

(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2014-530704  
(P2014-530704A)

(43) 公表日 平成26年11月20日(2014.11.20)

(51) Int.Cl.

**A 6 1 B 6/03 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 6/03 3 5 0 F  
A 6 1 B 6/03 3 7 3

テーマコード(参考)

4 C O 9 3

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2014-536375 (P2014-536375)  
 (86) (22) 出願日 平成24年10月12日 (2012.10.12)  
 (85) 翻訳文提出日 平成26年4月16日 (2014.4.16)  
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2012/055554  
 (87) 國際公開番号 WO2013/057645  
 (87) 國際公開日 平成25年4月25日 (2013.4.25)  
 (31) 優先権主張番号 61/548,749  
 (32) 優先日 平成23年10月19日 (2011.10.19)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 590000248  
 コーニングレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (72) 発明者 ステッドマン ブッカー, ロジャー  
 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・ビ  
 ルディング 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】光子計数検出器

## (57) 【要約】

撮像システム(300)は、直接変換検出器ピクセルを備え、撮像システムの試験領域を横断する放射線を検出して、検出された放射線を示す信号を生成する検出器アレイ(314)と、検出器アレイによって生成される検出された放射線を示す信号、又は異なる既知のエネルギーレベルに対応する異なる既知の高さを有するテストパルスの組を二者択一的に処理して、検出された放射線又はテストパルスの組の処理された結果としてのエネルギーを示す高さを有する出力パルスを生成するよう構成されるパルス整形部(316)と、テストパルスの組の高さ及び所定の固定エネルギー閾値の組に関連してテストパルスの組に対応する出力パルスの高さを解析して、その解析の結果に基づきベースラインを示す閾値調整信号を生成するよう構成される閾値調整部(330)とを有する。

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の直接変換検出器ピクセルを有し、撮像システムの試験領域を横断する放射線を検出し、検出された放射線を示す信号を生成する検出器アレイと、

前記検出器アレイによって生成された前記検出された放射線を示す信号、又は異なる既知のエネルギーレベルに対応する異なる既知の高さを有するテストパルスの組を二者択一的に処理し、処理された前記検出された放射線又は前記テストパルスの組のエネルギーを示す高さを有する出力パルスを生成するよう構成されるパルス整形部と、

前記テストパルスの組の高さ及び所定の固定エネルギー閾値の組に関連して前記テストパルスの組に対応する前記出力パルスの高さを解析し、該解析の結果に基づきベースラインシフトを示す閾値調整信号を生成するよう構成される閾値調整部と

を有する撮像システム。

**【請求項 2】**

前記閾値調整信号は、前記パルス及び前記テストパルスの高さの差に基づき決定される値を含む、

請求項 1 に記載の撮像システム。

**【請求項 3】**

前記閾値調整信号及び関心のある閾値の所定の組に基づき弁別閾値の組を決定する閾値設定部

を更に有する請求項 2 に記載の撮像システム。

**【請求項 4】**

前記閾値調整信号は、前記ベースシフトを補償するよう前記関心のある閾値の所定の組を調整する、

請求項 3 に記載の撮像システム。

**【請求項 5】**

決定された前記弁別閾値の組に基づき前記検出された放射線を示す信号に対応する前記出力パルスをエネルギー弁別するよう構成される弁別部

を更に有する請求項 3 又は 4 に記載の撮像システム。

**【請求項 6】**

前記弁別部は、複数のコンパレータを有し、該コンパレータの夫々は、前記弁別閾値の組の異なる閾値と前記出力パルスの高さとを比較し、前記出力パルスの高さが対応する閾値を超えるかどうかを示す信号を生成する、

請求項 5 に記載の撮像システム。

**【請求項 7】**

前記試験領域を横断する前記放射線を放出するよう構成される放射線源と、

前記放射線源を少なくとも、前記試験領域を横断する放射線放出が中断される状態へ遷移させるよう構成される放射線源制御部と

を更に有し、

前記閾値調整部は、

放射線放出の状態を、前記試験領域を横断する放射線放出が中断される状態へ遷移させる信号を、前記放射線源制御部へ伝える放射線遮断部と、

前記テストパルスの組を生成し、該パルスを、前記試験領域を通る放射線放出が中断される間前記パルス整形部へ投入するパルス生成部と、

前記解析の結果に基づき前記ベースラインシフトを示す前記閾値調整信号を決定する調整決定部と

を有する、

請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項に記載の撮像システム。

**【請求項 8】**

前記調整決定部は、前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テストパルスの高さ、及び前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テストパルスの組に対応する前記

10

20

30

40

50

出力パルスの高さが略同じとなるまで、1又はそれ以上の固定エネルギーインクリメントを前記テストパルスの組に繰り返し加える、

請求項7に記載の撮像システム。

**【請求項9】**

前記調整決定部は、前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テストパルスの高さ、及び前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テストパルスの組に対応する前記出力パルスの高さが略同じとなるまで、前記テストパルスの組に対応する前記出力パルスから1又はそれ以上の固定エネルギーインクリメントを繰り返し減じる、

請求項7に記載の撮像システム。

**【請求項10】**

前記閾値調整信号は、前記テストパルスの高さ及び該テストパルスの組に対応する前記出力パルスの高さを前記所定の固定エネルギー閾値の組に対して略同じとするのに使用されるインクリメントの数に基づき決定される、

請求項8又は9に記載の撮像システム。

**【請求項11】**

入力パルスのうちの少なくとも2つが異なる高さを有し且つ該入力パルスの高さが既知のエネルギーレベルに対応する一連のテスト入力パルスを処理することに応答して、撮像システムのパルス整形部の出力においてベースラインシフトを決定するステップと、

前記ベースラインシフトを示す信号を生成するステップと、

前記信号と、関心のある所定のパルスエネルギー弁別閾値の組とに基づき、ベースラインシフトを調整されたエネルギー弁別閾値の組を生成するステップと  
を有する方法。

**【請求項12】**

前記ベースラインシフトを決定する前に、

スキヤンデータが収集されるデータ取得フレームの第1のサブ部分の後に起こる前記データ取得フレームの第2のサブ部分の間に直接変換検出器アレイによるデータ収集を中断するステップと、

前記第2のサブ部分の間に前記一連のテスト入力パルスを前記パルス整形部に投入するステップと、

前記一連のテスト入力パルスに対応する前記パルス整形部の出力の高さ、前記一連のテスト入力パルスの高さ、及び関心のある固定閾値の組に基づき前記信号を生成するステップと  
を更に有し、

前記パルス整形部の出力の高さと前記一連のテスト入力パルスの高さとの間の差は前記ベースラインシフトに対応する、

請求項11に記載の方法。

**【請求項13】**

所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記一連のテスト入力パルスの高さが前記所定の固定エネルギー閾値の組に対に対する前記一連のテスト入力パルスに対応する前記パルス整形部の出力の高さと略等しくなるまで、前記一連のテスト入力パルスの高さを1又はそれ以上の固定エネルギーインクリメントによって繰り返し増大させるステップ  
を更に有する請求項12に記載の方法。

**【請求項14】**

所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記一連のテスト入力パルスの高さが前記所定の固定エネルギー閾値の組に対に対する前記一連のテスト入力パルスに対応する前記パルス整形部の出力の高さと略等しくなるまで、前記一連のテスト入力パルスに対応する前記パルス整形部の出力の高さを1又はそれ以上の固定エネルギーインクリメントによって繰り返し低減させるステップ  
を更に有する請求項12に記載の方法。

**【請求項15】**

10

20

30

40

50

前記信号は、前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テスト入力パルスの高さ及び前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テスト入力パルスの組に対応する前記パルス整形部の出力の高さを略等しくするのに使用されるインクリメントの数に基づき決定される。

請求項 1 3 又は 1 4 に記載の方法。

**【請求項 1 6】**

複数の直接変換検出器ピクセルを有し、撮像システムの試験領域を横断する放射線を検出し、検出された放射線を示す信号を生成する検出器アレイと、

前記信号を処理し、処理された前記放射線のエネルギーを示す高さを有するパルスを生成するよう構成されるパルス整形部と、

コンパレータを備え、エネルギー閾値の組に基づき前記パルスをエネルギー弁別し、前記エネルギー閾値の組の各エネルギー閾値について、前記パルスの高さが当該エネルギー閾値を超えるかどうかを示す信号を生成するよう構成される弁別部と、

前記弁別部によって出力された信号を処理し、各エネルギー閾値について、該信号が、前記パルスの高さが当該エネルギー閾値を超えることを示す場合をカウントするカウンタと、

既知のエネルギーレベルに対応する高さを有する入力較正電気パルスと較正閾値の組との間の関係を定めるエネルギー閾値較正データを、前記入力較正電気パルスを前記パルス整形部に投入し、1 又はそれ以上のデータ取得フレームについて 1 又はそれ以上の回数前記較正閾値の夫々を閾値の対応する所定の範囲に対してインクリメント又はデクリメントし、前記較正閾値をインクリメント又はデクリメントするトリガとして 1 又はそれ以上のデータ取得フレームの完了を用いて閾値の夫々の変化について各閾値の対応するカウント値を解析することによって、生成する閾値較正部と、

入来する放射線のエネルギーと閾レベルとの間の関係、前記エネルギー閾値の組及び前記較正データに基づき、処理された信号に対応するカウントをエネルギー範囲に置いて、前記検出された放射線をエネルギー分解するエネルギービナーと

