

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5339562号
(P5339562)

(45) 発行日 平成25年11月13日(2013.11.13)

(24) 登録日 平成25年8月16日(2013.8.16)

(51) Int.Cl.		F I			
GO 1 T	1/161	(2006.01)	GO 1 T	1/161	C
GO 1 T	1/17	(2006.01)	GO 1 T	1/17	A
A 6 1 N	5/10	(2006.01)	A 6 1 N	5/10	P

請求項の数 22 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2012-507962 (P2012-507962)	(73) 特許権者	301032942
(86) (22) 出願日	平成22年3月30日 (2010. 3. 30)		独立行政法人放射線医学総合研究所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2010/055733		千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(87) 国際公開番号	W02011/121737	(74) 代理人	100080458
(87) 国際公開日	平成23年10月6日 (2011. 10. 6)		弁理士 高矢 諭
審査請求日	平成25年3月19日 (2013. 3. 19)	(74) 代理人	100076129
早期審査対象出願			弁理士 松山 圭佑
		(74) 代理人	100089015
			弁理士 牧野 剛博
		(72) 発明者	山谷 泰賀
			千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
			独立行政法人放射線医学総合研究所内
		(72) 発明者	吉田 英治
			千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
			独立行政法人放射線医学総合研究所内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 核医学イメージング装置の画像化方法、システム、核医学イメージングシステム及び放射線治療制御システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置で検出された放射線のカウン
ト・データを羅列したリストモードデータから画像化するに際して、

放射線の計数率に基づき、リストモードデータの一部を間引いて、オンライン画像化計
算に使用するカウント・データ数を減らすことを特徴とする核医学イメージング装置の画
像化方法。

【請求項 2】

放射線の計数率が低く、全てのリストモードデータを使ってのリアルタイム処理が可能
な場合は、全てのリストモードデータを使ってオンライン画像化計算を行ない、

放射線の計数率が高く、全てのリストモードデータを使ってのリアルタイム処理が不可
可能な場合は、リストモードデータの一部を間引いて、リアルタイム処理可能な数量のリス
トモードデータのみを使ってオンライン画像化計算を行うことを特徴とする請求項 1 に記
載の核医学イメージング装置の画像化方法。

【請求項 3】

前記核医学イメージング装置が断層撮影装置であり、前記画像化計算が画像再構成計算
であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の核医学イメージング装置の画像化方法。

【請求項 4】

画像化計算から画像表示までの処理間において、時間フレーム毎に、計測されたリス
トモードデータの数量 C m と、そのうちリアルタイム（オンライン）処理に使われたリス
ト

モードデータの数量 C_e に応じて、画像となる各画素に C_m / C_e の値を掛け算して画像化することを特徴とする請求項 1 乃至 3 に記載の核医学イメージング装置の画像化方法。

【請求項 5】

リストモードデータのうち、オンライン処理に使わなかったリストモードデータをオフメモリに保存することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の核医学イメージング装置の画像化方法。

【請求項 6】

前記オフメモリに保存したリストモードデータを用いて、オフラインで画像化計算を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の核医学イメージング装置の画像化方法。

【請求項 7】

リストモードデータをオフメモリに保存し、オフメモリに保存したリストモードデータを用いて、オフラインで画像化計算を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の核医学イメージング装置の画像化方法。

【請求項 8】

リストモードデータのうち少なくともオンライン処理に使わなかったリストモードデータをオフメモリに保存し、一方リアルタイム画像を画像メモリに保存し、オフメモリに保存したリストモードデータを用いて、画像メモリに保存したリアルタイム画像を修正することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の核医学イメージング装置の画像化方法。

【請求項 9】

リストモードデータのうち少なくともオンライン処理に使わなかったリストモードデータをオフメモリに保存し、一方リアルタイム画像を画像メモリに保存し、オフメモリに保存したリストモードデータを用いて画像化計算された画像を、画像メモリに保存したリアルタイム画像に加算することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の核医学イメージング装置の画像化方法。

【請求項 10】

パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置で検出された放射線のカウント・データを羅列したリストモードデータから画像化する核医学イメージング装置の画像化システムにおいて、

放射線の計数率に基づき、リストモードデータの一部を間引いて、オンライン画像化計算に使用するカウント・データ数を減らす手段を備えたことを特徴とする核医学イメージング装置の画像化システム。

【請求項 11】

放射線の計数率が低く、全てのリストモードデータを使ってもリアルタイム処理が可能な場合は、全てのリストモードデータを使ってもオンライン画像化計算を行ない、

放射線の計数率が高く、全てのリストモードデータを使ってもリアルタイム処理が不可能な場合は、リストモードデータの一部を間引いて、リアルタイム処理可能な数量のリストモードデータのみを使ってもオンライン画像化計算を行うことを特徴とする請求項 10 に記載の核医学イメージング装置の画像化システム。

【請求項 12】

前記核医学イメージング装置が断層撮影装置であり、前記画像化計算が画像再構成計算であることを特徴とする請求項 10 又は 11 に記載の核医学イメージング装置の画像化システム。

【請求項 13】

画像化計算から画像表示までの処理間において、時間フレーム毎に、計測されたリストモードデータの数量 C_m と、そのうちリアルタイム処理に使われたリストモードデータの数量 C_e に応じて、画像となる各画素に C_m / C_e の値を掛け算して画像化するようにされていることを特徴とする請求項 10 乃至 12 のいずれかに記載の核医学イメージング装置の画像化システム。

【請求項 14】

10

20

30

40

50

リストモードデータのうち、オンライン処理に使わなかったリストモードデータを保存するオフメモリを備えたことを特徴とする請求項 10 乃至 13 のいずれかに記載の核医学イメージング装置の画像化システム。

【請求項 15】

前記オフメモリに保存したリストモードデータを用いて、オフラインで画像化計算を行うようにされていることを特徴とする請求項 14 に記載の核医学イメージング装置の画像化システム。

【請求項 16】

リストモードデータを保存するオフメモリを備え、該オフメモリに保存したリストモードデータを用いて、オフラインで画像化計算を行うことを特徴とする請求項 10 乃至 13 のいずれかに記載の核医学イメージング装置の画像化システム。

10

【請求項 17】

リストモードデータのうち少なくともオンライン処理に使わなかったリストモードデータを保存するオフメモリと、リアルタイム画像を保存する画像メモリを備え、オフメモリに保存したリストモードデータを用いて、画像メモリに保存したリアルタイム画像を修正することを特徴とする請求項 10 乃至 13 のいずれかに記載の核医学イメージング装置の画像化システム。

【請求項 18】

リストモードデータのうち少なくともオンライン処理に使わなかったリストモードデータを保存するオフメモリと、リアルタイム画像を保存する画像メモリを備え、オフメモリに保存したリストモードデータを用いて画像化計算された画像を、画像メモリに保存したリアルタイム画像に加算することを特徴とする請求項 10 乃至 13 のいずれかに記載の核医学イメージング装置の画像化システム。

