

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4025530号  
(P4025530)

(45) 発行日 平成19年12月19日(2007.12.19)

(24) 登録日 平成19年10月12日(2007.10.12)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F I

A 6 1 B 6/03 3 5 O Q

A 6 1 B 6/03 3 2 O Y

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2001-326669 (P2001-326669)  
 (22) 出願日 平成13年10月24日(2001.10.24)  
 (65) 公開番号 特開2003-126080 (P2003-126080A)  
 (43) 公開日 平成15年5月7日(2003.5.7)  
 審査請求日 平成16年10月19日(2004.10.19)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (74) 代理人 100093872  
 弁理士 高崎 芳紘  
 (72) 発明者 後藤 大雅  
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
 株式会社 日立メディコ内  
 (72) 発明者 宮崎 靖  
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
 株式会社 日立メディコ内

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

X線源と、二次元的に配列された複数のX線検出素子から成り、前記X線源に対象物を挟んで向かい合い、前記X線源から前記対象物に照射され前記対象物を透過したX線を計測する、X線検出器と、を含み、前記X線源及び前記X線検出器を前記対象物に対して相対的に周回軸を中心に周回させるとともに前記対象物を前記X線源及び前記X線検出器に対して相対的に前記周回軸に沿って移動させて、螺旋スキャンを行なう、スキャナと、前記螺旋スキャンによって前記X線検出器で収集した投影データから前記対象物の断層像を作成する、画像処理装置と、を含むX線CT装置であって、

前記画像処理装置は、前記対象物の前記周回軸上の同一位置において前記周回の位相角度範囲の異なる複数の投影データを組み合わせたデータを再構成して断層像を作成する、ことを特徴とするX線CT装置。

## 【請求項2】

前記画像処理装置は、前記二次元的に配列されたX線検出器の複数の素子列から前記異なる複数の投影データを選択する選択装置を有し、この選択装置により選択された素子列の検出データ及びこのデータの対向データを用いて画像を再構成することを特徴とする請求項1のX線CT装置。

## 【請求項3】

X線源と、二次元的に配列された複数のX線検出素子から成り、前記X線源に対象物を挟んで向かい合い、前記X線源から前記対象物に照射され前記対象物を透過したX線を計

10

20

測する、X線検出器と、を含み、前記X線源及び前記X線検出器を前記対象物に対して相対的に周回軸を中心に周回させるとともに前記対象物を前記X線源及び前記X線検出器に対して相対的に前記周回軸に沿って移動させて、螺旋スキャンを行なう、スキャナと、前記螺旋スキャンによって前記X線検出器で収集した投影データから前記対象物の断層像を作成する、画像処理装置と、を含むX線CT装置であって、

前記画像処理装置は、前記対象物の前記周回軸上の同一位置において、前記周回の位相角度範囲の異なる複数の投影データから複数の異位相の画像を再構成し、前記再構成された複数の画像を加算して断層像を作成する、ことを特徴とするX線CT装置。

【請求項4】

前記画像処理装置は、前記異なる複数の投影データと各々これに対応する前記周回の位相範囲の関数である重み関数を用いて、重み付けおよび組み合わせして得たデータから、画像を再構成することを特徴とする請求項1又は3のX線CT装置。 10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、X線を照射した被検体からの透過X線を検出して得た計測データをコンピュータにより画像処理して断層画像を得るコンピュータ断層写真像(CT)に係り、特に、複数列の検出素子を被検体の体軸方向に複数列並べた多列検出器を有するX線CT装置に関する。

【0002】 20

【従来技術】

従来、単一の列のX線検出器から成る検出器(以下、単列検出器と称する)を有するスキャナにより、被検体を螺旋状に走査して断層画像を得る、螺旋走査CT(以下、単列検出器型CTと称する)は、既に知られている。かかる単列検出器型CTにおいては、スキャナによる螺旋走査によって上記単列のX線検出器から得られた投影データから断層写真像を作成する方法としては、得られた単一の投影データに対し、例えば、「360度補間法」、「180度対向補間法」、又は「ハーフスキャン法」等といった、公知の螺旋補正用の加重関数を適用して加重投影データを得た後、この加重投影データを、例えば、「フィルタ補正逆投影法」や「フーリエ再構成法」などによって再構成することにより、断層写真像を作成することが行われていた。 30

