

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4711245号  
(P4711245)

(45) 発行日 平成23年6月29日 (2011. 6. 29)

(24) 登録日 平成23年4月1日 (2011. 4. 1)

(51) Int. Cl.

F I

**A 6 1 B** 6/03 (2006. 01)  
**G O 1 N** 23/04 (2006. 01)  
**G O 6 T** 1/00 (2006. 01)  
**G O 6 T** 3/40 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 5 O Q  
 A 6 1 B 6/03 3 5 O R  
 G O 1 N 23/04  
 G O 6 T 1/00 2 9 O B  
 G O 6 T 3/40 C

請求項の数 8 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2005-188033 (P2005-188033)  
 (22) 出願日 平成17年6月28日 (2005. 6. 28)  
 (65) 公開番号 特開2006-15139 (P2006-15139A)  
 (43) 公開日 平成18年1月19日 (2006. 1. 19)  
 審査請求日 平成20年6月20日 (2008. 6. 20)  
 (31) 優先権主張番号 10/881, 794  
 (32) 優先日 平成16年6月30日 (2004. 6. 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・カンパニイ  
 GENERAL ELECTRIC CO  
 MPANY  
 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  
 (74) 代理人 100137545  
 弁理士 荒川 聡志  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100106541  
 弁理士 伊藤 信和  
 (74) 代理人 100129779  
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像の三次元再構成の方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

回転する線源から投射されたビームにより対象を走査する撮像装置から受け取った投影データにおいて、投影射線の共役対に対応する投影データを識別するステップ ( 1 0 2 ) と

、  
 前記共役対の各々の投影射線に対応する前記投影データ及び前記線源からの投影射線について前記投影データの整数部分及び分数部分を決定するステップと、

前記走査対象の画像を再構成するために、前記共役射線の分数部分の比較に基づいて前記投影射線の共役対に対応する前記投影データを補間するステップ ( 1 0 4 、 1 0 6 、 1 0 8 ) と、

を備えた対象の画像を再構成する方法 ( 1 0 0 ) 。

【請求項 2】

前記撮像装置は計算機式断層写真法撮像装置 ( 1 0 ) である、請求項 1 に記載の方法 ( 1 0 0 ) 。

【請求項 3】

前記共役対は、投影角度に対して 1 8 0 ° 離隔した 2 本の投影射線により画定される、請求項 1 に記載の方法 ( 1 0 0 ) 。

【請求項 4】

前記共役対に対応する投影データを識別するステップは、ピクセル毎に投影データを決定するステップを含んでいる、請求項 1 に記載の方法 ( 1 0 0 ) 。

## 【請求項 5】

前記補間するステップは、

$$\left( \frac{(1 - \cos \theta_i)}{(1 - \cos \theta_{i+1})} \right) p(\alpha, \beta, i) + \left( \frac{\cos \theta_i}{(1 - \cos \theta_{i+1})} \right) p(\alpha, \beta, i + 1), \quad (1)$$

$$\left( \frac{\cos \theta_i}{(1 - \cos \theta_{i+1})} \right) p(\alpha, \beta, i + 1) + \left( \frac{(1 - \cos \theta_i)}{(1 - \cos \theta_{i+1})} \right) p(\alpha, \beta, i), \quad (2)$$

による計算を実行するステップを含んでおり、式中、 $q$  は検出器列を定義し、 $\theta$  は検出器角度を定義し、 $\alpha$  は投影角度を定義し、 $i$  及び  $i + 1$  は  $q$  及び  $q + 1$  の整数部分を示し、 $\beta$  及び  $\beta + 1$  は  $q$  及び  $q + 1$  の分数部分を示す、請求項 1 に記載の方法 (100)。

## 【請求項 6】

10

対象に向けてビームを投射する、回転する線源及び、マルチ検出器を有する計算機式断層写真法 (CT) 撮像装置であって、

対象の走査から投影データを取得し、

投影射線の共役対に対応する投影データを識別し、

前記共役対の各々の投影射線に対応する前記投影データ及び前記線源からの投影射線について前記投影データの整数部分及び分数部分を決定し、

前記走査対象の画像を再構成するために、前記共役射線の分数部分の比較に基づいて前記投影射線の共役対に対応する前記投影データを補間するように構成されている計算機式断層写真法 (CT) 撮像装置。