20

【請求項 19】

パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置と、
該核医学イメージング装置で検出された放射線のカウント・データを羅列したリストモードデータから画像化するための、請求項 10 乃至 18 のいずれかに記載の画像化システムと、

を備えたことを特徴とする核医学イメージングシステム。

【請求項 20】

30

パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置と、
該核医学イメージング装置で検出された放射線のカウント・データを羅列したリストモードデータから画像化するための、請求項 10 乃至 18 のいずれかに記載の画像化システムと、

該画像化システムで得られた画像に基づいて、治療装置をリアルタイムで制御する装置と、

を備えたことを特徴とする放射線治療制御システム。

【請求項 21】

前記画像が、標的に集積する放射性薬剤の体内分布画像であり、前記制御が、該画像に基づいて、体内で動く標的をトラッキングし、標的の動きに同期した、もしくは標的の動きに追従した照射制御であることを特徴とする請求項 20 に記載の放射線治療制御システム。

40

【請求項 22】

前記画像が、体内線量分布に相関する画像であり、前記制御が、線量を抑えたテスト的な照射を行い、該画像から計画通りの照射であるかどうかを検証し、計画通りの照射でないと判断された場合は、治療中止するか、治療計画を即時修正する照射制御であることを特徴とする請求項 20 に記載の放射線治療制御システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置の画像化方法、システム、核医学イメージングシステム及び放射線治療制御システムに係り、特にガンマカメラ、ポジトロンカメラ、単一光子放射断層撮影（SPECT）装置、陽電子放射断層撮影（PET）装置等に用いるのに好適な、放射線を計測してから画像化するまでの処理をほぼ実時間レベルにまで高速化して、画像のリアルタイム表示もしくはリアルタイム解析が可能な、核医学イメージング装置の画像化方法、システム、核医学イメージングシステム及び放射線治療制御システムに関する。

【背景技術】

【0002】

癌の早期診断に有効と注目されている陽電子放射断層撮像法（PET）は、極微量の陽電子放出核種で標識した化合物を投与し、体内から放出される消滅放射線を検出することで、糖代謝等、代謝機能を画像化し、がん診断をはじめ、病気の有無や程度を調べる検査法であり、これを実施するためのPET装置が実用化されている。

10

【0003】

PETの原理は次のとおりである。陽電子崩壊によって陽電子放出核種から放出された陽電子が周囲の電子と対消滅し、それによって生じる一對の511keVの消滅放射線を、対の放射線検出器で同時計数の原理によって測定する。これにより、核種の存在位置を、対の検出器同士を結ぶ1本の線分（同時計数線）上に特定することができる。患者体内の核種分布は、患者を囲むように配置された検出器によって様々な方向から同時計数線のデータを測定し、画像再構成演算によって得られるPET画像を見て知ることが出来る。分解能など装置性能を高める研究開発に加えて、酸素状態に代表されるがんの性状を診断するための新しいPET薬剤（プローブ）の研究開発も盛んである。

20

【0004】

PETをはじめ、核医学イメージング装置では、1発ごとに放射線を計測（カウントとも称する）するパルスモードで放射線計測を行う。

【0005】

一方、PET診断等で発見された癌に対する治療の役割も重要である。外科手術や薬物治療とは異なる方法として、X線やガンマ線などの放射線を患部に照射する放射線治療がある。特に、重粒子線や陽子線を癌の部位に絞って照射する粒子線治療は、優れた治療効果と鋭い患部集中照射特性を併せ持つ方法として、大きな注目を集めている。粒子線の照射方法としては、患部に形状を合わせるようにして照射するビームを広げる従来のポラス照射に加えて、ペンシルビームを患部形状などに合わせて走査させるスポットスキニング照射が研究されている（非特許文献1）。いずれも、別途撮影したX線CT画像などに基づいて綿密に計算された治療計画に従って、照射ビームの方向や線量を精密に制御して行う。しかし、治療計画作成から治療までの数週間の間には腫瘍の形状が変化したりするリスクは否定できず、また、数週間後の予後診断以外に、計画通りの照射が行われたかを確認する方法はないのが現状である。

30

【0006】

そこで出願人は、治療装置とPET装置を融合し、さらにPET画像を元にして即刻治療計画自体の修正できるようにすることで、（1）がんを直接見ながら、（2）線量分布を見ながら、（3）さらには治療効果までも見ながら照射する、患者そして腫瘍ごとに最適化した確実な放射線がん治療の実現を目指している。具体的には、治療ビームを通す隙間を有し、且つ3次元のPET画像化が可能な方法として、出願人は、図1に示すように、患者8の体軸方向（図中、z軸方向）に2分割したマルチリング型検出器22、24を離して配置し、物理的に開放された視野領域（開放視野とも称する）を有する開放型PET装置を提案している（特許文献1、非特許文献2）。開放視野は、分割された双方の検出器リング22、24間の同時計数線から、画像が再構成される。図において、10はベッド、12はベッドの架台、26はガントリカバー、30は照射装置、32は治療ビームである。

40

【0007】

50

これまでに、2次元の画像化に特化した対向ガンマカメラ型PET装置を放射線治療に組み合わせた先行例がある。(1)がんを直接見ながらの照射については、患者位置合わせにおいて、従来のX線透視画像ではなく、PET画像を使って直接腫瘍を可視化する方法が検討されている(非特許文献3)。また、(2)線量分布を見ることに関しては、PET薬剤を投与するのではなく、粒子線ビーム照射やX線照射において、入射核破砕反応、標的核破砕反応(オートアクティベーションともいう)や光核反応を通して生じる消滅放射線をPETの原理を用いて画像化する方法が検討されている(非特許文献4、5)。消滅放射線の発生位置が、照射ビームの線量分布と強い相関性を持つため、治療モニターが可能であるとされる。

【0008】

10

しかし、放射線の計測から画像化までの処理について考えると、再構成画像が計算されるまでに数分の時間を要してしまうため、従来のいずれの方法においても、PET画像から得られる情報を元にして、治療と同期させて治療計画を修正し照射ビームの制御を行うことは不可能であった。すなわち、PET画像からフィードバックするビーム制御を実現するためには、ほぼリアルタイムに近いレベルで高速に画像化できることが求められる。

【0009】

画像再構成手法は、Filtered Backprojection法に代表される解析的画像再構成手法と、Maximum-Likelihood Expectation-Maximization(ML-EM)法に代表される逐次近似型画像再構成手法に大別される。前者は、計算時間が早い画質向上に限界がある。後者は、画質向上に有効である一方、反復計算に時間を要することが知られているが、OSEM法(非特許文献6)など、データをサブセットに分割(ブロック化)しブロック単位で画像更新する高速化法が注目されている。X線CTと同様の発想に基づく先行研究では、サイノグラム(計測したカウントのヒストグラムデータ)をブロック化するため、ブロック数が制限され、高速化の程度はリアルタイム化とはほど遠いレベルであった。また、仮に画像再構成が十分高速化できたとしても、サイノグラムを得るまでに計測したカウントを時間積分しなくてはならないので、そもそもリアルタイム処理は不可能である。しかしPETの場合、サイノグラムの源流にあたるリストモードデータ(消滅放射線の1カウントごとのデータ(カウント・データ)のリスト)から直接画像再構成できれば、上記時間積分が不要である上、ブロック数を格段に増やすことができ、再構成計算の大幅な高速化が期待できる(非特許文献7)。この画像再構成手法によって、反復計算することなく1回の計算(One-pass)で再構成画像を得ることが可能であると期待される。

20

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】WO2009/133628 A1号国際公開公報

【非特許文献】

【0011】

【非特許文献1】Noda他 J Radiat Res A 48(Sup)p43 2007.

