

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2011年3月10日(10.03.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/027402 A1

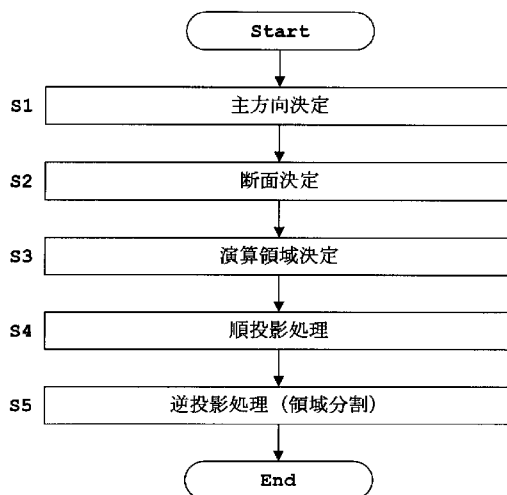
- (51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/004381
- (22) 国際出願日: 2009年9月4日(04.09.2009)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 株式会社島津製作所(SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 赤澤礼子(AKAZAWA, Ayako) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 北村圭司(KITAMURA, Keishi) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 山田賢志(YAMADA, Yoshihiro) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 杉谷勉(SUGITANI, Tsutomu); 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満1丁目10番8号 西天満第11松屋ビル Osaka (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: NUCLEAR MEDICINE DATA PROCESSING METHOD AND NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSIS DEVICE

(54) 発明の名称: 核医学用データ処理方法および核医学診断装置

[図3]



S1 DETERMINE MAIN DIRECTION
S2 DETERMINE CROSS-SECTION
S3 DETERMINE CALCULATION AREA
S4 FORWARD PROJECTION PROCESSING
S5 BACK PROJECTION PROCESSING (AREA DIVISION)

(57) Abstract: A PET device and a processing method, which can be applied to other calculation mechanisms and are thus versatile since the calculation processing of steps (S4) (forward projection) and (S5) (back projection) on list data (generated from the event data obtained by detecting a γ ray) are performed in parallel for each LOR. Furthermore, the PET device and the processing method can prevent memory contention to realize speeding up because of performing the parallel processing on the list data and performing the parallel processing in the step (S4) (forward projection) and the step (S5) (back projection), respectively. Consequently, high versatility and the speeding up of the calculation can be achieved.

(57) 要約: この発明のPET装置および処理方法では、LOR毎に(γ 線を検出することにより得られた事象データから生成された)リストデータについて並列にステップS4(順投影)、S5(逆投影)の演算処理を行っているので、他の演算機構に適用することができ汎用的である。また、リストデータについて並列処理を行い、その並列処理をステップS4(順投影)およびステップS5(逆投影)でそれぞれ行っているため、メモリの競合を防止することができ、高速化が実現できる。その結果、汎用性が高く、演算の高速化を図ることができる。



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：核医学用データ処理方法および核医学診断装置

技術分野

[0001] この発明は、放射線を検出することにより得られた事象データから生成されたリストデータを順投影演算および逆投影演算する核医学用データ処理方法および核医学診断装置に関する。

背景技術

[0002] 上述した核医学診断装置、すなわち ECT (Emission Computed Tomography) 装置として、PET (Positron Emission Tomography) 装置を例に採って説明する。PET 装置は、陽電子 (Positron)、すなわちポジトロンの消滅によって発生する複数本の光子を検出して複数個の検出器で γ 線を同時に検出したときのみ (つまり同時計数したときのみ) 被検体の断層画像を再構成するように構成されている。

[0003] この PET 装置では、放射性薬剤を被検体に投与した後、対象組織における薬剤蓄積の過程を経時的に測定することで、様々な生体機能の定量測定が可能である。したがって、PET 装置によって得られる画像は機能情報を有する。

[0004] 具体的には、被検体として人体を例に採って説明すると、被検体の体内にポジトロン (陽電子) 放射性の同位元素 (例えば ^{15}O 、 ^{18}F 、 ^{11}C など) を注入し、これらから放出されるポジトロンが電子と結合する際に発生する γ 線を検出する。この γ 線の検出を、被検体の長手方向の軸である体軸周りを取り囲むようにしてリング状に配置された多数の γ 線検出器からなる検出器列により行う。そして、コンピュータにより通常の X 線 CT (Computed Tomography) と同様の手法で計算を行って面内で特定し、被検体のイメージを作成する。

[0005] ML-EM 法 (Maximum Likelihood Expectation Maximization)、OSEM 法 (Ordered Subset Expectation Maximization)、RAMLA 法 (Row-Action

Maximum Likelihood Algorithm), D R A M A 法 (Dynamic Row-Action Maximum Likelihood Algorithm) 等の逐次近似法 (例えば、非特許文献 1 参照) は、P E T 装置のような核医学診断装置において画像を再構成する際には不可欠な技術となっている。

[0006] なお、 γ 線を検出する事象を「イベント」と言い、同時計数されたデータを「コインシデンスデータ」と言い、同時計数されなかったデータを「シングルイベントデータ」と言う。P E T 装置のガントリから転送されてくるイベント毎のデータを「リストデータ」と呼ぶが、このリストデータは、イベント毎の X 座標、Y 座標、Z 座標などの位置情報や時間情報などがあって、これらの情報が時系列に並んでいる。

[0007] これに対して、このリストデータに対して時間で積分するヒストグラム処理を行うことでそのリストデータをヒストグラム化して、ヒストグラムデータを取得する。このヒストグラムデータは、所定の時間で積分されたデータである。このヒストグラムデータとしては、縦軸を投影方向、横軸を画素としたサイノグラムがある。

[0008] 近年では、このリストデータを用いた逐次近似法も行われている (例えば、非特許文献 2 参照)。しかし、リストデータを用いたモード (「リストモード」と呼ぶ) の場合には、事象 (イベント) の数だけデータが増大し、その演算量の多さが問題となる。このリストデータを用いた逐次近似法では演算量がさらに膨大となる。

[0009] そこで、リストモードでは、並列演算の必要性が生じる。これまで多く行われていた並列演算は M P I (Message Passing Interface) などの M I M D (Multiple Instruction Multiple Data) 型演算である。M I M D 型演算では、複数のプロセッサが複数の異なるデータを並行処理することから、メモリ領域が多く必要となる上、多数のプロセッサが必要となる。

[0010] それに対して、近年では、G P U (Graphics Processing Unit) を用いた逐次近似法の並列演算として、画像再構成の核とも言える順投影処理や逆投影処理の並列化の研究も行われている (例えば、非特許文献 3 参照)。G P U

を用いた並列演算はS I M D (Single Instruction Multiple Data)型演算に分類される。

- [0011] S I M D型演算では、1回の命令で複数データに対する処理を同時に行うことができるので、大量の演算に対して同一の演算処理を施す処理に向いている。しかし、G P Uを用いて順投影処理や逆投影処理の並列演算を行う場合、同一メモリへの書き込みが発生（いわゆる「メモリの競合」である）する可能性があるので、並列化するためには工夫が必要である。特に、非特許文献3ではサイノグラムを用いており、サイノグラムでは、同一画素のデータが重複するので、メモリの競合が生じる。そこで、同じG P Uを用いた並列演算として、リストデータを用いた逐次近似法の並列の研究も行われている（例えば、非特許文献4参照）。

非特許文献1：田中栄一，「P E T画像の再構成法の現状と展望」，日本放射線技術学会雑誌，浜松ホトニクス株式会社，Vol. 62, No. 6, 771-777, (2006)。

非特許文献2：A. Fukano, F. Nakayama, H. Kubo, “Performance evaluation of relaxed block-iterative algorithms for 3-D PET reconstruction,” IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 5, pp. 2830-2834, 2004.

