

(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2012-139499

(P2012-139499A)

(43) 公開日 平成24年7月26日(2012.7.26)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/02 (2006.01)	A 6 1 B 6/02 3 0 1 A	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/08 (2006.01)	A 6 1 B 6/08 3 0 9 B	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L 外国語出願 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2011-284581 (P2011-284581)	(71) 出願人	390041542
(22) 出願日	平成23年12月27日(2011.12.27)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(31) 優先権主張番号	1150020		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(32) 優先日	平成23年1月3日(2011.1.3)		クタデイ、リバーロード、1 番
(33) 優先権主張国	フランス (FR)	(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	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100113974
			弁理士 田中 拓人
		(72) 発明者	ヤナ・ポボヴァ
			フランス、7 8 5 3 3・バック、リュ・デ
			・ラ・ミニエール、2 8 3 番
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用イメージング・システムの検査台での器官の支援式配置方法

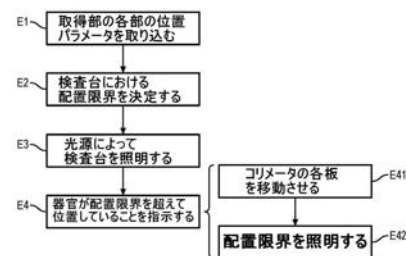
(57) 【要約】

【課題】乳房を正しく配置して、取得画像での乳房の一部についての情報の欠落を改善する。

【解決手段】検出器(251)を下方に載置した取得システム(1)の検査台(25)での器官(O)の支援式配置方法に関し、放射線医用画像の取得時には、器官(O)を曝射する放射線源が検出器(251)に関して異なる連続位置($S_1 \sim S_N$)にわたり開始位置(S_D)から終了位置(S_A)まで移動させられ、放射線源の各々の位置($S_1 \sim S_N$)において医用画像が取得され、器官(O)が位置してはならない限界となる検査台(25)での配置限界が、検査台(25)と器官(O)を圧迫するのに用いられる圧迫板(26)とを離隔する距離、及び検出器(251)に関する光源(24)の位置に基づいて、取得システム(1)の駆動部(7)によって決定される(E2)。

【選択図】図6

FIG. 6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

トモシンセシスによる放射線医用画像の取得のための検出器（２５１）を下方に載置した取得システム（１）の検査台（２５）での器官（０）の支援式配置方法であって、前記放射線医用画像の取得時には、前記器官（０）を曝射する放射線源が前記検出器（２５１）に関して異なる連続位置（ $S_1 \sim S_N$ ）にわたり開始位置（ S_D ）から終了位置（ S_A ）まで移動させられ、前記放射線源の各々の位置（ $S_1 \sim S_N$ ）において少なくとも１枚の医用画像が取得され、

当該方法は、前記検査台（２５）での前記器官（０）の配置を支援するために、前記取得システム（１）の光源（２４）により前記検査台（２５）を照明するステップ（Ｅ３）を含んでおり、

前記器官（０）が位置してはならない限界となる前記検査台（２５）での配置限界が、前記検査台（２５）と前記器官（０）を圧迫するのに用いられる圧迫板（２６）とを離隔する距離、及び前記検出器（２５１）に対する前記光源（２４）の位置に基づいて、前記取得システム（１）の駆動部（７）により決定される（Ｅ２）ことを特徴とする支援式配置方法。

【請求項 2】

前記駆動部（７）は、前記検査台（２５）を照明することにより前記配置限界を標示するように前記光源（２４）を制御し、

前記光源（２４）は、前記検査台（２５）を通して前記検出器（２５１）の一部を照明し、前記検査台（２５）の対応する部分は、前記器官（０）が前記医用画像の取得時に前記放射線源の全ての位置（ $S_1 \sim S_N$ ）において照射される区域を画定する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記光源（２４）は、前記配置限界を標示するための前記検出器（２５１）の照明時に、前記放射線源のそれぞれ前記開始位置（ S_D ）及び終了位置（ S_A ）に配置される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記放射線源は、一つの位置（ S_i ）から次の位置（ S_{i+1} ）まで移動させられるときに中心（Ｃ）の周りに半径 R の円形軌跡（Ｔ）を画定し、

前記放射線源の前記円形軌跡（Ｔ）の前記中心（Ｃ）と前記開始位置（ S_D ）及び終了位置（ S_A ）とを含む断面（Ｐ）並びに前記検出器（２５１）でのそれぞれ前記開始位置（ S_D ）及び終了位置（ S_A ）における前記放射線源のそれぞれ第一の照射錐（ C_D ）及び第二の照射錐（ C_A ）が、それぞれ前記終了位置（ S_A ）及び開始位置（ S_D ）の側での前記放射線源の照射限界であるそれぞれ第一の点（ FOV_A ）及び第二の点（ FOV_D ）を画定し、

前記光源（２４）は、それぞれ前記開始位置（ S_D ）及び終了位置（ S_A ）において、それぞれ前記第一の点（ FOV_A ）及び第二の点（ FOV_D ）と、前記断面（Ｐ）及び前記検出器（２５１）において画定される限界点（Ｌ）であって、それぞれ下式

【数 1】

$$L = R \sin(-\varphi_D) - \frac{\left[R \sin(-\varphi_D) - \left(FOVD - \left(Th + B \left(\frac{R \sin(\varphi_A) + FOVD}{R \cos(\varphi_A) + AtD} \right) \right) \right) (R \cos(\varphi_D) + AtD) \right]}{R \cos(\varphi_D) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

及び

10

20

30

40

【数 2】

$$L = R \sin(-\varphi_A) - \frac{\left[R \sin(-\varphi_A) - \left(FOV_A - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_D) + FOV_A}{R \cos(\varphi_D) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi_A) + AtD)}{R \cos(\varphi_A) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

により画定される限界点 (L) との間に位置する区域に少なくともおいて前記検出器 (251) を照明し、式中、

AtD は、前記円形軌跡の中心と前記検出器 (251) との間の前記断面 (P) における直交距離であり、

Th は、前記器官を配置した前記検査台の表面と前記圧迫板との間の前記断面 (P) における直交距離であり、

それぞれ φ_D 及び φ_A は、前記円形軌跡の中心を通る前記検出器に対する垂線と、前記軌跡の中心を前記放射線源のそれぞれ前記開始位置及び終了位置と結ぶ直線との間に画定される前記断面 (P) における幾何学的角度であり、

B は、前記器官を配置した前記検査台の表面と前記検出器 (251) との間の前記断面 (P) における直交距離であり、

各点 (FOVD、FOVA 及び L) を測定するための原点は、前記円形軌跡の中心の前記検出器における直交射影である、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記光源 (24) は、前記配置限界を標示するための前記検出器 (251) の照明時に、前記放射線源の前記開始位置 (SD) と前記終了位置 (SA) との間に配置される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 6】

前記放射線源は、一つの位置からもう一つの位置まで移動させられるときに中心 (C) の周りに半径 R の円形軌跡 (T) を画定し、

前記放射線源の前記円形軌跡 (T) の前記中心 (C) と前記開始位置 (SD) 及び終了位置 (SA) とを含む断面 (P) 並びに前記検出器 (251) でのそれぞれ前記開始位置 (SD) 及び終了位置 (SA) における前記放射線源のそれぞれ第一の照射錐 (CD) 及び第二の照射錐 (CA) が、それぞれ前記終了位置 (SA) 及び開始位置 (SD) の側での前記放射線源の照射限界であるそれぞれ第一の点 (FOVA) 及び第二の点 (FOVD) を画定し、

前記光源 (24) は、前記開始位置 (SD) の側で前記断面 (P) 及び前記検出器 (251) において画定される第一の限界点 (LD)、並びに前記終了位置 (SA) の側で前記断面 (P) 及び前記検出器 (251) において画定される第二の限界点 (LA) であって

【数 3】

$$L_D = R \sin(-\varphi) - \frac{\left[R \sin(-\varphi) - \left(FOV_D - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_A) + FOV_D}{R \cos(\varphi_A) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi) + AtD)}{R \cos(\varphi) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

及び

10

20

30

40

【数 4】

$$L_A = R \sin(-\varphi) - \frac{\left[R \sin(-\varphi) - \left(FOV_A - \left(Th + B \left(\frac{R \sin(\varphi_D) + FOV_A}{R \cos(\varphi_D) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi) + AtD)}{R \cos(\varphi) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

