

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4783587号  
(P4783587)

(45) 発行日 平成23年9月28日(2011.9.28)

(24) 登録日 平成23年7月15日(2011.7.15)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-169331 (P2005-169331)  
(22) 出願日 平成17年6月9日(2005.6.9)  
(65) 公開番号 特開2005-349207 (P2005-349207A)  
(43) 公開日 平成17年12月22日(2005.12.22)  
審査請求日 平成20年6月6日(2008.6.6)  
(31) 優先権主張番号 10/709, 973  
(32) 優先日 平成16年6月10日(2004.6.10)  
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238  
ジーイー・メディカル・システムズ・グロ  
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル  
エルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3  
1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ  
ュー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0  
・3 0 0 0  
(74) 代理人 100137545  
弁理士 荒川 聡志  
(74) 代理人 100105588  
弁理士 小倉 博  
(74) 代理人 100106541  
弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マンモグラフィ用患者接触温度制御装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像フレーム・アセンブリ(12)と、

前記撮像フレーム・アセンブリに取り付けられた撮像信号発生アセンブリ(14)と、

前記撮像フレーム・アセンブリに取り付けられていて、前記撮像信号発生アセンブリ(1

4)の方を向いている患者露出面(20)を有する撮像検出器ブッキー(16)と、

前記患者露出面(20)の温度を監視するように配置された少なくとも1つの温度センサ  
・アセンブリと、前記患者露出面(20)と熱的連通関係にあり、前記撮像検出器ブッキー(16)の撮像  
領域(32)の外側に配置された発熱素子と、前記少なくとも1つの温度センサ・アセンブリ及び前記発熱素子(26)と連通関係にあ  
る論理装置(24)であって、前記少なくとも1つの温度センサ・アセンブリからの情報  
を利用して、前記患者露出面の温度を制御するように前記発熱素子(26)によって発生  
される熱を制御する論理装置(24)と、前記撮像信号発生アセンブリ(14)と前記撮像検出器ブッキー(16)との間に移動可  
能に配置されている圧迫パドル(22)と、

を有しているマンモグラフィ用撮像アセンブリ(10)。

【請求項 2】

前記論理装置(24)は前記撮像信号発生アセンブリ(14)と連通関係にあり、前記論  
理装置(24)は前記撮像信号発生アセンブリ(14)を作動する前に前記発熱素子(2

10

20

6) から電力を取り除くように構成されている、請求項 1 記載のマンモグラフィ用撮像アセンブリ (10)。

【請求項 3】

前記論理装置 (24) は更に、前記発熱素子 (26) と熱的連通関係になるように前記圧迫パドル (22) を降下させ、また前記撮像信号発生アセンブリ (14) を作動する前に前記圧迫パドル (22) を上昇させるように構成されている、請求項 2 記載のマンモグラフィ用撮像アセンブリ (10)。

【請求項 4】

前記発熱素子 (26) は、前記撮像検出器ブッキー (16) の内部に設置されており、前記少なくとも 1 つの温度センサ・アセンブリは、前記撮像検出器ブッキー (16) の撮像領域 (32) の外側に配置されている、請求項 1 記載のマンモグラフィ用撮像アセンブリ (10)。

10

【請求項 5】

撮像フレーム・アセンブリと、

前記撮像フレーム・アセンブリに取り付けられた撮像信号発生アセンブリ (14) と、前記撮像フレーム・アセンブリに取り付けられていて、前記撮像信号発生アセンブリ (14) の方を向いている患者露出面 (20) を有する撮像検出器ブッキー (16) と、前記患者露出面 (20) の温度を監視するように配置された少なくとも 1 つの温度センサ・アセンブリ (28) と、

前記患者露出面 (20) と熱的連通関係にあり、前記撮像検出器ブッキー (16) の撮像領域 (32) の外側に配置された発熱素子 (26) と、

20

前記少なくとも 1 つの温度センサ・アセンブリ (28) 及び前記発熱素子 (26) と連通関係にある論理装置 (24) と、を有しており、

前記論理装置 (24) は、前記少なくとも 1 つの温度センサ・アセンブリからの情報を利用して、前記患者露出面の温度を制御するように前記発熱素子 (26) によって発生される熱を制御し、また前記論理装置 (24) は前記撮像信号発生アセンブリ (14) と連通関係にあり、更に前記論理装置 (24) は前記撮像信号発生アセンブリ (14) を作動する前に前記発熱素子 (26) から電力を取り除くように構成されていること、を特徴とするマンモグラフィ用撮像アセンブリ (10)。

