

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6464269号
(P6464269)

(45) 発行日 平成31年2月6日(2019.2.6)

(24) 登録日 平成31年1月11日(2019.1.11)

(51) Int.Cl.	F I
GO 1 T 1/161 (2006.01)	GO 1 T 1/161 A
GO 1 T 7/00 (2006.01)	GO 1 T 7/00 C
	GO 1 T 1/161 Z DM

請求項の数 14 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2017-531475 (P2017-531475)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成27年12月14日 (2015.12.14)		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2018-506706 (P2018-506706A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成30年3月8日 (2018.3.8)		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/IB2015/059594		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02016/097977		
(87) 国際公開日	平成28年6月23日 (2016.6.23)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成30年10月17日 (2018.10.17)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	62/091, 801	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成26年12月15日 (2014.12.15)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
早期審査対象出願			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 PETシステム、デッドタイム補正因子の算出方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

陽電子放出断層撮影 (PET) システムであって：

撮像領域から生じ且つ放射線ディテクタのディテクタ・ピクセルにより検出される反応線 (LOR) を規定する同時放射イベント対を検出するように構成される複数の放射線ディテクタ；及び

少なくとも1つのプロセッサ；

を有し、前記少なくとも1つのプロセッサは：

前記ディテクタ・ピクセルにより検出されるシングル・イベントを含むリストモード・データを、前記放射線ディテクタに取得させ；及び

一対のディテクタ・ピクセルにより規定される LOR 各々についてデッドタイム補正因子を算出する；

ように構成され、LOR 各々についての前記デッドタイム補正因子は：

前記リストモード・データから、LOR 各々について偶発率を決定すること；

決定された偶発率から、ディテクタ・ピクセル各々のシングル率を決定すること；及び

前記ディテクタ・ピクセル i 及び j それぞれに対する個々のシングル率 S_i 及び S_j に基づいて、ディテクタ・ピクセル i 及び j により規定される LOR に対するライブタイム因子 $L T_{i j}$ を算出すること；

により算出される、システム。

【請求項 2】

10

20

前記ディテクタ・ピクセル各々のシングル率を決定することが、 $R_{ij} = S_i * S_j$ という連立方程式を解くことを含み、 R_{ij} はディテクタ・ピクセル i 及び j により決定される LOR についての決定された偶発率であり；記号「 \propto 」は比例関係を示し； S_i 及び S_j はそれぞれディテクタ・ピクセル i 及び j に対する未知のシングル率である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

$R_{ij} = S_i * S_j$ という前記連立方程式を解くことは、前記少なくとも 1 つのプロセッサが、ピクセル毎のシングル率のヒストグラム・マップを生成することを含み、前記ヒストグラム・マップはスケール因子を含む、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記デッドタイム補正因子を算出することは、前記少なくとも 1 つのプロセッサが、 $DT_{ij} = 1 / (LT_{ij})$ を利用して、前記ライブタイム因子から前記デッドタイム補正因子を算出することを含み、 DT_{ij} は i から j への LOR 各々に対するデッドタイム補正因子である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

陽電子放出断層撮影 (PET) スキャナにおいてディテクタ・ピクセル当たりのデッドタイム補正因子を算出するための方法であって：

PET 放射線ディテクタを利用して、撮像領域から生じる複数の 511 keV 放射線イベントを検出すること；及び

電子データ処理デバイスを利用して、前記 PET 放射線ディテクタの一对のディテクタ・ピクセルにより規定される反応線 (LOR) 各々について、デッドタイム補正因子を算出すること；

を含み、前記デッドタイム補正因子を算出することは：

追加的な時間遅延オフセットとの一致を測定する遅延技術を利用して、検出された複数の 511 keV 放射線イベントから、LOR 各々について測定された偶発率を決定すること；

$R_{ij} = 2 * S_i * S_j$ という連立方程式を解くことにより、決定された偶発率から、前記 PET 放射線ディテクタのディテクタ・ピクセル各々のシングル率を決定することであって、前記連立方程式は LOR が規定される各ディテクタ対 i 及び j に対する連立方程式の 1 つの方程式を含み、 R_{ij} はディテクタ・ピクセル i 及び j により決定される LOR についての決定された偶発率であり、 Δ はコインシデンス・ウィンドウ幅であり、 S_i 及び S_j はそれぞれディテクタ・ピクセル i 及び j に対する未知のシングル率である、こと；

を含む、方法。

【請求項 6】

$R_{ij} = 2 * S_i * S_j$ という連立方程式を解くことは、少なくとも 1 つのプロセッサが、ピクセル毎のシングル率のヒストグラム・マップを生成することを含み、前記ヒストグラム・マップはスケール因子を含む、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記デッドタイム補正因子を算出することは、 $LT_{ij} = f(S_i) * f(S_j)$ に従って、ディテクタ・ピクセル i 及び j それぞれに対するシングル率 S_i 及び S_j に基づいて、ディテクタ・ピクセル i 及び j により規定される LOR についてライブタイム因子 LT_{ij} を算出することを含み、 $f(S_i)$ 及び $f(S_j)$ はそれぞれシングル率 S_i 及び S_j に対応するライブタイム因子である、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 8】

前記デッドタイム補正因子を算出することは、 $DT_{ij} = 1 / (LT_{ij})$ を利用して、前記ライブタイム因子から前記デッドタイム補正因子を算出することを含み、 DT_{ij} は i 及び j の間の LOR 各々に対するデッドタイム補正因子である、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

前記検出することが、撮像対象のPET撮像データを取得することを含み、当該方法は：

前記電子データ処理デバイスを利用して、前記撮像対象のPET画像を生成するように前記PET撮像データを再構築すること；及び関心領域のSUV値又はパラメトリックSUV画像を含む前記撮像対象の標準摂取値(SUV)データを生成するように、前記PET画像を変換すること；

を含み、前記の再構築及び変換することは、前記LORのデッドタイム補正因子を利用して、ディテクタのデッドタイムについて前記PET撮像データを補正することを含む、請求項5に記載の方法。

【請求項10】

10

請求項5に記載の方法を実行するように1つ以上のプロセッサを制御するソフトウェアを担う非一時的なコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項11】

陽電子放出断層撮影(PET)撮像システムであって：

撮像領域周辺に配置され、前記撮像領域から生じる放射線イベントを検出するように構成されるPET放射線ディテクタ；

前記撮像領域に配置されるように構成され、陽電子-電子放射性同位体を含むキャリブレーション用のファントム；及び

1つ以上のプロセッサ；

を有し、前記1つ以上のプロセッサは：

20

前記PET放射線ディテクタを利用して、前記ファントムのリストモード・データを、時間経過による前記ファントム崩壊による放射線として取得すること；

前記リストモード・データの取得後に、取得したリストモード・データと前記ファントムの既知の放射線崩壊率とに基づいて、放射線レベル-対-シングル率のカーブを決定すること；

