

(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2017-153571

(P2017-153571A)

(43) 公開日 平成29年9月7日(2017.9.7)

(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 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 2 0 M	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2016-37685 (P2016-37685)  
 (22) 出願日 平成28年2月29日 (2016.2.29)

(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 100079049  
 弁理士 中島 淳  
 (74) 代理人 100084995  
 弁理士 加藤 和詳  
 (74) 代理人 100099025  
 弁理士 福田 浩志  
 (72) 発明者 荒井 毅久  
 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

最終頁に続く

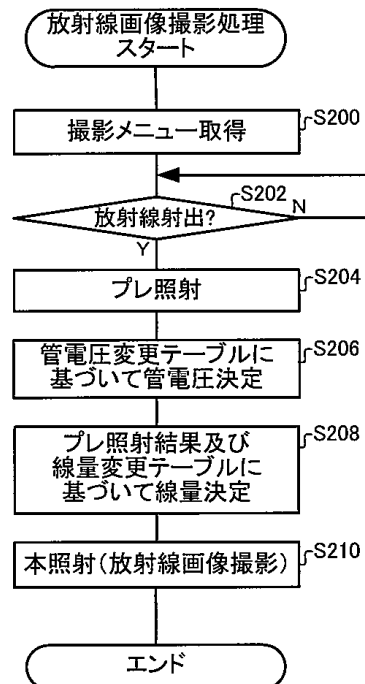
(54) 【発明の名称】 医用撮影装置、管電圧設定装置、撮影制御方法、及び撮影制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】使用されている音響マッチング部材の種類を考慮して好適な放射線画像の撮影を行うことができる、医用撮影装置、管電圧設定装置、撮影制御方法、及び撮影制御プログラムを提供する。

【解決手段】医用撮影装置10は、乳房Nを圧迫する圧迫板32と、乳房Nに放射線Rを照射する放射線射出部25と、を備え、乳房Nの放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が可能である。制御部40は、乳房Nの超音波画像の撮影を行う場合に圧迫板32と乳房Nとの間に挿入される音響マッチング部材50の種類を表す種類情報を取得する。制御部40は、乳房Nの放射線画像の撮影のみを行う場合に放射線射出部25の管電圧を第1の管電圧に設定し、乳房Nの放射線画像の撮影と超音波画像の撮影とを音響マッチング部材50を挿入したままで連続して行う場合に取得された種類情報を用いて放射線射出部25の管電圧を第1の管電圧とは異なる第2の管電圧に設定する。

【選択図】 図7



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

乳房を圧迫する圧迫板と、  
前記乳房に放射線を照射する射出部と、  
を備える、前記乳房の放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が可能な医用撮影装置であって、

前記乳房の前記超音波画像の撮影を行う場合に前記圧迫板と前記乳房との間に挿入される音響マッチング部材の種類を表す種類情報を取得する取得部と、

前記乳房の前記放射線画像の撮影のみを行う場合に前記射出部の管電圧を第 1 の管電圧に設定し、前記乳房の放射線画像の撮影と前記超音波画像の撮影とを前記音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合に前記取得部により取得された前記種類情報を用いて前記射出部の管電圧を前記第 1 の管電圧とは異なる第 2 の管電圧に設定する設定部と

10

を備えた医用撮影装置。

## 【請求項 2】

前記設定部は、前記種類情報により表される種類に応じて、前記射出部の放射線管から射出される放射線の線量をさらに設定する、

請求項 1 に記載の医用撮影装置。

## 【請求項 3】

前記設定部は、前記音響マッチング部材の種類と前記放射線の線量または前記線量の補正值との対応関係を表す情報に基づいて、設定する線量を決定する、

20

請求項 2 に記載の医用撮影装置。

## 【請求項 4】

前記音響マッチング部材は、前記種類情報に応じたマーカが付与されており、

前記マーカを撮影する撮影部をさらに備え、

前記取得部は、前記撮影部が撮影した前記マーカの画像に基づいて前記種類情報を取得する、

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の医用撮影装置。

## 【請求項 5】

前記音響マッチング部材は、前記音響マッチング部材とは放射線の透過率が異なり、かつ前記種類情報に応じたマーカが付与されており、

30

前記取得部は、前記マーカに前記射出部から放射線を照射させて撮影された前記マーカの放射線画像に基づいて前記種類情報を取得する、

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の医用撮影装置。

## 【請求項 6】

前記音響マッチング部材は、前記種類が前記射出部から射出された放射線が透過する前記音響マッチング部材の部分の厚みに応じて定められている、

請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の医用撮影装置。

## 【請求項 7】

前記設定部は、前記音響マッチング部材の種類と前記放射線の管電圧または前記管電圧の補正值との対応関係を表す情報に基づいて、設定する管電圧を決定する、

40

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の医用撮影装置。

## 【請求項 8】

前記管電圧または前記管電圧の補正值は、前記音響マッチング部材を透過して乳房に入射する放射線の半価層を、前記音響マッチング部材を透過せずに乳房に入射する放射線の半価層と同一とするものである、

請求項 7 に記載の医用撮影装置。

## 【請求項 9】

前記乳房の放射線画像の撮影と前記超音波画像の撮影とを前記音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合に、さらに前記圧迫板と前記射出部との間に、前記音響マ

50

ッティング部材と異なる音響マッチング部材が設けられた場合、

前記取得部は、前記異なる音響マッチング部材の種類を表す種類情報をさらに取得し、  
前記設定部は、前記取得部により取得された前記音響マッチング部材の前記種類情報及び前記異なる音響マッチング部材の前記種類情報を用いて前記射出部の管電圧を設定する

請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の医用撮影装置。

【請求項 10】

前記圧迫板は、前記乳房の放射線画像の撮影と前記超音波画像の撮影とを前記音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合、前記放射線画像の撮影及び前記超音波画像の撮影が終了するまで前記乳房を圧迫させた状態のままである、

10

請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の医用撮影装置。

【請求項 11】

乳房の超音波画像の撮影を行う場合に超音波プローブと前記乳房との間に配置され、かつ前記乳房の放射線画像の撮影を行う場合に放射線射出部と前記乳房の間に存在する音響マッチング部材の種類を表す種類情報を取得する取得部と、

前記乳房の放射線画像の撮影を行う場合に、前記取得部により取得された前記種類情報により表される種類に応じて、前記放射線射出部の放射線管の管電圧を設定する設定部と

を備えた管電圧設定装置。

【請求項 12】

20

乳房を圧迫する圧迫板と、前記乳房に放射線を照射する射出部と、を備える、前記乳房の放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が可能な医用撮影装置における撮影制御方法であって、

前記乳房の前記超音波画像の撮影を行う場合に前記圧迫板と前記乳房との間に挿入される音響マッチング部材の種類を表す種類情報を取得し、

前記乳房の前記放射線画像の撮影のみを行う場合に前記射出部の管電圧を第 1 の管電圧に設定し、

前記乳房の放射線画像の撮影と前記超音波画像の撮影とを前記音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合に取得された前記種類情報を用いて前記射出部の管電圧を前記第 1 の管電圧とは異なる第 2 の管電圧に設定する、

30

ことを含む処理をコンピュータに実行させるための撮影制御方法。

【請求項 13】

乳房を圧迫する圧迫板と、前記乳房に放射線を照射する射出部と、を備える、前記乳房の放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が可能な医用撮影装置における撮影制御プログラムであって、

前記乳房の前記超音波画像の撮影を行う場合に前記圧迫板と前記乳房との間に挿入される音響マッチング部材の種類を表す種類情報を取得し、

前記乳房の前記放射線画像の撮影のみを行う場合に前記射出部の管電圧を第 1 の管電圧に設定し、

前記乳房の放射線画像の撮影と前記超音波画像の撮影とを前記音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合に取得された前記種類情報を用いて前記射出部の管電圧を前記第 1 の管電圧とは異なる第 2 の管電圧に設定する、

40

ことを含む処理をコンピュータに実行させるための撮影制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用撮影装置、管電圧設定装置、撮影制御方法、及び撮影制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

50

放射線画像と超音波画像との両方を用いて乳房に関する診察や診断等を行う場合がある。一般的なマンモグラフィ装置では乳房の放射線画像を撮影する場合、被検者の乳房を圧迫板で圧迫した状態とする。一方、一般的な超音波画像撮影装置で乳房の超音波画像を撮影する場合、オペレータが超音波プローブを被検者の乳房の表面で移動させて撮影を行う。このように放射線画像を撮影する場合と超音波画像を撮影する場合とでは被検者の乳房の圧迫状態や撮影の状態等が異なるため、両画像の比較を行った場合、関心部位の観察等が行い難い場合がある。そのため、放射線画像の撮影と超音波画像の撮影との両方を行うことができる医用撮影装置が望まれており、例えば、特許文献1及び2に記載の技術が開示されている。

