

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6325650号
(P6325650)

(45) 発行日 平成30年5月16日 (2018.5.16)

(24) 登録日 平成30年4月20日 (2018.4.20)

(51) Int. Cl.	F I
GO 1 T 1/20 (2006.01)	GO 1 T 1/20 F
GO 1 T 1/161 (2006.01)	GO 1 T 1/20 E
GO 1 T 1/22 (2006.01)	GO 1 T 1/20 G
	GO 1 T 1/161 C
	GO 1 T 1/22

請求項の数 16 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2016-509357 (P2016-509357)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年4月3日 (2014.4.3)		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2016-522890 (P2016-522890A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年8月4日 (2016.8.4)		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/EP2014/056633		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n
(87) 国際公開番号	W02014/173644	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成26年10月30日 (2014.10.30)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成29年3月31日 (2017.3.31)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	13165097.0		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成25年4月24日 (2013.4.24)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		
早期審査対象出願			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光検出器画素アレイを有する放射線検出装置、PET撮像システム、光フォトン加算方法、及び光フォトン加算方法のステップを実行するためのコンピュータプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光フォトンによってトリガーされることが可能な複数の画素セルを有する光検出器画素アレイと、

複数の画素セルトリガー状態センシング回路と、

少なくとも第1の加算ジャンクションと

を有し、

前記光検出器画素アレイの少なくとも一部に関し、

各画素セルが、トリガーされた画素セルを指し示す第1の所定の振幅、又はトリガーされていない画素セルを指し示す第2の所定の振幅の何れかを持つデジタル電流信号を生成するように構成された画素セルトリガー状態センシング回路と連通し、

前記第1の加算ジャンクションは、前記複数の画素セルトリガー状態センシング回路から前記デジタル電流信号を受信して、前記光検出器画素アレイの前記一部内のトリガーされた画素セルのリアルタイム数に対応する振幅を持つアナログ信号を生成するように構成されている、

放射線検出装置。

【請求項2】

各画素セルトリガー状態センシング回路は更に、リセット信号を受信するように構成され、各画素セルトリガー状態センシング回路は、リセット信号を受信するまで、トリガーされた画素セルを指し示す振幅を持つ前記デジタル電流信号の振幅を保持するように構成

される、請求項 1 に記載の放射線検出装置。

【請求項 3】

前記画素セルは SiPM 又は SPAD 画素セルであり、前記画素セルトリガー状態センシング回路は、前記 SiPM 又は SPAD 画素セルと同じ基板上に形成されている、請求項 1 に記載の放射線検出装置。

【請求項 4】

各画素セルトリガー状態センシング回路は、第 1 の出力及び第 2 の出力を有し、前記第 1 の出力は、前記デジタル電流信号を生成するように構成され、前記第 2 の出力は、前記第 1 の出力に対して相補のデジタル電流信号を生成するように構成され、

当該放射線検出装置は更に、第 2 の加算ジャンクション及び差分ユニットを有し、

前記第 1 の加算ジャンクションは、前記複数の画素セルトリガー状態センシング回路の前記第 1 の出力からデジタル電流信号を受信して、トリガーされた画素セルの数に対応する振幅を持つアナログ信号を生成するように構成され、

前記第 2 の加算ジャンクションは、前記複数の画素セルトリガー状態センシング回路の前記第 2 の出力からデジタル電流信号を受信して、トリガーされていない画素セルの数に対応する振幅を持つアナログ信号を生成するように構成され、

前記差分ユニットは、前記第 1 の加算ジャンクションによって生成されたアナログ信号から、前記第 2 の加算ジャンクションによって生成されたアナログ信号を減算することによって、トリガーされた画素セルの数を指し示すアナログ信号を生成するように構成される、

請求項 1 に記載の放射線検出装置。

【請求項 5】

当該放射線検出装置は更に、前記少なくとも第 1 の加算ジャンクションと連通したアナログデジタル変換器を有し、該アナログデジタル変換器は、前記アナログ信号に対応するデジタル信号を生成するように構成される、請求項 1 に記載の放射線検出装置。

【請求項 6】

各画素セルトリガー状態センシング回路は、電流源と、前記第 1 の出力又は前記第 2 の出力に選択的に前記電流源を電気接続する少なくとも第 1 のスイッチとを含み、画素セルがトリガーされる場合に前記電流源が前記第 1 の出力に接続され、あるいは画素セルがトリガーされない場合に前記電流源が前記第 2 の出力に接続されるようにする、請求項 4 に記載の放射線検出装置。

【請求項 7】

当該放射線検出装置は更に、比較器及び計時ユニットを有し、前記比較器は、前記アナログ信号を受信して、前記アナログ信号を閾レベルと比較するように構成され、前記比較器は更に、前記アナログ信号が前記閾レベルに達した時点を指し示すタイムスタンプを前記計時ユニットに生成させるように構成される、請求項 1 に記載の放射線検出装置。

【請求項 8】

前記タイムスタンプは、所定の累算数の光フォトンの検出の時点を指し示す、請求項 7 に記載の放射線検出装置。

【請求項 9】

各放射線検出装置が更に、前記光検出器画素アレイと光学的に連通したシンチレータ素子を有し、当該放射線検出装置は更に、エネルギー決定ユニットを有し、該エネルギー決定ユニットは、トリガーされた画素セルの数を指し示す前記アナログ信号を受信し、前記アナログ信号の振幅に基づいて、前記シンチレータ素子に入射した放射量子のエネルギーを計算するように構成される、請求項 1 に記載の放射線検出装置。

【請求項 10】

前記画素セルは、能動的にクエンチされる SiPM 画素セルである、請求項 1 に記載の放射線検出装置。

【請求項 11】

請求項 1 乃至 10 の何れか一項に記載の放射線検出装置を複数有する PET 撮像システ

10

20

30

40

50

ムであって、

各放射線検出装置が更に、前記光検出器画素アレイと光学的に連通したシンチレータ素子を有する、

P E T 撮像システム。

【請求項 1 2】

P E T 撮像、蛍光マイクロスコープ、又はチェレンコフ放射検出で使用される光フォトン加算方法であって、

光検出器画素アレイから、該光検出器画素アレイ内の 1 つ以上の画素セルがトリガーされることを指し示す信号を受信するステップと、

前記光検出器画素アレイ内の前記 1 つ以上の画素セルのトリガー状態を検知するステップと、

トリガーされた画素セルを指し示す第 1 の所定の振幅、又はトリガーされていない画素セルを指し示す第 2 の所定の振幅の何れかを持つデジタル電流信号を生成するステップと、

前記デジタル電流信号を加算して、トリガーされた画素セルのリアルタイム数に対応する振幅を持つアナログ信号を生成するステップと、

を有する光フォトン加算方法。

【請求項 1 3】

前記アナログ信号を閾レベルと比較するステップと、

前記アナログ信号が前記閾レベルに達したときにタイムスタンプを生成するステップと、

を更に有する請求項 1 2 に記載の光フォトン加算方法。

【請求項 1 4】

請求項 1 2 に記載の光フォトン加算方法のステップを実行するためのコンピュータ実行可能命令を有するコンピュータプログラム。

【請求項 1 5】

前記複数の画素セルは並列に接続されている、請求項 1 に記載の放射線検出装置。

【請求項 1 6】

光フォトンによってトリガーされるように構成された複数の画素セルを含む光検出器画素アレイであり、前記複数の画素セルは並列に接続され、各画素セルが、

共通の所定振幅の電流を出力する電流源と、

前記電流源と加算ジャンクションとの間に接続され、前記所定振幅の電流を前記加算ジャンクションに供給するスイッチと、

光を受けることに応答して前記スイッチを閉じるように構成された光検出器であり、それにより、前記加算ジャンクションにおける電流が、その画素セルの光検出器が光を現在受けている画素セルの数を指し示すようにする、光検出器と

を含む、光検出器画素アレイと、

前記加算ジャンクションにおける前記電流の振幅をデジタル値に変換するように構成されたアナログデジタル変換器と、

前記加算ジャンクションにおける前記電流の振幅が所定の閾値に達することに応答して、タイムスタンプの生成を生じさせるように構成されたトリガー回路と、

を有する放射線検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射量子の検出に関し、高エネルギー粒子物理応用及び顕微鏡検査（マイクロスコープ）に用途を見出す。そのような用途は、蛍光マイクロスコープにおける及びチェレンコフ放射からの、光フォトンの形態での放射量子の直接検出と、シンチレータ素子によって生成される光フォトンによる放射量子の間接検出とを包含する。本発明は、特に、P E T 撮像システム及び蛍光寿命イメージングマイクロスコープ（fluorescence life

10

20

30

40

50

time imaging microscopy ; F L I M) に用途を見出し、より具体的には、飛行時間 (T O F) 式 P E T 撮像システムに使用され得る。

【背景技術】

【0002】

P E T 撮像においては、例えば患者又は動物などの被検体に、P E T 撮像領域内でのその位置決め先立って、放射性トレーサが投与される。放射性トレーサは、被検体内の領域によって優先的に吸収され、撮取期間の後にその分布が撮像される。その後、臨床医が画像内の特定の領域における相対的な撮取を解釈して、被検体の診断を行い得る。放射性トレーサは、陽電子の生成をもたらす放射性崩壊を被る。各崩壊イベントが1つの陽電子を生み出し、それがヒト組織内で最大で数ミリメートル進行して消滅イベントにて電子と相互作用し、この消滅イベントにより、反対方向の2つのガンマフォトンが生み出される。これら2つのガンマフォトン各々、511keVのエネルギーを持ち、その後、P E T 撮像領域の周りに半径方向に配置された複数のガンマフォトン検出器によって検出される。各ガンマフォトン検出器は、入射ガンマフォトンによって突き当たられるときに電気信号を生み出す。ガンマフォトン検出器(ここでは、光検出器と光学的に連通したシンチレータ素子を有するように定義される)において、シンチレータ素子が、高エネルギーのガンマフォトン、多数の光フォトン、多数の光フォトン、多数の光フォトンに変換し、そして、光検出器によって上記の電気信号が生成される。各電気信号に対して、タイムスタンプが、タイムスタンプユニットによって発行され、コインシデンス(同時発生)決定ユニットにてその他のタイムスタンプと比較される。2つのガンマフォトンのタイムスタンプが互いの狭い時間間隔内で発生している場合(典型的に、それらが ± 3 nsの範囲内である場合)に、それら2つのガンマフォトンは同時発生として特定される。これら同時発生したガンマフォトンを受け取った2つの検出器の位置が、それに沿って消滅イベントが起こった直線を空間内に定める。この直線はライン・オブ・レスポンス(LOR)と呼ばれている。このような複数のLORがその後、再構成されて、撮像領域内の放射性トレーサの分布を示す画像が作り出される。

