

(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2005-535884

(P2005-535884A)

(43) 公表日 平成17年11月24日(2005.11.24)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
GO 1 T 1/161	GO 1 T 1/161	2 GO 8 8
GO 1 T 1/20	GO 1 T 1/161	
	GO 1 T 1/20	
	GO 1 T 1/20	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

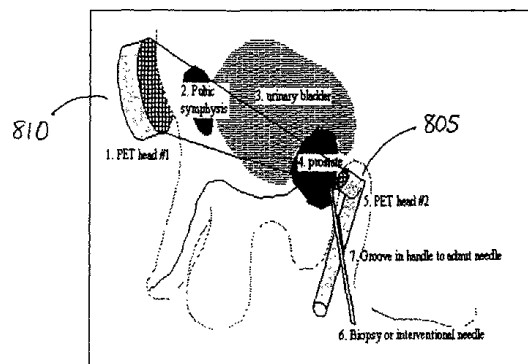
(21) 出願番号	特願2004-527937 (P2004-527937)	(71) 出願人	505052054
(86) (22) 出願日	平成15年8月11日 (2003. 8. 11)		ナヴィスカン ペット システムズ, イン
(85) 翻訳文提出日	平成17年3月22日 (2005. 3. 22)		コーポレーテッド
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/024952		アメリカ合衆国 20855 メリーラン
(87) 国際公開番号	W02004/015448		ド州, ロックヴィル, スタンディッシュ
(87) 国際公開日	平成16年2月19日 (2004. 2. 19)		プレイス 7617
(31) 優先権主張番号	60/402, 535	(74) 代理人	100091096
(32) 優先日	平成14年8月12日 (2002. 8. 12)		弁理士 平木 祐輔
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100105463
			弁理士 関谷 三男
		(74) 代理人	100102576
			弁理士 渡辺 敏章
		(74) 代理人	100108394
			弁理士 今村 健一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 特定ミッション向け陽電子放出断層撮影

(57) 【要約】

使い捨て可能な検出ヘッドを備えたハンドヘルドガンマカメラまたはPETシステムが提供される。このシステムには、光ファイバもしくは光ファイバ束がシンチレータもしくはシンチレータアレイに結合され、光ファイバもしくは光ファイバ束の他端が、光電子増倍管など、光に感応するカメラに結合される、ガンマカメラまたはPETスキャナの構成が含まれる。当該システムには、さらに、光に感応するカメラを損傷することなく検出器を廃棄もしくは滅菌できるように、この光に感応するカメラから、またはシンチレータもしくはシンチレータアレイから、1つもしくは複数の光ファイバを迅速に着脱させるためのメカニズムを含めることができる。また、画像再構築および画像シミュレーションのための方法も提供される。当該方法には、画像再構築を目的とした遷移行列の構築に、ガウス求積法のパラメータを使用した決定論的抽出を適用することが含まれる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体の一部に関する画像データを得るための陽電子放出断層撮影 (PET) スキャナシステムであって、第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとが含まれており、前記第1検出ヘッドが、光に感応するカメラ、もしくは光に感応するカメラのアレイと、少なくとも1つのシンチレータと、前記少なくとも1つのシンチレータに結合された複数の光ファイバと、前記光に感応するカメラ、もしくはカメラのアレイ、または前記少なくとも1つのシンチレータに対して前記光ファイバを迅速に着脱させるように構成されたメカニズムとを含んでおり、前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応する材料を含んでおり、前記第1検出ヘッドによって検出された信号と、前記第2検出ヘッドによって検出された信号との間に、コインシデンスゲートが適用されるシステム。

10

【請求項 2】

前記第1検出ヘッドが、身体の腔内に位置決めされるように構成されており、前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部の外側に位置決めされるように構成されている、請求項1に記載のスキャナシステム。

【請求項 3】

前記システムが、画像再構築を目的とした遷移行列の構築にモンテカルロ法を適用するように構成されている、請求項2に記載のスキャナシステム。

20

【請求項 4】

少なくとも1つの位置センサをさらに含んでおり、前記少なくとも1つの位置センサが、前記第1検出ヘッドの場所および/または前記第2検出ヘッドの場所を決定するように構成されている、請求項3に記載のスキャナシステム。

【請求項 5】

少なくとも1つの位置エンコーダをさらに含んでおり、前記少なくとも1つの位置エンコーダが、前記第1検出ヘッドの場所および/または前記第2検出ヘッドの場所を決定するように構成されている、請求項3に記載のスキャナシステム。

【請求項 6】

前記少なくとも1つのシンチレータが、複数のシンチレーティング結晶の小型アレイを含んでおり、各結晶が、長さ、幅、および奥行きを有しており、各結晶の長さ、幅、および奥行きそれぞれが約10ミリメートル未満である、請求項1に記載のスキャナシステム。

30

【請求項 7】

前記複数のシンチレーティング結晶の小型アレイが体積を有しており、前記体積が、前記アレイ中の結晶の数と、各結晶の長さ、幅と、奥行きとの積に等しく、前記体積が約2.0立方センチメートル未満である、請求項6に記載のスキャナシステム。

【請求項 8】

前記スキャナシステムが、画像再構築を目的とした遷移行列の構築に、ガウス求積法のパラメータを使用する決定論的抽出を適用するように構成されている、請求項1に記載のスキャナシステム。

40

【請求項 9】

前記スキャナシステムが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応する医用撮像システムをシミュレートすることを目的とした輸送計算の実施に、ガウス求積法のパラメータを使用する決定論的抽出を適用するように構成されている、請求項1に記載のスキャナシステム。

【請求項 10】

前記ガウス求積法のパラメータが、ガウス-エルミートの重み w_j および横座標 q_j である、請求項8または9に記載のスキャナシステム。

【請求項 11】

50

前記身体の一部が、乳房、前立腺、卵巣、および肝臓から成る群のうちの1つを含む、請求項1または2に記載のスキナシステム。

【請求項 1 2】

前記身体の一部が骨を含む、請求項1または2に記載のスキナシステム。

【請求項 1 3】

身体の一部に関する画像データを得るためのコインシデンス式ガンマカメラシステムであって、第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとが含まれており、前記第1検出ヘッドが、ガンマカメラ、もしくはガンマカメラのアレイと、少なくとも1つのシンチレータと、

前記少なくとも1つのシンチレータに結合された複数の光ファイバと、

10

前記ガンマカメラ、もしくはガンマカメラのアレイ、または前記少なくとも1つのシンチレータに対して前記光ファイバを迅速に着脱させるように構成されたメカニズムとを含んでおり、

前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出されるガンマ線に感応する材料を含んでおり、

前記第1検出ヘッドによって検出された信号と、前記第2検出ヘッドによって検出された信号との間に、コインシデンスゲートが適用されるシステム。

【請求項 1 4】

前記第1検出ヘッドが、身体の腔内に位置決めされるように構成されており、前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部の外側に位置決めされるように構成されている、請求項13に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

20

【請求項 1 5】

前記システムが、画像再構築もしくは画像形成の支援にモンテカルロ法を適用するように構成されている、請求項14に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

【請求項 1 6】

少なくとも1つの位置センサをさらに含んでおり、前記少なくとも1つの位置センサが、前記第1検出ヘッドの場所および/または前記第2検出ヘッドの場所を決定するように構成されている、請求項15に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

【請求項 1 7】

少なくとも1つの位置エンコーダをさらに含んでおり、前記少なくとも1つの位置エンコーダが、前記第1検出ヘッドの場所および/または前記第2検出ヘッドの場所を決定するように構成されている、請求項15に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

30

【請求項 1 8】

前記少なくとも1つのシンチレータが、複数のシンチレーティング結晶の小型アレイを含んでおり、各結晶が、長さ、幅、および奥行きを有しており、各結晶の長さ、幅、および奥行きそれぞれが約10ミリメートル未満である、請求項13に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

