

(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2009-511873

(P2009-511873A)

(43) 公表日 平成21年3月19日(2009.3.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 N 23/04 (2006.01)	GO 1 N 23/04	2 G 0 0 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 1 0 A	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 3 3 0 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2008-534134 (P2008-534134)
 (86) (22) 出願日 平成18年10月4日 (2006.10.4)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年4月3日 (2008.4.3)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/053630
 (87) 国際公開番号 W02007/039876
 (87) 国際公開日 平成19年4月12日 (2007.4.12)
 (31) 優先権主張番号 05109304.5
 (32) 優先日 平成17年10月6日 (2005.10.6)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

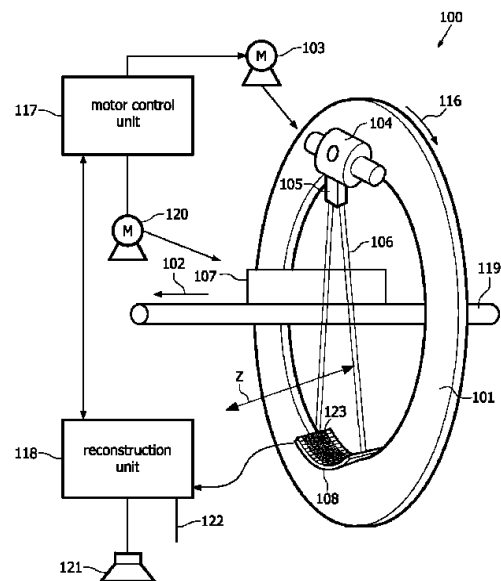
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 C S C T向け取得パラメータの最適化

(57) 【要約】

C T画像を単一の回転で取得することができ、C S C T画像の取得は、数回の回転を必要とする。本発明の例示的な実施の形態によれば、C T / C S C T装置が提供され、最初の回転の間に取得されたC Tデータを使用して、後続する回転のために取得パラメータを最適化する。さらに、後続するC S C Tスキャンのために電流の変調を決定するか又は最適な電圧を設定するため、プリスキヤナで取得された投影データも使用される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

関心のあるオブジェクトを検査するコンピュータ断層撮影装置であって、放射線源の経路に沿って移動し、電磁放射線ビームを関心のあるオブジェクトに放出する放射線源と、

前記関心のあるオブジェクトからの個別に散乱及び透過された放射線データを取得する検出器ユニットと、

第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行する計算ユニットと、
を有するコンピュータ断層撮影装置。

10

【請求項 2】

前記第一のデータ取得は、前記検出ユニットを使用して前記放射線源の最初の回転の全部又は一部の間に実行される、

請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 3】

前記取得パラメータは、前記放射線源の束に対応し、

当該コンピュータ断層撮影装置は、前記取得された放射線データに基づいて前記放射線源の束の出力を変調する、

請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 4】

前記後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、前記第一のデータ取得から得られる投影データの少なくとも 1 つに基づいて実行される、

請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

20

【請求項 5】

前記後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、前記第一のデータ取得から得られる再構成された画像に基づいて実行される、

請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 6】

前記束の出力の変調は、前記関心のあるオブジェクトが最大の吸収をもつ方向から見られたときに最大値に到達するように実行される、

請求項 3 記載のコンピュータ断層撮影装置。

30

【請求項 7】

前記計算ユニットは、前記関心のあるオブジェクトの減衰特性の断面画像に基づいて最適な束の出力の変調を計算する、

請求項 3 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 8】

前記第一のデータ取得は、前記関心のあるオブジェクトのプリスキャンを測定して、プリスキャン投影データを得るプリスキャナを使用して実行され、

前記取得パラメータの最適化は、前記プリスキャンデータに基づく、

請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

40

【請求項 9】

前記プリスキャナは、マルチビュープリスキャナである、

請求項 8 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 10】

高電圧ジェネレータを更に有し、

前記取得パラメータは、前記高電圧ジェネレータの電圧に対応し、

当該コンピュータ断層撮影装置は、前記取得された放射線データに基づいて前記電圧を決定し、前記後続する第二のデータ取得のために最適化された電圧を得る、

請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 11】

50

前記計算ユニットは、
単一の透過画像に基づいて近似的な平均の減衰を計算し、
前記近似的な平均の減衰に基づいて前記後続する第二のデータ取得のために最適化された電圧を計算する、
請求項 10 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 12】

当該コンピュータ断層撮影装置は、ファンビームのコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置、コーンビームのコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置又はダイレクト断層撮影によるコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置からなるグループのうちの一つとして構成される、
請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

10

【請求項 13】

前記取得パラメータは、前記後続する第二のデータ取得の間にコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影のスライスが測定される位置に対応する、
請求項 8 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 14】

荷物検査装置、医療向け装置、物質試験装置及び物質化学分析装置からなるグループのうちの一つとして構成される、
請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 15】

エネルギー分解によるコヒーレントな散乱のよるコンピュータ断層撮影装置及び非エネルギー分解によるコヒーレントな散乱のコンピュータ断層撮影装置からなるグループのうちの一つとして構成される、
請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

20

【請求項 16】

前記取得パラメータは、前記後続する第二のデータ取得の走査時間に対応し、
前記後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、透過された光子束に基づいて実行される、
請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 17】

前記走査時間は、単一の回転の走査時間を前記後続する第二のデータ取得のために使用される回転数で乗じることによって定義される、
請求項 16 記載のコンピュータ断層撮影装置。

30

【請求項 18】

前記走査時間は、前もって計算されたスキームに基づいて決定される、
請求項 16 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 19】

前記取得パラメータは、前記後続する第二のデータ取得の走査時間に対応し、
前記後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、散乱の光子束に基づいて実行される、
請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

40

【請求項 20】

前記散乱の光子束は、ガントリーの最初の回転の間にモニタされ、前記散乱の光子束から、必要とされる回転数が計算される、
請求項 19 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 21】

前記散乱の光子束は、それぞれの投影について記憶され、十分な光子が記録されるまでそれぞれの後続する回転について累積的に加算される、
請求項 19 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 22】

50

コンピュータ断層撮影装置による関心のあるオブジェクトを検査する方法であって、放射線源により、前記関心のあるオブジェクトに電磁放射線ビームを放出するステップと、

検出器ユニットにより、第一のデータ取得の間に、前記関心のあるオブジェクトからの放射線データを取得するステップと、

計算ユニットにより、前記第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行するステップと、

検出器ユニットにより、第二のデータ取得の間に、個別に散乱及び透過された放射線データを前記関心のあるオブジェクトから取得するステップと、
を含む方法。

10

【請求項 2 3】

コンピュータ断層撮影装置による関心のあるオブジェクトを検査する画像処理装置であって、

第一のデータ取得の間に、前記関心のあるオブジェクトから個別の散乱及び透過された、取得された放射線データを記憶するメモリと、

前記第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて、後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化する計算ユニットと、
を有する画像処理装置。

