

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5802044号
(P5802044)

(45) 発行日 平成27年10月28日(2015.10.28)

(24) 登録日 平成27年9月4日(2015.9.4)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B	6/03	3 5 O R
A 6 1 B	6/03	3 5 O W
A 6 1 B	6/03	3 2 O K
A 6 1 B	6/03	Z D M

請求項の数 9 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2011-93572 (P2011-93572)
 (22) 出願日 平成23年4月20日 (2011.4.20)
 (65) 公開番号 特開2011-235088 (P2011-235088A)
 (43) 公開日 平成23年11月24日 (2011.11.24)
 審査請求日 平成26年4月11日 (2014.4.11)
 (31) 優先権主張番号 12/771,875
 (32) 優先日 平成22年4月30日 (2010.4.30)
 (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・カンパニー
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州 123
 45、スケネクタディ、リバーロード、1
 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 智志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】計算機式断層写真法の方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検出器(22)の第一の部分とヘリカル・スキャン・プロトコルを用いて第一の投影データ集合を取得するステップであって、X線ビームが前記ヘリカル・スキャン・プロトコルのためにファン形状にコリメートされる、前記第一の投影データ集合を取得するステップと、

前記第一の投影データ集合を用いて第一の容積測定表現(112)を形成するステップ(110)と、

第二の投影データ集合を取得する前に、前記第一の容積測定表現(112)を用いて1以上のイメージング・パラメータを形成するステップと、

前記検出器(22)の第二の部分とアキシャル・スキャン・プロトコルを用いて第二の投影データ集合を取得するステップであって、前記第一の部分は前記第二の部分と異なる形状を有し、X線ビームが前記アキシャル・スキャン・プロトコルのためにコーン形状にコリメートされる、前記第二の投影データ集合を取得するステップと、

補足された投影データ集合(120)を生成するように、前記第一の投影データ集合又は該第一の投影データ集合を用いて導かれるデータに基づいて前記第二の投影データ集合を補足するステップ(118)と、

前記補足された投影データ集合(120)を用いて第二の容積測定表現(124)を形成するステップ(122)と

を備え、

10

20

前記補足された投影データ集合(120)を生成するステップ(118)は、合成投影データ(116)を生成するように、前記第二の投影データ集合に関連する1又は複数の取得パラメータに基づいて前記第一の容積測定表現(112)を再投影するステップ(114)であって、当該合成投影データの一部又は全てを用いて前記第二の投影データ集合を補足する(118)、再投影するステップ(114)とを含んでいる、

方法。

【請求項2】

前記第一の投影データ集合は、第一の視野及び第一のZ範囲において取得される投影データに対応しており、前記第二の投影データ集合は、第二の視野及び第二のZ範囲において取得される投影データに対応している、請求項1に記載の方法。 10

【請求項3】

前記検出器(22)の前記第一の部分は、該検出器(22)の細長い部分(58)を含んでおり、

前記検出器(22)の前記第二の部分は、該検出器(22)の中央部分(60)を含んでいる、請求項1または2に記載の方法。 20

【請求項4】

前記検出器(22)は、十字形状の検出器を含んでいる、請求項1乃至3のいずれかに記載の方法。 20

【請求項5】

前記第一の投影データ集合は、ヘリ・アキシャル・スキャン・プロトコル(202)のヘリカル部分を用いて取得され、前記第二の投影データ集合は、ヘリ・アキシャル・スキャン・プロトコル(202)のアキシャル部分を用いて取得される、請求項1乃至4のいずれかに記載の方法。 20

【請求項6】

検出器(22)の第一の部分及び第一のコーン角を持つファン形状にコリメートされたX線ビーム(16)を用いてヘリカル・スキャン投影データ集合(104)を取得するステップ(102、202)と、

前記ヘリカル・スキャン投影データ集合(104)を用いて第一の容積測定表現(112)を形成するステップ(110)と、 30

前記検出器(22)の第二の部分及び前記第一のコーン角よりも広い第二のコーン角を持つコーン形状にコリメートされたX線ビーム(16)と前記第一の容積測定表現(112)からの情報を用いてアキシャル・スキャン投影データ集合(108)を取得するステップ(106、202)と、

前記ヘリカル・スキャン投影データ集合(104)を用いて、合成データ集合(116)を生成するステップと、

前記合成データ集合(116)の全て又は一部を用いて、前記アキシャル・スキャン投影データ集合(108)を補足するステップ(118)と、

前記補足されたアキシャル・スキャン投影データ集合(120)を用いて第二の容積測定表現(124)を形成するステップ(122)と 40

を備え、

前記アキシャル・スキャン投影データ集合(108)を補足するステップ(118)は、合成データ集合(116)を生成するように、前記アキシャル・スキャン投影データ集合(108)に関連する1又は複数の取得パラメータに基づいて前記第一の容積測定表現(112)を再投影するステップ(114)であって、当該合成投影データの一部又は全てを用いて前記アキシャル・スキャン投影データ集合(108)を補足する(118)、再投影するステップ(114)を含んでいる、

方法。

【請求項7】

前記ヘリカル・スキャン投影データ集合(104)及び前記アキシャル・スキャン投影デ 50

ータ集合(108)は、ヘリ・アキシャル・スキャン・プロトコル(202)を用いて取得される、請求項6に記載の方法。

【請求項8】

前記検出器(22)は十字形状検出器を含んでいる、請求項6または7に記載の方法。

【請求項9】

前記検出器(22)の前記第一の部分は、前記十字形状検出器の細長い部分(58)を含んでおり、前記検出器(22)の前記第二の部分は、前記十字形状検出器の中央部分(60)を含んでいる、請求項8に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的には、医用撮像に関し、具体的には、計算機式断層写真法を用いた画像の取得及び／又は再構成に関する。

【背景技術】

【0002】

非侵襲型医用撮像技術は、医療提供者が外科的処置又は他の侵襲的処置を行なわずに患者の体内構造及び器官の画像を取得して観察することを可能にする。具体的には、X線放射線撮像法、計算機式断層写真法(CT)、トモシンセシス、磁気共鳴撮像(MRI)、超音波、Cアーム・アンジオグラフィ法、陽電子放出断層写真法(PET)、及び単光子放出計算機式断層写真法(SPECT)のような技術が、様々な物理的原理を用いて人体内の二次元表現及び／又は三次元表現を形成する。例えば、X線を利用する撮像モダリティでは、動作原理は典型的には、患者の身体によるX線の変化する減弱を1又は複数の角度において評価することを含んでいる。異なる組織に帰属され得る異なる減弱に基づいて、患者の体内構造を正確に表わす二次元画像又は三次元画像を再構成することができる。異なる撮像モダリティが異なる物理的原理を適用するが、何れの場合にも患者の身体の何らかの特性を用いて導かれる有用な画像が形成される。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

30

CTでは、1又は複数のX線源が典型的には用いられ、X線源は患者(又は撮像を受ける他の物体)の周りを回転して多様な角度位置においてX線減弱データを収集する。広い観察区域にわたってデータが収集される走査(すなわちX線ビームが広いコーン(円錐)として放出される場合)では、検出器の辺縁部での長手方向のデータ打ち切りのため減弱データが欠落し又は不完全になる場合がある。同様に、X線が広いコーン角で検出器に衝突するようなシステムでは、幾つかの形式の画像アーティファクト(例えばコーン・ビーム・アーティファクト)が混入し得る。同様に、X線ビームが走査対象の断面全体を照射範囲とするのに十分なだけ広くないときには画像アーティファクトが生ずる場合があり、軸横断方向のデータ打ち切りを生ずる。かかるアーティファクト及び欠落データは、かかるシステムを用いて取得される画像の有用性を損なう場合がある。

40

【課題を解決するための手段】

【0004】

一実施形態では、方法が提供される。この方法によれば、第一の投影データ集合が検出器の第一の部分を用いて取得され、第二の投影データ集合が検出器の第二の部分を用いて取得される。第一の部分は第二の部分と異なる形状を有する。第二の投影データ集合は、第一の投影データ集合又は第一の投影データ集合を用いて導かれるデータに基づいて補足され、補足された投影データ集合を生成する。この補足された投影データ集合を用いて容積測定画像が形成される。

【0005】

もう一つの実施形態では、方法が提供される。この方法によれば、ヘリカル・スキャン

50

投影データ集合が、検出器の第一の部分及び第一のコーン角にコリメートされたX線ビームを用いて取得される。アキシャル・スキャン投影データ集合が、検出器の第二の部分及び第一のコーン角よりも広い第二のコーン角にコリメートされたX線ビームを用いて取得される。合成データ集合が、ヘリカル・スキャン投影データ集合を用いて生成される。アキシャル・スキャン投影データ集合は、合成データ集合の全て又は一部を用いて補足される。容積測定表現が、補足されたアキシャル・スキャン投影データ集合を用いて形成される。

【0006】

さらにもう一つの実施形態では、プロセッサにおいて実行されるように構成されたコードを含む1又は複数のコンピュータ可読の媒体が提供される。コードは、プロセッサにおいて実行されると、第一の投影データ集合が、第一の走査プロトコル及び検出器の第一の部分を用いて取得されるようにするコードを含んでいる。コードはまた、プロセッサにおいて実行されると、第二の投影データ集合が、第二の走査プロトコル及び検出器の第二の部分を用いて取得されるようにするコードを含んでいる。第二の走査プロトコルは第一の走査プロトコルと異なり、検出器の第二の部分は検出器の第一の部分と異なる。コードはまた、プロセッサにおいて実行されると、第二の投影データ集合が、第一の投影データ集合又は第一の投影データ集合を用いて生成されるデータを用いて補足されるようにするコードを含んでいる。コードはまた、プロセッサにおいて実行されると、容積測定表現が、補足された第二の投影データ集合を用いて形成されるようにするコードを含んでいる。

