

(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2008-161283

(P2008-161283A)

(43) 公開日 平成20年7月17日(2008.7.17)

(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 6/00 3 7 0	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	
	A 6 1 B 10/00 E	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2006-351634 (P2006-351634)
(22) 出願日 平成18年12月27日 (2006.12.27)

(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 100142734
弁理士 安 裕 希
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(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 CA18 CA35 DA06 EA07
FD05 FD09 FF16 FF17 FF19
FF34

最終頁に続く

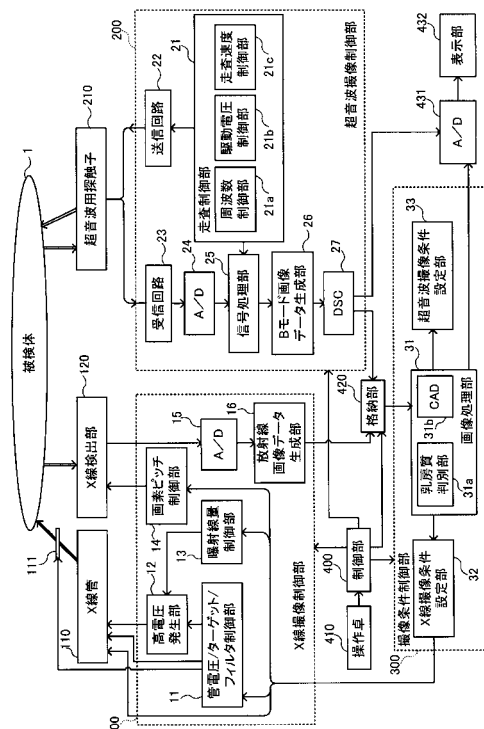
(54) 【発明の名称】 医用撮像システム及び方法

(57) 【要約】

【課題】 X線マンモグラフィーと超音波撮像とを組み合わせた医用撮像システムにおいて、適切な撮像条件を設定することにより、乳癌の検出精度及び検査効率を向上させる。

【解決手段】 複数の撮像手段を備える医用撮像システムであって、放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の1つを用いて被検体を撮像して医用画像を生成する第1の撮像手段と、放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の他の1つを用いて被検体を撮像して医用画像を生成する第2の撮像手段と、第1の撮像手段によって生成された医用画像に基づいて、第2の撮像手段における撮像条件を設定する撮像条件設定手段とを含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の撮像手段を備える医用撮像システムであって、
放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の 1 つを用いて被
検体を撮像して医用画像を生成する第 1 の撮像手段と、
放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の他の 1 つを用い
て被検体を撮像して医用画像を生成する第 2 の撮像手段と、
前記第 1 の撮像手段によって生成された医用画像に基づいて、前記第 2 の撮像手段にお
ける撮像条件を設定する撮像条件設定手段と、
を具備する医用撮像システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 の撮像手段によって生成された医用画像に基づいて、該医用画像に表された被
検体の質を判別する判別手段をさらに具備し、
前記撮像条件設定手段が、前記判別手段の判別結果に基づいて、前記第 2 の撮像手段に
おける撮像条件を設定する、請求項 1 記載の医用撮像システム。

【請求項 3】

前記第 1 の撮像手段によって生成された医用画像に基づいて、該医用画像に表された被
検体に生じた病変部を検出する検出手段をさらに具備し、
前記撮像条件設定手段が、前記検出手段の検出結果に基づいて、前記第 2 の撮像手段に
おける撮像条件を設定する、請求項 1 記載の医用撮像システム。

20

【請求項 4】

前記検出手段が C A D (computer aided detection: コンピュータ支援検出) によって
病変部を検出する、請求項 3 記載の医用撮像システム。

【請求項 5】

前記第 1 の撮像手段が、乳房に放射線を照射し、該乳房を透過する放射線を検出するこ
とにより得られる検出信号に基づいて放射線画像を生成する放射線マンモグラフィー装置
であり、
前記第 2 の撮像手段が、乳房に超音波を送信し、該乳房の内部において反射する超音波
エコーを受信することにより得られる検出信号に基づいて超音波画像を生成する超音波撮
像装置である、
請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の医用撮像システム。

30

【請求項 6】

前記撮像条件設定手段が、前記放射線マンモグラフィー装置によって生成された放射線
画像に基づいて、前記超音波撮像装置における超音波の送信周波数と、超音波の出力パワ
ーと、被検体に対する超音波の走査速度との内の少なくとも 1 つを変更する、請求項 5 記
載の医用撮像システム。

【請求項 7】

前記第 1 の撮像手段が、乳房に超音波を送信し、該乳房の内部において反射する超音波
エコーを受信することにより得られる検出信号に基づいて超音波画像を生成する超音波撮
像装置であり、
前記第 2 の撮像手段が、乳房に放射線を照射し、該乳房を透過する放射線を検出するこ
とにより得られる検出信号に基づいて放射線画像を生成する放射線マンモグラフィー装置
である、
請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の医用撮像システム。

40

【請求項 8】

前記撮像条件設定手段が、前記超音波撮像装置によって生成される超音波画像に基づい
て、前記放射線マンモグラフィー装置における管電圧と、ターゲット及びフィルタの組み
合わせと、曝射線量と、画素ピッチとの内の少なくとも 1 つを変更する、請求項 7 記載の
医用撮像システム。

【請求項 9】

50

前記検出手段によって病変部が検出された場合に、前記撮像条件設定手段が、該病変部における画素ピッチを変更する、請求項 8 記載の医用撮像システム。

【請求項 10】

前記撮像条件設定手段が、前記放射線マンモグラフィー装置が互いにエネルギーレベルが異なる第 1 及び第 2 の放射線を順次発生して放射線撮像を行うように、管電圧、及び/又は、ターゲット及びフィルタの組み合わせを変更し、

第 1 の放射線を用いることによって得られる第 1 の放射線画像と、第 2 の放射線を用いることによって得られる第 2 の放射線画像とに基づいて、エネルギーサブトラクション画像を生成する画像処理手段をさらに具備する請求項 7 ~ 9 のいずれか 1 項記載の医用撮像システム。

10

【請求項 11】

前記撮像条件設定手段が、被検体に対して異なる複数の方向から放射線を順次照射することにより複数回の放射線撮像を行うように、前記放射線マンモグラフィー装置における放射線の照射方向を設定し、

複数回の放射線撮像を行うことによって得られる複数の放射線画像に基づいて、被検体の断面を表す放射線画像を生成する画像処理手段をさらに具備する請求項 7 ~ 10 のいずれか 1 項記載の医用撮像システム。

【請求項 12】

前記撮像条件設定手段が、前記超音波撮像装置によって生成される超音波画像に基づいて、前記第 1 及び第 2 の放射線画像、又は、前記複数の放射線画像を撮像する際の撮像条件を設定する、請求項 10 又は 11 記載の医用撮像システム。

20

【請求項 13】

複数の撮像手段を用いて医用画像を生成する方法であって、

放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の 1 つを用いて被検体を撮像する第 1 の撮像手段により第 1 の医用画像を生成するステップ (a) と、

放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の他の 1 つを用いて被検体を撮像する第 2 の撮像手段により第 2 の医用画像を生成するステップ (b) と、

ステップ (b) の前に、前記第 1 の医用画像に基づいて、前記第 2 の撮像手段における撮像条件を設定するステップ (c) と、

を具備する医用撮像方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断に用いられる医用画像を生成する撮像システム及び方法に関し、特に、X 線マンモグラフィー及び超音波撮像を併用する医用撮像システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、欧米だけでなく、日本国内においても乳癌患者は増加傾向にある。しかし、乳癌は、罹患しても初期の段階で治療を施せば比較的治り易く、また、乳房を切除しないで済む場合も多い。従って、乳癌を早期に発見できる装置やシステムが望まれている。

40

【0003】

乳癌に罹患すると、乳房に腫瘍や石灰化が生じる。そのため、それらの病変部位を、なるべく小さいうちに発見することが、乳癌の早期発見につながる。そのための技術として、現在では、X 線マンモグラフィー検査及び超音波撮像検査が主流となっている。ここで、X 線マンモグラフィーとは、乳房専用の X 線撮像装置 (X 線マンモグラフィー装置) を用いて取得された X 線画像に基づいて医療診断を行う方法である。一方、超音波撮像検査においては、被検体に超音波を送信し、被検体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り得られた検出信号に基づいて超音波画像を生成し、この超音波画像に基づいて病変の有無を判断する。

50

【 0 0 0 4 】

X線マンモグラフィー及び超音波撮像は、それぞれ次のような特徴を有している。

X線マンモグラフィーは、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。また、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線マンモグラフィーによって得られる情報が多くなる。しかしながら、X線撮像は、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。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線マンモグラフィーにおいては、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。

10

【 0 0 0 5 】

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、検査者（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線マンモグラフィー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。

20

【 0 0 0 6 】

関連する技術として、特許文献1には、X線マンモグラフィーと超音波検査とを組み合わせることにより、X線写真と幾何学的に合致した乳房組織の内部構造の超音波画像を生成する方法及び装置が開示されている。この装置は、放射線（X線）透過性且つ音波透過性を有する圧迫板、及び、ガントリー駆動超音波トランスデューサ又はフェーズドアレイ・トランスデューサを含んでいる。また、この方法においては、マンモグラムと、それに対応する複数の超音波画像とが、X線撮影と超音波検査との間において乳房を動かすことなく生成される。

