

(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
2016 年 1 月 7 日(07.01.2016)



(10) 国際公開番号

WO 2016/002084 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01) *A61B 6/03* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/067976
- (22) 国際出願日: 2014 年 7 月 4 日(04.07.2014)
- (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: 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: 小林 哲哉 (KOBAYASHI Tetsuya); 〒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 1 1 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, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, 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, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

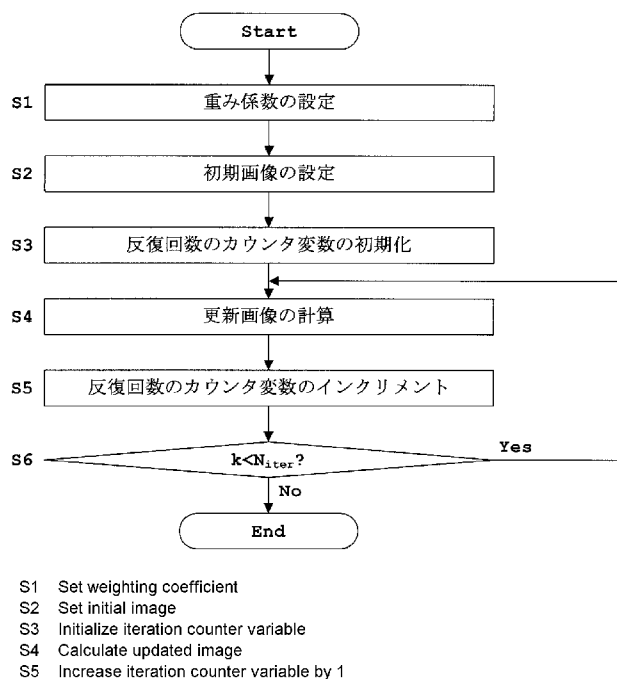
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: IMAGE RECONSTRUCTION PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 画像再構成処理方法



(57) Abstract: This image reconstruction processing method is characterized by the addition of weighting to a conventional reconstruction process. That is, weighting is carried out when reconstruction processing is carried out on the basis of optimization calculation of a multi-variable function that comprises a generalized data function of a Poisson distribution likelihood function, or the like, and has a digital image as an unknown. For example, if a weighting coefficient is made to be a constant not dependent on element data, the weighting coefficient is set on the basis of the directivity of linear noise occurring in a reconstructed image, or the weighting coefficient is set on the basis of detection-depth-position information detected by a detection element of a DOI detector (step 1). Further, weighting a partial function using a reverse-projected weighting coefficient for a reconstructed image of element data corresponding to the partial function makes it possible to suppress the occurrence of artifacts in the image and enhance the spatial resolution of the image.

(57) 要約: この発明の画像再構成処理方法では、従来の再構成処理工程において、重み付けを加えることを特徴とするものである。すなわち、ポアソン分布の尤度関数を一般化したデータ関数などからなる、デジタル画像を未知数とする多変数関数の最適化計算に基づいて再構成

処理を行う際に、重み付けを行う。例えば、重み係数を要素データに依存しない定数とした場合に再構成画像に生じる直線状ノイズの指向性に基づいて重み係数を設定する、あるいはDOI検出器の検出素子の検出深さ位置情報に基づいて重み係数を設定する(ステップS1)。そして、部分関数に対応する要素データの再構成画像に対する逆投影の重み係数で部分関数を重み付けることにより、画像に生じるアーティファクトを抑制し、または画像の空間分解能を向上させることができる。

WO 2016/002084 A1

明 細 書

発明の名称：画像再構成処理方法

技術分野

[0001] この発明は、放射線検出装置によって得られた被検体の計測データ集合から、計測データ集合の発生要因に関連する被検体の物理量分布を複数次元のデジタル画像として再構成する再構成処理を行う画像再構成処理方法に関する。

背景技術

[0002] この画像再構成処理方法は、放射線検出装置を有した断層画像撮影装置（C T (Computed Tomography) 装置）全般の画像再構成技術に用いられる。放射線検出装置を有した断層画像撮影装置としては、例えば、核医学診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置（X線C T 装置）がある。放射線検出装置によって得られた被検体の計測データ集合から、計測データ集合の発生要因に関連する被検体の物理量分布を複数次元のデジタル画像（断層画像や3次元再構成画像など）として再構成する再構成処理を行う。

[0003] また、核医学診断装置としては、陽電子放射断層撮影装置（P E T (Positron Emission Tomography) 装置）や単一光子放射断層撮影装置（S P E C T (Single Photon Emission CT) 装置）がある。P E T 装置は、陽電子（ポジトロン）の消滅によって発生する複数本の放射線（ γ 線）を検出して複数個の検出器で放射線（ 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）検出信号を記録し、その検出信号（多数の γ 線の検出信号）に対して再構成処理を行って被検体の断層画像を作成する。S P E C T 装置は、単一の放射線（ γ 線）を検出して再構成処理を行って被検体の断層画像を作成する。

[0004] P E T 装置やS P E C T 装置などの核医学診断装置（エミッションC T 装置）を例に採って説明すると、エミッションC T 装置の分野においては、ポアソン分布の最尤推定（ML: Maximum Likelihood）に基づくエミッションC

T画像の再構成処理手法（ML再構成方法）が提案されている（例えば、非特許文献1参照）。今日のPET装置やSPECT装置で利用されている画像再構成手法において、装置メーカーにより差異はあるものの、ほぼ全ての手法の数学的な枠組み（土台となる理論）は非特許文献1に記載されているML再構成方法である。その意味において、エミッションCT装置の分野においては、非特許文献1はML再構成方法に関する非常に有名な学術論文であり、今日の画像再構成方法は、ほぼ全て非特許文献1に記載されている手法の派生手法と言える。

[0005] 放射線検出装置によって得られた被検体の計測データ集合（すなわち測定データ）は統計誤差を含み、その統計誤差の分布（誤差分布）はポアソン分布にしたがう。非特許文献1に記載のML再構成方法は、測定データのポアソン性から導かれる尤度関数を最大化する解（画像）を尤もらしい放射能分布画像（物理量分布）として求める方法である。なお、X線CT装置の分野などのように、ポアソン分布以外の誤差分布（例えばガウス分布）にまで拡張された場合には、一般的には尤度関数は「データ関数」とも呼ばれる。なお、尤度関数の最大化は反復計算アルゴリズム（逐次近似法）を利用して実施される。

[0006] また、ポアソン分布の尤度関数を $L(x)$ とすると、ポアソン分布の尤度関数 $L(x)$ は下記（1）式で表される。

[0007] [数1]

$$L(x) = \sum_{i=1}^I a_i \cdot x - \sum_{i=1}^I y_i \log(a_i \cdot x + r_i) \quad (1)$$

[0008] ここで、 x は再構成画像ベクトル（ただし画素値は非負）であり、 I は測定データ点の数であり、 a_i は i 番目の測定データ点の感度分布関数（システム行列 A の第 i 行ベクトル）であり、 y_i は i 番目の測定データ点での即発同時計数値（カウント値）であり、 r_i は i 番目の測定データ点での即発同時計数値（カウント値）以外の計数（偶発同時計数および散乱同時計数）の計数

値（カウント値）の推定値である。

先行技術文献

非特許文献

- [0009] 非特許文献1：L. A. Shepp and Y. Vardi, Maximum Likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 1, pp.113-122, 1982.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0010] 非特許文献1に記載の画像再構成方法（ML再構成方法）や当該手法から派生した画像再構成方法は、数学的な理論としては確立されている。しかしながら、それらの方法を実際の測定データに直接に適用すると、

（i）画像に直線状の偽像（直線状ノイズ）であるスジ状アーティファクト（ストリークアーティファクト）が生じる、

（ii）画像の空間分解能が装置パラメータ（主に放射線検出素子のサイズ）から予測される値よりも低い、

といった問題が生じる場合がある。これは、核医学診断装置（エミッションCT装置）において生じる課題（問題）であるが、X線コンピュータ断層撮影装置（X線CT装置）にまで広げた場合においてもアーティファクトや画像の空間分解能の劣化が生じると考えられる。

- [0011] 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、画像に生じるアーティファクトを抑制し、または画像の空間分解能を向上させることができる画像再構成処理方法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

- [0012] 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、この発明の画像再構成処理方法は、放射線検出装置によって得られた被検体の計測データ集合から、前記計測データ集合の発生要因に関連する前記被検体の物理量分布を複数次元のデジタル画像として再構成する再

構成処理を行う画像再構成処理方法であって、前記デジタル画像を未知数とする第1多変数関数は、(1)前記計測データ集合を構成する要素データの誤差分布に基づいて構成された部分関数の和で表されるデータ関数、または(2)前記計測データ集合を構成する要素データの誤差分布に基づいて構成された部分関数の和で表されるデータ関数と、前記物理量分布の事前情報に基づいて構成された第2多変数関数との和であり、前記画像再構成処理方法は、前記部分関数に対応する要素データの再構成画像に対する逆投影の重み係数で部分関数を重み付けて、重み付けされた前記データ関数、または前記データ関数と、前記物理量分布の事前情報に基づいて構成された第2多変数関数との和からなる前記第1多変数関数の最適化計算に基づいて前記再構成処理を行う再構成処理工程を備えることを特徴とするものである。

[0013] この発明の画像再構成処理方法によれば、従来の再構成処理工程において、重み付けを加えることを特徴とするものである。すなわち、非特許文献1のポアソン分布の尤度関数を一般化したデータ関数などからなる、デジタル画像を未知数とする多変数関数の最適化計算に基づいて再構成処理を行う際に、重み付けを行う。ここで、デジタル画像を未知数とする多変数関数を「第1多変数関数」とすると、第1多変数関数は下記(1)または(2)で表される。すなわち、第1多変数関数は、(1)(放射線検出装置によって得られた被検体の)計測データ集合を構成する要素データの誤差分布に基づいて構成された部分関数の和で表されるデータ関数である。または、第1多変数関数は、(2)(1)で述べたデータ関数と、(計測データ集合の発生要因に関連する被検体の)物理量分布の事前情報に基づいて構成された多変数関数(以下、物理量分布の事前情報に基づいて構成された多変数関数を第1多変数関数と区別するために「第2多変数関数」とする)との和である。そして、上述した部分関数に対応する要素データの再構成画像に対する逆投影の重み係数で部分関数を重み付ける。この重み係数は、要素データの再構成画像への影響度を調節する非負係数(「影響調節係数」とも呼ばれる)であり、この重み係数で部分関数を重み付けることにより、画像に生じるアーテ