前記PET放射線ディテクタのうちの2つのディテクタ・ピクセルを結ぶ反応線(LOR)各々に対する偶発イベント率を、前記リストモード・データから決定すること；

前記LORの偶発イベント率に基づいて、ディテクタ・ピクセル各々に対するシングル率を決定すること；

前記ディテクタ・ピクセル*i*及び*j*のシングル率に基づいて、前記ディテクタ・ピクセル*i*及びディテクタ・ピクセル*j*間のLOR各々についてのライブタイム因子を算出すること；

30

前記LORについて算出されたライブタイム因子の逆数として、各LORのデッドタイム補正因子を算出すること；及び

前記LORについて算出された前記デッドタイム補正因子を利用して、各LORについて前記PET撮像システムの511keV同時イベント対ディテクタのコインシデンス・ウィンドウ幅を調整することであって、前記コインシデンス・ウィンドウ幅は、 $DT_{i,j}$ に従って、ピクセル対*i*、*j*により規定されるLOR各々について調整され、 t はコインシデンス・ウィンドウ幅であり、 $DT_{i,j}$ はLORに対するデッドタイム補正因子である、こと；

40

を行うように構成される、システム。

【請求項12】

前記ディテクタ・ピクセル各々のシングル率を決定することが、 $R_{i,j} = 2 \cdot S_i \cdot S_j$ という連立方程式を解くことを含み、 $R_{i,j}$ はディテクタ・ピクセル*i*及び*j*により決定されるLORについての決定された偶発率であり、 R は、前記PET撮像システムの511keV同時イベント・ディテクタのコインシデンス・ウィンドウ幅であり、 S_i 及び S_j はそれぞれディテクタ・ピクセル*i*及び*j*に対する未知のシングル率である、請求項11に記載のシステム。

【請求項13】

前記 $R_{i,j} = 2 \cdot S_i \cdot S_j$ という連立方程式を解くことは、前記1つ以上のプロセッ

50

サが、ディテクタ・ピクセル毎にシングル率の最小二乗最適化を実行することを含む、請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

LOR 各々に対する偶発イベント率を、前記リストモード・データから決定することは、所定の時間オフセットとともに前記 PET 撮像システムの 511 keV 同時イベント・ディテクタを利用することを含み、前記所定の時間オフセットは、電子 - 陽電子消滅イベントにより生成される真の 511 keV 同時イベント対の検出を回避できる程度に充分大きい、請求項 1 1 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

以下は概して医療撮像に関連する。これは、定量分析、撮像(又はイメージング)又は他のタスクのための陽電子放出断層撮影(PET)のキャリブレーションの用途に特に有用であり、特にこの点に関する説明が為される。しかしながら、他の利用状況における用途も見出されること、及び、必ずしも上記の用途に限定される必要はないことが、理解されるべきである。

【背景技術】

【0002】

PET 定量分析技術は、組織の放射線濃度を定量的に評価しようとし、放射線濃度は、通常、単位質量当たりの注入放射能又は他の正規化因子によりスケールされる。定量分析は、造影剤の摂取に関する患者画像強度の線形関係に基づいている。フッ素18(F18)放射性同位体の場合、最も一般的な定量画像分析メトリックは、標準摂取値(Standardized Uptake Value: SUV)であり、SUVは、パラメトリック画像をもたらすピクセル毎に、又は、関心領域(ROI)にわたって算出される。ここで、画像強度を放射線濃度に変換するために使用される線形関係は、SUVキャリブレーションから導出され、SUVキャリブレーションは一般的にはシステム全体に対する1つの線として算出され、すなわち、それぞれのディテクタ・ピクセルについて同じキャリブレーション・カーブが使用される。SUVキャリブレーション・カーブは、ピクセルのデッドタイム(dead time)も包含している。臨床撮像の際に、PETシステムは、典型的には、いわゆる「麻痺型ディテクタ」レジーム("paralyzed detector" regime)の近辺又はその中で動作し、そのレジームではディテクタの

20

デッドタイムが重要なファクタである。このデッドタイムは、ガンマ粒子検出イベント同士の間で最小時間が存在することに起因して生じ、すなわち、2つのガンマ・イベントが(過剰に)短い連続性の中でディテクタに影響する場合、ディテクタは、第1イベントの後、未だリセットされていないので、第2イベントは検出されないことになってしまう。単独のシステム・レベルのSUVキャリブレーション・カーブが使用されるので、デッドタイムは、全てのピクセルについて同一であるように仮定される。SUVキャリブレーション・カーブでは、デッドタイム中に「見逃した」カウントに起因して生じる、高い放射線レベルでの少ない観測カウントに起因して、デッドタイムは、シングル率(the singles rate) - 対 - 放射線カーブに関し、準線形性(a sub-linearity)であるように見える。

30

【0003】

40

SUVキャリブレーションは、典型的には、高い放射能レベルでF18を含むシリンダ・ソースを利用する。キャリブレーション放射線源は、ガントリISOセンターに配置され、患者のベッドの脇に配置される(すなわち、シリンダ軸は、軸方向に沿って向けられる)。PETデータの取得は、ソース(又は放射線源)が、検出されないレベルまで崩壊するまでの間、周期的に実行される。ISOセンターにシリンダ・ソースを配置する理由は、配置及び放射線源の不均一性により引き起こされる変動を取り除くためである。キャリブレーション線源の放射線濃度は、崩壊プロセスを通じて時間の関数として既知であるので、その結果は、放射線レベルに画像強度に関連付ける所望のカーブである。このプロセスは、SUVキャリブレーションとして言及される。

【0004】

50

図1には、SUVキャリブレーションと患者スキャンとの間の相違が示されている。SUVキャリブレーションは、均一な円筒状ファントムを利用し、位置A、B及びCにおけるディテクタは、同じ照射量を受け、同じシングル計数率を有する。しかしながら、患者スキャンの場合、A及びBにおけるディテクタは、Cにおけるディテクタよりも多くさらされ、それらのシングル率は異なる。

【0005】

しかしながら、そのようなディテクタのピクセル・レベルの影響は、単独のシステム・レベルのSUVキャリブレーションによっては説明されない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許出願公開第2009/072154号明細書

【発明の概要】

【0007】

一形態によれば、診断撮像システムは、複数の放射線ディテクタと少なくとも1つのプロセッサとを有する。複数の放射線ディテクタは、撮像領域から生じ且つ放射線ディテクタのディテクタ・ピクセルにより検出される反応線(LOR)を規定する同時放射イベントを検出するように構成される。少なくとも1つのプロセッサは：ディテクタ・ピクセルにより検出されるシングル・イベントを含むリストモード・データを、放射線ディテクタに取得させ；及び、一対のディテクタ・ピクセルにより規定されるLOR各々についてデッドタイム補正因子を算出する；ように構成される。LOR各々についてデッドタイム補正因子を算出することは：リストモード・データから、LOR各々について偶発率を決定すること；決定された偶発率から、ディテクタ・ピクセル各々のシングル率を決定すること；及び、前記ディテクタ・ピクセルi及びjに対する個々のシングル率 S_i 及び S_j に基づいて、ディテクタ・ピクセルi及びjにより規定されるLORに対するライブタイム LT_{ij} 因子を算出すること；を含む。