【非特許文献2】Taiga Yamaya, Taku Inaniwa, Shinichi Minohara, Eiji Yoshida, Nao ko Inadama, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Chih Fung Lam and Hideo Murayama, "Aproposal of an open PET geometry," Phy. Med. Biol., 53, pp.757-773, 2008

40

【非特許文献3】山口他 医学物理 29(3) p174 2009.

【非特許文献4】Enghardt他 NIMA p284 2004.

【非特許文献5】Nishio他 Med Phys p4190 2006.

【非特許文献6】Hudson and Larkin IEEE TMI p601 1994.

【非特許文献7】Nakayama and Kudo IEEE NSS-MIC M05-7 2005

【0012】

しかしながら、PET装置で予想される計数率(リストモードデータの計測頻度)は、

50

10³カウント/秒(線量が少ない場合のオートアクティベーション)から10⁷カウント/秒(一般的なPETプローブを使った計測での最大値)と幅が広い。従って、計数率が高い場合、データ転送および画像再構成計算に時間を要してしまい、治療の進行に対しその画像化に遅延が発生してしまうという問題があった。

【発明の概要】

【0013】

本発明は、前記従来の問題点を解決するべくなされたもので、放射線を計測してから画像化するまでの処理をほぼ実時間レベルにまで高速化可能とすることを課題とする。

【0014】

一般的なPETシステムは、図2に示す本発明によるPETシステムの図を利用して説明すると、PET装置100、データ収集装置200、画像再構成装置300から構成される。データ収集装置200および画像再構成装置300は、別々のワークステーション(WS)として実装されることが多いが、同一のWS内に実装してもよい。あるいは、データ収集装置200および画像再構成装置300の全てまたは一部機能は、専用ボードとして実装してもよい。

10

【0015】

PET装置100は、消滅放射線の一方を検出(シングル計測)する検出器部110、検出した放射線の検出位置情報、エネルギー情報および検出時間情報を演算しデジタル化して出力するA/D変換回路部120、そして一対の消滅放射線の同時計数判定(コインシデンス計測)を行う同時計数回路部130から構成される。

20

【0016】

一般的なFDG-PET検査の場合、装置全体の計数率は、シングル計測で毎秒10⁶カウントから10⁸カウント程度、コインシデンス計測で毎秒10⁵カウントから10⁷カウント程度である。全身を検査するためには、20分ほど計測を継続する。

【0017】

コインシデンス計測は、1カウントを32bitから64bit程度のサイズで記録したカウント・データを羅列したリストモードとして、通常は数十メガバイト程度の単位でデータ送信インターフェース(I/F)140から出力される。

【0018】

データ収集装置200では、データ受信I/F210から取り込んだリストモードデータが、高速にデータアクセス可能な半導体メモリであるメモリ220を経由して、ハードディスク等の保存装置であるメモリ240に保存される。以下メモリ240は、オフメモリと呼ぶ。画像再構成を行う際には、オフメモリ240からリストモードデータを読み出して、データ送信I/F250を通じて画像再構成装置300へ送る。なお、リストモードデータを一旦保存するメモリ220は、必要に応じて設ければよい。

30

【0019】

図2は、本発明によるPETシステムの構成を示す。計数率が高い場合に、データ送信および画像再構成処理等に負荷が集中して、画像化もしくは画像表示に遅延が生じるのを防ぐために、データ収集装置200において、メモリ220から読み出したリストモードデータに対して判定処理を行なうROM及びCPUを含む判定処理部230を追加している。具体的には、判定処理部230は、治療進行に対しその画像化に遅延が発生しない程度に計数率が低いときは、すべてのリストモードデータを即時に画像再構成装置300に直接送信し、オンラインでリアルタイム画像再構成処理を行うが、計数率が一定値より高くなり画像化に遅延が生じる心配が生じると、オンラインでリアルタイム処理できる分のリストモードデータのみを画像再構成装置300に送る。

40

【0020】

さらに、判定処理部230は、リストモードデータの全て、もしくは判定処理にて画像再構成装置300に送信しなかったリストモードデータを、データ収集装置200のオフメモリ240に保存しておくことで、一連の計測が終了した後に、オフライン処理で追加の画像再構成処理ができるようにしておく。ここで、オフメモリ240への保存は、必ず

50

しもリアルタイムである必要はなく、遅延があっても構わない。その場合、判定処理 230 とオフメモリ 240 の間に RAM を介し、一時保存する。又、オンライン処理のみでありオフライン処理をしない場合は、リストモードデータの保存自体をしなくてもよい。

【0021】

画像再構成装置 300 では、データ受信 I/F 310 を通じてリストモードデータをメモリ 320 に一時保存した後、ROM 及び CPU を含む画像再構成処理部 330 で画像再構成処理を行う。時間フレーム間の定量性を担保するために、ROM 及び CPU を含むキャリブレーション処理部 340 でキャリブレーション処理を再構成画像に対して適用する。具体的には、データ収集装置 200 の判定処理において、オンライン処理として送信されたデータの割合、すなわち単位時間における判定処理部 230 への入力データ量に対する、判定処理部 230 からデータ送信 I/F 250 への出力データ量の割合に応じて、再構成画像に対して重み付けを行う。なお、キャリブレーション処理は、画像再構成処理部 330 の内部にて行ってもよい。キャリブレーション処理を行った画像は、画像表示装置 360 で表示されると共に、ハードディスク等の保存装置である画像メモリ 350 に保存される。