【請求項 2 4】

コンピュータ断層撮影装置により関心のあるオブジェクトを検査するコンピュータプログラムが記憶されるコンピュータ読み取り可能な媒体であって、

前記コンピュータは、プロセッサにより実行されたとき、
放射線源により、前記関心のあるオブジェクトに電磁放射線ビームを放出するステップと、

第一のデータ取得の間に、前記関心のあるオブジェクトからの放射線データを取得するステップと、

計算ユニットにより、前記第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行するステップと、

検出器ユニットにより、第二のデータ取得の間に、個別に散乱及び透過された放射線データを前記関心のあるオブジェクトから取得するステップと、
を実行するために構成されるコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

20

30

【請求項 2 5】

関心のあるオブジェクトを検査するプログラムであって、
プロセッサにより実行されたとき、
放射線源により、前記関心のあるオブジェクトに電磁放射線ビームを放出するステップと、

第一のデータ取得の間に、前記関心のあるオブジェクトからの放射線データを取得するステップと、

計算ユニットにより、前記第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行するステップと、

検出器ユニットにより、第二のデータ取得の間に、個別に散乱及び透過された放射線データを前記関心のあるオブジェクトから取得するステップと、
を実行するために構成されるコンピュータプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線画像形成の分野に関する。より詳細には、本発明は、関心のあるオブジェクトの検査向けのコンピュータ断層撮影装置、コンピュータ断層撮影装置による関心のあるオブジェクトを検査する方法、画像処理装置、コンピュータ読み取り可能な媒体及びプログラムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

過去数年にわたり、X線による荷物の検査は、シンプルなX線画像形成システムから発展している。自動的に所定のタイプの物質を認識して、危険な物質が存在する場合にアラームをトリガする洗練された自動化システムへのオペレータによるインタラクションに典型的に依存していた。

【0003】

コヒーレントに散乱されるX線光子に基づいた画像形成技術は、いわゆる「コヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影(CSCT: coherent scatter computed tomography)」である。このCSCTは、関心のあるオブジェクトの小さな角度の散乱特性の画像を生成する技術である。これらの散乱特性は、オブジェクトの分子構造に依存し、それぞれの成分の物質に特化したマップを生成することが可能となる。小さい角度の散乱の支配的な成分は、コヒーレントな散乱である。コヒーレントな散乱スペクトルは、散乱のサンプルの原子配列に依存し、コヒーレントな散乱のコンピュータは、2次元のオブジェクトのセクションにわたる空間的な変動、荷物の分子構造又は生体学上の組織を画像形成するために高感度の技術である。

10

【0004】

ファンプレーン方向の外に於ける微小な発散をもつ狭帯域のファンビームは、オブジェクトに浸透する。ファンプレーンの外の方向に散乱される放射線と同様に、透過される放射線は、2次元検出ユニットにより検出される。

20

【0005】

コヒーレント散乱プロセスは、むしろありそうもないイベントであり、したがって高い光子束又は長くされた測定時間が必要とされる。比較では、CT画像のデータ取得は、少ない時間又はX線束を必要とする。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

CSCT物質分析プロセスをスピードアップするため、改善されたCSCTデータの取得を提供することが望まれている。

【課題を解決するための手段】

30

【0007】

本発明の例示的な実施の形態によれば、関心のあるオブジェクトの検査のためにコンピュータ断層撮影装置が提供され、このコンピュータ断層撮影装置は、放射線源の経路に沿って移動し、電磁放射線ビームを関心のあるオブジェクトに放出する放射線源、関心のあるオブジェクトから散乱及び透過された放射線データを個別の取得する検出ユニット、第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行する計算ユニットを有する。

【0008】

したがって、コンピュータ断層撮影装置が提供され、この装置は、プリスキャンの間又はCSCTスキャナの最初の回転の間に取得される関心のあるオブジェクトの前の情報を使用して、たとえばガントリーのその後の回転のためのジェネレータ電圧及びX線の管電流といったような取得パラメータを最適化する。

40

これにより、再構成の品質を維持しつつ、露光時間が低減される。

【0009】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、第一のデータ取得は、検出ユニットを使用して放射線源の全部又は一部の最初の回転の間に実行される。

【0010】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、取得パラメータは、放射線源の電流に対応し、コンピュータ断層撮影装置は、取得された放射線データに基づいて放射線源の束出力を変調し、最適化された束の変調が得られる。

50

【 0 0 1 1 】

言い換えれば、最適化されたソースの束（管電流のような）の変調は、最初のデータ取得の間に実行される。電流の変調は、メインデータの取得プロセスの直前に（メインのCTスキャナモジュールによるか、又はいわゆるプリスキャナにより実行される）プリスキャンの間に取得される情報に基づいて実行される。

【 0 0 1 2 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、第一のデータ取得から得られる投影データ及び第一のデータ取得から得られる再構成された画像データのうちの少なくとも1つに基づいて実行される。

【 0 0 1 3 】

したがって、本発明のこの例示的な実施の形態によれば、後続するスキャンのスキャンパラメータの最適化のために純粋な投影データが使用される。代替的に、又は付加的に、（第二のデータ取得の前に取得されたプリスキャンデータから再構成される）再構成された画像データは、スキャンパラメータの最適化のために使用される。

【 0 0 1 4 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、関心のあるオブジェクトが最大の吸収を持つ方向から見られたときに最大値に到達するように、束の出力の変調が実行される。

【 0 0 1 5 】

言い換えれば、電流の変調は、本発明の例示的な実施の形態によれば、それぞれのソース方向で関心のあるオブジェクトの吸収特性に対応する。たとえば、放射線源が高い吸収の方向にビームを放出する場合、X線の管電流は高く、放射線源が低い吸収の方向にビームを放出するとき、対応するX線の管電流は低い。

【 0 0 1 6 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、計算ユニットは、関心のあるオブジェクトの減衰特性の断面画像に基づいて最適な束の出力の変調を計算する。

【 0 0 1 7 】

したがって、本発明のこの例示的な実施の形態によれば、第一のデータ取得の間に取得される放射線データは、その減衰特性に関して再構成され、分析される。この分析に基づいて、電流の変調が最適化される。

【 0 0 1 8 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、コンピュータ断層撮影装置は、関心のあるオブジェクトのプリスキャンを実行して、プリスキャン投影データを得るプリスキャナを更に有し、取得パラメータの最適化は、プリスキャン投影データに基づいている。

【 0 0 1 9 】

言い換えれば、メインスキャンを行う前であって、データ取得システムの前に、第一のデータ取得を実行するために余分のスキャンユニットが使用される。

【 0 0 2 0 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、プリスキャナは、マルチビュープリスキャナである。

【 0 0 2 1 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、断面画像は、放射線源の単一の回転の間に取得されるCT取得データに基づいて正確に決定される。

【 0 0 2 2 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、コンピュータ断層撮影装置は、関心のあるオブジェクトの透過画像データを測定するプリスキャナを有し、第一のデータ取得の間に取得される放射線データは透過画像データを有する。

【 0 0 2 3 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、コンピュータ断層撮影装置は、高電圧ジェネレータを更に有し、取得パラメータは、高電圧ジェネレータの電圧に対応し、コンピュータ断層撮影装置は、取得された放射線データに基づいて電圧を決定し、その後の第二の

10

20

30

40

50

データ取得について最適化された電圧が得られる。

【0024】

たとえば、本発明の例示的な実施の形態によれば、電圧は、（たとえばスライスのスキューンといった）第二のデータ取得の開始前に計算され、変更される場合がある。

【0025】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、計算ユニットは、単一の透過画像に基づいて近似的な平均の減衰を計算し、近似的な平均の減衰に基づいて後続する第二のデータ取得のための最適な電圧を計算する。