10

【図面の簡単な説明】

20

【0007】

以上に述べた本発明の特徴、観点及び利点、並びに他の特徴、観点及び利点は、添付の図面を参照して以下の詳細な説明を読むとさらに十分に理解されよう。図面全体を通して類似の符号は類似の部分を表わす。

【図1】本開示の各実施形態によるCTイメージング・システムの形態にある例示的なイメージング・システムのシステム・レベルの図である。

【図2】本開示のさらに他の実施形態によるCTイメージング・システムの形態にある例示的なイメージング・システムのシステム・レベルの図である。

【図3】本開示に従って用いるのに適した検出器の平面図である。

【図4】本開示に従って用いるのに適した代替的な検出器の平面図である。

30

【図5】本開示による画像取得及び処理アルゴリズムの一実施形態を具現化するのに適した制御論理を示す流れ図である。

【図6】本開示による画像取得及び処理アルゴリズムのもう一つの実施形態を具現化するのに適した制御論理を示す流れ図である。

【図7】本開示による画像取得及び処理アルゴリズムのさらにもう一つの実施形態を具現化するのに適した制御論理を示す流れ図である。

【図8】図7の論理に従って用いられる走査経路を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明の手法は、医用画像の様々な解剖学的構造及び/又は病理学的構造の識別に関するものである。この手法は、様々な器官において幾つかの形式の組織を区別するのに有用であり得る。例えば、本開示は肺結節と健全な肺組織とを区別するのに有用であり得る。同様に、これらの手法は、冠動脈疾患を診断する、又は他の器官に関連する他の組織形式を識別するのに有用であり得る。一実施形態では、形状に基づく記述子を用いて画像の諸要素（三次元表現におけるボクセル等）を様々な着目組織形式として分類する。この態様で、画像の内部の様々な構造的要素を、これらの要素が表わす組織の形式に従って標識付けすることができる。

40

【0009】

このことを念頭に置いて、本発明の手法に従って処理される画像を取得するのに用いられ得る計算機式断層撮影法（CT）イメージング・システムの一例を図1及び図2に掲げ

50

る。図示の実施形態では、撮像を受ける容積（例えば患者、小包及び製造部品等）の周りの多様なビューにおいてX線減弱データを取得するCTシステムの形態のイメージング・システム10が掲げられている。図1及び図2に示す実施形態では、イメージング・システム10は、撮像を受けている被検体（例えば患者18）又は物体を含む容積を通して放射線（例えばX線16）を放出するように構成されているX線放射線源12を含んでいる。図示の実施形態では、放出されたX線16は、図1及び図2に示すように、容積を通過するX線16に関連する角度範囲を1又は複数の次元において限定する調節自在型コリメータ14を通過する。加えて、放出されるX線16は、この放出されるX線16の周波数特性及び／又は強度特性を調節するボウタイ・フィルタ8のような1又は複数のフィルタを通過してもよい。

10

【0010】

これらのシステム構成要素に関して、X線源12は、1若しくは複数のX線管、1若しくは複数の分散型X線源（例えば固体X線源又は熱イオンX線源のようなアレイ型X線源）、又はX線を発生して撮像容積を通過させるのに適した他の任意のX線放出構造のような1又は複数のX線放出構造を含み得る。1よりも多いX線放出構造（例えばX線管）が存在するような実施形態では、各放出構造は、方位角方向（すなわちスキャナの円周に沿って）、軸方向（すなわちスキャナの回転軸若しくはZ軸に沿って）、又は方位角方向及び軸方向の両方に、互いから変位され得る。さらに、後述するように、1よりも多いX線放出構造（例えば管）が存在するような実施形態では、各放出構造は、異なる検出器又は検出器領域を照射するように別個に又は差分的にコリメートされ得る。加えて、一つのX線放出構造又は1よりも多いかかるX線放出構造は、二重若しくは多重エネルギー撮像、又は物質識別を可能にするように、異なる出力（例えば60kWと100kW）において運転され得る。認められるように、1よりも多いX線放出構造が存在する実施形態では、異なるX線放出構造は異なる形式の構造であってよい（例えば1基のX線源が回転アノード形式の構造を有し、もう1基が電界放出線源であってよい）。

20

【0011】

コリメータ14は、放出されたX線16を、撮像工程の被検体又は対象（例えば患者18）が配置されている撮像容積に流入してこの容積を通過する全体的にコーン（円錐）形状又は全体的にファン（扇形）形状のビームに成形する。本書で議論されるように、コリメータ14は、ヘリカル・スキャン・モードでは狭いX線ビーム（全体的にファン形状のビーム等）を提供し、アキシャル・スキャン・モードではより広いX線ビーム（よりコーン形状になるように成形されたビーム）を提供する等のように、異なる走査モードに合わせて調節され得る。一実施形態では、コリメータ14は、図1及び図2に示すように、撮像容積を通過するX線ビームの形状又は角度範囲を調節するように回転する二つのヒンジ式円筒形円板（例えば従来型のカム又は特注形状のカム）から形成されていてよい。もう一つの実施形態では、コリメータ14は、1よりも多い平行移動式プレート（例えばシャッタ）を用いて形成され得る。一実施形態では、コリメータ14は、コリメータ14によって画定される開口が後述するように放射線検出器の形状に対応するように形成され得る。さらに、一実施形態では、コリメータ14は、検出器の異なる次元において及び／又は異なる領域についてコリメーションを実行する多数のコリメート要素を実際に含み得る。例えば、一実施形態では、標準的なカム型構成によってX線をZ軸に沿ってコリメートすることもできるし、シャッタ型構成によってX線をX次元においてコリメートする（すなわちZ軸に関して直交してスキャナの視野を画定して）こともできるし、且つ／又は固定フィルタによって、幾つかの検出器の実施形態では欠落していてよい隅の領域に向けられるX線フォトンを除去し又は遮断することもできる。このことについては後述する。

30

【0012】

ボウタイ・フィルタ8に関して述べると、幾つかの実施形態では、ボウタイ・フィルタ8は従来型ボウタイ・フィルタであってもよいし、X線源12の異なる角度位置から見た場合の患者18の異なる厚みを補償するようにX線16のビーム強度を変化させるのに適した他のX線ビーム成形フィルタであってもよい。一実施形態では、ボウタイ・フィルタ

40

50

8の厚みは軸方向において変化して、ヒール効果を補償することができる。代替的には、軸方向において厚みが変化する別個のフィルタ又は追加のフィルタをボウタイ・フィルタ8と併せて設けて、ヒール効果を補償することもできる。

【0013】

図1及び図2に示すように、X線放射線20の一部が、患者18を透過し又は患者18の周囲を通過して、参考番号22に全体的に表わされている1又は複数の検出器アレイに衝突する。アレイ(1又は複数)の検出器素子54(図3及び図4)が、入射X線20の強度を表わす電気信号を発生する。これらの信号は取得され処理されて、患者18の体内の特徴の画像を再構成する。

【0014】

一実施形態では、検出器22は、平坦な表面又はX線源12に焦点を有する曲面として、1又は複数として設けられ得る。一つのかかる実施形態では、検出器22は、図3の実施形態に示すように、不連続の検出器素子54から成る1又は複数のアレイで構成される方形又は矩形の検出器52であってよい。かかる実施形態では、方形又は矩形の検出器52の部分(隅の部分等)が、走査の全て又は一部にわたりコリメータ14等によるコリメーションのためX線によって照射されなかったり限定された又は低減された照射を受けたりする場合がある。同様に、方形又は矩形の検出器52の部分(隅の部分等)が、走査の全て又は一部にわたり読み出されなかったり、低減された頻度で読み出されたりする場合がある。

【0015】

代替的には、もう一つのかかる実施形態では、検出器22は、図4に示すように、非対称な形状又は十字形状の検出器56のように方形でも矩形でもない形状として設けられてもよい。一つのかかる実施形態では、十字形状検出器56は、広い視野(すなわち走査される円形断面の寸法)及びZ次元において相対的に狭いコーン角となるようにZ次元に縮小された範囲に対応する細長い又は広い部分58を含み得る。かかる広い部分は、X線16が、図1に示すようにZ方向照射範囲は限定されている(1°の照射範囲では-0.5°~+0.5°等)がX方向照射範囲は広い(すなわち視野が広い)全体的にファン形状のビームにコリメートされるときに照射され得る。一つのかかる実施形態では、広い部分58は、画像データ取得時に患者18がZ方向に平行移動されるヘリカル・スキャン・プロトコルのときのようなファン形状にコリメートされたX線16によって照射される。図4は中央部分60(下記参照)から二つの方向に(すなわち二つの側に)外向きに延在する広い部分58を有する十字形状検出器56を示しているが、他の実施形態では、広い部分58は中央部分60の一方の側から外向きに延在するだけでもよく、すなわち検出器は非対称であってもよい。

【0016】

関連する実施形態では、十字形状検出器56は、縮小された視野(走査される円形断面の寸法を指す)及びZ次元において相対的に広いコーン角となるようにZ次元に拡大された範囲に対応する中央部分60を含み得る。かかる中央部分60は、X線16が、図2に示すようにX、Y方向照射範囲(すなわち視野)は限定されているがZ方向照射範囲は広い(12°の照射範囲では-6°~+6°等)全体的にコーン形状のビームにコリメートされるときに照射され得る。一つのかかる実施形態では、中央部分60は、画像データ取得時に患者18がZ方向に平行移動されないアキシャル・スキャン・プロトコルのときのようなコーン形状にコリメートされたX線16によって照射される。

【0017】

一実施形態では、検出器22はモジュール式構築を用いて形成されることができ、検出器素子から成る様々なモジュール式アレイを接続して十字形、非対称、方形又は矩形の検出器アレイを形成し得るようにする。例えば、十字形状検出器56の場合には、素子54から成る1又は複数のモジュール式アレイを接続して中央部分60を形成し、素子54から成る追加のモジュール式アレイを中央部分60の両側に接続して広い部分58を形成することができる。さらに、一実施形態では、素子から成るモジュール式アレイは、方形の

