

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5226523号
(P5226523)

(45) 発行日 平成25年7月3日(2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日(2013.3.22)

(51) Int.Cl.

A 61 B 6/02 (2006.01)

F 1

A 61 B 6/02 351 C

請求項の数 18 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-537643 (P2008-537643)
 (86) (22) 出願日 平成18年10月27日 (2006.10.27)
 (65) 公表番号 特表2009-513233 (P2009-513233A)
 (43) 公表日 平成21年4月2日 (2009.4.2)
 (86) 國際出願番号 PCT/SE2006/001217
 (87) 國際公開番号 WO2007/050025
 (87) 國際公開日 平成19年5月3日 (2007.5.3)
 審査請求日 平成21年5月14日 (2009.5.14)
 (31) 優先権主張番号 11/259,861
 (32) 優先日 平成17年10月27日 (2005.10.27)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 505355830
 フィリップス デジタル マンモグラフィー スウェーデン アーベー
 スウェーデン国 17 141 ソルナ、
 スミデスヴェーゲン 5
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100066692
 弁理士 浅村 眩
 (74) 代理人 100072040
 弁理士 浅村 肇

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線撮像に関する方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

三次元撮像用のおよびトモシンセシス検査用のX線装置(100)で、焦点スポットからX線を出すためのX線源(110)、多重スリットコリメータ(120)、ラインディテクタ組立体(150)および上記コリメータ(120)とディテクタラインを含む上記ディテクタ組立体(150)との間に配置してある露出容積を含み、各ディテクタラインが対応するコリメータスリットおよび上記焦点スポットと整列し、および同時に上記露出容積に対して走査運動によって変位可能であるように、上記X線源(110)、コリメータおよびディテクタ組立体が直列に配置してある装置に於いて、上記走査運動が回転軸(190)周りの回転を含み、上記ディテクタ組立体(150)が本質的に上記回転軸(190)と上記X線源(110)の間に位置するように配置してあることを特徴とする装置。

【請求項 2】

請求項1によるX線装置に於いて、上記露出容積中の場所を通る投影角の間隔が、上記X線源から見て、対応するコリメータスリットの角度間隔より大きい装置。

【請求項 3】

請求項2によるX線装置に於いて、上記走査運動が上記回転軸周りの回転運動により構成される装置。

【請求項 4】

請求項3または請求項2の何れかによるX線装置であって、更に、上記X線装置を通し

て配置した、上記走査運動の追加の回転中心を含み、それによって二次元画像も取得できる装置。

【請求項 5】

請求項 1ないし請求項 4の何れかによる X 線装置に於いて、上記ディテクタ組立体が、患者の位置決め前若しくは中、または照射後に、上記露出容積から離れて変位可能に構成してある装置。

【請求項 6】

請求項 5による X 線装置に於いて、上記ディテクタ、上記コリメータおよび上記 X 線源が、上記露出容積中の照射すべき対象物から水平に離れて剛直に動けるように構成した共通の実体上に取付けてある装置。 10

【請求項 7】

請求項 6による X 線装置に於いて、上記ディテクタ組立体、上記コリメータおよび上記 X 線源が、上記露出容積中の対象物からもう一つの回転軸周りの回転を使って動けるように構成した共通の実体上に取付けてある装置。

【請求項 8】

請求項 5による X 線装置に於いて、上記ディテクタおよび上記コリメータが共通の走査アーム上に取付けてあり、および上記ディテクタが上記走査アームに沿う方向に、上記露出容積から更に離れて変位可能である装置。

【請求項 9】

X 線源 (110)、ディテクタ組立体 (150) に構成した一組のラインディテクタ、コリメータ (120) および上記コリメータ (120) と上記ディテクタ組立体 (150) との間に配置した露出容積を含み、上記コリメータが多重スリットコリメータであり、上記 X 線源、コリメータおよびディテクタ組立体が直列におよび上記露出容積に対して同時に且つ共通回転軸 (190) 周りに変位するように配置してあり、上記露出容積が第 1 点から第 2 点までの延長部を有する X 線装置 (100) で三次元画像を作る方法に於いて、直列に配置した上記 X 線源 (110)、コリメータ (120) およびディテクタ組立体 (150) を、上記ディテクタ組立体が上記回転軸と上記 X 線源または焦点スポットとの間にあるような位置に配置してある上記回転軸周りに回転する工程を含む方法。 20

