

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4401752号  
(P4401752)

(45) 発行日 平成22年1月20日 (2010. 1. 20)

(24) 登録日 平成21年11月6日 (2009. 11. 6)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/00 (2006. 01)

A 6 1 B 6/00 3 0 0 D

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-398741 (P2003-398741)  
 (22) 出願日 平成15年11月28日 (2003. 11. 28)  
 (65) 公開番号 特開2004-181239 (P2004-181239A)  
 (43) 公開日 平成16年7月2日 (2004. 7. 2)  
 審査請求日 平成18年11月24日 (2006. 11. 24)  
 (31) 優先権主張番号 10/307, 131  
 (32) 優先日 平成14年11月29日 (2002. 11. 29)  
 (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・53  
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ  
 ユー・ブルバード・ダブリュー・710  
 ・3000  
 (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】 様々な線源－画像間距離におけるX線源と検出器とを位置合わせさせる方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療用イメージングシステムにおいて、該システム 10 での機械的又は物理的位置ずれに起因するばらつきを考慮するために検出器 (22) に対する線源 (12) の位置合わせを較正する方法であって、前記方法が、

既知の線源 - 画像間距離での前記線源 (12) 及び前記検出器 (22) の各々における基準位置を求め、

前記線源 (12) を第2の線源 - 画像間距離の位置 (55) まで移動させ、

前記第2の線源 - 画像間距離の位置 (55) での前記線源 (12) の予想位置と、該線源 (12) の実際の位置とのオフセット量を求め、

動作中に、前記第2の線源 - 画像間距離の位置 (55) で前記オフセット量に等しい距離だけ前記線源 (12) を移動させて、該線源 (12) と前記検出器 (22) とを位置合わせする、

各段階を含む方法。

【請求項 2】

デジタルX線撮影システムにおける線源 (12) と検出器 (22) とを較正する方法であって、前記方法が、

第1の線源 - 画像間距離の位置 (53) を選択し、

前記線源 (12) と前記検出器 (22) との位置合わせを較正し、縦、横、垂直方向の少なくともひとつにおける基準位置を前記線源 (12) と前記検出器 (22) の各々につい

て求め、

前記基準位置を格納し、

前記線源（１２）を少なくとも第２の線源 - 画像間距離の位置（５５）まで移動させ、

前記第２の線源 - 画像間距離の位置（５５）での前記線源（１２）と前記検出器（２２）との位置ずれからオフセット量を決定し、

前記第１の線源 - 画像間距離の位置（５３）と前記第２の線源 - 画像間距離の位置（５５）の間の位置で、前記線源（１２）を前記検出器（２２）に位置合わせするための前記線源（１２）の移動量を前記オフセット量に基づいて計算し、

動作中、前記間の位置で、前記位置合わせするための前記線源（１２）の移動量だけ前記線源（１２）を移動させて、該線源（１２）と前記検出器（２２）とを位置合わせする、各段階を含む方法。

10

【請求項３】

前記線源（１２）はＸ線室の天井に設けられたレールに取り付けられており、

第１の線源 - 画像間距離の位置（５３）と前記第２の線源 - 画像間距離の位置（５５）の間の各位置で適用されるべきオフセット量が直線補間法により求められ、

前記検出器（２２）の位置を少なくとも一つの方角で調整する段階をさらに含む請求項２に記載の方法。

【請求項４】

前記オフセット量が、較正工程中に求められることを特徴とする請求項１乃至３のいずれかに記載の方法。

20

【請求項５】

前記オフセット量が、前記システム（１０）のリアルタイム動作中に求められることを特徴とする、請求項１乃至３のいずれかに記載の方法。

【請求項６】

デジタルＸ線撮影イメージングシステム（１０）を較正する方法であって、前記方法が、

（ａ）既知の第１の線源 - 画像間距離の位置（５３）で定位置を較正する段階と、

（ｂ）前記線源（１２）を第２の線源 - 画像間距離の位置（５５）に移動させる段階と、

（ｃ）前記線源（１２）を前記検出器（２２）に配向する段階と、

（ｄ）前記線源（１２）を前記検出器（２２）と位置合わせする位置合わせ位置まで移動させる段階と、

30

（ｅ）前記位置合わせされた位置の関数としてオフセット量を計算する段階と、

（ｆ）前記オフセット量を格納する段階と、

（ｇ）前記段階（ｃ）から段階（ｆ）を繰り返し、前記デジタルＸ線撮影システム（１０）のオフセット量のマップを作成する段階と、

を含む方法。

【請求項７】

動作中、前期オフセット量を現在位置に相関付けて、該オフセット量を読み出し、前記線源（１２）を移動させて前記現在位置で前記検出器（２２）と位置合わせさせる段階をさらに含む請求項６に記載の方法。

【請求項８】

40

（ｈ）動作中、現在の線源 - 画像間距離を求める段階と、

（ｉ）前記現在の線源 - 画像間距離の前後の位置で第１及び第２のオフセット量を求める段階と、

（ｊ）前記現在の線源 - 画像間距離でオフセット量を得るために補間する段階と、

をさらに含む請求項６に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

50

本発明は、一般にデジタルイメージングシステムに関し、より具体的には、検査室の寸法、取り付け構造、又は機械的接続の変動に関係なく、デジタルイメージングシステムにおいて放射線源をデジタル検出器に対して中心に置くためのオフセット量を決定するシステム及び設定手順に関する。

【背景技術】

【0002】

デジタルX線撮影イメージングシステムのようなX線システムは、X線管又はX線源と検出器とを含む。線源は、検査室の壁や天井などの取り付け構造に移動自在に取り付けられ、検出器は水平なテーブル又は垂直なスタンドに備えられる。通常、検出器の取り付け構造もまた、少なくとも一方向で移動自在である。

