

(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 12 月 22 日(22.12.2016)

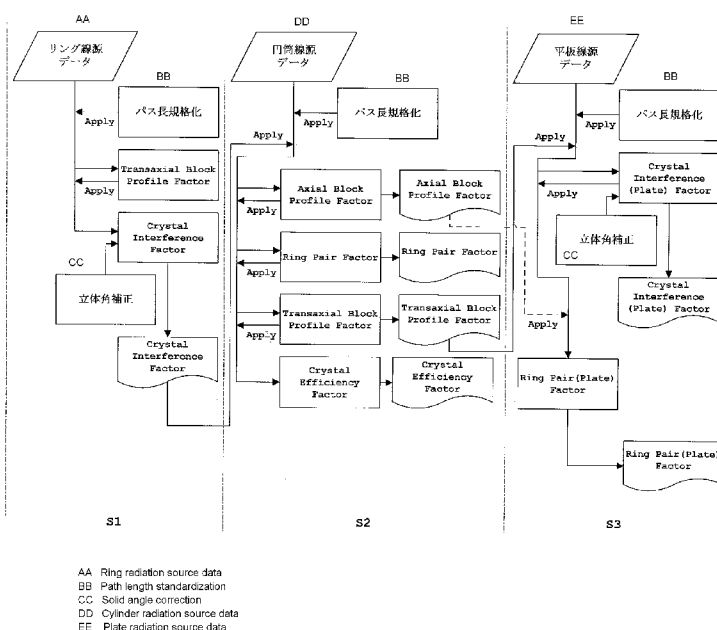


(10) 国際公開番号  
**WO 2016/203822 A1**

- (51) 国際特許分類:  
*G01T 1/161* (2006.01) *G01T 1/17* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/061172
- (22) 国際出願日: 2016 年 4 月 5 日(05.04.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2015-122651 2015 年 6 月 18 日(18.06.2015) JP
- (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: 橋爪 宣弥 (HASHIZUME Nobuya); 〒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); 〒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). 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, 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, ST, 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: RADIATION DETECTING ELEMENT SENSITIVITY CORRECTION METHOD AND RADIATION TOMOGRAPHY DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線検出素子の感度補正方法および放射線断層撮影装置



(57) Abstract: According to the present invention, sensitivity correction for multiple  $\gamma$  radiation detectors is performed by use of sensitivity coefficients obtained through a first sensitivity coefficient calculation step (step S1) for obtaining sensitivity coefficients, classified according to sensitivity factors, on the basis of coincidence counting data collected as a result of detection of  $\gamma$  radiation emitted from a rotated rod-shaped calibration radiation source, and through a third sensitivity coefficient calculation step (step S3) for obtaining sensitivity coefficients derived from a geometrical arrangement on the basis of coincidence counting data collected in a state where arrangement of the  $\gamma$  radiation detectors is changed, whereby a re-constructed image is obtained on the basis of data acquired after the sensitivity correction is finished. As a result, even when the arrangement of the multiple  $\gamma$  radiation detectors constituting a detecting device is variable and the multiple  $\gamma$  radiation detectors are not arranged in a circular shape, a re-constructed image free of artifacts can be obtained.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2016/203822 A1



---

回転した校正用棒状線源からの $\gamma$ 線を検出することで収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求める第1感度係数算出工程（ステップS1）および複数の $\gamma$ 線検出器の配置が変化した状態で収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める第3感度係数算出工程（ステップS3）で求められた感度係数を用いて、 $\gamma$ 線検出器の感度補正を行うことにより、感度補正後のデータに基づき再構成画像を得る。その結果、検出器を構成する複数の $\gamma$ 線検出器の配置が可変で円形配置でない場合であってもアーティファクトのない再構成画像を得ることができる。

## 明 細 書

発明の名称：

放射線検出素子の感度補正方法および放射線断層撮影装置

### 技術分野

[0001] この発明は、被検体内の放射性薬剤から発生した放射線を検出する放射線検出素子の感度補正方法、および被検体内の放射性薬剤から発生した放射線を検出して放射線断層撮影を行う放射線断層撮影装置に関する。

### 背景技術

[0002] 放射線断層撮影装置のPET (Positron Emission Tomography) において、再構成画像を得る際に検出器間の感度差を校正して全検出器の感度を均質にする必要がある。以下、この校正を「感度補正」と呼ぶ。感度補正のための係数（以下、「感度係数」と呼ぶ）は校正用線源を用いて収集された実データから計算され、感度係数の計算方法は2種類ある。