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献1においては、X線マンモグラフィー装置と超音波診断装置とを組み合わせることにより、互いに被検体の位置が関連づけられた2種類の検査画像や、それらの合成画像を生成できるだけであり、各検査装置によって得られる情報を互いに活用するといった工夫はなされていない。

30

【 0 0 0 8 】

また、X線マンモグラフィー及び超音波撮像のいずれも、撮像条件によって生成される画像の状態が大きく異なってくる。しかしながら、適切な撮像条件は被検体の状態に応じて変化するので、検査者の技量によっては、適切な撮像条件を設定するのが困難となる場合も多い。

【特許文献1】米国特許第5,479,927号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、X線マンモグラフィーと超音波撮像とを組み合わせた医用撮像システムにおいて、各検査の特性を活かして適切な撮像条件を設定することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

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、複数の撮像手段を備える医用撮像システムであって、放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の1つを用いて被検体を撮像して医用画像を生成する第1の撮像手

50

段と、放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の他の１つを用いて被検体を撮像して医用画像を生成する第２の撮像手段と、第１の撮像手段によって生成された医用画像に基づいて、第２の撮像手段における撮像条件を設定する撮像条件設定手段とを具備する。

【００１１】

また、本発明の１つの観点に係る医用撮像方法は、複数の撮像手段を用いて医用画像を生成する方法であって、放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の１つを用いて被検体を撮像する第１の撮像手段により第１の医用画像を生成するステップ（ａ）と、放射線、超音波、核磁気共鳴、ポジトロン、赤外光、及び、蛍光の内の他の１つを用いて被検体を撮像する第２の撮像手段により第２の医用画像を生成するステップ（ｂ）と、ステップ（ｂ）の前に、第１の医用画像に基づいて、第２の撮像手段における撮像条件を設定するステップ（ｃ）とを具備する。

10

【発明の効果】

【００１２】

本発明の１つの観点によれば、第１の撮像手段（例えば、Ｘ線マンモグラフィ装置）と第２の撮像手段（例えば、超音波撮像装置）との内の一方を行うことにより得られた情報に基づいて、他方の検査における撮像条件を自動設定するので、各撮像手段の特性や、被検体の状態に応じて適切な撮像条件の下で撮像された医用画像を得ることができる。従って、例えば、Ｘ線マンモグラフィ及び超音波撮像とを併用した乳癌検診において、石灰化や腫瘍等の病変部の検出精度を向上させると共に、検査者の技量によらず、検査効率を向上させることが可能になる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【００１３】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、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、該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り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。なお、本実施形態においては、放射線としてＸ線を利用している。

30

【００１４】

図１に示す医用撮像システムは、Ｘ線撮像制御部１００と、それに接続されたＸ線管１１０及びＸ線検出部１２０と、超音波撮像制御部２００と、それに接続された超音波用探触子２１０と、撮像条件制御部３００と、制御部４００と、操作卓４１０と、格納部４２０と、デジタル／アナログ変換器（Ｄ／Ａ）４３１と、表示部４３２とを含んでいる。Ｘ線撮像制御部１００と、Ｘ線管１１０と、Ｘ線検出部１２０とによってＸ線マンモグラフィ（Ｘ線撮像）が行われ、超音波撮像制御部２００と、超音波用探触子２１０とによって超音波撮像が行われる。

40

【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。この医用撮像システムは、Ｘ線管１１０及びＸ線検出部１２０、並びに、超音波用探触子２１０が設置されているアーム部２と、基台３と、アーム部２を基台３に回転可能な状態で保持する軸部４とを含んでいる。

【００１６】

Ｘ線検出部１２０は、平面上に２次元的に配列された複数のＸ線検出素子を備えたフラットパネルＸ線検出器である。各Ｘ線検出素子は、Ｘ線管１１０から放射され、被検体を透過したＸ線を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を出力する。これらの検出信号は、ケーブル１２１を介して、図１に示すＸ線撮像制御部１０

50

0 に入力される。また、X 線検出部 1 2 0 には、X 線検出部 1 2 0 を図の左右方向に移動させる位置調節部 1 2 2 と、X 線検出部 1 2 0 を水平面内において回転させる方向調節部 1 2 3 とが設けられている。

【0017】

アーム部 2 には、圧迫板駆動部 5 a を介して、圧迫板 5 が取り付けられている。圧迫板 5 は、図の上下方向に移動可能な状態で、X 線検出部 1 2 0 に平行に設置されている。この圧迫板 5 と X 線検出部 1 2 0 とによって、被検体 1 (乳房) を挟み込み、乳房の厚さを均一にした状態で、X 線撮像が行われる。圧迫板 5 は、X 線管 1 1 0 から放射される X 線を透過させると共に、超音波用探触子 2 1 0 から送信及び受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。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 線に対してほぼ透明であり、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。

10

【0018】

超音波用探触子 2 1 0 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。これら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に送信すると共に、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。

【0019】

各超音波トランスデューサは、例えば、P Z T (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、P V D F (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、こ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。これらの電気信号は、超音波の検出信号として出力され、ケーブル 2 1 1 を介して、図 1 に示す超音波撮像制御部 2 0 0 に入力される。

20

【0020】

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。

30

【0021】

このような超音波用探触子 2 1 0 は、圧迫板 5 に当接して用いられ、圧迫板 5 を介して被検体 1 (乳房) に対する超音波の送受信を行う。その際には、検査者 (オペレータ) が超音波用探触子 2 1 0 を持ち、圧迫板 5 上を手動で走査するようにしても良いし、超音波用探触子 2 1 0 を支持するホルダ及び駆動機構を設けることにより、圧迫板 5 上を自動で走査するようにしても良い。

40

【0022】

再び、図 1 を参照すると、X 線撮像制御部 1 0 0 は、管電圧 / ターゲット / フィルタ制御部 1 1 と、高電圧発生部 1 2 と、曝射線量制御部 1 3 と、画素ピッチ制御部 1 4 と、アナログ / デジタル変換器 (A / D) 1 5 と、放射線画像データ生成部 1 6 とを含んでいる。

【0023】

管電圧 / ターゲット / フィルタ制御部 1 1 は、X 線管 1 1 0 に印加される電圧 (管電圧) の大きさや、X 線管 1 1 0 において用いられるターゲット及びフィルタ部 1 1 1 において用いられるフィルタの材料の組み合わせ (例えば、タングステン / ロジウム、モリブデ

50

ン／モリブデン、モリブデン／ロジウム、ロジウム／ロジウム等）を設定することにより、X線の特性を制御する。また、高電圧発生部12は、管電圧／ターゲット／フィルタ制御部11の制御の下で、X線管110に印加される電圧を発生する。曝射線量制御部13は、X線管110から被検体に照射されるX線の線量を制御する。画素ピッチ制御部14は、X線検出部120における画素ピッチを設定する。それにより、X線検出部120に含まれる複数のX線検出素子の内から、画素ピッチ制御部14によって設定された間隔で検出信号が出力される。

【0024】

アナログ／デジタル変換器（A/D）15は、X線検出部120から出力された検出信号をデジタル変換することにより、検出データを出力する。放射線画像データ生成部16は、A/D変換器15から出力された検出データに基づいて、X線画像における輝度を表すX線画像データを生成し、それを格納部420に出力して蓄積させる。なお、それと共に、X線画像データをD/A変換器431に出力することにより、X線画像を表示部432に表示させても良い。

【0025】

一方、超音波撮像制御部200は、走査制御部21と、送信回路22と、受信回路23と、アナログ／デジタル変換器（A/D）24と、信号処理部25と、Bモード画像データ生成部26と、デジタル・スキャン・コンバータ（DSC）27とを含んでいる。

走査制御部21は、超音波ビームの送信方向又は超音波エコーの受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、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。また、走査制御部21は、超音波用探触子210から送信される超音波の周波数を設定する周波数制御部21aと、超音波用探触子210の各超音波トランスデューサに印加される駆動電圧を介して、送信される超音波のパワーを調節する駆動電圧制御部21bと、複数の超音波トランスデューサに対する電子的な走査速度を制御する走査速度制御部21cとを含んでいる。

【0026】

ここで、送信遅延パターンとは、超音波用探触子210の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が、メモリ等に格納されている。

【0027】

送信回路22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、走査制御部21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駆動信号にそれぞれの遅延時間を与えることができる。ここで、送信回路22は、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用探触子210に供給するようにしても良いし、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用探触子210に供給するようにしても良い。

【0028】

受信回路23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検出信号を増幅し、A/D変換器24は、受信回路23によって増幅されたアナログの検出信号をデジタルの検出信号（「RFデータ」ともいう）に変換する。A/D変換器24から出力されるRFデータは、信号処理部25に入力される。信号処理部25は、走査制御部21によって選択された受信遅延パターンに基づいて、RFデータによって表される複数の検出信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

さらに、信号処理部 2 5 は、音線データに対して、S T C (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、包絡線データを生成する。

【 0 0 3 0 】

信号処理部 2 5 によって生成された包絡線データは、B モード画像データ生成部 2 6 に供給され、一旦蓄積される。B モード画像データ生成部 2 6 は、複数フレーム分の包絡線データを蓄積するためのメモリ容量を有していても良い。B モード画像データ生成部 2 6 は、蓄積された包絡線データに対して、L o g (対数) 圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理を施して B モード画像データを生成し、生成された B モード画像データを D S C 2 7 に出力する。なお、L o g (対数) 圧縮等の処理は、信号処理部 2 5 において行うようにしても良い。

