

(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2008-519634
(P2008-519634A)

(43) 公表日 平成20年6月12日(2008.6.12)

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03	(2006.01)	A 6 1 B	6/03 3 1 0 A	2 G 0 0 1
G 0 1 N 23/04	(2006.01)	A 6 1 B	6/03 3 5 0 Q	4 C 0 9 3
		G 0 1 N	23/04	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-540763 (P2007-540763)
 (86) (22) 出願日 平成17年11月2日 (2005.11.2)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年5月10日 (2007.5.10)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2005/053565
 (87) 国際公開番号 W02006/051443
 (87) 国際公開日 平成18年5月18日 (2006.5.18)
 (31) 優先権主張番号 0424877.9
 (32) 優先日 平成16年11月11日 (2004.11.11)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

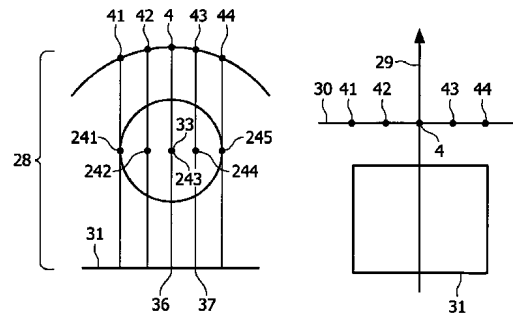
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100135079
 弁理士 宮崎 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 エネルギー分解コンピュータトモグラフィ

(57) 【要約】

コンピュータトモグラフィ手荷物検査または医療アプリケーションにおけるフィルタ後方投影再構成の前に運動量移動の補間をしても、必ずしも画像品質は最高にならず、計算コストも最低にならない。本発明の一実施形態では、エネルギー分解単一列ディテクタの非線形エネルギー・ビニングを提供する。これにより、自動的に、パラレル・ビニングされたディテクタのカーテシアンqサンプリングができる。これにより、フィルタ後方投影再構成の前のq補間を回避でき、空間解像度が高くなり、計算量が減少し、画像品質がよくなる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

関心対象を検査するためのコンピュータトモグラフィ装置であって、
回転面中で回転し、関心対象に電磁放射ビームを照射する回転放射源と、
第 1 のエネルギー区間の第 1 のエネルギーを有する、前記関心対象の第 1 の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出するように構成された第 1 の検出要素と、
第 2 のエネルギー区間の第 2 のエネルギーを有する、前記関心対象の第 2 の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出するように構成された第 2 の検出要素と、
前記第 1 の検出要素は前記回転平面から第 1 の距離に配置され、前記第 2 の検出要素は前記回転平面から第 2 の距離に配置され、前記第 1 の距離は前記第 2 の距離と基本的に同じであり、
前記第 1 のエネルギー区間は前記第 2 のエネルギー区間と異なる装置。

10

【請求項 2】

第 1 の対象点と第 2 の対象点は電磁放射ビームの中央光線と垂直な線上に位置する、請求項 1 に記載のコンピュータトモグラフィ装置。

【請求項 3】

前記第 1 のエネルギー区間は、前記中央光線と、前記放射源から前記第 1 の対象点に放射された光線との間の第 1 のファン角度の所定の関数であり、
前記第 2 のエネルギー区間は、前記中央光線と、前記放射源から前記第 2 の対象点に放射された光線との間の第 2 のファン角度の所定の関数である、請求項 1 に記載のコンピュータトモグラフィ装置。

20

【請求項 4】

データプロセッサをさらに有し、
前記データプロセッサは、
各検出要素のエネルギーの線形サンプリングと、
前記ビームの平行ビーム配置への平行ビーム・リビニングを適用する段階であって、補間されていない各検出要素の検出された放射の運動量移動の等距離サンプリングをする段階とを実行するように構成された請求項 1 に記載のコンピュータトモグラフィ装置。

【請求項 5】

前記第 1 の検出要素と前記第 2 の検出要素は放射ディテクタの一部であり、
前記放射ディテクタは、回転平面から一定の距離にあるフォーカス中心単一列エネルギー分解ディテクタと前記回転平面から一定の距離にある平面単一列エネルギー分解ディテクタとのうちの一方である、請求項 1 に記載のコンピュータトモグラフィ装置。

30

【請求項 6】

前記電磁放射源は多色 X 線源であり、
前記放射源は前記関心対象のまわりのらせん経路に沿って動き、前記ビームはファンビーム配置を有する、請求項 1 に記載のコンピュータトモグラフィ装置。

【請求項 7】

干渉性散乱コンピュータトモグラフィ装置として構成されている、請求項 1 に記載のコンピュータトモグラフィ装置。

40

【請求項 8】

手荷物検査装置、医療アプリケーション装置、材料テスト装置、及び材料科学分析装置よりなる群のうちの 1 つとして構成されている、請求項 1 に記載のコンピュータトモグラフィ装置。

