

(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2009-279111

(P2009-279111A)

(43) 公開日 平成21年12月3日(2009.12.3)

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

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-132757 (P2008-132757)  
 (22) 出願日 平成20年5月21日 (2008. 5. 21)

(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 CA13 CA21 DA06 ED21  
 FF34

最終頁に続く

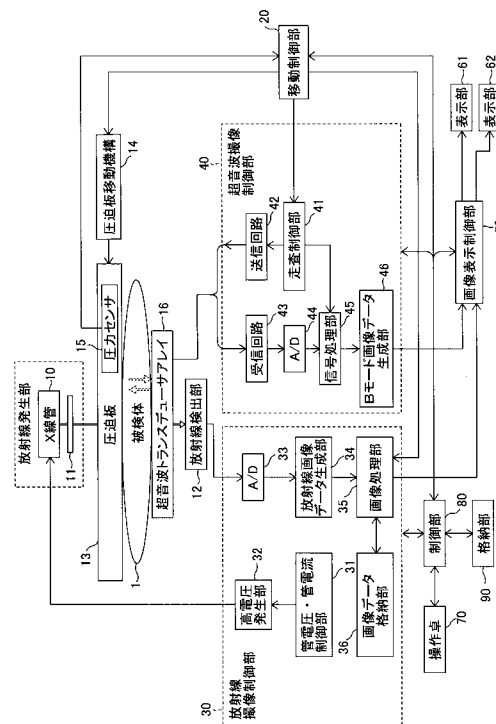
(54) 【発明の名称】 医用撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 2次元超音波トランスデューサアレイを用いることにより超音波画像を得るための時間を短縮すると共に、アレイを固定したまま放射線撮影を行っても良好な放射線画像を得る。

【解決手段】 この医用撮像装置は、放射線を発生する放射線発生部と、放射線を検出する放射線検出部と、2次元状に配置された複数の超音波トランスデューサを含み、放射線発生部と放射線検出部との間に配置された超音波トランスデューサアレイと、放射線検出部の検出結果に基づいて放射線画像データを生成する放射線画像データ生成部と、放射線発生部によって発生され被検体及び超音波トランスデューサアレイを透過した放射線の検出結果に基づいて生成された放射線画像データに対して画像処理を施すことにより、該放射線画像データによって表される放射線画像から超音波トランスデューサアレイの像を除去する画像処理部とを具備する。

【選択図】 図1



**【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、  
放射線を検出する放射線検出部と、  
2次元状に配置された複数の超音波トランスデューサを含み、前記放射線発生部と前記放射線検出部との間に配置された超音波トランスデューサアレイと、  
前記放射線検出部の検出結果に基づいて放射線画像データを生成する放射線画像データ生成部と、  
前記放射線発生部によって発生され被検体及び前記超音波トランスデューサアレイを透過した放射線の検出結果に基づいて生成された放射線画像データに対して画像処理を施すことにより、該放射線画像データによって表される放射線画像から前記超音波トランスデューサアレイの像を除去する画像処理部と、  
を具備する医用撮像装置。

10

**【請求項 2】**

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、  
をさらに具備し、前記超音波トランスデューサアレイが、前記撮影台の内部に配置されている、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、  
をさらに具備し、前記超音波トランスデューサアレイが、前記圧迫板の第2の面に配置されている、請求項1記載の医用撮像装置。

20

**【請求項 4】**

前記超音波トランスデューサアレイの放射線画像を表す第1の放射線画像データを格納する格納部をさらに具備し、  
前記画像処理部が、前記放射線発生部によって発生され被検体及び前記超音波トランスデューサアレイを透過した放射線の検出結果に基づいて生成された第2の放射線画像データの値から前記第1の放射線画像データの値を減算するサブトラクション処理を行う、請求項2記載の医用撮像装置。

30

**【請求項 5】**

前記超音波トランスデューサアレイの放射線画像を表す第1の放射線画像データを格納する格納部をさらに具備し、  
前記画像処理部が、前記圧迫板の圧迫方向における位置に関する情報に基づいて前記超音波トランスデューサアレイの像の拡大率を算出し、算出された拡大率に応じて放射線画像を拡大又は縮小するように前記第1の放射線画像データを処理し、前記放射線発生部によって発生され被検体及び前記超音波トランスデューサアレイを透過した放射線の検出結果に基づいて生成された第2の放射線画像データの値から前記第1の放射線画像データの値を減算するサブトラクション処理を行う、請求項3記載の医用撮像装置。

40

**【請求項 6】**

前記画像処理部が、前記放射線発生部において用いられる管電圧、管電流時間積、ターゲット、及び、フィルタの内の少なくとも1つに従って定められた補正係数を利用して前記第1及び/又は第2の放射線画像データの値を補正してからサブトラクション処理を行う、請求項4又は5記載の医用撮像装置。

**【請求項 7】**

前記画像処理部が、前記放射線発生部によって発生され被検体及び前記超音波トランスデューサアレイを透過した放射線の検出結果に基づいて生成された放射線画像データを2次元フーリエ変換することにより空間周波数データを算出し、該空間周波数データにおい

