

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4938472号
(P4938472)

(45) 発行日 平成24年5月23日 (2012.5.23)

(24) 登録日 平成24年3月2日 (2012.3.2)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08
	A 6 1 B 6/00 3 7 0

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-9318 (P2007-9318)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成19年1月18日 (2007.1.18)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2008-173291 (P2008-173291A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成20年7月31日 (2008.7.31)	(74) 代理人	100110777
審査請求日	平成21年9月14日 (2009.9.14)		弁理士 宇都宮 正明
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(72) 発明者	佐藤 智夫
			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	安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用撮像装置

(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手段が内部に配置される撮影台と、

前記撮影台上に配置されて被検体に当接し、一定の間隔で配列された複数の超音波トランスデューサを含むことにより、被検体を通過した放射線の一部を所定の方角に通過させると共に、複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信し、被検体によって反射される超音波を受信して複数の検出信号を出力する超音波トランスデューサアレイと、

前記超音波トランスデューサアレイに複数の駆動信号を供給すると共に、前記超音波トランスデューサアレイから出力される複数の検出信号に基づいて画像信号を生成する超音波検査部と、
を具備する医用撮像装置。

【請求項 2】

前記超音波トランスデューサアレイが、前記撮影台の上面に沿って格子状に配列された複数の超音波トランスデューサを含む、請求項 1 記載の医用撮像装置。

【請求項 3】

前記放射線検出手段が、被検体を通過した放射線を 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フラットパネル・ディテクタを含む、請求項 1 又は 2 記載の医用撮像装置。

【請求項 4】

前記放射線検出手段が、照射される放射線のエネルギーの一部を蓄積して励起光の照射により発光する輝尽性蛍光体が塗布された記録シートを格納するカセットを含む、請求項 1 又は 2 記載の医用撮像装置。

【請求項 5】

第 1 の方向に沿って広がる平面ビーム状の放射線を発生する放射線源、及び、第 1 の方向と直交する平面内において前記放射線源を回転させることにより、放射線によって被検体を走査させる走査機構を含む放射線発生部と、

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手段が内部に移動可能に配置される撮影台と、

10

前記放射線発生部と前記撮影台との間に移動可能に配置され、一定の間隔で配列された複数の超音波トランスデューサを含むことにより、被検体を通過した放射線の一部を所定方向に通過させると共に、複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信し、被検体によって反射される超音波を受信して複数の検出信号を出力する超音波トランスデューサアレイと、

放射線による被検体の走査に対応して、前記放射線発生部によって発生される放射線が前記超音波トランスデューサアレイを通過して前記放射線検出手段に入射するように、前記放射線検出手段及び前記超音波トランスデューサアレイを移動させる移動機構と、

前記超音波トランスデューサアレイに複数の駆動信号を供給すると共に、前記超音波トランスデューサアレイから出力される複数の検出信号に基づいて画像信号を生成する超音波検査部と、

20

を具備する医用撮像装置。

【請求項 6】

被検体を圧迫するために用いられる圧迫板と、

前記圧迫板によって被検体が圧迫される際に超音波撮像によって得られたデータに基づいて被検体の形状及び／又は性質を評価し、その評価結果に従って前記放射線発生部における撮影条件を調整する制御手段と、

をさらに具備する、請求項 1～5 のいずれか 1 項記載の医用撮像装置。

【請求項 7】

前記超音波トランスデューサアレイが、複数の超音波トランスデューサが 1 次元状に配列された 1 次元アレイ、複数の 1 次元アレイが並列に配置された 1.5 次元アレイ、又は、複数の超音波トランスデューサが 2 次元状に配列された 2 次元アレイを含む、請求項 1 又は 5 記載の医用撮像装置。

30

【請求項 8】

前記複数の超音波トランスデューサの各々が、鉛を含有する材料で作成された圧電セラミックと、前記圧電セラミックの両端に形成された 2 つの電極とを含む、請求項 2 又は 7 記載の医用撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、乳がん等を診断するために、放射線及び超音波を用いて乳腺・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、 α 線、 β 線、 γ 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。乳がんを診断するために行われる乳腺・乳房の放射線撮影（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、乳房に脂肪が多く含まれており、石灰化を発見することが困難な場合がある。そこで、放射線マンモグラフィ装置に超音波の送受信機能

