(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5553959号
(P5553959)
(45)発行日　平成26年7月23日(2014.7.23)　(24)登録日　平成26年6月6日(2014.6.6)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 6/03 (2006.01)　A61B 6/03 320B
A61B 6/03 350P

請求項の数 7　(全 24 頁)

(21)出願番号　特願2007-217731(P2007-217731)
(22)出願日　平成19年8月24日(2007.8.24)
(65)公開番号　特開2008-55158(P2008-55158A)
(43)公開日　平成20年3月13日(2008.3.13)
審査請求日　平成22年8月16日(2010.8.16)
(31)優先権主張番号　60/823,703
(32)優先日　平成18年8月28日(2006.8.28)
(33)優先権主張国　米国(US)
(31)優先権主張番号　11/741,359
(32)優先日　平成19年4月27日(2007.4.27)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　390041542
ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデイ、リバーロード、１番
(73)特許権者　507098070
スタンフォード・ユニバーシティ　ザ・ボード・オブ・トラスティーズ・オブ・ザ・ルランド・スタンフォード・ジュニア・ユニバーシティ
アメリカ合衆国　カリフォルニア州・９４３０６－１１０６　パロ・アルト　エル・カミーノ・リアル　１７０５番
(74)代理人　100137545
弁理士　荒川　聡志

最終頁に続く

(54)【発明の名称】多線源ＩＧＣＴデータのための解析的再構成方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
１又は複数の軸走査（アキシャル・スキャン）で構成された多重軸ＣＴデータセットであって、少なくとも長手方向に分散された多数のＸ線点源から放出されて長手方向にオフセットしたＸ線ビームを用いて取得される前記多重軸ＣＴデータセットを解析的に再構成する方法であって、
前記Ｘ線点源の各々に対応するデータを独立に微分するステップ（１２０１）と、
前記独立して微分されたデータに、データ間の重なりを勘案した重み付けを施す第１の重み付けステップ（１２０２）と、
前記第１の重み付けステップで得られたデータに、ヒルベルト変換反転の方向に直交する方向に対する射線方向を勘案した重みを加重する第２の重み付けステップ（１２０３）と、
前記第２の重み付けステップで得られたデータに、軌跡対向写像（「ＴＯＭ=Trajectory opposite mapping」）ウインドー処理を施すＴＯＭウインドーステップ（１２０４）と、
前記ＴＯＭウインドーステップで得られたデータに、逆投影を実行する逆投影ステップ（１２０５）と、
前記逆投影ステップで得られたデータに、予め定義されている一組の線に沿って前記ヒルベルト変換反転を実行するステップ（１２０６）と、
「ＩＧＣＴ」システムにより走査された対象の三次元表現である再構成されたボリュー

ムを出力するステップ（１２０７）と
を備えたことを特徴とする再構成方法。
【請求項２】
少なくとも長手方向に分散された前記多数のＸ線点源（７０５、７０６、７０７）は、多数の軸横断方向Ｘ線点源（７０５、７０６）を含んでいる、請求項１に記載の方法。
【請求項３】
前記第1重み付けステップ（１２０２）は、
各々の微分されたデータ点を、前記選択された線に対する当該データ点の対応する射線の配向に応じて１又は－１のいずれかの重み値で加重するステップ、をさらに含むことを特徴とする請求項１または２に記載の方法。
【請求項４】
前記逆投影ステップ（１２０５）において、前記ＴＯＭウインドーステップで得られたデータにフェザリングを適用するステップ（１２０８）をさらに含んでいる請求項１乃至３のいずれかに記載の方法。
【請求項５】
前記フェザリングのステップ（１２０８）は、
データ点が、フェザリング領域内で且つＴＯＭウインドー境界の内側に位置するか否かを判定するステップ（１６０１）と、
前記フェザリング領域の外側に且つＴＯＭウインドー境界の内側に位置する点を全加重で受け入れるステップ（１６０２）と、
前記フェザリング領域の外側で且つ前記ＴＯＭウインドー境界の外側に位置する点を無加重で拒絶するステップ（１６０３）とをさらに含んでいることを特徴とする請求項４に記載の方法。
【請求項６】
前記全加重は、前記データ点が位置する実際の位置と前記ＴＯＭウインドー境界との間の距離を算出するステップ（１６０４）により算出されることを特徴とする請求項５に記載の方法。
【請求項７】
ＴＯＭウインドー処理を施す前記ステップ（１２０４）は、
多重軸ＣＴデータセットの各々の軸走査（アキシャル・スキャン）について、予め選択された走査経路の上方の軸走査経路及び前記予め選択された走査経路の下方の軸走査経路をＸ線検出器に投影することにより、ＴＯＭウインドーの上方境界及び下方境界を形成するステップ（１７０１）と、
互いから２走査分以上離隔した走査経路を選択するステップ（１７０２）と、
最終画像の値を、前記上方ＴＯＭウインドー境界と前記下方ＴＯＭウインドー境界との間の走査経路の数の２分の１で除算するステップ（１７０３）と、
空間の予め決められた円筒の外部にＸ線量を投与することを回避するように、前記軸走査の１又は複数の外側走査経路のＴＯＭウインドー境界を縮小するステップ（１７０５）と
をさらに含んでいることを特徴とする請求項１乃至６のいずれかに記載の方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明の分野は、Ｘ線スキャナに関し、さらに具体的には、多線源反転幾何型ＣＴ（「ＩＧＣＴ」）システムに関する。
【背景技術】
【０００２】
最新型のＣＴスキャナは、単一のＸ線源及び大面積のＸ線検出器を実装した第三世代アーキテクチャに基づくものである。Ｘ線検出器は、一次元で通常は彎曲した検出器セルのアレイであってよく、ファン・ビーム幾何学的構成を結果として生ずる。軸走査（アキシ

ャル・スキャン、すなわち患者テーブルがガントリ回転時に移動しない）では、この結果は完全に平面状のデータ集合となり、このデータ集合に対して二次元（「２Ｄ」）フィルタ補正逆投影（ＦＢＰ）を施すことができる。再構成は理論的には厳密であり、可能性のあるあらゆる画像アーティファクトは、量子雑音、エイリアシング、ビーム・ハードニング、及び散乱放射線のようなスキャナの物理的制限に由来し得る。

【０００３】

１９８０年代初頭に、螺旋型（ヘリカル型又はスパイラル型）ＣＴシステムが登場した。かかるシステムは、ガントリ回転時に患者テーブルを並進させることにより、さらに高速にデータを取得するものであった。螺旋ＣＴシステムでは、生のＣＴデータが典型的には、テーブル並進を行なわないで取得されたかのような２Ｄ平面状のデータ集合となるように補間されて、２Ｄ　ＦＢＰが施される。

【０００４】

１９９０年頃から、マルチ・スライス又は多列検出器型ＣＴシステムが、高品質の医療スキャナの標準的なＣＴアーキテクチャとなった。検出器は、検出器セルの多数の横列すなわち二次元アレイを有し、コーン・ビーム幾何学的構成を結果として生ずる。これらの幾何学的構成は平面状のデータ集合を生じないため、２Ｄ画像再構成アルゴリズムは正確な走査幾何学的構成に基づくものとはならず、コーン・ビーム・アーティファクトを生ずる場合がある。軸走査モードでは、Feldkamp、Davis及びKressが２Ｄファン・ビームフィルタ補正逆投影（ＦＢＰ）をコーン・ビーム幾何学的構成に合わせて改造した三次元（「３Ｄ」）コーン・ビーム再構成アルゴリズム（「ＦＤＫアルゴリズム」）を提案した。ＦＤＫアルゴリズムは、中央の平面の近く及び回転中心の近くでは良好に作用するが、アーティファクトが生じて、コーン角が増すにつれて悪化する。４０ｍｍ被写域のスキャナ（典型的には約４°のコーン角に対応する）では、かなりのアーティファクトが生じ、特にｚ＝－２０ｍｍスライス及びｚ＝２０ｍｍスライスに向かうにつれて増大する。生のＣＴデータは実際には、３Ｄ軸走査においては基本的に不完全であり、従って、考えられ得る最善のアルゴリズムであっても場合によってはアーティファクトを結果として生ずる。

【０００５】

一方、螺旋コーン・ビーム走査では、データは基本的に完全であり（但し、テーブル速度がガントリ回転速度及びスライス厚に比較して大き過ぎないことを条件とする）、従って、厳密な再構成が可能である。ＦＤＫアルゴリズムは螺旋走査モード向けに改造されているが、非厳密な再構成又は近似的な再構成を結果として生ずる。このため、特殊なフィルタ線に沿ってフィルタ処理演算を行ない、続いて逆投影を行なう厳密な３Ｄ螺旋コーン・ビーム再構成アルゴリズム（「Katsevitchアルゴリズム」）が開発されている。Katsevitchアルゴリズムに関連する欠点は、かかるアルゴリズムは、検出器表面が連続的にサンプリングされると仮定していること、及びかかるアルゴリズムは他の関連する制限を有することである。

【０００６】

上述のファン・ビーム幾何学的構成及びコーン・ビーム幾何学的構成に関連するもう一つの欠点は、各々の形式の幾何学的構成が、限定された視野（「ＦＯＶ」）を有していることである。ファン型幾何学的構成では、ＦＯＶは走査可能な対象の区域であり、線源及び検出器がこの走査可能な対象の周囲を回転すると同時にＸ線ビームを絶えず受光する区域である。ＦＯＶの外部の幾つかの画像ボクセルでは、投影データは不完全である。結果的に、ＦＯＶの寸法、及びこのＦＯＶが如何に多くのアーティファクト（存在するとして）を含んでいるかが重要であり、目標はＦＯＶを可能な限り大きくして可能な限り多くのアーティファクトをなくすことである。従来のＣＴシステムでは、ＦＯＶの寸法は、Ｘ線検出器の軸横断方向（トランス・アキシャル）の寸法に比例している。検出器が大面積になるほどＦＯＶも大きくなり、逆もまた真である。検出器の寸法が大きくなるほどＦＯＶも大きくなるが、このことを具現化するのは技術的に困難であり、高経費である。