【請求項 6】

30

更に、前記撮像信号発生アセンブリ (14) と前記撮像検出器ブッキー (16) との間に移動可能に配置されている圧迫パドル (22) を含んでいる請求項 5 記載のマンモグラフィ用撮像アセンブリ (10)。

【請求項 7】

前記発熱素子 (26) は前記撮像検出器ブッキー (16) の内部に設置されており、前記少なくとも 1 つの温度センサ・アセンブリは、前記撮像検出器ブッキー (16) の撮像領域 (32) の外側に配置されている、請求項 5 記載のマンモグラフィ用撮像アセンブリ (10)。

【請求項 8】

マンモグラフィ用撮像アセンブリ (10) の一部としての撮像検出器ブッキー (16) 上の患者露出面 (20) の温度の制御を維持する方法であって、

40

患者露出面 (20) と連通関係に配置された少なくとも 1 つの温度センサ・アセンブリを使用して、前記患者露出面 (20) の温度を監視する段階と、

前記温度を論理装置 (24) へ報告する段階と、

前記論理装置 (24) を使用して、前記患者露出面 (20) と熱的連通関係にあり、前記撮像検出器ブッキー (16) の撮像領域 (32) の外側に配置された発熱素子 (26) を前記温度に応答して制御して、前記温度を上昇又は低下させることができるようにする段階と、

を含んでいる方法。

【請求項 9】

50

更に、前記論理装置（２４）を使用して撮像信号発生アセンブリ（１４）を作動する段階と、

前記撮像信号発生アセンブリ（１４）を作動する前に前記発熱素子（２６）への電力を切断する段階と、

を含んでいる請求項８記載の方法。

【請求項１０】

更に、前記論理装置（２４）を使用して撮像信号発生アセンブリ（１４）を作動する段階と、

前記撮像信号発生アセンブリ（１４）を使用する前に前記患者露出面（２０）と熱的連通関係になるように圧迫パドル（２２）を動かして、熱エネルギーが前記患者露出面（２０）から前記圧迫パドル（２２）へ伝達されるようにする段階と、

前記撮像信号発生アセンブリ（１４）を使用する前に前記患者露出面（２０）から前記圧迫パドル（２２）を離す段階と、

を含んでいる請求項８記載の方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は一般的に云えば乳癌検診用監視装置に関し、より具体的には温度制御型患者接触面を持つ乳癌検診用監視装置に関するものである。

20

【背景技術】

【０００２】

現今の医療設備では患者はしばしば低温の、飾り気のない、殺菌した環境に置かれる。これらの環境はある面では患者の健康を守ると云う求めによる必然的な結果であるが、他の面では、患者が既に経験していることのある不快感を増大させるように作用するに過ぎない。患者の着ている薄いガウンは、診断や処置のために患者の身体に素速く且つ容易にアクセスすることを可能にするが、しばしば露出した肌又は軽く覆った肌を医療環境の低温の表面に対して無防備にする。このような露出は不快感を生じさせる恐れがあり、また患者に望ましくないストレスを生じさせることがある。これは患者にとって望ましくないものであるが、重病又は重傷の患者がこれらの余分なストレス要因に曝されるとき付加的な問題が生じることがある。

30

【０００３】

医療環境内での低温の表面は、一般的な不快感を生じるさせるのに加えて、付加的な厄介な問題を生じさせることがある。患者を特定の姿勢に保持する必要があるような検査の際に、医用機器の低温の表面が人の皮膚に対してヒートシンクとして作用して、身体から熱を奪う可能性がある。このことは、患者が検査に必要な特定の姿勢を保持するのを困難にする恐れがある。患者が長い時間にわたって検査テーブル上に居なければならないとき、このような患者の不快感の増大は、患者の動きを誘発し、これにより患者を位置決めし直すことが必要になるので、検査時間を更に長くすることがある。更に、撮像中に患者が動くと、望ましくない二重照射像が生じる恐れがある。従って、このような表面の心地よさを増大させて、患者の不快感を低減すると共に検査手順を簡単化できるようにすることは非常に望ましいと思われる。マンモグラフィ（乳房撮影検査法）のようなストレスの多い検査において、患者を不快にさせることは緊張を更に増大させる恐れがある。