50

を持たせることにより、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】

図7は、放射線及び超音波を用いて乳腺・乳房の撮像を行う従来の医用撮像装置の一部の断面を模式的に示す断面図である。この医用撮像装置は、X線源と、フィルタと、超音波プローブと、圧迫板と、撮影台と、ベースとを有している。撮影台の内部には、X線の散乱を防止するための回折グリッドと、X線フィルム及び蛍光スクリーンを格納するカセットとが配置されている。

【0004】

放射線撮影を行う際には、被検体となる乳房を撮影台と圧迫板との間に挟み込み、X線源からX線を発生させる。発生した放射線は、フィルタ及び圧迫板を介して被検体を通して、撮影台の内部に配置されているX線フィルムを感光させる。その際に、蛍光スクリーンが蛍光を発することにより、X線フィルムの感光を増大させる。

【0005】

一方、超音波撮像を行う際には、圧迫板の上方に超音波プローブを配置することにより、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信する。しかしながら、圧迫板によって乳房が圧迫される過程を超音波で撮像することはできない。また、被検体を走査するために超音波プローブが圧迫板に沿って移動すると、X線源から被検体に向かうX線を超音波プローブが遮ってしまうことになるので、放射線撮影と超音波撮像とを同時に行うことができない。

【0006】

関連する技術として、下記の特許文献1には、マンモグラフィー装置に超音波トランスデューサを組み合わせて、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ー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、圧迫板に沿って移動することにより被検体を撮像する。

【0007】

また、下記の特許文献2には、身体における関心領域をX線及び超音波で撮像する撮像装置が開示されている。この撮像装置によれば、得られたX線画像及び超音波画像が組み合わせて用いられて、関心領域の位置に関する3次元情報が得られるので、特に、女性の乳房における潜在的な病巣の分析や検査に役立つと記載されている。

【0008】

しかしながら、特許文献1及び特許文献2においても、超音波トランスデューサ又は超音波プローブが圧迫板の上方に配置されるので、圧迫板によって乳房が圧迫される過程を超音波で撮像することはできない。また、X線源から被検体に向かうX線を超音波トランスデューサ又は超音波プローブが遮ってしまうことになり、放射線撮影と超音波撮像とを同時に行うことはできない。その結果、撮影時間が長くなり、被検者に苦痛を与える時間が長くなってしまう。

【特許文献1】米国特許第5474072号明細書（第1頁、図1）

【特許文献2】米国特許第6102866号明細書（第1頁、図6）

【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、放射線及び超音波を用いて乳腺・乳房の撮像を行う医用撮像装置において、圧迫板によって乳房が圧迫される過程を超音波で撮像したり、又は、放射線撮影と同時に超音波撮像を行うことによって撮影時間を短縮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装置は、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手段が内部に配置される撮影台と、撮影台上に配置されて被検体に当接し、一定の間隔で配列された複数の超音波トランスデューサを含むことにより、被検体を通過した放射線の一部を所定の方向に通過させると共に、複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信し、被検体によって反射される超音波を受信して複数の検出信号を出力する超音波トランスデューサアレイと、超音波トランスデューサアレイに複数の駆動信号を供給すると共に、超音波トランスデューサアレイから出力される複数の検出信号に基づいて画像信号を生成する超音波検査部とを具備する。

【発明の効果】

10

【0011】

本発明の1つの観点によれば、撮影台上に配置されて被検体に当接し、一定の間隔で配列された複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイを用いることにより、圧迫板によって乳房が圧迫される過程を超音波で撮像したり、又は、放射線撮影と同時に超音波撮像を行うことによって撮影時間を短縮することができる。なお、本願においては、トランスデューサアレイ（「アレイトランスデューサ」ともいう）を構成する1エレメント分のトランスデューサを、「超音波トランスデューサ」という。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

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。以下の実施形態においては、放射線としてX線を使用するが、本発明においては、 α 線、 β 線、 γ 線、電子線、紫外線等も使用可能である。

