

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5015688号
(P5015688)

(45) 発行日 平成24年8月29日(2012.8.29)

(24) 登録日 平成24年6月15日(2012.6.15)

(51) Int.Cl.		F 1	
A 6 1 B	8/08	(2006.01)	A 6 1 B 8/08
A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z
A 6 1 B	6/04	(2006.01)	A 6 1 B 6/04 3 0 9 B

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-196839 (P2007-196839)
 (22) 出願日 平成19年7月30日(2007.7.30)
 (65) 公開番号 特開2009-28381 (P2009-28381A)
 (43) 公開日 平成21年2月12日(2009.2.12)
 審査請求日 平成22年2月9日(2010.2.9)

(73) 特許権者 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 唐澤 弘行
 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
 審査官 富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用撮像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

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する放射線検出部が
 配置された撮影台と、
 前記撮影台との間で被検体を圧迫する圧迫板と、
 前記圧迫板を移動させる圧迫板移動機構と、
 駆動信号に従って被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体によって反射される超
 音波エコーを受信して検出信号を出力する超音波探触子と、
 被検体が複数の圧迫状態にあるときに、前記超音波探触子に駆動信号を供給して、前記
 超音波探触子から出力される検出信号を受信することにより、複数の圧迫状態における被
 検体の超音波画像を表示部に時系列で表示させる画像生成部と、
被検体の圧迫状態に従って超音波ビームの送信焦点位置を変更するように前記画像生成
部を制御する移動制御部と、
 を具備する医用撮像システム。

【請求項2】

前記画像生成部が、複数の圧迫状態における被検体の3次元超音波画像を前記表示部に
 時系列で表示させる、請求項1記載の医用撮像システム。

【請求項3】

前記画像生成部が、複数の圧迫状態における被検体の超音波画像を連続的に再生する再

生機能を有する、請求項 1 又は 2 記載の医用撮像システム。

【請求項 4】

前記画像生成部が、複数の圧迫状態における被検体の超音波画像において、指定された注目部位をマーキングして前記表示部に表示させる追跡機能を有する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の医用撮像システム。

【請求項 5】

前記画像生成部が、前記圧迫板に印加される圧力と各部の変形状態とに基づいて各部の相対的な硬さを求めて、各部の相対的な硬さを表す画像を前記表示部に表示させる、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の医用撮像システム。

【請求項 6】

前記移動制御部が、被検体の圧迫状態に従って超音波の走査範囲又は送信周波数を変更するように前記画像生成部を制御する、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の医用撮像システム。

【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、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システムに関する。

【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、がん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。

【0003】

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。

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、良性又は悪性の判断を行うためのサンプルを採取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。

このように、X 線マンモグラフィ検査及び超音波撮像検査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。

【0006】

関連する技術として、特許文献 1 には、マンモグラフィ装置に超音波トランスデュー

10

20

30

40

50

サを組み合わせ、乳房組織の内部構造を表す超音波画像を生成し、それをマンモグラフィ画像と共に表示することが開示されている。この装置においては、X線管に対向して、超音波トランスデューサと、圧迫板と、回折グリッドと、X線フィルムを格納するフィルムホルダとが、上から下へと順に設置されており、超音波トランスデューサは、圧迫板上を水平に移動することにより被検体を撮像する。

【0007】

また、特許文献2には、弾性画像診断において、高画質な弾性画像を任意の時相において安定して映像化することを目的とした超音波探触子及び超音波診断装置が開示されている。この超音波探触子は、被検体の接触面に対してほぼ垂直方向に移動することによって被検体の診断部位を所定の圧力で圧迫するように構成された自動圧迫手段を備えている。また、超音波診断装置は、時系列に並んだ1組のRF信号フレームデータからその画像上の各点の歪み及び弾性率を演算し、生体組織の硬さ又は柔らかさを定量的に示す弾性画像として表示する。

10

【0008】

しかしながら、特許文献1及び特許文献2には、組織の特異性を視覚的に認識し易い超音波画像を表示することに関しては、特に開示されていない。

【特許文献1】米国特許第5,474,072号明細書(第1頁、図1)

【特許文献2】特開2005-13283号公報(第2-3頁、図4)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0009】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、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システムにおいて、組織の特異性を視覚的に認識し易い超音波画像を表示することを目的とする。

【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システムは、放射線を発生する放射線発生部と、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する放射線検出部が配置された撮影台と、撮影台との間で被検体を圧迫する圧迫板と、圧迫板を移動させる圧迫板移動機構と、駆動信号に従って被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体によって反射される超音波エコーを受信して検出信号を出力する超音波探触子と、被検体が複数の圧迫状態にあるときに、超音波探触子に駆動信号を供給して、超音波探触子から出力される検出信号を受信することにより、複数の圧迫状態における被検体の超音波画像を表示部に時系列で表示させる画像生成部と、被検体の圧迫状態に従って超音波ビームの送信焦点位置を変更するように画像生成部を制御する移動制御部とを具備する。