50

て少なくとも前記超音波トランスデューサアレイの配列ピッチに対応する空間周波数成分を消去した後に該空間周波数データを逆2次元フーリエ変換することにより、前記超音波トランスデューサアレイの像が除去された放射線画像データを算出する、請求項1～3のいずれか1項記載の医用撮像装置。

【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、  
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、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。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。

【0007】

そのような医用撮像装置において、圧迫板によって圧迫された状態の被検体（乳房）を1次元超音波トランスデューサアレイを用いて機械的にスキャンすると、超音波画像を得るために時間がかかってしまうという問題がある。そこで、超音波画像を得るための時間を短縮するために、2次元超音波トランスデューサアレイを用いることが考えられる。

10

20

30

40

50

## 【0008】

関連する技術として、特許文献1には、X線と超音波技術の両方を用いて乳房の組織を撮影する装置が、圧迫板の下方に配置されたグリッドのさらに下方に2次元超音波トランスデューサアレイを備えることが開示されている。この装置において、2次元超音波トランスデューサアレイの接続ワイアは、グリッドのX線吸収材料の列と一致するように2次元超音波トランスデューサアレイを横切って配置されており、X線フィルムへの照射の間に、接続ワイアはX線フィルム上に像を形成しない。

## 【0009】

しかしながら、グリッドを静止させたままでX線撮影を行うと、接続ワイアの像は形成されなくても、グリッドの像が形成されてしまう。グリッドの像が形成されないようにするためには、グリッドを2次元超音波トランスデューサアレイと共に移動させながらX線撮影を行う必要があるが、その場合には移動機構が複雑なものになってしまう。

【特許文献1】特許第3461509号公報（特表平9-504211号公報）（コラム10、第15-22行）

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0010】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、2次元超音波トランスデューサアレイを用いることにより超音波画像を得るための時間を短縮すると共に、2次元超音波トランスデューサアレイを固定したまま放射線撮影を行っても良好な放射線画像が得られる医用撮像装置を提供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、放射線を発生する放射線発生部と、放射線を検出する放射線検出部と、2次元状に配置された複数の超音波トランスデューサを含み、放射線発生部と放射線検出部との間に配置された超音波トランスデューサアレイと、放射線検出部の検出結果に基づいて放射線画像データを生成する放射線画像データ生成部と、放射線発生部によって発生され被検体及び超音波トランスデューサアレイを透過した放射線の検出結果に基づいて生成された放射線画像データに対して画像処理を施すことにより、該放射線画像データによって表される放射線画像から超音波トランスデューサアレイの像を除去する画像処理部とを具備する。

## 【発明の効果】

## 【0012】

本発明によれば、2次元超音波トランスデューサアレイを用いることにより超音波画像を得るための時間を短縮すると共に、被検体及び超音波トランスデューサアレイを透過した放射線の検出結果に基づいて生成された放射線画像から超音波トランスデューサアレイの像を除去する画像処理を行うことにより、2次元超音波トランスデューサアレイを固定したまま放射線撮影を行っても良好な放射線画像を得ることができる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0013】

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。

## 【0014】

図 1 に示すように、医用撮像装置は、放射線発生部を構成する X 線管 1 0 及びフィルタ 1 1 と、X 線管 1 0 によって発生され被検体 1 を透過した X 線を検出する放射線検出部 1 2 と、被検体 1 である乳房を押さえるための圧迫板 1 3 と、圧迫板 1 3 を移動させる圧迫板移動機構 1 4 と、圧迫板 1 3 に印加される圧力を検出する圧力センサ 1 5 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トランスデューサアレイ 1 6 とを、撮像部において有している。

【 0 0 1 5 】

さらに、医用撮像装置は、圧迫板移動機構 1 4 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、画像表示制御部 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。

10

【 0 0 1 6 】

図 2 は、本発明の第 1 の実施形態に係る医用撮像装置における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、被検体 1 が載置される撮影台 1 7 と、撮影台 1 7 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 とが設けられている。X 線管 1 0 は、その内部に焦点 1 0 a を有する。また、撮影台 1 7 の内部には、放射線検出部 1 2 と、超音波トランスデューサアレイ 1 6 とが設けられている。

【 0 0 1 7 】

圧迫板 1 3 は、撮影台 1 7 に対して平行に設置されており、移動制御部 2 0（図 1）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）に移動させる。圧力センサ 1 5（図 1）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 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 7 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。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り、X 線管 1 0 から放射される X 線を透過させる材料によって形成されていることが望ましい。

20

【 0 0 1 8 】

図 3 は、本発明の第 1 の実施形態に係る医用撮像装置における撮像部の一部を拡大して示す断面図である。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。

30

【 0 0 1 9 】

放射線検出部 1 2 としては、イメージングプレート、又は、フラットパネル・ディテクタ（FPD）等を使用することができる。本実施形態においては、フラットパネル・ディテクタが使用される。フラットパネル・ディテクタは、2次元領域における複数の検出ポイントにおいて X 線を検出し、X 線の強度に応じた大きさを有する検出信号（放射線検出信号）を出力する。また、放射線検出部 1 2 の上方には、X 線の散乱を防止してコントラストを改善するグリッド 1 8 が配置されている。グリッド 1 8 は、鉛等の X 線吸収材料によって構成される。

