

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5944402号
(P5944402)

(45) 発行日 平成28年7月5日(2016.7.5)

(24) 登録日 平成28年6月3日(2016.6.3)

(51) Int.Cl.

GO 1 T 1/161 (2006.01)

F 1

GO 1 T 1/161 A
GO 1 T 1/161 Z DM

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2013-539383 (P2013-539383)
 (86) (22) 出願日 平成23年11月15日 (2011.11.15)
 (65) 公表番号 特表2014-500491 (P2014-500491A)
 (43) 公表日 平成26年1月9日 (2014.1.9)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2011/055097
 (87) 國際公開番号 WO2012/069960
 (87) 國際公開日 平成24年5月31日 (2012.5.31)
 審査請求日 平成26年10月31日 (2014.10.31)
 (31) 優先権主張番号 61/416,323
 (32) 優先日 平成22年11月23日 (2010.11.23)
 (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
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーネー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】可変の同時ウィンドウに関するP E T較正

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

P E Tスキャナ較正システムであって、
 放射性較正ファントムがP E Tスキャナに配され、予め決められた期間中スキャンされる、該P E Tスキャナと、
 メモリに記憶されたコンピュータ実行可能命令を実行するプロセッサと、
 を有し、前記命令が、

複数の選択された同時タイミング及び/又はエネルギー ウィンドウの設定を受け取り、
 前記P E Tスキャナにより前記予め決められた期間中放射性較正ファントムをスキャンし、前記予め決められた期間の複数フレームの各々の間、前記同時タイミング及び/又は
 エネルギーウィンドウの設定によって規定される複数の同時タイミング及び/又はエネルギー ウィンドウの各々について同時データを取得し、
 10

前記選択された同時タイミング及び/又はエネルギー ウィンドウの各々について、前記
 予め決められた期間にわたって各フレームにおいて検出された光子カウントの数から、標準
 摂取率を計算する、
 ことを含むシステム。

【請求項 2】

前記命令は、前記標準摂取率から、一連のポイントを生成することによって各タイミング
ウィンドウごとの摂取曲線を生成し、前記摂取曲線を使用して光検出器を較正すること
 を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記命令は更に、前記P E Tスキャナの光検出器の感度の差を補正する正規化補正值を計算することを含む、請求項1又は2に記載のシステム。

【請求項 4】

前記放射性較正ファントムが、フルデオキシグルコース-18(F-18)較正ファントムである、請求項1乃至3のいずれか1項に記載のシステム。

【請求項 5】

前記複数の同時タイミング及び/又はエネルギーwindow設定がインタレースされ、前記命令が更に、インタレースされた同時タイミング及び/又はエネルギーwindow設定によって規定される複数のインタレースされた同時タイミングwindowに関して同時データを取得することを含む、請求項1乃至4のいずれか1項に記載のシステム。
10

【請求項 6】

前記命令が更に、前記複数の同時タイミングwindow及び/又はエネルギーwindowについて、正規化補正值及びSUV補正值を記憶し、被検体のP E Tスキャンを実施し、前記正規化補正值及び前記SUV補正值を使用して、被検体の取得されたスキャンデータを補正し、前記補正されたスキャンデータを使用して、被検体の画像を再構成し、前記再構成された画像を患者データベースに記憶する、ことを含む、請求項1乃至5のいずれか1項に記載のシステム。
20

【請求項 7】

前記複数フレームは、前記放射性較正ファントムによって含まれる放射性物質の6-8回の半減期を含む期間中に取得される約20フレームを含む、請求項1乃至6のいずれか1項に記載のシステム。

【請求項 8】

前記P E Tスキャナが、タイムオブフライトP E Tスキャナである、請求項1乃至7のいずれか1項に記載のシステム。

【請求項 9】

P E Tスキャナを較正する方法であって、選択された複数の同時タイミング及び/又はエネルギーwindowの設定を受け取るステップと、放射性較正ファントムをスキャンし、予め決められた期間の複数フレームの各々の間、前記同時タイミング及び/又はエネルギーwindow設定によって規定される複数の同時タイミング及び/又はエネルギーwindowの各々について同時データを取得するステップと、
30

前記選択された同時タイミング及び/又はエネルギーwindowの各々について、前記予め決められた期間にわたって各フレームにおいて検出された光子カウントの数から、標準摂取率を計算するステップと、

を含む方法。
40

【請求項 10】

前記標準摂取率から、一連のポイントを生成することによって各タイミングwindowごとの摂取曲線を生成し、前記摂取曲線を使用して光検出器を較正するステップを更に含む、請求項9に記載の方法。