10

【0003】

通常の設定では、線源はX線室の天井に設けられたレールに取り付けられ、検出器又はデジタルウォールスタンドは部屋の壁に接して位置付けられたスタンドに備えられる。線源は縦、横、垂直方向で移動自在であり、また多くの角度位置に回転自在に移動することもできる。また、検出器も通常は横方向と垂直方向で移動自在である。様々な位置が可能であるため、医療用イメージングシステムは、起動時に、既知の線源 - 画像間距離 (SID) において検出器の横及び垂直の中心への線源の誘導をフィードバックに基づいて求めることができるように較正される。

【0004】

デジタルX線撮影イメージングシステムなどの従来技術の典型的なデジタルイメージングシステムの設置及び設定手順は、複雑で且つ時間を要するものである。顧客の画質及び一貫性の要件、並びに様々な規制及び安全基準を満たすためには、一般にこの手順では、検出器の中心に対して線源を横方向の中心に合わせるための固定された設置点を含む様々な定数を決定すること、X線源とX線検出器との間の分離距離を設定し、この分離距離の正確な読み取り値が得られるようにシステムを較正するための固定設定点 (あるいは移動止め位置) を確立することが必要である。線源 - 画像間距離 (SID) と呼ばれるこの分離距離の決定及び確立は、イメージングシステムが診断に使用される際にX線領域のサイズを適切に制御するのに役立つ。さらに、多くの規制要件は、SIDがシステムのオペレータ又は使用者に対して一定の正確さのレベルで明瞭に表示される必要があることを定めている。

20

30

【0005】

最近では、検出器の横方向及び垂直方向の中央点を自動的に確立する方法が開発されている。これにより多数の「困難な」停止や移動止めの位置を必要とすることがなくなり、むしろ検出器に対する線源の移動に自由度を持たせることで、従来技術の方法を改善することができる。

【0006】

これらの較正の各方法は、機械接続や取り付け位置が一直線である場合には、完全に条件を満たすものであるが、それぞれに凹凸がある場合が多い。したがって、線源が較正された位置から較正されていない位置へ移動されると、予測位置と装置の実際の位置との間にオフセット量が生じる可能性がある。例えば、検査室において、床と天井の相対距離は部屋全体で異なるものである。したがって、X線源又は検出器のいずれかが、たとえ一直線であるように移動しても、線源は検出器と位置ずれを生じるようになり、その結果、撮像領域が患者に適切に位置付けられていない画像となる。この場合、得られた画像は位置付けが不正確で、又は切れている場合があり、撮像されようとしていた解剖学的組織部分を失う恐れがある。

40

【特許文献1】米国特許第5982848号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

したがって、システムの線源及び検出器構成要素が再配置される場合、周囲の部屋構造

50

のばらつきを考慮する、デジタル放射線撮影や他のイメージングシステムを設置し校正するシステムを提供することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、上述の1つ又はそれ以上の欠点に対処するものである。

【0009】

例えば、医療用イメージングシステムにおいて、検出器に対する線源の位置合わせを校正して、該システムでの機械的又は物理的位置ずれに起因するばらつきを考慮する方法は、まず既知の線源 - 画像間距離での線源及び検出器の各々における基準位置を求めることを含む。次に、線源を第2の線源 - 画像間距離まで移動させる。第2の線源 - 画像間距離では、線源の予想位置と実際の位置との間でオフセット量を計算する。医療用イメージングシステムの動作中、線源をオフセット量と等しい距離だけ移動させ、ここで線源と検出器とを位置合わせする。

10

【0010】

別の態様において、デジタルX線撮影イメージングシステムの位置を校正する方法が提供される。この方法では、まず既知の第1の線源 - 画像間距離における定位置を校正する。次に線源 - 画像間距離を変更し、線源を検出器に配向し、線源を検出器と位置合わせする位置合わせ位置まで移動させる。オフセット量は位置合わせ位置の関数として計算される。オフセット量は格納され、複数の補正位置でこの手順を繰り返して、オフセット量マップが作られる。リアルタイム処理中、これらのオフセット量を用いて、線源と検出器とを位置合わせしてトリミングや位置ずれを防ぐことができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下の詳細な説明は、線源によって発生したX線ビームを検出するよう構成された、X線源及びデジタル検出器を有するデジタルX線撮影イメージングシステムを参照して行われる。しかしながら、この後述のシステム及び方法は、線源がX線スペクトル以外の放射線（例えば可視光線や赤外線など）を発生する他のタイプのデジタルイメージングシステムで実施可能であることを理解されたい。このようなイメージングシステムでは、放射線源によって発生された特定のタイプの放射線を検出するよう構成された適切なデジタル検出器が設けられる。

30

【0012】

次に、図面、特に図1及び図2を参照すると、離散的ピクセル画像データを収集し処理するイメージングシステム10の斜視図及び図表が示される。図示された実施形態では、システム10は設置及び校正手順を円滑にするデジタルX線システムであり、これによりシステム10は出力及び表示のために正確な画像データを続いて収集及び処理することができる。図1及び2に示される実施形態では、イメージングシステム10は、コリメータ組立体14を有するX放射線源12を含む。線源12は、コリメータ組立体14の開口15を通過する、全体が参照番号16で示されたX線ビームを発生するように構成されている。コリメータ14の開口15は、（例えばコリメータブレード（図示せず）の位置を調整することにより）調整可能であり、その結果X線ビーム16のサイズ（つまりビーム角度）を変更することができる。コリメータ組立体14の開口15を通過した後、X線ビーム16はデジタルX線検出器22に衝突して、該検出器により検出される。検出器22は、その表面上で受け取ったX線フォトンに低エネルギーフォトンに変換し、次いで、画像を再構成するために収集され処理される電気信号に変換する。コリメータ14を通るX線ビーム16の軌道に沿ってレーザービーム17を配向するレーザー23は、コリメータ組立体の一部として含まれており、以下で説明するように、線源12に対して検出器22を位置決め及び校正する補助として有益である。