#### 【0003】

特許文献1及び2に記載の技術では、1台の医用撮影装置で、一人の被検者の乳房を圧迫した状態で放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影を行うことで、被検者の乳房の圧迫状態や撮影の状態等が同一とされた超音波画像及び放射線画像を取得する。これにより、同一の乳房を撮影した放射線画像及び超音波画像の比較において、関心部位の観察等が行いやすくなる。

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0004】

【特許文献1】特開2009-082399号公報

【特許文献2】特開2005-270677号公報

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

一般的に、超音波画像を撮影する場合、超音波のインピーダンスの不一致を軽減するために、超音波プローブと乳房との間に音響マッチング部材が挿入される。音響マッチング部材が挿入された状態で、放射線画像の撮影を行う場合、音響マッチング部材を透過した放射線が乳房に入射することになる。そのため、たとえば、乳房に入射される放射線の性質が、音響マッチング部材を透過せずに乳房に入射される場合の放射線とは異なる場合がある。

#### 【0006】

本発明は、上記事実を考慮して成されたもので、使用されている音響マッチング部材の種類を考慮して好適な放射線画像の撮影を行うことができる、医用撮影装置、管電圧設定装置、撮影制御方法、及び撮影制御プログラム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】

#### 【0007】

上記目的を達成するために本発明の医用撮影装置は、乳房を圧迫する圧迫板と、乳房に放射線を照射する射出部と、を備える、乳房の放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が可能な医用撮影装置であって、乳房の前記超音波画像の撮影を行う場合に圧迫板と乳房との間に挿入される音響マッチング部材の種類を表す種類情報を取得する取得部と、乳房の放射線画像の撮影のみを行う場合に射出部の管電圧を第1の管電圧に設定し、乳房の放射線画像の撮影と超音波画像の撮影とを音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合に取得部により取得された種類情報を用いて射出部の管電圧を前記第1の管電圧とは異なる第2の管電圧に設定する設定部と、を備える。

#### 【0008】

本発明の医用撮影装置の設定部は、種類情報により表される種類に応じて、射出部の放射線管から射出される放射線の線量をさらに設定してもよい。

#### 【0009】

また、本発明の医用撮影装置の設定部は、音響マッチング部材の種類と放射線の線量または線量の補正值との対応関係を表す情報に基づいて、設定する線量を決定してもよい。

#### 【0010】

10

20

30

40

50

本発明の医用撮影装置は、音響マッチング部材に、種類情報に応じたマーカが付与されており、マーカを撮影する撮影部をさらに備え、取得部は、撮影部が撮影したマーカの画像に基づいて種類情報を取得してもよい。

【0011】

本発明の医用撮影装置は、音響マッチング部材に、音響マッチング部材とは放射線の透過率が異なり、かつ種類情報に応じたマーカが付与されており、取得部は、マーカに射出部から放射線を照射させて撮影されたマーカの放射線画像に基づいて種類情報を取得してもよい。

【0012】

本発明の医用撮影装置では、音響マッチング部材の種類が射出部から射出された放射線が透過する音響マッチング部材の部分の厚みに応じて定められていてもよい。

10

【0013】

本発明の医用撮影装置の設定部は、音響マッチング部材の種類と放射線の管電圧または管電圧の補正值との対応関係を表す情報に基づいて、設定する管電圧を決定してもよい。

【0014】

本発明の医用撮影装置では、管電圧または前記管電圧の補正值は、前記音響マッチング部材を透過して乳房に入射する放射線の半価層を、前記音響マッチング部材を透過せずに乳房に入射する放射線の半価層と同一とするものであってもよい。

【0015】

本発明の医用撮影装置では、乳房の放射線画像の撮影と超音波画像の撮影とを音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合に、さらに圧迫板と射出部との間に、上記音響マッチング部材と異なる音響マッチング部材が設けられた場合、取得部は、異なる音響マッチング部材の種類を表す種類情報をさらに取得し、設定部は、取得部により取得された音響マッチング部材の種類情報及び異なる音響マッチング部材の種類情報を用いて射出部の管電圧を設定してもよい。

20

【0016】

本発明の医用撮影装置の圧迫板は、乳房の放射線画像の撮影と超音波画像の撮影とを前記音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合、放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が終了するまで乳房を圧迫させた状態のままであってもよい。

【0017】

また、上記目的を達成するために本発明の管電圧設定装置は、乳房の超音波画像の撮影を行う場合に超音波プローブと前記乳房との間に配置され、かつ前記乳房の放射線画像の撮影を行う場合に放射線射出部と前記乳房の間に存在する音響マッチング部材の種類を表す種類情報を取得する取得部と、前記乳房の放射線画像の撮影を行う場合に、前記取得部により取得された前記種類情報により表される種類に応じて、前記放射線射出部の放射線管の管電圧を設定する設定部と、を備える。

30

【0018】

また、上記目的を達成するために本発明の撮影制御方法は、乳房を圧迫する圧迫板と、乳房に放射線を照射する射出部と、を備える、乳房の放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が可能な医用撮影装置における撮影制御方法であって、乳房の超音波画像の撮影を行う場合に圧迫板と乳房との間に挿入される音響マッチング部材の種類を表す種類情報を取得し、乳房の放射線画像の撮影のみを行う場合に射出部の管電圧を第1の管電圧に設定し、乳房の放射線画像の撮影と超音波画像の撮影とを音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合に取得された種類情報を用いて射出部の管電圧を第1の管電圧とは異なる第2の管電圧に設定する、ことを含む処理をコンピュータに実行させるための方法である。

40

【0019】

また、上記目的を達成するために本発明の撮影制御プログラム方法は、乳房を圧迫する圧迫板と、乳房に放射線を照射する射出部と、を備える、乳房の放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が可能な医用撮影装置における撮影制御プログラムであって、乳房の超音

50

波画像の撮影を行う場合に圧迫板と乳房との間に挿入される音響マッチング部材の種類を表す種類情報を取得し、乳房の放射線画像の撮影のみを行う場合に射出部の管電圧を第1の管電圧に設定し、乳房の放射線画像の撮影と超音波画像の撮影とを音響マッチング部材を挿入したままで連続して行う場合に取得された種類情報を用いて射出部の管電圧を第1の管電圧とは異なる第2の管電圧に設定する、ことを含む処理をコンピュータに実行させるためのものである。

【発明の効果】

【0020】

本発明では、使用されている音響マッチング部材の種類を考慮して好適な放射線画像の撮影を行うことができる、医用撮影装置、撮影制御方法、及び撮影制御プログラムを提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】第1実施形態の医用撮影装置の撮像部の外観を示す側面図である。

【図2】第1実施形態の医用撮影装置の構成を表すブロック図である。

【図3】第1実施形態の医用撮影装置において音響マッチング部材を設けた状態で放射線画像の撮影を行う場合を説明する図である。

【図4】第1実施形態の医用撮影装置において音響マッチング部材を設けない状態で放射線画像の撮影を行う場合を説明する図である。

【図5】第1実施形態の医用撮影装置による放射線画像及び超音波画像の撮影連続して行う連続撮影モードにおける撮影動作を表したフローチャートある。

20

【図6】第1実施形態の医用撮影装置において超音波画像の撮影を行う場合を説明する図である。

【図7】第1実施形態の医用撮影装置による放射線画像処理の流れを表したフローチャートある。

【図8】管電圧変更テーブルの一例を示す図である。

【図9】線量変更テーブルの一例を示す図である。

【図10】マーカを有する音響マッチング部材を説明する図である。

【図11】第2実施形態の医用撮影装置による放射線画像及び超音波画像の撮影連続して行う連続撮影モードにおける撮影動作を表したフローチャートある。

30

【図12】第2実施形態の医用撮影装置による放射線画像撮影処理の流れを表したフローチャートである。

【図13】マーカの画像を含むプレ照射により得られた放射線画像を説明する図である。

【図14】マーカを撮影するためのカメラを備えた場合の医用撮影装置の構成を表すブロック図である。

【図15】図14に示した医用撮影装置による放射線画像及び超音波画像の撮影連続して行う連続撮影モードにおける撮影動作を表したフローチャートある。

【図16】管電圧設定装置及び医用撮影装置の構成を表すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

40

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。なお、本実施形態は本発明を限定するものではない。

[第1実施形態]

まず、図1を参照して、本実施形態に係る医用撮影装置の構成について説明する。

【0023】

本実施形態の医用撮影装置10は、被写体の乳房に放射線Rを照射し、乳房を透過した放射線Rを検出することによって放射線画像を撮影する放射線マンモグラフィ装置の機能と、被写体の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撮影する超音波画像撮影装置の機能とを併せ持つ。

【0024】

50

図 1 に示すように本実施形態の医用撮影装置 10 は、アーム部 20 と、基台 22 と、軸部 24 と、を備えている。基台 22 は、アーム部 20 を上下方向（Z 軸方向）に移動可能に保持する。軸部 24 は、アーム部 20 を基台 22 に連結する。またアーム部 20 は、軸部 24 を回転軸として、基台 22 に対して相対的に回転可能となっている。