## 【請求項 7】

20

前記補間されたデータを 3 次元逆投影して画像を生成するように構成されている、請求項 6 に記載の装置。

## 【請求項 8】

前記補間は、

$$\left( \frac{(1 - \cos \theta_i)}{(1 - \cos \theta_{i+1})} \right) p(\alpha, \beta, i) + \left( \frac{\cos \theta_i}{(1 - \cos \theta_{i+1})} \right) p(\alpha, \beta, i + 1), \quad (1)$$

$$\left( \frac{\cos \theta_i}{(1 - \cos \theta_{i+1})} \right) p(\alpha, \beta, i + 1) + \left( \frac{(1 - \cos \theta_i)}{(1 - \cos \theta_{i+1})} \right) p(\alpha, \beta, i), \quad (2)$$

による計算を含んでおり、式中、 $q$  は検出器列を定義し、 $\theta$  は検出器角度を定義し、 $\alpha$  は投影角度を定義し、 $i$  及び  $i + 1$  は  $q$  及び  $q + 1$  の整数部分を示し、 $\beta$  及び  $\beta + 1$  は  $q$  及び  $q + 1$  の分数部分を示す、請求項 6 に記載の装置。

30

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は一般的には、画像再構成に関し、さらに具体的には、容積測定型 (ボルメトリック) 計算機式断層写真法 (CT) 画像の再構成の方法及びシステムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

三次元 (3D) 又はコーン・ビーム (CB) フィルタ補正逆投影 (FBP) をマルチ (多列) 型 CT スキャナに用いることにより容積測定型 CT (VCT) 走査動作が提供される。VCT スキャナにおいて 3D 逆投影アルゴリズムを用い、マッピング工程を用いて画像を再構成することは公知である。例えば、環状の線源軌道から取得されるコーン・ビーム投影から画像を再構成するために 3D FBP を用いることができる。ピクセル方式の逆投影を用いると、マッピング工程は典型的には再構成されるピクセルの中心から検出器平面まで実行される。しかしながら、多くの例で再構成点が検出器列の中心にある可能性は低い。結果として、検出器の各列に跨がって補間が実行される。例えば、幾つかのフィルタ補正投影サンプル (例えば 4 個の隣接する検出器素子からの 4 個のフィルタ補正投影サンプル) の加重和である逆投影値が決定される。

40

## 【特許文献 1】米国特許第 5987091 号

50

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

このように、補間を実行する公知の逆投影法では、幾つかの検出器素子を用いて交差位置からの逆投影値を算出する。このとき、これらの検出器素子は隣接する検出器列のものであってよい。これにより、画像を再構成するのに予測値が用いられる。この工程の結果として、再構成画像のスライス厚が増大し、これにより空間分解能が低下する。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0004】

実施形態の一例では、対象の画像を再構成する方法を提供する。この方法は、対象を走査する撮像装置から投影データを受け取るステップと、投影射線の共役対に対応する投影データを識別するステップと、投影射線の共役対に対応する投影データを補間して走査対象の画像を再構成するステップとを含んでいる。

10

## 【0005】

実施形態の他の例では、マルチ検出器を有する計算機式断層写真法（CT）撮像装置を提供し、このCT撮像装置は、対象の走査から投影データを取得し、投影射線の共役対に対応する投影データを識別し、投影射線の共役対に対応する投影データを補間して走査対象の画像を再構成するように構成されている。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0006】

20

対象の画像を再構成するシステム及び方法の様々な例示的实施形態を以下に詳細に説明する。本書に記載するシステム及び方法の技術的效果は、補間中に多数の投影ビームを用いて、対象の実際の画像の画像再構成のために改良されたスライス感度プロファイル（SSP）を提供することを含んでいる。

## 【0007】

幾つかの公知のCTイメージング・システム構成においては、X線源がファン（扇形）形状のビームを投射し、このビームは、デカルト座標系のXY平面であって一般に「イメージング（撮像）平面」と呼ばれる平面内に位置するようにコリメートされる。X線ビームは、患者等の撮像対象を透過する。ビームは対象によって減弱された後に放射線検出器のアレイに入射する。検出器アレイで受光される減弱した放射線ビームの強度は、対象によるX線ビームの減弱量に依存している。アレイ内の各々の検出器素子が、検出器の位置でのビーム強度の測定値である別個の電気信号を発生する。全ての検出器からの強度測定値を別個に取得して透過プロファイルを形成する。