ィファクトを抑制し、または画像の空間分解能を向上させることができる。

[0014] この発明に係る画像再構成処理方法において、放射線検出装置は、陽電子放射断層撮影装置（P E T 装置）、単一光子放射断層撮影装置（S P E C T 装置）、X線コンピュータ断層撮影装置（X線C T 装置）のいずれかである。

[0015] 放射線検出装置が、P E T 装置、S P E C T 装置、X線C T 装置のいずれかである場合において、上述した直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）が生じる場合には、従来のように重み係数を設定せずに部分関数を用いて再構成処理を行っていることに起因すると考えられる。そこで、重み係数を要素データに依存しない定数とした場合に再構成画像に生じる直線状ノイズの指向性に基づいて重み係数を設定することで、直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）を抑制することができる。

[0016] より具体的には、直線状ノイズの走行方向に沿った要素データに対する重み係数（ただし、0より大きい重み係数）を、直線状ノイズの走行方向に沿っていない要素データに対する重み係数（0より大きい重み係数）よりも小さな値に設定する。これにより、直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）に沿った計測データ集合の影響を相対的に弱める。その結果、直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）を抑制することができる。

[0017] 上述した直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）は、フルリング型の検出器ユニットよりも、一部が開口して構成された検出器ユニットを用いた場合に生じやすい。一部が開口して構成された検出器ユニットの場合には、開口部分（抜け部分）を通過する放射線は検出されない。よって、投影データの一部分が欠損することに起因して、再構成画像に空間的相関性の強いノイズが生じる。特に、互いに分離した複数の検出器ユニットを用いた場合には、同一の検出器ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿って直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）が生じると考えられる。

[0018] そこで、見方を変えて、放射線検出装置を構成する放射線検出器が、互いに分離した複数の検出器ユニットで構成されている場合には、同一の検出器

ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿った要素データに対する重み係数（ただし、0より大きい重み係数）を、互いに異なる検出器ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿った要素データに対する重み係数（0より大きい重み係数）よりも小さな値に設定する。これにより、同一の検出器ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿って現れた直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）を抑制することができる。

[0019] X線CT装置を除いた核医学診断装置（エミッションCT装置）の場合、放射線検出装置は、陽電子放射断層撮影装置（PET装置）、単一光子放射断層撮影装置（SPECT装置）のいずれかである。放射線検出装置が、PET装置、SPECT装置のいずれかである場合に、上述した（放射線検出装置によって得られた被検体の）計測データ集合は、サイノグラムデータ、ヒストグラムデータ、リストモードデータのいずれかである。

[0020] 放射線検出装置が、PET装置、SPECT装置のいずれかであり、計測データ集合が、サイノグラムデータ、ヒストグラムデータ、リストモードデータのいずれかである場合において、上述した画像の空間分解能の劣化が生じる場合には、従来のように重み係数を設定せずに部分関数を用いて再構成処理を行っていることに起因すると考えられる。特に、放射線検出装置を構成する放射線検出器が、放射線の検出深さ位置情報を計測するように構成されている場合、すなわち、各々の検出素子を放射線の深さ方向に積層して構成されたDOI検出器を用いた場合、下記のような現象が起こる。つまり、測定対象に近い側の検出素子（浅いDOI層）のペアと、遠い側の検出素子（深いDOI層）のペアとでは、後者の感度分布関数の幅の方が広がって、後者の方が前者よりも信頼度が低くなる。そこで、計測データ集合に対応した検出深さ位置情報に依存して重み係数を設定することで、画像の空間分解能を向上させることができる。

[0021] より具体的には、Nを2以上の自然数としたときに、放射線検出器はN段の検出深さ位置情報を計測するように構成されており（すなわちDOI検出器で構成されており）、放射線検出器を構成する検出素子であって、浅い段

から深い段に向かうにしたがって番号が大きくなるように、同時計数を計測した2つの検出素子の検出深さの段数番号をそれぞれ g , h ($1 \leq g, h \leq N$) としたときに、重み係数は段数番号 g , h を離散変数とする2次元関数であり、2次元関数は一方の変数を固定したときに得られる他方の変数に対する1次元関数が非増加関数である。これにより、信頼度が低い深いDOI層のペアで計測された計数データに対して、信頼度が高い浅いDOI層のペアで計測された計数データよりも小さな重み係数を掛けて重み付けを行うことで、画像の空間分解能を向上させることができる。

[0022] これらの発明に係る画像再構成処理方法において、上述した誤差分布は、ポアソン分布、ガウス分布のいずれかである。誤差分布がポアソン分布の場合には核医学診断装置（エミッションCT装置）に用いられ、誤差分布がガウス分布の場合にはX線コンピュータ断層撮影装置（X線CT装置）に用いられる。

発明の効果

[0023] この発明に係る画像再構成処理方法によれば、データ関数などからなる、デジタル画像を未知数とする多変数関数の最適化計算に基づいて再構成処理を行う際に、重み付けを行う。そして、部分関数に対応する要素データの再構成画像に対する逆投影の重み係数で部分関数を重み付けることにより、画像に生じるアーティファクトを抑制し、または画像の空間分解能を向上させることができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]各実施例に係る部分リング型PET装置の γ 線検出器配置の一実施態様を示す概略斜視図およびブロック図である。

[図2] γ 線検出器の概略斜視図である。

[図3]実施例1に係る画像再構成処理のフローチャートである。

[図4]部分リング型の検出器ユニットの概略正面図である。

[図5]部分リング型の検出器ユニットと重み係数の設定との関係を示した模式図である。

[図6]ストリークアーティファクトと重み係数の設定との関係を示した模式図である。

[図7]4層（4段）のDOI検出器と検出深さの段数番号との関係を示した模式図である。

[図8]（a）はDOI層のペアに対する尤度重み係数の一例を示すテーブル、（b）は検出深さの段数番号を離散変数とした場合において、一方の変数を固定したときの他方の変数に対する重み係数の非増加関数のグラフである。

[図9]変形例に係るマンモグラフィ装置の側面図およびブロック図である。

[図10]（a）、（b）は、さらなる変形例に係る検出器ユニットの概略正面図である。

実施例 1

[0025] 以下、図面を参照してこの発明の実施例1を説明する。図1は、各実施例に係る部分リング型PET装置の γ 線検出器配置の一実施態様を示す概略斜視図およびブロックであり、図2は、 γ 線検出器の概略斜視図である。後述する実施例2、3も含めて本実施例1では、放射線検出装置として、陽電子放射断層撮影装置（PET装置）を例に採って説明する。また、図1および図2は各実施例とも共通の構成である。

[0026] 図1に示すように、部分リング型PET装置1は、検出器ユニット2A、2Bを備えている。検出器ユニット2A、2B内には複数の γ 線検出器3が埋設されている。部分リング型PET装置1は、この発明における放射線検出装置に相当し、この発明における陽電子放射断層撮影装置にも相当する。また、検出器ユニット2A、2Bは、検出器ユニットに相当し、 γ 線検出器3は、この発明における放射線検出器に相当する。

[0027] また、検出器ユニット2A、2Bは、一部が開口して構成されている。すなわち、検出器ユニット2A、2B間には、 γ 線検出器3が存在しない開放領域（開口領域）が存在する。図1の場合には、開放領域（開口領域）はYZ平面（図4および図5を参照）に沿って存在しているので、検出器ユニット2A、2Bは上下配置型のジオメトリとなる。もちろん、開放領域（開口

領域)はYZ平面方向に限定されず、XZ平面方向に沿って開放領域(開口領域)が存在するように γ 線検出器3を配置してもよい(このときは検出器ユニット2A、2Bは左右配置型のジオメトリとなる)。また、YZ平面、XZ平面以外の平面に沿って開放領域(開口領域)が存在するように γ 線検出器3を配置してもよい。

[0028] その他にも、部分リング型PET装置1は、同時計数回路4と演算回路5とを備えている。図1では、 γ 線検出器3から同時計数回路4への結線を2つのみ図示しているが、実際には、 γ 線検出器3の光電子増倍管(PMT: Photo Multiplier Tube)33(図2を参照)の総チャンネル数分、同時計数回路4に接続されている。

[0029] 放射性薬剤が投与された被検体(図示省略)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)33(図2を参照)は増倍させて電気信号に変換する。その電気信号を同時計数回路4に送り込む。

[0030] 具体的には、被検体(図示省略)に放射性薬剤を投与すると、ポジトロン放出型のR1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4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、送り込まれた電気信号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4は棄却する。つまり、同時計数回路4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(すなわち同時計数)されたことを検出する。

[0031] 同時計数回路4に送り込まれた電気信号を、演算回路5に送り込む。演算回路5は、後述するステップS1~S6(図3を参照)を行って、部分リング型PET装置1によって得られた被検体(図示省略)の計測データ集合(ここではカウント値の測定データ、すなわち各実施例では計数データ)から、計測データ集合(測定データ)の発生要因(ここでは放射性薬剤の投与に

よる γ 線の発生)に関連する被検体の物理量分布(ここでは放射能分布画像)を複数次元のデジタル画像(ここでは再構成画像)として再構成する再構成処理を行う。演算回路5の具体的な機能については後述する。

[0032] 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。その電気信号は画素値として同時計数回路4(図1を参照)に送り込まれる。

[0033] また、 γ 線検出器3は、図2に示すように、3次元的に配置されたシンチレータ素子からなり、深さ方向に複数の層からなるDOI検出器である。図2では、4層のDOI検出器を図示しているが、層の数については、複数であれば特に限定されない。