30

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、複数の圧迫状態における被検体の超音波画像を表示部に時系列で表示することにより、組織の特異性を視覚的に認識することが容易となり、診断の精度が向上する。例えば、3次元超音波画像を動画として表示することにより、硬化領域の形状変化を動きとして認識することができる。あるいは、従来の放射線超音波併用システムにおいては得られなかった弱い圧迫状態における乳房の超音波画像を得ることができる。即ち、従来の放射線超音波併用システムにおいては、乳房が強く圧迫された状態で超音波撮像を行っていたが、通常の超音波診断装置においては、強い圧迫状態において超音波撮像を行っていないので、強い圧迫状態において得られた超音波画像に基づいて診断を行うことは困難であった。本発明によって得られる弱い圧迫状態における乳房の超音波画像は、通常の超音波診断装置において得られる超音波画像に極めて近いので、超音波画像単独に基づく診断がやり易い。加えて、複数の圧迫状態における乳房の超音波画像を得ることにより、最終的な圧迫状態におけるマンモグラフィ画像と比較できる段階まで超音波画像を追

40

50

跡して観察することができるので、単独の超音波診断からマンモグラフィ画像との比較診断までを総合的に行うことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

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システムの構成を示すブロック図である。この医用撮像システムは、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とを組み合わせたシステムである。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、医用撮像システムは、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、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19と、画像生成部20と、表示部70と、操作卓80と、制御部90と、格納部100とを有している。

【0014】

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。また、画像生成部20は、X線マンモグラフィ部30と、超音波撮像部40と、画像合成部50と、シネメモリ51と、D/A変換器60とを含んでいる。

【0015】

図2は、図1に示す医用撮像システムの外観を示す側面図である。図2に示すように、医用撮像システムは、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、放射線検出部12が内部に配置された撮影台120と、撮影台120を図中の左右方向(X軸方向)に移動させるための位置調節部121と、撮影台120を水平面(XY平面)内において回転させるための方向調節部122と、撮影台120との間で被検体1を圧迫する圧迫板13と、圧迫板13を上下方向(Z軸方向)に移動させる圧迫板移動機構14と、超音波探触子16とが設けられている。

【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、X線マンモグラフィ部30(図1)に入力される。

【0017】

圧迫板13は、撮影台120に対して平行に設置されており、圧迫板移動機構14が、圧迫板13をZ軸方向に移動させる。圧力センサ15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19が圧迫板移動機構14を制御する。この圧迫板13と撮影台120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線撮影が行われる。

【0018】

10

20

30

40

50

ここで、圧迫板 13 は、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。例えば、アクリル、ポリカーボネート、ポリエチレンテレフタレート等の樹脂材料は、X 線に対して透明であり、また、音響インピーダンスが $1.5 \times 10^6 \text{ N s / m}^3 \sim 5.0 \times 10^6 \text{ N s / m}^3$ 程度であるので、超音波の減衰を比較的強く抑えることができる。

【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基づいて超音波ビームを被検体へ送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信することにより検出信号を出力する。

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、超音波の検出信号として出力され、ケーブルを介して、超音波撮像部 40 (図 1) に入力される。

20

【0021】

あるいは、超音波トランスデューサとして、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

【0022】

超音波探触子 16 は、圧迫板 13 に沿って移動させても良いし、圧迫板 13 との間には水の媒質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。あるいは、圧迫板 13 と撮影台 120 との間に超音波探触子 16 を配置しても良い。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、図 1 に示す探触子移動機構 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。

30

【0023】

再び図 1 を参照すると、X線マンモグラフィ部 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。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

【0024】

超音波撮像部 40 は、超音波制御部 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、3D画像データ生成部 47 と、動画データ生成部 48 と、エラストグラフィ生成部 49 とを含んでいる。

【0025】

超音波制御部 41 は、移動制御部 19 の制御の下で、送信回路 42 から超音波探触子 1

50

6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、超音波制御部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。

【0026】

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検出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

【0027】

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、超音波制御部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。

【0028】

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検出信号を増幅し、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検出信号をデジタル信号(超音波検出データ)に変換する。信号処理部45は、超音波制御部41によって選択された受信遅延パターンに基づいて、超音波検出データによって表される複数の超音波検出信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの超音波検出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データが形成される。

20

【0029】

さらに、信号処理部45は、音線データに対して、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、包絡線データを生成する。

30

【0030】

Bモード画像データ生成部46は、包絡線データに対して、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。