を有する撮像システム。

**【請求項 1 7】**

前記閾値較正部は、

各データ取得フレームの後にインクリメント又はデクリメントするよう構成されるスキャンカウンタと、

データ取得フレーム後の前記スキャンカウンタの現在値に基づき次のデータ取得フレームのために前記較正閾値の組を生成する閾値生成部と

を有する、

請求項 1 6 に記載の撮像システム。

**【請求項 1 8】**

同じ較正閾値が、データ取得フレームのための前記較正閾値の組における閾値の全てについて用いられる、

請求項 1 7 に記載の撮像システム。

**【請求項 1 9】**

前記閾値較正部は、

前記コンパレータの夫々のための異なる固定エネルギーレベル値と、

加算器と

を更に有し、

閾値生成部は、前記加算器を介してスキャンカウンタの現在値を前記コンパレータの夫々のための異なる固定エネルギーレベル値に加えて、各閾値が異なる値を有する較正閾値の組を生成することによって、次のデータ取得フレームのための前記較正閾値の組を生成する、

請求項 1 6 に記載の撮像システム。

**【請求項 2 0】**

閾値のための前記異なる固定エネルギーレベル値は、当該閾値のための関心のある所定の

10

20

30

40

50

エネルギー閾値レベルに対応する、

請求項 1 9 に記載の撮像システム。

**【請求項 2 1】**

閾値のための前記異なる固定エネルギー閾値値は、当該閾値のための関心のあるオフセットに対応する、

請求項 1 9 に記載の撮像システム。

**【請求項 2 2】**

前記閾値較正部は、

所定数のデータ取得フレームの後にトリガ信号を生成し、該トリガ信号を前記スキャンカウンタへ伝えるフレームカウンタ

10

を更に有し、

前記スキャンカウンタは、前記トリガ信号の受信に応答してインクリメント又はデクリメントし、前記閾値生成部は、各データ取得フレーム後の前記スキャンカウンタの現在値に基づき次のデータ取得フレームのために前記較正閾値の組を決定する、

請求項 1 9 乃至 2 1 のうちいずれか一項に記載の撮像システム。

**【請求項 2 3】**

夫々が既知のエネルギー閾値レベルに対応し且つ異なる高さを有する較正電気パルスの組を生成するステップと、

前記較正電気パルスの組を夫々エネルギー弁別部のコンパレータの入力部に投入するステップと、

各組が前記コンパレータの夫々のための閾値を有する複数のデータ取得フレームの夫々のための較正閾値の組を、少なくとも 1 つのデータ取得フレームの完了に基づきインクリメント又はデクリメントするスキャンカウンタの現在値に基づき生成するステップと、

夫々のデータ取得フレームについて夫々のコンパレータのための夫々のエネルギー閾値を用いてデータ取得フレーム毎に前記投入されるパルスの夫々をエネルギー弁別するステップと、

前記較正電気パルスの夫々と前記較正閾値の夫々との間の関係に基づき前記閾値の夫々についてエネルギー閾値較正データを生成するステップと

を有する方法。

**【請求項 2 4】**

前記スキャンカウンタはデータ取得フレーム毎にインクリメント又はデクリメントされる、

請求項 2 4 に記載の方法。

**【請求項 2 5】**

前記スキャンカウンタは、所定数のデータ取得フレーム後にインクリメント又はデクリメントされる、

請求項 2 4 に記載の方法。

**【請求項 2 6】**

前記エネルギー閾値較正データを生成するよう前記スキャンカウンタの現在値に所定の固定値を加えるステップ

40

を更に有する請求項 2 5 又は 2 6 に記載の方法。

**【請求項 2 7】**

前記固定値はコンパレータ毎に同じである、

請求項 2 7 に記載の方法。

**【請求項 2 8】**

前記固定値は少なくとも 2 つのコンパレータについて異なる、

請求項 2 7 に記載の方法。

**【請求項 2 9】**

撮像システムの光子計数検出器アレイの各ピクセルについて前記較正データを決定するステップ

50

を更に有する請求項 23 乃至 28 のうちいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 30】**

少なくとも対象又は検体のスキャンの前に前記較正データを自動的に決定するステップを更に有する請求項 23 乃至 29 のうちいずれか一項に記載の方法。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

**【0001】**

以下は概して、光子計数検出器に関し、特にコンピュータ断層撮影(CT)への適用について記載される。なお、以下は、他の撮像モダリティにも適している。

**【背景技術】**

**【0002】**

コンピュータ断層撮影(Computed Tomography: 以下、CT)スキャナは、一般的に、固定ガントリに回転可能に取り付けられた回転ガントリを備える。回転ガントリはX線管を支持し、長手軸に関して試験領域の周囲を回転するよう構成されている。試験領域を挟んでX線管の向かいには検出器アレイが設置されている。X線管は、試験領域(及びその中の対象又は検体の部分)を横断して検出器アレイを照射する多エネルギー電離性放射線を放出するよう構成される。検出器アレイは、放射線を検出してその検出された放射線を示す信号を生成する検出器ピクセルの1又は2次元のアレイを備える。各ピクセルは、更なる処理のために対応する信号を伝えるのに使用される読出チャネルに連付けられる。再構成部は、処理された信号を再構成して、試験領域を示す体積画像データを生成する。

**【0003】**

スペクトルCTに関し、検出器ピクセルは直接変換検出器ピクセルを備えている。一般的に、直接変換ピクセルは、陰極と陽極との間に配置された直接変換材料を有し、陰極と陽極の間には電圧が印加される。光子は陰極を照射して、電子/空孔対を形成する直接変換材料内の電子にエネルギーを運び、電子が陽極の方へ押し流される。陽極は、これに応答して、検出器アレイによって出力される電気信号を生成する。パルス整形部は電気信号を処理し、検出された放射線のエネルギーを示す振幅ピーク又は高さを有するパルスを生成する。エネルギー弁別部は、パルスの高さを1以上のエネルギー閾値と比較する。各閾値について、カウンタは、パルスの高さが閾値をまたぐ回数をカウントする。エネルギービナーはカウントをエネルギー範囲に置いて、検出された放射線をエネルギー分解する。再構成部は、スペクトル再構成アルゴリズムを用いて、エネルギー範囲に分けられた信号を再構成する。

**【0004】**

一般的に、直接変換材料は、X線を照射される場合にベースラインシフトを示すことができる。結果として、整形部によって出力されるパルスは上に(又は、読出チャネルのトポロジに依存して、下に)シフトされ、パルスの相対高さを増大させる。このベースラインシフトは、DC成分として近似可能な低周波成分を含んでいる。あいにく、ベースラインシフトは、検出された放射線を誤ったエネルギーBINに誤って置くことにつながる可能性がある。この例が図1及び図2に関連して示されている。これらの図において、y軸102は振幅を表し、x軸104は時間を表し、エネルギー閾値106<sub>1</sub>、106<sub>2</sub>、106<sub>3</sub>、...、106<sub>K</sub>(ただし、Kは1以上の整数である。)は弁別部の閾値を表し、パルス108は整形部によって生成され且つピーク110を有するパルスである。図1は、ベースラインシフトがないパルス108を示す。この場合に、振幅ピーク110は閾値106<sub>1</sub>と106<sub>2</sub>との間にあり。図2は、ベースラインシフト202の存在下のパルス108を示す。この場合に、ベースラインシフト202はパルスを上にシフトし、このときピーク110は誤って閾値106<sub>3</sub>と106<sub>K</sub>との間にあり、弁別部は、パルス108の実際のエネルギーよりも高いエネルギーを不当に示す出力を出力するであろう。

**【0005】**

更に、光子計数に基づくスペクトルCTにおいては、多くの較正ステップが、エネルギー弁別のための正確なエネルギー閾値を確かにするために必要とされる。そのような較正ステップの基本部分はいわゆる“閾値スキャン”を実行することであり、該“閾値スキャン”

10

20

30

40

50

において、弁別部の各コンパレータの閾値レベルは、閾値位置と対応する等価入力エネルギーとの間の関係を見つけるために、既知のエネルギーを有する固定入力電気パルスについてインクリメンタルに増大又は低減される。通常的な使用のために、そのような閾値スキャンは非常に高速である必要がある。一般的に、閾値スキャンは、全ての検出器ピクセルについて全コンパレータをスイープし、夫々の別個の閾値位置で検出されたカウント数を読み出すことを必要とする。これは、各位置について全てのコンパレータをセットアップするよう検出器コントローラに求めるので、多大な時間を必要としうる。一例として、 $4 \times 16$  のピクセル、4つのエネルギー閾値、及び 512 の閾値レベルを有する検出器によれば、これは、 $4 \times 4 \times 16 \times 512$  回、すなわち、131,072 回閾値レジスタにアクセスすることを意味する。残念ながら、閾値スキャンを実行するのに必要とされる時間は受け入れられないことがあり、特に、システム較正を実行する場合にそのようである。

10

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0006】

本願記載される態様は、上記の問題及び他に対処する。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0007】

