

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6670253号
(P6670253)

(45) 発行日 令和2年3月18日(2020.3.18)

(24) 登録日 令和2年3月3日(2020.3.3)

(51) Int.Cl.

GO1T 1/161 (2006.01)
GO1T 1/172 (2006.01)

F 1

GO1T 1/161
GO1T 1/161
GO1T 1/172A
C

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2016-563789 (P2016-563789)
 (86) (22) 出願日 平成27年4月23日 (2015.4.23)
 (65) 公表番号 特表2017-516988 (P2017-516988A)
 (43) 公表日 平成29年6月22日 (2017.6.22)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2015/052967
 (87) 國際公開番号 WO2015/162580
 (87) 國際公開日 平成27年10月29日 (2015.10.29)
 審査請求日 平成30年4月19日 (2018.4.19)
 (31) 優先権主張番号 61/983,074
 (32) 優先日 平成26年4月23日 (2014.4.23)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

前置審査

(73) 特許権者 590000248
コーニングレッカ フィリップス エヌ
ヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS
N. V.
オランダ国 5656 アーヘー アイン
ドーフェン ハイテック キャンパス 5
2
(74) 代理人 110001690
特許業務法人M&Sパートナーズ
(72) 発明者 イエ ジンハン
オランダ国 5656 アーヘー アイン
ドーフェン ハイ テック キャンパス
5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 PETの偶発同時計数補正

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

$r_{i,j} = 2 t s_i s_j$ によって規定される偶発同時計数の補正サイノグラムを生成するシングルスユニット(ここで、 $r_{i,j}$ は、期間 t における前記偶発同時計数の推定値であり、 s_i 及び s_j は、それぞれ、ピクセル i 及び j におけるシングルスの比率である)と、

対にされた同時計数の遅延同時計数時間幅によって規定される前記期間 t における遅延同時計数を決定する遅延ユニットと、

前記遅延同時計数に基づいて、前記偶発同時計数の前記補正サイノグラムをスケーリングするスケーリングユニットと、

スケーリングされた偶発サイノグラムと、前記期間 t についてのプロンプトサイノグラムとに基づいて、1つ以上の画像を繰り返し再構成する再構成ユニットと、

放射性医薬品の分布、減弱マップ、及び、少なくとも1つのPETスキャナ特性に基づいて、各検出器位置における前記シングルスをシミュレートするシミュレータと、

を含み、

前記スケーリングユニットは、

前記偶発補正サイノグラムの形状を拡大して前記遅延同時計数の形状に一致させること、又は、

前記遅延同時計数サイノグラムに一致させるために、前記偶発補正サイノグラムのスカラーラー及び加法的因子変換を使用すること、

の少なくとも 1 つに基づいて、前記偶発補正サイノグラムを、前記遅延同時計数サイノグラムに一致させる、

陽電子放出型断層撮影 (PET) イメージングシステム。

【請求項 2】

前記遅延ユニットは、

前記期間 t における前記遅延同時計数をカウントするカウンタ、又は、

前記検出器位置における前記遅延同時計数に基づいて、遅延同時計数サイノグラムを生成するサイノグラムユニット、

の少なくとも 1 つを含む、請求項 1 に記載の PET イメージングシステム。

【請求項 3】

10

前記スケーリングユニットは、

偶発補正サイノグラムを、前記遅延同時計数サイノグラムに一致させること、又は、

前記偶発補正サイノグラムの個々のイベントカウントを、前記遅延同時計数のカウントを用いてスケーリングすること、

の少なくとも 1 つを行う、請求項 1 又は 2 に記載の PET イメージングシステム。

【請求項 4】

前記期間 t において検出される、検出されたガンマ光子イベントのリストモードデータから、前記プロンプトサイノグラムを生成するプロンプトユニットを更に含む、請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の PET イメージングシステム。

【請求項 5】

20

被験者に投与される前記放射性医薬品の陽電子消滅イベントからのガンマ光子を検出する複数の検出器と、

検出された前記ガンマ光子の時間及び検出器位置を記憶するリストモードメモリと、
を更に含み、

前記プロンプトユニットは、プロンプト同時計数時間幅 t_w 内の時間によって時間的に
間がおかれるプロンプト同時計数対を特定する、請求項 4 に記載の PET イメージングシ
ステム。

【請求項 6】

繰り返し再構成された前記 1 つ以上の画像と、前記遅延同時計数の前記カウントとを表
示する表示デバイスを更に含む、請求項 1 乃至 5 の何れか一項に記載の PET イメージン
グシステム。