[0034] ここで、DOI検出器は、各々のシンチレータ素子を放射線の深さ方向に積層して構成されたものであり、相互作用を起こした深さ(DOI: Depth of Interaction)方向と横方向(入射面に平行な方向)との座標情報を重心演算により求める。DOI検出器を用いることにより深さ方向の空間分解能をより一層向上させることができる。よって、DOI検出器の層の数は、深さ方向に積層されたシンチレータ素子の層の数である。後述する実施例2では、DOI検出器の検出素子(シンチレータ素子)の検出深さ位置情報に基づいて後述する重み係数を設定する。

[0035] 次に、演算回路5の具体的な機能について、図3～図6を参照して説明する。図3は、実施例1に係る画像再構成処理のフローチャートであり、図4

は、部分リング型の検出器ユニットの概略正面図であり、図5は、部分リング型の検出器ユニットと重み係数の設定との関係を示した模式図であり、図6は、ストリークアーティファクトと重み係数の設定との関係を示した模式図である。

[0036] 図3のフローチャートの説明よりも前に、先ず重み係数の設定について説明する。図1でも述べたように、検出器ユニット2A、2Bは上下配置型のジオメトリであり、図4に示すように被検体Mを載置する天板やベッド（いずれも図示省略）の配置の関係上、上側の検出器ユニット2Aに近接して被検体Mが配置される。なお、本実施例では、図1および図4に示すようにγ線検出器3（図4では図示省略）は、互いに分離した複数の検出器ユニット（図1および図4では2つの検出器ユニット2A、2B）で構成されている。

[0037] かかる部分リング型の検出器ユニット2A、2Bを用いた場合には、従来のML再構成方法により画像再構成処理を実施すると、同一の検出器ユニット内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向に沿って直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）が生じる。特に、図4に示すように上側の検出器ユニット2Aに近接して被検体Mを配置した場合には、同一の検出器ユニット2A内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向に沿ってストリークアーティファクトが生じる。

[0038] そこで、同一の検出器ユニット2A内の検出素子（シンチレータ素子）のペアにおいて計測された計数データに対して、互いに異なる検出器ユニット2A、2B内の検出素子（シンチレータ素子）のペアの計数データよりも小さな重み係数を掛けて、後述するステップS1～S6を行うことで、ストリークアーティファクトを抑制することができる。なお、計測データ集合（測定データ、すなわち計数データ）を構成する要素データは、後述する実施例2、3も含めて本実施例1ではi番目の測定データ点である。

[0039] 図5に示すように、同一の検出器ユニット2A内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向を LOR_{AA} とし、当該直線方向 LOR_{AA} に沿った

要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数を w_{AA} とし、互いに異なる検出器ユニット 2 A, 2 B 内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向を LOR_{AB} とし、当該直線方向 LOR_{AB} に沿った要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数を w_{AB} とする。このとき、同一の検出器ユニット 2 A 内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向 LOR_{AA} に沿った要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数 w_{AA} を、互いに異なる検出器ユニット 2 A, 2 B 内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向 LOR_{AB} に沿った要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数を w_{AB} よりも小さくする。

[0040] 一般的に重み係数は、0 よりも大きく、1 以下であるので、重み係数 w_{AA} を、0 よりも大きく、かつ 1 よりも小さい値に設定し（ $0 < w_{AA} < 1$ ）、重み係数 w_{AB} を 1 に設定する（ $w_{AB} = 1$ ）。なお、直線方向 LOR_{AA} は同一の検出器ユニット 2 A 内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向であれば一方向だけでなく、同一の検出器ユニット 2 A 内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向に該当する様々な直線方向が直線方向 LOR_{AA} となる。同じく、直線方向 LOR_{AB} は互いに異なる検出器ユニット 2 A, 2 B 内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向であれば一方向だけでなく、互いに異なる検出器ユニット 2 A, 2 B 内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向に該当する様々な直線方向が直線方向 LOR_{AB} となる。

[0041] ここで、「同一の検出器ユニット 2 A 内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向 LOR_{AA} に沿った要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数 w_{AA} を、0 よりも大きく、かつ 1 よりも小さい値に設定する」とは、当該直線方向 LOR_{AA} に乗った重み係数 w_{AA} を、0 よりも大きく、かつ 1 よりも小さい値に設定するという意味であることに留意されたい。つまり、図 5 に示すような直線方向 LOR_{AA} （図 5 中の○を参照）に平行であっても、当該直線方向 LOR_{AA} に平行で、かつ互いに異なる検出器ユニット 2 A, 2 B 内の検出素子（シンチレータ素子）を結んだ直線方向 LOR_{AB} （

図5中の○を参照)であれば、当該直線方向 LOR_{AB} に乗った重み係数 w_{AB} については1に設定する。

[0042] また、互いに分離した検出器ユニット2A、2Bに限定されず、1つの検出器ユニットであっても、一部が開口して構成された検出器ユニットであれば、開口部分(抜け部分)を通過する γ 線は検出されない。よって、投影データの一部分が欠損することに起因して、再構成画像に空間的相関性の強いノイズ(例えばストリークアーティファクト)が生じる。よって、図6に示すようにストリークアーティファクトをSAとすると、直線状ノイズであるストリークアーティファクトSAは、従来のように重み係数を設定せずに部分関数を用いて再構成処理を行っていることに起因するとも考えられる。そこで、重み係数を要素データ(i番目の測定データ点)に依存しない定数とした場合に再構成画像に生じるストリークアーティファクトSAの指向性に基づいて重み係数を設定してもよい。

[0043] 図6に示す実線をストリークアーティファクトSAとし、図6に示す破線を、ストリークアーティファクトSA(図6中の○を参照)に平行な直線で、ストリークアーティファクトSAに該当しない直線(図6中の○を参照)とする。なお、ストリークアーティファクトSAの走行方向に沿った要素データ(i番目の測定データ点)に対する重み係数を w_{SA} とし、図6に示す破線も含めてストリークアーティファクトSAに沿っていない要素データ(i番目の測定データ点)に対する重み係数を w_{EX} とする。このとき、ストリークアーティファクトSAの走行方向に沿った要素データ(i番目の測定データ点)に対する重み係数 w_{SA} を、ストリークアーティファクトSAに沿っていない要素データ(i番目の測定データ点)に対する重み係数 w_{EX} よりも小さくすることで、ストリークアーティファクトSAに沿った計測データ集合(測定データ)の影響を相対的に弱める。

[0044] 上述したように一般的に重み係数は、0よりも大きく、1以下であるので、重み係数 w_{SA} を、0よりも大きく、かつ1よりも小さい値に設定し($0 < w_{SA} < 1$)、重み係数 w_{EX} を1に設定する($w_{EX} = 1$)。ここで、「ストリ

ークアーティファクト S_A の走行方向に沿った要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数 w_{SA} を、0 よりも大きく、かつ 1 よりも小さい値に設定する」とは、ストリークアーティファクト S_A に乗った重み係数 w_{SA} を、0 よりも大きく、かつ 1 よりも小さい値に設定するという意味であることに留意されたい。つまり、図 6 に示すようなストリークアーティファクト S_A に平行であっても、ストリークアーティファクト S_A に該当しない直線（図 6 の破線を参照）であれば、当該直線に乗った重み係数は、ストリークアーティファクト S_A に沿っていない要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数 w_{EX} であるとして、重み係数 w_{EX} については 1 に設定する。

[0045] このように設定された重み係数は、以上の理由から明らかなように、要素データ（ i 番目の測定データ点）の再構成画像への影響度を調節する非負係数（影響調節係数）である。よって、このように設定された重み係数は、要素データ（ i 番目の測定データ点）の再構成画像に対する逆投影の重み係数でもある。この重み係数を用いて、後述する部分関数を重み付ける。後述する実施例 2、3 も含めて、本実施例 1 のような陽電子放射断層撮影装置（PET 装置）などに代表される核医学診断装置（エミッション CT 装置）に適用する場合には、計測データ集合（測定データ）を構成する要素データ（ i 番目の測定データ点）の誤差分布はポアソン分布となり、データ関数は尤度関数となる。よって、ポアソン分布の尤度関数に対して重み付けを行う。

[0046] 以下、重み付けが行われた尤度関数を「重み付き尤度関数」と呼ぶ。計測データ集合（測定データ）が、サイノグラムデータやヒストグラムデータである場合には、従来と同様に、ポアソン分布の重み付き尤度関数を $L(x)$ とすると、ポアソン分布の重み付き尤度関数 $L(x)$ は下記（2）式で表される。

[0047]

[数2]

$$\begin{aligned}
 L(x) &= \sum_{i=1}^I w_i a_i \cdot x - \sum_{i=1}^I w_i y_i \log(a_i \cdot x + r_i) \\
 &= \sum_{i=1}^I [w_i a_i \cdot x - w_i y_i \log(a_i \cdot x + r_i)] \quad (2)
 \end{aligned}$$

[0048] ここで、従来の上記（１）と同様に、 x は再構成画像ベクトル（ただし画素値は非負）であり、 I は測定データ点の数であり、 a_i は i 番目の測定データ点の感度分布関数（システム行列 A の第 i 行ベクトル）であり、 y_i は i 番目の測定データ点での即発同時計数値（カウント値）であり、 r_i は i 番目の測定データ点での即発同時計数値（カウント値）以外の計数（偶発同時計数および散乱同時計数）の計数値（カウント値）の推定値である。さらに、上記（２）式中の w_i は、 i 番目の測定データ点の重み係数（尤度重み係数）である。

[0049] 従来の尤度関数（上記（１）式）と重み付き尤度関数（上記（２）式）との相違点は、各測定データ点に対して重み係数 w_i が掛かって重み付けが行われている点である。つまり、尤度重み係数の役割は、各測定データ点の再構成画像への影響度を調節することである。なお、上記（２）式の右辺の Σ を全体で括ると、上記（２）式の右辺における Σ の中身である「 $w_i a_i \cdot x - w_i y_i \log(w_i a_i + r_i)$ 」を、要素データ（ i 番目の測定データ点）の誤差分布に基づいて構成された部分関数と定義づけることができる。すなわち、上記（２）式から、データ関数（各実施例では尤度関数）は、要素データ（ i 番目の測定データ点）の誤差分布に基づいて構成された部分関数の和で表される。また、再構成処理後のデジタル画像を未知数とする多変数関数を「第１多変数関数」とすると、第１多変数関数はデータ関数（尤度関数）である。