40

【0013】

システム10は、検査室に配置される。検査室には例えば、撮像対象の患者などの被検体を位置付けるための水平患者ポジショニング装置13又はテーブルがある。水平ポジシ

50

ヨニング装置 13 は、検出器 22 をテーブルの一端から他端へ移動させるための、テーブルの並進軸（例えば、縦軸）に沿って配置された軌道を含むことができる。検出器が移動可能であることにより、患者を再配置する必要無く患者の様々な解剖学的部位を撮像することが可能となり、また、より容易に様々なサイズの患者に適應することができることから、この検出器 22 の移動はシステム 10 に柔軟性を持たせることができる。

#### 【0014】

検査室にはまた、患者などの被検体を位置付けることができる直立すなわち垂直のポジショニング装置又はウォールスタンド 25 がある。このような直立ポジショニング装置 25 は、ポジショニング装置 25 の並進軸に沿って配置された軌道 27 を含むことができ、検出器 22 が上下垂直位置の間を移動することができるようになっている。同様に、この

10

#### 【0015】

検査室にはさらに、縦、横、及び垂直方向に（並びに 2 つの角度自由度のまわりに）移動可能な X 線源 12 を含み、水平患者ポジショニング装置に接続された検出器 22 或いは垂直ポジショニング装置 25 に接続された検出器 22 によって検出可能な X 線領域を生成するよう線源 12 を位置付けることができるようになっている。例えば、線源 12 は、検査室の天井 51 又は線源 12 を支持する上部構造体に取り付けられた、軌道 31 に沿って縦方向に及び軌道 33 に沿って横方向に、さらに伸縮アーム 35 に沿って垂直に移動可能である。線源 12 は、縦方向と、縦方向に対して横方向と、及び縦方向に対して垂直方向とに移動可能である。さらに、線源 12 は角度を有して回転するように配置することができる、その結果、同じ線源が、水平ポジショニング装置 13 に接続された検出器 22 か、直立ポジショニング装置 25 に接続された検出器 22 のいずれかと連動して使用することができるようになる。

20

#### 【0016】

図 1 及び図 2 に示される実施形態では、イメージングシステム 10 はさらに線源位置センサ 18 を含み、該センサは線源 12 の縦、横、及び / 又は垂直方向の位置を表す 1 つ又は複数の電気信号を供給し、ここで線源 12 の位置を 3 つのデカルト座標において決定することができる。システム 10 はさらに、検出器位置センサ 19 を含み、該検出器位置センサは、水平ポジショニング装置 13 又は直立ポジショニング装置 25 の並進軸に対する

検出器 22 の位置を検出する。検出器 22 とともに使用されるポジショニング装置の構成と対応する運動自由度の数とに応じて、位置センサ 19 は、縦、横、垂直、回転、及び / 又は角度位置における検出器の位置を表す 1 つ又は複数の信号を供給することができる。例えば、直立ポジショニング装置 25 は通常、垂直及び角度方向に移動自在であり、したがってポジショニング装置 25 の位置は 2 つの電気信号により特徴付けることができる。他のポジショニング装置の形態では、運動可能な軸を追加することができる。位置センサ 18 及び 19 は単一のボックスで表されているが、任意の所定の実施形態で使用される実際の位置センサの数は運動が与えられる軸の数によって変化することになる。例示的な位置センサ 18 及び 19 は、光エンコーダや電位差計などの連続的な位置センサである。

さらにシステム 10 は、コリメータ組立体 14 の開口 15 のサイズや、サイズの変化を感知する位置感知変換器 21 を含む。例示的な実施形態において、このような位置感知変換器 21 は、従来のコリメータ組立体に通常備えられ、異なるサイズの開口を生成するよう調整することができる可動コリメータブレードの位置を感知することにより開口 15 のサイズを感知することができる。

30

40

#### 【0017】

線源 12 は、電源 / 制御回路 24 によって制御され、この回路は設置や設定手順並びに検査シーケンスにおける電力及び制御信号の両方を供給する。例示的な実施形態において、制御回路 24 はさらに、モータードライブ回路構成やモーターなどの位置決め及び運動制御要素を含み、線源 12 を縦軸、横軸、及び垂直軸のいずれかに沿って位置付ける。さらに図 1 に示されるように、検出器 22 は、該検出器で発生する画像信号の収集を命令す

50

る検出器制御装置 26 に接続されている。検出器制御装置 26 はまた、ダイナミックレンジの初期調整やデジタル画像データのインターリーピングなどの様々な信号処理及びフィルタ処理機能を実行することができる。検出器制御装置 26 はまた、モータードライブ回路構成やモーターなどの位置決め及び運動制御要素を含み、患者用ポジショニング装置の並進軸に沿って検出器 22 を位置付ける。