【請求項 9】

放射ディテクタであって、
第 1 のエネルギー区間の第 1 のエネルギーを有する、電磁放射源から放射され、前記関心対象の第 1 の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出するように構成された第 1 の検出要素と、

50

第2のエネルギー区間の第2のエネルギーを有する、電磁放射源から放射され、前記関心対象の第2の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出するように構成された第2の検出要素と、

前記第1の検出要素は前記回転平面から第1の距離に配置され、前記第2の検出要素は前記回転平面から第2の距離に配置され、前記第1の距離は前記第2の距離と基本的に同じであり、

前記第1のエネルギー区間は前記第2のエネルギー区間と異なる放射ディテクタ。

【請求項10】

第1の対象点と第2の対象点は電磁放射ビームの中央光線と垂直な線上に位置する、

前記第1のエネルギー区間は、前記中央光線と、前記放射源から前記第1の対象点に放射された光線との間の第1のファン角度の所定の関数であり、

前記第2のエネルギー区間は、前記中央光線と、前記放射源から前記第2の対象点に放射された光線との間の第2のファン角度の所定の関数である、請求項9に記載の放射ディテクタ。

【請求項11】

各ディテクタ要素のエネルギーの線形サンプリングと、前記ビームをパラレルビーム配置へのパラレルビーム・リビニングにより、補間をしなくても、各検出要素の検出放射の運動量移動の等距離サンプリングとなる、請求項9に記載の放射ディテクタ。

【請求項12】

前記放射ディテクタは、回転平面から一定の距離にあるフォーカス中心単一列エネルギー分解ディテクタと、平面単一列エネルギー分解ディテクタとのうちの一方である、請求項9に記載の放射ディテクタ。

【請求項13】

コンピュータトモグラフィにおける関心対象の検査方法であって、

回転平面内で電磁放射源を回転する段階と、

前記放射源から関心対象に電磁放射ビームを放射する段階と、

第1の検出要素により、第1のエネルギー区間の第1のエネルギーを有する、前記関心対象の第1の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出する段階と、

第2の検出要素により、第2のエネルギー区間の第2のエネルギーを有する、前記関心対象の第2の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出する段階と、

前記第1の検出要素は前記回転平面から第1の距離に配置され、前記第2の検出要素は前記回転平面から第2の距離に配置され、前記第1の距離は前記第2の距離と基本的に同じであり、

前記第1のエネルギー区間は前記第2のエネルギー区間と異なる方法。

【請求項14】

各ディテクタ要素のエネルギーを線形サンプリングする段階と、

前記ビームのパラレルビーム配置へのパラレルビーム・リビニングを適用する段階であって、補間されていない各ディテクタ要素の検出された放射の運動量移動の等距離サンプリングをする段階とをさらに有し、

第1の対象点と第2の対象点は電磁放射ビームの中央光線と垂直な線上に位置し、

前記第1のエネルギー区間は、前記中央光線と、前記放射源から前記第1の対象点に放射された光線との間の第1のファン角度の所定の関数であり、

前記第2のエネルギー区間は、前記中央光線と、前記放射源から前記第2の対象点に放射された光線との間の第2のファン角度の所定の関数である、請求項13に記載の方法。

【請求項15】

コンピュータトモグラフィ装置における関心対象の検査を実行するコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムは、プロセッサにより実行されると、前記プロセッサに以下の動作を実行させるコンピュータプログラム：

回転面中で回転し、関心対象に電磁放射ビームを照射する回転放射源によりデータセットをロードし、前記データセットは、

10

20

30

40

50

第1の検出要素により検出され、第1のエネルギー区間の第1のエネルギーを有する、前記関心対象の第1の対象点から干渉性散乱された電磁放射に対応するデータと、

第2の検出要素により検出され、第2のエネルギー区間の第2のエネルギーを有する、前記関心対象の第2の対象点から干渉性散乱された電磁放射に対応するデータとを有し、

前記第1の検出要素は前記回転平面から第1の距離に配置され、前記第2の検出要素は前記回転平面から第2の距離に配置され、前記第1の距離は前記第2の距離と基本的に同じであり、

前記第1のエネルギー区間は前記第2のエネルギー区間と異なるコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、医療用アプリケーション等におけるコンピュータトモグラフィの分野に関する。特に、本発明は、コンピュータトモグラフィ装置、放射線ディテクタ、コンピュータトモグラフィ装置における関心対象(object of interest)の検査方法、コンピュータトモグラフィ装置における関心対象の検査を実行するコンピュータプログラムに関する。

