

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5670739号
(P5670739)

(45) 発行日 平成27年2月18日 (2015. 2. 18)

(24) 登録日 平成26年12月26日 (2014. 12. 26)

(51) Int. Cl.		F I	
GO 1 T	1/17 (2006. 01)	GO 1 T	1/17 D
GO 1 T	1/36 (2006. 01)	GO 1 T	1/17 J
GO 1 T	1/161 (2006. 01)	GO 1 T	1/17 F
GO 1 T	1/20 (2006. 01)	GO 1 T	1/36 B
A 6 1 B	6/00 (2006. 01)	GO 1 T	1/161 C

請求項の数 15 (全 11 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2010-538989 (P2010-538989)
 (86) (22) 出願日 平成20年12月12日 (2008. 12. 12)
 (65) 公表番号 特表2011-508201 (P2011-508201A)
 (43) 公表日 平成23年3月10日 (2011. 3. 10)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2008/055259
 (87) 国際公開番号 W02009/083847
 (87) 国際公開日 平成21年7月9日 (2009. 7. 9)
 審査請求日 平成23年12月8日 (2011. 12. 8)
 (31) 優先権主張番号 61/015, 207
 (32) 優先日 平成19年12月20日 (2007. 12. 20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ 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
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (72) 発明者 ワイナー ナオール
 イスラエル国 3 1 0 0 4 ハイファ ビ
 ー. オー. ボックス 3 2 5

審査官 藤本 加代子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線感知型の検出器アレー及び放射線を検知する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光子を検出し、当該光子を示す信号を生成する光センサと、
 信号解析器であって、当該信号解析器が前記光センサの出力中で前記信号を識別することが可能な場合は、エネルギー・ピンニングを行うと共に信号を計数し、当該信号解析器が前記光センサの出力中で前記信号を識別することが不可能な場合は、積分期間にわたって前記光センサの出力を積分する、信号解析器と、
 を有する、放射線感知性の検出器アレー。

【請求項 2】

前記信号を受信し、前記検出された光子のエネルギーを表すパルスを含む出力を生成する電子回路であって、当該電子回路の前記出力中で前記パルスを識別することが可能な場合、前記信号解析器はエネルギー・ピンニングを行うと共にパルスを計数し、当該電子回路の前記出力中で前記パルスを識別することが不可能な場合、前記信号解析器は前記積分期間にわたって前記電子回路の出力を積分する、電子回路と、

前記光センサ及び前記電子回路の両方が置かれたウェーハと、
 を更に含む、請求項 1 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

【請求項 3】

前記光センサの出力をデジタル化するデジタイザであって、前記信号が当該デジタル化された出力中で識別可能であるかどうかを判定するために、前記信号解析器が当該デジタル化された出力を解析する、請求項 1 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

10

20

【請求項 4】

前記信号解析器が、前記信号が前記デジタル化された出力中で識別可能であるかどうかを判定するためにニューラル・ネットワークを使用し、当該ニューラル・ネットワークは、低いX線の束に対応するデジタル・パルスと、高いX線の束に対応するデジタル・パルスとを含むデータで学習される、請求項 3 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

【請求項 5】

デジタルASICを更に含み、前記デジタイザ及び前記信号解析器が当該デジタルASIC上に置かれている、請求項 3 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

【請求項 6】

前記光センサが、約0 pF乃至約15 pFの範囲の静電容量と、少なくとも約1 G の固有抵抗とをもつフォトダイオードを含んでいる、請求項 1 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

10

【請求項 7】

前記電子回路は、約1 GHz乃至約10 GHzのバンド幅を有する増幅器を含む、請求項 6 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

【請求項 8】

前記デジタイザが、約100 MHzでサンプリングするアナログ-デジタル変換器を含む、請求項 7 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