【請求項 1 9】

前記複数のシンチレーティング結晶の小型アレイが体積を有しており、前記体積が、前記アレイ中の結晶の数と、各結晶の長さ、幅と、奥行きとの積に等しく、前記体積が約2.0立方センチメートル未満である、請求項18に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

40

【請求項 2 0】

前記システムが、画像再構築もしくは画像形成の支援に、ガウス求積法のパラメータを使用する決定論的抽出を適用するように構成されている、請求項13に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

【請求項 2 1】

前記システムが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応する医用撮像システムをシミュレートすることを目的とした輸送計算の実施に、ガウス求積法のパラメータを使用する決定論的抽出を適用するように構成されている、請求項13に記載のコインシデンス

50

ス式ガンマカメラシステム。

【請求項 2 2】

前記ガウス求積法のパラメータが、ガウス-エルミートの重み w_j および横座標 q_j である、請求項20または21に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

【請求項 2 3】

前記身体の一部が、乳房、前立腺、卵巣、および肝臓から成る群のうちの1つを含む、請求項13または14に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

【請求項 2 4】

前記身体の一部が骨を含む、請求項13または14に記載のコインシデンス式ガンマカメラシステム。

【請求項 2 5】

身体の一部に関する画像データを得るための装置であって、第1検出手段と第2検出手段とを含んでおり、前記第1検出手段が、

画像データを記録するための、光に感応するカメラ手段、もしくは光に感応するカメラ手段のアレイと、

少なくとも1つのシンチレータ手段と、

前記少なくとも1つのシンチレータに結合された複数の光ファイバ手段と、

前記光に感応するカメラ手段、もしくはカメラ手段のアレイ、または前記少なくとも1つのシンチレータ手段に対して前記光ファイバを迅速に着脱させる切り離し手段とを含んでおり、

前記第2検出手段が、前記身体の一部によって放出される放射線に感応する材料を含む装置。

【請求項 2 6】

前記第1検出手段が、身体の腔内に位置決めされるように構成されており、前記第2検出手段が、前記身体の一部の外側に位置決めされるように構成されており、前記第1検出手段によって検出された信号と、前記第2検出手段によって検出された信号との間に、コインシデントゲートが適用される、請求項25に記載の装置。

【請求項 2 7】

前記装置が、画像再構築を目的とした遷移行列の構築にモンテカルロ法を適用するように構成されている、請求項26に記載の装置。

【請求項 2 8】

前記第1検出手段の場所および/または前記第2検出手段の場所を決定する、少なくとも1つの位置感知手段をさらに含む、請求項27に記載の装置。

【請求項 2 9】

前記第1検出手段の場所および/または前記第2検出手段の場所を決定する、少なくとも1つの位置エンコーディング手段をさらに含む、請求項27に記載の装置。

【請求項 3 0】

前記少なくとも1つのシンチレータ手段が、複数のシンチレーティング結晶の小型アレイを含んでおり、各結晶が、長さ、幅、および奥行きを有しており、各結晶の長さ、幅、および奥行きそれぞれが約10ミリメートル未満である、請求項25に記載の装置。

【請求項 3 1】

前記複数のシンチレーティング結晶の小型アレイが体積を有しており、前記体積が、前記アレイ中の結晶の数と、各結晶の長さ、幅と、奥行きとの積に等しく、前記体積が約2.0立方センチメートル未満である、請求項30に記載の装置。

【請求項 3 2】

前記装置が、画像再構築を目的とした遷移行列の構築に、ガウス求積法のパラメータを使用する決定論的抽出を適用するように構成されている、請求項25に記載の装置。

【請求項 3 3】

前記装置が、前記身体の一部によって放出される放射線に感応する医用撮像システムをシミュレートすることを目的とした輸送計算の実施に、ガウス求積法のパラメータを使用

10

20

30

40

50

する決定論的抽出を適用するように構成されている、請求項25に記載の装置。

【請求項34】

前記ガウス求積法のパラメータが、ガウス-エルミートの重み w_j および横座標 q_j である、請求項32または33に記載の装置。

【請求項35】

前記身体の一部が、乳房、前立腺、卵巣、および肝臓から成る群のうちの1つを含む、請求項25または26に記載の装置。

【請求項36】

前記身体の一部が骨を含む、請求項25または26に記載の装置。

【請求項37】

身体の一部の病変を検出または描出するために、少なくとも第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとを有する陽電子放出断層撮影(PET)走査システムを使用して画像データを再構築する方法であって、前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応し、前記方法が、

前記第1検出ヘッドを身体の腔内に位置決めするステップと、

前記第2検出ヘッドを前記身体の一部の外側に位置決めするステップと、

コインシデンスゲートを使用して、前記身体の一部によって放出される放射線から前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドによって得られるデータを記録するステップと、

前記記録されたデータを使用する画像再構築もしくは画像形成の支援に、ガウス求積法のパラメータを使用する決定論的抽出を適用するステップとを含む方法。

【請求項38】

前記第1検出ヘッドが、複数の光学的光ファイバに結合されており、前記複数の光学的光ファイバが、前記第1検出ヘッドから着脱可能であるように構成されている、請求項37に記載の方法。

【請求項39】

遷移行列の構築に使用される前記ガウス求積法のパラメータが、ガウス-エルミートの重み w_j および横座標 q_j である、請求項37に記載の方法。

【請求項40】

身体の一部の切断のための境界線を選択するために、少なくとも第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとを有する陽電子放出断層撮影(PET)走査システムを使用して画像データを再構築する方法であって、前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応し、前記方法が、

前記第1検出ヘッドを身体の腔内に位置決めするステップと、

前記第2検出ヘッドを前記身体の一部の外側に位置決めするステップと、

コインシデンスゲートを使用して、前記身体の一部によって放出される放射線から前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドによって得られるデータを記録するステップと、

前記記録されたデータを使用する画像再構築もしくは画像形成の支援に、ガウス求積法のパラメータを使用する決定論的抽出を適用するステップとを含む方法。

【請求項41】

前記第1検出ヘッドが、複数の光学的光ファイバに結合されており、前記複数の光学的光ファイバが、前記第1検出ヘッドから着脱可能であるように構成されている、請求項40に記載の方法。

【請求項42】

遷移行列の構築に使用される前記ガウス求積法のパラメータが、ガウス-エルミートの重み w_j および横座標 q_j である、請求項40に記載の方法。

【請求項43】

身体の一部の内視鏡的生検を実施するために、少なくとも第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとを有する陽電子放出断層撮影(PET)走査システムを使用して画像データを再構築する方法であって、前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応し、前記方法が、

10

20

30

40

50

前記第1検出ヘッドを身体の腔内に位置決めするステップと、

前記第2検出ヘッドを前記身体の一部の外側に位置決めするステップと、

コインシデンスゲートを使用して、前記身体の一部によって放出される放射線から前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドによって得られるデータを記録するステップと、

前記記録されたデータを使用する画像再構築もしくは画像形成の支援に、ガウス求積法のパラメータを使用する決定論的抽出を適用するステップとを含む方法。

【請求項44】

前記第1検出ヘッドが、複数の光学的光ファイバに結合されており、前記複数の光学的光ファイバが、前記第1検出ヘッドから着脱可能であるように構成されている、請求項43に記載の方法。

10

【請求項45】

遷移行列の構築に使用される前記ガウス求積法のパラメータが、ガウス-エルミートの重み w_j および横座標 q_j である、請求項43に記載の方法。

【請求項46】

身体の一部の病変を検出または描出するために、少なくとも第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとを有する陽電子放出断層撮影(PET)走査システムを使用して画像データを再構築する方法であって、前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応し、前記方法が、