20

【0013】

図1は、本発明の第1の実施形態に係る医用撮像装置の外観を示す斜視図である。この医用撮像装置は、ベースとなる筐体11と、筐体11上に固定された撮影台12と、撮影台12上に配置された超音波トランスデューサアレイ20と、筐体11に固定された2つの柱13及び14と、柱13に対して上下に移動可能に取り付けられたアーム15と、アーム15に取り付けられたX線発生部16と、柱14に対して上下に移動可能に取り付けられた支持機構17と、支持機構17に支持された圧迫板18とを有している。

30

【0014】

図2は、本発明の第1の実施形態に係る医用撮像装置の一部の断面を模式的に示す断面図である。X線発生部16は、放射線源としてのX線管16aと、X線管16a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するフィルタ16bとを含んでいる。フィルタ16b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る。

【0015】

X線発生部16の下方（Z軸方向）には、被検体となる乳房を押さえるための圧迫板18と、圧迫板18に対向して、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トランスデューサアレイ20と、撮影台12とが配置されている。撮影台12の内部には、被検体を通過した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FPD（フラットパネル・ディテクタ）19が装備されている。本実施形態においては、超音波トランスデューサアレイ20が、被検体を通過したX線の一部を所定の方向に通過させることにより、X線の散乱を防止する回折グリッドの役割を果たしている。

40

【0016】

放射線撮影を行う際には、被検体となる乳房を撮影台と圧迫板との間に挟み込み、X線管16aからX線を発生させる。発生したX線は、フィルタ16b及び圧迫板18を介して被検体を通過し、撮影台19の内部に装備されているFPD19によって検出される。その際に、超音波トランスデューサアレイ20に含まれている複数の超音波トランスデューサ

50

ーサが、X線の散乱を防止する。

【0017】

一方、超音波撮像を行う際には、超音波トランスデューサアレイ20に含まれている複数の超音波トランスデューサから被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体からの超音波エコーを超音波トランスデューサで受信する。ここで、超音波トランスデューサアレイ20は、予め撮影台12上に配置されているので、圧迫板18によって乳房が圧迫される過程を超音波で撮像することができる。即ち、圧迫される前の乳房を下方から撮像して標準的な超音波画像を得たり、圧迫された後の乳房を下方から撮像して超音波画像を得ることにより乳房の形状（例えば、圧迫後の乳房がどの程度厚いか）を評価したり、自然な圧迫によって乳房に生じる歪を検出することにより乳房の性質（例えば、乳房がどの程度硬いか）を評価したりすることが可能となる。

10

【0018】

また、X線撮影における撮影条件を、超音波撮像により評価された乳房の形状及び／又は性質に基づいて調整することにより、X線のプリ照射を省略することも可能となる。さらに、X線管16aから被検体に向かうX線を超音波トランスデューサアレイ20が遮ることがないので、放射線撮影と同時に超音波撮像を行うことができる。その結果、撮影時間が短くなり、被検者に苦痛を与える時間を短縮することが可能となる。

【0019】

FPD19の代わりに、図7に示すようなX線フィルム及び蛍光スクリーンを格納するカセットを配置するようにしても良い。また、X線フィルム及び蛍光スクリーンの代わりに、輝尽性蛍光体（蓄積性蛍光体）が塗布された記録シートを用いるようにしても良い。輝尽性蛍光体とは、放射線を照射するとその放射線エネルギーの一部が蓄積され、その後、可視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輝尽発光する物質であり、その存在は従来から知られていた。これを用いた放射線撮影方法は、輝尽性蛍光体を塗布した記録シートに被検体の放射線画像を撮影記録し、医用画像読取装置を用いて、記録シートをレーザ光等の励起光で走査すると輝尽発光が生じるので、この光を光電的に読み取ることにより画像信号を得るものである。

20

【0020】

図3は、図2に示す超音波トランスデューサアレイにおける超音波トランスデューサの配置例を示す図であり、(a)は平面図、(b)は側面図である。

30

図3の(a)に示すように、複数の超音波トランスデューサ21が、XY平面に沿って、配列ピッチPの間隔で、2次元マトリクス状に配列されている。超音波撮像について考慮すると、生体内の超音波の波長を λ としたときに、配列ピッチPの値は、 $\lambda/2 \sim 2\lambda$ 程度とすることが望ましい。