30

【請求項 7】

前記シミュレータは、モンテカルロシミュレーション又は散乱シミュレーションの 1 つを
を使用してシミュレートする、請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の PET イメージング
システム。

【請求項 8】

前記再構成ユニットは更に、繰り返し再構成される前記 1 つ以上の画像に基づいて、前
記被験者の組織の標準取込値 (SUV) を計算する、請求項 1 乃至 7 の何れか一項に記載
の PET イメージングシステム。

【請求項 9】

40

陽電子放出型断層撮影 (PET) イメージング方法であって、

$r_{i,j} = 2 t s_i s_j$ によって規定される偶発同時計数の補正サイノグラムを生成する
ステップ(ここで、 $r_{i,j}$ は、期間 t における前記偶発同時計数の推定値であり、 s_i 及
び s_j は、それぞれ、ピクセル i 及び j におけるシングルスの比率である)と、

t_w から $2 t_w$ を含む、対にされた同時計数の遅延同時計数時間幅によって規定される
前記期間 t における遅延同時計数を決定するステップと、

前記遅延同時計数に基づいて、前記偶発同時計数の前記補正サイノグラムをスケーリ
ングするステップと、

スケーリングされた偶発サイノグラムと、前記期間 t についてのプロンプトサイノグラ
ムとに基づいて、1 つ以上の画像を繰り返し再構成するステップと、

50

放射性医薬品の分布、減弱マップ、及び、少なくとも 1 つの P E T スキャナ特性に基づいて、各検出器位置における前記シングルスをシミュレートするステップと、
を含み、

前記スケーリングするステップは、

前記偶発補正サイノグラムの形状を拡大して前記遅延同時計数の形状に一致させること
、又は、

前記遅延同時計数サイノグラムに一致させるために、前記偶発補正サイノグラムのスカラ-及び加法的因子変換を使用すること、

の少なくとも 1 つに基づいて、前記偶発補正サイノグラムを、前記遅延同時計数サイノグラムに一致させるステップを含む、方法。

10

【請求項 1 0】

前記決定するステップは、

前記期間 t における前記遅延同時計数をカウントするステップ、又は、

前記検出器位置における前記遅延同時計数に基づいて、遅延同時計数サイノグラムを生成するステップ、

の少なくとも 1 つを含む、請求項 9 に記載の P E T イメージング方法。

【請求項 1 1】

請求項 9 又は 1 0 に記載の方法を行うように、1 つ以上の電子データ処理デバイスを制御するソフトウェアを担持する、非一時的なコンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 1 2】

20

請求項 9 又は 1 0 に記載の方法を行う、電子データ処理デバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

以下は、概して核医学イメージングに関する。核医学イメージングは、陽電子放出型断層撮影 (P E T) 及び偶発同時計数推定と併せて特に適用され、これを特に参照して説明する。しかし、当然のことながら、核医学イメージングは、他の使用シナリオにも適用され、上記応用に必ずしも限定されない。

【背景技術】

30

【0 0 0 2】

P E T イメージングにおいて、患者に投与された放射性医薬品から検出される同時計数は、真の同時計数、散乱同時計数、単独同時計数及び偶発同時計数を含む。真の同時計数は、陽電子放出と、同時計測線 (L O R : L i n e o f R e s p o n s e) に沿って 2 つのガンマ光子を発生させる後続の対消滅との結果である。通常、リング構成にある P E T スキャナの検出器が、光子を検出する。2 つのガンマ光子が、選択された同時計数時間幅内に受信されると、ガンマ光子は、同時計数イベントと見なされ、L O R を規定するために使用される。同時計数窓内で、1 つのガンマ光子が受信され、第 2 のガンマ光子が受信されないと、イベントは、単独 (シングル) と見なされる。L O R は、放射性医薬品の標的にされる代謝活動の場所を示す対消滅イベントの場所を決定するために使用される。真の同時計数の測定は、腫瘍といった病変組織の定量的測定値を求めるのに有用である。

40

【0 0 0 3】

しかし、被検出光子は、他の真ではない同時計数、又は、真の同時計数の測定に影響を及ぼす可能性のある他の被検出光子を含む。例えば散乱イベントは、1 つ又は両方のガンマ光子がコンプトン (Compton) 散乱され、結果として、2 つの光子検出器場所間の L O R が、実際に光子が辿る規定経路とは異なる同時計数である。散乱イベントは、例えば 5 1 1 k e V 未満である光子の低いエネルギーレベルに基づいて特定される。シングルイベントは、例えば 2 ~ 6 ナノ秒といった時間 t_w 未満の時間幅 t_w 内で、1 つの光子しか検出されない場合に生じる。検出されなかった光子は、患者の組織によって吸収されるか、