【０００７】

さらに大面積の検出器を用いて視野（ＦＯＶ）をカバーすることに対する代替として、

反転幾何型（Inverse Geometry）計算機式断層写真法（ＩＧＣＴ）システム１００（図１に示す）が開発されており、このシステム１００は、小面積の検出器１０１を大面積の分散型線源１０２と組み合わせて用いており、分散型線源１０２には、多数のＸ線点源１０３が軸横断方向（ｘｙ平面内）及び長手方向（ｚ軸に沿った方向）にアレイ状に配列されている。各々のＸ線点源１０３が、異なる時刻にファン・ビーム（又はコーン・ビーム）１０４を放出し、投影データ（例えばサイノグラム）１０５が検出器１０１によって捕獲される。加えて、検出器１０１、分散型線源１０２、及びファン・ビーム（又はコーン・ビーム）１０４は、回転軸１０７を中心として軸回転することもできる。検出器１０１によって捕獲された投影データ１０５は、視野１０６内の関心対象を再構成するように処理される。公知の組み換え（リビニング）アルゴリズムを用いて、これらの投影データを平行射線投影に組み換えることができる。

【０００８】

軸横断方向では、好ましくはアイソセンタを中心とした円弧に沿って多数のＸ線点源１０３が配置されており、全ての対応するファン・ビーム（又はコーン・ビーム）１０４が、アイソセンタ集束型検出器によって従来の第三世代システムに適合するように回転されるようになっている。これにより、完全コーン・ビームへの厳密な組み換えが可能になり、また一様なビーム・プロファイルを達成する助けとなる。得られるデータ集合は、多数の長手方向にオフセットされた第三世代データ集合に再配列され又は組み換えられることができる。ｚ方向に分散された多数のＸ線点源１０３向けに開発されたアルゴリズムを、従来の第三世代ＣＴによる多数の長手方向にオフセットされた軸走査に適用することもできるし、逆もまた真である。アイソセンタを中心とした円弧に沿って線源を配置することはこれらの理由から望ましいが、検出器を中心とした円弧及び平坦なアレイのような他の構成を用いることもできる。

【０００９】

多線源投影データ組み換えの実施形態を図２及び図３に示す。図２では、多線源ＩＧＣＴシステム２００が単一のＸ線検出器アレイ２０１及び複数のＸ線点源２０３を含んでおり、Ｘ線点源２０３は、Ｘ線検出器２０１から予め決められた半径に、アイソセンタを中心とした円弧に沿って配列されている。利用時には、各々のＸ線点源２０３がビーム２０２、２０４を検出器２０１に投射する。各々のビーム２０２、２０４がサイノグラム（図示されていない）を形成する。このように、図２から認められるように、多線源ＩＧＣＴシステム２００からの生の投影データは、Ｘ線点源２０３によって生成される一群のサイノグラムを構成する。

【００１０】

図３には、従来の第三世代ＣＴシステム３００が示されており、このシステム３００は、アイソセンタを中心とした円弧に沿って整列した少なくとも２基の検出器アレイ３０１から予め決められた距離に配置された単一のＸ線源３０３を含んでいる。図２及び図３を比較すると、ＩＧＣＴシステム２００のビーム２０２が第三世代ＣＴシステム３００のビーム３０２に対応しており、ＩＧＣＴシステム２００のビーム２０４が第三世代ＣＴシステム３００のビーム３０４に対応していることが分かる。結果的に、図２のビーム２０２、２０４に対応しており同じ軸横断平面に位置しているサイノグラムを結合して、組み換え工程によって再配列させることができる。同じ軸横断平面に位置する各々のＸ線点源２０３が、アイソセンタを中心とした同じ円に配置される（例えば図３の単一の点源３０３によって占められる点までシフトされる）ときに、厳密な組み換えが可能になる。図３が示すように、得られる組み換え後のサイノグラムは、多数のフラット・パネル検出器３０１がアイソセンタを中心とした円３０６に沿って配置されている第三世代システムからのサイノグラムに厳密に対応する。

【００１１】

多線源ＩＧＣＴ３Ｄ組み換えは、（１）ｚ組み換え、（２）軸横断方向（ｘｙ）組み換え、及び（３）部分（サブ）ビューの間のフェザリングという三つの手法の任意のもの（又はこれらの組み合わせ）を用いることができ、これらの手法の各々について以下でさら

に詳細に説明する。

【００１２】

ｚ組み換え手法は、ＩＧＣＴ投影データを例えば線源集束型検出器幾何学的構成に組み換える。例えば、各々のサイノグラムを、１Ｄ線形補間を補外と併用して組み換えることができる。新たな線源－アイソセンタ間距離に依存して、全ての情報を捕獲するためにさらに大きい検出器高さが要求される場合がある。

【００１３】

軸横断方向（ｘｙ）組み換え手法はさらに、ＩＧＣＴ投影データを線源集束型検出器による第三世代幾何学的構成に組み換える。軸横断方向組み換えを実行するためには、各々の射線について中心からの角度及び距離を算出して、所望の幾何学的構成になるように補間することができる。

【００１４】

隣り合った部分（サブ）サイノグラムに跨がって検出器アレイのエッジでの各測定値の間に何らかの不整合が生じ得るような状況では、「フェザリング（feathering）」と呼ばれる工程を用いる。この不連続を軽減するために、僅かに大きい検出器を用いることができ、隣り合った部分サイノグラムの間に幾分かの重なりが生ずるようにする。重なり合ったチャネルに線形で増減する加重を乗算し、隣接する部分サイノグラムからの加重後のチャネルと足し合わせる。

【００１５】

図４は、組み換えによる第三世代サイノグラム４０２を生成するように組み換え且つ／又はフェザリングした多線源ＩＧＣＴ投影データ４０１を示す。

【００１６】

上述の組み換えが実行された後に、得られる多数の第三世代サイノグラムはｚ軸に沿ってオフセットされたＸ線点源１０３に関連する（図５に示す）。従って、任意の従来の３Ｄコーン・ビーム再構成アルゴリズム（ＦＤＫ等）を用いて、第三世代データ集合の各々を再構成することができる。ｚ軸における異なる線源からの多数のサイノグラムを用いて、この投影データを結合すると、単一の第三世代データ集合よりも良質の再構成が得られる。このことは、長手方向にオフセットされたデータからの付加的な情報を用いてデータ不足によるコーン・ビーム・アーティファクトを少なくすることができるので、特に真である。また、ｚ方向に分散された多数の線源を用いると、コーン・ビーム・アーティファクトのせいで画質を犠牲にすることなく走査範囲を拡大することができる。

【００１７】

図６は、図５の組み換え後のマルチ・スライスＩＧＣＴ投影データを再構成する方法を示す図６００である。図６を参照すると、さらに正確な再構成を生成するようにサイノグラム情報を結合する一つの方法は、画像領域においてデータを結合するものである。先ず、各々のデータ集合（各々の線源ｚ位置）に対応するスライス６０１、６０２、６０３、６０４、６０５、６０６、６０７、６０８及び６０９を、各々のデータ集合毎に一組ずつのスライス（又は再構成された容積）が得られるように、再構成する。図６では、各々のデータ集合６１０、６２０、６３０が３組のスライスを含んでいる。例えば、第一のデータ集合６１０はスライス６０１、６０２及び６０３を含んでいる。第二のデータ集合６２０はスライス６０４、６０５及び６０６を含んでいる。第三のデータ集合６３０はスライス６０７、６０８及び６０９を含んでいる。次いで、これら３組のデータ集合を最も近接した線源からのスライスのみを用いることにより結合するか、又は加重平均を施すことにより結合する。例えば、ｚ軸に沿った３個の線源の場合には、中央の線源からの再構成は、最上のスライス及び最下のスライスにおいてコーン・ビーム・アーティファクトを蒙る。しかしながら、最上の線源からの再構成容積はアーティファクト不含の最上のスライスを提供し、最下の線源についても同様である。従って本質的に、この実施形態では、あらゆるｚ位置について各々の線源に関連した３個の再構成容積からの最良のスライス６０１、６０５、６０９が選択されて、単一の容積６４０になるように結合される。

【非特許文献１】"MTF analysis of a prototype table-top inverse-geometry volumetr

ic CT system", Schmidt et al., 20 April 2005, SPIE, Volume 5745, pages 17 1 - 178
【非特許文献２】"Image Reconstruction from Truncated Cone-Beam Data", Pack, May 2005, Doctoral Dissertation, University of Utah, Pages 1-149)
【非特許文献３】"Generalized PI method for helical cone beam reconstruction using a general window function", Tang et al., 8 July 2005, Eighth International Meeting on Fully Three-dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Pages 319-322
【非特許文献４】"Exact Helical reconstruction using native cone-beam geometries", Noo et al., 2003, Physics in Medicine and Biology, Volume 48, Pages 3787-3818
【非特許文献５】"Double-Centering Method for Increasing Efficiency of Cone-Beam X-Ray CT Reconstruction", A. Hein, M.D. Silver, and K. Taguchi, 2002
【特許文献１】米国発行特許第７０６２００６号（対応日本特許無し）
【特許文献２】米国早期公開特許２００６－０２１００１５（対応日本特許無し）
【特許文献３】米国早期公開特許２００４－０２５８１９６（対応日本特許２００５００７１８２Ａ２）
【特許文献４】米国早期公開特許２００４－０２１３３７８（対応日本特許２００６５２４５４８Ｔ２）
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【００１８】
補正を行なわなければ、このアプローチは幾つかの不都合な特性を有する。第一に、幾何学的構成が、非対称のコーン角を有している。説明の目的で３個の線形に隣り合ったＸ線点源を考えると、最も外側のＸ線点源は、中央のＸ線点源の２倍の大きさのコーン角を各々有する。第二に、容積の幾つかの部分が、他の部分よりも多いＸ線放射を受光し、この線量の幾分かは効率的に用いられず、画像雑音が非一様となる。
【００１９】
画質を犠牲にすることなくＩＧＣＴシステムのＦＯＶを拡大する方法が依然必要とされている。かかる方法の実施形態はまた、理想的には、一様なコーン角、走査される関心領域全体での一様な線束分布、及び一様な画像雑音を提供するものとする。
【課題を解決するための手段】
【００２０】
多線源反転幾何型構成計算機式断層写真法（「ＩＧＣＴ」）スキャナを用いて取得されるＸ線投影データ（例えば１又は複数のサイノグラム）を再構成する方法の実施形態を開示する。第一の方法の実施形態は、ＩＧＣＴサイノグラムを、先ず「ｚ」において、次いで「ｘｙ」において組み換えることにより処理し、「ｘｙ」組み換え時にフェザリングを施す。これにより、多重軸（マルチ・アキシャル）第三世代サイノグラムの等価物が生成され、この等価物をさらに平行導関数及び／又はヒルベルト変換を用いて処理することができる。また、「ＴＯＭウインドー」若しくは「ＴＯＭ窓」（以下、「ＴＯＭ窓」と略す。尚、フェザリング処理を併用）手法及び結合逆投影手法を適用して、再構成された容積を生成することができる。第二の方法の実施形態は、ＩＧＣＴサイノグラムを、平行導関数及び／又は冗長加重を用いて処理する。また、第二の方法はシグナム（signum）加重、「ＴＯＭウインドー処理」若しくは「ＴＯＭ窓掛け」処理（以下、「「ＴＯＭ窓掛け」と略す、フェザリング併用）、逆投影、及びヒルベルト変換反転を用いて、再構成された容積を生成することもできる。「シグナム加重」との用語は、関数を用いて正の値には１を、また負の値には－１を返す加重方法を指す（関数の一例は次式ｆ（ｘ）＝ｓｉｇｎφである。）。当業者には認められるように、「ヒルベルト変換」及び「ヒルベルト変換反転」との用語は互換ではない。ヒルベルト変換はそれ自体の反転（逆変換）を有するが、ヒルベルト変換が画像領域において実行されるときには、データは無限領域にわたって利用可能である訳ではないので単純なコンボリューションを用いていたのでは変換を行なうこと

