

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2021-500583

(P2021-500583A)

(43) 公表日 令和3年1月7日(2021.1.7)

(51) Int.Cl.

G01T 1/161 (2006.01)

F 1

G01T 1/161

テーマコード(参考)

A 4C188

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2020-542683 (P2020-542683)
 (86) (22) 出願日 平成30年10月19日 (2018.10.19)
 (85) 翻訳文提出日 令和2年5月13日 (2020.5.13)
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2018/078663
 (87) 國際公開番号 WO2019/081355
 (87) 國際公開日 令和1年5月2日 (2019.5.2)
 (31) 優先権主張番号 62/575,559
 (32) 優先日 平成29年10月23日 (2017.10.23)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国(US)

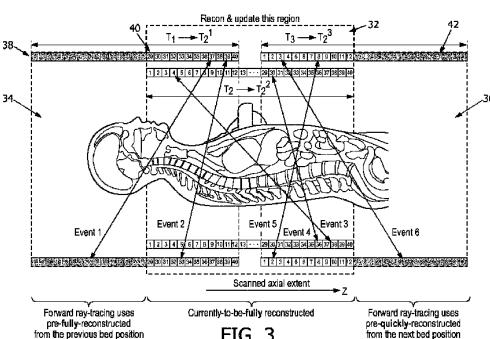
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 2
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ
 (72) 発明者 ソング シュン
 オランダ国 5656 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイ テック キャンパス
 5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】個々の寝台位置に対して重なり及び異なる曝露時間を用いる全身陽電子放出断層撮影(PET)スキャンの画像の再構成

(57) 【要約】

非一時的コンピュータ可読媒体は、画像再構成方法100を行うために少なくとも1つの電子プロセッサ20を含むワークステーション18によって読み取り可能及び実行可能な命令を記憶する。方法は、隣接するフレーム同士が軸方向に沿って重なっている状態で、軸方向に沿って、フレームの撮像データをフレームごとに獲得するよう、陽電子放出断層撮影(PET)撮像装置12を動作させるステップであって、フレームが、フレームk、フレームkに重なっている先行フレームk-1、及びフレームkに重なっている後続フレームk+1を含む、ステップと、フレームk、先行フレームk-1、及び後続フレームk+1からの撮像データを使用して、フレームkの画像を再構成するステップと、を有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

画像再構成方法を行うために少なくとも 1 つの電子プロセッサを含むワークステーションによって読み取り可能及び実行可能な命令を記憶した非一時的コンピュータ可読媒体であって、前記方法が、

隣接するフレーム同士が軸方向に沿って重なっている状態で、前記軸方向に沿って、フレームの撮像データをフレームごとに獲得するように、陽電子放出断層撮影 (PET) 撮像装置を動作させるステップであって、前記フレームが、フレーム (k)、前記フレーム (k) に重なっている先行フレーム (k-1)、及び前記フレーム (k) に重なっている後続フレーム (k+1) を含む、ステップと、

前記フレーム (k)、前記先行フレーム (k-1)、及び前記後続フレーム (k+1) からの撮像データを使用して、前記フレーム (k) の画像を再構成するステップと、

を有する、非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 2】

前記フレーム (k) の前記画像の前記再構成が、前記後続フレーム (k+1) の後に続く第 2 の後続フレーム (k+2) の撮像データの獲得中に行われる、請求項 1 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 3】

前記フレーム (k)、前記先行フレーム (k-1)、及び前記後続フレーム (k+1) からの撮像データを使用して、前記フレーム (k) の前記画像を再構成するステップが、

前記フレーム (k) と前記先行フレーム (k-1) との間の重なり、及び前記フレーム (k) と前記後続フレーム (k+1) との間の重なりによって定められる少なくとも 1 つのエリアに交差する応答線についての撮像データを使用して、前記フレーム (k) の前記画像を再構成するステップ

を含む、請求項 1 又は 2 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 4】

前記フレーム (k)、前記先行フレーム (k-1)、及び前記後続フレーム (k+1) からのデータを使用して前記フレーム (k) の前記画像を再構成するステップが、

前記フレーム (k) と前記先行フレーム (k-1) との間の重なり、及び前記フレーム (k) と前記後続フレーム (k+1) との間の重なりによって定められるエリアに交差する応答線についての撮像データを使用して、前記フレーム (k) の前記画像を再構成するステップ

をさらに含む、請求項 3 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 5】

前記先行フレーム (k-1) と、前記フレーム (k-1) の前にある第 2 の先行フレーム (k-2) と、前記フレーム (k) からの撮像データを使用して、前記後続フレーム (k+1) の撮像データの獲得中に、前記先行フレーム (k-1) の画像を再構成するステップ

をさらに含む、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 6】

前記フレーム (k)、前記先行フレーム (k-1)、及び前記後続フレーム (k+1) からの撮像データを使用して、前記フレーム (k) の前記画像を再構成するステップが、

前記フレーム (k-2)、(k-1)、及び (k) からの撮像データを使用して再構成された前記先行フレーム (k-1) の前記画像を、フレーム (k-1) に交差する応答線に沿った電子 - 陽電子消滅事象の局在化の推定で使用するステップ

を含む、請求項 5 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 7】

前記フレーム (k)、前記先行フレーム (k-1)、及び前記後続フレーム (k+1) からの撮像データを使用して、前記フレーム (k) の前記画像を再構成するステップが、

10

20

30

40

50

前記フレーム($k + 2$)の撮像データの獲得中に、前記フレーム($k + 1$)についての前記撮像データのみを使用して前記フレーム($k + 1$)の画像推定を生成するステップと、

前記フレーム($k + 1$)の前記画像推定を、前記フレーム($k + 1$)に交差する応答線に沿った電子・陽電子消滅事象の局在化の推定で使用するステップと
をさらに含む、請求項 5 又は 6 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 8】

前記動作させるステップは、前記撮像データをリストモード撮像データとして獲得し、前記フレーム(k)、前記先行フレーム($k - 1$)、及び前記後続フレーム($k + 1$)からのデータを使用して前記フレーム(k)を再構成するステップが、

前記フレーム(k)、前記先行フレーム($k - 1$)、及び前記後続フレーム($k + 1$)からの前記リストモードデータを使用して前記フレーム(k)を再構成するステップ
をさらに含む、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 9】

前記動作させるステップが、すべてが同じではない、前記フレーム($k - 1$)、(k)、及び($k + 1$)についてのフレーム獲得時間で、前記撮像データを獲得するように前記 PET 撮像装置を動作させるステップを含み、

前記フレーム(k)を再構成するステップは、前記フレーム($k - 1$)、(k)、及び($k + 1$)の前記フレーム獲得時間がすべて同じではないことを補償するために、フレーム獲得時間の比を使用するステップを含む

請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 10】

前記動作させるステップは、隣接するフレーム同士が前記軸方向に沿って少なくとも 35 % の重なりで重なっている状態でフレームごとに撮像データを獲得するように、前記 PET 撮像装置を動作させるステップを含む、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 11】

前記方法が、

前記動作中に獲得されるすべてのフレームについて画像を再構成するステップであって、前記再構成することは前記フレーム(k)の前記画像を再構成することを含む、ステップと、

前記動作中に獲得されるすべてのフレームについての前記画像を結合して最終画像を生成するステップであって、前記結合することは、隣接するフレームについての画像を画像空間内でつなぎ合わせることを含まない、ステップと

をさらに有する、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 12】

陽電子放出断層撮影(PET)撮像装置と、

少なくとも 1 つの電子プロセッサとを備え、

前記電子プロセッサは、

隣接するフレーム同士が軸方向に沿って重なっている状態で、前記軸方向に沿って、フレームの撮像データをフレームごとに獲得するように、前記 PET 撮像装置を動作させることであって、前記フレームが、フレーム(k)、前記フレーム(k)に重なっている先行フレーム($k - 1$)、及び前記フレーム(k)に重なっている後続フレーム($k + 1$)を含む、動作させることと、

前記フレーム(k)、前記先行フレーム($k - 1$)、及び前記後続フレーム($k + 1$)からの撮像データを使用して、前記フレーム(k)の画像を再構成することと
を行い、