【0002】

干渉性散乱(CS)コンピュータトモグラフィ(CT)(coherent scatterer computed tomography)は、干渉性散乱X線光子に基づく新しい画像化方法である。干渉性散乱CTシステムは、対象の1つのスライスを照射するX線管と、検出システムとより構成され、両方とも患者またはその他の観測対象の周りを回転する。検出システムは、2次元ディテクタであってオフプレーン(off-plane)の散乱光子を測定するもの、または単一列ディテクタであって主ビームのプレーンから距離Hのところにあるものであって、これらは散乱光子のエネルギー分解測定を行う。測定した投影データから、主放射面の2つの空間次元(x, y)により画成される3次元ボリュームを再構成する。第3の次元は散乱光子の運動量移動qにより数値化される。

【0003】

しかし、フィルタ後方投影再構成(filtered back-projection reconstruction)の前に、運動量移動値qを補間しなければならない。これにより画像品質が低下し、追加的な計算が必要となる。

【0004】

関心対象の改良された検査が望まれている。

【0005】

本発明の一実施形態によると、上記課題は、関心対象を検査するためのコンピュータトモグラフィ装置により解決される。該コンピュータトモグラフィ装置は、回転面中で回転し、関心対象に電磁放射ビームを照射する回転放射源と、第1のエネルギー区間の第1のエネルギーを有する、前記関心対象の第1の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出するように構成された第1の検出要素と、第2のエネルギー区間の第2のエネルギーを有する、前記関心対象の第2の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出するように構成された第2の検出要素と、前記第1の検出要素は前記回転平面から第1の距離に配置され、前記第2の検出要素は前記回転平面から第2の距離に配置され、前記第1の距離は前記第2の距離と基本的に同じであり、前記第1のエネルギー区間は前記第2のエネルギー区間と異なる。

【0006】

言い換えると、放射源の回転平面に平行な線上に位置し、異なるエネルギー範囲に感度を有する第1の検出要素と第2の検出要素とを有するディテクタを提供する。それゆえ、第1の検出要素は、第2の検出要素とエネルギーが異なる散乱光子を検出できる。

【0007】

10

20

30

40

50

有利にも、これにより、手荷物検査やカーテシアンqサンプリングができる医療アプリケーションのためのエネルギー分解干渉性散乱コンピュータトモグラフィ装置が得られる。

【0008】

本発明の他の実施形態によると、第1の対象点と第2の対象点は、電磁放射のビームの中央光線と垂直な線上に配置される。

【0009】

本発明の他の一実施形態によると、前記第1のエネルギー区間は、前記中央光線と、前記放射源から前記第1の対象点に放射された光線との間の第1のファン角度の所定の関数であり、前記第2のエネルギー区間は、前記中央光線と、前記放射源から前記第2の対象点に放射された光線との間の第2のファン角度の所定の関数である。

10

【0010】

有利にも、第1と第2のファン角度の第1と第2のエネルギー区間の依存性は関数により予め決められるので、関心対象の検査が始まる前に、第1と第2の検出要素をそれぞれ第1と第2のエネルギー区間の放射エネルギーに非常に感度よいように構成できる。

【0011】

本発明の他の一実施形態によると、本コンピュータトモグラフィ装置はデータプロセッサをさらに有し、前記データプロセッサは、各検出要素のエネルギーを線形サンプリングし、ビームを平行ビーム配置(parallel-beam geometry)に平行ビーム・リビンギング(rebinning)して、補間をしなくても、各検出要素の検出放射の運動量移動の等距離サンプリングとなる段階を実行するように構成されている。

20

【0012】

このように、有利にも、平行・リビンギングされたディテクタ平面上でqのカーテシアンサンプリングとなる。これにより、再構成ボリューム中の解像度がよくなる。

【0013】

本発明の他の一実施形態によると、前記第1の検出要素と前記第2の検出要素は放射ディテクタの一部であり、前記放射ディテクタは、回転平面から一定の距離にあるフォーカス中心単一列エネルギー分解ディテクタと前記回転平面から一定の距離にある平面単一列エネルギー分解ディテクタとのうちの一方である。

30

【0014】

有利にも、これにより、コンピュータトモグラフィ装置の計算効率が向上する。

【0015】

本発明の他の一実施形態によると、前記電磁放射源は多色X線源であり、前記放射源は前記関心対象のまわりのらせん経路に沿って動き、前記ビームはファンビーム配置を有する。

【0016】

多色X線源の使用は有利である。多色X線は容易に発生でき、光子束が大きいからである。

【0017】

本発明の他の実施形態は、干渉性散乱コンピュータトモグラフィ装置として構成されたコンピュータトモグラフィ装置を提供する。

40

【0018】

本コンピュータトモグラフィ装置は、手荷物検査装置、医療アプリケーション装置、材料テスト装置、及び材料科学分析装置よりなる群のうちの一つとして構成されてもよい。しかし、本発明を応用する最も好ましい分野は、手荷物検査と医療アプリケーションである。本発明により空間解像度が高くなり、計算量が減少し、画像品質が向上するからである。本発明により、一定タイプの材料を自動認識し、必要に応じて、危険物があると警告を発する高品質の自動化システムができる。かかる検査システムは、本発明のコンピュータトモグラフィ装置を使用し、X線源でX線を放射し、そのX線は検査する手荷物を透過