【請求項 11】

前記P E Tスキャナの光検出器の感度の差を補正する正規化補正值を計算するステップを更に含む、請求項9又は10に記載の方法。

【請求項 12】

前記同時データがリストモードで収集され、前記方法が、受け取られた放射線イベントの各々にタイムスタンプを付すステップと、
50

各々の同時イベント対が前記複数の同時タイミング及び／又はエネルギー ウィンドウのどれに対応するかに従って、前記放射線イベントをソートするステップと、を含む、請求項 9 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 13】

前記複数の同時タイミング及び／又はエネルギー ウィンドウ設定がインタレースされ、前記方法が更に、前記インタレースされた同時タイミング及び／又はエネルギー ウィンドウ設定によって規定される複数のインタレースされた同時タイミング ウィンドウについて同時データを取得するステップを更に含む、請求項 9 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 14】

請求項 9 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の方法を実施するプロセッサ、又は請求項 9 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の方法を実施するように 1 又は複数のプロセッサを制御するコンピュータプログラムを担持するコンピュータ可読媒体。

【請求項 15】

シンチレーションイベントを検出する複数の放射線検出器を有するガントリと、異なる長さの複数の同時ウィンドウによって、検出されたイベント対を識別する同時ウ インドウ処理回路と、

ユーザがユーザ入力装置によって前記同時ウィンドウの少なくとも 1 つを選択する、該ユーザ入力装置と、

記憶された正規化補正值を前記選択された同時ウィンドウの取得されたスキャンデータに適用する正規化補正モジュールと、

記憶された S U V 補正值を前記選択された同時ウィンドウの取得されたスキャンデータに適用する S U V 補正モジュールと、

ディスプレイに提示するために、補正されたスキャンデータを画像に再構成する再構成プロセッサと、
を有する P E T スキャナ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、特に P E T スキャナ較正を含むポジトロンエミッショントモグラフィ (P E T) システムに特定の用途を見出す。しかしながら、記述される技法は、他の医用イメージング装置較正システム、他の較正シナリオ又は他のスキャナ較正技法にも用途を見出すことができる事が分かるであろう。

【背景技術】

【0002】

一般的な P E T スキャナは、米国特許第 7,718,954 号明細書に記載されているように、不均一な 3 D 検出器応答を補正するために正規化較正を実施し、これは一般に約 6 時間かかる。更に、このようなスキャナは、画像内のカウントの放射能濃度への変換を提供する標準摂取率 (S U V) 較正を用いる。この較正は、崩壊する F - 18 線源を使用し、完了するのに 11 時間又はそれ以上かかりうる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

P E T スキャナによって測定され、同時タイミング ウィンドウ (例えば 6 ナノ秒) 内に生じるいかなるイベントも、同時イベントとして、すなわち有効なラインオブレスポンス (L O R) を規定するものとして扱われ、例えば 2 つのランダムな単一イベントが同時イベントとして扱われる。ランダムイベントが有効であるとされる頻度を低減することが、いくつかの理由により有益である。例えば、ランダムイベントの低減は、システムの最大 N E C R (N E M A N U - 2 標準、Noise Equivalent Count Rate) 性能を高め、再構成処理のためのデータ量を低減する (リストモード再構成のスピードを速める) 。更に、

10

20

30

40

50

ランダムイベントを低減することは、再構成の間に行われる必要がある補正の大きさを低減し、有効な同時イベントを取得するために、P E Tスキャナに関するより多くの帯域幅を提供する。

【 0 0 0 4 】

イメージングされる対象をカバーするのに必要とされる最小値まで同時タイミングウィンドウを低減することによって、ランダムイベントを低減する試みがなされている（米国特許第7,626,171号参照）。しかしながら、このようなアプローチにおいて、低減される同時ウィンドウは、システムの計数特性を変化させ、従って、使用される同時ウィンドウ設定ごとに、別個の S U V 較正が必要とされる。

【 0 0 0 5 】

今日、市販のP E Tスキャナは、例えば約6ナノ秒という固定の同時ウィンドウを有する。しかしながら、同時ウィンドウは、ある患者、特に比較的小さい患者の場合、及び／又は脳イメージング等を実施する際、短縮されることができ、真のイベントとノイズ（ランダムイベント）との間のより良好な区別を与える。しかしながら、同時ウィンドウの持続時間は、正規化及びS U Vを含むさまざまな較正を与える。各々の較正ルーチンは、非常に長い時間がかかり、一般に、各同時ウィンドウごとに11 - 14時間又はそれ以上かかる。