【請求項 9】

検出された光子に対応するX線の束が1秒につき10メガ・回又はこれより少ない場合、光子の計数モードで作動し、検出された光子に対応するX線の束が1秒につき10メガ・回又はこれよりも多い場合、積分モードで作動する、請求項 1 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

20

【請求項 10】

コンピュータ断層撮影スキャナの一部である、請求項 1 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

【請求項 11】

ポジトロン放射型断層撮影スキャナの一部である、請求項 1 に記載の放射線感知性の検出器アレー。

【請求項 12】

デジタル化された信号中にある、複数のデジタル化されたパルスがお互いに識別可能であるかどうかを判定するステップであって、デジタル化されたパルスの各々は、医療用画像システムによって発された放射ビームから検出された光子のエネルギーに相当する、ステップと、

30

前記複数のデジタル化されたパルスがお互いに識別可能な場合、当該デジタル化されたパルスをエネルギー分解するステップと、

前記複数のデジタル化されたパルスがお互いに識別可能ではない場合、当該デジタル信号を積分するステップと、
を含む、放射線を感知する方法。

【請求項 13】

前記複数のデジタル化されたパルスがお互いに識別可能な場合、前記デジタル信号を積分するステップを更に含む、請求項 12 に記載の方法。

40

【請求項 14】

前記複数のデジタル化されたパルスがお互いに識別可能であるかどうかを判定するために、ニューラル・ネットワークを使用するステップを更に含む、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 15】

前記複数のデジタル化されたパルスがお互いに識別可能な場合、前記デジタル化されたパルスをエネルギー分解するステップと、前記デジタル信号を積分するステップとの両方を更に含む、請求項 12 に記載の方法。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は放射線感知性の検出器に関し、コンピュータ断層撮影（CT）への特定の用途を見いだしている。しかしながら、本発明はまた、他の医療用画像アプリケーション及び非医療用の撮像アプリケーションにも対応している。

【背景技術】

【0002】

コンピュータ断層撮影（CT）スキャナは、検査領域を横断する多染性の放射線を発するX線管を含んでいる。X線管の反対側の検査領域の側に弧状に内在している検出器のアレーが、検査領域を横断する放射線を検知する。検出器のアレーは、検査領域を表す信号を生成する。再構築器は信号を再構築し、検査領域を表すポリウムイメージデータを生成する。画像プロセッサは、検査領域の一つ以上の画像を生成するために、当該ポリウムイメージデータを処理する。

10

【0003】

従来の積分型のCTスキャナ、又は、例えばガドリニウム酸硫酸化物（Gadolinium Oxysulfide）ベース（GOS）の間接的な変換検出器を含むCTスキャナでは、結果として生じる画像は、相対的な放射線強度に対応するグレイスケール値を用いて表される画素を含んでいた。斯様な情報は、走査された被検者物体の減衰特性を反映し、概して、患者内の解剖学的構造、無生物内の物理構造、又は同等のものなどの構造を示す。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

残念なことに、所与の対象物によるX線の減衰は、入射するX線の光子エネルギーに強く依存している。この物理現象は、光線-硬化型のアーチファクト、例えば不均等性、シェーディング、及び縞模様として、現象自身が画像中に現れる。いくつかの光線-硬化型のアーチファクトは容易に修正されることができ、しかし、他の光線-硬化型のアーチファクトは、修正するのがより困難である可能性がある。加えて、低い密度をもつ非常に減衰した物質は、高い密度をもつ、より減衰していない物質と、画像の中で同じCT値に結果としてなる場合がある。したがって、単にCT値だけに基づいて走査された対象物の、物質

30

【0005】

放射線のスペクトル特性を捕えることは、より多くの情報を供し、光線硬化によるアーチファクトを緩和するため、及び走査された対象物の物質的な構成に関する情報を供するために用いることができる。積分型の検出器は、低い信号対雑音比（SNR）に起因して、計数するには、概して十分に適してはいない。対照的に、計数型の直接変換検出器（例えばカドミウム・鉛・テルル（Cadmium Zinc Telluride）（CdZnTe、又はCZT）、又はカドミウム・テルルベースの（CdTe）検出器）は、例えば同時に光子を計数し、光子のエネルギーを測定することによって、スペクトル情報を捕えることができる。

