

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6316303号
(P6316303)

(45) 発行日 平成30年4月25日(2018.4.25)

(24) 登録日 平成30年4月6日(2018.4.6)

(51) Int. Cl.	F I
GO 1 T 1/24 (2006.01)	GO 1 T 1/24
HO 1 J 35/10 (2006.01)	HO 1 J 35/10 H
GO 1 T 1/17 (2006.01)	GO 1 T 1/17 C
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 3
	A 6 1 B 6/03 3 2 O R

請求項の数 11 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2015-536252 (P2015-536252)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年10月3日 (2013.10.3)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2015-532427 (P2015-532427A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年11月9日 (2015.11.9)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2013/059092		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/057400	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成26年4月17日 (2014.4.17)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成28年9月30日 (2016.9.30)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/712,877		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成24年10月12日 (2012.10.12)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
早期審査対象出願			
前置審査			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線撮像装置及び放射線撮像方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線放射線を検査領域へ投影するX線源と、前記検査領域を通過後のX線放射線を受け、当該受けたX線放射線を検出器信号へ変換する光子計数X線検出器とを有する放射線撮像装置であって、

前記X線源は、

- 電子ビームを放出する陰極、
- 回転するX線陽極であって、複数の半径方向のスリットと、前記半径方向のスリット同士の間における前記回転するX線陽極の表面に設けられる標的層とを有し、電子ビームが衝突したときにX線放射線を放出する回転するX線陽極、並びに、
- 前記X線陽極を回転させる駆動ユニット、

を有し、

前記光子計数X線検出器は、

- 前記X線放射線を受け、かつ、電気信号を出力する直接変換型X線検出ユニット、
- 前記電気信号から前記の受けたX線放射線の光子数を表す前記検出器信号を生成する光子計数ユニット、及び、

前記X線源によってX線放射線が放出されないブランキング期間中に永久出力電流を検知し、前記X線源によってX線放射線が放出される後続の測定期間中に、検知された前記永久出力電流を用いて、前記光子計数ユニットにより生成される検出器信号を補正する永久電流検知及び補正ユニット、

を有し、前記 X 線源によって X 線放射線が放出されないブランキング期間は、前記スリットが前記電子ビームにより照射される期間である、
放射線撮像装置。

【請求項 2】

前記回転する X 線陽極の半径方向のスリットの幅が、ブランキング期間中に、前記永久出力電流が前記永久電流検知及び補正ユニットによって完全に検知されるように構成される、請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】

回転する陽極の半径方向スリットが、 $FS + (R \times \omega \times T)$ の最小スリット幅を有し、
FS は陽極上の焦点スポットサイズであり、
R は回転する陽極上の焦点軌跡の半径であり、
 ω は回転する陽極の角速度であり、かつ、
T は、前記永久電流検知及び補正ユニットによって前記永久出力電流を完全に検知するのに必要な最小時間である、
請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

10

【請求項 4】

R が 5 cm ~ 35 cm の範囲内にあり、
 ω は 200 Hz ~ 2000 Hz の範囲内にあり、かつ、
T は 0.1 μ sec ~ 100 μ sec の範囲内にある、
請求項 3 に記載の放射線撮像装置。

20

【請求項 5】

前記スリットの角度幅が 0.5 mm ~ 3 mm の範囲内にある、請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 6】

前記永久電流検知及び補正ユニットが、
- 前記電気信号を増幅するために前記直接変換型 X 線検出ユニットの出力と前記光子計数ユニットの入力との間で結合される増幅器、並びに、
- 前記の増幅された電気信号を受け、かつ、前記ブランキング期間中に、電気信号を動的に調節して前記永久出力電流を補償するために、前記直接変換型 X 線検出ユニットの出力に結合される補償信号を生成する、サンプルホールドユニット、
を有する、請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

30

【請求項 7】

前記サンプルホールドユニットが、前記の動的に生成された補償信号を利用することによってブランキング期間中に前記電気信号の動的な調節を可能にし、かつ、後続の測定期間中に前記補償信号を一定に保持するスイッチを有する、請求項 6 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 8】

前記スイッチが、前記ブランキング期間と同期してオン/オフの切り換えがなされるブランキング信号によって制御される、請求項 7 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 9】

前記スイッチが、前記光子計数 X 線検出器の測定期間と同期しないブランキング信号によって制御され、
前記測定期間中の X 線源の出力 X 線束を監視することにより得られるデータを利用して、X 線束ブランキングによって生じる X 線束の変動を補正する、
請求項 7 に記載の放射線撮像装置。

