

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2010-500902

(P2010-500902A)

(43) 公表日 平成22年1月14日(2010.1.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 2 1 J	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 3 2 O B	
	A 6 1 B 6/03 3 2 O W	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

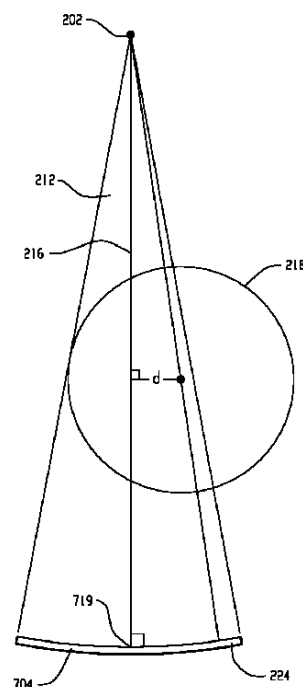
(21) 出願番号	特願2009-524724 (P2009-524724)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成19年7月24日 (2007. 7. 24)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成21年1月28日 (2009. 1. 28)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/US2007/074201		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02008/021671		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成20年2月21日 (2008. 2. 21)		1
(31) 優先権主張番号	60/822, 678	(74) 代理人	100087789
(32) 優先日	平成18年8月17日 (2006. 8. 17)		弁理士 津軽 進
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100114753
			弁理士 宮崎 昭彦
		(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 C T画像取得

## (57) 【要約】

C T取得形状は、増大するF O V 2 1 8を提供する。  
 例えばX線源のような放射線源2 0 2、7 0 2及び放射線検出器2 0 4、7 0 4は、画像中心から変位している。  
 ある実施例において、放射線ビーム2 1 2の中心線2 1 6は、検出器の中間点2 1 9、7 1 9において検出器2 0 4、7 0 4の面と平行であるが、前記画像中心から変位している。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

検査領域に配された物体に対し複数の角度位置で断層投影を取得する装置において、放射線源、

前記放射線源により放射され、前記検査領域を横断した放射線を検出する放射線感応検出器、

を有する装置であり、前記放射線源及び前記検出器の横方向中心は共に、前記投影データの取得中、横方向の F O V の中心から横方向に変位している装置。

**【請求項 2】**

前記物体を示す体積データを生成するために、前記投影データを再構成する再構成装置を含む請求項 1 に記載の装置。

10

**【請求項 3】**

前記放射線源及び前記検出器は回転軸の周りを回転し、前記回転軸は前記横方向の F O V の中心である請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 4】**

前記投影データは X 線 C T データである請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 5】**

前記放射線源は一般的に扇形形状の横断面を持つ放射線ビームを放射し、前記横断面は前記検出器に対し垂直である光線を含み、前記光線は前記横方向の F O V の中心から横方向に変位している請求項 1 に記載の装置。

20

**【請求項 6】**

前記検出器は横方向中心を含み、前記光線は前記横方向中心と交差している請求項 5 に記載の装置。

**【請求項 7】**

前記光線は前記放射線ビームの中心線である請求項 5 に記載の装置。

**【請求項 8】**

前記検出器はフラットパネル検出器である請求項 5 に記載の装置。

**【請求項 9】**

前記放射線源は一般的に扇形形状の横断面を持つ放射線ビームを放射し、前記横断面は第 1 及び第 2 の最外部の光線を含み、前記最外部の光線は等しい入射角で前記検出器と交差している請求項 1 に記載の装置。

30

**【請求項 10】**

前記検出器は当該検出器が冗長な投影データを生成する遷移領域を含む請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 11】**

全ビームの取得形状を提供するために、前記横方向の F O V の中心に対し前記放射線源及び前記検出器の位置を変更する手段を有する請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 12】**

前記放射線源及び前記検出器を前記検出器の主面に平行な横方向に移動させる手段を含む請求項 1 に記載の装置。

40

**【請求項 13】**

前記画像中心を前記横方向の F O V に垂直な方向に変位させる手段を含む請求項 12 に記載の装置。

**【請求項 14】**

前記放射線源及び前記検出器を、前記検出器と前記横方向の F O V の縁との間の最小距離が一定のままである横方向に移動させる手段を含む請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 15】**

前記横方向の F O V の大きさを変更するために、前記放射線源及び前記検出器を回転軸の周りを回転させる手段を含む請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 16】**

50

前記横方向の F O V の所望の寸法を特定するユーザ入力を受信するユーザインタフェースを含む請求項 1 に記載の装置において、前記検出器の所望の位置を決めるために前記所望の寸法を使用する装置。

【請求項 17】

らせん状走査軌道に従って断層投影データを取得する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 18】

約 360° の軸走査軌道に従って断層投影データを取得する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 19】

横方向の F O V の中心から横方向に変位した位置から、前記横方向の F O V の一部を横断する第 1 の放射線を放射するステップ、

前記第 1 の放射線を示す C T 投影データを取得するために、前記横方向の F O V の中心から横方向に変位している放射線検出器を使用するステップ、

第 1 の放射線を放射して、及び第 1 の C T データセットを取得するための複数の投影角度の各々の角度で前記第 1 の放射線を示す C T 投影データを取得するために、前記放射線検出器を使用するステップを繰り返すステップ、並びに