前記フレーム(k)の前記画像の前記再構成が、前記後続フレーム($k + 1$)の後に続

10

20

30

40

50

く第2の後続フレーム($k+2$)の撮像データの獲得中に行われる、撮像システム。

【請求項13】

前記フレーム(k)、前記先行フレーム($k-1$)、及び前記後続フレーム($k+1$)からのデータを使用して前記フレーム(k)を再構成することが、

前記フレーム(k)と前記先行フレーム($k-1$)との間の重なり、及び前記フレーム(k)と前記後続フレーム($k+1$)との間の重なりによって定められるエリアに交差する応答線についての撮像データを使用して、前記フレーム(k)の前記画像を再構成すること、

をさらに含む、請求項12に記載の撮像システム。

【請求項14】

前記先行フレーム($k-1$)と、前記フレーム($k-1$)の前にある第2の先行フレーム($k-2$)と、前記フレーム(k)とからの撮像データを使用して、前記後続フレーム($k+1$)の撮像データの獲得中に、前記先行フレーム($k-1$)の画像を再構成すること

をさらに含む、請求項12又は13に記載の撮像システム。

【請求項15】

前記フレーム(k)、前記先行フレーム($k-1$)、及び前記後続フレーム($k+1$)からの撮像データを使用して前記フレーム(k)の前記画像を再構成することが、

前記フレーム($k-2$)、($k-1$)、及び(k)からの撮像データを使用して再構成された前記先行フレーム($k-1$)の前記画像を、前記フレーム($k-1$)に交差する応答線に沿った電子-陽電子消滅事象の局在化の推定で使用すること

を含む、請求項14に記載の撮像システム。

【請求項16】

前記フレーム(k)、前記先行フレーム($k-1$)、及び前記後続フレーム($k+1$)からの撮像データを使用して前記フレーム(k)の前記画像を再構成することが、

前記フレーム($k+2$)の撮像データの獲得中に、前記フレーム($k+1$)についての前記撮像データのみを使用して前記フレーム($k+1$)の画像推定を生成することと、

前記フレーム($k+1$)の前記画像推定を、前記フレーム($k+1$)に交差する応答線に沿った電子-陽電子消滅事象の局在化の推定で使用することと

をさらに含む、請求項14又は15に記載の撮像システム。

【請求項17】

前記動作させることは、前記撮像データをリストモード撮像データとして獲得し、

前記フレーム(k)、前記先行フレーム($k-1$)、及び前記後続フレーム($k+1$)からのデータを使用して前記フレーム(k)を再構成することが、

前記フレーム(k)、前記先行フレーム($k-1$)、及び前記後続フレーム($k+1$)からの前記リストモード撮像データを使用して前記フレーム(k)を再構成すること

をさらに含む、請求項12から16のいずれか一項に記載の撮像システム。

【請求項18】

前記動作させることは、すべてが同じではない、前記フレーム($k-1$)、(k)、及び($k+1$)についてのフレーム獲得時間で、前記撮像データを獲得するように前記PET撮像装置を動作させることを含み、

前記フレーム(k)を再構成することは、前記フレーム($k-1$)、(k)、及び($k+1$)の前記フレーム獲得時間がすべて同じではないことを補償するために、フレーム獲得時間の比を使用することを含む、

請求項12から17のいずれか一項に記載の撮像システム。

【請求項19】

前記動作中に獲得されるすべてのフレームについて画像を再構成することであって、前記再構成することは前記フレーム(k)の前記画像を再構成することを含む、再構成することと、

前記動作中に獲得されるすべてのフレームについての前記画像を結合して最終画像を生

10

20

30

40

50

成することであって、前記結合することは、隣接するフレームについての画像を画像空間内で共につなぎ合わせることを含まない、生成することと

をさらに有する、請求項12から18のいずれか一項に記載の撮像システム。

【請求項20】

画像再構成方法を行うために少なくとも1つの電子プロセッサを含むワークステーションによって読み取り可能及び実行可能な命令を記憶した非一時的コンピュータ可読媒体であって、前記画像再構成方法が、

隣接するフレーム同士が軸方向に沿って重なっている状態で、前記軸方向に沿って、フレームの撮像データをフレームごとに獲得するように、陽電子放出断層撮影(PET)撮像装置を動作させるステップであって、前記フレームが、フレーム(k)、前記フレーム(k)に重なっている先行フレーム(k-1)、及び前記フレーム(k)に重なっている後続フレーム(k+1)を含む、ステップと、

前記フレーム(k)と前記先行フレーム(k-1)との間の重なり、及び前記フレーム(k)と前記後続フレーム(k+1)との間の重なりによって定められるエリアに交差する応答線についての撮像データを使用して、前記フレーム(k)の画像を再構成するステップと、を有し、

前記フレーム(k)の前記画像の前記再構成が、前記後続フレーム(k+1)の後に続く第2の後続フレーム(k+2)の撮像データの獲得中に行われる、非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項21】

前記方法が、

前記動作中に獲得されるすべてのフレームについて画像を再構成するステップであって、前記再構成することは前記フレーム(k)の前記画像を再構成することを含む、ステップと、

前記動作中に獲得されるすべてのフレームについての前記画像を結合して最終画像を生成するステップであって、前記結合することは、隣接するフレームについての画像を画像空間内で共につなぎ合わせることを含まない、ステップと

をさらに有する、請求項20に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下は、全般的に、医療撮像技術、医療画像解釈技術、画像再構成技術、及び関連技術に関する。

【背景技術】

【0002】

全身スキャンは、腫瘍を検出及び観察する臨床用途で最も広く行われるハイブリッド陽電子放出断層撮影/コンピュータ断層撮影(PET/CT)手順の1つである。PETスキャナの軸方向視野(FOV)が限られているため、典型的な全身スキャンは、頭部から足まで(又は足から頭部まで)患者身体をカバーし、スキャンするために、複数の寝台位置における獲得を伴う。換言すると、全身スキャンは、次の段階的様式で行われる。すなわち、フレームごとに、患者寝台が静止状態に保たれ、軸方向FOVにおける対応するデータが獲得され、次いで、患者が軸方向にいくらかの距離にわたって移動された後に次のフレームの獲得が行われ、このときの獲得は、同じ軸方向範囲であるものの、患者寝台が移動された距離だけ軸方向(患者の基準系における)に沿ってずらされたFOVを包含し、このステップ及びフレーム獲得シーケンスが、軸方向FOV全体(ここでも患者の基準系での)が獲得されるまで繰り返される。また、用語「全身」スキャンは、必ずしも頭部から足までの身体全体が獲得されることを意味せず、例えば、臨床目的に応じて、「全身」スキャンは(例えば)足及び下脚を省略することもあり、又はトルソ領域などに限定される場合もあることに留意すべきである。

【0003】

10

20

30

40

50

典型的な P E T スキャナの感度は、 F O V の中央から軸方向 (P E T スキャナの基準系における) に沿ったエッジに向かって線形に低下するため、エッジ領域内の計数の統計値は中央領域よりもはるかに少ない。この軸方向における感度の変動を補償するために、典型的な全身プロトコルは、連続した寝台位置間に重なりを設ける。すなわち、2つの連続したフレーム (すなわち、寝台位置) の F O V が患者の基準系内で重なる。重なりは、最大で軸方向 F O V の 50 % であり得る。

【 0 0 0 4 】

簡単のために、大半の考察ではスキャンの獲得時間がすべての寝台位置 (すなわちフレーム) について同じに設定される。しかし、放射能分布及び関心領域は患者ごとに異なるため、品質向上のために一部の寝台位置により多くの時間を費やす、それほど重要でない他の寝台位置にはより少ない時間を費やすことがより有益であり得る。よって、異なるフレームごとに獲得時間を変動させることは利点を有する。

10

【 0 0 0 5 】

スキャンで得られたリストモードデータは、医師による審査のために身体内の放射性医薬品分布のボリューム画像に再構成される必要がある。典型的な手法では、各寝台位置で獲得された P E T 撮像データを、他の寝台位置で獲得されたデータとは無関係に再構成し、それにより「フレーム画像」を生成し、それらを次いで画像領域で共につなぎ合わせて全身 P E T 画像を形成する。例えば、反復的な順序付きサブセット予想最大化 (O S E M) 再構成を用いる3寝台位置の考察を考えると、k 番目の寝台位置の更新は、式 1 により、k 番目の寝台位置に対して記録されたリストモード事象のみに依存する。