10

【0022】

図 3 は、本発明によるオンライン処理の概念を例示したものである。一部の機能は省略している。時間フレーム（たとえば、毎秒 30 コマの時間間隔で画像化するとした場合、1 つの時間フレームは 1/30 秒）あたり、N カウントまでオンライン処理が可能であるとする。N の値は判定処理部 230 に格納されており、図 3 では、 $N = 8$ と仮定している。Cm は時間フレーム内における全カウント計測数、Ce は判定処理（230）によって取り出されオンラインで画像再構成装置 300 へ送られるカウント数である。時間フレーム 1 では計 7 カウントが計測されたが、これは計数率の閾値（8 カウント/フレーム）より少ないため、すべてオンラインで画像再構成処理される。時間フレーム 2 では計 12 カウント計測されたため、はじめの 8 カウントのみをオンライン処理する。

20

【0023】

本来、時間フレーム 1 と時間フレーム 2 の画像中の総カウント数は、Cm の比、すなわち 7 : 12 であるが、Ce の比でみると、7 : 8 となってしまう、定量性が失われている。そこで、前記重み付けのために、 Cm / Ce で定義される重み係数 F を画素値に掛け算するキャリブレーション処理（340）を行う。重み係数 F は、時間フレーム 1 では、 $7 / 7 = 1.0$ 、時間フレーム 2 では、 $12 / 8 = 1.5$ である。

30

【0024】

図 4 は、オフライン処理の動作を示している。データ収集装置 200 のオフメモリ 240 に保存されたリストモードデータを順次画像再構成装置 300 に転送し、画像再構成処理を行う。オフライン処理ではリアルタイム性は要求されないため、オフメモリ 240 に保存したすべての計測データを使って画像再構成することができる。すべての計測データを使って画像再構成する場合、キャリブレーション処理（340）は不要となる。なお、オフライン処理に時間的制約がある場合は、オフメモリ 240 に保存した一部のデータを使って画像再構成するようにすることもできる。

【0025】

図 5 は、オフライン処理（オフラインモード）の基本的な流れを示したものである。データ収集装置 200 において、すべてのリストモードデータを保存しておき（ステップ 230）、オフラインモードでは、時間フレーム毎に、すべてのデータを使って画像再構成処理を行う（ステップ 228）。オフラインモードでは、リアルタイム性は要求されないため、逐次近似型画像再構成の反復数を増やして、画像の精度を高めることもできる。ここで、図 5 中のステップ番号は、図 6 のフローに対応している。

40

【0026】

本発明は上記知見に基づいてなされたもので、パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置で検出された放射能のカウント・データを羅列したリストモードデータから画像化するに際して、放射線の計数率に基づき、リストモードデータの一部を間引き

50

て、オンライン画像化計算に使用するカウント・データ数を減らすことにより、リアルタイム処理を行うという上記課題を解決したものである。

【0027】

ここで、放射線の計数率が低く、全てのリストモードデータを使ってのリアルタイム処理が可能な場合は、全てのリストモードデータを使ってオンライン画像化計算を行ない、放射線の計数率が高く、全てのリストモードデータを使ってのリアルタイム処理が不可能な場合は、リストモードデータの一部を間引いて、リアルタイム処理可能な数量のリストモードデータのみを使ってオンライン画像化計算を行うことができる。

【0028】

又、核医学イメージング装置を断層撮影装置とし、画像化計算を画像再構成計算とすることができる。

10

【0029】

又、画像化計算から画像表示までの処理間において、時間フレーム毎に、計測されたリストモードデータの数量 C_m と、そのうちリアルタイム（オンライン）処理に使われたリストモードデータの数量 C_e に応じて、画像となる各画素に C_m / C_e の値を掛け算して画像化することができる。

【0030】

又、リストモードデータのうち、オンライン処理に使わなかったリストモードデータをオフメモリに保存することができる。

【0031】

20

又、前記オフメモリに保存したリストモードデータを用いて、オフラインで画像化計算を行うことができる。

【0032】

あるいは、リストモードデータをオフメモリに保存し、オフメモリに保存したリストモードデータを用いて、オフラインで画像化計算を行うことができる。

【0033】

あるいは、リストモードデータのうち少なくともオンライン処理に使わなかったリストモードデータをオフメモリに保存し、一方リアルタイム画像を画像メモリに保存し、オフメモリに保存したリストモードデータを用いて、画像メモリに保存したリアルタイム画像を修正することができる。

30

【0034】

あるいは、リストモードデータのうち少なくともオンライン処理に使わなかったリストモードデータをオフメモリに保存し、一方リアルタイム画像を画像メモリに保存し、オフメモリに保存したリストモードデータを用いて画像化計算された画像を、画像メモリに保存したリアルタイム画像に加算することができる。

【0035】

本発明は、又、パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置で検出された放射線のカウント・データを羅列したリストモードデータから画像化する核医学イメージング装置の画像化システムにおいて、

放射線の計数率に基づき、リストモードデータの一部を間引いて、オンライン画像化計算に使用するカウント・データ数を減らす手段を備えることにより、前記課題を解決したものである。

40

【0036】

本発明は、又、パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置と、
該核医学イメージング装置で検出された放射線のカウント・データを羅列したリストモードデータから画像化するための、前記の画像化システムと、
を備えたことを特徴とする核医学イメージングシステムを提供するものである。

【0037】

又、パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置と、
該核医学イメージング装置で検出された放射線のカウント・データを羅列したリストモ

50

ードデータから画像化するための、前記の画像化システムと、

該画像化システムで得られた画像に基づいて、治療装置をリアルタイムで制御する装置と、

を備えたことを特徴とする放射線治療制御システムを提供するものである。

【0038】

ここで、前記画像が、標的に集積する放射性薬剤の体内分布画像であり、前記制御が、該画像に基づいて、体内で動く標的をトラッキングし、標的の動きに同期した、もしくは標的の動きに追従した照射制御であることができる。

【0039】

あるいは、前記画像が、体内線量分布に相関する画像であり、前記制御が、線量を抑えたテスト的な照射を行い、該画像から計画通りの照射であるかどうかを検証し、計画通りの照射でないと判断された場合は、治療中止するか、治療計画を即時修正する照射制御であることができる。

【0040】

本発明によれば、視野中の放射能の変動に対して安定して、リアルタイム、またはコンピュータやネットワークのわずかな処理時間に起因する一定の遅延を保ったまま迅速にデータ処理することができる。

【0041】

従って、PET画像のガイド下での放射線治療のほか、PET診断においても、体内動態が早く、注目領域の放射能濃度の時間変動が大きいような検査においても、有効である。

【0042】

PET以外にも、パルスモードで放射線計測を行う計測システムに適用できる。

【0043】

データ処理には、データ転送処理、データ保存処理、画像再構成計算に限らずさまざまなデータ加工処理を含むことができる。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】発明者らが提案した開放型PET装置を示す(a)正面図及び(b)側面図