40

【０００４】

マンモグラフィ用アセンブリの表面に熱を加えることは簡単な提案のように思えるが、医学的撮像法に伴う設計上の制約により、多くの加熱方式を使用するのに厄介な問題が生じる恐れがある。例えば、電気コイルは撮像手法によっては電氣的干渉を生じる。他の手法ではＸ線又は他の撮像信号を吸収することがあり、これにより該手法は実施不能である。更に、流体流のような不活性加熱方式でさえ、ノイズの多い、嵩張ったポンプ・システ

50

ムを必要とすることによって、実施不能なことがあることが判った。その上、既存の診断用テーブルに遡及的に適用する能力が、複雑な嵩張った設計によって妨げられることがある。非干渉、小さい輪郭、低コスト及び遡及的適用能力は、加熱型医学的診断用テーブルにとって重要な設計上の考慮事項である。

【 0 0 0 5 】

従って、輪郭が比較的小さく、医学的撮像信号と干渉せず、且つ既存の医学的診断用テーブルに容易に遡及的に適用可能である、発熱素子を持つ発熱型マンモグラフィ用撮像アセンブリを提供することは、非常に望ましいことである。

【特許文献 1】米国特許第 6 1 9 4 6 9 2 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

そこで、本発明の目的は、患者の快適さを改善するために、コスト効率の良い、干渉のない発熱型マンモグラフィ用撮像アセンブリを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の目的に従って、マンモグラフィ用撮像アセンブリが提供される。このマンモグラフィ用撮像アセンブリは、撮像フレーム・アセンブリと、該撮像フレーム・アセンブリに取り付けられた撮像信号発生アセンブリと、該撮像フレーム・アセンブリに取り付けられた撮像検出器ブッキー(bucky)とを有する。撮像検出器ブッキーは、撮像信号発生アセンブリの方を向いている患者露出面を有する。温度センサ・アセンブリが、患者露出面の温度を監視するように位置決めされる。発熱素子が患者露出面と熱的連通関係にある。論理装置が少なくとも 1 つの温度センサ・アセンブリ及び発熱素子と連通関係にあって、論理装置は発熱素子によって発生される熱を制御して、患者露出面の温度が制御されるようにする。圧迫パドルが撮像信号発生アセンブリと撮像検出器ブッキーとの間に移動可能に配置されている。

【 0 0 0 8 】

本発明の他の目的及び特徴は、添付の図面及び特許請求の範囲の記載と共に好ましい実施形態についての詳細な説明を見たときに明らかになるう。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

先ず図 1 について説明すると、図 1 には本発明によるマンモグラフィ用撮像アセンブリ 10 を例示している。周知のようにマンモグラフィ用撮像アセンブリ 10 は形状及び形態が様々である。図 1 に示されている構成は単に例示のためであり、本発明についての制限として作用することを意図しているものではない。しかしながら、マンモグラフィ用撮像アセンブリ 10 の中心部分は、ガントリ・フレーム・アセンブリ 12 と、撮像信号発生アセンブリ 14 と、撮像検出器ブッキー 16 とを含んでいる。これらの部品はマンモグラフィ用途では共通に利用される。ガントリ・フレーム・アセンブリ 12 は広範な様々な支持構造を含むものとする。撮像信号発生アセンブリ 14 は X 線のような撮像信号を発生する任意のアセンブリを含むものとする。撮像検出器ブッキー 16 は、当該技術分野で知られているように診断用画像を形成することができるように撮像信号発生アセンブリ 14 からの撮像信号を処理するための検出器アセンブリである。これは広範な様々な態様で行うことができるが、一実施態様では撮像信号を受け取るために撮像検出器ブッキー 16 内に取外し可能に配置されたデジタル X 線検出器 18 を使用する場合を考える。患者付属体(乳房)が撮像検出器ブッキー 16 の患者露出面 20 上に位置決めされて、撮像信号発生アセンブリ 14 が作動される。適切な患者位置決めを確実にするために圧迫パドル 22 を下方へ患者付属体まで移動させることができる。X 線が検出器ブッキー 16 に至る途中で患者付属体を通り抜け、これによってデジタル X 線検出器 18 上に画像を残す。撮像信号発生アセンブリ 14 と連通関係にあるプロセッサ論理装置 24 を利用して、ガントリ 14 の作動を制御することができる。