さらに、マルチビュープリスキューナが使用され、これにより、電圧が正確に決定される。

10

【0026】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、コンピュータ断層撮影装置は、コーンビームのコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置又はダイレクト断層撮影によるコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置として適合される。

【0027】

本発明に係るX線断層撮影装置は、荷物の検査装置、医療向け装置、物質検査装置、物質化学分析装置からなるグループのうちの一つとして構成される場合がある。しかし、本発明の最も好適な分野は荷物の検査であり、これは、本発明のリファインされた機能により、疑いのある内容物を検出することが可能となるか、更には荷物のアイテムのような内部の物質のタイプを判定することが可能となる、荷物のアイテムの内容物の安全かつ信頼できる分析が可能となるためである。本発明は、所定のタイプの物質を自動的に認識し、必要な場合には、危険な物質が存在する場合にアラームをトリガすることができる高品質の自動化システムを形成する。係る検査システムは、たとえば、空港で使用される場合がある。

20

【0028】

さらに、本発明の例示的な実施の形態に係るコンピュータ断層撮影装置は、エネルギー分解によるコヒーレントな散乱のコンピュータ断層撮影装置及び非エネルギー分解によるコヒーレントな散乱のコンピュータ断層撮影装置からなるグループのうちの一つとして構成される。

【0029】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、取得パラメータは、後続する第二のデータ取得の走査時間に対応し、後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、透過された光子束に基づいて実行される。

30

【0030】

さらに、走査時間は、単一の回転の走査時間を後続する第二のデータ取得のために使用される回転数で乗じることで定義される。

【0031】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、走査時間は、前もって計算されたスキームに基づいて決定される。

【0032】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、取得パラメータは、後続する第二のデータ取得の走査時間に対応し、後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、散乱の光子束に基づいて実行される。

40

【0033】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、散乱の光子束は、ガントリーの最初の回転の間にモニタされ、散乱の光子束から、必要とされる回転数が計算される。

【0034】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、散乱の光子束は、それぞれ測定された散乱の投影について記憶され、十分な光子が記録されるまでそれぞれの後続する回転について累積的に加算される。

50

【 0 0 3 5 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、コンピュータ断層撮影装置による関心のあるオブジェクトを検査する方法が提供され、本方法は、放射線源により、関心のあるオブジェクトに電磁放射線ビームを放出し、検出器ユニットにより、関心のあるオブジェクトからの放射線データを取得し、計算ユニットにより、第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行し、検出器ユニットにより第二のデータ取得の間に、個別に散乱及び透過された放射線データを関心のあるオブジェクトから取得するステップを含む。

これにより、C S C Tデータの改善された取得が可能となる。

【 0 0 3 6 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、コンピュータ断層撮影装置による関心のあるオブジェクトを検査する画像処理装置が提供され、この画像処理装置は、関心のあるオブジェクトから第一のデータ取得の間に取得された放射線データを記憶するメモリを有する。さらに、画像処理装置は、取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行する。

【 0 0 3 7 】

本発明の別の例示的な実施の形態によれば、コンピュータ読み取り可能な媒体が提供され、この媒体には、コンピュータ断層撮影装置により関心のあるオブジェクトを検査するコンピュータプログラムが記憶され、このコンピュータプログラムは、プロセッサにより実行されたとき、上述された方法ステップを実行する。

【 0 0 3 8 】

また、本発明は、関心のあるオブジェクトを検査するプログラムエレメントに関し、このプログラムエレメントは、プロセッサにより実行されたとき、上述された方法ステップを実行する。このプログラムエレメントは、コンピュータ読み取り可能な媒体に記憶され、データプロセッサの作業メモリにロードされる。したがって、データプロセッサは、本発明の方法の例示的な実施の形態を実行するために設けられる。コンピュータプログラムは、たとえばC++のような適切なプログラミング言語で書かれ、CD-ROMに記憶される場合がある。また、コンピュータプログラムは、ワールドワイドウェブのようなネットワークから入手可能であり、このネットワークから、画像処理ユニット又はプロセッサ、若しくは任意の適切なコンピュータにダウンロードされる。

【 0 0 3 9 】

発明の例示的な実施の形態の要点として、関心のあるオブジェクトの事前の知識は、プリスキンの間、又はC S C Tスキャナの最初の回転の間に取得されて、ジェネレータ電圧、又は後続するガントリーの後続する回転について放射線源の束の出力及び散乱のデータ取得のために使用される全体のガントリーの回転数のような取得パラメータが最適化される。

【 0 0 4 0 】

本発明のこれらの態様及び他の態様は、以下に記載される実施の形態を参照して明らかにされるであろう。

本発明の例示的な実施の形態は、以下の添付図面を参照して、以下に記載される。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 4 1 】

図面に於ける例示は概念的なものである。異なる図面において、類似又は同一のエレメントは、同じ参照符号が与えられる。

【 0 0 4 2 】

図1は、本発明の例示的な実施の形態に係るCT/C S C Tスキャナシステムの例示的な実施の形態を示す。例示的な実施の形態を参照して、本発明は、荷物の検査の分野における用途のために記載される。しかし、本発明は、この用途に限定されるものではなく、医療画像形成、物質試験のような他の産業の用途にも適用することができる。

【 0 0 4 3 】

10

20

30

40

50

図 1 に示されるコンピュータ断層撮影装置 100 は、ファンビーム CT / CSCT スキャナである。図 1 に示される CT / CSCT スキャナは、ガントリー 101 を有し、このガントリーは、回転軸 102 の周りで回転可能である。ガントリー 101 は、モーター 103 により駆動される。参照符号 104 は、X 線源のような放射線源を示し、この放射線源は、本発明の態様によれば、多色放射線を放出する。

【0044】

参照符号 105 は、ファン状の放射線ビーム 106 に放射線源から放出される放射線ビームを形成するアパーチャシステムを示す。ファンビーム 106 は、ガントリー 101 の中央、すなわち CT スキャナの検査領域に配置される関心のあるオブジェクト 107 を浸透し、検出器 108 に衝突するように向けられる。図 1 から分かるように、検出器 108 は、放射線 104 のソースとは反対にガントリー 101 に配置され、検出器 108 の表面は、ファンビーム 106 により少なくとも部分的に照射される。図 1 に示される検出器 108 は、複数の検出器エレメント 123 を有し、複数の検出器エレメントのそれぞれは、エネルギー分解方式で、関心のあるオブジェクト 107 を浸透した X 線又は個々の光子を検出可能である。

10

【0045】

関心のあるオブジェクト 107 のスキャンの間、放射線源 104、アパーチャシステム 105 及び検出器 108 は、矢印 116 により示される方向でガントリー 101 に沿って回転される。放射線源 104、アパーチャシステム 105 及び検出器 108 とのガントリー 101 の回転のため、モーター 103 はモーター制御ユニット 117 に接続され、このモーター制御ユニットは、計算又は判定ユニット 118 に接続される。

