表す第 1 の画像信号を生成すると共に、振動していない被検体を通過した放射線を検出することによって生成される検出信号に基づいて、第 2 の放射線画像を表す第 2 の画像信号を生成し、第 1 及び第 2 の画像信号に基づいて、弾性係数の大きい部分を検出する、請求項 2 記載の医用撮像装置。

**【請求項 4】**

前記第 2 の手段が、前記圧迫板が被検体を第 1 の予圧で圧迫しながら振動させるように前記圧迫板移動機構を制御して、第 1 の予圧で圧迫されながら振動している被検体を通過した放射線を検出することによって生成される検出信号に基づいて、第 1 の放射線画像を表す第 1 の画像信号を生成すると共に、前記圧迫板が被検体を第 1 の予圧とは異なる第 2 の予圧で圧迫しながら振動させるように前記圧迫板移動機構を制御して、第 2 の予圧で圧迫されながら振動している被検体を通過した放射線を検出することによって生成される検出信号に基づいて、第 2 の放射線画像を表す第 2 の画像信号を生成し、第 1 及び第 2 の画像信号に基づいて、前記圧迫板による圧迫時の加圧方向における被検体の厚さの違いによる弾性係数の変化の大きい部分を検出する、請求項 2 記載の医用撮像装置。

**【請求項 5】**

前記第 2 の手段が、前記圧迫板が被検体を振動させる周波数をスイープさせるように前記圧迫板移動機構を制御する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の医用撮像装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 の手段が、前記圧迫板の第 2 の面に沿って移動しながら、駆動信号に従って超音波を送信し、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を含み、

前記第 2 の手段が、前記圧迫板移動機構を制御する移動制御部と、振動している被検体によって反射された超音波エコーを受信することによって生成される受信信号に基づいて、被検体内の所望の部分における弾性定数に関する情報を求める超音波撮像制御部とを含む、

請求項 1 記載の医用撮像装置。

**【請求項 7】**

前記第 2 の手段が、前記圧迫板が被検体を振動させる周波数をスイープさせるように前

10

20

30

40

50

記圧迫板移動機構を制御して、振動している被検体によって反射された超音波エコーを受信することによって生成される受信信号の振幅変化に基づいて被検体内の所望の部分における共振周波数を求め、共振周波数に基づいて被検体内の所望の部分における弾性定数に関する情報を求める、請求項 6 記載の医用撮像装置。

【請求項 8】

前記第 2 の手段が、振動している被検体によって反射された超音波エコーを受信することによって生成される受信信号のドブラシフトに基づいて被検体内の所望の部分における共振周波数を求め、共振周波数に基づいて被検体内の所望の部分における弾性定数に関する情報を求める、請求項 6 記載の医用撮像装置。

【請求項 9】

前記第 2 の手段が、前記圧迫板が被検体にインパルス又はステップ状の振動を与えるように前記圧迫板移動機構を制御する、請求項 8 記載の医用撮像装置。

【請求項 10】

前記第 2 の手段が、前記圧迫板が被検体を第 1 の予圧で圧迫しながら振動させるように前記圧迫板移動機構を制御して、第 1 の予圧で圧迫されながら振動している被検体によって反射された超音波エコーを受信することによって生成される受信信号に基づいて被検体内の所望の部分における第 1 の共振周波数を求め、第 1 の共振周波数に基づいて被検体内の所望の部分における弾性定数に関する第 1 の情報を求めると共に、前記圧迫板が被検体を第 1 の予圧とは異なる第 2 の予圧で圧迫しながら振動させるように前記圧迫板移動機構を制御して、第 2 の予圧で圧迫されながら振動している被検体によって反射された超音波エコーを受信することによって生成される受信信号に基づいて被検体内の所望の部分における第 2 の共振周波数を求め、第 2 の共振周波数に基づいて被検体内の所望の部分における弾性定数に関する第 2 の情報を求めることにより、第 1 及び第 2 の情報に基づいて、予圧の違いによる弾性係数の変化の大きい部分を検出する、請求項 6 ~ 9 のいずれか 1 項記載の医用撮像装置。

【請求項 11】

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、前記圧迫板を第 1 の面に略垂直な第 1 の方向又は第 1 の面に略平行な第 2 の方向に移動させる圧迫板移動機構とを有する医用撮像装置において用いられる医用撮像方法であって、

前記圧迫板が前記撮影台との間で被検体を第 1 の方向に圧迫するように圧迫板移動機構を制御するステップ (a) と、

前記圧迫板が被検体を第 2 の方向に振動させるように前記圧迫板移動機構を制御するステップ (b) と、

放射線又は超音波を発生し、被検体を通過した放射線又は被検体によって反射された超音波を検出して信号を生成するステップ (c) と、

ステップ (c) において生成される信号に基づいて、被検体の画像を表す画像信号を生成するステップ (d) と、

を具備する医用撮像方法。

【請求項 12】

ステップ (c) が、放射線発生部を用いて放射線を発生し、前記放射線発生部によって発生され被検体を通過した放射線を、X線検出部を用いて検出して検出信号を出力することを含み、