【請求項 10】

請求項 9 の方法に於いて、投影角の間隔が、上記 X 線源から見て上記コリメータの対応するスリット間の角度間隔より大きい方法。 30

【請求項 11】

請求項 9 または請求項 10 の方法であって、更に、上記ディテクタ組立体を、患者の照射すべき身体部位 (170) を挿入する前に意図する露出容積から更に引離す工程を含み、それによって上記身体部位が広範囲の方向から接触可能になり、および上記身体部位の位置決め後、上記ディテクタ組立体を上記露出容積の照射を意図する位置へ戻す方法。

【請求項 12】

請求項 11 の方法であって、更に、上記ディテクタ組立体を上記露出容積から、上記コリメータおよび上記ディテクタの両方が取付けてある走査アームに沿う方向に引離す工程を含む方法。 40

【請求項 13】

請求項 1 による X 線装置に於いて、上記露出容積中の場所を通る異なる X 線ビームの角度間隔が、上記 X 線源から見て、上記コリメータのスリット間の角度より大きい装置。

【請求項 14】

請求項 13 による X 線装置に於いて、上記ディテクタから上記 X 線源までの距離が可変であり、および上記距離の変化が上記 X 線源から見たコリメータスリット間の角度を増減するように、上記露出容積の照射中に二つ以上の距離が使える装置。

【請求項 15】

請求項 13 による X 線装置であって、較正のための手段を含み、そこでグレイ・レベルを較正するために、上記 X 線源を通る回転軸周りの回転である走査運動を使って画像を最 50

初に取得する装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 による X 線装置に於いて、一つ以上の既知の対象物を走査しある実測データと、形状寸法および X 線減衰のような、基本的物理学理論との関係から生じる等式から較正係数を求ることによって上記取得構造を較正する装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 3 による X 線装置に於いて、上記ディテクタが走査アームに取付けてあり、且つ照射準備中または前に、上記走査アームに沿う方向に、患者から引離せる装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 3 による X 線装置に於いて、上記コリメータおよび上記 X 線源が、患者の位置 10 決め前に、この患者から引離せる共通の実体上に取付けてあり、および上記実体が照射前に上記患者の方へ戻る装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、X 線撮像に於ける、特に三次元撮像、および更にとりわけトモシンセシスの方法および装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

トモシンセシスは、X 線を使って人体部位、例えば女性の乳房、または対象物の三次元 20 画像を創るために使う。現在、トモシンセシス・マンモグラフィは、研究目的にしか使えない。

【0 0 0 3】

トモシンセシスは、本質的にコンピュータ断層撮影または CT の限定形である。通常、フラットパネルディテクタおよび、各投影画像に対して特有の位置へ回転した、管状 X 線源を備える改良した X 線システムを使って幾つかの、例えば 5 または 30 の、投影画像を得る。各投影画像は、本質的に被検査対象物の従来の 2 次元デジタル X 線画像である。次にこの乳房の厚さ約 2・3 ミリを表す断面または“スライス”画像を作るために特殊目的のソフトウェアを使ってこれらの投影画像を結合する。これらのスライスを矢継早に見ることは、この乳房の内部構造の立体画像をもたらす。

【0 0 0 4】

高品質の画像を得、画像取得を速めおよび放射線量を低く（ほぼ従来の X 線撮像に等しく）保つためには、この取得プロセスの注意深い最適化が必要である。スクリーニング・マンモグラフィでは、人間工学、患者位置決めの容易性および作業の流れの速度に関する特別な要件もある。例えば、被検査対象物に目が届いて幾つかの方向から見えるように、開いた構造が有利である。その様な理由から、CT は、トモシンセシスに取って代れない。

【0 0 0 5】

E P 1 4 2 8 4 7 3 は、対象物の三次元画像を形成するためのトモシンセシスシステム 40 を開示する。このシステムは、この対象物を扇形状の複数の位置からの X 線ビームで照射するようにした X 線源、この対象物を透過した X 線を検出するためにこの X 線源に対して配置した X 線ディテクタ、およびこのディテクタが検出した X 線に基づいてこの対象物の三次元画像を創成するようにしたプロセッサを含む。このディテクタは、この対象物に対して動くようになっておりおよび / またはこの X 線源は、X 線ビームが非円弧形状経路を辿るようおよび / または X 線ビームの中心がこの扇形の異なる X 線源位置からこのディテクタ上の本質的に同じ位置に当るように、対象物を X 線ビームで照射するようになっている。

【0 0 0 6】

U S 6 , 6 5 2 , 1 4 2 は、種々の位置で X 線源の位置を計算するために一組のマーカを使って、その様なトモシンセシスシステムを形状寸法に関して較正できる方法を開示す