一態様において、撮像システムは、複数の直接変換検出器ピクセルを備え、当該撮像システムの試験領域を横断する放射線を検出し、検出された放射線を示す信号を生成する検出器アレイを有する。当該撮像システムは、前記検出器アレイによって生成された前記検出された放射線を示す信号、又は異なる既知のエネルギーレベルに対応する異なる既知の高さを有するテストパルスの組を二者択一的に処理し、処理された前記検出された放射線又は前記テストパルスの組のエネルギーを示す高さを有する出力パルスを生成するよう構成されるパルス整形部を更に有する。当該撮像システムは、前記テストパルスの組の高さ及び所定の固定エネルギー閾値の組に関連して前記テストパルスの組に対応する前記出力パルスの高さを解析し、該解析の結果に基づきベースラインシフトを示す閾値調整信号を生成するよう構成される閾値調整部を更に有する。

20

#### 【0008】

他の態様において、方法は、一連のテスト入力パルスを処理することに応答して、撮像システムのパルス整形部の出力においてベースラインシフトを決定するステップを有し、前記入力パルスのうちの少なくとも2つは異なる高さを有し、前記入力パルスの高さは既知のエネルギーレベルに対応する。当該方法は、前記ベースラインシフトを示す信号を生成するステップを更に有する。当該方法は、前記信号と、関心のある所定のパルスエネルギー弁別閾値の組に基づき、ベースラインシフトを調整されたエネルギー弁別閾値の組を生成するステップを更に有する。

30

#### 【0009】

他の態様において、撮像システムは、複数の直接変換検出器ピクセルを備え、当該撮像システムの試験領域を横断する放射線を検出し、検出された放射線を示す信号を生成する検出器アレイを有する。当該撮像システムは、前記信号を処理し、処理された前記放射線のエネルギーを示す高さを有するパルスを生成するよう構成されるパルス整形部を更に有する。当該撮像システムは、コンパレータを備え、エネルギー閾値の組に基づき前記パルスをエネルギー弁別し、前記エネルギー閾値の組の各エネルギー閾値について、前記パルスの高さが当該エネルギー閾値を超えるかどうかを示す信号を生成するよう構成される弁別部を更に有する。当該撮像システムは、前記弁別部によって出力された信号を処理し、各エネルギー閾値について、該信号が、前記パルスの高さが当該エネルギー閾値を超えることを示す場合をカウントするカウンタを更に有する。当該撮像システムは、既知のエネルギーレベルに対応する高さを有する入力較正電気パルスと較正閾値の組との間の関係を定めるエネルギー閾値較正データを、前記入力較正電気パルスを前記パルス整形部に投入し、1又はそれ以上のデータ取得フレームについて1又はそれ以上の回数前記較正閾値の夫々を閾値の対応する所定の範囲に対してインクリメント又はデクリメントし、前記較正閾値をインクリメント

40

50

又はデクリメントするトリガとして1又はそれ以上のデータ取得フレームの完了を用いて閾値の夫々の変化について各閾値の対応するカウント値を解析することによって、生成する閾値較正部を更に有する。当該撮像システムは、入来する放射線のエネルギーと閾レベルとの間の関係、前記エネルギー閾値の組及び前記較正データに基づき、処理された信号に対応するカウントをエネルギー範囲に置いて、前記検出された放射線をエネルギー分解するエネルギービナーを更に有する。

#### 【0010】

他の態様において、方法は、夫々が既知のエネルギーレベルに対応し且つ異なる高さを有する較正電気パルスの組を生成するステップを有する。当該方法は、前記較正電気パルスの組を、それらがエネルギー弁別部のコンパレータの入力部で受け取られるように投入するステップを更に有する。当該方法は、各組が前記コンパレータの夫々のための閾値を有する複数のデータ取得フレームの夫々のための較正閾値の組を生成するステップを更に有し、該較正閾値の組は、少なくとも1つのデータ取得フレームの完了に基づきインクリメント又はデクリメントするスキャンカウンタの現在値に基づき生成される。当該方法は、夫々のデータ取得フレームについて夫々のコンパレータのための夫々のエネルギー閾値を用いてデータ取得フレーム毎に前記投入されるパルスの夫々をエネルギー弁別するステップを更に有する。当該方法は、前記較正電気パルスの夫々と前記較正閾値の夫々との間の関係に基づき前記閾値の夫々についてエネルギー閾値較正データを生成するステップを更に有する。

10

#### 【0011】

本発明は、様々な構成要素及び構成要素の配置において、並びに様々なステップ及びステップの配置において具体化してよい。図面は単に、望ましい実施形態を例示するためのものであり、本発明を制限すると解釈されるべきではない。

20

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0012】

【図1】複数の固定エネルギー閾値とともに、直接変換検出部の直接変換材料からのベースラインシフト場合にパルス整形部によって生成されるパルスを表す。

30

【図2】複数の固定エネルギー閾値とともに、直接変換検出部の直接変換材料からのベースラインシフトの存在下でパルス整形部によって生成されるパルスを表す。

【図3】閾値調整部及び/又は閾値較正部を備える撮像システムの例を図式化して示す。

【図4】閾値調整部の例を図式化して示す。

【図5】所定の固定エネルギー閾値の組とともに、所与のエネルギーに対応する異なる既知の高さを有するテストパルスの組を表す。

【図6】図5の所定の固定エネルギー閾値の組とともに、ベースラインによってシフトされた、テストパルスの組に対応するパルス整形部によって生成されるパルスを表す。

【図7】少なくとも閾値生成部を備える閾値較正部の例を図式化して示す。

【図8】閾値生成部の変形例を図式化して示す。

【図9】閾値生成部の変形例を図式化して示す。

【図10】閾値生成部の変形例を図式化して示す。

40

【図11】閾値生成部の変形例を図式化して示す。

【図12】閾値生成部の変形例を図式化して示す。

【図13】パルス整形部によって出力されるパルスにおける直接変換材料によるベースラインシフトの導入を軽減する方法を表す。

【図14】光子計数検出器とともに使用される閾値較正方法を表す。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0013】

最初に図3を参照すると、CTスキャナのような撮像システム300が図式化して示されている。

#### 【0014】

撮像システム300は、固定ガントリ302と、固定ガントリによって回転可能に支持

50

される回転ガントリ 304 とを備える。回転ガントリ 304 は、長手軸又は z 軸 308 に関する試験領域 306 の周囲を回転する。

#### 【0015】

長いすのような対象支持体 309 は、試験領域 306 にある対象又は検体を支持する。対象支持体 309 は、スキャニングの前、最中、及び／又は後に撮像システム 300 に対して検体又は対象を垂直及び／又は水平に位置づけるために使用され得る。

#### 【0016】

X 線管のような放射線源 310 は回転ガントリ 304 によって支持され、長手軸又は z 軸 308 に関する試験領域 306 の周囲を回転ガントリ 304 とともに回転する。放射線源 310 は、試験領域 306 を横断する、概して扇、くさび、又は円錐形状の放射線ビームを生成するようコリメータ又は同様のものによって平行にされる多エネルギー電離性放射線を放出する。

10

#### 【0017】

放射線源コントローラ 312 は、放射線放出状態を、放射線源 310 が試験領域 306 を横断する放射線を放出する状態と、放射線源 310 が試験領域 306 を横断する放射線を放出しない状態との間で遷移させる。これは、放射線源 310 を“オン”／“オフ”すること、放射線の経路においてフィルタを挿入／除去すること、放射線源 310 のスイッチンググリッドに対してグリッド電圧を印加／解除して電子が放射線源 310 の陰極から陽極へ流れることを阻止／許可すること、等を伴ってよい。

20

#### 【0018】

検出器アレイ 314 は、放射線源 310 に対して試験領域 306 の反対側に円弧を定める。例示される検出器アレイ 314 は、テルル化カドミウム (CdTe)、テルル化カドミウム亜鉛 (CZT)、及び／又は他の直接変換物質のような直接変換材料を有する直接変換検出器ピクセルのような光子計数検出器ピクセルの 1 又は 2 次元アレイを有する。検出器アレイ 314 は、試験領域 306 を横断する放射線を検出し、その検出された放射線を示す信号を生成する。

20

#### 【0019】

パルス整形部 316 は、検出器アレイ 314 によって生成された信号を受信し、対応する入射検出放射線のエネルギーを示す高さ又は振幅ピークを有するパルス（例えば、電圧又は電流パルス）を生成する。任意に、前置増幅器が、パルスを生成するパルス整形部 316 の前に、信号を増幅するために用いられ得る。

30

#### 【0020】

弁別部 318 は、所定のエネルギー閾値  $322_1$ 、 $322_2$ 、…、 $322_N$ （ここでは集合的に閾値  $322$  と呼ばれる。）に基づきパルスをエネルギー弁別する。ただし、N は 1 以上の整数である。エネルギー閾値  $322$  は異なるエネルギーレベルに対応する。例示される弁別部 318 は、整形部 316 からのパルスの高さを夫々閾値  $322$  と比較するコンパレータ  $320_1$ 、 $320_2$ 、…、 $320_N$ （ここでは集合的にコンパレータ  $320$  と呼ばれる。）を備える。閾値  $323$  は、閾値  $322$  として使用される所定の閾値を有する。弁別部 318 は、閾値  $322$  のどれがパルスの高さによって超えられたかを示す出力信号を生成する。