10

20

【0003】

このようなシステムにおいて、同時発生イベントとしてのガンマフォトン対の特定は、更に積分ユニットによって支援されることが多い。積分ユニットは、各シンチレーション光パルス内に存在する光フォトンの総数を積分することによって、各入射ガンマフォトンのエネルギーを計算する。時間的に一致するガンマフォトンの各々のエネルギーが、ガンマフォトンに特徴的な所定の範囲内であるときに、それら時間的に一致するシンチレーション光パルスは同時発生イベントとして処理される。しかし、それらガンマフォトンの一方又は双方のエネルギーが上記所定の範囲の外にある場合、時間的に一致するそのイベント対は排斥される。このような排斥されるイベントは、ガンマフォトンが散乱することの結果であり得る。散乱なる現象は、ガンマフォトン軌道及びそのエネルギーを変化させ、それ故に、誤ったLORをもたらすものである。

30

【0004】

例えばマイクロコピー及びチェレンコフ放射検出などの用途における、直接的に検出された放射量子からの光パルスの積分及び計時は、ほぼ同じ手法で実行される。例えば、蛍光マイクロコピーにおいては、直接的に、故にシンチレータ素子なしで、光フォトンが検出される。チェレンコフ放射は同様に直接的に、故にシンチレータ素子なしで検出され、光フォトン誘電体媒体によって生成される。

40

【0005】

光パルスの積分及び計時は、故に、このような撮像システムの一般的な機能である。双方のファクタが、このようなシステムによって生成される画像の画像分解能に影響を及ぼす。従来、このような光パルスを検出するために、光検出器のレイが使用されている。シンチレーション光パルスはレイ内の複数の検出器(典型的に、これらは各々、個々の光フォトンの検出を区別することができる)にわたって分布し、これら検出器からの信号が、別個の積分・計時ユニットによって分析される。シリコン光電子増倍管(silicon p

50

hotomultiplier ; S i P M) アレイ及び単一光子アバランシェダイオード (single photon avalanche diode ; S P A D) アレイは何れも、これに関して使用されてきた。アナログ及びデジタル双方の S i P M 及び S P A D が使用されており、アナログデバイスは、光フォトンの検出にตอบสนองしてアバランシェ電流パルスを生じ、デジタルデバイスは、出力信号を 2 つの電圧レベル間で遷移させる追加の電子回路を含む。

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 (国際公開第 2 0 0 6 / 1 1 1 8 8 3 号) は、光パルスを積分及び計時することにおいて S i P M 検出器アレイとともに使用する回路を開示している。特許文献 1 においては、選択された数の検出器セルが第 1 のデジタル値から第 2 のデジタル値へと遷移したことにตอบสนองして積分期間の開始を指し示すトリガー信号を出力するように、デジタルのトリガー回路が構成される。読み出し (リードアウト) デジタル回路が、積分期間にわたって、第 1 のデジタル状態から第 2 のデジタル状態への検出器セルアレイの検出器セルの遷移数のカウントを累算する。

10

Carsten Degenhardt 等による論文 “ The digital Silicon Photomultiplier A novel sensor for the detection of scintillation light ” (2009 IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Record , 2009 年 10 月 1 日 , p.2383-2386) は、検出された各フォトンがセンサのガイガーモードセルの各々内でデジタル信号へと直接的に変換されるフルデジタルのシリコン光電子増倍管を開示している。

【 0 0 0 7 】

光パルスを積分及び計時することに関してアナログのシリコン光電子増倍管 (S i P M) とともに使用される他のいっそう従来式の回路が、非特許文献 1 (S p a n o u d a k i 及び L e v i n) に開示されている。非特許文献 1 においては、一群のアナログ S i P M 検出器が、このような光パルスから複合信号を生成するように並列に接続される。そして、複合信号が、積分されて、閾レベルを超えるとときに計時ユニットにタイムスタンプを生成させ得る。

20

【 0 0 0 8 】

しかしながら、このような光パルス内の光フォトンの数の積分に関して、そして更には、光パルスの計時において改善の余地が残っている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

30

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 国際公開第 2 0 0 6 / 1 1 1 8 8 3 号パンフレット

【 非特許文献 】

【 0 0 1 0 】

【 非特許文献 1 】 Spanoudaki 及び Levin , “ Photo-Detectors for Time of Flight Positron Emission Tomography (ToF-PET) ” , Sensors 2010 , 10 , 10484-10505

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

本発明の 1 つの目的は、光パルス内の光フォトンの数の積分を改善することである。本発明の更なる 1 つの目的は、そのような光パルスの計時を改善することである。本発明に関して、装置、方法、システム及びコンピュータプログラムプロダクトが開示される。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

これらの目的は、光フォトンによってトリガーされることが可能な複数の画素セルを有する光検出器画素アレイと、複数の画素セルトリガー状態センシング回路と、加算ユニットとを有する放射線検出装置によって達成される。本発明によれば、各画素セルが、トリガーされた画素セルを指し示す第 1 の所定の振幅、又はトリガーされていない画素セルを指し示す第 2 の所定の振幅の何れかを持つデジタル信号を生成するように構成された画素セルトリガー状態センシング回路と連通する。加算ユニットは、複数の画素セルトリガー

50

状態センシング回路から上記デジタル信号を受け取って、光検出器画素アレイ内のトリガーされた画素セルの数に対応する振幅を持つアナログ信号を生成するように構成される。

【0013】

各画素セルトリガー状態センシング回路によって生成されるデジタル信号の振幅が所定の振幅であることにより、加算ユニットによって生成されるアナログ信号の振幅は、複数の所定レベルのうちの1つに相当し、故に、トリガーされた画素セルの累算数を正確に指し示す。従って、このアナログ信号は、光パルス内の光フォトンの累算数に対応し、故に、光パルス内の光パルスの数の積分である。光検出器画素アレイ内で検出された光フォトンの数を表すものである、このアナログ信号における経時的な変化はまた、有利なことに、例えばマイクロコピー用途における蛍光寿命などの材料特性を指し示し得る。

10

【0014】

また、このアナログ信号は、光フォトンの累算数の検出に相当するので、それは故に、光フォトン検出プロファイル上の定められた点に関係し、光パルスの計時にも使用される。このアナログ信号は、故に、より再現性のあるタイミング測定を生み出すことに使用され得る。

【0015】

対照的に、従来技術に係る特許文献1（国際公開第2006/111883号）は、シフトレジスタ回路を用いて光パルス内の光フォトンの数を積分することを開示している。シフトレジスタを用いて各画素セルのデジタル状態をクロック出力し、そしてそれらをデジタル加算回路で足し合わせることによって、光フォトンの総数が決定されるものである。そのような手法は、積分の結果が利用可能になるまでに、数クロック周期分の遅延を生じさせる。本発明においては、加算ユニットによって生成されるアナログ信号が、画素セルのトリガーにตอบสนองしてリアルタイムで生成される。従って、加算の結果、故に、積分の結果がリアルタイムで利用可能であり、それにより、リアルタイムでのタイミング情報が提供され、光パルスの妥当性についてのいっそう高速な決定が為されることが可能になる。本発明はまた、信号振幅を介して積分の結果がリアルタイムで利用可能であり、故に、本発明ではクロック出力回路又はデジタル加算器回路が必要でないの、従来技術における手法の単純化を表す。

20

【0016】

従来技術に係る非特許文献1（Spanoudaki及びLevin）にて詳述されている手法とは対照的に、本発明における各画素セルトリガー状態センシング回路によって生成される信号振幅が所定の振幅であることにより、加算ユニットによって生成されるアナログ信号は、検出された光フォトンの数に対応する。この従来技術においては、アナログSiPMデバイスを並列に接続することによって生み出される信号は、アバランシェ過程の統計のせいで信頼できない大きさを持つ複合的なアバランシェ電流をもたらす。結果として、本発明では、検出された光フォトンの数の、より再現性がある、より信頼できる積分を、上記アナログ信号が提供する。このアナログ信号はまた、その後計時ユニットにタイムスタンプを生成させるのに使用され得るいっそう再現性あるタイミング信号でもある。

30

【0017】

本発明の他の一態様によれば、各画素セルトリガー状態センシング回路は更に、リセット信号を受信するように構成され、各画素セルトリガー状態センシング回路は、リセット信号を受信するまで、トリガーされた画素セルを指し示す振幅を持つデジタル信号の振幅を保持するように構成される。光パルスの期間内で各画素セルをリセットできることは、この期間内に画素セルが2つ以上の光フォトンのカウントすることを可能にし、有利なことに、より高い光フォトン入射レートでの光パルスの計数を可能にする。

40

【0018】

本発明の他の一態様によれば、上記デジタル信号はデジタル電流信号であり、上記加算ユニットは電流加算ユニットである。デジタル電流は有利なことに、電子回路にて迅速に切換え及び加算されることができ、それにより積分の速さが向上される。

50

【 0 0 1 9 】

本発明の他の一態様によれば、画素セルは S i P M 又は S P A D 画素セルであり、画素セルトリガー状態センシング回路は、S i P M 又は S P A D 画素セルと同じ基板上に形成される。画素セルトリガー状態センシング回路を、画素セルと同じ基板（例えば、同じシリコンウェハ）上に形成することにより、いっそう高速な積分が達成される。何故なら、それらの低減された、離隔、寄生キャパシタンス、及び直列抵抗が、低減された信号伝搬遅延をもたらすからである。

【 0 0 2 0 】

本発明の他の一態様によれば、デジタル信号の実際の生成において発生するドリフト、リーク電流、及び非線形性なる有害な効果に対して影響にくくなるという利益を有する作動加算構成が開示される。この態様によれば、各画素セルトリガー状態センシング回路が、第 1 の出力及び第 2 の出力を有する。第 1 の出力は、上記デジタル信号を生成するように構成され、第 2 の出力は、第 1 の出力に対して相補のデジタル信号を生成するように構成される。当該放射線検出装置は更に、第 2 の加算ユニット及び差分ユニットを有する。第 1 の加算ユニットは、複数の画素セルトリガー状態センシング回路の第 1 の出力からデジタル電流信号を受信して、トリガーされた画素セルの数に対応する振幅を持つアナログ信号を生成するように構成される。第 2 の加算ユニットは、複数の画素セルトリガー状態センシング回路の第 2 の出力からデジタル電流信号を受信して、トリガーされていない画素セルの数に対応する振幅を持つアナログ信号を生成するように構成される。また、差分ユニットは、第 1 の加算ユニットによって生成されたアナログ信号から、第 2 の加算ユニットによって生成されたアナログ信号を減算することによって、トリガーされた画素セルの数を指し示すアナログ信号を生成するように構成される。