1

により画定される第一の限界点 (L_D) と第二の限界点 (L_A) との間に位置する区域に少なくともおいて前記検出器 (251) を照明し、式中、

AtD は、前記円形軌跡の中心と前記検出器 (251) との間の前記断面 (P) における直交距離であり、

Th は、前記器官を配置した前記検査台の表面と前記圧迫板との間の前記断面 (P) における直交距離であり、

それぞれ φ_D 及び φ_A は、前記円形軌跡の中心を通る前記検出器に対する垂線と、前記軌跡の中心を前記放射線源のそれぞれ前記開始位置及び終了位置と結ぶ直線との間に画定される前記断面 (P) における幾何学的角度であり、

φ は、前記円形軌跡の中心を通る前記検出器に対する垂線と、前記軌跡の中心を、前記照射限界を照明するために前記光源を配置した位置と結ぶ直線との間に画定される前記断面 (P) における幾何学的角度であり、

B は、前記器官を配置した前記検査台の表面と前記検出器 (251) との間の前記断面 (P) における直交距離であり、

各点 (FOV_D 、 FOV_A 及び L) を測定するための原点は、前記円形軌跡の中心の前記検出器における直交射影である、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記光源 (24) は前記検出器 (251) に垂直な位置 (S_p) に配置される、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記開始位置 (S_D) 及び終了位置 (S_A) は、前記円形軌跡の中心と前記断面 (P) とを含む平面 (Q) に対して対称である、請求項 3 ~ 請求項 6 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記駆動部 (7) は、前記光源 (24) の下方に配置されて当該駆動部 (7) により作動させられる 4 枚の板 (241a ~ 241b) を含むコリメータ (241) を、前記決定された配置限界に基づいて空間の照射される部分を画定するように制御する、請求項 1 ~ 請求項 8 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 10】

- ・光源 (24) と、
- ・検出器 (251) と、
- ・圧迫板 (26) と、
- ・取得位置 ($S_1 \sim S_9$) における前記線源 (24) の前記検出器に関する相対配置を行なうポジションと

を含む取得部 (2) と、

前記検査台 (25) と撮像対象器官 (0) を圧迫するのに用いられる圧迫板 (26) とを離隔する距離、及び前記検出器 (251) に関する前記光源 (24) の位置に基づいて、前記撮像対象器官 (0) が位置してはならない限界となる配置面を標示するために配置限界を決定する駆動部 (7) であって、

前記配置限界は、前記光源 (24) により前記検出器 (251) の一定区域を照明することにより標示される、駆動部 (7) とを備えた医用イメージング・システム (1)。

【請求項 11】

コンピュータにおいて走行させられる又はコンピュータにより実行されるときに請求項

10

20

30

40

50

1 ~ 請求項 8 の何れか一項に記載の方法を具現化する機械命令を備えたコンピュータ・プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的には、トモシンセシス、特に乳房トモシンセシスを用いた放射線撮影（ラジオグラフィ）の分野に関する。さらに具体的には、本発明は、トモシンセシスによる放射線撮影セッションのための器官、例えば乳房の支援式配置方法の分野に関する。

【背景技術】

【0002】

マンモグラフィは従来、二次元放射線撮影である。患者の乳房が無害放射光源に関して乳房検査台（プラットフォーム）に載置され、次いで圧迫板によって圧迫される。乳房は、X線源の線によって全体的に曝射されるように配置され、すなわち光源によって照明される被撮像野がX線源によって照射される照射野と同じになる。

【0003】

この目的のために、乳房を配置するときに、被撮像野及び乳房が光源によって照明される。光源及びX線源は同じ位置を物理的に占めることはできないので、光源がX線源と実質的に一致してX線源と同じ被撮像野を照明するように、光源を偏向させる鏡を設ける。従って、乳房の何れの部分がX線源によって照射されるかを知ることが容易である。

【0004】

また、もう一つの形式の乳房放射線撮影が存在しており、すなわちこの器官の三次元画像を得ることを可能にするトモシンセシスによる乳房放射線撮影である。

【0005】

トモシンセシスによる乳房放射線撮影によれば、所定位置に保定された乳房の何枚もの画像が、取得システムのX線源の検出器に関する様々な位置において取得される。通常、乳房は取得システムの検出器を配置した乳房検査台に配置される。次いで、乳房は圧迫板によって圧迫される。次いで、乳房、検査台及び圧迫板を所定位置に保ったまま線源を開始位置から終了位置まで移動させながら何枚もの画像が取得される。線源は検出器に関して移動する。この移動は一般的には、患者に対向して位置する検出器の辺の中心において乳房を通る平面に位置する一点を中心とした回転である。

【0006】

次いで、これらの取得画像から乳房の三次元（3D）画像が再構成される。再構成の品質は、ビーム角度（線源の二つの末端位置の間の角度）及び取得画像の枚数に依存する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

従来の2Dマンモグラフィとは対照的に、トモシンセシスによる乳房放射線撮影では、X線源の様々な位置において乳房の何枚もの画像が採取される。従って、乳房の何れの部分がX線源によって照射されるかをX線源の全ての位置において知ることは不可能である。X線源の位置の各々において、X線源は当該線源と検出器との間の空間の異なる部分を

【0008】

従って、乳房の位置が単に従来の2Dマンモグラフィと同じ方法で制御されていると、X線源の単一の位置について乳房を正しく位置決めすることしかできない。

【0009】

加えて、乳房全体の可能な照射はまた、乳房厚みに依存する。

【0010】

図1及び図2は、圧迫板26によって圧迫されたときに異なる厚みを有する乳房 O_1 及び O_2 、並びに線源の連続位置 $S_1 \sim S_9$ の各々において線源24によって照射される空間の部分の配置を示す（ここでは一例として9箇所の位置が図示されているが、異なる数の

10

20

30

40

50

位置が存在していてもよい)。

【0011】

医療的安全性に関連する理由から、不必要な患者曝射を回避するために線源21によって発生される照射錐は検出器251を超えて過度に遠くまで投射してはならない。

【0012】

図1は、小さい厚み、典型的には3cmの厚みを有する圧迫された乳房O₁を示す。線源21の位置を問わず、この圧迫された乳房O₁は全体を照射されることが特記される。従って、取得画像の各々が乳房O₁の全体についての情報を含んでいる。すると、再構成される3D画像は良好な品質を有し、信頼性が高くなる。

【0013】

図2は、大きい厚み、例えば12cmを有し、幅は図3の小さい厚みの圧迫された乳房O₁のものと同一圧迫された乳房O₂を示す。画像の取得時に、幾つかの線源位置(実線S₁~S₃及びS₇~S₉)では、乳房O₂の部分PO₂が検出器251を外れて投影される。これらの位置では、検出器251によって取得される画像はこれらの非曝射部分PO₂についての情報を全く含まない。乳房O₂の三次元再構成(3D)時に、これらの画像での情報の欠落によってアーティファクトが生ずる。乳房の容積再構成は乳房の真の表現を与えない。

【0014】

この問題は特に、乳房の両側の乳腺葉に関して頭尾モード(CC。検出器が床面に平行に位置する)で行なわれる放射線撮影、及び乳房の下部の乳腺葉に関して内外斜位モード(MLO。検出器が鉛直に対して45°に位置する)で行なわれる放射線撮影時に生ずる。

【0015】

現時点では、取得画像での乳房の一部についての情報の欠落を改善する方法は入手不能である。

【0016】

本発明の一つの目的は、以上に述べた従来技術の少なくとも一つの短所を克服することにある。

【課題を解決するための手段】

【0017】

この目的のために、本発明は、トモシンセシスによる放射線医用画像の取得のための検出器を下方に載置した取得システムの検査台での器官の支援式配置方法を提案し、放射線医用画像の取得時には、器官を曝射する放射線源が検出器に関して異なる連続位置にわたり開始位置から終了位置まで移動させられ、放射線源の各々の位置において少なくとも1枚の画像が取得され、

この方法は、検査台での器官の配置を支援するために、取得システムの光源によって検査台を照明するステップを含んでおり、

器官が位置してはならない限界となる検査台での配置限界が、検査台と器官を圧迫するのに用いられる圧迫板とを離隔する距離、及び検出器に関する光源の位置に基づいて、取得システムの駆動部によって決定されることを特徴とする。

【0018】

このように、患者の配置、故に撮像対象器官の配置を担当する操作者に対して、検出器の上方の空間の何れの部分がX線源の全ての位置においてX線源によって照射されるかを決定するための容易に解釈される視覚的支援が提供される。