20

【 数 1 】

$$f_k^{n+1} = f_k^n \cdot \frac{U_k^n}{S_k} \quad (式 1)$$

ここで、

【 数 2 】

$$f_k^n$$

30

は更新すべき画像であり、

【 数 3 】

$$U_k^n$$

40

は k 番目の寝台のリストモード事象から逆投影された更新行列であり、 S_k は k 番目の寝台位置のみに基づいて計算された感度行列であり、 n は反復インデックスである。このようにすると、各フレーム (すなわち寝台位置) に対して獲得された撮像データの再構成は、そのフレームの撮像データの獲得が終わり、そのフレームについての完全なデータセットが利用可能になると直ちに開始することができる。実際、より早い寝台位置の再構成と、より後の寝台位置の獲得とは、しばしば同時進行する。これにより、可能な限り早く結果を利用可能にする。すべての寝台位置の再構成画像が揃うと、それらの画像を共につなぎ合わせて全身画像を生成する。

【 発明の概要 】

【 0 0 0 6 】

50

以下に、これらの問題を克服する、新しい改良されたシステム及び方法を開示する。

【0007】

開示される一態様において、非一時的コンピュータ可読媒体は、画像再構成方法を行うために少なくとも1つの電子プロセッサを含むワークステーションによって読み取り可能及び実行可能な命令を記憶する。方法は、隣接するフレーム同士が軸方向に沿って重なっている状態で、軸方向に沿って、フレームの撮像データをフレームごとに獲得するように、陽電子放出断層撮影(PET)撮像装置を動作させるステップであって、フレームが、フレーム(k)、フレーム(k)に重なっている先行フレーム(k-1)、及びフレーム(k)に重なっている後続フレーム(k+1)を含む、ステップと、フレーム(k)、先行フレーム(k-1)、及び後続フレーム(k+1)からの撮像データを使用して、フレーム(k)の画像を再構成するステップと、を有する。

10

【0008】

別の開示される態様において、撮像システムは、陽電子放出断層撮影(PET)撮像装置と、少なくとも1つの電子プロセッサとを備え、少なくとも1つの電子プロセッサは、隣接するフレーム同士が軸方向に沿って重なっている状態で、軸方向に沿って、フレームの撮像データをフレームごとに獲得するように、PET撮像装置を動作させることであって、フレームが、フレーム(k)、フレーム(k)に重なっている先行フレーム(k-1)、及びフレーム(k)に重なっている後続フレーム(k+1)を含む、ことと、フレーム(k)、先行フレーム(k-1)、及び後続フレーム(k+1)からの撮像データを使用して、フレーム(k)の画像を再構成することと、を行うようにプログラムされる。フレーム(k)の画像の再構成は、後続フレーム(k+1)の後に続く第2の後続フレーム(k+2)の撮像データの獲得中に行われる。

20

【0009】

別の開示される態様において、非一時的コンピュータ可読媒体は、画像再構成方法を行うために少なくとも1つの電子プロセッサを含むワークステーションによって読み取り可能及び実行可能な命令を記憶する。方法は、隣接するフレーム同士が軸方向に沿って重なっている状態で、軸方向に沿って、フレームの撮像データをフレームごとに獲得するように、陽電子放出断層撮影(PET)撮像装置を動作させるステップであって、フレームが、フレーム(k)、フレーム(k)に重なっている先行フレーム(k-1)、及びフレーム(k)に重なっている後続フレーム(k+1)を含む、ステップと、フレーム(k)と先行フレーム(k-1)との間の重なり、及びフレーム(k)と後続フレーム(k+1)との間の重なりによって定められるエリアに交差する応答線についての撮像データを使用して、フレーム(k)の画像を再構成するステップと、を有する。フレーム(k)の画像の再構成は、後続フレーム(k+1)の後に続く第2の後続フレーム(k+2)の撮像データの獲得中に行われる。

30

【0010】

1つの利点は、重なる位置にある各寝台位置の軸方向に沿って均一な感度をもつ再構成画像を提供することにある。

【0011】

別の利点は、さらなるフレームの獲得が進行している間に画像を再構成し、それにより医師が画像審査をより迅速に開始できるようにすることにある。

40

【0012】

別の利点は、どの寝台位置の再構成も他の寝台位置から独立しており、それによりスキャン中の同時進行の再構成を可能にすることにある。

【0013】

別の利点は、データ記憶を低減する再構成画像を提供し、それによりメモリ容量を節減することにある。

【0014】

別の利点は、隣接する寝台位置からの事象を直接使用することにより、個々の寝台位置についての係数統計値が改良された再構成画像を提供することにある。

50

【0015】

別の利点は、感度行列内の小さい値が低減された再構成画像を提供し、それによりエッジスライス内のホットスポットノイズを低減することにある。

【0016】

所与の実施形態は、上述の利点をどれも提供しないか、又は1つ、2つ、それ以上、若しくはすべてを提供し、及び／又は、本開示を読み、理解すると当業者に明らかになるであろう他の利点を提供する。

【0017】

本開示は、様々な構成要素及び構成要素の配置、並びに様々なステップ及びステップの配置を取り得る。図面は、好ましい実施形態を例示することのみを目的とし、本開示を制限するものとは解釈すべきでない。

10

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】一態様に係る画像再構成システムを図式的に示す図である。

【図2】図1のシステムの例示的フローチャート動作を示す図である。

【図3】図1のシステムの動作例を例示的に示す図である。

【図4】図1のシステムの別の動作例を例示的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

独立したフレームごとの再構成を行ってからフレーム画像を画像領域で共につなぎ合わせることの不都合点は、この手法が、重なった領域に寄与するが（例えば、処理されている現在の寝台位置からではなく）隣接寝台位置から獲得される有効な事象を無駄にし得ることである。この結果、各寝台位置の軸方向に沿って不均一な感度となる。

20

【0020】

代替の手法は、すべてのフレームからの未処理データが収集されるまで待ってから、データをプールして单一の全身リストモードデータセットを作成し、それが単一の長い物体として再構成されるものである。この手法は、特に重なりの箇所におけるすべての収集データを最も効率的に利用するという利点を有するが、特に1mm又は他の高い空間解像度の再構成の場合に、大きい全身リストモードデータセットを再構成するために多くの計算パワーを必要とするという不都合点がある。さらに、この複雑な再構成は、最後のフレームについてのリストモードデータが収集されるまで開始することができず、このことは医師による審査のための画像の遅延につながり得る。

30

【0021】

別の代替の手法は、個々の寝台位置についての独立した自己更新と比べて、反復的な再構成において合同更新を行うものである。この方法では、すべての寝台位置の反復的な再構成が同時に開始され、その再構成中に個々の寝台位置について独立に順投影及び逆投影が行われる。しかし、すべてのプロセスが同期され、すべてのプロセスが更新動作の時点に達するのを待つ必要がある。（k-1）番目の寝台位置と重なった領域内の任意のボクセルの更新は、k番目の寝台位置再構成（それ自体）及び（k-1）番目の寝台位置再構成の両方からの更新値の平均である。同様に、（k+1）番目の寝台位置と重なった領域内の任意のボクセルの更新は、k番目の寝台位置再構成（それ自体）及び（k+1）番目の寝台位置再構成の両方からの更新値の平均である。k=2の寝台位置を例として使用すると、式2により、

40

【数4】

$$f_2^{n+1} = f_2^n \cdot \left(\frac{U_1^n}{S_1} + \frac{U_2^n}{S_2} + \frac{U_3^n}{S_3} \right) \quad (\text{式2})$$

となり、ここで、追加的な

【数5】

$$\frac{U_1^n}{S_1}$$

及び

【数6】

$$\frac{U_3^n}{S_3}$$

10

20

30

40

は、それぞれ隣の1番目及び3番目の寝台位置再構成から得られ、nは反復回数である。どの寝台位置の更新も、その前にある又は先行する隣接寝台位置と、その後に続く又は後続する隣接寝台位置とに依存することが容易に見て取れる。この方法の不都合点の1つは、すべての寝台位置の同時進行の再構成を必要とし、そのことがメモリ容量に対する重い負担につながり得ることである。別の不都合点は、すべての寝台位置の再構成同士の同期を必要とすることである。このことも、一部の寝台位置が残りの寝台位置よりも大幅に多い事象を有する場合には、再構成時間の非効率につながる。加えて、ちょうどエッジにあるスライス中のプロブに関しては、再構成にプロブ要素を使用する場合に問題が生じ得る。そのようなプロブについては、それらの感度値Sが極めて小さくなり得る。この理由は、それらのプロブは、プロブ-ボクセル変換の設計の制限に起因して、エッジスライス内で応答線(LOR)との限られた交差点を与えたためである。その状況では、そのようなプロブの比