40

#### 【0021】

カウンタ 324 は、コンパレータ 320 の夫々について、個々の閾値が、複数のパルスの夫々について、パルスのピークによって超えられる場合をカウントする。

#### 【0022】

エネルギービナー 326 は、閾値レベルと入来放射線のエネルギーとの間の関係に基づきカウントをエネルギー範囲に置き、それによって、検出された放射線をエネルギー分解する。

#### 【0023】

再構成部 328 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介して、エネルギー範囲に分けられた信号を再構成する。

#### 【0024】

50

閾値調整部 330 は、検出器アレイ 314 の直接変換材料によって及び / 又は別なふうに整形部 316 で導入され得るベースラインシフトを補償する値を有する閾値調整信号を決定する。以下でより詳細に記載されるように、一例において、これは、放射線放出が中断されるデータ取得フレームのサブ部分の間に既知のエネルギーレベルに対応する異なる高さを有するパルスを整形部 316 に投入し、整形部 316 によって出力されたパルスの高さを閾値 323 に関連して投入パルスの高さと比較し、比較に基づき閾値調整値を決定し、閾値調整信号を供給することを伴い、それにより閾値 323 は、データ取得フレームの別の先のサブ部分の間に取得されるスキャンデータを弁別する場合に、ベースラインシフトに合わせて調整され得る。

## 【0025】

10

閾値較正部 332 は、閾値 322 の夫々とエネルギーレベルとの間の関係を定義する閾値較正データを決定する。以下でより詳細に記載されるように、一例において、これは、固定エネルギーを定義したパルスをコンパレータ 320 に投入するとともに、関心のある所定エネルギー範囲をカバーするよう 1 以上のデータ取得フレームの 1 以上の組について閾値 322 の夫々をインクリメントし、結果として得られるカウントに基づき各閾値と投入パルスのエネルギーとの間の関係を決定し、この関係に基づき較正データを生成し、放射線源 310 によって放出される放射線の検出に応答して生成されるエネルギービニングパルスのための較正データを提供することによって、所定のスケジュール（例えば、各スキャンの前、一日に一度、等）に基づき検出器アレイ 314 の検出器ピクセルを自動的に閾値スキャンすることを伴う。閾値較正部 332 は、CT 画像が閾値のピクセル毎の差に極めて敏感であり得ることから、非常に重要であり得る。

20

## 【0026】

閾値設定部 334 は、コンパレータ 320 の閾値 322 を設定するための様々なアルゴリズムを備える。この例では、アルゴリズムは少なくとも、閾値 322 を閾値 323 の値に設定するスキャンアルゴリズム 336、閾値 322 を、閾値調整部 330 によって出力される閾値調整信号により調整された閾値 323 の値に設定する、閾値 (TH) 調整を伴うスキャンのアルゴリズム 338、及び 1 以上の閾値スキャンの間に検出器アレイ 314 の各ピクセルについて各コンパレータ 322 の各閾値 322 をスイープするための一連のインクリメント又はデクリメント閾値を提供する較正アルゴリズム 340 のうちの 1 又はそれ以上を含む。

30

## 【0027】

汎用のコンピュータシステムはオペレータコンソール 342 として機能し、ディスプレイのような出力装置と、キーボード、マウス、及び / 又は同様のもののような入力装置とを備える。コンソール 342 に常駐するソフトウェアは、オペレータがシステム 300 と対話することを可能にする。コンソール 342 はまた、システム 300 の様々な構成要素と相互作用する。これは、X 線放出状態を遷移させるための放射線源コントローラ 312 への信号、どのアルゴリズムを使用すべきかを示すための閾値設定部 334 への信号、閾値調整部 330 及び / 又は閾値較正部 332 を作動及び / 又は非作動とするための閾値調整部 330 及び / 又は閾値較正部 332 への信号、等を送信することを伴ってよい。

40

## 【0028】

当然のことながら、閾値調整部 330、閾値較正部 332、又は閾値設定部 334 の少なくとも 1 又はそれ以上は、物理メモリのようなコンピュータ可読記憶媒体において符号化又は具現される 1 又はそれ以上のコンピュータ読み出し可能な命令を実行するプロセッサ（例えば、マイクロプロセッサ）を介して実施され得る。追加的に、又は代替的に、プロセッサによって実行される 1 又はそれ以上のコンピュータ読み出し可能な命令の少なくとも 1 つは、搬送波、信号、又は一時的な媒体のような他の非コンピュータ可読記憶媒体によって搬送される。

## 【0029】

また当然のことながら、他の実施形態においては、閾値調整部 330 又は閾値較正部 332 の 1 又はそれ以上は省略される。

50

## 【0030】

整形部316、閾値調整部330、閾値較正部332、閾値設定部334、弁別部318、カウンタ324、エネルギービナー326、又は再構成部328の1又はそれ以上は、システム300の部分(図参照)であっても、あるいは、システム300とは別であってもよい。

## 【0031】

図4は、閾値調整部330及び閾値調整を伴うスキャンのアルゴリズム338の制限されない例を図式化して示す。

## 【0032】

放射線遮断部402は、放射線源コントローラ312に、1又はそれ以上のデータ取得フレームのサブ部分のような少なくとも所定の時間期間(積分期間)に試験領域306を通る放射線源310による放射線放出を中断させる信号を、放射線源コントローラ312へ伝えるよう構成される。制限されない例として、一例において、信号は、データ取得フレームの1又はそれ以上の終わりの約80マイクロ秒( $\mu s$ )から約120 $\mu s$ の範囲の時間期間に放射線放出の中止を引き起こす。10

## 【0033】

放射線放出が中断される間、パルス生成部404は、所定のエネルギーレベルに対応する異なる既知の振幅又は高さを有するテストパルス(例えば、パルス列)を順次生成する。パルス生成部404は、放射線放出が注されている時間期間中、生成したパルスを整形部316へ伝える。一例として、1つの制限されない例において、パルス生成部404は、80乃至120 $\mu s$ の時間期間内に、数十メガヘルツ(MHz)の周波数及び数十ナノ秒(ns)のパルス存続期間を有するパルスを生成し伝えることができる。その時間期間において、0.5キロエレクトロンボルト(k eV)のエネルギーステップごとに同じエネルギーの5つのパルスが存在し、20 k eVから120 k eVの間では1000個のパルスが生成される。20

## 【0034】

当然のことながら、上記の例は、説明のために与えられており、限定ではない。そのようなものとして、時間期間、周波数、パルス存続期間、エネルギーステップ、パルスの数、及び/又はエネルギー範囲のうちの少なくとも1つは、他の実施形態において異なってよい。これは、上記の例にあるような静的(statics)値、及び/又は変化する値を含む。例えば、エネルギーステップは、関心のあるエネルギーレベルの周囲では低減され(例えば、<0.5 k eV)、それ以外では増大され得る(例えば、>0.5 k eV)。30

## 【0035】

調整決定部406は、投入された一連のテストパルスに対応する、整形部316で生成されたパルスを処理するよう構成される。一例において、これは、投入されたテストパルスの高さを、閾値323に関連して、投入された一連のテストパルスに対応する整形部316で生成されたパルスの高さと比較し、この比較に基づき、ベースラインに対応するそれらの間のエネルギーシフトを定量化し、それに基づく閾値調整値を含む閾値調整信号を生成することを伴う。

## 【0036】

制限されない例として、図5は、閾値504、506、508及び510の組とともにテストパルス502を示す。各パルスは、異なるエネルギーレベルに対応する異なるピーク高さを有し、隣り合うピーク高さは、固定値(例えば、0.5 k eV)によって分けられている。図6は、投入された一連のテストパルス502に非ゼロのベースラインシフト604を加えたものに対応する、整形部316で生成されたパルス602とともに、同じ閾値504～510を示す。この例において、ベースラインシフトがない場合(図5)、閾値510を超えるパルスは2つあり、閾値508を超えるパルスは3つあり、閾値506を超えるパルスは5つあり、閾値504を超えるパルスは7つある。そして、ベースラインシフトがある場合(図6)、閾値510を超えるパルスは6つあり、閾値508を超えるパルスは7つあり、閾値506及び504を超えるパルスは8つある。4050

## 【0037】

この例において、調整決定部406は、上記の図5のパターンが図6のパターンと一致するまで1keV(又は異なるインクリメント)で閾値504～510を繰り返し増大させる(及び/又は、図6のパターンが図5のパターンに一致するまで、1keV(又は異なるインクリメント)で閾値を低減させる)。この例では、パルス生成部404で生成される電気パルスのエネルギーは知られており、それらの差は小さいので、調整決定部406は、約1keVにパルス及び閾値におけるノイズを加えた程度の正確さでベースラインシフトを推定することができる。次いで、調整決定部406は、パターンを略等しくするkeVにおける変化量に基づき閾値調整値及び信号を決定することができる。

## 【0038】

10

図5及び図6の例は8つのパルス及び4つの閾値を示すが、当然のことながら、より多い若しくは少ないパルス及び/又はより多い若しくは少ない閾値が代替的に使用され得る。例えば、他の実施形態においては、閾値調整は、最も高い閾値にのみに基づき決定され得る。これは、その場合に、検出されるパルスの数の変化に関して利用可能な“ダイナミックレンジ”が最も高いからである。一般的に、用いられる閾値が多いほど、ベースラインシフトの推定は改善され得る。