【 0 0 2 1 】

本発明の他の一態様によれば、上記少なくとも第 1 の加算ユニットと連通されて、更にアナログデジタル変換器が設けられ、該アナログデジタル変換器は、上記アナログ信号に対応するデジタル信号を生成するように構成される。有利なことに、デジタル信号は、当該放射線検出装置を有するシステムのその他の部分によって、いっそう容易に処理され得る。例えばコインシデンス決定ユニットにおいて、このような信号は有利なことに、時間的に一致するイベントの対が同じガンマフォトンに由来すると見なされる確かさを高めるために、その他の信号といっそう容易に比較され得る。

【 0 0 2 2 】

本発明の他の一態様によれば、上記差動加算構成において、上記デジタル信号はデジタル電流信号であり、各画素セルトリガー状態センシング回路は、電流源と、上記第 1 の出力又は上記第 2 の出力に選択的に電流源を電気接続する少なくとも第 1 のスイッチとを含み、画素セルがトリガーされる場合に電流源が第 1 の出力に接続され、あるいは画素セルがトリガーされない場合に電流源が第 2 の出力に接続されるようにする。デジタル電流は有利なことに、電子回路にて迅速に切換え及び加算されることができ、それにより積分の速さが向上される。

【 0 0 2 3 】

本発明の他の一態様によれば、計時機能が実装され、当該放射線検出装置は更に、比較器及び計時ユニットを有する。比較器は、上記アナログ信号を受信して、それを閾レベルと比較し、そして、上記アナログ信号が閾レベルに達した時点を示すタイムスタンプを計時ユニットに生成させる。有利なことに、積分ユニットと計時機能とが一部の電子回路を共有するので、より単純な計時機能の実装が提供される。

【 0 0 2 4 】

本発明の他の一態様によれば、生成されるタイムスタンプは、所定の累算数の光フォトンの検出の時点を示す。検出された光フォトンの累算数は、トリガーされた画素セルの累算数に対応する。有利なことに、所定の累算数の光フォトンの検出に基づいてタイムスタンプを生成することによって、タイムスタンプが光パルス検出プロファイル上の同じ点、故に、より再現性のある点に関係するので、いっそう信頼できるタイムスタンプが生

10

20

30

40

50

成される。

【0025】

本発明の他の一態様によれば、各放射線検出装置が更に、光検出器画素アレイと光学的に連通したシンチレータ素子を有する。放射線検出装置は更に、エネルギー決定ユニットを有し、該エネルギー決定ユニットは、トリガーされた画素セルの数を指し示すアナログ信号を受信し、該アナログ信号の振幅に基づいて、シンチレータ素子に入射した放射量子のエネルギーを計算するように構成される。計算で使用される、エネルギーと、検出された光フォトン数、故に、トリガーされた画素セルの数との間の対応関係は、放射量子からの予測データ又は校正から生成されるスケーリング係数を用いて決定され得る。

【0026】

本発明の他の一態様によれば、当該放射線検出装置内の画素セルは、能動的にクエンチされるSiPM画素セルである。能動的にクエンチされる画素セルは、受動的にクエンチされるセルと比較して高速なりカバリ時間を有し、それによって、より高いレートで光検出器アレイに入射する光フォトンの検出が可能になる。

【0027】

本発明の他の一態様によれば、複数の放射線検出装置を有するPET撮像システムが開示され、各放射線検出装置が更に、光検出器画素アレイと光学的に連通したシンチレータ素子を有する。PET撮像システムにおける上記放射線検出装置の使用は、より信頼できるガンマフォトンエネルギーの決定を可能にする。これは、時間的に一致するイベントの対が同じガンマフォトンに由来すると見なされる確かさを高め、それにより、このようなシステムによるいっそう高分解能な画像の生成を可能にする。

【0028】

本発明の他の一態様によれば、放射線検出装置に関して開示される1つ以上の方法ステップを有した、PET撮像、蛍光マイクロコピー、又はチェレンコフ放射検出で使用される計時方法が開示される。有利なことに、この方法は、トリガーされた画素セルの数に対応するリアルタイムアナログ信号をもたらす。

【0029】

本発明の他の一態様によれば、本発明の方法ステップに従った1つ以上の方法ステップを実行するためのコンピュータ実行可能命令を有するコンピュータプログラムプロダクトが開示される。コンピュータプログラムプロダクトは、例えばフロッピー（登録商標）ディスク、磁気ハードドライブ、USBドライブ、光ディスク、ROM、又はRAMなどのコンピュータ読み取り可能記憶媒体であってもよく、また更には、それらのコンピュータ実行可能命令はダウンロード可能であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明の特定の態様に従った複数のガンマフォトン検出器を示す図である。

【図2】本発明の特定の態様に従った例示的なPET撮像システムを示す図である。

【図3】フィリップス・デジタル・フォトン・カウンティング(PDPC)システムで使用されている従来技術に係る計時スキームの機構を示す図である。

【図4】本発明の第1の実施形態の態様を例示する図であり、画素セル回路60、放射線検出装置61、及び電流波形62が示されている。

【図5】本発明の第2の実施形態の態様を例示する図であり、画素セル回路70、放射線検出装置81、及び電流波形82が示されている。

【図6】本発明の一部の態様に従って使用される電流源の一実施形態を示す図である。

【図7】図4に示したオプションの電流-デジタル変換器71を実装するのに使用され得る電流-デジタル変換器回路102と、図4に示したオプションのトリガーレベル回路72を実装するのに使用され得るトリガー回路103、104との一実施形態を示す図である。

【図8】図5に示した差動電流増幅器91を実装するのに使用され得る差動増幅器回路の一実施形態を示す図である。

10

20

30

40

50

【図9】本発明の一部の態様に従ったシステム実装を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

光パルス内の光フォトンの数の積分を改善するため、そして更には、そのようなパルスの計時を改善するため、PET撮像システムにおけるガンマフォトン検出を参照して本発明を説明する。しかしながら、理解されるべきことには、本発明はまた、チェレンコフ放射の検出を含むいっそう広い分野の高エネルギー粒子物理及びマイクロコピーにも用途を見出すものである。

【0032】

PET撮像においては、ガンマフォトンの検出が、複数のガンマフォトン検出器によって実行される。そのようなガンマフォトン検出器は典型的に、PET撮像領域からのガンマフォトンを受け取るために、PET撮像領域の周りに半径方向に配置される。動作時、光検出器と光学的に連通したシンチレータ素子を有する各ガンマフォトン検出器が、ガンマフォトンを受け取ることに對して、シンチレータ素子内でシンチレーション光パルスを作り出すことによって応答する。光フォトンによってトリガーされることが可能な1つ以上の画素セルを有する光検出器画素アレイとし得るものである光検出器が、光フォトンの検出に對して、電気信号を生成することによって応答する。ガンマフォトンの受け取りを計時するプロセスは、ガンマフォトンの起源位置がコインシデンスを通じて決定されるPET撮像にとって基本的なことである。この計時プロセスは典型的に、1つ以上のタイムスタンプユニットによって実行され、タイムスタンプユニットは、受け取られたガンマフォトンに對してタイムスタンプを割り当てる。上述のように、各ガンマフォトンのエネルギーを決定するプロセスも、PET撮像において、特に、時間的に一致するイベントの妥当性を決定することにおいて重要であり、これは典型的に、1つ以上の積分ユニットによって決定される。従来、タイムスタンプユニット及び積分ユニットは、光検出器画素アレイから信号を受け取って、結果をコインシデンス決定ユニットに伝え、このコインシデンス決定ユニットでイベント對のコインシデンスについての決定が為される。

【0033】

図1は、本発明の特定の態様に従った複数のガンマフォトン検出器を例示している。図1には、各ガンマフォトン検出器が、シンチレータ素子2a、2b、2c又は2dを、対応する光検出器画素アレイ3a、3b、3c又は3dと光学的に連通して有した、複数のガンマフォトン検出器1が示されている。図示の容易さのため、図1には4つのガンマフォトン検出器のみが示されているが、理解されるべきことには、拡大された受取り領域からガンマフォトンを受け取るために、この構造が繰り返され得る。複数のガンマフォトン検出器1は、例えば、PET撮像システムの撮像領域の周りで半径方向に配置され得る。図示の容易さのため、図1のシンチレータ素子2a、2b、2c、2dは、それらの対応する光検出器画素アレイ3a、3b、3c、3dから離して示されているが、実際には、例示のシンチレータ素子2aの面5と、その対応する光検出器画素アレイ3aの面6とが直に接触することができ、あるいは、これらの2つの間の光通信を容易にするために光屈折率整合層によって光学的に結合され得る。また、図1にて、2a、2b、2c、2dによって例示される個々のシンチレータ素子は、隣接し合うシンチレータ素子間でのシンチレーション光のカップリングを防止するために、反射性の光バリア層7、8によって互いから光学的にアイソレートされ得る。このような反射性の光バリア層7、8はまた、図1に示される光検出器画素アレイとの光境界面以外の、シンチレータ素子2a、2b、2c、2dの全ての表面上に使用され得る。斯くして、シンチレータ素子内で生成されたシンチレーション光は、その対応する光検出器画素アレイによって検出されるまで、そのシンチレータ素子の中で保持される。動作時、シンチレータ素子2aと、図1にて陰影を付けて示した、その対応する光検出器画素アレイ3aと、によって例示されるガンマフォトン検出器が、例えばガンマフォトン10などの放射量子の受け取りに応答する。ガンマフォトン10は、放射性崩壊後の消滅イベントの結果として形成された一對の逆向きのガンマフォトン10、13のうち的一方とすることができ、放射性崩壊が陽電子14を生み出し

10

20

30

40

50

、それが電子15によって消滅される。放射性崩壊の発生源は、例えば、放射性トレーサとし得る。シンチレータ素子2aによるガンマフォトン10の受け取りが、シンチレーション光11の生成をもたらす。シンチレーション光11は、全反射及び層7、8の組み合わせによって、光検出器画素アレイ3aによるその検出までシンチレータ素子2a内に保持される。光検出器画素アレイ3aによる検出は、アレイ電気出力12aでの電気信号をもたらす。光検出器画素アレイ3aは、各光検出器画素6が1つ以上の画素セル9を有した、1つ以上の光検出器画素6（図1で暗い陰影を付けて示す）を有している。故に、最も小さい光検出器要素は画素セル9であり、これは例えば、ガイガーモードにて接続されるシリコン光電子増倍管（SiPM）とし得る。