ができない。従って、画像領域において実行されるヒルベルト変換を「ヒルベルト変換反転(Hilbert Transform Inversion)」と呼ぶ。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２１】

必要に応じて、図面の一つに示す（且つ／又は本書に記載されている）１又は複数の方法ステップを他の添付図面の任意のものに示す（且つ／又は本書に記載されている）１又は複数の方法ステップと任意の適当な順序で結合する（且つ／又は実行する）ことができる。

【００２２】

本発明の実施形態は、ＩＧＣＴシステムによって得られる投影データを解析的に再構成して、上で議論した従来のアプローチを凌ぐ多くの利点を提供するものである。かかる一つの利点は、画質を犠牲にせずにＩＧＣＴシステムの視野（「ＦＯＶ」）を拡大する能力である。他の利点としては、一様なコーン角、走査される関心領域全体での一様な線束分布、及び一様な画像雑音を提供することが挙げられる。

【００２３】

これらの利点及び他の利点は、軌跡対向写像窓（trajectory opposite mapping。以下、「ＴＯＭ窓」または「ＴＯＭウインドー」）と呼ばれる手法を用いることにより、部分的に達成され得る。ＴＯＭ窓は、幾つかの螺旋再構成アルゴリズムに用いられている公知のＴＡＭ窓の改変である。ＴＡＭ窓（K. C. Tam, S. Samarasekera, and F. Sauer, “Exact cone beam CT with a spiral scan,” Physics in Medicine and Biology, vol. 43, no. 4, pp. 1015-1024, 1998）は、窓の発明者の一人であるKwok Tamに因んでこのように呼ばれており、螺旋形の線源軌跡の検出器への投影として定義される。ＴＡＭ窓を用いる場合にはＴＡＭ境界（例えば螺旋形の線源軌跡の投影の各エッジ）によって局限される検出器の部分（１又は複数）のみを用いて、所望の容積を再構成する。ＴＯＭ窓はＴＡＭ窓の概念を修正すると共に拡張して、ｚ方向にオフセットされた多重円取得を扱えるようにしたものである。

【００２４】

図７及び図８は各々、ＴＯＭ窓方式の再構成の実施形態をそれぞれ示す図７００、８００であり、ＴＯＭ窓方式の再構成は、アイソセンタを中心とした円弧の周囲に配列されているＸ線点源によって形成される対称なコーン角を用いる。図７及び図８に図示され本書に記載されている実施形態では、単純化のために単一の（ｚ）軸に沿って分散した３個のＸ線点源７０５、７０６、７０７のみを示す。しかしながら、同じ原理を単一の軸に沿って分散した２以上のＸ線点源での実施形態、及び軸横断方向に分散された２以上の円弧に位置する２以上のＸ線点源での実施形態に適用することができる。

【００２５】

図７を参照して述べると、一組１０３の隣接するＸ線点源７０５、７０６、７０７がｚ方向に沿って配設されており、単一のＸ線検出器７０１から予め決められた距離だけ離隔して設けられている。患者（又は評価対象）７１１が、一組１０３の点Ｘ線源７０５、７０６、７０７とＸ線検出器７０１との間に出入り自在に配置されている。点Ｘ線源７０５、７０６、７０７の各々によって放出されるＸ線７０４は、患者の身体の目標域７０３を透過した後にＸ線検出器７０１に入射する。

【００２６】

Ｘ線点源７０５、７０６、７０７から放出されるＸ線７０４は、対称なコーン角７０８、７０９、７１０をそれぞれ形成している。図７は対称なコーン角７０８、７０９、７１０の対称性を説明する目的でＸ線７０４の同時発生を図示しているが、実際には、各々のＸ線点源７０５、７０６、７０７は異なる時刻に起動されてよいことを理解されたい。

【００２７】

図８を参照すると、隣り合った点Ｘ線源７０５及び７０６（図７からのもの）が、それぞれの対称なコーン角７０８及び７０９と共に示されている。図７及び図８に示すＴＯＭ窓掛けの概念は、目標域７０３（図７）が、１個の点Ｘ線源（７０５）からのＸ線を約２

分の１回転の後の隣接したＸ線点源（７０６）からのＸ線で接ぎ合わせることにより、完全に網羅され得るとの事実に基づいている。

【００２８】

一実施形態では、ＴＯＭ窓は、図８に示すような２個の隣り合ったＸ線点源７０５、７０６からの各ビームの間に重なりが存在しないように選択される。代替的には、軸横断方向の場合と全く同様に、幾分かの重なりが存在していてもよく、この場合には、幾分かのフェザリングを施せばよい。この重なりの有無を問わず（専ら単純化のために、また説明のみの目的で）、相補的なＸ線点源７０５、７０６からの対称なコーン角７０８、７０９は、ＴＯＭ窓境界の間の投影データが容積全体を再構成するのに十分なものとなるように相接している。このことは、隣り合ったＸ線点源７０５、７０６からの射線がアイソセンタ８０１において互いに交わることを意味している。

【００２９】

図８に示すようにＴＯＭ窓手法を適用した後に、隣り合ったＸ線点源からの投影データは、長手方向走査範囲の相互に排他的な部分をカバーしており、この特定の検出器コリメーションは幾つかの利点を提供する。第一に、全てのＸ線点源が、同等の（又は実質的に同様の）最悪ケースのコーン角を有する。第二に、評価対象／被評価体の目標域の全体にわたるＸ線束が極めて一様になる。最後に、呼応して、画像雑音が相対的に一様になる。このように、本書に説明するＴＯＭ窓掛け手法の実施形態を適用することにより、対象の目標域にわたって相対的に一様なＸ線量を達成することができる。目標域にわたって一様なＸ線束を達成すると、患者が過多の放射線を浴びるのを防ぐという利点ばかりでなく、投与線量の効率を高めるという利点も提供される。

【００３０】

図９は、図７に図示したＸ線点源７０５、７０６及び７０７についてのＴＯＭ窓境界７１１、７１２を示す図９００である。図７及び図９の実施形態では、中央のＸ線点源７０６について、２本の軸方向軌跡（１本は最上のＸ線点源７０７からの軌跡で、もう１本は最下のＸ線源点７０５からの軌跡）を物理的な検出器７０１に投影することができる。これら投影された軌跡が、検出器７０１の最上部及び最下部の境界を成すＴＯＭ境界７１１、７１２を形成する。例えば中央のＸ線点源７０６については、考えるべき３箇所の区域がある。検出器７０１の第一の区域は、最上のＴＯＭ境界７１１（例えば最上のＸ線点源７０７の軌跡の投影）の外部の領域７１３である。検出器７０１の第二の区域は、二つのＴＯＭ境界７１１、７１２の間の領域７１４である。検出器７０１の第三の区域は、最下のＴＯＭ境界７１２（例えば最下のＸ線点源７０５の軌跡の投影）の外部の領域７１５である。この実施形態では、その検出器７０１への投影が領域７１３内に位置しているようなボクセル（又は画像容積の任意の点）を再構成するときには、最上のＸ線点源７０７からのデータ７１６がここでは代用される（且つこの特定の角度についてはさらに十分な又はさらに完全な情報を提供することも期待される）ので、この特定のビューは用いられない（すなわちこのビューの逆投影はこのボクセルには適用されない）。同様に、ボクセルの投影が領域７１５に位置する場合には、最下のＸ線点源７０５からのデータ７１７がここでは代用されるので、このビューは逆投影されない。

【００３１】

もう一つの実施形態では、ＴＯＭ窓掛けはフィルタ処理後のサイノグラムに二値マスクを適用することにより達成され得るが、このアプローチは量子化アーティファクトを蒙る。もう一つの実施形態では、ＴＯＭ窓は、各々のビューについての各々のボクセルの逆投影時に当該ボクセルがＴＯＭ窓の内に投影されるか否かを決める判定を下すことにより具現化され得る。この具現化形態は、量子化誤差が少ないが、計算量が多い。図１０の図１０００は、ＴＯＭ窓方式の逆投影の一実施形態において、Ｘ線点源の環７０５、７０６からの幾つかのビューが如何にボクセルＸに寄与し、他のビューは寄与していないかを示している。

〔平行導関数及びヒルベルト変換〕

公知のＦＤＫ再構成アルゴリズムは、フィルタ処理ステップにおいて傾斜フィルタを採

用しており、完全軸走査では良好に作用している。しかしながら、傾斜フィルタを用いることは、上述のように分断した線源経路切片がＴＯＭ窓掛けを介して結合されているときには最早最適ではない。従って、本発明の一実施形態は、（第一のステップにおいて）検出器横列に沿った導関数を線源座標における導関数と結合することにより平行導関数（別名「ビュー依存型導関数」）を算出し、次いで（第二のステップにおいて）ヒルベルト変換を施すという異なる有利なアプローチ（例えば方法）を提供する。

【００３２】

この方法の一実施形態では、ビュー導関数は、インターレース状のサンプリング位置において算出され得る。例えば、軸走査が単にピッチ＝０の螺旋走査であることに注意して、F. Noo, J. Pack, D. Heuscher, “Exact Helical Reconstruction Using Native Cone-Beam Geometries,” Phys. Med. Biol., vol. 48 (2003), pp. 3787-3818に記載されているように螺旋形軌跡についてインターレース状の間隔でビュー導関数を算出する手法を用いることができる。しかしながら、他の実施形態では、ビュー導関数を算出することについて当業者に公知の他手法を用いてもよい。

【００３３】

加えて、ヒルベルト変換を検出器の横列に直接沿った半ピクセル移動を併用して施すことができる（やはり上の論文に記載されている方法）。一実施形態では、この方法は、微分したサイノグラムをヒルベルト変換のカーネルと畳み込みして、結果を、横列方向に沿ってピクセルの２分の１だけずらしたサンプル位置に帰属させることにより達成され得る。