【0025】

アーム部 20 には、放射線射出部 25 と、撮影台 31 と、圧迫板 32 と、圧迫板移動機構 34 と、超音波プローブ 36 と、プローブ移動機構 38 と、が設けられている。

【0026】

放射線射出部 25 は、放射線管 26、フィルタ 28、及び高電圧発生部 29 を備える。放射線管 26 は、管電圧が印加されることによって放射線 R を発生する。フィルタ 28 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、放射線管 26 が発生する放射線 R 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させる。

10

【0027】

撮影を行う場合、撮影台 31 上には、被検者の乳房がポジショニングされる。被検者の乳房が接する撮影台 31 等は、放射線 R の透過性や強度の観点から、例えば、カーボンで形成されている。撮影台 31 の内部には、乳房及び撮影台 31 を透過した放射線 R を検出する放射線検出器 30 が配置されている。放射線検出器 30 が検出した放射線 R に基づいて放射線画像が生成される。本実施形態の放射線検出器 30 の種類は特に限定されず、例えば、放射線 R を光に変換し、変換した光を電荷に変換する間接変換方式の放射線検出器であってもよいし、放射線 R を直接電荷に変換する直接変換方式の放射線検出器であってもよい。

20

【0028】

圧迫板 32 は、圧迫板移動機構 34 により上下方向（Z 軸方向）に移動し、撮影台 31 との間で被検者の乳房を圧迫する。圧迫板 32 は、乳房の圧迫において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好ましく、放射線射出部 25 から射出される放射線 R を透過し易くするため放射線 R の透過性に優れた材料によって形成される。また、圧迫板 32 は、超音波プローブ 36 から送信される超音波を伝播し易い材料により形成されていることが望ましい。圧迫板 32 の材料としては、例えば、ポリメチルペンテン、ポリカーボネート、アクリル、及びポリエチレンテレフタレート等の樹脂を用いることができる。特に、ポリメチルペンテンは、剛性が低く伸縮性及び可撓性に優れると共に、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において適した値を有するので、圧迫板 32 の材料として適している。

30

【0029】

超音波プローブ 36 は、プローブ移動機構 38 により圧迫板 32 の上面（被検者の乳房が配置される側と反対側の面）に沿って移動し、乳房を超音波で走査することにより乳房の超音波画像を取得する。超音波プローブ 36 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（図示省略）を備える。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。

40

【0030】

複数の超音波トランスデューサの各々は、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り構成される。振動子の電極に、パルス状又は連続波の駆動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、制御部 40（図 2 参照）に輸入される。

50

## 【 0 0 3 1 】

超音波撮影が行われる場合には、超音波プローブ 3 6 は、圧迫板 3 2 の上面にエコーゼリー等の音響マッチング部材（図 6 参照、詳細後述）が塗布された状態で、圧迫板 3 2 の上面に沿って移動する。本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、制御部 4 0（図 2 参照）がプローブ移動機構 3 8 によって超音波プローブ 3 6 を移動させることにより、オペレータが超音波プローブ 3 6 を移動させることなく、自動的に超音波画像の撮影を行う。なお、本実施形態に限らず、オペレータにより超音波プローブ 3 6 を移動させて超音波画像の撮影を行ってもよい。

## 【 0 0 3 2 】

また、図 2 に示すように、本実施形態の医用撮影装置 1 0 は、圧力センサ 3 3、位置センサ 3 7、制御部 4 0、記憶部 4 2、操作パネル 4 4、及び I / F（InterFace）部 4 6 を備える。放射線射出部 2 5、放射線検出器 3 0、圧力センサ 3 3、圧迫板移動機構 3 4、超音波プローブ 3 6、位置センサ 3 7、プローブ移動機構 3 8、制御部 4 0、記憶部 4 2、操作パネル 4 4、及び I / F（InterFace）部 4 6 は、システムバスやコントロールバス等のバス 4 9 を介して相互に各種信号の授受が可能に接続されている。

10

## 【 0 0 3 3 】

制御部 4 0 は、C P U（Central Processing Unit）4 0 A、R O M（Read Only Memory）4 0 B、及び R A M（Random Access Memory）4 0 C を備える。R O M 4 0 B には、C P U 4 0 A で実行される各種のプログラム等が予め記憶されている。R A M 4 0 C は、各種データを一時的に記憶する。

20

## 【 0 0 3 4 】

圧力センサ 3 3 は、圧迫板 3 2 に印加される圧力を検出する。また、位置センサ 3 7 は、超音波プローブ 3 6 に内蔵されており、超音波プローブ 3 6 の位置（圧迫板 3 2 表面上での位置）を検出する。

## 【 0 0 3 5 】

制御部 4 0 は、医用撮影装置 1 0 の全体の動作を制御する。本実施形態の制御部 4 0 は、放射線画像の撮影を行う場合、放射線射出部 2 5、放射線検出器 3 0、及び圧迫板移動機構 3 4 を制御する。制御部 4 0 は、圧力センサ 3 3 の検出結果に基づいて、圧迫板移動機構 3 4 により圧迫板 3 2 を移動させて乳房を撮影台 3 1 との間で圧迫する。そして、制御部 4 0 は、放射線射出部 2 5 により放射線管 2 6 から放射線 R を射出させる。なお、放射線 R の透過性は、放射線管 2 6 の陰極と陽極との間にかかる管電圧に応じて決定される。また、放射線 R の発生量、すなわち、乳房に照射される放射線 R の線量は、放射線管 2 6 の陰極と陽極との間に流れる管電流の時間積分値（いわゆる m A s 値）によって決定される。そのため、制御部 4 0 が、管電圧や管電流等の撮影条件を調整して、高電圧発生部 2 9 により発生させた高電圧を放射線管 2 6 に印加することにより放射線射出部 2 5 から放射線 R が射出される。制御部 4 0 は、乳房を透過した放射線 R を放射線検出器 3 0 により検出させることで放射線画像の撮影を行う。

30

## 【 0 0 3 6 】

また、本実施形態の制御部 4 0 は、超音波画像の撮影を行う場合、超音波プローブ 3 6 及びプローブ移動機構 3 8 を制御する。制御部 4 0 は、位置センサ 3 7 の検出結果に基づいて超音波プローブ 3 6 の位置を把握し、プローブ移動機構 3 8 により超音波プローブ 3 6 を移動させる。制御部 4 0 は、プローブ移動機構 3 8 により超音波プローブ 3 6 を移動させながら、超音波を送受信することで超音波画像の撮影を行う。

40

## 【 0 0 3 7 】

記憶部 4 2 には、撮影によって得られた放射線画像及び超音波画像の各画像データや他の各種情報等が記憶される。記憶部 4 2 の具体例としては、H D D（Hard Disk Drive）や S S D（Solid State Drive）等が挙げられる。また、本実施形態の記憶部 4 2 には、管電圧変更テーブル 4 2 A 及び線量変更テーブル 4 2 B（図 8 及び 9 参照、いずれも詳細後述）が記憶されている。

## 【 0 0 3 8 】

50

操作パネル 4 4 は、放射線画像や超音波画像の撮影を行うオペレータによる撮影に関する指示（例えば、圧迫板 3 2 による乳房の圧迫指示等）を受け付ける。操作パネル 4 4 は、例えば、医用撮影装置 1 0 のアーム部 2 0 に設けられている。なお、操作パネル 4 4 は、タッチパネルとして設けられてもよい。

【 0 0 3 9 】

I / F 部 4 6 は、無線通信または有線通信により、外部システム（例えば、R I S : Radiology Information System）等やコンソールとの間で各種情報の通信を行う。本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、撮影した放射線画像や超音波画像を I / F 部 4 6 からコンソールや読影装置（ビューワ等）に送信する。

【 0 0 4 0 】

次に、本実施形態の医用撮影装置 1 0 における放射線画像及び超音波画像の撮影について説明する。

【 0 0 4 1 】

本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、放射線画像及び超音波画像を連続して撮影する撮影モード（以下、「連続撮影モード」という）と、放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影のいずれか一方を行う撮影モードとを有する。以下では、医用撮影装置 1 0 が連続撮影モードを実行する場合について説明する。

【 0 0 4 2 】

一般的に、圧迫板 3 2 で圧迫した状態で乳房の超音波画像を撮影する場合、圧迫板 3 2 と乳房との接触面での超音波のインピーダンスの不一致を軽減するために、圧迫板 3 2 と乳房との間に音響マッチング部材が挿入される。本実施形態の医用撮影装置 1 0 において連続撮影モードを実行する場合、放射線画像及び超音波画像を乳房の圧迫を解除することなく、圧迫板 3 2 が放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が終了するまで乳房を圧迫させた状態のままで両方の撮影を連続して撮影するため、放射線画像を撮影する場合も、一例として図 3 に示すように放射線画像の撮影においては不要な音響マッチング部材 5 0 が圧迫板 3 2 と乳房 N との間に挿入される。