【0034】

図2は、本発明の特定の態様に従った例示的なPET撮像システムを示している。図1の例示的なガンマフォトン検出器は、例えば、図2に例示されるシステムで使用され得る。図2において、PET撮像システム20は、撮像領域21の周りに配置された、ガンマフォトン検出器モジュール24、25によって例示される複数のガンマフォトン検出器モジュールを有している。各ガンマフォトン検出器モジュール24、25は、例えば図1の品目2a及び3aの組み合わせによって形成されるガンマフォトン検出器などの、1つ以上のガンマフォトン検出器を有する。ガンマフォトン検出器モジュール24、25内の各ガンマフォトン検出器が、ガンマフォトンの受け取りを指し示す電気信号を生み出し、それからの電気信号が、バスを介してタイムスタンプユニット28によって受信される。単一のユニットとして図示されているが、タイムスタンプユニット28は、各ガンマフォトン検出器モジュール24に1つ以上のタイムスタンプユニットが付随するように複製されることができ、それにより、ガンマフォトンが受け取られるガンマフォトン検出器に対してローカルにタイムスタンプ付与機能を提供し得る。動作時、例示のガンマフォトン22、23のそれぞれガンマフォトン検出器モジュール24、25による検出が、それぞれバス26、27を介してタイムスタンプユニット28によって受信される電気信号を生じさせる。各バス26、27は、各ガンマフォトン検出器モジュール24、25内の1つ以上のガンマフォトン検出器の、図1における1つ以上のアレイ電気出力12a、12b、12c、12dを表す。図2に戻るに、タイムスタンプユニット28は、少なくとも、受け取られたガンマフォトン各々の受け取りの時間を指し示すタイムスタンプを発行する。各ガンマフォトンのエネルギーを決定するために各ガンマフォトンに付随するシンチレーション光を積分するよう、積分ユニットもタイムスタンプユニット28内に含まれ得る。タイムスタンプユニット28はコインシデンス決定ユニット29と通信する。コインシデンス決定ユニット29は、典型的に ± 3 nsである互いの狭い時間間隔内でそれらのタイムスタンプが生じている場合に、これら受け取られたガンマフォトンと同時に発生として特定する。コインシデンス決定ユニット29は更に、受け取られたガンマフォトンの各々に関連するエネルギーを分析し、エネルギーが所定のエネルギー窓の外側にあるガンマフォトンに付随する時間的に一致するガンマフォトンを排斥し得る。コインシデンス決定ユニット29は再構成プロセッサ30と通信する。再構成プロセッサ30は、同時に発生と見なされた受け取られたガンマフォトンの各対に関してライン・オブ・レスポンスを構築し、更に、例えばフィルタ補正逆投影及び反復再構成などの技術を用いて同時に発生ガンマフォトンの起源位置の画像を表すデータを再構成するために、複数のそのようなライン・オブ・レスポンスを処理する。飛行時間（TOF）式PETのとき、再構成プロセッサは更に、受け取られた同時に発生ガンマフォトン間の小さい時間差を考慮に入れて、より良好にそれらの起源位置を特定し得る。相互作用深さ（depth-of-interaction；DOI）式PETでは、視差エラーを抑制することによって再構成画像の空間分解能を向上させるため、2つの検出されたガンマフォトンの軌道が更に調査され得る。再構成プロセッサ30は更に画像処理ユニット31と通信する。画像処理ユニット31は、同時に発生ガンマフォトンの起源位置を表すデータを、出力装置上での画像の提示に適した様式へと処理するように構成される。画像処理ユニット31は更に、画像を提示する例えばディスプレイ、プリンタ及びこれらに類するものなどの出力装置32と通信する。制御ユニット33が、PET撮像

10

20

30

40

50

システムの記載した全てのユニットと通信し、上述の動作を連係させる。

【 0 0 3 5 】

使用時、例えば人間又は動物の体の一部などの撮像すべき被検体の一部が、図 2 の例示的な P E T 撮像システムの撮像領域 2 1 内に位置付けられる。その部分は、放射性トレーサの摂取を測定することが望まれる被検体内の器官とし得る。被検体の該部分を撮像領域 2 1 内に位置付けることに先立って、放射性トレーサが被検体に投与され、摂取期間が経過することが許され得る。撮像プロセス中、複数のガンマフォトン検出器 1 が、例えば被検体に投与された放射性トレーサの崩壊からといった、撮像領域 2 1 内での放射性崩壊イベントに由来するガンマフォトンを受け取る。撮像プロセスに続いて、P E T 撮像システム 2 0 が、撮像領域 2 1 内の放射性トレーサの分布を示す画像を作成する。

10

【 0 0 3 6 】

本発明の利益を明らかにするため、図 3 は、フィリップス・デジタル・フォトン・カウンティング (P D P C) システムで使用されている従来技術に係る計時スキームの機構を示している。このようなシステムは、上記特許文献 1 に開示されている。従来技術に係る図 3 において、シンチレータ素子 4 0 が光検出器画素アレイ 4 1 と光学的に連通して、ガンマフォトン検出器を形成している。複数のこのようなガンマフォトン検出器が、図 2 に例示した P E T 撮像システム 2 0 で使用され得る。従来技術に係る図 3 に戻るに、シンチレータ素子 4 0 内で生成されたシンチレーション光が、光検出器画素アレイ 4 1 内の画素セルによって検出される。光検出器画素アレイ 4 1 は、各光検出器画素が複数の画素セル 5 2 を有する 1 つ以上の光検出器画素を有する。画素セルは、シリコン光電子増倍管 (S i P M) としても知られる単一光子アバランシェダイオード (S P A D) とすることができ、ガイガーモードで動作され得る。動作時、S i P M すなわち画素セルは、先ずリセットされて、その出力が論理的な偽 (フォールス) 状態にあるようにされる。S i P M による光フォトンの受け取りは、そのジャンクション (接合) の降伏と、その出力に論理的な真 (トゥルー) 状態を引き起こす (トリガーする) こととをもたらし。故に、光検出器画素アレイ 4 1 内の最も小さい光検出器要素は画素セル 5 2 であり、各画素セルが個別にイネーブル又はディセーブルされ、その論理出力が読み出され得る。一構成において、光検出器要素はおよそ 4 m m のピッチを有し、画素セルはおよそ 5 0 ミクロンのピッチを有する。故に、光検出器画素は何千個もの画素セルを有し得る。光検出器画素アレイ 4 1 内の画素セルは、画素セル行 4 2、4 3 によって例示されるように行をなして配列される (図示の容易さのため、そのうちの 2 つのみが示されている)。1 つ以上のこのような画素セル行が存在し得る。従来技術に係る図 3 で実行される計時機能に関して、行トリガーロジック 4 4、4 5 が、その対応する画素セル行 4 2、4 3 内の全ての画素セルの論理状態について論理 O R 演算を実行するとともに、それぞれ、行トリガー出力 4 6、4 7 にデジタル行トリガー信号を生成するために使用される。行トリガー出力 4 6、4 7 は、故に、その対応する画素セル行 4 2、4 3 内の画素セルのうちの 1 つ以上が論理真状態にトリガーされているときに、論理真状態に設定される。トリガー論理ユニット 5 0 によって生成される信号 4 9 が真の論理状態にあるときに、シンチレータ素子 4 0 によるガンマフォトンの受け取りの時間を指し示すタイムスタンプを生成するよう、計時ユニット 4 8 が構成される。一構成において、トリガー論理ユニット 5 0 は、行トリガー出力 4 6、4 7 における信号について O R 演算を実行し、その結果として、光検出器画素アレイ 4 1 内の画素セルのうちの何れか 1 つでも光フォトンによって論理真状態にトリガーされるときに、計時ユニット 4 8 がタイムスタンプを生成するようされる。

20

30

40

【 0 0 3 7 】

従来技術に係る図 3 で実行される積分機能に関して、受け取られた各ガンマフォトンのエネルギーを、そのシンチレーション光パルス内の光フォトンの数を積分することによって決定するために、積分ユニット 5 1 が使用される。ガンマフォトンエネルギーは、例えば P E T 撮像などの用途において有用なパラメータであり、コインシデンス決定ユニットがそれを用いて、散乱されたガンマフォトンと散乱されていないガンマフォトンとの間の区別を改善し、それにより、時間的に一致するイベントの対が同じガンマフォトンに由来

50

すると見なされることの確かさを向上させ得る。積分ユニット51は、シフトレジスタを用いて、各画素セル行42、43内の各画素セル（画素セル52によって例示される）の状態をそれぞれ画素状態信号出力53及び54にて、各行に関するデジタルワードとしてクロック出力し、これらのデジタルワードをシーケンシャルアダー（順次加算器）回路55及び56とアダー（加算器）回路57とを用いて加算して、トリガーされた画素セルの数を指し示すデジタルワードを生成するよう動作する。制御ユニット33が、上述の様々な動作を連係させ、更に計時ユニット48からのタイムスタンプ及び積分ユニット51からの積分の結果を受け取り、そして更には、それらの、図2に例示したPET撮像システム20内のコインシデンス決定ユニット29への転送を制御し得る。

【0038】

本発明においては、積分及びタイミングトリガー信号の生成に、異なる手法が採用される。図4は、本発明の第1の実施形態の態様を例示しており、画素セル回路60、放射線検出装置61、及び電流波形62が示されている。図4を参照するに、本発明においては、トリガーされた画素セルを指し示す第1の所定の振幅、又はトリガーされていない画素セルを指し示す第2の所定の振幅の何れかを有するデジタル信号（Isp）を生成するよう、画素セルトリガー状態センシング回路63が構成される。図4に例示される画素セルトリガー状態センシング回路63において、上記デジタル信号は、第1の出力64に生成されるデジタル電流信号である。しかしながら、理解されるように、デジタル信号が、個別の電荷パケットを有するデジタル電荷信号、又はデジタル電圧信号の何れかである代替実施形態も開示の範囲内である。