【0008】

別の形態によれば、陽電子放出断層撮影(PET)スキャナにおいてピクセル当たりのデッドタイム補正因子を算出するための方法が開示される。本方法は、PET放射線ディテクタを利用して、撮像領域から生じる複数の511keV放射線イベントを検出すること；及び、電子データ処理デバイスを利用して、PET放射線ディテクタの一対のディテクタ・ピクセルにより規定される反応線(LOR)各々について、デッド時間補正因子を算出すること；を含む。デッド時間補正因子を算出することは：LOR各々について偶発率を決定すること；決定された偶発率から、PET放射線ディテクタのディテクタ・ピクセル各々のシングル率を決定すること；及び、前記ディテクタ・ピクセルi及びjに対する個々のシングル率 S_i 及び S_j に基づいて、ディテクタ・ピクセルi及びjにより規定されるLORに対するライブタイム因子 LT_{ij} を算出すること；を含む。

【0009】

別の形態によれば、陽電子放出断層撮影(PET)撮像システムは、撮像領域周辺に配置され、撮像領域から生じる放射線イベントを検出するように構成されるPET放射線ディテクタ；撮像領域に配置されるように構成され、陽電子・電子放射線同位体を含むキャリブレーション用のファントム；及び、1つ以上のプロセッサ；を有し、1つ以上のプロセッサは：PET放射線ディテクタを利用して、ファントムのリストモード・データを、時間経過によるファントムの放射線として取得すること；リストモード・データの取得後に、取得したリストモード・データとファントムの既知の放射線崩壊率とに基づいて、放射線レベル・対・シングル率のカーブを決定すること；記PET放射線ディテクタのうちの2つのディテクタ・ピクセルを結ぶ反応線(LOR)各々に対する偶発イベント率を、リストモード・データから決定すること；LORの偶発イベント率に基づいて、ディテクタ・ピクセル各々に対するシングル率を決定すること；ディテクタ・ピクセルi及びjのシングル率に基づいて、ディテクタ・ピクセルi及びディテクタ・ピクセルj間のLOR各々についてのライブタイム

10

20

30

40

50

因子(a live time factor)を算出すること；及び、LORについて算出されたライブタイム因子の逆数として、各LORのデッドタイム補正因子を算出すること；を行うように構成される。

ディテクタ・ピクセル各々のシングル率を決定することは、 $R_{ij}=2 \cdot S_i \cdot S_j$ という連立方程式を解くことを含むことが好ましく、 R_{ij} はディテクタ・ピクセル*i*及び*j*により決定されるLORについての決定された偶発率であり； t は、前記PET撮像システムの511keV同時イベント・ディテクタのコインシデンス・ウィンドウ幅であり； S_i 及び S_j はそれぞれディテクタ・ピクセル*i*及び*j*に対する未知のシングル率であり、 $R_{ij}=2 \cdot S_i \cdot S_j$ という連立方程式を解くことは、少なくとも1つのプロセッサが、ディテクタ・ピクセル毎のシングル率の最小二乗最適化を行うことを含む。

10

【0010】

利点の1つは、システムにおけるピクセル各々についてデッドタイム補正因子が存在することである。

【0011】

別の利点は、ピクセルのシングル率をデッドタイム補正因子に結び付けることである。

【0012】

本発明の更なる利点は、以下の詳細な説明を閲覧及び理解することで、当業者にとって更に明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0013】

20

本発明は、様々なコンポーネント及びコンポーネントの集まり並びに様々なステップ及びステップの集まりによる形態をとってよい。図面は、好ましい形態を説明するためのものであるに過ぎず、本発明を限定するように解釈されるべきでない。

【図1】円筒状ファントム及び患者の相違を示す図。

【図2】較正される核撮像システムを示す図。

【図3】平均シングル率vs.放射線のプロットを示す図。

【図4】デッドタイム補正因子vs.ピクセル・プロット当たりのシングル率と、ライブタイム因子vs.ピクセル・プロット当たりのシングル率とを示す図。

【図5】ピクセル当たりの平均シングル率vs.ピクセル・プロット当たりの平均ランダム率を示す図。

30

【図6】キャリブレーション・ソースの様々なフレームに対するシングル率の2次元ヒストグラムを示す図。

【図7】診断撮像システムを較正する方法を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本願で開示されるキャリブレーション技術は、信号測定から導出される各ディテクタ・ピクセルのデッドタイム補正についての完全なマップを提供することにより、上記の課題を克服する。有利なことに、本来のSUVキャリブレーション技術は、同じくそのまま残る一方、ディテクタ・エレメントのライブタイム(或いは、ライブタイムと同じ情報を含むデッドタイム)のマッピングを取得することにより、当該技術は発展する。患者スキャンに関し、開示される技術は、遅延イベントを利用して推定される偶発イベント(random events)を判定し、ディテクタ・エレメント・シングル率、放射線、ライブタイム及びデッドタイム補正の間に関連性(the link)が設定される。

40

【0015】

図2に関し、陽電子放出断層撮影(PET)イメージング・システム10は、SUV等のような定量分析のために較正される。キャリブレーション技術は、PETスキャナ10の撮像領域16(又はボア)の中に配置される通常のキャリブレーション線源14を利用する。例示のPETスキャナ10は、患者ベッド又は支持部18を含み、患者ベッド等により、患者は、検査領域16及び1つ以上のPETディテクタ・リング20の中に運ばれる(ただし、患者ベッド等は、キャリブレーション・プロシジャの最中には使用されない)。キャリブレーション線源は、図1の左

50

側に関連して上述したようなものであり、円筒状線源は、高い放射能レベルでF18を含み、ガントリISOセンターに配置され(すなわち、PTEディテクタ・リングの全てのディテクタから等距離にあり)且つ患者ベッド18に平行である(すなわち、シリンド軸は軸方向に沿うように向けられる)。PTEリング20のディテクタ・アレイを較正する、光電子倍增管(PMT's)又はアバランシェ・フォトダイオード(APDs)等のようなシンチレータ及びシリコン光電子倍增管(SiPMs)等を通じて、放射線イベントがPETディテクタ・リングにより検出される。キャリアレーション・プロセッサは、ピクセル毎のデッドタイム補正を含むSUVキャリアレーションを実行し、デッドタイムを含むSUVキャリアレーションを生成する。

【0016】

本願で開示されるデッドタイム補正を含むキャリアレーションは、有利なことに、同時ベースのデータ処理手段を利用し、その同時ベースのデータ処理手段は、患者(より一般的には、被検体)の撮像中に使用される。そこで、先ず、被検体の撮像を説明する。