ステップ (d) が、振動している被検体を通過した放射線を検出することによって生成される検出信号に基づいて、放射線画像を表す画像信号を生成することを含む、

請求項 11 記載の医用撮像方法。

【請求項 13】

ステップ (d) が、振動している被検体を通過した放射線を検出することによって生成される検出信号に基づいて、第 1 の放射線画像を表す第 1 の画像信号を生成するステップ (d1) と、振動していない被検体を通過した放射線を検出することによって生成される

10

20

30

40

50

検出信号に基づいて、第2の放射線画像を表す第2の画像信号を生成するステップ(d2)と、第1及び第2の画像信号に基づいて、弾性係数の大きい部分を検出するステップ(d3)とを含む、請求項12記載の医用撮像方法。

【請求項14】

ステップ(b)が、前記圧迫板が被検体を第1の予圧で圧迫しながら振動させるように前記圧迫板移動機構を制御するステップ(b1)と、前記圧迫板が被検体を第1の予圧とは異なる第2の予圧で圧迫しながら振動させるように前記圧迫板移動機構を制御するステップ(b2)とを含み、

ステップ(d)が、第1の予圧で圧迫されながら振動している被検体を通過した放射線を検出することによって生成される検出信号に基づいて、第1の放射線画像を表す第1の画像信号を生成するステップ(d1)と、第2の予圧で圧迫されながら振動している被検体を通過した放射線を検出することによって生成される検出信号に基づいて、第2の放射線画像を表す第2の画像信号を生成するステップ(d2)と、第1及び第2の画像信号に基づいて、予圧の違いによる弾性係数の変化の大きい部分を検出するステップ(d3)とを含む、

請求項12記載の医用撮像方法。

【請求項15】

ステップ(b)が、前記圧迫板が被検体を振動させる周波数をスイープさせるように前記圧迫板移動機構を制御することを含む、請求項11～14のいずれか1項記載の医用撮像方法。

【請求項16】

ステップ(c)が、超音波探触子を前記圧迫板の第2の面に沿って移動させながら、駆動信号に従って超音波を送信し、超音波エコーを受信して受信信号を出力することを含み、

ステップ(d)が、振動している被検体によって反射された超音波エコーを受信することによって生成される受信信号に基づいて、被検体内の所望の部分における弾性定数に関する情報を求めることを含む、

請求項11記載の医用撮像方法。

【請求項17】

ステップ(b)が、前記圧迫板が被検体を振動させる周波数をスイープさせるように前記圧迫板移動機構を制御することを含み、

ステップ(d)が、振動している被検体によって反射された超音波エコーを受信することによって生成される受信信号の振幅変化に基づいて被検体内の所望の部分における共振周波数を求め、共振周波数に基づいて被検体内の所望の部分における弾性定数に関する情報を求めることを含む、

請求項16記載の医用撮像方法。

【請求項18】

ステップ(d)が、振動している被検体によって反射された超音波エコーを受信することによって生成される受信信号のドブラシフトに基づいて被検体内の所望の部分における共振周波数を求め、共振周波数に基づいて被検体内の所望の部分における弾性定数に関する情報を求めることを含む、請求項16記載の医用撮像方法。

【請求項19】

ステップ(b)が、前記圧迫板が被検体にインパルス又はステップ状の振動を与えるように前記圧迫板移動機構を制御することを含む、請求項18記載の医用撮像方法。

【請求項20】

ステップ(b)が、前記圧迫板が被検体を第1の予圧で圧迫しながら振動させるように前記圧迫板移動機構を制御するステップ(b1)と、前記圧迫板が被検体を第1の予圧とは異なる第2の予圧で圧迫しながら振動させるように前記圧迫板移動機構を制御するステップ(b2)とを含み、

ステップ(d)が、第1の予圧で圧迫されながら振動している被検体によって反射され

10

20

30

40

50

た超音波エコーを受信することによって生成される受信信号に基づいて被検体内の所望の部分における第1の共振周波数を求め、第1の共振周波数に基づいて被検体内の所望の部分における弾性定数に関する第1の情報を求めるステップ(d1)と、第2の予圧で圧迫されながら振動している被検体によって反射された超音波エコーを受信することによって生成される受信信号に基づいて被検体内の所望の部分における第2の共振周波数を求め、第2の共振周波数に基づいて被検体内の所望の部分における弾性定数に関する第2の情報を求めるステップ(d2)と、第1及び第2の情報に基づいて、予圧の違いによる弾性係数の変化の大きい部分を検出するステップ(d3)とを含む、請求項16～19のいずれか1項記載の医用撮像方法。

【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及び医用撮像方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、放射線(X線、 $\gamma$ 線、 $\beta$ 線、 $\alpha$ 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腺・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、癌の前兆である石灰化を発見するために有用であるが、被検者の年齢によっては、石灰化を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。

【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、"fat breast")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。

【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、"dense breast")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】

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。さらに、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も検討されている。