【0039】

図4に例示される実施形態において、デジタル信号はデジタル電流信号であり、第1の所定の振幅は非ゼロの振幅であり、第2の所定の振幅はゼロ振幅である。一例において、第1の所定の振幅は1マイクロアンペアであり、第2の所定の振幅は0マイクロアンペアである。第2の例において、第1の所定の振幅は1マイクロアンペアであり、第2の所定の振幅は、第1の所定の振幅の1/10以下の値を有するリーク電流である。第1の所定の振幅に関するその他の好適値は、およそ100ナノアンペアから数十マイクロアンペアまでの範囲内にある。第1及び第2の所定の振幅は、故に区別可能である。結果として、図4において、スイッチ66は、電流源67が出力64に接続されるような導通状態、又は非導通状態の何れかにある。例えば、第1の所定の振幅を正の振幅にし、第2の所定の振幅を負の振幅にするといった、第1及び第2の所定の振幅が区別可能である画素セルトリガー状態センシング回路63のその他の構成も企図される。1つ以上の電流源及び/又はスイッチが、そのような構成で使用され得る。同様に、デジタル信号がデジタル電荷信号である実施形態では、振幅、故に個別の電荷パケットは、2つの所定の振幅に関して区別可能であるべきである。これは、例えば、電荷パケットの大きさ又は符号の違いによって達成され得る。理解されるように、デジタル信号がデジタル電圧信号である代替実施形態でも、電圧信号の第1及び第2の振幅が同様に区別可能であるべきである。

【0040】

動作時、例えばSiPM又はSPADの画素セルとし得るものであるアバランシェフォトダイオード65が非トリガー状態にあるとき、スイッチ66は非導通状態にあり、それ故に、電流源67が第1の出力64から切断され、結果として、第1の出力64に生成されるデジタル電流信号は第2の所定の振幅を有する。アバランシェフォトダイオード65によって光フォトンが受け取られると、アバランシェフォトダイオード65は、アバランシェ電流がアバランシェフォトダイオード65を流れるトリガー状態に遷移する。アバランシェ電流を検知してスイッチ66を導通状態に遷移させるように比較器68が構成され、それにより、電流源67が第1の出力64に接続され、結果として、第1の出力64に生成されるデジタル電流信号は第1の所定の振幅を有する。斯くして、画素セルトリガー状態センシング回路63は、光フォトンによるフォトダイオード65のトリガーにตอบสนองしてリアルタイムで、第1の出力64にデジタル信号を生成する。リアルタイムによって意味されることは、これが、デジタル信号を読み出すためにシフトレジスタを使用する他の

10

20

30

40

50

手法に特有のクロック出力期間なしで達成されるということである。このリアルタイム信号は、スイッチ66を閉じるための時間と、実際の電子回路における寄生キャパシタンス及び直列抵抗により生じるRC伝搬遅延の上昇時間とを被り得るが、そのような伝搬遅延は、標準的な回路レイアウト技術を用いてピコ秒のオーダーにされることができ、これはリアルタイムと見なされる。デジタル信号は、その後、画素セルトリガー状態センシング回路63がリセットされるまでトリガー状態に保持される。リセット動作は、積分が完了した後に発効されることができ、そのような非同期又は同期リセット信号は、ローカルの計時回路によって生成され、あるいは制御ユニットによって発効され得る。非同期リセット信号は、例えば、光検出器画素アレイ内の画素セルによる所定数の光フォトンの検出後ある固定時間でリセット動作を生じさせ得る。企図される一実施形態において、リセット動作は、より高いレートでの光フォトンの入射をカウントするため、光パルス内の光フォトンの総数の積分が二段階以上で実行されるよう、光パルスの周期の範囲内で動作され得る。

【0041】

画素セルトリガー状態センシング回路63の動作は、2つの所定の振幅のうち的一方を有する信号を提供するものである。図4のアバランシェフォトダイオード65はアナログ又はデジタルのSiPMとし得る。アバランシェ電流を検知するように比較器68を構成する様々な手段が、例えばMOSスイッチ及び当業者に知られた技術を用いて実装され得る。トリガーされた画素セルを指し示す振幅を持つデジタル信号の振幅を保持するラッチも、フォトダイオード回路内、又は画素セルトリガー状態センシング回路63内に含まれ得る。アバランシェフォトダイオード65は、バイアス電圧供給69によってガイガーモードへとバイアスされ、能動的又は受動的なクエンチ(消滅)回路80を含み得る。能動クエンチ回路は、例えば抵抗器などの受動クエンチ回路と比較して、フォトダイオードのリカバリ時間を有利に短縮する。

【0042】

図4の放射線検出装置61は、複数の画素セル回路60の接続を、オプションの電流-デジタル変換器回路71及びオプションのトリガーレベル回路72とともに例示している。8個の例示の画素セル回路60の光検出器が画素セルアレイを形成しているが、画素セルアレイはその他の数の画素セルで形成されてもよい。各電流源の位置が、2つの行の各々内でそれぞれS1A-S1D及びS2A-S2Dとして識別されている。図4に示した放射線検出装置61では、個々の画素セル回路60の各々によって生成されるデジタル電流が、加算のための分岐合流点(加算ジャンクション)73により実装される加算ユニットによって共に足し合わされ、そこでの合計電流が、例示のアレイ内の全ての画素セルの組み合わせ状態を表す。個々の画素セル回路60の各々によって生成される電流、故に信号は、所定の振幅を持つデジタル信号であるので、加算ジャンクション73における合計電流の振幅は、例示の光検出器画素アレイ内のトリガーされた画素セルの数を指し示す複数の所定レベルのうちの一つに対応するアナログ電流すなわち信号である。これは故に、更なる処理なしで積分ユニットの機能を果たす。結果として、この信号は、シンチレーション光パルスを生じさせるガンマフォトンのエネルギーを指し示す。個々の画素セル回路60の各々によって生成される電流は、上述のように、画素セル回路60内の画素セルのトリガーに応答してリアルタイムで生成されるので、斯くして電流を足し合わせることで、このアナログ信号も、画素セルのトリガーに応答してリアルタイムで生成される。やはり、リアルタイムによって意味されることは、これは、実際の電子回路における寄生キャパシタンス及び直列抵抗により生じるRC伝搬遅延の上昇時間を被るが、上述のように、そのような伝搬遅延は、標準的な回路レイアウト技術を用いてピコ秒のオーダーにされることができ、これはリアルタイムと見なされるということである。有利なことに、このアナログ信号は画素セルのトリガーに応答してリアルタイムで生成されるので、この積分技術は、積分の結果をリアルタイムで提供し、それにより、シンチレーション光パルスの妥当性についての迅速な決定が為されることを可能にする。また、この信号の振幅は光フォトンの累算数の検出結果を表すので、正確なタイミング信号が提供される。

10

20

30

40

50

斯くして、それは、このようなシンチレーション光パルスの計時における改善を表す。加算ジャンクション73は更に、電流をアナログ電圧信号(その振幅は、同じように、光検出器画素アレイ内のトリガーされた画素セルの数を指し示す)に変換するよう、例えばグラウンド電位などの固定電位に接続された抵抗器を有していてもよい。

【0043】

一例として、図4の電流波形62は、第1の所定の振幅が正の振幅であり、且つ第2の所定の振幅がゼロの振幅であるときの、それぞれ時間 t_1 、 t_2 、 t_3 及び t_4 で受け取られた4つの光フォトンの検出の結果としての、1行の画素セル群からの加算ジャンクション73での電流を示している。電流波形62は、故に、この例示のケースでは加算ジャンクション73によって実装されている加算ユニットにより生成されるアナログ信号を表している。当初、加算ジャンクション73に存在する電流はゼロであり、更なる光フォトンが検出される都度、トリガーされた画素セルを指し示す所定の振幅(A_f)を持つ段差分だけ合計電流が増加している。各段差分の振幅は予め定められているので、このアナログ信号の振幅は、トリガーされた画素セルの総数を指し示す複数の所定レベルのうちの1つに相当し、そして更には、検出された光フォトンの累算数を直ちに指し示し、それにより所望の積分を実行する。

【0044】

デジタル信号がデジタル電圧信号である代替実施形態においては、理解されるように、デジタル電圧信号は、スイッチを2つの所定の電圧レベルのうちの一方に選択的に接続することによって生成されることができ、デジタル信号の加算は、所望のアナログ信号を生成するように、アナログ加算式の演算増幅器回路を用いて電圧を足し合わせることで実行され得る。デジタル信号がデジタル電荷信号である代替実施形態においては、理解されるように、第1及び第2の所定の振幅を表す個別の電荷パッケージが、所望のアナログ信号を生成するように電荷積分器によって足し合わされ得る。図4を参照するに、デジタル信号がデジタル電荷信号である一実装例において、アバランシェフォトダイオード65による光フォトンの受け取りは、所定の期間(T)にわたるスイッチ66の閉鎖と、電流源67の電流及び上記所定の期間(T)の積によって決定される電荷パッケージ(Q)の第1の出力64への伝送とを生じさせる。その電荷が、例えば値(C)を有するキャパシタとして実装される電荷積分器によって加算され、結果として得られる、キャパシタに掛かる電圧の変化は、キャパシタ値に対する電荷パッケージの比(Q/C)によって決定される。スイッチ66を閉じることのタイミングを制御するために、単安定又はその他のワンショットトリガー回路が使用され得る。このような電荷積分器回路の実際の実装におけるリーク電流により、少なくともデジタル信号の第1の所定の振幅は、積分期間の終わりにおいて電荷積分器によって生成されるアナログ信号におけるリーク電流の正味の結果から更に望ましく区別可能となる。

【0045】

図4の放射線検出装置61に接続されたオプションの電流-デジタル変換器回路71は、ジャンクション73における電流を指し示すデジタル化信号を出力74に提供するために使用され得る。このようなデジタル化は、制御ユニット又はコインシデンス決定ユニットによるその後の処理を容易にする。この目的に好適な電流-デジタル変換器は、例えば、好適に設定された演算増幅器回路を含む。

【0046】

図4の放射線検出装置61に接続されたオプションのトリガーレベル回路72は、例えば時間-デジタル変換器などの計時ユニットに、所定の累算数の光フォトンの検出の時点を示すタイムスタンプを生成させ、それにより、いっそう信頼できるタイミング信号を提供するために使用され得る。オプションのトリガーレベル回路72は、加算ジャンクション73におけるアナログ信号を、所定の累算数の検出光フォトンに対応する所定の閾レベルと比較する比較器を有し得る。想定される一構成において、例えば時間-デジタル変換器などの計時ユニットは、光フォトンの累算数が例えば1つ又は複数の光フォトンなどの所定数を越えたときにタイムスタンプを生成するようにされる。そうすることで、い