40

【請求項 10】

前記スイッチが、前記光子計数 X 線検出器の測定期間と同期され、かつ、2 つの連続する測定期間の間のブランキング信号によって制御される、請求項 7 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 11】

50

放射線撮像方法であって、

- 電子ビームを放出する陰極；回転するX線陽極であって、複数の半径方向のスリットと、前記半径方向のスリット同士の間における前記回転するX線陽極の表面に設けられる標的層とを有し、電子ビームが衝突したときにX線放射線を放出する回転するX線陽極；及び前記X線陽極を回転させる駆動ユニット；を有するX線源を用いることによって、X線放射線を検査領域へ投影する段階、
- 直接変換型X線検出ユニットを用いることによって前記検査領域を通過後のX線放射線を受ける段階、
- 前記直接変換型X線検出ユニットから電気信号を出力する段階、
- 前記電気信号を、受けたX線放射線の光子数を表す検出器信号へ変換する段階、
- 前記X線源によってX線放射線が放出されないブランキング期間中に光子計数ユニットの永久出力電流を検知する段階、及び、
- 前記X線源によってX線放射線が放出される後続の測定期間中に前記の検知された永久出力電流を用いて前記光子計数ユニットによって生成される検出器信号を補正する段階、

10

を有し、前記X線源によってX線放射線が放出されないブランキング期間は、前記スリットが前記電子ビームにより照射される期間である、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、X線放射線を検査領域へ投影するX線源、及び、前記検査領域を通過後のX線放射線を受け、かつ、前記の受けたX線放射線を検出器信号へ変換する光子計数X線検出器を有する放射線撮像装置に関する。さらに本発明は対応する放射線撮像方法に関する。

【背景技術】

【0002】

コンピュータ断層撮像(CT)スキャナは一般的に、静止ガントリーに対して回転可能となるように載置される回転ガントリーを有する。回転ガントリーは、X線管を支持し、かつ、長手軸を中心として検査領域の周りを回転するように構成される。検出器アレイは、検査領域全体にわたってX線管と対向するように設けられる。X線管は、検査領域(及びその中の対象物の一部)を通り抜け、かつ、検出器アレイに照射されるように構成される。検出器アレイは、放射線を検出し、かつ、前記の検出された放射線を示す信号を発生させる検出器画素の1次元又は2次元アレイを有する。各画素は、さらなる処理のために対応する信号を運ぶのに用いられる読み出しチャンネルに関連づけられる。再構成器は被処理信号を再構成する。それにより検査領域を示す体積画像データが生成される。

30

【0003】

スペクトルCTについては、検出器画素は直接変換型検出器画素を有してきた。一般的には直接変換型画素は、陽極と陰極との間に設けられる直接変換型材料(たとえばテルル化カドミウム(CdTe)、テルル化カドミウム亜鉛(CZT)等)を有する。直接変換型材料では、電圧は、陰極と陽極全体にわたって印加される。X線光子は陰極に照射される。それにより直接変換型材料中の電子にエネルギーが移され、電子正孔対が生成される。このとき電子は陽極へ向かってドリフトする。それに応じて陽極は、検出器アレイによって出力される電気信号を生成する。増幅器は電気信号を増幅する。パルス整形器は、増幅された電気信号を処理し、かつ、検出された放射線のエネルギーを示すピーク振幅すなわち高さを有するパルスを生成する。エネルギー弁別器は、パルス高さと1つ以上のエネルギー閾値とを比較する。カウンタは、パルス高さが閾値を超える回数を計数する。エネルギー集計器(energy binner)はエネルギー範囲で計数値をまとめる。それにより検出された放射線がエネルギー分解される。再構成器は、スペクトル再構成アルゴリズムを用いてまとめられた信号を再構成する。