[0050] このように重み付けされた上記（２）式の重み付き尤度関数の最適化計算に基づいて再構成処理を行う。具体的には、上記（２）式の重み付き尤度関

数は、以下に示す反復計算アルゴリズム（逐次近似法）により最大化することができ、再構成処理後のデジタル画像を取得することができる。具体的な再構成処理については、図3に示す通りである。

[0051] （ステップS 1）重み係数の設定

上記（2）式において、全てのデータ点に対する尤度重み係数 w_i を設定する。具体的には、本実施例1では同一の検出器ユニット2A内の検出素子（シンチレータ素子）のペアによるデータ点に対しては $w_i = \alpha$ （ $0 < \alpha < 1$ ）、それ以外のデータ点に対しては $w_i = 1$ とする。

[0052] （ステップS 2）初期画像の設定

非負画像を初期画像 $x^{(0)}$ とする。後述する実施例2、3も含めて、本実施例1のような陽電子放射断層撮影装置（PET装置）などに代表される核医学診断装置（エミッションCT装置）に適用する場合には、0を除いて $x^{(0)} > 0$ とする。初期画像 $x^{(0)}$ については、例えば一様な画素値を有する再構成画像であればよい。

[0053] （ステップS 3）反復回数のカウンタ変数の初期化

反復計算アルゴリズム（逐次近似法）における反復回数のカウンタ変数を k として、反復回数のカウンタ変数 k を初期化する（ $k = 0$ ）。

[0054] （ステップS 4）更新画像の計算

下記（3）式を用いて、（ $k + 1$ ）回目の更新画像 $x^{(k+1)}$ を計算する。ただし、 J は再構成画像の画素数である。下記（3）式から明らかなように、上記（2）式の重み付き尤度関数を最大化するために、尤度重み係数 w_i が下記（3）式にも掛かる。

[0055] [数3]

$$x_j^{(k+1)} = \frac{x_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^I w_i a_{ij}} \sum_{i=1}^I \frac{w_i a_{ij} y_i}{\sum_{j'=1}^J a_{ij'} x_{j'}^{(k)} + r_i} \quad (j = 1, \dots, J) \quad (3)$$

[0056] （ステップS 5）反復回数のカウンタ変数のインクリメント

カウンタ変数 k をインクリメントする ($k \leftarrow k + 1$)。なお、「 $k \leftarrow k + 1$ 」とは右辺の ($k + 1$) を左辺の k に代入するという意味である。

[0057] (ステップ S 6) $k < N_{iter}$?

反復計算アルゴリズムを終了する反復回数を N_{iter} とし、カウンタ変数 k が反復回数 N_{iter} に達したか? 否かを判断する。なお、反復回数 N_{iter} についてはユーザが予め設定すればよい。 $k < N_{iter}$ の場合には反復計算アルゴリズムを継続するために、ステップ S 4 に戻る。 $k < N_{iter}$ の場合には反復計算アルゴリズムが終了したとして一連の計算を終了する。

[0058] このようにして得られた更新画像 $x^{(k+1)}$ を再構成画像として取得する。また、反復回数 N_{iter} を設定せずに、更新の度に得られた更新画像 $x^{(k+1)}$ をユーザが観察して、観察結果に基づいて反復計算アルゴリズムをユーザが中断して、そのときに得られた更新画像 $x^{(k+1)}$ を再構成画像として取得してもよい。以上のように、ステップ S 1 ~ S 6 は、この発明における再構成処理工程に相当する。

[0059] 本実施例 1 に係る画像再構成処理方法によれば、従来の再構成処理工程において、重み付けを加えることを特徴とするものである。すなわち、非特許文献 1 のポアソン分布の尤度関数を一般化したデータ関数などからなる、デジタル画像を未知数とする多変数関数の最適化計算に基づいて再構成処理を行う際に、重み付けを行う。上述したように、デジタル画像を未知数とする多変数関数を「第 1 多変数関数」とすると、本実施例 1 では第 1 多変数関数は、放射線検出装置（各実施例では部分リング型 PET 装置 1）によって得られた被検体 M の計測データ集合（ここではカウント値の測定データ、すなわち各実施例では計数データ）を構成する要素データ（各実施例では i 番目の測定データ点）の誤差分布に基づいて構成された部分関数（上記 (2) 式では「 $w_i a_i \cdot x - w_i y_i \log(w_i a_i + r_i)$ 」）の和で表されるデータ関数（各実施例では尤度関数）である。そして、上述した部分関数に対応する要素データ（ i 番目の測定データ点）の再構成画像に対する逆投影の重み係数で部分関数を重み付ける。この重み係数は、上述したように要素デー

タ（ i 番目の測定データ点）の再構成画像への影響度を調節する非負係数（「影響調節係数」とも呼ばれる）であり、この重み係数で部分関数を重み付けることにより、画像に生じるアーティファクトを抑制し、画像の空間分解能を向上させることができる。

[0060] 後述する実施例 2、3 も含めて、本実施例 1 では、放射線検出装置は、陽電子放射断層撮影装置（PET 装置）である。放射線検出装置が、各実施例のような PET 装置である場合、あるいは単一光子放射断層撮影装置（SPECT 装置）、X 線コンピュータ断層撮影装置（X 線 CT 装置）のいずれかである場合において、直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）が生じる場合には、従来のように重み係数を設定せずに部分関数を用いて再構成処理を行っていることに起因すると考えられる。そこで、重み係数を要素データ（ i 番目の測定データ点）に依存しない定数とした場合に再構成画像に生じる直線状ノイズの指向性に基づいて重み係数を設定することで、直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）を抑制することができる。

[0061] より具体的には、直線状ノイズ（図 6 ではストリークアーティファクト SA）の走行方向に沿った要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数 w_{SA} （ただし、0 より大きい重み係数）を、直線状ノイズ（ストリークアーティファクト SA）の走行方向に沿っていない要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数 w_{EX} （0 より大きい重み係数）よりも小さな値に設定する（例えば $0 < w_{SA} < 1$, $w_{EX} = 1$ ）。これにより、直線状ノイズ（ストリークアーティファクト SA）に沿った計測データ集合（測定データ）の影響を相対的に弱める。その結果、直線状ノイズ（ストリークアーティファクト SA）を抑制することができる。

[0062] 上述した直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）は、フルリング型の検出器ユニットよりも、一部が開口して構成された検出器ユニットを用いた場合に生じやすい。一部が開口して構成された検出器ユニットの場合には、開口部分（抜け部分）を通過する放射線は検出されない。よって、投影データの一部分が欠損することに起因して、再構成画像に空間的相関性の強い

ノイズが生じる。特に、後述する実施例 2、3 も含めて、本実施例 1 のように互いに分離した複数の検出器ユニット（図 1 および図 4 では 2 つの検出器ユニット 2 A, 2 B）を用いた場合には、同一の検出器ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿って直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）が生じると考えられる。

[0063] そこで、見方を変えて、放射線検出装置（部分リング型 PET 装置 1）を構成する放射線検出器（各実施例では γ 線検出器 3）が、互いに分離した複数の検出器ユニット（2 つの検出器ユニット 2 A, 2 B）で構成されている場合には、同一の検出器ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿った要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数（ただし、0 より大きい重み係数）を、互いに異なる検出器ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿った要素データ（ i 番目の測定データ点）に対する重み係数（0 より大きい重み係数）よりも小さな値に設定する（例えば $0 < w_{AA} < 1$, $w_{AB} = 1$ ）。これにより、同一の検出器ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿って現れた直線状ノイズ（ストリークアーティファクト）を抑制することができる。

[0064] 放射線検出装置が、各実施例のような PET 装置である場合、あるいは SPECT 装置である場合に、放射線検出装置（部分リング型 PET 装置 1）によって得られた被検体 M の計測データ集合（測定データ）は、サイノグラムデータ、ヒストグラムデータ、リストモードデータのいずれかである。特に、計測データ集合（測定データ）が、サイノグラムデータやヒストグラムデータである場合には、本実施例 1 ではポアソン分布の重み付き尤度関数 $L(x)$ は上記（2）式で表される。

[0065] 後述する実施例 2、3 も含めて、本実施例 1 では、計測データ集合（測定データ）を構成する要素データ（ i 番目の測定データ点）の誤差分布は、ポアソン分布である。誤差分布がポアソン分布の場合には、PET 装置などに代表される核医学診断装置（エミッション CT 装置）に用いられる。

実施例 2

[0066] 次に、図面を参照してこの発明の実施例2を説明する。図7は、4層（4段）のDOI検出器と検出深さの段数番号との関係を示した模式図であり、図8（a）は、DOI層のペアに対する尤度重み係数の一例を示すテーブルであり、図8（b）は、検出深さの段数番号を離散変数とした場合において、一方の変数を固定したときの他方の変数に対する重み係数の非増加関数のグラフである。

[0067] なお、図7では、図示の簡略化のために、DOI検出器からなる γ 線検出器3については、シンチレータブロック31（図2を参照）のみを図示し、その他の構成であるライトガイド32やPMT33（いずれも図2を参照）については図示を省略し、横方向のシンチレータブロック31についても4つのみ図示する。

[0068] 上述した実施例1では、重み係数を要素データ（ i 番目の測定データ点）に依存しない定数とした場合に再構成画像に生じる直線状ノイズの指向性に基づいて重み係数を設定した。これに対して、本実施例2では、DOI検出器の検出素子（シンチレータ素子）の検出深さ位置情報に基づいて重み係数を設定する。

[0069] 具体的には、図2に示すような深さ方向に多段に検出素子（シンチレータ素子）を積層したDOI検出器を備えたPET装置（DOI-PET装置）では、測定対象に近い側の検出素子（浅いDOI層）のペアと、遠い側の検出素子（深いDOI層）のペアとでは、後者の感度分布関数の幅の方が広くなって、後者の方が前者よりも信頼度が低くなる。そこで、計測データ集合（測定データ）に対応した検出深さ位置情報に依存して重み係数を設定することで、画像の空間分解能を向上させる。