第 1 の体積データを生成するために、前記 C T データを再構成するステップを有する C T 方法。

【請求項 20】

前記第 1 の放射線を示す C T 投影データを取得するために、放射線検出器を使用する前記ステップに続いて、前記横方向の F O V の大きさを変更するために、前記位置の横方向の変位及び前記検出器の横方向の変位を変更するステップ、

前記横方向の F O V の少なくとも一部を横断する第 2 の放射線を放射するステップ、

前記第 2 の放射線を示す C T 投影データを取得するために、前記放射線検出器を使用するステップ、

第 2 の放射線を放射して、及び第 2 の C T データセットを取得するための複数の投影角度の各々の角度で前記第 2 の放射線を示す C T 投影データを取得するために、放射線検出器を使用するステップを繰り返すステップ、並びに

第 2 の体積データを生成するために、前記第 2 の投影データを再構成するステップをさらに含む請求項 19 に記載の方法。

【請求項 21】

前記第 2 の投影データは前記横方向の F O V 全体を横断する請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】

前記横方向の変位を変更することは、前記放射線源及び前記検出器を前記横方向の F O V の接線方向に移動させることを含む請求項 20 に記載の方法。

【請求項 23】

前記横方向の変位を変更することは、画像中心を前記横方向の F O V に垂直な方向に移動させることを含む請求項 22 に記載の方法。

【請求項 24】

前記横方向の変位を変更することは、前記放射線源及び前記検出器を前記検出器と前記横方向の F O V の縁との間の最小距離が一定のままである方向に移動させることを含む請求項 20 に記載の方法。

【請求項 25】

前記横方向の F O V の所望の寸法を特定するユーザ入力を受信するステップを含む請求項 19 に記載の方法。

【請求項 26】

前記放射線検出器はフラットパネル検出器であり、第 1 の放射線を放射することは一般的に扇形状の横断面を持つ放射線ビームを放射することを含み、前記横断面は第 1 及び第 2 の最外部の光線を含み、並びに前記最外部の光線は等しい入射角で前記検出器と交差している請求項 19 に記載の方法。

【請求項 27】

第 1 の放射線を放射することは、一般的に扇形状の横断面を持つ放射線ビームを放射することを含み、前記横断面は中心線を含み、前記中心線は前記横方向の F O V の中心から横方向に変位し、及び前記中心線は前記検出器に垂直な角度で前記検出器と交差している請求項 19 に記載の方法。

【請求項 28】

前記中心線は、前記検出器の横方向中心と交差している請求項 27 に記載の方法。

【請求項 29】

前記位置及び前記放射線検出器を回転軸の周りで回転させるステップを含む請求項 19 に記載の方法において、前記回転軸が前記横方向の F O V の中心である方法。

【請求項 30】

前記検出器により受信される散乱放射線を減少させるために、2次元の散乱線除去格子を使用するステップを含む請求項 19 に記載の方法。

【請求項 31】

らせん状又は軸走査軌道に従って C T 投影データを取得するステップを含む請求項 19 に記載の方法。

【請求項 32】

X 線源、

X 線検出器、及び

前記横方向の F O V を示す体積データを生成するために、投影データを再構成する再構成装置

を有する C T 装置において、

前記 X 線源は、回転中心から横方向に変位していると共に、前記回転中心の周りを回転し、

前記 X 線検出器は、前記 X 線源により放射された放射線を検出し、

前記 X 線検出器は、前記回転中心から横方向に変位されると共に、複数の投影角度で前記投影データを取得するために、前記 X 線源に対し一定の機械的關係で前記回転中心の周りを回転し、

前記 X 線源は、横方向の扇角を持つ放射線を放射し、

横方向の F O V の完全な角度のサンプリングは、180°に扇角を加えたよりも大きい角度にわたり投影データの取得を必要とする

C T 装置。

【請求項 33】

回転ガントリを含む請求項 32 に記載の装置において、前記 X 線源及び前記 X 線検出器は前記回転ガントリに対し可動状態で取り付けられる装置。

【請求項 34】

前記横方向の F O V の完全な角度のサンプリングは、約 360°の角度範囲にわたる投影データの取得を必要とする請求項 32 に記載の装置。

【請求項 35】

前記 X 線源により放射される前記放射線の中心線は、前記回転中心から変位されると共に、前記 X 線検出器の横方向中心と交差している請求項 32 に記載の装置。

【請求項 36】

前記放射線検出器は平面であり、前記中心線は前記放射線検出器の前記平面に垂直である請求項 35 に記載の装置。

【請求項 37】

前記検出器と前記検査領域との間に配され、前記検出器の横方向中心に対し対称である散乱線除去格子を含む請求項 32 に記載の装置。

【請求項 38】

前記横方向の F O V の大きさを変更するために、前記 X 線検出器の横方向の変位を変更する手段を含む請求項 32 に記載の装置。

【請求項 39】

10

20

30

40

50

円形、円 - 線、らせん状又は鞍状軌道のうちの 1 つに従ってデータを取得する手段を含む請求項 3 2 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は C T (Computed Tomography) に関する。本発明は医用応用のための X 線 C T に対する特定用途であることが分かっている。本出願はさらに製品及び保安検査、非破壊検査、前臨床画像、並びに C T データが物体の構造又は機能に関する有用な情報を提供その他の状況に対する特定用途であることも分かっている。