10

【 0 0 3 1 】

D S C 2 7 は、B モード画像データ生成部 2 6 によって生成された B モード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超音波画像データに変換 (ラスター変換) し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、表示用の超音波画像データを生成する。また、D S C 2 7 は、超音波画像データを D / A 変換器 4 3 1 に出力することにより、超音波画像の動画又は静止画をリアルタイムに表示させると共に、超音波画像データを格納部 4 2 0 に出力して蓄積させる。

20

【 0 0 3 2 】

撮像条件制御部 3 0 0 は、画像処理部 3 1 と、X 線撮像条件設定部 3 2 と、超音波撮像条件設定部 3 3 とを含んでいる。

画像処理部 3 1 は、乳房質判別部 3 1 a 及び C A D (computer aided detection : コンピュータ支援検出) 処理部 3 1 b を含んでいる。乳房質判別部 3 1 b は、放射線画像データ生成部 1 6 から出力された X 線画像データによって表される X 線画像や、D S C 2 7 から出力された超音波画像データによって表される超音波画像を解析することにより、それらの画像に写された乳房の質が、乳腺質 (d e n s e b r e a s t) であるか、脂肪質 (f a t b r e a s t) であるかを判別する。一方、C A D 処理部 3 1 b は、X 線画像や超音波画像を解析することにより、乳房に生じた病変部 (石灰化や腫瘍) を検出する。また、画像処理部 3 1 は、X 線画像データ又は超音波画像データについて、ゲイン調整及びコントラスト調整を含む線形の階調処理や、γ 補正を含む非線形な階調処理等の画像処理を施しても良い。さらに、画像処理部 3 1 は、X 線画像データ及び超音波画像データを D / A 変換器 4 3 1 に出力することにより、X 線画像及び超音波画像を表示部 4 3 2 に表示させる。その際には、乳房質判別部 3 1 a 及び C A D 処理部 3 1 b による検出結果を出力して、X 線画像や超音波画像と共に表示させても良い。

30

【 0 0 3 3 】

X 線撮像条件設定部 3 2 は、乳房質判別部 3 1 a 又は C A D 処理部 3 1 b が超音波画像について行った解析結果に基づいて、超音波撮像の後に行われる X 線撮像における撮像条件 (管電圧、ターゲット / フィルタの組み合わせ、曝射線量、画素ピッチ、X 線の照射方向等) を設定する。また、超音波撮像条件設定部 3 3 は、乳房質判別部 3 1 a 又は C A D 処理部 3 1 b が X 線画像について行った解析結果に基づいて、X 線撮像の後に行われる超音波撮像における撮像条件 (送信超音波の周波数及びパワー、走査速度等) を設定する。

40

【 0 0 3 4 】

制御部 4 0 0 は、本実施形態に係る医用撮像システム全体を制御している。また、操作卓 4 1 0 は、医用撮像システムに種々の命令や情報を入力する際に検査者 (オペレータ) によって用いられる入力デバイスである。さらに、格納部 4 2 0 は、ハードディスク又はメモリ等によって構成されており、医用撮像システムに含まれる C P U に動作を実行させるための基本プログラム及び種々の処理を行うために用いられるプログラム (ソフトウェア) や、それらの処理に用いられる情報等を格納する。

50

【 0 0 3 5 】

D / A 変換器 4 3 1 は、画像処理部 3 1 から出力された X 線画像データ及び超音波画像データ、又は、D S C 2 7 から出力された表示用の超音波画像データをアナログ信号に変換して、表示部 4 3 2 に出力する。

【 0 0 3 6 】

表示部 4 3 2 は、例えば、ラスタスキャン方式の C R T ディスプレイ又は L C D ディスプレイであり、D / A 変換器 4 3 1 においてアナログ変換された画像信号に基づいて、X 線画像、及び、超音波画像の動画又は静止画を表示する。なお、本実施形態においては、D / A 変換器及び表示部を 1 つずつ設けているが、X 線画像及び超音波画像をそれぞれ表示するために、D / A 変換器及び表示部を各々 2 つ以上設けても良い。

10

【 0 0 3 7 】

本実施形態においては、放射線画像データ生成部 1 6 と、走査制御部 2 1 と、信号処理部 2 5 と、B モード画像生成部 2 6 と、D S C 2 7 と、画像処理部 3 1 と、X 線撮像条件設定部 3 2 と、超音波撮像条件設定部 3 3 と、制御部 4 0 0 とが、中央演算装置 (C P U) と、C P U 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、そ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。上記のソフトウェアは、格納部 4 2 0 に格納されている。また、格納部 4 2 0 に、走査制御部 2 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。

【 0 0 3 8 】

次に、本発明の第 1 の実施形態に係る医用撮像方法について、図 1、図 3 及び図 4 を参照しながら説明する。図 3 は、本実施形態に係る医用撮像方法を示すフローチャートである。また、図 4 は、X 線マンモグラフィーによって得られた X 線画像 (X 線マンモグラム) を示す模式図である。

20

【 0 0 3 9 】

まず、ステップ S 1 1 において、図 1 に示す X 線撮像制御部 1 0 0、X 線管 1 1 0、フィルタ部 1 1 1、及び、X 線検出部 1 2 0 を用いることにより、乳房の X 線撮像 (X 線マンモグラフィー) を行う。このときの撮像条件 (管電圧、ターゲット / フィルタの組み合わせ、曝射線量、画素ピッチ等) としては、標準的な設定値を用いても良いし、オペレータが経験に基づいて任意に設定しても良い。X 線撮像によって得られた X 線画像データは、図 1 に示す格納部 4 2 0 に一旦蓄積される。

30

【 0 0 4 0 】

次に、ステップ S 1 2 において、画像処理部 3 1 は、格納部 4 2 0 から X 線画像データを読み出す。そして、乳房質判別部 3 1 a が、その X 線画像データによって表される X 線画像に写し出された乳房の質 (" d e n s e "、又は、" f a t ") の判別を行う。

【 0 0 4 1 】

乳房の質の判別は、次のように行われる。まず、乳房質判別部 3 1 a は、X 線画像データによって表される X 線画像から、乳房が写し出された領域を抽出する。例えば、X 線画像データの値が所定値以上の画素であって、且つ、周囲の画素における画像データの値との差が所定値以上である画素は、乳房領域の境界であると判断される。

【 0 0 4 2 】

40

次に、乳房質判別部 3 1 a は、乳房領域内の画素の輝度 (或いは、白 ~ 黒の明度) に基づいて、抽出された乳房の質を判別する。ここで、閉経前の女性の乳房においては、X 線を吸収し易い乳腺が発達している。そのため、図 4 の (a) に示すように、X 線画像において、乳房は全体的に白っぽく写し出される。一方、閉経後の乳房においては乳腺組織が萎縮しているので、X 線はあまり吸収されない。そのため、図 4 の (b) に示すように、乳房は全体的に黒っぽく写し出される。そこで、乳房質判別部 3 1 a は、乳房領域内の各画素におけるデータの値についてヒストグラムを求め、さらに、その重心となる値を求める。この重心の値が所定の閾値以上である場合に、その乳房は " d e n s e " であると判断され、重心の値が所定の閾値より小さい場合に、その乳房は " f a t " であると判断される。

50

【 0 0 4 3 】

図 3 のステップ S 1 3 において、乳房が " d e n s e " であると判断された場合に、ステップ S 1 4 において、超音波撮像条件設定部 3 3 は、" d e n s e " の乳房を診断し易いように、超音波撮像における撮像条件を変更する。一般に、" d e n s e " の乳房は診断が困難だからである。そのために、例えば、走査速度を低下させて、詳細に観察できるようにしたり、超音波トランスデューサの駆動電圧を高くすることにより超音波の出力パワーを上げて、S / N 比を向上させる。そして、ステップ S 1 5 において、超音波撮像制御部 2 0 0 及び超音波用探触子 2 1 0 により、新たに設定された撮像条件の下で超音波撮像が行われる。

一方、ステップ S 1 3 において、乳房が " f a t " であると判断された場合には、特に撮像条件を変更することなく、超音波撮像が行われる (ステップ S 1 5) 。

10

【 0 0 4 4 】

このように、本実施形態によれば、X 線画像に基づいて判別された乳房の質に応じて、超音波撮像における撮像条件を変更する。従って、X 線画像と、適切な条件の下で得られた超音波画像とに基づいて、適切な医療診断を行うことができ、乳癌の検出精度及び検査効率を向上させることが可能になる。

【 0 0 4 5 】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る医用撮像方法について、図 1 及び図 5 ~ 図 7 を参照しながら説明する。図 5 は、本実施形態に係る医用撮像方法を示すフローチャートである。

20

まず、ステップ S 2 1 において、図 1 に示す X 線撮像制御部 1 0 0、X 線管 1 1 0、フィルタ部 1 1 1、及び、X 線検出部 1 2 0 を用いることにより、乳房について X 線撮像を行い、それによって得られた X 線画像データを格納部 4 2 0 に一旦蓄積する。このときの撮像条件 (管電圧、ターゲット / フィルタ、曝射線量、画素ピッチ等) としては、標準的な設定値を用いても良いし、オペレータが任意に設定しても良い。