## 【0039】

20

図4に戻り、閾値設定部334は、閾値調整を伴うスキャンのアルゴリズム338を用いる。このアルゴリズムは少なくとも、弁別部318のための調整された閾値の組を生成するよう閾値調整値を閾値323に加えるアルゴリズム408を含む。閾値設定部334は、調整された閾値を弁別部318へ伝える。弁別部318は、調整された閾値を用いて、パルスをエネルギー弁別する。結果として、弁別部318は、閾値調整部330が省略されるか又は使用されず且つ直接変換材料からのベースラインシフトが考慮されない較正と比べて、より正確にパルスをエネルギー弁別することができる。

## 【0040】

上記の変形例において、閾値調整値は、追加的に、又は代替的に、閾値323を調整するだけでなく、整形部316によって出力されるパルスの高さを調整するために使用される。

## 【0041】

30

代替のアプローチにおいて、整形部316の出力でベースラインシフトを検知するよう構成されるベースライン再生回路が、弁別部318の入力で電流源を制御するために使用可能であり、それにより、検知されたベースラインシフトはゼロに低減される。

## 【0042】

図7は、弁別部318とともに閾値較正部332及び較正アルゴリズム340の制限されない例を図式的に示す。

## 【0043】

40

パルス生成部702は、コンパレータ320の夫々のための較正パルスを生成する。較正パルスは、コンパレータ320へ読出チャネルで及び/又は別な場所で投入され得る。コンパレータ320の夫々のためのパルスは、異なる閾値323の異なるエネルギーレベルに対応する異なる高さを有する。一例において、パルス生成部702及びパルス生成部404(図4)は同じパルス生成部である。

## 【0044】

閾値生成部704は、閾値322の夫々のための閾値の組を生成する。異なるコンパレータ320の閾値322のために閾値の組を生成する適切なアプローチの制限されない例は、図8乃至12に関連して以下で記載される。

## 【0045】

閾値設定部334は較正アルゴリズム340を用いる。較正アルゴリズム340は少なくとも、閾値322の夫々のための生成された閾値の組を弁別部318へ伝えるアルゴリズム710を含む。

## 【0046】

50

カウント解析部 706 は、各データ取得フレームについて、コンパレータ 320 毎に、対応する閾値の組に含まれる閾値の夫々に関してカウントを解析する。理論上は、コンパレータ 320 の閾値 322 がコンパレータ 320 に投入されるパルスのエネルギーのレベルに達するまで、カウントは記録される。この時点で、閾値レベルは、コンパレータ 320 に投入されるパルスのエネルギーの高さを超え、それ以上カウントは記録されない。しかし、実際の形状は、カウンタ 324 の電子ノイズ及び／又は他の成分に起因して、より“s”形となる。

#### 【0047】

較正部 708 は、カウント解析に基づきコンパレータ 320 のための較正データを生成する。較正データは、レジスタカウントがゼロ又はゼロ近くに下がる閾値レベルの周囲の範囲に基づき、閾値 322 を既知のエネルギー投入較正パルスにマッピングする。較正データはエネルギービナー 326 へ供給される。エネルギービナー 326 は、マッピングを用いて、検出された放射線に対応するカウントを正確にエネルギー範囲に分ける。

10

#### 【0048】

図 8 を参照すると、閾値生成部 704 は、異なるデータ取得フレームについて閾値 322 のための閾値の組を生成するために、データ取得フレーム毎にインクリメント（又はデクリメント）されるスキャンカウンタ 802 を用いる。この実施形態においては、スキャンカウンタ 802 は最初にゼロに設定され、上限まで所定のステップサイズでインクリメントするよう構成される。ステップサイズは、データ取得フレーム毎の閾値の変化に相当する。制限されない例として、ステップサイズが、1 keV に対応する値によってカウンタをインクリメントするよう設定される場合に、スキャンカウンタ 802 は、例えば、0 から 1 keV、1 keV から 2 keV、等のように、データ取得フレーム毎に 1 keV でインクリメントする。

20

#### 【0049】

図 9 は、閾値生成部 704 が加算器 902 を更に備える点を除き、図 8 と同様である。この実施形態においては、閾値生成部 704 は、閾値 322 のための閾値の組を生成するために、データ取得フレーム毎にカウンタ 802 の出力を閾値 323 に加える。この実施形態によれば、コンパレータ 320 の夫々のための閾値スキャンは、異なる閾値、すなわち、閾値 322 のための関心のある閾値 323 の値から実行される。

30

#### 【0050】

一例において、カウンタ 802 は、0 から正の方向においてカウントアップを開始し（例えば、0, 1, 2, 3, …）、このカウント数は、以前に記憶された閾値に加えられる。他の例においては、カウンタ 802 は、負及び／又は正の値を有することができ、加算器 902 は、正及び／又は負の数を加えることができる。この例において、閾値生成部 704 は、記憶された閾値の両側でスキャンすることができる。制限されない例として、閾値が、スキャニングのために以前に使用された値である 45 の値（又は他の値）を有する場合に、カウンタ 802 は、-10, -9, -8, …, -1, 0, 1, 2, 3, …, 9, 10（又は他の範囲）をカウントしてよく、これは、45 の両側の範囲にわたる 35, 36, …, 54, 55 の出力閾値を生成する。

40

#### 【0051】

図 10 は、オフセット 1002 が、関心のある閾値 323 に代えてデータ取得フレーム毎のスキャンカウンタ 802 の出力に加えられる点を除き、図 9 と同様である。先と同じく、この実施形態によれば、コンパレータ 320 の夫々のための閾値スキャンは異なる閾値レベルで開始してよい。加えて、各コンパレータ 320 のための開始点は、各コンパレータ 320 のための閾値 323 と異なってよい。

#### 【0052】

図 9 及び図 10 は、閾値スキャンの時間を短縮することを可能にする。制限されない例として、弁別部 318 が 5 つのコンパレータ 320 ( $N = 5$ ) を有する場合に、閾値 323 又はオフセットは、例えば、夫々 20 keV、44 keV、68 keV、92 keV 及び 116 keV に設定され得る。この例において、カウンタ 802 の最下位ビット (LS

50

B) が 0.5 keV に対応する場合は、スキャンカウンタ 802 を 48 回インクリメントすることは、閾値 323 の夫々を 192 回スイープすることに代えて、20 ~ 116 keV のダイナミックレンジ全体の範囲にわたる。すなわち、0.5 keV 每の 48 回のインクリメントは、閾値を、20 keV から 44 keV へといったように遷移させる。

#### 【0053】

一般的に、時間の減少は、理論上、閾値スキャンの時間を  $1/N$  の時間に短縮することができる。他の例においては、ダイナミックレンジは 5 つのコンパレータ 320 の間で分けられない。すなわち、5 つのコンパレータの夫々又はサブセットは、ダイナミックレンジ全体又はダイナミックレンジ全体の同じサブセットに及ぶよう構成され得る。例えば、20 から 116 keV のダイナミックレンジに関し、5 つのコンパレータの夫々又はサブセットは、192 回スイープされ得る。10

#### 【0054】

当然のことながら、上記のコンパレータの数、インクリメント及び / 又は範囲は限定ではなく、説明のために与えられている。そのようなものとして、他の実施形態においては、コンパレータの数、インクリメント又はダイナミックレンジのうちの少なくとも 1 つは異なる。加えて、この例では 24 keV で分けられる個々のサブ範囲は、同じ幅を有する必要はなく、あるいは、サブ範囲は存在すらしなくてよい。更に、個々の範囲の閾値スキャンは順次及び / 又は同時に実行され得る。

#### 【0055】

図 11 は、閾値生成部 704 がフレームカウンタ 1100 及びラッチ 1102 を更に備える点を除き、図 9 と同様である。図 9 と同様に、閾値の組は、閾値 323 とスキャンカウンタ 802 の出力とを加算することによって生成される。しかし、この場合に、スキャンカウンタ 802 はデータ取得フレーム毎にインクリメントされない。20

#### 【0056】

代わりに、フレームラッチ 1102 が、スキャンカウンタ 802 をインクリメントする前に起こるべき所定のフレーム数を設定し、フレームカウンタ 1100 がデータ取得フレーム毎にトリガされ、フレームカウンタ 1100 は、ラッチ 1102 によって設定されたデータ取得フレームの数が経過するとスキャンカウンタ 802 にインクリメントさせる。フレームカウンタ 1100 は、所望のデータ取得フレーム数からカウントダウン又は該数までカウントアップすることができる。30

#### 【0057】

この実施形態によれば、各閾値スキャンは、平均化されるか又は別なふうに結合され得る複数のデータ取得フレームに基づく。一例において、これは、単一のフレームに基づく閾値スキャン（一意に閾値遷移を特定することを困難にするノイズレベルを示す 1 フレーム毎閾値位置）に対してノイズを低減することができる。

#### 【0058】

図 12 は、オフセット 1002 が、図 10 に関連して記載されたように、閾値 323 に代えてスキャンカウンタ 802 の出力に加えられる点を除き、図 11 と同様である。

#### 【0059】

図 13 は、パルス整形部 316 によって生成されるデータパルスにおけるベースラインシフトを軽減する方法を表す。40

#### 【0060】

当然のことながら、ここで記載される方法における動作の順序は限定ではない。そのようなものとして、他の順序が本願では考えられている。加えて、1 以上の動作は省略されてよく、及び / 又は、1 以上の追加の動作が含まれてよい。