【0017】

撮像の際、それぞれ検出されるガンマ光子イベントには、クロック30によりタイムスタンプが付される。デジタルPETシステムでは、各々のイベントは、典型的には、SiPMをサポートする回路においてタイムスタンプを受ける。同時ペア・ディテクタ34は、検出されたイベントのタイムスタンプを比較し、エンド・ポイントを決める及び/又は例えば所定の同時時間ウィンドウの範囲内で生じるイベント対を判定する。

【0018】

放射線ディテクタ20のリング((例えば、何千もの)結晶、(例えば、何百、何千もの)光ディテクタ、及び(何十もの)サポート回路モジュールを含む)は、撮像領域16の中から放出される放射線イベント(例えば、ガンマ線)を検出するように、撮像領域16の周囲に配置される。図示されるように、複数のディテクタ20が複数のモジュール22に配置されることが可能であり、各ディテクタは、各イベントのエネルギー及び時間を少なくとも示すデジタル信号を送信する。スキャナ10は、撮像領域16に患者又は撮像対象を配置するためのサポート手段18を含む。一例では、サポート手段18は、PETリング又はリング20を概して横切るように軸方向に線状に可動であり、患者の関心領域を視野の中に配置し、ある種の撮像技術においては、3次元撮像データの取得を促す。

【0019】

スキャナ10による撮像の準備中に、適切な放射性医薬品が、スキャンされる被検体に投与され、その被検体は撮像領域16内に配置される。放射性医薬品は、放射性崩壊を示す放射性同位体を含み、その崩壊が陽電子(ポジトロン)の放射をもたらす。各々の陽電子は、近辺の電子と相互作用して消滅し、約511keVのエネルギーをそれぞれが有する2つの反対向きの(180度)ガンマ線を生じる。2つの反対向きのガンマ線は、対向するディテクタに実質的に同じ時間に(すなわち、実質的に同時に)突き当たる。

【0020】

ペア・ディテクタ34は、電子-陽電子消滅イベントに対応する一対の実質的に同時に生じた又は同時ガンマ線の検出を識別する。このプロセスは、例えば、エネルギー・ウィンドウ化(例えば、約511keVに設定される選択されたエネルギー・ウィンドウの外側に該当する放射線検出イベントを破棄すること)及び同時検出回路(例えば、選択された時間ウィンドウより長時間にわたって時間的に互いに離れている放射線検出イベントを破棄すること)を含むことが可能である。

【0021】

イベント対を識別する場合に、応答線(a line of response : LOR)プロセッサ36は、2つのガンマ線検出を結び付ける空間的なLORを識別するように、イベント対を処理する。電子-陽電子消滅イベントにより放出される2つのガンマ線は空間的に反対方向に向けられるので、電子-陽電子消滅イベントは、LOR上の何処かで生じていることが分かる。TOF-PETにおいては、ディテクタ及びクロック30によるタイムスタンプが、実質的に同時の2つのガンマ線検出同士の間での飛行時間差(a time-of-flight (TOF) difference)を検出する程度に十分に高い時間分解能を有する。そのような「TOF PET」撮像システムでは、

10

20

30

40

50

TOFプロセッサ38は、同時ペアの各イベント時間の間の時間差を分析し、LORに沿って電子 - 陽電子消滅イベントを特定する。

【 0 0 2 2 】

再構築エンジン40は、LOR(選択的に、TOF測位)を含む撮像データ・セットを、ストレージ又はメモリ42に保存される画像に再構築し、そして、表示され、印刷され、記録され、フィルム化され、処理され、他の装置に転送され、モニタ44で表示されること等が可能である。放射線技師又は他の適切な医師は、未加工データ及び/又は再構築された画像を利用して、TOF-PETスキャナ10を制御すること、被検体を診断すること等を行う。

【 0 0 2 3 】

例示の標準摂取値(SUV)分析のような定量分析を実行するために、SUV分析モジュール50は、キャリブレーション・プロセッサ24により生成されたSUVキャリブレーション26を適用して画像強度値を、正規化された組織放射線濃度値に変換し、SUVデータを生成する。SUVがピクセル毎の形式で算出される場合、モニタ44に表示されることが可能なSUV画像が生じる。代替的に、SUVは、関心領域(ROI)について算出され、ROIに対する数値として提示され、この場合もモニタ44に適切に表示されることが可能である。本願で説明されるように、SUVキャリブレーション26は、ピクセル毎の形式でデッドタイム補正を含む。本願で使用されるように、「ディテクタ・ピクセル(detector pixel)」という用語は、PETリング20のディテクタ画素であって単独のイベントを検出することが可能なディテクタ画素を示す。

【 0 0 2 4 】

成就した処理だけでなく他の処理も、1つ以上の処理コンポーネントにより実行されることが可能であることが、認められるべきである。従って、本願で説明される処理は、単独の処理コンポーネント、個々の(複数の)処理コンポーネント、処理コンポーネントの様々な組み合わせ、及び/又は、それらの組み合わせにより処理されることが可能である。

【 0 0 2 5 】

被検体の撮像を説明したので、SUVキャリブレーション26を生成するためのキャリブレーション26により実行される処理が説明される。このキャリブレーション処理は、撮像中に使用される同時性に基づくデータ処理手段34, 36を利用する。特に、本願で説明されるような適用される時間オフセット54とともに、ペア・ディテクタ34を利用して測定される偶発率(a randoms rate)に基づいて、各ピクセルに対するシングル率が推定される。各ピクセルのシングル率は、後に、そのピクセルのデッドタイムを推定するために使用される。

【 0 0 2 6 】

キャリブレーションを実行するために、円筒状ファントム14が、スキャナ10におけるアイソセンターに配置され、円筒軸は水平に(すなわち、軸方向に沿って)向けられ、PETリング20の平面を横切る。円筒状線源は、例えばF18のような放射性医薬品を高い放射線レベルで包含し、(放射性物質が)崩壊するにつれて、放射線レベルが、真の同時計数率、偶発イベント及びシングル率に関して評価される。「シングル」は、ディテクタ20により検出される任意の511keVイベントであり、真の同時イベント、偶発イベント及び散乱イベントを含み得る。真の同時イベントは、コインシデンス時間ウィンドウの中で検出される2つの511keV粒子によるものであり、その検出により、双方の511keV粒子は1つの電子 - 陽電子消滅イベントにより生成されていることが推定される。偶発イベントは、コインシデンス時間ウィンドウの中で検出される2つの511keV粒子(又は、511keVのエネルギー・ウィンドウに該当する粒子)によるものであるが、1つの電子 - 陽電子消滅イベントに事実上由来していない。