[0070] N を2以上の自然数としたときに、図7および図8では $N=4$ として、 γ 線検出器3は4段（すなわち4層）の検出深さ位置情報を計測するように構成されている。すなわち、 γ 線検出器3は4層のDOI検出器で構成されている。浅い段から深い段に向かうにしたがって番号が大きくなるように、同時計数を計測した2つの検出素子（シンチレータ素子）の検出深さの段数番

号をそれぞれ g , h ($1 \leq g, h \leq N$) とする。図 7 および図 8 では $N = 4$ であるので、浅い段から深い段に向かうにしたがって、図 7 に示すように、 $g = 1, 2, 3, 4$ となり、 $h = 1, 2, 3, 4$ となる。実施例 1 の図 2 でも述べたように、DO I 検出器の段数（すなわち層の数）については、2 以上の自然数（すなわち複数）であれば特に限定されない。

[0071] 段数番号 g , h は自然数であるので、段数番号 g , h を離散変数とすると、重み係数 w は段数番号 g , h を離散変数とする 2 次元関数で表される。上述したように、深い DO I 層のペアで計測された計数データでの信頼度が、浅い DO I 層のペアで計測された計数データでの信頼度よりも低いので、深い DO I 層のペアでの重み係数 w が、浅い DO I 層のペアでの重み係数 w よりも小さくなるように、重み係数 w を設定する。図 7 に示すように、浅い段から深い段に向かうにしたがって、 $g = 1, 2, 3, 4$ として、 $h = 1, 2, 3, 4$ とした場合には、一方の変数 g を固定すると重み係数 w に関する 2 次元関数は、他方の変数 h に対する 1 次元関数で表され、当該 1 次元関数は非増加関数となる。逆に、一方の変数 h を固定した場合においても、同様に重み係数 w に関する 2 次元関数は、他方の変数 g に対する 1 次元関数で表され、当該 1 次元関数は非増加関数となる。

[0072] 図 8 (a) に DO I 層のペアに対する尤度重み係数の一例を示す。一方の変数 g を 1 に固定すると、図 8 (b) に示すように重み係数 w に関する 2 次元関数は、他方の変数 h に対する 1 次元関数で表される。そして、当該 1 次元関数は、 $h = 1, 2$ のときには重み係数 w が 1（図 8 (a) では「1. 0 0」で表記）となり、 $h = 3, 4$ のときには重み係数 w が 0. 2 5 となる非増加関数である。

[0073] 重み係数については図 8 に示すような値に限定されない。また、図 8 では、 g を固定したときの $h = 1, 2$ での重み係数を同じ値で設定し、 g を固定したときの $h = 3, 4$ での重み係数を同じ値で設定し、 h を固定したときの $g = 1, 2$ での重み係数を同じ値で設定し、 h を固定したときの $g = 3, 4$ での重み係数を同じ値で設定したが、非増加関数であれば、 g , h の値が増

える度に段階的に減少するように重み係数を設定してもよい。

[0074] また、図8では、一方の変数を固定したときに得られる他方の変数に対する1次元関数（非増加関数）と、他方の変数を固定したときに得られる一方の変数に対する1次元関数（非増加関数）とは同一であったが、必ずしも同一である必要はない。個々の γ 線検出器3の特性に応じて、一方の変数を固定したときに得られる他方の変数に対する1次元関数（非増加関数）と、他方の変数を固定したときに得られる一方の変数に対する1次元関数（非増加関数）とを互いに異なる関数でそれぞれ設定してもよい。

[0075] このように設定された重み係数を、上述した実施例1と同様に上記（2）式に適用する。上記（2）式の重み付き尤度関数は、上述した実施例1と同様に、以下に示す反復計算アルゴリズム（逐次近似法）により最大化することができ、再構成処理後のデジタル画像を取得することができる。具体的な再構成処理については、上述した実施例1と同様に図3に示す通りである。なお、本実施例2におけるステップの符号については、上述した実施例1と同じステップの符号（S1～S6）を付する。

[0076] （ステップS1）重み係数の設定

上記（2）式において、全てのデータ点に対する尤度重み係数 w_i を設定する。上述した実施例1と相違するのは、本実施例2では上述したようにDOI検出器の検出素子（シンチレータ素子）の検出深さ位置情報に基づいて重み係数を設定する点である。例えば、図2および図7に示すように、4層（4段）のDOI検出器の場合には、各DOI層のペアに対して図8に示す尤度重み係数を設定する。

[0077] （ステップS2）～（ステップS6）

ステップS2～S6は、上述した実施例1のステップS2～S6と同じであるので、その説明については省略する。以上のように、ステップS1～S6は、この発明における再構成処理工程に相当する。

[0078] 本実施例2に係る画像再構成処理方法によれば、上述した実施例1と同様に、データ関数（各実施例では尤度関数）などからなる、デジタル画像を未

知数とする多変数関数の最適化計算に基づいて再構成処理を行う際に、重み付けを行う。そして、部分関数（上記（２）式では「 $w_i a_i \cdot x - w_i y_i | \log(w_i a_i + r_i)$ 」）に対応する要素データ（各実施例では i 番目の測定データ点）の再構成画像に対する逆投影の重み係数で部分関数を重み付けることにより、画像の空間分解能を向上させることができる。

[0079] 上述した実施例１や後述する実施例３と同様に、本実施例２では、放射線検出装置は、陽電子放射断層撮影装置（PET装置）である。放射線検出装置が、各実施例のようなPET装置である場合、あるいはSPECT装置である場合に、放射線検出装置（各実施例では部分リング型PET装置１）によって得られた被検体Mの計測データ集合（ここではカウント値の測定データ、すなわち各実施例では計数データ）は、サイノグラムデータ、ヒストグラムデータ、リストモードデータのいずれかである。特に、計測データ集合（測定データ）が、サイノグラムデータやヒストグラムデータである場合には、上述した実施例１でも述べたように本実施例２ではポアソン分布の重み付き尤度関数 $L(x)$ は上記（２）式で表される。

[0080] 放射線検出装置が、各実施例のようなPET装置である場合、あるいはSPECT装置である場合において、画像の空間分解能の劣化が生じる場合には、従来のように重み係数を設定せずに部分関数を用いて再構成処理を行っていることに起因すると考えられる。特に、放射線検出装置を構成する放射線検出器（各実施例では γ 線検出器３）が、放射線の検出深さ位置情報を計測するように構成されている場合、すなわち、各々の検出素子を放射線の深さ方向に積層して構成されたDOI検出器を用いた場合、下記のような現象が起こる。つまり、測定対象に近い側の検出素子（浅いDOI層）のペアと、遠い側の検出素子（深いDOI層）のペアとでは、後者の感度分布関数の幅の方が広がって、後者の方が前者よりも信頼度が低くなる。そこで、計測データ集合（測定データ）に対応した検出深さ位置情報に依存して重み係数を設定することで、画像の空間分解能を向上させることができる。

[0081] より具体的には、 N を２以上の自然数（図７および図８では $N=4$ ）とし

たときに、放射線検出器（ γ 線検出器3）はN段（4段）の検出深さ位置情報を計測するように構成されている（すなわちDO1検出器で構成されている）。放射線検出器（ γ 線検出器3）を構成する検出素子であって、浅い段から深い段に向かうにしたがって番号が大きくなるように、同時計数を計測した2つの検出素子の検出深さの段数番号をそれぞれ g , h （ $1 \leq g, h \leq N$ ）とする。その際に、重み係数は段数番号 g , h を離散変数とする2次元関数であり、2次元関数は一方の変数を固定したときに得られる他方の変数に対する1次元関数が非増加関数である。これにより、信頼度が低い深いDO1層のペアで計測された計数データに対して、信頼度が高い浅いDO1層のペアで計測された計数データよりも小さな重み係数を掛けて重み付けを行うことで、画像の空間分解能を向上させることができる。

[0082] 上述した実施例1や後述する実施例3と同様に、本実施例2では、計測データ集合（測定データ）を構成する要素データ（ i 番目の測定データ点）の誤差分布は、ポアソン分布である。誤差分布がポアソン分布の場合には、PET装置などに代表される核医学診断装置（エミッションCT装置）に用いられる。

実施例 3

[0083] 次に、この発明の実施例3を説明する。

[0084] 上述した実施例1、2では、上記（2）式の重み付き尤度関数は、測定データがサイノグラムデータまたはヒストグラムデータの場合であった。これに対して、本実施例3では、測定データがリストモードデータの場合において重み付き尤度関数を設定する。ここで、リストモードデータとは、PET装置の放射線検出器で得られた検出イベント情報（検出器番号、検出時間、 γ 線のエネルギー等）を時系列で保存したデータである。測定データがリストモードデータ（時系列データ）の場合には、ポアソン分布の重み付き尤度関数 $L(x)$ は下記（4）式で表される。

[0085]

[数4]

$$L(x) = \sum_{i=1}^I w_i a_i \cdot x - \sum_{n=1}^N w_{i(n)} y_{i(n)} \log(a_{i(n)} \cdot x + r_{i(n)}) \quad (4)$$

[0086] ここで、Nはイベント数（リスト数）であり、i（n）は、n番目のイベントを計測した測定データ点の番号（ $1 \leq i(n) \leq N$ ）である。このように設定された重み係数を、上記（4）式に適用する。上記（4）式の重み付き尤度関数は、上述した実施例1、2と同様に図3に示す反復計算アルゴリズム（逐次近似法）により最大化することができ、再構成処理後のデジタル画像を取得することができる。

[0087] 図3に示すステップS1～S6は、上述した実施例1、2のステップS1～S6と同じであるので、その説明については省略する。ただし、ステップS4（更新画像の計算）に関しては、データ形式がリストモードデータの場合には、下記（5）式を利用する。

[0088] [数5]

$$x_j^{(k+1)} = \frac{x_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^I w_i a_{ij}} \sum_{n=1}^N \frac{w_{i(n)} a_{i(n)j} y_{i(n)}}{\sum_{j'=1}^J a_{i(n)j'} x_{j'}^{(k)} + r_{i(n)}} \quad (j=1, \dots, J) \quad (5)$$