10

20

30

40

50

## 【0010】

患者の位置決め及び撮像の際に患者露出面20が体温よりもかなり低いことによって共通の問題が生じる。前に述べたように、これは患者の快適さ及び配置に悪影響を及ぼす。しかしながら、標準的な加熱方式は撮像機能と干渉を起こす恐れがある。本発明はこれらの問題に対処するために、患者露出面20と連通関係にある発熱素子26を設ける。発熱素子26は、患者露出面20を体温まで昇温させることができるように熱エネルギーを発生する。これにより、位置決め及び撮像の際に患者に最適な快適さを与える。適切な温度を達成するには、患者露出面20の実際の温度を測定できるように患者露出面20上に配置した1つ又は複数の温度センサ・アセンブリ28を使用する。センサ28及び発熱素子26を論理装置24と連通関係に置くことによって、本発明は患者露出面20の温度を正確に制御できるようにする。これは、過熱を防止しながら患者の快適さを最適にする。

10

## 【0011】

様々な発熱素子26が考えられるが、一実施形態では、撮像検出器ブッキー16内に配置した熱電素子30（図2参照）を使用する場合を考える。ブッキー16の内部に熱電素子30を設置することによって、発生される熱が自然に患者露出面20の全体を通じて散逸される。しかしながら、熱電素子30をブッキー16の下に取り付けることも同様に有効であって、これは既存のマンモグラフィ用装置に遡及的に適用可能であることを理解されたい。熱電素子30は、熱電素子30の作動によって生じる如何なる干渉も撮像の前に取り除くようにガントリ14の作動の前に熱電素子30への電流又は電力を切断することができるように、論理装置24と連通関係にあることが好ましい。熱電素子30及びセン

20

## 【0012】

代替実施形態では、発熱素子26は撮像検出器ブッキー16又は最小でも患者露出面20を囲む放射線透過性カバー34の形態を取ることができる（図3参照）。それらが撮像信号のX線と干渉しない（従って、放射線透過性である）ことを条件として、広範な様々な加熱部品を放射線透過性カバー34に含ませることができる。ただ不活性であるときだけ放射線透過性である加熱アセンブリがあると考えられる。このような実施形態ではまた、ガントリ14の作動の前に放射線透過性カバー34を不活性にするように論理装置24を構成することが考えられる。このようにして、患者露出面20は再び撮像の際に干渉を生じることなく適切な体温（又はそれよりも僅かに暖かい温度）を維持することができる。圧迫パドル22がまた患者と接触するので、それを同様に加温することが望ましい。本発明は、追加の発熱素子26を必要とせずこの課題に対処するため、圧迫パドル22を、それが患者露出面20と熱的連通関係にある加温位置36（図4参照）と、患者の位置決めができるように圧迫パドルが患者露出面20から離間して位置決めされる撮像位置38との間で移動させる。この態様では、単一の発熱素子26が両方の要素20及び22を加温することができる。更に、圧迫パドル22が患者露出面20と熱的連通関係にあるとき、それらの面は同様な温度であり、センサ28はこれらの同様な温度を報告するように働く。この作用により、単一の論理装置24で両方の温度を制御することが可能になる。一実施形態では、論理装置24は、圧迫パドル22を患者露出面20と連通関係になるように動かし、次いで、一旦適当な温度が維持されると、撮像位置38へと動かすように構成することが考えられる。

30

40

## 【0013】

様々な放射線透過性カバー34が考えられるが、図6～図8は幾つかの実施形態を示している。まず、本発明による放射線透過性カバー34を示す図6について説明する。放射線透過性カバー34はヒータ配列体40を含んでいる。ヒータ配列体40は導電性ポリマー被膜42で構成される。ヒータ配列体40はマンモグラフィにとって新規な方策を表しているが、導電性ポリマー被膜42を使用してヒータ配列体40を生成することは、自動車用加熱座席設計、温熱皮ブーツ、氷結防止アンテナ、化学薬品タンク・ヒータ、曇り止め技術、カップ加温器、平らなスタジアム・クッションのような非類似技術でよく知られ