【数7】

$$\frac{U_2^n}{S_2}$$

が、エッジスライス内での数が少ないために、異常に大きく、不安定になることがあり、そのため、隣接寝台位置からの寄与(例えば妥当かつ正常な値範囲内の

【数8】

$$\frac{U_1^n}{S_1}$$

又は

【数9】

$$\frac{U_3^n}{S_3}$$

) が、

【数10】

$$\frac{U_2^n}{S_2}$$

10

20

30

40

50

の異常値を制御する助けとなることができない。その結果、ノイズのために、個々の寝台位置におけるエッジスライスの中に潜在的なホットスポットが生じ得る。

【0022】

一部の既存 P E T 撮像装置では、各軸方向フレームを再構成して対応するフレーム画像を形成し、これらのフレーム画像を画像領域において重なる領域のところで併合し(すなわち「共につなぎ合わせ」)て、全身画像を形成する。この手法が高速であるのは、最初に獲得されるフレームを、後続のフレームについてのリストモードデータが獲得される間に再構成できるためであるが、重なり領域において不均一な感度を発生させ、重なり領域で獲得されるデータを最も有効に利用することができないことを含む不都合点を有する。

【0023】

本明細書に開示される実施形態は、遅延させたフレームごとの再構成を用いることによってこれらの不都合点を克服し、各フレーム(k)は、そのフレーム(k)からの、並びに先行フレーム($k - 1$)及び後続フレーム($k + 1$)からのリストモードデータを使用して再構成される。この再構成では、前のフレーム($k - 1$)の再構成画像を活用して、フレーム($k - 1$)を通る応答線(L O R)に沿った電子 - 陽電子消滅事象の局在化をより正確に推定することができる。後続フレーム($k + 1$)については、フレーム($k + 1$)のデータのみに対して高速な再構成を用いて、同様の局在化推定を提供することができる。この手法では、フレーム(k)の再構成は、後続フレーム($k + 1$)のリストモードデータの完了後に開始することに気づかれよう。隣接するフレームからのリストモードデータの使用は、フレームごとの再構成手法の不都合点を克服するが、同時に、全身リストモードデータセット再構成手法の多大なデータ複雑性を回避し、また、フレーム(k)の再構成を開始する前にフレーム($k + 1$)を獲得する必要性のために 1 フレーム分だけ遅延されるが、フレームごとの再構成を可能にする。

【0024】

いくつかの実施形態においては、画像空間におけるフレーム画像の最終的なつなぎ合わせも回避される。これが達成可能であるのは、フレームごとの再構成中にデータを共有することによって隣接するフレームからの寄与がすでに加味されているためである。

【0025】

別の態様は、開示される改良が、異なるフレームに対して異なるフレームリストモード獲得時間(すなわち異なる「曝露時間」)の使用を容易にすることである。再構成において、再構成中に隣接フレームからのデータを結合するときに様々なフレームの獲得時間を配分することにより、異なるフレームリストモード獲得時間が加味される。

【0026】

図 1 を参照すると、例示的な医療撮像システム 10 が示される。図 1 に示すように、システム 10 は、画像獲得装置 12 を含む。一例において、画像獲得装置 12 は、放出撮像

装置（例えば陽電子放出断層撮影（P E T）装置）を備えることができる。画像獲得装置12は、検査領域17に配置された患者から撮像データを収集するように配置された複数の検出器ピクセル16（図1では挿入図Aとして示される）を有するピクセル型検出器14を含む。いくつかの例において、ピクセル型検出器14は、P E T装置の検出器リング（例えば、P E T検出器リング全体、又は、検出器タイル、検出器モジュールなど、その一部等）とすることができます。図1には図示していないが、P E Tガントリー及び透過コンピュータ断層撮影（C T）ガントリーを含む複合型又は「ハイブリッド」のP E T/C T画像獲得装置が一般に利用可能である。P E T/C T機構の利点は、C T撮像を使用して解剖学的画像を獲得することができ、そこから、撮像されている患者の身体内の511 keVガンマ線の吸収についてP E T撮像データを補償するために使用する放射線減衰マップを生成できることである。そのような減衰補正は、当技術分野でよく知られており、そのため本明細書においてはこれ以上説明しない。

10

【0027】

システム10はまた、少なくとも1つの電子プロセッサ20、少なくとも1つのユーザ入力装置（例えば、マウス、キーボード、トラックボール及び/又は同様のもの）22、並びに表示装置24などの典型的な構成要素を備えた、コンピュータ又はワークステーション又は他の電子データ処理装置18を含む。いくつかの実施形態において、表示装置24は、コンピュータ18とは別個の構成要素とすることができます。ワークステーション18はまた、1つ若しくは複数のデータベース26（RAM若しくはROM、磁気ディスクなどの非一時的記憶媒体に記憶された）を含むことができ、及び/又は、ワークステーションは、1つ若しくは複数のデータベース28（例えば、電子医療記録（E M R）データベース、写真保存及び通信システム（P A C S）データベース等）と電子通信することができる。本明細書に記載されるように、データベース28は、P A C Sデータベースである。

20

【0028】

少なくとも1つの電子プロセッサ20は、画像再構成方法又はプロセス100を行うことを含む開示される動作を行うために、少なくとも1つの電子プロセッサ20により読み取り可能及び実行可能な命令を記憶する非一時的記憶媒体（図示せず）に動作可能に接続されている。非一時的記憶媒体は、例えば、ハードディスクドライブ、R A I D、又は他の磁気記憶媒体；ソリッドステートドライブ、フラッシュドライブ、電子的に消去可能な読み出し専用メモリ（E E R O M）又は他の電子メモリ；光ディスク又は他の光学記憶；それらの様々な組合せ等を含む。いくつかの例において、画像再構成方法又はプロセス100は、クラウド処理によって行われる。

30

【0029】

P E T撮像を行うために、放射性医薬品が撮像対象の患者に投与され、放射性医薬品が関心対象の臓器又は組織に集まるのに十分な時間が経過した後に、フレームごとの獲得が開始される。フレームごとの撮像を達成するために、患者支持台29が段階的な様式で移動される。フレームごとに、患者寝台29が静止状態に保たれ、ピクセル型P E T検出器14を使用して検査領域17の軸方向F O Vが獲得され、次いで患者が軸方向にいくらかの距離にわたって移動された後に次のフレームの獲得が行われ、このときの獲得は、同じ軸方向範囲であるものの、患者寝台29が移動された距離だけ軸方向（患者の基準系における）に沿ってずらされたF O Vを包含し、このステップ及びフレーム獲得シーケンスが、軸方向F O V全体（ここでも患者の基準系での）が獲得されるまで繰り返される。

40

【0030】

図2を参照すると、画像再構成方法100の例示的実施形態がフローチャートとして図式的に示されている。102で、少なくとも1つの電子プロセッサ20が、軸方向に沿ってフレームごとにフレームの撮像データを獲得するようにP E T装置12を動作させるようにプログラムされる。隣接するフレーム同士は、軸方向に沿って重なっている。それらのフレームは、「現在の」フレーム（k）、フレーム（k）に重なっている先行フレーム（k-1）、及びフレーム（k）に重なっている後続フレーム（k+1）を含む。用語「

50

先行フレーム ($k - 1$) 」は、時間的にフレーム (k) の獲得の直前に獲得されるフレームを指し、同様に、「後続フレーム ($k + 1$) 」は、時間的にフレーム (k) の獲得の直後に獲得されるフレームを指す。フレームは、軸方向に沿って順次獲得される。例えば、左から右に向かうものと（一般性を失うことなく）軸方向を表現すると、先行フレーム ($k - 1$) 、フレーム (k) 、及び後続フレーム ($k + 1$) は、その時間順序で獲得され、先行フレーム ($k - 1$) が 3 つのフレームのうち最も左であり、フレーム (k) が真ん中のフレームであり、後続フレーム ($k + 1$) が最も右のフレームである。無論、獲得は、反対方向、すなわち右から左に向かってもよく、その場合は、先行フレーム ($k - 1$) が 3 つのフレームのうち最も右となり、フレーム (k) はやはり真ん中のフレームであり、後続フレーム ($k + 1$) が最も左のフレームとなる。同様に、向きの表現「左」及び「右」に代えて、「頭部に向かって」及び「足に向かって」などの他の適切な表現を代用し得る。