20

【0046】

図 1 では、関心のあるオブジェクト 107 は、コンベアベルト 119 に配置される荷物のアイテム又は患者である場合がある。関心のあるオブジェクト 107 のスキャンの間、ガントリー 101 が荷物のアイテム 107 の周りで回転する間、コンベアベルト 119 は、ガントリー 101 の回転軸 102 に平行な方向に沿って関心のあるオブジェクト 107 を移動させる。これにより、関心のあるオブジェクト 107 は、螺旋の走査経路に沿ってスキャンされる。また、コンベアベルト 119 は、スキャンの間に停止され、これにより単一のスライスが測定される場合がある。たとえば、関心のあるオブジェクト 107 が患者である医療の応用で、コンベアベルト 119 を提供する代わりに、可動式テーブルを使用することもできる。しかし、記載されるケースの全てにおいて、他の走査経路を実行することも可能である。

30

【0047】

検出器 108 は、計算ユニット 118 に接続される。計算ユニット 118 は、検出結果、すなわち検出器 108 の検出器エレメント 123 からのリードアウトを受け、このリードアウトに基づいてスキャン結果を判定する。さらに、計算ユニット 118 は、ガントリー 101 とモーター 103 の動き、及びモーター 120 とコンベアベルト 119 の動きを調整するため、モーター制御ユニット 117 と通信する。

【0048】

計算ユニット 118 は、本発明の例示的な実施の形態によれば、取得された放射線データに基づいて、後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行する。計算ユニット 118 により生成された再構成された画像は、インタフェース 122 を介して（図 1 に示されない）ディスプレイに出力される。

40

【0049】

計算ユニット 118 は、データプロセッサにより実現され、検出器 108 の検出器エレメント 123 からのリードアウトを処理する。

【0050】

さらに、図 1 から分かるように、計算ユニット 118 は、ラウドスピーカ 121 に接続され、たとえば、荷物のアイテム 107 における疑いのある物質の検出のケースでアラームを自動的に出力する。

50

【 0 0 5 1 】

関心のあるオブジェクト 1 0 7 を検査するためのコンピュータ断層撮影装置 1 0 0 は、マトリクスのようなやり方で配置され、それぞれが X 線を検出する複数の検出エレメント 1 2 3 を有する検出器 1 0 8 を含む。さらに、コンピュータ断層撮影装置 1 0 0 は、関心のあるオブジェクト 1 0 7 の画像を再構成する判定ユニット又は再構成ユニットを有する。

【 0 0 5 2 】

コンピュータ断層撮影装置 1 0 0 は、関心のあるオブジェクト 1 0 7 に X 線を放出する X 線源 1 0 4 を有する。電磁放射線源 1 0 4 と検出エレメント 1 2 3 の間に設けられるコリメータ 1 0 5 は、ファンビームを形成するために電磁放射線源 1 0 4 から放出される電磁放射線ビームを平行にする。検出エレメント 1 2 3 は、マルチスライス検出器アレイ 1 0 8 を形成する。

10

【 0 0 5 3 】

図 2 は、エネルギー分解された C S C T の幾何学的形状の概念的な表現である。C S C T 装置 1 0 0 は、オブジェクト領域 2 0 4 に位置される関心のあるオブジェクト 1 0 7 に衝突する一次ビームを形成するためにスリットコリメータ（図 2 に示されない）を通してガイドされる X 線ビームを放出する X 線源 1 0 4 を有する。マルチライン検出器 2 0 5 , 2 0 6 , 2 0 8 は、中央の検出エレメント 2 0 5 （すなわち、オブジェクト 1 0 7 を通して透過されるファンビームの X 線の検出について中央の行）及びエネルギー分解検出エレメント 2 0 6 （すなわち、エネルギー分解検出器のライン）により構成される。

20

【 0 0 5 4 】

図 2 は、純粋なエネルギー分解 C S C T の幾何学的な形状を示す。中央の検出ライン 2 0 5 は、透過された放射線を測定し、1 以上の検出ライン 2 0 6 は、エネルギー分解された測定を実行するために構成される。

【 0 0 5 5 】

結合された C T 及び散乱情報は、荷物の検査の応用のケース、及び組織の分子構造を変更する病気の検出のための医療の応用において、物質の識別のために使用される。

【 0 0 5 6 】

コヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影は、再構築的な X 線画像形成技術であり、この技術は、調査されたオブジェクトの特別に分解されたコヒーレントな散乱の断面を与え、すなわち、測定されたスライスにおいてインデックス (i , j) をもつそれぞれのオブジェクトボクセルについて、関数 $d / d (i , j , x)$ が再構成される。コヒーレントな散乱プロセスはむしろありそうもないイベントであるので、高い光子束又は長くされた測定時間が必要とされる。

30

本発明の例示的な実施の形態によれば、露光時間は、先に記載されたように低減される。

【 0 0 5 7 】

本発明の 2 つの例示的な実施の形態が更に詳細に記載される。

プリスキャナを使用して、ジェネレータ電圧を調節する。

ファンビーム C S C T スキャナには、プリスキャナが設けられており、このプリスキャナは、関心のあるオブジェクトの透過画像を測定する。これらの画像から、選択スキームは、C S C T スライスが後続するスキャンで測定される位置を選択する。

40

【 0 0 5 8 】

さらに、プリスキャナにより得られた情報は、所与のレンジ内で C S C T スキャナの高電圧ジェネレータの電圧を調整するために使用される。高い電圧のみが長時間一定に調節される。したがって、電圧は、スライスのスキャンを開始する前に計算及び変化される場合がある。

【 0 0 5 9 】

一般に、高い電流（すなわち一定の電力）による低い電圧（たとえば 1 2 0 k e V ）は、低い密度（したがって低い吸収）のスーツケースにとって有利であり、高い電圧（たと

50

えば180keV)は、密度の高いスーツケースについて適している。

【0060】

単一の透過の画像は、近似的な平均の減衰を計算するために使用される。予め決定されたテーブル又は式が使用され、CSCTスキンの最適な電圧が計算される。マルチビュープリスキナが使用される場合、更に正確な電圧の判定が達成される場合がある。

【0061】

マルチビュープリスキナを使用して、X線管電流の変調を計算する。

回転アノードのX線管が使用される時、回転の間に迅速に管内の電子ビーム電流を変化することが可能である。したがって、電流変調、従って異なる露光が1回の回転内で達成可能である。

【0062】

本発明の例示的な実施の形態によれば、調査中にあるオブジェクトが最大の吸収をもつ方向から見られたときに最大値に到達するように、又は逆の場合も同様になるように、ビーム電流が変調される場合がある。そのようにすることで、全ての投影は、更に統計的な挙動を有し、結果的に、再構成された画像の品質が改善される場合がある。

【0063】

最適な電流の変調を計算するため、オブジェクトの減衰特性の断面画像が必要とされる。これは、マルチビュープリスキナから予測されるか、CTスキンの間に正確に推定される場合がある。CTスキャンは、1回の回転で取得され、CSCTスライスについて、十分なフォトン測定のために、数回にわたる回転を使用することが必要とされる。