40

【 0 0 2 0 】

放射線発生部から放射された X 線は、圧迫板 1 3、被検体 1、撮影台 1 7 の上部、超音波トランスデューサアレイ 1 6、及び、グリッド 1 8 を透過して放射線検出部 1 2 に到達し、放射線画像が形成される。放射線画像を表す放射線検出信号は、放射線検出部 1 2 からケーブルを介して放射線撮像制御部 3 0（図 1）に出力される。

【 0 0 2 1 】

超音波トランスデューサアレイ 1 6 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と、それらの超音波トランスデューサを超音波撮像制御部 4 0（図 1）と電氣的に

50

接続するための配線パターンと、それらを支持するベース部材とを備えている。

【 0 0 2 2 】

図 4 A 及び図 4 B は、図 3 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平面図及び側面図である。図 4 A に示すように、複数の超音波トランスデューサ 6 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。生体内の超音波の波長を  $\lambda$  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。乳癌の検診においては、一般的に、10 MHz 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、0.2 mm ~ 0.3 mm が適している。

【 0 0 2 3 】

図 4 B に示すように、複数の超音波トランスデューサ 6 が、ベース部材 5 上に実装されている。ベース部材 5 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、ベース部材 5 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 6 の長手方向が概ね X 線管の焦点 10 a (図 2 及び図 3) を向くようにしても良い。

【 0 0 2 4 】

各々の超音波トランスデューサ 6 は、振動子 6 1 と、振動子 6 1 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合層 6 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) 6 3 と、振動子 6 1 から発生する不要な超音波を減衰させるバッキング材 6 4 とを含んでいる。

【 0 0 2 5 】

音響整合層 6 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、バッキング材 6 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。

【 0 0 2 6 】

振動子 6 1 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、P(VDF) (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) 6 5 と、圧電体 6 5 の両端に形成された個別電極 6 6 及び共通電極 6 7 とによって構成される。一般に、共通電極 6 7 は、接地電位に接続される。

【 0 0 2 7 】

さらに、超音波トランスデューサアレイは、複数の振動子 6 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 6 1 を縦方向のみに振動させるために、複数の振動子 6 1 の間に充填された充填材を含んでいても良い。また、音響整合層 6 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。

【 0 0 2 8 】

振動子 6 1 の電極 6 6 及び 6 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、受信信号として出力される。

【 0 0 2 9 】

再び図 3 を参照すると、本実施形態においては、撮影台 1 7 の内部に 2 次元超音波トランスデューサアレイ 1 6 が配置されており、超音波トランスデューサアレイ 1 6 は、撮影台 1 7 の上部を介して被検体 1 と音響的に接続される。超音波撮像制御部 4 0 (図 1) からケーブルを介して供給される駆動信号に従って超音波トランスデューサアレイ 1 6 から送信された超音波は、被検体 1 によって反射されて超音波エコーを生じ、超音波エコーを受信した超音波トランスデューサアレイ 1 6 が、ケーブルを介して超音波撮像制御部 4 0

10

20

30

40

50

に受信信号を出力する。

【0030】

本実施形態によれば、2次元超音波トランスデューサアレイ16を使用することにより、被検体1を機械的にスキャンする必要がないので、超音波画像を短時間で取得することが可能である。しかしながら、X線管10と放射線検出部12との間のX線通過経路内に超音波トランスデューサアレイ16が存在するので、放射線画像において、被検体1の像だけでなく、超音波トランスデューサアレイ16（特に、振動子及び配線パターン）の像が形成されて、診断において障害となってしまう。そこで、後で詳しく説明するように、超音波トランスデューサアレイ16の像を除去するために画像処理が行われる。

【0031】

再び図1を参照しながら、放射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、画像処理部35と、画像データ格納部36とを含んでいる。

【0032】

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（mA s値：管電流時間積）によってX線の発生量が決定される。また、X線管10において用いられるターゲットの材料とフィルタ11において用いられる材料との組み合わせ（例えば、タングステン/ロジウム、モリブデン/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線の特性が制御される。

【0033】

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。

【0034】

A/D変換器33は、放射線検出部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。

【0035】

画像処理部35は、放射線発生部によって発生され被検体1及び超音波トランスデューサアレイ16を透過した放射線の検出結果に基づいて生成された放射線画像データに対して画像処理を施すことにより、放射線画像データによって表される放射線画像から超音波トランスデューサアレイ16の像を除去する。

【0036】

本実施形態においては、画像処理部35が、被検体1及び超音波トランスデューサアレイ16の像を含む放射線画像と、超音波トランスデューサアレイ16の放射線画像との間で、サブトラクション処理を行う。そのために、被検体1が存在しないときに超音波トランスデューサアレイ16の放射線撮影を行うことにより、超音波トランスデューサアレイ16の放射線画像を表す第1の放射線画像データが生成される。第1の放射線画像データの生成は、工場出荷前、メンテナンス時、実際の検査の直前のいずれにおいて行うようにしても良い。画像処理部35は、放射線画像データ生成部34によって生成された第1の放射線画像データを画像データ格納部36に格納する。