10

20

30

40

50

る。

【0007】

図1および図2は、デジタルマンモグラフィ用の従来の2次元投影画像を得るために先行技術の多重スリットX線スキャナを示す。患者を細いX線ビームの束で照射し、その各々を対応するラインディテクタで検出する。各ビームは、断面が矩形で、典型的に幅4cmおよび前後50μmである。これらの細いビームは、スリットと称する幾つかの狭い線形開口のある金属板であるコリメータ120にX線を通すことによって創る。各スリットに対し、対応する一つのラインディテクタがあり、次にそれは画素ディテクタのシリコンアレイである。これらのラインディテクタは、事実上患者の同じ領域を走査するように配置しており、冗長情報をもたらし、ノイズ低減を可能にする。図1では、ラインディテクタがディテクタ組立体150に取付けてある。圧迫板140を使って照射すべき乳房を圧迫する。ここで参考文献として援用する、WO02065209は、位置決め、即ち、患者の乳房を挿入するときの行為中の人間工学に関する特徴を開示する。この多重スリットコリメータをX線源の方へ持上げ、それで操作員（看護士）が広範囲の方向から観察し且つ接触できる。10

【0008】

US2005008124およびWO05002443は、多重スリット走査を使って対象物のトモシンセシスデータを得るために装置に関する。従来のトモシンセシスシステムと比較してのその主な利点は、多重投影画像を同時に取得する能力である。それは、対称軸周りに中心がある放射線を出す放射線源；多数のラインディテクタを含み、その各々がこのラインディテクタに入るために複数の異なる角度のそれぞれの一つで伝播する放射線の束を可能にするためにこの発散放射線源の方へ向けられている放射線ディテクタ；この対象物を収容するためにこの発散放射線源と放射線ディテクタの間でこの放射線経路に配置してある露出領域；並びに多数のラインディテクタの各々が複数の異なる角度のそれぞれの一つでこの対象物を透過するときの放射線の複数のライン画像を記録する様になっているが、この放射線源および放射線ディテクタをこの対象物に対して本質的に対称軸と直交する方向に本質的に線形に動かすための装置を含む。20

【0009】

US6,341,156によれば、X線診断装置を、患者位置決めテーブル、この患者位置決めテーブルの片側にX線ビームを出すX線源、このX線ビームを捕捉するためにおよびデジタル画像を作るためにこの患者位置決めテーブルの反対側に配置したX線ディテクタ、このX線源を動かすための装置、このX線ディテクタを移動するための装置、および検査対象の特定の縦スライスにある詳細だけを鮮明に結像するようにデジタル画像を重ねさせるための装置を使い、このX線ディテクタを移動方向に対してある角度で回転するトモシンセシスまたは断層撮影用に提供する。30

【0010】

US2005/0113681に、患者の乳房のトモシンセシス画像を作るための方法およびシステムが開示してある。圧迫パドルと乳房プラットフォームの間に固定し且つ圧迫した乳房を通してX線を出すX線源がデジタルX線レセプタパネルに画像を形成する。このX線源とレセプタが固定した乳房に対して動くとき多重X線画像を撮影する。一つの好適実施例で、このX線源は、-15度から+15度まで移動する。この線源は、乳房の周りを円弧状に移動することができ、一方レセプタは、平行なままで乳房プラットフォームから同じ距離で直線的に移動する。異なる角度で撮ったX線画像データのセットを組合させて、単独または従来のマンモグラムの補助物として、異なるフォーマットで見られるトモシンセシス画像を形成する。この回転軸は、検査領域にある。40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明の目的は、使用するX線量が少なくてより良く且つより正確な画像を創成する、トモシンセシス検査を行うための新規なX線装置を提供しおよび画像取得時間を短縮する50

ことである。

【発明の効果】

【0012】

この発明は、多重スリット走査および新規な非線形回転走査運動に基づく。線形経路多重スリット走査、例えば、WO 05002443と比べた主な利点は、ディテクタ幅、X線源とディテクタの間の距離および与えられた走査回数の与えられた組合せに対して画像品質が良いことである。この回転走査運動のために、投影角、即ち、物点を通過する線間の角度の範囲を実質的に拡げ、従って3D解像度を実質的に良くすることが可能である。

その代りとして、この発明は狭いディテクタ組立体を可能にする。狭いディテクタ組立体は、以下の利点を持つ傾向がある：

- ・ 最初のスリットと最後のスリットが与えられた物点を通過する間の時間が短いために、運動ぶれ／アーチファクトのリスクが小さい、
- ・ 被照射領域の小さい部分が全てのスリットラインからは放射線を受けないので、線量曲線が良くおよび画像境界の輪郭がはっきりする、
- ・ 機械が小さく、患者位置決めが容易、
- ・ 製造するのが安価で、その重量が小さく、それが今度はディテクタを動かす機構の剛性を低くても良くし、それで軽量の連鎖および低コストを可能にする、
- ・ 2D画像を得るのに良く適し、それは、2Dおよび3Dの両画像を得られるコンボ・システムでの利点である、
- ・ X線ビームの束の発散性が低く、それがヒール効果を減らすのを助けるかも知れず且つ異なるスリットに対する放射線間の差を小さくする。