【0006】

40

しかしながら、斯様な検出器は通常1秒につき10メガカウント（M counts / 秒）を上回るX線束に対して光子を計数することができないので、計数型の検出器は概してCTアプリケーションに十分に適してはならず、他方、いくつかのX線管は、10 M counts / 秒以上の、例えば、100 M counts / 秒を照射することができる。光子の束は、計数型の検出器の電子回路が光子を計数することができるレベルへと減じることができるが、しかしながら、このように光子の束を減じることが、SNRの減少に至り、より重大なことには、CTが容認できないダイナミックレンジの減少に至ることがある。さらに、直接的な変換計数型の検出器は、白熱の後の（温度の）高さに起因して、一体化するには、概して十分に適してはいない。

【課題を解決するための手段】

50

【0007】

本出願の態様は、上述した事項及び他の事項を取り上げている。

【0008】

1つの態様によれば、放射線感知性の検出器アレーは光子を検出し、当該光子を示す信号を生成する光センサを含んでいる。当該放射線感知性の検出器アレーは信号解析器を含んでおり、当該信号解析器が光センサの出力中で前記（光子を示す）信号を識別することができるときには、（前記信号の）エネルギー・ビンニングを行うと共に前記信号を計数し、信号解析器が光センサの出力中で前記信号を識別することができないときは、積分期間にわたって、光センサの出力を積分する。

【0009】

別の態様によれば、医療用画像装置は、検査領域を横断して放射線を発する放射線源と、検査領域を横断して放射線を検出する検出器アレーと、を含んでいる。検出器アレーは放射線を検出し、当該放射線を示す電気信号を生成する光センサを含んでいる。デジタイザは、当該電気信号のデジタル表示を含んでいるデジタル出力を生成する。信号解析器がデジタル出力中で当該電気信号のデジタル表示を識別することが出来る場合、当該信号解析器は、デジタル出力中のエネルギー・ビンニングを行うと共に当該電気信号のデジタル表示を計数し、信号解析器がデジタル出力中で前記電気信号のデジタル表示を識別することができない場合、当該デジタル出力を積分する。別の態様によれば、デジタル化された信号中でデジタル化されたパルスがお互いに識別可能であるかどうかを決定するステップを含む方法があり、各デジタル化されたパルスは、医療用画像システムによって発された照射ビームから検出された光子のエネルギーに相当する。デジタル化されたパルスが互いに識別可能な場合、当該方法はデジタル化されたパルスをエネルギー分解するステップを更に含む。デジタル化されたパルスが互いに識別可能ではない場合、当該方法はデジタル信号を積分するステップを更に含む。

【0010】

本発明は、様々な構成要素、及び複数の構成要素の配置の形態を取り、様々なステップ、及び複数のステップが配置された形態を取る可能性がある。複数の図は、好ましい実施例を例示するのみのためであり、本発明を限定するものとして解釈されてはならない。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】医療用画像装置を例示する。

【図2】例としての検出器アレー、及び医療用画像装置の例としての信号処理要素を例示する。

【図3】フロー線図を例示する。

【図4】比較的低いX線の線束に対するデジタル化されたパルスを例示する。

【図5】比較的高いX線の線束に対するデジタル化されたパルスを例示する。

【発明を実施するための形態】

【0012】

最初に図1を参照すると、コンピュータ断層撮影（CT）スキャナ100は、走査の間は概して静止しているという点で静止型である静止ガントリ102を含んでいる。しかしながら、静止ガントリ102は、傾けて配置されても良く、及び/又は、さもなければ移動しても良い。