10

20

30

40

50

## 【0007】

関連する技術として、特許文献1には、患者を移動させたり装置を再調整したりせずに、病変の所在を検出するX線照射及び超音波照射を行うことを目的としたマンモグラフィ装置が開示されている。このマンモグラフィ装置は、X線管と、X線管から照射されるX線を受光するように構成されている受像器と、利用者が手動で移動させることが可能な超音波プローブと、X線管と受像器との間に設けられており、X線及び超音波に対して透明な圧迫板と、当該装置に関する超音波プローブの位置センサとを備えている。特許文献1のマンモグラフィ装置によれば、対応するX線画像と超音波画像とを1回の検査において取得することが可能となる。しかしながら、乳房を圧迫して超音波撮像を行うと、非圧迫下における超音波撮像と比較してスラスト方向の分解能が低下するというデメリットもあるので、互いに対応するX線画像と超音波画像とを得ること以上のメリットが期待されている。

10

## 【0008】

また、特許文献2には、横方向変位に対応して変位分布を推定できるようにすると共に、超音波ビーム方向(軸方向)の歪み分布のみから弾性係数分布を再構成できるようにすることを目的とした超音波診断システムが開示されている。この超音波診断システムは、被検体組織に接触する超音波探触子によって取得した超音波エコー信号を出力する超音波エコー信号出力手段と、被検体組織に対する超音波探触子の圧縮前後における超音波エコー信号を直交検波して包絡線信号を作成する直交検波手段と、圧縮前後における包絡線信号間の相関係数を2次元相関窓内の軸方向及びこの軸方向に直交する横方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に計算し、相関係数が最大となる位相情報を求め、位置情報の位置における圧縮前後の超音波エコー信号間の位相差情報を求める相関演算手段と、相関演算手段によって求められた位置情報及び位相差情報に基づいて圧縮に伴う被検体組織内の軸方向及び横方向における変位情報を求める変位演算手段と、被検体組織内の軸方向及び横方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める歪み演算手段とを備えている。しかしながら、特許文献2に記載されているようなエラストグラフィは、被検体組織内の歪み分布情報を求めるという性質上、現在のところ、被検体の表皮付近においてしか有効に活用できない。

20

## 【0009】

さらに、特許文献3には、検査対象のいかなる位置においても、その表面からの距離に関係なく、機械的特性及び/又は弾性特性を決定することを目的としたMRI(magnetic resonance imaging:磁気共鳴撮像)装置におけるエラストグラフィ(磁気共鳴エラストグラフィ: MRE)が開示されている。この装置は、検査対象の特に弾性パラメータのような機械的パラメータを決定する装置であって、a)前記検査対象の少なくとも1つの検査領域における磁性粒子の空間分布を決定する少なくとも1つの装置であって、少なくとも1つの検査領域に、低い磁界強度を持つ第1の部分領域及びより高い磁界強度を持つ第2の部分領域が生成されるような磁界強度の空間プロファイルを有する磁界を生成する手段と、前記粒子の空間的变化によって影響を及ぼされる特に検査領域における検査対象の磁化に依存する信号を検出する手段と、前記検査領域の磁性粒子の特に時間的に変化する空間分布に関する情報を得るために、前記信号を評価する手段とを有する装置と、b)少なくとも検査対象の検査領域に及び/又はその近傍に、特に振動のような少なくとも機械的変位を生成する少なくとも1つの手段とを有する。しかしながら、特許文献3の装置においては、MRIの性質上、リアルタイムでの測定は困難であり、また、電磁石コイル等を必要とするので、装置が高価で大型になってしまう。

30

40

【特許文献1】特開2003-260046号公報(第1頁、図1)

【特許文献2】特開2004-57652号公報(第1-2頁、図10)

【特許文献3】特表2006-524086号公報(第1頁)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

50

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及び医用撮像方法において、組織内の弾性的な性質を画像化することにより腫瘍部分を明確化することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

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、圧迫板を第1の面に略垂直な第1の方向又は第1の面に略平行な第2の方向に移動させる圧迫板移動機構と、放射線又は超音波を発生し、被検体を通過した放射線又は被検体によって反射された超音波を検出して信号を生成する第1の手段と、圧迫板が撮影台との間で被検体を第1の方向に圧迫するように圧迫板移動機構を制御すると共に、圧迫板が被検体を第2の方向に振動させるように圧迫板移動機構を制御して、第1の手段によって生成される信号に基づいて、被検体の画像を表す画像信号を生成する第2の手段とを具備する。

10

【0012】

また、本発明の1つの観点に係る医用撮像方法は、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、圧迫板を第1の面に略垂直な第1の方向又は第1の面に略平行な第2の方向に移動させる圧迫板移動機構とを有する医用撮像装置において用いられる医用撮像方法であって、圧迫板が撮影台との間で被検体を第1の方向に圧迫するように圧迫板移動機構を制御するステップ(a)と、圧迫板が被検体を第2の方向に振動させるように圧迫板移動機構を制御するステップ(b)と、放射線又は超音波を発生し、被検体を通過した放射線又は被検体によって反射された超音波を検出して信号を生成するステップ(c)と、ステップ(c)において生成される信号に基づいて、被検体の画像を表す画像信号を生成するステップ(d)とを具備する。

20

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、圧迫板が撮影台との間で被検体を圧迫しながら振動させるようにして被検体の撮像を行うので、組織内の弾性的な性質を画像化することにより腫瘍部分を明確化することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の一実施形態に係る医用撮像装置の構成を示すブロック図である。本発明は、圧迫板によって乳房を圧迫しながら放射線及び/又は超音波を照射して乳腺・乳房の撮像を行う医用撮像装置全般に適用可能であるが、以下においては、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について説明する。また、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。