【0013】

その上、多重スリット走査は、フラットパネルディテクタと比較して以下の利点を持つ傾向がある：

- ・ 多重角の投影画像を並列に取得し、従って取得時間が実質的に短く、それは運動ぶれが少ないことを意味する、
- ・ 放射線量が少ない、
- ・ 散乱放射線が少ない、
- ・ 検出量子効率がよい、即ち、光子吸収がよい、
- ・ 製造が単純且つ比較的安価、
- ・ 多くのスリットが事実上同じ領域を走査すれば、冗長である。

【課題を解決するための手段】

【0014】

これらの理由から、三次元撮像用のおよび特にトモシンセシス検査用のX線装置を提供する。この装置は、X線源、ディテクタ組立体、コリメータおよび上記コリメータと上記ディテクタ組立体の間に配置してある露出領域を含む。このコリメータは、多重スリットコリメータで、その出力はX線の束である。このX線源、コリメータおよびディテクタ組立体は、直列に（このX線経路に関して）およびこの露出領域に対しておよび少なくとも一部回転軸周りに変位するように配置してある。このX線源、コリメータおよびディテクタ組立体は、直列に配置してありおよび、このディテクタ組立体が上記回転軸と上記X線源の間にあるような位置に配置した回転軸周りに回転する。これは、ディテクタが結像対象物周りの円弧を動く、コンピュータ・トモグラフィ（CT）の主流に反する。このディテクタ、コリメータおよびX線源の変位を以後走査運動と称する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

このディテクタ組立体の幅は、像界の幅より実質的に狭いのが好ましい。像界の全体は、ディテクタを動かすことによってカバーする。適切な回転運動は、走査アームの角度を、図4およびこの本文の他の部分で説明するように、コリメータのスリット間の角度に加えるという利点を有する。この露出領域、または体積は、第1点から第2点までの延長部

10

20

30

40

50

を持つことができる。この走査運動は、実質的に連続変位であり、それによって上記露出領域を上記第1点から上記第2点まで実質的に連続的に照射するようにX線源を構成する。このディテクタ組立体は、本質的な連続放射線を受け、トモシンセシスデータに変換するために、デジタルでサンプリングしてあるが、実質的に連続信号による処理ユニットを提供する。

【0016】

この走査運動および照射が連続であり、この走査運動が完全に回転軸周りであり、および上記回転軸が、X線源から見て、このディテクタの反対側にあるのが最も好ましい。

【0017】

このコリメータは、多数の、スリットとも称する、狭い開口を含むのが好ましい。このスリット幅は、大まかに画素サイズに等しい。このコリメータの各開口を通る放射線は、一時に一つの投影画像を作る。これらのスリット開口は、X線源に関して、複数のスリットが実質的に同じ対象物領域を直列に走査し、それで複数の投影画像を同時に作るように配置してある。各投影画像は、被照射対象物に関して特有の角度を有する。更に具体的には、各ビームの角度がこの対象物の与えられた点に対して特有であるが、それは、異なる点間であってもよい。

【実施例】

【0018】

以下に、添付の図面を参照して非限定的方法でこの発明を説明する。

以下の説明で、同一参照記号は、図面全体を通じて同じ部品を指す。

【0019】

図3aおよび図3bは、この発明によるX線装置の一部を示し、それは走査アーム195を含み、その一端にX線源110、および上記線源から離間してコリメータ120およびディテクタ組立体150が取付けてある。圧迫板を140でおよび女性の乳房のような、検査対象を170で表示する。

【0020】

図3aの実施例では、回転中心190がX線源110と反対の走査アーム195の他端およびディテクタ組立体150の下に、このX線源に関して走査アームの反対側に配置してある。このディテクタ組立体150は、二次元用途で使えるのと同じ種類であるのが好ましい。ディテクタ組立体150の幅は、実質的に像界より小さいが、全像界を走査運動によってカバーする。この回転の利点は、走査中に対象の一点を通過する放射線の角度を研究すれば理解できる。この走査アームの角度を放射線源から測定したスリット間の角度に加える。更に具体的には、この角度は、スリット間の角度と走査アーム195（およびX線源110）回転の角度の和である。二つのビームが同じ点に同時におよび走査アームがある角度回転する間の時間に当ることはない。図3aで、検査領域の下の回転軸は、角度範囲を増大し、それによって3次元情報を豊富にする。この発明は、回転軸が検査領域の上にあって減算のために投影角を小さくする、劣位代案と比較することができる。従来のファンビームCT参照。もう一つの比較は、角度を増大も減少もしない、既に述べた直線運動である。この3D再構成は、同じ像点を通る放射線角度の範囲が大きいために、垂直解像度を良くする。