10

20

30

40

50

ような一つの形状から矩形のようなもう一つの形状への検出器の再構成又は再形成を可能にする等のように異なるモジュールを互いに關して回転させ得るようなヒンジ式又は回転式アセンブリを用いて接続され得る。

【0018】

分解能に關して述べると、検出器22は、共通の又は一様な分解能を有していてもよいし、検出器22の残部に対して異なる分解能及び／若しくはセル寸法を有する異なる領域又は素子54を有していてもよい。例えば、検出器22が十字形状検出器56であるような一実施形態では、中央部分60は、広い部分58を構成している検出器素子よりも高い空間分解能及び／又は小さいセル寸法を有する検出器素子で構成されていてよい。

【0019】

検出器22は他の様々な特性及び／又は作用を含み得る。例えば、幾つかの実施形態では、検出器22は、エネルギー積分型検出器、エネルギー識別型多層検出器、フォトン計数型検出器、エネルギー識別フォトン計数型検出器、又はこれらの何らかの組み合わせであってよい。加えて、検出器22の異なる領域が上に列挙した形式と異なる形式の作用を提供してもよい。例えば、十字形状検出器56において、中央部分60がフォトン計数作用及び／又はエネルギー識別作用を含むことができ、これらの作用の一方又は両方が、中央部分60から外向きに延在する広い部分58では存在していなくてもよい。反対に、かかる実施形態では、広い部分58がエネルギー積分作用を提供することができ、この作用が中央部分60には存在していなくてもよい。

【0020】

さらに、検出器22の全て又は一部が散乱線除去グリッドを付設させ又は含んでおり、撮像容積において偏向され若しくは散乱されたX線フォトンを吸収し、又は他の場合にはかかるX線フォトンが検出器22に衝突するのを防ぐことができる。かかる散乱線除去グリッドは一次元であっても二次元であってもよく、且つ／又は一部が一次元であり一部が二次元であるような多数の区画から成っていてよい。加えて、1よりも多いX線源12が存在するような幾つかの実施形態では、散乱線除去グリッドは、異なる区画が異なるX線源に集束するような多数の区画から成っていてよい。一実施形態では、全体的にファン形状のX線ビームに対応する検出器領域は、単一スポットの高出力回転アノード管線源に向かれた二次元コリメーションを有することができ、広いコーンX線ビームに対応する検出器領域には、イメージング・システム10のZ方向に配列される多スポット線源構成に対する層状コリメーション(laminar collimation)を提供することができる。

【0021】

以上に述べたイメージング・システム10の構成要素及び特徴を念頭に置いて、図1及び図2に戻ると、X線源12は典型的には、CT検査系列のための電力及び制御信号の両方を供給するシステム制御器24によって制御される。図示の実施形態では、システム制御器24は、当該システム制御器24の構成要素であってよいX線制御器26を介して線源12を制御する。かかる実施形態では、X線制御器26は、X線源12に電力及びタイミング信号を供給するように構成され得る。

【0022】

また、検出器22がシステム制御器24に結合されており、システム制御器24は検出器22において発生される信号の取得を制御する。図示の実施形態では、システム制御器24は、検出器によって発生される信号をデータ取得システム28を用いて取得する。データ取得システム28は、検出器22の読み出し電子回路によって収集されたデータを受け取る。データ取得システム28は、サンプリングされたアナログ信号を検出器22から受け取って、後述するプロセッサ30による後の処理のためにこのデータをデジタル信号へ変換する。代替的に他の実施形態では、デジタル-アナログ変換は検出器22自体に設けられているサーキットリによって実行されてよい。システム制御器24はまた、取得される画像信号に關して、ダイナミック・レンジの初期調節及びデジタル画像データのインタリーブ等のような様々な信号処理作用及びフィルタ処理作用を実行することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

図1及び図2に示す実施形態では、システム制御器24は、回転サブシステム32及び/又は線形配置サブシステム34に結合されている。回転サブシステム32は、X線源12、コリメータ14、及び検出器22が患者18の周りを1回又は多数回回転することを可能にする。尚、回転サブシステム32は、それぞれのX線放出及び検出構成要素が配設されているガントリを含み得ることを特記しておく。このように、かかる実施形態では、システム制御器24を利用してガントリを動作させることができる。線形配置サブシステム34は、患者18、又はさらに明確に述べると患者を支持するテーブルをCTシステム10のボアの内部で変位させるのを可能にすることができる。従って、テーブルをガントリの内部で線形に移動させて患者18の特定の区域の画像を形成することができる。図示の実施形態では、システム制御器24は、モータ制御器36を介して回転サブシステム32及び/又は線形配置サブシステム34の動きを制御する。図2に示す実施形態では、線形配置サブシステム34が図から省かれており、アキシャル・スキャン・プロトコルのような幾つかの走査プロトコルでは画像データ取得時に患者が静止したままであってよい(すなわち線形に変位されない)ことを反映している。かかる実施形態において、線形配置サブシステム34が依然存在していてもよく、実際にアキシャル・スキャンの前及び/又は後に患者18を平行移動させる場合もある。他の実施形態では、線形配置サブシステム34は、患者18を非定的な速度で平行移動させてヘリカル/アキシャル軌道を達成することができる。例えば、線形配置サブシステム34は、減速しながら患者を平行移動し、或る点で停止してアキシャル・スキャンを実行した後に、加速しながら患者の平行移動を再開してヘリカル・スキャンを終了することができる。このように、平行移動の速度は走査プロトコル又は走査プロトコルの内部の点に依存して変化し得る。

【 0 0 2 4 】

一般的には、制御器24がイメージング・システム10の動作を指令し(上述の線源12、検出器22、及び配置システムの動作等を介して)、検査プロトコルを実行して、取得されたデータを処理する。例えば、システム制御器24は、上述のシステム及び制御器を介して、複数の放射線写真ビューを収集して処理し得るように、線源12及び検出器22を支持するガントリを着目被検体の周りで回転させることができる。ここでの状況では、システム制御器24はまた、信号処理サーチケットリと、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(本書に記載される画像処理手法を実行するルーチン等)並びに構成パラメータ及び画像データ等を記憶する付設のメモリ・サーチケットリ等とを含んでいる。

【 0 0 2 5 】

図示の実施形態では、システム制御器24によって取得されて処理された画像信号は、画像の再構成のために処理構成要素30に供給される。処理構成要素30は、1又は複数の従来型マイクロプロセッサであってよい。データ取得システム28によって収集されたデータは、直接又はメモリ38への記憶の後に処理構成要素30に送信され得る。データを記憶するのに適した任意の形式のメモリがかかる例示的なシステム10によって利用され得る。例えば、メモリ38は、1又は複数の光学式、磁気式、及び/又は固体メモリ記憶構造を含み得る。また、メモリ38は取得システムの場所に位置していてもよいし、且つ/又は後述する繰り返し式画像再構成のためのデータ、処理パラメータ及び/若しくはルーチンを記憶する遠隔記憶装置を含んでいてもよい。

【 0 0 2 6 】

処理構成要素30は、典型的にはキーボード及び/又は他の入力装置を備えた操作者ワークステーション40を介して操作者から命令及び走査用パラメータを受け取るように構成され得る。操作者は、操作者ワークステーション40を介してシステム10を制御することができる。このように、操作者は、操作者ワークステーション40を用いて再構成画像を観察し且つ/又は他の場合にはシステム10を動作させることができる。例えば、操作者ワークステーション40に結合された表示器42を利用して再構成画像を観察して撮像を制御することができる。加えて、操作者ワークステーション40に結合され得るプリ

ンタ44によって画像を印刷することもできる。

【0027】

さらに、処理構成要素30及び操作者ワークステーション40を、標準型又は特殊目的のコンピュータ・モニタ及び付設の処理サーキットリを含み得る他の出力装置に結合することもできる。1又は複数の操作者ワークステーション40をさらにシステムにリンクして、システム・パラメータを出力する、検査を依頼する、及び画像を観察する等を行なうことができる。一般的には、システム内に供給される表示器、プリンタ、ワークステーション及び同様の装置は、データ取得構成要素に対してローカルに位置していてもよいし、或いはこれらの構成要素に対してリモートに位置して、施設若しくは病院の内部の他の場所又は全く異なる場所等に位置して、インターネット及び仮想私設網等のような1又は複数の構成可変型網を介して画像取得システムにリンクされていてもよい。10

【0028】

さらに、操作者ワークステーション40は画像保管通信システム(PACS)46に結合されてもよいことを特記しておく。PACS46は次に、遠隔クライアント48、放射線科情報システム(RIS)、病院情報システム(HIS)、又は内部網若しくは外部網に結合されて、異なる位置にいる第三者が未処理画像データ又は処理済み画像データへのアクセスを得るようにすることができる。

【0029】

以上の議論ではイメージング・システム10の様々な例示的な構成要素を別個に扱っているが、これら様々な構成要素は、共通のプラットフォームの内部又は相互接続されたプラットフォームにおいて提供され得る。例えば、処理構成要素30、メモリ38、及び操作者ワークステーション40が、本発明のアプローチに従って動作するように構成された汎用若しくは特殊目的のコンピュータ又はワークステーションとしてまとめて設けられてよい。かかる実施形態では、汎用若しくは特殊目的のコンピュータは、システム10のデータ取得構成要素に関して別個の構成要素として設けられてもよいし、かかる構成要素と共通のプラットフォームに設けられてもよい。同様に、システム制御器24は、かかるコンピュータ若しくはワークステーションの一部として設けられてもよいし、画像取得専用の別個のシステムの一部として設けられてもよい。20