【0037】

実際の検査において、被検体1の放射線撮影を行うことにより、被検体1及び超音波トランスデューサアレイ16を透過したX線を検出して得られる放射線検出信号に基づいて、第2の放射線画像データが生成される。画像処理部35は、第2の放射線画像データと第1の放射線画像データとの間でサブトラクション処理を行うことにより、第2の放射線画像データによって表される放射線画像から超音波トランスデューサアレイ16の像を除

10

20

30

40

50

去する。

【0038】

即ち、画像処理部35は、第2の放射線画像データの値から第1の放射線画像データの値を減算するサブトラクション処理を行う。ただし、放射線画像は、放射線発生部において用いられる管電圧、管電流時間積、ターゲット、及び、フィルタ等の撮影条件によって変化するので、それらの撮影条件の内の1つ又は複数の組み合わせに従って、補正係数が予め定められている。画像処理部35は、少なくとも1つの撮影条件に従って定められた補正係数を利用して、第1及び/又は第2の放射線画像データの値を補正してからサブトラクション処理を行う。グリッドの像も、同様にして除去することが可能である。なお、グリッドを移動させながらX線撮影を行う場合には、グリッドの像は殆ど現れない。

10

【0039】

図5は、第1の実施形態のサブトラクション処理における放射線画像を示す図である。図5の(a)は、第1の放射線画像データによって表される超音波トランスデューサアレイの放射線画像を示しており、図5の(b)は、第2の放射線画像データによって表される被検体及び超音波トランスデューサアレイの像を含む放射線画像を示しており、図5の(c)は、サブトラクション処理が施された放射線画像データによって表される被検体の放射線画像を示している。

【0040】

次に、再び図1を参照しながら、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とを含んでいる。

20

【0041】

走査制御部41は、移動制御部20の制御の下で、送信回路42から超音波トランスデューサアレイ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。

【0042】

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。

30

【0043】

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トランスデューサアレイ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トランスデューサアレイ16に供給しても良い。

40

【0044】

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

50

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。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

画像表示制御部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し、画像の表示を制御する。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。

【0048】

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、画像処理部35、走査制御部41、信号処理部45～画像表示制御部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。

【0049】

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における撮像部の一部を拡大して示す断面図である。圧迫板13は、圧迫方向(Z軸方向)に沿って被検体1を圧迫する第1の面(図6における下面)と、第1の面に対して反対側の第2の面(図6における上面)とを有している。第2の実施形態においては、圧迫板13の上面に2次元超音波トランスデューサアレイ16が配置されており、超音波トランスデューサアレイ16は、圧迫板13を介して被検体1と音響的に接続される。その他の点に関しては、第1の実施形態と同様である。

【0050】

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光学的に透明であり、X線管10から放射されるX線を透過させると共に、超音波トランスデューサアレイ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、アクリル、又は、ポリメチルペンテン等の樹脂を用いることができる。

【0051】

放射線発生部から放射されたX線は、超音波トランスデューサアレイ16、圧迫板13、被検体1、撮影台17の上部、及び、グリッド18を透過して放射線検出部12に到達し、放射線画像が形成される。第2の実施形態によれば、放射線発生部から放射されたX線が被検体1に照射される前に超音波トランスデューサアレイ16を透過するので、放射線検出部12において第1の実施形態におけるのと同じX線強度を得る場合に、被検体1のX線被曝量を小さくすることができる。しかしながら、被検体1の厚さによって圧迫板

10

20

30

40

50

13と放射線検出部12との間の距離が変化するので、圧迫板13の上面に配置された2次元超音波トランスデューサレイ16の像の拡大率もそれに応じて変化する。

【0052】

そこで、図1に示す画像処理部35は、圧迫板13の圧迫方向（Z軸方向）における位置に関する情報を移動制御部20から入力し、その情報に基づいて、超音波トランスデューサレイ16の像の拡大率を算出する。例えば、圧迫板13が最も下方において撮影台17に接しているときの拡大率を「1」とし、そのときに超音波トランスデューサレイ16の放射線撮影を行うことにより、超音波トランスデューサレイ16の放射線画像を表す第1の放射線画像データが生成される。画像処理部35は、放射線画像データ生成部34によって生成された第1の放射線画像データを、画像データ格納部36に格納する。

10

【0053】

実際の検査において、画像処理部35が、圧迫板13が被検体1に接しているときの拡大率を算出する。そのときに被検体1の放射線撮影を行うことにより、被検体1及び超音波トランスデューサレイ16を透過したX線を検出して得られる放射線検出信号に基づいて、第2の放射線画像データが生成される。画像処理部35は、算出された拡大率に応じて、第1の放射線画像データによって表される超音波トランスデューサレイ16の像を拡大して、第2の放射線画像データと第1の放射線画像データとの間でサブトラクション処理を行うことにより、第2の放射線画像データによって表される放射線画像から超音波トランスデューサレイ16の像を除去する。