【0002】

C T 画像システムが広く受け入れられているある分野は医学の分野にあり、この分野では病気の診断及び治療に関して C T スキャナが放射線専門医及び他の医療専門家により広く用いられている。マルチスライスシステムの比較的新しい採用が C T システムの臨床応用範囲をさらに広げている。

【背景技術】

【0003】

フラットパネル検出器を持つ、従来の第 3 世代の X 線 C T システムデータ取得形状が図 1 A に示される。図 1 A は、例えばコーンビームシステムの中心平面のようなシステムの横断面を描いている。X 線源 1 0 2 及び X 線感応検出器 1 0 4 は検査領域 1 0 6 の両側に配されると共に、回転中心 1 1 4 から半径方向に変位している。人間の患者又は検査されるべき物体 1 0 8 は、適当な支持部 1 1 0 により前記検査領域 1 0 6 内において支えられている。前記線源 1 0 2 は、前記線源 1 0 2 及び検出器 1 0 4 が回転中心 1 1 4 の周りを回転するとき、前記検査領域 1 0 6 を横断し、検出器 1 0 4 により検出される放射線 1 1 2 を放射する。

【0004】

説明される全ビームの取得形状において、X 線ビーム 1 1 2 の中心線又は投影 1 1 6 は、回転中心 1 1 4 と交差し、検出器の横方向中心 1 1 9 に垂直である。検出器の横寸法 1 2 0 は、例えば検出器 1 0 4 が横方向の F O V 全体を各々の投影角度で横断した放射線 1 1 2 を検出するような寸法である。従って、前記横方向の F O V の完全な角度のサンプリングは、データが約 1 8 0 ° にわたり集められることと、X 線ビーム 1 1 2 が扇角 (fan angle) を横断することとを必要とする。フラットパネル検出器に関連して説明される一方、前記全ビーム取得形状は、検出器 1 0 4 が一般に弓形であるシステムにも応用可能であることも分かっている。

【0005】

しかしながら、所与の横方向の F O V を達成するのに必要とされる前記検出器の物理的な大きさを減少させることが一般的に望ましい。例えば、比較的大きな検出器は、製造することにより複雑且つ高価になりがちである。その上、利用可能な検出器アレイの大きさは、システムの設計において制限要因となり得る。これら考察は、マルチスライスシステムの人気の高まりと共に、特に比較的大きなマルチスライス検出器がシステムの全コストの大きな部分となるのでますます深刻になる。

【0006】

図 1 B を参照すると、半ビームの取得形状も提案されている。Gregor 他著、"Conebeam X-ray Computed Tomography with an Offset Detector", IEEE 2003(2003); Wang 他著、"X-ray Micro-CT with a Displaced Detector Array", Med. Phys. 29(7), July 2002; Lin 他著、"Half Field of View Reduced-Size CT Detector", PCT publication WO 00/6264 7, dated 26 October 2000 参照。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

全ビームの形状に比べ、検出器 1 0 4 は、検出器の横寸法 1 2 0 の約半分だけ横方向に

10

20

30

40

50

移動している。回転中心 1 1 4 を横断する光線又は投影 1 2 2 は、検出器 1 0 4 の面に垂直である。所与の投影角度で、検出器 1 0 4 は、約半分の横方向の F O V 1 1 8 を横断した放射線を検出する（重複又は遷移領域 1 2 4 は、投影データが横方向の F O V 1 1 8 の中心領域において取得されることを保証すると述べておく）。半ビーム取得形状が（比較のために図 1 B に破線で描かれる）全ビームの形状に対し比較的大きな横方向の F O V を達成するのに対し、横方向の F O V の完全な角度のサンプリングは、データが約 3 6 0 ° の角度範囲にわたり集められることを必要とする。その上、上記システムは、散乱線除去格子の層板 (lamellae) 又は隔壁 (septa) が横方向に延在している、すなわち特別な非対称の散乱線除去格子の使用を必要とする。

【 0 0 0 8 】

10

結果として、改善の余地がある。例えば、適切な画像品質を保つ一方、検出器の利用をさらに改善することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の態様は、これらの問題等に対処する。

【 0 0 1 0 】

本発明のある態様によれば、装置は、検査領域に配された物体に対し複数の角度位置で断層投影データを取得する。この装置は、放射線源、及びこの放射線源により放射され、検査領域を横断した放射線を検出する放射線感応検出器を含んでいる。前記放射線源及び検出器の横方向中心は共に、投影データの取得中、横方向の F O V の中心から横方向に変位している。