10

【 0 0 3 1 】

いくつかの例において、撮像データは、リストモードデータとして獲得され得る。例えば、撮像データは、すべてが同じではない、フレーム (k) 、先行フレーム ($k - 1$) 、及び後続フレーム ($k + 1$) についてのフレーム獲得時間を有し得る。P E T 撮像装置 1 2 は、隣接するフレーム同士が重なった状態でフレームごとに撮像データを獲得するよう 20 に少なくとも 1 つの電子プロセッサ 2 0 によって操作され、例えば、いくつかの実施形態では、軸方向に沿って少なくとも 3 5 % の重なりがあるが、F O V のエッジ近傍における感度低下に応じて、より小さい重なりが企図され、フレーム (k) 、及び先行フレーム ($k - 1$) 、及び後続フレーム ($k + 1$) の撮像データを獲得する。ここでも、獲得の順序は、先行フレーム ($k - 1$) 、次いでフレーム (k) 、次いでフレーム ($k + 1$) である。各フレーム（最初及び最後のフレームを除く）は、先行フレーム ($k - 1$) 及び後続フレーム ($k + 1$) を有する「フレーム (k) 」とみなされ得ることが理解されるべきである。いくつかの例において、最初のフレームについて先行フレームの欠如と、同様に最後のフレームについての後続フレームの欠如は、様々に対処され得る。単純な手法では、最初のフレームは、最終的な全身画像内にフレームとしては含まれず、単に第 2 のフレームの先行フレームの役目を果たすために獲得され、同様に、最後のフレームは、最終的な全身画像にフレームとしては含まれず、単に最後から 2 番目のフレームの後続フレームの役目を果たすために獲得され、よって、全身画像は、2 番目～最後から 2 番目のフレームに 30 対応する。他の例では、下記でより詳細に説明されるように、既存の方法、又は先行フレーム若しくは後続フレームの一方を使用して、先行フレーム又は後続フレームの欠如を補償することができる。

20

30

【 0 0 3 2 】

1 0 4 で、少なくとも 1 つの電子プロセッサ 2 0 が、フレーム (k) 、先行フレーム ($k - 1$) 、及び / 又は後続フレーム ($k + 1$) からの撮像データを使用して、フレーム (k) の画像を再構成するようにプログラムされる。いくつかの実施形態において、フレーム (k) は、フレーム (k) と先行フレーム ($k - 1$) との間の重なり、及び / 又はフレーム (k) と後続フレーム ($k + 1$) との間の重なりによって定められるエリアに交差する応答線についての撮像データを使用して再構成される。大半の実施形態では、フレーム (k) は、これら重なっているエリアの両方を使用して再構成される。

40

【 0 0 3 3 】

画像フレームのうち 1 つの再構成は、異なる画像フレームの撮像データ獲得中に行われ得る。例えば、フレーム (k) の画像の再構成は、後続フレーム ($k + 1$) の後の第 2 の後続フレーム ($k + 2$) の撮像データの獲得中に行われる。利点として、この同時の再構成 / 獲得動作は、医療専門家が撮像データの審査をより迅速に開始することを可能にする。

【 0 0 3 4 】

いくつかの実施形態において、再構成は、先行フレーム ($k - 1$) 、フレーム ($k - 1$) の前の第 2 の先行フレーム ($k - 2$) 、及びフレーム (k) からの撮像データを使用し

50

て、後続フレーム($k + 1$)の撮像データの獲得中に先行フレーム($k - 1$)の画像を再構成することを含むことができる。この例において、フレーム(k)の再構成は、フレーム($k - 2$)、($k - 1$)、及び(k)からの撮像データを使用して再構成された先行フレーム($k - 1$)の画像を、フレーム($k - 1$)に交差する応答線に沿った電子-陽電子消滅事象の局在化の推定で使用することを含む。

【0035】

他の実施形態において、再構成は、画像推定を使用して、フレーム(k)の再構成で使用するために後続フレーム($k + 1$)の高速な画像推定を提供することによって、再構成を迅速化することを含むことができる。例えば、第2の後続のフレーム($k + 2$)の撮像データの獲得中に、少なくとも1つのプロセッサ20は、フレーム($k + 1$)の撮像データのみを使用してフレーム($k + 1$)の画像推定を生成するようにプログラムされ得る。フレーム($k + 1$)についてのこの画像推定は、フレーム($k + 1$)に交差する応答線に沿った電子-陽電子消滅事象の局在化を推定するために使用され得る。

10

【0036】

さらなる例においては、フレーム間の重なっている部分だけでなく、現在のフレーム(k)、先行フレーム($k - 1$)、及び後続フレーム($k + 1$)の全体が使用され得る。これらのフレーム全体によって提供されるボリュームがより長いことにより、視野外放射能を含み得る散乱寄与の推定が可能になる。さらに他の例では、第2の先行フレーム($k - 2$)及び第2の後続フレーム($k + 2$)からのデータが、現在の画像フレーム(k)の再構成で使用され得る。

20

【0037】

いくつかの例において、撮像データがPETリストモードデータとして獲得される場合、再構成は、フレーム(k)、先行フレーム($k - 1$)、及び後続フレーム($k + 1$)からのリストモードデータを使用してフレーム(k)を再構成することを含むことができる。他の例において、PET撮像データがフレームの各々について異なる獲得時間を含む場合、再構成は、フレーム($k - 1$)、(k)、及び($k + 1$)のフレーム獲得時間がすべて同じではないことを補償するために、フレーム獲得時間の比を使用してフレーム(k)を再構成することを含むことができる。

30

【0038】

他の例において、フレームの各々は、他のフレームと無関係に再構成される。事例によつては、再構成は、完了するのに著しい時間を要し得る。これを補償するために、すべてのフレームの再構成がほぼ同じ時間に終わるように、「後の」フレーム(例えば現在のフレーム(n)から後続フレーム)は、「より早い」フレーム(例えば現在のフレーム(n)から先行フレーム)よりも高性能な再構成を受けることができる。

【0039】

106で、少なくとも1つの電子プロセッサ20が、順次獲得される各フレームに対してプロセス102、104を繰り返すようにプログラムされる。換言すると、すべての獲得されるフレームが再構成される。

【0040】

108で、少なくとも1つの電子プロセッサ20が、最終画像を生成するために動作中に獲得されるすべてのフレームについての画像を結合するようにプログラムされる。いくつかの例において、この結合することは、隣接するフレームについての画像を画像空間内で共につなぎ合わせることを含まない。最終画像は、表示装置24に表示される、及び/又はPACS28に保存され得る。

40

【0041】

図3及び図4は、獲得及び再構成動作102及び104の例を例示的に示す。図3は、現在のフレーム(k)32、先行フレーム($k - 1$)34、及び後続フレーム($k + 1$)36を描いている。図3に示すように、現在のフレーム32、及び先行フレーム34又は後続のフレーム36の一方の間に検出される消滅事象(LORの矢印によって描かれる)が発生し得る。フレーム32、34、36の各々は、対応する獲得時間 T_1 、 T_2 、及び

50

T_3 を有する。検出器ピクセル 16 は、第 1 の検出器アレイ 38、第 2 の検出器アレイ 40、及び第 3 の検出器アレイ 42 を含むことができる。第 1 の検出器アレイ 38 は、「左の」重なり領域に位置し、図 3 に示される事象 1 及び事象 2 など、 T_1 の継続時間にわたるリストモードデータ

【数 1 1】

$$P_2^1$$

10
を獲得する。同様に、第 2 の検出器アレイ 40 は、「中央に」位置し、事象 3 及び事象 4 など、 T_2 の継続時間にわたるリストモードデータ

【数 1 2】

$$P_2^2$$

20
を獲得する。第 3 の検出器アレイ 42 は、「右の」重なり領域に位置し、示される事象 5 及び事象 6 など、 T_3 のスキャン継続時間にわたるリストモードデータ