【0021】

乳癌の検診においては、一般的に、10MHz程度の周波数を有する超音波を用いるので、超音波トランスデューサの配列ピッチPは、0.2mm～0.3mmが適している。一方、X線を用いたマンモグラフィーについて考慮すると、高密度タイプの回折グリッドの配列ピッチは、0.25mm程度である。従って、配列ピッチPを、0.2mm～0.3mm、より好ましくは、ほぼ0.25mmとすれば良い。

40

【0022】

図3の(b)に示すように、複数の超音波トランスデューサ21が、基板22上に実装されている。基板22は、ガラスエポキシ樹脂、セラミック、又は、シリコンを含む材料で作成され、少なくとも1層の配線層が設けられている。配線層には、配線パターンと、素子取付け用のランドとが形成されている。なお、基板22の上面を曲面とすることにより、複数の超音波トランスデューサ21の長手方向が概ねX線管の方を向くようにしても良い。

【0023】

各々の超音波トランスデューサ21は、振動子211と、振動子211と被検体（生体）との間で音響インピーダンスを整合させることにより超音波の伝播効率を高める音響整

50

合層 2 1 2 と、超音波を集束又は拡散させるための音響レンズ（又は、保護層） 2 1 3 と、振動子 2 1 1 から発生する不要な超音波を減衰させるバックキング材 2 1 4 とを含んでいる。

【0024】

振動子 2 1 1 は、圧電効果により伸縮して超音波を発生する圧電体 2 1 5 と、圧電体 2 1 5 の両端に形成された信号電極 2 1 6 及び共通電極 2 1 7 とによって構成される。一般に、共通電極 2 1 7 は、接地電位に接続される。

【0025】

さらに、超音波トランスデューサアレイは、複数の振動子 2 1 1 間における干渉を低減し、横方向の振動を抑えて振動子 2 1 1 を縦方向のみに振動させるために、複数の振動子 2 1 1 の間に充填された充填材を含んでも良い。また、音響整合層 2 1 2 が、超音波の伝播効率を上げるために多層構造となっても良い。

10

【0026】

振動子 2 1 1 の電極 2 1 6 及び 2 1 7 に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、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、検出信号として出力される。

【0027】

圧電体 2 1 5 の材料としては、圧電セラミックが用いられる。具体的な材料としては、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛： $\text{Pb}(\text{Ti}, \text{Zr})\text{O}_3$ ）や、PZNT（鉛、亜鉛、ニオブ、チタンを含む酸化物）の単結晶や、これらと同様のペロブスカイト系結晶構造を有する変成組成の材料や、一般にリラクサ系材料と呼ばれている材料等を用いることができる。特に、鉛を含む材料を用いることにより、放射線の透過率を下げるので、図 3 に示すように格子状に配列された複数の超音波トランスデューサ 2 1 が、放射線の散乱を防止する回折グリッドの役割を果たすことができる。

20

【0028】

音響整合層 2 1 2 の材料としては、例えば、エポキシ樹脂、ウレタン樹脂、シリコン、アクリル樹脂等の有機材料に、高い音響インピーダンスを有する材料粉末（タングステン、フェライト粉等）を混ぜ合わせた材料が用いられる。また、バックキング材 2 1 4 の材料としては、音響減衰の大きいエポキシ樹脂やゴム等が用いられる。

30

【0029】

図 4 は、図 2 に示す超音波トランスデューサアレイにおける超音波トランスデューサの他の配置例を示す平面図である。この例においては、Y 軸方向に隣接する 2 つの行において、超音波トランスデューサ 2 1 の位置を配列ピッチ P の $1/2$ だけ X 軸方向にずらすことにより、3 角配置と呼ばれる配置を実現している。この 3 角配置によれば、超音波画像のアーティファクトの原因となるグレーティングの影響を低減することができる。

【0030】

その他、超音波トランスデューサの配置に関しては、2 次元に配置された複数の超音波トランスデューサの中から一部の超音波トランスデューサのみを使用する「疎のアレイ」（スパースアレイ：sparse array）を用いても良い。また、数個の 1 次元アレイを並列に配置した 1.5 次元アレイや、1 次元アレイを用いても良いし、同心円状の配列や、ランダムな配置としても良い。