20

【 0 0 1 1 】

もう 1 つの態様によれば、C T 方法は、横方向の F O V の中心から横方向に変位した位置から放射線を放射するステップを含んでいる。この放射線は、前記横方向の F O V の一部を横断する。前記方法は、放射線を示す C T 投影データを取得するために放射線検出器を使用するステップも含んでいる。この検出器は、前記横方向の F O V の中心から横方向に変位している。前記方法は、放射線を放射して、及び C T 投影データを取得するための複数の投影角度の各々の角度で放射線を示す C T データセットを取得するために、前記放射線検出器を使用するステップを繰り返すステップ、並びに体積データを生成するために前記 C T データセットを再構成するステップも含んでいる。

30

【 0 0 1 2 】

もう 1 つの態様によれば、C T 装置は、X 線源、X 線検出器及び再構成装置を含んでいる。X 線源は、回転中心から横方向に変位していると共に、この回転中心の周りを回転している。X 線検出器は、前記 X 線源により放射された放射線を検出すると共に、前記回転中心から横方向に変位している。X 線検出器は複数の投影角度で投影データを取得するために、前記 X 線源に対し一定の機械的關係で回転中心の周りを回転する。X 線源は、横方向の扇角を持つ放射線を放射し、横方向の F O V の完全な角度のサンプリングは、1 8 0 ° に扇角を加えたよりも大きい角度範囲にわたり投影データを取得する必要がある。再構成装置は、前記横方向の F O V を示す体積データを生成するために前記投影データを再構成する。

40

【 0 0 1 3 】

本発明のさらに他の態様は、以下の詳細な説明を読み、理解することにより、当業者に理解されるであろう。

【 0 0 1 4 】

本発明は、様々な構成要素及び構成要素の配列、並びに様々なステップ及びステップの配列で具現化されてもよい。図面は、好ましい実施例の説明を目的とするためであり、本発明を制限するとは考えるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図 1 A】従来の全ビームの C T 取得形状の横断面図。

50

【図 2 B】従来の半ビームの C T 取得形状の横断面図。

【図 2】変位した C T 取得形状の横断面図。

【図 3】画像領域に対し変位した線源及び検出器を示す C T 取得形状の横断面図。

【図 4】画像領域に対し変位した線源及び検出器を示す C T 取得形状の横断面図。

【図 5】画像領域に対し変位した線源及び検出器を示す C T 取得形状の横断面図。

【図 6】C T 取得形状の横断面図。

【図 7】C T 取得形状の横断面図。

【図 8】画像システムを示す。

【図 9】撮像方法を示す。

【発明を実施するための形態】

10

【0016】

線源及び検出器が共に画像アイソセンターから変位している、改良型の二重に変位した C T 取得形状が図 2 に示される。説明されるように、寝台又は他の適当な物体支持部 210 は、検査領域 206 において検査中の物体 208 を支えている。例えば X 線管のような X 線源 202、並びに例えば横及び軸方向に延在しているフラットパネル領域検出器アレイのような X 線感受性検出器 204 は、回転中心 214 の周りを回転し、この中心は横方向の F O V 218 の中心も兼ねる。X 線ビーム 212 の中心線又は投影 216 は、検出器の横方向中心 219 に垂直であるが、前記回転中心 214 から変位している。

【0017】

散乱線除去格子 290 は、検出器 204 が受け取る散乱放射線を減少させるために、前記検出器 204 と検査領域 206 との間に配される。格子 209 は、この格子が検出器の横方向中心 219 に対して横方向に対称であるように、前記線源 202 に集束する複数の層板を含んでいる。分かるように、このような対称性はシステムの構造を簡単にする。二次元 (2D) の散乱線除去格子、例えば横及び軸方向の両方に延在している層板を持つ格子が実施されてもよい。

20

【0018】

説明されるように、中心線 216 と前記アイソセンター 214 との間の最小変位は距離 d である。検出器 204 の横方向の変位は、検出器 204 が受け取る放射線に対する最大受容角を最小にするように選択される。検出器 204 がフラットパネル検出器である場合、X 線ビーム 212 の最外部の光線 250、252 が検出器 204 と交差する入射角 240、242 は等しい。説明されるように、遷移領域 224 も提供される。

30

【0019】

横方向の F O V 218 は、同等の半ビームの取得形状の横方向の F O V よりも大きく、この F O V は説明を目的として図 2 に破線で描かれている。所与の検出器の横寸法 220、及び線源 202 と回転中心 214 との間にある半径方向距離にとって、横方向の F O V 218 の寸法は、中心線 216 と回転中心 214 との間の距離 d を変更することにより変えることができる。中心線 216 が回転中心 214 と交差する (すなわち d = 0 の) 場合は、図 1 A の全ビームの形状に対応している。最大の F O V 形状において、完全な角度のサンプリングを得るために約 360° の回転が必要とされる一方、前記全ビームの形状で構成される場合、180° に扇形又はコーン形状の角度を加えた回転は完全な角度のサンプリングを提供する。中間の形状に必要とされる角度範囲は、180° に前記扇形の角度を加えたのと、360° との間を変化し、これは容易に計算されることができる。