10

20

30

40

50

っそう信頼でき且つ単純化された計時スキームが提供される。

【0047】

図5は、本発明の第2の実施形態の態様を例示しており、画素セル回路70、放射線検出装置81、及び電流波形82が示されている。図5は、図4に示した回路の発展例を示しており、これは、例えば図4に示したスイッチ66などの現行スイッチがしばしば遭遇する非線形問題に対処するものである。図5の画素セル回路70を参照するに、各電流源が、信号(Isp)を生成する第1の出力74及び信号(Isn)を生成する第2の出力94という2つの出力を有している。第1の出力74は、図4の出力64と同じように動作し、故に、アバランシェフォトダイオード65が非トリガー状態にあるとき、スイッチ76は非導通状態にあり、それ故に、電流源77が第1の出力74から切断され、結果として、第1の出力74に生成されるデジタル電流信号は第2の所定の振幅を有する。アバランシェフォトダイオード65によって光フォトンが受け取られると、アバランシェフォトダイオード65は、アバランシェ電流がアバランシェフォトダイオード65を流れるトリガー状態に遷移する。アバランシェ電流を検知してスイッチ76を導通状態に遷移させるように比較器78が構成され、それにより、電流源77が第1の出力74に接続され、結果として、第1の出力74に生成されるデジタル電流信号は第1の所定の振幅を有する。トリガーされた画素セルを指し示す振幅を持つデジタル信号の振幅を保持するラッチも、フォトダイオード回路内、又は画素セルトリガー状態センシング回路95内に含まれ得る。従って、デジタル信号の振幅が、画素セルトリガー状態センシング回路95がリセットされるまでトリガー状態に保持され得る。リセット動作は、積分が完了した後に発効されることができ、そのような非同期又は同期リセット信号は、ローカルの計時回路によって生成され、あるいは制御ユニットによって発効され得る。企図される一実施形態において、リセット動作は、より高いレートでの光フォトン入射をカウントするため、光パルス内の光フォトンの総数の積分が二段階以上で実行されるよう、光パルスの周期の範囲内で動作され得る。

【0048】

図5に示す好適実施形態において、第1の所定の振幅は非ゼロの振幅であり、第2の所定の振幅はゼロ振幅である。一例において、第1の所定の振幅は1マイクロアンペアであり、第2の所定の振幅は0マイクロアンペアである。第2の例において、第1の所定の振幅は1マイクロアンペアであり、第2の所定の振幅は、第1の所定の振幅の1/10以下の値を有するリーク電流である。第1の所定の振幅に関するその他の好適値は、およそ100ナノアンペアから数十マイクロアンペアまでの範囲内にある。重要なことには、第1及び第2の所定の振幅は区別可能なものである。故に、図5において、スイッチ76は、その場合に電流源S1Aが出力74に導かれる導通状態、又は非導通状態の何れかにある。例えば、第1の所定の振幅を正の振幅にし、第2の所定の振幅を負の振幅にするといった、第1及び第2の所定の振幅が区別可能である画素セルトリガー状態センシング回路95のその他の構成も企図される。負の振幅は、電流源77の上側の端子を負電位に対して接続することによって発効され得る。あるいは、1つ以上の電流源及び/又はスイッチが、そのような構成で使用され得る。

【0049】

図5の画素セル回路70における第2の出力94は、第1の出力に対する相補デジタル信号を生成するように構成され、故に、第1の出力74に生成されるデジタル電流信号が第1の所定の振幅を有するとき、第2の出力94に生成されるデジタル電流信号は第2の所定の振幅を有し、その逆もまた然りである。これを達成するのに使用され得る1つのスイッチ構成が図5に示されるが、理解されるべきことには、第1の出力74及び第2の出力94を制御することには、単極双投スイッチを含め、他の構成が代わりに使用されてもよい。

【0050】

図5の比較器78は、第1の出力74及び第2の出力94における上述の相補信号に従って、アバランシェフォトダイオード65のトリガー状態に応じてスイッチ76、96を

10

20

30

40

50

動作可能に制御する。相補信号は、例えば、MOSスイッチを用いて構築される論理インバータによって生成され得る。図5のアバランシェフォトダイオード65は、図4を参照して説明したように、バイアス電圧供給69によってガイガーモードへとバイアスされ、能動的又は受動的なクエンチ回路80を含み得る。

【0051】

図5の放射線検出装置81は、複数の画素セル回路70の接続を、差動電流増幅器91及びオブションのトリガーレベル回路92とともに例示している。8個の例示の画素セル回路70の光検出器が画素セルアレイを形成しているが、画素セルアレイはその他の数の画素セルで形成されてもよい。各電流源の位置が、2つの行の各々内でそれぞれS1A-S1D及びS2A-S2Dとして識別されている。図5に示した放射線検出装置81では、個々の画素セル回路70の第1の出力の各々によって生成される電流が、加算ジャンクション83により実装される加算ユニットによって足し合わされ、そこでの合計電流が、例示のアレイ内の全ての画素セルの組み合わせ状態を表す。従って、加算ジャンクション83における信号は、その振幅が光検出器画素アレイ内のトリガーされた画素セルの数に対応するアナログ信号である。これは故に、更なる処理なしで積分ユニットの機能を果たす。この信号はまた、シンチレーション光パルスを生じさせるガンマフォトンのエネルギーを指し示す。有利なことに、積分の結果が素早く提供され、それにより、シンチレーション光パルスの妥当性についての迅速な決定が為されることが可能にされる。しかしながら、スイッチ76及び96として採用され得る典型的なMOSスイッチにしばしば付随する非線形問題に対処するため、例示のアレイ内の全ての画素セルの組み合わせられた相補信号、故に、第2の出力94によって生成される組み合わせ信号が、同様に、加算ジャンクション93により実装される更なる加算ユニットによって足し合わされて、加算ジャンクション93における組み合わせアナログ信号が生成される。上述のように、好適な一実施形態において、第1の所定の振幅は非ゼロ振幅であり、第2の所定の振幅はゼロ振幅である。斯くして、加算ジャンクション93におけるアナログ信号は、トリガーされていない画素セルの数に対応する振幅を有する。図5の放射線検出装置81を更に参照するに、差動電流増幅器91によって実装される差分ユニットが、第2の加算ジャンクション93における電流信号を、第1の加算ジャンクション83における電流信号から減算して、これら2つの電流の差分のアナログ表現を出力84に生成する。従って、非トリガーセルの数を表す信号が、トリガーセルの数を表す信号から減じられる。そうすることで、出力84における信号は、スイッチ76、96の実際の実装にて起こるドリフト及びリーク電流並びに非線形効果の影響を受けにくい。好適実施形態を参照して説明した所定の信号振幅を用いることで、出力84における2つの電流の差のアナログ表現は、結果として、放射線検出装置81内のトリガーされた画素セルの数を指し示す。このようなアナログ信号は、その後、制御ユニット又はコインシデンス決定ユニットによるその後続処理を容易にするためにデジタル化されてもよい。この目的に好適な電流-デジタル変換器は、例えば、好適に設定された演算増幅器回路を含む。

【0052】

図5の電流波形82は、それぞれ時間 t_1 、 t_2 、 t_3 及び t_4 で受け取られた4つの光フォトンの検出の結果としての、1行の画素セル群に関する、加算ジャンクション83における結合電流(I_{spsum})、加算ジャンクション93における結合電流(I_{nsun})、及び差動電流増幅器91の出力84における、これら2つの電流の差分($I_d = I_{spsum} - I_{nsun}$)を例示している。当初、加算ジャンクション83に存在する電流はゼロであり、更なる光フォトンが検出される都度、トリガーされた画素セルを指し示す所定の振幅(A_f)を持つ段差分だけ合計電流が増加している。各段差分の振幅は予め定められているので、このアナログ信号の振幅は、トリガーされた画素セルの総数を指し示す複数の所定レベルのうちの1つに相当し、そして更には、検出された光フォトンの累算数を直ちに指し示し、それにより所望の積分を実行する。

【0053】

図5を参照して、言及しておくことには、加算ジャンクション83、93は他の例では

各々、ジャンクション 83、93での電流をアナログ電圧信号に変換するよう、例えばグラウンド電位などの固定電位に接続された追加の抵抗器を有していてもよく、それらアナログ電圧信号の振幅の差が、図5の差動電流 - デジタル変換器 91に代わる差動電圧増幅器によって同様に決定され得る。斯くして、光検出器画素アレイ内のトリガーされた画素セルの数を指し示す同様のデジタル信号が生成され得る。

【0054】

図5の放射線検出装置 81に接続されたオプションのトリガーレベル回路 92は、例えば時間 - デジタル変換器などの計時ユニットに、所定の累算数の光フォトンの検出の時点を示すタイムスタンプを生成させ、それにより、いっそう信頼できるタイミング信号を提供するために使用され得る。オプションのトリガーレベル回路 92は、第1の加算ジャンクション 83における電流から第2の加算ジャンクション 93における電流を減算する差動電流増幅器と、この差分信号を、所定の累算数の検出光フォトンに対応する所定の閾レベルと比較する比較器とを有し得る。想定される一構成において、例えば時間 - デジタル変換器などの計時ユニットは、光フォトンの累算数が例えば1つ又は複数の光フォトンなどの所定数を越えたときにタイムスタンプを生成するようにされる。そうすることで、いっそう信頼でき且つ単純化された計時スキームが提供される。

【0055】

図6は、本発明の一部の態様に従って使用される電流源の一実施形態を示している。図4及び5の電流源 S1A - S1D及びS2A - S2Dは、図6に示される電流源 S1A、S1Bを用いて実装され得る。図6では、PMOSデバイス P0のドレイン - ソース電流を P4を介して設定するNMOSデバイス P3が、プログラミング電流 (I_{ext}) を用いてプログラムされる。結果として、デバイス P1、P2のドレイン - ソース電流が、各デバイス P1、P2のチャンネルの幅対長さ比の、P0のそれと比較した比を、デバイス P0の電流に乗じたものによって設定される。図6に記載されるようにして、複数の電流源が実装され得る。このようなデバイスは、SiPM又はSPADのアレイと同じシリコン基板上に(この場合、それらの対応する光検出器からの縮小された離隔が、低減されたRC信号伝搬遅延に有利につながる)実装され、あるいは代わりに、外部のオフチップ回路として実装され得る。その他の電流源形態も好適である。

