

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5661712号
(P5661712)

(45) 発行日 平成27年1月28日(2015. 1. 28)

(24) 登録日 平成26年12月12日(2014. 12. 12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/04 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/04 3 0 9 C

請求項の数 10 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2012-218265 (P2012-218265)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年9月28日(2012. 9. 28)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-68885 (P2014-68885A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年4月21日(2014. 4. 21)	(74) 代理人	100079049
審査請求日	平成26年2月24日(2014. 2. 24)		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	▲高▼田 健治
			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	乙訓 伸次
			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】 圧迫板及び放射線画像撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮影台の撮影面に対向して配置される弾性変形が可能な圧迫部と、
前記撮影面とは反対側において前記圧迫部の支持力が変更可能とされ、同一の圧迫圧力状態における前記圧迫部の変形量の大小を調整する反力部と、
を備えた圧迫板。

【請求項2】

前記反力部の支持力を変更する反力調整機構を備えた請求項1に記載の圧迫板。

【請求項3】

前記圧迫部の一端に一体に設けられた支持部を備え、
前記反力部の一端部は前記圧迫部を支持可能とすると共に前記反力部の他端部は前記反力調整機構に連結され、かつ前記反力部の中間部が前記支持部に回転可能に設けられている請求項2に記載の圧迫板。

【請求項4】

前記反力部の一端部を前記圧迫部側に一定以上回転させないストッパ部を備え、前記圧迫部と前記反力部の一端部との間に隙間が設けられている請求項3に記載の圧迫板。

【請求項5】

前記圧迫部及び前記支持部に比べて弾性率が小さい間隙部材が前記隙間に設けられている請求項4に記載の圧迫板。

【請求項6】

10

20

前記圧迫部は前記撮影面側に突出した局面形状を備えている請求項 2 ～ 請求項 5 のいずれか 1 項に記載の圧迫板。

【請求項 7】

前記反力調整機構は、
前記反力部に一端が接続されると共に前記反力部に支持力を付勢する弾性体と、
前記弾性体の他端に接続されると共にこの弾性体の伸縮を調整する調整部と、
を備えた請求項 2 ～ 請求項 6 のいずれか 1 項に記載の圧迫板。

【請求項 8】

前記調整部は、
前記弾性体の他端に接続された連結体と、
前記連結体の巻取り巻戻しを行うリールと、
前記リールの巻取り巻戻しの駆動力を発生させる駆動源と、
前記駆動源と前記リールとを連結し、前記駆動源からの駆動力を前記リールに伝達する伝達部と、
を備えている請求項 7 に記載の圧迫板。

10

【請求項 9】

前記調整部に連結された手動調整部を備えている請求項 8 に記載の圧迫板。

【請求項 10】

前記請求項 8 又は請求項 9 に記載された圧迫板と、
前記圧迫板の前記圧迫部に対向された撮影面を有する撮影台と、
前記撮影台に対向して前記圧迫板を介して配置された放射線照射部と、
前記駆動源の駆動力を制御し、前記反力調整機構を介して前記反力部の支持力を調整する撮影装置制御部と、
を備えた放射線画像撮影装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、圧迫板及び放射線画像撮影装置に関し、特に被撮影体を圧迫した状態において画像の撮影を行うための圧迫板及びこの圧迫板を備えた放射線画像撮影装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

医療用放射線画像撮影装置として、乳癌の早期発見等を目的としたマンモグラフィが知られている。マンモグラフィでは、被験者の被撮影体としての乳房が撮影台の撮影面と圧迫板との間に挟込まれ、圧迫板により乳房が圧迫された状態において、放射線画像が撮影されている。このような撮影方法が採用されることにより、被撮影体の厚みが薄くされているので、鮮明な放射線画像が得られると共に、放射線量の減少が可能とされている。

【0003】

下記特許文献 1 には、乳房圧迫時の被験者の負担、特に被験者が感じる痛みが軽減可能な放射線撮影装置及びその圧迫板が開示されている。この圧迫板は、撮影台の撮影面に乳房を押付ける可撓性の圧迫板部と、圧迫板部の両端に一体に形成された補強板部と、圧迫板部との間に隙間を持って補強板部に掛け渡された支持板部とを備えている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2011 - 206438 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記特許文献 1 に開示された圧迫板では、圧迫板部に可撓性が備えられているものの、同一の圧迫圧力状態において圧迫板部は同一の変形量となっている。このため、乳房の状

50

態によっては被験者は痛みを感じることがあった。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記事実を考慮し、同一の圧迫圧力状態における変形量の最適化を図ることができる圧迫板及びこの圧迫板を備えた放射線画像撮影装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記課題を解決するため、本発明に係る圧迫板は、撮影台の撮影面に対向して配置される弾性変形が可能な圧迫部と、撮影面とは反対側において圧迫部の支持力が変更可能とされ、同一の圧迫圧力状態における圧迫部の変形量の大小を調整する反力部と、を備えている。

10

【 0 0 0 8 】

本発明に係る圧迫板では、弾性変形が可能な圧迫部を支持可能な反力部が設けられており、この反力部による圧迫部の支持力が変更可能とされている。圧迫部への支持力の変更に応じて、圧迫部の反力に変化が生じる。この圧迫部の反力を変えることで、圧迫部の変形量を調整することができる。従って、同一の圧迫圧力状態における圧迫部の変形量の最適化を図ることができる。例えば、放射線画像撮影装置としてのマンモグラフィに取付けられた圧迫板では、被験者の乳房が撮影台の撮影面と圧迫部との間に同一の圧迫圧力状態において挟込まれた場合であっても、乳房の状態に応じて圧迫部の変形量を調整することができる。痛みを感じる被験者に対して圧迫部の変形量を大きくすることにより、被験者の痛みを軽減することができる。

20

【 0 0 0 9 】

また、本発明に係る圧迫板は、反力部の支持力を変更する反力調整機構を備えることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

本発明に係る圧迫板では、反力調整機構が設けられているので、反力部の支持力を変更することができる。

【 0 0 1 1 】

また、本発明に係る圧迫板は、圧迫部の一端に一体に設けられた支持部を備え、反力部の一端部が圧迫部を支持可能とすると共に反力部の他端部が反力調整機構に連結され、反力部の中間部が支持部に回転可能に設けられていることが好ましい。

30

【 0 0 1 2 】

本発明に係る圧迫板では、反力部が、一端部で圧迫部を支持可能とされ、他端部で反力調整機構に連結され、中間部で支持部に回転可能とされた簡易な構成とされている。このため、簡易な構造により、圧迫板の製作が可能とされる。

【 0 0 1 3 】

また、本発明に係る圧迫板は、反力部の一端部を圧迫部側に一定以上回転させないストッパ部を備え、圧迫部と反力部の一端部との間に隙間が設けられていることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

本発明に係る圧迫板では、ストッパ部を設けることによって、圧迫部と反力部の一端部との間に隙間が設けられる構成とされている。この隙間により、反力部で支持されるまで圧迫部の弾性率に応じて圧迫部の弾性変形が可能となる。圧迫部が反力部により支持されると圧迫部の変形量が小さくなるが、反力部に支持されないまでは圧迫部の変形量が大きい。このため、例えば、放射線画像撮影装置としてのマンモグラフィに取付けられた圧迫板では、痛みを感じる被験者に対して、圧迫開始の初期段階での圧迫部の変形量を大きくすることにより、被験者の痛みを軽減することができる。

40

【 0 0 1 5 】

また、本発明に係る圧迫板は、圧迫部及び支持部に比べて弾性率が小さい間隙部材が隙間に設けられていることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

50

本発明に係る圧迫板では、圧迫部と反力部の一端部との間の隙間に間隙部材が設けられている。この隙間部材により、反力部で支持されるまで、間隙部材の弾性率及び圧迫部の弾性率に応じて圧迫部の弾性変形が可能となる。圧迫部が反力部により支持されると圧迫部の変形量が小さくなるが、反力部に支持されないまでは圧迫部の変形量が多い。このため、例えば、放射線画像撮影装置としてのマンモグラフィに取付けられた圧迫板では、痛みを感じる被験者に対して、圧迫開始の初期段階での圧迫部の変形量を大きくすることにより、被験者の痛みを軽減することができる。更に、本発明に係る圧迫板では、隙間が間隙部材により塞がれているので、被撮影体が隙間に挟まれることを防止することができる。

【 0 0 1 7 】

10

また、本発明に係る圧迫板は、圧迫部が撮影面側に突出した局面形状を備えていることが好ましい。

【 0 0 1 8 】

本発明に係る圧迫板では、撮影面と圧迫部との間に圧迫部よりも柔らかくかつ圧迫部側に突出した局面形状を有する被撮影体が挟まれる場合、圧迫部の局面形状により被撮影体の中央部が押圧されると共にその周囲が押し広げられる。このため、撮影面と圧迫部との間に挟まれた被撮影体の厚さを均一化することができる。例えば、放射線画像撮影装置としてのマンモグラフィに取付けられた圧迫板では、撮影面と圧迫部との間に挟まれる被験者の乳房の厚さを均一化することができる。

【 0 0 1 9 】

20

また、本発明に係る圧迫板は、反力調整機構が、反力部に一端が接続されると共に反力部に支持力を付勢する弾性体と、弾性体の他端に接続されると共にこの弾性体の伸縮を調整する調整部と、を備えていることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

本発明に係る圧迫板では、反力調整機構が弾性体とこの弾性体の伸縮を調整する調整部とを備えた構成とされている。このため、反力調整機構の構造が簡素化されているので、簡易な構造により圧迫板を製作することができる。