10

【 0 0 0 6 】

本出願は、放射性較正ファントムに関するS U Vの取得中、インタレースされた同時タイミングウィンドウ設定を用いる新しい改善されたP E Tスキャナ較正システム及び方法を提供し、このシステム及び方法は、上述した問題その他を克服する。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

1つの見地によれば、ポジトロンエミッショントモグラフィ（P E T）スキャナの較正を容易にするシステムは、放射性較正ファントムが配置され、予め決められた期間中スキャンされるP E Tスキャナと、メモリに記憶されたコンピュータ実行可能命令を実行するプロセッサであって、前記命令が、複数の選択された同時タイミング及び／又はエネルギー・ウィンドウの設定を受け取ることを含む、プロセッサと、を有する。命令は更に、放射性較正ファントムをスキャンし、予め決められた期間の複数フレームの各々の最中、同時タイミング及び／又はエネルギー・ウィンドウ設定によって規定される複数の同時タイミング及び／又はエネルギー・ウィンドウの各々について、同時データを取得することを含む。更に、命令は、選択された同時タイミング及び／又はエネルギー・ウィンドウごとに、予め決められた期間にわたって各フレームにおいて検出される光子カウントの数から、標準摂取率を計算することを含む。

30

【 0 0 0 8 】

別の見地によれば、ポジトロンエミッショントモグラフィ（P E T）スキャナを較正する方法は、複数の選択された同時タイミング及び／又はエネルギー・ウィンドウ設定を受け取るステップと、放射性較正ファントムをスキャンし、予め決められた期間の複数フレームの各々の最中、同時タイミング及び／又はエネルギー・ウィンドウ設定によって規定される複数の同時タイミング及び／又はエネルギー・ウィンドウの各々について、同時データを取得するステップと、を含む。方法は更に、選択された同時タイミング及び／又はエネルギー・ウィンドウごとに、予め決められた期間にわたって各フレームにおいて検出される光子カウントの数から標準摂取率（S U V）を計算するステップを含む。

40

【 0 0 0 9 】

別の見地によれば、P E Tスキャナは、シンチレーションイベントを検出する複数の放射線検出器をもつガントリと、異なる長さの複数の同時ウィンドウ内で検出されたイベント対を識別する同時ウィンドウ処理回路と、ユーザがユーザ入力装置によって同時ウィンドウの少なくとも1つを選択する該ユーザ入力装置と、を有する。P E Tスキャナは更に、記憶された正規化補正值を、選択された同時ウィンドウ内で取得されたスキャンデータに適用する正規化補正モジュールと、記憶されたS U V補正值を、選択された同時ウィン

50

ドウ内で取得されたスキャンデータに適用する S U V 補正モジュールと、ディスプレイに表示するために、補正されたスキャンデータを画像に再構成する再構成プロセッサと、を有する。

【 0 0 1 0 】

1つの利点は、スキャナ較正時間が低減されることである。

【 0 0 1 1 】

別の利点は、複数のタイミングウィンドウについてスキャナを較正することにある。

【 0 0 1 2 】

本発明の別の利点は、以下の詳細な説明を読み理解することによって当業者に理解されるであろう。

10

【 0 0 1 3 】

本発明は、さまざまなコンポーネント及びコンポーネントの取り合わせ並びにさまざまなステップ及びステップの取り合わせの形をとりうる。図面は、さまざまな見地を示すためのものにすぎず、本発明を制限するものとして解釈されるべきではない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【図1】各々の同時ウィンドウ設定について個々の S U V 及び正規化較正を実施する必要をなくすように、インタレースされた同時ウィンドウ設定を使用して、複数の同時ウィンドウについて単一の S U V 較正及び正規化を実施するための標準摂取率(S U V)取得シーケンスを示す図。

20

【図2】本明細書に記述されるさまざまな見地による、 S U V 取得シーケンス中にインタレースされた同時タイミングウィンドウ設定を使用して P E T スキャナの較正を容易にするシステムを示す図。

【図3】本明細書に記述されるさまざまな見地による、インタレースされた同時タイミングウィンドウを使用して P E T スキャナを較正する方法を示す図。

【図4】本明細書に記述されるさまざまな見地による、インタレースされた同時タイミングウィンドウを使用して放射性ファンтомから取得された同時データを後処理し、取得されたデータをビニングする、 P E T スキャナを較正する方法を示す図。

【図5】 上述した較正方法の1つにより較正される P E T スキャナを示す図。

【発明を実施するための形態】

30

【 0 0 1 5 】

本発明は、 S U V 較正中に同時ウィンドウ設定をインタレースして較正持続時間を低減することによって、時間のかかる労働集約的なスキャナ較正の問題を克服する。別の実施形態において、較正持続時間は、最大の同時ウィンドウで S U V 及び正規化較正取得を実施し、所望の同時ウィンドウに関するデータを後処理することによって低減される。