50

、または手荷物で散乱する。それによりエネルギー分解して干渉性散乱された放射を検出できる。

【0019】

本発明は、さらに放射ディテクタにも関する。該放射ディテクタは、第1のエネルギー区間の第1のエネルギーを有する、電磁放射源から放射され、前記関心対象の第1の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出するように構成された第1の検出要素と、第2のエネルギー区間の第2のエネルギーを有する、電磁放射源から放射され、前記関心対象の第2の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出するように構成された第2の検出要素と、第1の検出要素と第2の検出要素は、放射源の回転平面から等距離には位置され、第1のエネルギー区間は第2のエネルギー区間と異なる。

10

【0020】

有利にも、これにより改良された放射ディテクタが提供され、空間解像度が向上し、画像品質がよくなる。

【0021】

本発明の他の一実施形態によると、コンピュータトモグラフィにおける関心対象の検査方法が開示されている。該方法は以下の段階を有する：回転平面内で電磁放射源を回転する段階と、前記放射源から関心対象に電磁放射ビームを放射する段階と、第1の検出要素により、第1のエネルギー区間の第1のエネルギーを有する、前記関心対象の第1の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出する段階と、第2の検出要素により、第2のエネルギー区間の第2のエネルギーを有する、前記関心対象の第2の対象点から干渉性散乱された電磁放射を検出する段階。第1の検出要素は回転平面から第1の距離に配置され、第2の検出要素は回転平面から第2の距離に配置され、第1の距離は基本的に第2の距離と等しく、第1のエネルギー区間は第2のエネルギー区間と異なる。

20

【0022】

本発明は、例えば、プロセッサ（画像プロセッサ等）上で実行されるコンピュータプログラムにも関する。このようなコンピュータプログラムは、例えば、CTスキャナシステムの一部である。本発明の一実施形態によるコンピュータプログラムは、好ましくはデータプロセッサのワーキングメモリにロードされる。このように、データプロセッサは本発明の方法の一実施形態例を実行する。本コンピュータプログラムは、C++等のどの好適なプログラミング言語で記述してもよく、CD-ROM等のコンピュータ読み取り可能媒体に格納してもよい。また、コンピュータプログラムは、ワールドワイドウェブ等のネットワークから入手することもできる。本コンピュータプログラムをネットワークから画像処理ユニットまたはプロセッサ、またはその他の好適なコンピュータにダウンロードしてもよい。

30

【0023】

本発明の一態様は、エネルギー分解単一列ディテクタの非線形エネルギー・ビニングであり、これにより、自動的に、パラレル・ビニングされたディテクタのカーテシアン q サンプリングができる。これにより、フィルタ後方投影再構成の前の q 補間を回避でき、空間解像度が高くなり、計算量が減少し、画像品質がよくなる。

【0024】

本発明の上記その他の態様は、以下に説明する実施形態から明らかとなり、この実施形態を参照して詳しく説明される。

40

【0025】

添付図面を参照して、発明の実施形態例を次に説明する。

【発明を実施するための最良の態様】

【0026】

以下、図1を参照して、エネルギー分解CSCTを実施するコンピュータトモグラフィ装置を説明する。別の図面においても、同様または同一の要素には同じ参照数字を付した。

【0027】

50

この実施形態例を参照して、本発明を医療画像化に応用する場合について説明する。しかし、留意すべきことは、本発明は、医療が増加の分野における応用に限定されず、手荷物等に関する危険物（爆発物等）検出のための手荷物検査や、材料テスト等のその他の産業応用に応用することができることである。

【0028】

図1に示したスキャナはファンビーム（fan-beam）CTスキャナである。図1に示したCTスキャナは、回転軸2の回りに回転可能なガントリ1を有する。ガントリ1はモータ3により駆動される。参照数字4は、X線光源等の放射源を示す。このX線光源は、本発明の一態様では、多色放射ビームを放射する。

【0029】

参照数字5は、放射光源から放射された放射光ビームをコーン形状の放射光ビーム6に形成するアパーチャーシステム（aperture system）を指す。コーン形状の放射光ビーム6を放射した後、そのビームはスリットコリメータ（図1には図示せず）を通して導かれ、主ファンビームを形成して、対象領域にある対象7にあたる。

【0030】

ファンビーム6は、（図1では誇張して示した；その経路で散乱されなければ、実際には検出要素の中心列だけにあたる、）ガントリ1の中心、すなわちCSCTスキャナの検査領域に配置された関心対象7を透過して、ディテクタ8にあたるように方向付けられる。図1から分かるように、ディテクタ8は、放射源4に対向するガントリ1上に配置されて、ディテクタ8の表面はファンビーム6でカバーされる。図1に示したディテクタ8は複数のディテクタ要素を有する。