【 0 0 2 7 】

コインシデンス時間ウィンドウの中で生じる「偶発」は、真の同時イベントから区別できない。しかしながら、偶発率は、以下の原理を利用して測定されることが可能であることが認められる。偶発をもたす2つのイベントは統計的に独立であるので(例えば、共通の電子 - 陽電子消滅イベントに由来していないので)、そのようなイベント対の出現率は

、それらを隔てる時間インターバルに依存しないはずである、ということになる。定量化するために、コインシデンス・ウィンドウを t とし、2つの「シングル」がそれぞれ時間 t_1, t_2 で生じるとする。更に、オフセット時間を T とする。そうすると、偶発率は、 $t_2 - T$ が時間 t_1 のコインシデンス・ウィンドウ t の中に収まる、シングル・ペア s_1, s_2 の割合として規定される。このような推定では、オフセット T は、真の同時イベントを排除するほど大きなものであるように選択され、言い換えれば、コインシデンス・ウィンドウ t とオフセット・ウィンドウ $T + t$ との間にオーバーラップが存在すべきでない。「偶発」は統計的に独立しているので、オフセット率(すなわち、イベント s_1, s_2 がそれぞれ時間 t_1, t_2 で生じる割合； $t_2 - T$ は、時間 t_1 のコインシデンス・ウィンドウ t の中に収まる)は、偶発率に等しくなるはずである。

10

【 0 0 2 8 】

上記によれば、偶発率は、ペア・ディテクタ34において時間オフセット54(上記の説明では、オフセット T として示されている)を課すことによって測定されることが可能であり、それにより、同時検出手段34が偶発率を測定するために利用される。

【 0 0 2 9 】

キャリブレーションを実行するために、ファントム14のリストモード取得(a listmode acquisition)がPETスキャナ10により実行され、PTEスキャナ10(特に、ディテクタ20)を較正するためにリストモード・データを取得する。キャリブレーション線源は、ディテクタの変動を除外するために、患者ベッドと平行してガントリISO中心に配置される。見かけ上のデッドタイムがゼロになるレベルに至るほどキャリブレーション線源が崩壊するまで、リストモード取得が周期的に実行される。

20

【 0 0 3 0 】

ディテクタ20は典型的には麻痺型ディテクタ(paralyzable detectors)であり、その場合、デッドタイム中にディテクタで生じるシングル・イベントは、デッドタイム期間を再開させる。見かけ上のデッドタイムは、ディテクタ20(すなわち、ピクセル又は結晶)のシングル率に直接的に関連付けられる。しかしながら、PETシステムのメイン出力は、真の同時イベントである。一般に、各ディテクタ20(すなわち、ピクセル又は結晶)に対するシングル率は、ハードウェア・データ・チェーンでは利用可能ではなく容易には得られない。例えば、ディテクタ・モジュール22のパフォーマンスを測定するための一種の「暗電流」メトリック(a type of “dark current” metric)として、シングル率がモジュール・レベルで測定される。しかしながら、実際には、シングル・イベント及び偶発イベントの双方は、ピクセル対に関してローカルな空間的な分散を有する。偶発イベント率はシングル率の二乗に比例し、従って、各々の検出エレメントのシングル率は、ディテクタ・デッドタイムに関連付けられる。本願で開示されるように、各LORに対して容易に利用可能である偶発イベントを利用することで、シングル率は、適切な信号分解法により推定されることが可能である。偶発イベント率は上述したように遅延技術を利用して推定され、その遅延技術は、同時パス(the coincidence paths)の何れかに時間遅延オフセット54(例えば、 $T=100\text{ns}$)を付加し、それにより、このオフセット54での「同時」イベントは、偶発イベントであり且つ偽の同時イベントとして分類され、偶発率は、同時率を測定した同じ手段を利用して、ディテクタ・ピクセル対毎の形式で測定される。

30

40

【 0 0 3 1 】

引き続き図2を参照しつつ図3を参照すると、SUVキャリブレーション中のシングル率の直接的な測定を通じて、キャリブレーション・プロセッサ24は、放射性医薬品の放射線に対するシングル率の関係を決定する。図3に関し、キャリブレーション・プロセッサ24は、SUVキャリブレーション中に取得されたシングル率をシステム全体について平均化し、その平均値を各ディテクタ20に割り振り、その結果が、ディテクタの照射線量(すなわち、ファントムの放射線)に対してプロットされている。ディテクタ20のピクセルは、ガントリの中で、接線方向 x に沿って約 $N_x=576$ 個のディテクタ・エレメント、及び、軸方向 y に沿って約 $N_y=40$ 個のディテクタ・エレメントの形式で配置され、その結果、 $23,040 (=N_x \cdot N_y = 576 \cdot 40)$ 個のピクセルがシステムに存在する。引き続き図3を参照すると、プロットはほ

50

ば直線的であるが、平均シングル率が増加するにつれて傾斜が減少しており、これは、ディテクタ20の「麻痺」状態を示す。この準線形な傾斜は、検出され損なった何らかのシングル・イベントに起因しており、非検出の理由は、前回のシングル・イベントを検出してリセットしている間のディテクタ・ピクセル・デッドタイム中にイベントが生じているからである。図3のSUVキャリブレーションで取得される準線形な関係は、従来、デッドタイム補正をもたらすが、それはシステム・レベルの補正であり、様々なディテクタ・ピクセルに対する様々なデッドタイムを説明することはできない。

【0032】

測定されたデッドタイムに対するシングル率の関係は、SUVキャリブレーション中に測定された決定されたデッドタイム補正因子であり、これは例えば、図3のデータの準線形性のメトリックとしてデッドタイムを取り出すことにより為される。図4に関し、デッドタイム補正因子が、ピクセル当たりの平均シングル率に対してプロットされている(上図)。デッドタイム補正因子は、ディテクタ20を麻痺させる偶発イベントに起因するデッドタイムを補償するために、同時ウィンドウに対する乗数として適切に実現される。追加的又は代替的に、キャリブレーション・プロセッサ24は、デッドタイム因子から又は図3のデータから直接的に、ライブタイム因子を算出する。ライブタイム因子は、デッドタイム補正因子と相互関係があり - デッドタイムは、麻痺に起因してディテクタ・ピクセルがインアクティブである僅かな時間を測定するのに対して、ライブタイムはディテクタがアクティブである僅かな時間を測定する。別の言い方をすれば、ライブタイムは、デッドタイムについての代替的な(すなわち、相互関係にある)表現であり、本願において最広義の意味で使用される場合に、「デッドタイム」という用語は、相互関係にあるものとしての表現、すなわち、ライブタイム、値を包含する。図4をに示されるように、ライブタイムは0でないし1の範囲にある真の確率的な値である点において、ライブタイムはデッドタイムを上回る実際上の利点を有する。ライブタイムは、追加的なデータの処理におけるディテクタ20のデータ損失の確率として、観察されることが可能である。ライブタイム因子は、ピクセル当たりのディテクタ20のシングル率(下図)の関数として算出される。図4の上側は、デッドタイム補正因子vs.シングル率を示し、図4の下側は、ライブタイム補正因子vs.シングル率を示す。何れのプロットも同じ補正を記述しているが、逆の方法で記述している。より低いシングル率において、ライブタイム因子は1であり、これは、ディテクタが全てのフォトンを取得できることを示す(すなわち、非麻痺状態である)。シングル率が増えるにつれて、ライブタイム因子は減少する。これは、多くのシングル・イベント又はカウントが検出されなくなることを意味する。