#### 【0018】

電源 / 制御回路 24 と検出器制御装置 26 の両方は、システム制御装置 28 からの信号に応答する。一般に、システム制御装置 28 は、設置及び設定手順を実行するようイメージングシステムの動作を指令し、これには線源 12 及び検出器 22 の移動及び位置決めを制御する命令信号を生成することが含まれる。システム制御装置 28 はまた、検査プロトコルを実行し、収集した画像データを処理するようにイメージングシステムの動作を指令する。ここでの場合では、システム制御装置 28 は、典型的には汎用又は特定用途向けのデジタルコンピュータに基づく信号処理回路、コンピュータによって実行されるプログラム及びルーチン並びに構成パラメータ及び画像データを格納するための付属のメモリ回路、インターフェース回路などを含む。図 2 に示される実施形態では、システム制御装置 28 (又は任意の好適な処理モジュール) は、格納された設定プログラムに従って、位置センサ 18、19 及び 21 からのフィードバック信号と検出器制御装置 26 からの画像データとを受信し、該信号及びデータを処理して検出器 22 に対する線源 12 の位置を決定し、さらに下記に記すような検査室の凹凸や機械的位置ずれによって生じるオフセット量を計算し格納する。

#### 【0019】

図 1 に示される実施形態では、システム制御装置 28 はまた、参照番号 30 で示されるディスプレイやプリンタなどの少なくとも 1 つの出力装置とリンクしている。出力装置は、標準規格又は専用のコンピュータモニター及び付属の処理回路を含むことができる。システムパラメータを出力し、設置及び設定手順を制御し、検査の設定を要求及び制御し、画像を観察するなどのために、システム内に 1 つ又はそれ以上のオペレータ・ワークステーション 32 をさらに配置することができる。一般に、システム内で提供されるディスプレイ、プリンタ、ワークステーション及び同様の装置は、物理的に検査室内に設置するようなデータ収集構成要素の場所に置くか、インターネットや仮想私設ネットワークなどの 1 つ又はそれ以上の構成可能なネットワークを介して画像収集システムとリンクさせ、施設や病院内の他の場所、又は全く別の場所など、これらの構成要素から遠隔の場所に置くことができる。例示的な実施形態において、オペレータ・ワークステーションは、インターネットやウェブベースのユーザーインターフェースを含み、これらは以下に説明するようにコンピュータ処理装置で 사용할 ことができる。

#### 【0020】

図 3 は、例示的なデジタル検出器 22 の機能構成要素を表した図である。図 3 はまた、通常は検出器制御装置 26 内に構成されることになる画像検出器制御装置すなわち IDC 34 も示している。IDC 34 は、検出器からの感知された信号の収集を指令するための、CPU 又はデジタル信号処理装置、並びにメモリ回路を含む。IDC 34 は、双方向光ファイバー導体を介して検出器 22 内で検出器制御回路 36 と結合している。これにより IDC 34 は、動作中に検出器内で画像データの命令信号を交換する。

#### 【0021】

検出器制御回路 36 は、全体を参照番号 38 で示された電源から DC 電力を受け取る。検出器制御回路 36 は、システム動作のデータ収集段階の間に信号の送信に使用する横列及び縦列ドライバに対するタイミング及び制御命令を発生させるように構成されている。したがって、回路 36 は、基準 / 調整器回路 40 に電力及び制御信号を送信し、回路 40 からデジタル画像ピクセルデータを受け取っている。

#### 【0022】

図示された例示的な実施形態において、検出器 22 は、検査中に検出器表面で受け取った X 線フォトン を低エネルギーの ( 光の ) フォトンに変換するシンチレータを含む。次い

10

20

30

40

50

で光検出器のアレイは、この光フォトン、検出器表面の個々のピクセル領域に衝突するフォトン数又は放射線の強度を表す電気信号に変換する。読み出し電子回路は、結果として得られたアナログ信号をデジタル値に変換し、これを画像の再構成に続いて、処理及び格納して、ディスプレイ 30 又はワークステーション 32 などで表示することができる。本形態では、光検出器のアレイはアモルファスシリコンの単一基板上に形成される。アレイ素子は、各素子がフォトダイオードと薄膜トランジスタからなる、横列と縦列で編成されている。各ダイオードのカソードはトランジスタのソースに接続され、全てのダイオードのアノードは負のバイアス電圧に接続されている。各横列のトランジスタのゲートは互いに接続され、横列電極はスキャン電子回路に接続されている。縦列のトランジスタのドレインは互いに接続され、各縦列電極は読み出し電子回路に接続されている。

10

#### 【0023】

一例として、図 3 に示される実施形態では、横列バス 42 は、検出器の様々な縦列からの読み出しを有効にすると共に、所望の場合には横列を無効にし、選択された横列に電荷補償電圧を印加するための複数の導体を含む。縦列バス 44 は、横列が連続して有効とされる間に縦列からの読み出しを指令するための追加の導体を含む。横列バス 42 は、一連の横列ドライバ 46 に結合され、該ドライバの各々が検出器の一連の横列を有効にするよう指令する。同様に、読み出し電子回路 48 は、検出器の全ての縦列の読み出しを指令するために縦列バス 44 に結合されている。

#### 【0024】

図示される実施形態では、横列ドライバ 46 及び読み出し電子回路 48 は、複数の区分 52 に細分することができる検出器パネル 50 に結合されている。各区分 52 は、横列ドライバ 46 の 1 つに結合され、多数の横列を含む。同様に、各縦列ドライバ 48 は、一連の縦列に結合されている。したがって上述のフォトダイオードと薄膜トランジスタの配置によって、横列 56 と縦列 58 に配列された一連のピクセル又は離散画像素子 54 が定められる。この横列と縦列は、既知の高さ 62 及び既知の幅 64 を有する画像マトリックス 60 を定める。