非特許文献3：H. Yang, M. Li, K. Koizumi, and H. Kubo, “Accelerating backprojections via CUDA architecture,” in Proceedings of the 9th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, pp. 52-55, Lindau, Germany, July 2007.

非特許文献4：Guillem Pratz, Craig S. Levin et al, “Fast, Accurate and Shift-Varying Line Projections for Iterative Reconstruction Using the GPU”, IEEE Trans. Med. Imaging., Vol. 28, No 3, pp. 435-445, 2009.

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0012] しかしながら、上述の非特許文献4に報告されている手法は、G P U独特

の機構を利用するものであり、GPU以外の他のSIMD型機構への応用は困難であるという問題点がある。GPUはそもそも画像処理のためにあるものであったので、GPU独特の機構の利用とは、データをテクスチャ画像として扱った上で、ピクセル（画素）シェーダやバーテックスシェーダを用いることを指す。

- [0013] この発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、汎用性が高く、演算の高速化を図ることができる核医学用データ処理方法および核医学診断装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

- [0014] この発明は、このような目的を達成するために、次のような構成をとる。
- すなわち、この発明の核医学用データ処理方法は、放射線を検出することにより得られた事象データから生成されたリストデータをLOR毎に並列に順投影演算して順投影処理後データを得る順投影処理工程と、前記順投影処理後データあるいはリストデータを画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算する逆投影処理工程とを備えることを特徴とするものである。
- [0015] この発明の核医学用データ処理方法によれば、順投影処理工程は、放射線を検出することにより得られた事象データから生成されたリストデータをLOR (Line Of Response) 毎に並列に順投影演算して順投影処理後データを得る。逆投影処理工程は、順投影処理後データあるいはリストデータを画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算する。LOR毎にリストデータについて並列に演算処理を行っているので、例えばGPU独特の機構を利用せずとも、順投影演算および逆投影演算が実現可能で、他の演算機構に適用することができ汎用的である。また、リストデータについて並列処理を行い、その並列処理を順投影演算および逆投影演算でそれぞれ行っているので、メモリの競合を防止することができ、高速化が実現できる。また、逆投影演算では、順投影演算と相違して、メモリの競合が発生する可能性があるので、それを防止するために、逆投影処理工程は、画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算している。その結果、汎用性が高く、演算の高速化

を図ることができる。

[0016] 各LORの主方向はそれぞれランダムに並んでいるので、最初に主方向の分類を行うのが好ましい。すなわち、この発明の核医学用データ処理方法において、LORのベクトルと放射線を検出する検出器の配置方向とに基づいてLORの主方向を主方向決定工程は決定するのが好ましい。そして、その主方向決定工程で決定された主方向に基づいてLORが通過する画像空間の断面を断面決定工程は決定する。その断面決定工程で決定された断面に基づいてその断面におけるLORが横断する演算領域を演算領域決定工程は演算領域を決定する。さらに具体的に順投影処理工程および逆投影処理工程は以下のような演算処理を行う。すなわち、順投影処理工程は、その演算領域毎に並列に演算し、逆投影処理工程は、演算領域内を複数の領域に分割した領域毎に順投影処理後データあるいはリストデータを並列に演算する。このように、主方向を決定することで主方向を分類して、それぞれの演算処理が行いやすくなる。

[0017] また、この発明の核医学用データ処理方法では、上述の逆投影処理工程は、上述の断面を複数の領域に分割して、分割されて分散された複数の領域を1つの領域に所属させて、所属されたそれぞれの領域毎に並列に演算を行うのが好ましい。このように領域についても分類することで、特定のスレッドに局在することを防ぎ、演算効率を向上させることができる。ここで、「スレッド(Thread)」とは並列データの処理単位を示す。

[0018] より好ましい一例は、所定間隔離れた複数の行領域を上述の1つの領域として所属させることである。このように領域をまんべんなく分散させて分類することで、特定のスレッドに局在することをより一層防止することができる。

[0019] 上述したこれらの発明の核医学用データ処理方法の一例は、順投影処理工程および逆投影処理工程を複数回実行して、画像を逐次に近似して更新する逐次近似法を用いることである。核医学診断の分野では、上述のように逐次近似法を用いて画像再構成が行われる。したがって、この発明においても逐

次近似法に適用してもよい。もちろん、逆投影処理工程において、フィルタード・バックプロジェクション（FBP: Filtered Back Projection）（「フィルタ補正逆投影法」とも呼ばれる）を適用してもよい。

[0020] また、この発明の核医学診断装置は、放射線を検出することにより得られた事象データから生成されたリストデータをLOR毎に並列に順投影演算して順投影処理後データを得る順投影処理手段と、前記順投影処理後データを画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算する逆投影処理手段とを備えることを特徴とするものである。

[0021] この発明の核医学診断装置によれば、順投影処理手段は、放射線を検出することにより得られた事象データから生成されたリストデータをLOR毎に並列に順投影演算して順投影処理後データを得て、逆投影処理手段は、順投影処理後データあるいはリストデータを画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算するので、核医学用データ処理方法と同様に、汎用性が高く、演算の高速化を図ることができる。

発明の効果

[0022] この発明に係る核医学用データ処理方法および核医学診断装置によれば、放射線を検出することにより得られた事象データから生成されたリストデータをLOR毎に並列に順投影演算して順投影処理後データを得て、順投影処理後データあるいはリストデータを画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算するので、汎用性が高く、演算の高速化を図ることができる。

図面の簡単な説明

[0023] [図1]実施例に係るPET (Positron Emission Tomography) 装置の側面図およびブロック図

[図2] γ 線検出器の概略斜視図である。

[図3]一連のリストデータの処理方法の流れを示すフローチャートである。

[図4]検出確率の説明に供する γ 線検出器での同時計数を示した模式図である。

[図5]リング状に配置された γ 線検出器の配置と3次元座標との関係を定義し

た模式図である。

[図6] L O Rの方向ベクトルを投影の概念図に併記した模式図である。

[図7] L O Rが通過する画像空間の断面における演算領域の模式図である。

[図8] L O Rおよび1サブセット分の投影値の並列演算の説明に供する模式図である。

[図9] (a) はL O Rが通過する画像空間の断面における演算領域の分割を示した模式図、(b) は(a)の拡大図である。

[図10]一連のステップS 1～S 5でのリストデータの流れを示す模式図である。

符号の説明

- [0024] 3 … γ 線検出器
 1 O … 演算処理部
 d … (方向)ベクトル
 M … 被検体

実施例

[0025] 以下、図面を参照してこの発明の実施例を説明する。図1は、実施例に係るPET (Positron Emission Tomography)装置の側面図およびブロック図であり、図2は、 γ 線検出器の概略斜視図である。

[0026] 本実施例に係るPET装置は、図1に示すように、被検体Mを載置する天板1を備えている。この天板1は、上下に昇降移動、被検体Mの体軸Zに沿って平行移動するように構成されている。このように構成することで、天板1に載置された被検体Mは、後述するガントリ2の開口部2aを通過して、頭部から順に腹部、足部へと走査されて、被検体Mの画像を得る。なお、走査される部位や各部位の走査順序については特に限定されない。

[0027] 天板1の他に、本実施例に係るPET装置は、開口部2aを有したガントリ2と、 γ 線検出器3とを備えている。 γ 線検出器3は、被検体Mの体軸Z周りを取り囲むようにしてリング状に配置されており、ガントリ2内に埋設されている。 γ 線検出器3は、この発明における検出器に相当する。