【 0 0 2 1 】

また、本発明に係る圧迫板は、調整部が、弾性体の他端に接続された連結体と、連結体の巻取り巻戻しを行うリールと、リールの巻取り巻戻しの駆動力を発生させる駆動源と、駆動源とリールとを連結し、駆動源からの駆動力をリールに伝達する伝達部と、を備えていることが好ましい。

30

【 0 0 2 2 】

本発明に係る圧迫板では、調整部が連結体、リール、駆動源及び伝達部を備えているので、駆動源からの駆動力によって反力部の支持力を調整することができる。従って、反力部の支持力の調整並びに圧迫部の変形量の調整を自動化することができる。

【 0 0 2 3 】

また、本発明に係る圧迫板は、調整部に連結された手動調整部を備えていることが好ましい。

【 0 0 2 4 】

40

本発明に係る圧迫板では、調整部に連結された手動調整部が設けられているので、この手動調整部を用いて駆動源からの駆動力とは別に手動において反力部の支持力並びに圧迫部の変形量を調整することができる。

【 0 0 2 5 】

本発明に係る放射線画像撮影装置は、前述の圧迫板と、圧迫板の圧迫部に対向された撮影面を有する撮影台と、撮影台に対向して圧迫板を介して配置された放射線照射部と、駆動源の駆動力を制御し、反力調整機構を介して反力部の支持力を調整する撮影装置制御部と、を備えることが好ましい。

【 0 0 2 6 】

本発明に係る放射線画像撮影装置では、圧迫板、撮影台、放射線照射部及び撮影装置制

50

御部が備えられており、撮影装置制御部は、駆動源の駆動力を制御し、反力調整機構を介して反力部の支持力を調整する構成とされている。従って、撮影装置制御部により反力部の支持力並びに圧迫部の変形量の調整を自動で行うことができる。

【0027】

また、本発明に係る放射線画像撮影装置は、撮影装置制御部が、撮影面に被撮影体を介して圧迫板で押圧したときの被撮影体の圧迫厚み、圧迫力、被撮影体の放射線透過率及び被撮影体の人体組織の密度の少なくともいずれか1つの情報に基づいて、反力調整機構による支持力を調整することが好ましい。

【0028】

本発明に係る放射線画像撮影装置では、圧迫厚み、圧迫力、放射線透過率、人体組織の密度の少なくとも1つの情報に基づいて、撮影装置制御部による反力部の支持力並びに圧迫部の変形量が調整されている。このため、被撮影体に応じて、圧迫板の圧迫部の変形量を自動で調整することができる。

【発明の効果】

【0029】

本発明は上記構成としたので、同一の圧迫圧力状態における変形量の最適化を図ることができる圧迫板及びそれを備えた放射線画像撮影装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明の第1実施の形態に係る放射線画像撮影装置の全体構成を示す概略側面図である。

【図2】図1に示される放射線画像撮影装置の放射線照射部の概略断面図である。

【図3】図1に示される放射線画像撮影装置の放射線検出器のブロック回路図である。

【図4】図1に示される放射線画像撮影装置の全体のシステムブロック図である。

【図5】図1に示される放射線画像撮影装置の圧迫板を前面側から見た斜視図である。

【図6】図5に示される圧迫板を背面側から見た斜視図である。

【図7】(A)は圧迫部に支持力が付勢されていない状態での図5及び図6に示す圧迫板の概略側面図であり、(B)は圧迫部に支持力が付勢された状態での図5及び図6に示す圧迫板の概略側面図である。

【図8】図6に示される圧迫板の反力調整機構の一部を平面視で見た概略平面図である。

【図9】図1に示される放射線画像撮影装置の制御フローチャートである。

【図10】(A)は図9に示される放射線画像撮影装置において圧迫板の圧迫部の変形量を調整するための圧迫力と乳房厚みとの関係を示すグラフであり、(B)は乳房弾性と圧迫部の変形量との関係を示すグラフである。

【図11】本発明の第2実施の形態に係る放射線画像撮影装置の制御フローチャートである。

【図12】(A)は第2実施の形態に係る放射線画像撮影装置において圧迫板の圧迫部の変形量を調整するための乳房の側面からの撮影画像を模式的に示す概念図であり、(B)は乳腺密度と圧迫部の変形量との関係を示すグラフである。

【図13】本発明の第3実施の形態に係る放射線画像撮影装置の全体構成を説明する概略側面図である。

【図14】図13に示される放射線画像撮影装置の全体のシステムブロック図である。

【図15】本発明の第4実施の形態に係る放射線画像撮影装置の圧迫板の図7に対応する概略側面図である。

【図16】本発明の第5実施の形態に係る放射線画像撮影装置の圧迫板の図7に対応する概略側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下、添付の図面を参照しながら本発明に係る実施の形態を説明する。なお、図面において同一機能を有する構成要素には同一符号が付されており、重複する説明は適宜省略さ

10

20

30

40

50

れている。また、図面において適宜示され、符号Xが付された方向は、放射線画像撮影装置に放射線撮影のために対向した状態の被験者（被撮影者）から見て右側から左側に向かう方向を示している。同様に、符号Yが付された方向は被験者の前面側から放射線画像撮影装置の背面側に向かう方向を示しており、符号Zが付された方向は被験者の足下の下方側から放射線画像撮影装置の上方側に向かう方向を示している。

【0032】

[第1実施の形態]

本発明の第1実施の形態は、放射線画像撮影装置としてマンモグラフィ並びにそれに組み込まれた圧迫板に本発明を適用した例を説明するものである。

【0033】

(放射線画像撮影装置の全体構成)

図1に示されるように、第1実施の形態に係る放射線画像撮影装置10はマンモグラフィである。この放射線画像撮影装置10では立位状態にある被験者Wの乳房（被撮影体）Nが放射線により撮影される構成とされている。なお、放射線画像撮影装置10では、椅子例えば車椅子に着座した座位状態にある被験者W、上半身だけが立位状態にある被験者Wの乳房Nも左右個別の撮影が可能とされている。

【0034】

放射線画像撮影装置10は、前面（被験者W）側に設けられた側面視で略C字状の形状を有する撮影部12と、撮影部12よりもY方向（背面）側に配設され撮影部12を背面側から支える基台部14とを備えている。撮影部12は、下方側から上方側に向かって、撮影台22と、保持部28と、圧迫板26と、支持部29とを備えている。撮影台22には被験者Wの乳房Nに当接される撮影面20を備えている。特に形状が限定されるものではないが、ここでは平面視において撮影面20の形状は方形状とされている。放射線透過性や機械的強度の観点から、少なくとも撮影面20は例えば炭素繊維強化プラスチックにより形成されている。保持部28の下方側には撮影台22が支持されており、保持部28の撮影台22によりも上方側には圧迫板26が支持されている。

【0035】

圧迫板26は、撮影面20との間に乳房Nを挟込み、この乳房Nを圧迫する構成とされている。圧迫板26の形状は平面視において方形状とされており、この圧迫板26はZ方向に厚みを持つ立方体形状により構成されている。圧迫板26は、撮影面20に対して垂直方向（図1ではZ方向）に移動可能とされており、撮影面20に対して平行状態において乳房Nを圧迫する構成とされている。また、圧迫板26は、それと保持部28との間に設けられた回転支点45を中心として回転可能とされており、撮影面20に対して角度を持って乳房Nを圧迫可能な（圧迫傾斜可能な）構成とされている。つまり、圧迫板26は回転支点45を中心として乳房Nの根元側に拡がりを持って傾斜されるので、乳房Nが圧迫されたときの被験者Wの痛みを軽減することができる。図示が省略されているが、回転支点45又はその近傍には、圧迫傾斜角度を検出する角度検出センサが設けられている。なお、圧迫板26の詳細な構造並びに動作は後に詳細に説明する。

【0036】

支持部29は、保持部28の上方にそれとは別部品として設けられており、側面視において略逆L字状の形状により構成されている。この支持部29の上側には撮影面20に向けて撮影用或いは測定用として放射線が照射可能とされる放射線照射部24が設けられている。

【0037】

図1に示されるように、基台部14の上方側には前面側に向かって水平方向に突出された回転軸16が設けられており、この回転軸16には支持部29及び保持部28が取り付けられている。つまり、回転軸16を回転中心として、基台部14に対して、支持部29を含む撮影部12が回転可能とされている。

【0038】

また、回転軸16と保持部28との連結及び非連結の切替えが可能とされている。この

10

20

30

40

50

切替えを実現するため、例えば、噛合い状態と非噛合い状態とを切替えられる歯車が回転軸 16 及び保持部 28 に設けられている。連結状態にあるとき、回転軸 16 の回転と共に保持部 28 が回転し、非連結状態にあるとき、回転軸 16 の回転に対して保持部 28 が空転する。回転軸 16 の回転力は、図示を省略しているが、基台部 14 の内部に設けられた駆動源から伝達されている。

【0039】

(放射線照射部の構成)

図 2 に示されるように、放射線照射部 24 は、放射線源 30 と、フィルタ 24A とを備えている。放射線源 30 は、筐体 30A と、その内部に設けられたフィラメントを含む陰極 30B と、ターゲットとして使用される陽極 30C とを備えている。陰極 30B から熱電子が放出されると、陰極 30B と陽極 30C との間の電位差により熱電子が加速されかつ集束されて陽極 30C に衝突される。これにより、制動放射線が発生する。ここでは、放射線照射部 24 から制動 X 線が発生されている。図示が省略されているが、第 1 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 10 では、放射線源 30 が複数個配設されており、この複数個の放射線源 30 のそれぞれの陽極 30C として採用されている金属の種類が異なっている。陽極 30C には、例えば、タングステン、モリブデン、ロジウム等の金属が採用されている。金属の種類が異なることによって、陽極 30C から発生される制動放射線の強度が異なる。