【0031】

本実施形態においては、移動制御部19が、探触子移動機構17及び超音波制御部41を制御することにより、被検体1が複数の圧迫状態にあるときに、探触子移動機構17が超音波探触子16を移動させながら、送信回路42が超音波探触子16に駆動信号を供給して、超音波探触子16から出力される検出信号を受信回路43が受信する。その際に、移動制御部19は、被検体の圧迫状態に従って、送信される超音波の走査範囲、焦点位置、周波数、及び、受信される超音波の走査範囲及び焦点位置の内の少なくとも1つを変更する。

40

【0032】

例えば、被検体が弱く圧迫されている状態においては、超音波の走査範囲を狭くし、焦点位置を深くし、周波数を低くするように、移動制御部19が各部を制御する。一方、被検体が強く圧迫されている状態においては、超音波の走査範囲を広くし、焦点位置を浅くし、周波数を高くするように、移動制御部19が各部を制御する。このようにすれば、超

50

音波画像を取得するための時間を短縮しながら、被検体の圧迫状態に適した良好な超音波画像を得ることができる。

【 0 0 3 3 】

Bモード画像データ生成部46は、複数の圧迫状態において受信された検出信号に基づいて、複数の圧迫状態における被検体のBモード画像を表すBモード画像データを生成する。それにより、複数の圧迫状態における被検体のBモード画像が、表示部70に時系列で表示される。

【 0 0 3 4 】

また、3D画像データ生成部47は、複数の走査位置についてのBモード画像データに基づいて、複数の圧迫状態における被検体の3次元画像を表す3次元画像データを生成し、必要に応じて、複数の圧迫状態における被検体のCモード画像を表すCモード画像データを生成する。さらに、動画データ生成部48は、複数の時点(圧迫状態)についての3次元画像データに基づいて、被検体の変形を連続的に表す3次元動画データを生成する。それにより、複数の圧迫状態における被検体の3次元画像又はCモード画像が、表示部70に時系列で表示される。あるいは、被検体の変形を連続的に表す3次元動画が、表示部70に表示される。

【 0 0 3 5 】

以上において、Bモード画像データ生成部46、3D画像データ生成部47、又は、動画データ生成部48は、オペレータによって指定された領域(例えば、腫瘍のような硬化領域)を注目部位と認識して、注目部位をマーキングして表示するための色信号を、モノクロの超音波画像を表す輝度信号に重畳することにより、複数の圧迫状態における被検体の超音波画像において注目部位をマーキングして表示する追跡機能を実現している。

【 0 0 3 6 】

また、エラストグラフィ生成部49は、圧力センサ15によって検出される圧迫板13に印加される圧力と、3D画像データ生成部47によって生成された複数の3次元画像データによって表される各部の変形状態とに基づいて、各部の相対的な硬さを求める。例えば、エラストグラフィ生成部49は、各部の相対的な硬さを色信号の色相又は彩度に変換して、この色信号を、モノクロの超音波断層を表す輝度信号に重畳することにより、各部の相対的な硬さを表す画像データ(エラストグラフィ・データ)を生成する。

【 0 0 3 7 】

画像合成部50は、X線マンモグラフィ部30から出力される放射線画像データ、及び、超音波撮像部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共に、1つの画面内に放射線画像と超音波画像とを合成して表示するために、放射線画像データと超音波画像データとを組み合わせる表示用の画像データを生成する。

【 0 0 3 8 】

生成された表示用の画像データは、D/A変換器60に出力されると共に、シネメモリ51に格納される。D/A変換器60は、画像合成部50から出力される表示用の画像データをアナログの画像信号に変換して表示部70に出力する。それにより、必要に応じて、放射線画像、超音波画像、又は、合成画像が、表示部70に表示される。また、シネメモリ51に格納された画像データに基づいて、複数の圧迫状態における被検体の超音波画像を連続的に再生することも可能である。

【 0 0 3 9 】

操作卓80は、オペレータが医用撮像システムを操作するために用いられる。制御部90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、放射線画像データ生成部34、超音波制御部41、信号処理部45~画像合成部50、及び、制御部90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100に格納されている。また、格納部100に、超音波制御部41によって選択される送信遅延パターン及

10

20

30

40

50

び受信遅延パターンを格納するようにしても良い。

【0040】

図3は、表示部に表示される超音波画像及び放射線画像の第1の例を示す図である。第1の例においては、第1の超音波画像(XZ平面に平行なBモード断層像)111と、第2の超音波画像(YZ平面に平行なBモード断層像)112と、放射線画像(XY平面に平行な投影像)113とが対応する位置に並べられた画面110が、表示部に表示される。第1及び第2の超音波画像111及び112においては、第1の圧迫状態における被検体の超音波画像(実線)と、第2の圧迫状態における被検体の超音波画像(破線)とが、時系列で表示される。さらに、もっと多数の圧迫状態における被検体の変形を連続的に表す動画を表示するようにしても良い。ここで、腫瘍と見られる注目部位111a及び112aをマーキングして表示することにより、注目部位111a及び112aの形状変化を観察することができる。