[0028] その他にも、本実施例に係るPET装置は、天板駆動部4とコントローラ5と入力部6と出力部7とメモリ部8と同時計数回路9と演算処理部10とを備えている。天板駆動部6は、天板1の上述した移動を行うように駆動する機構であって、図示を省略するモータなどで構成されている。演算処理部10は、この発明における順投影処理手段および逆投影処理手段に相当する。

[0029] コントローラ5は、本実施例に係るPET装置を構成する各部分を統括制御する。コントローラ5および演算処理部10は、中央演算処理装置（CPU）などで構成されている。特に、本実施例では、演算処理部10は、GPUなどに代表されるSIMD型機構で構成されている。もちろん、演算処理部10は、GPU以外の他のSIMD型機構であってもよく、並列演算が可能であれば、特に限定されない。

[0030] 入力部6は、オペレータが入力したデータや命令をコントローラ5に送り込む。入力部6は、マウスやキーボードやジョイスティックやトラックボールやタッチパネルなどに代表されるポインティングデバイスで構成されている。出力部7はモニタなどに代表される表示部やプリンタなどで構成されている。

[0031] メモリ部8は、ROM（Read-only Memory）やRAM（Random-Access Memory）などに代表される記憶媒体で構成されている。本実施例では、同時計数回路9で同時計数された計数値（カウント）や同時計数した2つの γ 線検出器3からなる検出器対やLORといった同時計数に関するデータや、演算処理部10で演算処理された各種のデータなどについてはRAMに書き込んで記憶し、必要に応じてRAMから読み出す。ROMには、各種の核医学診断を含めて撮像を行うためのプログラム等を予め記憶しており、そのプログラムをコントローラ5および演算処理部10が実行することでそのプログラムに応じた核医学診断をそれぞれ行う。特に、本実施例では、GPUを用いた並列演算を「CUDA（NVIDIA社提供）」と呼ばれる並列コンピューティングアーキテクチャに実行させるべく、CUDAに関するプログラムを

ROMに予め記憶しており、そのCUDAに関するプログラムを演算処理部10が実行することで後述するステップS1～S5の処理を実行する。

[0032] 放射性薬剤が投与された被検体Mから発生した γ 線を γ 線検出器3のシンチレータブロック31（図2を参照）が光に変換して、変換されたその光を γ 線検出器3の光電子増倍管(PMT: Photo Multiplier Tube)33（図2を参照）は増倍させて電気信号に変換する。その電気信号をイベントとして同時計数回路9に送り込む。

[0033] 具体的には、被検体Mに放射性薬剤を投与すると、ポジトロン放出型のRIのポジトロンが消滅することにより、2本の γ 線が発生する。同時計数回路9は、シンチレータブロック31（図2を参照）の位置と γ 線の入射タイミングとをチェックし、被検体Mの両側にある2つのシンチレータブロック31で γ 線が同時に入射したときのみ、送り込まれたイベントを適正なデータと判定する。一方のシンチレータブロック31のみに γ 線が入射したときには、同時計数回路9は棄却する。つまり、同時計数回路9は、上述した電気信号に基づいて、2つの γ 線検出器3において γ 線が同時観測されたことを検出する。

[0034] 同時計数回路9に送り込まれたイベントを、演算処理部10に送り込む。演算処理部10は順投影処理や逆投影処理による画像再構成を行って、被検体Mの画像を求める。画像を、コントローラ5を介して出力部7に送り込む。このようにして、演算処理部10で得られた画像に基づいて核医学診断を行う。演算処理部10の具体的な機能については後述する。

[0035] γ 線検出器3は、図2に示すようにシンチレータブロック31と、そのシンチレータブロック31に対して光学的に結合されたライトガイド32と、そのライトガイド32に対して光学的に結合された光電子増倍管（以下、単に「PMT」と略記する）33とを備えている。シンチレータブロック31を構成する各シンチレータ素子は、 γ 線の入射に伴って発光することで γ 線から光に変換する。この変換によってシンチレータ素子は γ 線を検出する。シンチレータ素子において発光した光がシンチレータブロック31で十分に

拡散されて、ライトガイド32を介してPMT33に入力される。PMT33は、シンチレータブロック31で変換された光を増倍させて電気信号に変換する。その電気信号は、上述したようにイベントとして同時計数回路9（図1を参照）に送り込まれる。

[0036] 次に、演算処理部10の具体的な機能について、図3～図10を参照して説明する。図3は、一連のリストデータの処理方法の流れを示すフローチャートであり、図4は、検出確率の説明に供する γ 線検出器での同時計数を示した模式図であり、図5は、リング状に配置された γ 線検出器の配置と3次元座標との関係を定義した模式図であり、図6は、LORの方向ベクトルを投影の概念図に併記した模式図であり、図7は、LORが通過する画像空間の断面における演算領域の模式図であり、図8は、LORおよび1サブセット分の投影値の並列演算の説明に供する模式図であり、図9は、LORが通過する画像空間の断面における演算領域の分割を示した模式図であり、図10は、一連のステップS1～S5でのリストデータの流れを示す模式図である。図4、図5では γ 線検出器3として、シンチレータブロック31のみを図示して、ライトガイド32やPMT33については図示を省略する。また、本実施例では、3次元のボクセル(voxel)で構成される画素を例に採って説明する。

[0037] 本実施例では、逐次近似法アルゴリズムとしてリストデータを用いたlist-mode 3D-DRAマ法(Dynamic Row-Action Maximum Likelihood Algorithm)を採用し、吸収補正、感度補正、ランダム補正等の補正を取り入れた上で、GPUを用いた並列演算を上述のCUDAで実装している。list-mode 3D-DRAマ法の更新式は、下記(1)式で表される。

[0038]

[数1]

$$\begin{aligned}
 x_j^{(k,l+1)} &= x_j^{(k,l)} + \lambda^{(k,l)} \cdot \frac{x_j^{(k,l)}}{C_j} \cdot \underbrace{\sum_{i \in S_l} a'_{i(t)j} \cdot \left[\frac{1}{\underbrace{\sum_{j'=0}^{J-1} a'_{i(t)j'} x_{j'}^{(k,l)} + r_i}_{\text{FP}}} - p_{lj} \right]}_{\text{BP}} \\
 x_j^{(k+1,0)} &= x_j^{(k,L-1)} \\
 C_j &= \max \sum_{i \in S_l} a'_{i(t)j} p_{lj} \\
 p_{lj} &= \sum_{i=0}^{I-1} \mu_i a_{ij} / \sum_{l'=0}^{L-1} \sum_{i \in S_{l'}} a'_{i(t)j} \\
 \lambda^{(k,l)} &= \beta_0 / (\beta_0 + l + \gamma kl) \quad \dots (1)
 \end{aligned}$$

[0039] なお、上記（１）式中の $i(t)$ は t 番目の同時計数イベントを示す。総イベント数をサブセット数 L で除算し、それぞれのサブセットを S_l ($l=0, 1, \dots, L-1$) (l は小文字の L) と表す。 k ($k=0, 1, \dots$) は逐次近似回数、 l (小文字の L) はサブセット数であり、 $x_j^{(k,l)}$ は更新後のボクセル j ($j=0, 1, \dots, J-1$) の画素値である。図４に示すように、 $a_{i(t)j}$ はボクセル j から放出された γ 線光子が $LOR_{i(t)}$ に検出される確率であり、「システムマトリックス」とも呼ばれている。システムマトリックスの演算では検出器応答関数も考慮している。 C_j は正規化マトリックス、 p_{lj} はブロッッキングファクタを示す。