【0013】

コンピュータ断層撮影（CT）システム100は、静止ガントリ102に回転可能に結合された回転ガントリ104も含んでいる。当該回転ガントリ104は、縦方向又はz-軸108に関して、検査領域106の周囲を回転する。

【0014】

例示された実施例では、X線管などの放射線源110は当該回転ガントリによって支持されており、検査領域106の周囲を回転ガントリ104と共に回転する。放射線源110は、検査領域106を横断する多染性の放射線を発する。別の実施例では、CTシステム100は静止ガント

り102によって支持されている放射線源110の1つ以上のものを有する静止型のスキャナである。

【0015】

放射線感知性の検出器アレー112は、検査領域106を横断する放射線源110によって発せられた光子を検出する。当該放射線感知性の検出器アレー112は、z-軸方向に延在する複数の行の放射線感知性の光センサと、横断方向に延在する複数の列の放射線感知性の光センサとを含んでいる。単一の行で構成された検出器アレー構造も考えられる。

【0016】

例示された実施例では、放射線感知性の検出器アレー112は、シンチレータと光学的に通信するフォトダイオードなどのシンチレータ・ベースの光センサを含み、当該光センサ及び信号成形電子回路は、同一の集積回路上に置かれている。放射線感知性の検出器アレー112は、検出された放射線を表す電流又は電圧などの電気信号を生成する。他の実施例では、別の間接的な変換検出器、又は検出された光子を表す電気信号を直接生成する直接的な変換検出器が使用されてもよい。好適な直接的な変換検出器の例としては、CZT、CdTe、Lead (II) 酸化物 (PbO)、HgIベースの検出器が挙げられる。

【0017】

信号処理器114は、放射線感知性の検出器アレー112が生成した信号を処理する。後で詳しく述べるように、当該信号処理器114は、放射線感知性の検出器アレー112によって生成された信号中で、個々のパルスが当該信号の波形に基づいて識別可能であるかどうかを決定する電子回路を含む。信号処理器114が、個々のパルスを識別可能であると判定した場合、当該信号処理器114は計数モードで作動し、各積分期間ごとにエネルギー部分を分解し（エネルギー・ピンニングを行うと共に）、個々のパルスを計数する。信号処理器114が、個々のパルスを識別可能ではないと判定した場合、当該信号処理器114は、積分モードで作動し、各積分期間ごとに、信号の全エネルギーを積分する。

【0018】

信号処理器114は、パルスに従ってデジタル・タイミング信号を生成することもできる。当該タイミングは、「立ち上がりエッジの判別信号」として生成されることができ、この信号はプリセット値よりも大きい。又は当該タイミングは、当該信号がこの信号の最大値の何分の1かである「一定の割合の判別信号」として生成されることができ。

【0019】

再構築器116は、患者の内部の解剖学的構造を表すポリウムデータを生成するために、検出器からの投影データを再構築する。画像プロセッサ118は、再構築器116によって生成されたポリウム画像データを、人が読み取れる形で表示するためにデータ処理する。

【0020】

ベッドなどの患者支持台120は、患者を検査領域106内に支持している。当該患者支持台120は、螺旋状の、軸方向の、又は所望する他の走査軌道を容易にするために、回転ガントリ104の回転と協働してz-軸108に沿って移動可能である。

【0021】

汎用コンピュータ・システム122は、オペレータコンソールとして機能する。当該オペレータコンソール122は、ディスプレイ及び/又はプリンタなど人間が読み取れる出力装置、及びキーボード及び/又はマウスなどの入力装置を含む。コンソール122上にあるソフトウェアは、例えば、オペレータが走査プロトコルを選択すること、走査を始動すること、走査を終了すること、ポリウム画像データを見ること及び/又は操作することを可能にすることによって、オペレータがシステム100の動作を制御することを可能にし、及び/又はシステム100と相互に作用する。