【0030】

以上に述べた一つの適当な画像取得システムの例を念頭に置いて、ここで幾つかのプロトコルによる画像データの取得及び処理について議論する。例えば、一実施形態では、上述のシステム10を用いて、1回の検査中に2種の異なる別個の走査を用いて画像データを取得する。一つのかかる例では、第一の走査において放出されるX線16は、大視野又は全視野(すなわち大きな又は完全な走査円形断面)を有するがZ次元には狭い範囲を有するようにコリメートされる。例えば、X線16は、Z次元に相対的に狭いコーン角を有する全体的にファン形状のビームにコリメートされ得る。加えて、一具現化形態では、第一の走査に用いられるX線16は低線量に相当し得る(例えば約20mAの管電流で発生される)。反対に、第二の走査時に放出されるX線16は、Z次元に相対的に広い範囲を有し、可能性としては縮小された又は限定された視野を有するようにコリメートされる。例えば、X線は、Z次元に相対的に広いコーン角を有する全体的にコーン形状のビームにコリメートされ得る。一具現化形態では、第二の走査に用いられるX線16は高線量に相当し得る(例えば約500mAの管電流で発生される)。3040

【0031】

一実施形態では、第一の走査を用いて得られる情報を用いて、患者の体位、配置、寸法、形状、及び/又は密度についての何らかの情報を(自動的に又は利用者が関与して)抽出することができる。かかる抽出された情報を用いて第二の走査での関心領域を選択し、且つ/又は第二の走査について投射される関心領域を検出器22の中心に配置するためにテーブル配置を画定することができる。さらに、幾つかの実施形態では、第一の走査を用いて得られるデータを用いて、第二の走査でのX線源kVp及び/又はmA変調、ボウタイ・フィルタ構成、並びに/又は検出器ビュー率を、選択されたプロトコル設定に基50

づいて適当な組織コントラスト、雑音指数、及び／又は線量を達成するように設定することができる。さらにまた、第一の走査からのデータを用いて、第二の走査における散乱アーティファクト及び／若しくはコーン・ビーム・アーティファクト、並びに／又は打ち切りアーティファクトを補正することができる。

【0032】

さらに、第一の走査を用いて、患者の減弱マップ及び／又は患者の器官マップを算出することができる。後にかかるマップを用いて、画像雑音及び／又は患者線量をmA及び／又はkVp変調の関数として算出することができる。さらにかかるマップを用いて、画像コントラストをkVp変調の関数として算出することができる。加えて、かかるマップを用いて、後の走査に望ましいmA及び／又はkVp変調プロファイルを算出することができる。10

【0033】

このことを念頭に置いて、図5に移ると、1回の検査中に2種の別個の形式の走査を実行するために具現化され得る制御論理を有する方法100が示されている。かかる例では、第一の走査は、患者18を撮像容積（すなわちガントリ中孔）を通して平行移動させながら低線量の全体的にファン形状のX線ビームを患者18の周りで回転させるヘリカル・スカウト・スキャン102であってよい。かかるヘリカル・スカウト・スキャンは、低い又は低減された散乱効果及び低い又は低減されたコーン・ビーム・アーティファクトの発生を伴い得る（Z次元でのさらに狭いコリメーション及びX線ビームの制限された範囲によって）。一つのかかる具現化形態では、かかるヘリカル・スカウト・スキャンは、50cmの視野についてZ次元に40mmの照射範囲を有し得る（50cm径の円筒の表面に対応する）。ヘリカル・スキャン投影データ104は、このヘリカル・スキャンの結果として生成される。20

【0034】

認められるように、所載のヘリカル・スカウト・スキャンは、線源12及び検出器22が画像取得時に患者18の周りに回転されるので従来のスカウト走査とは異なる。従来のスカウト走査では、走査はヘリカル・スカウト・スキャンの場合と同様に低線量で生じ得るが、線源12及び検出器22は回転されない。代わりに、従来のスカウト走査では、データは1回又は2回の工程で収集され、線源12及び検出器22は工程と工程との間で何らかの量（90°等）だけオフセットされる。このように、従来のスカウト走査では、取得されるデータは、1種又は2種の異なる角度オフセットにおいて取得される二次元投影データである。認められるように、かかる従来のスカウト走査を、本書で議論される走査プロトコルに加えて又は該走査プロトコルを補足するために実行して、本書に記載される走査動作を実行するとき又は画像処理工程及び再構成工程において用いられ得る付加的な画像投影データを提供してもよい。30

【0035】

図示の例では、第二の走査はアキシャル・スキャン106であってよく、この走査では患者18を撮像容積（すなわちガントリの中孔）において静止させたまま高線量の全体的にコーン形状のX線ビームを患者18の周りで回転させる。代替的には、段階撮像（step-and-shoot）プロトコルをアキシャル・スキャンと組み合わせて用いてよく、患者18がX線源12及び検出器22の軸方向回転と軸方向回転との間に段階的な態様で平行移動されて、画像データの隣接するスラブ又はスライスがアキシャル・スキャンによって取得されるようになる。一つのかかる具現化形態では、線源12及び検出器22の撮像容積の周りでの回転は約0.35秒間で生ずる。一実施形態では、かかるアキシャル・スキャンは、器官に関する画像データを完全走査プロトコル（例えば患者の周りの完全回転）又は部分走査若しくは半走査（ハーフ・スキャン）プロトコル（例えば180°+ の部分回転。 はX線ビームの視野角度に対応する）において取得するために、器官の部分照射範囲又は完全照射範囲（心臓の完全照射範囲等）に対応する視野を提供し得る。さらに、かかるアキシャル・スキャンは、拍動している心臓のような動的工程を撮像するのに適当であり得る。説明の目的で、第一の走査をヘリカル・スキャンと示し、第二の走査をアキシャル40

ル・スキャンと示しているが、この表示は単に各走査を区別するためのものであり、各走査が実行される順序を必ずしも意味しないことを認められたい。すなわち、ヘリカル・スキャンはアキシャル・スキャンの前に実行されても後に実行されてもよい。或いは、ヘリカル・スキャンを二つの部分に分割して、一つの部分をアキシャル・スキャンの前に実行し、一つの部分を後に実行してもよい。

【0036】

かかるアキシャル・スキャンは、散乱効果及びコーン・ビーム・アーティファクトを伴い得る（X線ビームがZ次元に広いコリメーション及び拡大された範囲を有するため）。一つのかかる具現化形態では、かかるアキシャル・スキャンは25cm～30cmの視野についてZ次元に120mm～160mmの照射範囲を有し得る（50cm径の円筒の表面に対応する）。アキシャル・スキャン投影データ108は、このアキシャル・スキャンの結果として生成される。10

【0037】

かかる実施形態では、アキシャル・スキャン106において用いられる制限された視野によって、打ち切られたアキシャル・スキャン投影データ108が得られ、すなわちアキシャル・スキャン時に視野が制限されていた箇所に対応して不完全な又は欠落したデータが存在する。一実施形態では、ヘリカル・スキャン投影データ104の一部を直接的に用いて又は外挿して、アキシャル・スキャン投影データ108に存在しない打ち切りデータを充填することができる。20

【0038】

一実施形態では、ヘリカル・スキャン投影データ104を再構成して（ブロック110）、ヘリカル・スキャンによって撮像される容積の容積測定表現（すなわち三次元表現）である第一の画像112を形成することができる。この実施形態では、第一の画像112を用いて、アキシャル・スキャンを実行する（ブロック106）のに用いられた又は用いられるべき幾何学的構成及び／若しくはパラメータに基づいて、第一の画像112を再投影する（ブロック114）。このようにして、再投影ステップ114に基づいて合成投影データ集合116が生成され、このデータ集合116を用いて又はアキシャル・スキャン投影データ108と結合して（ブロック118）、この工程を行なわなければアキシャル・スキャン投影データ108から欠落する打ち切りデータの一部又は全てを含む補足された投影データ集合120を形成することができる。次いで、補足された投影データ120を再構成して（ブロック122）、この工程を行なわなければアキシャル・スキャン投影データのみを用いて生成されたであろうものよりも良好な雑音特性及び／又はコーン・ビーム・アーティファクト特性を有する第二の画像124を形成することができる。代替的に他の実施形態では、合成投影データ116を、補間及び並べ換え（リビニング）を介して投影領域においてヘリカル・スキャン投影データ104から直接（再構成及び再投影ステップを行なわずに）生成することもできる。さらに、他の実施形態では、ヘリカル・スキャンからの再構成画像112を他の方法で変換し又は処理してアキシャル・スキャン・データを補足することもできる。30

【0039】

図6に示す方法150に移ると、代替的な実施形態では、第一及び第二の走査は両方ともヘリカル・スキャンであってよい。一つのかかる実施形態では、第一のヘリカル・スキャンを上述のように全視野及び狭いZ照射範囲（例えば全体的にファン形状のビーム）について低線量（mA）において実行して（ブロック152）、第一のヘリカル・スキャン投影データ集合154を生成することができる。第二のヘリカル・スキャンは、第一の走査に対して小さい又は縮小された視野及び拡大されたZ方向照射範囲について高い線量（mA）において実行されて（ブロック156）、第二のヘリカル・スキャン投影データ集合158を生成することができる。加えて、第一及び第二のヘリカル・スキャンのピッチは異なっていてよい。例えば、第二のヘリカル・スキャンは、第一のヘリカル・スキャンに対して低いピッチにあってよい。この例では、第二のヘリカル・スキャンに関連する縮小された視野のため、第二のヘリカル・スキャン投影データ集合158が打ち切られる場4050