40

【0020】

説明される取得形状は、様々な方法で実施されることができる。図 3 を参照すると、線源 202 及び検出器 204 は共に検出器 204 の平面に平行な方向に移動する一方、画像中心及び回転中心 214 を同等な全又は半ビームの取得形状の画像中心及び回転中心と同じに保っている。検査中の物体 208、物体支持部 210 及び散乱線除去格子 290 は、説明の明瞭性のために図 3 から省略されている。

【0021】

説明されるように、変位方向 244 は、横方向の F O V に対し接線方向である。図 3 は

50

、例示的な第 1 の位置 3 0 2、第 2 の位置 3 0 4 及び第 3 の位置 3 0 6 に移動した線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 を示す。この第 1 の位置 3 0 2 は、図 1 A の全ビームの取得形状に対応している。この位置は最小の横方向の F O V を提供し、完全なデータセットは、1 8 0 ° に扇形又はコーン形状の角度を加えた角度範囲にわたり取得される。第 3 の位置 3 0 6 は、最大の横方向の F O V を提供する、つまり約 3 6 0 ° の角度範囲にわたり完全なデータセットが取得される。第 2 の位置 3 0 4 は、中間の横方向の F O V 3 1 2 を提供する任意の中間位置を描く、つまりデータは中間の角度範囲にわたり同様に取得される。線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 は、これら線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 の相対的な変位を説明するために、複数の位置で示されるのに対し、これら線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 は、前記必要な角度範囲にわたりサンプリングしている間、所与の位置に有利に保たれると理解される。

10

#### 【 0 0 2 2 】

変位した取得形状を提供するための他の技術が図 4 に示される。説明されるように、線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 は共に、検出器 2 0 4 と横方向の F O V の縁との間の最小距離 D が一定のままである方向 3 0 2 に移動する。再び、第 1 の位置 4 0 2、第 2 の位置 4 0 4 及び第 3 の位置 4 0 6 における線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 が示され、これらは段々と大きくなる横方向の F O V を提供する。説明されるように、回転中心 2 1 4 から線源 2 0 2 までの半径方向の変位 R は、図 2 に示されたのよりかなり大きいことにも注意されるべきである。このような配置は横方向の F O V をさらに増大させる。

20

#### 【 0 0 2 3 】

変位した取得形状を提供するためのさらに他の技術が図 5 に示される。説明されるように、線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 は、前記横方向の F O V の接線方向 5 5 0 に移動する一方、画像中心は、前記横方向の F O V 又は検出器 2 0 4 の主面に垂直な方向 5 5 2 に変位される。再び、第 1 の位置 5 0 2、第 2 の位置 5 0 4 及び第 3 の位置 5 0 6 における線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 が示される。夫々の第 1 の回転中心 2 1 4<sub>1</sub>、第 2 の回転中心 2 1 4<sub>2</sub> 及び第 3 の回転中心 2 1 4<sub>3</sub> も示される。分かるように、説明される配列は図 4 と同じ取得形状を提供する。

30

#### 【 0 0 2 4 】

変位した取得形状を提供するためのさらに他の技術が図 6 に示される。説明されるように、検出器 2 0 4 は、この検出器 2 0 4 の横方向中心 2 1 9 と交差する X 線ビーム 2 1 2 の光線 2 1 6 が検出器 2 0 4 の平面に垂直であるような角度 6 0 4 だけ回転軸 6 0 2 の周りを回転される。横方向の F O V の大きさは、前記角度 6 0 4 を所望するだけ変更することにより調節されることができる。角度 6 0 4 が零 ( 0 ) である場合は、図 1 B の半ビームの形状に相当し、説明を目的としてこれが図 6 において破線で示される。

40

#### 【 0 0 2 5 】

上述した説明がフラットパネル検出器に的を絞っているのに対し、弓形の検出器が使用されてもよい。X 線源 2 0 2 の横方向位置に中心を置いた円弧の一部に対する、検出器 2 0 4 を持つシステムに対する取得形状が図 7 に示される。X 線ビーム 2 1 2 の中心線又は投影 2 1 6 は、検出器の中心 7 1 9 において、検出器 7 0 4 の円弧の接線に垂直であるが、距離 d だけ回転中心 2 0 6 から変位される。説明されるように、遷移領域 2 2 4 も提供される。当業者には分かるように、図 2 から図 6 に関する上記説明は、弓形の検出器構造にも応用可能である。

40

#### 【 0 0 2 6 】

図 8 は、二重に変位した取得形状での使用に適した画像システム 8 0 2 を表す。このシステム 8 0 2 は、データ取得システム 8 0 4、再構成装置 8 0 6、画像処理器 8 0 8、ユーザインタフェース 8 1 0 及び制御装置 8 1 2 を含んでいる。