【0019】

加えて、この方法は取得システムに対する大幅な改造を要求しない。従って、実装が容易である。

【0020】

この方法の他の選択随意的非限定的な特徴は、以下の通りである。

・駆動部は、検査台を照射することにより配置限界を標示するように光源を制御し、光源

10

20

30

40

50

は、検査台を通して検出器の一部を照明し、検査台の対応する部分は、器官が医用画像の取得時に放射線源の全ての位置において照射される区域を画定する。

・光源は、配置限界を標示するための検出器の照明時に、放射線源のそれぞれ開始位置及び終了位置に配置される。

・放射線源は、一つの位置から次の位置まで移動させられるときに中心の周りに円形軌跡を画定し、放射線源の軌跡の中心と開始位置及び終了位置とを含む断面並びに検出器でのそれぞれ開始位置及び終了位置における放射線源のそれぞれ第一及び第二の照射錐が、それぞれ終了位置及び開始位置の側での放射線源の照射限界であるそれぞれ第一の点（ FOV_A ）及び第二の点（ FOV_D ）を画定し、光源は、それぞれ第一の点及び第二の点と、上述の断面及び検出器において画定される限界点（ L ）であって、それぞれ下式

10

【 0 0 2 1 】

【 数 1 】

$$L = R \sin(-\varphi_D) - \frac{\left[R \sin(-\varphi_D) - \left(FOV_D - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_A) + FOV_D}{R \cos(\varphi_A) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi_D) + AtD)}{R \cos(\varphi_D) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

及び

【 0 0 2 2 】

【 数 2 】

$$L = R \sin(-\varphi_A) - \frac{\left[R \sin(-\varphi_A) - \left(FOV_A - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_D) + FOV_A}{R \cos(\varphi_D) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi_A) + AtD)}{R \cos(\varphi_A) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

20

によって画定される限界点（ L ）との間に位置する区域に少なくともおいて検出器を照明する。

・光源は、配置限界を標示するための検出器の照明時に、放射線源の開始位置と終了位置との間に配置される。

30

・放射線源は、一つの位置からもう一つの位置まで移動させられるときに中心の周りに円形軌跡を画定し、

放射線源の軌跡の中心と開始位置及び終了位置とを含む断面並びに検出器でのそれぞれ開始位置及び終了位置における放射線源のそれぞれ第一及び第二の照射錐が、それぞれ終了位置及び開始位置の側での放射線源の照射限界であるそれぞれ第一の点（ FOV_A ）及び第二の点（ FOV_D ）を画定し、光源は、開始位置の側で上述の断面及び検出器において画定される第一の限界点（ L_D ）、並びに終了位置の側で上述の断面及び検出器において画定される第二の限界点（ L_A ）であって、

【 0 0 2 3 】

【 数 3 】

$$L_D = R \sin(-\varphi) - \frac{\left[R \sin(-\varphi) - \left(FOV_D - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_A) + FOV_D}{R \cos(\varphi_A) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi) + AtD)}{R \cos(\varphi) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

40

及び

【 0 0 2 4 】

【数 4】

$$L_A = R \sin(-\varphi) - \frac{\left[R \sin(-\varphi) - \left(FOV_A - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_D) + FOV_A}{R \cos(\varphi_D) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi) + AtD)}{R \cos(\varphi) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

によって画定される第一の限界点 (L_D) と第二の限界点 (L_A) との間に位置する区域に少なくともおいて検出器を照明する。

- ・光源は検出器に垂直な位置に配置される。
- ・開始位置及び終了位置は、円形軌跡の中心と上述の断面とを含む平面に対して対称である。
- ・駆動部は、光源の下方に配置されて当該駆動部によって作動させられる4枚の板を含むコリメータを、決定された配置限界に基づいて空間の照射される部分を画定するように制御する。

【0025】

上の各式において、 AtD は、円形軌跡の中心と検出器との間の上述の断面における直交距離であり、 Th は、器官を配置した検査台の表面と圧迫板との間の上述の断面における直交距離であり、それぞれ φ_D 及び φ_A は、円形軌跡の中心を通り検出器に垂直な直線と、円形軌跡の中心をそれぞれ開始位置及び終了位置と結ぶ直線との間に画定される上述の断面における三角法角度であり、 φ は、円形軌跡の中心を通り検出器に垂直な直線と、円形軌跡の中心を、照射限界を照明するために光源を配置した位置と結ぶ直線との間に画定される上述の断面における三角法角度であり、 B は、器官を配置した検査台の表面と検出器との間の上述の断面における直交距離である。

【0026】

点 FOV_D 、 FOV_A 及び L の測定のための原点は、円形軌跡の中心の検出器における直交射影である。

【0027】

本発明はまた、

- ・光源と、
- ・検出器と、
- ・圧迫板と、
- ・取得位置における線源の検出器に関する相対配置を行なうポジションと

を含む取得部と、

検査台と器官を圧迫するのに用いられる圧迫板とを離隔する距離、及び検出器に関する光源の位置に基づいて、撮像対象器官が位置してはならない限界となる配置面を標示するために配置限界を決定する駆動部であって、

上述の配置限界は、光源によって検出器の一定区域を照明することにより標示される、駆動部と

を備えた医用イメージング・システムに関する。

【0028】

本発明はまた、コンピュータにおいて走行させられる又はコンピュータによって実行されるときに上述の方法を具現化する機械命令を含むコンピュータ・プログラムに関する。

【0029】

他の目的、特性及び利点は、説明のためであって限定しない方法で掲げられている図面に関する以下の詳細な記載を読むと明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】取得システムの線源の位置の各々での小さい厚みの乳房の3D照射を示す図であ

10

20

30

40

50

る。

【図 2】取得システムの線源の位置の各々での大きい厚みの乳房の 3 D 照射を示す図である。

【図 3】支援式配置方法を具現化するとき用いられる取得システムを示す図である。

【図 4】図 1 の取得システムに用いられるコリメータを下側から見てさらに詳細に示す図である。

【図 5】最大照射野、名目照射野及び最適照射野の定義を示す図である。

【図 6】本発明による乳房の支援式配置方法の一例の様々なステップを概略的に示す図である。

【図 7】乳房検査台を通した取得システムの検出器の照明であって、放射線源の末端位置に配置された光源によって配置限界を標示する照明を示す図である。

10

【図 8】乳房検査台を通した取得システムの検出器の照明であって、二つの末端位置の間に位置する放射線源の位置に配置された光源によって配置限界を標示する照明を示す図である。

【図 9】乳房検査台を通した取得システムの検出器の照明であって、検出器に垂直な放射線源の位置に配置された光源によって配置限界を標示する照明を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

〔I. 医用イメージング・システム〕

図 3 及び図 4 は、乳房 O の二次元 (2 D) 画像からの乳房 O の三次元 (3 D) 再構成を可能にする画像取得のための医用イメージング・システム 1 を概略図示している。医用イメージング・システム 1 は、乳房 O の疑わしい部位を明らかにする画像を形成するためのモジュールに結合されているように示されている。

20

【0032】

医用イメージング・システム 1 は、乳ガン (組織基質) のスクリーニング、診断及び治療のために放射線学的徴候の検出及び特性決定を行なうマンモグラフィ設備であってよい。

【0033】

医用イメージング・システム 1 は、2 D 画像取得部 2 を含んでいる。

【0034】

取得部 2 は主に、放射線源に対向して位置しており医用画像の取得時に放射線源によって照射される検出器 251 を含んでいる。放射線源は、検出器 251 に対して移動自在である。選択により、検出器 251 も放射線源に対して移動自在であってよい。

30

【0035】

取得システム 1 のさらに詳細な例を以下に掲げる。

【0036】

取得部 2 は例えば、鉛直支柱 21 及び配置腕 22 を含んでおり、配置腕 22 は、放射線源例えば X 線源、及び選択により撮影対象乳房 O の配置時の照明専用の無害光源に結合されている。配置腕 22 は、鉛直支柱 21 に回転自在で接合されて、回転軸 23 の周りに回転する。鉛直支柱 21 は固定されている。従って、配置腕 22 を回転させることにより、放射線源を所定の配向に配置することができる。

40

【0037】

取得部 2 はまた支持腕 28 を含んでおり、支持腕 28 には、図 3 に示すように乳房検査台 25 と、該乳房検査台 25 に平行に設けられて、乳房検査台 25 に配置された乳房 O を圧迫する圧迫板 16 とを含む載置台が設けられている。圧迫板 26 は乳房検査台 25 の上方に配置されて、平行移動レール 27 に沿って乳房検査台 25 に対して平行移動することができる。乳房検査台 25 は、放射線源によって用いられる放射線を検出する放射線検出器 251 を含んでいる。乳房検査台 25 及び圧迫板 26 は、医用画像の取得時に乳房 O を不動に保定する。