【 0 0 4 6 】

次に、ステップ S 2 2 において、画像処理部 3 1 は、格納部 4 2 0 から X 線画像データを読み出す。そして、C A D 処理部 3 1 b が、石灰化領域や腫瘍等の病変部又は病変と疑われる部分を X 線画像から検出する。

【 0 0 4 7 】

30

(1) 石灰化領域の検出

一般的な乳房の X 線画像において、石灰化部分は、背景よりも輝度が高く (濃度が低く)、輪郭がぎざぎざした鋭いパルス状の陰影を呈する。そこで、X 線画像について微分処理を施すことにより、微分値及び輝度が高い領域を石灰化領域として検出することができる。

【 0 0 4 8 】

また、石灰化領域をさらに高い精度で検出する場合には、例えば、モーフォロジー演算を応用したモーフォロジー処理を用いても良い。

ここで、モーフォロジー演算について説明する。

まず、前提として、濃淡画像 (X 線画像) を、座標 (x , y) の点が濃度値 f (x , y) に相当する高さを有する空間とする。ここで、濃度値 f (x , y) は、濃度が低い (即ち、輝度が高い) ほど値が大きくなる。

40

【 0 0 4 9 】

説明を簡単にするために、濃度値についての 1 次元関数 f (x) (即ち、濃淡画像の断面) を考える。モーフォロジー演算において用いられる構造要素 g は、次式 (1) に示すように、原点について対称な対称関数である。

$$g^s(x) = g(-x) \quad \dots (1)$$

また、その定義域 G は、次のとおりである。

$$G = \{ -m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m \}$$

【 0 0 5 0 】

50

このとき、モーフォロジー演算の基本形は、次式(2)～(5)のように表される。

【数1】

ダイレーション：

$$(f \oplus G^S)(i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad \dots(2)$$

イロージョン：

$$(f \ominus G^S)(i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad \dots(3)$$

オープニング：

$$f_g = (f \ominus g^S) \oplus g \quad \dots(4)$$

クロージング：

$$f_g = (f \oplus g^S) \ominus g \quad \dots(5)$$

【0051】

式(2)に示すように、ダイレーション(dilation)処理は、注目画素を中心とする $\pm m$ (構造要素に応じて決定される値)の幅の中の最大値を検索する処理であり、イロージョン(erosion)処理は、注目画素を中心とした $\pm m$ の幅の中の最小値を検索する処理である。また、オープニング(opening)処理は、最小値の探索後に、最大値を探索することを意味する。即ち、低輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、所定のマスクサイズよりも空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分(周囲よりも輝度が高い領域)を取り除く。さらに、クロージング(closing)処理は、最大値の探索後に、最小値を探索することを意味する。即ち、高輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、所定のマスクサイズよりも空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分(周囲よりも輝度が低い領域)を取り除く。

【0052】

このようなモーフォロジー演算をX線画像について施すことにより、平滑化された画像を得る。そして、原画像から平滑化画像を差し引くと、石灰化領域の陰影が抽出された画像を得ることができる。

【0053】

(2) 腫瘍の抽出

一般に、X線画像においては、腫瘍の陰影は、周囲に比較して若干濃度が低く(即ち、輝度が高く)、腫瘍の領域内においては、任意の画素における勾配ベクトルが腫瘍陰影の中心に向かっている。そこで、CAD処理部31bは、X線画像における濃度の勾配を算出し、その勾配ベクトルの集中度を求めることにより、異常陰影の候補領域を抽出する。勾配ベクトルの集中度は、例えば、アイリスフィルタを用いることにより評価される。

【0054】

アイリスフィルタによる勾配ベクトルの集中度評価を用いた腫瘍検出処理について、図6及び図7を参照しながら説明する。まず、X線画像を構成する各画素について、x方向及びy方向の濃度変化量を求めることにより、ある画素 x_j における勾配ベクトルの向き

10

20

30

40

50

θ_j を算出する。その際には、例えば、図 6 に示す 5×5 のマスク（勾配ベクトル算出マスク）及び次式（6）が用いられる。図 6 及び式（6）において、 f_1 、 f_2 、... は、ある画素 x_j の周囲の画素におけるデータの値（画素値）である。

【数 2】

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7) - (f_{11} + f_{12} + f_{13} + f_{14} + f_{15})}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_{15} + f_{16}) - (f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \quad \dots(6)$$

【0055】

次に、腫瘍の検出対象である画像を構成する各画素について、次式（7）により勾配ベクトルの集中度 C を求める。ここで、図 7 を参照すると、式（7）において、 N は、注目画素（ X ， Y ）を中心とする半径 R の円内に存在する画素の数であり、 θ_j は、注目画素（ X ， Y ）と円内のある画素 x_j とを結ぶ直線と、その画素 x_j における勾配ベクトルとの為す角度であり、式（6）により算出されたものである。

10

【数 3】

$$C = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad \dots(7)$$

式（7）によって求められる注目画素の集中度 C は、各画素の勾配ベクトルがその注目画素に集中している場合に大きくなる。

20

【0056】

ここで、腫瘍陰影近傍の画素における勾配ベクトル θ_j は、腫瘍陰影のコントラストの大小に関わらず、概ね、腫瘍陰影の中心方向に向かっている。従って、集中度 C が大きな値を採る注目画素は、腫瘍陰影の中心部であると判断できる。反対に、血管等の線状パターンの陰影においては、勾配ベクトルの向きが一定方向に偏るので、集中度 C は小さくなる。従って、集中度 C について閾値を設定し、 X 線画像を構成する各画素について求められた集中度 C を閾値と比較することにより、集中度 C が閾値を上回る画素領域を腫瘍陰影として検出することができる。

【0057】

30

（3）テンプレートマッチングを用いる方法

先にも述べたように、石灰化領域は、輪郭がぎざぎざした鋭いパルス形状を有している。一方、乳房における腫瘍は、輪郭が滑らかな丸みを帯びた形状を有している。従って、それらの形状を有するテンプレートを用意し、 X 線画像において抽出された輪郭とのマッチングを取ることによって得られる相関値を評価値に利用することで、石灰化領域や腫瘍を検出することができる。輪郭抽出については、画素値及びその微分値を用いる方法等、公知の方法を用いることができる。

石灰化領域及び腫瘍領域を抽出する方法としては、モーフロジー処理やアイリスフィルタ処理やテンプレートマッチングによる方法以外にも、様々な公知の画像処理方法を適用することができる。

40

【0058】

再び、図 5 を参照すると、ステップ S 2 3 において、 X 線画像から石灰化領域又は石灰化と疑われる領域が検出された場合に、ステップ S 2 4 において、超音波撮像条件設定部 3 3 が超音波撮像における撮像条件を変更する。それにより、その条件の下で、超音波撮像制御部 2 0 0 及び超音波用探触子 2 1 0 による超音波撮像が行われる。具体的には、超音波撮像条件設定部 3 3 は、送信超音波の周波数を高くするように、周波数制御部 2 1 a を制御する。それにより、距離分解能が高くなるので、被検体の微細な構造を観察できるようになる。或いは、超音波撮像条件設定部 3 3 は、石灰化が認められた領域において周波数を高くし、それ以外の領域においては周波数を下げるように周波数制御部 2 1 a を制御しても良い。それにより、病変部については微細構造を観察でき、それ以外の領域につ

50

いては、深部に渡る広い領域を観察することが可能になる。

【 0 0 5 9 】

次に、ステップ S 2 5 において、X 線画像から腫瘍又は腫瘍と疑われる部分が検出された場合に、ステップ S 2 6 において、超音波撮像条件設定部 3 3 が超音波撮像における撮像条件を変更する。それにより、その条件の下で超音波撮像が行われる。具体的には、超音波撮像条件設定部 3 3 は、走査速度を低下させて、被検体について詳細に観察できるように、走査速度制御部 2 1 c を制御する。或いは、超音波撮像条件設定部 3 3 は、超音波トランスデューサの駆動電圧を高くすることにより超音波の出力パワーを大きくするように、駆動電圧制御部 2 1 b を制御しても良い。その場合には、超音波画像における S / N 比が向上する。

10

【 0 0 6 0 】

X 線画像から石灰化領域（ステップ S 2 3）及び腫瘍（ステップ S 2 5）のいずれも検出されなかった場合に、オペレータは、続けて超音波撮像を行うか否かを判断する（ステップ S 2 7）。超音波撮像を行う場合には、特に撮像条件を変更する必要はない（ステップ S 2 8）が、オペレータは、経験に基づいて撮像条件を任意に設定しても良い。また、ステップ S 2 8 において、超音波撮像は必要ないとオペレータが判断する場合には、超音波撮像を行わなくても良い。

【 0 0 6 1 】

以上説明したように、本実施形態によれば、X 線画像から病変部又は病変と疑われる部分が検出された場合に、検出された部分の状態に応じて超音波撮像における撮像条件を変更するので、効率良く検査を行うことができる。また、そのようにして得られた X 線画像及び超音波画像に基づいて、適切な医療診断を行うことが可能になる。

20

【 0 0 6 2 】

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る医用撮像方法について、図 1、図 8 及び図 9 を参照しながら説明する。図 8 は、本実施形態に係る医用撮像方法を示すフローチャートである。また、図 9 は、乳房の断面が表された超音波画像を示す模式図である。