50

検出器アレイの外側を進む。シングルスは、例えば時間 t_w 内で対応する光子が検出されない時間幅によって特定される。偶発同時計数は、2つ以上の対消滅イベントの結果であり、各イベントからの1つのガンマ光子のみが検出される。例えばイベント1から1つの光子、イベント2から1つの光子が検出される。光子は、エネルギー幅及び時間幅内で検出されるが、被検出光子は、2つの異なるイベントからである。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

検出器によって、時間幅及びエネルギー幅内で測定される同時計数対又はプロンプトは、真の同時計数と偶発同時計数とを含む。偶発同時計数についてプロンプトを補正するために取られる1つのアプローチは、遅延同時計数を引き算することである。遅延同時計数は、第1の光子が時間及びエネルギー幅内で検出され、第2の光子が時間幅 t_w 外のエネルギー幅内及び第2の時間幅内で検出される被検出光子である。第2の時間幅は、例えば $t_w \sim 2t_w$ である元の時間幅に等しい。遅延同時計数の使用は、バイアスは追加しないが、ノイズを増加させる。別のアプローチは、偶発同時計数の推定として、シングルスを使用する。シングルスの推定は、偶発同時計数の測定のために、 $r_{ij} = 2ts_i s_j$ を使用する。ここで、 t は期間であり、 s_i 及び s_j は、それぞれ、検出されたピクセル i 及び j におけるシングルスの比率である。シングルスは、バイアスを含む偶発同時計数のノイズレス推定値を提供する。現行の方法は、それぞれ、ノイズ増幅、バイアス及びデータ処理要件の間で様々な妥協を有する。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

以下に、上記問題等に対処する新規かつ向上されたPET偶発同時計数補正について開示する。

【0006】

一態様によれば、陽電子放出型断層撮影(PET)イメージングシステムは、シングルスユニットと、遅延ユニットと、スケーリングユニットと、再構成ユニットとを含む。シングルスユニットは、 $r_{ij} = 2ts_i s_j$ に基づき、同時計数時間幅 t_w と期間 t によって規定される偶発同時計数の補正サイノグラムを生成する。ここで、 r_{ij} は、検出器位置 s_i 及び s_j におけるシングルス間の期間 t における偶発同時計数の推定値である。遅延ユニットは、 t_w から $2t_w$ を含む、対にされた同時計数の遅延同時計数時間幅によって規定される期間 t における遅延同時計数を決定する。スケーリングユニットは、遅延同時計数に基づいて、偶発同時計数の補正サイノグラムをスケーリングする。再構成ユニットは、スケーリングされた偶発サイノグラムと、期間 t についてのプロンプトサイノグラムとに基づいて、1つ以上の画像を繰り返し再構成する。

30

【0007】

別の態様によれば、陽電子放出型断層撮影(PET)イメージング方法は、 $r_{ij} = 2ts_i s_j$ に基づき、同時計数時間幅 t_w と期間 t によって規定される偶発同時計数の補正サイノグラムを生成するステップを含む。ここで、 r_{ij} は、検出器位置 s_i 及び s_j におけるシングルス間の期間 t における偶発同時計数の推定値である。 t_w から $2t_w$ を含む、対にされた同時計数の遅延同時計数時間幅によって規定される期間 t における遅延同時計数が決定される。遅延同時計数に基づいて、偶発同時計数の補正サイノグラムがスケーリングされる。スケーリングされた偶発サイノグラムと、期間 t についてのプロンプトサイノグラムとに基づいて、1つ以上の画像が繰り返し再構成される。

40

【0008】

別の態様によれば、陽電子放出型断層撮影(PET)システム10は、メモリと、1つ以上のプロセッサと、表示デバイスとを含む。メモリは、ガンマ光子検出イベントを記憶し、各記憶されるイベントは、検出時間を含む。1つ以上のプロセッサは、互いの時間幅 t_w で検出される上記記憶されるイベントの対を、プロンプト同時計数として特定し、互いの期間 $t_w \sim 2t_w$ 内に検出される上記記憶されるイベントの対を、遅延同時計数とし

50

て特定し、他のイベントと対にされない上記記憶されるイベントを、シングルスとして特定する。1つ以上のプロセッサは更に、特定されたプロンプト同時計数から、プロンプト同時計数サイノグラムを生成し、特定されたシングルス及び特定された遅延同時計数から、補正サイノグラムを生成し、共通の消滅イベントによって生成されていないガンマ光子対に起因しないプロンプトイベントを相殺するために、プロンプト同時計数サイノグラムから補正サイノグラムを引き算することで組み合わせ、組み合わされたサイノグラムを画像に再構成する。再構成された画像は表示デバイス上に表示される。