前記第1検出ヘッドを身体の腔内に位置決めするステップと、

前記第2検出ヘッドを前記身体の一部の外側に位置決めするステップと、

20

コインシデンスゲートを使用して、前記身体の一部によって放出される放射線から前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドによって得られるデータを記録するステップと、

前記記録されたデータを使用する画像再構築もしくは画像形成の支援にモンテカルロ方法を適用するステップとを含む方法。

【請求項47】

前記第1検出ヘッドが、複数の光学的光ファイバに結合されており、前記複数の光学的光ファイバが、前記第1検出ヘッドから着脱可能であるように構成されている、請求項46に記載の方法。

【請求項48】

身体の一部の切断のための境界線を選択するために、少なくとも第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとを有する陽電子放出断層撮影(PET)走査システムを使用して画像データを再構築する方法であって、前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応し、前記方法が、

30

前記第1検出ヘッドを身体の腔内に位置決めするステップと、

前記第2検出ヘッドを前記身体の一部の外側に位置決めするステップと、

コインシデンスゲートを使用して、前記身体の一部によって放出される放射線から前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドによって得られるデータを記録するステップと、

前記記録されたデータを使用する画像再構築もしくは画像形成の支援にモンテカルロ方法を適用するステップとを含む方法。

【請求項49】

40

前記第1検出ヘッドが、複数の光学的光ファイバに結合されており、前記複数の光学的光ファイバが、前記第1検出ヘッドから着脱可能であるように構成されている、請求項48に記載の方法。

【請求項50】

身体の一部の内視鏡的生検を実施するために、少なくとも第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとを有する陽電子放出断層撮影(PET)走査システムを使用して画像データを再構築する方法であって、前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応し、前記方法が、

前記第1検出ヘッドを身体の腔内に位置決めするステップと、

前記第2検出ヘッドを前記身体の一部の外側に位置決めするステップと、

50

コインシデンスゲートを使用して、前記身体の一部によって放出される放射線から前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドによって得られるデータを記録するステップと、

前記記録されたデータを使用する画像再構築もしくは画像形成の支援にモンテカルロ方法を適用するステップとを含む方法。

【請求項51】

前記第1検出ヘッドが、複数の光学的光ファイバに結合されており、前記複数の光学的光ファイバが、前記第1検出ヘッドから着脱可能であるように構成されている、請求項50に記載の方法。

【請求項52】

身体の一部にある病的細胞を除去し、または殺すための境界線を選択するために、少なくとも第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとを有する陽電子放出断層撮影(PET)走査システムを使用して画像データを再構築する方法であって、前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応し、前記方法が、

a)前記第1検出ヘッドを身体の腔内に位置決めするステップと、

b)前記第2検出ヘッドを前記身体の一部の外側に位置決めするステップと、

c)コインシデンスゲートを使用して、前記身体の一部によって放出される放射線から前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドによって得られるデータを記録するステップと

d)前記記録されたデータを使用する画像再構築もしくは画像形成の支援にモンテカルロ方法を適用するステップと、

e)前記再構築もしくは形成された画像を使用して、病的細胞を検出するステップと、

f)前記再構築もしくは形成された画像に基づいて、前記身体の一部から組織を除去するステップと、

g)ステップa、b、c、d、e、fを繰り返して、前記身体の一部に残っている、生存する病的細胞の量を最小限に抑えるステップとを含む方法。

【請求項53】

前記第1検出ヘッドが、複数の光学的光ファイバに結合されており、前記複数の光学的光ファイバが、前記第1検出ヘッドから着脱可能であるように構成されている、請求項52に記載の方法。

【請求項54】

身体の一部にある病的細胞を除去し、または殺すための境界線を選択するために、少なくとも第1検出ヘッドと第2検出ヘッドとを有する陽電子放出断層撮影(PET)走査システムを使用して画像データを再構築する方法であって、前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドが、前記身体の一部によって放出される放射線に感応し、前記方法が、

a)前記第1検出ヘッドを身体の腔内に位置決めするステップと、

b)前記第2検出ヘッドを前記身体の一部の外側に位置決めするステップと、

c)コインシデンスゲートを使用して、前記身体の一部によって放出される放射線から前記第1検出ヘッドおよび前記第2検出ヘッドによって得られるデータを記録するステップと

d)前記記録されたデータを使用する画像再構築もしくは画像形成の支援に、ガウス求積法のパラメータを使用する決定論的抽出を適用するステップと、

e)前記再構築もしくは形成された画像を使用して、病的細胞を検出するステップと、

f)前記再構築もしくは形成された画像に基づいて、前記身体の一部から組織を除去するステップと、

g)ステップa、b、c、d、e、fを繰り返して、前記身体の一部に残っている、生存する病的細胞の量を最小限に抑えるステップとを含む方法。

【請求項55】

前記第1検出ヘッドが、複数の光学的光ファイバに結合されており、前記複数の光学的光ファイバが、前記第1検出ヘッドから着脱可能であるように構成されている、請求項54に記載の方法。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本願は、米国特許法(35USC)119条(e)に基づき、「Mission Specific PET」と題された2002年8月12日出願の米国特許仮出願第60/402,535号に対する優先権を請求するものであり、当該仮出願の内容を参照により本願に援用する。

【0002】

本発明は、癌病変部を検出かつ描出する装置および方法に関し、より詳細には、ガンマ線または他の放射線を使用して画像データを得る、効果的かつ手頃な価格で癌病変部を早期検出するための装置および方法に関する。 10

【背景技術】

【0003】

内科的治療がより生化学に特化したものになるにつれて、医学研究者および医者は、新規治療法を發展させ、これら新規治療法による処置を誘導するために、分子の画像化に頼るようになってきた。陽電子放出断層撮影(「PET:positron emission tomography」)は、きわめて少量の生化学関連分子プローブに対して高感度であることから、典型的な分子撮像デバイスである。そのような少量(例えば、トレーサ量)によって、酵素の運動速度を実質的に変化させずに、生化学的プロセスを監視することが可能である。

【0004】

全身PETによる早期の原発性癌の検出は、転移活性の検出ほどには成功していない。この性能の差は、機器的な限界、ならびに転移と比べた原発性癌間の生物学的相違によるものとされている。一般に、治療および制御の見込みが大幅に増大するので、原発性癌を小さいときに検出することが好ましい。PETデバイスの分解能には限界があるので、サイズの小さい早期癌は、病変検出能を低下させ、事実上それが、病変対バックグラウンドのコントラストを低下させる。PETの分野では、病変対バックグラウンドのコントラストの低下は、リカバリ係数を用いて定量的に測定することができる。この効果は、Dr.Lee Adlerによってファントム試験および臨床試験で広範に調査された。例えば、「Simultaneous Recovery of Size and Radioactivity Concentration of Small Spheroids with PET Data」、C.Chen、L.Adlerら、J.Nucl.Med.40(1)、1999、118~130ページ、および、「A Non-Linear Spatially Variant Object-Dependent System Model for Prediction and Correction of Partial Volume Effect in PET」、C.Chen、L.Adlerら、IEEE Trans.Med.Imag.17: 214~227、1998を参照されたい。 20 30

【0005】

Cherryらの米国特許出願第09/737,119号、公開第20010040219号は、LS0もしくは光当量(light-equivalent)シンチレーティング結晶のアレイを含む少なくとも2つの検出プレートと、シンチレータアレイと光電子増倍管との間の光導波路の働きをする光ファイバ束とを使用する、癌用、特に乳癌用の専用PETスキャナで使用される検出器を開示している。しかし、Cherryのシステムでは、光ファイバ束を少なくとも2つの検出プレート内に置かなければならない。加えて、Cherryのシステムでは、光ファイバの光導波路がシンチレータアレイおよび光電子増倍管に永久的に取り付けられており、これらの連結は、固定式で、取外し不可能である。このような固定式の取外し不可能な配置は、例えば、システムによって提供されるデータを使用する医学的介入が、ファイバによって妨害されることのある物理的接近を必要とするとき、あるいは、シンチレータアレイおよび/または光ファイバが体液によって汚染されて、廃棄もしくは滅菌を必要とするときに、実用的な問題をまねくことがある。したがって、光ファイバを光電子増倍管またはシンチレータから取外し可能にする、よりフレキシブルなPETスキャナシステムが必要とされる。 40