合がある。前述のように、このデータ打ち切りは、第一のヘリカル・スキャン投影データ集合 154 から直接導かれるデータを用いて、又は第一のヘリカル・スキャン投影データ集合 154 と再構成ステップ（ブロック 110）及び再投影ステップ（ブロック 114）の組とを用いて生成される合成投影データ集合 116 を用いて、扱うことができる。さらに、前述のように、合成投影データ 116 を第二のヘリカル・スキャン投影データ集合 158 と共に用いて又は該データ集合 158 と結合して（ブロック 118）補足された投影データ 120 を生成することができ、このデータを再構成して（ブロック 122）第二の画像 124 を形成することができる。

【0040】

以上では撮像セッションの一部として実行される 2 種の別個の異なる走査について説明しているが、異なる走査プロトコルを結合し又はインタリープして、さらに統一されたプロトコルにし得ることを認められたい。例えば、図 7 及び図 8 に示す方法 200 に移ると、本書で議論されるアプローチに従って用いられるヘリカル及びアキシャルの両投影データを取得するのに用いるためのヘリ - アキシャル走査プロトコルが説明されている。この実施形態によれば、部分的ヘリカル・スキャンが実行され、続いて 1 又は複数のアキシャル・スキャンが行なわれた後にヘリカル・スキャンが完了するようなヘリ - アキシャル・スキャンが実行され（ブロック 202）、このことを図 8 にそれぞれのヘリカル・スキャン経路 210 及びアキシャル・スキャン経路 212 によって示す。すなわち、この実施形態によれば、ヘリカル・スキャンが一つの点まで実行される。ヘリカル・スキャンはこの点まで一定のピッチ又は可変ピッチを有していてよい（すなわち、患者テーブルの平行移動並びに / 又は線源及び検出器の回転速度は一定であっても変化してもよい）。例えば、一実施形態では患者テーブルが平行移動される速度は、この点に近づくにつれて減速し得る。一旦、点に達すると、患者テーブルは静止した状態に固定されて（又は段階撮像型アキシャル・スキャン・プロトコルに従って増分毎に移動されて）、完全又は部分アキシャル走査を実行することができる。一旦、アキシャル走査が完了すると、患者テーブルの平行移動が再開され（一定の速度又は変化する（例えば加速する）速度の何れかで）、ヘリカル投影データの残りを収集する。加えて、X 線 16 のコリメーションをヘリ - アキシャル・スキャン時に動的に変化させて、ヘリ - アキシャル走査の各々の相において X 線ビームを所望の視野及び Z 範囲に成形することができる。例えば、X 線 16 は、走査のヘリカル部分のときには広い視野及び狭い Z 範囲を有するように成形され、走査のアキシャル部分のときには狭い視野及び長い Z 範囲を有するように成形され得る。一実施形態では、かかるコリメーションは、ビーム形状の変化が段階的な態様と対照的に漸進的に又は勾配的な態様で達成されるように、走査が生ずるにつれて調節され得る。ヘリ - アキシャル・スキャン・プロトコルの結果として、ヘリカル・スキャン投影データ 104 及びアキシャル・スキャン投影データ 108 の両方の集合を取得する。ヘリカル・スキャン投影データ 104 及びアキシャル・スキャン投影データ 108 は、上で図 5 及び図 6 に関して議論されているように処理されて、第二の画像 124 を形成することができる。

【0041】

以上では可能な走査プロトコルの幾つかの観点を説明しているが、第一の走査と第二の走査との間で以上に列挙されたもの以外の要素を変化させてもよいことが認められよう。例えば、第一の走査を一つのエネルギー（kVp）において実行することができ、第二の走査を異なるエネルギー（kVp）において実行する。同様に、一方の走査（例えば第一の走査）を kVp 切り換えによって（すなわち 1 よりも多いエネルギーにおいて）実行することができ、他方の走査（例えば第二の走査）を固定された又は一定の kVp（すなわち一つのエネルギー）によって実行する。さらに、第一の走査を一つの形式又は程度の X 線フィルタ処理によって実行することができ、第二の走査を異なる形式又は程度の X 線フィルタ処理によって実行する。

【0042】

加えて、様々な代替的な実施形態が提供される。一つのかかる実施形態では、第一の走査を圧縮感知（compressed sensing）アルゴリズム又は他の繰り返し式再構成アルゴリズ

10

20

30

40

50

ムのための基底再構成として用いることができる。かかる実施形態では、第二の走査を用いて第一の走査の再構成に対して疎らな差分画像を再構成することができる。

【0043】

さらに、多重エネルギーの実施形態では、一つのエネルギーでの走査からの再構成（ヘリカル・スキャン等。例えば図5の第一の画像）を、第二のエネルギー走査（アキシャル・スキャン等）の幾何学的構成に再投影することができる。続いて、従来の物質分解を適用することができる。

【0044】

加えて、繰り返し式再構成の一実施形態では、第一及び第二の走査の両方を、各々の走査について正確な順モデルを用いる再構成アルゴリズムに組み入れることができる。例えば、各々の走査の順モデルは、幾何学的構成、mA、及び多重スペクトル等を含み得る。

10

【0045】

もう一つの実施形態では、用いられる場合にはヘリカル・スカウト・スキャンを用いて、アコードィオグラフィ（accordiographic）投影を形成することができる。これらのアコードィオグラフィ投影を従来型の放射線スカウト走査の代わりに用いることができる。

【0046】

最後に、第二の走査を用いて動画又は四次元データ集合を生成することができる。動画又は四次元データ集合は適当な時間分解能を提供し得る。さらに、動画又は四次元データ集合を後処理して雑音を減少させ又は除去することができる。

【0047】

20

本発明の技術的效果としては、第一の投影データ集合、及び異なる走査プロトコルを用いて取得される第二の投影データ集合を用いて生成される合成投影データ集合に基づいて、投影データ集合を生成することが挙げられる。生成される投影データ集合を用いて容積測定表現を形成することができる。合成投影データは、ヘリカル・スキャン・プロトコル又はヘリ・アキシャル・スキャン・プロトコルを用いて取得される投影データを用いて生成され得る。第一の投影データ集合及び第二の投影データ集合は、十字形状検出器の異なる部分のような検出器の異なる部分を用いて取得され得る。

【0048】

この書面の記載は、最適な態様を含めて発明を開示し、また任意の装置又はシステムを製造して利用すること及び任意の組み込まれた方法を実行することを含めてあらゆる当業者が本発明を実施することを可能にするように実例を用いている。発明の特許付与可能な範囲は特許請求の範囲によって画定され、当業者に想到される他の実例を含み得る。かかる他の実例は、特許請求の範囲の書字言語に相違しない構造的要素を有する場合、又は特許請求の範囲の書字言語と非実質的な相違を有する等価な構造的要素を含む場合には、特許請求の範囲内にあるものとする。

30

【符号の説明】

【0049】

8 ボウタイ・フィルタ

10 イメージング・システム

12 X線源

40

14 コリメータ

16 X線

18 患者

20 入射X線

22 検出器

24 システム制御器

26 X線制御器

28 データ取得システム

30 処理構成要素

32 回転サブシステム

50

3 4 線形配置システム
3 6 モータ制御器
3 8 メモリ
4 0 操作者ワークステーション
4 2 表示器
4 4 プリンタ
4 6 P A C S
4 8 遠隔クライアント
5 2 方形又は矩形の検出器
5 4 検出器素子
5 8 広い部分
6 0 中央部分
1 0 0、1 5 0、2 0 0 方法 10