【0022】

図2は、検出器アレー112及び信号処理要素114を更に例示している。検出器アレー112は、検査領域106を横断する放射線を検出する放射線感知性の光センサ204を含んでいる。検出器アレー112は、シンチレータ202及び光センサ204を有している。代替的には、単一の直接的な変換検出器が、X線の照射を電気信号に変換するために用いられることができる

10

20

30

40

50

。

【 0 0 2 3 】

例示された例では、シンチレータ202は高速のシンチレータである。例えば、シンチレータ202は、約0ナノ秒 (ns) から約40nsまでの範囲の減衰時間を、弱い残光でもつことができる。このように、シンチレータ202は、X線現象の衝突のキロ電子ボルト当たり、20乃至60の間のオーダーで光子を生成することができる。斯様なシンチレータの例は、 $\text{Lu}_3\text{Al}_5\text{O}_{12} : \text{Pr}$ (LUAG)、 $\text{LuAlO}_3 : \text{Ce}$ (LuAp)、 $\text{Lu}_2\text{SiO}_5 : \text{Ce}$ (LSO)、 $\text{Lu}_2\text{Si}_2\text{O}_7 : \text{Ce}$ (LPS)、LaBr、LaClベースのシンチレータを含む。

【 0 0 2 4 】

例示された光センサ204は、高品質のフォトダイオード又は他の光センサである。例えば、例示された光センサ204は、低暗電流、低い静電容量、及び高電気抵抗率をもっている。例えば、例示されたセンサ204は、150ピコ-ファラド (pF) 又はより少ない範囲の静電容量と、1 ギガ-オーム (1 G) 以上の固有抵抗をもっている可能性がある。異なる静電容量及び/又は固有抵抗特性を有する光センサも考えられる。光子センサは、信号を増大するためのキャリアの増倍を含むアバランシェ・フォトダイオード (APD) 又は別の光子センサでもあり得る。

【 0 0 2 5 】

検出器アレ-112は増幅器206も含んでいる。例示された増幅器206は、広いバンド幅の増幅器である。例えば、例示された増幅器206は、1 ギガ-ヘルツ (1 GHz) のものでもよいし、又はより広いバンド幅、例えば10 GHzの増幅器でもよい。より狭いバンド幅を有する増幅器も考えられる。

【 0 0 2 6 】

図示するように、光センサ204と増幅器206とは同じウェーハ208上に置かれている。従って、センサ204と増幅器206とが異なるウェーハに置かれている構成に対して、センサ204と増幅器206との間の電氣的接続はより短い。この結果、信号対雑音比 (SNR) は、センサ204と増幅器206とが異なるウェーハに置かれている構成に対してより高い可能性がある。当該ウェーハ208は、シリコン又は他のタイプのウェーハでもよい。

【 0 0 2 7 】

信号処理要素114は、特定アプリケーション用集積回路 (ASIC) 210を含む。ASIC 210は、アナログ-デジタル変換器 (ADC) などのデジタイザ212を含む。例示された実施例では、デジタイザ212は、高速のデジタルADCである。例えば、当該デジタイザ212は、100メガ-ヘルツ (MHz)、1 GHz、又は10 GHzのデジタイザでもよい。

【 0 0 2 8 】

ASIC 210は、デジタル信号解析器214を更に含んでいる。当該信号解析器214は、ASIC 210が計数モードで作動しているのか、又は積分モードで作動しているのかを判断する。当該信号解析器214は、X線のフラッシュのレベルが個々のパルスを計数することができるレベルかどうかを、検出器アレ-112からの信号によって識別する。例示された実施例では、当該信号解析器214は、個々のパルスが識別されることができかどうかを判断するために、低いX線の束と高いX線の束とに対して学習されたフィードフォワード・ニューラル・ネットワークを使用する。概して、個々のパルスは、比較的低い束に対しては計数されることができ、比較的高い束に対しては計数されることができない。