【0033】

図3-4の処理は、典型的にはモジュール・レベル又はシステム・レベルで実行され、その理由は、PET同時ディテクタ手段34, 36は使用されないからである。使用されないのは、従来のSUVキャリブレーションはディテクタ・ピクセル毎のデッドタイムを提供できないことを意味する。

【0034】

図5においては、偶発率(すなわち、遅延率)が典型的にシングル率の二乗関数となっており、偶発率は、1つのピクセルについての、タイム・オフセット54を伴う場合の「同時」イベントのレートとして測定され、例えば、ディテクタ・ピクセル対 i, j に関し、ディテクタ・ピクセル i がシングル率 S_i (グラウンド・トゥールース)を有し、ディテクタ・ピクセル j がシングル率 S_j (グラウンド・トゥールース)を有し、ピクセル対 i, j に対する偶発率 R_{ij} は、 $R_{ij} = S_i \times S_j$ である(ここで、「 \propto 」という記号は、比例関係を示す通常の意味で使用されている)。一形態では、各々の検出エレメントのシングル率は、 $R_{ij} = 2 \times S_i \times S_j$ でという関係により使用及び算出され、ここで、 Δ はコインシデンス・ウィンドウ幅であり、 R_{ij} は、オフセット54の適用とともにコインシデンス手段34, 36を利用して、各ピクセル対 i, j について取得される。別の形態では、SUVキャリブレーションに関し、(円筒状キャリブレーション線源14の軸対称性に起因し、かつ、ピクセル対ピクセルの相違を無視することによる相違である)正規化(normalization)の相違を考慮した後に、全ての検出エ

レメントに対するシングル率が一致し、従って、多数のピクセルに対して平均化されたシステム・シングル率が、ディテクタ・ピクセル毎のシングル率として採用されることが可能である。

【 0 0 3 5 】

以下、偶発率 R_{ij} から算出されるディテクタ・ピクセル毎のシングル率が、詳細に説明される。ディテクタ対 i 及び j の間で測定される偶発率 R_{ij} (本願では、遅延率とも言及される)は、ディテクタ i 及びディテクタ j 各々の対応するシングル率に、次のように関連付けられる：

【 0 0 3 6 】

【 数 1 】

$$R_{ij} = 2\tau S_i * S_j \quad (1)$$

ここで、 R_{ij} は i から j への応答線についての測定された偶発率であり； τ はコインシデンス・ウィンドウ幅であり； S_i 及び S_j はそれぞれディテクタ・ピクセル i 及び j におけるシングル率である。この方程式は、ガントリ内において反応線が定義できる各ピクセル対 i, j について解くことが可能である(適切なアプローチにより、各ピクセル対 i, j についてLORが規定され、ピクセル i 及び j を結ぶ線分は撮像領域16を通過する)。そのようなピクセル対 i, j を考慮すると、方程式(1)は、各ディテクタ対 i, j につき1つの方程式を含む非線形の連立方程式を形成し、ここで、 R_{ij} はSUVキャリブレーションによる既知の偶発率の測定結果であり、 S_i 及び S_j が未知である。各ピクセル i が多数の他のピクセル j とペアを為し得るので(その逆も可)、この連立方程式は過剰決定(heavily overdetermined)である。一形態では、キャリブレーション・プロセッサ24は、例えば最小二乗法などのような大域的最適化法を利用して、非線形の連立方程式を解く。

【 0 0 3 7 】

別の形態に関し、図6においては、キャリブレーション・プロセッサ24が、偶発イベントの2Dヒストグラム600, 602, 604を生成することにより、非線形の連立方程式を解く。ヒストグラム600, 602, 604は、スケーリング因子によるシングル率のマップである。スケーリング因子は、次式により得られる：

【 0 0 3 8 】

【 数 2 】

$$\alpha = \frac{S}{\sum s_{xy}} \quad (2)$$

ここで、 S はシステムのシングル率(例えば、図3のキャリブレーション・データにより得られる)であり； s_{xy} は2D空間でディテクタ・ピクセルに関して偶発イベントから導出されるシングル率であり、 $x=0, 1, \dots, N_x$ 及び $y=0, 1, \dots, N_y$ である。個々のシングル率すべての総和は、システムのシングル率 S と同一になるべきである。ヒストグラム600, 602, 604は、ガントリのリング状ディテクタ20の上半分606と下半分608とに分割される。この特定の形態では、身体的全体的スキンのベッド位置の一部を示す全部で6つのフレームが存在し、図6においては、フレーム2(600)、フレーム4(602)及びフレーム6(604)のヒストグラムが示されている。各ピクセルの強度(又は明暗)は、偶発イベントから導出されるシングル率に対応する。一形態では、シングル率はヒストグラムの中でカラー(又は有色)で表現される。別の形態では、シングル率は、グレースケール強度に応じて視覚的に表現される。ヒストグラム600, 602, 604によれば、高いシングル率のピクセルは、低いシングル率のピクセルと、30%程度の量だけ相違している。別の形態では、2Dヒストグラムは、ルックアップ・テーブルで表現されることが可能である。

【 0 0 3 9 】

ピクセル当たりのデッドタイムを取得するために、キャリブレーション・プロセッサ24は、各LORの終点における2つのピクセル i 及び j のライブタイム(LT)を算出する。キャリブレーション・プロセッサ24は、次式を利用して、各ディテクタのシングル率の組み合わせ

としてライブタイムを算出する：

【 0 0 4 0 】

【 数 3 】

$$LT_{ij} = f(S_i) * f(S_j) \quad (3)$$

ここで、 f はピクセル当たりのシングル率に対するライブタイム因子であり、 LT_{ij} は i 及び j の間のLORに対するライブタイム因子である。例えば、 $f(S_i)$ は図4のプロットから読み取られるシングル率 S_i に対応するライブタイム因子である。デッドタイム補正因子は、次式のように、LORに対するライブタイム因子の逆数として算出される：

【 0 0 4 1 】

【 数 4 】

$$DT_{ij} = \frac{1}{LT_{ij}} \quad (4)$$

ここで、 DT_{ij} は i から j への各LORに対するデッドタイム補正因子である。補正を行う1つの例示的なアプローチでは、デッドタイムに対して真の同時計数率を補正するために、コインシデンス・ウィンドウ t に対する乗数として、決定されたデッドタイム補正因子 DT_{ij} が使用される。キャリブレーション・プロセッサ24は、SUV又は患者画像の他の定量分析を実行する場合に、システムが使用するSUVキャリブレーションの一部として、デッドタイム補正因子 DT_{ij} を補正メモリ26に保存する。