40

【0031】

上記のような超音波トランスデューサアレイを作成する際には、一般的には、基板 2 2（図 3 の（b）参照）上に、バックキング層、信号電極層、圧電体層等の複数の層を積み重ねた積層構造体を作成し、ダイサを用いて積層構造体を切断することにより、個々の超音波トランスデューサを形成する。本実施形態において、超音波トランスデューサの配列ピッチを荒くする場合には、個々の超音波トランスデューサを先に作成し、作成された複数の超音波トランスデューサを基板 2 2 上に配置することにより、超音波トランスデューサ

50

アレイを作成するようにしても良い。

【0032】

図5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、先に説明したX線管16a、FPD19、超音波トランスデューサアレイ20等の他に、X線マンモグラフィ部30と、超音波検査部40と、画像処理部50と、D/A変換器60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。

【0033】

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16a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80を用いてマニュアルで調整することができるが、これと共に、又は、これに替えて、制御部90が、超音波撮像により評価した乳房の形状及び／又は性質に基づいて、管電圧及び／又は管電流の目標値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16aに印加される高電圧を発生する。

【0034】

A/D変換器33は、FPD19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。

【0035】

超音波検査部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、DSC（Digital Scan Converter：デジタル・スキャン・コンバータ）47とを含んでいる。

【0036】

走査制御部41は、制御部90の制御の下で、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。

【0037】

ここで、送信遅延パターンとは、超音波トランスデューサアレイ20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。

【0038】

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が、その際に、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42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トランスデューサアレイ20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トランスデューサアレイ20に供給するようにしても良い。

【0039】

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

10

20

30

40

50

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、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、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。

【００４０】

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。

10

【００４１】

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Bモード画像データを生成する。DSC４７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（ラスタ変換）することにより、超音波画像データを生成する。

【００４２】

画像処理部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、超音波検査部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すことにより、表示用の画像データを生成する。また、画像処理部５０は、１つの画面内に放射線画像と超音波画像とを表示するために、放射線画像データと超音波画像データとを合成して表示用の画像データを生成するようにしても良い。

20

【００４３】

D/A変換器６０は、画像処理部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。これにより、表示部７０において、必要に応じて放射線画像及び／又は超音波画像が表示される。

【００４４】

操作卓８０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、オペレータの操作に基づいて各部を制御する。また、制御部９０は、圧迫板１８（図２）によって乳房が圧迫される際に超音波撮像によって得られた音線データ、包絡線データ、又は、画像データに基づいて乳房の形状（例えば、圧迫後の乳房がどの程度厚いか）、及び／又は、性質（例えば、乳房がどの程度硬いか）を評価し、その評価結果をX線マンモグラフィ部３０の管電圧・管電流制御部３１に出力する。管電圧・管電流制御部３１が、その評価結果に従って、X線撮影における撮影条件を自動的に調整することにより、X線のプリ照射を省略することも可能となる。具体的には、管電圧・管電流制御部３１は、乳房が厚い程、又は、乳房が硬い程、管電圧の目標値を高く設定することにより、X線管１６aから放射されるX線の透過性を高めることができる。

30

【００４５】

本実施形態においては、放射線画像データ生成部３４、信号処理部４５、Bモード画像データ生成部４６、DSC４７、画像処理部５０も、CPU及びソフトウェア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、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。

40

【００４６】

次に、本発明の第２の実施形態について説明する。

図６は、本発明の第２の実施形態に係る医用撮像装置の一部の断面を模式的に示す断面図である。第２の実施形態においては、X線管１６aが、Y軸方向に沿って広がる平面ビーム状のファンビームX線を発生し、X線発生部１６が、Y軸方向と直交するZX面内に

50

においてX線管16aを回転させることにより、放射線によって被検体を走査させる走査機構16cをさらに含んでいる。

【0047】

被検体を通過したX線を検出するために、X軸方向に短くY軸方向に長い矩形のX線ディテクタ19aが用いられ、このX線ディテクタ19aは、撮影台12の内部で移動可能となっている。また、超音波を送受信するために、X軸方向に短くY軸方向に長い矩形の超音波トランスデューサアレイ20aが用いられ、この超音波トランスデューサアレイ20aは、撮影台12の上面で移動可能となっている。

