

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6316307号
(P6316307)

(45) 発行日 平成30年4月25日(2018.4.25)

(24) 登録日 平成30年4月6日(2018.4.6)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 6/00 (2006.01)
A 6 1 B 6/02 (2006.01)A 6 1 B 6/00 3 1 0
A 6 1 B 6/02 3 0 1 A
A 6 1 B 6/02 3 5 3 C

請求項の数 1 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2015-543107 (P2015-543107)
 (86) (22) 出願日 平成25年11月19日 (2013.11.19)
 (65) 公表番号 特表2016-501080 (P2016-501080A)
 (43) 公表日 平成28年1月18日 (2016.1.18)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2013/070686
 (87) 國際公開番号 WO2014/081686
 (87) 國際公開日 平成26年5月30日 (2014.5.30)
 審査請求日 平成28年11月17日 (2016.11.17)
 (31) 優先権主張番号 61/728,401
 (32) 優先日 平成24年11月20日 (2012.11.20)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 507224587
 ケアストリーム ヘルス インク
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ロヂエス
 ター ベローナ ストリート 150
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 サイモン リチャード エー
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ロヂエス
 ター ヴェローナ ストリート 150
 パテント リーガル スタッフ内
 (72) 発明者 フース デビッド エイチ
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ロヂエス
 ター ヴェローナ ストリート 150
 パテント リーガル スタッフ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】トモシンセシス移動型放射線装置用の走査ジオメトリ補正

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも部分的にコンピュータ上で実行される被検体のデジタル放射線 3 D 断層画像再構成の方法であって、

複数の 2 D 断層撮影投影画像及び複数の前記 2 D 断層撮影投影画像用に最新の撮像ジオメトリ推定を使用して 3 次元再構成を生成させるステップと、

最新の 3 次元再構成の断層再構成の画像に関するメトリックである画質メトリックを決定するステップと、

断層再構成の前記画質メトリックを停止基準と比較するステップと、

最新の撮像ジオメトリ推定を、調整された前記撮像ジオメトリに設定し、断層再構成画質メトリックが停止基準を有しないときに設定を繰り返し、その他の場合には最新の前記 3 次元再構成と最新の前記撮像ジオメトリ推定をコンピュータがアクセス可能なメモリに格納するステップと、

を含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、概して医用撮像の分野に関し、特に放射線撮像装置に関する。より具体的には、本発明は追加的にトモシンセシス性能を有する移動型放射線撮影装置に関する。

【背景技術】

10

20

【0002】

デジタルX線トモシンセシスは、大領域のデジタル検出器を使用して患者の3次元撮像を可能にする撮像技術であり、典型的には、従来の放射線撮影（一度の投影）に使用される。通常、20°から40°の間の限定された角度範囲で、有限数の投影撮像が、X線管、患者及び検出器の配向を変化させることにより取得される。これは通常、検出器とX線源の双方を移動するか、検出器（線源）の位置を調整しX線源（検出器）を移動するかのいずれかによって行われる。検出器が調整される用途では、多数の空間分散型X線源を使用してよく、又は移動可能な線源を種々のパターンや軌道に配置してよい。3次元データは、患者の身体を検出器面にそれぞれ平行にいくつかのスライス状の形態で取り込まれた投影から再構成される。限定された角度の走査では、深さ分解能が再構成された対象の面内分解能よりもさらに低いという結果となる。

10

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

本願の1つの態様は、放射線撮影トモシンセシスシステムの技術を発展させることである。

【0004】

本出願の別の態様は、関連技術において少なくとも前述及び他の欠点を全体又は部分的に応えることである。

【0005】

本願の別の態様は、少なくとも本明細書に記載された利点を全体又は部分的に提供することである。

20

【0006】

本願の別の態様は、これにより移動型放射線撮影カードが付加的にトモシンセシス性能を含み得る方法及び／又は装置を提供することである。

【0007】

本願の別の態様は、これにより移動型放射線撮影カードが投影画像を取得することができ、3次元トモシンセシス画像の再構成を生成することができる方法及び／又は装置の実施形態を提供することである。

30

【課題を解決するための手段】**【0008】**

本願の別の態様は、これにより移動型放射線撮影カードがX線トモシンセシス投影画像を取得することができ、2次元又は3次元トモシンセシス画像が再構成を生成することができる方法及び／又は装置の実施形態を提供することであり、このトモシンセシス画像は、放射線検出器配列に対するX線源位置の撮像ジオメトリは、複数のX線トモシンセシス投影画像としては公知ではない。

【0009】

本願の別の態様は、これにより移動型放射線撮影カードが投影画像を取得することができ、その後、撮像ジオメトリとトモシンセシスの再構成（単数又は複数）が、トモシンセシス再構成と関連する、所定の又は所望の値に近づくメトリック（例えば、基準を停止する）を繰り返し観察しつつ、繰り返し撮像ジオメトリを決定することにより同時に決定され得る方法及び／又は装置の実施形態を提供することである。

40

【0010】

一実施形態によると、本発明は、少なくとも部分的にコンピュータ上で実行される、デジタル放射線3D断層画像を再構成する方法であって、走査角度の範囲で、複数の2D断層撮影投影画像の画像データを取得すること、複数の2D断層撮影投影画像及び複数の2D断層撮影投影画像に第1の撮像ジオメトリを使用して3次元再構成を生成すること、最新の3次元再構成に断層再構成の性能を決定すること、断層を再構成する性能メトリックを所定の値と比較すること、第1の撮像ジオメトリを、調整された撮像ジオメトリに設定し、断層再構成性能メトリックが所定値と同等ではないときに動作の設定を通して生成を

50

繰り返し、その他の場合には最新の3次元再構成と第1の撮像ジオメトリをコンピュータがアクセス可能なメモリに格納することを含み得る方法を提供し得る。

【0011】

一実施形態によると、本発明は、放射線撮影装置であって、移動可能搬送フレームと、取っ手と、移動可能搬送フレームに連結された調整可能な支持構造と、調整可能な支持構造に搭載され、X線放射を複数の異なる線源位置から被検体に向けて方向付けるように構成されたX線源アセンブリと、移動型X線撮影装置における制御回路であってX線源アセンブリに連結された制御回路と、トモシンセシス画像の再構成のため複数の異なる線源位置の投影画像データセットを受信するように構成された制御回路とを含む、放射線撮影装置を提供し得る。

10

【0012】

一実施形態によると、本発明は、移動型X線撮影装置であって、対象の複数のX線トモシンセシス投影画像を取得すること、X線投影画像を用いて対象の3次元再構成を生成することとを含む移動型X線撮影装置を使用する方法を提供することが可能であり、放射線検出器配列に対応する複数のX線源位置の複数の撮像ジオメトリは、複数のX線トモシンセシス投影画像として公知ではない。

【0013】

これらの目的は実例のみによって提供され、かつ、このような目的は本発明の1つ以上の実施形態の例であり得る。開示された発明によって固有に達成された他の所望の目的及び利点は、当業者に想到され得るか明白であってもよい。本発明は、添付の特許請求の範囲によって定義される。

20

【図面の簡単な説明】

【0014】

本発明の先述及び他の目的、特徴、及び利点は、添付の図面において図示されるように、以下の本発明の例示の実施形態のより詳細な説明から明白となろう。図面の要素は、互いに関連して必ずしも縮尺通りではない。

【0015】

【図1】本願の実施形態による可搬型放射線検出器又はフラットパネル検出器を用いることが可能な移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。

30

【図2】移動用に配置された図1の移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。

【図3】本願による移動型放射線撮影ユニットのブームアセンブリに搭載された第2のディスプレイとしてのディスプレイ／モニタの例示の実施形態を示す図である。

【図4】本願によるサインオン画面の実施形態を示す図である。

【図5】移動型X線撮像装置の実施形態において実施される例示の機能を示す図である。

【図6】移動型X線撮像装置の実施形態において実施される例示の機能を示す図である。

【図7】移動型X線撮像装置の実施形態において実施される例示の機能を示す図である。

【図8】移動型X線撮像装置の実施形態において実施される例示の機能を示す図である。

【図9】本願の別の実施形態による移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。

【図10】本願の実施形態によるトモシンセシス性能を提供可能な移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。

40

【図11A】本願の実施形態によるトモシンセシス性能を提供可能な代替的な移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。

【図11B】本願の実施形態によるトモシンセシス性能を提供可能な代替的な移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。

【図12】本願の実施形態によるトモシンセシス性能を提供可能な別の移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。

【図13】本願の実施形態によるトモシンセシス性能を提供可能なさらに別の移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。

【図14a】本願の実施形態による、投影画像を取得して、トモシンセシス画像の再構成（例えば、3次元）を生成するための例示の移動型放射線撮像システムを作動させる例示

50

的な方法を示すフローチャートである。

【図14b】本願の実施形態による、所定の再構成に関連した画質メトリックを使用して撮像ジオメトリ／再構成を決定する方法の例示の実施形態を示すフローチャートである。

【図15a】本願の実施形態による、リニア走査トモシンセシスシステム用の例示的な相対配向及びX線源座標系と検出器座標系との間の距離を模式的に示す図である。

【図15b】本願の実施形態による、リニア走査トモシンセシスシステム用の例示的な相対配向及びX線源座標系と検出器座標系との間の距離を模式的に示す図である。

【図16】本願の実施形態による、剛体運動を開始配向とリニアトラックX線源アセンブリの距離に適用した後の、例示の結果として得られた配向とリニアトラックX線源アセンブリの距離を模式的に示す図である。