【0031】

関心対象7をスキャンする際、放射源4、アパーチャーシステム5、及びディテクタ8は、矢印16で示された方向にガントリ1の回りを回転する。放射光源4、アパーチャーシステム5、及びディテクタ8を有するガントリ1の回転のため、モータ3がモータ制御部17に接続されている。そのモータ制御部17は計算部18に接続されている。

【0032】

スキャンの際、放射ディテクタ8は所定の時間間隔でサンプリングされる。放射ディテクタ8から読み出したサンプリング結果は電気信号、すなわち電氣的データであり、以下の説明では投影（projection）と呼ぶ。それゆえ、関心対象のスキャンで得られたデータセットは、複数の投影により構成されている。投影の数は、放射ディテクタ8がサンプリングされる時間間隔に対応する。また、複数の投影を併せてポリュメトリックデータと呼ぶ。さらに、ポリュメトリックデータは心電図データも含み得る。

【0033】

図1では、関心対象はコンベヤベルト19上に配置される。関心対象7のスキャン中、ガントリ1は患者7の回りを回転するが、コンベヤベルト19は関心対象7をガントリ1の回転軸2と平行な方向に沿って並進移動する。これにより、関心対象7はヘリカルスキャンパスに沿ってスキャンされる。コンベヤベルト19は、スキャン中は停止してもよい。コンベヤベルト19を設ける代わりに、例えば、医療への応用では、関心対象7が患者の場合には可動テーブルを使用する。しかし、留意すべきことは、説明する全ての場合において、回転スキャンを実行することが可能である。この場合、回転軸2に平行な方向での並進移動はなく、回転軸2に回りにガントリ1が回転するだけである。

【0034】

ディテクタ8は計算部18に接続されている。計算部18は、検出結果、すなわち、ディテクタ8のディテクタ要素からのリードアウトを受け取り、そのリードアウトに基づいてスキャン結果を決定する。ディテクタ8のディテクタ要素は、関心対象7によりファンビーム6に生じた減衰、またはエネルギーが一定のエネルギーインターバルにある関心対象7の対象点から干渉性散乱されたX線のエネルギーと強さを測定するように構成されている。さらに、計算部18は、ガントリ1の動きをモータ3、20またはコンベヤベルト19と調和させるために、モータ制御部17と通信する。

10

20

30

40

50

【0035】

計算部18は、ディテクタ8のリードアウトから、画像を再構成するように構成されている。計算部18により生成された画像は、インターフェイス22を介してディスプレイ(図1には示さず)に出力される。

【0036】

データプロセッサにより実現される計算部18は、各ディテクタ要素のエネルギーのニアサンプリング(linear sampling)を実行し、パラレルビーム配置(parallel-beam geometry)へのビームのパラレルビーム・リビンギ(parallel-beam rebinnig)を行う。本発明の一態様によると、これにより、補間されていない各ディテクタ要素の検出された放射の運動量移動における等距離サンプリング(equidistant sampling)となる。

10

【0037】

さらに、図1から分かるように、計算部18はラウドスピーカ21に接続され、例えば自動的に警告を発するようになっている。

【0038】

図2は、本発明の一実施形態によるCSCTの取得配置(acquisition geometry)を示す概略図である。図2に示したCSCT配置は、単一ラインのフォーカス中心(focus-centered)ディテクタ23を示す。このディテクタ23は、本発明の一実施形態によるCSCTコンピュータトモグラフィ装置の一部である。この装置において、本発明の一実施形態による方法が実行される。

20

【0039】

主ビーム平面から一定距離27にあるエネルギー分解フォーカス中心単一系列検出システム23を使用する場合、(中心が放射源4と回転中心33の間にある)円弧50上の対象点241、242、243、244、245からの散乱角は、ファン角度の非線形関数として変化する。

【0040】

本発明によると、ファン角度の関数としてエネルギーサンプリング範囲の上下限を調整することにより、この効果を補正することができる。これらの2つの値はディテクタ列の要素毎に異なるが、それらの間のエネルギーは線形にサンプリングできる。その後のパラレルビーム配置へのファンビーム・パラレルビーム・リビンギ(fan-beam to parallel-beam rebinnig)により、ディテクタ平面は長方形となり等距離のq個の列が含まれる。

30

【0041】

この方法により、CSCT再構成の空間的解像度が改善される。1つの補間ステップがディテクタ依存のエネルギー・ビンギ(binnig)により行われるからである。また、計算効率も向上する。再構成の前処理において1つの補間ステップを実行しなくてよいからである。最後に、等距離のq個の列を含む長方形のディテクタ形状により、CSCT再構成の結果の画像品質が、標準的なフィルタ後方投影(standard filtered back-projection)アプローチと比較して、向上する。