【 0 0 2 9 】

ASIC 210は、計数電子回路216及び積分電子回路218を更に含んでいる。信号解析器214が、個々のパルスが計数できると判断した場合、各積分期間に対して、計数電子回路216はエネルギー・ピンニングを行うと共にパルスを計数する。信号解析器214が、個々のパルスが計数できないと判断した場合、積分電子回路218は、各積分期間にわたって複合パルスを積分する。代替的には、積分電子回路218は、各積分期間に対して積分値を生成するために活性化されることができ、積分がデジタルであるので、オフセット及び非線形性を除去するために、デジタル訂正が適用されることができ。

【 0 0 3 0 】

10

20

30

40

50

ASIC 210は、読取り電子回路220も含んでいる。

【0031】

例示された例では、ASIC 210はデジタルASICであり、デジタルタイザ212及び信号解析器214の両方が当該ASIC上に置かれている。これは、製造するのにより高価であり得、デジタルタイザ212の無い、混成信号ASICの使用に比べてコストを減じる可能性がある。別の実施例では、デジタルタイザはウェーハ208の一部であることがあり、又は、増幅器206はASIC 201の一部であることがある。

【0032】

動作が、図3に関連して説明されている。ステップ302で、検査領域を横断している放射線がシンチレータ202にぶつかり、シンチレータ202は、放射線のエネルギーを表す光を生成する。

10

【0033】

ステップ304で、放射線感知性の光センサ204が前記光を受信し、検出された放射線を表す信号を生成する。当該信号は、電流又は電圧などの電気信号でもよい。

【0034】

ステップ306で、増幅器206が、受信した放射線のエネルギーを表すパルスを生成する。当該パルスは、検出された光子のエネルギーを表すピーク振幅をもっている電流パルス又は電圧パルスでもよい。

【0035】

ステップ308で、デジタルタイザ212が、前記パルスを含むデジタル化された信号を生成する。

20

【0036】

ステップ310で、信号解析器214はデジタル化された信号を受信し、パルスが、デジタル化された信号中で識別されることができかどうかを判断する。上記したように例示された実施例において、学習されたニューラル・ネットワークが使われている。

【0037】

図4及び図5は、比較的低い(X線の)束と、より高い(X線の)束とに対するデジタル化したパルスをそれぞれ示している。

【0038】

図4に関して、第1の軸402は電流レベルを表し、第2の軸404は時間を表す。積分期間の終端部が参照番号406によって示されている。図4に示すように、比較的低い(X線の)束に対しては、ASIC 210の出力は、識別されることができ個々のデジタル化されたパルス408及びパルス410を含んでいる。

30

【0039】

図5に関して、第1の軸502は電流レベルを表し、第2の軸504は時間を表し、積分期間の終端部が参照番号506によって示されている。図5に示すように、比較的高い(X線の)束に対しては、個々のパルスは、デジタル化された信号中で識別されることができない。

【0040】

図3に戻って、個々のデジタル化したパルスが識別可能である場合、ステップ312で、計数電子回路216は、デジタル化されたパルスのエネルギー・ピンニングを行い、ステップ314で、計数電子回路216が、デジタル化されたパルスを計数する。例えば、デジタル化されたパルス408及び同パルス410の各々に対して、計数電子回路216は、デジタル化されたパルスの概略の全エネルギーを計算するために、デジタル化されたパルスのサンプルを合計し、各積分期間406ごとに、各々の異なるエネルギーに対するパルスの数が計数され、記憶される。

40

【0041】

識別可能ではない場合、ステップ318で、積分電子回路218は、デジタルタイザ212からのデジタル化された信号を積分する。例えば、積分期間506の間の全エネルギーを生成するために、積分電子回路218は、デジタル化された信号508中にあるサンプルを積分期間506にわたって合計する。個々のイベントを最適に区別することが可能であるかどうかにかかわら