10

【図17】本願の実施形態による、非リニア型X線走査経路の例を示す図である。

【図18】本願の実施形態による、推定された撮像ジオメトリを使用した例示的なリニアトラック走査のためのトモシンセシスの再構成のスライス、自動的に補正して再構成した撮像ジオメトリを使用して決定された補正されたジオメトリ、及び実際の撮像ジオメトリを示す図である。

【図19】本願の実施形態による第1及び第2の（例えば、多数の）放射X線源を含むことが可能な移動型放射線撮像システムを示す図である。

【図20】本願の実施形態による第1及び第2の（例えば、多数の）放射X線源を含むことが可能な移動型放射線撮像システムを示す図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0016】

可搬型放射線撮影システムは、病院内で日常的に用いられている。標準的な投影放射線撮影と比較して、トモシンセシスは、重なった組織のため通常の放射線撮影では不可視である細部について改善された描写を提供する。これらの利点は、集中治療室、救急診療部及び手術室内において、患者にさらに損傷を与えてしまう危険性のため、当該患者を動かすことができない、あるいは動かすことが賢明でない場合に利用可能な可搬型トモシンセシスシステムを開発する原動力を提供することである。

【0017】

再構成画質は、走査ジオメトリの取得、各投影のX線源及び検出器の位置についての正確な知識に左右される。走査ジオメトリにおける不確実性は、再構成された対象内にアーチファクト及び／又はボケを起こす結果となり得る。可搬型トモシンセシスシステムの開発は、取得した走査ジオメトリを正確に決定することが困難であるために進まなかった。可搬型にすることができる、なお確実に臨床画像と臨床データを提供する、改善されたX線トモシンセシスシステムの必要性が依然として存在する。

30

【0018】

以下は、本発明の例示の実施形態の説明であり、図面について参照がなされ、同一の参考番号はいくつかの図のそれぞれにおける構造の同一の要素を特定する。

【0019】

「第1の」「第2の」などの用語は、用いられる場合、いかなる順次的、又は優先関係を必ずしも意味せず、1つの要素又は時間間隔を別のものとより明確に区別するために使用されてもよい。

40

【0020】

図1は、本願の実施形態による、可搬型放射線検出器又はフラットパネル検出器を用いることが可能な移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。図1の例示の移動型X線又は放射線撮影装置は、デジタル放射線撮影（DR）及び／又はトモシンセシスに利用され得る。図1に示されるように、移動型放射線撮影装置100は、取得された画像及び関連データなどの関連情報を表示するために、第1のディスプレイ110及び随意的な第2のディスプレイ110'を含む可動搬送フレーム120を含むことが可能である。図1に示されるように、第2のディスプレイ110'は、360度の領域から見ることができ／触ることができるようX線源140に旋回可能に搭載され得る。

50

【 0 0 2 1 】

このディスプレイ 110、110'は、取得された画像（単数又は複数）の生成、格納、送信、補正、及び印刷などの機能を実施又は制御可能であり（例えば、タッチスクリーン）、かつ、取得された画像（単数又は複数）の生成、格納、送信、補正、及び印刷などの機能の実施を支援するために、一体化した又は分離した制御パネル（図示せず）を含むことが可能である。

【 0 0 2 2 】

移動のため、移動型放射線撮影装置 100 は、1つ以上の車輪 115 及び1つ以上の取っ手グリップ 125 を有することが可能であり、典型的には、移動型放射線撮影装置 100 をその意図された場所に誘導するのに役立つ腰位置、腕位置、又は手位置に設けられる。10（例えば、再充電可能な）内蔵型バッテリパックは、電源出力付近での動作の必要性を減少又は除去することが可能な線源出力を提供し得る。さらに、内蔵型のバッテリパックは電動搬送が提供可能である。

【 0 0 2 3 】

格納については、移動型放射線撮影装置 100 は、1つ以上のデジタル放射線（D R）検出器又は計算された放射線撮影力セットを保持する／格納するための領域／ホルダを含み得る。この領域／ホルダは、少なくとも1つのデジタル放射線撮影（D R）検出器を着脱可能に保有するように構成された、（例えば、フレーム 120 上に配置された）格納領域 130 であり得る。格納領域 130 は、複数の検出器を保持するように構成され得ることが可能、かつ、1つの寸法又は多数の寸法の D R 検出器を保持するようにも構成され得る。

【 0 0 2 4 】

X 線源 140 を支持する支柱 135 はフレーム 120 に搭載され、X 線源 140 は、支持部材 135 に搭載可能な X 線管、管先端、又は発生装置とも称される。図 1 に示される実施形態において、支持部材（例えば、柱 135）は第 1 部分から固定／変動距離だけ外部に延在する第 2 部分を含むことが可能であって、第 2 部分は、第 1 部分に対して、画像を取得するために所望の高さまで垂直に昇降するように構成される。加えて、この支柱は可動フレーム 120 に回転可能に装着される。別の実施形態において、管先端又は X 線源 140 は、支柱 135 に回転可能に連結され得る。別の例示の実施形態では、連結機構で屈折する支柱の関節部材は、垂直及び水平位置の範囲において X 線源 140 の移動を可能にする。X 線源 140 の高さの設定は、脚部及び下肢を撮像するための低い高さから、種々の位置における患者の上半身部分を撮像するため肩の高さ及びそれより上の高さまで及ぶことが可能である。

【 0 0 2 5 】

図 2 に示すように、移動型放射線撮影装置 100 の搬送を容易にするために、支持部材 135 及び X 線源 140 は、フレーム 120 に接近して配置され得る。図 2 に示すように、第 2 のディスプレイ 110' は、移動型放射撮影装置 100 の搬送中、（例えば、動作可能な）可視位置に存在し得る。移動型放射線撮影装置 100 が用いられるべき場合、支持部材 135 及び X 線源 140 は、（例えば、オペレータ、ユーザ、又は X 線技術者による）適切な位置決めのためフレーム 120 から第 2 のディスプレイ 110' が延在し、図 1 に示されるような可視位置まで移動することが可能である。

【 0 0 2 6 】

図 3 は、本願による移動型放射線撮影ユニットのブームアセンブリに搭載された第 2 のディスプレイとしてのディスプレイ／モニタの例示の実施形態を示す図である。図 3 に示されるように、第 2 のディスプレイ 110' は、移動型放射線撮影ユニットの支持部材 135 の X 線源 340 のコリメータ 345 に搭載され得る。一実施形態では、コリメータ 345 は、コリメータ 345（例えば、第 2 のディスプレイ 110'）が少なくとも 90 度、少なくとも 180 度又は 360 度で旋回可能となるように、X 線源 340 に回転可能に搭載され得る。図 3 に示されるように、第 2 のディスプレイ 110' は、位置決めを容易にするために、複数の取っ手に連結される。あるいは、第 2 のディスプレイ 110' は、

10

20

30

40

50

移動型放射線撮影ユニットのブームアセンブリのコリメータ345の上のX線源340に（例えば、回転可能に）搭載され得る。

【0027】

図4は、本願によるサインオン画面の実施形態を示す図である。このように移動型X線撮像装置100を動作させようとするとき、サインオン画面410が、ユーザに指示を与えるために表示され得る。図4に示されるように、単一のサインオン画面410が、「ログイン：あなたのバッジをスキャンするか、又はユーザネームとパスワードをメインスクリーンに入力してください。」などのサインオンのための指示を提供して、移動型X線システム100を起動させることができる。パスキー又はIDバッジの例示の実施形態は、スマートカード、磁気ストライプカード、バーコードデータなどのカードリーダ、又はRFID、ブルートゥース、無線通信デバイス、近接型カード、無線スマートカード、wi-ガンド技術カード、磁気リーダデバイス/カード、光学リーダデバイス/カード、赤外線リーダデバイス/カードなどのアクセス技術と互換性のある近接型リーダ、又は指紋、眼球スキャンなどの生体データ、その他を含むことが可能であるがこれらに限定される意図はない。

【0028】

本願の例示の実施形態によると、第1のディスプレイ110及び第2のディスプレイ110'は、(i)日付、時間、環境条件などの一般情報；(ii)モデルシリアル番号、動作命令、警告情報などのユニット情報；(iii)患者名、部屋番号、年齢、血液型などの患者データ；(iv)カード出力/バッテリ指標、検出器状態（例えば、オン/オフ）、無線信号力/接続性、格子並列補助、カード診断法などを含むがこれらに限定されない指標、及び/又は(v)検査タイプ、露光情報などの撮像/手順情報などの情報を提供可能であるがこれらに限定されるものではない。