#### 【 0 0 2 7 】

前記データ取得システム 8 0 4 は、C T データ取得システム 8 1 4 を含み、このシステムにおいて、線源 2 0 2 及び検出器 2 4 は検査領域の周りを回転するための回転ガントリ 8 1 6 に取り付けられている。円形、3 6 0 ° 若しくは他の角度のサンプリング範囲の軸

50



状、らせん状、円 - 線、鞍状(saddle)又は他の所望する走査軌道は、例えば前記回転ガントリ 8 1 6 の回転と協働して前記物体支持部 2 1 0 を長軸方向に移動させることにより実施される。

#### 【 0 0 2 8 】

ある実施例において、線源 2 0 2 及び検出器 2 0 6 は、前記取得形状が固定されるように回転ガントリ 8 1 6 に対し固定して取り付けられる。もう 1 つの実施例において、線源 2 0 2 及び検出器 2 0 6 は、前記取得形状が例えば上記図 3 から図 7 に示される相対的な移動を可能にするために調節可能であるように前記回転ガントリ 8 1 6 に対し可動状態で取り付けられる。このような実施例において、1 つ以上の駆動装置 8 1 8 が必要な動力を提供する。

10

#### 【 0 0 2 9 】

代替的に、線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 が人間のユーザにより手動で動かされてもよい。どちらの場合でも、線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 は、ある F O V 構成からもう 1 つの構成まで線源 2 0 2 と検出器 2 0 4 との間にある物理的関係が変化しないように共通のフレーム又はその他の方法で有利に取り付けられる。そうすることが別個の空スキャン又は校正スキャンの必要性を減少させることがあるからである。

#### 【 0 0 3 0 】

再構成装置 8 0 6 は、検査中の物体を示す体積データを生成するために、既知の再構成技術を用いてデータ取得システム 8 0 4 により生成するデータを再構成する。適切な再構成技術は、反復技法と同じく解析技法、例えばフィルタ補正逆投影を含んでいる。コーンビームデータの再構成によく適したある技術は、既知のフェルドカンブ(feldkamp)アルゴリズムである。前記取得形状が遷移領域 2 2 4 を提供する場合、平滑化関数が用いられ、前記遷移領域 2 2 4 にある冗長データの影響を減少させる。

20

#### 【 0 0 3 1 】

画像処理器 8 0 8 は、例えばユーザインタフェース 8 1 0 に所望のやり方で表示するための前記体積データを必要に応じて処理し、これはモニター及びプリンターのような 1 つ以上の出力装置、並びにキーボード及びマウスのような 1 つ以上の入力装置を含んでいる。

#### 【 0 0 3 2 】

ユーザインタフェース 8 1 0 は、グラフィカルユーザインタフェース(GUI)を提供するために一般用途又は他のコンピュータにより実施されるソフトウェア命令を用いて有利に実施され、例えば所望の F O V 構成又は寸法を選択すること、走査を開始及び / 又は終了すること、所望の走査又は再構成プロトコルを選択すること、前記体積データを操作すること等により、画像システム 8 0 2 を制御する、又は別の方法でそれと対話することをユーザに可能にする。ある実施例において、F O V 構成及び再構成プロトコルの一方又は両方は、ユーザが選択した走査プロトコルに基づいて、画像システム 8 0 2 により自動的に設定される。さらにもう 1 つの実施例として、ユーザインタフェース 8 1 0 は、所望の横方向の半径、直径又は他の F O V の寸法を入力することを要求する、又は別の方法でそれらを入力することをユーザに可能にする。このような実施例において、ユーザからの情報は、線源 1 0 2 及び / 又は検出器 1 0 4 の必要な位置を自動的に計算するのに使用される。

30

40

#### 【 0 0 3 3 】

ユーザインタフェース 8 1 0 に動作可能なように接続される制御装置 8 1 2 は、例えば所望の走査プロトコルを実行するため、所望の F O V を提供するために駆動装置 8 1 8 に線源 1 0 2 及び / 又は検出器 1 0 4 の位置を特定させるため等のように、データ取得システム 7 0 4 の動作を制御する。

#### 【 0 0 3 4 】

画像システム 8 0 2 の動作が図 9 に関連して説明されている。調節可能な F O V 構成を提供する取得システム 8 0 2 の場合、線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 の位置は、ステップ 9 0 2 において、所望の F O V 構成を提供するよう調節される。例として、最大の横方向の

50

F O Vを提供するよう前記構成を調節することは、大きな人間の患者の胸部を走査するのに必要である一方、前記構成を全ビームの形状に調節することは、脳の走査を行うのに十分である。

【 0 0 3 5 】

検査領域 2 0 6 の周りの複数の角度位置の各々において投影データを取得するために、ステップ 9 0 4 において走査データが取得される。横方向の F O V 2 0 6 をサンプリングするのに必要な角度範囲は再び、選択した F O V 構造の関数である。線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 の位置は、必要な角度のサンプリングの間に変化しないままであることに注意されたい。