【図1】

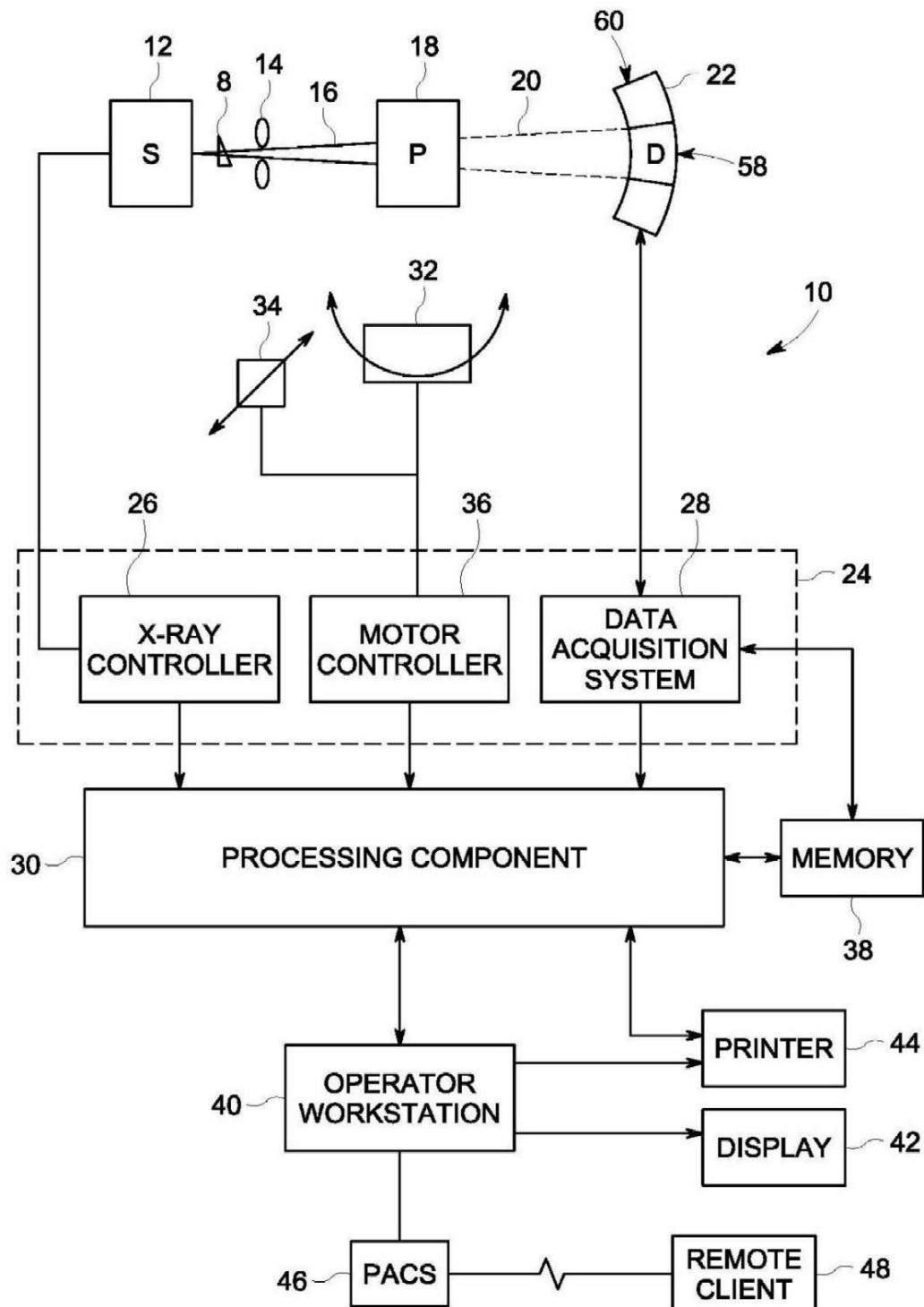


FIG. 1

26 X線制御器	40 操作者ワークステーション
28 データ取得システム	42 表示器
30 処理構成要素	44 プリンタ
36 モータ制御器	48 遠隔クライアント
38 メモリ	

【図2】

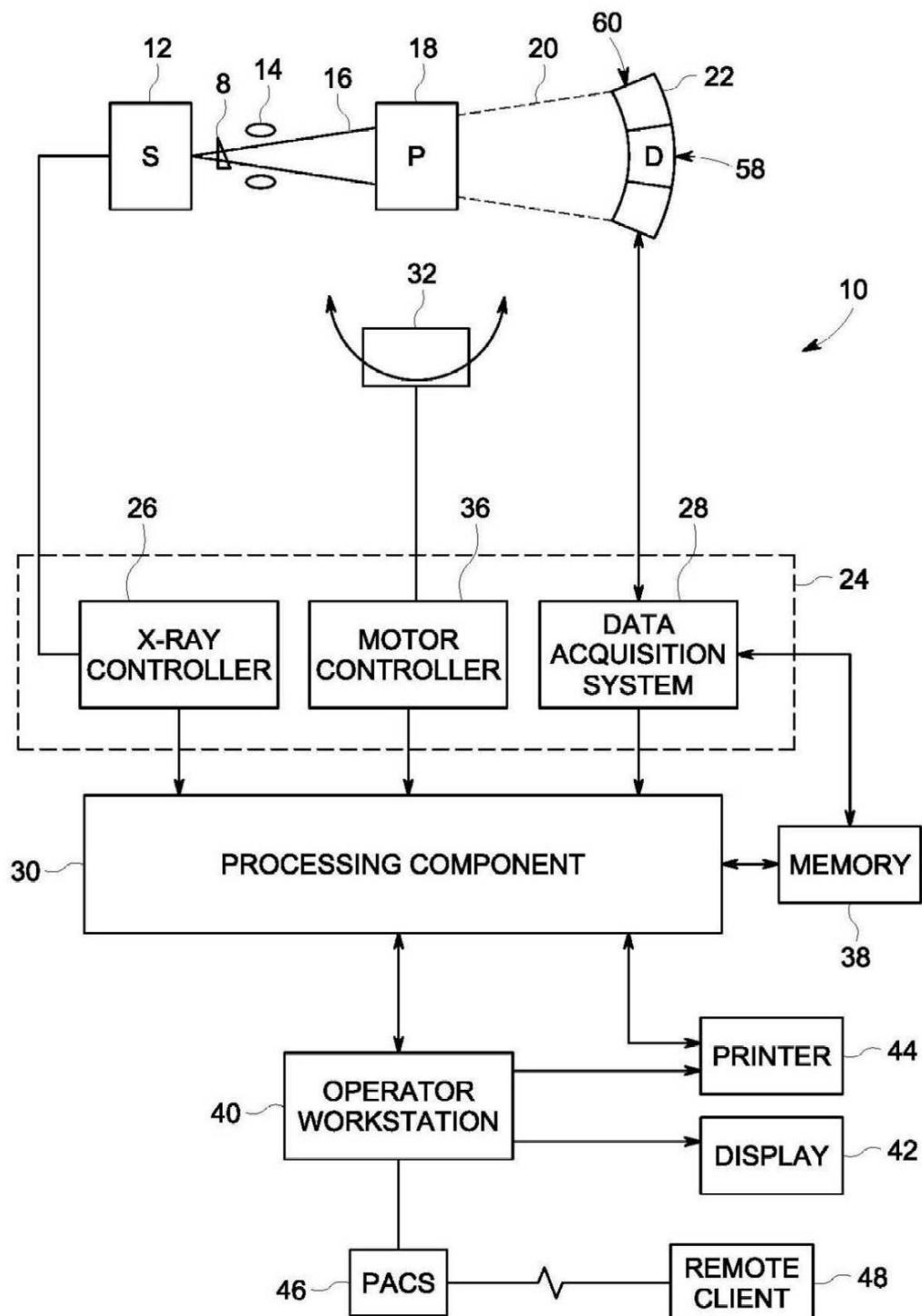


FIG. 2

26 X線制御器	40 操作者ワークステーション
28 データ取得システム	42 表示器
30 処理構成要素	44 プリンタ
36 モータ制御器	48 遠隔クライアント
38 メモリ	

【図3】

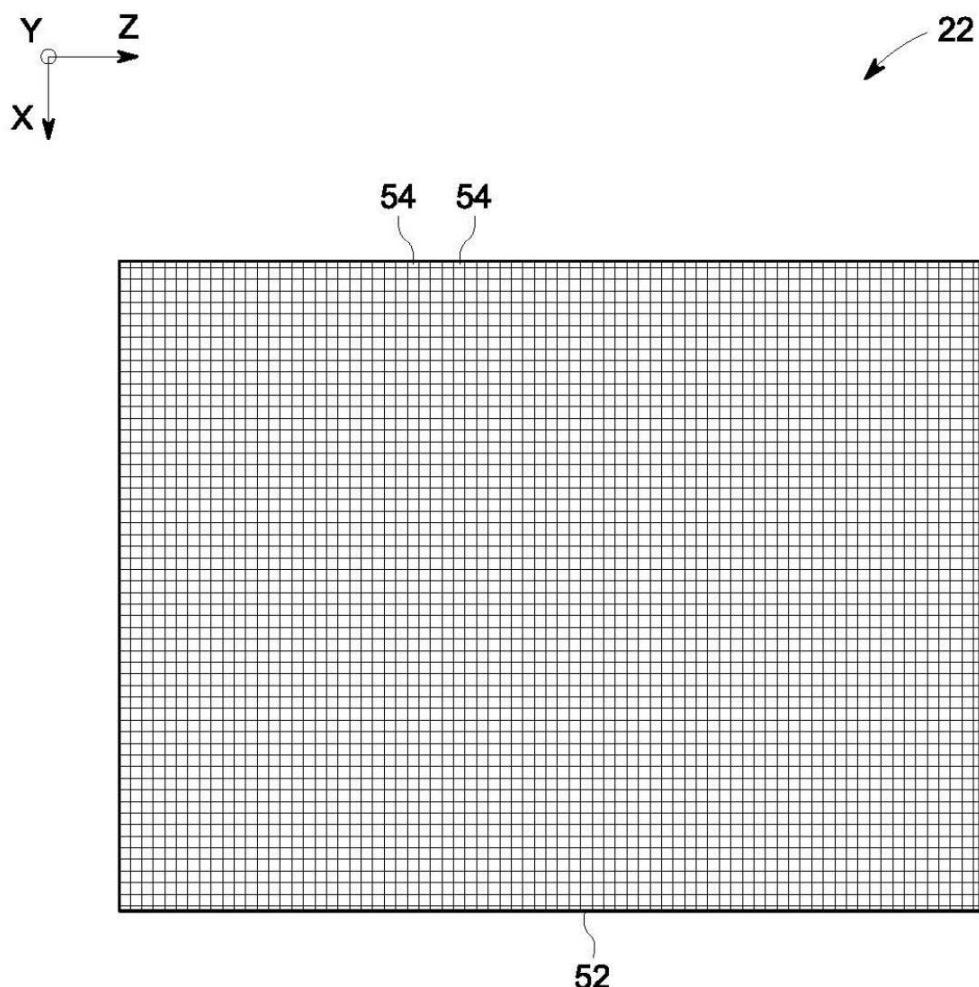


FIG. 3

【図4】