【0029】

本願の実施形態によると、第1のディスプレイ110及び第2のディスプレイ110'は、(i)X線露光パラメータ、管/発生装置/技術設定を見る及び/又は変更すること；(ii)患者のために行う図（例えば、体の部分及び投射）のリスト、これらの図についての関連情報、行う図を選択する能力、及び取得された図のX線画像などの画像情報を見る及び/又は変更すること；(iii)患者名、部屋番号、患者ID、生年月日（例えば、正しい患者を確認するために）などの患者情報を表示する及び/又は変更すること；(iv)ユーザに検査の選択を行わせ許可するための検査リストなどの患者作業リストを表示する及び/又は変更することなどであるがこれらに限定されない性能/機能を、移動型X線撮像装置100に提供することができる。（一実施形態では、このような患者の作業リストは、有線又は無線のネットワーク/接続を使用することにより、（例えばマスター/病院/医師の作業リストに同期して）自動的に更新することができる。一実施形態では、移動型X線撮像装置100は、予定された検査を受信すると新しい検査を（例えば、第2のディスプレイ110'上に）反転/表示する。）；(v)発生装置/線源現在値を表示して、kVp、mA、mAs、Time、ECF、焦点、コリメータ、フィルタ、AEC、格子などのこれらの値を変更するように制御すること；(vi)検出器選択を表示し、技術者に異なる検出器を選択/起動を許可すること；(vii)最近取得された画像を表示し、これらの画像を例示的に（例えば、最近）取得された画像、又は以前の画像が、フルサイズ、部分的なサイズ、又は対応する画像情報とともに表示され得るように編集を許可すること；(viii)以前に取得された画像（例えば、患者の関連する以前の画像）を表示して、これらの画像の編集を許可すること；又は(ix)例えば、反対側（例えば、移動型X線撮像装置100の正面側）に設置されたビデオカメラを用いて、搬送中に移動型X線撮像装置100の正面にある物のビデオを表示すること。一実施形態では、移動型X線システム100は、（例えば、視聴可能な）警報を伴う衝突防止システム、及び（例えば、停止又はコース修正によって）検査室における接触を避けるための自動操作を含み得る。

【0030】

10

20

30

40

50

図5～8は、移動型X線撮像装置の第2のディスプレイの実施形態に示された、例示の限定されない代表的な機能を示す図である。図5に示されるように、作業リストの一例が、第2のディスプレイ110'のモニタ上に示される。図6に示されるように、新しい検査／手順情報／その技術者及び／又は患者に対する要求の一例が、第2のディスプレイ110'のモニタ上に示される。図7に示されるように、X線源制御の一例が、第2のディスプレイ110'のモニタ上に示される。図8に示されるように、新たに取得された画像及び患者情報の一例が、第2のディスプレイ110'のモニタ上に示される。

【0031】

一実施形態では、移動型放射線撮像装置は、第1又は第2のディスプレイにおいて、プログラムされた制御論理によって動作／制御され得る。例えば、プログラムされた制御論理は、プロセッサ及びディスプレイ、統合コンピュータシステム、又はポータブルコンピュータ及びその上で動作するアプリケーションを含み得る。

10

【0032】

図9は、本願の別の実施形態による移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。

【0033】

図10は、本願の実施形態によるトモシンセシス性能を提供可能な移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。一実施形態では、移動型放射線撮影ユニットは、トモシンセシスシステムである。図10に示されるように、移動可能搬送フレーム1020を含み得る可搬型トモシンセシスシステム1000の実施形態が示される。X線源アセンブリ1040を支持する支柱は、移動可能搬送フレーム1020に搭載され得る。図10に示されるように、支柱1030は、第1部分1030aから固定／変動距離だけ外部に延在する第2部分1030bを含むことが可能であって、第2部分1030bは、投影画像を取得するために所望の高さまで第1部分1030aを垂直に昇降するように構成される。システムは、移動可能搬送フレーム1020を内蔵するシステム制御器1015に無線で接続されるデジタルX線検出器1050も含む。システム制御器1015は、（例えば、ディスプレイ100、100'を通して機能的に提供される）移動型放射線撮影ユニット1000の機能性を実施し得る及び／又は制御し得る。システム制御器1015は、当業者にとって自明であるように、本願の教示によってプログラムされた従来の汎用プロセッサ、デジタルコンピュータ、マイクロプロセッサ、RISCプロセッサ、信号プロセッサ、CPU、算術論理演算ユニット(ALU)、ビデオデジタル信号プロセッサ(VDSP)及び／又は同様のコンピュータを使用する機械のうちの1つ以上を通して提供され得る。X線源1040はコリメータを使用して検出器1050に有向なビームを形成することができる。X線源1040は、モータなどの位置決めも含み得、検出器に向かってビームを方向付けることができる。移動可能搬送フレーム1020は、第1のディスプレイ1010を含むことができ、X線源1040は、第2の随意のディスプレイ1010'に連結することができる。システム制御器1015は、X線源1040、検出器1050及び移動可能搬送フレーム1020の作動を調整することができる。システム制御器1015は、コリメータを含み得るX線源、位置決めデバイス及び線源からのX線の出射によって画像取得を誘発する動作を制御することができる。システム制御器1015はまた、検出器1050の動作を制御することも可能であり、画像取得の誘発及び取得された画像の制御器への返信を含み得る。さらに、システム制御器1015は、搬送フレーム1020の移動を制御し得る。図10は、可搬型トモシンセシスシステムの実施形態を示し、X線源1040アセンブリは、検出器1050に対応して、又は検出器1050及び／又は患者（対象）が投影されたジオメトリに対応して所定の経路に沿って移動することができる。図10にて示すように、移動可能搬送フレーム1020はX線源1040アセンブリを、矢印で示すように、所定の経路（例えば、リニア／非リニア運動）に沿って移動することができる。

20

【0034】

図11Aから11Bは、本願の実施形態によるトモシンセシス性能を提供可能な追加的

30

40

50

な移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。図11Aにて示すように、支柱1030はX線源1040アセンブリを、矢印で示すように、所定の経路（例えば、リニア／非リニア、曲線、2D又は3D）に沿って移動させることができる。ある例示の実施形態においては、第2部分1030b及び／又は第1部分1030aは、X線源1040アセンブリを独立して移動させることができ、又はX線源1040アセンブリを（例えば、同時に）一緒に動かすことができる。さらに、移動可能搬送フレーム1020は、X線源1040アセンブリを支柱1030と一緒に動かすことができる。一実施形態では、図11Bにて示したようなトモシンセシス性能を含み得る移動型放射線撮影ユニットは、さらにLLI（長尺画像）に使用することが可能である。

【0035】

10

図12は、本願の実施形態によるトモシンセシス性能を提供可能な別の移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。可搬型トモシンセシスシステムの一実施形態においては、X線源アセンブリは所定の経路（例えば、リニア経路）に沿って移動するよう構成されることができる。図12は、可搬型トモシンセシスシステムの実施形態を示し、X線源1040アセンブリは、支持トラック1260上でリニア経路に沿って移動するよう設計されたX線源1240に交換されている。

【0036】

図13は、本願の実施形態によるトモシンセシス性能を提供し得る、別の移動型放射線撮影ユニットの斜視図を示す図である。可搬型トモシンセシスシステムのある例示の実施形態においては、移動可能に搭載されたX線源は、複数の個々に制御された多数のX線源に交換され得る。図13は可搬型トモシンセシスシステムの実施形態を示し、ここで個々に制御された多数のX線源は、分散型（例えば、リニア分散型）線源である。分散型線源は、所定の空間的関係において配列されることが出来る。

20

【0037】

あるいは、異なるX線源経路は、放射線トモシンセシス撮像システムなどの、限定された角度の走査システムによって生じ得るアーチファクトを補正又は再構成するのに使用することができる。加えて、様々なX線走査経路は、所望の画像表示された構成物を際立たせ、及び／又は、混同したり正確な診断を行うことを妨害する可能性のあるアーチファクトを低減したり最小限にしたりするために使用され得る。図17は、非リニアX線走査経路（例えば、環状及び正方形の経路）の例を示す図である。一実施形態では、移動可能なX線源は、環状1710（正方形1730）のトラック上に搭載され、又は複数の線源が環状1720（正方形1740）のパターン内に空間的に配置される。しかしながら、本願の実施形態は、このように限定されることを目的とせず、例えば、その他の非リニア、曲線、2Dもしくは3Dの走査経路又は移動可能なX線支持体を使用することができる。さらに、線源アセンブリは、移動可能又は分散型X線源によって出射された放射線が、（例えば、対象／患者を通して）検出器に向けて方向付けられることを確保するために使用することができる。一実施形態では、この線源アセンブリは、調節可能なコリメータ（例えば、画像取得走査の前又は画像取得走査中）を含み得る。一実施形態では、調整可能なコリメータは個別に及び／又は同時に移動することができる。

30

【0038】

40

一実施形態において、移動型放射線撮像システムは、現在X線撮像のためにICUから外に搬送されているICUの重篤な患者を支えることを目的としている。例えば、ICU患者は、トモシンセシス処置を受けることが可能であるが、さもなければ、CT検査を受けるためにICU外に搬送される可能性がある。例えば、血液、水などの複数の滲出により誘導される様々な種類の液体を区別するために、CT撮像は頻繁にICU患者に必要とされており、その結果、修正行為を取られることができる。しかしながら、ICUの患者をCT検査領域に搬送することは、患者の深刻な病状のために、困難な作業になり得る。さらに、ICUに関連した胸部の異常の解釈を促進させるために、可視化ソフトウェアが提供され得る。例えば、（スライドデータの再構成の前に）低露光シーケンスを提示することにより、ICUの医師に肋骨の構造などに「目を配る」ようにさせ得る。