【0003】

一方、近年、上記の単一の列のX線検出器に代えて、X線検出素子を被検体の体軸方向に複数列配置して成る検出装置(以下、多列検出装置)を備え、被検体を螺旋状に走査して断層画像を得る螺旋走査CT(以下、多列検出器型CT)も既に知られている。なお、かかる多列検出器型CTにおいても、被検体の螺旋走査によって断層画像を得る場合には、単一の投影データから断層写真像が作成される。その場合、螺旋走査により多列検出器から得られた投影データ配列から単一の投影データを得て断層写真像を作成する際には、例えば特開平9-98968号公報や特開2000-70257号公報により知られるように、得られた投影データ配列の全てに対し、固有の加重関数を実存する全ての列に適用することで螺旋補正をし、これにより得られた螺旋補正データを再構成することで、断層写真像を作成している。 40

【0004】

さらには、異なるスライス位置画像に対して重み付け加算処理を行い、再構成出力画像を作成する手法、又は、それと同等の効果を得るために投影データ上で投影角度方向に重み付けを行う手法が、例えば、特開平10-216120号公報により知られている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記に示したこれらの従来技術になる手法では、螺旋走査により得られた投影データ配列から再構成した断層写真像上において、アーチファクトが強く発生する場合があります、また、アーチファクトが「再構成に使用した投影データ」の各投影角度に依存 50

した方向に発生する場合があった。また、上記特開平 10 - 216120 号公報において提案されるように、異なるスライス位置画像に対して重み付け加算処理を行い、又は、投影データ上で投影角度方向に重み付けを行う場合には、被検体の体軸方向に広がりを持つデータを使用するため、体軸方向の分解能が劣化するといった問題点もあった。

【0006】

そこで、本発明は、このような従来技術における事情に鑑みてなされたものであり、多列検出器を備えた CT 装置において、螺旋走査によって得られた投影データ配列から断層写真像を再構成する際に、被検体の体軸分解能を低下することなく、各位相において特定の方向に発生する歪み（アーチファクト）を補正することにより、より高画質な断層写真像を得ることが可能な X 線 CT 装置を提供することを目的としている。

10

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明は、X 線源と、二次元的に配列された複数の X 線検出素子から成り、前記 X 線源に対象物を挟んで向かい合い、前記 X 線源から前記対象物に照射され前記対象物を透過した X 線を計測する、X 線検出器と、を含み、前記 X 線源及び前記 X 線検出器を前記対象物に対して相対的に周回軸を中心に周回させるとともに前記対象物を前記 X 線源及び前記 X 線検出器に対して相対的に前記周回軸に沿って移動させて、螺旋スキャンを行なう、スキャナと、前記螺旋スキャンによって前記 X 線検出器で収集した投影データから前記対象物の断層像を作成する、画像処理装置と、を含む X 線 CT 装置であって、

前記画像処理装置は、前記対象物の前記周回軸上の同一位置において前記周回の位相角度範囲の異なる複数の投影データを組み合わせたデータを再構成して断層像を作成する、ことを特徴とする X 線 CT 装置を開示する。

20

【0008】

更に本発明は、前記画像処理装置は、前記二次元的に配列された X 線検出器の複数の素子列から前記異なる複数の投影データを選択する選択装置を有し、この選択装置により選択された素子列の検出データ及びこのデータの対向データを用いて画像を再構成することを特徴とする X 線 CT 装置を開示する。

【0009】

更に本発明は、X 線源と、二次元的に配列された複数の X 線検出素子から成り、前記 X 線源に対象物を挟んで向かい合い、前記 X 線源から前記対象物に照射され前記対象物を透過した X 線を計測する、X 線検出器と、を含み、前記 X 線源及び前記 X 線検出器を前記対象物に対して相対的に周回軸を中心に周回させるとともに前記対象物を前記 X 線源及び前記 X 線検出器に対して相対的に前記周回軸に沿って移動させて、螺旋スキャンを行なう、スキャナと、前記螺旋スキャンによって前記 X 線検出器で収集した投影データから前記対象物の断層像を作成する、画像処理装置と、を含む X 線 CT 装置であって、