[0040] ブロッッキングファクタについては、上述の非特許文献２で２種紹介されているが、本検討では収束性が高く、すべてのリストデータを用いて演算する手法を採用している。 $\lambda^{(k,l)}$ は緩和係数であり、収束速度に関与する。 γ と β_0 は $\lambda^{(k,l)}$ を制御するパラメータである。また、 $a'_{i(t)j}$ は吸収補正後

の $a_{i(t)j}$ であり、下記（２）式に補正関連の定義を示す。

[0041] [数2]

$$\begin{aligned} a'_{i(t)} &= A_{i(t)} a_{i(t)j} \\ A_{i(t)} &= \exp\left(-\sum \mu_j\right) \\ r_i &= 2\tau s_{i(t)0} s_{i(t)1} \quad \dots (2) \end{aligned}$$

[0042] なお、上記（２）式中の $A_{i(t)j}$ は吸収補正係数を表し、 μ_j は吸収係数の分布を表す。また、 r_i はシングル計数の計数率 s_{i0} 、 s_{i1} と同時計数のタイムウィンドウ 2τ よりランダム計数率を予測した値である。

[0043] また、上記（１）式中の FP は Forward Projection、すなわち順投影を表し、上記（１）式中の部分で順投影処理での演算が行われる。一方、上記（１）式中の BP は Back Projection、すなわち逆投影を表し、上記（１）式中の部分で逆投影処理での演算が行われる。

[0044] 先ず、初期画像である $x_j^{(0,0)}$ を適宜に設定する。初期画像 $x_j^{(0,0)}$ については、例えば一様な画素値を有する画像であればよく、 $x_j^{(0,0)} > 0$ とする。設定された初期画像 $x_j^{(0,0)}$ と、上記（２）式で補正された $a'_{i(t)j}$ とを用いて、上記（１）式に繰り返し代入することで、 $x_j^{(0,0)}$ 、 $\dots$ 、 $x_j^{(0,L-1)}$ が逐次に求められ、最終的に求められた $x_j^{(0,L-1)}$ を $x_j^{(1,0)}$ とすることで $x_j^{(1,0)}$ に繰り上げる。以下、同様に、 x_j を順に繰り上げる（ $x_j^{(0,0)}$ 、 $x_j^{(1,0)}$ 、 $\dots$ 、 $x_j^{(k,0)}$ ）。反復を表す k の回数については特に限定されず、適宜に設定すればよい。このように最終的に求められた x_j をそれに対応するボクセル v_j ごとに並べることで、順投影処理や逆投影処理による画像再構成を行い、被検体 M の画像を求める。

[0045] 続いて、各々の順投影処理および逆投影処理での具体的な並行演算について詳しく述べる。

[0046] （ステップ $S1$ ）主方向決定

図５に示すように、水平軸を x 、垂直軸を y とし、被検体 M の体軸を z と

する。リング状に配置された γ 線検出器3を x y 平面上に並べたときには、体軸 z は奥行き方向の軸になる。図6に示すように、LORに平行な方向ベクトルを d (d_x , d_y , d_z) と定義し (ただし $\|d\|=1$ 、単位ベクトル)、LORのベクトル d と γ 線検出器3の配置方向とに基づいて、LORの主方向を決定する。 γ 線検出器3は x y 平面上で配置されているので、ベクトル d (d_x , d_y , d_z) のうち d_x と d_y との大きさを比較して大きい方を主方向とする。図6では、 x 方向を主方向としているときの模式図である。このステップS1は、この発明における主方向決定工程に相当する。

[0047] (ステップS2) 断面決定

ステップS1で決定された主方向に基づいてLORが通過する画像空間の断面を決定する。本実施例では、主方向が直交する面を、LORが通過する画像空間の断面として決定する。図6では、 x 方向を主方向としている図であるので、図6、図7に示すように断面は y z 平面となる。このステップS2は、この発明における断面決定工程に相当する。

[0048] (ステップS3) 演算領域決定

ステップS2で決定された断面 (図6では y z 平面) に基づいてその断面におけるLORが横断する演算領域を決定する。まず、LORの始点となる断面 (図6では「slice_start」で表記) およびLORの終点となる断面 (図6では「slice_end」で表記) を決定して、始点となる断面上の座標と終点となる断面上の座標とを決定する。図6、図7では、断面を y z 平面としているので、始点となる断面上の座標は y , z 座標となり、同じく終点となる断面上の座標を y , z 座標となる。ベクトルは一方向に延びているので、始点・終点の y 座標のいずれか一方が最小値の座標 (図7では「Min_0」で表記) となり、他方が最大値の座標 (図7では「Max_0」で表記) となる。同じく、始点・終点の z 座標のいずれか一方が最小値の座標 (図7では「Min_1」で表記) となり、他方が最大値の座標 (図7では「Max_1」で表記) となる。つまり、断面上では、LORは各断面上の最小値の座標位置から最大値の座標位置を横切ることになる。したがって、LORが横断する演算領域は、図7に

示すようにMin_0, Max_0, Min_1およびMax_1で区切られた領域となる。このステップS 3は、この発明における演算領域決定工程に相当する。

[0049] (ステップS 4) 順投影処理

ステップS 3で決定された演算領域でリストデータについて並列に演算処理を行う。具体的には、それぞれのボクセルjについてシステムマトリックスを求めて、決定された演算領域の範囲で上記(1)式中のFPで表記された部分において画素値と乗算して加算することにより投影値の更新を行う。上記(1)式での並列演算をLOR毎に行う。投影値を代入するメモリについては、1サブセット当たり、1イベント当たり1要素を書き込む構成となり、例えば図8のように書き込まれる。図8中の「Thread_0」、「Thread_1」、「Thread_2」、「Thread_3」、…は、書き込まれる並列データの処理単位を示す。各LORは、1サブセット当たり各スレッドに一对一に対応している。

[0050] 例えば、総イベント数が3276800イベントの処理を行う場合に、サブセット数を128とすると、1サブセット当たりイベント数が25600(=3276800/128)となる。したがって、順投影処理での並列演算を行う場合には、25600イベントを25600スレッドで演算することから、投影値の書き込み先はスレッド毎に異なり、メモリの競合は発生しない。このステップS 4は、この発明における順投影処理工程に相当する。

[0051] (ステップS 5) 逆投影処理(領域分割)

ステップS 4で順投影処理が行われた順投影処理後データあるいはリストデータについて逆投影処理を行う。この場合には、LORが通過する画像空間の各断面を複数の領域に分割して、分割されて分散された複数の領域を1つの領域に所属させて、所属されたそれぞれの領域毎に並列に演算を行う。具体的には、所属されたそれぞれの領域で上記(1)式中のBPで表記された部分において加算することにより逆投影値の更新を行う。

[0052] 図9を参照してより詳しく説明すると、所定間隔離れた行領域を1つの領域として所属させる。例えば、演算領域が256×256ピクセルの断面(スライ

ス)の場合に、31行おきの行を1つの領域と定義すると、1スライス当たり32の領域に分割したことになり、8(=256/32)行で1つの領域となる。したがって、この場合には、31行間隔離れた行領域毎に1つの領域として所属させることになる。図9の場合には、図示の便宜上、7行おきの行の1つの領域として定義している。図9(a)を拡大したのが図9(b)である。図9に示すように、7行おきの行の1つの領域として定義すると、1スライス当たり8の領域に分割することになる。すなわち、図9(b)で表記された「Thread_0」、「Thread_1」、…「Thread_7」でそれぞれ分割することになる。このステップS5は、この発明における逆投影処理工程に相当する。