50

ている。患者露出面 20 を加熱するために導電性ポリマー被膜 42 を使用することは、その技術が皮膚に密接するのに非常に適していると共に、安全な電圧及び電流限界で利用できるという理由で、非常に有益である。より更に有意義な点は、導電性ポリマー被膜 42 が有意な画像アーティファクト（偽像）を生成しないこと又は有意量の X 線を吸収しない（従って、放射線透過性である）ことであり、従って、マンモグラフィ用撮像で必要とされる低干渉特性によく適合していることである。

#### 【0014】

広範な様々な導電性ポリマー被膜 42 が知られており且つ本発明で考えられる。しかしながら、一実施形態では、導電性ポリマー被膜 42 は液状ポリマー中に懸濁した炭素片を含んでいる。それらの炭素片は、それらが 2 / 3 だけオーバーラップし且つ層状になっていて印刷された区域内に炭素被覆範囲を生じるように或る特定の密度で生成することができる。抵抗特性は炭素片 / ポリマー・ブレンドの濃度を変えることによって変化させることができる。導電性ポリマー被膜 42 は次いで面上に印刷して焼成することができる。焼成は当該技術分野でよく理解されているように熱を加えることであり、また液状ポリマーから溶媒を燃焼させて、導電性ポリマー被膜 42 をその配置した面に結合させることができる。導電性ポリマー被膜 42 の印刷パターン並びに性質を利用して、広範な様々な構成に形成される広範な様々なヒータ配列体 40 を生成することができる。その上、導電性ポリマー被膜 42 の単一の形態を説明したが、導電性ポリマー被膜 42 を生成する様々な形態及び方法が本発明では考えられる。

#### 【0015】

導電性ポリマー被膜 42 は広範な様々な構成に形成することができるが、一実施形態では、格子パターン 44 として形成される（図 6 参照）。別の実施形態では、導電性ポリマー被膜は連続したパターンで形成することができる。導電性ポリマー被膜 42 の構成は、まばらな配置から全面的な配置までの任意の配置のヒータ配列体 40 を生成するように変えることができ、従って、個別の設計に対する柔軟性及び適合性を与えることができる。電気が電源コード 46 から格子パターン 44 に通るので、電気は導電性ポリマー被膜 42 による抵抗に遭遇する。この結果、熱が生じる。電流は、様々な加熱分布及び温度を生成することができるように当該技術分野で周知の様々な手法及び制御装置を使用して調節又は制御することができる。更に、電力は様々な態様で導電性ポリマー被膜 42 に供給することができる。一実施形態では、導電性ポリマー被膜 42 に電力を供給するために電源コード 46 を接続することができる。更に、電源コード 46 又は他の電源装置から導電性ポリマー被膜 42 へ電流を伝達するために少なくとも 1 つのランナー 48 を利用することができる。ランナー 48 は、ヒータ配列体 40 全体に電力を供給するようにヒータ配列体 40 の縁部に沿って電流を通す薄い導電性積層体であることが好ましい。本発明はランナー 48 の有無に拘わらず利用でき、またランナー 48 を様々な位置に設けて利用できるが、一実施形態では、ヒータ配列体 40 の側部に沿ってランナー 48 を配置することが考えられる。ヒータ配列体 40 の側部に沿ってランナー 48 を配置することによって、ランナー 48 を隠すようにすることが容易になる。すなわち、ランナー 48 を X 線像の可視領域の外側に配置して干渉を最小にすることが可能になる。

#### 【0016】

ここで、図 6 に示されているヒータ配列体 40 の側面図である図 7 A 及びその一部分の拡大図である図 7 B を参照して説明する。その最も簡単な形態ではヒータ配列体 40 は導電性ポリマー被膜 42 のみによって構成することができるが、マンモグラフィ用撮像アセンブリ 10 を改良するために追加の部品を利用してもよい。導電性ポリマー被膜 42 は、ポリエステル・フィルムのようなフィルム・ベース 50 上に形成することができる。これにより、既存のマンモグラフィ診断用アセンブリに遡及的に適用するのに適した可撓性で輸送可能であるヒータ配列体 40 が作成される。導電性ポリマー被膜 42 はまた、保護のために追加の保護フィルム層 52 で被覆することができる。追加の保護フィルム層 52 は様々な材料を使用して形成することができるが、一実施形態では、保護フィルム層 52 は同様にポリエステルを使用して形成される。追加の保護フィルム層 52 を利用することに