まず、ステップ S 3 1 において、図 1 に示す超音波撮像制御部 2 0 0 及び超音波用探触子 2 1 0 を用いることにより、乳房の超音波撮像を行う。このときの撮像条件（送信超音波の周波数、駆動電圧、走査速度等）としては、標準的な設定値を用いても良いし、オペレータが経験に基づいて任意に設定しても良い。超音波撮像によって得られた超音波画像データは、図 1 に示す格納部 4 2 0 に一旦蓄積される。また、超音波画像データは、D S C 2 7 にも出力され、それにより、表示部 4 3 2 に超音波画像がリアルタイムに表示される。

30

【 0 0 6 3 】

次に、ステップ S 3 2 において、画像処理部 3 1 は、格納部 4 2 0 から超音波画像データを読み出す。そして、乳房質判別部 3 1 a が、超音波画像に写し出された乳房の質（"dense"、又は、"fat"）の判別を行う。

【 0 0 6 4 】

乳房の質の判別方法について、図 9 を参照しながら説明する。図 9 の（a）及び（b）に示すように、乳房は、表層から、皮膚 9 0 1、浅在筋膜浅層 9 0 2、クーバー靱帯 9 0 3、皮下脂肪層 9 0 4、乳腺層 9 0 5、浅在筋膜深層 9 0 6、大胸筋筋膜 9 0 7 という構造を有している。図 9 の（a）に示すように、閉経前の被検体においては乳腺 9 0 5 が発達しているため、超音波画像において乳腺層 9 0 5 はまだら状の組織として観察される。一方、図 9 の（b）に示すように、閉経後の被検体においては乳腺が萎縮するので、超音波画像において均一な脂肪組織（皮下脂肪層 9 0 4）が観察される。本実施形態においては、このような乳腺組織の特徴に基づいて、乳房の質を判別する。

40

【 0 0 6 5 】

即ち、まず、超音波画像において、乳房表層から探索を行うことにより、層構造を有する大胸筋筋膜を抽出する。具体的には、エッジが繰り返している領域を探索する。或いは、層状のテンプレートをを用いてテンプレートマッチングを行っても良い。それによって抽

50

出された大胸筋筋膜より上（皮膚側）の領域を、乳腺組織と仮定する。

【0066】

次に、乳腺組織と仮定された領域内について、円形又は楕円形のテンプレートを用いてテンプレートマッチングを行う。ここで、先にも述べたように、乳腺においては、まだら状の組織、即ち、円形や楕円形に近い組織が観察されるので、判別対象が"d e n s e"である場合には、そのようなテンプレートマッチングによる評価値が高くなる。そこで、乳房質判別部31aは、テンプレートマッチングによる評価値を求め、評価値が所定の閾値以上である場合には、その乳房は"d e n s e"であると判断し、評価値が所定の閾値より小さい場合に、その乳房は"f a t"であると判断する。

【0067】

ステップS33において、乳房が"d e n s e"であると判断された場合に、ステップS34において、図1に示すX線撮像条件設定部32は、"d e n s e"の乳房を診断し易いように、X線撮像における撮像条件を変更する。具体的には、例えば、コントラストがつき易いように管電圧を低くしたり、ターゲットをモリブデンに設定したりすれば良い。そして、ステップS35において、X線撮像制御部100と、X線管110と、X線検出部120とにより、新たに設定された撮像条件の下でX線撮像が行われる。

【0068】

一方、ステップS33において、乳房が"f a t"であると判断された場合には、特に撮像条件を変更することなく、X線撮像が行われる。或いは、"f a t"の乳房に合わせて、被曝を抑えるように管電圧を高くしたり、ターゲットをタングステンにする等、X線撮像における撮像条件を変更しても良い。

【0069】

このように、本実施形態によれば、超音波画像に基づいて判別された乳房の質に応じて、X線撮像における撮像条件を変更する。従って、超音波画像と、適切な条件の下で得られたX線画像とに基づいて、適切な医療診断を行うことができ、乳癌の検出精度及び検査効率を向上させることが可能になる。

【0070】

次に、本発明の第4の実施形態に係る医用撮像方法について、図10を参照しながら説明する。図10は、本実施形態に係る医用撮像方法を示すフローチャートである。

まず、ステップS41において、図1に示す超音波撮像制御部200及び超音波用探触子210を用いることにより、乳房について超音波撮像を行い、それによって得られた超音波画像データを格納部420に一旦蓄積する。このときの撮像条件（周波数、駆動電圧、走査速度等）としては、標準的な設定値を用いても良いし、オペレータが任意に設定しても良い。

【0071】

次に、ステップS42において、画像処理部31は、格納部420から超音波画像データを読み出す。そして、CAD処理部31bが、例えば、動的輪郭抽出法を用いることにより、超音波画像から病変部又は病変と疑われる部分を検出する。或いは、表示部432に表示された超音波画像をオペレータが目視観察することにより、病変部を発見するようにしても良い。

【0072】

次に、ステップS43において、超音波画像から石灰化領域又は石灰化と疑われる領域が検出された場合に、ステップS44において、X線撮像条件設定部32は、石灰化領域の視認性を向上させるように、X線撮像における撮像条件を変更する（例えば、コントラストがつくように管電圧を下げる、ターゲット/フィルタをモリブデン/モリブデンの組み合わせにする、高いS/Nで撮影するために曝射線量を上げる等）。それにより、その条件の下で、X線撮像制御部100と、X線管110と、X線検出部120とによるX線撮像が行われる。或いは、通常のX線撮像においては画素を粗く（例えば、1画素＝約100μm）することにより画像容量を下げているところ、X線撮像条件設定部32は、画素ピッチを小さく（例えば、1画素＝約50μm）するように、画素ピッチ制御部14を

10

20

30

40

50

制御する。それにより、病変ありと疑われる被検体について、詳細な X 線画像を得ることができる。

【 0 0 7 3 】

次に、ステップ S 4 5 において、超音波画像から腫瘍又は腫瘍と疑われる部分が検出された場合に、ステップ S 4 6 において、X 線撮像条件設定部 3 2 は、腫瘍の視認性を向上させるように、X 線撮像における撮像条件を変更する（例えば、コントラストがつくように管電圧を下げる、ターゲット/フィルタをモリブデン/モリブデンの組み合わせにする、高い S / N で撮影するために曝射線量を上げる等）。それにより、その条件の下で X 線撮像が行われる。

【 0 0 7 4 】

超音波画像から石灰化領域（ステップ S 4 3）及び腫瘍（ステップ S 4 5）のいずれも検出されなかった場合に、オペレータは、続けて X 線撮像を行うか否かを判断する（ステップ S 4 7）。X 線撮像を行う場合には、特に撮像条件を変更する必要はないが（ステップ S 4 8）、オペレータは、経験に基づいて撮像条件を任意に設定しても良い。また、ステップ S 4 8 において、X 線撮像は必要ないとオペレータが判断する場合には、X 線撮像を行わなくても良い。

【 0 0 7 5 】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る医用撮像方法の第 1 の変形例について説明する。

本実施形態においては、図 1 0 のステップ S 4 5 において腫瘍が検出された場合に、撮像条件を変更して X 線撮像を行うが（ステップ S 4 6）、通常の X 線撮像の替わりに、エネルギーサブトラクション画像を生成するための撮像を行っても良い。

ここで、エネルギーサブトラクション画像とは、異なる条件の下で発生した X 線に基づいて 2 種類の X 線画像を生成し、第 1 の X 線画像の画素値から第 2 の X 線画像の画素値を差し引くことにより生成された画像のことである。ここで、通常の X 線画像においては、正常な乳腺組織や他の軟部組織や腫瘍等が重なってしまうため、病変部位を分離して観察するのが困難となる場合がある。しかしながら、それらの各組織は、互いに X 線の吸収特性が異なるので、特性の異なる X 線に基づいて得られた X 線画像の差を取ることで、特定の組織（構造物）を抽出して観察することが可能になる。

【 0 0 7 6 】

この第 1 の変形例においては、X 線撮像条件設定部 3 2 が異なる 2 つの撮像条件を設定し、それぞれの条件の下で 2 回の X 線撮像が行われる。具体的には、第 1 回目に、高エネルギー透過フィルタ（例えば、ストロンチウムフィルタ又はストロンチウム化合物フィルタ等）を用いて X 線撮像を行い、第 2 回目に、低エネルギー透過フィルタ（例えば、モリブデンフィルタ又はモリブデン化合物フィルタ等）を用いて X 線撮像を行う。それにより、X 線の高エネルギー成分によって撮像された X 線画像と、X 線の低エネルギー成分によって撮像された X 線画像とを得ることができる。或いは、第 1 回目の撮像と第 2 回目の撮像とにおいて、管電圧の大きさを変更することにより、X 線のエネルギー成分を変化させても良い。そのようにして得られた 2 種類の X 線画像データは、格納部 4 2 0 に一旦蓄積され、画像処理部 3 1 において差演算を施される。それにより、サブトラクション画像を表す画像データが生成される。

【 0 0 7 7 】

また、この第 1 の変形例において、X 線撮像条件設定部 3 2 は、2 回の X 線撮像を行う際の撮像条件、即ち、管電圧や、ターゲット/フィルタ等を、先に取得された超音波画像についての解析結果（腫瘍の大きさや形状）に基づいて設定するようにしても良い。