30

## 【0008】

第三世代CTシステムでは、X線源及び検出器アレイは、X線ビームが撮像対象と交差する角度が定期的に变化するように撮像平面内で撮像対象の周りをガントリと共に回転する。一つのガントリ角度での検出器アレイからの一群のX線減弱測定値（すなわち投影データ）を「ビュー」と呼ぶ。対象の「走査（スキャン）」は、X線源及び検出器が一回転する間に様々なガントリ角度すなわちビュー角度において形成される一組のビューを含んでいる。

40

## 【0009】

アキシャル・スキャン（軸方向走査）では、投影データを処理して、対象を通して得られる二次元スライスに対応する画像を構築する。一組の投影データから画像を再構成する方法に、当業界でフィルタ補正逆投影法と呼ばれるものがある。この方法は、走査からの減弱測定値を「CT数」又は「ハンスフィールド単位」（HU）と呼ばれる整数へ変換し、これらの整数を用いて陰極線管表示器の対応するピクセルの輝度を制御する。

## 【0010】

全走査時間を短縮するために、「ヘリカル」・スキャン（螺旋走査）を行なうこともできる。「ヘリカル」・スキャンを行なうためには、患者を移動させながら所定の数のスライスのデータを取得する。かかるシステムは、一回のファン・ビーム・ヘリカル・スキャ

50

ンから単一の螺旋を生成する。ファン・ビームによって悉く写像された螺旋から投影データが得られ、投影データから各々の所定のスライスにおける画像を再構成することができる。

#### 【0011】

ヘリカル・スキャンのための再構成アルゴリズムは典型的には、収集したデータにビュー角度、検出器列番号、及び検出器チャンネル番号の関数として加重する螺旋加重アルゴリズムを用いる。明確に述べると、フィルタ補正逆投影法の前に、ガントリ角度、検出器列、及び検出器角度の関数である螺旋加重係数に従ってデータに加重する。次いで、加重した投影をフィルタ補正及び逆投影して、対象を通して得られる二次元スライスに対応する画像を構築する。

10

#### 【0012】

全取得時間をさらに短縮するために、マルチ・スライスCTが導入されている。マルチ・スライスCTでは、多数の列を成す投影データを一度で同時に取得する。ヘリカル・スキャン・モードと併用すると、システムは単一の螺旋分のコーン・ビーム投影データを生成する。シングル・スライス螺旋加重方式の場合と同様に、フィルタ補正逆投影アルゴリズムの前に投影データに加重を乗算する方法を導き出すことができる。

#### 【0013】

本書で用いる場合には、単数形で記載されており単数不定冠詞を冠した要素またはステップという用語は、排除を明記していない限りかかる要素又はステップを複数備えることを排除しないものと理解されたい。さらに、本発明の「一実施形態」に対する参照は、所載の特徴を同様に組み入れている他の実施形態の存在を排除しないものと解釈されたい。

20

#### 【0014】

また、本書で用いられる「画像を再構成する」という表現は、画像を表わすデータが生成されるが可視画像は形成されないような本発明の実施形態を排除するものではない。但し、多くの実施形態は1以上の可視画像を形成する（か又は形成するように構成されている）。

#### 【0015】

図1及び図2には、マルチ・スライス走査イメージング・システム、例えば計算機式断層写真法（CT）イメージング・システム10が、「第三世代」CTイメージング・システムに典型的なガントリ12を含むものとして示されている。ガントリ12はX線管14（本書ではX線源14とも呼ばれる）を有しており、X線管14は、X線ビーム16をガントリ12の反対側に設けられている検出器アレイ18に向かって投射する。検出器アレイ18は、複数の検出器素子20を含む複数の検出器列（図示されていない）によって形成されており、検出器素子20は一括で、アレイ18と線源14との間の患者22のような対象を透過した投射X線ビームを感知する。各々の検出器素子20は、入射X線ビームの強度を表わし従って対象又は患者22を透過する際のビームの減弱を推定するのに用いることのできる電気信号を発生する。X線投影データを取得するための1回の走査の間に、ガントリ12及びガントリ12に装着されている構成部品は回転中心24の周りを回転する。図2は、検出器素子20の単一の列（すなわち検出器列1列）のみを示している。しかしながら、マルチ・スライス検出器アレイ18は、1回の走査中に複数の準並行スライス又は平行スライスに対応する投影データが同時に取得され得るように検出器素子20の複数の平行な検出器列を含んでいる。