#### 【0061】

1302 で、検体又は対象のスキャンに対応するスキャンデータが、放射線が放出されているデータ取得フレームの第 1 の先のサブ部分の間に取得され、パルス整形部 316 によって処理される。パルス整形部 316 は、スキャンデータのエネルギーを示す高さを有するデータパルスを生成する。50

**【 0 0 6 2 】**

1304で、放射線放出は、データ取得フレームの第2の後のサブ部分について中断される。

**【 0 0 6 3 】**

1306で、データ取得フレームの第2の後のサブ部分の間に、異なる高さのテストパルスが生成され、パルス整形部316へ順次供給される。異なる高さは既知のエネルギーレベルに対応する。

**【 0 0 6 4 】**

1308で、テストパルスの夫々がパルス整形部316へ供給されると、パルス整形部316はテストパルスを処理し、テストパルスのエネルギーを示す高さを有する出力パルスを生成する。  
10

**【 0 0 6 5 】**

1310で、整形部316の出力パルスの高さ及びテストパルスの高さが、閾値323に関連して比較される。

**【 0 0 6 6 】**

1312で、閾値調整値が比較に基づき推定される。閾値調整値はベースラインシフトに対応する。

**【 0 0 6 7 】**

1314で、閾値調整信号が閾値調整値に基づき生成され、データ取得フレームの第1のサブ部分の間に取得されたスキャンデータに対応するデータパルスをエネルギー弁別する際にベースラインシフトを補償するよう閾値323を調整するために使用される。  
20

**【 0 0 6 8 】**

動作1300乃至1314は、検出器アレイ314の1以上の検出器ピクセルのための1以上のデータ取得フレームについて1回以上繰り返される。

**【 0 0 6 9 】**

図14は、光子計数検出器に関連して使用されるエネルギー弁別器のエネルギー閾値を較正する方法を表す。

**【 0 0 7 0 】**

当然のことながら、ここで記載される方法における動作の順序は限定ではない。そのようなものとして、他の順序が本願では考えられている。加えて、1以上の動作は省略されてよく、及び／又は、1以上の追加の動作が含まれてよい。  
30

**【 0 0 7 1 】**

1402で、データ取得フレームの間に、異なる固定のエネルギー較正パルスの組が生成され、夫々弁別部318の異なるコンパレータ320に投入される。

**【 0 0 7 2 】**

1404で、1以上のデータ取得フレームの間に、較正閾値の組が生成され、夫々弁別部318の異なるコンパレータ320に投入される。

**【 0 0 7 3 】**

ここで論じられるように、閾値は、様々に、例えば、データ取得フレーム毎又は所定数のデータ取得フレーム後に、較正閾値をインクリメント又はデクリメントするスキャンカウンタ802、閾値323、オフセット1002、並びに／又はフレームカウンタ1100及びフレームラッチ1102に基づき、決定され得る。  
40

**【 0 0 7 4 】**

1406で、投入されたパルスは、較正閾値に基づきエネルギー弁別される。

**【 0 0 7 5 】**

1408で、カウンタ324は、投入されたパルスのエネルギーが対応する閾値を超えるかどうかを示すコンパレータ322毎の信号を生成する。

**【 0 0 7 6 】**

1410で、動作1404乃至1408は、同じ及び／又は1以上の異なる組の較正閾値を有して、1以上のデータ取得フレームについて繰り返される。  
50

## 【0077】

1412で、投入されたパルスのエネルギーが閾値を超えるかどうかを示す信号は、閾値322と投入されたパルスのエネルギーとの間の関係を決定するために使用される。

## 【0078】

1414で、閾値較正データが関係に基づき生成される。

## 【0079】

ここで論じられるように、上記の動作は、各スキャンの前に、所定数のスキャン後に、1日に一度、又は何らかの他の基準に基づき、実行され得る。

## 【0080】

以上は、1以上のプロセッサが、該1以上のプロセッサに様々な動作並びに／又は他の機能及び／若しくは動作を実行させる物理メモリのようなコンピュータ可読記憶媒体で符号化又は具現される1以上のコンピュータ読み出可能な命令を実行することを介して、実施されてよい。追加的に、又は代替的に、1以上のプロセッサは、信号又は搬送波のような一次的な媒体によって搬送される命令を実行することができる。10

## 【0081】

本発明は、望ましい実施形態を参照して記載されてきた。変形及び代替は、上記の詳細な説明を読んで理解した上で当業者に想到され得る。本発明は、そのような変更及び代替が添付の特許請求の範囲及びその均等の適用範囲の中にある限りにおいて、それらの全てを包含すると見なされ得る。

【図1】

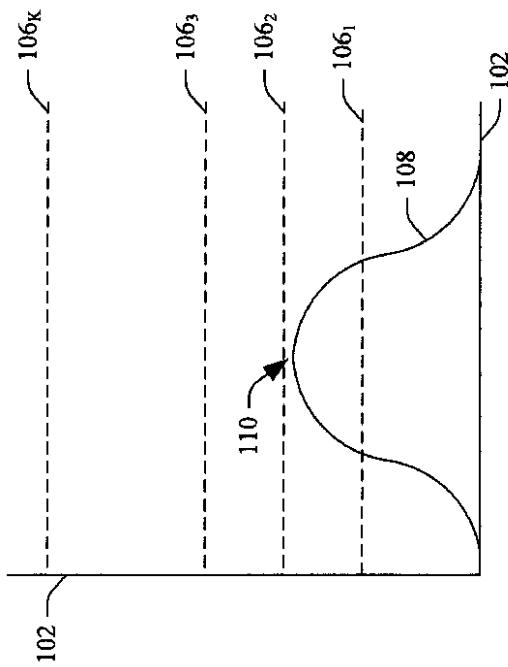


FIGURE 1

【図2】

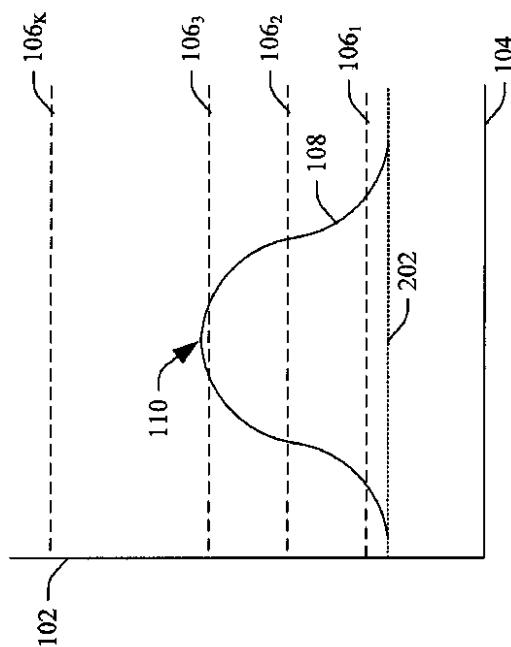
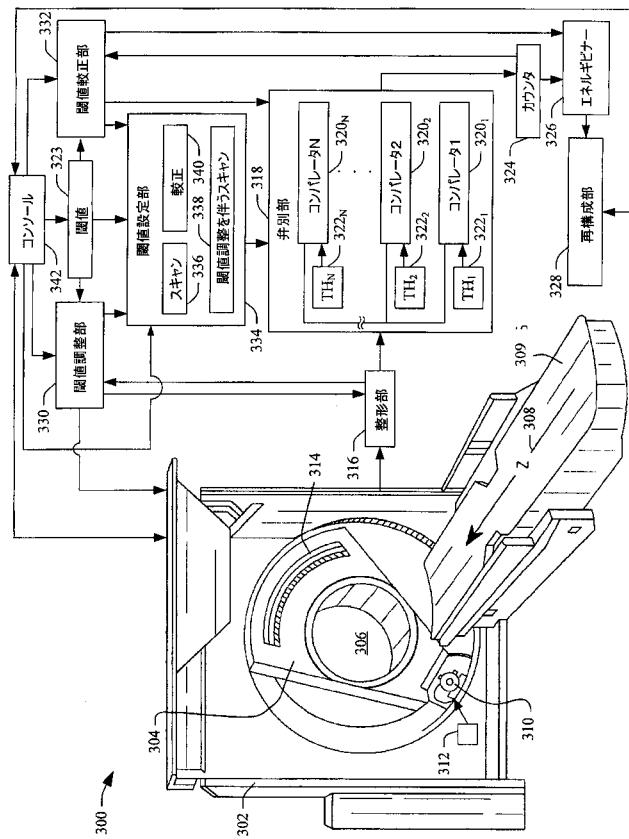
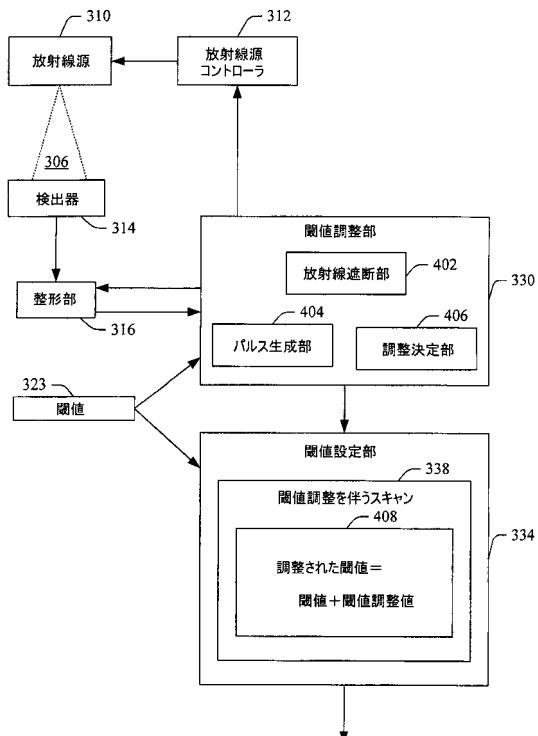