【数 1 3】

$$P_2^3$$

を獲得する。3 つのリストモードデータセットは、現在のフレーム 32 のリストモードデータセットを表す

【数 1 4】

$$P_2 = P_2^1 \cup P_2^2 \cup P_2^3$$

として結合される。

【0 0 4 2】

いくつかの実施形態において、結合データセット P_2 は、画像を再構成するために使用される。リストモードデータセット P_2 内のすべての事象について、一連の補正因子（例えば、減衰、散乱、偶発、検出器応答等）に沿って、感度行列が計算される。順投影及び逆投影は、異なる獲得時間 T_1 、 T_2 、及び T_3 に対する正規化と併せて、リストモードデータセット P_2 内のすべての事象について行われる。いくつかの例において、例えば、図 3 に示される事象 1 及び事象 6 など、隣の寝台位置まで延びる LOR における事象について、隣接する寝台領域における順投影レイトレーシングは、事前に再構成された画像を使用する。詳細には、事象 1 に関して、先行フレーム 34 は、より早い寝台位置を表し、事前に完全に再構成されており、よって利用可能である。事象 6（又は別の後続の事象）に関しては、後続のフレーム 36 が、それより後の隣の寝台位置を表し、まだ完全に再構成されていないが、様々な従来の寝台ごとの方法を使用して迅速に再構成され得る。そのような「迅速な再構成」は、順投影レイトレーシングのために後続のフレーム 36 内の放射能の適度な推定を提供する限り、非常に高い品質である、又は完全に収束している必要はない。現在のフレーム 32 の更新に対するこれらの後続の事象の影響は、特に飛行時間

再構成の場合には、比較的小さい。先行フレーム 3 4 及び後続のフレーム 3 6 両方の隣接領域の画像は更新されず、よって、逆投影中に先行フレーム 3 4 及び後続のフレーム 3 6 内でレイトレーシングを行う必要はない。換言すると、事象 1 及び事象 6 に関する逆投影レイトレーシングは、現在のフレーム 3 2 のみについて行われる。画像フレームは、一致する感度インデックスの逆投影で更新され得る。

【0043】

図 4 は、獲得及び再構成動作 102 及び 104 の別の例を示す。いくつかの実施形態において、次の寝台位置（すなわち、後続フレーム 3 6）で、重なった領域（すなわち、先行フレーム 3 4）の 2 度目の再構成を行う必要はない。実際、各寝台再構成は、図 4 に示すように、軸方向 F O V 全体の代わりに、軸方向 F O V の部分領域を再構成するだけよい。隣接する寝台位置に関する事象（図 4 の事象 3 及び事象 6 など）について、隣接する領域における順投影のレイトレーシングは、事前に完全に再構成された（k - 1）番目の寝台位置画像と、事前に迅速に再構成された（k + 1）番目の寝台位置画像とを使用する。逆投影のレイトレーシングは、現在の k 番目の寝台位置領域のみで行われ、隣接する各寝台位置領域では行われない。

10

【0044】

[実施例]

先に簡単に説明したように、開示される実施形態は、図 3 に示すように、「仮想スキャナ」を使用して、個々の寝台位置について同じ又は異なるスキャン時間 T のいずれかを用いる、主要な検出器アレイ及び重なり検出器アレイからの結合された獲得をモデル化する。

20

【0045】

まず、リストモード事象が寝台位置ごとに再グループ化され、次の隣接寝台位置はその獲得を終了しており、そのため、k 番目の寝台位置の新しいリストモードデータセット P_k は、式 3 で表され、

【数 15】

$$P_k = P_k^{k-1} \cup P_k^k \cup P_k^{k+1} \quad (\text{式 3})$$

30

ここで、下付きのインデックス k は、処理されている現在の寝台位置を表し、

【数 16】

$$P_k^{k-1}$$

は、（k - 1）番目の寝台位置から獲得された左の重なりの中の事象を表し、

【数 17】

40

$$P_k^{k+1}$$

は、（k + 1）番目の寝台位置から獲得された右の重なりの中の事象を表し、

【数 1 8】

$$P_k^k$$

は、k 番目の寝台位置自体から獲得された事象を表す。

【0 0 4 6】

一例としてOSEM再構成では、新しいリストモードデータセット P_k は、より小さいサブセット $P_{k,m}$ に分割される必要があり、ここで、下付きのインデックス m は m 番目 10 のサブセットを表す。

【数 1 9】

$$P_k^{k-1}$$

、
【数 2 0】

20

$$P_k^k$$

、及び

【数 2 1】

30

$$P_k^{k+1}$$

は、式 4 に示されるように、それぞれ

【数 2 2】

$$P_{k,m}^{k-1}$$

、
【数 2 3】

40

$$P_{k,m}^k$$

、及び

【数24】

$$P_{k,m}^{k+1}$$

に別個に分割される。

【数25】

$$P_{k,m} = P_{k,m}^{k-1} \cup P_{k,m}^k \cup P_{k,m}^{k+1}. \quad (\text{式4})$$

10

【0047】

k 番目の寝台位置についてのアルゴリズム（例えばリストモード O S E M）は、式5に表され、

【数26】

$$f_k^m[i] = f_k^{m-1}[i] \left\{ \begin{array}{l} (1 - \lambda) \\ \\ \\ \end{array} \right. + \frac{\lambda}{S[i]} \left(\begin{array}{l} \frac{T_{k-1}}{T_k} \sum_{e \in P_{k,m}^{k-1}} B_{jei}^{k-1} \frac{1}{\frac{T_{k-1}}{T_k} (\sum_{v=1}^V H_{jev}^{k-1} f_k^{m-1}[v]) + \sum_{u=1}^U H_{jeu}^{k-1} f_{k-1}^{const}[u] + SC_{je}^{k-1} + RND_{je}^{k-1}} \\ + \sum_{e \in P_{k,m}^k} B_{jei}^k \frac{1}{(\sum_{v=1}^V H_{jev}^k f_k^{m-1}[v]) + SC_{je}^k + RND_{je}^k} \\ + \frac{T_{k+1}}{T_k} \sum_{e \in P_{k,m}^{k+1}} B_{jei}^{k+1} \frac{1}{\frac{T_{k+1}}{T_k} (\sum_{v=1}^V H_{jev}^{k+1} f_k^{m-1}[v]) + \sum_{w=1}^W H_{jew}^{k+1} f_{k+1}^{const}[w] + SC_{je}^{k+1} + RND_{je}^{k+1}} \end{array} \right) \quad (\text{式5})$$

20

30

ここで、 $S[i]$ は、式6によって与えられる新しい仮想系のための感度行列である。

【数27】

$$S[i] = \frac{T_{k-1}}{T_k} \sum_{j \in P_{k,m}^{k-1}} B_{ji}^{k-1} \cdot 1 + \sum_{j \in P_{k,m}^k} B_{ji}^k \cdot 1 + \frac{T_{k+1}}{T_k} \sum_{j \in P_{k,m}^{k+1}} B_{ji}^{k+1} \cdot 1 \quad (\text{式6})$$

40

50

【 0 0 4 8 】

式 5 及び式 6 において、

【 数 2 8 】

$$f_k^m[i]$$

は、 m 番目のサブセットからの k 番目の寝台位置についての推定画像中の合計 V 個の要素のうち i 番目の要素の値である。

10

【 数 2 9 】

$$f_k^{m-1}[i]$$

は、1 つ前のサブセット $m - 1$ にある 1 つ前の推定である。 は、収束及びノイズを制御するための 0 ~ 1 の間の緩和係数である。 T_k は、 k 番目の寝台位置の獲得時間を表す。 e は事象を表し、 j_e は事象 e に対応する L O R を表す。

20

【 数 3 0 】

$$H_{j_e i}^{k-1}$$

、
【 数 3 1 】

$$H_{j_e i}^k$$

30

、 及び

【 数 3 2 】

$$H_{j_e i}^{k+1}$$

は、それぞれ ($k - 1$) 番目、 k 番目、及び ($k + 1$) 番目の寝台位置 (例えば順投影) についての、検出器アレイ # 1、# 2、及び # 3 を使用したデータ獲得をモデル化するシステム行列である。 同様に、