20

#### 【0025】

更に図 3 に示されるように、各ピクセル 54 は通常、縦列電極 68 が横列電極 70 と交差する横列と縦列の交点で定められる。上述したように薄膜トランジスタ 72 は、フォトダイオード 74 と同様に、各ピクセルにおける交差点位置に設けられる。各横列が横列ドライバ 46 により有効になると、読み出し電子回路 48 を介して各フォトダイオードからの信号にアクセスし、これを後続の処理及び画像再構成のためにデジタル信号に変換することができる。

30

#### 【0026】

イメージングシステム 10 を用いて検査シーケンスを実行することができる前に、システム 10 は、顧客の必要性、性能要件及び様々な規制基準に確実に適合するよう適切に設置及び設定される。較正手順は、線源 12 及び検出器 22 の各々の「定位置」を確定するための工程を含み、該定位置は横、縦、垂直方向の基準点を提供し、そこから軌道 31 及び従来の軸 27 及び 29 に沿った線源 12 及び検出器 22 の各々の運動を位置センサ 18 及び 19 と連動して制御及び / 又は監視することができる。

40

#### 【0027】

次に図 4 を参照すると、医療用イメージングシステム 10 を較正するためのフローチャートが示される。一般に、較正は、「定」位置すなわち基準位置をもたらす典型的な線源 - 検出器位置合わせ手順を含む。その後、下記のように、機械的接続及び / 又は医療用イメージングシステムと関連する取り付け構造の凹凸を考慮するためにオフセット量が収集される。

#### 【0028】

定位置は既知の第 1 の線源 - 画像間距離 (SID) (通常 100 cm の位置) において定められる。この初期較正手順は制御装置 28 に、検出器 22 における少なくとも横中心及び垂直中心較正点を与える。垂直及び横中心点は、線源 12 に関連する位置センサ 18

50

と検出器 2 2 に関連する位置センサ 1 9 からのフィードバック信号と連動して用いて、動作中に検出器 2 2 の中心に X 線ビーム 1 6 を集中させる。初期較正完了後、線源 1 2 と検出器 2 2 との間の距離が変化し、また検出器 2 2 の高さも変化する可能性がある。第 2 の位置で、線源 1 2 と検出器 2 2 が位置ずれしている場合には、オフセット量が求められる。オフセット量は、下記のように、垂直方向におけるものとして示されるが、横方向及び縦方向のオフセット量もまた求められる。この手順は位置を変えて数多く行うことができ、横、縦、及び垂直方向の 1 つ又はそれ以上のオフセット量がデータベースに格納される。格納されたオフセット量は、その後読み出され、以下により完全に説明するように、モーター制御装置 2 6 を作動させ、選択された構成要素をオフセット量により特定された位置にリアルタイムで動かすことにより、線源 1 2 及び / 又は検出器 2 2 の位置を修正することができる。

10

#### 【 0 0 2 9 】

再び図 4 を参照すると、位置較正工程のステップを示すフローチャートが示される。説明されるステップは医療用イメージングシステム 1 0 に関するものであり、該システムは、図 1 に示されるようにレールシステム 3 1 上に搭載された頭上管構造 ( O T S ) に結合された線源 1 2 と、上記と同様に、直立垂直ポジショニング装置又はウォールスタンド 2 5 上に設けられた検出器 2 2 とを備える。しかしながら、説明される方法はまた、線源 1 2 と水平ポジショニング装置 1 3 に搭載された検出器 2 2 とを含む医療用イメージングシステム 1 0 や、垂直ポジショニング装置 2 5 と水平ポジショニング装置 1 3 の双方を含む、或いは他の様々な多軸ポジショニング装置を含むシステムにおける使用に適用可能であることが理解されるであろう。

20

#### 【 0 0 3 0 】

引き続き図 4 を参照すると、設置中にステップ 1 0 0 において、医療システム 1 0 はまず、線源 1 2 及び検出器 2 2 の「定位置」又は基準地点を規定するよう較正して、縦、横、及び垂直位置の各々の原点 ( デカルト座標  $x$ 、 $y$ 、 $z$  ) を定め、次に線源 1 2 及び検出器 2 2 の両方のそこからの移動を動作中に制御及び監視することができ、線源 1 2 は位置センサ 1 8 に関して監視され、検出器 2 2 は位置センサ 1 9 に関して監視される。次に図 5 を参照すると、ステップ 1 0 0 の定位置を求める例示的な方法が示される。ここで、ステップ 1 1 3 において、検出器 2 2 と線源 1 2 とを所定の距離 ( 通常 1 0 0 c m の線源 - 画像間距離 ( S I D ) ) だけ離間して位置付ける。線源 1 2 及び検出器 2 2 が適切に位置付けられると、検出器 2 2 を並進軸 2 7 に沿って最大位置まで移動させ、線源 1 2 を、例えばレーザービーム 1 7 を使用して検出器 2 2 と位置合わせする ( ステップ 1 1 4 )。位置合わせされると、位置センサ 1 8 及び 1 9 の各々から位置データを収集してこれを格納し、線源 1 2 及び検出器 2 2 のそれぞれの垂直方向の最大値が規定される。次に ( ステップ 1 1 6 )、線源 1 2 を起動して、検出器 2 2 を横切って垂直及び横方向に移動させる。検出器 2 2 に対する線源 1 2 の横及び垂直位置、例えばデカルト座標  $y$  方向及び  $z$  方向に関する情報が与えられると、検出器 2 2 の検出器制御回路 3 6 からのフィードバックを格納し、ゲインを決定する。次に ( ステップ 1 1 8 )、検出器 2 2 が並進軸 2 7 に沿って最低高さ位置まで移動し、同様に線源 1 2 を上述のように検出器と位置合わせする。この場合も位置センサ 1 8 及び 1 9 からの位置データを格納し、垂直方向すなわち  $z$  方向の最大座標が規定される。これらの位置を記録した後、S I D を変え ( ステップ 1 2 0 )、線源 1 2 を、例えば検出器 2 2 に典型的には 6 5 c m の距離まで近づける。この地点において、線源 1 2 を再び起動し、検出器 2 2 からのフィードバックを読み取って、線源 1 2 と検出器 2 2 との縦方向すなわち  $x$  方向の相対位置に関する情報を提供するゲインの値を求める。この工程の終了時に、線源 1 2 及び検出器 2 2 の各々の  $x$ 、 $y$ 、及び  $z$  の定位置が決定される。特定の方法を説明してきたが、定位置を較正する多くの方法が知られており、この地点を確定するのに多くの異なる較正手順を使用することができる。