【0038】

50

乳房検査台 25 及び圧迫板 26 は平面形であり得る。乳房検査台 25 及び圧迫板 26 は床面に対して平行に配置されてもよいし非平行に配置されてもよく、例えば床面に対して 45° に配置され得る。支持腕 28 は、鉛直支柱 21 の上で、有利には配置腕 22 と同じ回転軸の周りに回転自在となるように装着され得る。

【0039】

後者の場合には、配置腕 22 及び支持腕 28 は分離されており、回転軸 23 の周りでの互いに対する回転を可能にする。配置腕 22 及び支持腕 28 は、放射線源によって放出される放射線の大部分が検出器 251 によって受光されるように互いに対して配置される。

【0040】

検出器 251 は、例えばアモルファス・シリコンのトランジスタ/フォトダイオードの
10 アレイの上に設けられたヨウ化セシウム燐光体（シンチレータ）を含む半導体画像センサであり得る。他の適当な検出器は、CCD センサ、又は X 線をデジタル信号へ直接変換する直接式デジタル検出器である。図 3 に示す検出器 251 は平面形であり、平面形の画像面を画定しているが、他の幾何学的構成、例えば彎曲した画像面を形成する彎曲形状のデジタル X 線検出器も可能性として適当であるし、取得時に移動する検出器も適当である。

【0041】

取得部 2 はまた、放射線源の下方に配置されて、放射線源によって照射される空間の部分を画定するコリメータ 241 を含んでいる（図 4 を参照されたい。同図では参照番号 24 で放射線源及び光源の両方を示している）。コリメータ 241 は、互いに対して独立に
20 移動させられ得る 4 枚の板 241a ~ 241d を含んでいる。第一の板 241a は、線源の回転中心と患者の胸部との間に配置されている（前方板）。第一の板 241a は、放射線源からの放射線のうち患者へ向けられる部分を遮断する。第二の板 241b（後方板）が第一の板 241a に対向配置されている。第二の板 241b は、放射線源からの放射線のうち検出器 251 の前方へ向けられる部分を遮断する。最後に、2 枚の側方板 241c 及び 241d が、放射線源から放射線のうち横方向に向けられる部分を遮断する。

【0042】

放射線源が検出器 251 に垂直な位置に位置しているときに、コリメータ 241 によって画定される視野は、各辺が検出器 251 の各辺に平行に位置しているような矩形である。放射線源が回転移動するときには後方板の投影は検出器 251 の対応する端辺に平行で
30 なくなる。

【0043】

取得部 2 はまた、放射線源と同じ位置に配置され得る光源 24 を含んでいる。光源 24 は、乳房検査台 25 の照明、故に検出器 251 の照明を可能にする。コリメータ 241 の各板はまた、光源 24 によって照明される空間の部分を限定することも可能にする。

【0044】

医用イメージング・システム 1 はさらに、コリメータ 241 の各板を駆動する駆動部 7
40 を含んでいる。この駆動部 7 は取得部 2 に結合されて、例えば圧迫板 26 と検出器 251 との間の距離、及び放射線源の位置についてのデータを取得部 2 から受け取る。駆動部 7 は、各板 241a ~ 241d の移動を算出するコンピュータ 71 と、各板 241a ~ 241d を作動させるアクチュエータ 72 とを含んでいる。

【0045】

医用イメージング・システム 1 はまた、有線リンク又は網を介して取得部 2 に接続されている制御部 3 を含んでいる。制御部 3 は、電氣的制御信号を取得部 2 へ送って、放射線放出線量、配置腕 22 の角度配置、支持腕 28 の角度配置、圧迫板 26 によって乳房 O に加えられる圧迫力のような幾つものパラメータを設定する。

【0046】

制御部 3 は、ディスク、CD-ROM、DVD-ROM、USB スティック若しくはさらに一般的に任意の着脱自在の記憶媒体のような命令媒体（図示されていない）から、又は網接続を介して、処理方法の命令を読み取る読み取り装置（図示されていない）、
50

例えばディスク読み取り器、CD-ROM、DVD-ROM読み取り器、又は接続ポートを含み得る。

【0047】

一変形として、制御部3は、有線又は無線の網接続装置（図示されていない）を含み得る。一変形として、制御部3は、ファームウェアに記憶されている処理方法の命令を実行する。

【0048】

医用イメージング・システム1はさらに、制御部3に結合されてパラメータ及び取得画像を記録する記憶部4を含んでいる。記憶部4は制御部3の内外に設けられることが可能である。

10

【0049】

記憶部4は、ハード・ディスク若しくはSSD、又は他の任意の着脱自在の書き換え可能な記憶手段（USBスティック及びメモリ・カード等）で形成され得る。

【0050】

記憶部4は、制御部3のROM/RAMメモリ、USBスティック、メモリ・カード、中央サーバのメモリであってよい。

【0051】

医用イメージング・システム1は、制御部3に結合されて、取得画像、及び/又は制御部3が取得部2へ送信しなければならないパラメータについてのデータを表示する表示部5を含んでいる。

20

【0052】

表示部5は取得部2若しくは制御部3、又は後述する3Dコンピュータ61に一体化されていてもよいし、例えば放射線科医がデジタル医用画像から診断を下すのに用いる検討用ステーションの場合のように以上の各部とは別個であってもよい。

【0053】

表示部5は、例えばコンピュータ・スクリーン、モニタ、フラット・スクリーン、プラズマ・スクリーン又は任意の形式の商業的に公知の表示装置である。

【0054】

表示部5は、取得された2D画像の再構成及び/又は表示を医師が制御することを可能にする。

30

【0055】

医用イメージング・システム1は、当該医用イメージング・システム1の記憶部4に記憶されておりデジタル・トモシンセシスによる乳房の3D画像を構築するための取得画像を受け取る3Dコンピュータ61を含む計算システム6に結合されている。乳房デジタル・トモシンセシスの方法の一例は、仏国特許第2872659号明細書にさらに詳細に記載されている。

【0056】

コンピュータ61は、例えば1又は複数のコンピュータ、1又は複数のプロセッサ、1又は複数のマイクロコントローラ、1又は複数のマイクロコンピュータ、1又は複数のプログラム可能型論理コントローラ、1又は複数の特定応用向け回路、他のプログラム可能型回路、又はワークステーションのようなコンピュータを含む他の装置であってよい。

40

【0057】

計算システム6はまた、3Dコンピュータ61によって生成されるデータを記憶する記憶部62を含んでいる。

【0058】

以下では、X線マンモグラフィに関して記載を掲げる。従って、組織基質は乳房である。この選択は、マンモグラフィの応用のみへの本発明の制限を反映するものではない。当業者は、以下に掲げる教示を、当該教示内容を可能にする任意の形式の画像取得手法、及び任意の形式の組織基質に適応させることが可能である。

〔II．乳房の支援式配置〕

50

以下の説明での必要のため、検出器の上方の空間の三つの照射野を画定する（図５）。

【００５９】

最大照射野 Chp_M は、画像取得位置 S_i の少なくとも１箇所において放射線源によって照射される空間の部分であって、画像取得位置 S_i は説明での必要のためここでは全部で９箇所とする。

【００６０】

名目照射野 Chp_N は、放射線源の各位置の少なくとも２分の１において放射線源によって照射される空間の部分である。例えば、図示の例では、各位置の２分の１は４．５であり、従って名目照射野 Chp_N は少なくとも５箇所の放射線源の位置において放射線源によって照射される。一般的には、放射線源が画像の取得のために N 箇所の位置に連続して配置される場合に、名目照射野 Chp_N は M 箇所の位置において放射線源によって照射される空間の部分であり、 M は少なくとも、

N が偶数でない場合には、 $E(N/2) + 1$ 、

N が偶数である場合には、 $E(N/2)$

に等しく、 E は、当該 E が適用される数の整数部の値を取る関数である。

【００６１】

さらに一般的には、名目照射野 Chp_N は、少なくとも K 箇所の位置において線源によって照射される空間の部分として画定されることができ、 K は１（最大照射野 Chp_M ）以外で且つ N （最適照射野 Chp_O ）以外である。

【００６２】

最適照射野 Chp_O は、全ての画像取得位置 $S_1 \sim S_N$ 、例えば図示の例では９箇所の位置 $S_1 \sim S_9$ において放射線源によって照射される空間の部分である。最適照射野 Chp_O は常に、両末端位置（開始位置 $S_D = S_1$ 及び終了位置 $S_A = S_N$ ）にある放射線源によって画定される。

【００６３】

以下、図６～図９に関して、トモシンセシスを用いた放射線医用画像の取得のための検出器を下方に載置した医用イメージング・システムの乳房検査台での乳房の支援式配置方法について説明を掲げる。