40

【 数 3 3 】

$$B_{j_e i}^{k-1}$$

、

【数34】

$$B_{j_e i}^k$$

、及び

【数35】

$$B_{j_e i}^{k+1}$$

10

は、それぞれ ($k - 1$) 番目、 k 番目、及び ($k + 1$) 番目の寝台位置についての逆投影である。レイトレーシングに関する減衰及び飛行時間 (T O F) 、検出器ジオメトリ応答、水晶効率、不感時間損失、崩壊等を含む、様々な物理学因子がモデル化され得る。散乱及び偶発は、別個にモデル化することができ、そのためシステム行列 H に含まれない。同様に、

【数36】

20

$$B_{j_e i}^{k-1}$$

、
【数37】

$$B_{j_e i}^k$$

30

、及び

【数38】

$$B_{j_e i}^{k+1}$$

40

は、それぞれ ($k - 1$) 番目、 k 番目、及び ($k + 1$) 番目の寝台位置についての逆投影である。実践では、逆投影は順投影の正確な転置である必要はない。例えば、点広がり関数 (P S F) を順投影 H ではモデル化するが、逆投影 B ではモデル化しないことが許容可能である。別の例として、水晶効率を順投影 H ではモデル化するが、逆投影 B ではモデル化しないことも許容可能である。感度行列の計算で使用される逆投影と再構成における逆投影とは、互いと一致すべきである。

【数39】

$$SC_{j_e}^{k-1}$$

50

、
【数40】

$$SC_{je}^k$$

、及び
【数41】

$$SC_{je}^{k+1}$$

は、それぞれ個々のサブセット
【数42】

$$P_{k,m}^{k-1}$$

10

20

30

、
【数43】

$$P_{k,m}^k$$

、及び
【数44】

$$P_{k,m}^{k+1}$$

に一致する j_e のピンで検出されることが予想される散乱の絶対量（単なる確率ではない）を表し、混合されていない。同様に、

【数45】

$$RND_{je}^{k-1}$$

40

【数46】

$$RND_{je}^k$$

、及び

【数47】

$$RND_{je}^{k+1}$$

10

は、それぞれ個々のサブセット

【数48】

$$P_{k,m}^{k-1}$$

20

、

【数49】

$$P_{k,m}^k$$

、及び

【数50】

30

$$P_{k,m}^{k+1}$$

に一致する j_e のビンで検出されることが予想される偶発の絶対量（単なる確率ではない）を表し、混合されていない。散乱及び偶発の推定を事前計算するには様々な方法が使用され得る。例えば、モンテカルロに基づく单一散乱シミュレーション法を使用して散乱を推定することができ、遅延ウィンドウの獲得を使用して偶発を推定することができる。

【0049】

隣接する寝台位置に関する事象（事象1及び事象6など）に関して、数式5の中の対応する成分

40

【数51】

$$\sum_{u=1}^U H_{j_e u}^{k-1} f_{k-1}^{const}[u]$$

及び

【数52】

$$\sum_{w=1}^W H_{j_e w}^{k+1} f_{k+1}^{const}[w]$$

に注目されたい。ここで、加算インデックス v 及び w は、中央フレーム k との交差を有さない隣のフレーム $k - 1$ 及び $k + 1$ 内の総ボクセル要素量 U 及び W を有する対応する領域にわたっている。隣接する領域における順投影のレイトレーシングは、

【数53】

10

$$f_{k-1}^{const}$$

と称される事前に完全に再構成された ($k - 1$) 番目の寝台位置画像と、事前に迅速に再構成された ($k + 1$) 番目の寝台位置画像

【数54】

$$f_{k+1}^{const}$$

20

とを使用する。逆投影のレイトレーシングは、現在の k 番目の寝台位置領域のみで行われ、隣接する各寝台位置領域では行われない。迅速に再構成された ($k + 1$) 番目の寝台位置画像

【数55】

$$f_{k+1}^{const}$$

30

は、 k 番目の寝台位置の再構成を支援する目的のみを果たす。($k + 1$) 番目の寝台位置の最終画像は、($k + 1$) 番目の寝台位置の完全な再構成から得られる。

【0050】

k 番目の寝台位置の完全な再構成は事前に迅速に再構成された ($k + 1$) 番目の寝台位置画像を必要とするので、 k 番目の寝台の完全な再構成は、($k + 1$) 番目の寝台位置データが利用可能になるまで待たなければならない。

【0051】

感度行列 $S[i]$ の計算において、3つの加算項における「すべての可能な LOR について j 」は、データセット

【数56】

40

$$P_k^{k-1}$$

、

【数 5 7】

 P_k^k

、及び

【数 5 8】

 P_k^{k+1}

10

の獲得のために、検出器アレイ # 1、# 2、及び # 3 によってそれぞれかつ別個に形成され得るすべての可能かつ有効な L O R にわたるループを意味する。

【0 0 5 2】

他の反復的なアルゴリズム（例えば、Row Action Maximum Likelihood アルゴリズム）が、本開示における仮想スキャナの基本的概念に従って同様に導出され得る。例えば、仮想スキャナのアルゴリズムを使用して画像を再構成することができる。例えば、感度行列は、式 6 に従って計算される。画像の初期推定（すなわち、均一な画像）が選択され、設定される。サブセットの処理中に、サブセットデータ

20

【数 5 9】

 $P_{k,m}^{k-1}$

、

【数 6 0】

30

 $P_{k,m}^k$

、及び

【数 6 1】

 $P_{k,m}^{k+1}$

40

ごとに、以下の動作は別個である。すなわち、各事象について順投影を行って真の成分を推定する。拡大された隣接領域におけるレイトレーシングは、事前に再構成された放射能分布を使用し、それぞれ獲得時間、

【数62】

$$\frac{T_{k-1}}{T_k}$$

、1、及び

【数63】

10

$$\frac{T_{k+1}}{T_k}$$

による真の投影を正規化し、対応する散乱及び偶発成分を加算して総投影事象を得、総投影事象に対する1の比を取り、その比を画像の現在のフレームのみに対して逆投影する。

これらの値を、

【数64】

20

$$P_{k,m}^{k-1}$$

、
【数65】

$$P_{k,m}^k$$

30

、及び

【数66】

$$P_{k,m}^{k+1}$$

部分から加算して、加算された逆投影画像を得る。加算された逆投影画像は、更新画像を得るために正規化のために感度行列で除算される。

40

が1に等しい場合、1つ前の推定

【数67】

$$f_k^{m-1}$$

に更新画像を乗算して新しい推定

【数 6 8】

$$f_k^m$$

を得る。 が 1 未満である場合、 の重みに基づいて新しい推定が計算される。これらの動作は、すべての M 個のサブセットに対して繰り返され、これが 1 回の反復を形成する。これらの動作は、停止基準が満たされるまで追加的な反復について繰り返される。

【0 0 5 3】

10

上記の動作は 1 つの寝台位置に対するものである。このプロセスは、すべての画像を生成するためにすべての寝台位置について繰り返される。出力画像の量は、個々の獲得時間 T_k に対応している。 T_k が寝台ごと異なる場合、出力画像は、つなぎ合わせて単一の全身画像にする前に T_k に基づいて正規化される必要がある。

【0 0 5 4】

20

(k - 1) 番目の寝台位置の右の重なった領域及び k 番目の寝台位置の左の重なった領域は、実際には同じ領域であり、同じ結合リストモード事象データを共有するので、2 つの連続した寝台位置の再構成と再構成との間の重なった領域における出力画像は、理論的には同じであるか又は非常に類似する。したがって、次の寝台位置で、重なった領域の 2 度目の再構成を行う必要はない。実際、各寝台再構成は、図 4 に示すように、軸方向 F O V 全体の代わりに、軸方向 F O V の部分領域を再構成するだけでよい。この場合、式 (5) 及び (6) の k - 1 に対応する項がなくなり、式は式 7 及び式 8 として表される。

【数 6 9】

$$f_k^m[i]$$

$$= f_k^{m-1}[i] \left\{ \begin{array}{l} (1 - \lambda) \\ \\ + \frac{\lambda}{S[i]} \left(\frac{\sum_{e \in P_{k,m}^k} B_{jei}^k \frac{1}{(\sum_{v=1}^V H_{jev}^k f_k^{m-1}[v]) + SC_{je}^k + RND_{je}^k} + 1}{\frac{T_{k+1}}{T_k} \sum_{e \in P_{k,m}^{k+1}} B_{jei}^{k+1} \frac{T_{k+1}}{T_k} \frac{1}{(\sum_{v=1}^V H_{jev}^{k+1} f_k^{m-1}[v]) + \sum_{w=1}^W H_{jew}^{k+1} f_{k+1}^{const}[w] + SC_{je}^{k+1} + RND_{je}^{k+1}}} \right) \end{array} \right\}$$