【0048】

さらに、放射線による被検体の走査に対応してX線ディテクタ19a及び超音波トランスデューサアレイ20aを移動させるために、移動機構110が設けられている。ここで、超音波トランスデューサアレイ20aの軌道の上部に、撮影台12に固定されたカバーを設けるようにしても良い。このカバーの音響インピーダンスは、圧電体の音響インピーダンスと被検体（生体）の音響インピーダンスとの間に設定することが望ましい。

【0049】

図6に示すように、X線管16aによって発生されたファンビームX線が、Z軸方向から反時計回りに被検体を走査するにつれて、移動機構110が、X線ディテクタ19a及び超音波トランスデューサアレイ20aを、左から右へと移動させる。これにより、放射線画像と超音波画像とを同時に生成することができる。

【0050】

第2の実施形態の変形として、第1の実施形態におけるのと同様のX線発生部及びFPDを用いて、超音波トランスデューサアレイのみを小型化して移動させるようにしても良い。その場合には、超音波トランスデューサアレイに回折グリッドの役割を持たせず、別途、回折グリッドを設けるようにする。第2の実施形態又はその変形によれば、素子数の少ない超音波トランスデューサアレイ（例えば、1．5次元アレイ又は1次元アレイ）を使用することが得るので、超音波トランスデューサアレイの製造が容易となる。

【産業上の利用可能性】

【0051】

本発明は、乳がん等を診断するために、放射線及び超音波を用いて乳腺・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。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る医用撮像装置の外観を示す斜視図である。

【図2】本発明の第1の実施形態に係る医用撮像装置の一部の断面を模式的に示す断面図である。

【図3】図2に示す超音波トランスデューサアレイにおける超音波トランスデューサの配置例を示す図である。

【図4】図2に示す超音波トランスデューサアレイにおける超音波トランスデューサの他の配置例を示す平面図である。

【図5】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6】本発明の第2の実施形態に係る医用撮像装置の一部の断面を模式的に示す断面図である。