【0040】

放射線源 30 から発生された制動放射線（以下、単に「放射線」と言う場合がある。）は、筐体 30A の下方壁（ここでは底部）に設けられた窓 30D を通して、更に窓 30D の外側に設けられたフィルタ 24A を通して、撮影面 20 に向けて照射されている。フィルタ 24A は、例えば、モリブデン、ロジウム、アルミニウム、銀のそれぞれの膜を膜面方向に順次繋合させて構成されている。第 1 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 10 では、図示を省略した例えばガイドレールに沿ってフィルタ 24A が移動可能とされており、フィルタ 24A のいずれかの金属が窓 30D に対向する構成とされている。すなわち、窓 30D から照射される放射線がフィルタ 24A の種類を変えた金属を通して撮影面 20 に向けて照射可能であるため、放射線の特性が適宜変更可能とされている。

【0041】

(放射線検出器の構成)

図 1 に示されるように、撮影台 22 の内部には放射線検出器 42 が設けられている。放射線検出器 42 では、放射線照射部 24 から圧迫板 26、乳房 N 及び撮影面 20 を透過し、乳房 N の画像情報を担持する放射線の照射を受けて画像情報が検出されている。この画像情報は、記憶部 47（図 4 参照）に出力され、記憶部 47 では乳房 N の放射線画像情報として記憶されている。放射線検出器 42 には、例えば、放射線をデジタル信号に変換して出力する FPD（Flat Panel Detector）が使用されている。

【0042】

第 1 実施の形態に係る放射線検出器 42 には、ここでは図示を省略したシンチレータを用いて放射線が一旦光に変換され、この変換された光が電荷に変換される間接変換方式が採用されている。なお、間接変換方式に限らず、放射線検出器 42 には、半導体層内で放射線が直接電荷に変換され、この電荷を蓄積する直接変換方式が採用されてもよい。

【0043】

図 3 に示されるように、放射線検出器 42 は検出素子（画素）70 が複数個配列された検出部 60 を備えている。検出素子 70 は、放射線から変換された光を受けて電荷を発生しこの電荷が蓄積される光電変換部 74 と、光電変換部 74 に蓄積された電荷が読出されるスイッチング素子 72 との直列回路により構成されている。光電変換部 74 には例えばフォトダイオードが使用されている。スイッチング素子 72 には薄膜トランジスタ（TFT）が使用されている。

【0044】

検出素子 70 は、走査信号線 78 が延在される方向（例えば行方向）、走査信号線 78

10

20

30

40

50

に対して交差する出力信号線 76 が延在される方向（例えば列方向）のそれぞれに沿ってマトリックス状に複数配列されている。走査信号線 78 及び出力信号線 76 は図示が省略された基板上に設けられている。1 個の検出素子 70 は、1 本の走査信号線 78 と 1 本の出力信号線 76 との交差部に配置されており、1 本の走査信号線 78、1 本の出力信号線 76 のそれぞれに電氣的に接続されている。図 3 に示されている検出部 60 では、紙面の都合上、検出素子 70 の配列個数が簡略化されているが、例えば走査信号線 78 の延在方向に 1024 個、出力信号線 76 の延在方向に 1024 個の検出素子 70 が配列されている。

【0045】

また、検出部 60 には、複数本の出力信号線 76 のそれぞれに対して並列に共通電極線 79 が延在されている。共通電極線 79 には一定の電源が供給されており、この共通電極線 79 は光電変換部 74 に接続されている。

【0046】

走査信号線 78 には走査信号制御回路 62 が接続されており、走査信号制御回路 62 から走査信号線 78 に走査信号が供給可能とされている。走査信号の供給、非供給によって走査信号線 78 に接続された検出素子 70 のスイッチング素子 72 の導通、非導通が制御されている。検出素子 70 では、スイッチング素子 72 が導通状態に制御されているとき、光電変換部 74 に蓄積された電荷量に応じてスイッチング素子 72 に電流が流れる。電荷量並びにそれに応じて流れる電流量は乳房 N の放射線画像情報である。

【0047】

出力信号線 76 には信号検出回路 64 が接続されている。検出素子 70 のスイッチング素子 72 に流れた電流は検出素子 70 の出力電気信号として出力信号線 76 を通して信号検出回路 64 に出力される。信号検出回路 64 では、図示が省略されているが、出力信号線 76 毎に出力電気信号を増幅する増幅回路及びアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換器が内蔵されている。つまり、信号検出回路 64 において、出力信号線 76 から入力された出力電気信号（アナログ信号）は増幅回路によって増幅され、そして A/D 変換器によってデジタル信号へ変換される。

【0048】

放射線検出器 42 には検出器制御部 66 が設けられており、この検出器制御部 66 は走査信号制御回路 62、信号検出回路 64 のそれぞれに接続されている。検出器制御部 66 では、信号検出回路 64 から出力されたデジタル信号のノイズ除去等の所定処理が行われると共に、出力電気信号の検出を制御する制御信号が信号検出回路 64 へ出力される。また、検出器制御部 66 では、走査信号の出力を制御する制御信号が走査信号制御回路 62 へ出力される。この検出器制御部 66 には、CPU（中央演算処理ユニット：Central Processing Unit）と、ROM（Read Only Memory）、RAM（Random Access Memory）、フラッシュメモリ等の不揮発性記憶部とを備えている。検出器制御部 66 では、信号検出回路 64 から出力された検出素子 70 の出力電気信号に基づいて乳房 N の放射線画像としての画像情報が生成され、この画像情報は放射線画像撮影装置 10 の記憶部 47（図 4 参照）出力される。

【0049】

なお、図 3 に示された放射線検出器 42 では、1 個の検出部 60 に対して 1 個の走査信号制御回路 62 及び 1 個の信号検出回路 64 が設けられている。走査信号制御回路 62 及び信号検出回路 64 は、このような形式に限定されるものではなく、1 個の検出部 60 に対して 2 個以上の走査信号制御回路 62 及び 2 個以上の信号検出回路 64 が設けられていてもよい。

【0050】

（放射線画像撮影装置のシステム構成）

図 4 に示されるように、第 1 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 10 は、撮影装置制御部 48、放射線照射部 24、放射線検出器 42、操作パネル 46、記憶部 47、通信部（I/F 部）49 及び駆動源 264 を備えている。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

撮影装置制御部 4 8 は C P U 5 1 と、 R O M 5 2 と、 R A M 5 4 と、 H D D (Hard Disk Drive) 5 6 とを備えている。これら C P U 5 1 等は、コントロールバス、データバス等の共通バス 5 7 を介在して互いに接続されており、相互に信号等の送受信が可能とされている。

【 0 0 5 2 】

C P U 5 1 は放射線画像撮影装置 1 0 の全体の制御等を司っている。例えば、 R O M 5 2 に格納されているプログラム 5 3 が C P U 5 1 に読み込まれると、 C P U 5 1 はプログラム 5 3 を実行して各部の制御を行う。なお、ここでは、予め R O M 5 2 にプログラム 5 3 が格納されている構成とされているが、これに限定はされない。例えば、プログラム 5 3 が記録された C D R O M、リムーバブルディスク等の外部記録媒体を作成して、この外部記録媒体から R O M 5 2 等にプログラム 5 3 が格納されてもよい。また、外部装置からインターネット等の通信回線を通して R O M 5 2 等にプログラム 5 3 が格納されてもよい。 R A M 5 4 は C P U 5 1 においてプログラム 5 3 を実行するときの作業用領域として使用されており、 R A M 5 4 にはプログラム 5 3 が一時的に格納される。 H D D 5 6 には放射線画像情報等の各種情報が記憶される。撮影装置制御部 4 8 は、その内部に設けられた共通バス 5 7 及びその外部に設けられた共通バス 5 8 を介在して、放射線照射部 2 4、放射線検出器 4 2、操作パネル 4 6、記憶部 4 7、通信部 (I / F 部) 4 9、駆動源 2 6 4 のそれぞれに相互に接続されている。

【 0 0 5 3 】

放射線画像撮影装置 1 0 では、操作者 (オペレータ) によって操作パネル 4 6 の曝射スイッチが操作されると、放射線の照射指示が発せられる。この照射指示に従って、撮影装置制御部 4 8 では、指定された曝射条件に基づいて設定された撮影メニュー (プログラム 5 3) が実行され、放射線照射部 2 4 から撮影面 2 0 に向かって放射線を照射する制御が行われる。

【 0 0 5 4 】

操作パネル 4 6 は、曝射条件や姿勢情報等の各種操作情報の入力、各種操作指示の設定等を放射線画像撮影装置 1 0 と操作者との間において行えるインターフェイスである。曝射条件には管電圧、管電流、照射時間、姿勢情報等の情報が少なくとも含まれている。姿勢情報には、乳房 N に対して複数の方向から撮影を行う場合の撮影姿勢の情報、撮影角度情報等の撮影位置情報が少なくとも含まれている。なお、各種操作情報、各種操作指示情報は放射線を用いた診療、診断等の情報の管理を行うシステム、所謂放射線情報システム (R I S : Radiology Information System) 等の外部装置やシステムから取得してもよい。また、各種操作情報、各種操作指示情報は撮影装置制御部 4 8 の H D D 5 6 に予め格納させてもよい。

【 0 0 5 5 】

撮影装置制御部 4 8 では、操作パネル 4 6 から各種操作情報の入力、各種操作指示の設定がなされると、その設定に基づく撮影メニューが実行されて、放射線照射部 2 4 から放射線が被験者 W の乳房 N に照射され、放射線画像が撮影される。上方から乳房 N の放射線画像が撮影される場合、撮影面 2 0 が上方を向いた状態に保持部 2 8 の姿勢が調整されると共に、放射線照射部 2 4 が撮影面 2 0 に対して対向する上方に位置する状態に支持部 2 9 の姿勢が調整される。これらの調整は撮影装置制御部 4 8 により行われる。また、側方から乳房 N の放射線画像が撮影される場合、撮影面 2 0 が側方を向いた状態に保持部 2 8 の姿勢が調整されると共に、放射線照射部 2 4 が撮影面 2 0 に対して対向する側方に位置する状態に支持部 2 9 の姿勢が調整される。