【 0 0 7 8 】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る医用撮像方法の第 2 の変形例について説明する。図 1 0 のステップ S 4 6 においては、通常の X 線撮像を行う替わりに、トモシンセス撮像を行っても良い。トモシンセス撮像とは、X 線管 1 1 0（図 1）を移動させて、異なる角度から被検体 1 に X 線を照射することにより、複数回に渡って X 線撮像を行い、それによって得られた X 線画像を加算することにより、被検体の所望の断面を表す断層画像を生成

10

20

30

40

50

する方法である。なお、X線画像の加算処理は、画像処理部31において行われる。

【0079】

図11に示すように、例えば、位置R1から放射されたX線により、被検体内の異なる深さの点Q01及びQ02に関する情報が、X線検出器120上の点P11及びP12に表された画像I1が生成される。また、位置R2から放射されたX線により、被検体内の点Q01及びQ02に関する情報が、X線検出器120上の点P21及びP22に表された画像I2が生成される。さらに、位置Rnから放射されたX線により、被検体内の点Q01及びQ02に関する情報が、X線検出器120上の点Pn1及びPn2に表された画像Inが生成される。

【0080】

被検体内の点Q1が存在する断面を強調したい場合には、「画像I2を(P21 - P11)分だけ移動させた画像」、...、「画像Inを(Pn1 - P11)だけ移動させた画像」を加算する。それにより、被検体内の点Q01を含む断層画像が生成される。同様に、被検体内の点Q2が存在する断面を強調したい場合には、「画像I2を(P22 - P12)分だけ移動させた画像」、...、「画像Inを(Pn2 - P12)だけ移動させた画像」を加算する。それにより、被検体内の点Q02を含む断層画像が生成される。

【0081】

この第2の変形例において、X線撮像条件設定部32は、トモシンセス撮像を行う際の撮像条件、即ち、撮像の時間間隔や、アーム部2(図2)の角度(即ち、X線の照射角度)等を、先に取得された超音波画像に関する解析結果(腫瘍の大きさ等)に基づいて設定しても良い。また、画像処理部31は、先に取得された超音波画像に関する解析結果(腫瘍の位置等)に基づいて、断層画像に表す断面を決定しても良い。

【0082】

次に、本発明の一実施形態に係る医用撮像システム(図1)の第1の変形例について、図12を参照しながら説明する。

図1に示す医用撮像システムにおいては、X線検出器120を用いることにより、被検体1を透過したX線を検出している。しかしながら、図12に示すように、輝尽性蛍光体が塗布された記録シート130及び画像読取装置140を用いてX線撮像を行っても良い。

【0083】

ここで、記録シート130とは、輝尽性蛍光体物質が塗布されたシートである。輝尽性蛍光体物質は、照射された放射線(X線)のエネルギーの一部を蓄積し、その後、レーザ光等の励起光を照射すると、蓄積されたエネルギーに応じて発光(輝尽発光)するという性質を有している。一方、画像読取装置140は、レーザ光によって記録シート130の記録面を走査し、それによって輝尽発光した発光光をフォトマルチプライヤによって検出して電気信号に変換することにより、X線画像情報を光電的に読み取る装置である。そこで、画像読取装置140をX線撮像制御部100に接続すると共に、記録シート130をX線検出器120(図2)の替わりに配置してX線撮像を行う。そして、撮像済みの記録シート130を画像読取装置140に挿入することにより、そこに記録されたX線画像情報を読み取り、画像読取装置140から出力された検出信号をX線撮像制御部100及び画像処理部31において処理する。

【0084】

次に、本発明の一実施形態に係る医用撮像システムの第2の変形例について説明する。第1の変形例においては、輝尽性蛍光体が塗布された記録シートを用いたが、第2の変形例においては、その替わりに、X線画像情報を静電潜像として記録する静電記録シートを用いる。

【0085】

静電記録シートは、X線に対して透過性を有する第1の導電体層と、X線の照射を受けることにより光導電性を呈するX線導電層(例えば、a-Se、PbO、PbI₂、Bi₁₂(Ge, Si)O₂₀、Bi₂I₃/有機ポリマーナノコンポジット等を含有する材

10

20

30

40

50

料)と、第1の導電体層に帯電される電荷と同極性の電荷に対しては略絶縁体として作用し、且つ、該電荷と逆極性の電荷に対しては略導電体として作用する電荷輸送層(例えば、P V K、T P D、T P Dのポリマー分散物、C lをドーブしたa - S e等を含む材料)と、読取用の電磁波を受けることにより光導電性を呈する読取用光導電層(例えば、a - S e、S e - T e、S e - A s - T e、無金属フタロシアニン、金属フタロシアニン、M g P c、V o P c、C u P c等を含む材料)と、読取用の電磁波に対して透過性を有する第2の導電層とをこの順に積層することにより形成されている。一方、静電記録シートからX線画像情報を読み取る静電画像読取装置は、第2の導電体層側に読取用の電磁波を露光しながら走査する走査露光部と、読取用の電磁波を露光しながら走査することにより静電記録シートから流れ出す電流を、第1又は第2の導電体層を介して検出する電流検出部とを備えている。

10

【0086】

X線撮像を行う際には、静電記録シートを、図2に示すX線検出器120の替わりに配置し、図12に示す画像読取装置140の替わりに静電画像読取装置を設置する。そして、第1の導電体層と第2の導電体層との間に直流電圧を印加した状態でX線を照射すると、静電記録シートにX線画像情報が記録される。この静電記録シートを静電画像読取装置に挿入することにより、X線画像情報を表す検出信号がA/D変換器15に出力される。

【0087】

以上説明した医用撮像システム及び医用撮像方法においては、X線マンモグラフィー及び超音波撮像の2種類の撮像技術を組み合わせた。しかしながら、それ以外にも、撮像原理が互いに異なる公知の撮像技術を複数組み合わせても良い。組み合わせ可能な技術としては、例えば、M R I (核磁気共鳴画像法)やP E T (ポジトロン断層法)等が挙げられる。いずれの技術を組み合わせる場合においても、1つの撮像技術によって取得された医用画像に基づいて、別の撮像技術における撮像条件を制御することにより、医療診断により適した画像を効率的に生成することができる。従って、2種類、又は、それ以上の医用画像に基づく医療診断において、診断の質及び効率を向上させることが可能になる。

20

【0088】

本実施形態に係る医用撮像システム及び方法に組み合わせ可能な撮像技術又は計測技術としては、さらに、次のようなものも挙げられる。

(1) 近赤外光を用いた癌検出技術

30

近赤外光は、血液が多い部分において多く吸収されるという性質を有している。一方、被検体に癌が生成されると、細胞が増殖して毛細血管が増える。そこで、複数波長の近赤外光を乳房に照射し、その反射光や透過光の光量を測定することによりヘモグロビンの濃度を計測し、血液の流れが集中している領域、即ち、癌と疑われる領域を検出することができる(参考文献:光による医学診断、田村守著、共立出版、P 38 ~ P 44)。

【0089】

この近赤外光を用いた癌検出技術を別の医用撮像システム(超音波診断装置、C T装置等)に組み合わせる場合には、例えば、別の医用撮像システムにおいて病変が検出された場合には、高い密度の近赤外光の計測を行うことにより詳細な画像を取得し、別の医用撮像システムにより病変が検出されなかった場合には、検査時間の短縮を図るために、粗い密度の近赤外光の計測を行うようにする。

40

【0090】

(2) 乳房蛍光画像取得装置

蛍光画像とは、癌等の腫瘍に対して親和性を有する蛍光試薬を被検者に予め投与し、その被検者の乳房に励起光を照射することにより、その乳房から発せられる蛍光の光強度を検出し、その検出結果に基づいて生成される画像である。この乳房蛍光画像取得装置は、内部にX線を射出する放射線源及び励起光を射出する励起光源を収納する放射線源収納部と、被検者の乳房を配置する撮像台とが対向するようにアームによって連結されており、さらに、このアームが基台に取り付けられているという構造を有している。

【0091】

50

この乳房蛍光画像取得装置を別の医用撮像システム（超音波診断装置、ＣＴ装置等）に組み合わせる場合には、例えば、別の医用撮像システムにおいて病変が検出された場合には、乳房蛍光画像取得装置の励起光の強度をあげて高Ｓ／Ｎでの検出と高密度の検出を行い、別の医用撮像システムにおいて病変が検出されなかった場合には、励起光の強度を変更せずに、検査時間の短縮を図るために粗い検出を行うようにする。

【００９２】

（３）蛍光ＣＴ装置

蛍光ＣＴとは、蛍光試薬を被検者に予め投与し、被検者の乳房における蛍光射出量の分布を求めることにより、蛍光断層画像を生成する技術である。この蛍光ＣＴ装置は、第１の極短パルス光を被検体に照射する第１の光照射部と、第２の極短パルス光を被検体に照射する第２の光照射部と、被検体内を伝播した第１の極短パルス光の光量の空間分布及び時間変化を検出する光検出部と、光検出部の検出結果に基づいて被検体内における光学特性値の分布を算出する光学特性値分布算出部と、第２の極短パルス光を照射されることにより被検体内から発せられ、被検体内を伝播した蛍光の光量の空間分布及び時間変化を検出する蛍光検出部と、蛍光検出部の検出結果に基づいて光学特性値分布算出部によって算出された光学特性値分布とに基づいて、被検体内における蛍光射出量の分布を算出する蛍光分布算出部と、蛍光分布算出部によって算出された蛍光射出量の分布に基づいて、被検体の蛍光断層画像を生成する断層画像生成部とを有している。