40

【0015】

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

50

## 【 0 0 1 6 】

さらに、医用撮像装置は、圧迫板移動機構 1 4 及び探触子移動機構 1 7 等を制御する移動制御部 2 0 と、放射線撮像制御部 3 0 と、超音波撮像制御部 4 0 と、画像処理部 5 0 と、表示部 6 1 及び 6 2 と、操作卓 7 0 と、制御部 8 0 と、格納部 9 0 とを有している。

## 【 0 0 1 7 】

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 1 0 と、フィルタ 1 1 と、X 線検出部 1 2 と、被検体 1 が載置される撮影台 1 9 と、撮影台 1 9 との間で被検体 1 を圧迫する圧迫板 1 3 と、圧迫板 1 3 を移動させる圧迫板移動機構 1 4 と、超音波探触子 1 6 と、超音波探触子 1 6 を X 軸、Y 軸、及び、Z 軸方向に移動させる探触子移動機構 1 7 とが設けられている。

10

## 【 0 0 1 8 】

X 線管 1 0 及びフィルタ 1 1 は、放射線発生部を構成する。X 線管 1 0 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 1 1 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 1 0 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 1 2 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 1 0 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 1 2 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 3 0（図 1）に入力される。

20

## 【 0 0 1 9 】

圧迫板 1 3 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 1 3 は、撮影台 1 9 に対して平行に設置されており、移動制御部 2 0 の制御の下で、圧迫板移動機構 1 4 が、圧迫板 1 3 を圧迫面に略垂直な方向（Z 軸方向）及び / 又は圧迫面に略平行な方向（例えば、X 軸方向）に移動させる。圧力センサ 1 5 は、圧迫板 1 3 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 2 0（図 1）が、圧迫板移動機構 1 4 を制御する。圧迫板 1 3 と撮影台 1 9 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。

30

## 【 0 0 2 0 】

ここで、圧迫板 1 3 は、乳房を圧迫する際の位置合わせや圧迫状態の確認を行うために光学的に透明であることが必要であり、X 線管 1 0 から放射される X 線を透過させると共に、超音波探触子 1 6 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 1 3 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アクリルやポリメチルペンテン等の樹脂を用いることができる。

## 【 0 0 2 1 】

本実施形態においては、移動制御部 2 0 が、圧迫板 1 3 が被検体 1 を圧迫しながら圧迫面に略平行な方向に振動させるように圧迫板移動機構 1 4 を制御することにより、予圧を受けながら振動している被検体 1 を撮像することが可能である。圧迫板 1 3 が被検体 1 を振動させる周波数は、癌組織の共振周波数に合わせて予め設定しておいても良いし、周波数をスイープさせながら複数回の撮像を行うようにしても良い。あるいは、圧迫板 1 3 が被検体にインパルス又はステップ状の振動を与えるようにしても良い。

40

## 【 0 0 2 2 】

超音波探触子 1 6 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基づいて超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する。

## 【 0 0 2 3 】

50

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送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮によって、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力され、ケーブルを介して、超音波撮像制御部40（図1）に入力される。

10

## 【0024】

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。

## 【0025】

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。

20

## 【0026】

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、サブトラクション部35と、画像データ格納部36とを含んでいる。

## 【0027】

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。

30

## 【0028】

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。サブトラクション部35は、放射線画像データ生成部34によって生成された放射線画像データを画像データ格納部36に一旦格納し、画像データ格納部36に格納されている複数枚の放射線画像を表す放射線画像データを用いて、複数の異なる条件の下で得られた放射線画像データの差分を取るサブトラクション処理を行う。

40

## 【0029】

図3は、乳房内の各種の組織に予圧をかけた場合の弾性定数を示す図である。ここで、予圧の値は、所定の方向に予圧をかけて乳房を圧迫する場合に、所定の方向における無荷重での乳房の厚さを100%として、予圧をかけたときに圧縮された部分の厚さを割合（%）で表したものである。具体的には、図2に示すように圧迫板13と撮影台19との間で乳房を圧迫する場合に、圧迫板13が乳房に接した状態（無荷重状態）における圧迫板13と撮影台19との間の距離をD1とし、加圧状態における圧迫板13と撮影台19と

50

の間の距離を  $D_2$  とすると、予圧の値は、 $\{(D_1 - D_2) / D_1\} \times 100 (\%)$  で表される。

#### 【0030】

図3に示すように、脂肪や乳腺の弾性定数は、予圧5%~20%において100に満たない比較的小さな値であり、予圧を5%から20%に増加させて圧迫厚さ(圧迫時の加圧方向における乳房の厚さ)を変化させても弾性定数の変化は2倍以内である。また、繊維組織の弾性定数は、予圧5%において約107と比較的大きな値であるが、予圧を20%に増加させて圧迫厚さを変化させても、その2倍程度の約233に留まっている。