【 0 0 5 6 】

通信部 4 9 は、放射線画像撮影装置 1 0 の例えば記憶部 4 7 に格納された放射線画像情報を外部装置 (例えば外部モニタ) に送信し、又外部装置 (例えば R I S) から各種操作情報、各種操作指示等の情報を受信するインターフェイスとして使用されている。通信部 4 9 では、有線による情報の送受信に限らず、無線による情報の送受信が行える。

【 0 0 5 7 】

(圧迫板の構成)

図 5 及び図 6 に示されるように、第 1 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 1 0 に組込まれた中空の立方体形状を有する圧迫板 2 6 は、圧迫部 2 6 A と、支持部 2 6 B と、反力部 2 6 C とを少なくとも備えている。圧迫部 2 6 A は、撮影台 2 2 の撮影面 2 0 に対向して配置されており、Z 方向の厚さを支持部 2 6 B の厚さに比べて薄くかつ弾性変形可能な構成とされている。圧迫部 2 6 A は、被験者 W の胸壁側に位置されており、平面視において X 方向を長手方向とする矩形形状により構成されている。支持部 2 6 B は、圧迫部 2 6 A と同様に撮影面 2 0 に対向して配置されており、圧迫部 2 6 A の背面側の一端に一体に設けられている。つまり、圧迫部 2 6 A と支持部 2 6 B とは同一部材により形成されており、この部材の前面側である一部の厚みを薄くすることによって圧迫部 2 6 A が形成されると共に、残りの一部が支持部 2 6 B として形成されている。支持部 2 6 B は平面視において矩形形状により構成されており、圧迫部 2 6 A 及び支持部 2 6 B は側面視で見たときに略 L 字形状により構成されている。支持部 2 6 B は厚く形成されているので、支持部 2 6 B の全体の剛性が高くされている。逆に、圧迫部 2 6 A は薄く形成されているので、圧迫部 2 6 A の全体の剛性は低くされており、これにより圧迫部 2 6 A が変形可能とされている。

10

【 0 0 5 8 】

放射線ここでは制動 X 線が透過し易い性質を有する樹脂材料を用いて圧迫部 2 6 A の圧迫部 2 6 A 及び支持部 2 6 B が形成されている。具体的な樹脂材料としては、P C (ポリカーボネート)、P E T (ポリエチレンテレフタレート)、アクリル、P P (ポリプロピレン) 等を実用的に使用することができる。

20

【 0 0 5 9 】

図 5、図 6 及び図 7 (A) に示されるように、反力部 2 6 C の前面側である一端部は圧迫部 2 6 A に対して撮影面 2 0 とは反対側 (図 5 及び図 6 中、Z 方向) において支持可能とされている。反力部 2 6 C の背面側である他端部は、一端部から下方向に屈曲され、反力調整機構 2 6 8 に連結されている。側面視において反力部 2 6 C は略 L 字形状により構成されている。反力部 2 6 C の中間部は回転軸 2 6 D を介して支持部 2 6 B に取付けられており、回転軸 2 6 D を回転中心として反力部 2 6 C が回転可能とされている。反力部 2 6 C は、支持力を付勢するために、基本的には圧迫部 2 6 A の弾性率よりも大きい弾性率を有する材料により構成されている。例えば、反力部 2 6 C は金属により製作されている。反力部 2 6 C では反力調整機構 2 6 8 により圧迫部 2 6 A に付勢する支持力が変更可能とされており、圧迫部 2 6 A が受ける反力に変化が生じる。

30

【 0 0 6 0 】

図 7 (A) に示されるように、反力部 2 6 C による圧迫部 2 6 A の支持力が無い場合には、乳房 N を挟込んだときに生じる反力 F 1 に対して、圧迫部 2 6 A はその弾性率に応じた弾性変形を生じる。この場合は、圧迫板の剛性は低い。これに対して、図 7 (B) に示されるように、反力部 2 6 C から圧迫部 2 6 A に支持力 F 2 が付勢される (又は大きい) 場合には、支持力 F 2 に応じて乳房 N を挟込んだときに生じる反力 F 1 が反力 F 3 に減少される。この場合は、圧迫板の剛性は高い。この反力の変更は圧迫部 2 6 A の形状 (断面形状) を変化させることができるので、圧迫部 2 6 A の変形量が調整可能になる。引いては、圧迫板の剛性を変える事ができる。

40

【 0 0 6 1 】

また、図 5、図 6、図 7 (A) 及び図 7 (B) に示されるように、圧迫部 2 6 A の前面側の一部は撮影面 2 0 側に突出された局面形状により構成されている。具体的には、この圧迫部 2 6 A の一部は、平面視において、前面側に拡がりを持ち、背面側に向かって徐々に狭まり、乳房 N の形状に類似された円弧形状を有する共に、前面側から背面側に向かって順次突出量が減少されている。これにより、撮影面 2 0 と圧迫部 2 6 A との間に圧迫部 2 6 A よりも柔らかくかつ圧迫部 2 6 A 側に突出された局面形状を有する乳房 (被撮影体) N が挟まれた場合、圧迫部 2 6 A の局面形状により乳房 N の中央部が押圧されると共に

50

その周囲が押し広げられる。このため、撮影面 20 と圧迫部 26 A との間に挟まれた乳房 N の厚さを均一化することができる。第 1 実施の形態では、実用的な圧迫力である 40 N ~ 120 N の範囲内において乳房 N の厚さが均一となる局面形状により圧迫部 26 A が構成されている。

【0062】

(圧迫板の反力調整機構の構成)

図 5、図 6、図 7 (A)、図 7 (B) 及び図 8 に示されるように、第 1 実施の形態に係る圧迫板 26 の反力調整機構 268 は、反力部 26 C に一端が接続されると共に反力部 26 C に支持力を付勢する弾性体 268 E と、弾性体 268 E の他端に接続されると共にこの弾性体 268 E の伸縮を調整する調整部 (ここでは符号を省略する) とを備えている。弾性体 268 E には例えばコイルばねが使用されている。弾性体 268 E の一端は連結ピン 26 E を介して支持部 26 B に取付けられている。

10

【0063】

調整部は、弾性体 268 E の他端に接続された連結体 268 F と、この連結体 268 F の巻取り巻戻しを行うリール 268 D と、このリール 268 D の巻取り巻戻しの駆動力を発生させる駆動源 264 と、駆動源 264 とリール 268 D とを連結し駆動源 264 からの駆動力をリール 268 D に伝達する伝達部とを備えている。連結体 268 F には例えばワイヤが使用されている。伝達部は、歯車 268 A、歯車 268 B 及び回転伝達軸 268 C により構成されている。

【0064】

20

駆動源 264 には例えば電動モータが使用されている。ここでは、電動モータの回転軸 (駆動軸) 方向は X 方向に一致させている。駆動源 264 は、支持部 26 B の背面に取付けられた板状のブラケット 268 H と、ブラケット 268 H の中央部に取付けられ平面視において外側に開放された U 字形状のブラケット 268 I とを介して支持部 26 B に取付けられている。

【0065】

伝達部の歯車 268 A は、ブラケット 268 I に回転自在に取付けられており、駆動源 264 からの駆動力を受けて回転する。ここでは、駆動源 264 と歯車 268 A との間にクラッチ 266 が設けられており、クラッチ 266 は駆動源 264 からの駆動力を歯車 268 A に伝達する状態と伝達しない状態とに切替え可能とされている。歯車 268 B は、同様にブラケット 268 I に回転自在に取付けられており、歯車 268 A から伝達された駆動力を受けて回転する。回転伝達軸 268 C は、歯車 268 B の回転軸に繋がれると共にブラケット 268 K に回転自在に取付けられており、歯車 268 B から伝達された駆動力を受けて回転する。回転伝達軸 268 C は圧迫板 26 の背面において両側面に渡って X 方向に延設されており、回転伝達軸 268 C の中央部が歯車 268 B に繋がれている。回転伝達軸 268 C の両端にはリール 268 D が繋がれており、リール 268 D は回転伝達軸 268 C から伝達される駆動力を受けて回転する。図 8 に示されるように、例えば駆動源 264 から歯車 268 A に矢印 a 方向の駆動力 (回転) が伝達されると、歯車 268 B には矢印 a 方向とは逆の矢印 b 方向の駆動力が伝達される。この駆動力は回転伝達軸 268 C を介在させてリール 268 D に同一の矢印 c 方向の駆動力として伝達される。

30

40

【0066】

リール 268 D が回転し、リール 268 D に連結体 268 F が矢印 c 方向に巻取られると、図 7 (B) に示されるように、弾性体 268 E に伸びが生じ、反力部 26 C による圧迫部 26 A の支持力 F2 が増加する。この支持力は弾性体 268 E の伸びの増加に応じて増加する。一方、リール 268 D が逆に回転しリール 268 D から連結体 268 F が巻戻されると、図 7 (A) に示されるように、弾性体 268 E に縮みが生じ、反力部 26 C による圧迫部 26 A の支持力 F2 が減少する。

【0067】

また、図 6 及び図 8 に示されるように、第 1 実施の形態に係る圧迫板 26 では、反力調整機構 268 の調整部具体的には回転伝達軸 268 C の両端にそれぞれ連結されており、