40

【0004】

直接変換型材料 - たとえばCdTe及びCZT - は、X線が照射されるときに低周波数の電気信

50

号を生成しがちである。この結果、検出器画素によって出力される信号のベースラインシフトが起こる。残念なことにベースラインシフトは、整形器によるパルス出力をシフトさせる。その結果、検出された放射線が不正確なエネルギービンで誤ってまとめられてしまう恐れがある。なぜなら弁別器の閾値は静止したままだからである。この低周波数の電気信号には2つの主な成分が存在する。具体的には、暗電流と永久電流である。暗電流は、検出器の材料とバイアス電圧に依存するDC成分で、かつ、通常は取得期間中に変化しない。この成分は単純に、反対符号を持つ同じ大きさの電流を増幅器の入力へ注入する静的バイアス補償によって補正可能である。永久電流(PC)は、(直接変換型材料中での)電子正孔対の正孔の捕獲によって生じる。捕獲された電荷が正のポテンシャルを有するので、電子はバルク材料へ入り込むように注入され、かつ、正孔と再結合するのではなく陽極へ向かうように移動する。その結果として生じるゆっくりと変化する電流は、非常に強く、かつ、光電流(光子によって直接生成される電荷の量)を2桁よりも超える恐れがある。この永久電流は、顕著な信号の劣化を引き起こし、かつ、補正されないままであれば許容できないほどの画像アーティファクトを生成してしまう恐れがある。残念なことに、永久電流は、劇的に変化し、かつ、暗電流のように反対符号の静的信号によって単純に補償され得ない。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許第4531227号明細書

20

【特許文献2】国際公開第2012/077023A2号パンフレット

【特許文献3】国際公開第2012/095710A2号パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、単純で確実に永久電流を補償する放射線撮像装置及び方法を供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の第1態様では、X線放射線を検査領域へ投影するX線源、及び、前記検査領域を通過後のX線放射線を受け、かつ、前記の受けたX線放射線を検出器信号へ変換する光子計数X線検出器を有する放射線撮像装置が与えられる。

30

【0008】

前記X線源は、

- 電子ビームを放出する陰極、
- 多数の半径方向のスリット、及び、電子ビームが衝突したときにX線放射線を放出する、表面上かつ前記半径方向のスリットの間にも供される標的層を有する回転X線陽極、並びに、

- 前記X線陽極を回転させる駆動ユニット、を有する。

40

【0009】

前記光子計数X線検出器は、

- 前記X線放射線を受け、かつ、電気信号を出力する直接変換型X線検出ユニット、
- 前記電気信号から前記の受けたX線放射線の光子数を表す前記検出器信号を生成する光子計数ユニット、及び、
- 前記X線源によってX線放射線が放出されないブランキング期間中に永久出力電流を検知し、かつ、前記X線源によってX線放射線が放出される後続の測定期間中に前記の検知された永久出力電流を用いて検出器信号を補正する永久電流検知及び補正ユニット、を有する。

【0010】

50

- 本発明の他の態様では、放射線撮像方法が与えられる。当該方法は、
- 電子ビームを放出する陰極、多数の半径方向のスリット、及び、電子ビームが衝突したときにX線放射線を放出する、表面上かつ前記半径方向のスリットの間には供される標的層を有する回転X線陽極、並びに、前記X線陽極を回転させる駆動ユニットを有するX線源を用いることによって、X線放射線を検査領域へ投影する段階、
 - 直接変換型X線検出ユニットを用いることによって前記検査領域を通過後のX線放射線を受ける段階、
 - 前記直接変換型X線検出ユニットから電気信号を出力する段階、
 - 前記電気信号を、前記の受けたX線放射線の光子数を表す検出器信号へ変換する段階、
 - 前記X線源によってX線放射線が放出されないブランキング期間中に前記光子計数ユニットの永久出力電流を検知する段階、並びに、
 - 前記X線源によってX線放射線が放出される後続の測定期間中に前記の検知された永久出力電流を用いて前記光子計数ユニットによって生成される検出器信号を補正する段階、を有する。

【0011】

本発明の好適実施例は従属請求項中に規定される。独立請求項に記載された方法は、独立請求項及び従属請求項に記載されたシステムと同様及び/又は同一の好適実施例を有することに留意して欲しい。

【0012】

永久電流を補償するための非常に強力な補正方法は、取得中でのX線ビームをブランキングし、これらの期間中での装置の電流を検知し、かつ、次のブランキング及びPC検知が実行されるまで連続する測定期間のDC補正に得られた結果を利用することを周期的に行うことである。X線ビームを周期的にブランキングするため、スリット陽極が用いられる。CT撮像のための一部の超強力X線管が、陽極の熱機械的応力を緩和するため、回転陽極内に半径方向スリットを有する。係るスリットが前記電子ビームを通過させるといつも、出力X線束は一時的に減少する。係るスリット陽極はたとえば特許文献1に記載されている。