30

前記画像処理装置は、前記対象物の前記周回軸上の同一位置において、前記周回の位相角度範囲の異なる複数の投影データから複数の異位相の画像を再構成し、前記再構成された複数の画像を加算して断層像を作成する、ことを特徴とする X 線 CT 装置を開示する。

【0010】

更に本発明は、前記画像処理装置は、前記異なる複数の投影データと各々これに対応する前記周回の位相範囲の関数である重み関数を用いて、重み付けおよび組み合わせして得たデータから、画像を再構成することを特徴とする X 線 CT 装置を開示する。

40

【0012】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について、添付の図面を参照しながら詳細に説明する。なお、ここでは、X 線を被検体に照射し、その透過 X 線を検出して得た計測データをコンピュータにより画像処理することにより被検体の断層写真像を作成する X 線螺旋走査 CT 装置を示す。

【0013】

まず、図 1 は、本発明に係る、複数の検出素子を複数列配置してなる多列検出器を X 線検

50

出器として備えた、いわゆる、多列検出器型のX線螺旋走査CT装置の概略構成を示している。図にも示すように、この多列検出器型螺旋走査CT装置は、X線を発生させるためのX線発生装置1と、発生されたX線をコリメートするためのコリメータ2とを備えている。そして、本発明では、この螺旋走査CT装置は、患者テーブル3上の被検体4に照射されたX線（透過X線）を検出するためのX線検出装置として、X線検出素子の列を平面上に被検体の体軸方向に複数列、本例では、例えば16列だけ配列してなるX線検出装置5とを備えたスキャナ7を有している。

#### 【0014】

この螺旋走査CT装置は、さらに、前記スキャナ7を前記患者テーブル3上の被検体4の周囲を周回しながら連続的な螺旋状の回転を可能とするためのスキャナ駆動装置6と、前記スキャナ7をコントロールするためのスキャナコントローラ71と、前記スキャナコントローラ71内に設置されて前記コリメータをコントロールするためのコリメータコントローラ8と、前記スキャナ7により得られた計測データを基に断層写真像を作成するための所定の画像処理を実行する前処理／画像再構成処理と共に、各種の解析処理を行うための画像処理装置9と、前記X線発生装置1にX線発生のための高電圧を供給する高電圧発生装置10と、そして、前記により得られた断層写真像等を、例えばディスプレイ上に画像表示するための、表示装置11とから構成されている。

#### 【0015】

次に、添付の図2には、上記した多列検出器型螺旋走査CT装置、特に、そのスキャナ7による螺旋スキャン動作によって、被検体4をスキャンするための方法を示す。この図において、上述したようにX線発生装置1等を搭載したスキャナ7は、これを被検体4に対して、相対的に移動しながら、具体的には、図のz方向（すなわち、被検体4の体軸方向）に移動しながら、被検体4の周囲を回転することにより、螺旋移動、すなわち、螺旋スキャンを行うこととなる。

#### 【0016】

次に、図3には、上記に説明した走査CT装置により行われるスキャンのうち、特に、本発明に係る、ノーマルスキャンと共に、螺旋スキャンとを説明するための説明図である。

#### 【0017】

まず、図3(a)は、被検体に対してX線焦点を移動させない、いわゆる、ノーマルスキャン（円軌跡）を表しており、他方、図3(b)は被検体に対してX線焦点を移動させる螺旋スキャン（螺旋軌跡）を表している。なお、図3(b)に示すような螺旋スキャンで撮影された場合には、その螺旋状の軌跡を、上記図3(a)に示すようなノーマルスキャンの円軌跡に補間し、これにより画像の再構成を行う。これは、かかる補間を行わずに画像再構成を行った場合には、所謂、螺旋歪みにより、得られる断層写真像に偽像（アーチファクト）が発生することによる。

#### 【0018】

続いて、図4は、単列検出器型CTにおけるファンビーム、及び、パラレルビームにおける180度再構成（ハーフ再構成）を説明する図である。通常、第3世代CTでは、X線発生装置から照射されるX線は、図4(a)に示すようなファンビームである。また、第3世代CTでは、場合によって（例えば、高速化のために）、図4(b)に示すようなrebinningプロセスによって並べ替えたパラレルビームを用いる場合もある。