50

駆動源 2 6 4 からの駆動力とは別にリール 2 6 8 D にそれを移動可能とする駆動力を与える手動調整部 2 6 9 が設けられている。図 8 において、操作者によって矢印 g 方向の駆動力が手動調整部 2 6 9 に与えられると、この駆動力に従ってリール 2 6 8 D が回転する。なお、手動調整部 2 6 9 から駆動力が与えられるときには、駆動源 2 6 4 と歯車 2 6 8 A との連結状態がクラッチ 2 6 6 により解除される。駆動源 2 6 4 は手動調整部 2 6 9 から駆動力を与えるときの負荷になるので、連結状態が解除されることにより、手動調整部 2 6 9 を用いたリール 2 6 8 D の操作が容易に行える。

【 0 0 6 8 】

(放射線画像撮影装置及び圧迫板の動作)

第 1 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 1 0 及び圧迫板 2 6 の動作は以下の通りである。図 9 に示されるように、まず最初に、被験者 W の受診履歴が有るか否かが判断される (S 1 0)。ここで、受診履歴が有るとは、過去に乳房 N の放射線画像の撮影を実施しており、この撮影のときの圧迫板 2 6 の圧迫部 2 6 A の変形量を決定するための情報が既に有るという意味である。従って、受診履歴が無いとは、そのような情報が無いという意味である。受診履歴が有るか否かの判断は放射線画像撮影装置 1 0 によって実施されている。すなわち、受診履歴が有るか否かの判断に必要な情報が図 4 に示される操作パネル 4 6 から入力されると、撮影装置制御部 4 8 は記憶部 4 7 に記憶された過去の受診履歴を検索する。ここで、判断に必要な情報とは、例えば被験者 W の氏名、健康保健書の番号及び診察券の番号の情報のうち少なくともいずれか 1 つの情報である。検索の結果、記憶部 4 7 に該当する情報が記憶されている場合には撮影装置制御部 4 8 は受診履歴が有ると判断する。また、記憶部 4 7 に該当する情報が記憶されていない場合には撮影装置制御部 4 8 は受診履歴が無いと判断する。なお、受診履歴が有るか否かの判断は被験者 W に対する医師の問診によっても実施可能である。この場合には、判断結果に基づいて、医師又は放射線画像撮影装置 1 0 の操作者が操作パネル 4 6 から判断結果を入力する。

【 0 0 6 9 】

被験者 W の受診履歴が無い場合には、放射線画像撮影装置 1 0 において、被験者 W の乳房 N のプレ圧迫が実施される (S 1 2)。プレ圧迫は、放射線撮影のときのポジショニング圧迫に対して事前に実施される圧迫である。具体的には、プレ圧迫では、撮影台 2 2 の撮影面 2 0 と圧迫板 2 6 の圧迫部 2 6 A との間に乳房 N が挟込まれ、被験者 W が痛みを感じない程度の軽い圧迫力、例えば 6 0 N ~ 8 0 N 程度の圧迫力によって乳房 N が圧迫される。

【 0 0 7 0 】

図 1 0 (A) には圧迫力と乳房 N の厚みとの関係の一例が示されている。図 1 0 (A) において、横軸は圧迫力 (N) であり、縦軸は乳房 N の厚み (mm) である。同図に示されるように、一般的に圧迫力の増加に伴い乳房 N の厚みは薄くなる傾向にあるが、この傾向には被験者 W の乳房 N の例えば乳腺密度等の違いにより多少の違いがある。プレ圧迫において、圧迫力が加わったときの乳房 N の厚みが測定されると、圧迫力と厚みとの関係から乳房弾性 (N / mm) が導出される (S 1 4)。この乳房弾性は圧迫力を厚みで割った値である。乳房弾性の導出には、圧迫力の値と乳房 N の厚みの値との関係から乳房弾性の値が導き出させるテーブルが使用されている。このテーブルは前述の図 4 に示される放射線画像撮影装置 1 0 の記憶部 4 7 に予め記憶されている。乳房弾性の値には、極めて高い精度の値が要求されないので、幅を持たせたデジタル値として取扱うことが有利である。すなわち、テーブルによって乳房弾性が導出される結果として、この導出のためのシステムサイズ (例えば、演算能力) の小型化が可能となる。また、乳房弾性は、図 4 に示される撮影装置制御部 4 8 において、演算式を含むプログラム 5 3 を予め ROM 5 2 に格納し、乳房 N の圧迫力の値と厚みの値とを操作パネル 4 6 から入力することにより、CPU 5 1 を用いた演算によって導出してよい。更に、図 4 に示される放射線画像撮影装置 1 0 において、乳房弾性を導出するための専用回路が構築されてよい。なお、乳房弾性の値は、乳房 N の圧迫力、厚さのいずれか一方の値を固定し、いずれか他方の値によって例えばテーブルから導出してよい。

【 0 0 7 1 】

乳房弾性が導出されると、図 1 0 (B) に示されるように、被験者 W が痛みを感じ難い圧迫板 2 6 の変形量が導出される (S 1 6)。図 1 0 (B) において、横軸は乳房弾性 (N/mm) であり、縦軸は圧迫部 2 6 A の変形量 (mm) である。被験者 W の乳房 N が硬い場合、乳房弾性の値は高く、一般的に被験者 W は比較的痛みを感じ易い。このため、圧迫部 2 6 A の前面側 (胸壁側) の変形量が大きくなる値が導出されている。一方、被験者 W の乳房 N が柔らかい場合、乳房弾性の値が低く、一般的に被験者 W は比較的痛みを感じ難い。このため、圧迫部 2 6 A の前面側の変形量が小さくなる値が導出されている。乳房弾性の導出と同様の理由から、圧迫部 2 6 A の変形量の導出には、乳房弾性の値から圧迫部 2 6 A の変化量が導き出させるテーブルが使用されている。このテーブルは前述の図 4 10 に示される放射線画像撮影装置 1 0 の記憶部 4 7 に予め記憶されている。また、圧迫部 2 6 A の変形量の導出は、演算による導出或いは専用回路による導出であってもよい。

【 0 0 7 2 】

次に、導出された圧迫部 2 6 A の変形量に基づき、圧迫板 2 6 の反力部 2 6 C による圧迫部 2 6 A の支持力の調整が行われる (S 1 8)。この支持力の調整では、前述の図 4 に示される放射線画像撮影装置 1 0 の記憶部 4 7 に格納されたテーブルから圧迫部 2 6 A の変形量の情報が撮影装置制御部 4 8 に読込まれる。撮影装置制御部 4 8 では、この変化量の情報に従い駆動源 2 6 4 の駆動力の制御が行われる。駆動源 2 6 4 の駆動力は図 5、図 6 及び図 8 に示される反力調整機構 2 6 8 に伝達される。反力調整機構 2 6 8 では、駆動源 2 6 4 の駆動力が歯車 2 6 8 A、歯車 2 6 8 B、回転伝達軸 2 6 8 C、リール 2 6 8 D 20 のそれぞれに伝達される。リール 2 6 8 D によって連結体 2 6 8 F の巻取り又は巻戻しが行われると、弾性体 2 6 8 E には伸び又は縮みが生じ、反力部 2 6 C の圧迫部 2 6 A への支持力 F 2 が調整される。この支持力 F 2 の調整は、例えば、駆動源 2 6 4 の駆動量の調整、例えば電動モータの場合はその回転数の調整により行う。

【 0 0 7 3 】

圧迫部 2 6 A の変形量の調整を自動により実施しない場合、又は微調整を手動により行う場合には、手動調整部 2 6 9 が操作者により操作される。手動調整部 2 6 9 が操作されるときには、クラッチ 2 6 6 により、駆動源 2 6 4 と伝達部の歯車 2 6 8 A との連結が解除される。

【 0 0 7 4 】

ここで、ステップ S 1 0 において、被験者 W の受診履歴が有る場合には、過去に圧迫板 2 6 の圧迫部 2 6 A の変形量を決定するための情報が図 4 に示される記憶部 4 7 に記憶されているので、この情報が記憶部 4 7 から撮影装置制御部 4 8 に入力される (S 2 4)。この情報の入力に基づき、ステップ S 1 8 において、同様に圧迫部 2 6 A の支持力の調整が行われる。なお、変形量を決定するための情報は、医師又は操作者によって操作パネル 4 6 から入力可能とされている。

【 0 0 7 5 】

次に、反力部 2 6 C の支持力 F 2 の調整が行われ、圧迫部 2 6 A の変形量が調整された圧迫板 2 6 によって、被験者 W の乳房 N のポジショニング圧迫が実施される (S 2 0)。ポジショニング圧迫は、実際に放射線撮影のときに実施される圧迫であり、例えば 8 0 N ~ 1 2 0 N 程度の圧迫力によって乳房 N が圧迫される。ポジショニング圧迫では、圧迫部 2 6 A の一部が撮影面 2 0 側に突出する局面形状により形成されているので、全体的に平坦になるように乳房 N を圧迫することができる。ここで、圧迫板 2 6 の圧迫部 2 6 A の変形量が乳房 N の硬さに応じて最適に調整されている。このため、乳房 N が圧迫されても、被験者 W は痛みを感じ難い。

【 0 0 7 6 】

ポジショニング圧迫がなされた状態において、図 1 に示される放射線照射部 2 4 から乳房 N に向けて制動放射線が照射され、撮影台 2 2 の放射線検出器 4 2 を介在して乳房 N の放射線画像が撮影される (S 2 2)。この後、圧迫板 2 6 による乳房 N の圧迫が解除されると共に、撮影が終了する。

【 0 0 7 7 】

(第 1 実施の形態の作用及び効果)