50

【0039】

図14aを参照し、投影画像を取得して、3次元トモシンセシス画像の再構成を生成する例示の方法を示すフローチャートについて説明する。投影画像を取得して3次元トモシンセシス画像の再構成を生成する方法は、図10～13に示される移動型放射線撮影装置の実施形態を用いて説明され、図1及び図10～13に示される移動型X線システム／カートに適用され得るが、図14aの方法はそれによって限定される意図はない。

【0040】

図14aに示されるように、検出器及びX線源は位置決めされ得る（動作ブロック1410）。例えば、X線源はその初期位置に移動可能であり、検出器は、患者Pが検出器とX線源との間に介在するように位置決めされ得る。

10

【0041】

例示の可搬型トモシンセシスシステムの実施形態1000, 1200, 1300については、初期のX線源アセンブリの位置は、搬送フレームの場所と支柱によって設定され得る。支柱の第1部分1030a及び第2部分1030の高さ、範囲、回転の位置決めは、X線源アセンブリを患者の上の初期の所望の場所に位置付けするために用いられ得る。あるいは、支持体（例えば、支持体1260、トラック1710、トラック1730）と、搬送フレーム及び／又は支柱の位置は、初期のX線源アセンブリの位置を設定することができる。

【0042】

その後、一連の投影画像は、異なるX線源位置（動作ブロック1420）で取得され得る。実施形態1000において、投影画像は搬送フレームがリニア又は非リニア経路に沿って移動する間に取得することができ、そのため搬送フレームはX線源に取り付けられている。実施形態1000において、投影画像は、高さ、範囲、及び支柱の第1及び第2部分の回転が、取り付けられたX線源がリニア又は非リニア経路に沿って移動するように調整されている間に取得することができる。実施形態1200において、投影画像は、X線源が支持トラックに沿って移動される間に取得可能である。実施形態1300において、投影画像は、個別のX線源が誘発される間に取得可能である。

20

【0043】

その後、取得された投影画像データは、システム制御器の制御及び処理コンポーネント（動作ブロック1430）により、（例えば、検出器から返信されて）受信され得る。投影画像は、さらに処理される前に、（例えば、自動的に、又はオペレータによって）ディスプレイ110上に表示されることが可能であり、及び／又は品質チェックを受ける。

30

【0044】

次に、撮像ジオメトリ及びトモシンセシス再構成は、撮像ジオメトリ及びトモシンセシス再構成（動作ブロック1440）に関連する、所定又は所望の値（又は値を変更する）に近づくメトリックを繰り返し観察しつつ、（例えば、線源位置及び検出器位置（単数又は複数））を繰り返して決定することにより、同時に決定されることが可能である。例えば、撮像ジオメトリ及びトモシンセシス再構成は、トモシンセシス再構成（動作ブロック1440）に関連するメトリックを最大化（又は最小化）する撮像ジオメトリを構築することにより、同時に決定することができる。最終再構成の画質や、測定した投影を再構成するデータの忠実性などの多数のメトリックがあり、撮像ジオメトリを決定するために使用することができる。

40

【0045】

その後、再構成ボリュームは、ディスプレイ110、110'上に表示されることができ（動作ブロック1450）、及び／又は、ボリュームを格納する前に品質チェックを受ける。一実施形態では、再構成ボリュームは、品質チェックの後に（例えば、その表示の前に）格納可能である。

【0046】

画質メトリックの例は、再構成対象

【数1】

$$f(\vec{r})$$

の勾配再構成のエッジ（高周波数）情報に関するメトリックである。

【数2】

$$E_1 = \frac{1}{2} \int_V |\nabla f(\vec{r})|^2 d\vec{r}$$

10

又はラプラシアン

【数3】

$$E_2 = \frac{1}{2} \int_V |\nabla^2 f(\vec{r})|^2 d\vec{r}$$

式中、

【数4】

$$\vec{r} = (x, y, z)$$

20

は空間的位置であり、Vは再構成のボリューム又はサブボリュームである。

【0047】

画質の別のタイプのメトリックは、出力密度などの再構成対象

【数5】

$$f(\vec{r})$$

の確立分布関数（又は標準化したヒストグラム）h(z)に関する。

【数6】

$$E_3 = \int_Z h^2(w) dw$$

30

又はエントロピー

【数7】

$$E_4 = - \int_z h(w) \log(h(w)) dw$$

式中、

【数8】

$$h(w) = \frac{1}{V} \int_V K(f(\vec{r}) - w) d\vec{r}$$

40

は、Wの確立分布関数のノンパラメトリックカーネル密度推定であり、特定のカーネルK()では、減衰係数又はハウズフィールド単位などの再構成の単位である。典型的なK()の選択は、ディラックのデルタ関数とガウスカーネルである。

データの忠実度メトリックは、

【数9】

$$E_5 = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{n \text{ Projs}} \left\| \mathbf{A}_i \mathbf{f} - \mathbf{p}_i \right\|^2$$

【数10】

$$E_6 = R(\mathbf{f}) + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{n \text{ Projs}} \left\| \mathbf{A}_i \mathbf{f} - \mathbf{p}_i \right\|^2$$

10

又は規則的なバージョン式中、 \mathbf{A}_i は、 i th 投影に対する投影マトリックスであり、 \mathbf{f} 及び \mathbf{p} は再構成ボリュームと投影画像のベクトル表示であり、 $R(\cdot)$ は、再構成 \mathbf{f} で平滑度など先行する正則化項である。投影マトリックス \mathbf{A} は、撮像ジオメトリの関数である。

【0048】

再構成画質は、各投影の X 線源及び検出器の位置の正確な知識に左右される。走査ジオメトリにおける不確実性は、再構成のアーチファクト及び / 又はボケにつながり得る。さらに、格子を使用する検出器の正確な位置決めは、照射している X 線の全部又は一部が、検出器に届くように格子を通過させるために望ましいか、重要である場合がある。可搬型据置検出器のトモシンセシスシステムでは、走査ジオメトリは据置検出器に対して X 線源位置の設定に対応することができる。移動可能なフレーム及び移動可能な X 線源アセンブリと関連する位置エンコーダは、X 線源アセンブリに関連した局所座標系中の X 線源の空間的位置についての正確な情報を提供可能である。分散型線源アセンブリには、X 線源の空間的位置が局所座標系中に固定され得る。可搬型トモシンセシスシステムには、検出器及び X 線源は物理的に互いに分離されており、したがって、相対配向及び X 線源アセンブリと検出器の局所座標系の間の距離は正確にはわからない。一つの例示の実施形態では、検出器は物理的に分離されることが可能、可搬型トモシンセシスシステムにつながれることができる。しかしながら、このようなシステムジオメトリ（例えば、検出器、X 線源（単数又は複数）の位置、配向など）は知ることが出来ない。

20

【0049】

図 15 a 及び図 15 b は、リニア走査トモシンセシスシステム用の、例示的な相対配向、及び X 線源座標系 1500 と検出器座標系 1530 との間の距離を模式的に示す図である。図 15 a は、所望の並列した（例えば、選択された並列又は理想的に並列した）トモシンセシスシステムを示し、検出器及び X 線源の座標は、同一の配向を有する。検出器 1540 上の X 線源 1520 の軌道 1510 の投影 1525 は、平面軸の検出器の 1 つと並列し、X 線源と検出器との間の距離は X 線源の軌道に沿って一定である。図 15 b は、検出器及び X 線源座標が異なる配向を有し、その結果、検出器平面への X 線源の距離が、X 線源軌道に沿って今や変化する。図 12 にて示すように、X 線源アセンブリ 1060 と検出器 1050 との間の配向における、このタイプの不一致は、検出器 1050 が寝たきりの患者の下に置かれる場合に起こり得る。

30

【0050】

図 14 b は、フィルタリングされた逆投影の再構成アルゴリズムに関連した画質メトリックを、決定又は最適化することができるアルゴリズムを使用した撮像ジオメトリ / 再構成のステップ 1440 を決定する方法の実施形態を示すフローチャートである。これを達成するために使用されるアルゴリズムは、撮像ジオメトリ自動補正再構成アルゴリズムと称される場合もある。フィルタ投影の動作ブロック 1441 においては、撮像ジオメトリの最新の推定は、フィルタリングされた投影を生成するために使用されることがある。逆投影のフィルタリングされた投影動作ブロック 1442 においては、フィルタリングさ

40

50

れた投影は、最新の再構成を生成するために、撮像ジオメトリの最新の推定を使用して逆投影することができる。計算された再構成画質メトリック動作ブロック 1443においては、 E_1 で定義される L2 ノルムなどの画質メトリックは最新の再構成のために計算される。反復する完全な動作ブロック 1444においては、画質メトリックの停止条件が達成された場合に、最適化を終了することができる。さもなければこのプロセス（例えば、最適化）は継続する。停止条件の例は、画質メトリックが最大（又は最少）値に集中し、メトリックの関連する変化が所定の閾値以下であること、又は反復の最大数に達したことである。