以上のように、ステップS1～S6は、この発明における再構成処理工程に相当する。

[0089] 本実施例3に係る画像再構成処理方法の作用・効果についても、上述した実施例1、2に係る画像再構成処理方法の作用・効果と同じであるので、その説明については省略する。なお、上記（4）式中の重み係数については、上述した実施例1のように、重み係数を要素データに依存しない定数とした場合に再構成画像に生じる直線状ノイズの指向性に基づいて重み係数を設定してもよいし、上述した実施例2のように、DOI検出器の検出素子の検出深さ位置情報に基づいて重み係数を設定してもよい。

[0090] 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。

[0091] (1) 上述した各実施例では、放射線検出装置として、陽電子放射断層撮影装置（P E T 装置）を例に採って説明したが、放射線の検出に基づいて被検体の計測データ集合を取得する装置であれば、特に限定されない。単一光子放射断層撮影装置（S P E C T 装置）やX線コンピュータ断層撮影装置（X線C T 装置）などに適用してもよい。

[0092] (2) 上述した各実施例において撮影対象については、特に限定されない。特に、上述した各実施例の場合には、被検体の全身を撮影する装置や、被検体の頭部を撮影する装置や、被検体の乳房を撮影する装置に適用してもよい。

[0093] (3) 上述した各実施例では、図1のような部分リング型P E T 装置1であったが、人体Mの乳房を撮影するマンモグラフィ装置のように、放射線検出器を対向配置した装置にも適用してもよい。図1の検出器ユニット2 A、2 Bが、図9に示すように、乳房検査部2 Cに置き換わるのを除けば、図1と同じ構成を有する。なお、図9の場合には、乳房検査部2 Cは切り欠きとなっており、この切り欠きに脇で挟むことで乳房を検査する。また、 γ 線検出器3（図9では図示省略）は、この切り欠きに合わせて乳房検査部2 C内に複数に並設されている。

[0094] (4) 上述した各実施例では、D O I 検出器であったが、深さ方向を弁別しない放射線検出器に適用してもよい。特に、上述した実施例1のように、重み係数を要素データに依存しない定数とした場合に再構成画像に生じる直線状ノイズの指向性に基づいて重み係数を設定する場合には、上述した実施例2のようなD O I 検出器の検出素子の検出深さ位置情報を用いずに重み係数を設定することができる。

[0095] (5) 上述した各実施例では、放射線検出装置が陽電子放射断層撮影装置（P E T 装置）である場合において、一部が開口して構成された検出器ユニットを備えたP E T 装置（図1では部分リング型P E T 装置1）であったが

、必ずしも一部が開口して構成された検出器ユニットでなくとも、通常のフルリング型PET装置に適用してもよい。特に、上述した実施例2のように、DOI検出器の検出素子の検出深さ位置情報に基づいて重み係数を設定する場合には、上述した実施例1のような直線状ノイズの指向性を用いずに重み係数を設定することができる。

[0096] (6) 上述した各実施例では、放射線検出装置が陽電子放射断層撮影装置(PET装置)である場合において、互いに分離した2つの検出器ユニット2A, 2B(図1, 図4および図5を参照)を備えたPET装置であったが、必ずしも互いに分離した複数の検出器ユニットでなくともよい。実施例1でも述べたように、図10(a)に示すように一部が開口して構成された1つの検出器ユニット2Dでもよい。

[0097] (7) 上述した各実施例では、放射線検出装置が陽電子放射断層撮影装置(PET装置)である場合において、互いに分離した2つの検出器ユニット2A, 2B(図1, 図4および図5を参照)を備えたPET装置であったが、2つに限定されない。互いに分離した複数の検出器ユニットであれば、例えば、図10(b)に示すように互いに分離した4つの検出器ユニット2E, 2F, 2G, 2Hなどのように互いに分離した3つ以上の検出器ユニットであってもよい。

[0098] (8) 上述した各実施例では、第1多変数関数は、放射線検出装置(各実施例では部分リング型PET装置1)によって得られた被検体Mの計測データ集合(測定データ)を構成する要素データ(各実施例ではi番目の測定データ点)の誤差分布に基づいて構成された部分関数の和で表されるデータ関数(各実施例では尤度関数)であったが、第1多変数関数は、上述したデータ関数(尤度関数)と、物理量分布の事前情報に基づいて構成された第2多変数関数との和であってもよい。各実施例のように陽電子放射断層撮影装置(PET装置)を用いた場合には、上記(2)式または上記(4)式の重み付き尤度関数 $L(x)$ と、物理量分布の事前情報に基づいて構成された第2多変数関数からなる他の関数 $U(x)$ との和からなる $L(x) + U(x)$ の

最大化による画像再構成法も考えられる。L (x) が統計的性質に基づいて導出される関数であるのに対して、U (x) は撮影対象の事前情報（再構成画像 x が有するであろう決定的論的性質）に基づいて定義される関数である。U (x) は一般的に「ペナルティ関数 (Penalty Function)」と呼ばれる。ペナルティ関数を利用した場合の逐次近似計算式の例を以下に示す（下記（6）式を参照）。

[0099] [数6]

$$x_j^{(k+1)} = x_j^{(k)} - \frac{x_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^I w_i a_{ij} + x_j^{(k)} c_j^{(k)}} \left(\frac{\partial L(x^{(k)})}{\partial x_j} + \frac{\partial U(x^{(k)})}{\partial x_j} \right) \quad (6)$$

$c_j^{(k)}$ は k 回目の推定解 $x^{(k)}$ の近傍における、正則化関数 U (x) の近似曲率画像の j 番目の画素値である。

[0100] （9）上述した各実施例では、計測データ集合（測定データ）を構成する要素データ（i 番目の測定データ点）の誤差分布は、ポアソン分布であったが、ポアソン分布に限定されない。ガウス分布を用いてもよい。誤差分布がガウス分布の場合には X 線コンピュータ断層撮影装置（X 線 CT 装置）に用いられる。

産業上の利用可能性

[0101] 以上のように、この発明は、陽電子放射断層撮影装置（PET 装置）や単一光子放射断層撮影装置（SPECT 装置）や X 線コンピュータ断層撮影装置（X 線 CT 装置）などの放射線検出装置を有した断層画像撮影装置全般の画像再構成技術に適している。

符号の説明

[0102] 1 … 部分リング型 PET 装置
 2 A, 2 B … 検出器ユニット
 3 … γ 線検出器
 L (x) … 重み付き尤度関数

w_i ... 重み係数（尤度重み係数）

$S A$... ストリークアーティファクト

h, g ... 離散変数

$U(x)$... ペナルティ関数

M ... 被検体

請求の範囲

[請求項1] 放射線検出装置によって得られた被検体の計測データ集合から、前記計測データ集合の発生要因に関連する前記被検体の物理量分布を複数次元のデジタル画像として再構成する再構成処理を行う画像再構成処理方法であって、

前記デジタル画像を未知数とする第1多変数関数は、

(1) 前記計測データ集合を構成する要素データの誤差分布に基づいて構成された部分関数の和で表されるデータ関数、

または(2) 前記計測データ集合を構成する要素データの誤差分布に基づいて構成された部分関数の和で表されるデータ関数と、前記物理量分布の事前情報に基づいて構成された第2多変数関数との和

であり、

前記画像再構成処理方法は、

前記部分関数に対応する要素データの再構成画像に対する逆投影の重み係数で部分関数を重み付けて、重み付けされた前記データ関数、または前記データ関数と、前記物理量分布の事前情報に基づいて構成された第2多変数関数との和からなる前記第1多変数関数の最適化計算に基づいて前記再構成処理を行う再構成処理工程

を備えることを特徴とする画像再構成処理方法。

[請求項2] 請求項1に記載の画像再構成処理方法において、

前記放射線検出装置は、陽電子放射断層撮影装置、単一光子放射断層撮影装置、X線コンピュータ断層撮影装置のいずれかであることを特徴とする画像再構成処理方法。

[請求項3] 請求項2に記載の画像再構成処理方法において、

前記重み係数は、前記重み係数を前記要素データに依存しない定数とした場合に再構成画像に生じる直線状ノイズの指向性に基づいて設定されていることを特徴とする画像再構成処理方法。

[請求項4] 請求項3に記載の画像再構成処理方法において、

前記直線状ノイズの走行方向に沿った要素データに対する重み係数は、前記直線状ノイズの走行方向に沿っていない要素データに対する重み係数よりも小さいことを特徴とする画像再構成処理方法。

[請求項5]

請求項2に記載の画像再構成処理方法において、

前記放射線検出装置を構成する放射線検出器は、互いに分離した複数の検出器ユニットで構成されており、

同一の検出器ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿った要素データに対する重み係数は、互いに異なる検出器ユニット内の検出素子を結んだ直線方向に沿った要素データに対する重み係数よりも小さいことを特徴とする画像再構成処理方法。

[請求項6]

請求項1に記載の画像再構成処理方法において、

前記放射線検出装置は、陽電子放射断層撮影装置、単一光子放射断層撮影装置のいずれかであり、

前記計測データ集合は、サイノグラムデータ、ヒストグラムデータ、リストモードデータのいずれかであることを特徴とする画像再構成処理方法。

[請求項7]

請求項6に記載の画像再構成処理方法において、

前記放射線検出装置を構成する放射線検出器は、放射線の検出深さ位置情報を計測するように構成されており、

前記重み係数は、前記計測データ集合に対応した前記検出深さ位置情報に依存することを特徴とする画像再構成処理方法。

[請求項8]