第 1 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、弾性変形が可能な圧迫部 2 6 A を支持可能な反力部 2 6 C が設けられており、この反力部 2 6 C による圧迫部 2 6 A の支持力が変更可能とされている。圧迫部 2 6 A への支持力の変更に応じて、圧迫部 2 6 A の反力に変化が生じる。この圧迫部 2 6 A の反力を変えることで、圧迫部 2 6 A の変形量を調整することができる。従って、同一の圧迫圧力状態における圧迫部 2 6 A の変形量の最適化を図ることができる。例えば、放射線画像撮影装置 1 0 としてのマンモグラフィに取付けられた圧迫板 2 6 では、被験者 W の乳房 N が撮影台 2 2 の撮影面 2 0 と圧迫部 2 6 A との間に同一の圧迫圧力状態において挟込まれた場合であっても、乳房 N の状態に応じて圧迫部 2 6 A の変形量を調整することができる。痛みを感じる被験者 W に対して圧迫部 2 6 A の変形量を大きくすることにより、被験者 W の痛みを軽減することができる。

10

【 0 0 7 8 】

また、第 1 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、反力調整機構 2 6 8 が設けられているので、反力部 2 6 C の支持力を変更することができる。

【 0 0 7 9 】

また、第 1 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、圧迫部 2 6 A と支持部 2 6 B とが同一部材により形成されており、支持部 2 6 B の厚さに比べて薄くすることで圧迫部 2 6 A を形成することができる。このため、簡易な構造により、圧迫板 2 6 の製作が可能とされる。

【 0 0 8 0 】

20

また、第 1 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、反力部 2 6 C が、一端部で圧迫部 2 6 A を支持可能とされ、他端部で反力調整機構 2 6 8 に連結され、中間部で支持部 2 6 B に回転可能とされた簡易な構成とされている。このため、簡易な構造により、圧迫部 2 6 A の製作が可能とされる。

【 0 0 8 1 】

また、第 1 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、撮影面 2 0 と圧迫部 2 6 A との間に圧迫部 2 6 A よりも柔らかくかつ圧迫部 2 6 A 側に突出した局面形状を有する乳房 N (被撮影体) が挟まれる場合、圧迫部 2 6 A の局面形状により乳房 N の中央部が押圧されると共にその周囲が押し広げられる。このため、撮影面 2 0 と圧迫部 2 6 A との間に挟まれた乳房 N の厚さを均一化することができる。

30

【 0 0 8 2 】

また、第 1 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、反力調整機構 2 6 8 が弾性体 2 6 8 E とこの弾性体 2 6 8 E の伸縮を調整する調整部とを備えた構成とされている。このため、反力調整機構 2 6 8 の構造が簡素化されているので、簡易な構造により圧迫板 2 6 を製作することができる。

【 0 0 8 3 】

また、第 1 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、調整部が連結体 2 6 8 F、リール 2 6 8 D、駆動源 2 6 4 及び伝達部を備えているので、駆動源 2 6 4 からの駆動力によって反力部 2 6 C の支持力を調整することができる。従って、反力部 2 6 C の支持力の調整並びに圧迫部 2 6 A の変形量の調整を自動化することができる。

40

【 0 0 8 4 】

また、第 1 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、調整部に連結された手動調整部 2 6 9 が設けられているので、この手動調整部 2 6 9 を用いて駆動源 2 6 4 からの駆動力とは別に手動において反力部 2 6 C の支持力並びに圧迫部 2 6 A の変形量を調整することができる。

【 0 0 8 5 】

また、第 1 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 1 0 では、圧迫板 2 6、撮影台 2 2、放射線照射部 2 4 及び撮影装置制御部 4 8 が備えられており、撮影装置制御部 4 8 は、駆動源 2 6 4 の駆動力を制御し、反力調整機構 2 6 8 を介して反力部 2 6 C の支持力を調整する構成とされている。従って、撮影装置制御部 4 8 により反力部 2 6 C の支持力並び

50

に圧迫部 26A の変形量の調整を自動で行うことができる。

【0086】

また、第1実施の形態に係る放射線画像撮影装置10では、圧迫厚み、圧迫力の少なくともいずれか1つの情報に基づいて、撮影装置制御部48による反力部26Cの支持力並びに圧迫部26Aの変形量が調整されている。このため、被験者Wに応じて、圧迫部26Aの変形量を自動で調整することができる。

【0087】

[第2実施の形態]

本発明の第2実施の形態は、第1実施の形態に係る放射線画像撮影装置10において圧迫板26の圧迫部26Aの変形量の調整を被撮影体の人体組織の密度に基づいて実施した例を説明するものである。

10

【0088】

(放射線画像撮影装置及び圧迫板の動作)

第2実施の形態に係る放射線画像撮影装置10及び圧迫板26の動作は以下の通りである。図11に示されるように、第1実施の形態に係る放射線画像撮影装置10及び圧迫板26の動作と同様に、ステップS10の受診履歴の判断の結果、受診履歴が無い場合にはステップS12のプレ圧迫が実施される。

【0089】

プレ圧迫に引き続き、プレ放射線撮影が実施される(S26)。プレ放射線撮影は、被験者Wの乳房Nの人体組織の密度、ここでは乳腺密度を最低限測定可能な放射線撮影である。従って、プレ放射線撮影のときの放射線量はステップS22の放射線撮影のときの放射線量に比べて低く設定されている。例えば、放射線量は、プレ放射線撮影のときに0.2mGy、放射線撮影のときに2mGyに設定されている。

20

【0090】

このプレ放射線撮影により得られた撮影画像に基づき、乳房Nの乳腺密度を導出することができる(S28)。図12(A)には、被験者Wの側面側からX線を照射して撮影された乳房Nの画像を模式的に示した(1)~(6)までの6つのサンプルが示されている。乳房N内の部位は乳腺である。左側の(1)に示すサンプルから右側の(6)に示すサンプルに向かって、単位面積(ここでは単位断面積)当たりの乳腺の割合が多くなっている。X線撮影の画像において、乳房Nの断面積と乳腺の面積との比率から乳腺密度を算出することができる。例えば、(1)に示すサンプルから(6)に示すサンプルに向かって乳腺密度(%)が増加傾向にある。ここで、最も左の(1)に示すサンプルの乳房Nの乳腺密度が基準とされるとき、(2)に示すサンプルの乳腺密度は5%~10%、(3)に示すサンプルの乳腺密度は15%~20%、(4)に示すサンプルの乳腺密度は25%~40%、(5)に示すサンプルの乳腺密度は50%~70%、(6)に示すサンプルの乳腺密度は75%~80%である。

30

【0091】

乳房Nの乳腺密度が導出されると、図12(B)に示されるように、圧迫板26の圧迫部26Aの変形量が導出される(S16)。図12(B)において、横軸は乳腺密度(%)であり、縦軸は前述の図10(B)に示される縦軸と同様に圧迫部26Aの変形量(mm)である。被験者Wの乳房Nの乳腺密度が高い場合、乳房Nは硬く、一般的に被験者Wは比較的痛みを感じ易い。このため、圧迫部26Aの前面側の変形量が大きくなる値が導出されている。一方、被験者Wの乳房Nの乳腺密度が低い場合、乳房Nは柔らかく、一般的に被験者Wは比較的痛みを感じ難い。このため、圧迫部26Aの前面側の変形量が小さくなる値が導出されている。第1実施の形態に係る乳房弾性の導出と同様の理由から、変形量の導出には、乳腺密度の値から変形量が導き出させるテーブルが使用されている。このテーブルは前述の図4に示される放射線画像撮影装置10の記憶部47に予め記憶されている。また、変形量の導出は、演算による導出或いは専用回路による導出であってもよい。

40

【0092】

50

次に、導出された変形量に基づき、反力部 26C の支持力の調整が行われる (S18)。
この調整方法は第 1 実施の形態に係る圧迫部 26A の支持力の調整方法と同様である。
なお、ステップ S10 において被験者 W の受診履歴が有る場合には、ステップ S24 において必要な情報が入力される。そして、ステップ S18 において、この情報の入力に基づき反力部 26C の支持力の調整が行われる。

【0093】

次に、反力部 26C の支持力並びに圧迫部 26A の変形量が調整された圧迫板 26 によって、被験者 W の乳房 N のポジショニング圧迫が実施される (S20)。ポジショニング圧迫では、圧迫板 26 の圧迫部 26A の変形量が乳房 N の乳腺密度に応じて最適に調整されている。このため、乳房 N が圧迫されても、被験者 W は痛みを感じ難い。

10

【0094】

ポジショニング圧迫がなされた状態において、図 1 に示される放射線照射部 24 から乳房 N に向けて制動放射線が照射され、撮影台 22 の放射線検出器 42 を介在して乳房 N の放射線画像が撮影される (S22)。この後、圧迫板 26 による乳房 N の圧迫が解除されると共に、撮影が終了する。

【0095】

(第 2 実施の形態の作用及び効果)

第 2 実施の形態に係る圧迫板 26 及び放射線画像撮影装置 10 では、前述の第 1 実施の形態に係る圧迫板 26 及び放射線画像撮影装置 10 により得られる作用及び効果と同様の作用及び効果を得ることができる。

20

【0096】

また、第 2 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 10 では、人体組織の密度、具体的には乳腺密度の情報に基づいて、撮影装置制御部 48 による反力部 26C の支持力の調整が制御されている。このため、被験者 W の乳房 N に応じて、圧迫板 26 の圧迫部 26A の変形量を自動で調整することができる。

【0097】

なお、第 2 実施の形態では、人体組織の密度として乳腺密度が使用されているが、これに限られるものではない。例えば、人体組織として、皮下脂肪、クーパー靱帯等が使用可能である。また、人体組織の密度の導出に関しては、放射線撮影に限るものではなく、超音波検査が併用可能である。

30

【0098】

[第 3 実施の形態]

本発明の第 3 実施の形態は、第 2 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 10 において圧迫板 26 の圧迫部 26A の変形量の調整を被撮影体の放射線透過率に基づいて実施した例を説明するものである。

【0099】

(放射線画像撮影装置の全体構成)