30

40

#### 【0016】

ガントリ12上の構成要素の回転及びX線源14の動作は、CTイメージング・システム10の制御機構26によって制御される。制御機構26は、X線制御器28とガントリ・モータ制御器30とを含んでおり、X線制御器28はX線源14に電力信号及びタイミング信号を供給し、ガントリ・モータ制御器30はガントリ12上の構成要素の回転速度及び位置を制御する。制御機構26内に設けられているデータ取得システム（DAS）32が検出器素子20からのアナログ・データをサンプリングして、後続の処理のためにこのデータをデジタル信号へ変換する。画像再構成器34が、サンプリングされてディジ

50

タル化されたX線データをDAS32から受け取って高速画像再構成を実行する。再構成された画像はコンピュータ36への入力として印加され、コンピュータ36は大容量記憶装置38に画像を記憶させる。画像再構成器34は、特殊化したハードウェアであってもよいし、コンピュータ36上で実行されるコンピュータ・プログラムであってもよい。

#### 【0017】

コンピュータ36はまた、キーボードを有するコンソール40を介して操作者から指令及び走査用パラメータを受け取る。付設されている陰極線管表示器42（又はその他任意の適当な表示装置）によって、操作者は、再構成された画像及びコンピュータ36からのその他のデータを観測することができる。操作者が供給した指令及びパラメータはコンピュータ36によって用いられて、DAS32、X線制御器28及びガントリ・モータ制御器30に制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ36は、モータ式テーブル46を制御するテーブル・モータ制御器44を動作させて、患者22をガントリ12内で配置する。具体的には、テーブル46は患者22の各部分をガントリ開口48を通して移動させる。

#### 【0018】

一実施形態では、コンピュータ36は、命令取得装置50、例えばフレキシブル・ディスク・ドライブ、CD-ROMドライブ、DVDドライブ、光磁気ディスク(MOD)装置、又はイーサネット(商標)装置等のネットワーク接続装置を含めたその他任意のデジタル装置を含んでいる。命令取得装置50は、コンピュータ読み取り可能なプログラムを実体化させたフレキシブル・ディスク、CD-ROM、又はDVD等のコンピュータ利用可能な媒体52から命令及び/又はデータを読み取るために設けられている。幾つかの実施形態ではこのプログラムは、例えばコンピュータ36のようなコンピュータに命令して本書に記載されている諸作用を実行するように、且つ/又は他の装置に信号を送ってこれらの作用の幾つか又は全てを実行させるように構成されている。幾つかの実施形態では、命令取得装置50は、ネットワーク若しくはインターネット、又は開発途上のデジタル手段のような他のデジタル・ソースからのプログラム命令を取得する。他の実施形態では、コンピュータ36はファームウェア(図示されていない)に記憶されている命令を実行する。コンピュータ36は、本書に記載されている諸作用を実行するように、且つ/又は他の装置に信号を送ってこれらの作用の幾つか又は全てを実行させるようにプログラムされている。本書で用いられるコンピュータという用語は、当技術分野でコンピュータと呼ばれている集積回路のみに限らず、コンピュータ、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラマブル論理コントローラ、特定応用向け集積回路、及び他のプログラム可能な回路を広範に指しており、これらの用語は本書では互換的に用いられている。以上に述べた特定の実施形態は第三世代CTシステムを参照しているが、本書に記載する方法は第四世代CTシステム(静止型検出器-回転式X線源)にも第五世代CTシステム(静止型検出器及び静止型X線源)にも同等に適用される。加えて、本発明の様々な実施形態の利点はCT以外の撮像モダリティにも恩恵を齎すと想到される。加えて、本書に記載する方法及びシステムは医療環境において記載されているが、産業環境又は運輸環境、例えば限定しないが空港若しくは他の運輸拠点での手荷物走査システム等で典型的に用いられるシステムのような非医療撮像システムにおいても本発明の様々な実施形態の利点が恩恵を齎すと想到される。