より、ヒータ配列体 40 に対する損傷を防止すると共に、電氣的短絡が生じると云う懸念を持つことなくヒータ配列体 40 を様々な面（表面）に取り付けることができる。

【0017】

ヒータ配列体 40 によって生成された輻射熱を使用に適した方向に差し向けるために反射素子 54 を更に含めることができる。多数の構成が考えられるが、一実施形態では、反射素子 54 は、ヒータ配列体 40 によって生成された輻射熱を上向きに差し向けて患者露出面 20 に通すように利用される。ここで、反射素子 54 は随意選択による素子であることを理解されたい。ヒータ配列体 40 は直流電源及び交流電源を含む様々な電源によって作動することができるので、反射素子 54 は更にアースとして利用することができる。反射素子 54 は様々な既知の材料を使用して形成することができるが、撮像信号を減衰させるその作用が最小になるように反射素子を形成することが望ましい。状況によっては、信号を減衰させるその作用が望ましくない場合に、反射素子 54 を使用しないことが好ましい。

10

【0018】

ヒータ配列体 40 の効果を更に増大させるために、導電性ポリマー被膜 42 に関連して、サーモスタット、計器、制御モジュール、及び表示装置のような、広範な様々な随意選択による追加の部品を使用してもよい。例えば、ヒータ配列体 40 を撮像検出器ブッキー 16 に固着するための使い易い取り付け方を生成するために接着材 56 もまた含めることができる。個々の構成部品は様々な態様で配列することができるが、一実施形態では、既存のマンモグラフィ用装置に遡及的に適用するのに適した非常に効果的な加熱ユニットを作るために、接着材 56、反射素子 54、保護フィルム層 52 及びフィルム・ベース 50 を一緒に積層することができると考えられる。

20

【0019】

ヒータ配列体 40 は撮像検出器ブッキー 16 に様々な態様で取り付け又は固定することができると考えられる。随意選択による接着材 56 は、前に述べたように、便利な固着方法を提供し、これによりまたヒータ配列体 40 を既存の撮像検出器ブッキー 16 に都合よく遡及的に適用することが可能になる。図 7A に示されている一実施形態では、ヒータ配列体 40 が撮像検出器ブッキー 16 の底面 58 に固着されている。この事例では、熱エネルギー 60 は撮像検出器ブッキー 16 を通って上向きに放散して、患者露出面 20 を皮膚の接触に適切な温度に維持することができるようにする。図 8 に示されている別の実施形態では、ヒータ配列体 40 は撮像検出器ブッキー 16 の上面 62 に設けることができる。これにより、底面 58 への接近又は完全な取り囲みが実現可能でないような遡及的適用が困難な状況でさえも、ヒータ配列体 40 を使用することが可能になる。

30

【0020】

放射線透過性加熱溶液を使用することは、常の実現可能であるとは限らず、或いは常にコスト効率が良いとは限らないことが理解される。従って、本発明は更に、発熱素子 26 として非放射線透過性素子 64 を使用することを考えている。非放射線透過性素子 64 は患者露出面 20 と圧迫パドル 22 との間に配置するのが好ましい。従って、圧迫パドル 22 が加温位置 36 へ動かされたとき、圧迫パドル 22 及び患者露出面 20 の両方が非放射線透過性素子 64 と熱的連通関係に置かれる（図 4 参照）。しかしながら、圧迫パドル 22 が撮像位置 38 へ動かされたとき、非放射線透過性素子 64 は撮像への干渉が避けられるような経路外へ自動的に動かされる。非放射線透過性素子 64 の除去のために様々な機械的機構が考えられるが、一実施形態では非放射線透過性素子 64 をガントリ 14 と撮像検出器ブッキー 16 との間の経路から外れるように旋回させることが考えられる。これは様々な簡単なカム機構により達成することができ、或いは論理装置 24 の制御下に置くことができる。