〔II．１．一般的な方法〕

トモシンセシスによる医用画像の取得セッション時に、放射線源は異なる連続位置 $S_1 \sim S_N$ にわたり開始位置 S_D から終了位置 S_A まで検出器 ２５１に関して移動して、乳房 O を曝射する。各々の位置において、放射線源は乳房 O を曝射し、検出器 ２５１は少なくとも１枚の医用画像を取得する。

【００６４】

上で説明したように、従来のトモシンセシスを用いた医用画像の取得セッション時には、放射線源は乳房 O を全体として曝射する訳ではない。特に、乳腺葉のような幾つかの部分は、放射線源の幾つかの位置では線源によって曝射されない場合があり、これらの取得医用画像から三次元画像を再構成するときにアーティファクトを生じさせる。

【００６５】

このことは、上流の方法によって、すなわち医用画像が取得される前に改善される。

【００６６】

この方法は先ず、用いられる取得部 ２の各部の配置パラメータの駆動部 ７による取り込み E_1 を含んでいる。

【００６７】

次に、乳房 O が正しく配置されていること、すなわち医用画像の後の取得時及びこれらの医用画像からの三次元画像の構築時に、発生されるアーティファクトが最小限になる（すなわち乳房 O が名目照射野 Chp_N に位置するように配置されている）、又は解消される（すなわち乳房 O が最適照射野 Chp_O に位置するように配置されている）ことを操作者に対して指示する配置限界が、駆動部 ７のコンピュータ ７１によって決定される（ E_2 ）。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 8 】

この配置限界は、一旦乳房 O が配置されたら、アーティファクトを制限し、また場合によっては解消するために乳房 O が位置してはならない限界となる区域を標示する。配置限界は、取得部 2 の各要素の配置パラメータに依存する。配置限界は、駆動部 7 によって事前に取り込まれたこれらのパラメータに基づいて決定される。

【 0 0 6 9 】

名目照射野 Chp_N 及び最適照射野 Chp_O は、検出器 251 から離隔して移動するにつれて寸法が小さくなるような空間の部分であるため、医用画像の取得に必要とされる乳房 O の圧迫は重要なデータ項目である。従って、配置限界はこの目的のためのコンピュータ 71 を含む駆動部 7 によって決定され、この決定は、乳房検査台 25 を乳房 O を圧迫するの
10
のに用いられる取得部 2 の圧迫板 26 から離隔する距離 B、及び検出器 251 に関する光源 24 の位置に少なくとも基づいて行なわれる。例えば、距離 B は取得部 2 によって駆動部 7 のコンピュータ 71 へ送られる。

【 0 0 7 0 】

配置限界は、一旦圧迫板 26 によって圧迫されたら乳房 O が名目照射野 Chp_N に完全に位置するように、又はさらに好ましくは最適照射野 Chp_O に完全に位置するように決定され得る。

【 0 0 7 1 】

この方法は、取得部 2 の光源 24 による乳房検査台 25 の照明 E3 を含んでいる。この光源 24 は組織に対して無害であり、故に患者に対して無害である。
20

【 0 0 7 2 】

この光源 24 による乳房検査台 25 の照明は、光度を高めることにより操作者が乳房検査台 25 に乳房 O を配置するのを助ける。

【 0 0 7 3 】

最後に、この方法は、乳房 O が配置限界を超えて位置していることの指示 E4 を含んでおり、この指示は可能性としては幾つもの態様で作製される。例えば、この指示は音声指示であっても視覚的指示であってもよい。

【 0 0 7 4 】

一つの有利な実施形態では、駆動部 7 は、乳房検査台 25 の部分的照明によって配置限界を標示するように光源 24 を制御し、これにより視覚的指示を提供する。この実施形態では、照明ステップ E3 及び指示ステップ E4 は合体され得る。
30

【 0 0 7 5 】

乳房検査台 25 を照明することにより、光源 24 はまた、乳房検査台 25 の下方に位置する検出器 251 を乳房検査台 25 の被照明区域に対応する区域において照明する。

【 0 0 7 6 】

このステップでは、駆動部 7 のアクチュエータ 72 が、光源 24 の下方に配置されたコリメータ 241 の各板 241a ~ 241d を圧迫板 26 と乳房検査台 25 又は検出器 251 との間の距離に関して適当に且つ動的に移動させる (E41)。次いで、照明ステップ自体が実行される (E42)。
40

【 0 0 7 7 】

従って、患者の配置時、故に乳房 O の配置時に、操作者は、最適照射野 Chp_O (又は適用可能である場合には名目照射野 Chp_N) に位置する乳房の部分の視覚化することができる。検出器 251 の被照明区域は可視である (乳房検査台 25 の被照明部分を介して)。コリメータ 241 は、並進レール 27 に沿った圧迫板 26 の並進と同時に駆動部 7 のアクチュエータ 72 によって自動的に駆動される。

【 0 0 7 8 】

以下、この方法の具現化形態の幾つかの例をさらに詳細に説明する。

〔 11. 3. 光源が末端位置にある場合 〕

図 6 に示す具現化形態の第一の例では、光源 24 は放射線源の末端位置に配置されている。この末端位置は、放射線源の開始位置 S_D であっても終了位置 S_A であってもよく、当
50

該位置 S_D 又は S_A から乳房検査台 25 の照明を行なう。例えば、放射線源の 9 箇所の位置を用いて医用画像を取得する場合に、放射線源の配置の順序通りに番号を振ると、第一の位置が開始位置 S_D となり、第九の位置 S_9 が終了位置 S_A となる。

〔 11 . 3 . a . 特定のな変形 〕

トモシンセシスによる医用画像の取得の一つの特定のな実施形態において、放射線源は、一つの位置から次の位置まで移動させられるときに中心 C の周りに半径 R の円形軌跡 T を画定する。

【 0 0 7 9 】

この場合には、以下で用いられる各パラメータは、円形軌跡 T の中心 C 、開始位置 S_D 及び終了位置 S_A を通る（含む）断面 P において画定される。

10

【 0 0 8 0 】

断面 P における放射線源の第一の照射錐（又は開始側の錐） C_D が、検出器 251 において第一の点（又は終了側の点） FOV_A を画定する。この終了側の点 FOV_A は、放射線源が開始位置 S_D に位置しているときの終了位置 S_A の側での照射線源の放射限界である。

【 0 0 8 1 】

同じく断面 P における放射線源の第二の照射錐（又は終了側の錐） C_A が、検出器 251 において第二の点（又は開始側の点） FOV_D を画定する。この開始側の点 FOV_D は、放射線源が終了位置 S_A に位置しているときの開始位置 S_D の側での照射線源の放射限界である。

20

【 0 0 8 2 】

開始側の点 FOV_D を終了位置と結ぶ直線、及び終了側 FOV_A の点を開始位置 S_D と結ぶ直線が、最適照射野 Chp_O の両限界を画定する。

【 0 0 8 3 】

開始位置 S_D 及び終了位置 S_A は、円形軌跡 T の中心 C 及び断面 P を含む平面に対して非対称であってよい。この状況は特に、 MLO モードでのトモシンセシスによる乳房放射線撮影に用いられる。 MLO モードでは、検出器 251 の表面は床面に対して $\pm 45^\circ$ の角度で傾斜する。患者の負担を回避し、特に患者に衝突するのを回避するように、放射線源の連続位置（一般的には空間増分は定数）は自由な側に分配され、すなわちそれぞれ左の乳房及び右の乳房を撮像する場合に、患者のそれぞれ右側及び左側に相対的に多い位置が存在する。

30

【 0 0 8 4 】

開始位置 S_D 及び終了位置 S_A は、円形軌跡 T の中心 C 及び断面 P を含む平面に対して対称であってもよい。この状況は、 CC モードでのトモシンセシスによる乳房放射線撮影に有利である。 CC モードでは、検出器 251 の表面は床面に対して平行に位置する。放射線源の連続位置（一般的には空間増分は定数）の分配幅は対称であってよく、各位置は患者の右側と左側との間で等分に分配され得る。

〔 ・ 光源が開始位置にある場合 〕

光源 24 が開始位置 S_D に位置しているときに光源 24 が検出器 251 を（乳房検査台 25 を通して）照明する場合には、光源 24 は、終了側の点 FOV_A と、断面 P 及び検出器 251 において画定される限界点 L であって、以下の式

40

【 0 0 8 5 】

【 数 5 】

$$L = R \sin(-\varphi_D) - \frac{\left[R \sin(-\varphi_D) - \left(FOVD - \left(Th + B \left(\frac{R \sin(\varphi_A) + FOVD}{R \cos(\varphi_A) + AtD} \right) \right) \right) (R \cos(\varphi_D) + AtD) \right]}{R \cos(\varphi_D) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