【0051】

撮像ジオメトリの自動補正再構成アルゴリズムの 1 つの特色は、最適化画質メトリック / 撮像ジオメトリ動作ブロック 1445 を最新にすることができる、画質メトリックが撮像ジオメトリに関して最適化される。例示的な最適化の工程は、所望の画質メトリックを（例えば、最大化又は最小化）達成する撮像ジオメトリにアップデートを決定することができる。撮像ジオメトリの例示的な最適化工程は、再構成の全体又は部分にて実行され得る。例示的な部分集合は、一連の軸方向のスライス又は推定された撮像パラメータを使用した初期の再構成から決定された対象のサブボリュームであり得る。

【0052】

ある一般的に使用される最適化のアルゴリズムは、滑降シンプレックス法、パウエル（Pawell）法及び傾斜降下法である。例えば、再構成 E_1 の L2 ノルムを最適化（最大化）するために傾斜降下法を使用すると、

【数11】

$$E_1 = \frac{1}{2} \int |\nabla f(\vec{r})|^2 d\vec{r} = \frac{1}{2} \int \nabla f_x^2(\vec{r}) + \nabla f_y^2(\vec{r}) + \nabla f_z^2(\vec{r}) d\vec{r}$$

撮像パラメータ の集合に関する E_1 の導関数は、

【数12】

$$\frac{\partial E_1}{\partial \mathbf{a}} = \int \nabla f_x(\vec{r}) \frac{\partial \nabla f_x(\vec{r})}{\partial \mathbf{a}} + \nabla f_y(\vec{r}) \frac{\partial \nabla f_y(\vec{r})}{\partial \mathbf{a}} + \nabla f_z(\vec{r}) \frac{\partial \nabla f_z(\vec{r})}{\partial \mathbf{a}} d\vec{r}$$

これらの導関数は、フィルタリングされた逆投影の再構成アルゴリズムを使用して分析的又は数値的のいずれかで決定されることができる。

この導関数はその後、最新の推定^k にアップデートして使用され、新しい推定^{k+1} は、

【数13】

$$\mathbf{a}^{k+1} = \mathbf{a}^k + \delta^k \frac{\partial E_1}{\partial \mathbf{a}}$$

式中、^k は一定か、又は各アップデートでラインサーチを使用することで計算され得る最適な刻み幅かのどちらかであり得る。

【0053】

撮像パラメータは、集合体であり得るか又は、再構成に使用される各投影画像のための据置検出器に関連する X 線源位置 { x_{S_i} , y_{S_i} , z_{S_i} } の、ある部分集合であり得る。あるいは、上記のように、X 線源位置間の距離が分かっている場合には、その後撮像パラメータが関連する配向及び X 線源アセンブリと検出器の間の距離に一致する。これは、推定された公称の X 線源位置を再構成メトリックを最適化した空間中の位置に変換する

10

20

30

40

50

剛体運動のパラメータの集合体又は部分集合の決定に一致する。図16は、例示的に得られた配向と開始配向に剛体運動を加えた後のリニアトラックX線源アセンブリ1620の距離とリニアトラックX線源アセンブリ1610の距離を示す図である。剛体運動パラメータの集合体は、検出器の周囲を回転するx、y、及びzであることができ、検出器のx、y、及びz軸に沿ったtx、ty、及びtzを変換し得る。

【0054】

撮像パラメータがX線源位置の集合体に対応し、選択された又は最適化されたX線源位置{xs_i, ys_i, zs_i}が平滑な軌道を生じるように再構成メトリックに正則化項が加えられるという点に特に留意すべきである。このような正則化項の例は、X線源位置の集合体

10

【数14】

$$\sum_i |\nabla xs_i|^2 + |\nabla ys_i|^2 + |\nabla zs_i|^2$$

のL2ノルムである。

【0055】

アップデートしてフィルタリングされた動作ブロック1446において、最新のアップデートされた撮像ジオメトリは、投影をフィルタリングするために使用された撮像ジオメトリとは著しく異なり、投影はその後最新のアップデートした撮像ジオメトリを使用してフィルタリングができる。アップデートしてフィルタリングされた投影は、その後、撮像ジオメトリの自動補正再構成アルゴリズムの次の繰り返し（単数又は複数）で使用されることが可能である。

20

【0056】

図18は、推定された撮像ジオメトリ1810を使用した手のファントムのリニアトラック走査のためのトモシンセシスの再構成のスライスを示し、1つの撮像ジオメトリの自動補正再構成アルゴリズムによって決定された最適化されたジオメトリ1820、及び実際の撮像ジオメトリ1830を示す図である。推定されたジオメトリとしては、X線源アセンブリは検出器のZ軸に沿って180cm変換し、検出器1610と同様の配向を有する。実際のジオメトリは、推定された位置から-3.9度でx軸の周りを回転し、続いて-3.9度でz軸の周りを回転するリニアトラックに一致する。図18に示すように、自動補正再構成アルゴリズムから計算された撮像ジオメトリ及び実際の撮像ジオメトリを使用したトモシンセシス再構成の結果は、本質的には判別不可能である。

30

【0057】

本願で説明された種々の例示の実施形態は、動作の個々のモードを例示し得る。ある例示の実施形態において、2つ以上のモードが、単一の移動型放射線撮像システム及び/又はそれを用いた方法において/それらにより提供され得る。

【0058】

移動型放射線撮像システム及び/又はその使用方法のある例示の実施形態は、関連するX線源の焦点位置及び検出器位置と配向を提供するキャプチャーシーケンス内の各画像のために、統一された座標系でデータを生成することができる自動補正再構成プロセスを決定又は使用が可能であることである。この情報はトモシンセシス画像の再構成において、様々で多数の使用ができる。例えば、このような情報は、検出器が「大気暴露」を受け取る信号を見積もるためのX線露光技術の技術的要素とともに（例えば、線源（単数又は複数）と検出器の間に挿入されたいかなる対象/被検体無しに）使用されることができる。この「大気暴露」画像は、容積測定の再構成プロセスのため、推定されたリニア減衰係数を提供するためにトモシンセシス再構成で使用されることができる。さらに、本願によるリカバリしたジオメトリは、SIRT, SART, ARTなどのその他の方法、又はボリューム計測再構成アルゴリズムの当業者に知られているその他の方法を採用する、トモシ

40

50

ンセシス再構成の手法を適用することにも使用することができる。加えて、リカバリしたジオメトリは、患者の照射量の推定にも使用することができる。

【 0 0 5 9 】

図19は、第1及び第2の（例えば、多数の）放射線撮影X線源を含み得る移動型放射線撮像システムを示す図である。図19に示されるように、移動型放射線撮像システムは、第1の放射線撮影X線源と、コリメータと、永久的に装着されるか、必要なときに（脱着可能に）装着されるかの何れかであり得る分散型線源（例えば、長方形）を備える第2のX線源とを含むことが可能である。

【 0 0 6 0 】

図20は、第1及び第2の（例えば、多数の）放射線撮影X線源を含み得る移動型放射線撮像システムを示す図である。図20に示すように、移動型放射線撮像システムは、第1の放射線撮影X線源と、コリメータ、永久的に装着されるか、必要なときに（脱着可能に）装着されるかの何れかであり得る分散型線源（例えば、リニア）を備える第2の放射線撮影X線源とを含み得る。一実施形態では、分散型線源は、検出器上の対応点から単一の距離を維持するために曲げられた支持体上に存在し得る。例示の分散型線源アタッチメントは、使用するための第1位置と、使われないときには（例えば、折り畳まれて）格納するための第2の位置を有し得る。一実施形態では、例示の分散型線源アタッチメントは、使用するための第1位置と、少なくとも1つの（例えば、半分折り畳まれる）中間位置と、使わないときには（例えば、折り畳まれて）格納するための第2の位置を有し得る。一実施形態では、このような例示的分散型線源は、トラック及び動くX線源によって置き換える可能である。

10

【 0 0 6 1 】

少なくとも1つの実施形態と一致して、例示の方法は、電子メモリからアクセスされる画像データ上で行う格納された命令を伴うコンピュータプログラムを用いることが可能である。画像処理技術の当業者によって理解される能够なように、本発明の実施形態のコンピュータプログラムは、パソコンやワークステーションなどの、適切な、汎用コンピュータシステムによって利用される能够な。しかしながら、多くの他の種類のコンピュータシステムが、本発明のコンピュータプログラムを実行するために用いられる能够な、例えば、ネットワークプロセッサ配列を含む。本発明の方法を実施するためのコンピュータプログラムは、コンピュータ可読の記憶媒体の中に格納されてもよい。この媒体は、例えば、ハードドライブ又はリムーバブル装置又は磁気テープなどの磁気ディスクなどのような磁気記憶媒体、光ディスク、光テープ、又は機械可読の光学符号化などの光学式記憶媒体、ランダムアクセスメモリ（RAM）又は読み出し専用メモリ（ROM）などの固体電子記憶デバイス、又はコンピュータプログラムを格納するために採用されるあらゆる他の物理デバイス又は媒体を備えてよい。本発明の方法を実施するためのコンピュータプログラムはまた、インターネットや他のネットワーク、通信媒体の手段により画像プロセッサに接続されたコンピュータ可読の記憶媒体上に格納され得る。当業者は、かかるコンピュータプログラム製品の均等物も又はドウェアの中に構成され得ることをさらに容易に認識するであろう。