30

40

#### 【 0 0 3 1 】

この工程の終了時に、縦、横、及び垂直方向の定位置が確定し、これを制御装置 2 8 に格納する。線源 1 2 及び検出器 2 2 が定位置から離れて移動すると、制御装置 2 8 は、線

50



源及び検出器 2 2 の相対位置に関係なく、検出器 2 2 に線源を位置合わせする。しかしながら、レール、並進軸又はシステムの他の構成要素における機械的位置ずれ、さらに検査室の壁、天井、及びノ又は床の高さの変動に起因してオフセット量を導入することができる。次に図 6 を参照すると、この問題の典型的な実施例が示される。ここでは、線源 1 2 が検査室の天井 5 1 に取り付けられている。天井の高さが、S I D 5 3 における第 1 定位置と、第 2 の選択された S I D 5 5 との間で変化し、これによって線源 1 2 と検出器 2 2 の間に位置ずれが生じ、ここでは垂直オフセット量 5 7 が生じる。検出器 2 2 における X 線ビーム 1 6 の位置ずれは、画像のトリミングなど不正確な画像となり、医療検査の効果及び正確さの妨げとなり得る。

#### 【 0 0 3 2 】

再び図 4 を参照すると、ステップ 1 0 0 で定位置が決定した後、その結果、追加データを収集し、線源 1 2 と検出器 2 2 との様々な位置における位置ずれを修正するためにオフセット情報を提供する。ステップ 1 0 2 でオフセット情報を得るために、オペレータ又はフィールド・エンジニアは線源 1 2 を使用者にとって好ましい選択された S I D へ移動させる。フィールド・エンジニアはまた、任意選択的に検出器 2 2 の高さを並進軸 2 7 に沿って使用者にとって好ましい高さまで調整することができる（ステップ 1 0 4 ）。構成部品を適切に位置付けると、オペレータ又はフィールド・エンジニアはレーザー 2 3 を作動させて線源 1 2 を検出器 2 2 に対して位置合わせする（ステップ 1 0 5 ）。次いで、フィールド・エンジニアがチェックして、レーザービーム 1 7 が検出器 2 2 上の中心にあるか否かを判定する（ステップ 1 0 6 ）。線源 1 2 と検出器 2 2 とが位置合わせされると、

#### 【 0 0 3 3 】

線源 1 2 と検出器 2 2 とを代替 S I D においていったん位置合わせすると、使用者の好む位置でのオフセット量を求める追加ステップが必要なくなる。しかしながら、追加のオフセットデータ点を提供することは望ましい場合がある。したがって、オペレータは、追加 S I D 距離での位置合わせをテストすることが望ましいか、或いは必要であるかを判断する（ステップ 1 1 0 ）。別の地点が必要であれば、オペレータはステップ 1 0 2 に戻って、線源 1 2 を別の S I D へ移動させ、上で与えられたステップを繰り返す。必要でなければ、この手順を終了する（ステップ 1 1 2 ）。

#### 【 0 0 3 4 】

上述したように、オフセット量は参照テーブルに格納されるが、ここでオフセット量は動作中に選択された S I D の関数として取り扱われる。したがって、リアルタイムの医療用イメージング中に、制御装置 2 8 は参照テーブル（L U T）を参照し、オフセットデータを次のように読み出す。

#### 【 0 0 3 5 】

$$o f f s e t = L U T ( S I D )$$

このオフセット値は制御装置 2 8 によって使用され、モーター制御装置 2 6 を作動させて、以下のような線源 1 2 の物理的オフセット量を得る。

#### 【 0 0 3 6 】

$$O T S \_ \text{垂直} \_ \text{高さ} = O T S \_ \text{実際} \_ \text{フィードバック} + o f f s e t ( S I D )$$

物理的オフセット位置が決定されると、さらに、既知の S I D 位置間で適用されるべき適正オフセット量を、例えば直線補間法を使用して求める。線源 1 2 の検出器 2 2 に対する実際の位置合わせ位置を推定するために、多項式、ニューラルネットワーク法、及び既知の補正データに基づく結果を予測及び計算する他の方法を含めて、他の数学的手法もまた使用することができる。

#### 【 0 0 3 7 】

垂直オフセット量を決定することに関して本方法を説明してきた。しかしながら、この方法は、X線室の縦・横方向の構造的な不正確さを修正することと共に、設置されたX線システムと検査室又は上部構造部との両方に対する構造的な不正確さに関する情報を提供することまで拡張することができる。全方向（垂直、縦、横）のオフセット量の測定に基づいて、オフセット量修正の3D「マップ」を規定して、構造的又は設置の不正確さを補償することができる。3Dマップに規定されたオフセット量は、上記の参照テーブルに関して説明したように、線源12と検出器22との相対位置の関数として格納することができ、変動に伴う修正にリアルタイムで 사용할 ことができる。さらに、線源12と検出器22とが垂直でない軌道をもつ医療用イメージングシステム10では、様々な線源及び/又は検出器角度に対する3Dオフセット量マップを規定することができる。