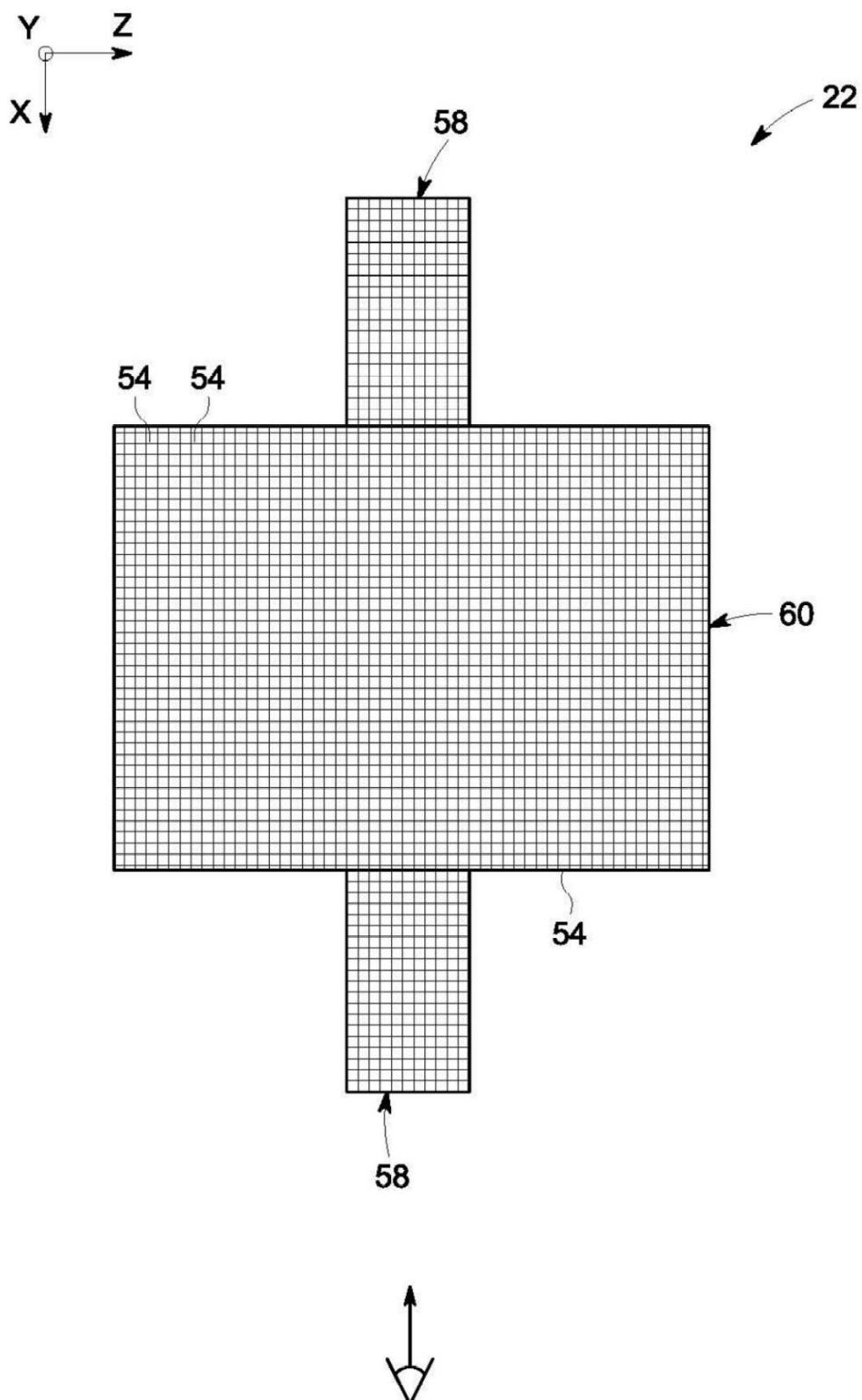


FIG. 4

【図5】

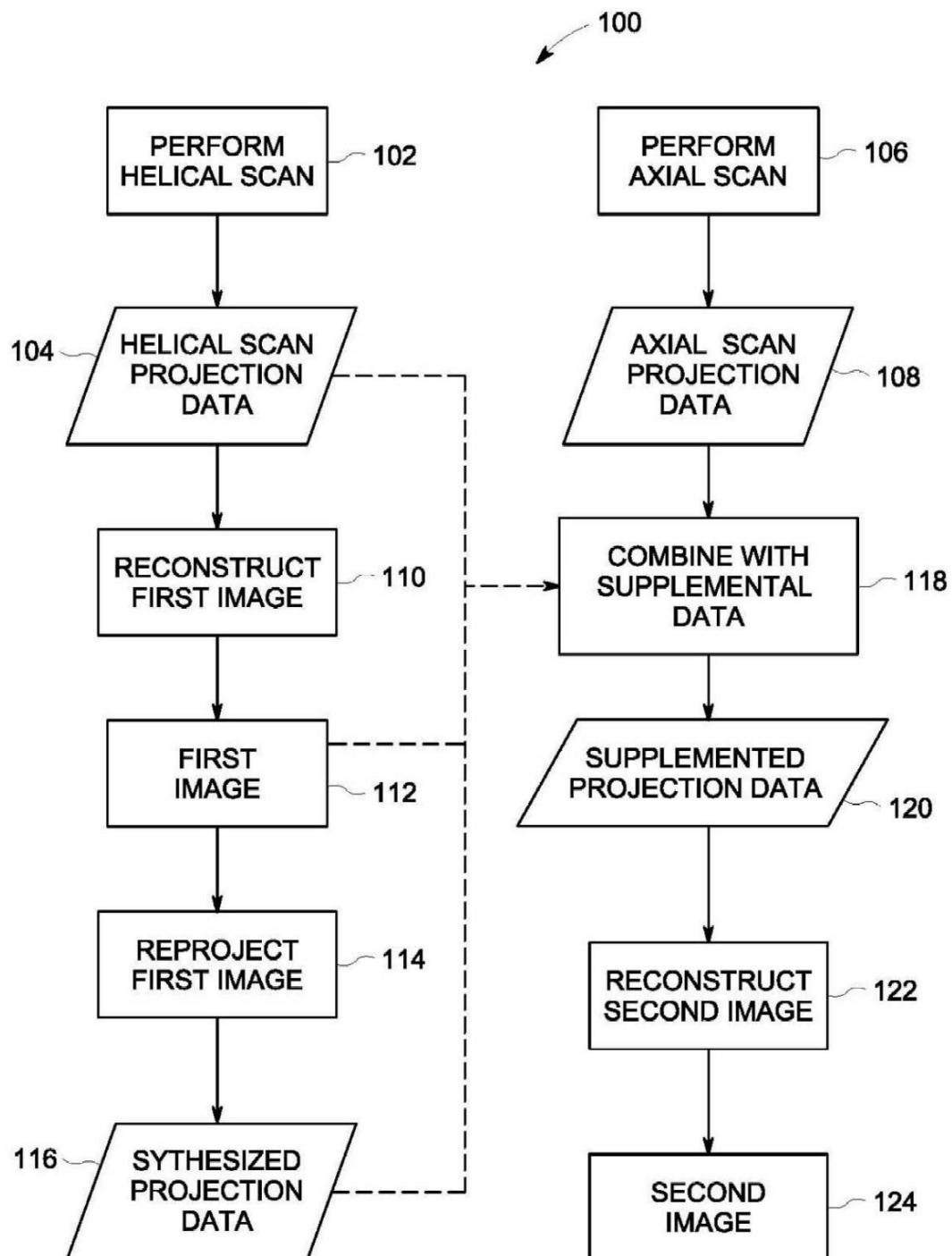


FIG. 5

- | | |
|---------------------|-----------------|
| 102 ヘリカル・スキャンを実行する | 114 第一の画像を再投影する |
| 104 ヘリカル・スキャン投影データ | 116 合成投影データ |
| 106 アキシャル・スキャンを実行する | 118 補足データと結合する |
| 108 アキシャル・スキャン投影データ | 120 補足された投影データ |
| 110 第一の画像を再構成する | 122 第二の画像を再構成する |
| 112 第一の画像 | 124 第二の画像 |