【図2】本発明によるPETシステム全体の構成を示すブロック図

【図3】本発明による転送/保存判定の動作の一例を示す図

【図4】同じくオフライン処理における動作の一例を示す図

【図5】同じくオフライン処理の流れを示す図

【図6】本発明の第1実施形態の動作を示す流れ図

【図7】オフライン処理の効率を高める第2実施形態を示す図

【図8】同じく第3実施形態を示す図

【図9】本発明の第4実施形態の構成を示すブロック図

【図10】本発明を放射線がん治療に適用した実施例を示す図

【図11】動く標的に追従して放射線照射を行う例の手順を示す流れ図

【図12】同じく他の例の手順を示す流れ図

【図13】粒子線がん治療に応用した例を示す流れ図

【発明を実施するための最良の形態】

【0045】

以下図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0046】

図6は、第1実施形態の動作を示した流れ図である。まず、時間フレーム内のカウント積算値 C_m 、および、判定処理部230にてオンライン処理として取り出したカウント積算値 C_e をリセットする(ステップ202)。同時に、画像再構成装置300において、再構成画像の初期化も行う(ステップ204)。

【0047】

10

20

30

40

50

PET計測を開始すると、PET装置100で一对の消滅放射線を同時計数測定して1カウントを得る(ステップ206)。PET装置100からデータ収集装置200へのデータ転送は、1カウント毎におこなっても良いが、転送処理の効率化を考えると、PET装置100にてカウントを蓄積し、バッファリングした上で、カウント小集合としてデータ収集装置200へ転送するのが望ましい(ステップ208)。このバッファリングは、予め指定したカウント数または予め指定した蓄積時間のどちらかが先に越えた場合に、バッファリング終了と判断し、蓄積されているカウント小集合を転送する。バッファリングの条件にて指定する蓄積時間は、PET画像の時間フレームよりも短く設定する必要がある。一例として、PET画像の時間フレームを1/10秒(すなわち10コマ/秒)とした場合、蓄積時間は1/100秒などとする。

10

【0048】

データ収集装置200では、データを逐次、オフメモリ240へ保存する(ステップ230)。その途中処理で、転送されてくるカウント数をCmに累積し(ステップ210)、Cmが規定値Nを越えるまでは、リアルタイム処理が可能であると判断(ステップ212)し、画像再構成装置300へデータを転送し、データ収集装置200または画像再構成装置300において、画像再構成処理用にオンラインで送られたカウント数Ceを累積する(ステップ214)。そして、画像再構成処理を行う(ステップ216)。

【0049】

カウント数の規定値Nは、予め設定しておいてもよいし、画像再構成処理(ステップ216)の出力レートに応じて、実時間、すなわち時間フレームより遅延することなく画像出力されているかを調べることによって、自動的に決定するようにしてもよい。この場合、必要に応じて、規定値Nを時々刻々変化させることも可能である。具体的には、画像再構成装置に別のタスクが発生し、途中からスループットが低下する場合に、その低下に対応させ規定値Nを小さくするケースなどが挙げられる。Cmが規定値Nを越えた場合は、画像再構成装置300にはデータを送信しない。

20

【0050】

時間フレームが終了(ステップ218)すると、キャリブレーション処理(ステップ220)として、Cm/Ceを再構成画像の各画素値に掛け算する処理を行う。そして、キャリブレーション処理した再構成画像を1フレーム分だけ表示画像更新すると共に、画像メモリ350に保存し(ステップ222)、これを全計測終了(ステップ224)するまで繰り返す。仮に、PETの全計測時間が60分、時間フレームを1/10秒とすると、上記の処理を、36,000回繰り返すことになる。その結果、リアルタイムでの画像表示が達成されることになる。

30

【0051】

全計測終了後は、そのまま処理を終了してもよいが、オフメモリ240に保存していた保存データ(ステップ232)を使って、画像メモリ350に保存した画像を修正する画像再構成処理(ステップ228)を行った後に終了することができる。

【0052】

図7は、オフライン処理(オフラインモード)の計算効率を高める第2実施形態を示す。各時間フレームにおいて、はじめから画像再構成処理をやり直すのではなく、時間フレーム1、2、4に例示する如く、オンラインモードでの再構成画像を元にして、オンライン処理にて使われなかったデータのみを使って、画像再構成処理を行う(ステップ260)。この場合、オンラインモードで適用したキャリブレーション処理(ステップ222)は、オフラインモードでは定量性を妨げる要因になる。よって、画像再構成処理(ステップ260)において、キャリブレーション処理(ステップ222)にて適用した重み係数Fの逆数を、オンラインモードでの再構成画像の各画素に掛け算するなどして、キャリブレーション処理(ステップ222)の効果をキャンセルしておく必要がある。

40

【0053】

本実施形態においては、計算に使うデータ量(カウント数)が少ないため、画像再構成処理の計算量を削減することができる。

50

【0054】

データ収集装置200においては、オンラインモードで使われなかったデータのみを保存しておけばよい。あるいは、すべてのリストモードデータを保存しておき、オフラインモードでは、オンラインモードで使われなかったデータのみを読み出すようにしてもよい。ただし、本実施形態の場合、画像再構成処理は、One-passすなわち反復計算を行わないことを前提としており、2回以上の反復演算を行うことは想定していない。

【0055】

図8は、オフライン処理（オフラインモード）の計算効率を高める第3実施形態を示す。

【0056】

具体的には、時間フレーム1、2、4に例示する如く、オフラインモードでは、オフメモリ240に保存したオンライン処理にて使われなかったデータのみから画像再構成処理を行ったのち（ステップ270）、画像メモリ350に保存したオンラインモードの再構成画像とオフラインモードの再構成画像を単純加算する（ステップ272）。第3実施形態でも、第2実施形態と同様に、オンラインモードでの再構成画像に対するキャリブレーション処理（ステップ222）の効果をキャンセルする処理を適用する必要がある。なお、オフメモリ240へ保存するデータは、オンライン処理にて使われなかったデータのみとしてもよいし、オンライン処理にて使われなかったデータとオンライン処理にて使われたデータを合わせた全てのデータとしてもよい。

【0057】

なお、本発明は、PET装置以外にも、ガンマカメラ、ポジトロンカメラ、単一光子放射断層撮影（SPECT）装置等、パルスモードで放射線計測を行う核医学イメージング装置に広く適用することができる。また、測定対象は、ヒト以外に、動物や植物等でもよい。

【0058】

図9は、断層撮影装置のPETではなく、2次元の画像化を行うポジトロンカメラに適用した、本発明の第4実施形態の構成を示すブロック図である。ここでは、データ収集装置200に画像化処理の機能も含めて一体化している。基本的な構成や動作は、これまでの説明と同様であるが、断層撮影でないため、画像再構成処理を画像化処理330Aに置き換えている。

【0059】

なお、メモリとは、コンピュータが処理すべきデジタルデータを一時あるいは恒久保存する手段をいい、半導体メモリ、ハードディスクやDVD-ROM、あるいはそれらと同等の機能を備えるものをいう。