図 13 に示されるように、第 3 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 10 は、撮影台 22 の内部であって撮影面 20 と放射線検出器 42 との間に AEC (Automatic Exposure Control) センサ 59 が設けられている。この AEC センサ 59 は、図示が省略されているが、撮影面 20 を平面視で見たときにマトリックス状に複数個配置されている。例えば、AEC センサ 59 は、X 方向に 3 個、Y 方向に 3 個の合計 9 個を配置している。図 14 に示されるように、AEC センサ 59 は共通バス 58 を介在させて撮影装置制御部 48 等に接続されている。

40

【0100】

(放射線画像撮影装置及び圧迫板の動作)

前述の第 2 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 10 の図 11 に示された制御フローチャートのステップ S26 において、AEC センサ 59 は、プレ放射線撮影によって照射され、被験者 W の乳房 N を透過した放射線量を測定する。更に、放射線量を測定したときの乳房 N の厚さが測定される。放射線量の測定結果と乳房 N の厚さとから乳房 N の放射線透

50

過率を導出することができる。この放射線透過率は、撮影装置制御部 48 において、AEC センサ 59 から送信された放射線量の測定結果と操作パネル 46 から入力される乳房 N の厚さとから容易に導出することができる。導出方法には、第 1 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 10 と同様に、テーブル、演算、専用回路のいずれかの方法が使用可能である。

【0101】

乳房 N の放射線透過率が導出されると、これに基づいて圧迫板 26 の変形量を導出することができる。例えば乳腺密度が高いために被験者 W の乳房 N の放射線透過率が低い場合、乳房 N は硬く、一般的に被験者 W は比較的痛みを感じ易い。このため、圧迫部 26A の前面側の変形量が大きくなる値が導出されている。一方、被験者 W の乳房 N の放射線透過率が高い場合、乳房 N は柔らかく、一般的に被験者 W は比較的痛みを感じ難い。このため、圧迫部 26A の前面側の変形量が小さくなる値が導出されている。第 1 実施の形態に係る乳房弾性の導出と同様の理由から、変形量の導出には、放射線透過率の値と乳房 N の厚さとから変形量が導き出させるテーブルが使用されている。このテーブルは前述の図 4 に示される放射線画像撮影装置 10 の記憶部 47 に予め記憶されている。また、圧迫部 26A の変形量の導出は、演算による導出或いは専用回路による導出であってもよい。

10

【0102】

この後、前述の図 11 に示される制御フローチャートのステップ S18 以降の処理が実施され、乳房 N の放射線画像が撮影される。

【0103】

20

(第 3 実施の形態の作用及び効果)

第 3 実施の形態に係る圧迫板 26 及び放射線画像撮影装置 10 では、前述の第 2 実施の形態に係る圧迫板 26 及び放射線画像撮影装置 10 により得られる作用及び効果と同様の作用及び効果を得ることができる。

【0104】

また、第 3 実施の形態に係る放射線画像撮影装置 10 では、放射線透過率の情報に基づいて、撮影装置制御部 48 による反力部 26C による圧迫部 26A の支持力が制御されている。このため、被験者 W の乳房 N に応じて、圧迫板 26 の圧迫部 26A の変形量を自動で調整することができる。

【0105】

30

[第 4 実施の形態]

本発明の第 4 実施の形態は、第 1 ~ 第 3 実施の形態のいずれかに係る圧迫板 26 の変形例を説明するものである。

【0106】

(圧迫板の構成)

第 4 実施の形態に係る圧迫板 26 には、図 15 に示されるように、反力部 26C の一端部を圧迫部 26A 側に一定以上回転させないストッパ部 26H が設けられており、圧迫部 26A と反力部 26C の一端部との間に隙間 26G が設けられている。

【0107】

(第 4 実施の形態の作用及び効果)

40

第 4 実施の形態に係る圧迫板 26 では、隙間 26G により、反力部 26C で支持されるまで圧迫部 26A の弾性率に応じて圧迫部 26A の弾性変形が可能となる。圧迫部 26A が反力部 26C により支持されると反力部 26C の支持力に応じて圧迫部 26A の変形量が小さくなるが、反力部 26C に支持されないまでは圧迫部 26A の変形量が多い。このため、痛みを感じる被験者 W に対して、圧迫開始の初期段階での圧迫部 26A の変形量を大きくすることにより、被験者 W の痛みを軽減することができる。

[第 5 実施の形態]

本発明の第 5 実施の形態は、第 4 実施の形態に係る圧迫板 26 の更なる変形例を説明するものである。

【0108】

50

(圧迫板の構成)

第 5 実施の形態に係る圧迫板 2 6 には、図 1 6 に示されるように、圧迫部 2 6 A 及び支持部 2 6 B に比べて弾性率が小さい間隙部材 2 6 I が隙間 2 6 G に設けられている。ここで、間隙部材 2 6 I は、隙間 2 6 G の全域に設けられているが、前面側（胸壁側）の一部に設けられていてもよい。間隙部材 2 6 I には、例えばゴム、スポンジ等の柔軟性部材が使用される。この柔軟性部材は圧迫部 2 6 A、反力部 2 6 C の一方に例えば接着剤により接着されている。

【 0 1 0 9 】

(第 5 実施の形態の作用及び効果)

第 5 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、隙間部材 2 6 I により、反力部 2 6 C で支持されるまで、間隙部材 2 6 I の弾性率及び圧迫部 2 6 A の弾性率に応じた圧迫部 2 6 A の弾性変形が可能となる。圧迫部 2 6 A が反力部 2 6 C により支持されると圧迫部 2 6 A の変形量が小さくなるが、反力部 2 6 C に支持されないまでは圧迫部 2 6 A の変形量が大きい。このため、痛みを感じる被験者 W に対して、圧迫開始の初期段階での圧迫部 2 6 A の変形量を大きくすることにより、被験者 W の痛みを軽減することができる。更に、第 5 実施の形態に係る圧迫板 2 6 では、隙間 2 6 G が間隙部材 2 6 I により塞がれているので、被験者 W が隙間 2 6 G に挟まれることを防止することができる。

【 0 1 1 0 】

(その他の実施の形態)

以上、本発明を複数の実施の形態を用いて説明したが、本発明は、上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能である。例えば、本発明は、前述の第 1 実施の形態～第 5 実施の形態の少なくともいずれか 2 つ以上を組合わせた構造を有する圧迫板 2 6 及び放射線画像撮影装置 1 0 としてもよい。

【 0 1 1 1 】

また、前述の実施の形態に係る放射線では X 線が使用されているが、これに限定されるものではなく、本発明では、少なくとも医療に利用される 線、電子線、中性子線、陽子線、重粒子線等の放射線が含まれる。更に、前述の実施の形態に係る放射線画像撮影装置及び圧迫板はマンモグラフィ及びその圧迫板に適用した例を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、本発明は、胃腸等の被撮影体の X 線撮影を行うために腹部を圧迫する圧迫板及びそれが組込まれた X 線画像撮影装置に適用可能である。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 2 】

- 1 0 放射線画像撮影装置
- 2 4 放射線照射部
- 2 6 圧迫板
- 2 6 A 圧迫部
- 2 6 B 支持部
- 2 6 C 反力部
- 2 6 D 回転軸
- 2 6 E 連結ピン
- 2 6 G 間隙
- 2 6 I 間隙部材
- 2 6 4 駆動源
- 2 6 6 クラッチ
- 2 6 8 反力調整機構
- 2 6 8 D リール
- 2 6 8 E 弾性体
- 2 6 8 F 連結体
- 2 6 9 手動調整部
- 4 2 放射線検出部