請求項7に記載の画像再構成処理方法において、

N を2以上の自然数としたときに、前記放射線検出器は N 段の検出深さ位置情報を計測するように構成されており、

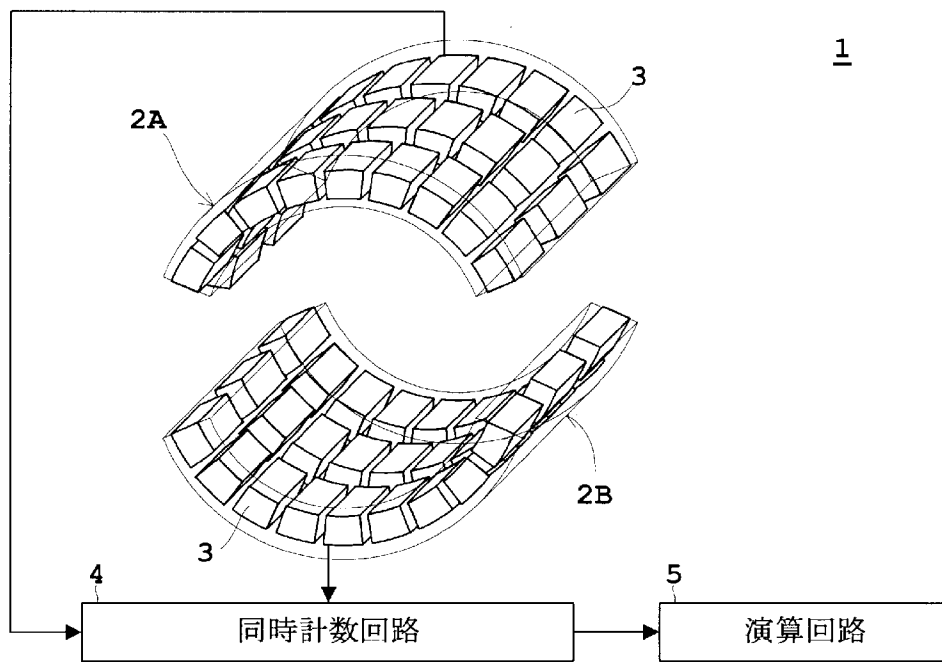
前記放射線検出器を構成する検出素子であって、浅い段から深い段に向かうにしたがって番号が大きくなるように、同時計数を計測した2つの検出素子の検出深さの段数番号をそれぞれ g , h ($1 \leq g, h \leq N$)としたときに、前記重み係数は前記段数番号 g , h を離散変数

とする 2 次元関数であり、前記 2 次元関数は一方の変数を固定したときに得られる他方の変数に対する 1 次元関数が非増加関数であることを特徴とする画像再構成処理方法。

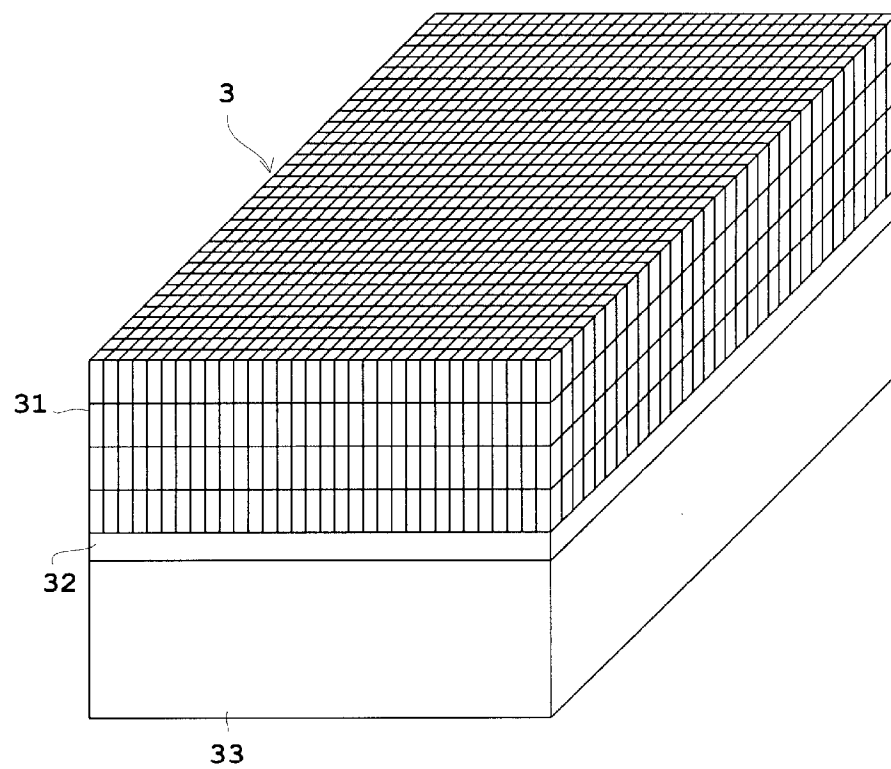
[請求項9] 請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の画像再構成処理方法において、

前記誤差分布は、ポアソン分布、ガウス分布のいずれかであることを特徴とする画像再構成処理方法。

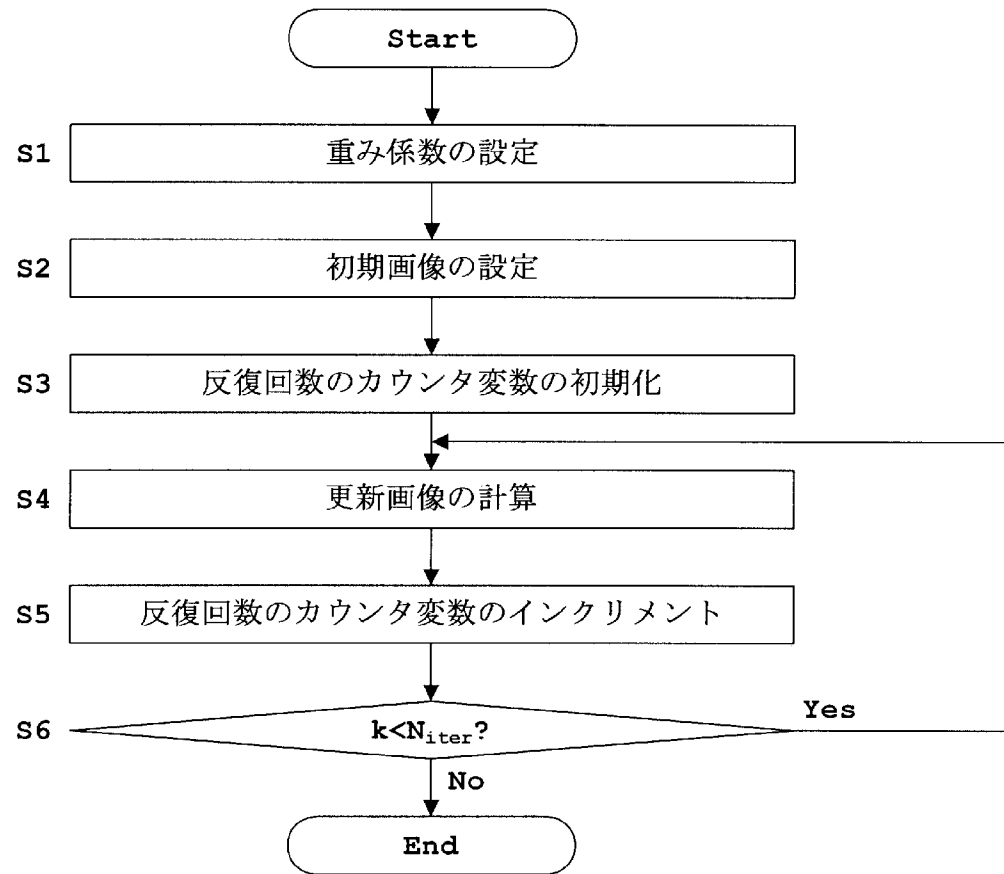
[図1]



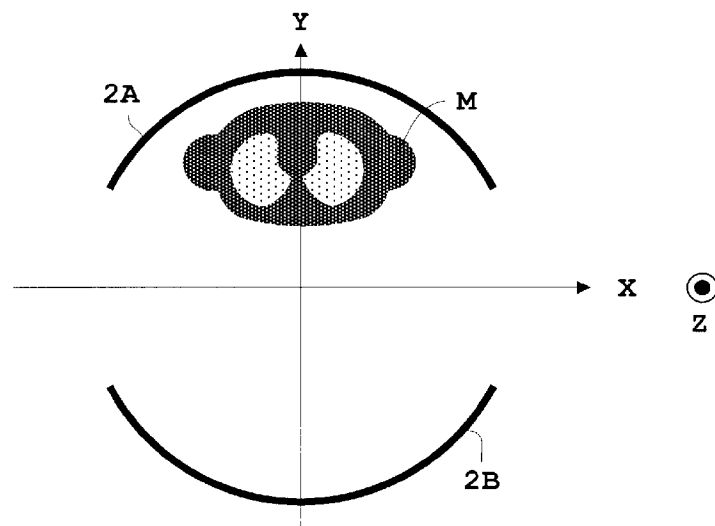
[図2]



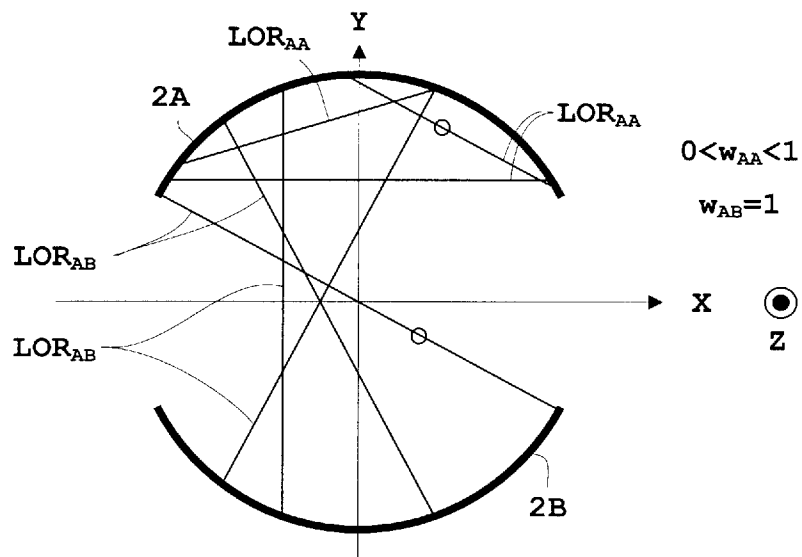
[図3]