【００３４】

従って、傾斜フィルタ方式のアプローチでは現われる可能性のあった不連続なビュー加重の結果としてのアーティファクトを混入させずに、本書に記載するＴＯＭ窓掛け手法の実施形態を利用することが可能である。

〔導関数逆投影（ＤＢＰ）アプローチ〕

図１１は、上述した平行導関数及びヒルベルト変換手法の実施形態の流れ図１１００であり、この手法は、以下の方法ステップを含むものとして要約することができる。すなわち、（１１０１）投影データを、少なくとも第三世代ＣＴシステムと互換性のある形態に組み換えるステップ、（１１０２）平行導関数を算出してヒルベルト変換を施すステップ、並びに（１１０３）ＴＯＭ窓掛け及び／又はフェザリングを併用して逆投影するステップである。第一の方法のステップ１１０１は、補間に頼っているのでデータの品質を劣化させ得る。しかしながら、導関数逆投影（「ＤＢＰ」）アプローチを含めるように方法１１００を修正すると、ヒルベルト変換が投影領域ではなく画像領域（逆投影後の）において施される。これにより、導関数ステップのみが投影領域において適用されるものとして残り、導関数は局所的な演算であるので、各々の軸横断方向のＸ線点源についての逆投影を、他のＸ線点源からのデータに独立に実行することが可能になる。このようにして、組み換えステップ１１０１が不要になる。

【００３５】

図１２は、本書に記載されているＴＯＭ窓手法及びＤＢＰアプローチを結合した方法１２００の実施形態である。方法１２００は、以下に述べる各方法ステップを含み得る。すなわち、各々のＸ線点源に対応するデータを独立に微分する方法ステップ１２０１。ステップ１２０１において「データを独立に微分する」との文言は、１箇所の線源位置に対応するデータについてもう１箇所の線源位置のデータとは独立に微分を行なうことを指す。行なわれる微分は、ビュー依存型導関数を用いる（すなわち計算は、１よりも多いビューを含むが、これらのビューは同じ線源点に由来する）。方法１２００はさらに、軸横断方向でのデータの重なりを勘案するように加重を施すステップ１２０２を含み得る（一実施形態では、この加重は、上述の関連技術のアルゴリズムの組み換えステップのフェザリング部分に用いられる加重と同じであってよい）。ステップ１２０２は、各々の微分されたデータ点を、選択された線に対する当該データ点の対応する射線の配向に基づいて１又は－１のいずれかで加重することを含み得る。一実施形態では、加重ステップ１２０２は、

微分されたデータにシグナム（ｓｉｎ（α－α＊））を乗算することにより実行することができる。ここで、αはファン角度であり、α＊はヒルベルト変換が実行された方向に平行な方向（又はヒルベルト変換反転の方向に直交する方向）を目指す射線のファン角度である。一実施形態では、射線のファン角度は、＋ｙ方向を目指していてもよい。（代替的な実施形態では、ヒルベルト変換反転の方向が反転されていることを条件として、－ｙ方向を用いることもできる）。方法１２００はさらに、ヒルベルト変換反転の方向に直交する方向に対する射線の方向を勘案するように、得られるデータに加重するステップ１２０３を含み得る。方法１２００はさらに、本書に記載されているＴＯＭ窓掛け手法の実施形態を適用するステップ１２０４を含み得る。方法１２００はさらに、３Ｄ逆投影を実行するステップ１２０５を含み得る。方法１２００はさらに、予め画定されている一組の線に沿ってヒルベルト変換反転を実行するステップ１２０６を含み得る。方法１２００はさらに、再構成された容積を出力するステップ１２０７を含み得る。再構成された容積は、反転幾何型計算機式断層写真法（「ＩＧＣＴ」）システムによって走査された対象の三次元表現となり得る。方法１２００はさらに、逆投影時にＴＯＭ窓掛けエッジにフェザリングを施すステップ１２０８を含み得る。

【００３６】

一実施形態では、本書に記載されている様々な方法に関して本書で参照される多数のＸ線点源は、少なくとも長手方向に分散されていてよい。加えて、少なくとも長手方向に分散された多数のＸ線点源はさらに、多数の軸横断方向Ｘ線点源を含んでいてよい。多数の軸横断方向Ｘ線点源は、アイソセンタを中心とした円弧に沿って分散され得る。

【００３７】

ヒルベルト変換反転を施すのに用いられ得る手法の一例が、F. Noo, R. Clackdoyle and J. Pack, “A two-step Hilbert Transform method for 2D Image Reconstruction,” Phys. Med. Biol., vol. 49 (2004), pp. 3904-3923に記載されている。但し、他の実施形態では、予め画定されている一組の線に沿ってヒルベルト変換反転を施す他手法を用いてもよい。

〔離散的ビュー・サンプリング〕

実際の走査時には有限な数の離散的ビュー・サンプルしか採取されないため、上で参照された二値窓掛け演算はアーティファクトを発生し得る。このことを考察するために、図１３の図１３００及び図１４の図１４００を考える。図１３を参照すると、再構成点Ｘが示されている。線１３０１（「一般化されたパイ線」と呼ぶ）が、再構成点Ｘを通り、またこの点Ｘに対応している。本書で用いられる「一般化されたパイ線」との用語は、両端点を線源軌跡上に有する線分を指す。「パイ線」との用語も同様であるが、この用語は典型的には、螺旋型線源軌跡にしか用いられない。

【００３８】

線源標本（星で示す）１３０３及び１３０４は、パイ線１３０１の両端において、再構成点Ｘの同じ側に配置されている。Ｕ字形切片１３０２（「パイ切片」と呼ぶ）が、再構成点Ｘの反対側に延在し、さらに二つの線源標本１３０５及び１３０６を通って、パイ線１３０１の両端を結んでいる。

【００３９】

パイ線１３０１の両端点は、パイ切片１３０２の直ぐ内側の一対の線源標本１３０５及び１３０６に対するよりもパイ切片１３０２の直ぐ外側の一対の線源標本１３０３及び１３０４の方に近い。しかしながら、離散的なＴＯＭ窓掛けの適用は、線源標本１３０３及び１３０４からの情報を完全に拒絶する。これにより、真のパイ線１３０１を、両端点がパイ切片１３０２に位置する破線１３０７（例えばサンプリングによるパイ線）であるものとして実効的に近似する。サンプリング１３０７によるパイ線の一方の端点は、パイ切片１３０２において線源標本１３０５との間に位置し、サンプリング１３０７によるパイ線の他方の端点は、パイ切片１３０２において線源標本１３０６及び真のパイ線１３０１の他方の端点との間に位置する。

【００４０】

図１４は、フェザリング領域１４０１を示す図であり、この領域をＴＯＭ窓境界７１１、７１２に適用して、このアーティファクト（例えばサンプリング１３０７によるパイ線）を軽減することができる。一実施形態では、フェザリング領域１４０１は、フェザリング付き窓掛け演算を用いて作成され得る。

【００４１】

図１５は、フェザリング付き窓掛け演算を実行する方法の実施形態を示す流れ図１５００である。ステップ１５０１において、フェザリング距離を画像領域において画定することができる。次いで、ステップ１５０２において、このフェザリング距離をＸ線検出器に投影することができる。このようにして、（図１３及び図１４を参照して）Ｘ線点源がパイ切片１３０２の内部に移動するにつれて所与のボクセルＸについて用いられる加重が、Ｘ線点源がパイ切片１３０２の外部に移動するにつれて同じボクセルＸについて用いられる加重と両立的になる。ここで用いられる「両立的（compatible）」との用語は、Ｘ線源点の任意の位置での加重と、共役位置（例えば回転軸に平行な一つの平面をボクセルＸ及びＸ線点源の最初の位置の両方と共有する位置）での加重との和が１となることを意味する。フェザリング窓が検出器において画定されていたら、この整合性は存在することができなかった。

【００４２】

ここで、フェザリング演算を実行する方法の実施形態の一例についてさらに詳細に説明する。（ｘ，ｙ，ｚ）に位置するボクセル位置Ｖ、並びに（ｘ，ｙ，ｚ＋ｋ）に位置するＶ＋及び（ｘ，ｙ，ｚ－ｋ）に位置するＶ－の２個の点を考える。点Ｖ＋はＶの直上に位置し、点Ｖ－はＶの直下に位置する。これらの点の検出器への投影をそれぞれＰ、Ｐ＋及びＰ－と表わす。Ｐ＋及びＰ－が両方ともＴＯＭ窓の内部に位置しているときには、逆投影の前にデータに加重１を与える。Ｐ＋及びＰ－が両方ともＴＯＭ窓の外部に位置しているときには、逆投影の前に加重ゼロを適用する（すなわちＶへの逆投影を行なわない）。２個の点の一方のみがＴＯＭ窓の内部に位置しているときには、内部に位置する点をP_iと表わし、外部に位置する点をP_oと表わす。ＴＯＭ窓と、P_o及びP_iを結ぶ線分との交点に位置する点を、P_*と表わす。そして、「Ｒ」をP_iとP_*との間の距離のP_iとP_oとの間の距離に対する比と定義する。説明のために、ＰがＴＯＭ窓の境界に位置しているときにＲ＝０．５とし、ＰがＴＯＭ窓の内部に位置しているときにＲは０．５よりも大きく、ＰがＴＯＭ窓の外部に位置しているときにＲは０．５よりも小さいものとする。次いで、Ｒを加重（Ｗ）へ変換し、次いで、逆投影の前のデータと乗算する。線形フェザリング演算を用いる場合には、Ｗ＝Ｒとする。一般的には、Ｗ＝ｆ（Ｒ）であり、ｆは領域［０，１］にわたってｆ（０）＝０及びｆ（ｘ）＋ｆ（１－ｘ）＝１となるように定義された連続関数（好ましくは増加関数）である。例えば、ｆを（１－ｃｏｓ（π＊ｘ））／２と定義することができる。

【００４３】

上の議論では、ｋはフェザリング・パラメータにｚにおけるボクセル離隔距離を乗算したものである。ｋがゼロに近付くにつれて、二値ＴＯＭ窓掛けの例が達成される。フェザリング・パラメータ１を用いると、上で述べた離散的ビュー・サンプリング問題における残差が回避されることが判明した。一実施形態では、フェザリング・パラメータ１を用いると、任意の再構成点についてＶ＋とＶ－との間の距離が厳密にボクセル２個分となることを示すことができる。