【0042】

干渉性散乱コンピュータトモグラフィのフィルタ後方投影再構成の基本的方法は、U. van Stevendaal、J. P. Schlomka、A. Harding、M. Grass著「フィルタ後方投影に基づく干渉性散乱コンピュータトモグラフィの再構成アルゴリズム(A reconstruction algorithm for coherent scatter computed tomography based on filtered back-projection)」(Med. Phys. 30(9)(2003) pp. 2465-2474)に記載されている。この文献はここに参照援用する。

40

【0043】

本発明は、主ビーム30の平面から一定の距離27にある単一系列のディテクタを有する

50

C S C Tシステムを開示している。このシステムは、干渉性散乱のエネルギー分解測定を実行するものである。測定した投影データから、主放射面30の2つの空間次元(x, y)により画成される3次元ボリュームを再構成し、第3の次元は散乱光子の運動量移動qにより数値化される。検出要素36と37を含むエネルギー分解ディテクタ列23の非線形エネルギー・ビニング(bin n i n g)を実行する。これにより、パラレル・リビニングされた(par a l l e l r e b i n n e d)ディテクタ31(図3参照)でカーテシアンqサンプリング(C a r t e s i a n q s a m p l i n g)が行われる。これにより再構成の際のq補間(q i n t e r p o l a t i o n)が回避される。

【0044】

第1の放射光は、放射源4から第1の関心点244に向けて中央光線26と放射源4から点244への光線との間の第1のファン角度で放射され、第1の関心点244において第1の散乱角度で第1の検出要素36に散乱される。さらに、第2の放射光線は、放射源4から第2の対象点245に(第2のファン角度で)放射され、第2の対象点245から第2の検出要素37に向けて干渉性散乱される。

回転平面30から一定の距離27にあるエネルギー分解フォーカス中心単一系列検出システムを使用する場合、対象点244、245からの散乱角度は、(区間[- θ_0 ; + θ_0])にある)それぞれのファン角度により、次式(1)に従って変化する：

【数1】

$$\Theta(\beta) = \arctan\left(\frac{H}{G - S \cos(\beta)}\right), \quad (1)$$

ここで、GとSは、それぞれ放射源からディテクタまで、及び放射源から回転中心33までの距離である。運動量移動qは、次式(2)に従って、散乱角度と光子エネルギーとに関係する：

【数2】

$$q = \frac{E}{hc} \sin\left(\frac{\Theta(\beta)}{2}\right). \quad (2)$$

ここで、Eは光子のエネルギーであり、hとcはそれぞれプランク定数と光速である。

【0045】

q_0 を一定距離Hに対して+/- θ_0 で測定した散乱角度であるとする。 E_{max} と E_{min} を最大エネルギーと最小エネルギーであるとする。これらはエネルギー分解ディテクタ23を用いて検出できる。最大ファン角度 θ_0 において、最大検出可能運動量移動は次式(3)である：

【数3】

$$q_0 = \frac{E_{max}}{hc} \sin\left(\frac{\Theta(\beta_0)}{2}\right), \quad (3)$$

これは、その列のすべてのディテクタ要素の最大検出可能値である。

【0046】

ファン角度が $\theta_c = 0^\circ$ である中央光線では、すべてのディテクタ要素の最小検出可能

10

20

30

40

50

運動量移動は次式 (4) である :

【数 4】

$$q_c = \frac{E_{\min}}{hc} \sin \left(\frac{\Theta(\beta_c)}{2} \right). \quad (4)$$

ファン角度 β が変化するすべての異なるディテクタ要素位置の q において一定のサンプリングを実現するために、 E_{\max} と E_{\min} を次式 (5) 及び (6) に従って β の関数として決めなければならない :

【数 5】

$$E_{\max}(\beta) = \frac{hcq_0}{\sin \left(\frac{\Theta(\beta)}{2} \right)} \quad (5)$$

及び、

【数 6】

$$E_{\min}(\beta) = \frac{hcq_c}{\sin \left(\frac{\Theta(\beta)}{2} \right)}. \quad (6)$$

ディテクタ要素毎の最大及び最小サンプリングエネルギーと、その間のエネルギー範囲の線形サンプリングとを用いて、 q 方向で補間をしなくても、パラレル・リビニングされた (parallel-rebinned) ディテクタ平面上の q におけるカーテシアンサンプリング (Cartesian sampling) をすることができる。これにより、再構成ボリュームの解像度が向上する。

【0047】

平面単一ラインエネルギー分解ディテクタ (planar single-line energy-resolved detector) の場合、散乱角度 θ とファン角度 β の間の関係は、次式 (7) である

【0048】

【数 7】

$$\Theta(\beta) = \arctan \left(\frac{H \cos(\beta)}{G - S \cos^2(\beta)} \right), \quad (7)$$