【0054】

20

ただし、第1の放射線画像データが取得されるときに圧迫板13の位置によっては < 1となる場合も生じ、その場合には、画像処理部35は、算出された拡大率に応じて、第1の放射線画像データによって表される超音波トランスデューサレイ16の像を縮小する。本実施形態においても、画像処理部35は、放射線発生部において用いられる管電圧、管電流時間積、ターゲット、及び、フィルタ等の撮影条件の内の少なくとも1つに従って定められた補正係数を利用して、第1及び/又は第2の放射線画像データの値を補正してからサブトラクション処理を行うようにしても良い。

【0055】

図7は、第2の実施形態のサブトラクション処理における放射線画像を示す図である。図5の(a)は、第1の放射線画像データによって表される超音波トランスデューサレイの放射線画像を示しており、図5の(b)は、拡大された超音波トランスデューサレイの放射線画像を示しており、図5の(c)は、第2の放射線画像データによって表される被検体及び超音波トランスデューサレイの放射線画像を示しており、図5の(d)は、サブトラクション処理が施された放射線画像データによって表される被検体の放射線画像を示している。

30

【0056】

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。第3の実施形態においては、放射線画像に対して、サブトラクション処理の代わりにフィルタリング処理が施される。その他の点に関しては、第1又は第2の実施形態と同様である。

【0057】

40

図4Aに示すように、複数の超音波トランスデューサ6は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ので、超音波トランスデューサレイの像を含む放射線画像には、この配列ピッチPに起因する特有の空間周波数成分が含まれている。そこで、図1に示す画像処理部35は、被検体1及び超音波トランスデューサレイ16を透過したX線の検出結果に基づいて生成された放射線画像データを2次元フーリエ変換することにより、空間周波数データを算出する。

【0058】

図8Aは、超音波トランスデューサレイの像を含む放射線画像の空間周波数データによって表される空間周波数スペクトラムを示す図である。この空間周波数スペクトラムにおいては、超音波トランスデューサレイの配列ピッチに起因する特有の空間周波数成分

50

$f_A$  と、グリッドの配列ピッチに起因する特有の空間周波数成分  $f_B$  とが含まれている。そこで、画像処理部 35 は、空間周波数データにおいて、少なくとも超音波トランスデューサアレイの配列ピッチに対応する空間周波数成分  $f_A$  を消去し、その部分を他の空間周波数成分に基づいて補間する。さらに、画像処理部 35 は、空間周波数データにおいて、グリッドの配列ピッチに対応する空間周波数成分  $f_B$  を消去し、その部分を他の空間周波数成分に基づいて補間するようにしても良い。なお、グリッドを移動させながら X 線撮影を行う場合には、グリッドの配列ピッチに起因する特有の空間周波数成分  $f_B$  は殆ど現れない。

#### 【0059】

図 8 B は、超音波トランスデューサアレイの配列ピッチに対応する空間周波数成分が消去された空間周波数データによって表される空間周波数スペクトラムを示す図である。その後、画像処理部 35 は、空間周波数データを逆 2 次元フーリエ変換することにより、放射線画像データを算出する。この放射線画像データにおいては、超音波トランスデューサアレイの像が除去されている。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0060】

本発明は、乳癌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】

#### 【0061】

【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】本発明の第 1 の実施形態に係る医用撮像装置における撮像部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装置における撮像部の一部を拡大して示す断面図である。

【図 4 A】図 3 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平面図である。

【図 4 B】図 3 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側面図である。

【図 5】第 1 の実施形態のサブトラクション処理における放射線画像を示す図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態に係る医用撮像装置における撮像部の一部を拡大して示す断面図である。

【図 7】第 2 の実施形態のサブトラクション処理における放射線画像を示す図である。

【図 8 A】超音波トランスデューサアレイの像を含む放射線画像の空間周波数データによって表される空間周波数スペクトラムを示す図である。

【図 8 B】超音波トランスデューサアレイの配列ピッチに対応する空間周波数成分が消去された空間周波数データによって表される空間周波数スペクトラムを示す図である。

#### 【符号の説明】

#### 【0062】

- 1 被検体
- 2 アーム部
- 3 基台
- 4 軸部
- 5 ベース部材
- 6 超音波トランスデューサ
  - 6 1 振動子
  - 6 2 音響整合層
  - 6 3 音響レンズ又は保護層
  - 6 4 バッキング材
  - 6 5 圧電体