#### 【0031】

一方、非浸潤乳管癌の弾性定数は、予圧5%において約25と小さな値であるが、予圧を20%に増加させて圧迫厚さを変化させると、その1.2倍程度の約30.1となる。また、浸潤性乳癌の弾性定数は、予圧5%で約93であるが、予圧を20%に増加させて圧迫厚さを変化させるとその5倍程度の約490となる。そこで、予圧を例えば20%程度に高めて乳房内の弾性定数の大きい部分を検出することにより、その部分が癌組織である可能性が高いと診断することができる。あるいは、比較的小さな予圧(例えば5%程度)における弾性定数と比較的大きな予圧(例えば20%程度)における弾性定数とが大きく変化する部分を検出することにより、その部分が癌組織である可能性が高いと診断することができる。

#### 【0032】

X線撮影によって癌組織を検出するためには、予圧を高めたときに癌組織の弾性定数が大きくなることを利用して、被検体をX線の照射方向に対して略直交する方向に振動させながらX線撮影を行うことが有効である。即ち、弾性定数が大きい部分は、振動によって大きく変位するので、X線画像における陰影が薄められる。これを、静止している被検体のX線画像と比較することにより、弾性定数が大きい部分を認識することができる。

#### 【0033】

図4は、被検体としてマンモファントムに対してX線撮影を行うことにより得られた画像を示す図である。図4の(a)は、被検体に振動を与えずにX線撮影を行った場合の画像であり、図4の(b)は、被検体に47Hzの振動を与えながらX線撮影を行った場合の画像である。マンモファントムには、癌組織と同様に予圧を高めたときに弾性定数が大きくなる粒子が含まれている。以下においては、予圧を高めたときに弾性定数が大きくなる組織又は粒子のことを「癌組織」という。両者の画像を比較すると、被検体に振動を与えながらX線撮影を行った場合の画像においては、図4の(b)において矢印で示すように、癌組織の大きな変位によって癌組織の陰影が薄れている。

#### 【0034】

例えば、移動制御部20が、圧迫板13が被検体を比較的小さな予圧(例えば5%程度)で圧迫しながら振動させるように圧迫板移動機構14を制御して、放射線撮像制御部30が各部を制御してX線撮影を行い、さらに、移動制御部20が、圧迫板13が被検体を比較的大きな予圧(例えば20%程度)で圧迫しながら振動させるように圧迫板移動機構14を制御して、放射線撮像制御部30が各部を制御してX線撮影を行うようにしても良い。

#### 【0035】

診断においては、両者の画像を肉眼で対比観察しても良いし、図1に示すサブトラクション部35が、一方の画像を表す放射線画像データと他方の画像を表す放射線画像データとの差分を取るサブトラクション処理を行うことによって癌組織を検出しても良い。サブトラクション処理によって得られた癌組織の画像は、例えば、静止又は振動している被検体の画像にカラー画像として重畳されて、癌組織が強調して表示される。

#### 【0036】

次に、超音波撮像系について説明する。

超音波撮像制御部40は、走査制御部41と、送信回路42と、受信回路43と、A/D変換器44と、信号処理部45と、Bモード画像データ生成部46と、Mモード処理部

10

20

30

40

50

47と、ドブラ処理部48と、画像合成部49とを含んでいる。

【0037】

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。

【0038】

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。

10

【0039】

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。

20

【0040】

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。

30

【0041】

さらに、信号処理部45は、音線信号に対して、STC (Sensitivity Time gain Control: センシティブリティ・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。

【0042】

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。

40

【0043】

Mモード処理部47は、被検体の断面内の1つの音線に注目し、受信フォーカス処理が施された音線信号に基づいて、その音線からの超音波エコー強度の経時変化を表すMモード画像データを生成する。図5は、Mモード画像データによって表される画像の例を示す図である。図5において、横軸は時間を表し、縦軸は超音波エコー強度を表している。

【0044】

Mモード撮像に際し、移動制御部20は、圧迫板13が被検体を比較的大きな予圧(例えば20%程度)で圧迫しながら振動させるように圧迫板移動機構14を制御して、超音波撮像制御部40が、各部を制御して超音波撮像を行う。ここでは、移動制御部20が、被検体を振動させる周波数をスイープさせているので、図5の横軸は、被検体の振動周波

50

数をも表している。

【 0 0 4 5 】

振動周波数をスイープさせると、図 5 に示すように、被検体内の物体の変位の振幅が、共振によって特定の周波数において大きくなる。M モード処理部 4 7 は、超音波エコー強度の経時変化に基づいて変位の大きさを判定し、変位の大きさが最大となったときの振動周波数を共振周波数であると判定する。

【 0 0 4 6 】

ある物体の共振周波数  $f$  と弾性定数  $K$  とは、次式 ( 1 ) によって表される関係を有している。

【 数 1 】

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K}{\rho V}} \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

ここで、 $\rho$  は物体の密度を表しており、 $V$  は物体の体積を表している。弾性定数  $K$  は、次式 ( 2 ) によって、共振周波数  $f$  を用いて表される。

$$K = 4 \pi^2 \rho V f^2 \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

【 0 0 4 7 】

このように、弾性定数  $K$  は共振周波数  $f$  の自乗に比例しているため、被検体内において密度  $\rho$  が一定であると仮定した場合には、被検体の各部に対して M モード撮像を行うことにより、M モード処理部 4 7 が、被検体内における弾性定数の違いを表す画像データを生成することができる。