50

ず、この積分モードは各々のイベントに対して活性化されることができる。

【0042】

ステップ320で、処理された信号が、読取り電子回路220により読み取られる。

【0043】

ここでバリエーションについて説明する。

【0044】

例示された実施例では、ASIC 210は検出器アレー112とは別に示されている。別の実施例では、ASIC 210は検出器アレー112の一部である。

【0045】

上で説明された実施例では、デジタイザ212、信号解析器214、計数回路216、積分回路218、及び読取り電子回路220は、同じASIC 210上に置かれている。しかしながら別の実施例では、デジタイザ212、信号解析器214、計数回路216、積分回路218、及び読取り電子回路220のうちの少なくとも1つは、異なる集積回路の上に置かれている。

10

【0046】

上で説明したように、ASIC 210は、X線の束のレベルに基づいて、計数モード又は積分モードの何れかで作動する。別の実施例では、ASIC 210がデジタイザ212によって生成されたデジタル化された信号を計数及び積分する比較的低い束においては、ASIC 210はデュアルモードで作動する。

【0047】

別の実施例では信号解析器214は、デジタイザ212によって生成された信号に対して、立ち下り信号レベルから立ち上がり信号レベルへの移行を識別することによって個々のパルスが識別されることができるかどうかを判断する。例えば信号解析器214は、斯様な移行が予め設定された閾値を交差するかどうかを判断することができる。当該移行が閾値を交差する場合、信号解析器214は、個々のパルスは識別可能であると判断し、当該移行が閾値を交差しない場合、信号解析器214は、個々のパルスが識別可能ではないと判断する。

20

【0048】

別の実施例では、デジタイザ212によって生成された信号に対して個々のパルスが識別されることができるかどうかを判断するために、確率論に基づいたアプローチが用いられる。例えば、相関に基づく技術が、デジタイザ212によって生成された信号と個々のデジタル化された信号との間の相関の程度を決定するために用いられることができる。

30

【0049】

本願明細書における実施例が、コンピュータ断層撮影医療用画像アプリケーションに関連して説明された。しかしながら、本発明が他の医療用画像アプリケーションで、及び/又は放射線のスペクトルの様子を捕えることが望まれる非医療用の撮像アプリケーションで、更に又は代替的に使用されることができることを理解すべきである。

【0050】

本願明細書における実施例では、シンチレータ202及び光センサ204を有する検出器112が説明された。しかしながら、直接的な変換検出器を含む、放射線検出に適しているどのような検出器も用いられることができることを理解すべきである。

【0051】

個々のパルスが識別されることができる場合には、立ち上がりエッジの判別又は一定の割合の判別のいずれかによって、時間信号が、デジタル化された信号から生成されることができる。このタイミング信号が、PETスキャナの同時測定で使われることができる。斯様な検出器は、CTスキャナ及びPETスキャナの両方において用いられることができる。タイミング信号の精度は、デジタル化周波数にも依存する。10 GHzのデジタル化は200 psの理論的な精度に成り得、これはTOF PETに適用できる。

40

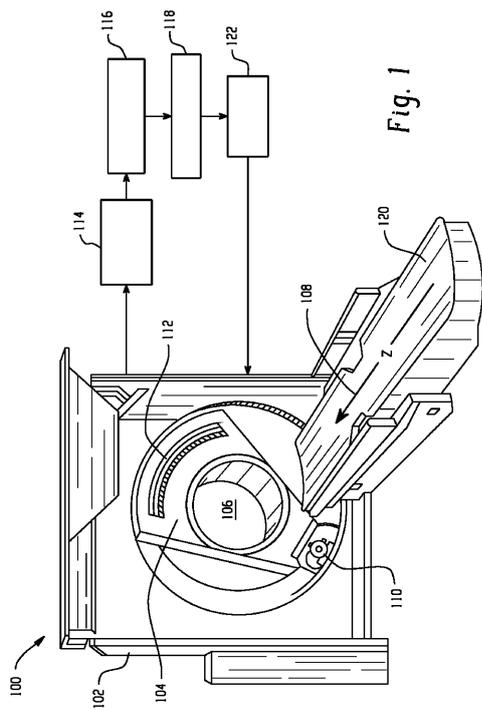
【0052】

本発明が、好ましい実施例を参照して説明された。本明細書の詳細な説明を読み、理解すると、修正及び変更が、他にも発生する場合がある。当該修正及び変更が、添付の請求項の範囲、又は添付の請求項と等価な範囲内にある限り、本発明がすべての斯様な修正及