【 0 0 4 3 】

一方、一例として図 4 に示すように、一般的な乳房の放射線画像（マンモグラフィ）の撮影では、音響マッチング部材 5 0 を設けずに放射線画像の撮影が行われる。本実施形態の医用撮影装置 1 0 においても、乳房の放射線画像の撮影のみを行い、超音波画像の撮影を行わない撮影モードの場合は、音響マッチング部材 5 0 は挿入されない。

【 0 0 4 4 】

本実施形態の医用撮影装置 1 0 において圧迫板 3 2 と乳房 N との間に挿入される音響マッチング部材 5 0 は、生体（本実施形態では乳房 N）との適合性と超音波の透過性とが双方とも良好な材質で生成されている。音響マッチング部材 5 0 は、柔軟で物理的強度を有し、超音波の透過性がよく、かつ、滅菌処理に耐えられる材料で生成されていることが好ましい。音響マッチング部材 5 0 の材料としては、ウレタンゴムやシリコンゴムなどの非含水ゲル物資、及びポリビニルアルコールやポリエチレンオキサイド等の高分子含水ゲル等が用いられる。なお、本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、音響マッチング部材 5 0 として、形状を保持させるために音響マッチング部材 5 0 の表面をシリコンゴムなどで覆った、いわゆるゲルパッドを用いている。

【 0 0 4 5 】

このような音響マッチング部材 5 0 を透過することにより放射線 R の性質は変化する。そのため、圧迫板 3 2 と乳房 N との間に音響マッチング部材 5 0 が挿入された場合には、音響マッチング部材 5 0 が挿入されない場合に比較すると、乳房 N に入射される放射線 R の性質が異なってしまう。例えば、放射線 R が X 線の場合、音響マッチング部材 5 0 を透過することにより、エネルギーが高エネルギー側にシフトする、いわゆるビームハードニングが生じ、放射線 R の線質が変化する。このように、放射線 R が高エネルギー側にシフトした場合、撮影される放射線画像のコントラストが低下する。また、例えば、音響マッチング部材 5 0 により放射線 R が吸収されるため、乳房 N に入射される放射線 R の線量が

10

20

30

40

50

低下する。

【0046】

なお、放射線 R の線質の変化は、音響マッチング部材 50 を放射線 R が透過する部分の厚みに特に依存し、音響マッチング部材 50 を透過する部分の厚みが厚いほど、放射線 R の線質の変化が大きくなる。そのため、本実施形態の医用撮影装置 10 では、一例として、音響マッチング部材 50 の種類が、音響マッチング部材 50 を透過する部分の厚みに応じて定められている。

【0047】

そこで、本実施形態の医用撮影装置 10 の制御部 40 は、一例として図 3 に示すように、圧迫板 32 と乳房 N との間に音響マッチング部材 50 が挿入された状態で放射線画像を撮影する場合と、一例として図 4 に示すように、圧迫板 32 と乳房 N との間に音響マッチング部材 50 が挿入されない状態で放射線画像を撮影する場合とで乳房 N に入射される放射線 R の性質（具体的には、線質及び線量）を同等または略同等とする制御を行う。

10

【0048】

図 5 には、本実施形態の医用撮影装置 10 を用いてオペレータが放射線画像及び超音波画像を連続撮影モードで撮影する場合の一連の撮影動作全体の流れを示す。

【0049】

まず、ステップ S 100 でオペレータが、乳房と圧迫板 32 との間に挿入される音響マッチング部材 50 の種類（詳細後述）を表す情報を操作パネル 44 や、外部の装置等を用いて入力する。

20

【0050】

次のステップ S 102 でオペレータは、被検者の乳房 N を撮影台 31 にポジショニングする。

【0051】

そして次のステップ S 104 で医用撮影装置 10 が、乳房 N の上面（圧迫板 32 側の面）に音響マッチング部材 50 が挿入された状態で圧迫板 32 により被検者の乳房 N を圧迫する。具体的には、ポジショニングを終えるとオペレータが操作パネル 44 から圧迫板 32 を移動させるための指示入力を行う。制御部 40 は、オペレータの指示入力に応じて圧迫板移動機構 34 により、圧迫板 32 を撮影台 31 に近づく方向に移動させることによって、音響マッチング部材 50 を挟んだ状態で乳房 N を圧迫する。

30

【0052】

なお、乳房 N を圧迫板 32 で圧迫する場合に、音響マッチング部材 50 を挿入する方法は特に限定されない。音響マッチング部材 50 が圧迫板 32 の乳房側の面に取り付け可能とされている場合、音響マッチング部材 50 を圧迫板 32 に取り付けた状態で圧迫板 32 により乳房 N を圧迫してもよい。また、乳房 N の上にオペレータが音響マッチング部材 50 を載せた状態で圧迫板 32 により乳房 N を圧迫してもよい。

【0053】

次のステップ S 106 で医用撮影装置 10 は、制御部 40 が放射線画像撮影処理（図 7 参照、詳細後述）を実行することにより乳房 N の放射線画像を撮影する。なお、放射線画像の撮影が行われる場合、制御部 40 は、プローブ移動機構 38 により超音波プローブ 36 を放射線検出器 30 による放射線画像の検出領域の外側に退避させる。

40

【0054】

放射線画像の撮影が終わると、次のステップ S 108 でオペレータが、一例として図 6 に示すように、圧迫板 32 の上面（乳房 N が配置される側と反対側の面）にエコーゼリー 52 を塗布する。エコーゼリー 52 もまた、音響マッチング部材である。エコーゼリー 52 としては、例えば、蒸留水、保湿剤（プロピレン及びグリコールの少なくとも一方）、高分子ポリマー、溶解性ラノリン、着色料、香料、及び、防腐剤（プロピルパラベン及び抗菌性メチルパラベンの少なくとも一方）を成分として、PH 値が 6.5 ~ 7.0 の中性であり、粘性が 25000 CPS ~ 45000 CPS である婦人科用の低粘性ゲルが好適に用いられる。

50

## 【 0 0 5 5 】

次のステップ S 1 1 0 で医用撮影装置 1 0 が、乳房 N の超音波画像を撮影する。ここで、上述したように制御部 4 0 が、位置センサ 3 7 により超音波プローブ 3 6 の位置を検出しながら、圧迫板 3 2 のエコーゼリー 5 2 が塗布された面（放射線管 2 6 と対向する面）に沿って超音波プローブ 3 6 をプローブ移動機構 3 8 により移動させる。そして、制御部 4 0 は、超音波プローブ 3 6 から乳房 N に超音波を送信し、乳房 N 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撮影する。

## 【 0 0 5 6 】

超音波画像の撮影が終わると次のステップ S 1 1 2 で医用撮影装置 1 0 が、圧迫板 3 2 による乳房 N の圧迫を解除する。具体的には、オペレータが操作パネル 4 4 を介して圧迫板 3 2 を移動させるための指示入力（圧迫を解除する指示入力）を行う。制御部 4 0 は、オペレータの指示入力に応じて圧迫板移動機構 3 4 により圧迫板 3 2 を撮影台 3 1 から離れる方向に移動させることによって乳房 N の圧迫を解除する。

10

## 【 0 0 5 7 】

このようにして乳房 N の圧迫が解除されると、連続撮影モードでの撮影動作が終了する。

## 【 0 0 5 8 】

次に、上述したステップ S 1 0 6 において実行される本実施形態の放射線画像の撮影について、図 7 を参照して説明する。図 7 は、ステップ S 1 0 6 において制御部 4 0 により実行される放射線画像撮影処理の一例のフローチャートである。

20

## 【 0 0 5 9 】

ステップ S 2 0 0 で制御部 4 0 は、撮影メニューを取得する。撮影メニューには、撮影条件、被検者、及び乳房 N 等の情報が含まれている。例えば、制御部 4 0 は、I / F 部 4 6 を介して撮影メニューを外部システム等から取得してもよいし、操作パネル 4 4 からオペレータが入力した撮影メニューを取得してもよい。

## 【 0 0 6 0 】

次のステップ S 2 0 2 で制御部 4 0 は、放射線 R の射出を行うか否かを判定する。本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、オペレータが医用撮影装置 1 0 の外部の装置（例えば、共に図示を省略した、コンソールや、放射線 R の照射指示を行う専用のスイッチが設けられた装置）等から照射指示を行う。制御部 4 0 は、上記外部の装置等から照射指示を受信した場合に、放射線 R の射出を行うと判定（肯定判定）する。ここで否定判定の場合、待機状態となり、肯定判定の場合、ステップ S 2 0 4 へ移行する。