[0053] また、一連のステップS1～S5でのリストデータの流れは、図10に示す通りである。すなわち、各イベント毎(すなわち各LOR毎)のリストデータ(図10では「Event_0」、「Event_1」、「Event_2」、…で表記)を、ステップS1で主方向を決定することで主方向を分類する。本実施例では、 d_x と d_y との大きさを比較して大きい方を主方向としているので、主方向がx方向のリストデータ(図10では「主方向xのリストデータ」で表記)および主方向がy方向のリストデータ(図10では「主方向yのリストデータ」で表記)に分類して、それぞれステップS5で逆投影処理について並列に演算処理を行う。

[0054] なお、上述した逐次近似法としては、上述したDRAMA法に限定されず、スタティックな(つまり静的な)RAMLA法(Row-Action Maximum Likelihood Algorithm)でもよいし、ML-EM法(Maximum Likelihood Expectation Maximization)でもよいし、OSEM法(Ordered Subset ML-EM)でもよい。

[0055] 上述の構成を備えた本実施例に係るPET装置および処理方法によれば、ステップS4(順投影処理)は、 γ 線を検出することにより得られた事象データから生成されたリストデータをLOR毎に並列に順投影演算して順投影処理後データを得る。ステップS5(逆投影処理)は、順投影処理後データ

あるいはリストデータを画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算する。L O R毎にリストデータについて並列に演算処理を行っているので、例えばGPU独特の機構を利用せずとも、順投影演算および逆投影演算が実現可能で、他の演算機構に適用することができ汎用的である。また、リストデータについて並列処理を行い、その並列処理を順投影演算および逆投影演算でそれぞれ行っているため、メモリの競合を防止することができ、高速化が実現できる。また、逆投影演算では、順投影演算と相違して、メモリの競合が発生する可能性があるため、それを防止するために、ステップS 5（逆投影処理）は、画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算している。その結果、汎用性が高く、演算の高速化を図ることができる。

[0056] 各L O Rの主方向はそれぞれランダムに並んでいるので、本実施例では、好ましくは最初に主方向の分類を行っている。すなわち、L O Rのベクトル d と γ 線を検出する γ 線検出器3の配置方向とに基づいてL O Rの主方向をステップS 1（主方向決定）は好ましくは決定している。そして、そのステップS 1（主方向決定）で決定された主方向に基づいてL O Rが通過する画像空間の断面をステップS 2（断面決定）は決定する。そのステップS 2（断面決定）で決定された断面に基づいてその断面におけるL O Rが横断する演算領域をステップS 3（演算領域決定）は演算領域を決定する。さらに具体的にステップS 4（順投影処理）およびステップS 5（逆投影処理）は上述したような演算処理を行っている。すなわち、ステップS 4（順投影処理）は、その演算領域毎に並列に演算し、ステップS 5（逆投影処理）は、演算領域内を複数の領域に分割した領域毎に順投影処理後データあるいはリストデータを並列に演算する。このように、主方向を決定することで主方向を分類して、それぞれの演算処理が行いやすくなる。

[0057] また、本実施例では、上述のステップS 5（逆投影処理）は、上述の断面を複数の領域に分割して、分割されて分散された複数の領域を1つの領域に所属させて、所属されたそれぞれの領域毎に並列に演算を好ましくは行っている。このように領域についても分類することで、特定のスレッドに局在す

ることを防ぎ、演算効率を向上させることができる。

[0058] より好ましくは、所定間隔離れた行領域毎に1つの領域として所属させている（図9を参照）。このように領域をまんべんなく分散させて分類することで、特定のスレッドに局在することをより一層防止することができる。

[0059] 本実施例では、上述のステップS4（順投影処理）およびステップS5（逆投影処理）を複数回実行して、画像を逐次に近似して更新する逐次近似法に適用している。すなわち、逐次近似法を用いて並列に上述の演算処理を行っている。核医学診断の分野では、上述のように逐次近似法を用いて画像再構成が行われる。

[0060] また、本実施例に係るPET装置は、 γ を検出することにより得られた事象データから生成されたリストデータをLOR毎に並列に順投影演算して順投影処理後データを得て、順投影処理後データを画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算する上述のステップS1～S5の演算処理を行う演算処理部10とを備えている。本実施例のステップS1～S5の方法をPET装置に適用することで、本実施例のステップS1～S5の方法と同様に、汎用性が高く、演算の高速化を図ることができる。

[0061] 本実施例では、上述のlist-mode 3D-DRAAMA法のCUDA実装を行い、画像再構成の高速化の検討を行った結果、3.2Mイベントのリストデータについて約18倍の高速化が実現したのを確認した。また、GPUを用いて演算して得られた再構成画像は一般のCPUを用いた場合とほぼ同一であることも確認した。

[0062] この発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

[0063] （1）上述した実施例では、逐次近似法を用いて上述のステップS4（順投影処理）およびステップS5（逆投影処理）で並列に上述の演算処理を行ったが、逆投影処理工程において、フィルタード・バックプロジェクションを用いたフェルドkamp(Feldkamp)法を適用してもよい。

[0064] （2）上述した実施例では、主方向を決定することで主方向を分類したが

、必ずしも主方向を決定する必要はない。ただし、それぞれの演算処理が行いやすくなるためには、実施例のように、主方向を決定することで主方向を分類するのがより好ましい。

[0065] (3) 上述した実施例では、水平軸を x 、垂直軸を y とし、被検体 M の体軸を z とした上で主方向を決定したが、必ずしもこれらの軸の方向に限定されない。

[0066] (4) 上述した実施例では、リング状に配置された γ 線検出器 3 を図 5 に示すように x y 平面に並べた上で主方向を決定したが、 γ 線検出器の配置状態に応じて主方向を適宜決定すればよい。非リング状の検出器の場合には、同時計数する 2 つの検出器上の平面に基づいて主方向を決定すればよい。

[0067] (5) 上述した実施例では、主方向を決定する際に大きい方を主方向としたが、必ずしもこれに限定されない。一定の規則に基づいて主方向を決定するのであれば、例えば小さい方を主方向としてもよい。

[0068] (6) 上述した実施例では、主方向が直交する面を、 LOR が通過する画像空間の断面として決定したが、必ずしも主方向が直交する面を当該断面として決定する必要はない。 90° 以外の角度で横切る面を当該断面として決定してもよい。

[0069] (7) 上述した実施例では、所定間隔離れた行領域毎に 1 つの領域として所属させたが、行領域以外のブロックの領域で区分させて、それらのいくつかをまとめて 1 つの領域として所属させてもよい。

[0070] (9) 上述した実施例では、核医学診断装置について述べたが、コリメータ機構のあるガンマカメラ、 $SPECT$ にも応用が可能である。

請求の範囲

- [請求項1] 放射線を検出することにより得られた事象データから生成されたりストデータをLOR毎に並列に順投影演算して順投影処理後データを得る順投影処理工程と、
- 前記順投影処理後データあるいはリストデータを画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算する逆投影処理工程と
- を備えることを特徴とする核医学用データ処理方法。
- [請求項2] 請求項1に記載の核医学用データ処理方法において、
- 前記LORのベクトルと前記放射線を検出する検出器の配置方向とに基づいて前記LORの主方向を決定する主方向決定工程と、
- その主方向決定工程で決定された前記主方向に基づいて前記LORが通過する画像空間の断面を決定する断面決定工程と、その断面決定工程で決定された前記断面に基づいてその断面における前記LORが横断する演算領域を決定する演算領域決定工程とを備え、
- 前記順投影処理工程は、前記演算領域毎に並列に演算し、
- 前記逆投影処理工程は、前記演算領域内を複数の領域に分割した領域毎に並列に演算することを特徴とする核医学用データ処理方法。
- [請求項3] 請求項1または請求項2に記載の核医学用データ処理方法において、
- 前記逆投影処理工程は、前記断面を複数の領域に分割して、分割されて分散された複数の領域を1つの領域に所属させて、所属されたそれぞれの領域毎に並列に演算を行うことを特徴とする核医学用データ処理方法。
- [請求項4] 請求項3に記載の核医学用データ処理方法において、
- 所定間隔離れた複数の行領域を前記1つの領域として所属させることを特徴とする核医学用データ処理方法。
- [請求項5] 請求項1から請求項4のいずれかに記載の核医学用データ処理方法において、前記順投影処理工程および前記逆投影処理工程を複数回実