【0064】

ここで図3を参照して、管電流の変調の方法の例示的な実施の形態は、本発明の例示的な実施の形態に従って更に詳細に記載される。

【0065】

ステップ1では、本方法は、環状のソース経路に沿って放射線源を移動し、関心のあるオブジェクトに電磁放射線ビームを放出することで開始する。

【0066】

プリスキナが存在しない場合、又はプリスキナがオブジェクトの減衰特性の断面画像の推定を可能にしない場合、ソースの最初の回転の間に一定の電流が使用される。

【0067】

プリスキナがオブジェクトの減衰特性の推定を可能にする場合、この情報は、電流の変調の最初の推測を推定するために使用される。

【0068】

次いで、ステップ2では、これらの初期値は、CTスライスの測定(放射線源の最初の回転の間の第一のデータ取得)のために使用される。次いで、このデータは、画像を再構成するために使用される。同時に、後続するCSCT再構成のためのデータは、収集される。

【0069】

次いで、ステップ3では、後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、取得及び再構成された画像及び/又はCT投影データに基づいて実行される。言い換えれば、再構成されたCT画像及び/又はCT投影データは、電流の変調を最適化するために使用される。

【0070】

次いで、ステップ4では、電流の変調は、十分なフォトンが収集されるまで、所与のスライスの位置でCSCTスキンの全ての後続する回転のために使用される。

【0071】

したがって、CSCT画像は、所与の全体の放射線量/露光時間で良好な品質を有する。代替的に、予想される画質について、測定時間が低減される場合がある。

【0072】

図4は、本発明に係る方法の例示的な実施の形態を実行するための、本発明に係る画像

10

20

30

40

50

処理装置の例示的な実施の形態を示す。図4に示される画像処理装置400は、荷物のアイテムのような関心のあるオブジェクトを示す画像を記憶するメモリ402に接続される中央処理ユニット(CPU)又はイメージプロセッサ401を有する。データプロセッサ401は、複数の入力/出力ネットワーク又はCT/CSC装置のような診断装置に接続される。データプロセッサ401は、データプロセッサ401で計算又は調整される情報又は画像を表示するための、たとえばコンピュータモニタといった表示装置403に更に接続される。オペレータ又はユーザは、キーボード404及び/又は図4に示されない他の出力装置を介してデータプロセッサ401と対話する。

【0073】

さらに、バスシステム405を介して、画像処理及び制御プロセッサ401を、たとえば関心のあるオブジェクトの動きをモニタするモーションモニタに接続することも可能である。たとえば、動きセンサは、放出センサ又は電磁ユニットである場合がある。

10

【0074】

CSCの取得速度は、光子束により制限される。光子束に影響を及ぼす主要な要素の1つは、オブジェクトにおけるX線の減衰であり、この減衰は、特に荷物の検査の用途で振幅のオーダにより変動する。サブセカンド(sub-second)のガントリーの回転時間をもつ電流CTスキャナにより、単一のCSCスライスの取得は、大部分のケースにおいて1を超える回転を必要とする。

【0075】

本発明の例示的な実施の形態によれば、単一のスライスのための必要とされるガントリーの回転数は、「オンザフライ“on the fly”」で、すなわち(予め測定された取得データに基づいて)データ取得の間に計算される。

20

【0076】

インパクトは、より柔軟なデータ取得であり、これは、スキャナのスループットを増加し、ダークアラームリミット(dark-alarm limit)を高い密度にまで押し上げる。医療の応用について、これは、患者の放射線量を低減する。

【0077】

結合されたCT及び散乱情報は、荷物の検査の応用のケースで、組織の分子構造を変更する病気の検出のための医療の応用のケースで、物質の識別のために使用することができる。

30

【0078】

高品質及び低雑音をもつ画像の再構成について、十分な数の光子が測定される必要がある。他方で、余りに高い光子の数は、患者の放射線量(医療の応用)を増加させるか、又は、スループット(荷物の検査)を低減する。したがって、最適な数の光子が測定されるように、測定時間及び/又は管の電力が調節される。

【0079】

医療の用途の現代のCTスキャナは、荷物の検査と同様に、60~180rpmのガントリー速度を使用する。CSCの光子の束の計算は、20kW以下の管の電力について十分な数の光子を収集するために1000ミリ秒は十分ではないことを予測する。これは、1を超えるガントリーの回転は、単一のスライスのデータ取得について必要とされることを意味する。

40

【0080】

測定時間、したがって回転数は、荷物の一部又は患者における減衰に主に依存する。本発明の例示的な実施の形態によれば、この数は、CSCスキャンの前の第一のデータ取得の間又は測定の間取得されたデータに基づいて計算される場合がある。以下に予測スキームが記載される。

【0081】

以下では、測定時間の計算について本発明の2つの例示的な実施の形態が更に詳細に記載される。

【0082】

50

第一の実施の形態によれば、測定時間は、透過された光子束から計算される。

C S C T スキャンの間、又は C S C T スキャンの前に、従来の C T 投影が取得される。(図 5 に示されるような) サイノグラム又は (図 6 に示されるような) 再構成された画像を使用して、オブジェクト内の減衰が推測される。次いで、減衰は、散乱の光子束を予測するため、したがって予め計算された式を使用することで予測された走査時間を予測するために使用される。予測される走査時間は、オブジェクト内の平均の減衰又は最大の減衰に基づく。

【 0 0 8 3 】

図 5 は、本発明に係る、関心のあるオブジェクトの検査の方法の別の例示的な実施の形態のフローチャートを示す。

10

【 0 0 8 4 】

ステップ 1 で、C T スキャンが実行される。次いで、ステップ 2 で、投影データから減衰が測定される。ステップ 3 では、回転数に対応する C S C T 走査時間は、測定された減衰に基づいて計算される。ステップ 4 では、C S C T スキャンは、予め決定された時間について (又は予め設定された回転数について) 開始される。ステップ 5 では、C T / C S C T スキャンは、再構成され、分析される。ステップ 6 では、ある兆候が検出されたかが判定される。検出されたと判定された場合、ステップ 7 でアラームが発せられる。兆候が検出されない場合、ステップ 8 で、スキャナ / テーブルが次のポジションに移動される。

【 0 0 8 5 】

図 6 は、本発明に係る、関心のあるオブジェクトの検査の方法の別の例示的な実施の形態のフローチャートを示す。

20

【 0 0 8 6 】

ステップ 1 で、C T スキャンが実行される。次いで、ステップ 2 で、C T データが再構成される。次いで、ステップ 3 で、再構成された C T 画像から減衰が測定される。ステップ 4 では、回転数に対応する C S C T 走査時間は、測定された減衰に基づいて計算される。ステップ 5 では、C S C T スキャンは、予め設定された時間 (又は予め設定された回転数) について開始される。ステップ 6 では、C T / C S C T スキャンは、再構成され、分析される。ステップ 7 では、ある兆候が検出されたかが判定される。検出されたと判定された場合、ステップ 8 で、アラームが発せられる。兆候が検出されない場合、ステップ 9 で、スキャナ / テーブルが次のポジションに移動される。

30

【 0 0 8 7 】

第二の実施の形態では、測定時間は、散乱の光子束から計算される。

散乱のデータ取得がひとたび開始されると、光子束がモニタされる。2つのスキームが以下に記載される。

a) 第一の回転の間、光子の束がモニタされ、この束から、必要とされる数の回転が計算される (図 7)。

b) それぞれの投影について、散乱データが記憶され、十分な光子が記録されるまで後続する回転の間に累積的に加算される (図 8)。

【 0 0 8 8 】

図 7 は、本発明に係る関心のあるオブジェクトの検査の方法の別の例示的な実施の形態のフローチャートを示し、最初の回転の間、光子の束はモニタされ、この束から、必要とされる数の回転が計算される。