#### 【0019】

なお、上記図4(a)及び(b)のどちらの場合においても、再構成画像を作成するための最小投影角度は、図のS1からS2までの角度（180度＋ファン角度）である。この最小投影角度で得られた画像は、一般に、「180度再構成画像（ハーフスキャン画像）」と呼ばれる。逆に、360度分の投影データから再構成する場合には、これを「360度再構成（フル再構成）」と呼び、これによって得られた再構成画像は、「360度再構成画像（フルスキャン画像）」と呼ばれる。ここで、上記最小投影角度（＝180度＋ファン角度）より大きく、かつ、360度より小さいデータにおいても、冗長なデータを正規化することによって、上記180度再構成を行うことも可能である。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 0 】

続いて、添付の図 5 は、上記に説明した多列検出器型 C T における計測を説明する図であり、180 度再構成と異位相データの取得方法を説明する図である。

## 【 0 0 2 1 】

すなわち、多列検出器型 C T では、複数の列が同一スライス位置を通過し、また、その時の位相が各々異なることから、360 度再構成では 360 度分のデータを、180 度再構成では 180 度分のデータを、異なる位相で分割し、それらを複数の列で分担して再構成データを作成することとなる。なお、図 5 は、8 列検出器型 C T における螺旋ピッチ 8 の場合の計測図である。

## 【 0 0 2 2 】

図 5 ( a ) は、8 列全ての列を使用した場合の 360 度再構成であり、図 5 ( b ) は、8 列のうち 4 列目から 7 列目までの 4 列を使用した場合の 180 度再構成を示す図である。図中において、細実線は各列における計測ラインを示しており、また、太実線は再構成画像を得る上で使用するデータ範囲を示している。そして、上記図 5 ( b ) から明らかなように、螺旋ピッチ 8 において 180 度再構成を行う場合には、4 列のデータのみでの再構成 ( 位相角度範囲は、 $5/8 \sim 13/8$  ) が可能である。これは、不足するデータを対向するデータで補うことにより達成される。実際には 8 列あることから、使用する列範囲をかえる ( 例えば 2 列目から 5 列目 ) ことにより異なる位相角度範囲の画像を作成することが可能となる。

## 【 0 0 2 3 】

次に、図 6 は、本発明に係る画像作成手順を示す図である。

図 6 ( a ) は、再構成画像加算方式による画像作成方法を示す。この方法では、まず、入力装置から計測パラメータの設定をする ( ステップ 1 ) 。続いて、この設定された計測パラメータを基にして螺旋スキャンを行う ( ステップ 2 ) 。このスキャンによって得られた各列の投影データから同一スライス位置における複数の異位相の再構成画像を作成するための加重関数を作成・適用して、異なる列範囲に対して螺旋補正を行い、同一スライス位置における複数の異位相投影データを作成する ( ステップ 3 ) 。その後、得られた各加重投影データ ( 各異位相投影データ ) を再構成する ( ステップ 4 ) 。そして、得られた複数の再構成画像 ( 同一スライス位置画像 ) を重み付け加算処理し ( ステップ 5 ) 、最終的な再構成画像を得るものである。

## 【 0 0 2 4 】

また、図 6 ( b ) は、投影データ加算方式による画像作成方法を示すが、この方法では、その開始後、ステップ 1 ~ ステップ 3 は同じであるが、その後、上記図 6 に示すステップ 4 と 5 を逆転して、まず、各異位相投影データを重み付け加算処理し ( ステップ 5 ) 、その後、各異位相投影データを再構成する ( ステップ 4 ) ことにより、最終的な再構成画像を得るものである。

## 【 0 0 2 5 】

なお、ここで、重み付け加算用の位相の異なる再構成画像を得るに際しては、公知の断層写真像作成方法を一部の検出器列データ範囲に適用し、同様に、前記検出器列データ範囲とは異なる検出器列データ範囲に適用し、これを複数回繰り返すことにより複数の異なる断層写真像を作成してもかまわない。また、各異なる投影データ位相範囲は、各重み付け加算データ間で、相互に重なりあう位相範囲を持ってもかまわない。また、検出器列数の増加に伴い、X 線ビーム傾斜角度による誤差影響が顕著になるため、ビーム傾斜角度を考慮した処理を行う方が望ましいであろう。