行して、画像を逐次に近似して更新する逐次近似法を用いることを特徴とする核医学用データ処理方法。

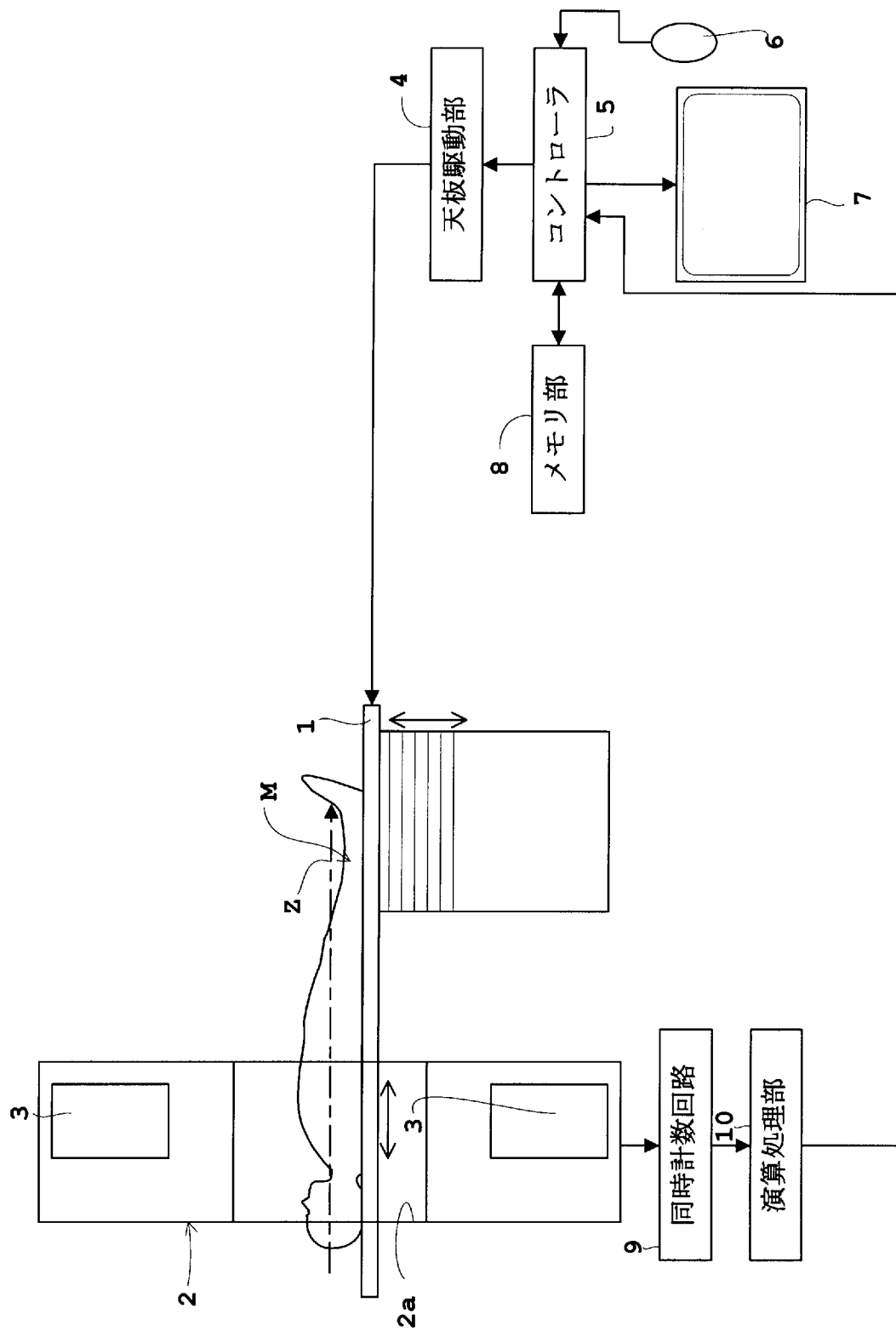
[請求項6]

放射線を検出することにより得られた事象データから生成されたりストデータをLOR毎に並列に順投影演算して順投影処理後データを
得る順投影処理手段と、

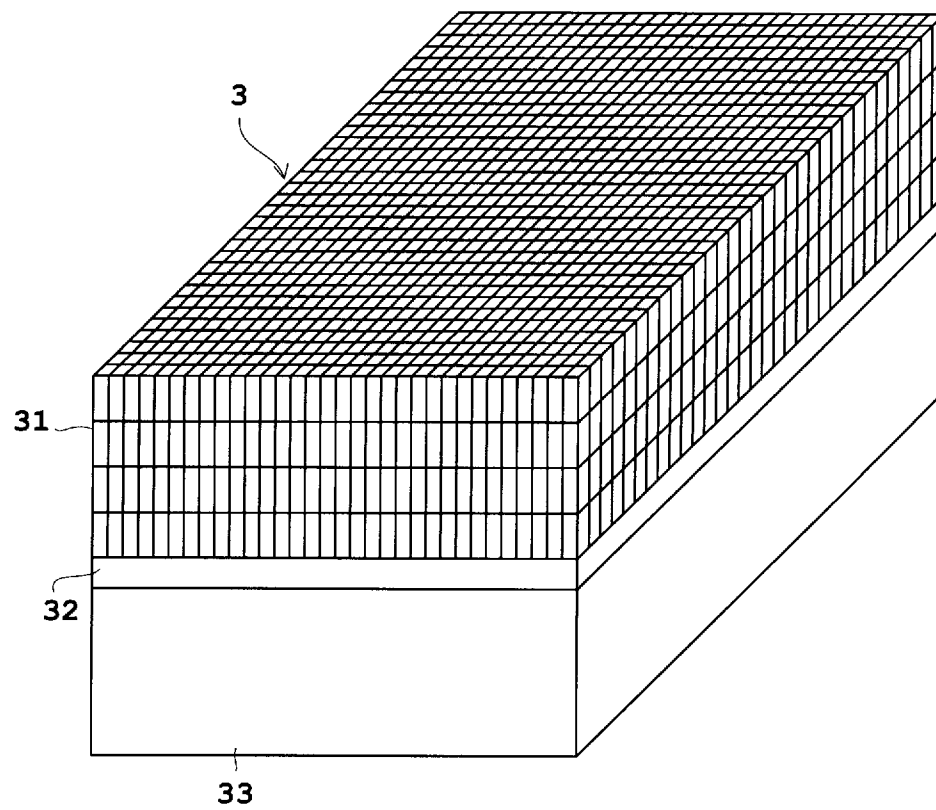
前記順投影処理後データを画像空間の断面を分割した領域毎に並列に逆投影演算する逆投影処理手段と