[0003] 1つ目が全検出器ペアについて感度係数を求める直接法である。直接法では、全検出器ペアの感度係数が直接的に得られるが、検出器が多い場合に検出器の数の二乗で検出器ペア数が膨大になる。よって、1ペア当たりの統計精度が低くなり、感度係数の個数が膨大になる。

[0004] 次に、感度を変動させる要因ごとに分解し、それらの積を検出器ペアの感度係数とする「要素別感度補正法」である（例えば、特許文献1、2、非特許文献1～3参照）。この要素別感度補正法では、同時計数する検出器リング対を（ $u$ ， $v$ ）、同時計数するリング内検出器ペアを（ $i$ ， $j$ ）としたときに、感度補正係数 $NC_{uivj}$ を下記（1）式のような要素に分解する。

[0005]  $NC_{uivj} = \varepsilon_{ui} \times \varepsilon_{vj} \times b_{uvk} \times d_{uvrk} \times g_{uvr} \times f_{uv}$  ...  
(1)

ただし、上記（1）式中の $\varepsilon_{ui}$ 、 $\varepsilon_{vj}$ は検出器固有感度、 $d_{uvrk}$ は結晶干渉因子、 $f_{uv}$ はリングペア感度、 $b_{uvk}$ はブロック形状因子、 $g_{uvr}$ は動径方向幾何学因子、 $k$ はブロック内の結晶相対位置、 $r$ は動径方向位置である。

これらの要素のうち、 $g_{uvr}$ 、 $d_{uvrk}$ などは幾何学的に決まる要素（以下、「幾何学系因子」と呼ぶ）である。なお、 $\varepsilon_{ui}$ 、 $\varepsilon_{vj}$ 、 $b_{uvk}$ は経時変化する非幾何学系因子である。

[0006] 要素別感度補正法では感度係数の積で表すので、直接法に比べて感度係数の個数は少ない。また、感度係数を分解した各因子は幾何学的な対称性を利用して加算するので、統計精度を上げることができる。しかし、感度係数は因子の積で間接的に得られるので近似的な数値となる。近年のPET装置は、高分解能や校正の簡便化および統計精度の改善の目的で要素別感度補正法が利用され始めている。

[0007] 従来の要素別感度補正法の校正フローは非特許文献1のFigure.1およびFigure.2に示す通りである。Figure.1は、従来の低散乱校正用線源による幾何学系因子の計算の校正フローであり、Figure.2は、従来の均一円筒校正用線源による非幾何学系因子の計算の校正フローである。低散乱校正用線源により経時変化しない幾何学系因子を計算し、幾何学系因子の係数で補正された均一円筒校正用線源のデータにより経時変化する非幾何学系因子を計算する。そして、上記（1）式により、特定の検出器ペアの感度係数を求める。具体的な校正フローについては、非特許文献1を参照されたい。

## 先行技術文献

### 特許文献

[0008] 特許文献1：特開2008-170329号公報

特許文献2：国際公開第2010/013356号

### 非特許文献

[0009] 非特許文献1：Badawi RD, Marsden PK: Developments in component-based normalization for 3D PET. Phys. Med. Biol. 44, 571-594, 1999

非特許文献2：Badawi RD, Lodge MA, Marsden PK: Algorithms for calculating detector efficiency normalization coefficients for true coincidences in 3D PET. Phys. Med. Biol. 43, 189-205, 1998

非特許文献3：Badawi RD, Ferreira NC, Kohlmyer SG, Dahlbom M, Marsden

PK, Lewellen TK: A comparison of normalization effects on three whole-body cylindrical 3D PET systems. Phys. Med. Biol. 45, 3253-3266, 2000

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0010] しかしながら、このような従来の要素別感度補正法の場合には、次のような問題がある。

すなわち、マルチモダリティ対応フレキシブルPET装置は従来の要素別感度補正法に対応していないという問題がある。従来の要素別感度補正法は検出器群が円形配置で、位置関係が固定である場合に成立する。

[0011] マルチモダリティ対応フレキシブルPET装置は、図3に示すように、円弧状の検出器群が配置された2つの検出器ヘッド2A、2Bで構成され、図3の二点鎖線に示すように、各検出器ヘッド2A、2Bが互いに近接する。その結果、位置関係が可変かつ楕円形状になり、要素別感度補正法の仮定が崩れて成立しなくなる（図3に示した非近接時のABおよび近接時のA'Bを参照）。

[0012] また、2つの検出器ヘッドが近接した場合、同一の検出器ヘッド内の検出器ペアであれば感度係数は不変であるが、互いに対向する検出器ヘッドの間の距離が変わり、検出器に対する $\gamma$ 線の入射角が異なるので、対向する検出器ヘッドでの幾何学系因子の感度は変化する。その結果、再構成画像にアーティファクトが生じる。