【0021】

図4は、先の段落で述べたような角度加算、即ち、投影角が走査運動回転とコリメータのスリット角度の和であることを示す。170は、検査容積中の任意に選択した点対象物位置を表し、181および182は、このコリメータ（図示せず）の最初と最後のスリットを通るX線ビームを表し並びに151および152は、対応するラインディテクタ表す。X線源110、ビームおよびディテクタを含む実体を回転軸190周りに回転することができる。この実体を走査運動の二つの異なる点で示す。一つの位置では、第1ビーム181が対象物位置170に当り、他の位置では、他のビーム182がこの対象物位置170に当る。が上記二つの位置の間の回転角を表す。両位置で、ビーム181と182の間の角度は等しく、且つで表す。言換えれば、は、X線源から見たスリット間の角度

10

20

30

40

50

を表す。このビームが異なる瞬間にこの対象物に当るので、この回転角がビームの角度に加えられる。この図に示すように、投影角の差は $\theta_1 - \theta_2$ である。言換えれば、この回転角がスリット間の角度に加えられる。

【 0 0 2 2 】

純粹の回転が角度加算を得る唯一の手段ではない。この回転を、この発明の範囲から逸脱することなく、直線運動または曲線に沿う運動と組合わせることができる。この X 線源を投影角が増加する方向に回転する、非純粹回転の多くの可能な実施例がある。例えば、この回転軸が動きまたはこのシステムが二つの直線または曲線トラックに沿って摺動しても良く、その場合、この上トラックは下トラックより速く動き、または上トラックが水平でディテクタの下の点が垂直トラックに沿って動く。その様な解決策は全て、コリメータの実体および X 線源が曲線に沿って動き、一方ではこの実体も回転することで同じである。この回転は、この実体を撮影対象物の周りに回転したかのように同方向であるが、この回転速度は遅い。純粹回転は、他の既知の解決策が全て生産するのにより高価であるので、最良の選択である。その上、この運動方向がそれらの平坦面に沿わないので、非純粹回転は、ディテクタ組立体およびコリメータの周りに余分のスペースを要する（即ち、コリメータが本質的に薄い板であり、それがその表面に沿う方向に動くならば、それは実質的に如何なる体積も押しのけない）。X 線源の焦点スポットのサイズのために、画像品質が撮像体積近くのコリメータから利益を得るので、スペースは重要である。この焦点スポットは、X 線源の外に配置しても良い。

【 0 0 2 3 】

回転軸という語は、運動、即ち、回転中心を説明するために数学の意味で使う。回転軸をこの回転軸に沿う機械的部品、例えば、転がり軸受を使って実施するのが好ましいが、この発明の範囲から逸脱することなく、この回転軸近くに何も機械的部品なしに回転軸を実施することもできる。

【 0 0 2 4 】

三次元（3D）撮像が決して完全には二次元（2D）撮像に取って代らないだろうから、この発明の一態様は、2D用の余分な走査運動を使って、3Dと2Dの両方の画像を取得できるコンボ X 線装置である。それは、3D情報を取得するとき多くの放射線を浪費してその後に廃棄するので、画像品質の低下または放射線量の増加に繋がるだろうから、完全 3D 画像を取得するための代案ではなく、コンピュータに情報を要約して 2D 画像にさせる。フーリエ変換およびフーリエスライス定理参照。

【 0 0 2 5 】

2D および 3D の両撮像に対して高性能を示すために、この発明は、走査運動の二つの有利得る回転中心 190 の間を切り替えることができる。図 3 a は、3D 撮像に関し、このディテクタは、角度加算を行うためにこの本文の他の場所で説明したように配置すべきである。図 3 b は、2D 撮像に関し、この回転軸は、丁度図 2 の 2D の X 線撮像用従来の装置のように、放射線源を通るべきである。回転中心を切替えるとき、圧迫板 140 も切替えるか、またはひっくり返して走査運動の曲線により良く追随する。このコンボ装置を 3D モードから 2D モードへ転換するもう一つの態様は、X 線源からコリメータおよびディテクタまでの距離を調整することであり、ディテクタと 2D および 3D 両撮像用の X 線源の間の最適距離を得るために、このコリメータ、ディテクタ、および / または X 線源を走査アームに沿って調整できる。高 X 線束およびスリット間の大きい角度を得るために、短い距離が 3D 撮像で有利である。本発明は、ディテクタおよびコリメータが患者 170 を圧迫板 140 の間に位置決めするための障害物であるリスクを軽減するので、鮮明な画像を得、および患者の位置決めを単純にするためには、長い距離が 3D 撮像で有利である。