【００４４】

図１６は、フェザリング付き窓掛け演算を実行するもう一つの方法の実施形態を示す流れ図１６００である。逆投影の内側ループは、ボクセル（１又は複数）のｚ位置（１又は複数）にわたって実行される。これにより、Ｖ＋及びＶ－との間のｚ距離が一つの（ｘ，ｙ）位置を共有する全てのボクセルについて一定となるため効率が高まる。

【００４５】

図１６を参照して述べると、ステップ１６０１では、逆投影演算におけるフェザリングの具現化形態が、多重軸ＣＴデータ集合における各々の投影されたデータ点がフェザリン

グ領域に位置するか否かを試験する付加的な「ｉｆ」文を内部に含めることにより、逆投影演算又はＴＯＭ窓掛け演算において達成され得る。フェザリング領域は、ＴＯＭ窓境界の両側に、予め決められた距離にわたって延在していてよい。換言すると、フェザリング領域の実施形態は、ＴＯＭ境界に位置するバッファ領域の狭い帯となる。後で説明するように、ＴＯＭ境界の明らかに内部に位置する幾つかの点は全加重を受け、ＴＯＭ境界から明らかに離隔して外部に位置する幾つかの点はゼロ加重を受ける。曖昧なバッファ領域に属する幾つかの点を「フェザリング領域」と呼び、これらの点は部分加重を受ける。

【００４６】

ステップ１６０２において、ＴＯＭ窓境界から離隔して内部に位置する点は、全加重で受け入れることができる。ステップ１６０３において、ＴＯＭ窓境界の外部に位置する点は、無加重で拒絶することができる。ステップ１６０４において、点がフェザリング領域内に位置する場合には、カレントのビューは、点が位置している実際の位置とＴＯＭ窓掛け境界との間の距離を算出することにより呼応して加重され得る。一つの具現化形態では、加重は、線形補間によって与えられることができる。しかしながら、当業者に公知の他形式の補間を用いてもよい。

【００４７】

以上の説明は、説明の目的のみのためのものであり、このアルゴリズムを具現化する方法のみを示すものではない。寧ろ、他の実施形態では、当業者に公知の他の方法及び／又は上述の方法の改変を用いてよい。

〔多重スポット・インターバルＴＯＭ窓掛け〕

図１７は、多重スポット・インターバルＴＯＭ窓掛けを実行する方法の実施形態を示す流れ図１７００である。流れ図１７００によって表わされる方法ステップは、少なくとも図１５及び図１６に関して上に記載したＴＯＭ窓掛けアプローチの実施形態を用いて、軸方向に離隔した軸走査からのデータを結合し得ることを示す。例えば、（上述のように）隣り合った軸走査についての放射線コーンがスキャナ回転軸において隣り合うようにコーン角が選択される場合には、所与のボクセルを再構成するためには、このボクセルはさらに離隔した軸走査では測定されないので二つの最も近接した軸走査からのデータのみを用いればよい。しかしながら、（後述するように）コーン角が走査離隔距離よりも著しく大きい場合には、より大きい距離だけ軸方向にオフセットされた走査からのデータを結合することが望ましい。このことは、上述のＴＯＭ窓掛けアプローチを適用する再構成手法を用いて行なわれ得るが、より大きいＴＯＭ窓によって行なわれる。説明例としては、上述よりも長手方向にさらに離隔するように２個の線源が選択される場合には、ＴＯＭ窓の大きさは前よりもさらに大きくなる。このように、２個の隣り合った線源を選択する代わりに、２個の隣り合った線源から形成されるＴＯＭ窓よりも大きいＴＯＭ窓を形成するように２個の線源を任意に選択することができる。

【００４８】

ステップ１７０１において、元のＴＯＭ窓の場合と同様に、予め選択された走査の上方の軸走査経路及び同じ予め選択された走査の下方の軸走査経路のＸ線検出器への投影によって、各々の軸走査について、より大きいＴＯＭ窓の境界が形成される。しかしながら、ステップ１７０２において、より大きいＴＯＭ窓について、用いられる／選択されるのは隣り合った走査経路ではなく、互いから２走査分以上離隔した走査経路である（実際の数は検出器によって捕獲され得るＴＯＭ窓の寸法によって制限される）。ステップ１７０３において、さらに必要とされる調節は、最終画像における値（例えばＣＴ値、画像ピクセル値等）を上方ＴＯＭ窓境界と下方ＴＯＭ窓境界との間の走査の数の２分の１で除算することのみである。例えば、上方ＴＯＭ窓境界及び下方ＴＯＭ窓境界が各々、考察している走査から３走査分離隔しているような一実施形態では、上方境界走査と及び下方境界走査との間の合計距離は６走査となる。従って、画像を３で割る。次いで、ステップ１７０４において、図１６のステップ１６０１、１６０２、１６０３及び１６０４に関して上で説明したフェザリング演算を、元のＴＯＭ窓の場合と同じようにして施すことができる。

【００４９】

選択随意のステップ１７０５において、外側走査のＴＯＭ境界を縮小して空間の所与の円筒の外部へのＸ線量の投与を回避することができる。かかる実施形態では、各々の最も外側の走査（ステップ１７０６）は、内部に多数のＴＯＭ窓を画定することを必要とし、これらの窓の各々が、もう一つの走査の投影によって境界付けられる。次いで、多数のＴＯＭ窓の各々に対し、異なる加重が与えられる（ステップ１７０７）。例えば、一実施形態では、最小のＴＯＭ窓には加重Ｎが与えられ、次の窓には加重Ｎ－１が与えられ、以下同様にすることができる（最大のＴＯＭ窓には加重１が与えられる）。

〔ラドン冗長性補償〕

スライス方式の再構成（セクション５）を含め、上のアプローチの全てが非厳密である。ボクセルが偶々Ｘ線点源の１個の平面に位置しており、他のＸ線点源からのデータが用いられない場合にのみ、アーティファクト不含となる。一方、画像雑音を最小にするためには、さらに大きいコーン角を有する射線を含めて所与のボクセルを通る全ての射線を用いることが望ましい。これにより雑音は減少するが、コーン・ビーム・アーティファクトが増大し得る。

【００５０】

図１８は、コーン・ビーム・アーティファクトの増大を軽減しつつ、ラドン冗長性補償及び／又はフーリエ周波数補償を実行する方法の実施形態の流れ図１８００である。ステップ１８０１において、非厳密性の程度は、各々のボクセル位置において当該ボクセルに交わる各々の平面に関連するラドン・データ（又はフーリエ・データも等価）に与えられる加重を算出することにより特性決定することができる。ステップ１８０２において、標準的なＴＯＭ窓掛けの場合には、データが利用可能である全ての平面に加重１が与えられ、他の全平面には、これらの平面に対応するデータは利用可能でないので加重０が適用される。結果として、データの加重を扱うことにより得られるものは殆ど又は全くない。しかしながら、他の場合には（インターバルＴＯＭ窓掛け等）、ラドン平面（又はフーリエ周波数）が何回ずつ測定されたかに依存して異なるようにこれらラドン平面（又はフーリエ周波数）に加重が施される（ステップ１８０３）。

【００５１】

このことは、他の平面よりも少ない回数で測定される平面の影響を拡大することにより、画像領域において適用される非定常的な演算子を用いて勘案され得る（ステップ１８０４）。同様の論法がフーリエ領域についても可能である。（ステップ１８０５）所与の平面について多数の周波数データが利用可能であるときに、これらのデータを、フーリエ変換空間の適用範囲（カバレッジ）によって決まるような方法で結合することができる。例えば、本書に記載されている方法の実施形態を、図６のＣＴシステム・アーキテクチャにおいて用い、且つ／又はかかるアーキテクチャを参照して説明することができる。例えば、方法１８００の実施形態を図６のシステム・アーキテクチャにおいて用いた場合には、中央平面６０５は、中央の線源環６０５からのデータ、並びに外側の線源６０１及び６０９からのデータを用いて再構成され得る（方法１８００のステップ１８０６）。一実施形態では、中央の線源環６０５からのデータのみを用いた再構成は厳密であるが、外側の線源６０１及び６０９からのデータのみを用いた再構成は、欠損した空間周波数のため正確でない。周波数空間で見ると、各々のデータ集合が、幾つかの空間周波数についての情報を寄与する。このように、方法１８００の一実施形態では、中央の線源環６０５からのデータは全ての周波数についての情報を提供し、外側の線源６０１及び６０９からのデータは幾つかの周波数であるが全ての周波数ではない周波数からの情報を提供する。

【００５２】

一実施形態では、局所的な再構成を、これらの再構成に含まれる空間周波数情報に基づいて結合することができる（ステップ１８０７）ので、周波数加重された結合は全ての周波数に適当に加重するが、多数の線源環によって冗長にサンプリングされた周波数では比較的少ない雑音を与える。このことを達成する一つのアプローチは、画像領域のデータを所望のフーリエ加重の逆フーリエ変換である空間変化型カーネルと畳み込みするものである（ステップ１８０８）。

【００５３】
もう一つのアプローチは、各々異なる周波数内容を生ずる多数の方向において導関数投影データをヒルベルト変換して、可能な場合には寄与を合算すると１になるように結合することにより、同じ効果を達成する（ステップ１８０９）。例えば、第一のＸ線点源の平面に位置する１個のボクセルに注目して、次の４種の（非限定的で例示的な）方策によって得られる再構成を考える。
【００５４】
（Ａ）Ｘ線点源１の経路に接する平面においてヒルベルト変換を施してＸ線点源１からのデータを用いると、全ての所望の周波数を与える。
【００５５】
（Ｂ）Ｘ線点源２の経路に接する平面においてヒルベルト変換を施してＸ線点源１からのデータを用いると、ｚ方向に近い幾つかの周波数を消去する。
【００５６】
（Ｃ）Ｘ線点源２の経路に接する平面においてヒルベルト変換を施してＸ線点源２からのデータを用いると、ｚ方向に近い幾つかの欠落周波数を有する。
【００５７】
（Ｄ）傾斜したヒルベルト変換と共にＸ線点源２からのデータを用いると、ｚ方向に近い幾つかの欠落周波数を依然として有する。
【００５８】
例えば２＊Ａ－Ｂ＋Ｃを結合すると、さらに一様な周波数内容が生ずる。一実施形態では、この方法を、他の平面での再構成については、検出器での位置に依存してＡ～Ｄにおいてフィルタ処理方向の傾斜を変更し、呼応して結合することにより修正してもよい。
【００５９】
図１９及び図２０は、多重軸ＣＴデータ集合について窓方式コーン・ビーム再構成の方法の実施形態のブロック図である。これらのＣＴデータ集合は、少なくとも長手方向に分散された多数のＸ線点源から放出されるＸ線ビームを用いて取得され得る。