【 0 0 1 6 】

図1は、インタレースされた同時ウィンドウ設定を使用することにより複数の同時ウィンドウについて単一の S U V 較正及び正規化を実施し、それにより、各々の同時ウィンドウ設定ごとに個々の S U V 及び正規化較正を実施する必要をなくした、標準摂取率(S U V)取得シーケンス 10 を示す。図1には、3つのインタレースされたタイミングウィンドウ(例えば、2ナノ秒、4ナノ秒及び6ナノ秒)が、20フレーム(0 - 19 と示す)に関して示されている。各フレームは、3つの部分に分割され、各部分は、タイミングウィンドウの1つに対応する。このようにして、ランダムイベントが、 P E T スキャナにおいて低減され、 P E T スキャナの最大雑音等価計数率(N E C R)が、イメージングされる対象の直径の関数として最大にされる。 S U V は、さまざまな時点の動的に連続する各画像又はフレームについてピクセルごとに又は関心領域(R O I)にわたって組織放射能濃度の比率として計算される。ここで使用されるとき、「ランダムイベント」又は「ランダム」は、2つの単一イベントが P E T スキャナによって同時タイミングウィンドウ(例えば、6ナノ秒又は他の予め規定されるタイミングウィンドウ)内で測定され又は検出され、同時イベント(すなわち、単一の共通消滅イベントの結果として生じたもの)として

40

50

誤って扱われ又は処理される事象を示す。

【0017】

当分野において知られているように、電子及び陽電子が遭遇すると、それらは、運動量保存の法則の原理により反対方向を向く2つの511 keVガンマ線を放出して、消滅する。PETデータ取得において、2つの実質的に同時発生の又は同時の511 keVガンマ線検出イベントは、同じ陽電子-電子消滅イベントから生じたものと推定される。従って、消滅イベントは、2つの実質的に同時の511 keVガンマ線検出イベントを接続する「ラインオブレスポンス」(LOR)に沿って位置する。このラインオブレスポンスは投影とも呼ばれ、収集されたPETデータは、投影データと呼ばれる。

【0018】

従来のPETにおいて、例えば互いが6ナノ秒以内であるというように、選択された短時間又は同時ウィンドウ内で生じる2つの511 keVガンマ線検出イベントは、有効なLORを規定するものとされる。検出器素子に対する可変の消滅位置のため、同時のガンマ光子検出イベントの間に小さい時間差(例えば、サブナノ秒)が生じる。タイムオブフライトPET又はTOF-PETと呼ばれる関連する技法が、LORに沿って陽電子-電子消滅イベントの位置を更に突き止めるために、この小さい時間差を利用する。概して、消滅イベントは、LORに沿って、最初に生じたガンマ光線検出イベントに近いほうのポイントに生じる。2つのガンマ光線検出イベントが、検出器の時間分解能の範囲内で同時に発生する場合、消滅イベントは、LORの中間点で生じたことになる。

【0019】

F18ファントムからの較正データのインタレースされた収集を使用しない従来のアプローチの下、20フレーム(例えば、フレーム0-19)のSUV取得シーケンスは、同時ウィンドウ設定ごとに11時間要する。例えば、フレーム0-7のSUVデータは、1フレームあたり15分かかり、合計2時間要する。フレーム8-13のSUVデータ取得は、フレームごとに30分かかり、合計3時間要する。フレーム14-19のSUVデータ取得は、1フレームあたり1時間かかり、合計6時間要する。較正スキャンに非常に長い時間がかかる1つの理由は、F18放射性物質の半減期が約110分であり、従って、11時間のスキャンは、材料の6回の半減期にわたってデータを提供する(すなわち、11時間後に、F18放射性物質の98.5%が崩壊する)。従って、放射能レベルのレンジにスキャナの光電子増倍管を較正するために、11時間の期間にわたるデータが必要である。すなわち、最初の110分の間に取得されるデータのみを使用したスキャナの較正は、例えば、較正スキャンの10又は11時間目の間に取得される較正データと等価でありうる低レベルの放射能の検出のためには十分な正確さを提供しない。そのうえ、ユーザが、3つの同時ウィンドウ設定(例えば2ナノ秒、4ナノ秒及び6ナノ秒)についてSUV取得シーケンスを実行する場合、従来のアプローチは、33時間に、同時ウィンドウごとに新しいF18較正ファントムを準備する時間を加えた時間がかかる(上述のF18の例を使用する場合)。