10

20

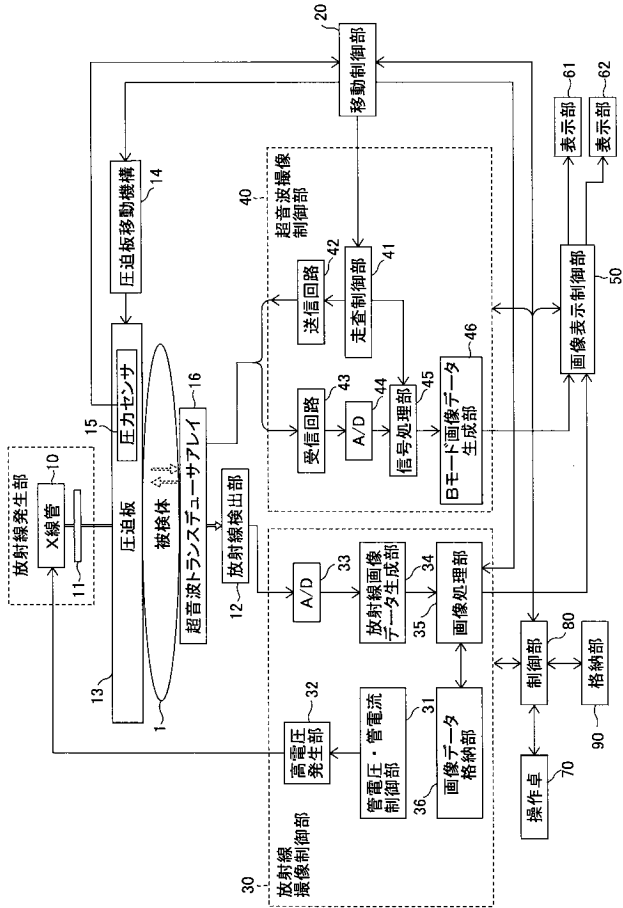
30

40

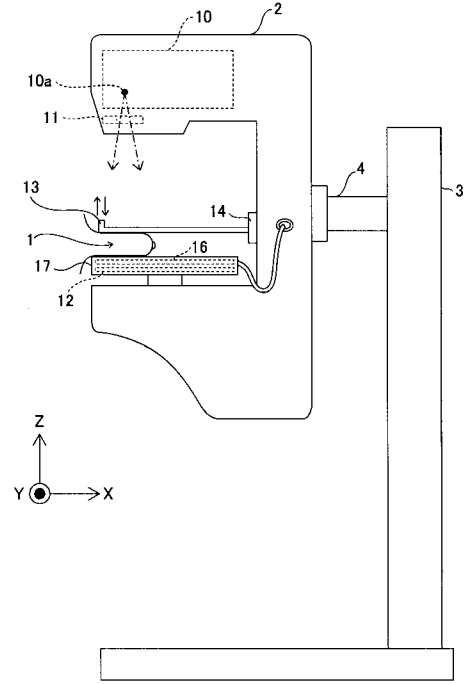
50

6 6	個別電極	
6 7	共通電極	
1 0	X線管	
1 0 a	焦点	
1 1	フィルタ	
1 2	放射線検出部	
1 3	圧迫板	
1 4	圧迫板移動機構	
1 5	圧力センサ	
1 6	超音波トランスデューサアレイ	10
1 7	撮影台	
1 8	グリッド	
2 0	移動制御部	
3 0	放射線撮像制御部	
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	
3 5	画像処理部	
3 6	画像データ格納部	20
4 0	超音波撮像制御部	
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	
4 6	Bモード画像データ生成部	
5 0	画像表示制御部	
6 1、6 2	表示部	
7 0	操作卓	30
8 0	制御部	
9 0	格納部	