を備えることを特徴とする核医学診断装置。

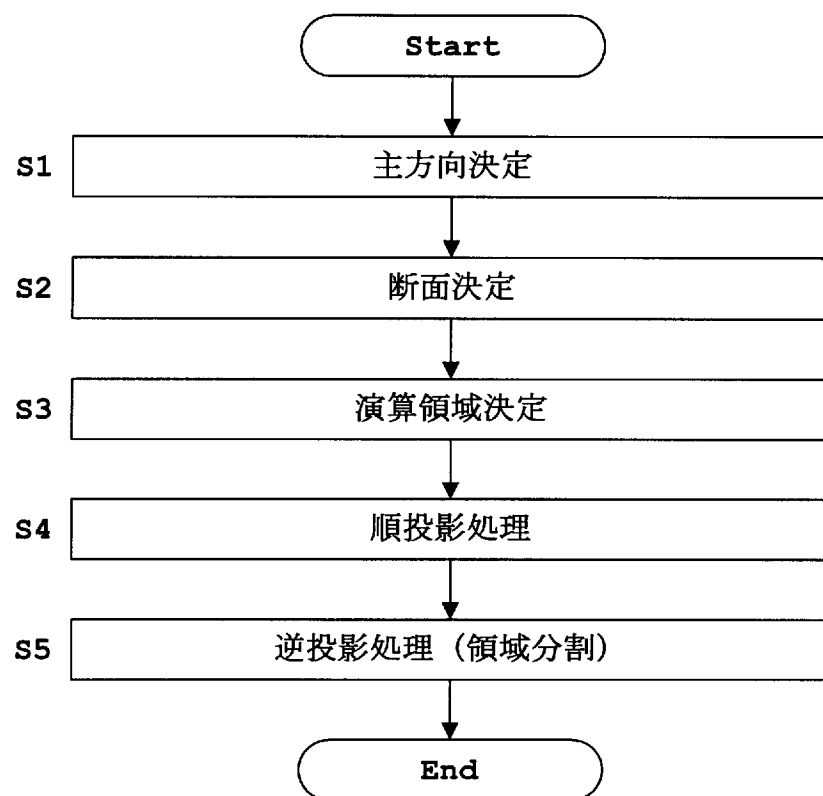
[図1]



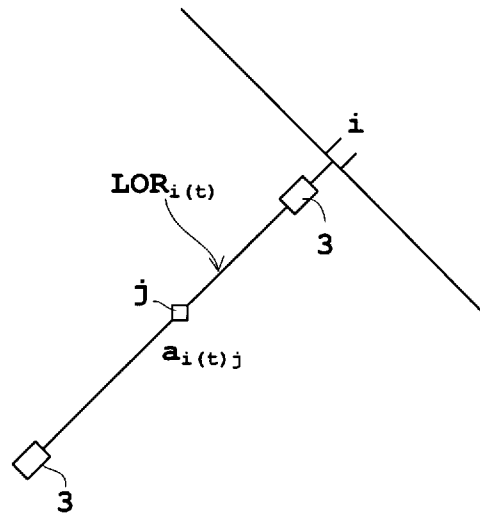
[図2]



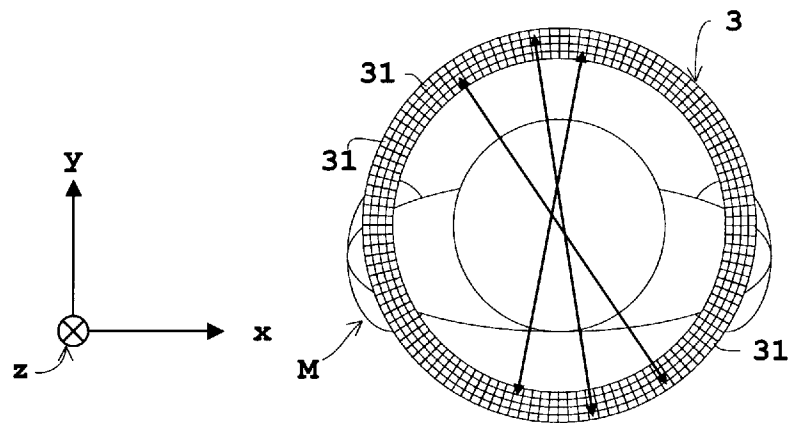
[図3]



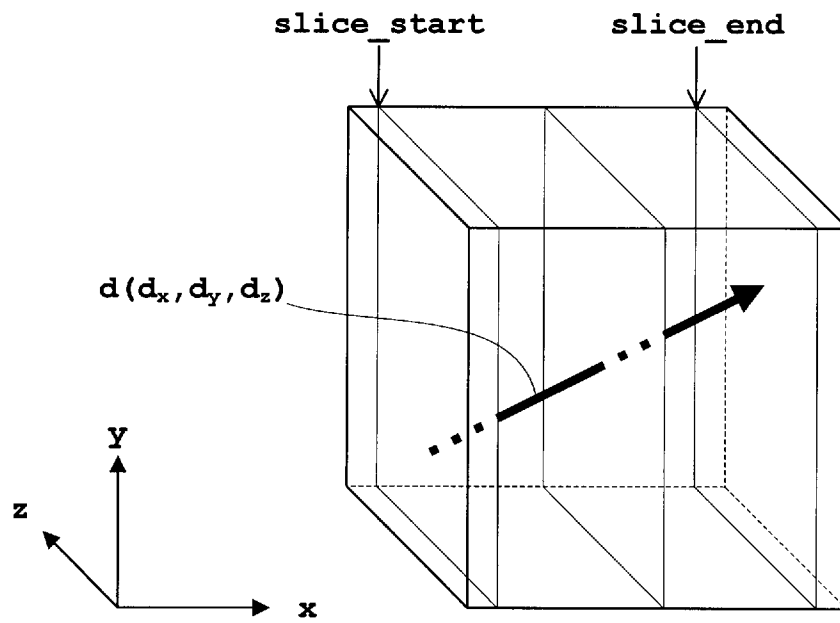
[図4]



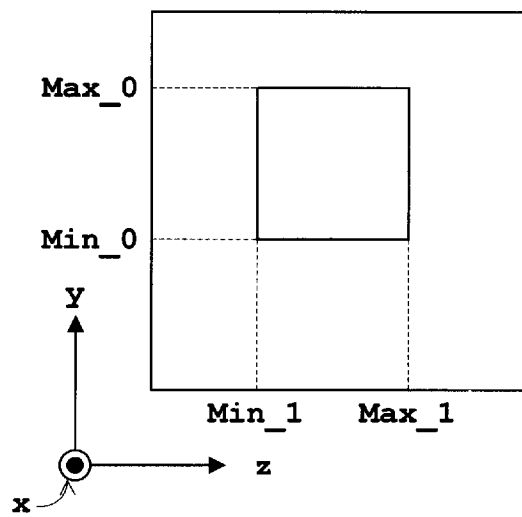
[図5]