【0013】

本発明によると、スリット陽極（スロット化された陽極とも呼ばれる）を用いた前記X線のブランキングは、光子計数検出器のPC検知期間と一緒にされる。さらに前記光子計数検出器の光子計数ユニットの永久出力電流は、X線放射線が放出されないブランキング期間中に検知される。続いて前記の検知された永久出力電流は、前記X線源によってX線放射線が放出される後続の測定期間中に前記光子計数ユニットによって生成される検出器信号を補正するのに用いられる。これにより、所望の単純かつ有効な方法で永久電流が補償される。

【0014】

前記X線管の陽極は、この目的のために最適化される。ある実施例では、前記回転陽極の半径方向のスリットの幅の構成は、ブランキング期間中に、前記永久出力電流が前記永久電流検知及び補正ユニットによって完全に検知され得るようなものである。さらにある実施例では、前記回転陽極の半径方向スリットは、 $FS + (R \times \omega \times T)$ の最小スリット幅を有する。ここで、FSは前記陽極上の焦点スポットサイズで、Rは前記回転陽極上の焦点軌跡の半径で、 ω は前記回転陽極の角速度で、かつ、Tは、前記永久電流検知及び補正ユニットによって前記永久出力電流を完全に検知するのに必要な最小時間である。ここで好適には、Rは5cm～35cmの範囲内で、 ω は2000～20000Hzの範囲内で、かつ、Tは0.1μsec～100μsecの範囲内で、さらに前記スリットの角度幅は0.5mm～3mmの範囲内である。このようにして、実用的な実装が供される。

【0015】

単純に実装可能な実施例では、前記永久電流検知及び補正ユニットは、前記電気信号を増幅するために前記直接変換型X線検出ユニットの出力と前記光子計数ユニットの入力との間で結合される増幅器、並びに、前記の増幅された電気信号を受け、かつ、電気信号を

10

20

30

40

50

動的に調節することで前記永久出力電流を補償するため、前記ブランキング期間中に前記直接変換型X線検出ユニットの出力と結合される補償信号を生成する、サンプルホールドユニットを有する。前記サンプルホールドユニットは、前記検出ユニットの入力へ補償電流を供する。X線ブランキング中、前記サンプルホールドユニットは、前記PC電流を補償するように前記出力電流を動的に調節する。前記ブランキング期間後、前記補償電流は固定され、かつ、前記後続の測定期間のために一定に保持される。

【0016】

よって前記サンプルホールドユニットは、前記の動的に生成された補償信号を利用することによってブランキング期間中での前記電気信号の動的調節を可能にし、かつ、後続の測定期間中に前記補償信号を一定に保持するスイッチを有することが好ましい。

10

【0017】

前記スイッチを制御する様々な実施例が存在する。一の実施例では、前記スイッチは、前記ブランキング期間と同期してオン/オフの切り換えがなされるブランキング信号によって有利となるように制御される。

【0018】

他の実施例では、前記スイッチは、前記光子計数X線検出器の測定期間と同期しないブランキング信号によって制御される。参照信号は、X線束ブランキングによって生じるX線束の変動を補正するのに用いられる。この実施例は、前記回転陽極と前記測定期間とを同期させることを要しないが、前記X線ブランキングによって生じるX線束の変動を補償する参照測定を必要とする。

20

【0019】

さらに他の実施例では、前記スイッチは、前記光子計数X線検出器の測定期間と同期され、かつ、2つの連続する測定期間の間のブランキング信号によって制御される。この実施例は前記測定期間を一定に保持するという利点を有する。これにより、測定期間のばらつきを補償する必要がなくなる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】提案された放射線撮像装置の第1実施例を示している。

【図2】半径方向のスリットを有する回転X線陽極の上面図を示している。

【図3】提案された永久電流検知及び補正ユニットの実施例を示している。

30

【図4】提案された放射線撮像装置の第2実施例を示している。

【図5】提案された放射線撮像方法の実施例を表すフローチャートを示している。

【発明を実施するための形態】

【0021】

図1は、提案された放射線撮像装置10の第1実施例を示している。放射線撮像装置10は、X線放射線を検査領域30へ投影するX線源20、及び、前記検査領域30を通過した後のX線放射線を受け、かつ、受けたX線放射線を検出器信号へ変換する光子計数X線検出器40を有する。検査領域内には、検査対象物 - たとえば患者 - が設けられて - 当技術分野では一般的に知られているように患者第台の上に横たわって - 良い。