10

【0041】

図4は、表示部に表示される超音波画像及び放射線画像の第2の例を示す図である。第2の例においては、超音波画像(XY平面に平行なCモード断層像)121と、放射線画像(XY平面に平行な投影像)122とが対応する位置に並べられた画面120が、表示部に表示される。超音波画像121においては、第1の圧迫状態における被検体の超音波画像(実線)と、第2の圧迫状態における被検体の超音波画像(破線)とが、時系列で表示される。この例においても、もっと多数の圧迫状態における被検体の変形を連続的に表す動画を表示するようにしても良い。ここで、腫瘍と見られる注目部位121aをマーキングして表示することにより、注目部位121aの形状変化を観察することができる。

20

【0042】

図5は、表示部に表示される超音波画像及び放射線画像の第3の例を示す図である。第3の例においては、超音波画像(斜め方向から見た3次元画像)131と、放射線画像(XY平面に平行な投影像)132とが対応する位置に並べられた画面130が、表示部に表示される。超音波画像131においては、第1の圧迫状態における被検体の超音波画像(実線)と、第2の圧迫状態における被検体の超音波画像(破線)とが、時系列で表示される。この例においても、もっと多数の圧迫状態における被検体の変形を連続的に表す動画を表示するようにしても良い。ここで、腫瘍と見られる注目部位131aをマーキングして表示することにより、注目部位131aの形状変化を観察することができる。

30

【0043】

次に、図1に示す医用撮像システムの動作について説明する。

図6は、図1に示す医用撮像システムの動作を示すフローチャートである。

まず、ステップS1において、移動制御部19が、超音波探触子16を圧迫板13上の初期位置に移動させるように探触子移動機構17を制御すると共に、超音波探触子16の移動量(メカニカルな走査範囲)を決定する。移動制御部19は、被検体1が弱く圧迫されている状態においては、メカニカルな走査範囲を狭くし、被検体1が強く圧迫されている状態においては、メカニカルな走査範囲を広くする。

【0044】

次に、ステップS2において、移動制御部19が、圧迫板13を移動させて被検体に対する圧迫を強めるように探触子移動機構17を制御する。さらに、ステップS3において、移動制御部19が、圧力センサ15の検出結果に基づいて、圧迫板13を停止させるように探触子移動機構17を制御する。

40

【0045】

ステップS4において、移動制御部19の制御の下で超音波探触子16が超音波を送受信して超音波撮像を行うことにより、Bモード画像データ生成部46がBモード画像データを構築する。このように、圧迫板13を停止させてから超音波撮像を行うことが望ましいが、圧迫板13の移動中に超音波撮像を行うことも可能である。その場合には、位置センサ18が超音波探触子16の位置を検出することにより、Bモード画像データ生成部46が、その位置情報を利用してBモード画像データを構築する。圧迫板13の移動中に超

50

音波撮像を行うことにより、検査時間を短縮することができる。

【0046】

ステップS5において、移動制御部19が、超音波探触子16を所定距離だけ移動させて被検体を走査するように探触子移動機構17を制御する。ステップS6において、全走査領域における超音波探触子16の移動が終了したか否かが判定され、超音波探触子16の移動が終了していなければ、ステップS4～S6が繰り返される。

【0047】

ステップS7において、3D画像データ生成部47が、複数の走査位置についてのBモード画像データに基づいて、1つの圧迫状態における被検体の3次元超音波画像を構築する。ステップS8において、圧迫板13の移動が終了したか否かが判定され、圧迫板13の移動が終了していなければ、ステップS1～S8が繰り返される。

10

【0048】

ステップS9において、X線マンモグラフィ部30によってX線撮影が行われる。また、ステップS10において、動画データ生成部48が、複数の時点(圧迫状態)についての3次元画像データに基づいて動画を構築し、エラストグラフィ生成部49が、複数の圧迫状態についての3次元画像データに基づいてエラストグラフィを構築する。

【0049】

ステップS11において、画像合成部50が、X線マンモグラフィ部30によって生成された放射線画像データによって表される放射線画像と、超音波撮像部40によって生成された超音波画像データによって表される超音波画像とを合成し、合成された画像を表示部70に表示させる。ここで、超音波画像データとしては、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、3D画像データ生成部47によって生成された3次元画像データ及びCモード画像データと、動画データ生成部48によって生成された動画データと、エラストグラフィ生成部49によって生成されたエラストグラフィデータとの内のいずれかが用いられる。