#### 【0019】

CTイメージング・システム10が容積測定型CTスキャナとして用いられる場合に、容積測定型CTスキャナにおける螺旋状の線源軌道及び投影データ取得の透視図法による幾何学的関係を図3に示す。ここで(x, y, z)は円筒形のマルチCT検出器アレイ18の局所座標系を表わしている。明確に述べると、CTイメージング・システム10を用いた再構成工程中に、公知のようにコーン・ビームから平行・ビームへのリビンギ(rebinning)がまず実行される。リビンギ工程の後には、図3に示すように元のコーン・ビーム・サンプリングは傾斜平行型の幾何学的構成に変換される。尚、この構成では、単一のビュー内の全サンプルが同じ投影角度を有しているが、これらのサンプルが相異

10

20

30

40

50

なる傾斜角度を有していてもよいことに注意されたい。このように、線源軌道 70 (点線で示す) のコーン・パラレル・リビニングの幾何学的構成は図 3 に示すように与えられる。

#### 【0020】

リビニング工程の結果として、投影の各々のサンプルがもう一つの投影の共役サンプルに対応付けられる。このことは、同じビュー内の全てのサンプルが同一のビュー角度を有することに起因する。このように、本書で共役対と呼ぶ  $180^\circ$  離隔した二つのビューでは、各々のサンプリング対は、 $z$  の差を考慮しなければ同じ投影又は同じ射線経路に対応する。尚、図 4 に示すように、無傾斜の場合には、無傾斜平行投影又は射線 72 の 2 個のサンプルは、水平線に沿ったあらゆる再構成位置について共役サンプルを形成することに注意されたい。傾斜コーン・ビームの場合には、図 5 に示すように、傾斜投影によって画定される共役サンプリング対は再構成ピクセル位置につれて変化する。明確に述べると、図 5 で実線は現在の関心ビューを表わす。具体的には、検出器 76 はこの関心ビューでの検出器位置を表わし、射線 78 は同じビューの逆投影射線の 1 本を表わしている。点線は共役関係にある関心ビューを表わす。これらの共役ビューは、関心ビューから  $180^\circ$  離隔している。検出器 86 並びに射線 72 及び 74 は、共役ビューについての検出器位置及び逆投影射線の 2 本を示している。尚、各々の再構成ピクセルについて、唯一の共役サンプル対が存在することに注意されたい。例えば、再構成ピクセル 80 については、この位置に交差する射線の対は射線 78 及び 74 である。再構成ピクセル 82 についての射線対は射線 78 及び 72 である。

#### 【0021】

本発明の様々な実施形態は図 6 に示すような逆投影法 100 を提供する。図示のように、ブロック 102 では、ピクセル毎に共役サンプルを識別する。明確に述べると、 $180^\circ$  離隔した二つの投影又は射線 (例えば図 5 に示すような投射 X 線によって画定される射線対 74、すなわち共役対) を識別し、同時に検査して対応する投影データを取得する。さらに具体的には、2 点の交点を算出する。第一の交点は従来の逆投影法と同じである。第二の交点は、同じ再構成ピクセル (及び対応する線源位置) を通過する射線と、現在のビューから  $180^\circ$  離隔した投影角度に位置する検出器との交点である。最終的な補間は、両方のビューからの投影サンプルを用いて実行される。サンプルの選択及び補間係数について以下に詳細に説明する。

#### 【0022】

この後に、ブロック 104 では、共役対の投影又は射線を定義する。明確に述べると、 $p(\theta, \phi, q)$  及び  $p(-\theta, \phi, q)$  は、2 本の射線に対応する投影サンプルを示し、この 2 本の射線とは例えば再構成ピクセル  $(x, y, z)$  を通過して 2 個の検出器素子 76 及び 86 (図 5 に示す) に交わる射線対 78 及び 74 (図 5 に示す) を形成するものである。尚、2 本の射線の投影角度が  $180^\circ$  異なっていることに注意されたい。また、 $q$  は、例えばミリメートル (mm) 等の絶対距離ではなく例えば検出器アレイ 18 (図 3 に示す) における検出器列を定義し、 $\theta$  は検出器角度を定義し、 $\phi$  は投影角度を定義していることを特記しておく。さらに、 $i$  及び  $i'$  は  $q$  及び  $q'$  の整数部分を示し、 $f$  及び  $f'$  は  $q$  及び  $q'$  の分数部分をそれぞれ示す。尚、 $q$  の値は 0 よりも大きい。