これは、最小及び最大の測定可能運動量移動とディテクタ要素のエネルギー境界 (式 5、6 参照) の対応する境界との関係に入る。形状が異なる単一ラインディテクタの場合、 q 方向の補間による損失と空間解像度を下げるために、この方法を適用できる。

【0049】

図 3 は、本発明の一実施形態によるファンビーム・パラレルビーム・リビニング (fan-beam to parallel-beam rebinnning) CSCT の取得配置 (acquisition geometry) を示す概略図である。図 3 の左側

の図は、回転軸 29 に沿った断面図であり、右側の図は、回転軸 29 に垂直な方向の断面図である。ディテクタ要素毎のエネルギー・ビンニング (energy binning) を延長した放射源 4、41、42、43、44 により表したが、これらは可変なので、長方形ディテクタ 31 の q 個の列は等距離になる。

【0050】

電磁放射源 4 は平面 30 内で回転し、電磁放射ビームを対象点 241、242、243、244、245 に放射する。これらの対象点は、回転軸 29 と垂直な線上に配置されている。電磁放射は対象点により散乱され、線形ディテクタ 31 の一部である検出要素により検出される。各検出要素のエネルギーを線形サンプリングし、ビームをパラレルビーム配置 (parallel-beam geometry) にパラレルビーム・リビンニング (rebinning) すると、追加的に補間をしなくても、各検出要素の検出放射の運動量移動の等距離サンプリングとなる。

10

【0051】

図 4 は、本発明による方法の一実施形態例を示すフローチャートである。本方法は、ステップ S1 において始まり、投影データセットが取得される。これは、例えば、好適な C S C T スキャナシステムを使用することにより、または記憶装置から投影データを読み出すことにより行われる。その後、ステップ S2 において、第 1 のエネルギー区間内のエネルギーを有する、関心対象の第 1 の対象点から干渉性散乱された電磁放射は、第 1 の検出要素で検出される。同時に、またはその前に、またはその後に、第 2 のエネルギー区間内のエネルギーを有する、関心対象の第 2 の対象点から干渉性散乱された電磁放射が、第 2 の検出要素で検出される。第 1 と第 2 の検出要素は、回転放射源の回転平面と、フォーカス中心単一系列エネルギー分解ディテクタまたは平面単一系列エネルギー分解ディテクタの一方から同じ距離に配置される。第 1 のエネルギー区間は前記第 2 のエネルギー区間と異なる。第 1 と第 2 のエネルギー区分は、それぞれのファン角度に対応し、中央光線と放射源からそれぞれの対象点に放射された光線との間のそれぞれのファン角度の所定の関数により決定される。

20

【0052】

第 1 の対象点と第 2 の対象点は、電磁放射のビームの中央光線と垂直な線上に配置される。

【0053】

されに別のステップでは、各ディテクタ要素のエネルギーを線形サンプリングし、ビームをパラレルビーム配置 (parallel-beam geometry) にパラレルビーム・リビンニング (rebinning) すると、補間をしなくても、各ディテクタ要素の検出された放射の運動量移動 (q) の等距離サンプリングとなる。

30

【0054】

図 5 は、本発明による方法の一実施形態例を実行する、本発明によるデータ処理装置の一実施形態例を示す図である。図 5 に示したデータ処理装置は、関心対象を示す画像を格納するメモリ 152 に接続された中央処理装置 (CPU) または画像プロセッサ 151 を含む。データプロセッサ 151 は、複数の入出力ネットワークまたは診断装置 (C S C T 装置等) に接続されてもよい。データプロセッサは、さらに、データプロセッサ 151 で計算、または受け入れられた情報または画像を表示するコンピュータモニター等の表示装置 154 に接続されている。オペレータまたはユーザは、キーボード 155 及び/またはその他の出力装置 (図 5 には図示せず) を介してデータプロセッサ 151 を操作する。

40

【0055】

さらに、バスシステム 153 を介して、画像処理及び制御プロセッサ 151 を例えば動きモニターに接続することも可能である。この動きモニターは関心対象の動きを監視する。例えば、患者の肺を画像化する場合、動きセンサーは例えば呼気センサーである。心臓を画像化する場合、動きセンサーは心電計である。

【0056】

留意すべきことは、「有する」という用語は他の要素やステップを排除するものではな

50

く、「1つの」という用語は複数の場合を排除するものではないことである。また、請求項に記載されたいくつかの手段の機能を単一のプロセッサまたはシステムが満たすことができることである。また、異なる実施形態に関して説明した要素を組み合わせてもよい。

【0057】

請求項中の参照符号は、その請求項の範囲を限定するものと解釈してはならないことにも留意すべきである。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】本発明によるコンピュータトモグラフィ（CT）スキャナの一実施形態を示す簡略化した概略図である。