【0020】

本願は、各フレーム全体にわたって連続的にサンプリングされるのではなく、較正が各フレーム内で適切にサンプリングされることのみを必要とすることを認識する。図1に示すように複数の同時ウィンドウに関して較正データ収集をインタレースすることによって、上述の例示のSUV較正データ取得シーケンスは、F18ファントムによる単一の11時間スキャニング期間の中で、すべての3つの(又はそれより多くの)同時ウィンドウ設定に関して実施されることが可能である。図1は、各同時ウィンドウごとの較正データ取得が各フレーム内でインタレースされるように、一般的なSUV較正取得シーケンスを変更するためのアプローチの一例を示す。2ナノ秒、4ナノ秒及び6ナノ秒の同時ウィンドウ設定が、図1の例で与えられているが、当業者により理解されるように、他のウィンドウ設定が用いられることができる。更に、当業者により理解されるように、より多い又はより少ないインタレースされたウィンドウ設定(例えば2、3、4、5、6等)が用いられるることもできる。

10

20

30

40

50

【0021】

各フレームごとに、すべての3つの同時ウィンドウに関するデータが取得される。例えば、フレーム0の間、単一タイミングウィンドウに関するデータを取得するのに15分を費やすのではなく、フレーム0の間、3つの同時ウィンドウの各々に関するデータを取得するのに5分が費やされる。従来のプロトコルと比較して、これは、すべてのフレームにわたって所与の同時ウィンドウに関するデータのわずか1/3の取得をもたらすが、各々の同時ウィンドウに関して取得されるデータは、崩壊期間全体（例えば、11-14時間）にわたってなお分散されており、これは、PETスキャナのPMTのSUVの特徴づけ及び較正ために十分なデータを供給する。このようにして、較正データ（SUV）は、合計11時間にわたって、すべての3つの（又は他の数）同時ウィンドウに関して取得される。これは、各同時ウィンドウごとのスキャナの較正が、全放射性崩壊期間（例えば6-7回の半減期）にわたって収集されるデータを使用することによって改善され、較正が、各同時ウィンドウごとに完全な11時間相当のデータを必要としないので、有利である。そうではなく、11時間にわたって各フレームが取得される間、各同時ウィンドウについて周期的なサンプルが取得されることができる。

10

【0022】

一実施形態において、取得ハードウェアが、各々の放射線イベントにタイムスタンプを付す。較正されるべき最大同時ウィンドウの外側のイベントが、捨てられることができるよう、放射線イベントは、最大の同時ウィンドウに従う。ソフトウェアは、タイムスタンプを見て、同時時間によって同時対をソートし、例えば、2ナノ秒の範囲内、4ナノ秒の範囲内及び6ナノ秒の範囲内で同時であるイベントの間でソートを行う。このアプローチは、正規化及びSUV取得が、最も広い同時ウィンドウ（例えば6ナノ秒）によって一度実行され、後処理によって他の同時ウィンドウに関するソリューションを与えることを可能にする。

20

【0023】

1つの技法において、それぞれ異なる同時ウィンドウの逐次の取得が使用される。一実施形態において、較正フレームは、複数の同時ウィンドウ設定を同時に適用するために、（例えば、ハードウェア、ソフトウェア又はその組み合わせを使用して）リアルタイムに処理される。別の実施形態において、較正は、エネルギー・ウィンドウ又は横方向視野のような付加の取得パラメータの変化を含むようにインターレースされる。

30

【0024】

図2は、F18ファントムのようなファントム103を使用して、PETスキャナ102の較正を容易にするシステム100を示す。システム100は、PETスキャナ及びメモリ106に結合される、プロセッサ104を有する。メモリは、本明細書に記述されるさまざまな機能、方法、技法、プロシージャ等を実施するためのコンピュータ実行可能命令を記憶し、プロセッサが、それらの命令を実行する。システムは更に、1又は複数の入力装置110（例えば、キーボード、マウス、スタイルス、タッチスクリーン、マイクロホン等）を含むユーザインタフェース108と、情報がユーザに提示されるディスプレイ112と、を有する。

40

【0025】

メモリは、フルデオキシグルコース-18（F18）較正ファントムのスキャン中、F18がPETスキャナの検査領域において（例えば長時間の崩壊期間にわたって）放射能崩壊するとき、SUV較正データ115を決定するためのプロセッサ104によって実行されるSUV較正データ取得シーケンスソフトウェアモジュール114を記憶する。SUVデータは、取得スキャン中、同時ウィンドウの関数として標準摂取率を計算するために使用される。一実施形態において、ファントムは、20cm×30cmの円筒状ファントムである。別の実施形態において、ファントムは球状である。