20

【 0 0 6 2 】

本開示の文脈内で「コンピュータでアクセス可能なメモリ」と均等である、「メモリ」という用語は、格納及び画像データ上で動作するために用いられ、例えば、データベースを含むコンピュータシステムにアクセス可能である、あらゆる種類の一時的又はさらに永続的なデータ記憶装置作業空間を指す能够なことに留意されたい。メモリは、例えば、磁気又は光学式記憶などの長期記憶媒体を用いた不揮発性である能够な。あるいは、メモリは、マイクロプロセッサ又は他の制御論理プロセッサデバイスによって一時的なバッファ又は作業空間として用いられるランダムアクセスメモリ（RAM）などの電子回路を用いて、より揮発性のある性質である能够な。例えば表示データは、表示デバイスに直接関連付けられる一時的記憶バッファに典型的に格納され、及び表示されたデータを提供するために必要に応じて定期的に再読み込みされる。この一時的な記憶バッ

30

40

50

ファもまた、この用語が本開示において使用される際、メモリと考えられることができる。メモリはまた、計算及び他の処理の中間及び最終結果を実行する又は格納するためのデータ作業空間として用いられることもできる。コンピュータでアクセス可能なメモリは、揮発性、不揮発性、又は揮発性と不揮発性のハイブリッドな組み合わせであることができる。

【0063】

本願のコンピュータプログラム製品は、周知の多様な画像操作アルゴリズム及び処理を利用してもよいことが理解されよう。本願における例示のコンピュータプログラム製品の実施形態は、実施に有益であるが、本願において特に示されたり説明されたりしないアルゴリズム及び処理を具体化してもよいことがさらに理解されよう。このようなアルゴリズム及び処理は、画像処理技術の分野において通常の技術範囲にある従来の効用を含んでもよい。かかるアルゴリズム及びシステム、及び画像の製作及び別様の処理のための、又は本発明のコンピュータプログラム製品と協調するためのハードウェア及び／又はソフトウェアの追加的な態様は、本願において具体的に示されたり説明されたりしておらず、当技術分野で周知のアルゴリズム、システム、ハードウェア、コンポーネント、及び要素から選択され得る。

10

【0064】

図14aから図14bの図面により行われる例示の機能、システムプロセッサ又は移動型放射線撮影ユニットは、実施されてもよい。例えば、それらに限定されないが、当業者にとって自明であるように、本明細書の教示によってプログラムされた、従来の汎用プロセッサ、デジタルコンピュータ、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、RISC（縮小命令セットコンピュータ）プロセッサ、CISC（複数命令セットコンピュータ）プロセッサ、SIMD（単一命令複数データ）プロセッサ、信号プロセッサ、中央処理ユニット（CPU）、算術論理演算ユニット（ALU）、GPU、ビデオデジタル信号プロセッサ（VDSP）及び／又は同様のコンピュータを利用する機械のうちの1つ以上を用いて実施されてもよい。適切なソフトウェア、ファームウェア、符号化、ルーティン、命令、命令コード、マイクロコード、及び／又はプログラムモジュールは、当業者にとっても自明であるように、本開示の教示に基づいて熟練のプログラマによって容易に準備されてもよい。ソフトウェアは概して、機械に実装されたプロセッサのうちの1つ以上により、1つの媒体又はいくつかの媒体から実行される。

20

【0065】

本願による、ある例示の実施形態は、移動可能搬送フレームと；取っ手と；移動可能搬送フレームに連結された調整可能な支持構造と；複数の異なる線源位置から被検体に向かってX線照射を方向付けるように構成された調整可能な支持構造に搭載されたX線源アセンブリと；移動型X線撮影装置における、X線源アセンブリに連結された制御回路であって、トモシンセシス画像を再構成するための投影画像データセットを、複数の異なる線源に受信するように構成された制御回路とを含むことが可能な方法及び／又は装置を提供することができる。

30

【0066】

本願による、ある例示の実施形態は、対象の複数のX線トモシンセシス投影画像を取得すること；X線投影画像を用いて対象の3次元再構成を生成することを含みうる移動型X線撮影装置にて使用する方法及び／又は装置を提供することができ、放射線検知器配列に対応する複数のX線源位置の撮像ジオメトリは、複数のX線トモシンセシス投影画像として周知ではない。

40

【0067】

本願によるある例示の実施形態は、走査角度の範囲で、複数の2D断層撮影投影画像の画像データを取得すること；複数の2D断層撮影投影画像と、複数の2D断層撮影投影画像に第1の撮像ジオメトリとを使用して3次元再構成を生成すること；最新の3次元再構成に断層再構成の性能メトリックを決定すること；断層再構成の性能メトリックを所定の値と比較すること；第1の撮像ジオメトリを、調整された撮像ジオメトリに設定し、断層

50

再構成性能メトリックが所定値と同等ではないときに動作の設定を通して生成を繰り返し、その他の場合には最新の3次元再構成と第1の撮像ジオメトリをコンピュータがアクセス可能なメモリに格納することとを含み得る、少なくとも部分的にコンピュータ上で実行される、デジタル放射線3D断層画像を再構成する方法及び／又は装置を提供可能である。

【0068】

選択された例示的な装置又は方法の実施形態としては、X線源は少なくとも1つの移動可能な線源を含むことが可能なX線源アセンブリを含み得る。一実施形態では、移動可能な線源は支持体に搭載され、それに沿ってX線源が移動するよう構成される。一実施形態では、支持体は一般的にはリニア、2Dトラック、曲線、3D経路又は複数の支持体であることができる。一実施形態では、移動可能な線源は、移動可能搬送フレーム又は調整可能な支持構造を含むことができる。選択された例示的な装置又は方法の実施形態としては、X線源アセンブリは、所定の空間的関係に複数の分散型線源を含むことが出来る。1つの実施形態において、複数の分散型線源は支持物に沿って搭載され得る。一実施形態では、所定の空間的関係は、1つ以上のリニアトラック、2Dトラック、曲線、長方形又は3D経路である。一実施形態では、移動可能搬送フレーム又は調整可能な支持構造は前記複数の異なる線源位置におけるX線源を位置決めするように構成され得る。選択された例示的装置又は方法の実施形態としては、トモシンセシス画像は3次元である。選択された例示的装置又は方法の実施形態としては、対象に関する初期投影画像は、複数の異なる線源位置のために投影画像データセットが取得される前に撮影される。

【0069】

選択された例示的装置又は方法の実施形態では、撮像ジオメトリは移動可能なX線源及びX線検出器のジオメトリを含むことができる。一実施形態では、撮像ジオメトリは、X線源に関連する検出器の位置又は検出器に関連するX線源の位置を備える。一実施形態では、複数の異なる線源位置のそれぞれに、撮像ジオメトリはX線検出器の位置と配向、及びX線源の位置と配向を備える。一実施形態では、X線源の位置は撮像ジオメトリで決定される。一実施形態では、X線検出器の位置はX線源の座標系に対応して決定される。一実施形態では、撮像ジオメトリは、システム撮像ジオメトリ、X線源の撮像ジオメトリ、及び／又はX線検出器の撮像ジオメトリを備える。一実施形態では、撮像ジオメトリは、複数の異なる線源位置のそれぞれに、X線検出器の位置と配向、及びX線源の位置と配向を備える。一実施形態では、検出器の位置と配向は、複数の異なる線源位置のうち、少なくとも一度変更するために決定される。一実施形態では、撮像ジオメトリは、移動可能な線源を含むX線源アセンブリを備え、移動可能な線源は少なくとも1つのX線源が支持体に搭載され、それに沿って少なくとも1つのX線源が移動するよう構成され、又は所定の空間的関係に複数の分散型線源を備える。一実施形態では、対象の初期投影画像は、走査角度が取得される範囲にわたって複数の2D断層撮影投影画像のために画像データの前に撮影される。一実施形態では、対象の初期投影画像はシステムに並列するため取得するステップの前に撮影され、断層再構成性能メトリックは所定の閾値未満又はそれ以上である。一実施形態では、初期投影画像は中央から、又は多数の分散型線源のうち中央の近傍の1つから、あるいはX線源用の移動経路の中間位置にある。選択された例示的装置又は方法の実施形態では、断層再構成の性能メトリックは、画質メトリック又はデータ忠実性メトリックである。選択された例示的装置又は方法の実施形態では、可搬型電源装置は移動可能搬送フレーム、制御回路及び／又はX線源を動力で動かすことが可能である。選択された例示的装置又は方法の実施形態では、可搬型デジタル検出器アセンブリ（格子）は、線源から放射線を受信し、複数の異なる線源位置から放射線の受信をする間、静止又は移動するように構成され、X線源アセンブリ及び検出器アセンブリは、互いに関連してX線源アセンブリ及び検出器アセンブリの距離と配向を検知するために、協力して調整されるセンサ及び／又は送信器を含む。一実施形態では、検出器は、画像データを制御回路に送信するため、及び／又は制御信号を制御回路から検出器に送信するための制御回路に無線で連結されている。一実施形態では、可搬型ヒューマンインターフェースデバイスは、制御