(式 7)

30

【数 7 0】

$$S[i] = \sum_{j \in P_{k,m}^k \text{ についてすべての可能な LOR}} B_{ji}^k \cdot 1 + \frac{T_{k+1}}{T_k} \sum_{j \in P_{k,m}^{k+1} \text{ についてすべての可能な LOR}} B_{ji}^{k+1} \cdot 1$$

(式 8)

40

【0 0 5 5】

50

ここでも、隣接する寝台位置に関する事象 (図 4 の事象 3 及び事象 6 など) について、隣接する領域における順投影のレイトレーシングは、事前に完全に再構成された (k -

1) 番目の寝台位置画像と、事前に迅速に再構成された($k+1$)番目の寝台位置画像とを使用する。逆投影のレイトレーシングは、現在の k 番目の寝台位置領域のみで行われ、隣接する各寝台位置領域では行われない。

【0056】

本開示について好ましい実施形態を参照して説明した。前述の詳細な説明を読み、理解すれば、修正形態及び改変形態が他の者に着想されよう。本発明は、添付の特許請求の範囲及びその均等物に該当する限り、すべてのそのような修正形態及び改変形態を含むものと解釈されることが意図される。

【図1】

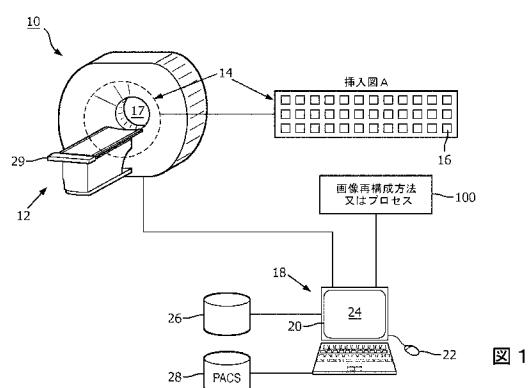


図1

【図2】

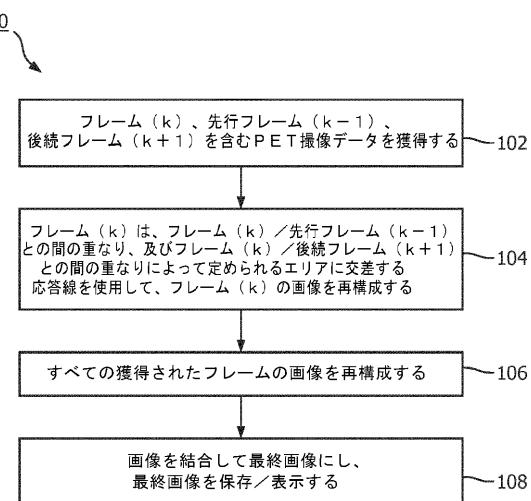
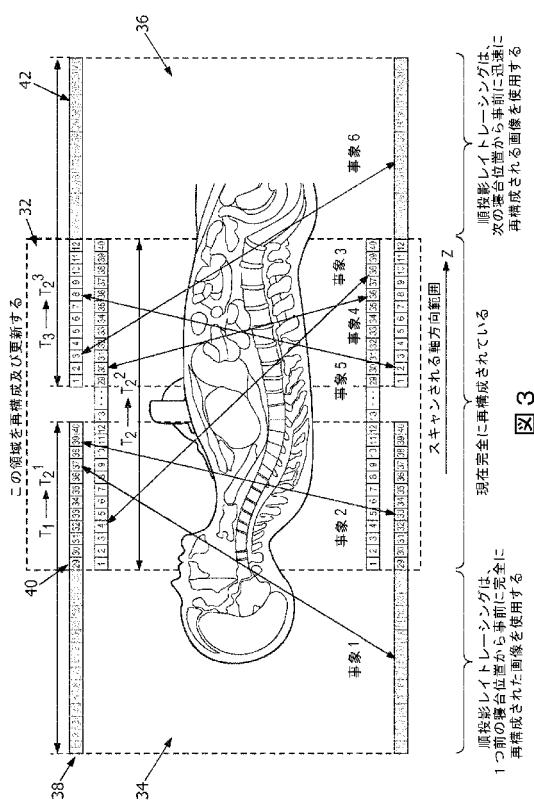


図2

【図 3】



【図 4】

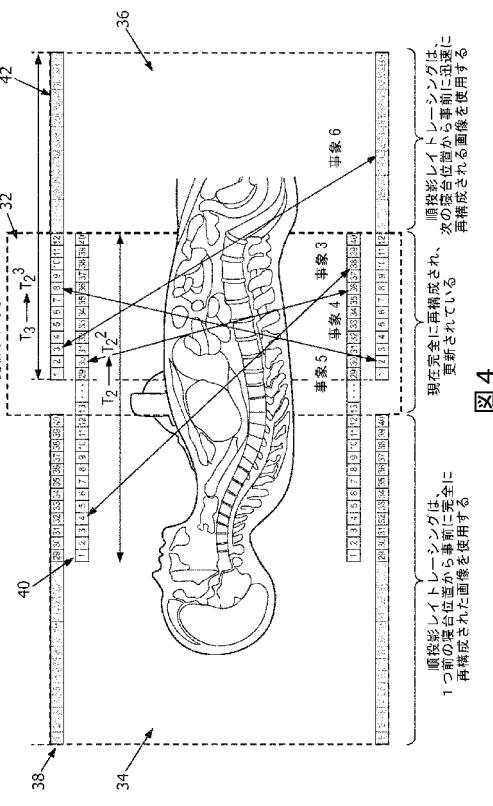


図 4

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2018/078663

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G06T11/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, COMPENDEX, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2016/063741 A1 (YE HONGWEI [US] ET AL) 3 March 2016 (2016-03-03) abstract figure 10 figure 4 paragraph [0051] - paragraph [0056] paragraph [0073] - paragraph [0091] ----- US 2017/103551 A1 (SUN ZHIPENG [CN] ET AL) 13 April 2017 (2017-04-13) abstract figures 1,3,4,8 paragraph [0024] paragraph [0141] - paragraph [0144] ----- -/-	1-21
X		1

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

Date of mailing of the international search report

24 January 2019

25/02/2019

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Leclercq, Philippe

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2018/078663

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2017/084025 A1 (LYU YANG [CN]) 23 March 2017 (2017-03-23) abstract figures 1,6,11 paragraph [0063] - paragraph [0067] paragraph [0092] - paragraph [0099] ----- US 2006/081784 A1 (ROSS STEVEN G [US] ET AL) 20 April 2006 (2006-04-20) abstract figures 1,3,5B,6A-6D paragraph [0021] - paragraph [0026] ----- US 2017/061629 A1 (ZHU WENTAO [US] ET AL) 2 March 2017 (2017-03-02) the whole document -----	1
X		1
A		1-21
1		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/078663

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
US 2016063741	A1	03-03-2016	JP US	2016050932 A 2016063741 A1		11-04-2016 03-03-2016
US 2017103551	A1	13-04-2017	CN US	105389788 A 2017103551 A1		09-03-2016 13-04-2017
US 2017084025	A1	23-03-2017	EP US US WO	3234910 A1 2017084025 A1 2018357764 A1 2017050181 A1		25-10-2017 23-03-2017 13-12-2018 30-03-2017
US 2006081784	A1	20-04-2006	NONE			
US 2017061629	A1	02-03-2017	EP US US WO	3226766 A1 2017061629 A1 2018374205 A1 2017032297 A1		11-10-2017 02-03-2017 27-12-2018 02-03-2017

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,R0,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT

(72)発明者 アンドレーエフ アンドリー

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 5

(72)発明者 バイ チュアンヨン

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 5

(72)発明者 イエ ジンハン

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 5

(72)発明者 タン チー フア

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 5

(72)発明者 チャン ピン

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 5

(72)発明者 ウー シャンユー

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 5

(72)発明者 ダイ チャンホン

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 5

(72)発明者 グオ ティアンルイ

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 5

(72)発明者 フー チーチャン

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 5

F ターム(参考) 4C188 EE02 FF07 JJ02 JJ25 KK21 KK31