【0026】

同時ウィンドウ設定情報116は、ユーザによってユーザインタフェース108に入力され、メモリ106に記憶される。更に、メモリは、PETスキャナ102の較正後、較

50

正ファンタム及び／又は他の対象の画像を再構成するために再構成プロセッサ 120 によって実行される 1 又は複数の再構成アルゴリズム 118 を記憶する。SUV 較正データ 115 が取得されると、プロセッサは、PET スキャナ 102 の標準摂取率を較正する較正モジュール 122 を実行する。更に、プロセッサは、メモリに記憶された正規化モジュール 124 を実行して、PET スキャナの光検出器又は光電増倍管の各々について正規化関係を計算し、それにより、すべての放射線センサが入射放射線に対し共通の感度を有するようになる。正規化較正は更に、各々の同時ウィンドウについて実施される。SUV 較正について上述したのと同じ技法が、同時ウィンドウの各々に関する正規化を較正するためには使用されることができる。

【0027】

10

各々の同時ウィンドウに関するインタレスされた較正データ収集は、例えば 2、4 又は 6 ナノ秒の調整可能な及び／又は選択可能な同時ウィンドウを与えることを容易にする。SUV 及び正規化値は、較正モジュール 122 及び正規化モジュール 124 を通じて、単一の較正プロシージャにおいて較正される。F-18 は、幾時間か（例えば 14 時間）にわたって崩壊するので、SUV 較正を実施するために、データが一般に F-18 ファンタムに関して取得される。一実施形態において、データが、図 1 の取得シーケンスに示すように、14 時間にわたって同時ウィンドウ時間の各々について周期的に収集され、それにより一連のポイントを生成し、3 つの摂取曲線を規定する。

【0028】

20

別の実施形態において、データのすべてに、十分な正確さを伴うタイムスタンプが付され、タイムスタンプを付されたデータ 126 は、プロセッサ 104 によって実行されるソートモジュール 127 によって、2 ナノ秒の範囲内、4 ナノ秒の範囲内又は 6 ナノ秒の範囲内で同時であるイベントにソートされる。これらの測定値及びそれらの収集時間は、各同時ウィンドウごとに SUV 較正曲線 128 を生成するために、使用されることができる。

【0029】

30

別の実施形態において、エネルギー ウィンドウ調整モジュール 130 が、調整可能なエネルギー ウィンドウを提供する。すなわち、取得された F-18 スキャンデータについて、有効であると考えられる 511 keV 付近のエネルギー ピーク又はエネルギーのレンジの幅が、調整可能である。しかしながら、エネルギー ウィンドウを変えることは、SUV 及び正規化較正をも変更する。この場合、本明細書に記述される技法が、インタリープ技法を使用して、又は各イベントのエネルギーを記録しエネルギー ウィンドウでソートすることにより、単一の較正プロシージャの中で、複数のエネルギー ウィンドウの各々に関する SUV 及び正規化を較正するために使用される。

【0030】

別の実施形態によれば、核スキャナ 102 は、タイムオブフライト (TOF) PET スキャナであり、TOF データ 132 が、PET 画像の再構成の正確さを改善するために、メモリ 106 に記憶される。

【0031】

40

上述のように、システム 100 は、本明細書に記述されるさまざまな機能、方法、プロシージャ等を実施するためにコンピュータ実行可能命令（例えば、ルーチン、プログラム、アルゴリズム、ソフトウェアコード等）を実行するプロセッサ 104 と、それらの命令を記憶するメモリ 106 と、を有する。更に、「モジュール」という語は、本明細書で用いられる場合、当業者によって理解されるように、コンピュータ実行可能命令、ソフトウェアコード、プログラム、ルーチン等を示す。

【0032】

50

メモリは、ディスク、ハードディスク等の制御プログラムが記憶されるコンピュータ可読媒体でありうる。コンピュータ可読媒体の一般的な形態は、例えば、フロッピーディスク、フレキシブルディスク、ハードディスク、磁気テープ又は任意の他の磁気記憶媒体、CD-ROM、DVD 又は任意の他の光学媒体、RAM、ROM、EPROM、EEPROM

、フラッシュ EEPROM、それらの異形、他のメモリチップ又はカートリッジ、又はプロセッサが読み実行することができる任意の他の有形媒体、を含む。この文脈において、ここに記述されるシステムは、1又は複数の汎用コンピュータ、(複数の)特定用途コンピュータ、プログラムされたマイクロプロセッサ又はマイクロコントローラ及び周辺集積回路素子、ASIC又は他の集積回路、デジタル信号プロセッサ、ディスクリート素子回路のような結線接続の電子又は論理回路、PLD、PLA、FPGA、グラフィックカードCPU(GPU)又はPAL等のプログラマブル論理装置において又はそのものとして実現することができる。