【0022】

40

X線源20は、電子ビーム22を放出する陰極21、及び、回転X線陽極23を有する。前記回転X線陽極23は、多数の半径方向のスリット24、及び、前記電子ビーム22が衝突するときにX線放射線26を放出するため、前記半径方向のスリット24の間であって前記回転X線陽極23の表面上に供された標的層25を有する。たとえばロータとステータ本体を有するモータとして構成される駆動ユニット27が、前記X線陽極23を回転させるために供される。

【0023】

標的材料25の間に複数 - この典型的実施例では4つ - の半径方向スリット24を有する回転X線陽極23の上面図が図2に表されている。係るスリットを有する回転X線陽極は、たとえば特許文献1から当技術分野において一般的に知られている。

【0024】

50

光子計数X線検出器40は、X線放射線を受け、かつ、電気信号を出力する直接変換型X線検出ユニット50、前記電気信号から受けたX線放射線の光子数を表す前記検出器信号を生成する光子計数ユニット60、並びに、前記X線検出ユニット50と前記光子計数ユニット60との間で結合される永久電流検知及び補正ユニット70を有する。

【0025】

直接変換型材料 - たとえばCdTe又はCZT - に基づくX線及び放射線のエネルギー分解検出器は、光子のエネルギーを実効的に測定することができる。直接変換型X線検出ユニット50は、陰極52と陽極のアレイ53との間に設けられた「変換素子」51 - つまり半導体材料の塊 - を有する。(高)電圧が、読み出しユニット54によってこれらの電極に印加される。入射光子Xは多数の電子正孔対を生成する。その後電子が「底」面で陽極画素53のアレイへ向かってドリフトする一方で、正孔は陰極52へ向かってドリフトする。既に荷電キャリアのドリフト中に、容量結合に起因して画素陽極への電流が誘起されることに留意することは重要である。画素陽極中での電流は、後続の評価のために電気信号を出力する読み出しユニット54によって読み出される。係る直接変換型X線検出ユニットは、たとえば特許文献2から当技術分野において一般的に知られている。

10

【0026】

永久電流検知及び補正ユニットは、前記X線源によってX線放射線が放出されないブランキング期間中に直接変換型X線検出ユニット50の永久出力電流を検知し、かつ、前記X線源20によってX線放射線が放出される後続の測定期間中に前記の検知された永久出力電流を用いて前記光子計数ユニット60によって生成される検出器信号を補正する。

20

【0027】

X線管20の陽極23はこの目的のために最適化されることが好ましい。ある実施例では、陽極23は、約8本のスリット及び約200Hzの回転周波数を有する。結果として得られるブランキング周期は、CTスキャナの典型的な積分期間に近い約600 μ secである。スリット幅の特定は、X線束がPCサンプリング電子機器 - 特に永久電流検知及び補正ユニット70 - の要求に適合する期間に完全にブランキングされるように行われることが好ましい。ある実施例では、X線管制御装置(図示されていない)は、電子ビーム22を通過させるスリット24に関連するブランキング間隔を示唆する電気信号を供する。

【0028】

回転陽極23の半径方向スリット24は、 $FS+(R \times \omega \times T)$ の最小スリット幅を有することが好ましい。ここで、FSは前記陽極23上の焦点スポットサイズで、Rは回転陽極23上の焦点軌跡の半径で、 ω は回転陽極23の角速度で、かつ、Tは、前記永久電流検知及び補正ユニットによって前記永久出力電流を完全に検知するのに必要な最小時間である。典型的には、Rは5cm ~ 35cmの範囲内で、 ω は2 \times 50Hz ~ 2 \times 400Hzの範囲内で、かつ、Tは0.1 μ sec ~ 100 μ secの範囲内で、さらに前記スリットの角度幅は0.5mm ~ 3mmの範囲内である。

30

【0029】

図3は提案された永久電流検知及び補正ユニットの実施例を示している。提案された永久電流検知及び補正ユニットは、前記電気信号を増幅するために前記直接変換型X線検出ユニット50の出力と前記光子計数ユニット60の入力との間で結合される増幅器71、並びに、前記の増幅された電気信号を受け、かつ、電気信号を動的に調節することで永久出力電流を補償するため、ブランキング期間中に前記直接変換型X線検出ユニット50の出力と結合される補償信号を生成する、サンプルホールドユニット72を有する。好適には追加のパルス整形器73が、永久電流検知及び補正ユニット70の出力で供される。