【0009】

放射性医薬品の標準取込値（SUV）のより正確な定量化が1つの利点である。

【0010】

別の利点は、所与の時間窓における検出されたプロンプトの数に対するより優れた補正にある。

【0011】

別の利点は、バイアスに合わせて調整されたノイズレス測定に基づく補正にある。

【0012】

別の利点は、偶発同時計数のより正確な測定にある。

【0013】

更に別の利点は、以下の詳細な説明を読み、理解する当業者には、明らかとなる。

【0014】

本発明は、様々なコンポーネント及びコンポーネントの配置、並びに、様々なステップ及びステップのアレンジメントの形を取ることができる。図面は、好適な実施形態を説明することだけを目的とし、本発明を限定すると解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、PET偶発同時計数補正システムの一実施形態を概略的に示す。

【図2】図2は、偶発同時計数を補正する方法の一実施形態をフローチャートで示す。

【図3】図3は、例示的なプロンプト時間幅と対応する遅延時間幅とを示す。

【発明を実施するための形態】

【0016】

図1を参照するに、偶発同時計数補正を有するPETシステム10の一実施形態が概略的に示される。被験者が、PETスキャナ12の検査領域内に置かれる。PETスキャナ12は、複数のリングの検出器14を含む。検出器14は、放射性医薬品からの陽電子消滅イベントから生じるガンマ光子を検出する。各被検出ガンマ光子の時間及びエネルギーは、好適には、リストモードにおいて、データストア又はメモリ16に記録される。記録されたガンマ光子は、時間幅及びエネルギー幅でフィルタリングされ、プロンプト、散乱、シングルス、遅延等といった様々な同時計数が特定される。例えばプロンプト同時計数は、例えば2~6ナノ秒のサイズの時間幅 t_w 内で、2つの検出器において検出され、例えば約511keVのエネルギーレベル閾値を満たす光子を含む。PETスキャナ12は、各検出器において検出されるプロンプト同時計数ガンマ光子の数と、各検出器において検出される遅延同時計数ガンマ光子の数とをカウントするカウンタを含んでよい。

【0017】

各ガンマ光子は、複数の検出器のうちの1つによって検出される。各ガンマ光子の検出時間、場所、及び、任意選択的にエネルギーが、リストモードにおいて、データストア又はメモリに検出イベントとして記憶される。時間的に隣接するイベントの検出時間が、プロンプト同時計数時間幅 t_w と比較される。同時計数幅内で生じたイベント対は、プロンプト同時計数として知られ、ほとんどが真のイベント対である。即ち、被験者内に注入された放射性医薬品の共通の対消滅イベントからのガンマ光子に対応し、同時計測線（LOR）の端点として割当てられる。プロンプト同時計数の幾つかは、異なる対消滅イベントからのガンマ光子に対応し、偶発同時計数と知られている。偶発同時計数は、真のLORを規定せず、偶発同時計数によって規定されたLORを使用して再構成される画像は劣化

10

20

30

40

50

する。同時計数幅は、通常、スキャナが検出可能である最長 LOR をガンマ光子が横断する時間よりも少し長く、通常、約 2 ~ 6 ナノ秒 (ns) である。

【0018】

同時計数幅と同じサイズの偶発同時計数時間幅が規定される。例えば $t_w \sim 2 t_w$ と規定される。図 3 を参照されたい。或いは、イベントが適切にスケーリングされる場合は、偶発同時計数幅の継続時間は、プロンプト同時計数幅の継続時間よりも長くても短くてもよい。1つのガンマ光子はプロンプト同時計数幅 t_w 内で検出され、第 2 のガンマ光子（偶発同時計数として知られる）は、例えば $t_w \sim 2 t_w$ の遅延幅内で検出される対は、遅延同時計数と見なされる。対にならないイベントは、シングルスである。通常 511 keV に及ぶエネルギー幅外のエネルギーで検出されるガンマ光子は、許容不可能な程度にコンプトン散乱されている。コンプトン散乱されたガンマ光子は、真の LOR を規定せず、偶発同時計数として扱うか、放棄される。以下により詳細に説明されるように、遅延同時計数（すべて偶発同時計数である）及びシングルスを使用して、プロンプト同時計数幅内で生じた偶発同時計数を補正又は相殺するために、プロンプト同時計数の再構成が補正される。