FIGURE 2

【図3】



【図4】



【図5】

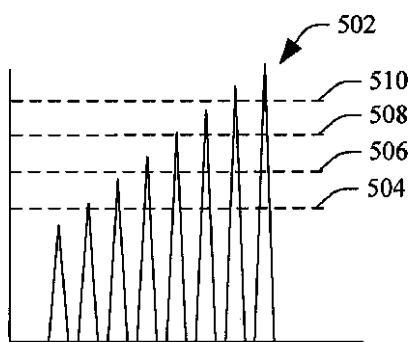


FIGURE 5

【図6】

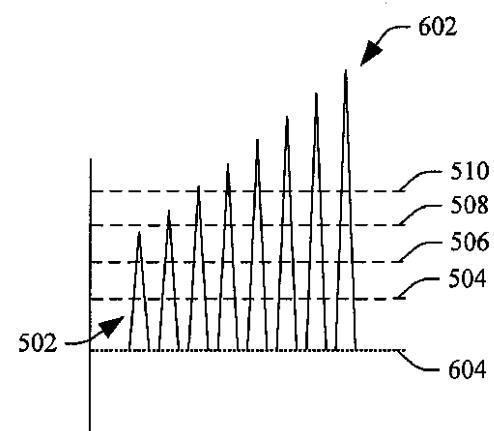
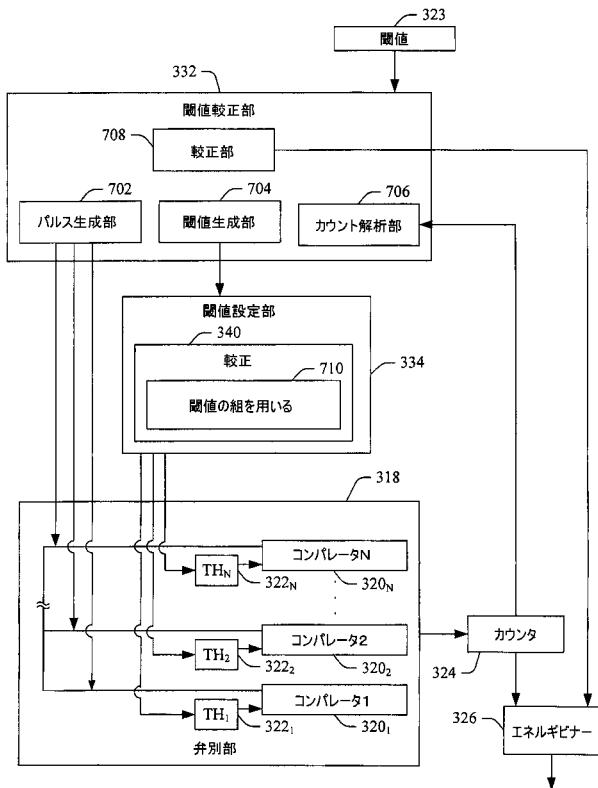
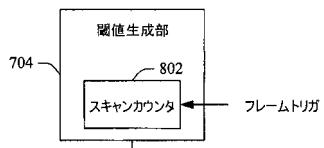


FIGURE 6

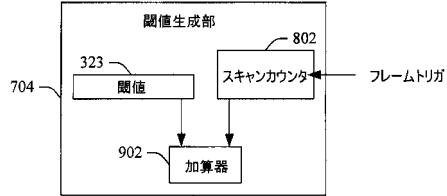
【図7】



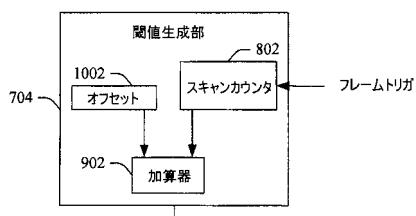
【図8】



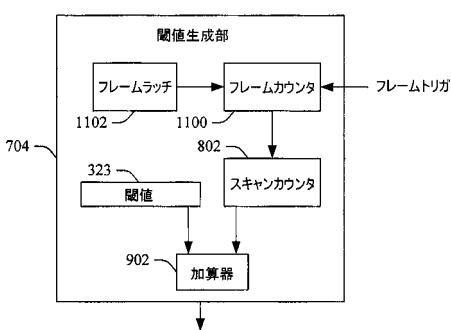
【図9】



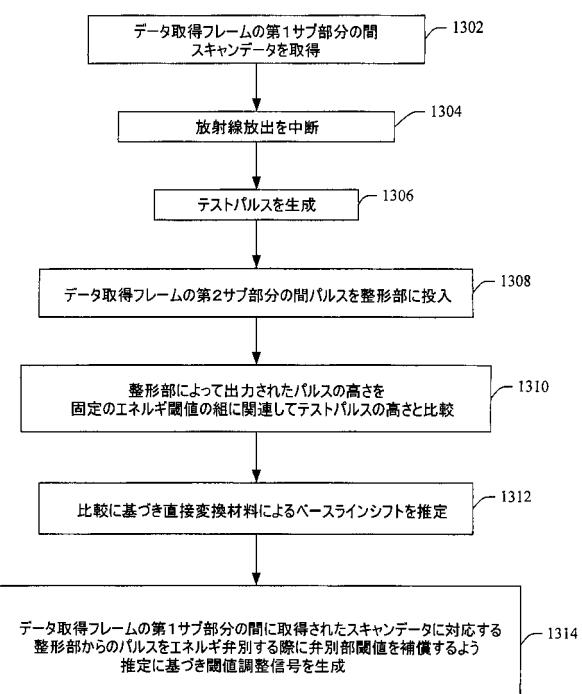
【図10】



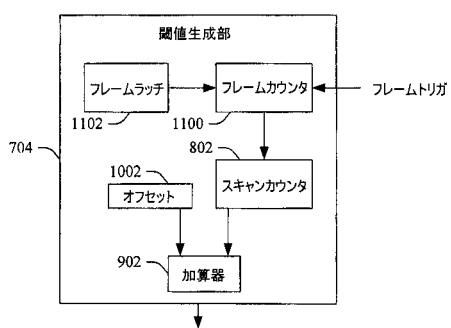
【図11】



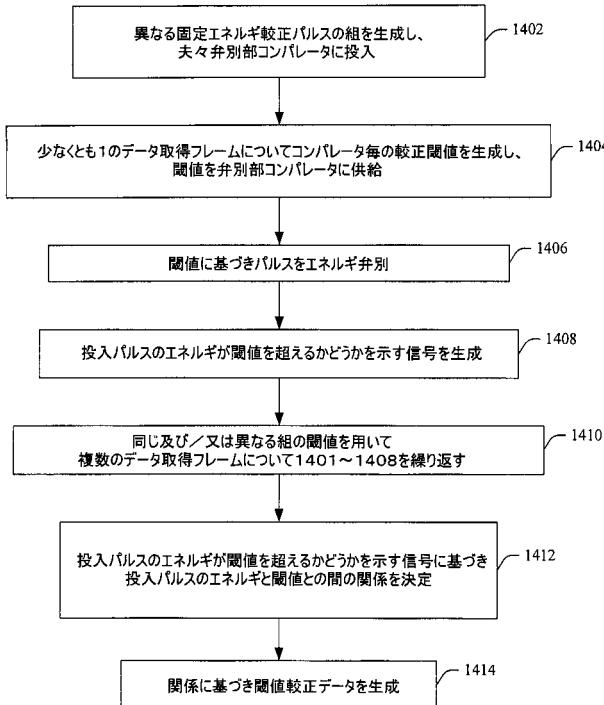
【図13】



【図12】



## 【図14】



## 【手続補正書】

【提出日】平成26年4月22日(2014.4.22)

## 【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】

撮像システムの試験領域を横断する放射線を放出するよう構成される放射線源と、  
スキャン中に、該スキャンの積分期間の第1のサブ部分についてのみ、前記放射線源を  
、少なくとも前記試験領域を横断する放射線放出が中断される状態へ遷移させるよう構成  
される放射線源制御部と、

複数の直接変換検出器ピクセルを有し、前記試験領域を横断する放射線を検出し、検出  
された放射線を示す信号を生成する検出器アレイと、

前記第1のサブ部分に前記検出器アレイによって生成された前記検出された放射線を示  
す信号と、前記スキャンの前記積分期間の第2のサブ部分に投入される異なる既知のエ  
ネルギレベルに対応する異なる既知の高さを有するテストパルスの組とを処理し、処理され  
た前記検出された放射線又は前記テストパルスの組のエネルギーを示す高さを有する出力パ  
ルスを生成するよう構成されるパルス整形部と、

前記テストパルスの組の高さ及び所定の固定エネルギー閾値の組に関連して前記テストパ  
ルスの組に対応する前記出力パルスの高さを解析し、該解析の結果に基づきベースライン  
シフトを示す閾値調整信号を生成するよう構成される閾値調整部と