30

## 【 0 0 6 1 】

ステップ S 2 0 4 で制御部 4 0 は、放射線射出部 2 5 から放射線 R を射出させてプレ照射を行う。本実施形態においてプレ照射とは、適切なコントラストの放射線画像を得るために、本照射時に放射線射出部 2 5 から乳房 N に対して照射される放射線 R の適正な管電流時間積 Q（線量）を見積もることを目的として行われる放射線 R の照射をいう。また、本照射とは、診断や診察用の放射線画像を取得することを目的として乳房 N に対して放射線 R を照射することをいう。

## 【 0 0 6 2 】

次のステップ S 2 0 6 で制御部 4 0 は、管電圧変更テーブル 4 2 A に基づいて本照射における管電圧を決定する。上述したように、音響マッチング部材 5 0 を透過することにより、放射線 R の線質が変化する。放射線 R の線質は、管電圧に応じて変化する。そのため、本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、管電圧を調整することにより、音響マッチング部材 5 0 を透過して乳房 N に入射する場合の放射線 R の線質を、音響マッチング部材 5 0 を透過しないで乳房 N に入射する場合の放射線 R の線質と同等とする。なお、本実施形態において「同等」とは、誤差や許容範囲内を含め、同等とみなせる範囲のことをいう。

40

## 【 0 0 6 3 】

すなわち、本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、同一の乳房 N を撮影する場合において、連続撮影モードにおいて放射線画像の撮影を実行する場合と放射線画像の撮影のみを行

50

う撮影モードとで管電圧を異ならせることにより放射線 R の線質を同等としている。本実施形態では、放射線画像の撮影のみを行う場合の管電圧が本発明の第 1 の管電圧に対応し、連続撮影モードにおいて放射線画像の撮影を実行する場合の管電圧が本発明の第 2 の管電圧に対応する。

【 0 0 6 4 】

具体的には、本実施形態の医用撮影装置 1 0 は、管電圧を異ならせることで放射線 R の半価層を同等とする。そのため、本実施形態では、一例として、放射線画像の撮影のみを行う場合の管電圧を変更前の管電圧とし、連続撮影モードにおいて放射線画像の撮影を実行する場合の管電圧を変更後の管電圧として、変更前の管電圧と、音響マッチング部材 5 0 の種類と、放射線 R の半価層を同等とする変更後の管電圧との対応関係を予め得ておく。図 8 には、変更前の管電圧と、放射線 R の半価層を同等とする変更後の管電圧との対応関係の一例である管電圧変更テーブル 4 2 A を示す。本実施形態では、上述したように管電圧変更テーブル 4 2 A が記憶部 4 2 に予め記憶されているが、連続モードを実行する場合に適宜管電圧変更テーブル 4 2 A を外部の装置等から取得してもよい。

10

【 0 0 6 5 】

図 8 に示すように、管電圧変更テーブル 4 2 A は、装置固有の半価層が同等である変更前の管電圧と、音響マッチング部材 5 0 の型番（種類の一例）と、変更後の管電圧と、の対応関係を表している。なお、図 8 に示した管電圧変更テーブル 4 2 A では説明の便宜上、「装置固有の半価層」を記載しているが、「装置固有の半価層」は、管電圧変更テーブル 4 2 A に含まれていなくてよい。なお、図 8 に示した管電圧変更テーブル 4 2 A では、変更前の管電圧及び音響マッチング部材 5 0 の種類（型番）には、変更後の管電圧が対応付けられているが、変更後の管電圧そのものではなく、変更前の管電圧を補正する補正値が対応付けられていてもよい。

20

【 0 0 6 6 】

具体的には、制御部 4 0 は、上述した連続撮影モードの撮影動作の流れ（図 5 参照）のステップ S 1 0 0 でオペレータが入力した音響マッチング部材 5 0 の種類を取得し、また、上記ステップ S 2 0 0 で取得した撮影メニューから管電圧（変更前の管電圧）を取得する。そして、管電圧変更テーブル 4 2 A に基づいて、取得した音響マッチング部材 5 0 の種類及び変更前の管電圧に対応する管電圧を決定し、決定した管電圧を放射線射出部 2 5 に設定する。

30

【 0 0 6 7 】

次のステップ S 2 0 8 で制御部 4 0 は、プレ照射結果及び線量変更テーブル 4 2 B に基づいて放射線 R の線量を決定する。上述したように、音響マッチング部材 5 0 を透過することにより、放射線 R の線量が変化する。そのため、線量を調整することにより、本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、音響マッチング部材 5 0 を透過して乳房 N に入射する場合の放射線 R の線量（m A s 値）を、音響マッチング部材 5 0 を透過しないで乳房 N に入射する場合の放射線 R の線量と同等とする。なお、線量を調整する方法は特に限定されず、管電流及び照射時間の少なくとも一方を調整すればよい。なお、被検者の乳房 N の圧迫時間を抑制する観点からは、管電流により線量の調整を行うことが好ましい。

40

【 0 0 6 8 】

具体的には、本実施形態では一例とし、変更後の管電圧と、音響マッチング部材 5 0 の種類と、線量の補正値との対応関係を予め得ておく。図 9 には、変更後の管電圧と、音響マッチング部材 5 0 の種類と、線量の補正値との対応関係の一例である線量変更テーブル 4 2 B を示す。本実施形態では、上述したように線量変更テーブル 4 2 B が記憶部 4 2 に予め記憶されているが、連続モードを実行する場合に適宜線量変更テーブル 4 2 B を外部の装置等から取得してもよい。

40

【 0 0 6 9 】

図 9 に示すように、線量変更テーブル 4 2 B は、変更後の管電圧と、音響マッチング部材 5 0 の型番（種類の一例）と、線量の補正係数（線量の補正値の一例）と、の対応関係を表している。なお、本実施形態の線量変更テーブル 4 2 B における線量の補正係数は、

50

音響マッチング部材 50 における放射線 R の透過率の逆数である。なお、図 9 に示した線量変更テーブル 42 B では、変更後の管電圧及び音響マッチング部材 50 の種類（型番）には、線量の補正係数が対応付けられているが、線量の補正係数ではなく、変更後の線量そのものが対応付けられていてもよい。

【0070】

具体的には、制御部 40 は、上記ステップ S 206 で決定した管電圧を変更後の管電圧とし、線量変更テーブル 42 B に基づいて、変更後の管電圧及び音響マッチング部材 50 の種類に対応する線量の補正係数を決定する。そして、プレ照射結果により導出される線量を決定した線量の補正係数で補正することにより、本照射における線量を決定し、決定した線量を放射線射出部 25 に設定する。

10

【0071】

次のステップ S 210 で制御部 40 は、放射線射出部 25 から放射線 R を射出させて本照射を行う。具体的には、制御部 40 は、上記ステップ S 206 で決定した管電圧及び上記ステップ S 208 で決定した線量に応じて放射線射出部 25 から放射線を射出させることにより、本照射を行う。また、制御部 40 は、放射線検出器 30 により乳房 N の放射線画像の撮影を行った後、本放射線画像撮影処理を終了する。

[第2実施形態]

次に、第2実施形態について説明する。なお、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム1と同様の部分については、同一符号を付して、詳細な説明を省略する。

20

【0072】

放射線画像撮影システム1の構成は、第1実施形態の放射線画像撮影システム1（図1及び2参照）と同様のため、説明を省略する。

【0073】

本実施形態では、音響マッチング部材 50 の種類の取得方法が第1実施形態と異なっている。第1実施形態では、連続撮影モードの撮影動作の流れ（図5参照）のステップ S 100 に示したように、オペレータが音響マッチング部材 50 の種類を入力し、制御部 40 は、入力された音響マッチング部材 50 の種類を取得した。これに対して、本実施形態の医用撮影装置 10 では、オペレータの入力によらず制御部 40 が自動的に音響マッチング部材 50 の種類を取得する。

30

【0074】

本実施形態の音響マッチング部材 50 は、音響マッチング部材 50 の種類を特定するための情報を示すマーカを有する。図 10 に示した一例では、音響マッチング部材 50 は、隅（角部）のうちの一箇所に、音響マッチング部材 50 の種類（型番）を表すマーカ 60 を有している。マーカ 60 の材質は、放射線画像において認識可能に撮影されるものであればよく、音響マッチング部材 50 と放射線 R の透過率が異なるものであれば、その材質等は特に限定されない。また、音響マッチング部材 50 の四隅の一箇所にマーカ 60 が配置される位置は、図 10 に示した一例に限定されず、また、特に限定されるものではないが、乳房 N の画像と重なり合わない位置、いわゆる、すめけ部に当たる位置が好ましい。

【0075】

本実施形態における医用撮影装置 10 の制御部 40 は、プレ照射により得られた放射線画像からマーカ 60 の画像を識別した識別結果に基づいて音響マッチング部材 50 の種類を取得する。