[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、検出器を構成する複数の放射線検出素子の配置が可変で円形配置でない場合であってもアーティファクトのない再構成画像が得られる放射線検出素子の感度補正方法および放射線断層撮影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、この発明に係る感度補正方法は、被検体内の放射性薬剤から発

生した放射線を検出する放射線検出素子の感度補正方法であって、複数の前記放射線検出素子で収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求める第1感度係数算出工程と、前記第1感度係数算出工程の後で、前記複数の放射線検出素子の配置の変化前に、収集された同時計数データに基づいて、非幾何学系因子の感度係数を求める第2感度係数算出工程と、前記第2感度係数算出工程の後で、前記複数の放射線検出素子の配置が変化した状態で収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める第3感度係数算出工程とを備え、前記第1感度係数算出工程、前記第2感度係数算出工程および前記第3感度係数算出工程で求められた感度係数を用いて、放射線検出素子の感度補正を行うことを特徴とするものである。

[0015] [作用・効果] この発明に係る感度補正方法によれば、まず、第1感度係数算出工程で感度係数を求めて、第1感度係数算出工程の後で、複数の放射線検出素子の配置の変化前に第2感度係数算出工程で感度係数を求めて、第2感度係数算出工程の後で、複数の放射線検出素子の配置が変化した状態で、第3感度係数算出工程で感度係数を求める。具体的には、第1感度係数算出工程で感度係数を感度要因別に分けて求める。複数の放射線検出素子の配置が変化しなくとも、非幾何学系因子は経時変化する。そこで、複数の放射線検出素子の配置の変化前に、収集された同時計数データに基づいて、第2感度係数算出工程で非幾何学系因子の感度係数を求める。そして、第3感度係数算出工程では、複数の放射線検出素子の配置が変化した状態で収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める。このように、第1感度係数算出工程、第2感度係数算出工程および第3感度係数算出工程で求められた感度係数を用いて、放射線検出素子の感度補正を行うことにより、感度補正後のデータに基づき再構成画像を得る。その結果、検出器を構成する複数の放射線検出素子の配置が可変で円形配置でない場合であってもアーティファクトのない再構成画像を得ることができる。

[0016] 具体的な一例は、複数の放射線検出素子の配置が変化した場合の感度係数

は、放射線検出素子の配置によらず位置関係が不変の組み合わせ（例えば同一の検出器ヘッド）に対しては、配置変化前に求められた幾何学系因子の感度係数と、非幾何学系因子の感度係数との積で表される。そして、放射線検出素子の位置関係により幾何学的な影響を受ける組み合わせ（例えば互いに対向する検出器ヘッド）に対しては、配置変化後に求められた幾何学系因子の感度係数と、非幾何学系因子の感度係数との積で表される。

[0017] また、複数の放射線検出素子の配置の変化前後で同じ校正用線源を用いて同時にそれぞれ収集された同時計数データの比から補正係数を求めるのが好ましい。これにより、同じ校正用線源を用いた際に配置の変化により生じる差を補正することができる。ひいては、例えば配置の変化前での別の校正用線源（前者：第1校正用線源）を用いた後に、複数の放射線検出素子の配置の変化前後で同じ校正用線源（後者：第2校正用線源）を用いる場合には、求められた補正係数を前者での上記（1）式の右辺に乗算することで、配置の変化前の前者と配置の変化後の後者との差をも補正することができる。

[0018] また、複数の放射線検出素子の配置の変化後に収集された同時計数データは、少なくとも放射線検出素子の位置関係により幾何学的な影響を受ける組み合わせである。すなわち、配置の変化後に収集された同時計数データに基づいて、放射線検出素子の位置関係により幾何学的な影響を受ける組み合わせ（例えば互いに対向する検出器ヘッド）に対する感度係数データを求めることができる。

[0019] また、第1感度係数算出工程では、下記のような校正用線源を用いて感度係数を求めるのが好ましい。すなわち、複数の放射線検出素子に沿って回転可能な校正用棒状線源を用いる場合には、校正用棒状線源を複数の放射線検出素子に沿って回転させることで校正用リング線源に見立てる。また、複数の放射線検出素子に沿って設けられた校正用リング線源を用いてもよい。また、複数の放射線検出素子に沿って回転可能な校正用平板線源を用いる場合には、校正用平板線源を複数の放射線検出素子に沿って回転させてもよい。このように、第1感度係数算出工程では、回転した校正用棒状線源（すなわ