【0019】

プロンプトユニット 18 は、リストモードデータストア 16 からプロンプトサイノグラムを生成するか、生成する手段を含む。プロンプトサイノグラムは、プロンプト同時計数幅内で生じる真の同時計数及び偶発同時計数を含む。真の同時計数は、共通の対消滅イベントからのガンマ光子イベントを検出し、真の LOR を表す 2 つの検出器間の 180° の反対方向、例えば線に進む当該共通の対消滅イベントからの 2 つのガンマ光子を含む。別の例では、第 1 の対消滅イベント 20 は、LOR を規定する 180° の反対方向における 2 つの光子放出を発生させる。ガンマ光子のうちの 1 つは、検出器によって検出され、1 つの光子は、検出器によって規定される検出フィールドの外側を、検出されずに通過する。第 2 の対消滅イベント 22 は、検出されるガンマ光子と、検出フィールドの外側を通過するガンマ光子である 2 つのガンマ光子を発生させる。両方のイベントは、プロンプト時間幅 t_w 内で生じる。2 つのイベントは、偶発同時計数を表すが、真の同時計数を有するプロンプト時間幅内で生じる。したがって、プロンプトサイノグラムは、真の同時計数及び偶発同時計数を表す LOR を含む。プロンプトサイノグラムは、各 LOR に対するピクセルを含む。ピクセルは、検出器の視野内の検査領域における角度及び変位に基づいている。例えばピクセル位置 (x, y, z)、x は角度を表し、y は変位を表し、z は検出された発生又はイベントの数を表す。

【0020】

シングルスユニット 24 は、検出器によって検出される単一光子に基づいて、シングルスから偶発補正サイノグラムを生成するか、生成する手段を含む。単一光子検出は、リストモードデータストアから受信される。別の実施形態では、シングルスのカウントは、検出器の場所、例えばシンチレータ結晶及び / 又はフォトダイオードの場所によってシングルスをカウントするカウンタから受信される。生成されたサイノグラムは、 $r_{ij} = 2 t_s i s_j$ によって規定される関係を使用する。ここで、t は期間であり、s_i 及び s_j は、それぞれ、期間 t 内の検出されたピクセル i 及び j におけるシングルスの比率である。シングルスから生成される偶発補正サイノグラムは、形状と、事実上ノイズレスである分布とを含む。別の実施形態では、シングルスユニットは、放射性医薬品の分布、減弱マップ、及び、PET スキャナ特性を用いて、例えば単一散乱シミュレーション及び / 又はモンテカルロ (Monte Carlo) シミュレーションであるシミュレータのシミュレーションに基づいて生成する。

【0021】

遅延ユニット 26 は、遅延同時計数を生成するか、遅延同時計数を決定する手段を含む。一実施形態では、カウンタが、遅延幅内で生じる遅延同時計数をカウントする。例えばプロンプト幅内で検出される 1 つの光子と、遅延幅で検出される 1 つの光子とをカウントする。別の実施形態では、遅延ユニット 26 は、遅延同時計数に基づいて、遅延サイノグ

10

20

30

40

50

ラムを生成するサイノグラムユニットを含む。遅延同時計数は、リストモードデータストア 16 から受信されてもよい。

【0022】

スケーリングユニット 28 は、遅延同時計数に基づいて、偶発補正サイノグラムをスケーリングするか、スケーリングする手段を含む。一実施形態では、スケーリングユニット 28 は、シングルスユニット 24 によって生成される偶発補正サイノグラムの形状を、遅延ユニット 26 によって生成される遅延サイノグラムの形状に一致させるようにスケーリングする。例えば画像拡大アルゴリズムが、偶発補正サイノグラムを、遅延サイノグラムの形状に一致させるように拡大する。別の実施形態では、スケーリングユニット 28 は、例えば全体の遅延同時計数カウントに一致させるようにサイノグラムをスケーリングすることによって、遅延率に基づいて、偶発サイノグラムをスケーリングする。例えばスカラーとしての全体の遅延カウント D_z が、個々のピクセルのカウント $S_{z_{i,j}}$ に一致させるように、調整又は重み付けする。ここで、 $z_{i,j}$ は、座標 i 及び j のイベントカウントである。別の実施形態では、偶発補正サイノグラムは、例えば偶発補正サイノグラムと遅延サイノグラムとの間の最小二乗変換に基づいてといったように、スカラー及び加法的因子の両方に基づいて、遅延サイノグラムに一致させられる。
10