【 0 0 2 6 】

一実施例で、この複式回転軸は、二つの固定回転軸を使って実施し、その場合、2D 画像を撮るか 3D 画像を撮るかに依って、一時に一軸しか使わない。使わない軸は、外す。走査運動用の同じ制御および駆動ユニットをこのコンボ装置の 2D モードと 3D モードの

10

20

30

40

50

両方で使え、それでコストおよびスペースを低減する。

【0027】

丁度従来の2Dスリット走査システム(図1および図2)のように、この新規な3Dトモシンセシス・スキナは、較正する必要がある。較正は、本質的に画像再構成中にソフトウェアで適用する、補正用に使う一組の測定値である。以下の較正を行うべきである：

- ・ 画素領域および回転軸の位置で測定した、コリメータスリット間の距離およびディテクタラインの相対位置決めに関する、スキナ形状寸法、
- ・ 画素領域および回転軸の位置で測定した一部光子エネルギーの閾値およびコリメータスリットの幅に依る、各ディテクタラインの各個別チャンネルのグレイ・レベル。

【0028】

このグレイ・レベルは、一組の異なる厚さの被照射対象物または患者乳房に対して較正すべきである。一つの理由は、ビーム硬化を補正すること、即ち、X線光子エネルギーの混合スペクトルのために、均質対象物を通る非単色X線ビームの強度がこの対象物厚さに関する完全指数曲線通りに落ちないことである。ビーム硬化は、検出した強度の対数が均質対象物の厚さに関して線形であると仮定する、3D再構成アルゴリズムの問題である。従って、グレイ・レベルを厚さに関する完全指数曲線に写像しても良いが、どんな既知の曲線も中間結果には十分である。好適実施例では、この曲線が本質的に対数で、それが補正した画像の強度を対象物厚さに関して線形にし、従って較正データの線形補間を正当化する。

【0029】

この新規な多重スリットスキナが2Dモードで、即ち、X線源の周りに回転して、作動するとき、大抵の較正を先行技術通りに実行することができる。従来の2Dルーチンを使ってグレイ・レベル並びにラインディテクタおよびスリットの位置を較正することができる。3Dモードに切替えてから、既知、または半既知、の対象物を走査し、エッジの座標を見付けるかまたは画像レジストレーションの何れかのアルゴリズムを使うことによって、各投影画像の対応する相対座標を見付けることによって回転軸を較正することができる。長いエッジは、小さいマーカより多くの統計量を含む傾向があるが、このエッジに垂直な、一方の位置を測定するためには單一エッジしか使えない。従って、異なる方位の複数のエッジを組合わせるべきである。基本的幾何学関係に基づく、多数の等式が生じ、これらの等式を解く。最も正確には、未知数よりずっと多くの等式を使い、これらの過剰規定等式システムを最小二乗感覚で解く。

【0030】

この較正は、2Dモードからの助けなしに較正するときより巧妙である。このX線源を通らない走査運動だけを使って較正しなければならない。既知または半既知の対象物の投影画像を整合するとき生じる等式に更に多くの未知数がある。これらの余分な未知数は多く：各ディテクタチャンネルのグレイ・レベル並びにディテクタラインおよびスリットの相対位置である。コンピュータが重い数値最適化アルゴリズムを処理するか、または一連の特別ファントムを使い、それが他のパラメータに依存せずに幾つかのパラメータを較正することを可能にする。グレイ・レベルの較正は、このX線に垂直に挿入した、PMM Aまたは他のプラスチックで作った一組の長い円筒形ファントムを使うことによって単純化でき、それによってこの円形断面のために全ての投影画像が同じグレイ・レベル分布を得る。このグレイ・レベル分布は、この円筒をX線と垂直に挿入したという仮定の下で入射角とは無関係で、それで全ての投影画像が同じグレイ・レベルになる。走査方向に垂直なグレイ・レベルの滑らかな変動は画像品質を損ないので、真直円筒がこの検査領域の前部および後部でX線に垂直になり得ないという事実を無視する。もし、この円筒を低い精度で挿入したならば、その様な変動も考慮に入れることができる。もう一つの可能性は、異なる厚さのPMM A板を使用して、入射X線がこの板と直交する場合、このX線がこの板を垂直に通過する場所でピーク強度を見付けることである。