20

【産業上の利用可能性】

【0050】

本発明は、乳癌等を診断するために、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システムにおいて利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

30

【0051】

【図1】本発明の一実施形態に係る医用撮像システムの構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す医用撮像システムの外観を示す側面図である。

【図3】表示部に表示される超音波画像及び放射線画像の第1の例を示す図である。

【図4】表示部に表示される超音波画像及び放射線画像の第2の例を示す図である。

【図5】表示部に表示される超音波画像及び放射線画像の第3の例を示す図である。

【図6】図1に示す医用撮像システムの動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【0052】

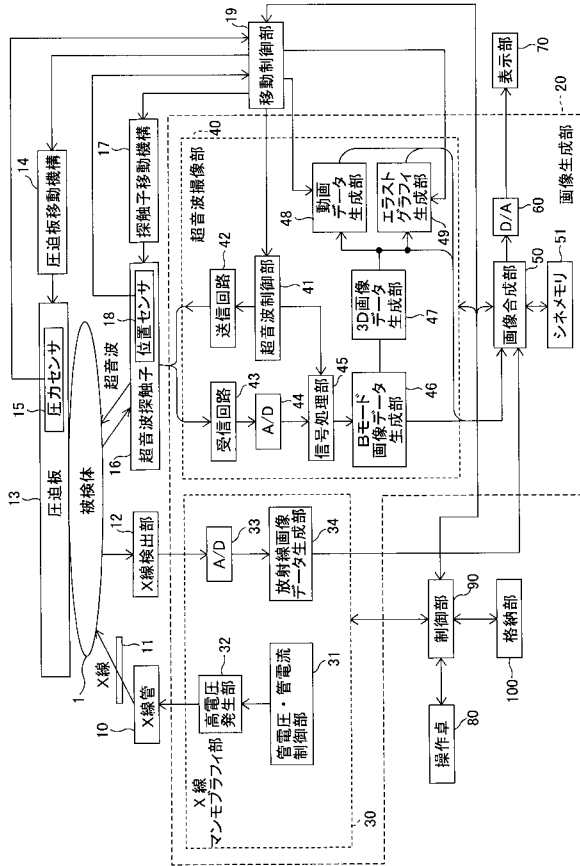
- 1 被検体
- 2 アーム部
- 3 基台
- 4 軸部
- 10 X線管
- 11 フィルタ
- 12 放射線検出部
- 120 撮影台
- 121 位置調節部
- 122 方向調節部
- 13 圧迫板

40

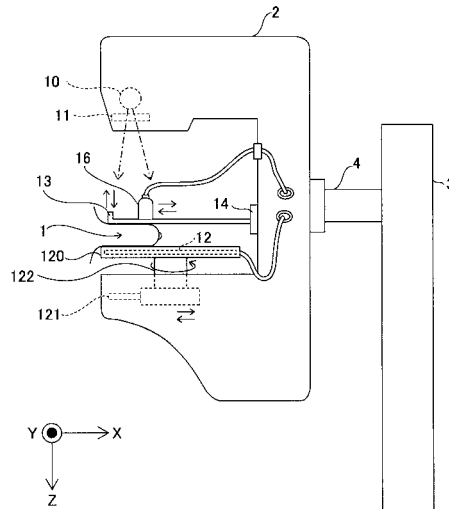
50

1 4	圧迫板移動機構	
1 5	圧力センサ	
1 6	超音波探触子	
1 7	探触子移動機構	
1 8	位置センサ	
1 9	移動制御部	
2 0	画像生成部	
3 0	X線マンモグラフィ部	
3 1	管電圧・管電流制御部	
3 2	高電圧発生部	10
3 3	A / D変換器	
3 4	放射線画像データ生成部	
4 0	超音波撮像部	
4 1	超音波制御部	
4 2	送信回路	
4 3	受信回路	
4 4	A / D変換器	
4 5	信号処理部	
4 6	Bモード画像データ生成部	
4 7	3D画像データ生成部	20
4 8	動画データ生成部	
4 9	エラストグラフィ生成部	
5 0	画像合成部	
6 0	D / A変換器	
7 0	表示部	
8 0	操作卓	
9 0	制御部	
1 0 0	格納部	