【0033】

図3及び図4は、さまざまなフィーチャによる、インタレースされた同時ウィンドウ設定を使用してPETスキャナを較正することに関連する方法を示す。方法は、一連の工程(アクト)として記述されているが、すべての工程が、記述された目標及び/又は結果を達成するために必要とされるわけではなく、ある工程は、特定の見地により、記述された特定の順序と異なる順序で実施されることが理解されるであろう。

10

【0034】

図3は、本明細書に記述されるさまざまな見地による、インタレースされた同時ウィンドウを使用してPETスキャナを較正する方法を示す。ステップ160において、インタレースされた同時ウィンドウが、選択され又は設定される。一例において、2ナノ秒、4ナノ秒及び6ナノ秒の3つのタイミングウィンドウが設定される。しかしながら、他のタイミングウィンドウ設定(例えば、1ナノ秒、1.5ナノ秒、2.7ナノ秒、3ナノ秒、5ナノ秒等)が、他の数のタイミングウィンドウ(例えば、2、4、5等)と共に設定されることもできる。ステップ162において、放射性ファントムがスキャンされ、同時データが、同時ウィンドウ設定及びエネルギーインドウの各々について取得される。ステップ164において、同時データが、各フレーム及び各タイミングウィンドウについてファントムの標準撮取率(SUV)を決定するために解析される。SUVは、さまざまな時点における動的に連続する各画像又は各フレームについて、ピクセルごとに又は関心領域(ROI)にわたって、組織放射能濃度の比率として計算される。ステップ166において、PETスキャナの光検出器が、取得された同時データを使用して、各々の同時ウィンドウ設定及び各々のエネルギーインドウ設定について、正規化される。光検出器の較正は、一般に、空間及びエネルギーの観点で同時性及び正確さを確実にするように、光検出器アレイの空間ゲイン及びオフセットを調整することを含む。

20

【0035】

図4は、リストモードで放射性ファントムから取得された同時データを後処理することによって、PETスキャナを較正する方法を示す。ステップ178において、エネルギーインドウ設定が選択される。再構成のために取得スキャンデータを補正する場合、選択されたエネルギーインドウの外側にある検出放射線イベントは捨てられる。ステップ180において、同時タイミングウィンドウ設定が選択される。選択された同時ウィンドウ内に入る検出された放射線イベント対は、スキャナ較正及び正規化のためのSUVを決定するために使用される。ステップ182において、放射性ファントムは、放射性物質が崩壊するとき(例えば14時間等にわたって)データを取得するためにスキャンされる。データは、リストモードにおいて収集され、各イベントが、タイムスタンプを付され、そのエネルギーが記録される。ステップ184において、リストモードデータは、複数の選択された同時ウィンドウのどれに特定のデータが入るか、及び/又は複数の選択されたエネルギーインドウのどれに特定のデータが入るかに従って、データをピニングし又はソートするように後処理される。ステップ186において、各ビンの同時データが、各フレーム及び各タイミング及び/又はエネルギーインドウごとにファントムに関する標準撮取率(SUV)を計算するために解析される。SUVは、さまざまな時点の動的に連続する各画像又は各フレームについて、ピクセルごとに又は関心領域(ROI)にわたって、組織放射能濃度の比率として計算される。ステップ188において、SUV及び正規化の関係値が記憶される。患者がスキャンされるとき、ステップ190において、同時ウィンド

30

40

50

ウ及び／又はエネルギー ウィンドウのうちの 1 つが選択される。ステップ 192 において、対応する S U V 及び正規化の補正值が取り出される。ステップ 194 において、P E T データが取得され（例えば患者がスキャンされ）、取り出された S U V 及び正規化値に従って補正される。補正されたデータは、表示及び／又は記憶のために、画像に再構成される。

【 0 0 3 6 】

図 5 は、上述した較正方法の 1 つに従って較正される P E T スキャナ 210 を示す。P E T スキャナは、放射線イベント（例えば、ガンマ線等）を検出する複数の放射線検出器をもつガントリを有する。ユーザ入力装置 212 が提供され、ユーザ入力装置 212 は同時ウィンドウ選択器 214 を有する。ユーザは、同時ウィンドウ選択器 214 を通じて、1 又は複数の同時ウィンドウを表す同時ウィンドウ設定を入力し又は選択する。放射線イベントは、同時ウィンドウ処理回路 216 によって、入力された同時ウィンドウにピニングされ又は分類される。入力装置は更に、エネルギー ウィンドウ選択器 218 を有し、ユーザは、エネルギー ウィンドウ選択器 218 を通じて、1 又は複数のエネルギー ウィンドウを規定するエネルギー ウィンドウ設定を入力し又は選択する。エネルギー ウィンドウ回路 220 は、選択されたエネルギー ウィンドウ内に入らない検出された放射線イベントを除外し又は捨てる。同時及び／又はエネルギー ウィンドウが、ここに記述される P E T スキャナを較正するために使用される。