【0031】

このPMM A円筒のエッジもコリメータスリットと回転中心の間の距離を較正するため

10

20

30

40

50

に使うことができる。これらのスリットに沿うディテクタ位置の式を得るために、走査することおよびエッジが走査方向と平行な、または少なくとも走査方向に垂直でない、余分なファントムが必要である。

【0032】

典型的実施例では、回転中心と検査領域の間の距離を選ぶときトレードオフがある。小さい半径は角度範囲に高い影響を与えるが、短い半径は、像界湾曲のような、幾つかの欠点を生じる。非常に狭いディテクタは、散乱を増加する（尤もこの散乱は、フラットパネル・ディテクタおよび従来のフィルムスクリーン・マンモグラフィに比べてまだ非常に少ない）。この発明の典型的実施例では、用途によって、この形状寸法を、投影角がスリット間の角度の二倍または三倍になるように選択する。

10

【0033】

人間工学的理由および患者170の位置決め動作のために、この発明の二つの異なる実施例は、撮像部品をこの位置決め動作中に患者から更に離して置くこと、即ち、患者の乳房を適当な位置に置くことを可能にする。この装置の操作員は、患者を位置決めしながら異なる角度から見て触れることができる。コリメータを動かすことは、先に述べたように、既に開示してあるが、ディテクタを動かすことは本発明の一態様であり、そこでは走査アーム195がディテクタを越えて伸び、ディテクタが患者の乳房の上にあるように、逆さまに回転するより利点がある。

【0034】

図6aないし図6dは、コリメータおよびディテクタを走査アーム195に沿って回転できる実施例を示す。一つの理由は、2D用より3D用により発散的なX線ビーム束を使うことである。しかし、最も重要なことは、圧迫板140間の照射患者または対象物170の位置決めの人間工学または容易さである。多くの診療所または検査機関は、2Dマンモグラフィ用の作業の流れが非常に速く、それで患者の乳房を位置決めするときコリメータまたはディテクタが看護士の手の障害物にならないことが重要である。経験によれば、低いX線管が2D撮像で患者の頭の障害物になり得ることも示す。

20

【0035】

図6aは、3D画像取得中の位置を示す。図6bは、3D取得を準備するときにコリメータおよびディテクタを所定の位置から離せることを示す。図6cは、2D取得を準備するとき、圧迫板が2D用の回転中心の周りに湾曲していることを除いて、同じ位置を使えることを示す。図6dは、2D画像の取得中にコリメータを下げるなどを示す。

30

【0036】

人間工学的理由のために、このX線装置は、逆さまにまたは他の任意の角度に配置することができる。図5aおよび図5bは、X線源110が主流2Dマンモグラフィシステムのように上からではなく検査領域の下の位置から放射するX線装置100を概略的に示す。この実施例は、人間工学および患者の位置決めに関して利点を有する。この患者の頭の位置は、X線管から遠く且つ像界がこの患者の乳房に対して反対方向に湾曲している。従来の2Dマンモグラフィでは、ガントリを45~60度傾斜して撮像するのが普通であり、幾つかの2Dシステムは、検査の種類に基づいて、コンピュータによって自動的に回動する。先行技術の2Dシステムと全く同様に、この発明の3Dシステムの好適実施例は、内部または外部コンピュータシステムに従って、実行すべき検査の種類に基づいて、所定の角度に自動的に回動しても良い。

40

【0037】

図5bも、3D撮像のための容易な配置のもう一つの実施例を示す。3D検査のための位置決め中、ディテクタ150、コリメータ120および管110を患者から引離すことができる。図5bは、走査アーム、ディテクタ、コリメータおよび管を含む実体を直線トラックに沿って引離すことを提案する。別の実施例では、この実体を回転軸の周りに回転して離す。圧迫板140は、この患者を位置決めするために必要があるので、動かさない。

【0038】

50

典型的実施例では、外部または内部に配置した、コンピュータを3D画像再構成のために使っても良い。このコンピュータは、従来のコンピュータと事によると画像構成アルゴリズムを実行する特別な計算用ハードウェアの組合せでも良い。周知のアルゴリズムの中には、特に設計したフィルタによるフィルタ補正逆投影、並びにEM、最小二乗およびラングおよびフェスラーが提案するML最適化のような、反復アルゴリズムがある。