【 0 0 4 8 】

あるいは、被検体内における密度  $\rho$  が既知である場合には、M モード処理部 4 7 が、各部の体積を B モード超音波画像に基づいて推定することにより、弾性定数の分布を表す画像データを生成することができる。大きな弾性定数を有している部分は、癌組織である可能性が高いと診断することができる。

【 0 0 4 9 】

また、M モード処理部 4 7 が、比較的小さな予圧 (例えば 5 % 程度) における測定値と比較的大きな予圧 (例えば 20 % 程度) における測定値との比の値を求めて、比の値が大きい部分が癌組織である可能性が高いと診断するようにしても良い。

【 0 0 5 0 】

一方、ドプラ処理部 4 8 は、被検体内の物体が運動しているときに、超音波エコーの周波数がドプラ効果によって変化することを利用して、物体が超音波探触子に近付いているのか遠ざかっているのかを判定することができる。ドプラ処理部 4 8 は、被検体の断面内の 1 つの音線に注目し、受信フォーカス処理が施された音線信号から高周波成分を除去した後、音線信号に対して直交位相検波処理を行うことにより、その音線からの超音波エコー強度の周波数分布を表すドプラ画像データを生成する。図 6 は、ドプラ画像データによって表される画像の例を示す図である。図 6 において、横軸は周波数を表し、縦軸は超音波エコー強度を表している。

【 0 0 5 1 】

ドプラ撮像に際し、移動制御部 2 0 は、圧迫板 1 3 が被検体を比較的大きな予圧 (例えば 20 % 程度) で圧迫しながら振動させるように圧迫板移動機構 1 4 を制御して、超音波撮像制御部 4 0 が、各部を制御して超音波撮像を行う。ここでは、移動制御部 2 0 が、被検体を振動させる周波数をスイープさせているため、被検体内の物体の変位の振幅が、共振によって特定の周波数において大きくなる。ドプラ処理部 4 8 は、超音波エコーの周波数偏移の大きさに基づいて変位の大きさを判定し、変位の大きさが最大となったときの振動周波数を共振周波数であると判定する。

【 0 0 5 2 】

上記と同様に、被検体内において密度  $\rho$  が一定であると仮定した場合には、被検体の各

10

20

30

40

50

部に対してドブラ撮像を行うことにより、ドブラ処理部 48 が、被検体内における弾性定数の違いを表す画像データを生成することができる。

【0053】

あるいは、被検体内における密度が既知である場合には、Mモード処理部 47 が、各部の体積をBモード超音波画像に基づいて推定することにより、弾性定数の分布を表す画像データを生成することができる。大きな弾性定数を有している部分は、癌組織である可能性が高いと診断することができる。

【0054】

また、Mモード処理部 47 が、比較的小さな予圧（例えば5%程度）における測定値と比較的大きな予圧（例えば20%程度）における測定値との比の値を求めて、比の値が大きい部分が癌組織である可能性が高いと診断するようにしても良い。なお、移動制御部 20 は、圧迫板 13 が被検体にインパルス又はステップ状の振動を与えるように、圧迫板移動機構 14 を制御するようにしても良い。その場合に、被検体の各部は、それぞれの共振周波数において振動する。

10

【0055】

再び図1を参照すると、画像合成部 49 は、Bモード画像データ生成部 46 によって生成されたBモード画像データと、Mモード処理部 47 によって生成されたMモード画像データと、ドブラ処理部 48 によって生成されたドブラ画像データとの内のいずれか1つを選択して、超音波画像データとして出力する。あるいは、画像合成部 49 は、Mモード処理部 47 又はドブラ処理部 48 によって検出された大きな弾性定数を有している部分の画像を、例えば、Bモード画像データによって表される被検体の画像にカラー画像として重畳することにより、超音波画像データを生成するようにしても良い。

20

【0056】

画像処理部 50 は、放射線撮像制御部 30 から出力される放射線画像データ、及び、超音波撮像制御部 40 から出力される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 61 及び 62 にそれぞれ表示される。

【0057】

操作卓 70 は、オペレータが医用撮像装置を操作するために用いられる。制御部 80 は、オペレータの操作に基づいて各部を制御する。以上において、移動制御部 20、放射線画像データ生成部 34、サブトラクション部 35、走査制御部 41、信号処理部 45 ~ 画像処理部 50、及び、制御部 80 は、中央演算装置（CPU）と、CPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェア（プログラム）とによって構成されるが、これらをデジタル回路又はアナログ回路で構成しても良い。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 90 に格納されている。また、格納部 90 に、走査制御部 41 によって選択される送信遅延パターン及び受信遅延パターンを格納するようにしても良い。

30

【産業上の利用可能性】

【0058】

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及び医用撮像方法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】

【0059】

【図1】本発明の一実施形態に係る医用撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す医用撮像装置の撮像部の外観を示す側面図である。