【実施例】

【0060】

本発明が最も必要とされるのは、放射線がん治療をPET画像のガイド下で行う場合である。

【0061】

図10は、放射線（がん）治療装置400に、開放型PET装置100を組み合わせ、本発明によるリアルタイム画像再構成システムを実装した例である。図において、8は患者、10はベッド、12はベッド10の架台、22、24は検出器リング、150はPET制御装置、500は、データ収集装置200と画像再構成装置300を含む画像再構成装置、600は治療計画装置、700は治療装置制御装置である。

【0062】

がんを集積するPETプローブの代表格であるフルデオキシグルコース（FDG）などをマーカーにして、肺がんなど体内で動く標的をPET画像上でリアルタイムに追尾しながら、標的のみに正確に放射線照射を行うことができる。

【0063】

図11、図12は、その具体的な手順を示したものである。

【 0 0 6 4 】

図 1 1 は、治療計画自体は修正せずに、P E T 画像（ステップ 3 0 6）から標的が計画位置に来た瞬間（ステップ 3 0 8）のみに、照射を行う（ステップ 3 1 0）方法である。標的が計画位置かどうかの判定（ステップ 3 0 8）は、P E T 画像を見ながらオペレータが行ってもよいが、治療装置制御装置 7 0 0 内で自動的に行ってよい。

【 0 0 6 5 】

図 1 2 は、P E T 画像（ステップ 4 0 6）から標的位置を即時に取得し（ステップ 4 0 8）、治療計画装置 6 0 0 内で遅延なく照射位置を再計算する（ステップ 4 1 0）ことで、動く標的に追従して、放射線照射を行う方法である。

【 0 0 6 6 】

図 1 3 は、粒子線がん治療に応用した例である。重粒子線や陽子線を癌の部位に絞って照射する粒子線がん治療は、優れた治療効果と鋭い患部集中照射特性を併せ持つ方法として、大きな注目を集めている。照射は、別途撮影した X 線 C T 画像に基づいて綿密に計算された治療計画に従って、ビームの方向や線量を精密に制御して行う。しかし現状は、治療計画通りの照射が行われたかどうかを正確に確認することは難しく、もし患者位置ずれなどで照射野がずれてしまったとしても、それを検知することは容易ではない。そこで、P E T の方法を用いて、粒子線照射野をリアルタイムにモニターする方法が注目されている。これは、P E T 薬剤を投与するのではなく、ビーム照射による入射核破砕反応や標的核破砕反応から生じる消滅放射線を P E T の原理を用いて画像化する方法である。消滅放射線の発生位置が、照射ビームの線量分布と強い相関性を持つため、治療モニターが可能であると期待される。

【 0 0 6 7 】

図 1 3 では、たとえば治療線量の 1 / 1 0 などに強度を下げるなどして、患部へのテスト照射を行い（ステップ 5 0 2）、患者体内の線量分布を、P E T 計測（ステップ 5 0 4）および本発明によるオンライン画像再構成処理（ステップ 5 0 6）により画像化し、治療計画、または治療計画からシミュレーション等の手段を用いて計算される P E T 画像と比較するなどして、計画通りの照射かどうかを、即時的に判断する（ステップ 5 0 8）。計画通りの照射でないと判断された場合、治療自体を中止する（ステップ 5 1 2 の判定結果 Y e s）か、乖離の度合いから治療計画自体を即時的に修正し（ステップ 5 1 4）、再度テスト照射（ステップ 5 0 2）により確認する。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 8 】

本発明は、ガンマカメラ、ポジトロンカメラ、単一光子放射断層撮影（S P E C T）装置、陽電子放射断層撮影（P E T）装置等において、放射線を計測してから画像化するまでの処理をほぼ実時間レベルにまで高速化することができ、産業上の利用可能性は非常に高い。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 9 】

- 8 ... 患者
- 1 0 ... ベッド
- 1 0 0 ... P E T 装置
- 1 1 0 ... 検出器部
- 1 5 0 ... P E T 制御装置
- 2 0 0 ... データ収集装置
- 2 2 0、3 2 0 ... メモリ
- 2 3 0 ... 判定処理部
- 2 4 0 ... オフメモリ
- 3 0 0 ... 画像再構成装置
- 3 3 0 ... 画像再構成処理部
- 3 4 0 ... キャリブレーション処理部

10

20

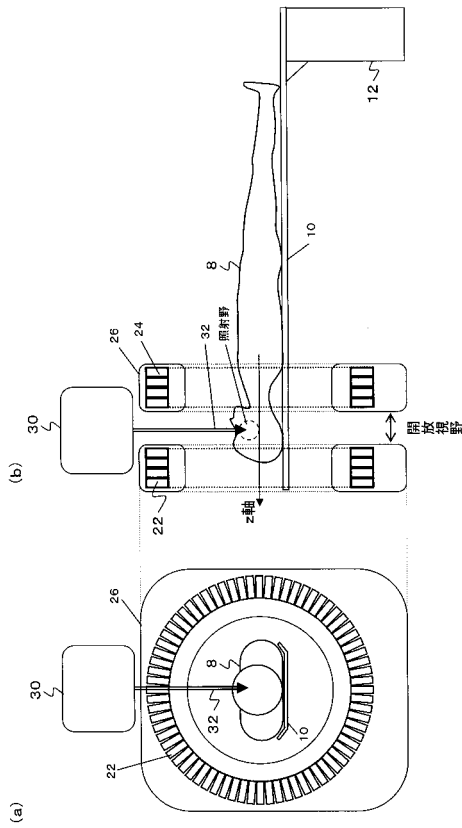
30

40

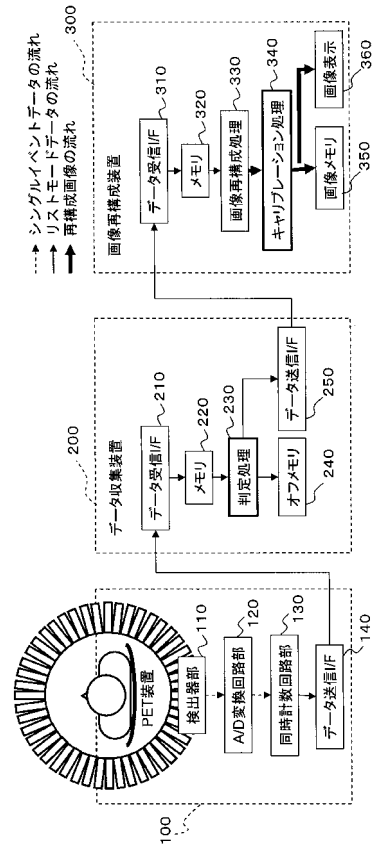
50

- 350 ... 画像メモリ
- 360 ... 画像表示部
- 400 ... 放射線治療装置
- 500 ... 画像再構成装置
- 600 ... 治療計画装置
- 700 ... 治療装置制御装置