【0039】

この発明は、一回走査機械に限定されない。二または複数の投影画像を得るために二回以上の走査を行うことが可能である。

上に言及しおよび説明した実施例は、例として挙げたに過ぎず、本発明を限定すべきでない。以下に記載する特許請求の範囲で請求するこの発明の範囲内の他の解決策、使用法、目的、および機能は、当業者に明白な筈である。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】先行技術によるX線装置の概略図である。

【図2】先行技術によるX線装置の概略図である。

【図3】本発明によるX線装置の一部、および二つの動作モードの概略図で、従属図3aおよび3bは、それぞれ、三次元撮像および二次元撮像用のモードを示す。

【図4】本発明の幾何学的関係、特に投影角、の説明図である。

【図5】本発明の人間工学のための特徴の説明図で、特に従属図5aは、準備状態の装置を示し、および従属図5bは、照射中の状態の装置を示す。

【図6】本発明の人間工学のための特徴および異なる動作モードの説明図で、特に従属図6aおよび6bは、それぞれ、照射および準備状態中の三次元撮像モードを示し、並びに従属図6cおよび6dは、それぞれ、準備および照射状態中の二次元撮像モードを示す。

10

20

【図1】

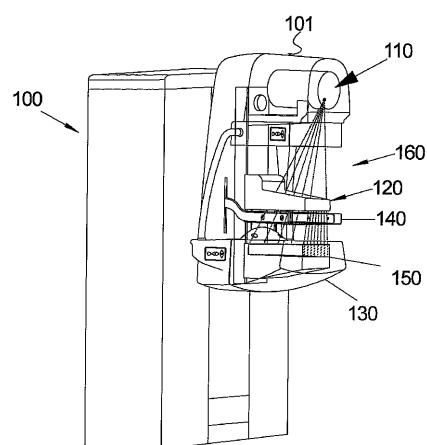


Fig. 1

【図2】

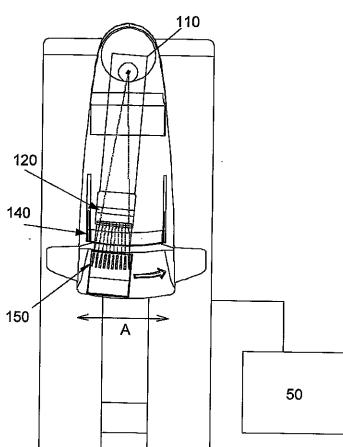


Fig. 2

【図3】

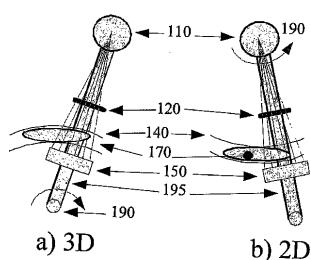


Fig. 3

【図4】

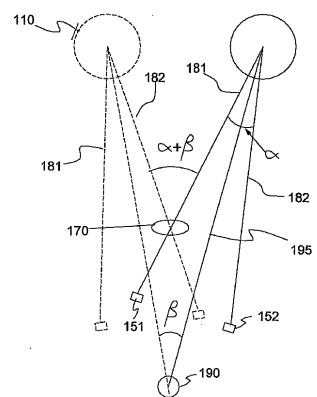


Fig. 4

【図5】

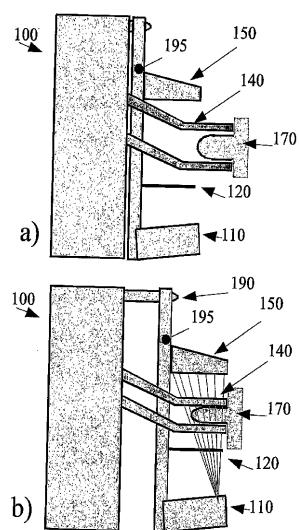


Fig. 5

【図6】

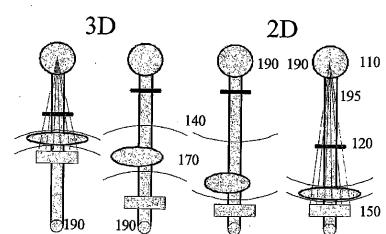


Fig. 6

フロントページの続き

(74)代理人 100087217
弁理士 吉田 裕
(74)代理人 100072822
弁理士 森 徹
(72)発明者 ヒエルン、トールビヨーン
スウェーデン国、バクスホルム、エベルビー 5
(72)発明者 ダニエルソン、マツィ
スウェーデン国、テビー、レスベーゲン 12
(72)発明者 ヘメンドルフ、マグヌス
スウェーデン国、オールスタ、デレンスペーゲン 37

審査官 九鬼 一慶

(56)参考文献 特開平10-295680(JP,A)
特表2007-521911(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 61 B 6 / 02