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

有利には、本発明は、反復的な画像再構築を目的とした遷移行列の構築に対する、モンテカルロ法(Monte Carlo method)の適用、またはガウス求積法(Gaussian quadrature)を使用した決定論的抽出の適用を含めて、画像再構築およびシミュレーション方法のための新規アルゴリズムを提供する。本発明は、また、身体によって放出されるガンマ線もしくは他の放射線に感応する医用撮像システムをシミュレートすることを目的とした輸送計算の実施に、ガウス求積法を使用した決定論的抽出を適用する、有利な特徴を提供する。

【0007】

他の態様では、本発明は、有利には、光ファイバもしくは光ファイバ束がシンチレータもしくはシンチレータアレイに結合され、光ファイバもしくは光ファイバ束の他端が光に感応するカメラ(例えば、光電子増倍管)に結合されるガンマカメラまたはPETスキャナの構成を含め、使い捨て可能な検出ヘッドを備えたハンドヘルドガンマカメラまたはPETシステムを提供する。本発明には、さらに、光に感応するカメラを損傷することなく検出器を廃棄もしくは滅菌できるように、この光に感応するカメラから、またはシンチレータもしくはシンチレータアレイから、1つもしくは複数の光ファイバを迅速に着脱させるためのメカニズムを含めることができる。本発明には、さらに、光ファイバアレイが、1つの検出プレートを光に感応するカメラに結合させ、かつ、第2検出プレートが光ファイバアレイを必要としない構成を含めることができる。

10

【0008】

他の態様では、本発明は、有利には、前述した画像再構築およびシミュレーションのための新規アルゴリズムを使用して、画像の再構築に使用される遷移行列(これが、検出器の幾何学的特性の応答と線源の幾何学配置とを関係付ける)を生成する、フリーハンドスキャナを提供する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

分解能の限界に起因した病変検出能の低下は、医用画像分野では周知の現象である。例えば、乳癌検出の厳しい要件が、特に乳房撮像のために設計された超高分解能のX線デバイスの構築をもたらした。Naviscan PET Systems(以前はPEM Technologiesとして知られた)は、PETを使用する乳房専用撮像のための基準を定めた。例えば、米国特許第5,252,830号を参照されたい。Naviscan PET Systemsの最初の製品は、半値幅[FWHM:full-width half maximum]3mmを上回る空間分解能をもつ、乳房に特化されたPETスキャナであった。

30

【0010】

X線撮像の場合と同様に、特定ミッション向けのPET撮像デバイスを造り出すことには、十分な理由がある場合が多い。乳房内の早期癌を確実に検出するのに必要とされる、分解能2mmの全身PETスキャナを造り出すには、かなりの費用がかかる。全身PETスキャナは、FWHM6mm程度の分解能をもたらす高価な光電子増倍管を何百個も利用する。コントラスト回復問題を大幅に軽減するのに必要な、空間分解能の3倍の改善には、従来の光電子増倍管をさらに高価なモデルに置き換える必要があり、その結果、構築コストを大幅に増加させることになる。高分解能PETシステムの構築コストの削減を試みた独創的なスキームが開発されてきたが、これらの方法は、市販の全身製品にはまだ適用されておらず、いずれにせよ、より小さな特定ミッション向け専用機器のコストの削減に効果的な程度である。乳房専用PETデバイスでは、視野が乳房だけに限定されるので、最先端技術を用いて達成されてきたようなサブミリメートルの分解能に到達することも、手頃な価格になる可能性がある。

40

【0011】

純粹に経済的な考慮事項に加えて、従来の全身PETスキャナによる送達が不可能でないにしても困難な、特定の臨床的ミッションに必要と考えられている機能がある。これらの機能は、クロスモダリティ相関(例えば、超音波もしくはX線マンモグラフィとの相関)、ならびに介入/生検の能力に関する。新たに導入された、PETとX線コンピュータ断層撮影とを組み合わせる撮像デバイス(すなわち、PET/CTスキャナ)は、動きの少ない臓器の病変部(例えば、肝転移)の生検を実施するためには使用できるが、CT誘導下での生検に向かな

50

い、動きの多い臓器(例えば、卵巣や腸)に使用するのは困難である。介入/生検の能力に関しては、短い走査時間がきわめて望ましく、従来のリング型スキャナに比べ、専用のPET機器は、収集効率の大幅な増加による利益を得ることができる。乳房専用PETの場合、減衰損失の低減(例えば、胸部および乳房では50cmになるのに比べ、脂肪質の乳房組織では5cm)と、立体角範囲の増加--身体の一部と検出器との間の距離 r の2乗が減少することによる--とを組み合わせると、不明瞭な病変部を確信をもって視覚化するのに必要な走査時間を、劇的に短縮することができる。病変部が、患者に有害になり得る身体の局所領域として定義されることに留意する。例えば、病変部は、癌、炎症過程、または組織の壊死領域の場合がある。

【0012】

10

臨床的な問題すべてが、特定ミッション向けスキャナの開発に値するとは限らない。しかし、Naviscan PET Systemsは、そのような製品の開発および商品化を妥当と判断できる、腫瘍学における医療市場のニッチをいくつか特定した。すなわち、乳房、前立腺、卵巣、および肝転移である。腫瘍学の他には、心臓外科および感染症の処置、例えば、骨髄炎における切断のための適切な境界線の選択や、結核における内視鏡的生検のための場所の選択に対する適用可能性がある。商業化の観点からすると、補償(reimbursement)パターンが十分に規定されるようになってから市場で高く評価された特定ミッション向け製品の例がいくつかある。その例には、骨密度測定計および乳房生検用のスポットデジタルマンモグラフィが含まれる。

【0013】

20

公衆衛生の観点からすると、PET技術を組み込んだ費用効率の高いデバイスの構築が、より広範な医学界への分子画像の普及を可能にする。この傾向は、放射線学の専門家ではない人間がより合理的な根拠に基づいて(例えば、個々の生化学プロファイルに基づいて)治療を送達できるようにすることによって、一般市民に対するヘルスケアの送達を改善すると期待されており、これは、各個人に合わせた治療を選択する際に単なる第1ステップとして個人の腫瘍タイプを考慮する、現在の腫瘍学における考え方と合致している。

【0014】

腫瘍学の他に、PETは、心筋の生死を予測する際に効果的であることが示されている。一連の心臓外科での使用に携帯型PETスキャナを適用可能な場合、再還流された心筋への供給が適切であるかどうかを即座に評価することが可能なことがある。携帯型PETスキャンを使用して、骨髄炎における骨の除去を誘導することができ、結果的に、治癒を達成するのに必要な切断の程度を低減する可能性がある。

30

【0015】

本発明と併せて、モンテカルロ法を有利に使用することができる。歴史的に見ると、初めに、コスト、時間、または他の要因で実験が制止されたときに、シミュレーション研究が発展した。Von Neumannは、彼がマンハッタン計画の間に中性子拡散速度の計算に無作為抽出を適用したときに、モンテカルロという語を創り出した。モンテカルロシミュレーションは、ランダム変数の期待値が測定された物理量と等価になる、確率論的モデルの構築に基づく。この期待値は、無作為抽出によって得られる、当該ランダム変数を表す多数の独立した抽出標本の平均によって概算される。例えば、組織中の光子の伝播に関わる問題に必要なランダム変数 X を考える。この変数は、散乱事象によって散乱光子が経験し得る偏向の角度であるかもしれない。このランダム変数は、所与の区間にわたる確率密度関数と関係がある。この確率密度関数の積分が、この区間にわたって1に標準化され、これは、ランダム変数の抽出標本のいずれも所与の区間内に入るはずであるという事実に対応する。より複雑なシステムをモデル化するには、各無作為抽出の結果が、所与の測定可能な物理量の期待値に達するように適切な重みおよびいずれかの拒絶アルゴリズムの下で累積される。