40

【0030】

図3に図示された実施例では、サンプルホールドユニット72は、動的に生成された補償信号を利用することによって(たとえば制御装置76から供されるX線ブランキング信号Sによって制御される)ブランキング期間中の電気信号の動的調節を可能にし、かつ、後続の測定期間中に補償信号を一定に保持するスイッチを有する。この目的のため、緩衝用増幅器75がスイッチ74の出力で供される。サンプリング及び保持のフィードバック経路における2つの増幅器は主として、前置増幅器から切り換え及び保持キャパシタを切り離し、

50

かつ、さらには補償電流による保持キャパシタの放電を回避するのに用いられる。

【0031】

よってサンプルホールドユニット72は、光子計数ユニット60の入力へPC補償電流を供する。X線ブランキング中、サンプルホールドユニット72は、PC電流を補償するように出力電流を動的に調節する（スイッチ74は閉じられている）。ブランキング期間後、補償電流は固定され、かつ、前記後続の測定期間のために一定に保持される（スイッチ74は開かれている）。

【0032】

好適実施例では、ブランキング期間は、検出器の取得期間（又は陽極の回転）と同期される。他の好適実施例では、ブランキング期間は、検出器取得期間と非同期であって良い。通常CTスキャナは、各取得期間について管の出力束を監視する参照用検出器を有する。その後取得されたデータは、束のばらつきを補正するのに用いられる。ブランキング期間によって生じる積分束変化を自動的に補償する係る方法は、この実施例において用いられて良い。あるいはその代わりに陽極回転は、取得周波数に対して同期されて良く、また、取得周波数は陽極回転に対して同期されても良い。

【0033】

図4は、コンピュータ断層撮像(CT)スキャナとして実装されている提案された放射線撮像装置100の第2実施例を示している。撮像装置100は、静止ガントリー102及び回転ガントリー104を有する。回転ガントリー104は静止ガントリー102によって支持される。回転ガントリー104はz軸を中心として検査領域106の周りを回転する。放射線源108 - たとえばX線管 - は、z軸を中心として検査領域106の周りを回転ガントリー104と共に回転する。放射線源108は、検査領域106を通り抜ける放射線を放出する。任意の放射線制御装置109は、放射線が検査領域106を通り抜ける第1状態と、放射線が検査領域106を通り抜けない第2状態との間で放射線放出の状態を遷移させる。これは、X線源108を「オン」状態/「オフ」状態にする段階、放射線の経路にフィルタを挿入/放射線の経路からフィルタを除去する段階、X線源108の切り換えグリッドへグリッド電圧を印加することで、X線源108の陰極から陽極への電子の流れを抑制/X線源108の切り換えグリッドへのグリッド電圧を除去することで、X線源108の陰極から陽極への電子の流れを可能にする段階等を有して良い。

【0034】

放射線感受性を有する検出器アレイ110は、放射線源108に対向して検査領域106全体にわたるような角度の弧を構成する。検出器アレイ110は、検査領域106を通り抜ける放射線を検出し、かつ、検出された放射線を示す電気信号（たとえば電圧又は電流）を生成する。図示された検出器アレイ110は、1列以上の光子計数検出器画素111 - たとえば直接変換型結晶又は材料を含む直接変換型検出器画素 - を有する。検出器画素111の各々について、任意の前置増幅器112は電気信号を増幅し、かつ、パルス整形器114は、電気信号又は増幅された信号を受け、かつ、対応する被検出入射放射線のエネルギー準位を示すピーク高さ又は振幅を有するパルスを生成する。

【0035】

永久電流推定器116（永久電流検知及び補正ユニット70に相当する）は、各検出器画素111について、対応する整形器114の出力で永久電流値を推定し、かつ、各検出器画素111について永久電流補償信号を生成する。検出器画素111について、永久電流検知及び補正ユニット116は、対応する前置増幅器112の入力へ戻すように補償信号を供給すなわち注入する。これにより、前置増幅器112の入力での検出器画素111の永久電流は実質的に打ち消される。これは実質的に、検出器画素111の永久電流による検出器画素111の整形器114の出力でのベースラインシフトが実質的に緩和され得る。

【0036】

エネルギー弁別器118は、各検出器画素111について整形器114によるパルス出力のエネルギー弁別を行う。図示されたエネルギー弁別器118は、比較器 $120_1, \dots, 120_N$ の組（ここではまとめて比較器120と呼ばれる）及び所定のエネルギー閾値(TH) $122_1, \dots, 122_N$ の対応する組（ここではまとめてエネルギー閾値122と呼ばれる）を有する。ここでNは1以上の整数