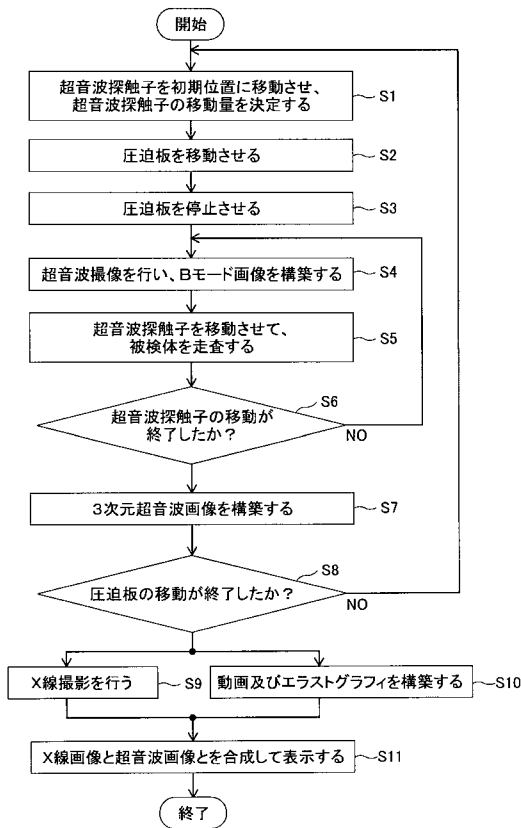
【図1】



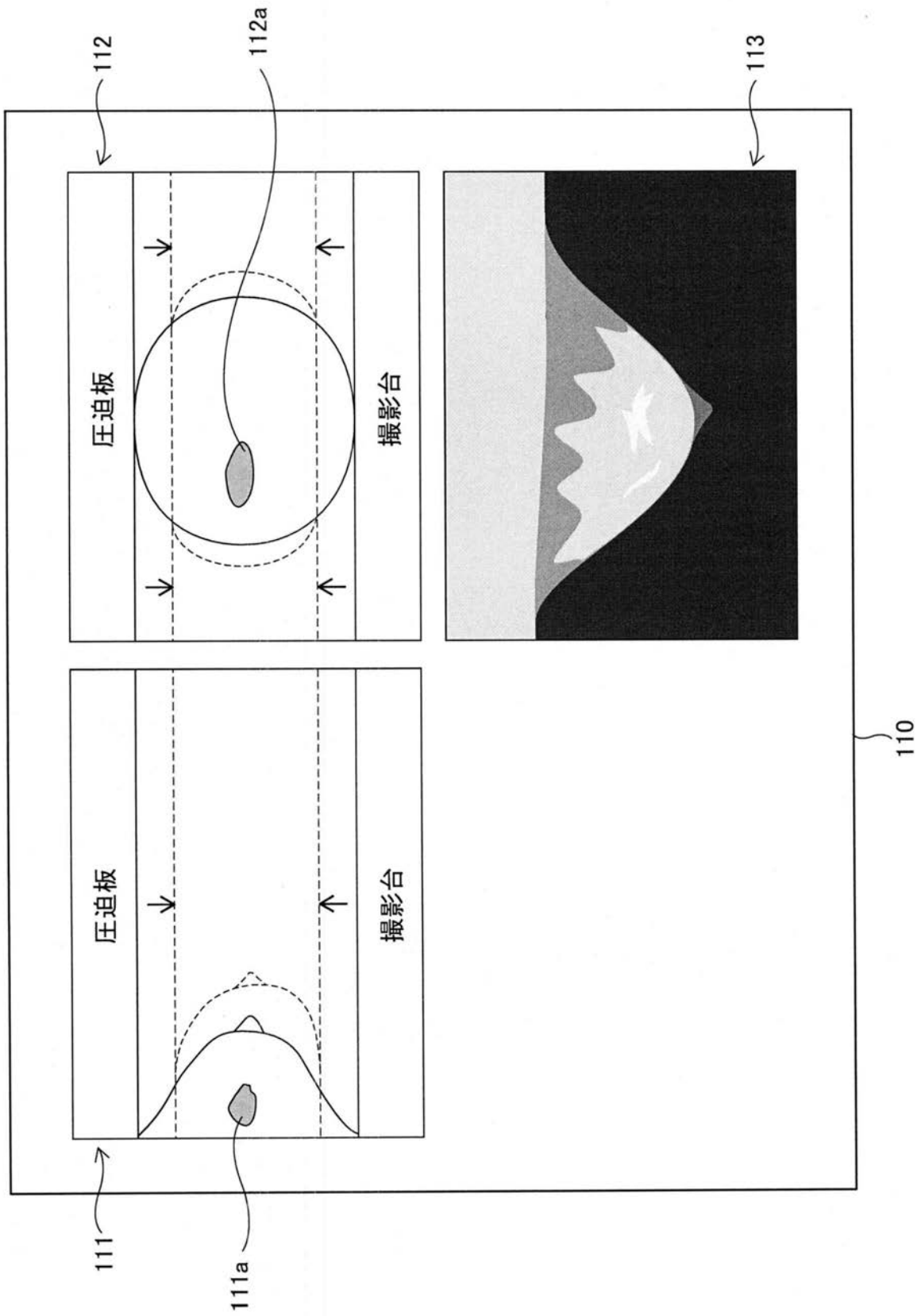
【図2】



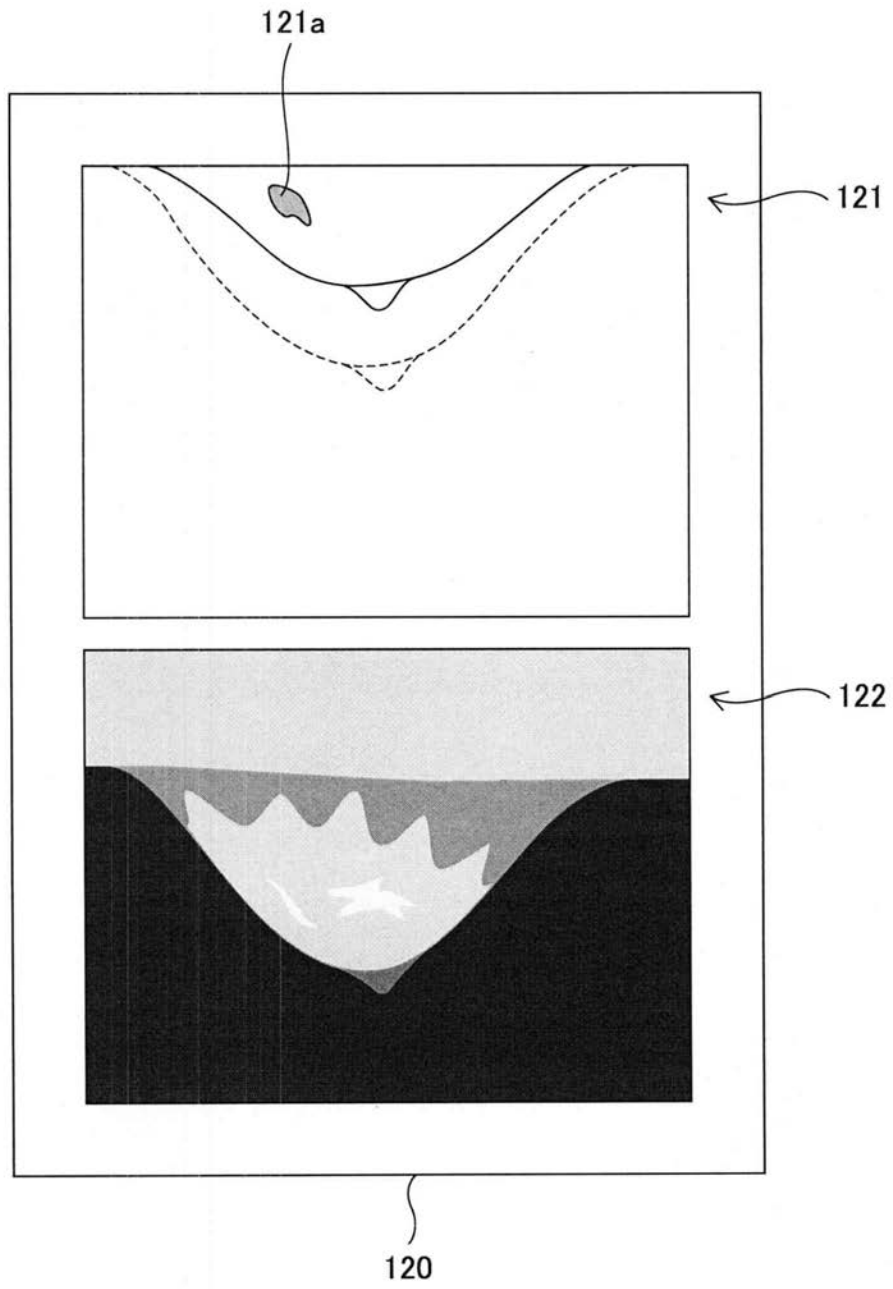
【図6】



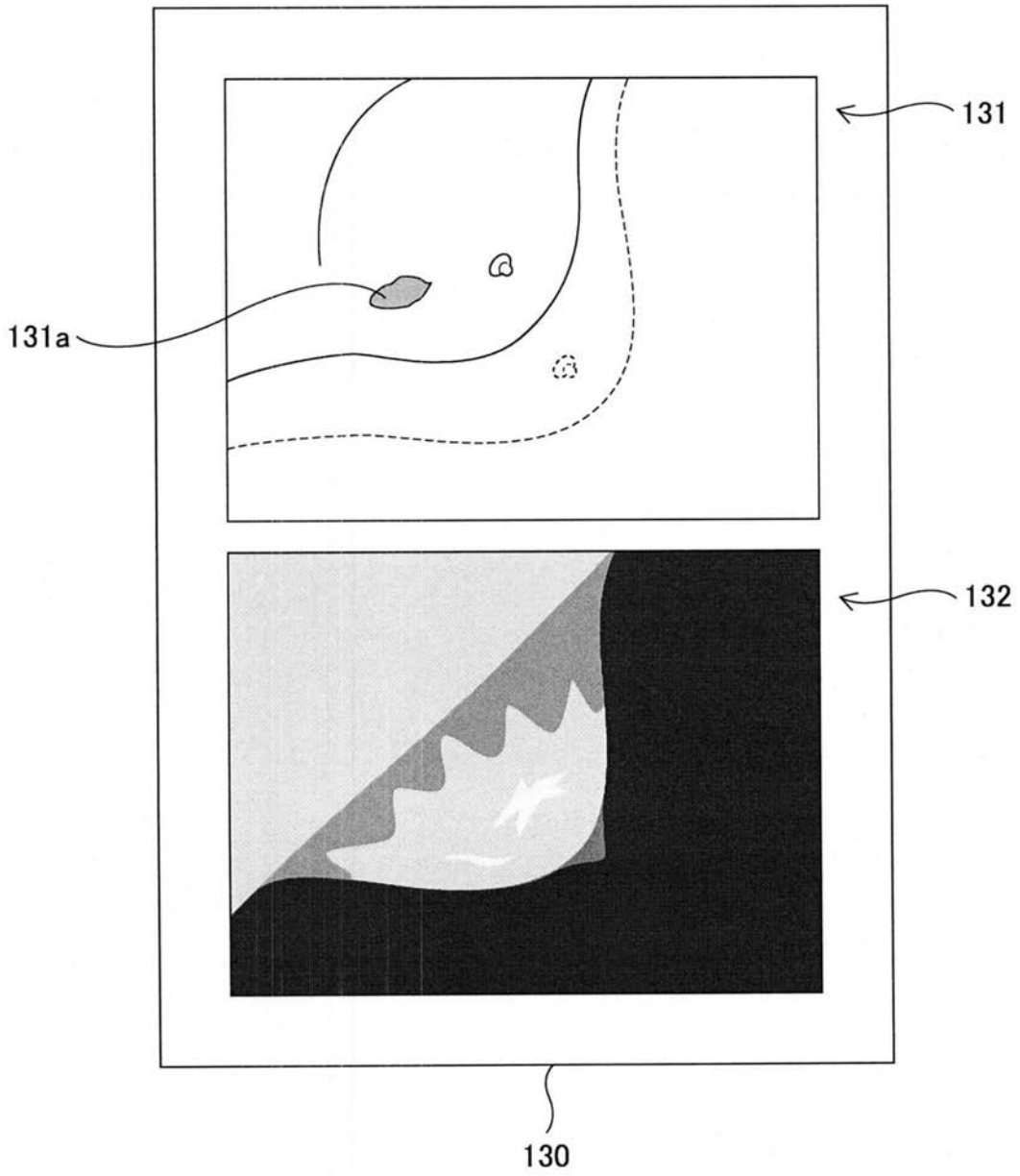
【図3】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-230558(JP,A)
国際公開第2006/013916(WO,A1)
特開2002-008006(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08
A61B 6/00

专利名称(译)	医学成像系统		