#### 【0023】

以下、例示的な目的のみのために、再構成ピクセル 80 (図 5 に示す) の逆投影について説明する。但し、この工程は任意のピクセルに適用されることに注意されたい。ブロック 106 では、交点を算出する。明確に述べると、(再構成ピクセル 80 に交差する) 射線 78 (図 5 に示す) と検出器 76 との交点が、既知の線源位置及び検出器位置 (例えば図 3 に示すような位置) に基づいて算出される。次いで、(同じ再構成ピクセル 80 に交差する) 射線 74 と検出器 86 との交点が算出される。本質的に、各々のピクセル位置毎に 2 点の交点が算出される。具体的には、分数部分 ( $f$  及び  $f'$ ) 並びに整数部分 ( $i$  及び  $i'$ ) が射線 78 及び共役射線 78 の両方について算出される。明確に述べると、ブロック 108 で、ピクセル  $(x, y, z)$  の逆投影値は次式によって算出される。

## 【 0 0 2 4 】

$$\left( \frac{(1 - \quad)}{(1 - \quad + \quad)} \right) p(\quad, \quad, i) + \left( \frac{\quad}{(1 - \quad + \quad)} \right) p$$

$$(\quad, \quad + \quad, i + 1), \quad (1)$$

$$\left( \frac{\quad}{(1 - \quad + \quad)} \right) p(\quad, \quad, i + 1) + \left( \frac{(1 - \quad)}{(1 - \quad + \quad)} \right)$$

$$p(\quad, \quad + \quad, i), \quad > \quad (2)$$

尚、線形補間が用いられているが、様々な実施形態がこのように限定されているのではないことに注意されたい。例えば、所望に応じて又は必要に応じてLagrange補間及び他の形式の補間を実行してよい。

## 【 0 0 2 5 】

次いで、ブロック 1 1 0 では、全ての投影ビューについて逆投影値を蓄積又は合算して、再構成画像の最終的な強度を表わす。

10

## 【 0 0 2 6 】

本発明の様々な実施形態は、二つの投影又は射線、さらに具体的には、共役射線対を用いて逆投影画像処理のための補間を提供する。これら様々な実施形態は、新たなアーティファクトを導入することなく改良されたスライス感度プロファイル (SSP) を与える。

## 【 0 0 2 7 】

本発明を様々な特定の実施形態について記載したが、当業者であれば、特許請求の範囲の要旨及び範囲内で改変を施して本発明を実施し得ることが認められよう。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。

20

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 2 8 】

【図 1】本発明の様々な実施形態による CT 撮像装置を示す見取り図である。

【図 2】図 1 に示す CT 撮像装置の機能ブロック図である。

【図 3】コーン・パラレル・リビニングの幾何学的構成を示す図である。

【図 4】無傾斜平行射線の共役サンプルを示す図である。

【図 5】傾斜平行射線の共役サンプルを示す図である。

【図 6】本発明の実施形態の一例による逆投影法の流れ図である。

30

## 【符号の説明】

## 【 0 0 2 9 】

1 0 CT イメージング・システム

1 2 ガントリ

1 4 X 線管 (X 線源)