40

【0021】

本発明の特定の実施形態を図示し説明したが、当業者には多数の変形及び代替実施形態が考えられよう。従って、本発明は特許請求の範囲の記載によって限定されるものである。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容

50

易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 2 】

【図 1】本発明によるマンモグラフィ用撮像アセンブリの一実施形態を例示する略図である。

【図 2】図 1 に示したマンモグラフィ用撮像アセンブリに使用するための撮像検出器ブッキーを詳しく例示する略図である。

【図 3】図 1 に示したマンモグラフィ用撮像アセンブリに使用するための代替の撮像検出器ブッキーを詳しく例示する略図である。

10

【図 4】加温位置にある非放射線透過性カバーを示している、本発明によるマンモグラフィ用撮像アセンブリを例示する略図である。

【図 5】図 4 に示したマンモグラフィ用撮像アセンブリが撮像位置にある場合を例示する略図である。

【図 6】図 3 に示した撮像検出器ブッキーに使用するための放射線透過性カバーを例示する略図である。

【図 7 A】図 6 に示した放射線透過性カバーの側面を例示する略図である。

【図 7 B】図 7 A 中に 7 B で表した放射線透過性カバーの側面の一部の拡大図である。

【図 8】図 7 A に示した放射線透過性カバーの別の実施形態の側面を例示する略図である

20

【符号の説明】

【 0 0 2 3 】

1 0 マンモグラフィ用撮像アセンブリ

1 2 ガントリ・フレーム・アセンブリ

1 4 撮像信号発生アセンブリ

1 6 撮像検出器ブッキー

1 8 デジタル X 線検出器

2 0 患者露出面

2 2 圧迫パドル

30

2 4 プロセッサ論理装置

2 6 発熱素子

2 8 温度センサ・アセンブリ

3 0 熱電素子

3 2 撮像領域

3 4 放射線透過性カバー

3 6 加温位置

3 8 撮像位置

4 0 ヒータ配列体

4 2 導電性ポリマー被膜

40

4 4 格子パターン

4 6 電源コード

4 8 ランナー

5 0 フィルム・ベース

5 2 保護フィルム層

5 4 反射素子

5 6 接着材

5 8 底面

6 0 熱エネルギー

6 2 上面

50



6 4 非放射線透過性素子

【 図 1 】

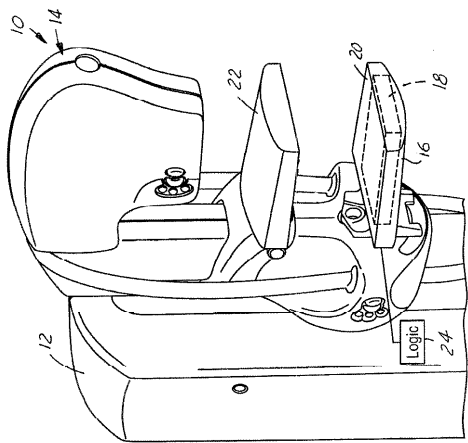


FIG. 1

【 図 2 】

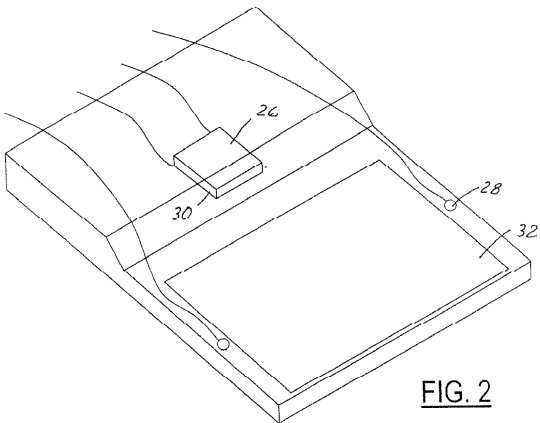
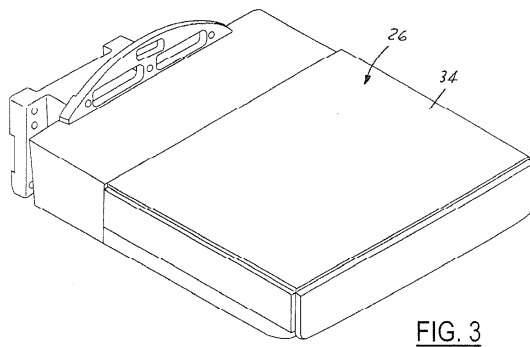
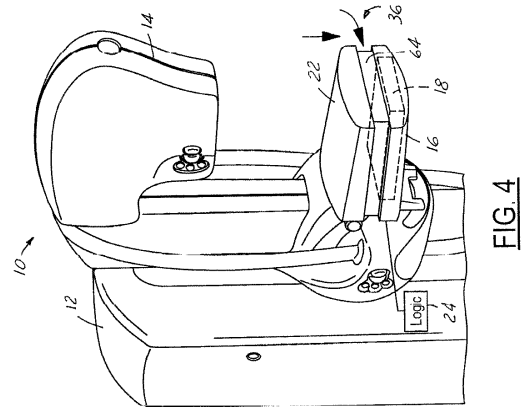