10

20

30

40

50

回路に連結されており、制御回路は投影画像データセットをトモシンセシスの演算のために、遠隔システムに送信するよう構成されている選択された例示的装置又は方法の実施形態では、線源位置は、検出器に対して、約5度から120度の間の第1角度を形成するか、又は約20度から40度の間の第2角度を形成する。一実施形態では、X線源の撮像ジオメトリが決定され、X線源の撮像ジオメトリにおけるX線検出器の位置を決定することを備える。一実施形態では、複数の異なる線源位置の撮像ジオメトリが決定された後、複数の異なる線源位置の撮像ジオメトリにおけるX線検出器の位置を決定することを備える。選択された例示的装置又は方法の実施形態では、X線検出器は、1~20秒の撮像間隔で1秒間に2~30のフレームを捉えるか、又は1~3秒の撮像間隔で1秒間に3~5フレームを捉える。選択された例示的装置又は方法の実施形態では、複数の断層撮影投影画像は30~60画像又は25~100画像を備える。選択された例示的装置又は方法の実施形態としては、中央のX線源又は追加的なX線源は、標準の投影放射線撮影画像を捉える、又は最大120kVpの露光を提供するために十分なX線出力を有する。

【0070】

本願の説明及び例が、人間又は他の被検体の放射線医用撮像に第一に向けられる一方、本明細書の装置及び方法の実施形態が、他の放射線撮像装置にも適用され得ることを理解すべきである。これは非破壊試験(NDT)などの用途を含み、撮像された被検体の異なる特徴を強調するために、それに関して、放射線撮影画像が取得され、異なる加工処理を提供されてもよい。

【0071】

同時係属かつ同一出願人による優先権主張U.S. provisional patent applications Serial Nos. (a) 61/728,401(2012年11月20日出願)「トモシンセシス装置のための取得した走査ジオメトリの補正及び移動型放射線装置のための方法」リチャード A. サイモン(Richard A. Simon)らに開示されており、この開示は参考として本明細書に組み込まれる。

【0072】

本発明は1つ以上の実施について例示されている一方、代替例及び/又は修正例は、添付の特許請求の範囲及びその精神から逸脱することなく、示された例についてなされ得る。さらに、本発明の具体的な特徴はいくつかの実施/実施形態のうちの唯一のものについて開示され得る一方、このような特徴は、それが所望されることが可能であり、所与の又は具体的な機能に関して利点があるため、他の実施/実施形態のうちの1つ以上の他の特徴と結び付けられ得る。「少なくとも1つ」という用語は、掲載された項目のうちの1つ以上が選択され得ることを意味するために用いられている。「およそ」という用語は、示された実施形態に対して処理又は構造における不適合が生じない限り、掲載された値がいくらか変更され得ることを示している。最終的に、「例示の」は、説明が理想的であることを暗示するよりはむしろ一例として用いられていることを示す。本発明の他の実施形態は、本願に開示された本発明の明細及び実践を考慮することにより、当業者に明白になるであろう。明細書及び例は例示のみとして考慮されることが意図されており、本発明の真の範囲及び精神は下記の特許請求の範囲によって示されている。

【0073】

本願に開示された実施形態は、係統中のU.S. patent application 13/283,654、「X線撮像システム用の位置合わせ装置(Alignment Apparatus for X-ray Imaging System)」に関連付けられ得る、その開示はその全体において参照により組み込まれる。

10

20

30

40

【図1】

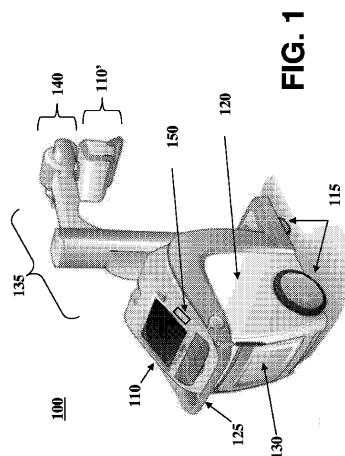


FIG. 1

【図2】

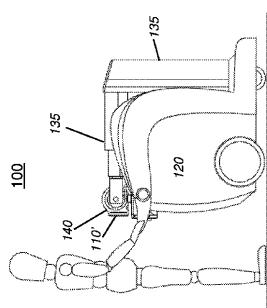


FIG. 2

【図3】

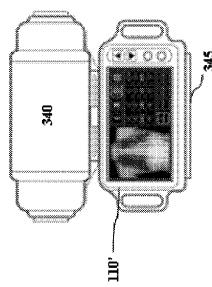
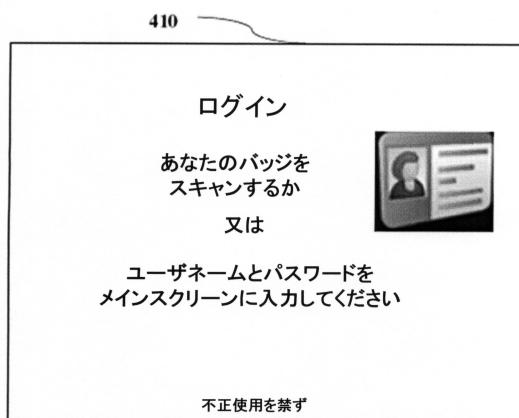


FIG. 3

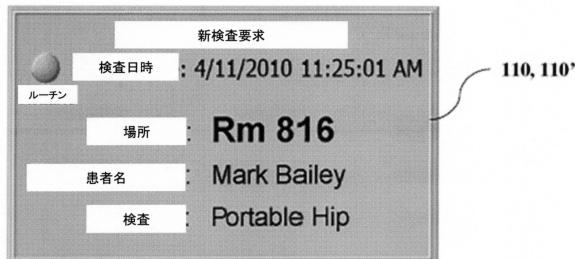
【図4】



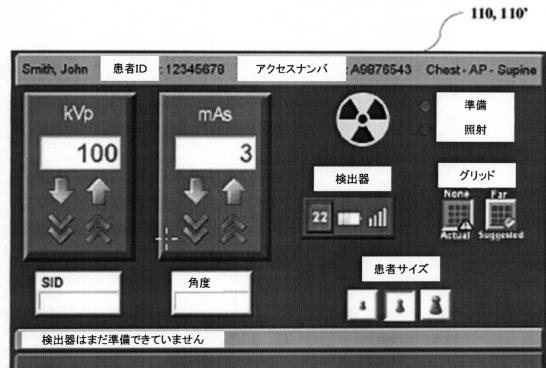
【図5】

患者名	場所	検査	検査日時
James Johnson	Rm 203	Portable Chest	4/11/2010 11:23:51 AM
Fred Smith	Rm 224	Knee	4/11/2010 11:24:12 AM
Fred Jones	Rm 245	Portable Chest	4/11/2010 11:23:44 AM
Scott Smith	Rm 252	Portable Hip	4/11/2010 11:24:05 AM
John Jones	Rm 483	Portable Hip	4/11/2010 11:22:48 AM
Bill Miller	Rm 508	Portable Hip	4/11/2010 11:23:37 AM
Bill Smith	Rm 572	Knee	4/11/2010 11:23:30 AM
Bill Miller	Rm 778	Portable Chest	4/11/2010 11:23:16 AM
Mike Jones	Rm 884	Knee	4/11/2010 11:23:23 AM
Robert Jones	Rm 944	Portable Hip	4/11/2010 11:23:02 AM
Fred Johnson	Rm 993	Knee	4/11/2010 11:23:58 AM