【0023】

再構成ユニット 30 は、プロンプトサイノグラム及びスケーリングされた偶発補正サイノグラムに基づいて、1つ以上の画像を繰り返し再構成するか、そうでなければ繰り返し再構成する手段を含む。一実施形態では、スケーリングされた偶発補正サイノグラムは、プロンプトサイノグラムから引き算される。反復再構成は、減弱マップ、P E T スキャナ特性等といった他の補正因子を含んでよい。P E T スキャナ特性は、幾何学的形状、感度、タイミング等といった光子検出に関する検出器の特徴を含んでよい。再構成ユニットは更に、再構成された画像に基づいて、被験者の組織の S U V を計算することも可能である。
20

【0024】

1つ以上の画像は、部門別の放射線医学情報システム (R I S) 、画像保管通信システム (P A C S) 等といった画像データストアに記憶されるか、及び / 又は、表示デバイス 32 上に表示される。表示デバイスは、デスクトップコンピュータ、ラップトップ、タブレット、モバイルコンピュータデバイス、スマートホン等といったコンピュータデバイス 34 を含む。ディスプレイは、L C D ディスプレイ、L E D ディスプレイ、プラズマディスプレイ、プロジェクションディスプレイ、タッチスクリーンディスプレイ等の1つ以上を含む。表示デバイスは、遅延カウント、プロンプトサイノグラム、偶発サイノグラム、スケーリングされた偶発サイノグラム又は遅延サイノグラムの1つ以上を表示できる。
30

【0025】

コンピュータデバイス 34 は、ネットワーク 36 に接続し、医療関係者が、少なくとも1つの入力デバイス 38 を使用して、被験者内の放射性医薬品の検出を選択又は開始する。コンピュータデバイス 34 は、電子プロセッサ又は電子処理デバイス 40 と、再構成画像、メニュー、パネル及びユーザ制御部を表示する表示デバイス 32 と、医療関係者の選択を入力する少なくとも1つの入力デバイス 38 とを含む。入力デバイスは、キーボード、マウス、マイクロホン等であってよい。
40

【0026】

様々なユニット 18、24、26、28、30 は、コンピュータデバイス 34 の電子プロセッサ若しくは電子処理デバイス 40 といった電子データ処理デバイスによって、又は、ネットワーク 36 によってコンピュータデバイス 34 に動作可能に接続されるネットワークベースのサーバコンピュータによって適切に具体化される。更に、開示されるサイノグラム生成、スケーリング、カウンティング(計数)及び画像再構成の技術は、電子データ処理デバイスによって可読であり、開示された技術を行うように、当該電子データ処理デバイスによって実行可能である命令(例えばソフトウェア)を記憶した非一時的記憶媒体を使用して、適切に実施される。電子プロセッサは、開示された技術を行うようにプロ
50

グラム及び／又は設定される。

【0027】

PETスキャナ12は、コンピュータデバイス34及びデータストア16に、ネットワーク36を介して接続する。ネットワークは、有線及び／又は無線通信接続、インターネットといったパブリックネットワーク及び／又はプライベートネットワークを含む。通信接続は、ローカル及び／又はリモートであってよい。データストア16は、固体メモリ、ディスク記憶装置、クラウド記憶装置等といったデータ記憶装置を含んでよい。データストア16は、ファイル及び／又はデータベース組織を含んでもよい。

【0028】

図2を参照するに、PETデータの偶発同時計数を補正する一実施形態を使用する1つの方法が、フローチャートで示される。ステップ又はモジュール50において、真の同時計数及び偶発同時計数を含むプロンプト同時計数サイノグラムが受信される。上記ステップ又はモジュールは、期間 t について、プロンプト同時計数時間幅 t_w の間、放射性医薬品を有する被験者のPETスキャナによるガンマ光子検出のリストモードデータから、プロンプト同時計数サイノグラムを生成することを含んでよい。

10

【0029】

ステップ52において又はモジュール52によって、各検出器場所において検出されるシングルスの比率に基づいて、及び／又は、シミュレーションによって、シングルスの比率が決定される。上記ステップは、プロンプト幅又は時間フレームと同じ時間幅内で、例えばプロンプトサイノグラムを生成するために使用される同時計数と同じ時間単位で、各検出器場所において検出されるシングルスをカウントするように、シングルスユニット24を使用することを含んでよい。シミュレーションは、被験者内の放射性医薬品の分布、減弱マップ及びPETスキャナ特性に基づく散乱シミュレーション及び／又はモンテカルロシミュレーションを含んでよい。