【図2】本発明の一実施形態によるCSCTの取得配置（acquisition geometry）を示す概略図である。

【図3】本発明の一実施形態によるファンビーム・パラレルビーム・リビンング（fan-beam to parallel-beam rebinning）CSCTの取得配置（acquisition geometry）を示す概略図である。

【図4】本発明による方法の一実施形態例を示すフローチャートである。

【図5】本発明による方法の一実施形態例を実行する、本発明による画像処理装置の一実施形態例を示す図である。

【図1】

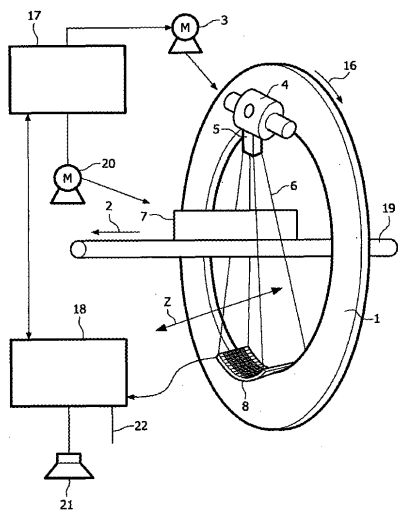


FIG. 1

【図2】

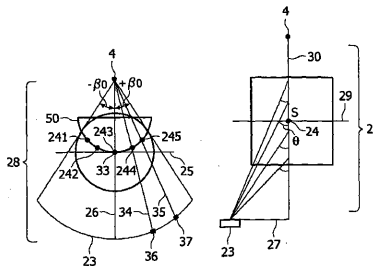


FIG. 2

【図3】

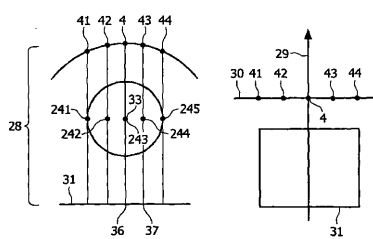


FIG. 3

【 図 4 】

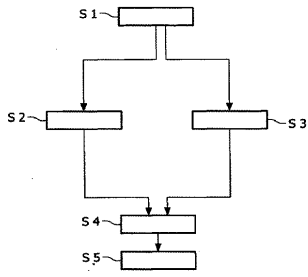


FIG. 4

【 図 5 】

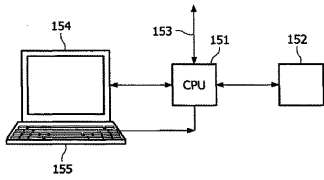


FIG. 5

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		IB2005/053565
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B6/03 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) 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, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X, P	WO 2004/105610 A (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH; KONINKLIJKE PHILIPS EL) 9 December 2004 (2004-12-09) column 6, line 27 - column 9, line 12 page 10, line 32 - page 11, line 1 page 16, lines 8-10 figures 1-3 claim 1	1-14
X	WO 2004/066215 A (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH; KONINKLIJKE PHILIPS EL) 5 August 2004 (2004-08-05) page 3, line 21 - page 4, line 24 page 5, line 12 - page 6, line 3 page 7, lines 17-24 figures 1,4	1-14
----- -/-		
<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. *G* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
21 February 2006		28/02/2006
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 Dhervé, G

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2005/053565

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 062 914 A (QUANTA VISION, INC) 27 December 2000 (2000-12-27) paragraphs '0010!', '0013!', '0019!', '0030!', '0035!; figures 1,2	1-14
A	VAN STEVENDAAL U ET AL: "A reconstruction algorithm for coherent scatter computed tomography based on filtered back-projection" MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, vol. 30, no. 9, September 2003 (2003-09), pages 2465-2474, XP012012232 ISSN: 0094-2405 cited in the application the whole document	1-14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB2005/053565

Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 15
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(vi) PCT - Program for computers
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2005/053565

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2004105610	A	09-12-2004	NONE
WO 2004066215	A	05-08-2004	NONE
EP 1062914	A	27-12-2000	AU 3280499 A 27-09-1999 JP 2002505903 T 26-02-2002 WO 9945843 A1 16-09-1999 RU 2145485 C1 20-02-2000

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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 グラス, ミヒアエル
イギリス国, サリー アールエイチ 1 5 エイチエイ, レッドヒル, クロス・オーク・レーン, フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ内(番地なし)

(72)発明者 ケーラー, トーマス
イギリス国, サリー アールエイチ 1 5 エイチエイ, レッドヒル, クロス・オーク・レーン, フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ内(番地なし)

Fターム(参考) 2G001 AA01 BA11 BA14 CA01 DA01 DA02 DA06 DA07 DA09 GA01
HA08 HA13 HA14 KA01 LA01 LA10 PA11
4C093 AA22 CA02 CA13 EB18 EB28 FA47 FC25 FD01 FE13 FE14
FE15 FE22