40

【 0 0 8 9 】

ステップ 1 では、C S C T データは最初の回転について測定される。ステップ 2 では、収集された十分な光子が存在するかが判定される。判定が " N o " である場合、本方法はステップ 3 に進む。判定が " Y e s " である場合、本方法はステップ 5 に進む。

【 0 0 9 0 】

ステップ 3 では、ガントリーの更なる回転数が計算される。ステップ 4 では、更なる (第二の) データが測定される。次いで、ステップ 5 では、C S C T スキャンは、再構成され、分析される。ステップ 6 で、ある兆候が検出されたかが判定される。検出されたと判

50

定された場合、ステップ7で、アラームが発せられる。兆候が検出されない場合、ステップ8で、スキャナ/テーブルは、次のポジションに移動される。

【0091】

図8は、本発明に係る関心のあるオブジェクトの検査の方法の別の例示的な実施の形態のフローチャートを示し、それぞれの投影について、散乱データは記憶され、十分な光子が記録されるまでそれぞれの後続の回転について累積的に追加される。

【0092】

ステップ1では、検出器メモリはクリアにされる。次いで、ステップ2では、C S C Tデータは、ガントリーの1回転について測定される。ステップ4で、収集された十分な講師が存在するかが判定される。判定が“ N o ”である場合、本方法はステップ2にジャンプする。判定が“ Y e s ”である場合、本方法はステップ5に進み、ここで、C S C Tスキャンは、再構成され、分析される。ステップ6で、ある兆候が検出されたかが判定される。検出されたと判定された場合、ステップ7で、アラームが発せられる。兆候が検出されない場合、ステップ8で、スキャナ/テーブルは、次のポジションに移動される。

【0093】

(たとえば多数の回転で測定された) 走査時間は、(たとえば平均及び最大の減衰、最大及び平均の散乱の束といった) 幾つかの測定値を考慮して予め定義された表に記憶される。表は、アラームレベルに依存する幾つかのエントリを含む(ハイアラームレベルは長い露光時間及びその逆も同様)(図9及び10参照)。予め定義された表の代わりに、計算式が使用される場合がある。表又は式におけるエントリは、実験により決定される必要がある。

【0094】

表におけるエントリ又は式の係数は、ラーニングスキームに従って動作の間に変化される。余りに少ない数の光子のために所定のセットのパラメータにより繰り返し誤ったアラームが生じた場合、測定時間/回転数が増加され、将来の動作のために記憶される。そのようにすることで、スキャナは、スーツケースの内容物のローカルなバリエーションを受け入れる。

【0095】

本発明の例示的な実施の形態は、C S C Tスキャナコンソール、画像形成ワークステーション又はP A C Sワークステーションに対するソフトウェアオプションとして販売される場合がある。

【0096】

なお、用語「有する“ comprising ”」は、他のエレメント又はステップを排除するものではなく、単一のプロセッサ又はシステムが請求項で列挙された幾つかの手段又はユニットの機能を実行する場合がある。また、異なる実施の形態に関連して記載されるエレメントが結合される場合がある。

なお、請求項における参照符号は、請求項の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0097】

【図1】本発明の例示的な実施の形態に係るC S C Tスキャナシステムの簡略化された概念図である。

【図2】本発明の例示的な実施の形態に係るエネルギー分解されたC S C Tの幾何学的形状の簡略化された概念図である。

【図3】本発明に係る関心のあるオブジェクトの検査の方法の例示的な実施の形態のフローチャートである。

【図4】本発明に係る方法の例示的な実施の形態を実行するための、本発明に係る画像処理装置の例示的な実施の形態を示す図である。

【図5】本発明に係る関心のあるオブジェクトの検査の方法の別の例示的な実施の形態のフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図6】本発明に係る関心のあるオブジェクトの検査の方法の別の例示的な実施の形態のフローチャートである。

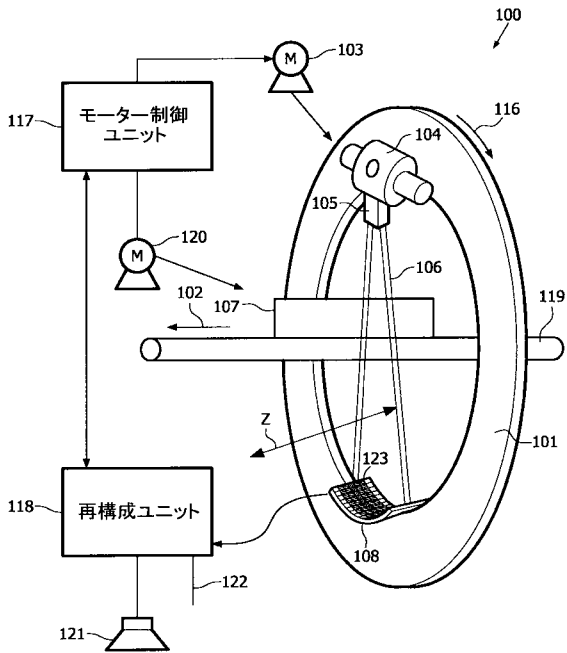
【図7】本発明に係る関心のあるオブジェクトの検査の方法の別の例示的な実施の形態のフローチャートである。