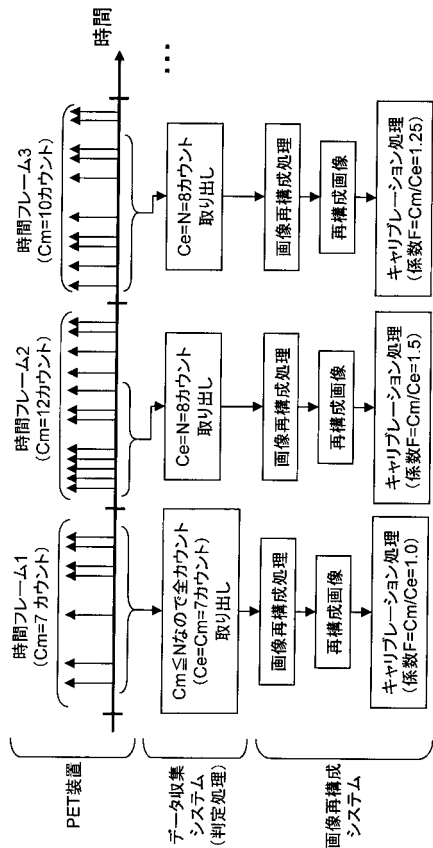
【図1】



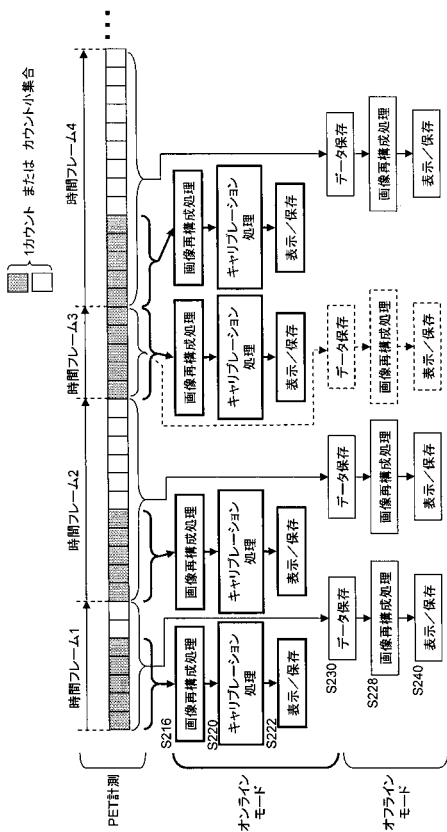
【図2】



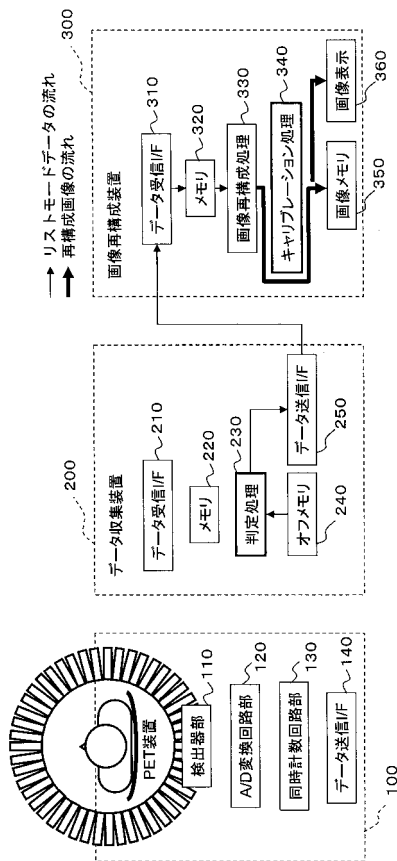
【図3】



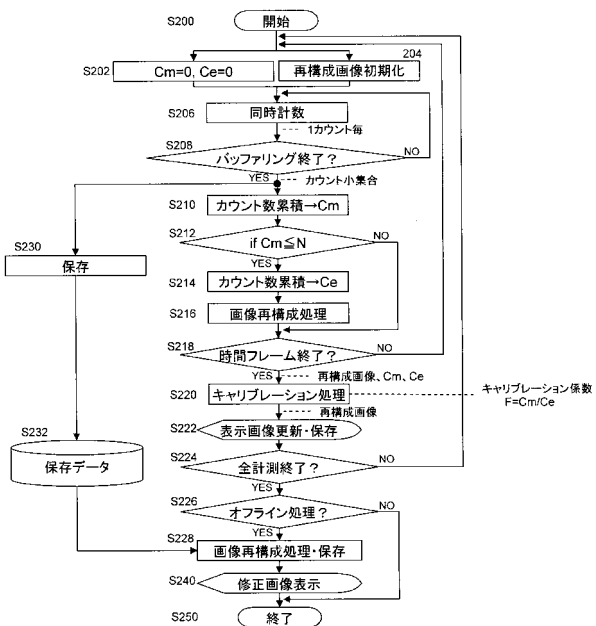
【図5】



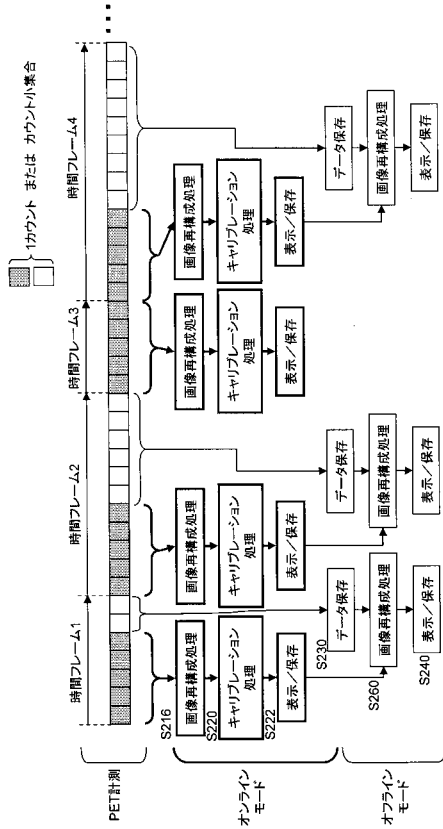
【図4】



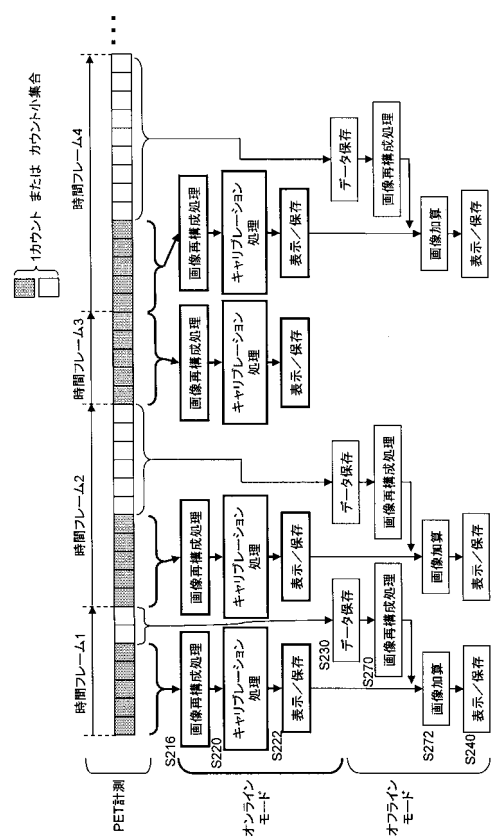
【図6】



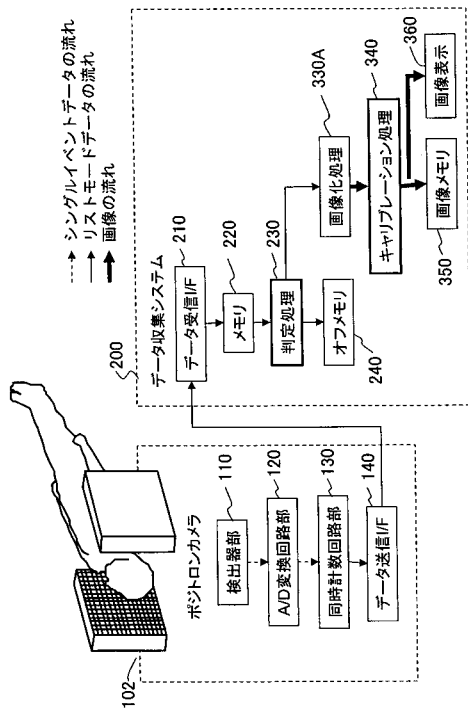
【図7】



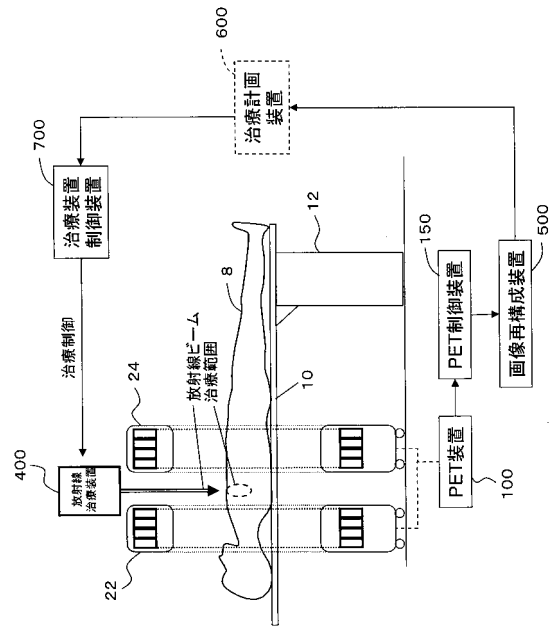
【図8】



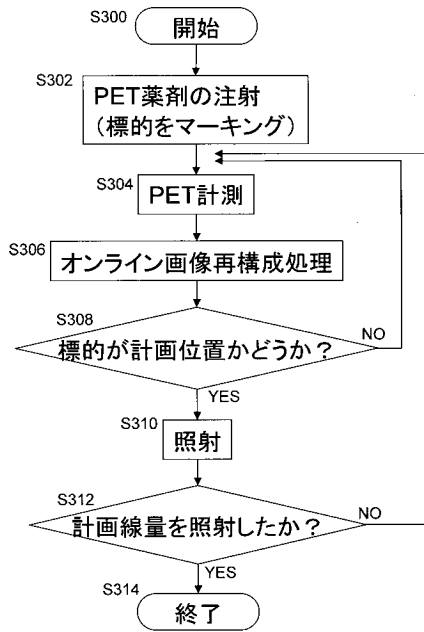
【図9】



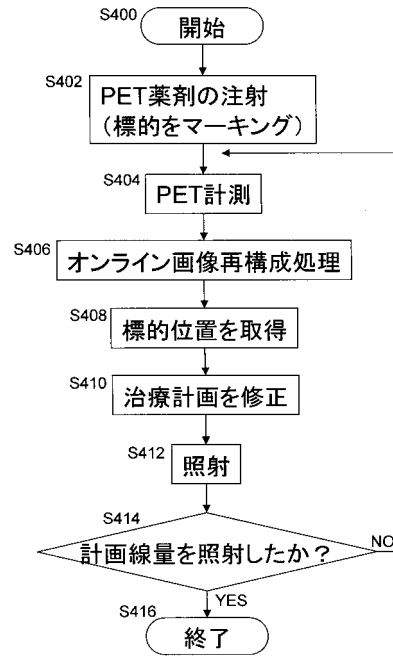
【図10】



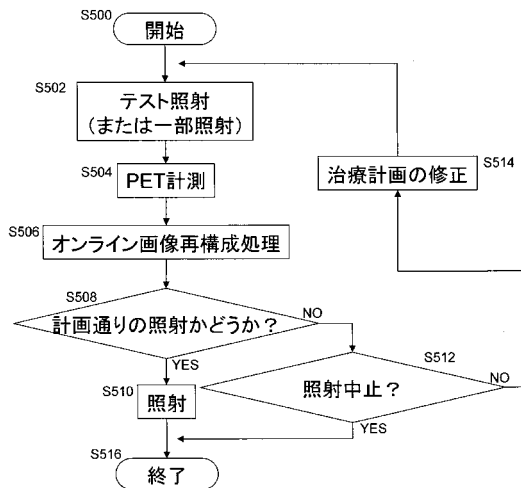
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

審査官 遠藤 孝徳

(56)参考文献 国際公開第2008/129666(WO, A1)

特表2007-537458(JP, A)

特許第2550540(JP, B2)

特許第2535762(JP, B2)

特開2001-33556(JP, A)

特許第2811718(JP, B2)

特開平9-5440(JP, A)

木内尚子 山谷泰賀 吉田英治 菅幹生, “リストモードPET画像再構成のGPU高速実装法の基礎的検討”, 電子情報通信学会技術研究報告, 日本, 社団法人電子情報通信学会, 2010年 1月21日, 第109巻、第407号, p. 57 - 60

吉田英治、村山秀雄、清水啓司、北村圭司, “次世代PET装置におけるデータ収集システムの基礎的検討”, 医学物理, 日本, 日本医学物理学会, 2003年 3月31日, 第23巻、第1号, p. 65 - 72

佐藤允信、吉田英治、川本夕紀、仙洞田修一, “(5)jPET-D4制御装置”, 次世代PET装置開発研究報告書, 日本, 放射線医学総合研究所, 2005年 3月 1日, 平成16年度、NIRS-M-178, p. 31 - 36

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161 - 1/166

A61N 5/00 - 5/10

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)