FIG. 2

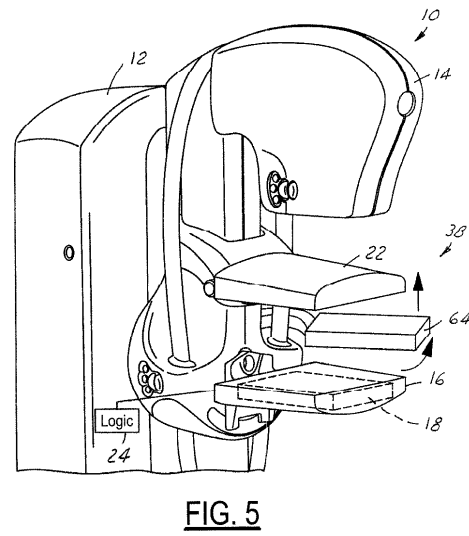
【図 3】



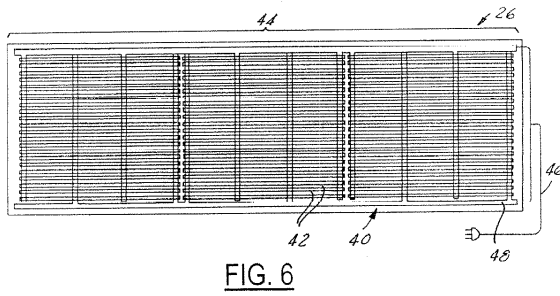
【図 4】



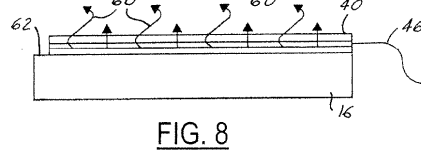
【図 5】



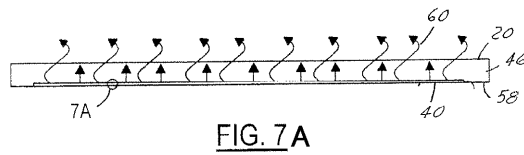
【図 6】



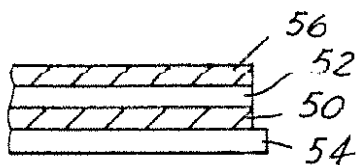
【図 8】



【図 7 A】



【図 7 B】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 アンドリュー・スコット・アージャーシンガー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、コルゲイト、リッジ・ドライブ、625番

(72)発明者 ジョナサン・マーク・バツツイン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、オコノモウオック、グレンウッド・ロード、200番

(72)発明者 クリスティーン・クウォン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ベウアーキー、チェスターウッド・レーン、1286番

審査官 遠藤 孝徳

(56)参考文献 特開平4-354940(JP,A)

実開平2-131411(JP,U)

特開平1-171531(JP,A)

特開2002-143138(JP,A)

実公平4-40647(JP,Y2)

特表2003-525681(JP,A)

特表2003-530976(JP,A)

米国特許第5081657(US,A)

実開昭63-163807(JP,U)

特開平11-345956(JP,A)

国際公開第03/073939(WO,A1)

特開平10-146332(JP,A)

特開昭63-220844(JP,A)

米国特許出願公開第2003/0218003(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14

G01T 1/00 - 1/40

G01T 7/00 - 7/12

H05B 1/00 - 1/02