## 【 0 0 2 6 】

以上に詳細に示したように、上述した本発明の様々な実施の形態に関する記述から、本発明の目的が達成されたことは明らかであろう。また、以上の説明では、本発明の実施の形態の詳細について記述すると共に、これらを図示したが、しかしながら、これらは説明及び例示のみを意図したものであって、本発明がこれらにのみ限定されるものではないことは明らかであろう。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 7 】

例えば、上記の本発明の実施の形態では、螺旋走査型ＣＴにおいて、１６列の多列検出器から１６列の投影データを得、これに加重関数を適用することで、加重投影データ配列を得ているが、しかしながら、本発明はこれにのみ限定されず、例えば、２以上の列で構成される多列検出器又は平面検出器から、２以上の投影データ配列を得、これらを加重関数として適用することで加重投影配列を得てもよい。また、ヘリカルピッチについても、例えば「３」や「４」などの整数値に限定されるものではなく、投影データ列数より小さい値であれば、例えば「１．５」や「２．５」などといった少数値であってもよい。本実施の形態では１つのＸ線焦点によって単一回の撮影により、得られた投影データを用いているが、これは、同スライス位置において、異なる位相を有するように、１つ以上のＸ線

10

焦点によって、更には複数回の撮影によって、得られた投影データを用いてよい。また、本発明は、画像再構成方法によって限定されるものではなく、いかなる画像再構成方法に適用してもよい。従って、本発明の範囲は、特許請求の範囲によってのみ限定されるべきものである。

## 【 0 0 2 8 】

## 【発明の効果】

以上に詳細に説明したように、本発明になる多列検出器型Ｘ線ＣＴ装置とその断層写真像の作成方法によれば、多列検出器又は平面センサを有する螺旋走査Ｘ線ＣＴスキャナにおいて、あらゆるヘリカルピッチによって得られた投影データから断層写真像を作成する場合において、また、作成された断層写真像から３次元画像を作成する場合において、ヘリカルピッチに依存することなく、各再構成データの位相に依存して発生する歪み（アーチファクト）を補正することができ、これにより、より薄い断層写真像が作成できることから、より体軸分解能の高い、かつ、高画質な画像を作成することができる。

20

## 【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の一実施の形態になる多列検出器型ＣＴ装置の全体構成を示す図である。

【図２】上記本発明の多列検出器型ＣＴ装置による螺旋スキャンを説明する図である。

【図３】上記多列検出器型ＣＴ装置におけるノーマルスキャンと螺旋スキャンとを示す図である。

【図４】上記多列検出器型ＣＴ装置のファンビームによる１８０度再構成と平行ビームによる１８０度再構成を説明する図である。

30

【図５】上記多列検出器型ＣＴ装置における３６０度構成と１８０度再構成との投影データ位相範囲を説明する図である。

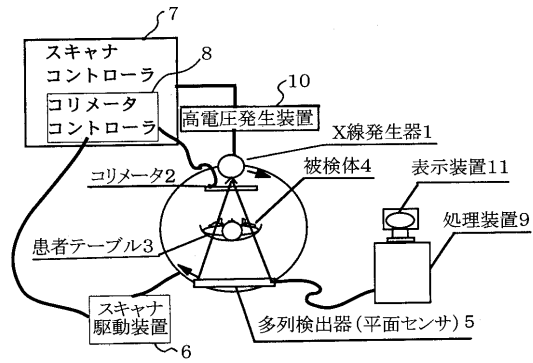
【図６】上記本発明の多列検出器型ＣＴ装置における２つの方式の画像作成フローを示す図である。

## 【符号の説明】

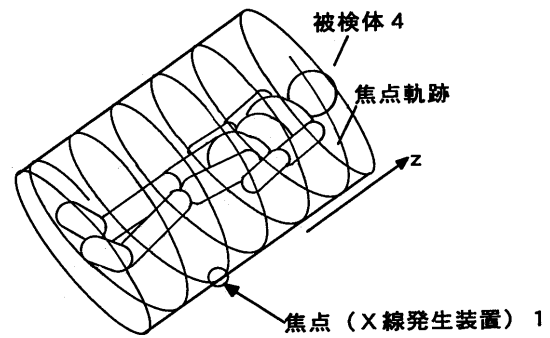
- １　Ｘ線発生装置
- ２　コリメータ
- ３　患者テーブル
- ４　被検体
- ５　多列検出装置
- ６　スキャナ駆動装置
- ７　スキャナコントローラ
- ８　コリメータコントローラ
- ９　処理装置
- １０　高電圧発生装置
- １１　表示装置