【 0 0 3 6 】

走査データはステップ 9 0 6 において再構成され、ステップ 9 0 8 において所望の形式で表示される。

【 0 0 3 7 】

ステップ 9 1 0 において、例えば連続する患者を走査するために前記処理が必要に応じで繰り返される。所与の走査で取得されたデータを再構成及び / 又は表示する前に、追加の走査が得られることがあると述べておく。

【 0 0 3 8 】

上述したことが前記線源 2 0 2 が X 線管の焦点、故にほぼ点光源である X 線 C T システムに的を絞っていたのに対し、他の代替案も考えられる。例えば、線源 2 0 2 が線光源として実施されてもよい。ウェッジ及び他のビーム形状も考えられる。ガンマ及び他の放射線源が使用されてもよい。線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 が検査領域 2 0 6 の周りを回転する代わりに、線源 2 0 2 及び検出器 2 0 4 が一定の角度位置のままにある一方、物体 2 0 8 が必要な角度のサンプリングを生成するために移動及び / 又は回転される。複数の線源 2 0 2 及び検出器が設けられてもよく、この場合、対応する線源及び検出器の組は、互いに角度的及び / 又は長軸方向にオフセットされてもよい。複数の角度的にオフセットされた線源及び検出器を持つシステムにおいて、完全な角度のサンプリング範囲を提供するのに必要な回転は、単一の線源 / 検出器の対を持つシステムと比較して通常は減少し、これに応じて軌道が調節されることに注意されたい。

【 0 0 3 9 】

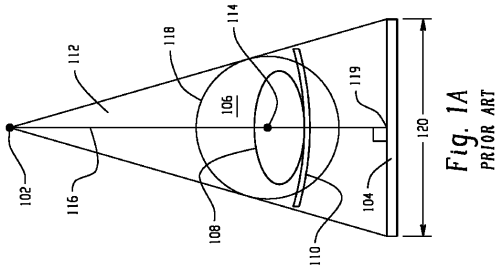
本発明は、好ましい実施例を参照して説明されている。上記詳細な説明を読み、理解する際、他人に修正及び代替案が思い浮かぶことがある。本発明は、上記修正及び代替案が添付される特許請求の範囲又はそれに同等なものの範囲内にある限り、これら全てを含んでいるとして構成されることを意図している。