10

【００９３】

この蛍光ＣＴ装置を別の医用撮像システムに組み合わせる場合には、例えば、乳房蛍光画像取得装置と同様に、別の医用撮像システムにおいて病変が検出された場合には、蛍光ＣＴ装置において高密度の検出を行い、画像再構成を詳細に行うようにし、別の医用撮像システムにおいて病変が検出されなかった場合には、励起光の強度を変更せずに、検査時間の短縮を図るために粗い検出を行い、再構成も粗く行うようにする。

20

【産業上の利用可能性】

【００９４】

本発明は、医療診断に用いられる医用画像を生成する撮像システム及び方法において利用することが可能であり、特に、Ｘ線マンモグラフィ及び超音波撮像を併用する撮像システム及び方法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

【００９５】

【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】本発明の第１の実施形態に係る医用撮像方法を示すフローチャートである。

【図４】Ｘ線マンモグラムを示す模式図である。

【図５】本発明の第２の実施形態に係る医用撮像方法を示すフローチャートである。

【図６】アイリスフィルタによる勾配ベクトルの集中度評価を用いた腫瘍検出処理を説明するための図である。

【図７】アイリスフィルタによる勾配ベクトルの集中度評価を用いた腫瘍検出処理を説明するための図である。

40

【図８】本発明の第３の実施形態に係る医用撮像方法を示すフローチャートである。

【図９】乳房の断面があらわされた超音波画像を示す模式図である。

【図１０】本発明の第４の実施形態に係る医用撮像方法を示すフローチャートである。

【図１１】トモシンセス撮像による撮像原理を説明するための図である。

【図１２】図１に示す医用撮像システムの第１の変形例を示すブロック図である。

【符号の説明】

【００９６】

１ 被検体

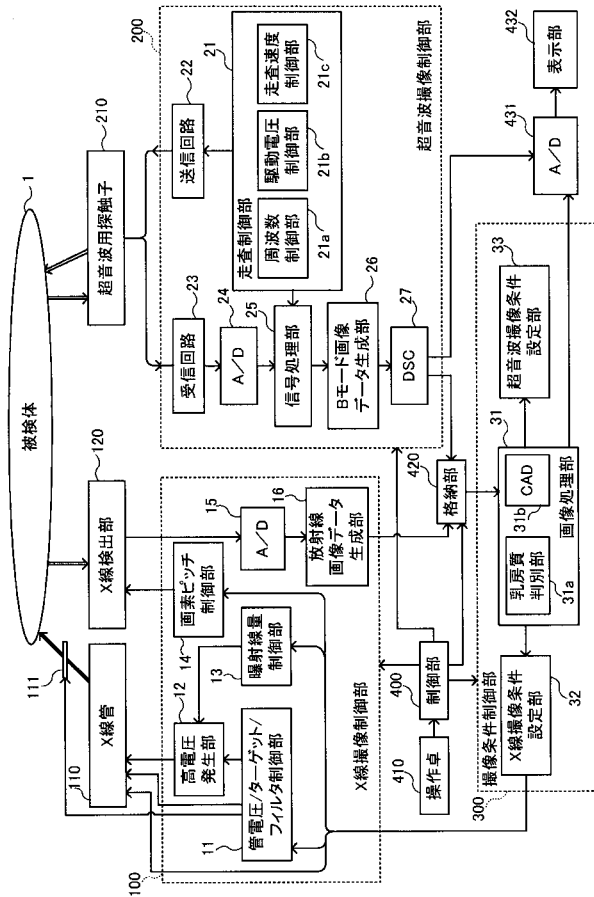
１１ 管電圧／ターゲット／フィルタ制御部

１２ 高電圧発生部

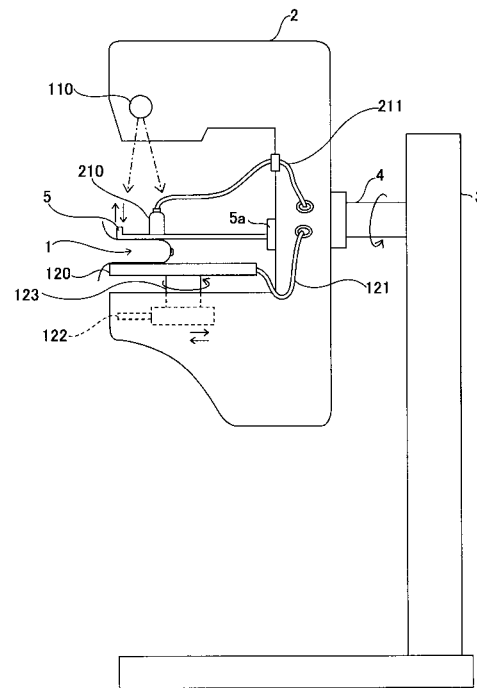
50

1 3	曝射線量制御部	
1 4	画素ピッチ制御部	
1 5、2 4	アナログ／デジタル変換器（A／D）	
1 6	放射線画像データ生成部	
2 1	走査制御部	
2 1 a	周波数制御部	
2 1 b	駆動電圧制御部	
2 1 c	走査速度制御部	
2 2	送信回路	
2 3	受信回路	10
2 5	信号処理部	
2 6	Bモード画像データ生成部	
2 7	デジタル・スキャン・コンバータ（DSC）	
3 1	画像処理部	
3 1 a	乳房質判別部	
3 1 b	CAD処理部	
3 2	X線撮像条件設定部	
3 3	超音波撮像条件設定部	
1 0 0	X線撮像制御部	
1 1 0	X線管	20
1 1 1	フィルタ部	
1 2 0	X線検出部	
1 2 1、2 1 1	ケーブル	
1 2 2	位置調節部	
1 2 3	方向調節部	
1 3 0	記録シート	
1 4 0	画像読取装置	
2 0 0	超音波撮像制御部	
2 1 0	超音波用探触子	
3 0 0	撮像条件制御部	30
4 0 0	制御部	
4 1 0	操作卓	
4 2 0	格納部	
4 3 1	デジタル／アナログ変換器（D／A）	
4 3 2	表示部	
9 0 1	皮膚	
9 0 2	浅在筋膜浅層	
9 0 3	クーパー靱帯	
9 0 4	皮下脂肪層	
9 0 5	乳腺層	40
9 0 6	浅在筋膜深層	
9 0 7	大胸筋筋膜	