【図3】乳房内の各種の組織に予圧をかけた場合の弾性定数を示す図である。

【図4】被検体としてマンモファントムに対してX線撮影を行うことにより得られた画像を示す図である。

【図5】Mモード画像データによって表される画像の例を示す図である。

【図6】ドブラ画像データによって表される画像の例を示す図である。

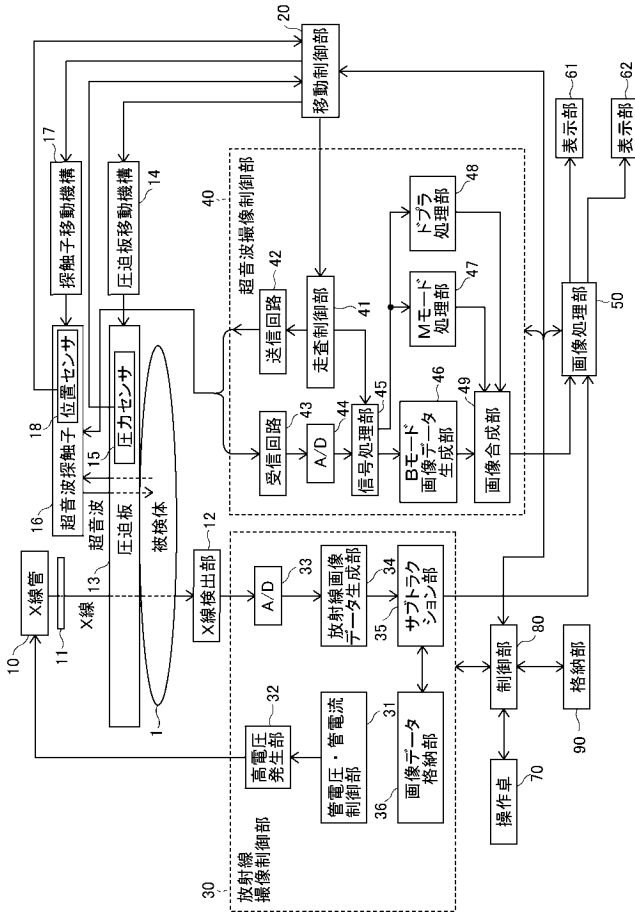
50

## 【符号の説明】

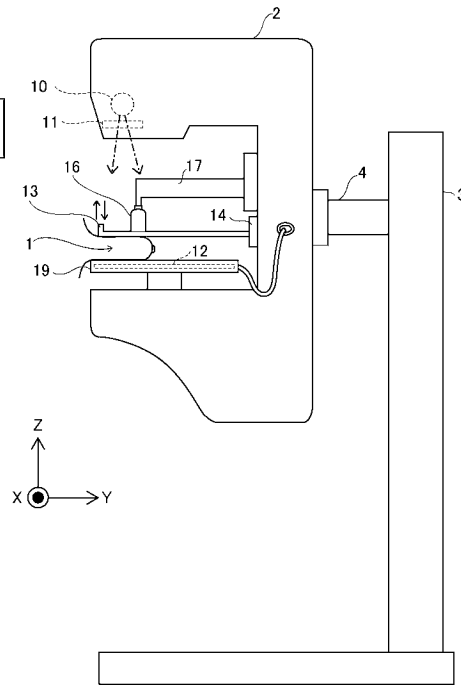
## 【0060】

1	被検体	
2	アーム部	
3	基台	
4	軸部	
10	X線管	
11	フィルタ	
12	X線検出部	
13	圧迫板	10
14	圧迫板移動機構	
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	20
33	A / D変換器	
34	放射線画像データ生成部	
35	サブトラクション部	
36	画像データ格納部	
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	30
46	Bモード画像データ生成部	
47	Mモード処理部	
48	ドプラ処理部	
49	画像合成部	
50	画像処理部	
61、62	表示部	
70	操作卓	
80	制御部	
90	格納部	

【図1】



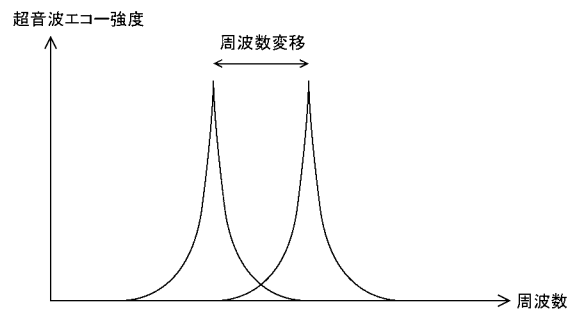
【図2】



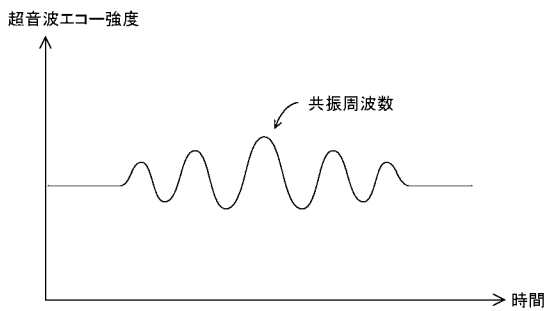
【図3】

組織	予圧5%	予圧20%
脂肪	19±7	20±6
乳腺	33±11	57±19
繊維組織	107±32	233±59
非浸潤性乳癌	25±4	301±58
浸潤性乳癌	93±33	490±112