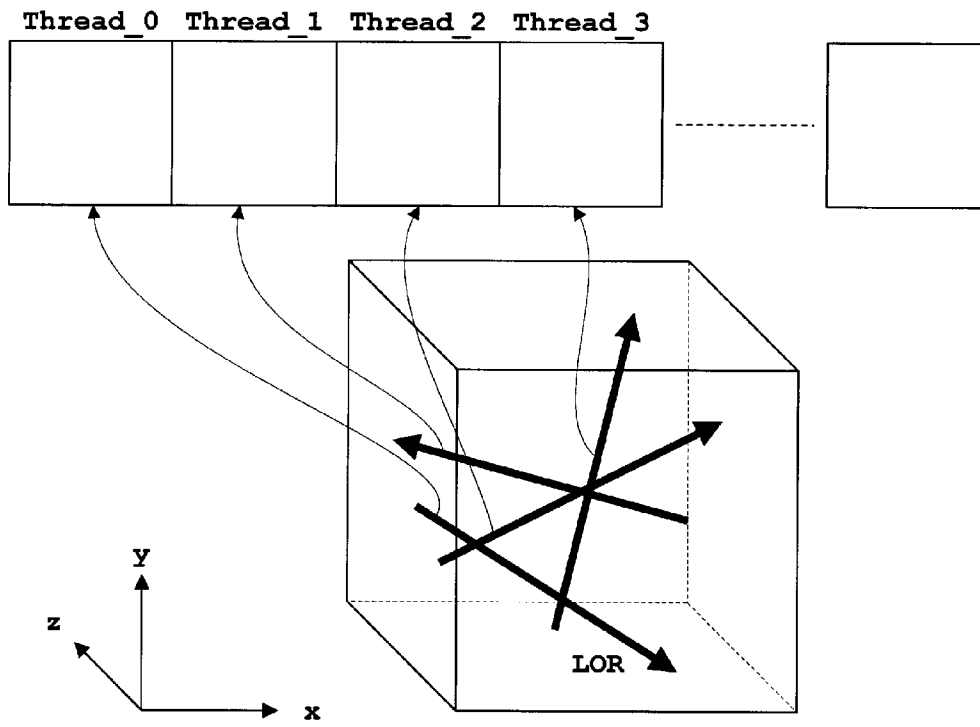
[図6]



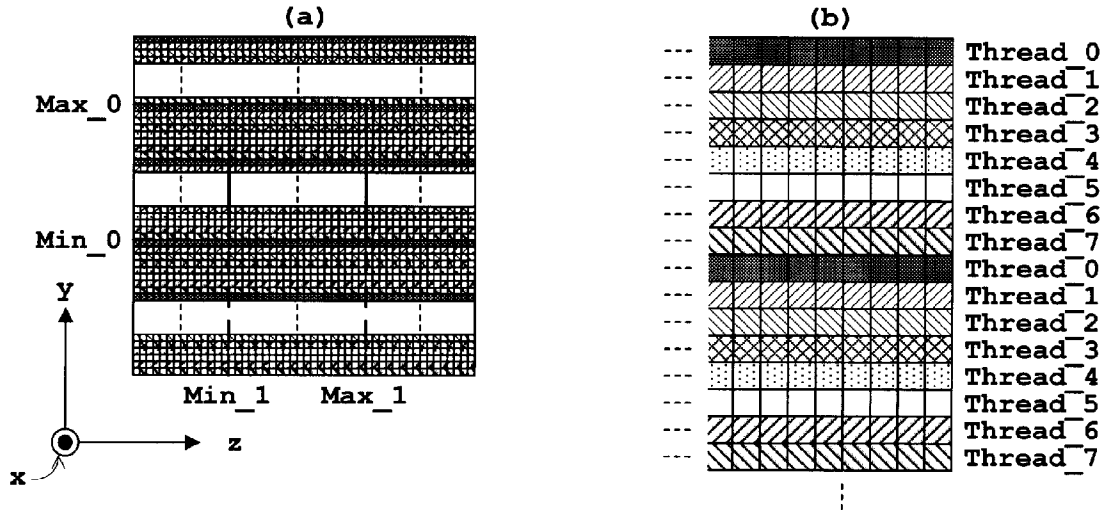
[図7]



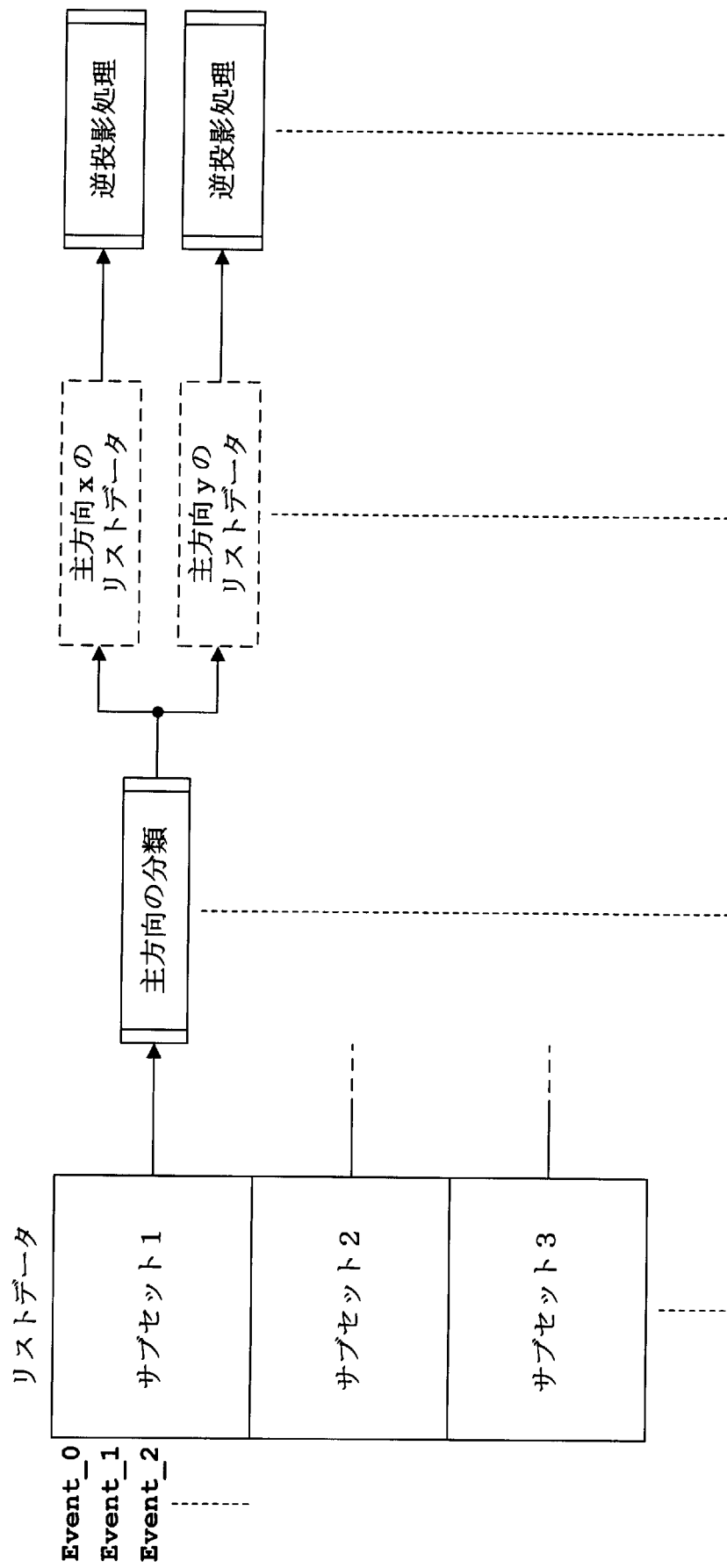
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/004381

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/161 (2006.01) i

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)

G01T1/161

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-232548 A (Hitachi, Ltd.), 13 September 2007 (13.09.2007), entire text; all drawings & US 2008/0210876 A1 & WO 2007/099930 A1	1-6

☐ 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
26 November, 2009 (26.11.09)

Date of mailing of the international search report
08 December, 2009 (08.12.09)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. G01T1/161 (2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. G01T1/161

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 9 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 9 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 9 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2007-232548 A（株式会社日立製作所）2007.09.13, 全文、全図 & US 2008/0210876 A1 & WO 2007/099930 A1	1-6

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 6 . 1 1 . 2 0 0 9

国際調査報告の発送日

0 8 . 1 2 . 2 0 0 9

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

松谷 洋平

2 Q

3 4 1 0

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2