【図8】本発明に係る関心のあるオブジェクトの検査の方法の別の例示的な実施の形態のフローチャートである。

【図9】本発明に係る、投影における測定された減衰に依存する走査時間の判定のためのテーブルの例示的な実施の形態を示す図である。

【図10】本発明に係る、再構成された画像における測定された減衰係数に依存する走査時間の判定のためのテーブルの例示的な実施の形態を示す図である。

【図1】



【図2】

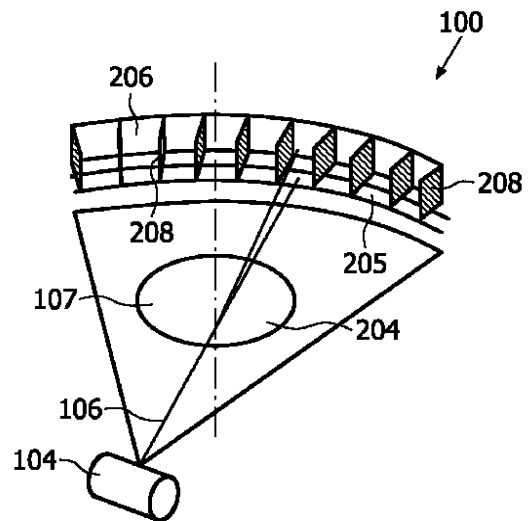


FIG. 2

【 図 3 】

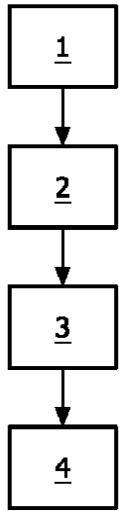


FIG. 3

【 図 4 】

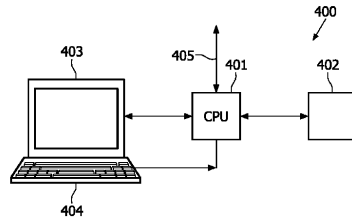


FIG. 4

【 図 5 】

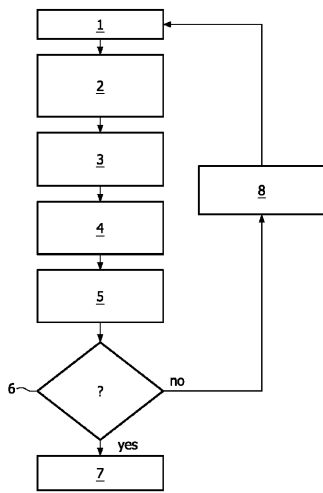


FIG. 5

【 図 6 】

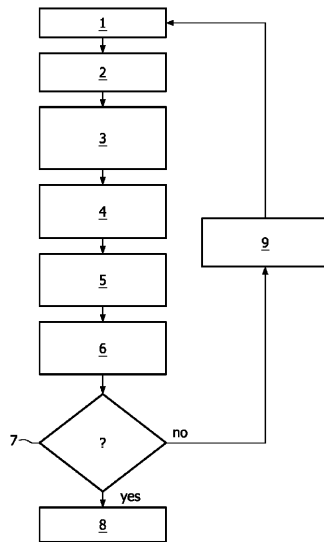


FIG. 6

【 図 7 】

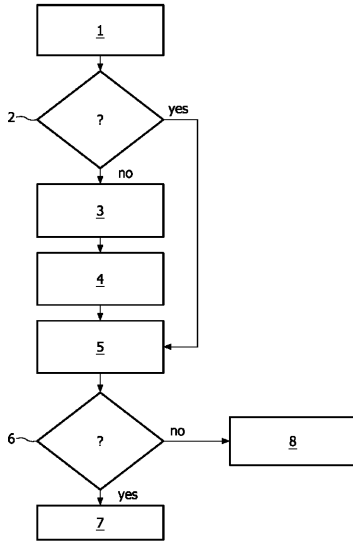


FIG. 7

【 図 8 】

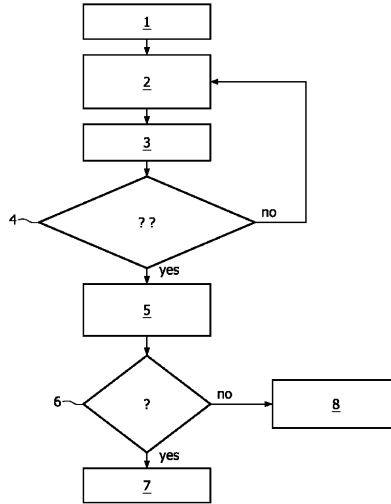


FIG. 8

【 図 9 】

	アラームレベル 「ハイ」	アラームレベル 「ミディアム」	アラームレベル 「ロウ」
投影における最大の減衰 (I/I_0):0.05 投影における平均の減衰 (I/I_0):0.2 ・ (更なる測定) ・	10回転	7回転	5回転
投影における最大の減衰 (I/I_0):0.01 投影における平均の減衰 (I/I_0):0.2 ・ (更なる測定) ・	20回転	14回転	10回転
・ (他の値のエンリ) ・	・	・	・
・	・	・	・
・	・	・	・

【 図 10 】

	アラームレベル 「ハイ」	アラームレベル 「ミディアム」	アラームレベル 「ロウ」
再構成されたCT画像 における最大の減衰 (減衰係数):0.4 再構成されたCT画像 における平均の減衰 (減衰係数):0.2 ・ (更なる測定) ・	10回転	7回転	5回転
再構成されたCT画像 における最大の減衰 (減衰係数):0.8 再構成されたCT画像 における平均の減衰 (減衰係数):0.2 ・ (更なる測定) ・	20回転	14回転	10回転
・ (他の値のエンリ) ・	・	・	・
・	・	・	・
・	・	・	・

【手続補正書】

【提出日】平成20年4月9日(2008.4.9)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

関心のあるオブジェクトを検査するコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置であって、

放射線源の経路に沿って移動し、電磁放射線ビームを関心のあるオブジェクトに放出する放射線源と、

前記関心のあるオブジェクトからの個別に散乱及び透過された放射線データを取得する検出器ユニットと、

第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行する計算ユニットと、

前記取得パラメータは、最適な数の光子が測定され、これにより再構成の品質を維持しつつ露光時間の低減を可能とするように最適化される、
を有するコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置。

【請求項2】

前記第一のデータ取得は、前記検出ユニットを使用して前記放射線源の最初の回転の全部又は一部の間に行われる、

請求項1記載の装置。

【請求項3】

前記取得パラメータは、前記放射線源の束に対応し、

当該装置は、前記取得された放射線データに基づいて前記放射線源の束の出力を変調する、

請求項1記載の装置。

【請求項4】

前記後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、前記第一のデータ取得から得られる投影データの少なくとも1つに基づいて実行される、

請求項1記載の装置。

【請求項5】

前記後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、前記第一のデータ取得から得られる再構成された画像に基づいて実行される、

請求項1記載の装置。

【請求項6】

前記束の出力の変調は、前記関心のあるオブジェクトが最大の吸収をもつ方向から見られたときに最大値に到達するように実行される、

請求項3記載の装置。

【請求項7】

前記計算ユニットは、前記関心のあるオブジェクトの減衰特性の断面画像に基づいて最適な束の出力の変調を計算する、

請求項3記載の装置。

【請求項8】

前記第一のデータ取得は、前記関心のあるオブジェクトのプリスキャンを測定して、プリスキャン投影データを得るプリスキャナを使用して実行され、

前記取得パラメータの最適化は、前記プリスキャンデータに基づく、

請求項1記載の装置。

【請求項 9】

前記プリスキャナは、マルチビュープリスキャナである、
請求項 8 記載の装置。

【請求項 10】

高電圧ジェネレータを更に有し、
前記取得パラメータは、前記高電圧ジェネレータの電圧に対応し、
当該装置は、前記取得された放射線データに基づいて前記電圧を決定し、前記後続する
第二のデータ取得のために最適化された電圧を得る、
請求項 1 記載の装置。

【請求項 11】

前記計算ユニットは、
単一の透過画像に基づいて近似的な平均の減衰を計算し、
前記近似的な平均の減衰に基づいて前記後続する第二のデータ取得のために最適化され
た電圧を計算する、
請求項 10 記載の装置。

【請求項 12】

当該装置は、ファンビームのコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置、コ
ーンビームのコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置又はダイレクト断層撮
影によるコヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置からなるグループのうちの
1つとして構成される、
請求項 1 記載の装置。

【請求項 13】

前記取得パラメータは、前記後続する第二のデータ取得の間にコヒーレントな散乱によ
るコンピュータ断層撮影のスライスが測定される位置に対応する、
請求項 8 記載の装置。

【請求項 14】

荷物検査装置、医療向け装置、物質試験装置及び物質化学分析装置からなるグループの
うちの1つとして構成される、
請求項 1 記載の装置。

【請求項 15】

エネルギー分解によるコヒーレントな散乱のコンピュータ断層撮影装置及び非エネルギー
分解によるコヒーレントな散乱のコンピュータ断層撮影装置からなるグループのうちの
1つとして構成される、
請求項 1 記載の装置。