20

【0030】

ステップ54において又はモジュール54によって、シングルスの比率に基づいて、偶発同時計数補正サイノグラムが生成される。サイノグラムは、検出されたシングルスイベントに基づく形状を含む。サイノグラムは、各ピクセルにおけるカウントを含み、各ピクセルは、同時計測線(LOR)を表す。LORは、中心からの角度及び変位と、表される陽電子イベントのカウントとを含む。サイノグラムは、 $r_{ij} = 2ts_i s_j$ によって規定される関係に基づき、ここで、 t は期間であり、 s_i 及び s_j は、それぞれ、検出された検出器場所 i 及び j におけるシングルスの比率である。サイノグラムは、角度及び変位又はLORに基づく形状と、各LORにおいて決定される陽電子イベントのカウントに基づく分布とを含む。

30

【0031】

ステップ56において又はモジュール56によって、遅延同時計数が決定される。上記ステップ又はモジュールは、プロンプト同時計数幅及び遅延幅に基づいて、遅延同時計数をカウントすることを含む。一実施形態では、上記ステップは、検出された遅延同時計数に基づいて、遅延同時計数サイノグラムを生成することを含む。例えばエネルギー幅又は閾値を満たし、プロンプト同時計数の時間幅内では生じず、遅延時間幅 $t_w \sim 2t_w$ 内で生じる同時計数は、生成された遅延同時計数サイノグラムに含まれる。 $2t_w$ よりも長い又は短い他の遅延時間幅も考慮される。

40

【0032】

ステップ58において又はモジュール58によって、偶発補正サイノグラムが、遅延でスケーリングされる。一実施形態では、スケーリングユニット28は、遅延ユニット26によって生成された遅延同時計数サイノグラムの形状に一致させるように、シングルスユニット24によって生成される偶発補正サイノグラムの形状をスケーリングする。例えばスケーリングユニットは、遅延サイノグラムの形状に一致させるように、 x 及び／又は y 方向における偶発サイノグラムの寸法を調整することができる(例えば画像スケーリングアルゴリズム)。別の実施形態では、スケーリングユニット28は、遅延率に基づいて、

50

偶発補正サイノグラムをスケーリングする。例えばスカラーとしての遅延カウント D_z は、個々のピクセルのカウント $S_{z_{i,j}}$ に一致させるように、調整する。ここで、 $z_{i,j}$ は、座標 i 及び j のイベントカウントである。別の実施形態では、偶発サイノグラムは、例えば偶発サイノグラムと遅延サイノグラムとの間の最小二乗差に基づいてといったように、スカラー及び下方的因子の両方にに基づいて、遅延サイノグラムに一致させられる。

【0033】

ステップ 60において又はモジュール 60 によって、生成されたプロンプトサイノグラム及びスケーリングされた偶発サイノグラムに基づいて、再構成ユニット 30 によって、1つ以上の画像が再構成される。一実施形態では、スケーリングされた偶発補正サイノグラムは、プロンプト同時計数サイノグラムから引き算されて、プロンプト同時計数サイノグラムに含まれる偶発同時計数が相殺される。再構成は、他の補正因子 62 を含んでもよい。

10

【0034】

ステップ 64において又はモジュール 64 によって、1つ以上の画像は、表示及び/又は記憶される。再構成画像は、遅延によってスケーリングされているノイズレスのシングルスの比率に基づいている。遅延によるスケーリングは、シングルスのみの推定におけるバイアスを補正し、プロンプトサイノグラムを生成するために使用されるプロンプト窓内のより多くの偶発の推定又はリストモードデータが提供される。

【0035】

上記ステップは、設定及び/又はプログラムされたコンピュータプロセッサによって具体化されるユニットによって行われる。モジュールは、具体化されるユニットによって表される。1つ以上のプログラム及び/又は設定された電子プロセッサが、上記ステップを行う。例えばソフトウェアを実行する。

20

【0036】

当然のことながら、本明細書に提示される特定の例示的な実施形態に関連して、特定の構造上及び/又は機能上の特徴が、明白な要素及び/又はコンポーネントに組み込まれるものとして説明されている。しかし、これらの特徴は、同じ又は同様のメリットで、適宜、他の要素及び/又はコンポーネント内に同様に組み込まれることも検討されている。更に、当然のことながら、例示的な実施形態の様々な態様は、所望の応用に適している他の代替実施形態を実現するために、適宜、選択的に採用されてよい。上記他の代替実施形態は、これにより、組み込まれた態様の対応する利点が実現される。