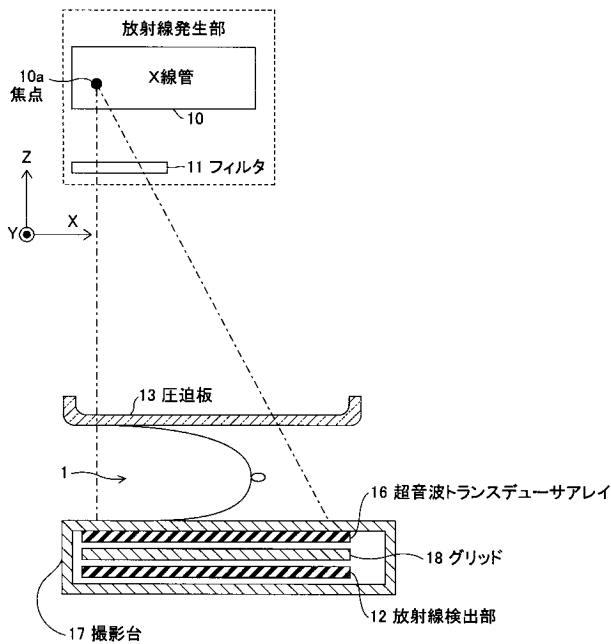
【図1】



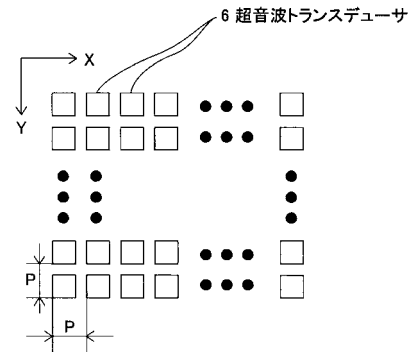
【図2】



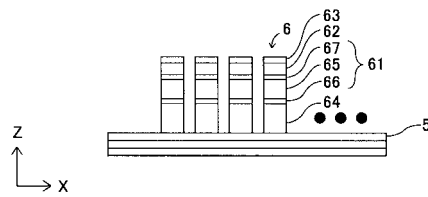
【図3】



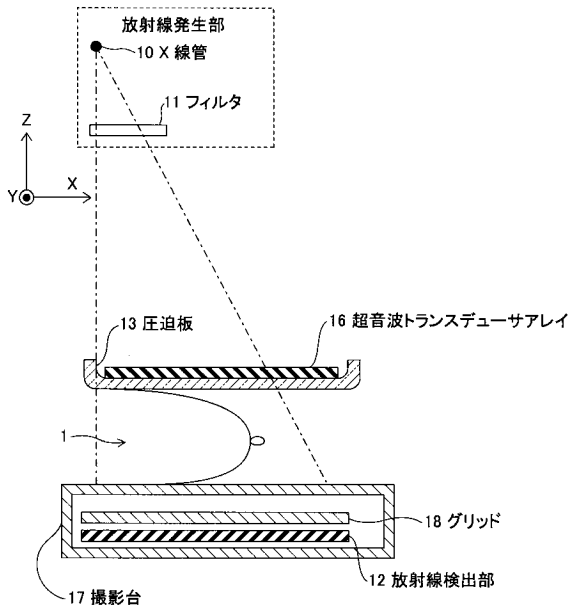
【図4A】



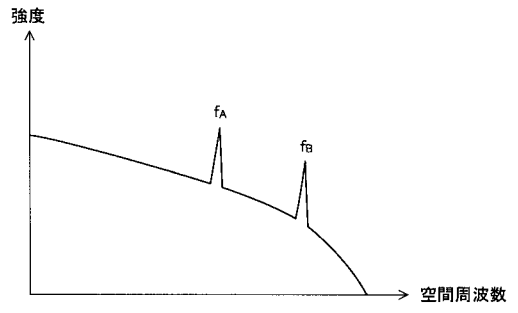
【図4B】



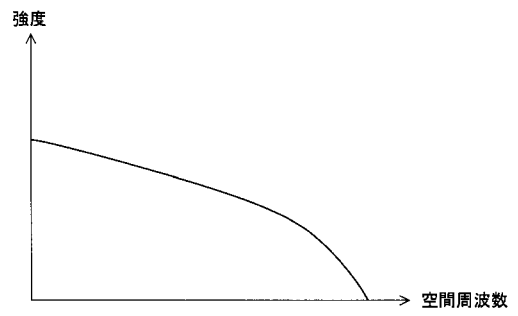
【図6】



【図8A】

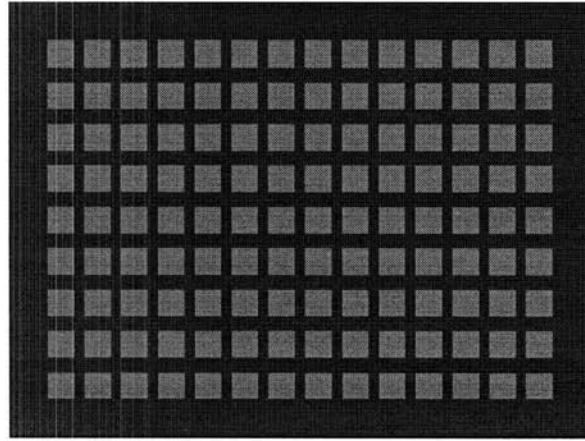


【図8B】

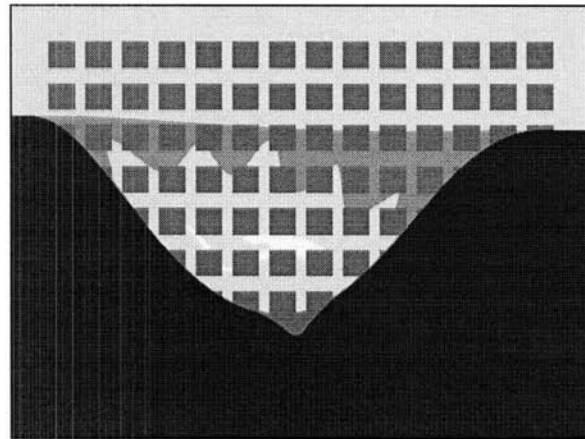


【 図 5 】

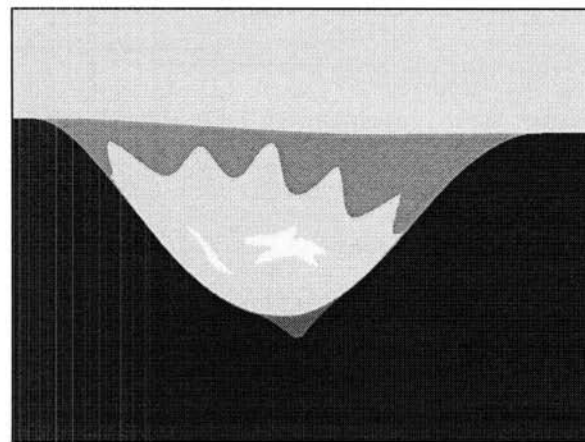
(a)