によって画定される限界点 L との間に位置する区域に少なくともにおいて検出器 251 を照明する。式中、 AtD は、円形軌跡 T の中心 C と検出器 251 との間の断面 P における直

50

交距離である。Thは、乳房Oを配置した乳房検査台25の表面と圧迫板26との間の断面Pにおける直交距離である。それぞれパラメータ φ_D 及び φ_A は、円形軌跡Tの中心Cを通り検出器251に垂直な直線D_pと、円形軌跡Tの中心Cをそれぞれ開始位置S_D及び終了位置S_Aと結ぶそれぞれ直線D_D及びD_Aとの間に画定される断面Pにおける三角法角度であり、Bは、乳房Oを配置した乳房検査台25の表面と検出器251との間の断面Pにおける直交距離である。

【0086】

点FOV_D、FOV_A及びLを測定するための原点は、円形軌跡Tの中心Cの検出器251における直交射影Kである。

【0087】

この限界点Lは、乳房検査台25の表面に載置され乳房Oを概略的に表わす距離Thに等しい高さの平行六面体を決定することにより先ず算出される。この平行六面体は断面Pにおいては矩形を画定する。この矩形から、開始側中点M_Dが決定される。この断面Pにおける開始側中点M_Dは、検出器251に対して非平行であり開始位置S_Dに最も近接して位置する矩形の一辺の中点である。次いで、この開始側中点M_D及び開始位置S_Dに直線を通過させることにより、限界点Lは、開始側中点M_D及び開始位置S_Dを通る直線と検出器251との断面Pにおける交点として決定される。

〔・光源が終了位置にある場合〕

光源24が終了位置S_Aに位置しているときに光源24が検出器251を（乳房検査台25を通して）照明する場合には、光源24は、開始側の点FOV_Dと、断面P及び検出器251において画定される限界点Lであって、以下の式

【0088】

【数6】

$$L = R \sin(-\varphi_A) - \frac{\left[R \sin(-\varphi_A) - \left(FOV_A - \left(Th + B \left(\frac{R \sin(\varphi_D) + FOV_A}{R \cos(\varphi_D) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi_A) + AtD)}{R \cos(\varphi_A) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

によって画定される限界点Lとの間に位置する区域に少なくともおいて検出器251を照明する。尚、上で述べた部分と同じパラメータを用いている。

【0089】

この限界点Lは実際には、乳房検査台25の表面に載置され乳房Oを概略的に表わす距離Thに等しい高さの平行六面体を先ず決定することにより算出される。この平行六面体は断面Pにおいては矩形を画定する。この矩形から、終了側中点M_Aが決定される。この断面Pにおける終了側中点M_Aは、検出器251に対して非平行であり終了位置S_Aに最も近接して位置する矩形の一辺の中点である。次いで、この終了側中点M_A及び終了位置S_Aに直線を通過させることにより、限界点Lは、終了側中点M_A及び終了位置S_Aを通る直線と検出器251との断面Pにおける交点として決定される。

〔11.4.光源が二つの末端位置の間に位置する位置にある場合〕

図8に示す具現化形態の第二の例では、光源24は、配置限界を標示するための検出器251の照明時に、放射線源の開始位置S_Dと終了位置S_Aとの間に配置されている。例えば、放射線源の9箇所の位置を用いて医用画像の取得を行なう場合に、放射線源の配置の順序通りに番号を振ると、光源24が配置され得る位置は位置S₂～S_{N-1}であり、例えば光源24は開始位置S_Dと終了位置S_Aとの間の中央位置を占める（Nが偶数である場合には、二つの最も中央寄りの位置の一方が選択される）。

【0090】

開始位置S_D及び終了位置S_Aは、円形軌跡Tの中心C及び断面Pを含む平面に対して非対称であってよい。この状況は特に、MLOモードでのトモシンセシスによる乳房放射線撮影に用いられる。MLOモードでは、検出器251の表面は床面に対して±45°の角

10

20

30

40

50

度で傾斜する。患者の負担を回避し、特に患者に衝突するのを回避するように、放射線源の連続位置（一般的には空間増分は定数）は自由な側に分配され、すなわちそれぞれ左の乳房及び右の乳房を撮像する場合に、患者のそれぞれ右側及び左側に相対的に多い位置が存在する。

【 0 0 9 1 】

開始位置 S_D 及び終了位置 S_A は、円形軌跡 T の中心 C 及び断面 P を含む平面に対して対称であってもよい。この状況は、 CC モードでのトモシンセシスによる乳房放射線撮影に有利である。 CC モードでは、検出器 251 の表面は床面に対して平行に位置する。放射線源の連続位置（一般的には空間増分は定数）の分配幅は対称であってよく、各位置は患者の右側と左側との間で等分に分配され得る。

10

【 11 . 4 . a . 特定のな変形 】

第 11 . 3 . a . 節において既に述べた医用画像の特定のな取得態様では、光源 24 は、第一の限界点（又は開始側の限界点） L_D と第二の限界点（又は終了側の限界点） L_A との間に位置する区域において乳房検査台 25 を通して検出器 251 を照明する。

【 0 0 9 2 】

開始側の限界点 L_D 及び終了側の限界点 L_A は、断面 P 及び検出器 251 においてそれぞれ開始位置 S_D の側及び終了位置 S_A の側で画定される。

【 0 0 9 3 】

開始側の限界点 L_D は以下の式によって画定される。

【 0 0 9 4 】

【 数 7 】

20

$$L_D = R \sin(-\varphi) - \frac{\left[R \sin(-\varphi) - \left(FOVD - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_A) + FOVD}{R \cos(\varphi_A) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi) + AtD)}{R \cos(\varphi) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

終了側の限界点 L_A は以下の式によって画定される。

【 0 0 9 5 】

【 数 8 】

30

$$L_A = R \sin(-\varphi) - \frac{\left[R \sin(-\varphi) - \left(FOVA - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_D) + FOVA}{R \cos(\varphi_D) + AtD} \right) \right) \right] (R \cos(\varphi) + AtD)}{R \cos(\varphi) + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

これら二つの式において、各パラメータは第 11 . 3 . a 節において記載したものである。

【 0 0 9 6 】

加えて、 φ は、円形軌跡 T の中心 C を通り検出器 251 に垂直な直線 D_p と、円形軌跡 T の中心 C を照射限界を照明するために光源 24 を配置した位置 S_i と結ぶ直線 D_i との間に画定される断面 P における三角法角度である。

40

【 0 0 9 7 】

開始側の限界点 L_D は実際には、乳房検査台 25 の表面に載置され乳房 O を概略的に表わす距離 Th に等しい高さの平行六面体を先ず決定することにより算出される。この平行六面体は断面 P においては矩形を画定する。この矩形から、開始側中点 M_D が決定される。この断面 P における開始側中点 M_D は、検出器 251 に対して非平行であり開始位置 S_D に最も近接して位置する矩形の一辺の midpoint である。次いで、この開始側中点 M_D 及び開始位置 S_D に直線を通過させることにより、開始側の限界点 L_D は、開始側中点 M_D 及び開始位置 S_D を通る直線と検出器 251 との断面 P における交点として決定される。

50

【 0 0 9 8 】

同様に、終了側の限界点 L_A は、乳房検査台 2 5 の表面に載置され乳房 O を概略的に表わす距離 Th に等しい高さの平行六面体を先ず決定することにより算出される。この平行六面体は断面 P においては矩形を画定する。この矩形から、終了側中点 M_A が決定される。この断面 P における終了側中点 M_A は、検出器 2 5 1 に対して非平行であり終了位置 S_A に最も近接して位置する矩形の一辺の中点である。次いで、この終了側中点 M_A 及び終了位置 S_A に直線を通過させることにより、終了側の限界点 L_A は、終了側中点 M_A 及び終了位置 S_A を通る直線と検出器 2 5 1 との断面 P における交点として決定される。

【 0 0 9 9 】

図 9 に示す一つの特定の副次変形では、光源 2 4 は検出器 2 5 1 に垂直な位置 S_p に配置されており、すなわち光源の位置 S_i での直線 D_i は検出器 2 5 1 に垂直である。この場合には、角度 φ はゼロであり、開始側及び終了側における両限界点を与える各式は以下のように単純化される。

【 0 1 0 0 】

【 数 9 】

$$L_D = \frac{\left(FOVD - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_A) + FOVD}{R \cos(\varphi_A) + AtD} \right) \right) (R + AtD)}{R + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