【請求項 16】

前記取得パラメータは、前記後続する第二のデータ取得の走査時間に対応し、
前記後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、透過された光子束に基づ
いて実行される、
請求項 1 記載の装置。

【請求項 17】

前記走査時間は、単一の回転の走査時間を前記後続する第二のデータ取得のために使用
される回転数で乗じることによって定義される、
請求項 16 記載の装置。

【請求項 18】

前記走査時間は、前もって計算されたスキームに基づいて決定される、
請求項 16 記載の装置。

【請求項 19】

前記取得パラメータは、前記後続する第二のデータ取得の走査時間に対応し、
前記後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化は、散乱の光子束に基づいて
実行される、

請求項 1 記載の装置。

【請求項 2 0】

前記散乱の光子束は、ガントリーの最初の回転の間にモニタされ、前記散乱の光子束から、必要とされる回転数が計算される、

請求項 1 9 記載の装置。

【請求項 2 1】

前記散乱の光子束は、それぞれの投影について記憶され、十分な光子が記録されるまでそれぞれの後続する回転について累積的に加算される、

請求項 1 9 記載の装置。

【請求項 2 2】

コヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置による関心のあるオブジェクトを検査する方法であって、

放射線源により、前記関心のあるオブジェクトに電磁放射線ビームを放出するステップと、

検出器ユニットにより、第一のデータ取得の間に、前記関心のあるオブジェクトからの放射線データを取得するステップと、

計算ユニットにより、前記第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行するステップと、

検出器ユニットにより、第二のデータ取得の間に、個別に散乱及び透過された放射線データを前記関心のあるオブジェクトから取得するステップとを含み、

前記取得パラメータは、最適な数の光子が測定され、これにより再構成の品質を維持しつつ露光時間の低減を可能とするように最適化される、

ことを特徴とする方法。

【請求項 2 3】

コヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置による関心のあるオブジェクトを検査する画像処理装置であって、

第一のデータ取得の間に、前記関心のあるオブジェクトから個別の散乱及び透過された、取得された放射線データを記憶するメモリと、

前記第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて、後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化する計算ユニットとを有し、

前記取得パラメータは、最適な数の光子が測定され、これにより再構成の品質を維持しつつ露光時間の低減を可能とするように最適化される、

ことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2 4】

コヒーレントな散乱によるコンピュータ断層撮影装置により関心のあるオブジェクトを検査するコンピュータプログラムが記憶されるコンピュータ読み取り可能な媒体であって、

、

前記コンピュータは、プロセッサにより実行されたとき、

放射線源により、前記関心のあるオブジェクトに電磁放射線ビームを放出するステップと、

第一のデータ取得の間に、前記関心のあるオブジェクトからの放射線データを取得するステップと、

計算ユニットにより、前記第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行するステップと、

検出器ユニットにより、第二のデータ取得の間に、個別に散乱及び透過された放射線データを前記関心のあるオブジェクトから取得するステップとを実行するために構成され、

前記取得パラメータは、最適な数の光子が測定され、これにより再構成の品質を維持しつつ露光時間の低減を可能とするように最適化される、

ことを特徴とするコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【請求項 2 5】

関心のあるオブジェクトを検査するプログラムであって、
プロセッサにより実行されたとき、
放射線源により、前記関心のあるオブジェクトに電磁放射線ビームを放出するステップ
と、
第一のデータ取得の間に、前記関心のあるオブジェクトからの放射線データを取得する
ステップと、
計算ユニットにより、前記第一のデータ取得の間に取得された放射線データに基づいて
後続する第二のデータ取得の取得パラメータの最適化を実行するステップと、
検出器ユニットにより、第二のデータ取得の間に、個別に散乱及び透過された放射線デ
ータを前記関心のあるオブジェクトから取得するステップとを実行するために構成され、
前記取得パラメータは、最適な数の光子が測定され、これにより再構成の品質を維持し
つつ露光時間の低減を可能とするように最適化される、
ことを特徴とするコンピュータプログラム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		International application No PCT/IB2006/053630
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01V5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01V G01T A61B G01N		
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, WPI Data, INSPEC, COMPENDEX		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2004/074871 A (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]; KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL] 2 September 2004 (2004-09-02) figures page 1, line 6 - line 10 page 7, line 10 - line 22 page 8, line 15 - line 16 page 8, line 32 - page 9, line 9	1, 2, 4, 5, 8, 9, 12-15 3, 6, 7, 10, 11, 16-25
Y	US 5 228 070 A (MATTSON RODNEY A [US]) 13 July 1993 (1993-07-13) column 4, line 58 - column 5, line 16 column 5, line 60 - line 68 -/-	3, 6, 7, 10, 11, 16-21
<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, each combination being obvious to a person skilled in the art. *Z* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the International search 16 April 2007		Date of mailing of the International search report 24/04/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Eberle, Katja

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/053630

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 2005/058242 A1 (PESCHMANN KRISTIAN R [US]) 17 March 2005 (2005-03-17) page 3, paragraph 67	22-25
A	WO 2005/091225 A (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]; KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]) 29 September 2005 (2005-09-29) page 7, line 15 - line 30 figures page 10, line 31 page 18, line 30 - page 19, line 10	1,22-25
A	US 2004/258199 A1 (ELLENBOGEN MICHAEL [US] ET AL) 23 December 2004 (2004-12-23) page 2, paragraphs 20,27 page 3, paragraph 42	1,22-25
A	WO 98/33361 A (ELSCINT LTD [IL]; DAFNI EHUD [IL]) 30 July 1998 (1998-07-30) page 9, line 2 - line 16 page 10, line 30 - page 11, column 7	1,6,7
P,X	DE 10 2005 024892 B3 (YXLON INTERNAT SECURITY GMBH [DE]) 28 September 2006 (2006-09-28) claim 16 page 5, paragraph 28 - paragraph 29 page 5, paragraph 34 - page 6, paragraph 35	1,2,8,9, 12-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2006/053630

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2004074871 A	02-09-2004	CN 1754106 A JP 2006518849 T US 2006083346 A1	29-03-2006 17-08-2006 20-04-2006
US 5228070 A	13-07-1993	NONE	
US 2005058242 A1	17-03-2005	EP 1526392 A2 US 2005104603 A1	27-04-2005 19-05-2005
WO 2005091225 A	29-09-2005	CN 1934590 A	21-03-2007
US 2004258199 A1	23-12-2004	NONE	
WO 9833361 A	30-07-1998	DE 69810271 D1 DE 69810271 T2 EP 0956744 A1 JP 2001509048 T US 6198789 B1	30-01-2003 28-08-2003 17-11-1999 10-07-2001 06-03-2001
DE 102005024892 B3	28-09-2006	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, 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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, 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 シュロムカ, イェンス - ペーター
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス
インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

(72)発明者 ファン シュテーフエンダール, ウード
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス
インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

(72)発明者 トラン, アクセル
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス
インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

(72)発明者 グレヴェル, リューディガー
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス
インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

Fターム(参考) 2G001 AA01 AA09 BA11 BA14 BA30 DA01 DA09 EA03 FA06 GA09
GA11 JA01 JA02 JA04 JA06 JA09 KA01 KA12 LA10 PA11
SA02
4C093 AA22 AA29 BA10 BA18 CA18 EA07 EB17 EB28 FA18 FB12
FE14