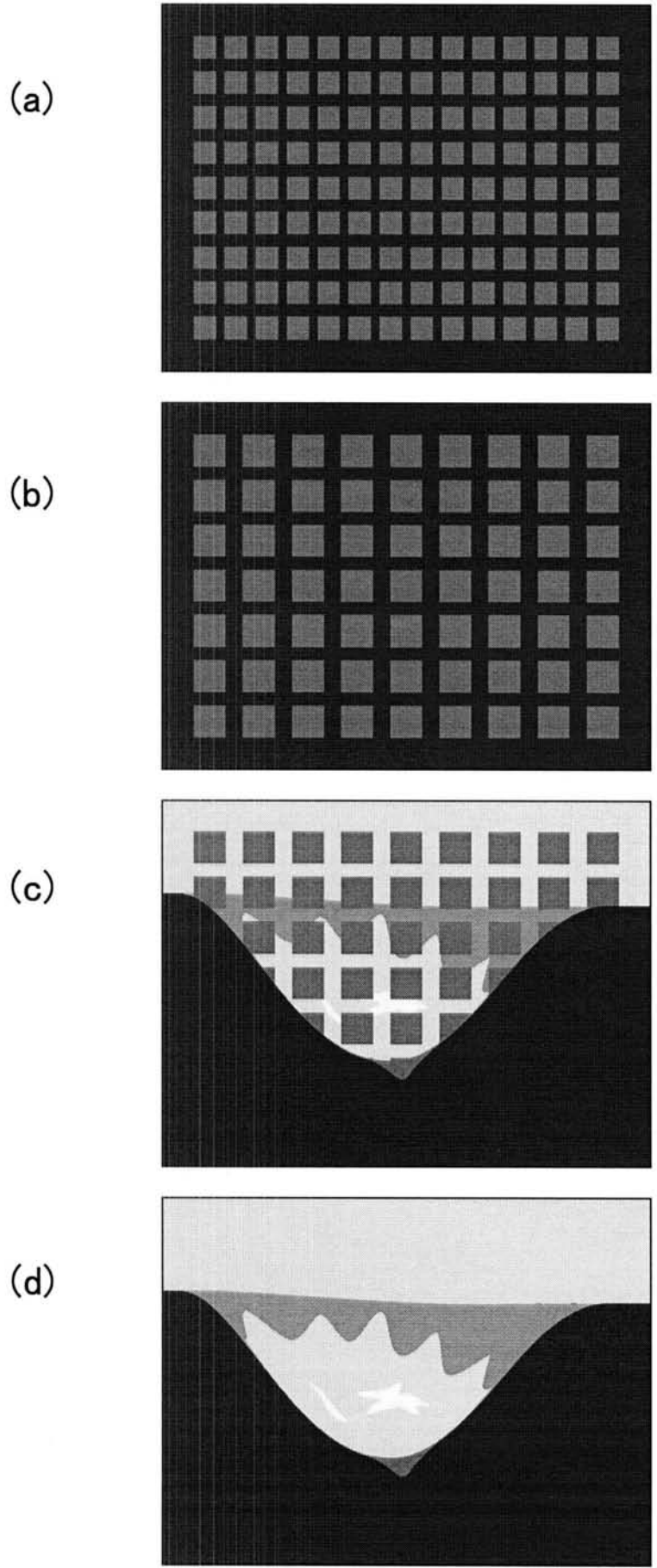
(b)



(c)



【 図 7 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 DD08 EE04 EE11 GB06 JC19 LL33

专利名称(译)	医用摄像装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009279111A</a>	公开(公告)日	2009-12-03
申请号	JP2008132757	申请日	2008-05-21
[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	A61B6/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B6/0414 A61B6/4291 A61B6/4417 A61B6/502 A61B8/0825		
FI分类号	A61B6/00.370 A61B6/00.330.Z A61B8/08		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/CA13 4C093/CA21 4C093/DA06 4C093/ED21 4C093/FF34 4C601/DD08 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/JC19 4C601/LL33		
代理人(译)	宇都宫 正明		
其他公开文献	JP5296414B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用二维超声换能器阵列缩短获得超声图像的时间，并且即使在阵列保持固定的同时执行放射成像时也提供优异的放射图像。  
 ZOLUTION：一种医学成像设备，包括：用于产生辐射的辐射产生部分；用于检测辐射的辐射检测部分；超声换能器阵列，包括多个二维布置的超声换能器，并且布置在放射线生成部分和放射线检测部分之间；辐射图像数据生成部分，用于基于辐射检测部分的检测结果生成辐射图像数据；以及图像处理部分，用于通过对基于由放射线生成部分生成的放射线的检测结果生成的放射线图像数据执行图像处理，从由放射线图像数据指示的放射线图像中消除超声波换能器阵列的图像并通过物体和超声换能器阵列传输。