【 0 0 4 2 】

図7に関し、ピクセル当たりのデッドタイム時間補正因子を算出するための要約された方法が示されている。ステップ702において、キャリブレーション・ファントムのリストモード・データが取得される。ステップ704において、ペア・ディテクタ34をオフセット54とともにリストモード・データに適用することにより、偶発率が、各LORのリストモード・データから決定される。ステップ706において、偶発率の非線形の連立方程式が、数式(1)に従って生成され、各ディテクタ・ピクセルにおけるシングル率を生成するために解かれる。非線形の連立方程式は、図6を参照しながら説明したような2Dヒストグラムにより、或いは、最小二乗最適化法などにより、適切に解くことが可能である。ステップ708において、数式(3)を利用して、同時ペアの各LORについてライブタイム因子が算出される。ステップ710において、数式(4)に関連する各LORのライブ時間の逆数として、デッドタイム補正因子が算出される。

【 0 0 4 3 】

図3のSUVキャリブレーションは、例えば、 DT_{ij} t のようにコインシデンス・ウィンドウをスケールリングすることにより、今やデッドタイムが個別に補正されるので、デッドタイムにより導入される準線形性を取り除くように調整されることが可能である。これを行う方法の1つは、シングル率vs.放射線カーブのうち低い値の方を直線に適合させることであり、なぜなら、SUVキャリブレーションのその領域ではデッドタイムは無視できるからである。この線形化されたSUVキャリブレーション・カーブは、(図4のデータ又はそこから導出されるパラメータ方程式、例えば、関数 f ；選択的に図5、或いは、そのカーブから取り出されるスケールリング因子 とともに)SUVキャリブレーション26の一部として適切に保存される。

【 0 0 4 4 】

SUV分析モジュール50はSUVキャリブレーション26を次のように適用することが可能である。被検体に対するリストモード撮像データ・セットの下で、各LOR- i, j に対する偶発率 R_{ij} は、ペア・ディテクタ34を、オフセット54とともにリストモード・データに適用することにより、取得される。方程式(1)は連立方程式を生成するために適用され、連立方程式を解いて個々のディテクタ・ピクセル i, j に対するシングル率 S_i 及び S_j を決定する。そして、LOR- i, j に対するライブタイム LT_{ij} を生成するために、数式(3)が適用される(関数 f としてSUVキャリブレーション26の一部として保存されている図4のキャリブレーション・デ

10

20

30

40

50

ータを利用する)。そして、その逆数としてデッドタイム DT_{ij} が数式(4)により算出される。その後、リストモード撮像データ・セットは、通常の方法で処理され、例えば、オフセット54とともにではなく、 DT_{ij} により各ピクセル対 i,j について調整されたコインシデンス・ウィンドウとともに、コインシデンス手段34, 36を適用し、再構築エンジン40により再構築されるLORデータを生成し、デッドタイム補正とともに画像を生成する。この画像は、デッドタイムによる歪みの影響を排除することにより、画像が正確にされる限り、それ自体有用である。定量分析が望まれる場合、画像は、SUVキャリブレーション・カーブの線形化されたバージョン(すなわち、図3の線形化されたバージョンであり、これもSUVキャリブレーション26の一部として保存される)によって処理され、強度値を、(正規化された)放射線又は摂取レベルに変換する。

10

【0045】

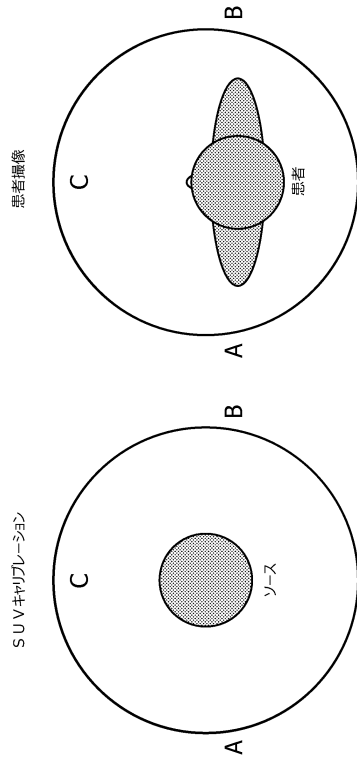
本願で使用されるように、メモリは、ランダム・アクセス・メモリ(RAM)又はリードオンリ・メモリ(ROM)のような任意のデバイス又はシステムを含む。適切なファームウェア又はソフトウェアを有するプロセッサを含む電子データ処理デバイスは、様々な処理コンポーネント24, 34, 36, 38, 40, 50を実現する。そのような電子データ処理デバイスは、出力データを生成するように入力データを処理する任意のデバイス又はシステムを有し、例えば、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、グラフィック処理ユニット(GPU)、特定用途向け集積回路(ASIC)、FPGA等であり；コントローラは、他のデバイス又はシステムを制御する任意のデバイス又はシステムを含み、典型的には少なくとも1つのプロセッサを含み；ユーザ入力デバイスは、マウス又はキーボード等のような任意のデバイスを

20

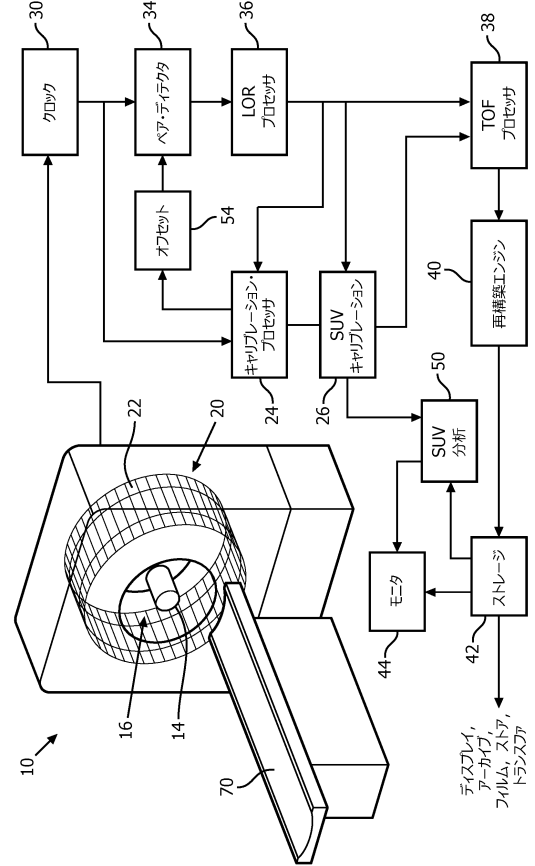
【0046】

本発明は好ましい形態に関連して説明されてきた。上記の詳細な説明を参照及び理解した者にとって、変形及び代替が思い浮かぶかもしれない。それらが添付の特許請求の範囲又はその均等物に属する限り、本発明はそのような変形及び代替のすべてを包含するように解釈されることが、意図される。