【００６０】
図１９は、組み換えを伴うＴＯＭ窓方式再構成アプローチを含む方法ステップの流れ図１９００である。図１９を参照すると、ステップ１９０１において、多線源ＩＧＣＴサイノグラムが得られる。ステップ１９０２において、組み換え演算が「ｚ」において実行される。ステップ１９０３において、フェザリング付き「ｘｙ」組み換え演算が実行されて、多重軸第三世代サイノグラム１９０４を得る。次いで、平行導関数及びヒルベルト変換を用いて多重軸第三世代サイノグラム１９０４を処理する（ステップ１９０５）。ステップ１９０６において、フェザリング付きＴＯＭ窓掛け演算を実行する（前述の通り）。ステップ１９０７において、前述の結合された逆投影手法の一つを用いて、フェザリング付きＴＯＭ窓掛け演算から得られるデータを再構成する。ステップ１９０２、１９０３、１９０５、１９０６及び１９０７の結果は、再構成された容積１９０８となる。前述の利点に加えて、再構成された容積１９０８は、実質的にアーティファクト不含となり得る。
【００６１】
図２０は、組み換えを伴わないＴＯＭ窓方式再構成アプローチを含む方法ステップを示す流れ図２０００である。ステップ２００１において、多線源ＩＧＣＴサイノグラムが得られる。ステップ２００２において、前述のように、平行導関数及び冗長加重を用いて多線源ＩＧＣＴサイノグラムを処理する。ステップ２００３において、ステップ２００２から得られるデータをシグナム加重、及びフェザリング付きＴＯＭ窓掛けを用いてさらに処理する（やはり前述の通り）。ステップ２００４において、逆投影を実行する。ステップ２００５において、ヒルベルト反転を実行する。ステップ２００２、２００３、２００４及び２００５の結果は、再構成された容積２００６となる。前述の利点に加えて、再構成された容積２００６は、実質的にアーティファクト不含となり得る。
【００６２】

図２１は、多重軸反転幾何型ＣＴデータ集合について解析的再構成を実行する方法２１００の実施形態の流れ図である。方法２１００は、多重軸反転幾何型ＣＴデータ集合から投影データを得るステップ２１０１を含み得る。方法２１００はさらに、ステップ２１０２を含むことができ、このステップ２１０２は、（ａ）１又は複数の軸横断方向にオフセットされたＸ線点源からのデータを第三世代データ集合に組み換えるステップ（ステップ２１０４）、（ｂ）平行１又は複数の軸横断方向にオフセットされたＸ線点源の軌跡を平行化する導関数を投影データに適用するステップ（ステップ２１０５）、及び（ｃ）導関数ステップの後の投影データ又は逆投影の後の画像データにヒルベルト変換を施すステップ（ステップ２１０６）の少なくとも一つを含み得る。方法２１００はさらに、逆投影の前に又は逆投影時に投影データに軌跡対向写像（「ＴＯＭ」）窓を適用するステップ２１０３を含み得る。一実施形態では、ＴＯＭ窓は、投影データに対し半ピクセル・シフトを併用して適用され得る。方法２１００はさらに、アーティファクト不含又は実質的にアーティファクト不含である再構成された容積を出力するステップ２１０７を含み得る。再構成された容積は、反転幾何型計算機式断層写真法（「ＩＧＣＴ」）システムによって走査された対象の三次元表現となり得る。

〔用語集〕

本書で用いられる以下の用語は、少なくとも以下の非限定的な定義を含み得る。

【００６３】

長手方向に：回転軸の方向に整列して。説明例としては、ｚ方向に沿って。

【００６４】

軸横断方向に：回転軸（説明例としては、ｚ軸）に垂直な二つの次元を横断して及び／又はかかる平面（ｘｙ平面）内で。

【００６５】

ファン・ビーム幾何学的構成：単一のＸ線源及び線形アレイ（１Ｄ）検出器を有する第三世代ＣＴ幾何学的構成。

【００６６】

コーン・ビーム幾何学的構成：単一のＸ線源及び多列（２Ｄ）検出器を有する第三世代ＣＴ幾何学的構成。

【００６７】

軸走査：患者テーブルの移動を伴わない回転走査。

【００６８】

螺旋走査：患者テーブルの移動を伴う回転走査。

【００６９】

組み換え（リビニング）：新たな取得幾何構成又は取得座標を有するシステムに対応するデータ集合の再構成。

【００７０】

フェザリング：部分的に重なり合う二組のデータ集合の加重又は寄与を次第に変化させて、これらのデータ集合の間に平滑な移行を達成する処理。

【００７１】

アイソセンタを中心とした円弧：中心がＣＴスキャナの回転軸に位置しているような円弧。

【００７２】

回転ガントリ・システムを参照して本発明の実施形態を説明したが、本発明の実施形態はまた、対象が回転するテーブル・トップ・システムに適用することもできるし、投影幾何学的構成が上述の幾何学的構成と同様である又は類似したその他任意の医用スキャナ又は非医療スキャナに適用することもできる。

【００７３】

本発明の様々な実施形態の詳細な説明を掲げた。しかしながら、本発明の範囲内にある改変は、上で参照した技術的分野の業者には明らかであろう。かかる業者は、一実施形態に関して記載した特徴が他の実施形態にも適用され得ることを認められよう。また、図面

の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【図面の簡単な説明】

【００７４】

【図１】多線源ＩＧＣＴシステムの三次元遠近図である。

【図２】図１の多線源ＩＧＣＴシステムにおいて多数の個々の点Ｘ線源によって発生されるＸ線ビームの幾何学的構成を示す図である。

【図３】単一のＸ線源のみ及び多数のＸ線検出器を有する第三世代ＣＴシステムによって得られる投影データに対応するように図２のＩＧＣＴシステムからの投影データが如何にして厳密に組み換えられ得るかを示す図である。

【図４】２種の図を含んでおり、一方は生の多線源ＩＧＣＴデータを表わす図、他方は組み換え演算の後の多線源ＩＧＣＴ投影データを表わす図である。

【図５】図４の組み換え後の多線源ＩＧＣＴ投影データが如何にしてｚ軸に沿ってオフセットされたＸ線点源と関連付けられて、この後に従来の３Ｄコーン・ビーム再構成アルゴリズムを用いて再構成され得るかを示す図である。

【図６】マルチ・スライスＩＧＣＴ画像データの再構成を実行する方法を示す図である。

【図７】アイソセンタを中心とした円弧の周りに配列されたＸ線点源によって形成される対称なコーン角を用いた軌跡対向写像（「ＴＯＭ」）窓方式の再構成の実施形態を示す図である。

【図８】アイソセンタを中心とした円弧の周りに配列されたＸ線点源によって形成される対称なコーン角を用いた軌跡対向写像（「ＴＯＭ」）窓方式の再構成の実施形態を示す図である。

【図９】図７に図示するＸ線点源についてのＴＯＭ窓境界を示す図である。

【図１０】ＴＯＭ窓方式の逆投影の一実施形態において、如何にして幾つかのビューが１個のボクセルに寄与し、他のビューが寄与しないかを示す図である。

【図１１】平行導関数及びヒルベルト変換手法の実施形態の流れ図である。

【図１２】ＴＯＭ窓及びＤＢＰアプローチを結合した方法の実施形態の図である。

【図１３】実際の走査時には有限な数の離散的ビュー・サンプルしか採取されないため二値窓掛け演算がアーティファクトを生成し得ることを示す図である。

【図１４】実際の走査時には有限な数の離散的ビュー・サンプルしか採取されないため二値窓掛け演算がアーティファクトを生成し得ることを示す図である。

【図１５】フェザリング付き窓掛け演算を実行する方法の実施形態を示す流れ図である。

【図１６】フェザリング付き窓掛け演算を実行するもう一つの方法の実施形態を示す流れ図である。

【図１７】多重スポット・インターバルＴＯＭ窓掛けを実行する方法の実施形態を示す流れ図である。

【図１８】ラドン冗長性及び／又はフーリエ周波数補償を実行する方法の実施形態の流れ図である。

【図１９】組み換えを伴うＴＯＭ窓方式再構成アプローチを含む方法の実施形態を示す流れ図である。

【図２０】組み換えを伴わないＴＯＭ窓方式再構成アプローチを含む方法の実施形態の流れ図である。

【図２１】多重軸ＩＧＣＴデータ集合について解析的再構成を実行する方法の実施形態の流れ図である。

【符号の説明】

【００７５】

１００　反転幾何型計算機式断層写真法システム

１０１　検出器

１０２　分散型Ｘ線源
１０３　Ｘ線点源
１０４　Ｘ線ビーム
１０５　投影データ／サイノグラム
１０６　視野
１０７　回転軸
２００　多線源ＩＧＣＴシステム
２０１　検出器アレイ
２０２、２０４　Ｘ線ビーム
２０３　Ｘ線点源
３００　第三世代ＣＴシステム
３０１　検出器アレイ
３０２、３０４　Ｘ線ビーム
３０３　Ｘ線源
３０６　アイソセンタを中心とした円
４０１　多線源ＩＧＣＴ投影データ
４０２　組み換え後の第三世代サイノグラム
６００　図
６０１、６０２、６０３、６０４、６０５、６０６、６０７、６０８、６０９　ＣＴスライス
６１０　第一のデータ集合
６２０　第二のデータ集合
６３０　第三のデータ集合
６４０　単一の容積
７００　図
７０１　Ｘ線検出器
７０３　目標域
７０５、７０６、７０７　Ｘ線点源
７０８、７０９、７１０　対称なコーン角
７１１（図７）　患者
７１１、７１２　ＴＯＭ窓境界
７１３　ＴＯＭ窓境界７１１の外部の領域
７１４　ＴＯＭ窓境界７１１、７１２の間の領域
７１５　ＴＯＭ窓境界７１２の外部の領域
７１６　Ｘ線源７０７からのデータ
７１７　Ｘ線源７０５からのデータ
８００　図
８０１　アイソセンタ
１０００　図
１１００　方法の流れ図
１１０１、１１０２、１１０３　方法ステップ
１２００　方法の流れ図
１２０１、１２０２、１２０３、１２０４、１２０５、１２０６、１２０７、１２０８　方法ステップ
１３００　図
１３０１　パイ線
１３０２　パイ切片
１３０３、１３０４、１３０５、１３０６　Ｘ線源
１３０７　破線
１４００　図