40

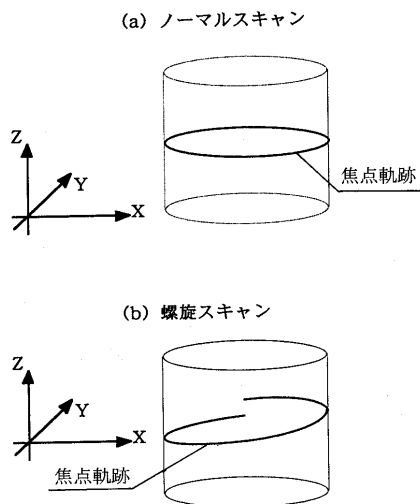
【図 1】



【図 2】

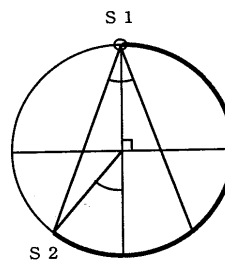


【図 3】

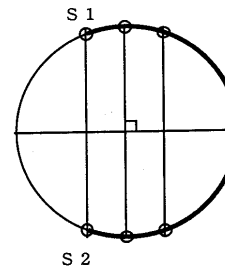


【図 4】

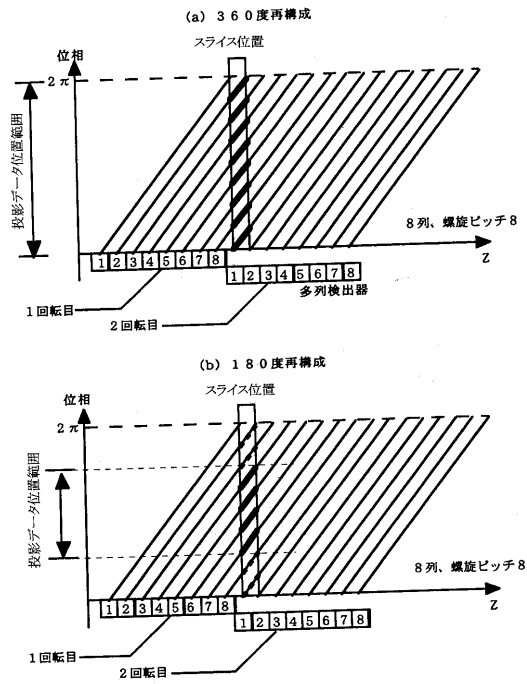
(a) ファンビームにおける180度再構成



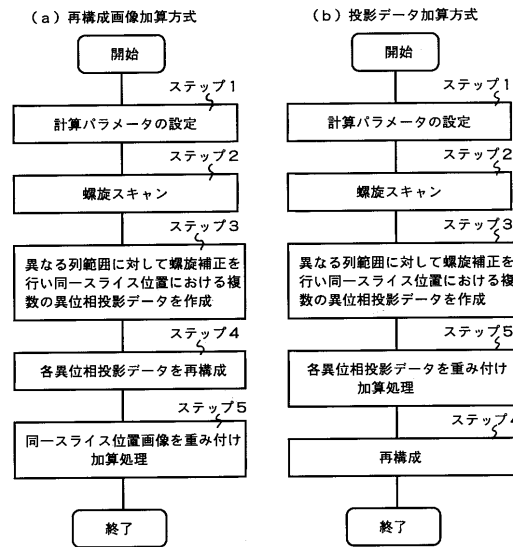
(b) パラレルビームにおける180度再構成



【図 5】



【図 6】





---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08-019532(JP,A)  
特開平09-224930(JP,A)  
特開2000-023966(JP,A)  
特開平11-276473(JP,A)  
特開平08-263638(JP,A)  
特開2000-051205(JP,A)  
特開2000-037379(JP,A)  
特開2000-225114(JP,A)  
特開2001-346794(JP,A)  
特開2002-078702(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14