【図7】放射線及び超音波を用いて乳腺・乳房の撮像を行う従来の医用撮像装置の一部の断面を模式的に示す断面図である。

【符号の説明】

【0053】

- 11 筐体
- 12 撮影台
- 13、14 柱
- 15 アーム

10

20

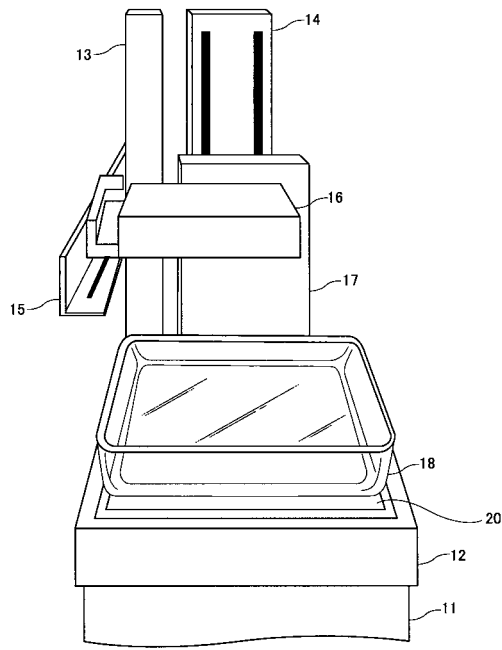
30

40

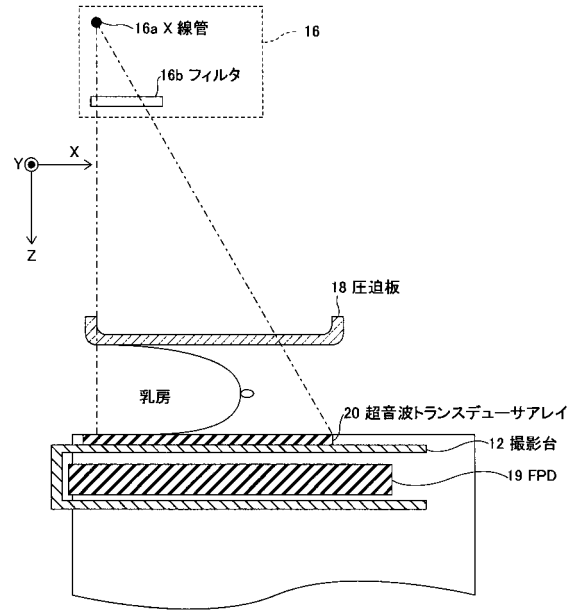
50

1 6	X線発生部	
1 6 a	X線管	
1 6 b	フィルタ	
1 6 c	走査機構	
1 7	支持機構	
1 8	圧迫板	
1 9	F P D (フラットパネル・ディテクタ)	
1 9 a	X線ディテクタ	
2 0、2 0 a	超音波トランスデューサアレイ	
3 0	X線マンモグラフィ部	10
3 1	管電圧・管電流制御部	
3 2	高電圧発生部	
3 3	A / D変換器	
3 4	放射線画像データ生成部	
4 0	超音波検査部	
4 1	走査制御部	
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	20
4 6	Bモード画像データ生成部	
4 7	D S C (ディジタル・スキャン・コンバータ)	
5 0	画像処理部	
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	
1 1 0	移動機構	

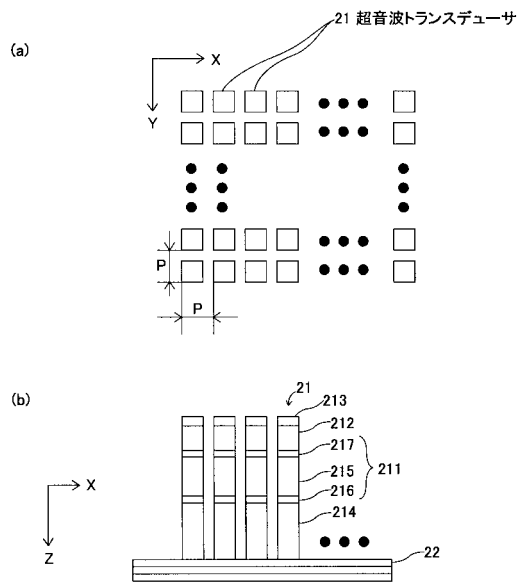
【図 1】



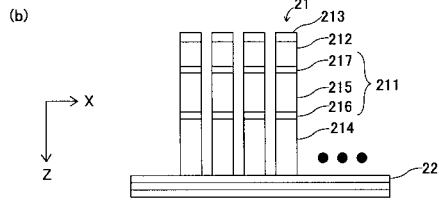
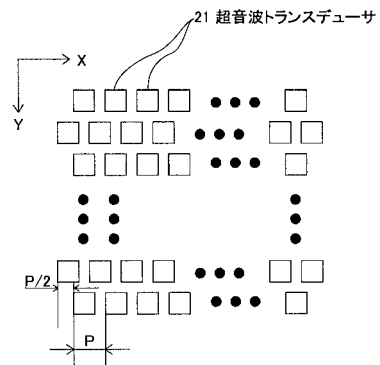
【図 2】