1 6 X 線ビーム

1 8 検出器アレイ

2 0 検出器素子

2 2 患者

2 4 回転中心

2 6 制御機構

4 2 表示器

4 6 モータ式テーブル

4 8 ガントリ開口

5 0 命令取得装置

5 2 媒体

7 0 線源軌道

7 2 (図 4) 非傾斜平行投影

7 2 (図 5)、7 4 共役射線

7 8 (図 5) 射線

40

50

76、86 検出器  
 80、82 再構成ピクセル  
 100 逆投影処理

【図1】

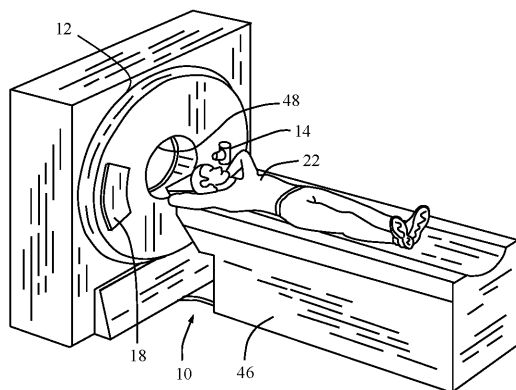


FIG. 1

【図2】

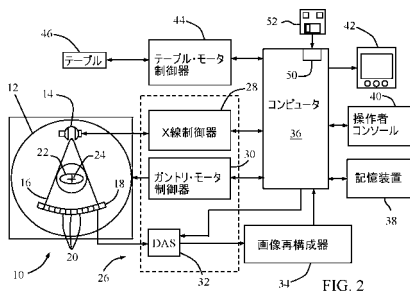


FIG. 2

【図3】

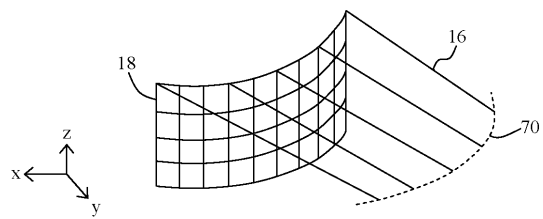


FIG. 3

【図4】

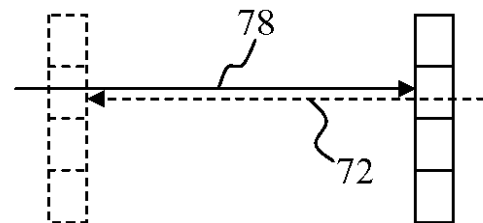


FIG. 4



【図 5】

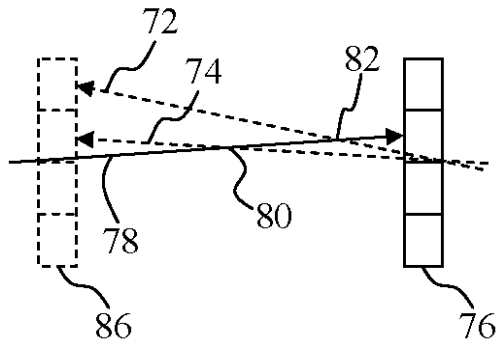


FIG. 5

【図 6】

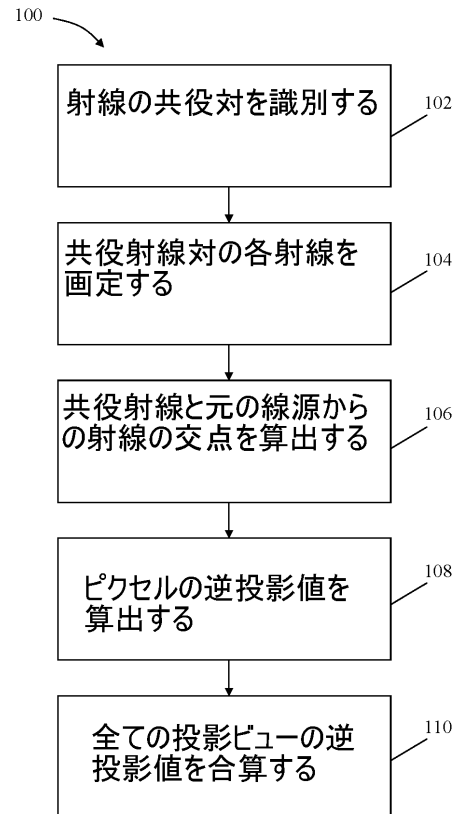


FIG. 6

---

フロントページの続き

(72)発明者 ジャン・シー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ダブリュ・ケスウィック・コート、 1  
9 9 7 0 番

(72)発明者 チアンヤン・タン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、エイピーティー・ 6 9、ノースビュー・ロー  
ド、 2 7 2 8 番

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特表 2 0 0 1 - 5 1 0 3 8 4 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 6 / 0 3

G 0 1 N 2 3 / 0 4

G 0 6 T 1 / 0 0

G 0 6 T 3 / 4 0