40

【0076】

そのため、図 11 に示すように、本実施形態の医用撮影装置 10 における連続撮影モードの撮影動作は、第1実施形態の医用撮影装置 10 における連続撮影モードの撮影動作（図5参照）と、ステップ S 100 を実行しない点で異なっている。

【0077】

また、図 11 に示すように、本実施形態の医用撮影装置 10 における連続撮影モードの撮影動作では、第1実施形態の連続撮影モードの撮影動作（図5参照）のステップ S 106 に代わりステップ S 106 A を実行する。

50

## 【0078】

本実施形態の医用撮影装置10における連続撮影モードのステップS106Aで実行される本実施形態の放射線画像の撮影について、図12を参照して説明する。図12は、ステップS106Aにおいて制御部40により実行される放射線画像撮影処理の一例のフローチャートである。

## 【0079】

本実施形態の放射線画像撮影処理は、第1実施形態の放射線画像撮影処理(図7参照)におけるステップS204とステップS206との間で、ステップS205A~S205Cの処理を実行する点で第1実施形態と異なっている。

## 【0080】

図13に一例を示すように、ステップS204で実行したプレ照射により得られた放射線画像70には、乳房Nの画像72と、マーカの画像73とが含まれている。

## 【0081】

そのため、ステップS205Aで制御部40は、プレ照射により得られた放射線画像70から、マーカの画像73を検出する。なお、マーカの画像73を検出する方法は特に限定されず、画像解析等を行って検出すればよい。

## 【0082】

次のステップS205Bで制御部40は、検出したマーカの画像73に基づいて、マーカ60の情報を取得する。そして、次のステップS205Cで制御部40は、取得したマーカ60の情報に基づいて音響マッチング部材50の種類を特定することにより、音響マッチング部材50の種類を取得する。マーカの画像73からマーカ60の情報を取得する方法、及びマーカ60の情報に基づいて音響マッチング部材50の種類を特定する方法は特に限定されない。例えば、予め記憶部42に記憶させたマーカ60の情報と音響マッチング部材50の種類との対応関係を表す情報に基づいて、音響マッチング部材50の種類を特定してもよい。

## 【0083】

このように本実施形態の医用撮影装置10では、音響マッチング部材50の種類を特定するための情報を示すマーカ60を有する音響マッチング部材50を用いて連続撮影モードにおける撮影を行う。そして、制御部40は、プレ照射により得られた放射線画像70からマーカの画像73を検出してマーカ60の情報を取得し、マーカ60の情報に基づいて音響マッチング部材50の種類を取得する。

## 【0084】

これにより、本実施形態の医用撮影装置10によれば、適切な音響マッチング部材50の種類を自動的に取得することができるため、オペレータが音響マッチング部材50の種類を入力する必要がなくなる。

## 【0085】

このように、本実施形態の医用撮影装置10によれば、適切な音響マッチング部材50の種類を自動的に取得することができるため、オペレータが音響マッチング部材50の種類を入力する必要がなくなる。

## 【0086】

なお、制御部40がプレ照射により得られた放射線画像70からマーカの画像73を検出できなかった場合、マーカの画像73を検出したもののマーカ60の情報を取得できなかった場合、及び取得したマーカ60の情報に音響マッチング部材50の種類が対応付けられていなかった場合等は、制御部40は、その旨を操作パネル44に表示する等、オペレータに対して警告を行うことが好ましい。

## 【0087】

なお、本実施形態の医用撮影装置10では、制御部40が自動的に音響マッチング部材50の種類を取得するために、音響マッチング部材50が有するマーカ60をプレ照射により撮影した放射線画像70を用いたが、これに限定されず、その他の方法により撮影された画像を用いてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 8 】

例えば、放射線射出部 2 5 から放射線 R を射出させずに乳房 N の画像を撮影する、通常のカメラ（一般的なデジタルカメラ）で撮影された撮影画像を用いてもよい。この場合、医用撮影装置 1 0 は、図 1 4 に示すように、さらに、音響マッチング部材 5 0 が有するマーカ 6 0 を撮影するための撮影部としてカメラ 3 9 を備える。また、一例として、図 1 5 に示すように医用撮影装置 1 0 における連続撮影モードの動作を実行する。図 1 5 に示した連続撮影モードの撮影動作は、ステップ S 1 0 4 とステップ S 1 0 6 との間で、ステップ S 1 0 5 A ~ S 1 0 5 D の処理を実行する点で第 1 実施形態の医用撮影装置 1 0 における連続撮影モードの撮影動作（図 5 参照）と異なっている。

## 【 0 0 8 9 】

図 1 5 に示すようにステップ S 1 0 5 A で制御部 4 0 は、カメラ 3 9 により、音響マッチング部材 5 0 が有するマーカ 6 0 を撮影する。なお、ここでの撮影は、マーカ 6 0 が撮影されていればよく、乳房 N は撮影されなくてもよい。次のステップ S 1 0 5 B で制御部 4 0 は、カメラ 3 9 により得られた撮影画像から、マーカの画像を検出する。なお、マーカの画像を検出する方法は特に限定されず、画像解析等を行って検出すればよい。次のステップ S 1 0 5 C で制御部 4 0 は、検出したマーカの画像に基づいて、マーカ 6 0 の情報を取得する。そして、次のステップ S 1 0 5 D で制御部 4 0 は、取得したマーカ 6 0 の情報に基づいて音響マッチング部材 5 0 の種類を特定することにより、音響マッチング部材 5 0 の種類を取得する。マーカの画像からマーカ 6 0 の情報を取得する方法、及びマーカ 6 0 の情報に基づいて音響マッチング部材 5 0 の種類を特定する方法は特に限定されず、

10

20

## 【 0 0 9 0 】

このように図 1 5 に示した連続撮影モードの撮影動作によれば、カメラ 3 9 で撮影された画像を用いて、制御部 4 0 が自動的に音響マッチング部材 5 0 の種類を取得することができる。なお、この場合、医用撮影装置 1 0 はカメラ 3 9 を備える必要が有るが、放射線射出部 2 5 による放射線 R の射出によって、カメラ 3 9 が壊れる懸念がある。また、放射線検出器 3 0 による乳房 N の放射線画像の撮影に加えて、カメラ 3 9 によるマーカ 6 0 の撮影を行う工程が付加される。そのため、上述したように、医用撮影装置 1 0 は、プレ照射により撮影された放射線画像を用いて、制御部 4 0 が自動的に音響マッチング部材 5 0 の種類を取得することが好ましい。

30

## 【 0 0 9 1 】

以上説明したように上記各実施形態の医用撮影装置 1 0 は、乳房 N を圧迫する圧迫板 3 2 と、乳房 N に放射線 R を照射する放射線射出部 2 5 と、を備える、乳房 N の放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が可能な医用撮影装置である。医用撮影装置 1 0 の制御部 4 0 は、乳房 N の超音波画像の撮影を行う場合に圧迫板 3 2 と乳房 N との間に挿入される音響マッチング部材 5 0 の種類を表す種類情報を取得する。また、制御部 4 0 は、乳房 N の放射線画像の撮影のみを行う場合に放射線射出部 2 5 の管電圧を第 1 の管電圧に設定し、乳房 N の放射線画像の撮影と超音波画像の撮影とを音響マッチング部材 5 0 を挿入したままで連続して行う場合に取得された種類情報を用いて放射線射出部 2 5 の管電圧を第 1 の管電圧とは異なる第 2 の管電圧に設定する。

40

## 【 0 0 9 2 】

従って、上記各実施形態の医用撮影装置 1 0 によれば、使用されている音響マッチング部材 5 0 の種類を考慮して好適な放射線画像の撮影を行うことができる。

## 【 0 0 9 3 】

なお、上記各実施形態では、音響マッチング部材 5 0 の種類が、放射線 R が透過する部分の音響マッチング部材 5 0 の厚みに応じて定められていたが、音響マッチング部材 5 0 の種類の定め方は、これに限定されるものではない。音響マッチング部材 5 0 の種類は音響マッチング部材 5 0 の形状や部材等に応じて定められていてもよいし、その他、音響マッチング部材 5 0 を透過する放射線 R の性質に影響を与える要因に応じて定められていてもよい。さらに、音響マッチング部材 5 0 の種類はこれらの要因に応じてカテゴリー分類

50

されて設定されていてもよい。なお、放射線 R の性質の変化は、特に音響マッチング部材 50 の厚みに依存するため、音響マッチング部材 50 の種類がその厚みに応じて定められていない場合、制御部 40 は、音響マッチング部材 50 の種類及びその厚みを取得し、音響マッチング部材 50 の種類及びその厚みに応じて管電圧の調整を行う。