30

【0037】

更に、当然のことながら、本明細書に説明される特定の要素又はコンポーネントは、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア又はこれらの組み合わせを介して適切に実現される対応する機能を有する。更に、当然のことながら、本明細書において、共に組み込まれるものとして説明される特定の要素は、適切な状況下では、スタンドアロンの要素であっても、分割されてもよい。同様に、1つの特定の要素によって実行されるとして説明される複数の特定の機能は、個々の機能を実行するように独立して動作する複数の別個の要素によって実行されてもよい。又は、特定の個々の機能は、分割され、協力して動作する複数の別個の要素によって行われてもよい。或いは、互いに別個のものであるとして、本明細書に説明される及び/又は示される幾つかの要素又はコンポーネントは、必要に応じて、物理的に又は機能的に組み合わされてもよい。

40

【0038】

つまり、本明細書は、好適な実施形態を参照して記載されたものである。当然のことながら、本明細書を読み、理解した者には、修正態様及び変形態様が想到できるであろう。本発明は、添付の請求項又はその等価物の範囲内に該当する限り、そのような修正態様及び変形態様もすべて含まれると解釈されることを意図している。つまり、当然のことながら、様々な上記開示内容並びに他の特徴及び機能、又は、それらの代案は、多くの他の異なるシステム又は応用となるように望ましく組み合わされてよく、また、後に、当業者によって成される可能性のある、現在まだ予期されていない様々な代替態様、修正態様、変

50

更態様又は改良態様も、次の請求項に包含されることを同様に意図している。

【図1】

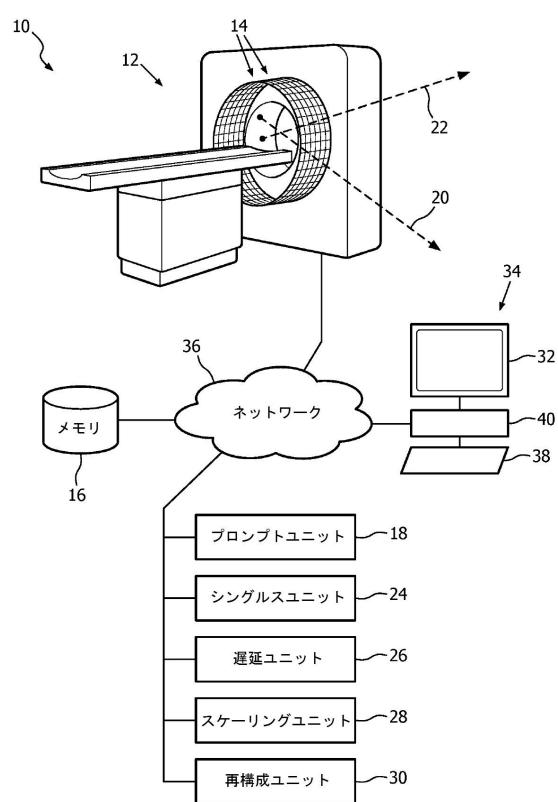


図1

【図2】

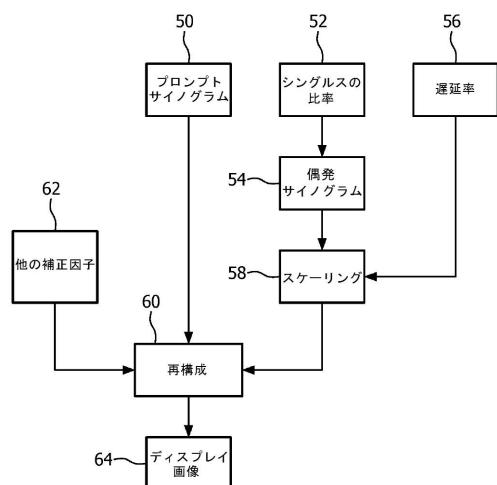


図2

【図3】

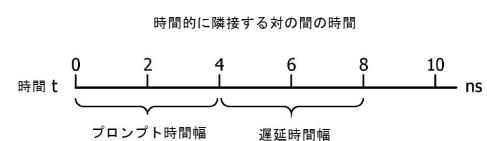


図3

フロントページの続き

(72)発明者 ソング シュン
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 松岡 智也

(56)参考文献 米国特許出願公開第2009/0072154(US, A1)
米国特許出願公開第2006/0083415(US, A1)
特開2008-190901(JP, A)
David Brasse et al., "Correction Methods for Random Coincidences in Fully 3D Whole-Body PET: Impact on Data and Image Quality", The Journal of NUCLEAR MEDICINE, 2005年, vol.46, pp.859-867

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01T 1/161 - 1/166