40

【0016】

モンテカルロ技術は、1976年にRaesideによって医学物理学に導入され、1983年にKellerによってPETに導入された。高エネルギー物理学者らによって開発された、検出器の幾何

50

学的配置を特定する能力を含む、KellerおよびLuptonによって開発された旧来のコードとの適合性を備えたコードである、GEANTを使用して、フルPETデバイスがシミュレートされた。これらのシミュレーションは、人間用および動物種用のPETデバイスの典型的なリング状幾何学的配置をモデル化した。平行平板および正方形の検出器リングに関して、作業中の未完成品が提示された。

【0017】

本発明者らによって、内視鏡的PETスキャナ、ならびに従来のモンテカルロ計算に取って代わるコードの新規適用についての原理の証明を実証する、予備的な結果が得られた。Naviscan PET Systemsは、固定された幾何学的配置およびフリーハンド幾何学的配置のシミュレーションを実施する際に、モンテカルロ法を広く使用してきた。例えば、モンテカルロ法を使用して、再構築のための遷移行列を生成した。具体的には、これらの方法は、未知の放射線源分布の高品質画像を提供するのに必要な再構築に関する。再構築は、しばしば、コンピュータが、分布に関する連続的推測に対する撮像システムの応答の計算結果と、撮像システムによって測定される応答の実測結果とを比較する、反復的な技術によって実施される。これらの推測に対する撮像システムの応答を計算するために、撮像システムのモデル化に、「遷移行列」が使用される。ほとんどの撮像デバイスでは、この遷移行列は、検出器の固定の幾何学的配置と、未知の放射線源分布が占有を許された固定体積とを調べることによって生成される。本発明の一実施形態によれば、よりフレキシブルな撮像システムでは、固定されていない検出ヘッドの位置が決定され、モンテカルロ法または決定論的抽出法を使用して遷移行列が計算される。本発明の他の実施形態によれば、モンテカルロ法および/または決定論的抽出法を、設計改善の目的で、システムのモデル化に使用することができる。

10

20

【0018】

PETシステムが画像形成を実施する(例えば、反復的な画像再構築による)のを支援するために、任意の放射能分布に対する検出システムの応答をモデル化する遷移行列が必要であることが知られている。また、フィルタ処理された逆投影など、他のタイプの再構築も、画像の形成に遷移行列を使用することがある。本発明の好ましい一実施形態によれば、モンテカルロ法および/または決定論的抽出法を使用すると、光ファイバが据え付けられたシンチレータの軌道を位置センサによって追跡できるので、PETシステムが大きなフレキシビリティをもつようになる。この軌道をモンテカルロおよび/または決定論的抽出アルゴリズムに入力すれば、追跡される、光ファイバが据え付けられたシンチレータアレイを組み込んだ、PETもしくはガンマ線撮像システムについて、遷移行列を生成することができる。撮像システムには、場合によってはタイミングコインシデンス(コインシデンスゲートもしくはコインシデントゲートとも呼ばれる)を使用して、他のコンポーネントを含めることができる。具体的には、この、他のコンポーネントには、身体の外側に据え付けられる検出プレートを含めることができる。さらに、光ファイバが据え付けられたシンチレータアレイの追跡は、位置センサ以外の方法によって、例えば、シンチレータアレイを一連の既知の位置に設置できる可動レバーなど、位置エンコーダを用いて達成することもできる。

30

【0019】

コインシデンスゲートは、撮像システムによる事象検出の時間間隔に依存した、事象統合方法である。コインシデンスゲートは、電子的形態で(例えば、特定の時間間隔内のパルスだけにゲート信号を発生させるAND回路を用いて)適用することができ、または、各事象がいつ撮像システムによって検出されたかを示すリストファイルの調査によって、収集後に適用することができる。同様に、他の形態のコインシデンスゲートまたはコインシデンス検出も使用することができる。

40

【0020】

光導波路の加工業者には慣習的であるように、乳房撮像専用PETの設計は、モンテカルロモデルの支援によって実施され、これが非常に低プロファイルの光導波路を備えた2mmの結晶ピッチの明確な識別を可能にした。これら低プロファイルの光導波路により、非常

50

に小型(例えば、奥行き6cm未満)のマノモグラフィ用のPET検出ヘッドを造り出すことができた。図1を参照すると、Lorad定位X線マノモグラフィユニット内に据え付けられたPEM-2400乳房カメラの図が示されている。これらの検出ヘッドは、非常に小さいので、X線検出器を取り外す必要なしに定位マノモグラフィカメラに据え付けたままにすることができる。図2を参照すると、図1に示したようなカメラから、1.5mmホットスポットの明瞭な視覚化を示す例示的なホットスポットファントムの図を得ることができる。

【0021】

図3および図4を参照すると、フリーハンドの幾何学的配置の場合、ハンドヘルドスキャナによって経験される軌道に関する情報を収集し、かつ、軌道を横切るスキャナによって切り取られる線源の体積から、可能な線のペアすべてを投影することが可能である。図3では、ハンドヘルドPETスキャナからの検出ヘッドの例示的な位置が示されている。図4は、ゼロ姿勢405、アジマス回転410、エレベーション回転415、およびロール回転420についての応答線を含め、検出ヘッド間の線源によって生成される応答線が記入された、ハンドヘルドPETスキャナ検出ヘッドを剛体として示す、グラフィカルユーザインターフェースの例示的な図を示している。本発明者らは、検出器の様々な幾何学配置を比較するために、この原理を拡張させて、軌道自体がランダムウォークを通じて特定されるようにした。モンテカルロ法に基づいた再構築を用いて、点状の線源を撮像し、重複する活性量を除去することのできる、プロトタイプのフリーハンドSPECTおよびPETデバイスが造り出された。

10

【0022】

確率論的な軌道では、システムの視野が、数学的に、検出器を配置できる特定の検出体積内に制限される。

20

【0023】

Naviscan PET Systemsは、シミュレーションのための演算時間を大幅に短縮する見込みのある、新しい演算方法の採用を開拓した。この方法は、ガウス求積法を使用した決定論的抽出を組み込んでおり、プラズマ物理学における輸送コードを1000倍に加速することが示された。このコードは、高速で、効率的で、急速に収束し、高度に並列処理可能である。それは、乱数発生器に対する各呼出しを、慎重に選択された、ランダム変数の決定論的な実現値に置き換える技術に基づいている。言い換えれば、乱数発生器を呼び出す代わりに、ガウス求積法の関連パラメータの重みおよび横座標が使用される。例えば、多くの画像化アルゴリズムでは、モンテカルロ計算は、ガウスの確率密度関数 $p(x)=\exp(-x^2/2)$ によって定義される、ランダム変数 $N(0,1)$ (すなわち、平均0、分散1のランダム変数)のランダム実現値を必要とする。 $p(x)$ の場合、ガウス求積法の関連パラメータは、単純に、周知のガウス-エルミート(Gauss-Hermite)の重み w_j および横座標 q_j である。例えば、2つのモンテカルロ無作為抽出を実施する代わりに、 $n=2$ のガウス-エルミートの横座標-重みのペアから、2つの決定論的抽出が得られる。 $n=2$ の場合、これらのペアは、単純に、 $q_j=(-.57735, +0.57735)$ 、および $w_j=(1,1)$ である。