【0094】

また、上記各実施形態では、連続撮影モードにおいて放射線画像の撮影を行う場合、乳房 N と圧迫板 32 との間のみ音響マッチング部材 50 が設けられていたが、圧迫板 32 の上面（音響マッチング部材 50 が設けられるのと反対側の面）にもエコーゼリー 52 等の音響マッチング部材が設けられていてもよいし、また、圧迫板 32 の上面のみにエコーゼリー 52 等の音響マッチング部材が設けられていてもよい。この場合、設けられる全ての音響マッチング部材の種類に応じて、放射線管 26 の管電圧を設定すればよい。

10

【0095】

また、上記各実施形態では、医用撮影装置 10 の制御部 40 が連続撮影モードにおいて放射線画像の撮影を行う場合の管電圧及び線量の設定を行っていたが、制御部 40 以外が行ってもよい。例えば、医用撮影装置 10 とは別に設けられた管電圧設定装置で行ってもよい。図 16 に、この場合の医用撮影装置 10 及び管電圧設定装置 80 の構成の一例を表すブロック図を示す。図 16 に示すように管電圧設定装置 80 は、制御部 82、記憶部 84、操作パネル 86、及び I/F 部 88 を備える。制御部 82、記憶部 84、操作パネル 86、及び I/F 部 88 は、システムバスやコントロールバス等のバス 49 を介して相互に各種信号の授受が可能に接続されている。

20

【0096】

制御部 82 は、管電圧設定装置 80 の全体の動作を制御し、また、医用撮影装置 10 の放射線射出部 25 に管電圧や管電流等の撮影条件を設定する。制御部 82 は、CPU 82A、ROM 82B、及び RAM 82C を備える。ROM 82B には、CPU 82A で実行される各種のプログラム等が予め記憶されている。RAM 82C は、各種データを一時的に記憶する。

【0097】

記憶部 84 には、上述した管電圧変更テーブル 42A 及び線量変更テーブル 42B が記憶されている。そのため、図 16 に示すように医用撮影装置 10 の記憶部 42 には、管電圧変更テーブル 42A 及び線量変更テーブル 42B が記憶されない。操作パネル 86 は、タッチパネル等であり、音響マッチング部材 50 の種類を表す情報をオペレータが入力する場合に用いられる。I/F 部 88 は、無線通信または有線通信により、外部システム（例えば、RIS）等や医用撮影装置 10 との間で各種情報の通信を行う。

30

【0098】

管電圧設定装置 80 の制御部 82 は、乳房 N の超音波画像の撮影を行う場合に超音波プローブと乳房 N との間に配置され、かつ乳房 N の放射線画像の撮影を行う場合に放射線射出部 25 と乳房 N の間に存在する音響マッチング部材 50 の種類を表す種類情報を取得する。また、制御部 82 は、乳房 N の放射線画像の撮影を行う場合に、取得された種類情報により表される種類に応じて、放射線射出部 25 の放射線管 26 の管電圧を設定する。また、制御部 82 は、種類情報により表される種類に応じて、放射線射出部 25 の放射線管 26 から射出される放射線 R の線量をさらに設定する。

40

【0099】

制御部 82 による管電圧及び線量の設定方法は、例えば上述した各実施形態において医用撮影装置 10 の制御部 40 が行っていた方法と同様にすればよい。例えば、上述した第 1 実施形態と同様に、オペレータが入力した音響マッチング部材 50 の種類を表す情報を取得し、音響マッチング部材 50 の種類に応じて、記憶部 84 に記憶している管電圧変更テーブル 42A 及び線量変更テーブル 42B を用いて決定した管電圧及び線量を、I/F 部 88 及び I/F 部 46 を介して放射線射出部 25 に設定すればよい。また、上述した第 2 実施形態と同様に、プレ照射により得られた放射線画像 70 を医用撮影装置 10 から取得し、放射線画像 70 からマーカの画像 73 を検出して、マーカ 60 の情報を取得し、マ

50

ーカ60の情報に基づいて音響マッチング部材50の種類を取得してもよい。また、カメラ39でマーカ60を撮影して得られた撮影画像を医用撮影装置10から取得し、撮影画像からマーカの画像を検出して、マーカ60の情報を取得し、マーカ60の情報に基づいて音響マッチング部材50の種類を取得してもよい。

【0100】

なお、このような管電圧設定装置80としては、例えば、いわゆるコンソールであってもよいし、放射線射出部25の制御専用の装置であってもよい。また、管電圧設定装置80は、医用撮影装置10のアーム部20に設けられていてもよい。

【0101】

なお、上記各実施形態における放射線Rは、特に限定されるものではなく、X線や線等を適用することができる。

【0102】

その他、上記各実施形態で説明した医用撮影装置10等の構成及び動作等は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において状況に応じて変更可能であることはいうまでもない。

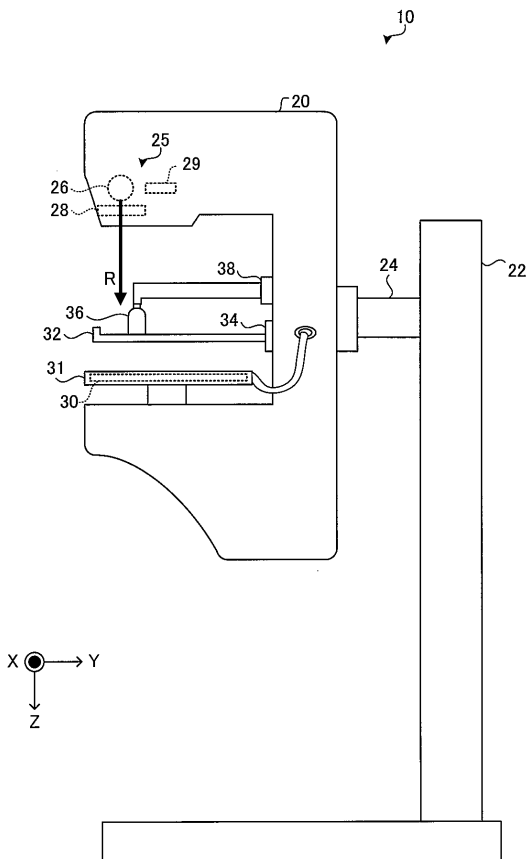
【符号の説明】

【0103】

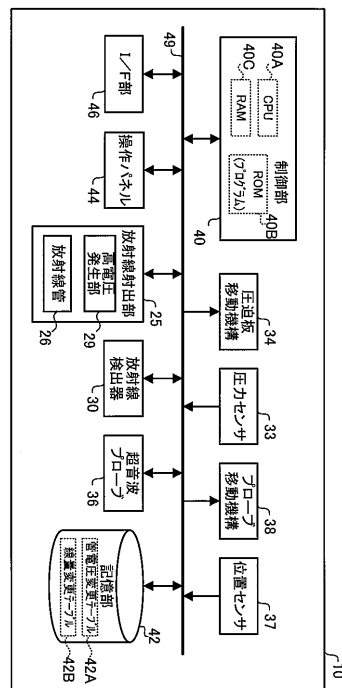
10	医用撮影装置	
20	アーム部	
22	基台	20
24	軸部	
25	放射線射出部	
26	放射線管	
28	フィルタ	
29	高電圧発生部	
30	放射線検出器	
31	撮影台	
32	圧迫板	
33	圧力センサ	
34	圧迫板移動機構	30
36	超音波プローブ	
37	位置センサ	
38	プローブ移動機構	
39	カメラ	
40、82	制御部	
40A、82A	CPU	
40B、82B	ROM	
40C、82C	RAM	
42、84	記憶部	
42A	管電圧変更テーブル	40
42B	線量変更テーブル	
44、86	操作パネル	
46、88	I/F部	
49、89	バス	
50	音響マッチング部材	
52	エコーゼリー	
60	マーカ	
70	放射線画像	
72	乳房Nの画像	
73	マーカの画像	50

8 0 管電圧設定装置  
 N 乳房  
 R 放射線

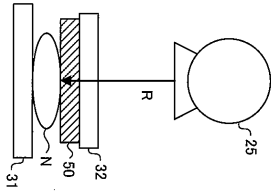
【 図 1 】



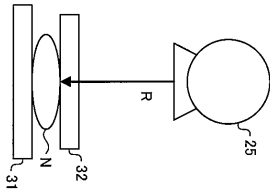
【 図 2 】



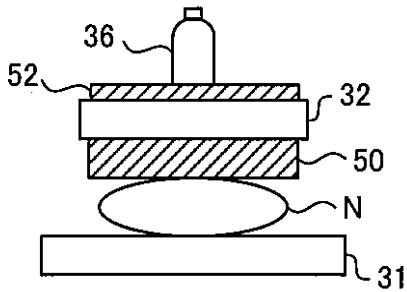
【図3】



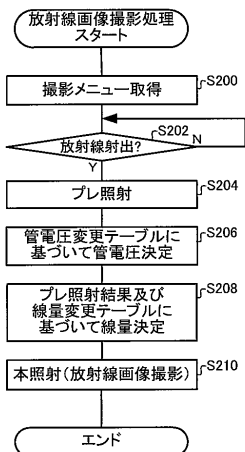
【図4】



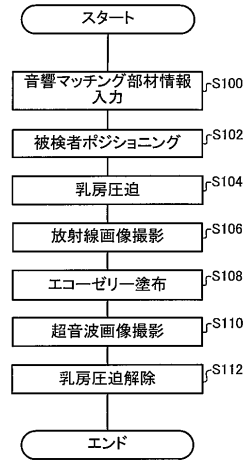
【図6】



【図7】



【図5】



【図8】

25	0.34	1	22
28	0.56	1	25
31	0.58	1	28
25		2	
25		3	

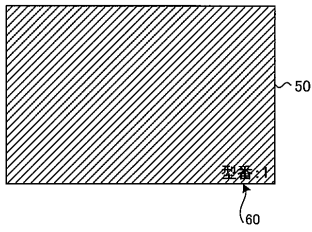
(42A)