10

#### 【0038】

位置合わせオフセット量を決定する特定の方法を較正手順を使用して示してきたが、多くの変形形態が可能であり、本発明はこの方法に限定されることを意図するものではない。別の方法では、例えば、制御装置28が医療用イメージングシステム10の動作中に検出器22から収集されたX線画像フィードバックデータを使用して、動作中の検出器22に対する線源12の位置合わせをリアルタイムに計算し補償する。例えば、5cm×5cmのコリメートされていない較正撮像領域を使用することができる。1コマが収集されると、全体の検出領域を読み出して画像を形成する。5cm×5cmのコリメートされていない領域は画像上で見られることになり、自動的な方法を用いて5cm×5cmの撮像領域の中心を検出することができる。画像全体の中心からこの中心のオフセット量を用いて、線源12と検出器22との位置のオフセット量を計算することができる。この手順は様々なSIDについて参照テーブルと同様のやり取りで繰り返される。検出器からのフィードバックを使用した方法は、使用者との相互作用がなく完全に自動化することができる。

20

#### 【0039】

さらに本方法は、機械的接続及び検査室又は上部構造物の構造的凹凸に関して説明してきたが、本発明はまた、医療用イメージングシステムの使用によって引き起こされるシステムの機械公差の変化やばらつきに対する修正にも適用することができる。通常のシステムの使用が「ドリフト」を生じ、結果として、不正確なポジショニング装置フィードバック、電子フィードバックセンサ及び計測回路の出力のばらつきをもたらし、さらに機械的誤差が増大する。このようなばらつきは、上述したように、最初の基準点（つまり100cm）におけるシステムの再較正によって考慮することができる。この地点におけるオフセット量を格納することができ、オフセット量のデータベースの残りはこの定数で調整することができる。

30

#### 【0040】

この機械的及び電氣的ドリフトの補償、並びに最初の3-Dオフセット量マップの細かいチューニングの別の手段は、空間座標に対応するオフセットパラメータを調整するための通常の使用中にコリメートされた各コマの後に「中心データからの画像オフセット量」を使用することである。適切なフィルタリング処理を加えてこの調整の帯域幅を確実に低くすることができる。別々のステップを有するのではなく、オフセット量誤差が徐々に変化しているような場合に、3Dオフセット量マップにおける隣接する点に対する同方向のより細かな調整も行うことができる。デジタルX線検出器と連動したこのタイプのリアルタイムな修正によって、オフセット量マップをシステム使用に対してより正確なものとする ことができるであろう。

40

#### 【0041】

本発明は、様々な変更形態及び代替形態を行うことができるが、本明細書では特定の実施形態を図中で例示し詳細に説明してきた。しかしながら、本発明は発表された特定の形式に限定されるものでないことを理解されたい。むしろ本発明は、添付の請求項によって定義される本発明の精神及び範囲内にある改良品、同等品、代替品の全てに及ぶものである。