１４０１　フェザリング領域
１５００　方法の流れ図
１５０１、１５０２　方法ステップ
１６００　方法の流れ図
１６０１、１６０２、１６０３、１６０４　方法ステップ
１７００　方法の流れ図
１７０１、１７０２、１７０３、１７０４、１７０５、１７０６　方法ステップ
１８００　方法の流れ図
１８０１、１８０２、１８０３、１８０４、１８０５、１８０６、１８０７、１８０８、１８０９　方法ステップ
１９００　方法の流れ図
１９０１、１９０２、１９０３、１９０４、１９０５、１９０６、１９０７、１９０８　方法ステップ
２０００　方法の流れ図
２００１、２００２、２００３、２００４、２００５、２００６　方法ステップ
２１００　方法の流れ図
２１０１、２１０２、２１０３、２１０４、２１０５、２１０６、２１０７　方法ステップ

【図３】

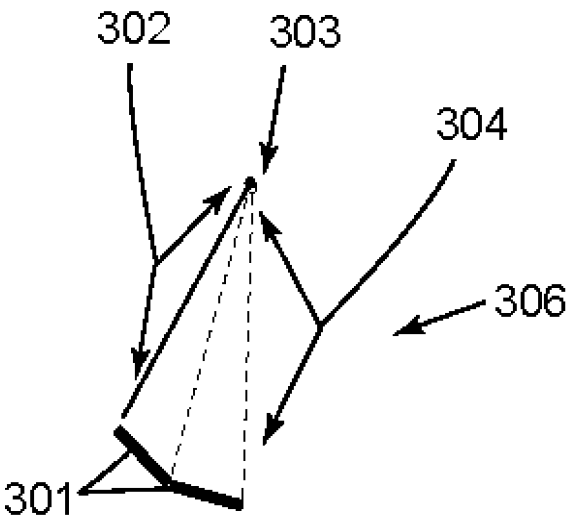


FIG. 3
（関連技術）

【図５】

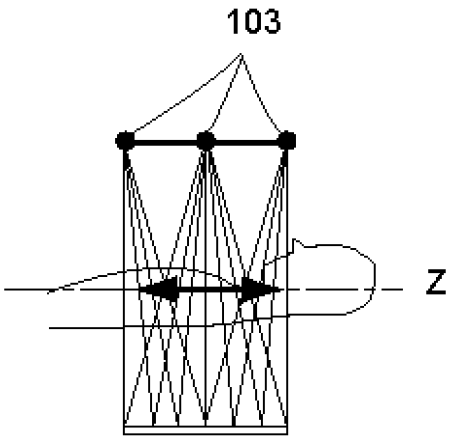


FIG. 5
（関連技術）

【図６】

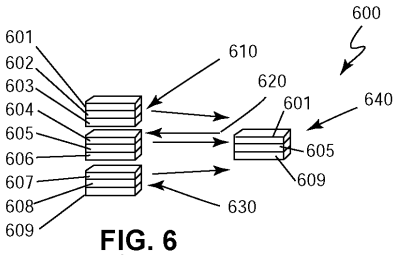


FIG. 6
（関連技術）

【図７】

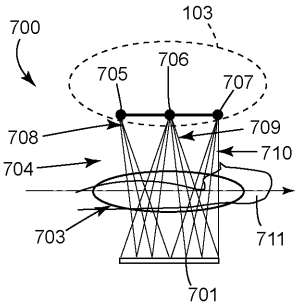


FIG. 7

【図８】

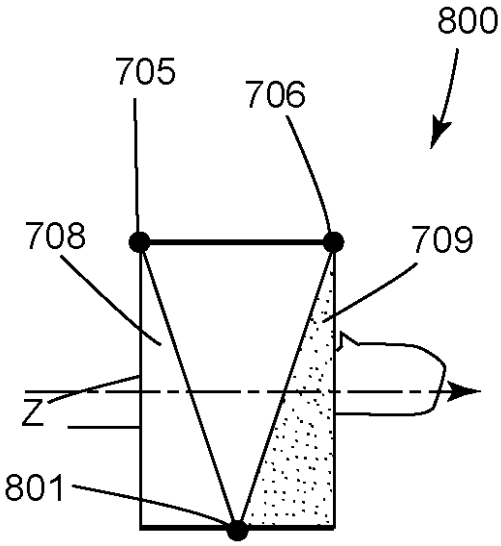


FIG. 8

【図９】

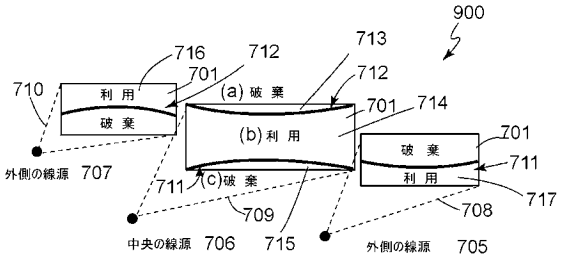


FIG. 9

【図１０】

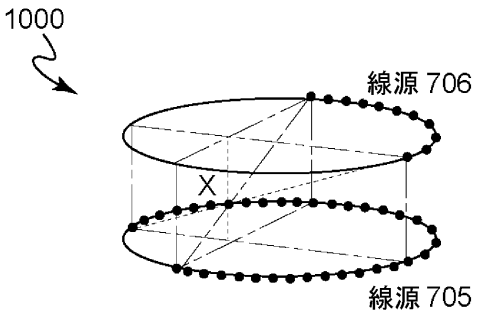
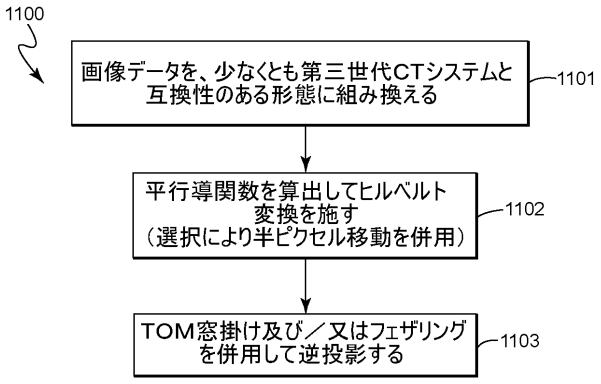


FIG. 10

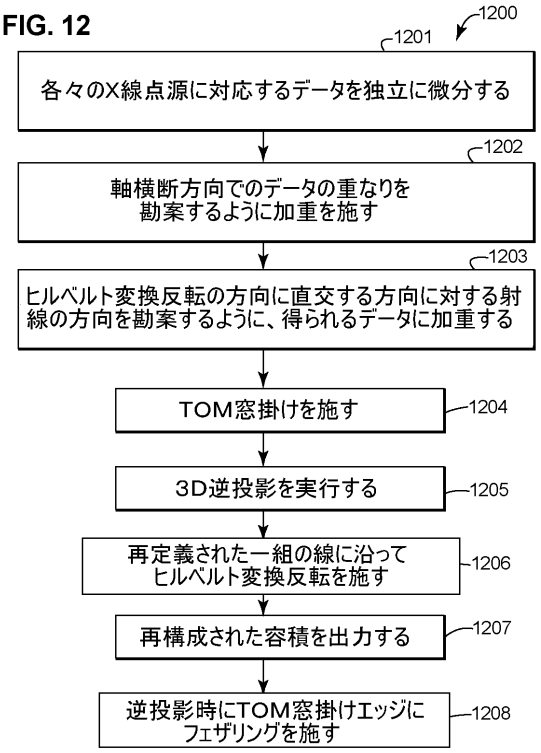
【図１１】

FIG. 11



【図１２】

FIG. 12



【図１３】

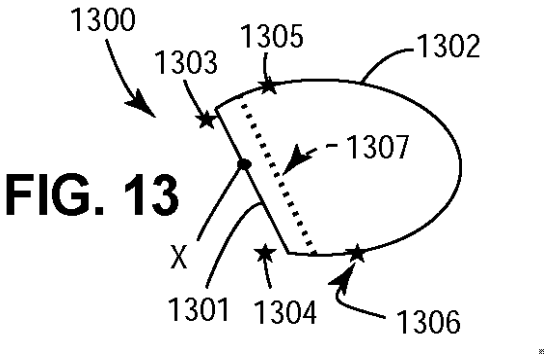


FIG. 13

【図１４】

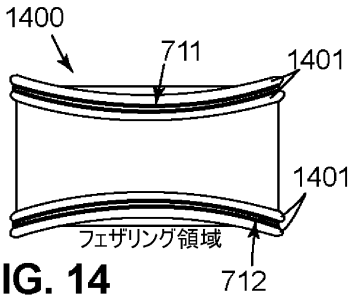
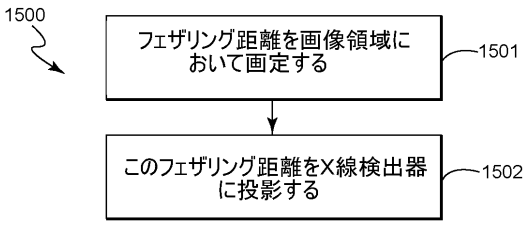