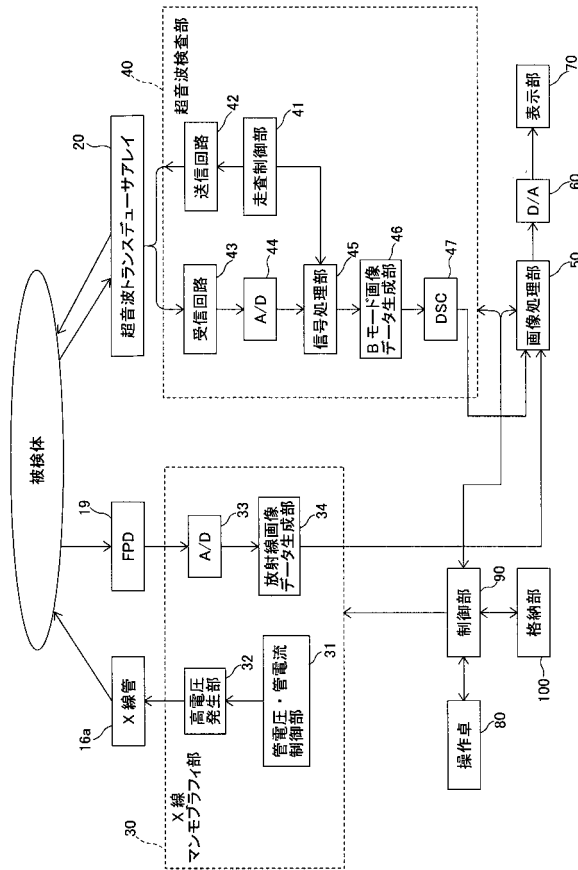
【図 3】



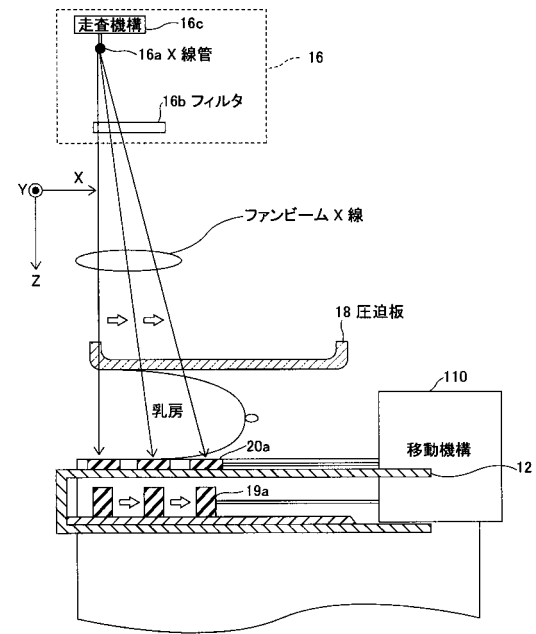
【図 4】



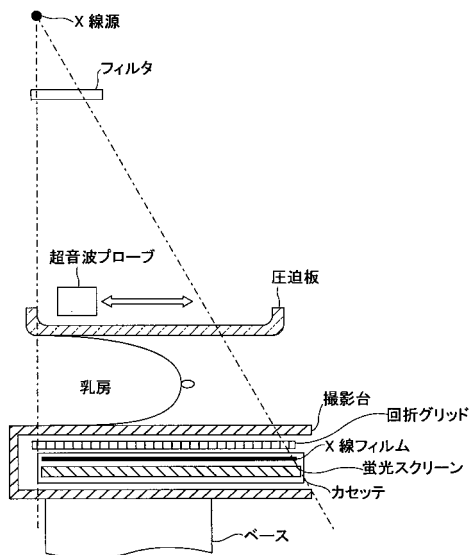
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-325523 (JP, A)
国際公開第2006/015296 (WO, A1)
特開平05-200019 (JP, A)
特開2005-111258 (JP, A)
特開2004-325523 (JP, A)
国際公開第2004/061575 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6/00-6/14
A 61 B 8/08

专利名称(译)	医用摄像装置		
公开(公告)号	JP4938472B2	公开(公告)日	2012-05-23
申请号	JP2007009318	申请日	2007-01-18
[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	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/08		
FI分类号	A61B6/00.330.Z A61B8/08 A61B6/00.370 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/DA06 4C093/EB05 4C093/EB12 4C093/EB13 4C093/EB17 4C093/EC15 4C093/ED21 4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB16 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/FF20 4C601/GA03 4C601/GB02 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC15 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/LL33		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2008173291A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过超声捕获用压板压迫妈妈的过程或者同时在医学成像设备中使用射线照相执行超声成像来缩短成像时间，所述医学成像设备使用辐射和超声波捕获乳腺和乳房的图像。ŽSOLUTION：该医学成像设备具有：用于产生辐射的辐射源；成像基座，设置有辐射检测装置，用于在其内部检测由辐射源产生并穿过对象的辐射；超声换能器阵列，设置在放射源和成像基座之间，允许部分放射线通过对象，根据多个驱动信号将超声波发射到对象，接收由对象反射的超声波输出多个检测信号；超声波检查部分，将多个驱动信号提供给超声波换能器阵列，并根据从超声波换能器阵列输出的多个检测信号产生图像信号。Ž