【図9】

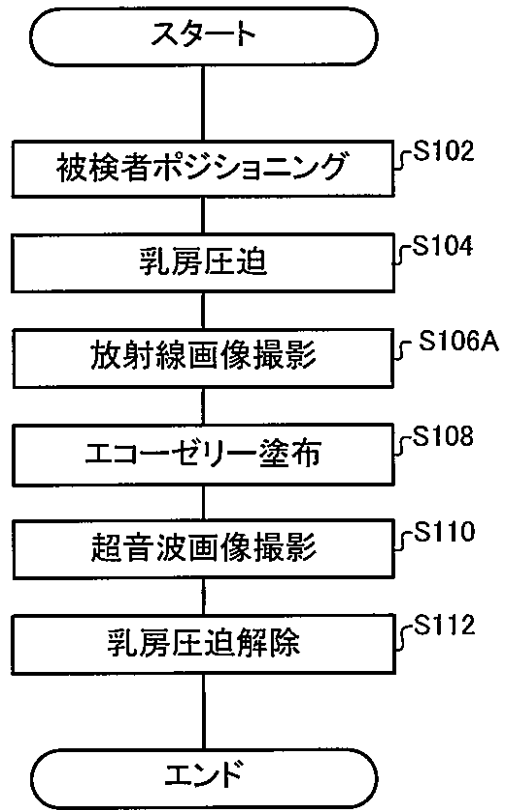
22	1/0.85	1	1/0.85
25	1/0.9	1	1/0.9
28	1/0.95	1	1/0.95
22		2	
22		3	

(42B)

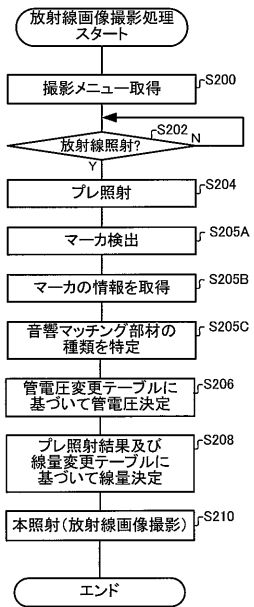
【図10】



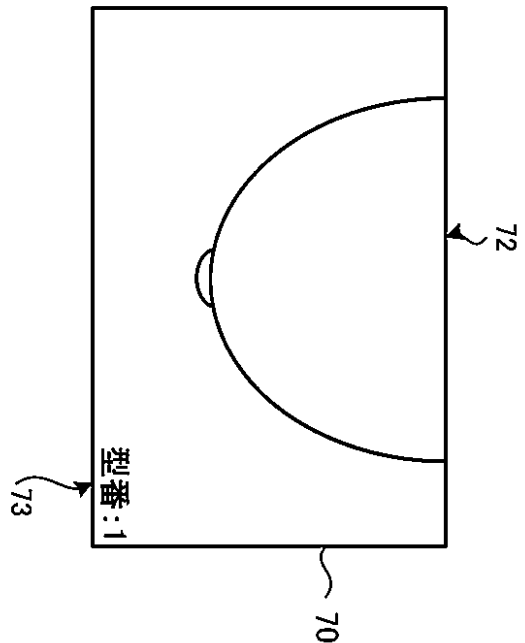
【図11】



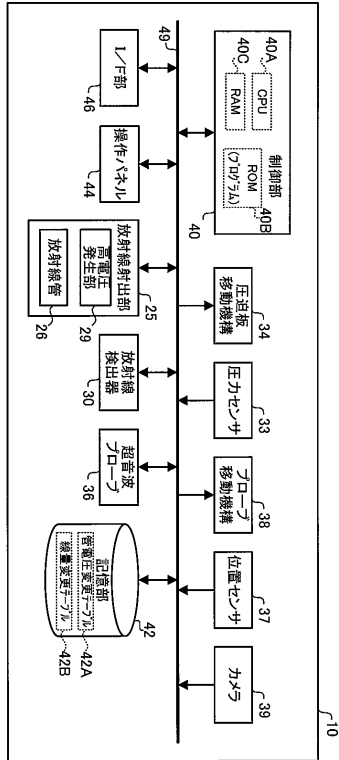
【図12】



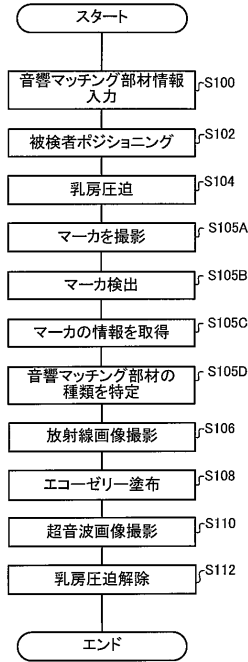
【図13】



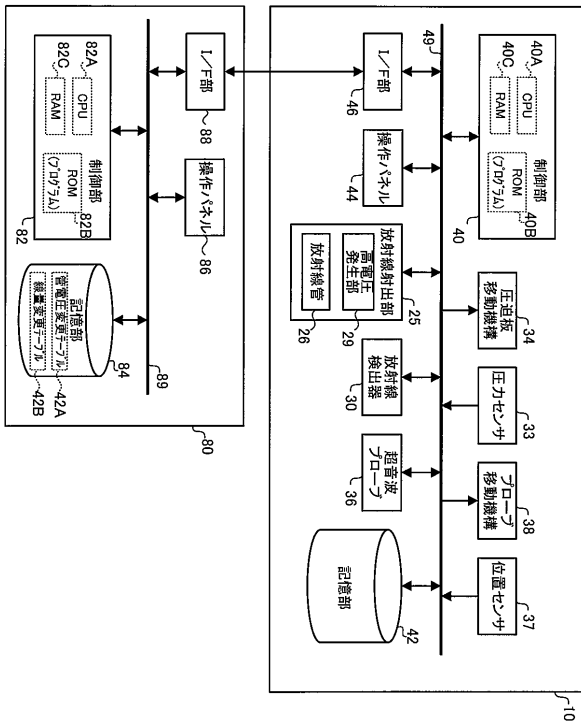
【図 14】



【図 15】



【図 16】



---

フロントページの続き

(72)発明者 小林 丈恭

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 AA01 CA35 DA06 FA03 FA18 FA42 FA59 FG13 FG16 FH06

GA02

4C601 BB03 BB16 DD08 EE04 GB04 GB06 GC03 LL33

专利名称(译)	医学成像设备，管电压设置设备，成像控制方法和成像控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017153571A</a>	公开(公告)日	2017-09-07
申请号	JP2016037685	申请日	2016-02-29
[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	荒井毅久 千代知成 小林文恭		
发明人	荒井 毅久 千代 知成 小林 文恭		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/14		
FI分类号	A61B6/00.370 A61B6/00.320.M A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/CA35 4C093/DA06 4C093/FA03 4C093/FA18 4C093/FA42 4C093/FA59 4C093/FG13 4C093/FG16 4C093/FH06 4C093/GA02 4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GC03 4C601/LL33		
代理人(译)	中岛敦 福田浩		
其他公开文献	JP6579978B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

A可以采取适当的辐射图像的画面中考虑使用的声匹配构件的类型的，所述医学成像设备中，管电压设定单元，提供了一种拍摄控制方法，以及成像控制程序。 解决方案：医学成像设备10包括用于按压乳房N的压迫板32和用于用辐射R照射乳房N的辐射发射部分25，并且用于拍摄乳房N的辐射图像并拍摄超声图像有可能。当对乳房N的超声图像进行成像时，控制单元40获取指示插入在压迫板32和乳房N之间的声学匹配构件50的类型的类型信息。控制单元40，在执行乳房N被设置为所述第一管电压，声的唯一放射线图像拍摄和乳房N的放射线照相图像的成像和超声图像的情况下的发光部25的辐射的管电压用在连续插入匹配构件50时获取的类型信息，辐射发射单元25的管电压在第一管电压和第一管电压之间切换