10

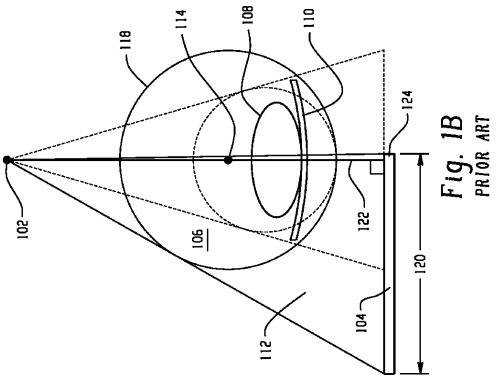
20

30

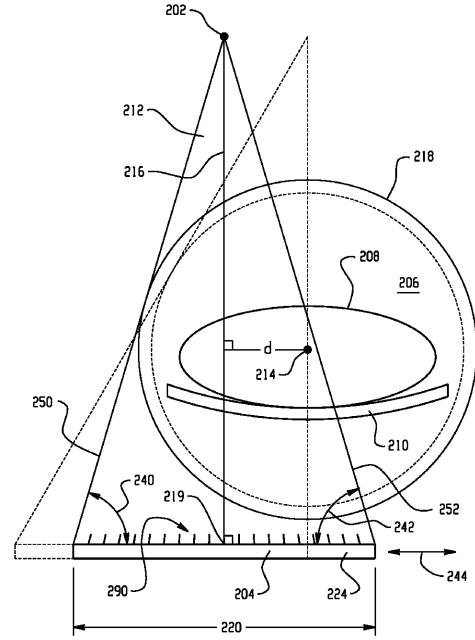
【図 1 A】



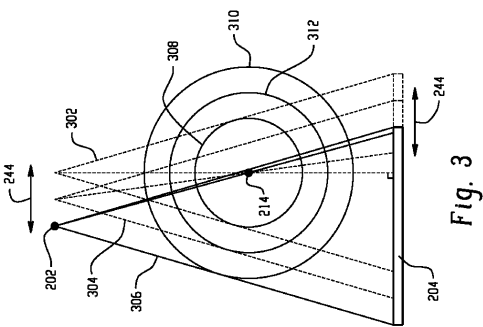
【図 1 B】



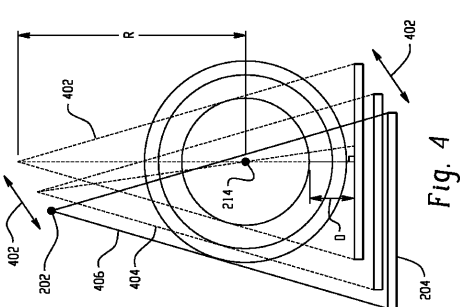
【図 2】



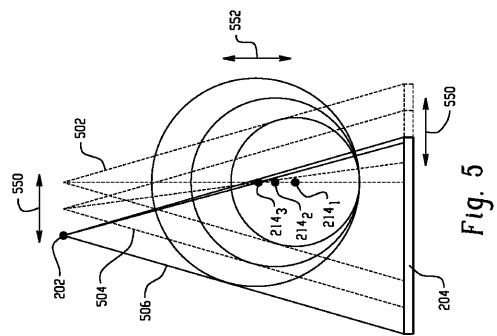
【図 3】



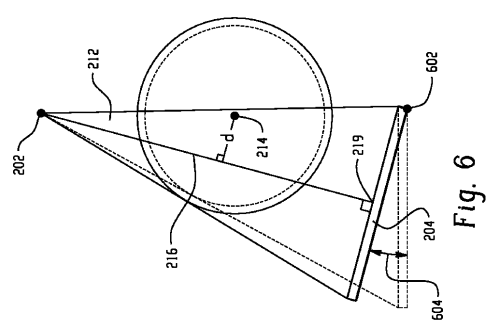
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【図 7】

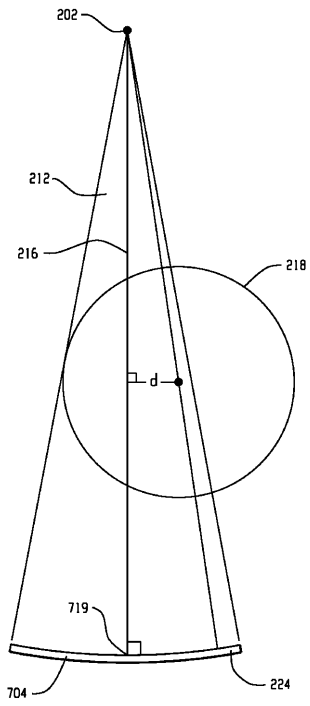


Fig. 7

【図 8】

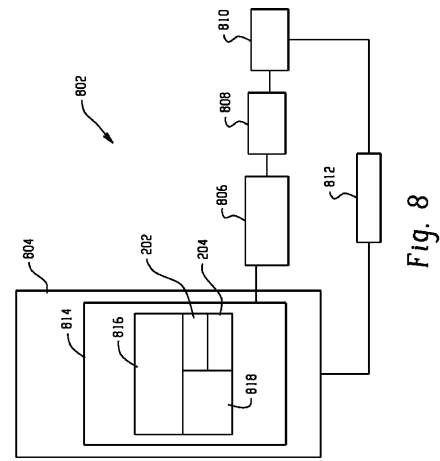


Fig. 8

【図 9】

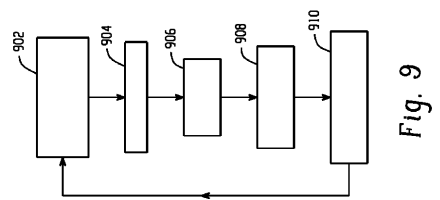


Fig. 9

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/US2007/074201

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B6/00 A61B6/03		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE 10 2005 004502 A1 (STIFTUNG CAESAR CT OF ADVANCED [DE]) 10 August 2006 (2006-08-10)	1-19, 25-29, 31-36, 38,39
Y	paragraph [0001] - paragraph [0010] paragraph [0015] - paragraph [0027] figure 1	20-24, 30,37
Y	WO 2005/009206 A (BESSON GUY M [US]) 3 February 2005 (2005-02-03) page 8, line 17 - page 9, line 17 page 88, line 3 - page 92, line 3 page 1, line 8 - page 5, line 29 ----- -/-	20-24
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search  1 February 2008		Date of mailing of the international search report  15/02/2008
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentplan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Montes, Pau

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/US2007/074201

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2004/077088 A1 (CHARLES JR HARRY K [US] ET AL) 22 April 2004 (2004-04-22) paragraph [0049] - paragraph [0079] paragraph [0153] - paragraph [0169] figure 1B -----	30,37

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/US2007/074201

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 102005004502 A1	10-08-2006	EP 1843703 A1	17-10-2007
		WO 2006082028 A1	10-08-2006
		KR 20070104924 A	29-10-2007
WO 2005009206 A	03-02-2005	US 2005220265 A1	06-10-2005
		US 2004264627 A1	30-12-2004
		US 2004264626 A1	30-12-2004
		US 2004264628 A1	30-12-2004
US 2004077088 A1	22-04-2004	NONE	

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 イェ ジンハン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94539 フレモント 691 サーヴィル プレイス

(72)発明者 ヴェセル ジョン エフ

アメリカ合衆国 オハイオ州 44094 カートランド 10316 クリスティーナ ドライ  
ブ

(72)発明者 ペトリロ ミシェル ジェイ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94588 プリーザントン 3718 ローズ ロック  
サークル

Fターム(参考) 4C093 AA22 BA10 CA32 EB17 EB24 EC42 EC46 FA54 FG04