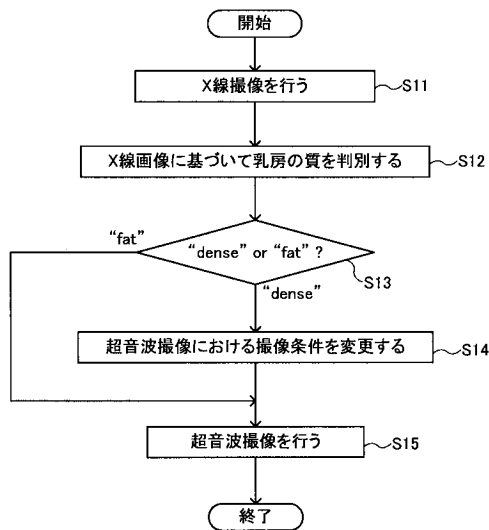
【図 1】



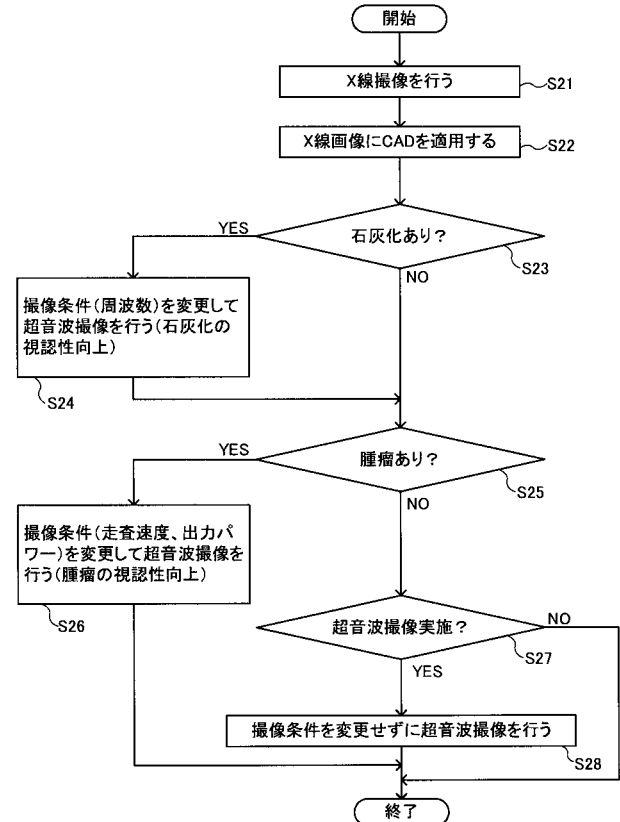
【図 2】



【図 3】



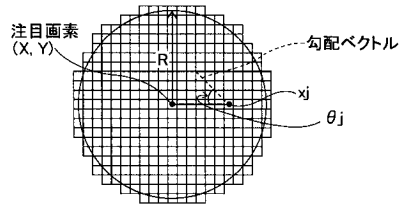
【図 5】



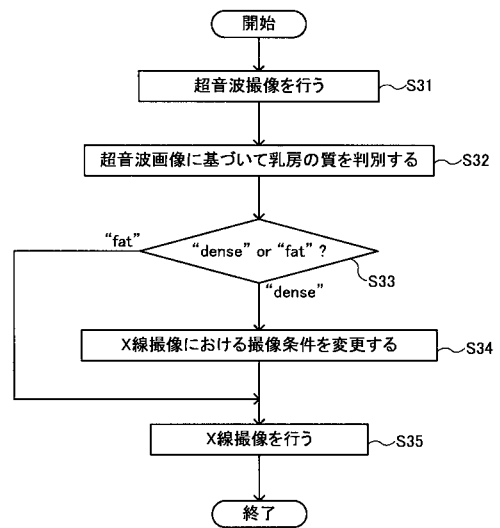
【図 6】

f7	f6	f5	f4	f3
f8				f2
f9		x_j		f1
f10				f16
f11	f12	f13	f14	f15

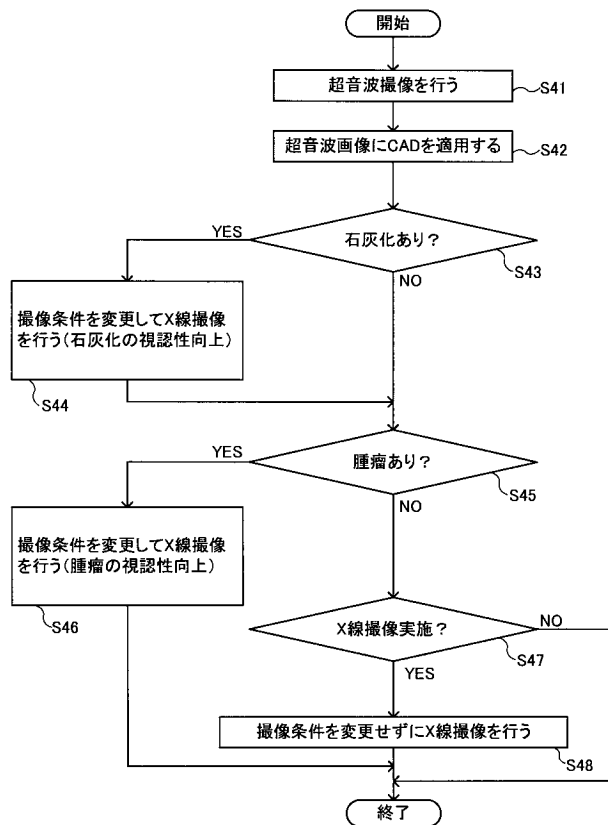
【図 7】



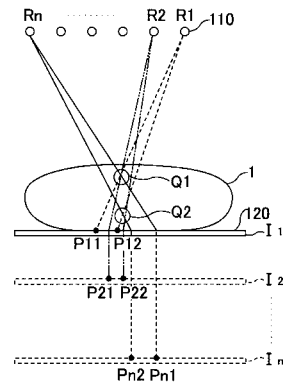
【図 8】



【図 10】

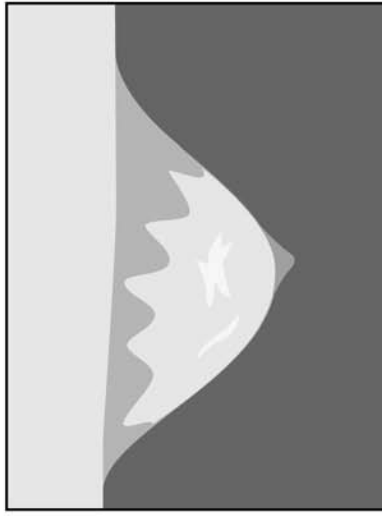


【図 11】

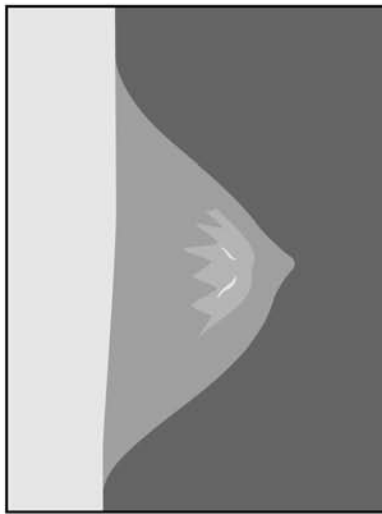


【 図 4 】

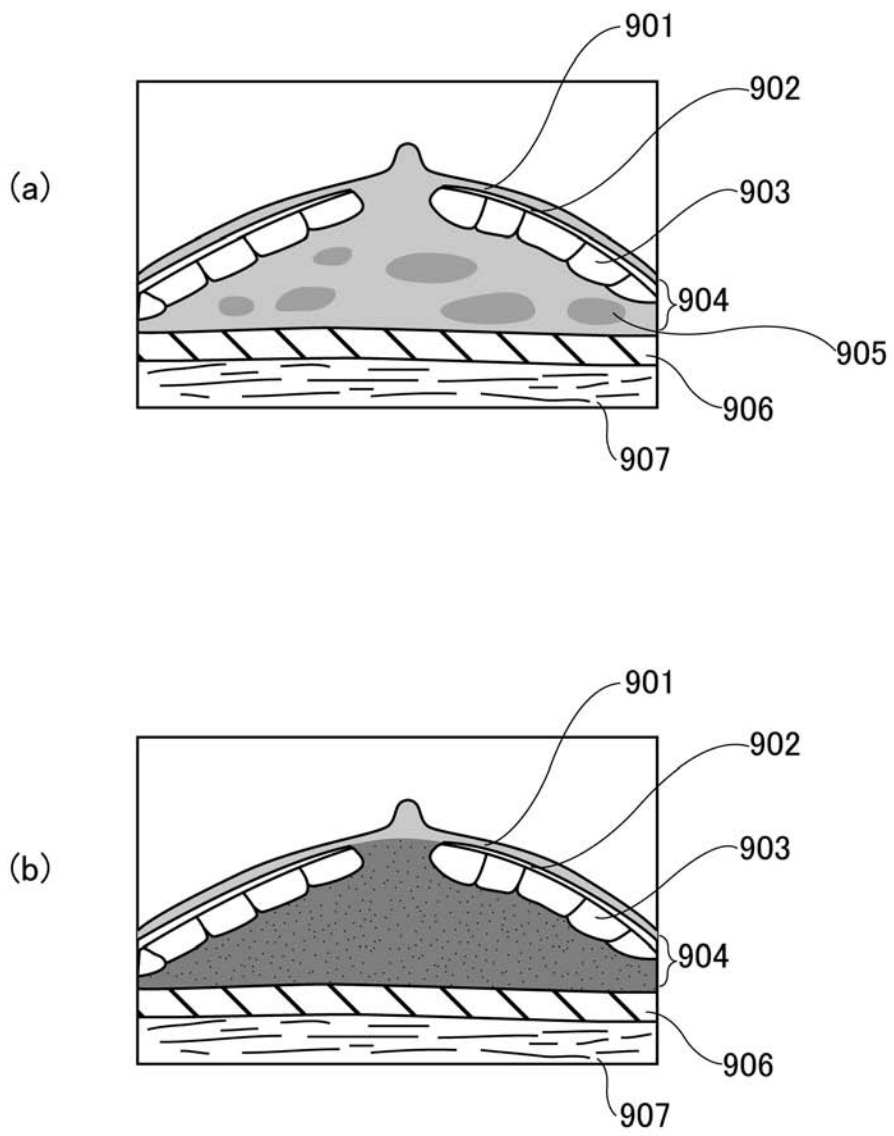
(a)



(b)



【 図 9 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C096 AA18 AB41 AD03
4C601 DD08 EE04 EE11

专利名称(译)	医学成像系统和方法		
公开(公告)号	JP2008161283A	公开(公告)日	2008-07-17
申请号	JP2006351634	申请日	2006-12-27
[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	千代知成		
发明人	千代 知成		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/08 A61B5/055 A61B10/00		
CPC分类号	A61B6/485 A61B5/0035 A61B5/0077 A61B6/037 A61B6/4417 A61B6/502 A61B6/5247 A61B8/0825 A61B8/4416 G06K9/03 G06K9/20 G06K9/3233 G06K2209/05		
FI分类号	A61B6/00.330.Z A61B6/00.370 A61B8/08 A61B5/05.390 A61B10/00.E A61B5/055.390		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/CA18 4C093/CA35 4C093/DA06 4C093/EA07 4C093/FD05 4C093/FD09 4C093/FF16 4C093/FF17 4C093/FF19 4C093/FF34 4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AD03 4C601/DD08 4C601/EE04 4C601/EE11		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2008161283A5 JP5052123B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在X射线乳房摄影和超声成像相结合的医学成像系统中设置适当的成像条件，提高乳腺癌的检测准确度和检查效率。解决方案：该医学成像系统具有多个成像装置，包括：第一成像装置，用于使用辐射，超声波，核磁共振，正电子，红外光和荧光中的一种来捕获对象的图像，并产生医学图像；第二成像装置使用辐射，超声波，核磁共振，正电子，红外光和荧光中的另一个来捕获对象的图像并生成医学图像；成像条件设定装置，用于根据第一成像装置产生的医学图像设定第二成像装置中的成像条件。 Z