公开(公告)号	JP5015688B2	公开(公告)日	2012-08-29
申请号	JP2007196839	申请日	2007-07-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	唐澤弘行		
发明人	唐澤 弘行		
IPC分类号	A61B8/08 A61B6/00 A61B6/04		
FI分类号	A61B8/08 A61B6/00.330.Z A61B6/04.309.B		
F-TERM分类号	4C093/CA18 4C093/DA06 4C093/ED21 4C093/FB09 4C093/FF35 4C601/BB03 4C601/DD08 4C601/DD19 4C601/EE30 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/KK27 4C601/LL33		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2009028381A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为放射和超声联合提供乳腺 - 乳房成像的医学成像系统，并显示具有组织特异性的超声图像，该图像易于视觉识别。

ŽSOLUTION：该医学成像系统包括用于产生辐射射线的辐射产生部分，设置有辐射检测器的成像台，用于检测由辐射产生部分产生并穿过对象的辐射射线，用于按压对象的压板成像台，用于移动压板的机构，用于根据驱动信号将超声波束发送到对象的超声波探头，接收由对象反射的超声回波，并输出检测信号，以及提供该成像台的图像形成部分。当受试者处于某些按压状态时，驱动信号到超声波探头并接收从超声波探头输出的检测信号，然后在一些按压状态下的受试者的超声波图像以时间序列显示在显示部件上。Ž

图 6】