【0056】

図7は、図4に示したオプションの電流 - デジタル変換器 71を実装するのに使用され得る電流 - デジタル変換器回路 102と、図4に示したオプションのトリガーレベル回路 72を実装するのに使用され得るトリガー回路 103、104との一実施形態を示している。動作時、図7の共通の入力 101が、アレイの一部内の全ての画素セルトリガー状態センシング回路 63の第1の出力 64からの加算電流である電流 I_{sum} を受け取るように、図7の加算ジャンクション 73に接続される。抵抗器 105が電流 I_{sum} を電圧に変換する。サンプリングスイッチ 106が閉じられると、アナログデジタル変換器 102が、共通入力 101によって受け取られた電流 I_{sum} のアナログデジタル変換を実行する。電流 I_{sum} のこのデジタル表現は、その後、時間的に一致するイベントのコインシデンスの妥当性を検証するために、PET撮像システム内のコインシデンス決定ユニットにて処理され得る。サンプリングスイッチ 106は、上記の変換が行われる時間を決定し、変換の結果がリアルタイムで利用可能であるように閉じたままであってもよく、あるいは、例えばタイムスタンプがトリガーされるまで待つことで積分結果の変換を早まって開始することを防止するよう、閉じることが必要に応じて遅延されてもよい。有利には、妥当な光パルスにタイムスタンプのトリガーが由来したことの、より高い信頼度が存在するときのみ変換が始動されるので、誤って開始される変換に関連するリセット時間が回避される。比較器 104及び光フォントリガー基準レベル 103が協働して、計時ユニット 107に、光検出器アレイの一部内で所定の累算数の光フォトンが検出されたときにタイムスタンプを生成させる。所定数の光フォトンを示すレベルが電流 I_{sum} によって超えられるとき、比較器 104は計時ユニット 107にタイムスタンプを生成させる。そうすることで、検出される光パルスのプロファイル上の同じ点

10

20

30

40

50

にタイムスタンプが関係するので、より再現性ある計時が提供される。図7に示したこのようなデバイスは、SiPM又はSPADのアレイと同じ基板上に作製され、あるいは代わりに、外部のオフチップ回路として作製され得る。図7の回路はまた、図5のジャンクション83及び93から電流を受け取るように適応されることができ、同じ意図した機能を果たすべく、差動増幅器構成を用いて、これらのジャンクションにおける電流を減算し得る。

【0057】

図8は、図5に示した差動電流増幅器91を実装するのに使用され得る差動増幅器回路の一実施形態を示している。図8の回路は、例えば画素セル行42などの画素セルの行に関する画素セルトリガー状態センシング回路95の第1の出力74及び第2の出力94から電流 I_{spsum} 及び I_{snsum} を受け取り、電流の差分($I_{spsum} - I_{snsum}$)に比例する出力電圧 V_{out} を生成する。抵抗値 R_1 を調節することによってトランスインピーダンス利得が設定され得るとともに、抵抗値の比(R_3 / R_2)を調節することによって電圧利得が設定され得る。出力電圧 V_{out} は、その後、コインシデンス決定ユニットにてデジタル処理されることが可能な、トリガーされた画素セルの累算数又は光フォトンの累算数を指し示す信号を提供するために、アナログデジタル変換器によってデジタル化されてもよい。

【0058】

図9は、本発明の一部の態様に従ったシステム実装を示している。図9に示されるシステム実装は、例えば、コインシデンス決定ユニットにおけるコインシデンスの決定及び/又は妥当性検証に必要な信号を生成するために、PET撮像システム内で使用され得る。図9のシステムの動作を、図5に示した第2の実施形態に係る放射線検出装置を参照して説明するが、理解されるべきことには、このシステムはまた、図4に示した第1の実施形態との使用にも適応され得る。図9を参照するに、シンチレータ素子40が光検出器画素アレイ41と光学的に連通して、ガンマフォトン検出器を形成している。複数のこのようなガンマフォトン検出器が、図2に例示したPET撮像システム20で使用され得る。図9に戻るに、シンチレータ素子40内で生成されたシンチレーション光が、光検出器画素アレイ41内の画素セルによって検出される。光検出器画素アレイ41は、各光検出器画素が複数の画素セルを有する1つ以上の光検出器画素を有する。画素セルは、シリコン光電子増倍管(SiPM)としても知られる単一光子アバランシェダイオード(SPAD)とすることができ、ガイガーモードで動作され得る。動作時、SiPMすなわち画素セルは、先ずリセットされて、その出力が論理的な偽(フォールス)状態にあるようにされる。SiPMによる光フォトンの受け取りは、そのジャンクション(接合)の降伏と、その出力に論理的な真(トゥルー)状態を引き起こす(トリガーする)こととをもたらす。故に、光検出器画素アレイ41内の最も小さい光検出器要素は画素セルであり、各画素セルが個別にイネーブル又はディセーブルされ、その論理出力が読み出され得る。一構成において、光検出器要素はおよそ4mmのピッチを有し、画素セルはおよそ50ミクロンのピッチを有する。故に、光検出器画素は何千個もの画素セルを有し得る。光検出器画素アレイ41内の画素セルは、画素セル行42、43によって例示されるように行をなして配列される(図示の容易さのため、そのうちの2つのみが示されている)。1つ以上のこのような画素セル行が存在し得る。

【0059】

図9に示したシステムで実行される積分機能に関して、積分ユニット110が、シンチレータ素子40によって受け取られた各ガンマフォトンのエネルギーを、そのシンチレーション光パルス内の光フォトンの数を積分することによって決定する。積分ユニット110は、光検出器アレイ41の少なくとも一部内のトリガーされた画素セルの累算数を決定することによって、光フォトンの数を積分する。図9における例示では、この部分は画素セル行42、43に相当する。積分ユニット110は、1つ以上の差動電流増幅器111、112を有し、各差動電流増幅器が、図5中の品目91の記述に従って動作する。図9に示した実装において、各差動電流増幅器111、112は、そのそれぞれの行内の画素

10

20

30

40

50

セル全てに関する画素セルトリガー状態センシング回路95の第1の出力74全てからの組み合わせられた電流信号 I_{spsum} を受け取るように構成される。好適な一構成が図5に示されている。同様に、各差動電流増幅器111、112は、そのそれぞれの行内の画素セル全てに関する画素セルトリガー状態センシング回路95の第2の出力94全てからの組み合わせられた電流信号 I_{nsun} を受け取るように構成される。斯くして、各差動電流増幅器111、112の出力は、そのそれぞれの行内のトリガーされた画素セルの数を表すアナログ信号である。そして、アレイの一部に関する全ての差動電流増幅器の出力が足し合わされて、アレイのその部分内のトリガーされた画素セル、故に、受け取られた光フォトン、の総数を指し示す信号が生成される。この加算は、電流加算ユニット、又は典型的に演算増幅器回路を用いて実装され得る電荷加算ユニット(図示せず)にて行われ得る。図9に例示された実施形態は、1つの行の画素群からの信号が1つの差動電流増幅器111、112によって受け取られる構成を示しているが、例えば1つの差動電流増幅器を用いて複数の行からの信号を受け取るなどのその他の構成も企図される。他の一実施形態において、アレイの一部内のトリガーされた画素セルの総数を指し示す信号から、更なる信号113が導き出されて、計時ユニット48によって発行されたタイムスタンプの妥当性(積分の結果が所定の累算カウント条件を満たすかどうか、故に、カウントが所定値を上回っている、等しい、若しくは少ない、又は所定値の所定範囲内であるかどうか)を確認するために使用され得る。そうすることで、タイムスタンプがガンマフォトンに由来することの確かさが向上され得る。ガンマフォトンエネルギーは、その後、図2にて詳述したPET撮像システムのコインシデンス決定ユニット29にて使用されることができ、それを用いて、散乱されたガンマフォトンと散乱されていないガンマフォトンとの間の区別が改善され、それにより、ライン・オブ・レスポンスの妥当性が決定され得る。図9の制御ユニット33が、上述の様々な動作を連係させ、更に計時ユニット48からのタイムスタンプ及び積分ユニット110からの積分の結果を受け取り、そして更には、それらの、図2に例示したPET撮像システム20内のコインシデンス決定ユニット29への転送を制御し得る。

【0060】

図9に示したシステムで実行される計時機能に関して、複数のトリガー回路114が、タイムスタンプトリガーユニット117及び計時ユニット48と協働して、光検出器画素アレイ41内で所定数の光フォトンが検出された時点を示すタイムスタンプを生成する。実際には、複数のトリガー回路114の所望の計時機能を果たすことには、各トリガー回路92a、92bが図5のユニット92を参照して説明した電流差分演算を実行する1つ以上のトリガー回路で十分である。故に、各トリガー回路92a、92bは、そのそれぞれの行内の画素セル全てに関する画素セルトリガー状態センシング回路95の第1の出力74全てからの組み合わせられた電流信号 I_{spsum} を受け取るように構成される。同様に、各トリガー回路92a、92bは、そのそれぞれの行内の画素セル全てに関する画素セルトリガー状態センシング回路95の第2の出力94全てからの組み合わせられた電流信号 I_{nsun} を受け取るように構成される。一構成において、各トリガー回路92a、92bは、電流 I_{spsum} から電流 I_{nsun} を減じて、この差分に比例した出力信号を出力115、116に生成する差動電流増幅器を有する。各トリガー回路92a、92bの出力115、116はタイムスタンプトリガーユニット117によって受け取られ、タイムスタンプトリガーユニット117は、所定の累算トリガー画素カウント条件が満たされる場合に計時ユニット48にタイムスタンプを生成されるトリガー信号を、出力118に生成する。この条件は、累算トリガー画素セルカウントが、所定値に等しい、それより少ない、又は所定値の所定範囲内であることとし得る。そうすることで、受け取られる光フォトンのプロファイル上の同じ点を指し示す再現性あるタイムスタンプが生成され得る。タイムスタンプトリガーユニット117は、複数のトリガー回路114からの個々の信号を受信するとともに、光検出器画素アレイ41の一部内で受け取られた光フォトンの総数を決定するように構成される。想定される一構成において、タイムスタンプトリガーユニット117は、複数のトリガー回路114の出力115、116によって出力