10

20

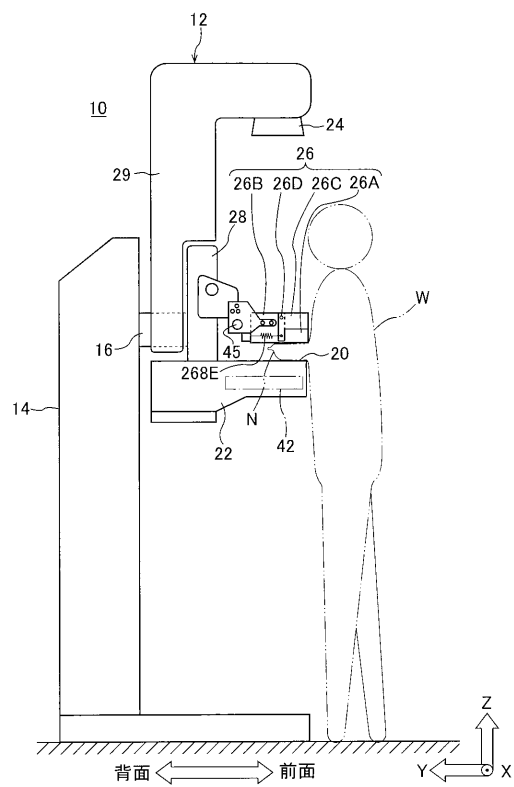
30

40

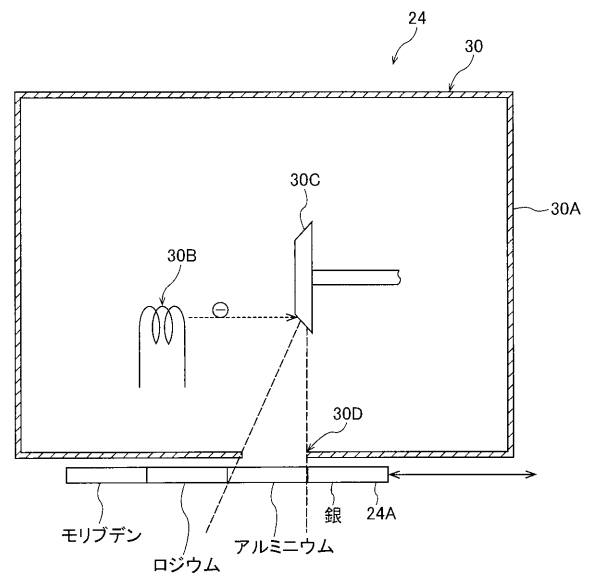
50

- 4 6 操作パネル
- 4 7 記憶部
- 4 8 撮影装置制御部
- 5 9 A E C センサ

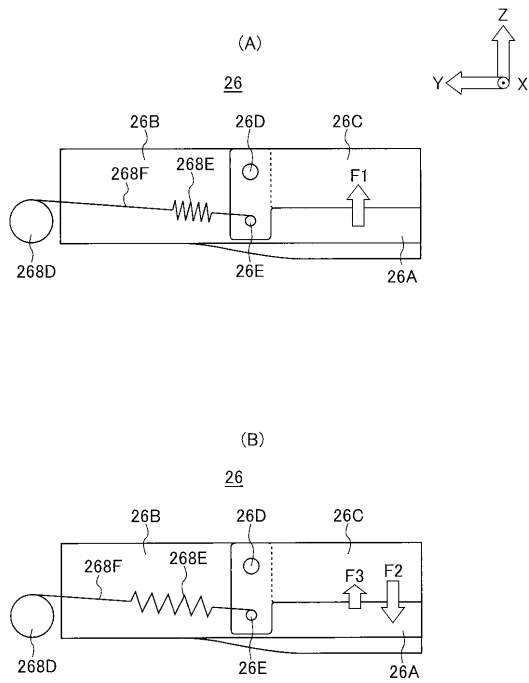
【図 1】



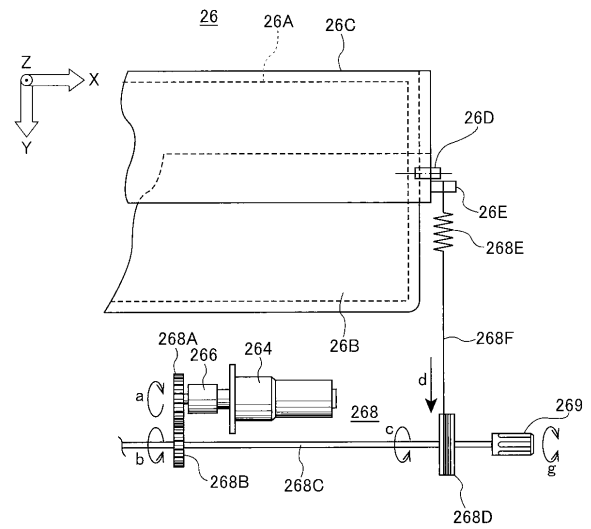
【図 2】



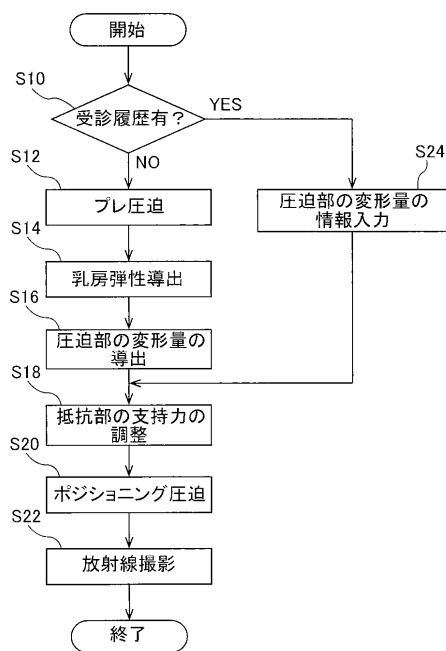
【図 7】



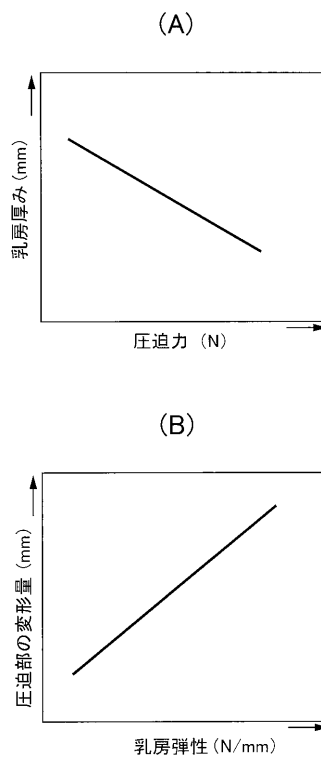
【図 8】



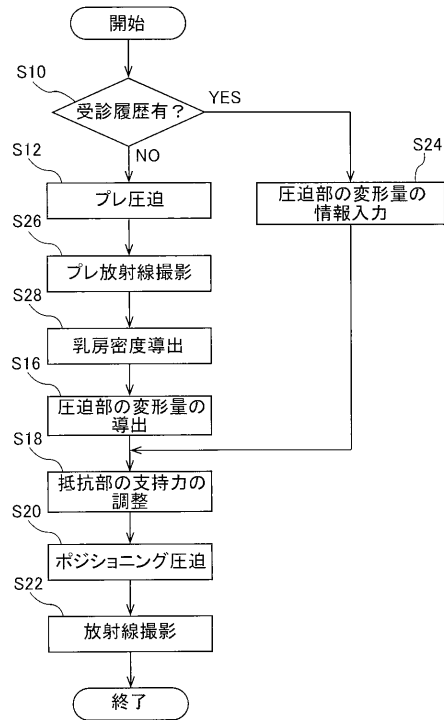
【図 9】



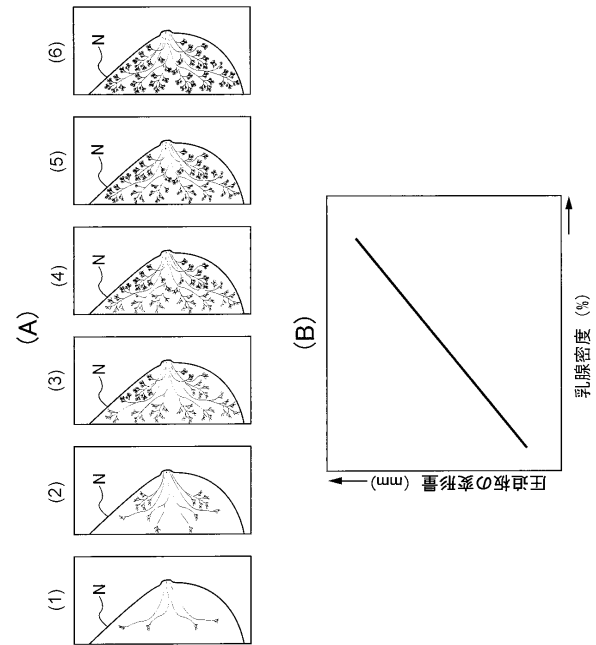
【図 10】



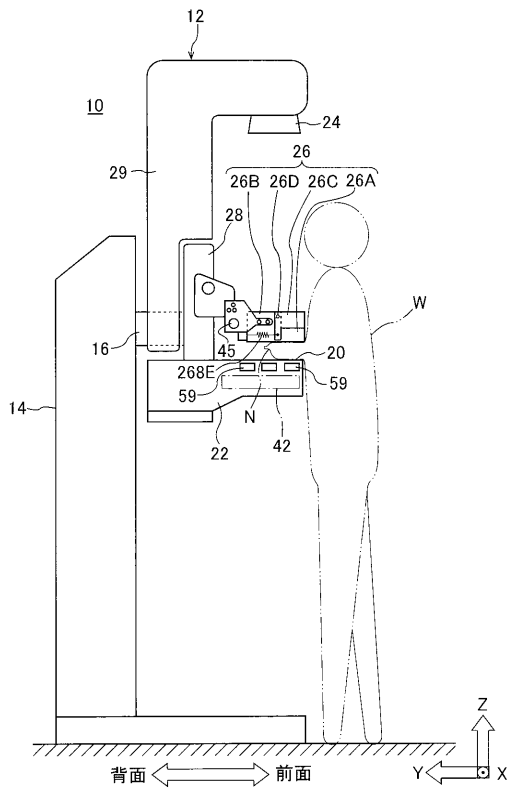
【図 1 1】



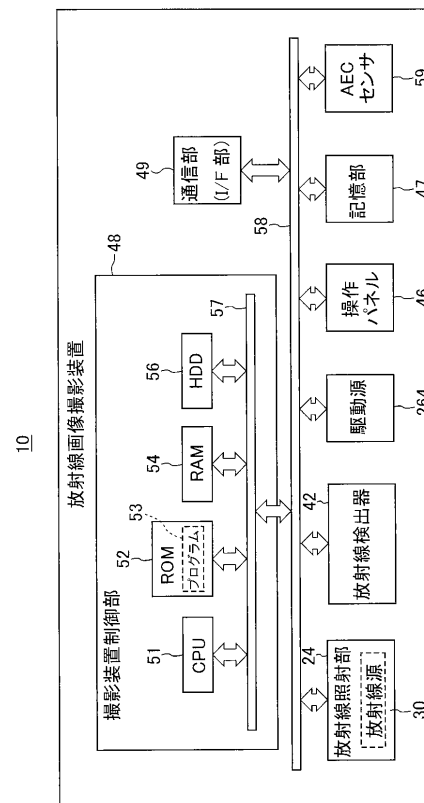
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

審査官 杉田 翠

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 0 8 6 4 5 1 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 1 3 5 7 0 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 6 - 5 / 1 1
5 / 1 1 7 - 6 / 1 4
8 / 0 0 - 8 / 1 5