10

20

及び

【 0 1 0 1 】

【 数 1 0 】

$$L_A = \frac{\left(FOVA - (Th + B) \left(\frac{R \sin(\varphi_D) + FOVA}{R \cos(\varphi_D) + AtD} \right) \right) (R + AtD)}{R + AtD - \left(B + \frac{Th}{2} \right)}$$

30

開始位置 S_D 及び終了位置 S_A が、検出器 2 5 1 の中心を通り検出器 2 5 1 に垂直な断面 P における直線に対して対称であるようなさらに特定の場場合には、 $FOVD = FOVA$ であるとする、

$\varphi_D = \varphi_A$ であるので $L_D = L_A$ となる。

【 0 1 0 2 】

開始側の限界点 $FOVD$ 及び終了側の限界点 $FOVA$ は、一つの断面 P と他の断面 P とで異なる場合がある。しかしながら、これらの限界点は、取得部 2、及び特にコリメータ 2 4 1 についての製造者データから計算部 7 によって容易に決定され得る。

【 0 1 0 3 】

40

一般的には、以上に記載された全ての変形について、開始側の限界点 $FOVD$ 及び終了側の限界点 $FOVA$ は、断面 P において決定される検出器 2 5 1 の中心に対して可能性としては対称でなくてもよい。かかる偏心型配置 (off-centering) は相対的に小さい乳房については有利であって、操作者に対してさらに良好な視認性及びさらに大きい配置幅を提供する。加えて、かかる偏心型配置は、MLOモードでのトモシンセシス放射線撮影には必須である。偏心型配置は、乳房 O、特に相対的に小さい乳房のさらに容易な配置を可能にするので、乳房 O から上方に肩へ向けて延在する胸筋を撮像することも可能である。

【 0 1 0 4 】

対照的に、開始側の限界点 $FOVD$ 及び終了側の限界点 $FOVA$ の中心型配置 (centering) は、CCモードでのトモシンセシスによる放射線撮影に有利である。

50

【 0 1 0 5 】

加えて、距離 B 及び距離 R は既知であって製造者データである。

【 0 1 0 6 】

また、距離 A t D も既知であってやはり製造者データである。距離 A t D が製造者によって設定されていない場合には、取得部 2 によって決定されて計算部 7 によって取り込まれるか、又は計算部 7 によって直接決定される。

【 0 1 0 7 】

距離 T h は、取得部 2 によって決定されて計算部 7 によって取り込まれるか、又は取得部 2 によって決定される乳房検査台 2 5 の位置及び圧迫板 2 6 の位置から計算部 7 によって決定される。このことはまた、角度 φ_D 、 φ_A 及び φ についても当てはまり、さらに一般的には、光源 2 4 又は放射線源の位置の決定を可能にする任意のパラメータについて当てはまる。

10

【 0 1 0 8 】

限界配置の決定は実時間で行なわれる。換言すると、距離 T h が変化すると配置限界があらためて決定されて、この限度の変化の知見を操作者に提供する。

【 0 1 0 9 】

この方法の各実施形態の以上の記載の全体において、検出器 2 5 1 は平面形の検出面を有すると看做されている。検出面が平面形でない場合には、距離は検出器 2 5 1 の平均面に関して取得される。

20

〔コンピュータ・プログラム〕

この支援式配置方法はコンピュータ・プログラムによって具現化され得る。このコンピュータ・プログラムは、コンピュータにおいて走行させられる又はコンピュータによって実行されるときにこの方法を具現化する機械命令を含んでいる。

【 0 1 1 0 】

この詳細な説明は乳房断層写真法の例について掲げられているが、この記載を、例えば標準的な放射線検査のためのトモシンセシスによるあらゆる放射線撮影に合わせて適応構成することは当業者の技術の範囲内に容易に収まる。