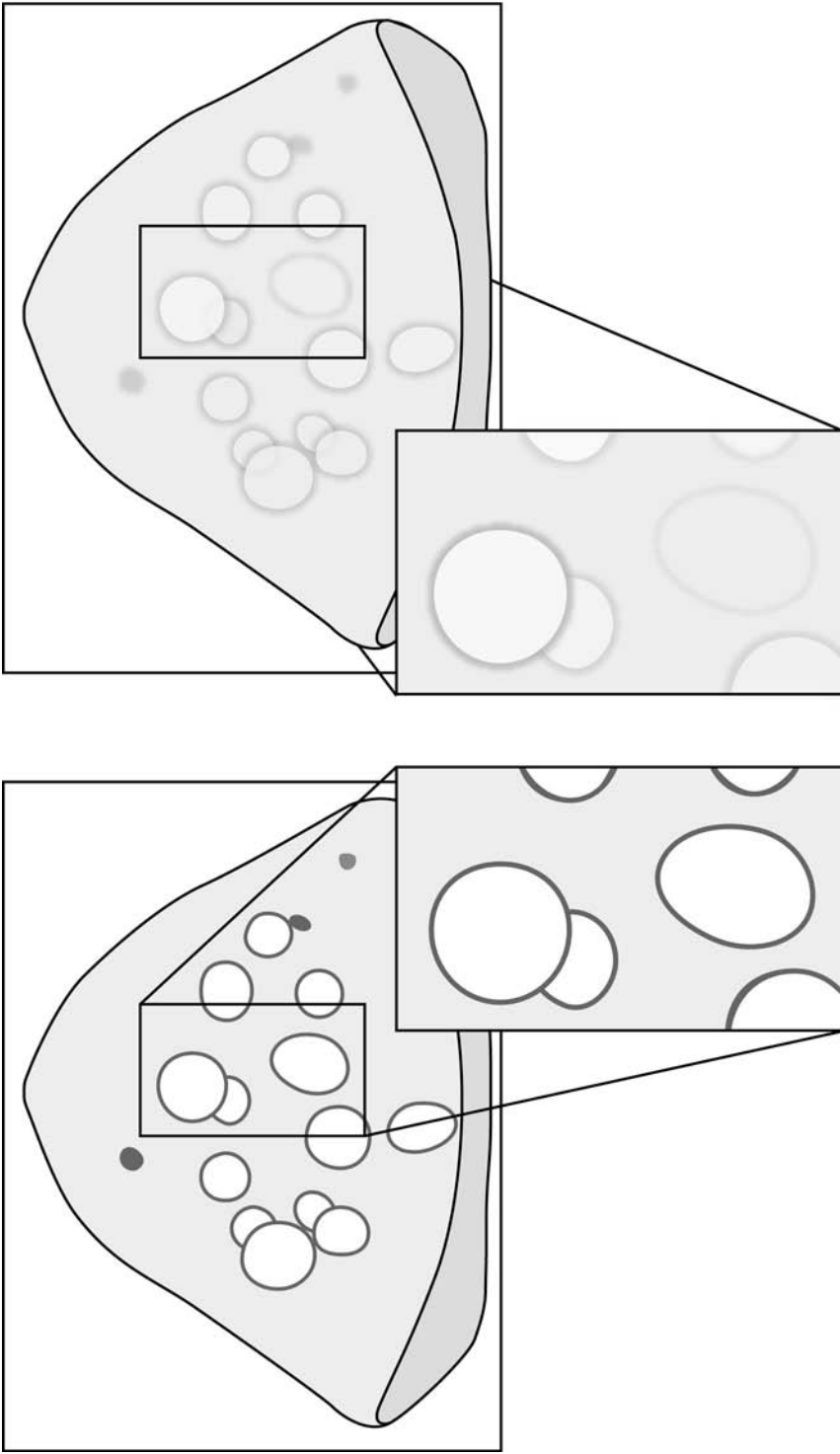
【図6】



【図5】



【 図 4 】



(b) 振動あり

(a) 振動なし

专利名称(译)	医学成像设备和医学成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009178185A</a>	公开(公告)日	2009-08-13
申请号	JP2008017158	申请日	2008-01-29
[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	山北博士		
发明人	山北 博士		
IPC分类号	A61B6/00 A61B6/04 A61B8/08		
FI分类号	A61B6/00.370 A61B6/00.330.Z A61B6/04.309.B A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/CA18 4C093/DA06 4C093/ED23 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD08 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB49 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/LL33		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：通过在医学成像设备中对组织中的弹性特性进行成像来使肿瘤部分清晰，以便在通过压板按压乳房的同时对乳腺 - 乳房进行成像，以及医学成像方法。ZSOLUTION：医学成像设备包括其上放置样本的成像台，用于相对于成像台按压样本的压板，用于在垂直或水平方向上移动压板的压板移动机构，第一用于发射辐射或超声波并且检测通过样本的辐射或由样本反射的超声波以形成信号的装置，以及用于控制压板移动机构以便在垂直方向上按压样本的第二装置在压板和成像台之间，并且还控制压板移动机构，以便通过压板在水平方向上振动样品，以基于由压板产生的信号产生显示样品图像的图像信号。第一个意思之