FIG. 14

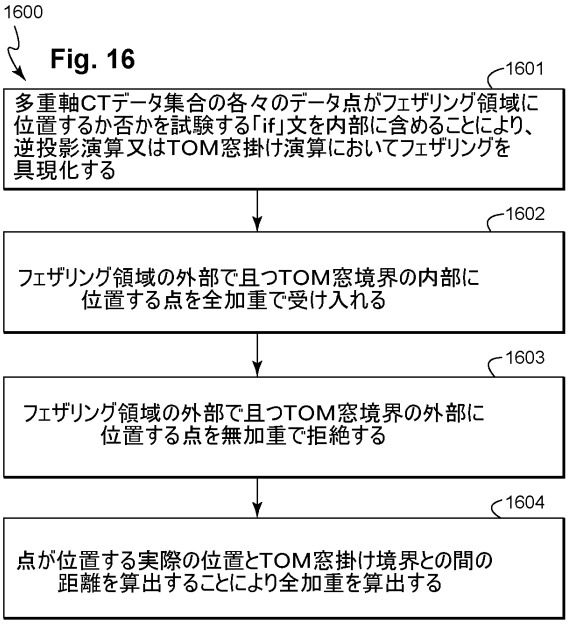
【図１５】

Fig. 15



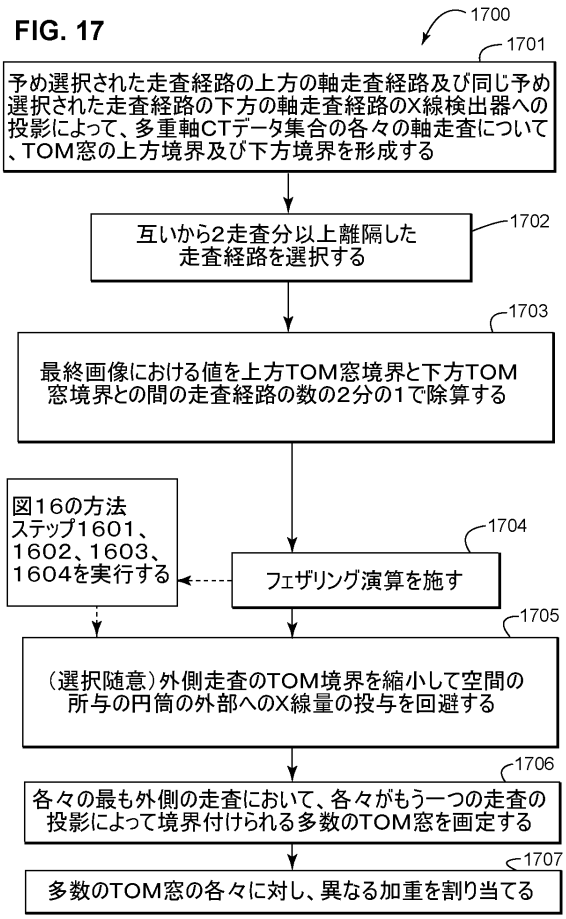
【図１６】

Fig. 16



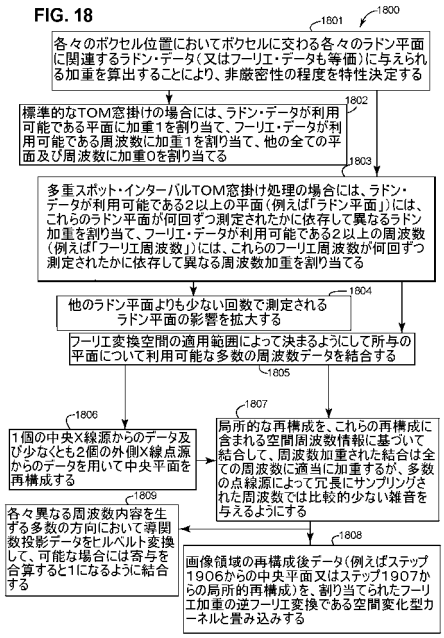
【図１７】

FIG. 17



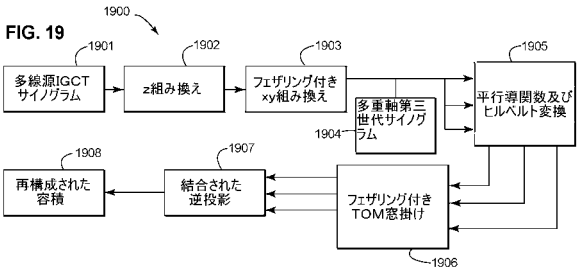
【図１８】

FIG. 18



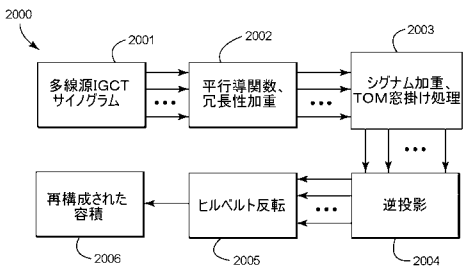
【図１９】

FIG. 19



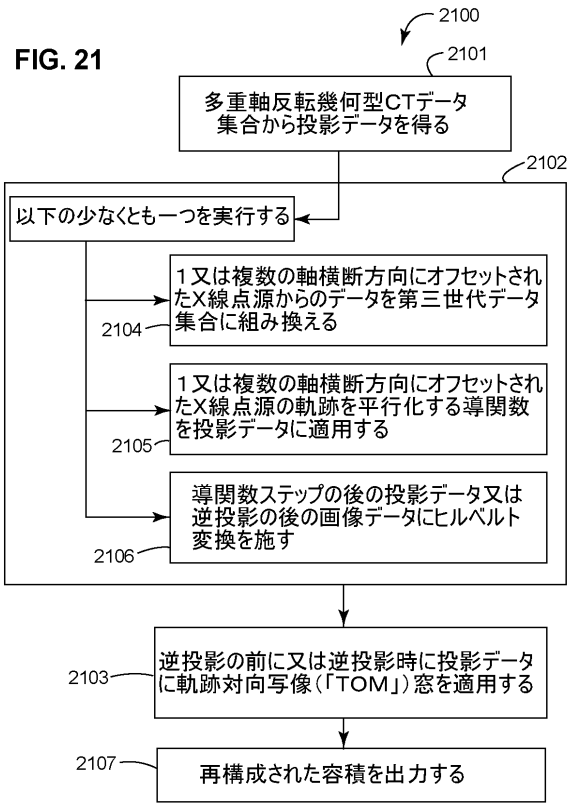
【図２０】

FIG. 20



【図２１】

FIG. 21



【図１】

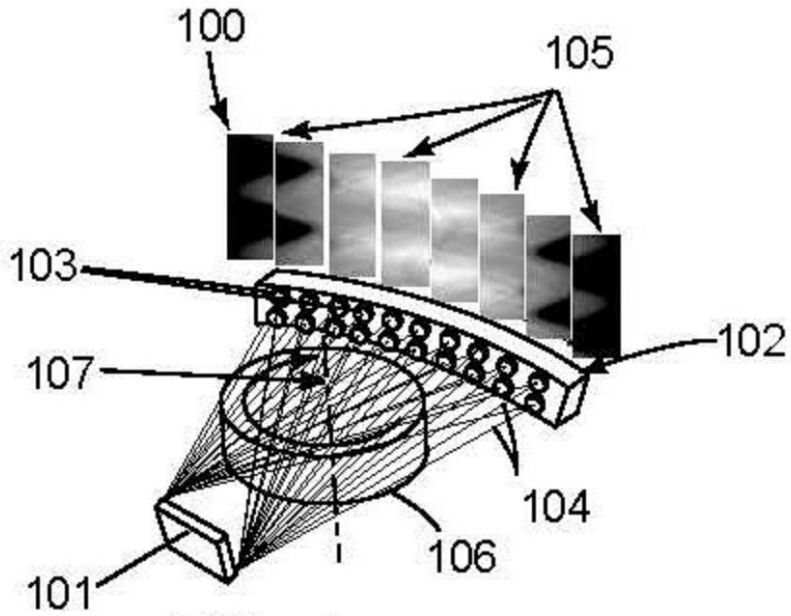


FIG. 1
（関連技術）

【図２】

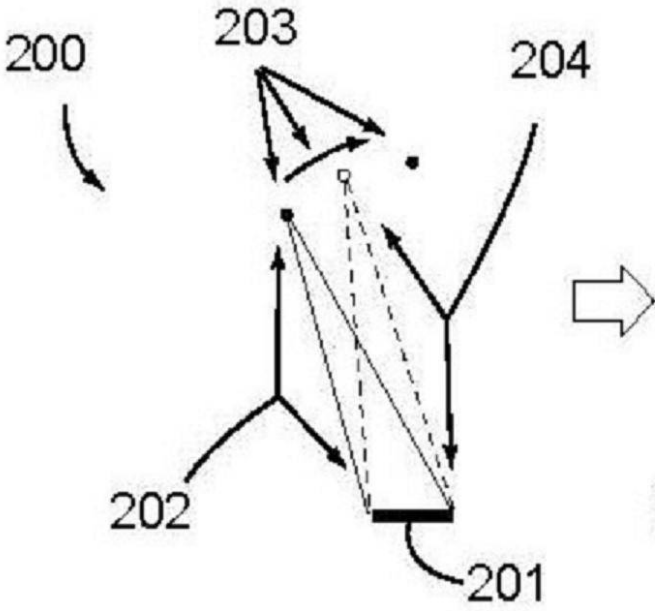


FIG. 2
（関連技術）

【図４】

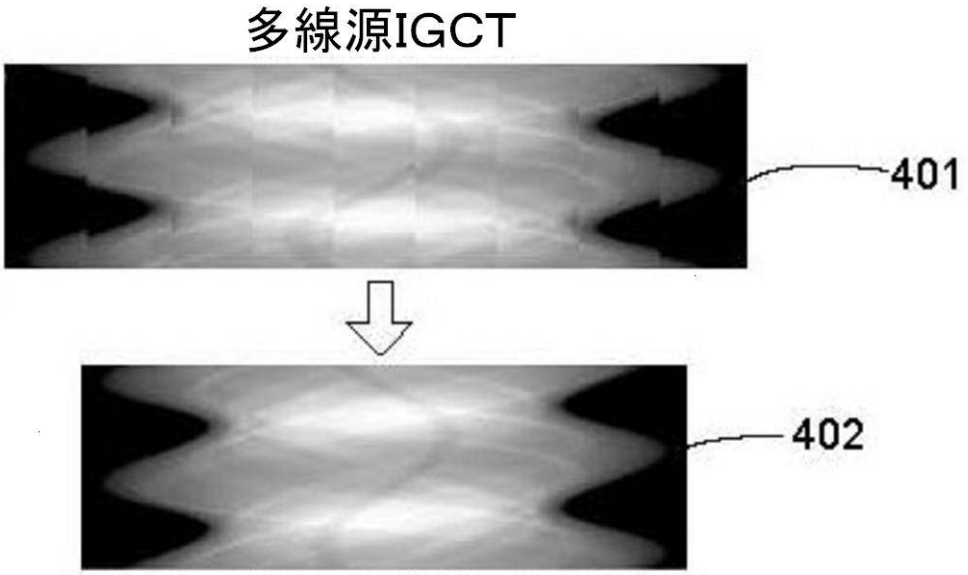


FIG. 4
（関連技術）

フロントページの続き

(74)代理人 100105588
弁理士 小倉 博
(74)代理人 100129779
弁理士 黒川 俊久
(72)発明者 ザイ・イン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、ガーナー・アベニュー、１０５４番
(72)発明者 ジェッド・ダグラス・パック
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、グレンヴィル、ヴァレーウッド・ドライブ、７１番
(72)発明者 ブルーノ・ケイ・ビー・デュ・マン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ボニビュー・コート、７番
(72)発明者 ノーバート・ジェイ・ペルク
アメリカ合衆国、カリフォルニア州、ロス・アルトス、ディステル・ドライブ、４９０番

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 特開２００４－０２４８７２（ＪＰ，Ａ）
米国特許第０７０６２００６（ＵＳ，Ｂ１）
米国特許出願公開第２００６／０２１００１５（ＵＳ，Ａ１）
F.Noo et.al., Exact helical reconstruction using native cone-beam geometries, Phys.Med.Biol., 日本, ２００３年, Vol.48,No.23, pp.3787-3818

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ 6／０３