10

20

30

40

50

である。比較器120の各々は、入射パルスの高さと、閾値122のそれぞれのパルス高さとを比較し、かつ、ピーク高さが閾値122を超えるのか否かを示す出力信号を生成する。

【0037】

カウンタ124（光子計数ユニット60に相当する）は、各比較器120で、複数のパルスの各パルスについて、個々の閾値がパルスのピークによって超えられるときに計数する。エネルギー集計器126は、閾値の大きさと入射放射線のエネルギーとの関係に基づいてエネルギー範囲で計数値をまとめる。それにより検出された放射線がエネルギー分解される。再構成器128は、エネルギーでまとめられた信号を再構成する。再構成器128は、スペクトル及び/又は非スペクトル再構成アルゴリズムを用いてエネルギーでまとめられた信号を再構成して良い。

10

【0038】

対象物支持体130 - たとえばカウチ - は検査領域106内で対象物を支持する。対象物支持体130は、走査前、走査中、及び/又は走査後に撮像システム100に対する対象物の位置を垂直方向及び/又は水平方向に設定するのに用いられて良い。汎用コンピュータシステムが、オペレータコンソールの役割を果たし、かつ、出力装置 - たとえばディスプレイ - 、及び、入力装置 - たとえばキーボード、マウス等 - を有する。コンソール132上で常駐するソフトウェアによって、オペレータは、撮像システム100との相互作用及び/又は撮像システム100の操作を行うことが可能となる。係る相互作用は、グリッドの切り換えを行う場合又は行わない場合で撮像プロトコルを選択する段階、走査を初期化する段階等を有して良い。

20

【0039】

永久電流推定器の機能及び永久電流の補償方法についてのさらなる詳細については、基本的に第2実施例にも成り立つ第1実施例の記載を参照して欲しい。

【0040】

図5は、提案された放射線撮像方法の実施例のフローチャートを示している。当該方法は以下の段階を有する。

- 電子ビームを放出する陰極、多数の半径方向のスリット、及び、電子ビームが衝突したときにX線放射線を放出する、表面上かつ前記半径方向のスリットの間には供される標的層を有する回転X線陽極、並びに、前記X線陽極を回転させる駆動ユニットを有するX線源を用いることによって、X線放射線を検査領域へ投影する段階(S10)、
 - 直接変換型X線検出ユニットを用いることによって前記検査領域を通過後のX線放射線を受ける段階(S12)、
 - 前記直接変換型X線検出ユニットから電気信号を出力する段階(S14)、
 - 前記電気信号を、前記の受けたX線放射線の光子数を表す検出器信号へ変換する段階(S16)、
 - 前記X線源によってX線放射線が放出されないブランキング期間中に前記光子計数ユニットの永久出力電流を検知する段階(S18)、並びに、
 - 前記X線源によってX線放射線が放出される後続の測定期間中に前記の検知された永久出力電流を用いて前記光子計数ユニットによって生成される検出器信号を補正する段階(S20)、
- を有する。

30

40

【0041】

上述した放射線撮像装置の実施例及び変化型に対応する、提案された放射線撮像方法のさらなる実施例及び変化型が可能である。

【0042】

まとめると、本発明は、オーミックコンタクトを備えるCZT光子計数検出器での永久電流の動的校正を可能にするCT撮像用にX線束を周期的にパルス照射する単純な装置及び方法を供する。

【0043】

本発明が図面及び前述の詳細な説明において詳細に例示及び説明されたが、係る例示及

50

び説明は例示と解すべきであって、限定と解すべきではない。本発明は開示された実施例に限定されない。開示された実施例に対する他の変化型は、図面、開示、及び請求項を検討することで、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解及び実行されうる。

【 0 0 4 4 】

請求項において、「有する」、「含む」、「備える」は他の構成要素又は段階を排除しない。単一のユニット又は装置は請求項中に記載された複数の構成要素の機能を満たしうる。ある手段が相互に異なる複数の従属請求項に記載されていることは、これらの手段の組み合わせが利点を生むのに用いられ得ないことを意味しない。