30

【0024】

この方法は、重み w_j および横座標 q_j がガウス-エルミートで、関数 $f(x)$ が $2J-1$ 多項式 $x^0, x^1, \dots, x^{2J-1}$ の1次結合であるときに、関数 $f(x)$ について、次の近似式:

40

【数1】

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(x) \exp(-x^2/2) dx \approx \sqrt{2\pi} \sum_{j=1}^J w_j f(q_j)$$

【0025】

が正確になることを記述する、ガウス積分からの定理の活用に基づいている。

【0026】

乳房撮像用の小型の光導波路に加えて、本発明者らは、本発明の好ましい一実施形態による光ファイバ束に適合する、内視鏡検査用の小型カメラを開発した。図5を参照すると

50

、アレイ内の24個の結晶のうちの1つについての例示的なエネルギースペクトルが示されている。図5に示した例では、当該エネルギースペクトルを生成した結晶は、厚さ約2mmであり、小型アレイは、直径約1cmである。図6を参照すると、内視鏡検査カメラの検出ヘッド用の例示的なアレイ設計が示されている。この例では、検出ヘッドには、8×4のアレイに配置された合計32個のルテチウムオキシオルトシリケート(「LSO:lutetium oxyorthosilicate」)結晶605が含まれる。各LSO結晶605は、2mm×4mm×5mmである。したがって、この例では、検出ヘッドに必要な総体積が約1.3cm³である。従来の狭視野アレイの体積は、約43cm³であり、これは、図6に描かれたものの約33倍の大きさである。したがって、図6に示した検出器は、ピクセル解像度の33倍の改善を表す。例えば、従来の検出器が計数率1kHzをもたらず場合、図6の検出器は、計数率約30Hzをもたずことになり、これは、1ピクセル当たりの真の値が約1Hzであることと等価である。加えて、各LSO結晶605は、7本の光ファイバと結合しており、結晶605とファイバとの間の結合は、結晶からファイバを容易に切り離すことができるように設計される。言い換えれば、ファイバは、実際に物理的に結晶に取り付けられるが、例えば、そのままではファイバによって妨害されることになる接近を医学的介入が必要とする状況では、ファイバを取り外し、かつ使い捨てることが可能である。ファイバの取外し可能な性質は、光ファイバカプラおよびフェルールによって提供することができ、または、光ファイバ束を撮像デバイスもしくは他の光ファイバ束に結合させる従来の他の方法によって提供することができる。また、図7を参照すると、カメラの面710上のいくつかの光ファイバ束705を含めた、6×6アレイの断面図も示されている。各光ファイバ束705には、7本のファイバが含まれており、各ファイバの直径は、約1mmである。

【0027】

図8を参照すると、本発明は、さらに、プロトタイプの内視鏡的PETカメラのための設計を提供する。このカメラは、米国特許出願第10/196,560号に開示の前立腺撮像用のデバイスに類似して、より大きな外部コンポーネント810とコインシデンスした超小型の内視鏡的コンポーネント805を含めた、2つのコンポーネントを有する。当該デバイスには、2つのコンポーネント、すなわち、(1)位置に感応する光電子増倍管に取り付けられた光ファイバ上に据え付けられた、薄い(例えば、2mm×5mmの)LSO結晶の小さな(例えば、直径1cmの)アレイを含む、超小型の腔内コンポーネント805と、(2)患者の前面または背面に置かれる検出器および光電子増倍管の外部コンポーネントアレイ810とが含まれる。基本的に、検出器をファイバの端部に設置することは、これまでも(例えば、動物用スキャナについて)実施されているが、それらの事例の動機は、小さな体積を観察する際に大きな光電子増倍管を展開できるようにすることであった。また、非撮像ガンマ線プローブを造り出すために、光ファイバの端部にガンマ線検出器が設置された。本発明者らは、1)検出ヘッドが光電子増倍管から分離可能で、したがって使い捨て可能になるように、クイックリリース式の光ファイバカップリングを導入するステップと、2)事象をサイノグラム内に正しく置くことができるように、検出ヘッドに位置感知手段を追加するステップと、3)移動可能な検出ヘッドおよび身体の外側に設置された第2検出ヘッドからの事象の再構築を可能にするために、フレキシブルなモンテカルロベースの再構築アルゴリズムを含めるステップと、4)決定論的抽出を使用してこれらの再構築アルゴリズムを加速させるステップとを含めた、実用化のための修正をいくつか実施することによって、前記構想を、内視鏡検査者のニーズにより適合するように拡張させた。これらの有利な特徴が、本発明を外科医および内視鏡検査者にとって有用なものにしており、外科医および内視鏡検査者は、癌細胞もしくは炎症細胞を殺し、または除去した後に本発明を使用して、当該細胞が実際に除去された、または死んでいることを確認することができる。これで、本発明をさらに使用して、外科(もしくは他の治療)領域を調べ、残っている生存細胞の存在の有無を判定し、繰り返し続行して、残っている生存細胞の数を最小限に抑えることができる。

【0028】

本発明について、現時点で好ましい実施形態であると考えられている実施形態に即して説明したが、本発明が、開示される諸実施形態だけに制限されないことを理解すべきであ

る。それどころか、本発明は、冒頭の特許請求の範囲の精神および範囲内に含まれる様々な修正形態および同等の配置に及ぶことが意図されている。例えば、本発明の諸実施形態についての上記説明は、主にPETスキャナシステムの使用の観点から表現されている。当業者には、コインシデンスゲートを使用する小型のガンマカメラシステム(すなわち、コインシデンス式ガンマカメラシステム)も使用できることが理解されよう。冒頭の特許請求の範囲は、そのような修正形態ならびに同等の構造および機能すべてを包含するような、最も広義の解釈に一致するものとする。

【 0 0 2 9 】

参考文献

- 1) S. Holbrook, "Newslane Commentary", Journal of Nuclear Medicine 43(2), p. 1 10
2N, 2002.
- 2) L.P. Adler et al., "Evaluation of Breast Masses and Axillary Lymph Nodes with [F-18] 2-Deoxy-2-fluoro-D-glucose PET", Radiology, 1993, 187: 743-750.
- 3) B. Fisher et al., "Cancer of the Breast: Size of Neoplasm and Diagnosis", Cancer, 1969, 24:1071-1080.
- 4) R.M. Kessler et al., "Analysis of emission tomographic scan data: limitations imposed by resolution and background", J. Comput. Assist Tomography, 1984, 8:514-522.
- 5) C. Chen, L. Adler et al., "Simultaneous Recovery of Size and Radioactivity Concentration of Small Spheroids with PET Data", J. Nucl. Med., 40(1), pp. 118-13 20
0, 1999.
- 6) C. Chen, L. Adler et al., "A non-linear spatially-variant object-dependent system model for prediction and correction of partial volume effect in PET", IEEE Trans. Med. Imag., 17: 214-227, 1998.
- 7) U.S. Patent No. 5,252,830.
- 8) I. Weinberg et al., "Preliminary Results for Positron Emission Mammography: Real-Time Functional Breast Imaging in a Conventional Mammography Gantry", Eur. J. Nucl. Med., 23(7):804-806, 1996.
- 9) R. Miyaoka, "Dynamic high resolution positron emission imaging of rats", Biomed. Sci. Instrum. 1991, 27:35-42. 30
- 10) D. Townsend et al., "High Density Avalanche Chamber (HIDAC) Positron Camera", J. Nucl. Med., 28:1554-1562, 1987.
- 11) C. Thompson et al., "Feasibility Study for Positron Emission Mammography", Med. Phys. 1994, 21:529-538.
- 12) R. Ott, "The Applications of Positron Emission Tomography to Oncology", Br. J. Cancer, 1991, 63:343-345.
- 13) J. Tillisch et al., "Reversibility of cardiac wall motion abnormalities predicted by positron emission tomography", New Engl. J. Med. 314: 884-8, 1986.
- 14) D. McCracken, "The Monte Carlo method", Sci. Am. 192, 90-96 (1955).
- 15) D. Raeside, "Monte Carlo principles and applications", Phys. Med. Biol. 21, 40
181-197 (1976).
- 16) N. Keller and J. Lupton, "PET detector ring aperture function calculations using Monte Carlo techniques", IEEE Trans. Nucl. Sci. 30, pp. 676-680 (1983).
- 17) C. Thompson et al., "PETSIM: Monte Carlo simulation of all sensitivity and resolution parameters of cylindrical positron imaging systems", Phys. Med. Biol., 1992, Vol. 37(3), pp. 731-749.
- 18) W. Moses et al., "Design of a High Resolution, High Sensitivity PET Camera for Human Brains and Small Animals", IEEE Transactions on Nuclear Science NS-44, pp. 1487-1491, 1977.
- 19) W. Worstell et al., "Monte Carlo-based Implementation of the ML-EM Algorithm 50

for 3-D PT Reconstruction", Proceedings IEEE Nucl. Sci. Symp. 1997.