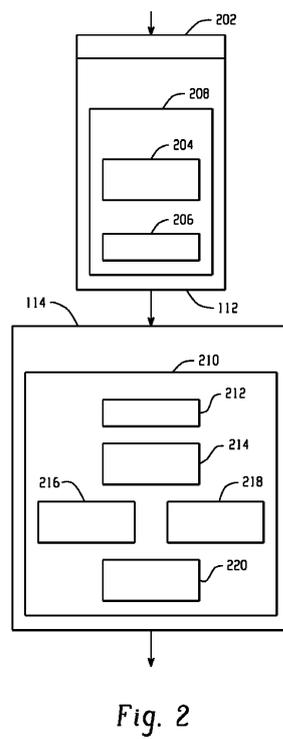
50

び変更を含むものとして解釈されることが意図されている。好ましい実施例をこのように説明してきて、本発明はここで以下を請求する。

【図 1】



【図 2】



【 図 3 】

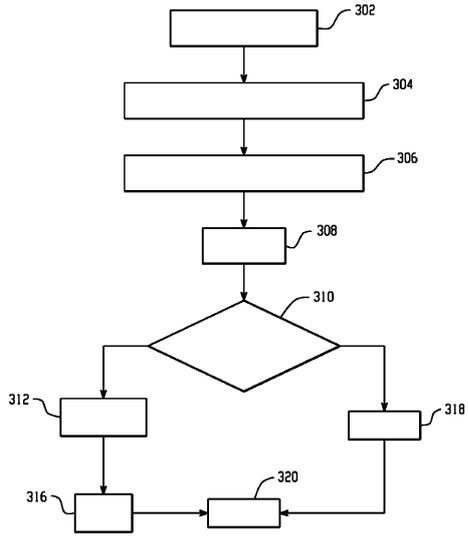


Fig. 3

【 図 4 】

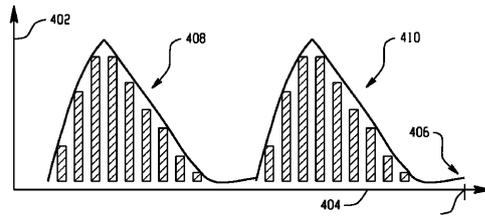


Fig. 4

【 図 5 】

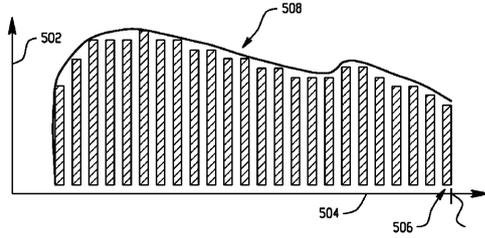


Fig. 5

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I		
	G 0 1 T	1/20	E
	G 0 1 T	1/20	F
	A 6 1 B	6/00	3 0 0 S
	A 6 1 B	6/00	3 0 0 Q

(56)参考文献 国際公開第2007/015777(WO, A1)
米国特許出願公開第2007/0206721(US, A1)
特開昭61-226675(JP, A)
特開2003-279653(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 T	1 / 1 7
G 0 1 T	1 / 3 6
G 0 1 T	1 / 2 0
G 0 1 T	1 / 2 4
G 0 1 T	7 / 0 0
G 0 1 T	1 / 1 6 1
A 6 1 B	6 / 0 0