【符号の説明】

【 0 1 1 1 】

1 : 医用イメージング・システム

30

2 : 2 D 画像取得部

3 : 制御部

4 : 記憶部

5 : 表示部

6 : 計算システム

7 : 駆動部

2 1 : 鉛直支柱

2 2 : 配置腕

2 3 : 回転軸

2 4 : 放射線源 / 光源

40

2 5 : 乳房検査台

2 6 : 圧迫板

2 7 : 並進レール

2 8 : 支持腕

6 1 : 3 D コンピュータ

6 2 : 計算システムの記憶部

7 1 : コンピュータ

7 2 : アクチュエータ

2 4 1 : コリメータ

2 4 1 a ~ 2 4 1 d : 互いに対して独立に移動させられ得る 4 枚の板

50

2 5 1 : 検出器

A t D : 円形軌跡の中心と検出器との間の断面における直交距離

B : 器官を配置した検査台の表面と及び検出器との間の断面における直交距離

C : 円形軌跡 T の中心

C h p_M : 最大照射野

C h p_N : 名目照射野

C h p_O : 最適照射野

D_A、D_D : 円形軌跡 T の中心 C を終了位置 S_A 及び開始位置 S_D と結ぶ直線

D_p : 検出器 2 5 1 に垂直な直線

E 1 の前 (特許請求の範囲には存在しているが引用されていない) : 光源を配置する

10

F O V_D、F O V_A : 測定点

K : 円形軌跡 T の中心 C の検出器 2 5 1 における直交射影

L : 限界点

L_A : 終了側

L_D : 開始側

M_A : 終了側中点

M_D : 開始側中点

O₁、O₂ : 乳房の配置

P : 断面

P O₂ : 乳房 O₂ の部分

20

R : 放射線源の半径

S₁ ~ S₉ : 画像取得位置

S_A : 終了位置

S_D : 開始位置

S_p : 検出器 2 5 1 に対して垂直な位置

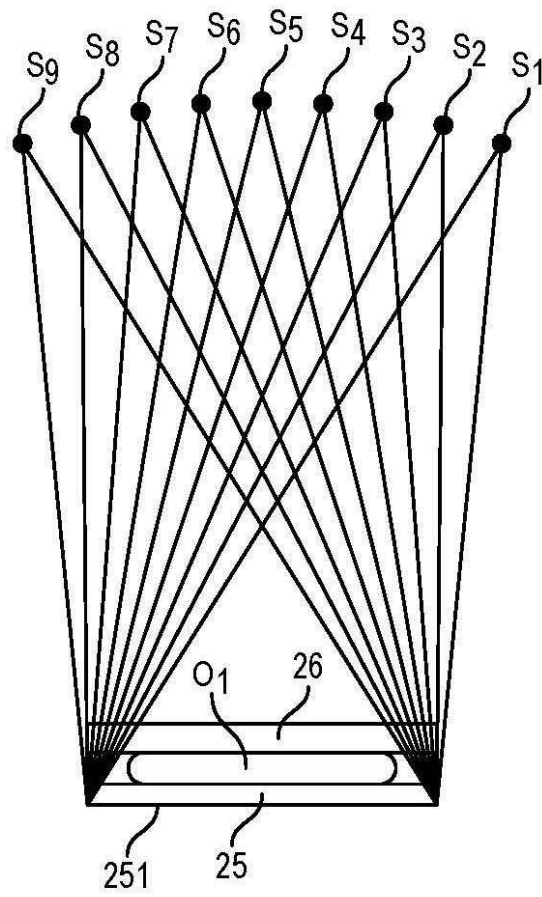
T : 円形軌跡

T h : 乳房 O を配置した乳房検査台 2 5 の表面と圧迫板 2 6 との間の断面 P における直交距離

φ_A、φ_D : 断面 P における三角法角度

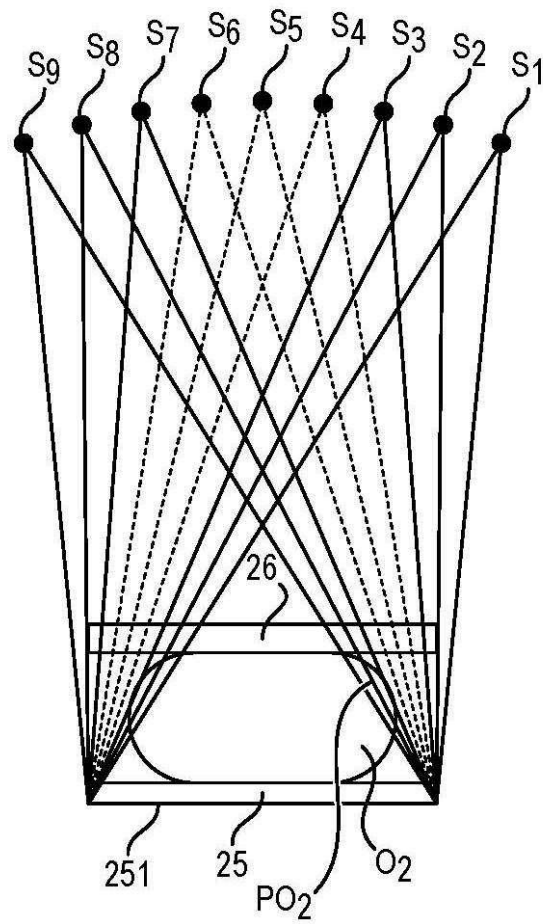
【 図 1 】

FIG. 1

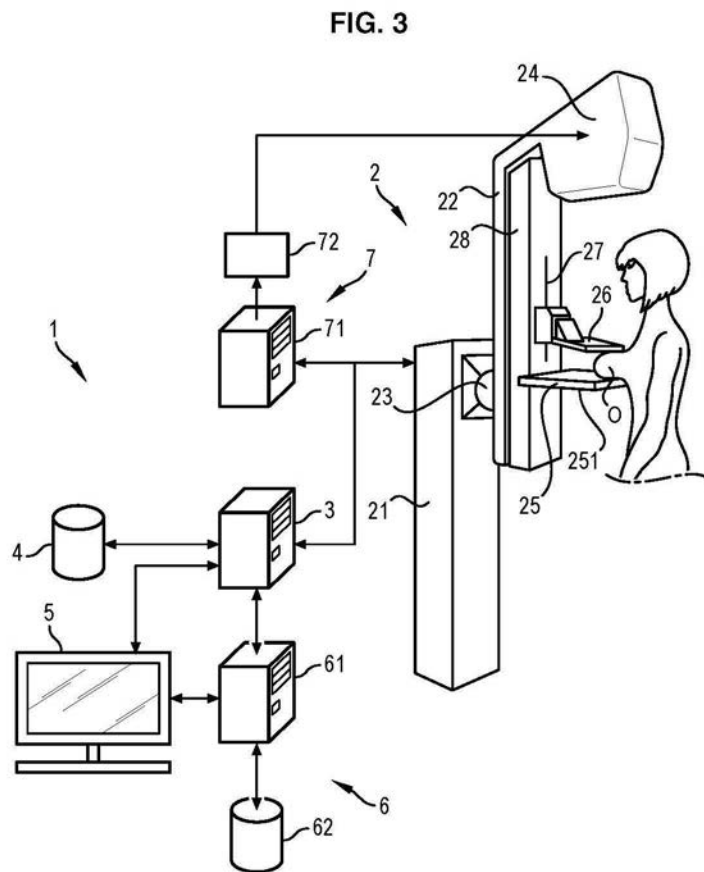


【 図 2 】

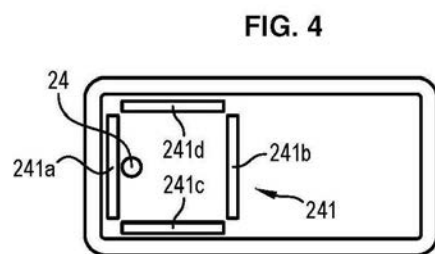
FIG. 2



【 図 3 】

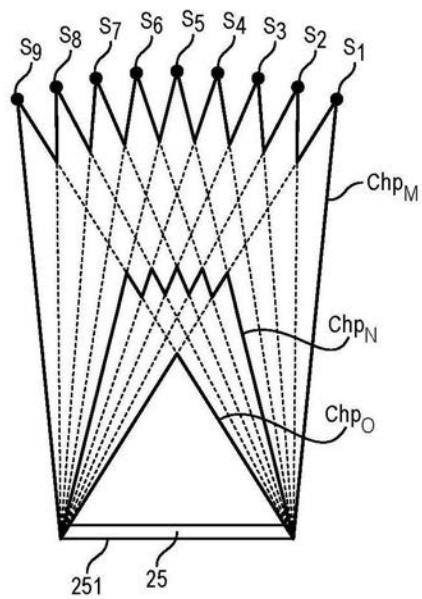


【 図 4 】



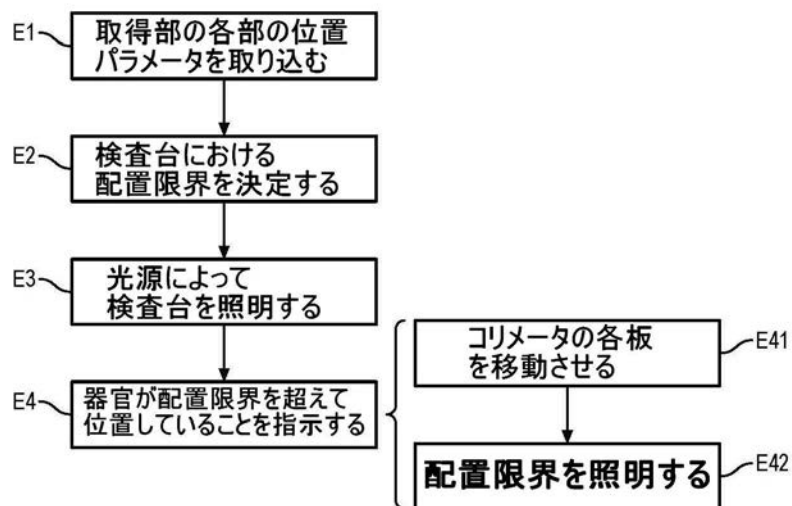
【 図 5 】

FIG. 5



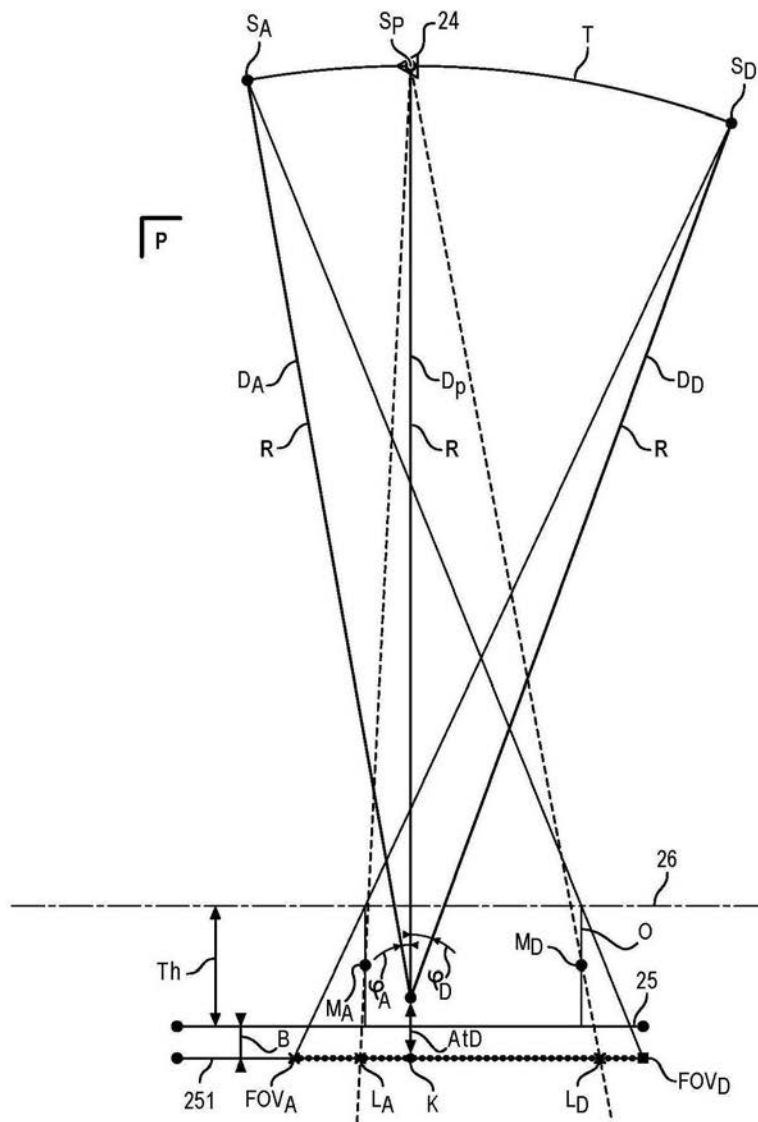
【 図 6 】

FIG. 6



【 図 9 】

FIG. 9



フロントページの続き

(72)発明者 アンリ・ソーシェイ

フランス、7 8 5 3 3・バック、リュ・デ・ラ・ミニエール、2 8 3 番

Fターム(参考) 4C093 AA11 CA16 DA06 EC15 EC25 ED21 FA16 FB12 FD11 FG19

【外国語明細書】
2012139499000001.pdf