20) I. Weinberg et al., "Crystal Identification in Modular 2-Dimensional Array Detectors for High Spatial Resolution PET", Proc. Intl. Wksp. on Physics and Engineering in Computerized Multi-dimensional Imaging and Processing, SPIE V.

21) I. Weinberg et al., "Biopsy-Ready PEM Scanner with Real-Time X-Ray Correlation Capability", accepted for presentation at IEEE Nucl. Sci. Symp. 2002.

22) I. Weinberg et al., "Implementing reconstruction with hand-held gamma cameras", Proceedings IEEE Nuc. Sci. Symp. 2000.

23) D.S. Lemons and B. J. Albright, "Quiet Monte-Carlo radiation transport", Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiation Transfer, Vol. 74, pp. 719-729 (2002). 10

24) U.S. Patent Application Serial No. 10/196,560, filed July 17, 2002.

25) A. Chatziioannou et al., "Performance Evaluation of Micro-PET: A High-Resolution Lutetium Orthosilicate PET Scanner for Animal Imaging", J. Nucl. Med. 1999, 40:1164-1175.

26) F. Daghighian, et al., "Intraoperative beta probe: a device for detecting tissue labeled with positron or electron emitting isotopes during surgery", Med. Phys., Vol. 21(1), pp.153-157, January 1994.

27) U.S. Application Serial No. 09/737,119, Publication No. 20010040219, filed December 14, 2000. 20

28) U.S. Application Serial No. 09/833,110, filed April 11, 2001.

29) U.S. Patent No. 6,331,703.

30) U.S. Patent Application Serial No. 10/027,759, filed December 21, 2001.

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】 定位X線マンモグラフィユニット内に据え付けられたPEM-2400乳房専用カメラを示す図である。

【図2】 1.5mmホットスポットの明瞭な視覚化を示す、ホットスポットファントムの図である。

【図3】 ハンドヘルドPETスキャナからの検出ヘッドの例示的な位置を示すグラフである。 30

【図4】 検出ヘッド間の線源によって生成される応答線が記入された、ハンドヘルドPETスキャナ検出ヘッドを剛体として示す、グラフィカルユーザインターフェースの例示的な図である。

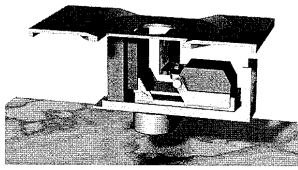
【図5】 内視鏡検査用の小型アレイ内の結晶のエネルギースペクトルを示す例示的なグラフである。

【図6】 本発明の好ましい一実施形態による検出器アレイの側面図であり、当該検出器アレイが、それぞれ光ファイバ末端に取り付けられた複数のシンチレーティング結晶を含んでおり、当該光ファイバ末端が束で配置された図である。

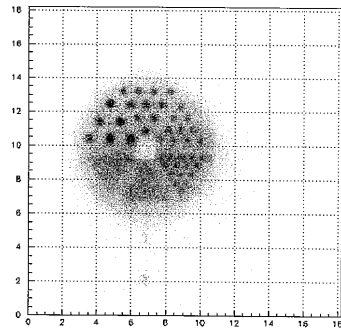
【図7】 本発明の好ましい一実施形態によって構築された、光ファイバが束から離れて、位置に感応する光電子増倍管の面に取り付けられたときの、当該光ファイバを示す図である。 40

【図8】 本発明の好ましい一実施形態による、生検および超音波との適合性を有する前立腺撮像デバイスを示す略図である。

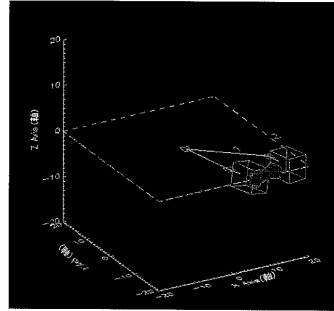
【図 1】



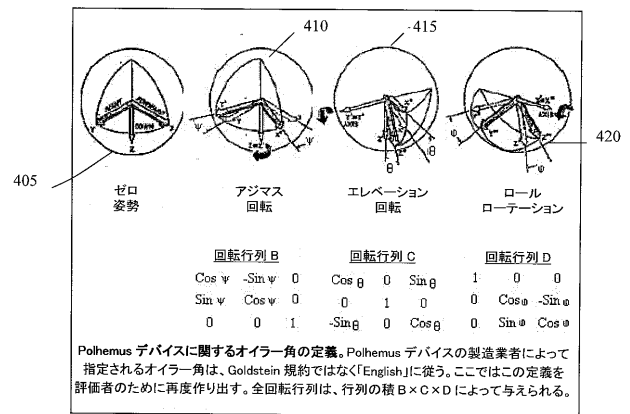
【図 2】



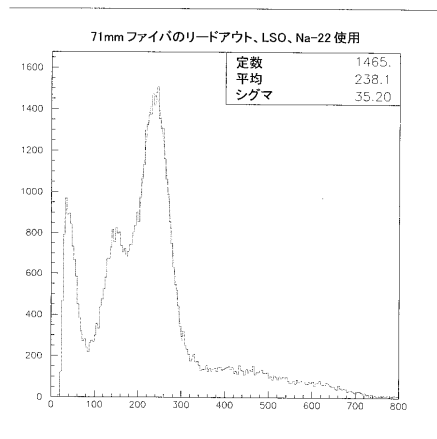
【図 3】



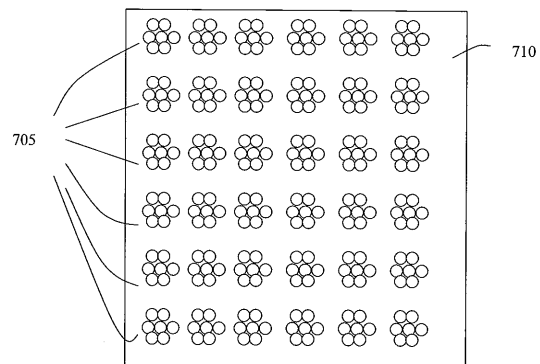
【図 4】



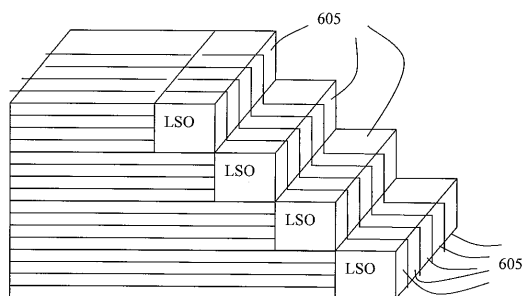
【図 5】



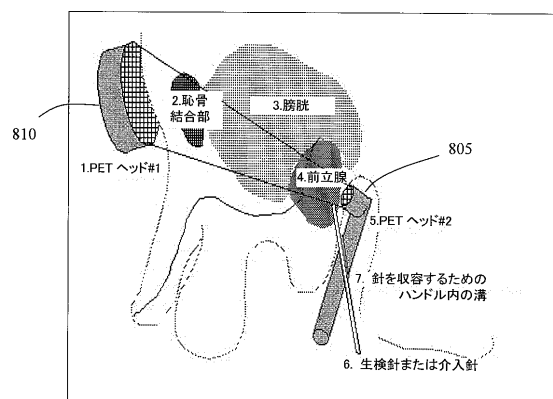
【図 7】



【図 6】



【図 8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 03/24952

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 7 G01T1/29 G01T1/172 A61B6/03