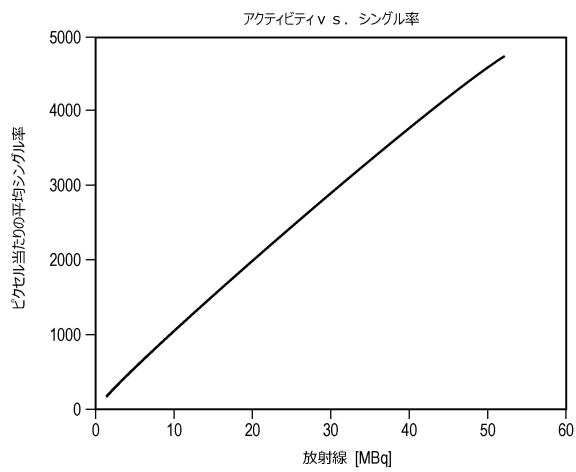
【図 1】



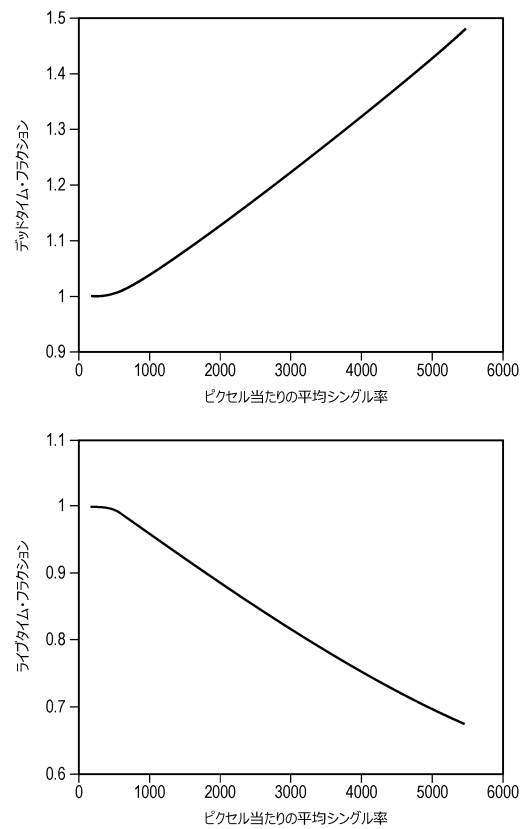
【図 2】



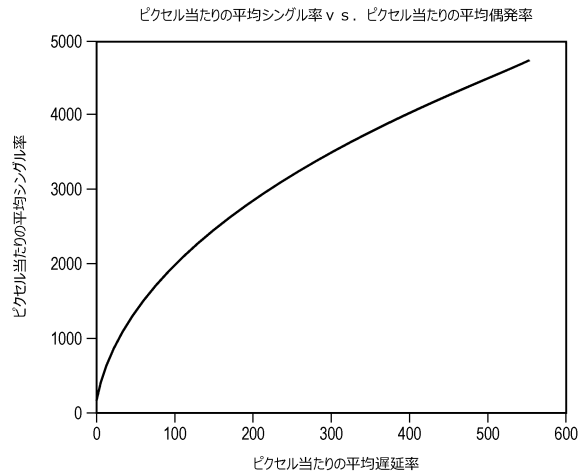
【図 3】



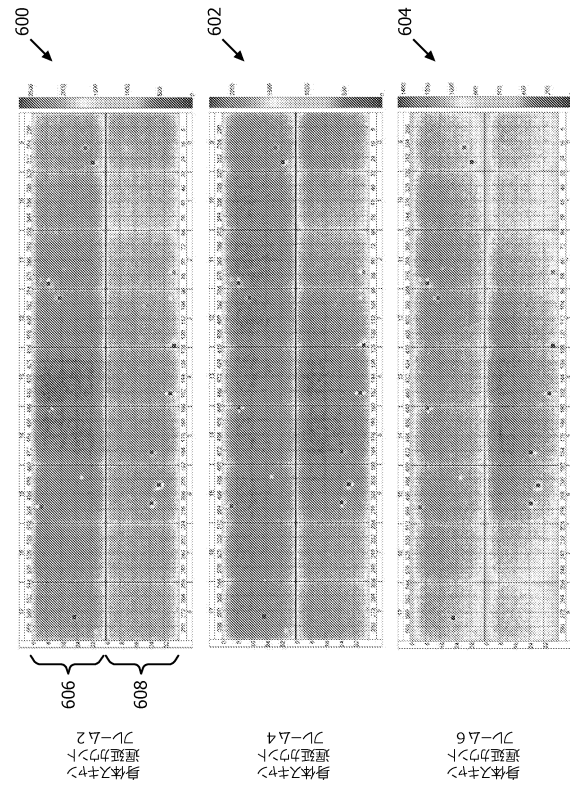
【図 4】



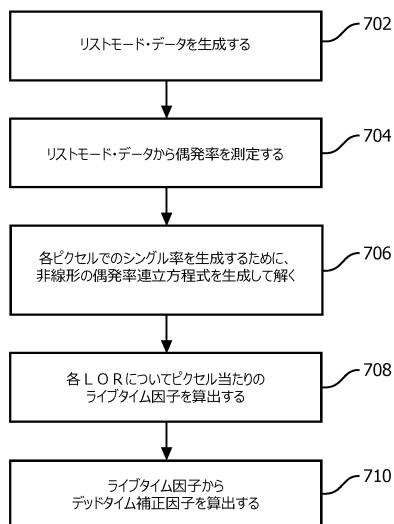
【図 5】



【図 6】



【図 7】



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 ローレンス, トーマス リーロイ

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 ビルディング
5

(72)発明者 ワン, シャロン シャオロン

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 ビルディング
5

審査官 遠藤 直恵

(56)参考文献 米国特許出願公開第2 0 0 9 / 0 0 7 2 1 5 4 (U S , A 1)

L. G. Byars et al., Variance Reduction on Randoms from delayed coincidence histograms
for the HRRT, IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 2 0 0 5年1 0月2 3日
, vol. 5, 2622-2626D. W. Townsend et al., Three Dimensional Reconstruction of PET Data From a Multi-Ring
Camera, IEEE Transactions on Nuclear Science, 1 9 8 9年 2月 1日, vol. 36 no.1, 10
56-1065Peng Xie et al., Prognostic value of 18F-FDG PET-CT metabolic index for nasopharyngeal
carcinoma, Journal of Cancer Research and Clinical Oncology, 2 0 0 9年1 1月2 0日,
vol.136 no.6, 883-889

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)

G 0 1 T 1 / 1 6 1

G 0 1 T 7 / 0 0