【 図 1 】

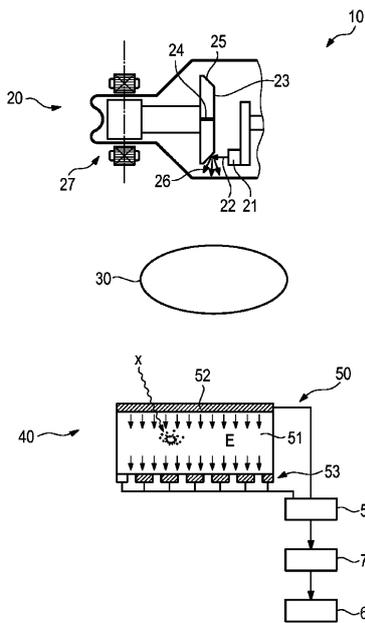


FIG.1

【 図 2 】

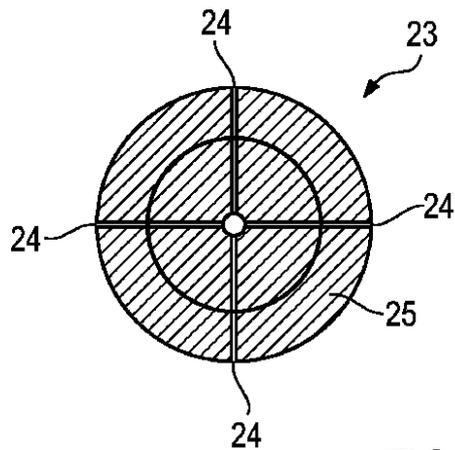


FIG.2

【 図 3 】

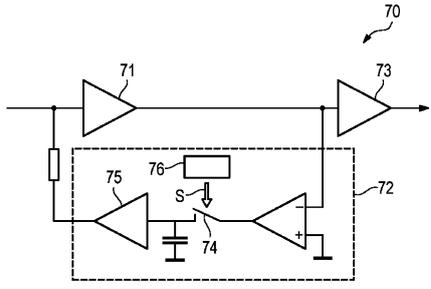
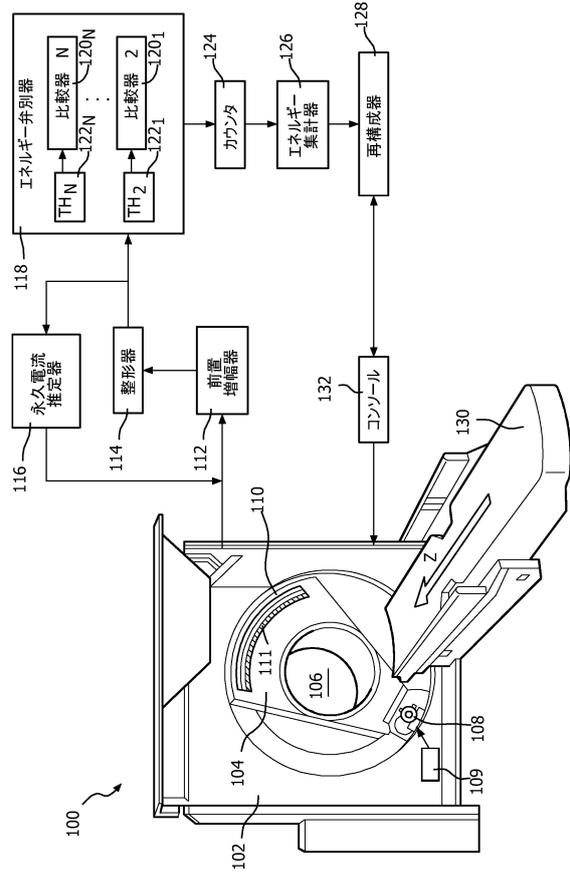


FIG.3

【 図 4 】



【 図 5 】

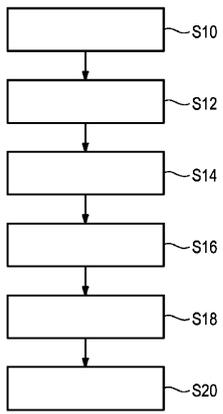


FIG.5

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ブロクサ, ロラント

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス 5

審査官 藤本 加代子

(56)参考文献 国際公開第2012/095710(WO, A1)

特開昭58-005950(JP, A)

特開2006-305228(JP, A)

特表2010-533356(JP, A)

特表2008-523872(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/00 - 1/16

G01T 1/167 - 7/12

H01J 35/00 - 35/32

A61B 6/00 - 6/14