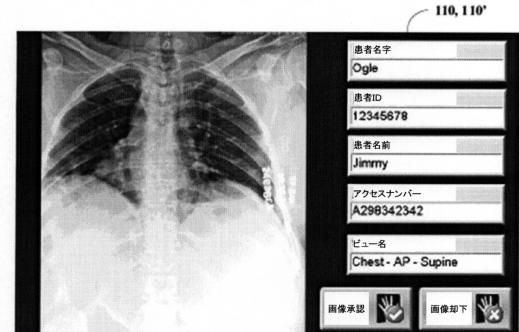
【図6】



【図7】



【図8】



【図9】

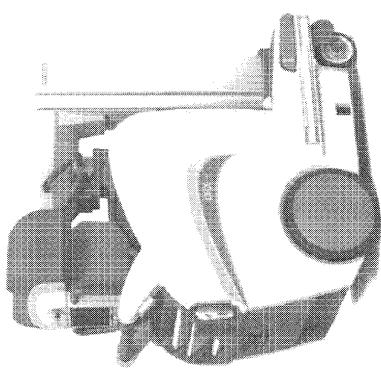
100

FIG. 9

【図10】

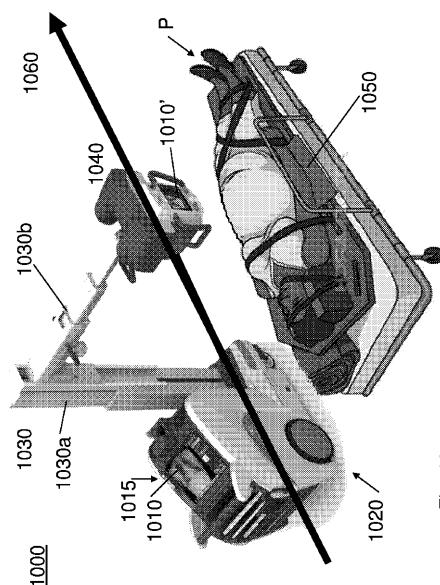


Fig. 10

【図11A】

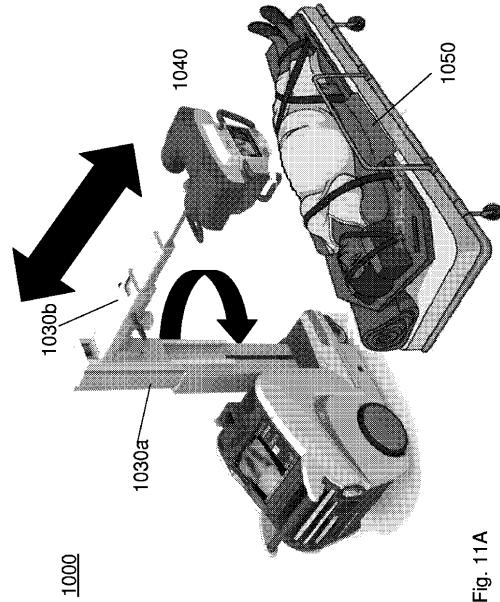


Fig. 11A

【図11B】

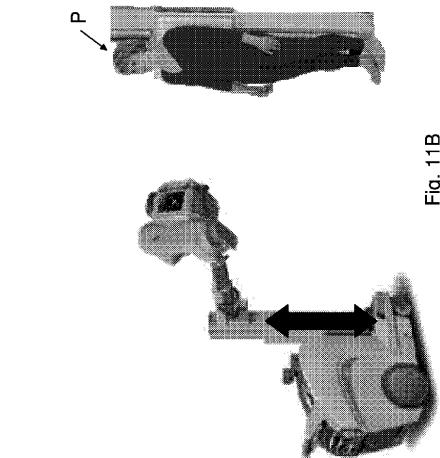


Fig. 11B

【図12】

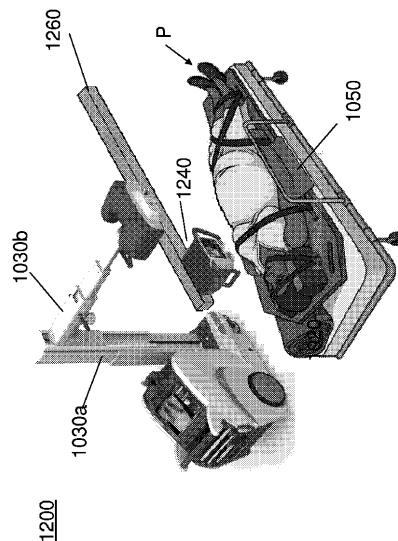
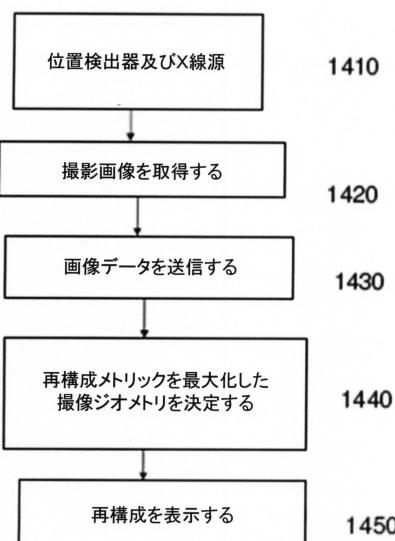


Fig.12

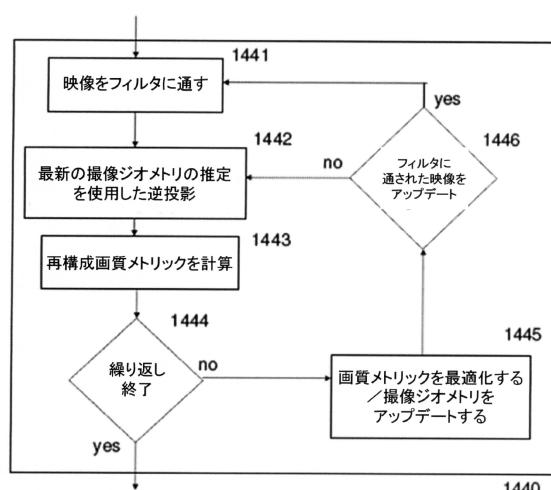
【図13】



【図14a】



【図14b】



【図 15 a - 15 b】

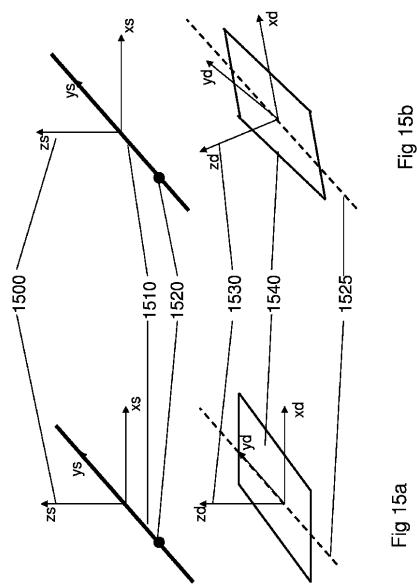
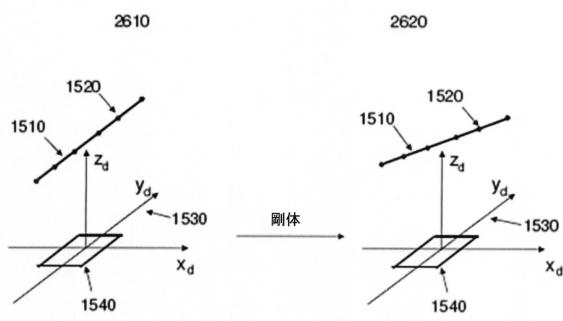


Fig 15b

Fig 15a

【図 16】



【図 17】

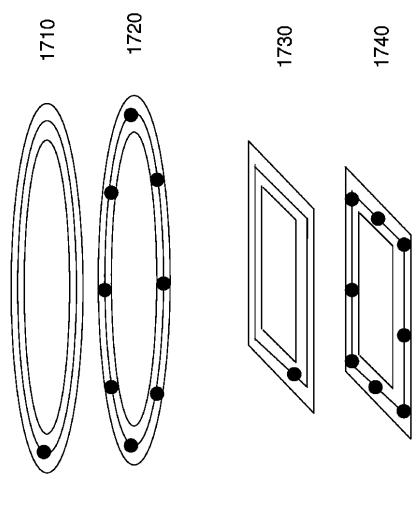


Fig. 17

【図 18】

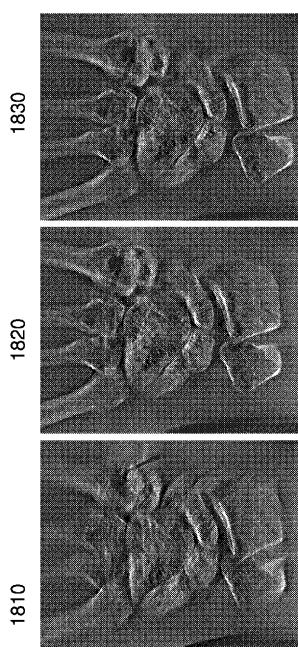


Fig. 18

【図19】

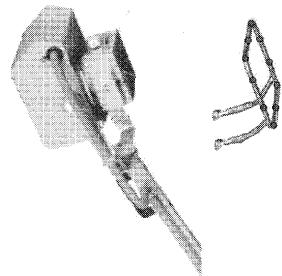
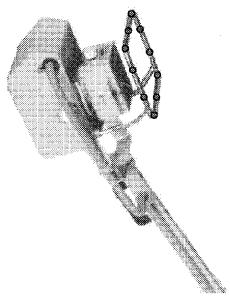


Fig. 19

【図20】

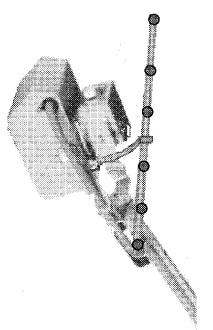
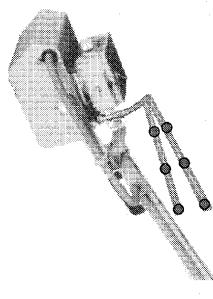


Fig. 20

フロントページの続き

(72)発明者 ヨークストン ジョン

アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェスター ヴェローナ ストリート 150 パテント リ
ーガル スタッフ内

(72)発明者 ワン シャオフイ

アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェスター ヴェローナ ストリート 150 パテント リ
ーガル スタッフ内

審査官 遠藤 直恵

(56)参考文献 特開2012-065768 (JP, A)

特開2008-188426 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14