を有する撮像システム。

## 【請求項2】

前記閾値調整信号は、前記パルス及び前記テストパルスの高さの差に基づき決定される値を含む、

請求項 1 に記載の撮像システム。

【請求項 3】

前記閾値調整信号及び関心のある閾値の所定の組に基づき弁別閾値の組を決定する閾値設定部

を更に有する請求項 2 に記載の撮像システム。

【請求項 4】

前記閾値調整信号は、前記ベースシフトを補償するよう前記関心のある閾値の所定の組を調整する、

請求項 3 に記載の撮像システム。

【請求項 5】

決定された前記弁別閾値の組に基づき前記検出された放射線を示す信号に対応する前記出力パルスをエネルギー弁別するよう構成される弁別部

を更に有する請求項 3 又は 4 に記載の撮像システム。

【請求項 6】

前記弁別部は、複数のコンパレータを有し、該コンパレータの夫々は、前記弁別閾値の組の異なる閾値と前記出力パルスの高さとを比較し、前記出力パルスの高さが対応する閾値を超えるかどうかを示す信号を生成する、

請求項 5 に記載の撮像システム。

【請求項 7】

前記閾値調整部は、  
放射線放出の状態を、前記試験領域を横断する放射線放出が中断される状態へ遷移させる信号を、前記放射線源制御部へ伝える放射線遮断部と、

前記テストパルスの組を生成し、該パルスを、前記試験領域を通る放射線放出が中断される間前記パルス整形部へ投入するパルス生成部と、

前記解析の結果に基づき前記ベースラインシフトを示す前記閾値調整信号を決定する調整決定部と

を有する、

請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項に記載の撮像システム。

【請求項 8】

前記調整決定部は、前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テストパルスの高さ、及び前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テストパルスの組に対応する前記出力パルスの高さが略同じとなるまで、1 又はそれ以上の固定エネルギーインクリメントを前記テストパルスの組に繰り返し加える、

請求項 7 に記載の撮像システム。

【請求項 9】

前記調整決定部は、前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テストパルスの高さ、及び前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テストパルスの組に対応する前記出力パルスの高さが略同じとなるまで、前記テストパルスの組に対応する前記出力パルスから 1 又はそれ以上の固定エネルギーインクリメントを繰り返し減じる、

請求項 7 に記載の撮像システム。

【請求項 10】

前記閾値調整信号は、前記テストパルスの高さ及び該テストパルスの組に対応する前記出力パルスの高さを前記所定の固定エネルギー閾値の組に対して略同じとするのに使用されるインクリメントの数に基づき決定される、

請求項 8 又は 9 に記載の撮像システム。

【請求項 11】

入力パルスのうちの少なくとも 2 つが異なる高さを有し且つ該入力パルスの高さが既知のエネルギーレベルに対応する一連のテスト入力パルスを処理することに応答して、撮像シ

システムのパルス整形部の出力においてベースラインシフトを決定するステップと、  
前記ベースラインシフトを示す信号を生成するステップと、  
前記信号と、関心のある所定のパルスエネルギー弁別閾値の組に基づき、ベースライン  
シフトを調整されたエネルギー弁別閾値の組を生成するステップと  
を有する方法。

【請求項 1 2】

前記ベースラインシフトを決定する前に、  
スキャンデータが収集されるデータ取得フレームの第1のサブ部分の後に起こる前記デ  
ータ取得フレームの第2のサブ部分の間に直接変換検出器アレイによるデータ収集を中断  
するステップと、

前記第2のサブ部分の間に前記一連のテスト入力パルスを前記パルス整形部に投入する  
ステップと、

前記一連のテスト入力パルスに対応する前記パルス整形部の出力の高さ、前記一連のテ  
スト入力パルスの高さ、及び関心のある固定閾値の組に基づき前記信号を生成するステッ  
プと

を更に有し、

前記パルス整形部の出力の高さと前記一連のテスト入力パルスの高さとの間の差は前記  
ベースラインシフトに対応する、

請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記一連のテスト入力パルスの高さが前記所定の  
固定エネルギー閾値の組に対に対する前記一連のテスト入力パルスに対応する前記パルス整  
形部の出力の高さと略等しくなるまで、前記一連のテスト入力パルスの高さを1又はそれ  
以上の固定エネルギーインクリメントによって繰り返し増大させるステップ

を更に有する請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記一連のテスト入力パルスの高さが前記所定の  
固定エネルギー閾値の組に対に対する前記一連のテスト入力パルスに対応する前記パルス整  
形部の出力の高さと略等しくなるまで、前記一連のテスト入力パルスに対応する前記パル  
ス整形部の出力の高さを1又はそれ以上の固定エネルギーインクリメントによって繰り返し  
低減させるステップ

を更に有する請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記信号は、前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テスト入力パルスの高さ及  
び前記所定の固定エネルギー閾値の組に対する前記テスト入力パルスの組に対応する前記パ  
ルス整形部の出力の高さを略等しくするのに使用されるインクリメントの数に基づき決定  
される、

請求項 1 3 又は 1 4 に記載の方法。

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2012/055554

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. G01T1/24 G01T7/00  
ADD.

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)  
G01T H04N

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 practicable, search terms used)

EPO-Internal, COMPENDEX, INSPEC, WPI Data

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>ROGER STEADMAN ET AL: "ChromAIX: a high-rate energy-resolving photon-counting ASIC for spectral computed tomography", PROCEEDINGS OF SPIE, 1 January 2010 (2010-01-01), pages 762220-762220-8, XP055014076, ISSN: 0277-786X, DOI: 10.1117/12.844222 abstract page 2, lines 23-24 page 2, lines 38-42 page 3, line 3 - line 5 figures 1, 4</p> <p>-----</p> <p>-/-</p>	1-15

Further documents are listed in the continuation of Box C.

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 application or patent 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

Date of mailing of the international search report

17 December 2013

07/01/2014

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Ordavo, Ivan

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2012/055554
---

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 943 388 A (TUEMER TUEMAY O [US]) 24 August 1999 (1999-08-24) column 1, line 22 - line 25 column 12, line 40 - line 44 column 13, line 9 - line 30 column 14, line 15 - line 45 column 17, line 24 - line 26 column 17, line 65 - line 67 column 18, line 18 - line 36 column 19, line 18 - line 22 column 22, line 25 - line 32 figures 1, 2a, 2b, 14, 15 -----	1-15
X	FRANCHI R ET AL: "Photon counting X-ray imaging with CdTe pixel detectors based on XPAD2 circuit", NUCLEAR INSTRUMENTS & METHODS IN PHYSICS RESEARCH. SECTION A: ACCELERATORS, SPECTROMETERS, DETECTORS, AND ASSOCIATED EQUIPMENT, ELSEVIER BV * NORTH-HOLLAND, NETHERLANDS, vol. 563, no. 1, 1 July 2006 (2006-07-01), pages 249-253, XP027925152, ISSN: 0168-9002 [retrieved on 2006-07-01] page 250, column 2, line 24 - line 28 Sect. 3.1 Uniformity: threshold tuning procedure; page 251, column 1 - column 2 figures 3, 4 -----	1-6,11
A	WO 2011/077302 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]) 30 June 2011 (2011-06-30) page 6, line 13 - line 21 page 7 - page 10 page 13, line 20 - line 25 figures 1, 2 -----	1-15

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/055554

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 5943388	A	24-08-1999	NONE		
WO 2011077302	A2	30-06-2011	CN	102667526 A	12-09-2012
			EP	2517048 A2	31-10-2012
			JP	2013515236 A	02-05-2013
			US	2012228486 A1	13-09-2012
			WO	2011077302 A2	30-06-2011

International Application No. PCT/ IB2012/ 055554

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-15

An imaging system, comprising: a detector array including a plurality of direct conversion detector pixels; a pulse shaper configured to alternatively process the signal indicative of detected radiation or a set of test pulses having different and known heights corresponding to different and known energy levels and a thresholds adjuster, wherein the threshold adjuster is configured to generate a signal indicative of a baseline and corresponding method

---

2. claims: 16-30

An imaging system, comprising: a detector array, with a plurality of direct conversion detector pixels; a pulse shaper configured to process the signal and generate a pulse with a height indicative of the energy of the processed radiation; a discriminator with comparators; a counter that processes the signals output by the discriminator; a threshold calibrator that generates energy threshold calibration data that defines a relationship between a set of calibration thresholds and input calibration electrical pulses having heights that correspond to known energy levels by injecting the input calibration electrical pulses into the shaper, incrementing or decrementing each of the calibration thresholds over corresponding predetermined ranges of threshold values one or more times for one or more data acquisition frames, and analyzing the corresponding count values of each threshold for each change in threshold value, using completion of one or more data acquisition frames as a trigger for incrementing or decrementing the calibration thresholds and corresponding method

---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/IB2012/055554

**Box No. 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.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
  
  
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 No. 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:

**see additional sheet**

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 fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
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.:

1-15

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,R,S,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,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,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC

(72)発明者 ルータ , ランドール ピーター

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・ビルディング  
4 4

(72)発明者 ヘルマン , クリストフ

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・ビルディング  
4 4

F ターム(参考) 4C093 AA22 CA13 CA18 EB13 EB17 FC19 FD09 FD11