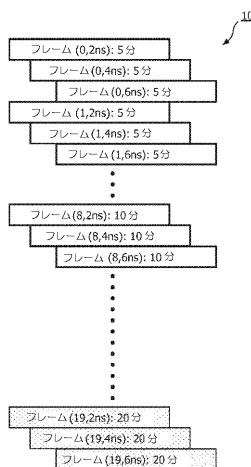
【 0 0 3 7 】

システムが更に、複数の同時タイミング ウィンドウ及び／又はエネルギー ウィンドウに関する較正の間に導き出される正規化補正值 224 を記憶する正規化メモリ 222 と、複数の同時タイミング ウィンドウ及び／又はエネルギー ウィンドウに関する較正の間に導き出される S U V 補正值 228 を記憶する S U V メモリ 226 と、を有する。正規化補正モジュール 230（例えばプロセッサ）は、被検体をスキャンする際に使用される所与の同時又はエネルギー ウィンドウに関する正規化補正值 224 を取り出し、取得されたスキャンデータを正規化する。S U V 補正モジュール 232（例えばプロセッサ）は、記憶された S U V 補正值 228 を取り出し、取得されたスキャンデータに対し S U V 補正を実施する。再構成プロセッサ 234 が、被検体の画像を再構成し、画像は、ディスプレイ 236 上でユーザに提示され、及び／又は後の取り出し及び表示のために、患者データベース 238 に記憶される。

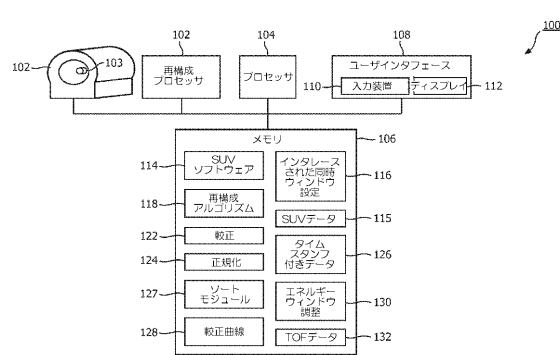
【 0 0 3 8 】

本発明は、幾つかの実施形態に関して記述された。変形例及び変更例が、先行する詳細な説明を読み理解することにより、当業者に思い付くであろう。すべてのこのような変形例及び変更例が添付の請求項又はその等価なものとの範囲内にある限り、本発明は、それらの変形例及び変更例を含むものとして解釈されることが意図される。

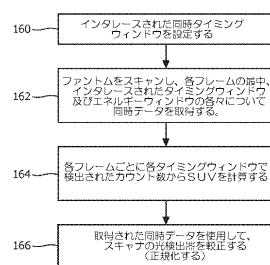
【図1】



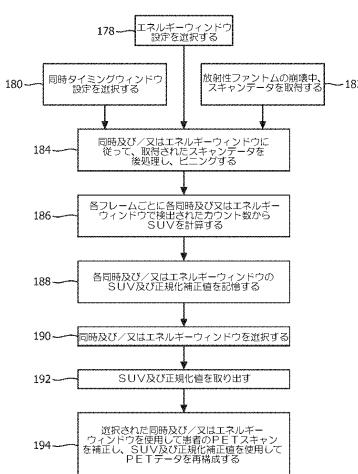
【図2】



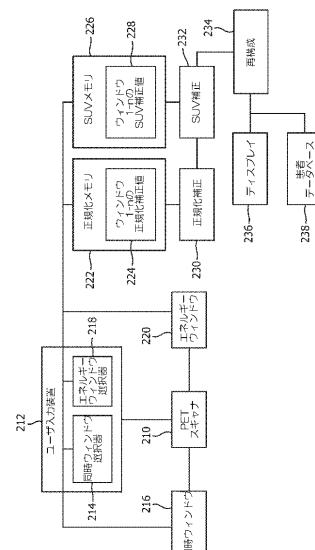
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 ローレンス トーマス レロイ
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
4 4

(72)発明者 コルサマー ジェフリー アラン
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
4 4

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特表2008-514952(JP, A)
特表2008-528996(JP, A)
特開2005-106553(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 T 1 / 1 6 1