10

20

30

40

50

される信号の各々を足し合わせて、この和に比例する出力電圧を生成する電荷又は電圧加算増幅器と、この和を所定の累算トリガー画素カウントを指し示す信号と比較する比較器とを有する。所定の累算トリガー画素カウント条件が満たされるとき、タイムスタンプトリガーユニット117は、出力118により、計時ユニット48にタイムスタンプを生成させる。タイムスタンプは、その後、制御ユニット33を介してコインシデンス決定ユニットに伝送され、あるいは他の一実施形態において、計時ユニット48内のバッファに保持され、そして、積分ユニット110から受信される妥当性検証信号113が、積分ユニット110により設定される所定の累算カウント条件が満たされていることを指し示す場合のみ、制御ユニット33に伝送され得る。有利なことに、この改善された積分プロセスは、より速い積分をもたらし、ひいては、タイムスタンプの処理又はさもなければの排斥についての、より速い決定が行われ得る。従って、出力118での不当なトリガー信号によって計時ユニット48が迂闊にもタイムスタンプを生成させられる場合に、より短いタイムスタンプ妥当性検証遅延の後に計時ユニット48がリセットされることができ、計時ユニットの利用が向上される。理解されるように、複数のトリガー回路114と積分ユニット110とに共通の回路要素が、例えば電流-デジタル変換器回路などの組み合わせ回路にて共有され得る図9に代わる実装も可能である。

10

【0061】

まとめるに、光パルス内の光フォトン数を積分する放射線検出装置を、特にPET撮像システムを参照して説明した。当該装置に従って使用されるシステム、方法、及びコンピュータプログラムプロダクトも説明されている。当該放射線検出装置は、光フォトンによってトリガーされることが可能な複数の画素セルを有する光検出器画素アレイと、複数の画素セルトリガー状態センシング回路と、加算ユニットとを有する。本発明によれば、各画素セルが、トリガーされた画素セルを指し示す第1の所定の振幅、又はトリガーされていない画素セルを指し示す第2の所定の振幅の何れかを持つデジタル信号を生成するように構成された画素セルトリガー状態センシング回路と連通する。加算ユニットは、複数の画素セルトリガー状態センシング回路から前記デジタル信号を受け取って、トリガーされた画素セルの数に対応する振幅を持つアナログ信号を生成するように構成される。このアナログ信号の振幅は、所望の積分演算を指し示し、更には、所定の累算光フォトンカウント条件が満たされるときに計時ユニットにタイムスタンプを生成させる比較器と組み合わせて使用され得る。

20

30

【0062】

図面及び以上の記載にて本発明を詳細に図示して説明してきたが、これらの図示及び説明は、限定的なものではなく、例示的あるいは典型的なもののみなされるべきであり、本発明は、開示の実施形態に限定されるものではなく、高エネルギー粒子物理及びマイクロコピーの分野内の様々な用途において放射量子の検出に由来する光パルス内の光フォトン数を積分すること、及びそのような光パルスを計時することに使用されることができ

【 図 1 】

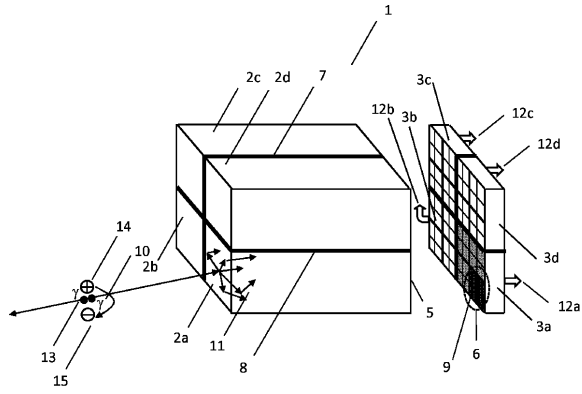


FIG. 1

【 図 2 】

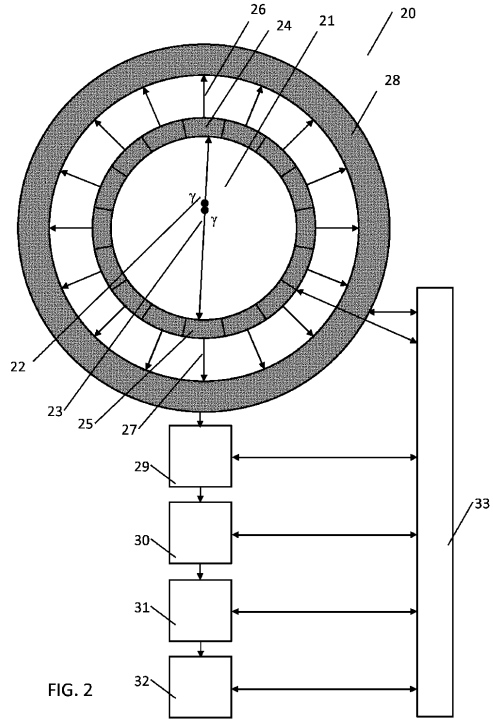
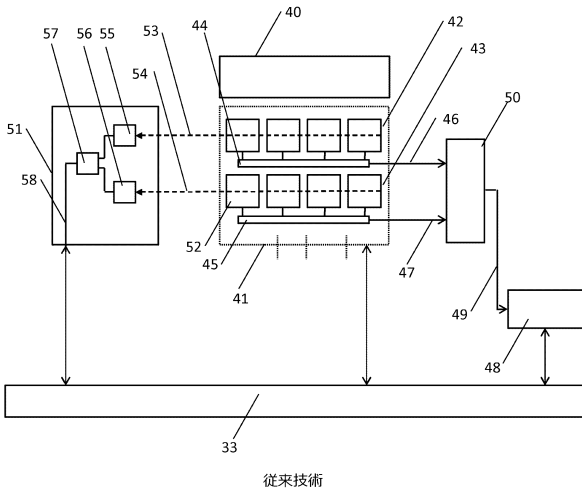


FIG. 2

【 図 3 】



従来技術

【 図 4 】

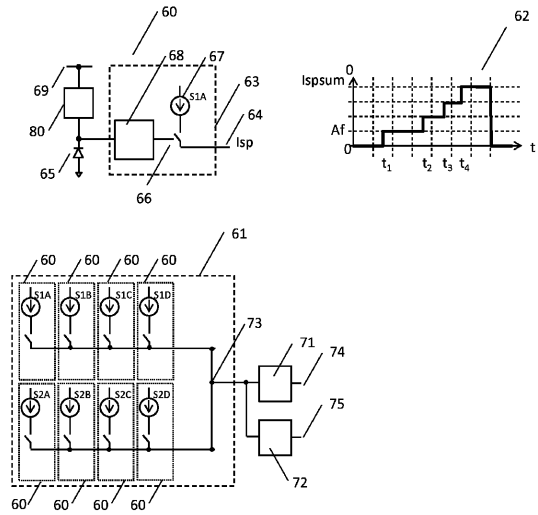


FIG. 4

【 図 5 】

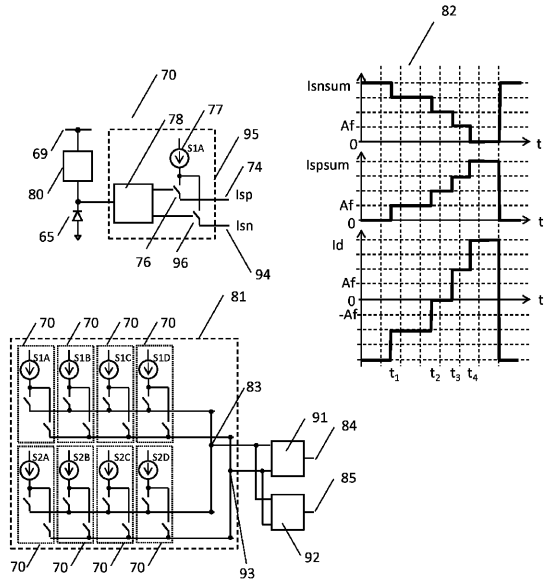


FIG. 5

【 図 6 】

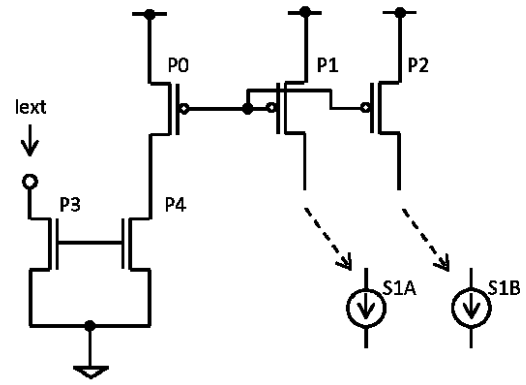


FIG. 6

【 図 7 】

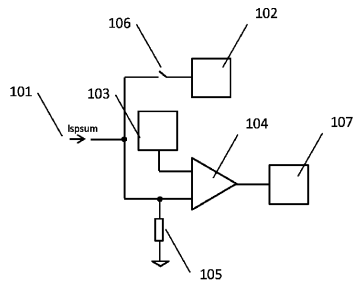


FIG. 7

【 図 9 】

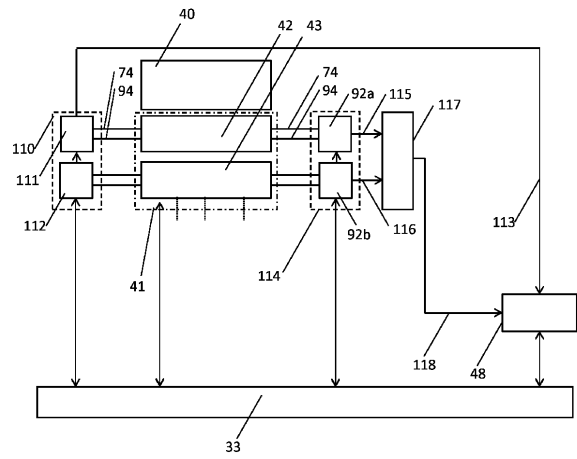


FIG. 9

【 図 8 】

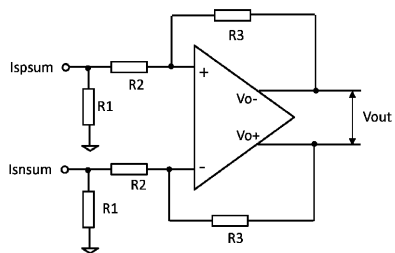


FIG. 8

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 シェイパー, メズバ ウディン

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

審査官 大門 清

(56)参考文献 米国特許出願公開第2012/0056078(US, A1)

特開2006-284346(JP, A)

特表2011-515676(JP, A)

特開2012-189583(JP, A)

特表2008-538606(JP, A)

特開2001-116846(JP, A)

特開2008-131485(JP, A)

米国特許出願公開第2010/0078569(US, A1)

米国特許出願公開第2008/0191139(US, A1)

米国特許出願公開第2012/0068050(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T1/00-7/12

H04N5/30-5/378