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)

IPC 7 G01T A61B

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 practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC, COMPENDEX, BIOSIS

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2001/040219 A1 (DOSHI NIRAJ K ET AL) 15 November 2001 (2001-11-15) cited in the application	1,6,7, 10-13, 18,19, 22-25, 30,31, 34-36, 38,41, 44,47, 49,51, 53,55
A	column 2, paragraph 16 -column 5, paragraph 57	2-5,8,9, 14-17, 20,21, 26-29, 32,33

	-/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in 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 document 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

20 January 2004

Date of mailing of the international search report

12.02.04

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3018

Authorized officer

Coda, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 03/24952

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6 271 510 B1 (BOXEN IZZIE) 7 August 2001 (2001-08-07)	1,6,7, 10-13, 18,19, 22-25, 30,31, 34-36, 38,41, 44,47, 49,51, 53,55
A	column 2, line 53 - column 6, line 17 column 7, line 51 - column 8, line 10	2-5,8,9, 14-17, 20,21, 26-29, 32,33
A	US 5 636 299 A (RAIRDEN RICHARD L ET AL) 3 June 1997 (1997-06-03) the whole document	1-36
X	WO 01 79884 A (PEM TECHNOLOGIES INC) 25 October 2001 (2001-10-25) page 1, paragraph 1 - page 8, paragraph 29 page 14, paragraph 49 - page 24, paragraph 76	46,48, 50,52
Y		37-45, 47,49, 51,53-55
Y	DRISCOLL J R ET AL: "Asymptotically fast algorithms for spherical and related transforms" ANNUAL SYMPOSIUM ON FOUNDATIONS OF COMPUTER SCIENCE. RESEARCH TRIANGLE PARK, OCT. 30 - NOV. 1, 1989, WASHINGTON, IEEE COMP. SOC. PRESS, US, vol. SYMP. 30, 30 October 1989 (1989-10-30), pages 344-349, XP010017305 ISBN: 0-8186-1982-1 page 344 - page 345	10,22, 34,37, 39,40, 42,43, 45,54
A	LEBLANC J W ET AL: "C-SPRINT: a prototype Compton camera system for low energy gamma ray imaging" NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM, 1997. IEEE ALBUQUERQUE, NM, USA 9-15 NOV. 1997, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 9 November 1997 (1997-11-09), pages 357-361, XP010275836 ISBN: 0-7803-4258-5 page 357 - page 359	37,40, 43,54
	-/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 03/24952

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>MANIATIS T A ET AL: "A generalised diffraction tomography technique based on non-linear optimization and Gaussian basis expansion of the scatterer" ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1996. BRIDGING DISCIPLINES FOR BIOMEDICINE., 18TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE AMSTERDAM, NETHERLANDS 31 OCT.-3 NOV. 1996, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 31 October 1996 (1996-10-31), pages 724-725, XP010262276 ISBN: 0-7803-3811-1 the whole document</p>	<p>37,40, 43,54</p>

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US 03/24952**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/US 03/24952

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. Claims: 1-36

1. Claims 1 to 36: a PET scanner for imaging a body part, having two detector heads. The first head comprises a light-sensitive camera or an array of light-sensitive cameras, at least one scintillator, a plurality of optical fibers coupled to the scintillator, a mechanism to couple/decouple the optical fibers to or from the cameras or the scintillator. The second head has material which is sensitive to the radiation emitted by the body part. A coincidence gating is also applied between the signals detected by the two heads.

2. Claims: 37-55

2. Claims 37-55: methods of reconstructing image data to detect a lesion in a body part, or to select borders for amputation of a body part, or to perform endoscopic biopsy of a body part, the methods using a PET scanner having two detector heads, the first one positioned within a body cavity, the second one external to the body part, wherein a coincidence gating is also applied between the signals detected by the two heads. Moreover deterministic sampling using Gaussian quadrature parameters or Monte Carlo methodology are applied in order to assist in image reconstruction.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US 03/24952

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2001040219 A1	15-11-2001	NONE	
US 6271510 B1	07-08-2001	AU 1645900 A WO 0037967 A1	12-07-2000 29-06-2000
US 5636299 A	03-06-1997	US 5594253 A	14-01-1997
WO 0179884 A	25-10-2001	AU 5530501 A CA 2405592 A1 EP 1272108 A2 JP 2003532870 T WO 0179884 A2 US 2001056234 A1	30-10-2001 25-10-2001 08-01-2003 05-11-2003 25-10-2001 27-12-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA ,ZM,ZW

(72)発明者 ピーター,ウィリアム

アメリカ合衆国 20814 メリーランド州,ベセスダ,キングスウッド ロード 5710

(72)発明者 ウェインバーグ,イルヴィング,エヌ.

アメリカ合衆国 20817 メリーランド州,ベセスダ,ルーズベルト ストリート 5611

(72)発明者 ヤーンオール,スティーブン,ティー.

アメリカ合衆国 92064 カリフォルニア州,ボウエイ,シャドウライン ストリート 12741

Fターム(参考) 2G088 EE02 FF07 GG15 GG20 JJ03 JJ05 JJ06 JJ09 JJ24 JJ36

JJ37 KK15 KK33 KK35

专利名称(译)	针对特定任务的正电子发射断层扫描		
公开(公告)号	JP2005535884A	公开(公告)日	2005-11-24
申请号	JP2004527937	申请日	2003-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	导航斯堪的宠物系统公司		
申请(专利权)人(译)	Navisukan宠物系统公司		
[标]发明人	ピーターウィリアム ウェインバーグイルヴィングエヌ ヤーンオールスティーブンティー		
发明人	ピーター,ウィリアム ウェインバーグ,イルヴィング,エヌ. ヤーンオール,スティーブン,ティー.		
IPC分类号	G01T1/161 A61B6/03 G01T1/164 G01T1/172 G01T1/20 G01T1/29 G21K7/00		
CPC分类号	G01T1/2985 A61B6/037 A61B6/508 G01T1/1642		
FI分类号	G01T1/161.A G01T1/161.C G01T1/20.C G01T1/20.G		
F-TERM分类号	2G088/EE02 2G088/FF07 2G088/GG15 2G088/GG20 2G088/JJ03 2G088/JJ05 2G088/JJ06 2G088/JJ09 2G088/JJ24 2G088/JJ36 2G088/JJ37 2G088/KK15 2G088/KK33 2G088/KK35		
代理人(译)	渡辺 敏章 今村健一		
优先权	60/402535 2002-08-12 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供具有一次性探测器头的手持伽马相机或PET系统。该系统包括伽马相机或PET扫描仪的配置，其中光纤或光纤束耦合到闪烁体或闪烁体阵列，并且光纤的另一端或光纤束耦合到光敏感相机，如光电倍增管。该系统还可以包括将光纤或光纤与光敏相机或闪烁器或闪烁器阵列快速耦合和/或分离的机构，使得可以在不损坏光敏相机的情况下丢弃或消毒检测器。还提供了一种用于图像重建和图像模拟的方法。该方法包括使用高斯正交参数应用确定性采样以构建用于图像重建的转换矩阵。