【図6】

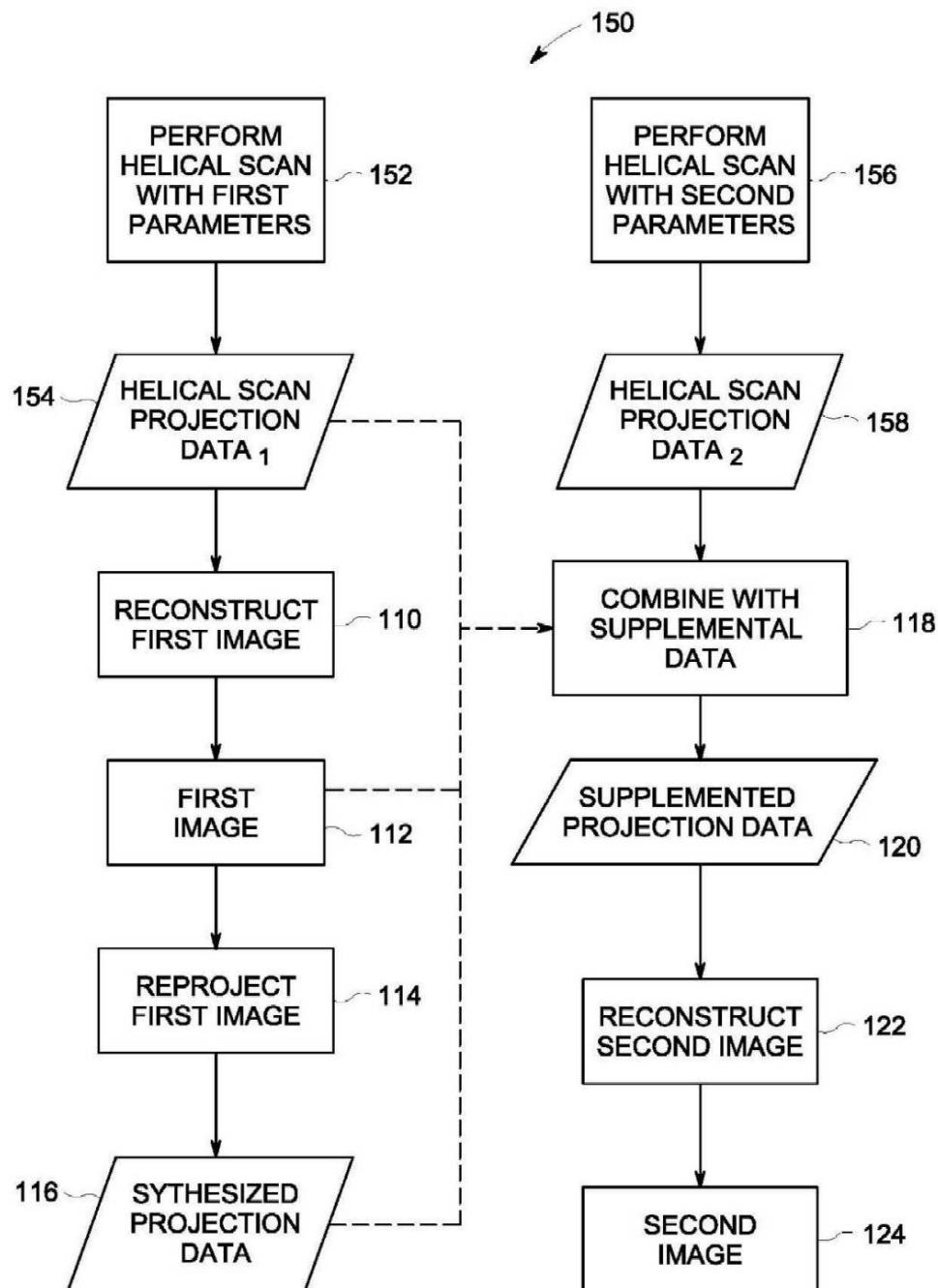


FIG. 6

- 152 第一のパラメータによってヘリカル・スキャンを実行する
- 154 ヘリカル・スキャン投影データ1
- 156 第二のパラメータによってヘリカル・スキャンを実行する
- 158 ヘリカル・スキャン投影データ2
- 110 第一の画像を再構成する
- 112 第一の画像
- 114 第一の画像を再投影する
- 116 合成投影データ
- 118 補足データと結合する
- 120 補足された投影データ
- 122 第二の画像を再構成する
- 124 第二の画像

【図7】

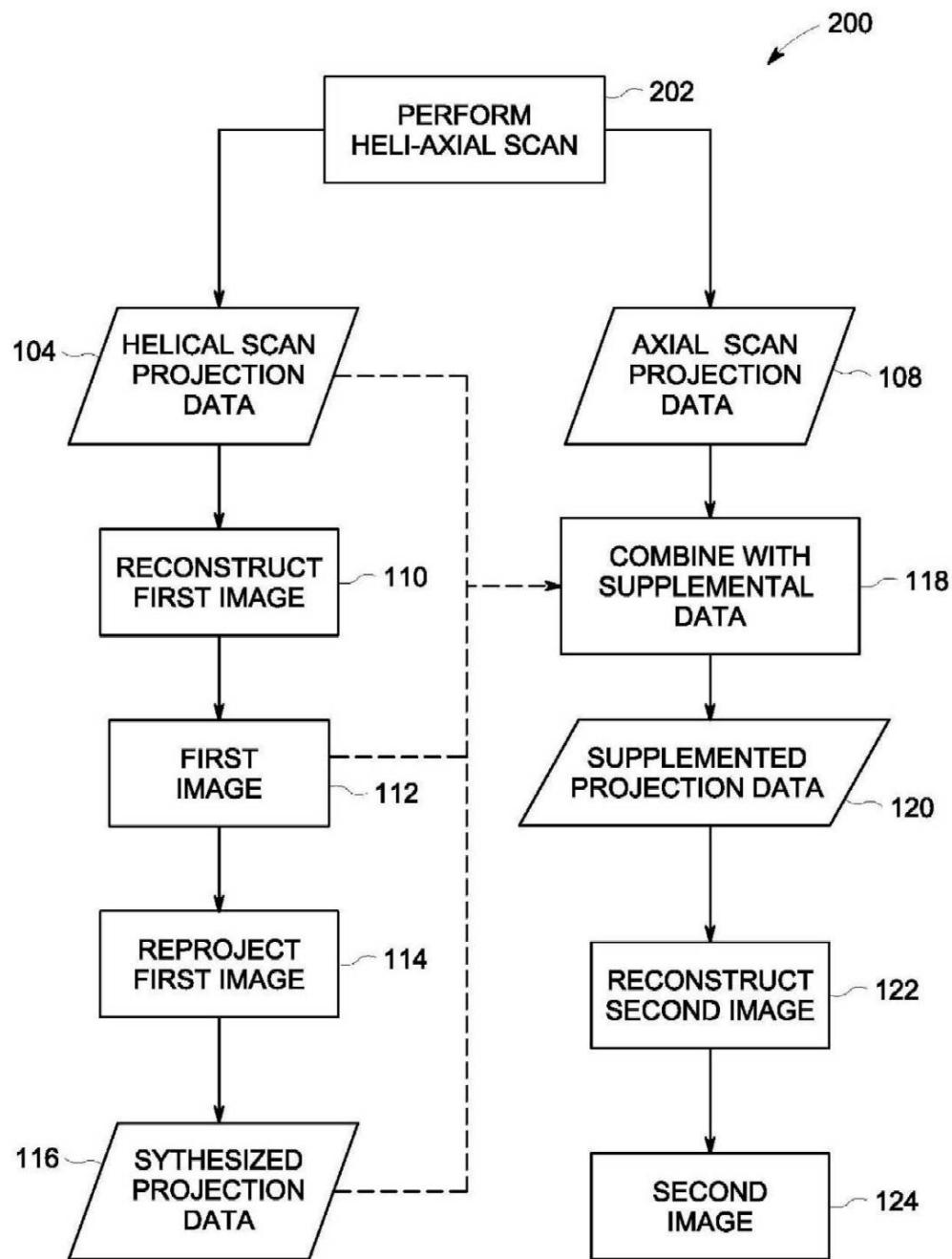


FIG. 7

- 202 ヘリーアキシャル・スキャンを実行する
- 104 ヘリカル・スキャン投影データ
- 108 アキシャル・スキャン投影データ
- 110 第一の画像を再構成する
- 112 第一の画像
- 114 第一の画像を再投影する
- 116 合成投影データ
- 118 補足データと結合する
- 120 補足された投影データ
- 122 第二の画像を再構成する
- 124 第二の画像

【図8】

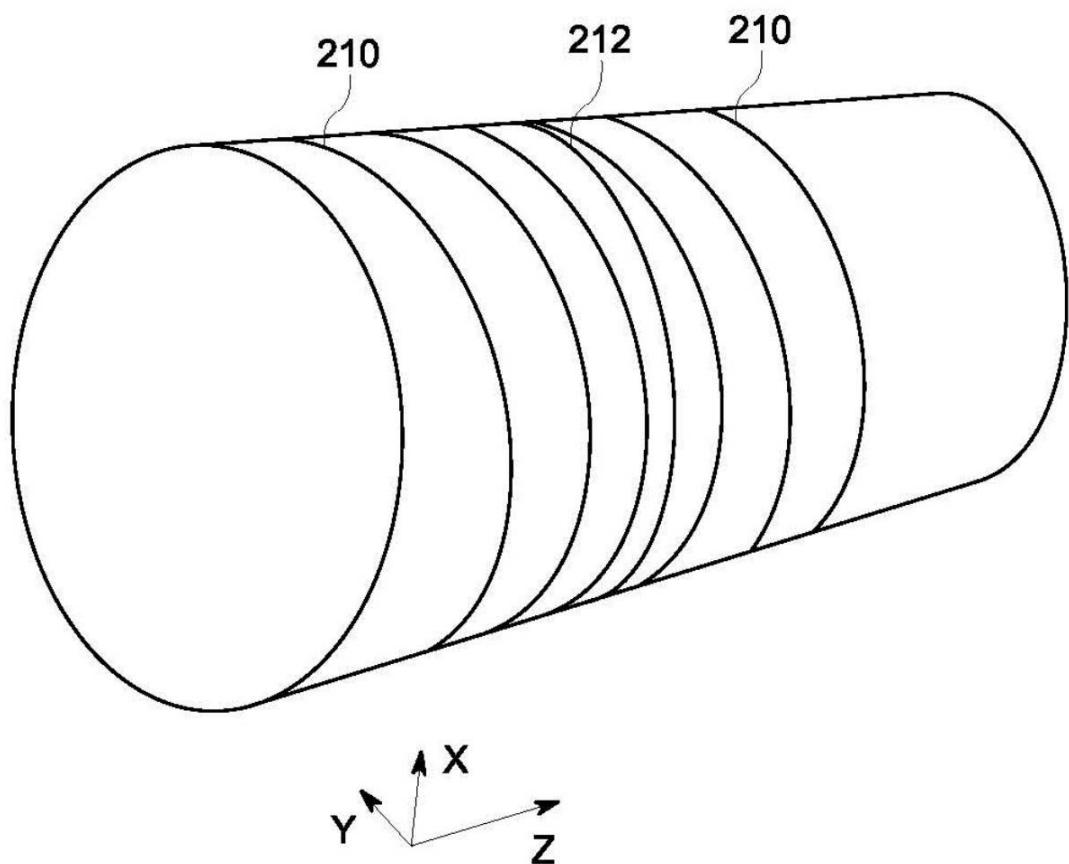


FIG. 8

フロントページの続き

(72)発明者 ブルーノ・クリスティアン・バーナード・ディーマン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、サーチ・サークル、1番、ケイダブリューシー -
1307、ジーイー・グローバル・リサーチ

(72)発明者 ジアン・シー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、30
00番、ダブリュー-1190、ジーイー・ヘルスケア

(72)発明者 ジェド・ダグラス・パック
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、サーチ・サークル、1番、ケイダブリューシー -
1309、ジーイー・グローバル・リサーチ

(72)発明者 ケイ・ゼン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、サーチ・サークル、1番、ケイダブリューシー -
1305、ジーイー・グローバル・リサーチ

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開2003-135443(JP,A)
特開2009-089810(JP,A)
特開2008-237886(JP,A)
特開2002-233522(JP,A)
特開2006-034963(JP,A)
特開2007-236548(JP,A)
米国特許出願公開第2007/0116172(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 03