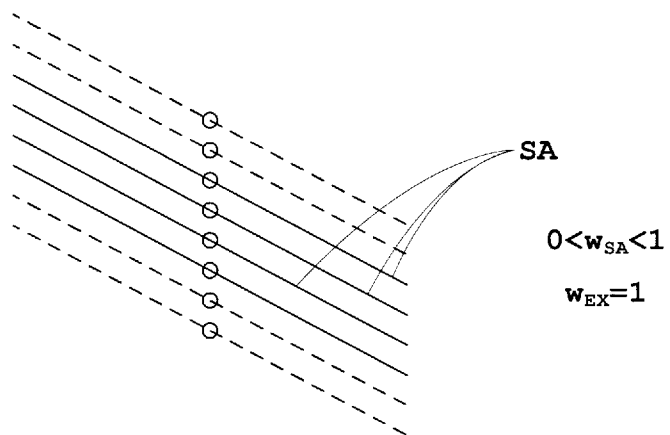
[図4]



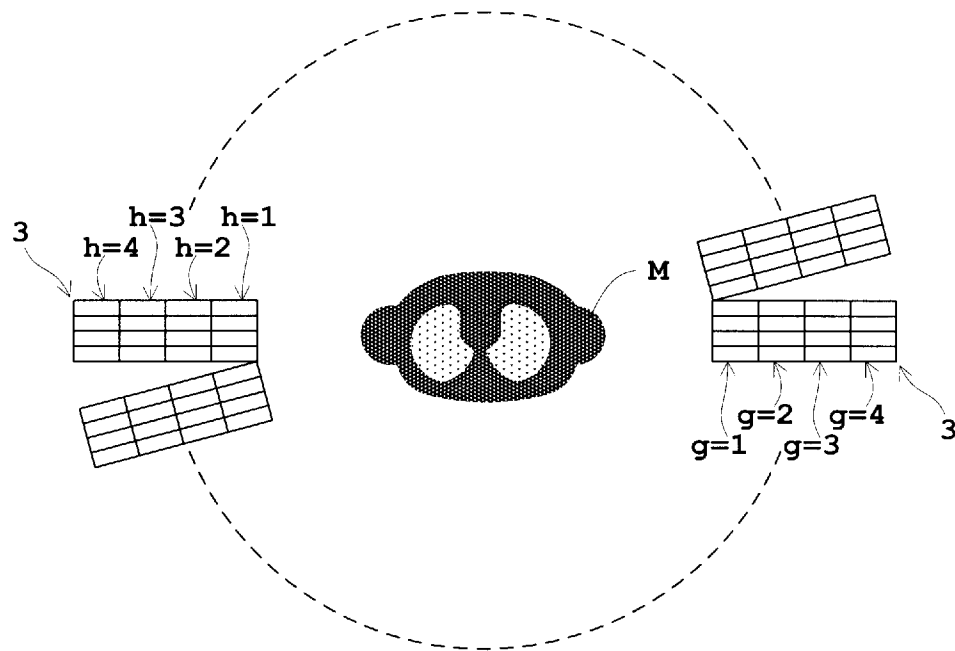
[図5]



[図6]



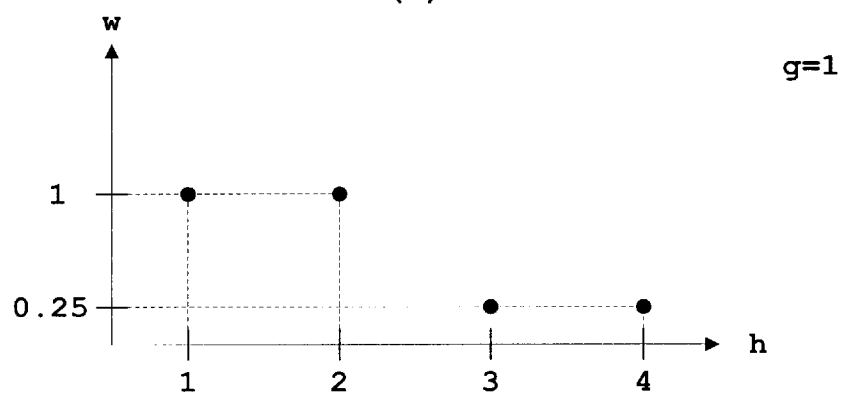
[図7]



[図8]

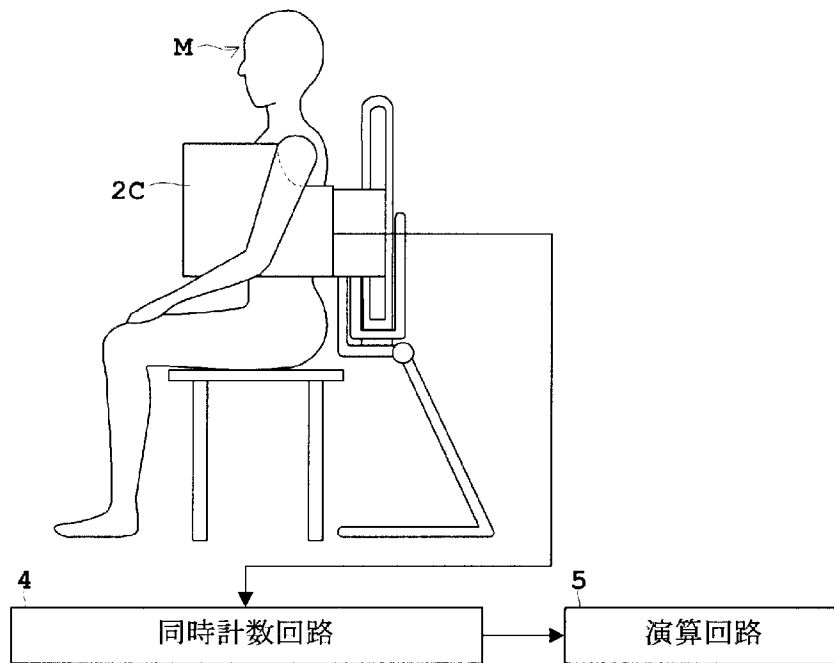
	$g=1$	$g=2$	$g=3$	$g=4$
$h=1$	1.00	1.00	0.25	0.25
$h=2$	1.00	1.00	0.25	0.25
$h=3$	0.25	0.25	0.06	0.06
$h=4$	0.25	0.25	0.06	0.06

(a)

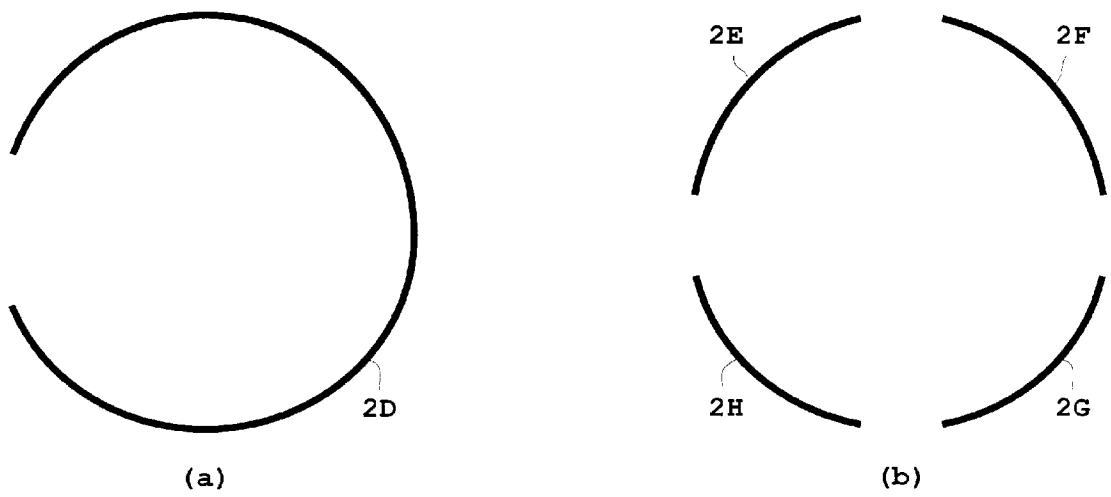


(b)

[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/067976

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/161(2006.01)i, A61B6/03(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, A61B6/03

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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.
X A	JP 61-225640 A (Toshiba Corp.), 07 October 1986 (07.10.1986), page 6, upper right column to page 8, upper right column (Family: none)	1-2, 9 3-8
X Y A	JP 2008-245695 A (National Institute of Radiological Sciences), 16 October 2008 (16.10.2008), paragraphs [0022] to [0040] & US 2010/0046818 A1 & WO 2008/120396 A1	1-2, 6, 9 7-8 3-5

☒ 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
30 September, 2014 (30.09.14)

Date of mailing of the international search report
07 October, 2014 (07.10.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/067976

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 4660706 B2 (National Institute of Radiological Sciences), 30 March 2011 (30.03.2011), paragraphs [0024] to [0026] & US 2010/0032574 A1 & EP 2138867 A1 & WO 2008/136141 A1 & CN 101688918 A	7-8

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, A61B6/03(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, A61B6/03

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 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 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
X A	JP 61-225640 A（株式会社東芝） 1986.10.07, 第6頁右上欄－第8頁右上欄（ファミリーなし）	1-2, 9 3-8
X Y A	JP 2008-245695 A（独立行政法人放射線医学総合研究所） 2008.10.16, 段落[0022]-[0040] & US 2010/0046818 A1 & WO 2008/120396 A1	1-2, 6, 9 7-8 3-5

☒ 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

3 0 . 0 9 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

0 7 . 1 0 . 2 0 1 4

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100-8915

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）

原 俊文

2 Q

4 0 7 8

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

C (続き) . 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
Y	JP 4660706 B2 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2011.03.30, 段落[0024]-[0026] & US 2010/0032574 A1 & EP 2138867 A1 & WO 2008/136141 A1 & CN 101688918 A	7-8