#### 【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 4 2 】

【図 1】本技術が組み込まれたデジタル X 線イメージングシステムの斜視図。

【図 2】本技術が組み込まれたデジタル X 線イメージングシステムの概略図。

【図 3】図 1 のシステムの検出器における画像データ生成におけるある機能的回路を表した図。

【図 4】図 1 の医療用イメージングシステムにおける位置校正手順を表したフローチャート。

【図 5】図 1 の医療用イメージングシステムの位置校正のための例示的な初期校正工程のブロック図。

【図 6】医療用イメージング取り付けシステムの構造的凹凸によって生じるオフセット量及び対応して生じたオフセット量を表す、図 1 の線源と検出器の立面図。

10

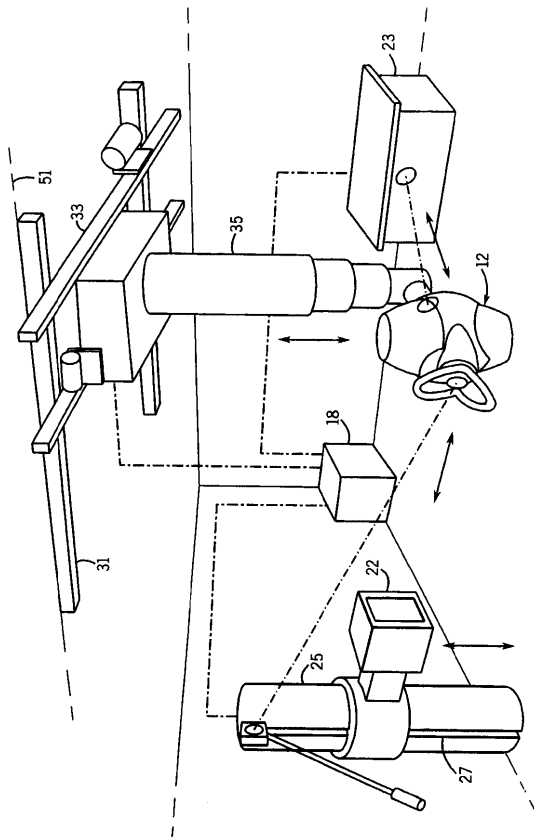
【符号の説明】

【 0 0 4 3 】

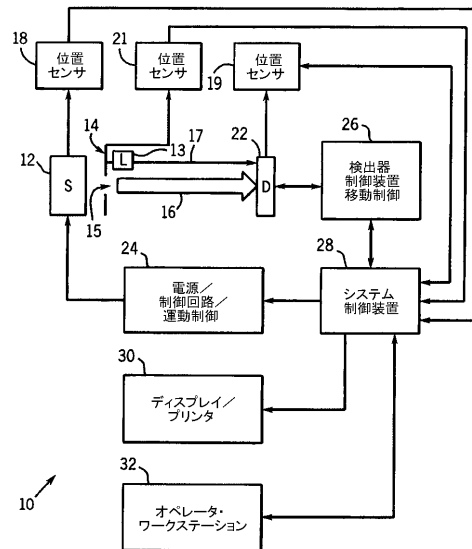
- 1 0 デジタル X 線撮影イメージングシステム
- 1 2 線源
- 2 2 検出器
- 2 4 電源 / 制御回路 / 移動制御
- 2 6 検出器制御装置移動制御
- 2 8 システム制御装置
- 3 0 ディスプレイ / プリンタ
- 3 2 オペレータ・ワークステーション
- 3 6 検出器制御回路
- 4 0 基準 / 調整器回路

20

【図 1】

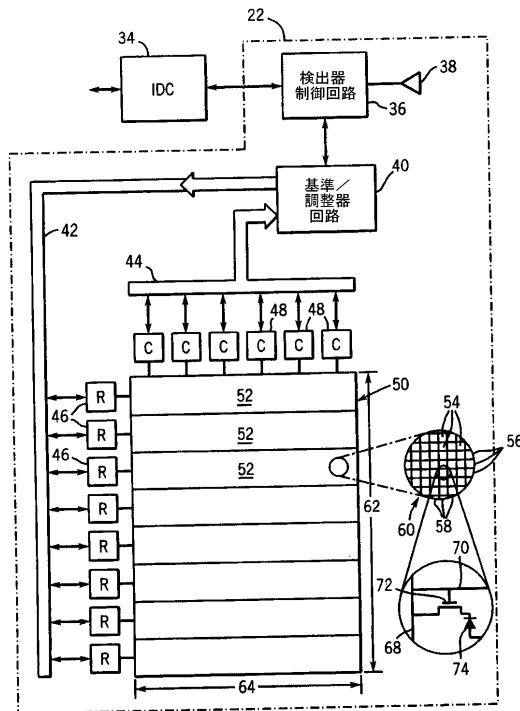


【図 2】

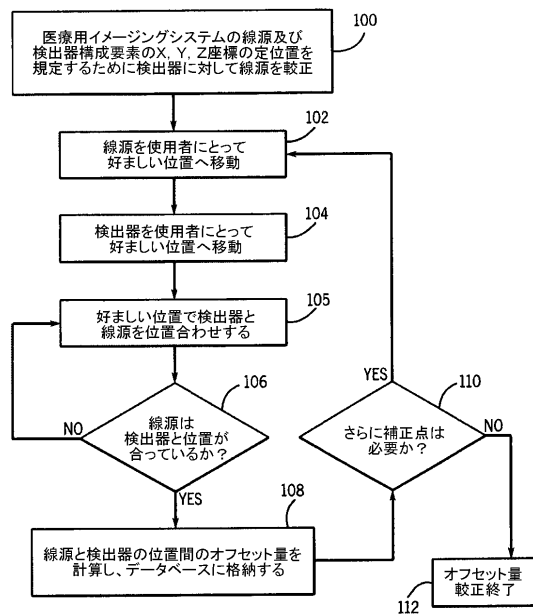


10

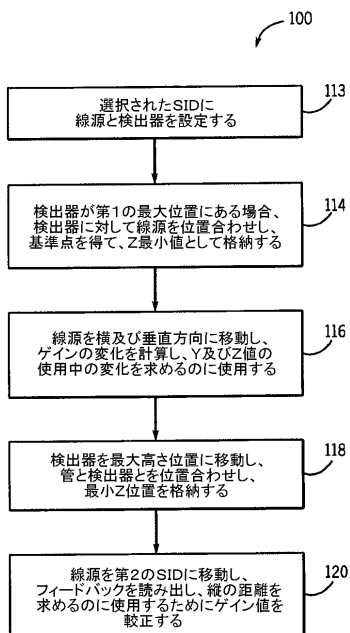
【図 3】



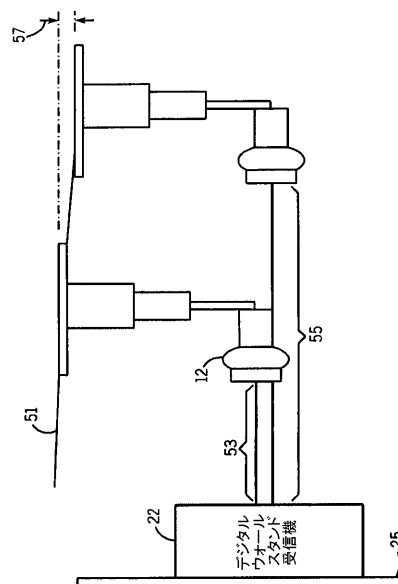
【図 4】



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 ジョン・ジュン・チャン  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、オーククレスト・ドライブ、2721番
- (72)発明者 シエンフオン・ニー  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、エムスリ・ドライブ、2601番
- (72)発明者 エリック・ニコラス・ステバノビッチ  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ピウオーキー、フィールドサイド・ロード、ダブリュ239  
・エヌ3244番
- (72)発明者 レヌカ・ウバルリ  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ピウオーキー、オーチャード・レーン、ダブリュ271・エ  
ヌ2591番
- (72)発明者 マンフレッド・デビッド・ベーム  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、ドッグウッド・レーン、1110番

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平10-99309(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14