ち校正用リング線源に見立てられた校正用棒状線源)、校正用リング線源または回転した校正用平板線源からの放射線を検出することで収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求める。

また、第2感度係数算出工程では、下記のような校正用線源を用いて感度係数を求めるのが好ましい。すなわち、第2感度係数算出工程では、複数の放射線検出素子の配置の変化前に、実際の被検体に模した校正用円筒線源からの放射線を検出することで収集された同時計数データに基づいて、経時変化する非幾何学系因子の感度係数を求めることができる。

[0020] また、複数の放射線検出素子からなる検出器ヘッドを複数備え、各当該検出器ヘッド間の距離が変更可能に各々の検出器ヘッドが構成されている場合で、各検出器ヘッドを互いに近接させることで複数の放射線検出素子の配置が変化するときには、下記のような校正用線源を用いて感度係数を求めるのが好ましい。すなわち、各検出器ヘッドを互いに近接させようとすると、複数の放射線検出素子に沿って回転可能な校正用棒状線源や複数の放射線検出素子に沿って設けられた校正用リング線源が各検出器ヘッドと干渉する恐れがある。そこで、各検出器ヘッドの中心に設置された校正用平板線源を用いる、あるいは各検出器ヘッドの中心軸に沿って往復可能な校正用棒状線源を用いる。当該校正用棒状線源を用いる場合には、校正用棒状線源を各検出器ヘッドの中心軸に沿って往復させることで校正用平板線源に見立てる。第3感度係数算出工程では、各検出器ヘッドを互いに近接させた状態で、校正用平板線源または往復した校正用棒状線源(すなわち校正用平板線源に見立てられた校正用棒状線源)からの放射線を検出することで収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める。このような校正用平板線源または往復した校正用棒状線源(校正用平板線源に見立てられた校正用棒状線源)を用いることで、各検出器ヘッドを近接させても、校正用線源と各検出器ヘッドとの干渉を防止することができる。

[0021] また、この発明に係る放射線断層撮影装置は、被検体内の放射性薬剤から発生した放射線を検出して放射線断層撮影を行う放射線断層撮影装置であつ



て、複数の放射線検出素子からなる検出器ヘッドを複数備え、各当該検出器ヘッド間の距離が変更可能に各々の検出器ヘッドは構成されており、演算処理を行う演算手段を備え、当該演算手段は、複数の前記放射線検出素子で収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求める第1感度係数算出工程と、前記第1感度係数算出工程の後で、前記複数の放射線検出素子の配置の変化前に、収集された同時計数データに基づいて、非幾何学系因子の感度係数を求める第2感度係数算出工程と、前記第2感度係数算出工程の後で、前記複数の放射線検出素子の配置が変化した状態で収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める第3感度係数算出工程とを行い、前記第1感度係数算出工程、前記第2感度係数算出工程および前記第3感度係数算出工程で求められた感度係数を用いて、放射線検出素子の感度補正を行うことを特徴とするものである。

[0022] [作用・効果] この発明に係る放射線断層撮影装置によれば、この発明に係る感度補正方法でも述べたような第1感度係数算出工程、第2感度係数算出工程および第3感度係数算出工程を行う演算手段を備えている。この発明に係る感度補正方法でも述べたように、第1感度係数算出工程、第2感度係数算出工程および第3感度係数算出工程で求められた感度係数を用いて、放射線検出素子の感度補正を行うことにより、感度補正後のデータに基づき再構成画像を得る。その結果、検出器を構成する複数の放射線検出素子の配置が可変で円形配置でない場合であってもアーティファクトのない再構成画像を得ることができる。

### 発明の効果

[0023] この発明に係る放射線検出素子の感度補正方法および放射線断層撮影装置によれば、（複数の放射線検出素子で収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求める）第1感度係数算出工程、（第1感度係数算出工程の後で、複数の放射線検出素子の配置の変化前に、収集された同時計数データに基づいて、非幾何学系因子の感度係数を求める）第2感度係数算出工程および（第2感度係数算出工程の後で、複数の放射線検出素

子の配置が変化した状態で収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める) 第3感度係数算出工程で求められた感度係数を用いて、放射線検出素子の感度補正を行うことにより、感度補正後のデータに基づき再構成画像を得る。その結果、検出器を構成する複数の放射線検出素子の配置が可変で円形配置でない場合であってもアーティファクトのない再構成画像を得ることができる。

### 図面の簡単な説明

[0024] [図1]実施例に係るマルチモダリティ対応フレキシブルPET装置の検出器ヘッド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]  $\gamma$ 線検出器の概略斜視図である。

[図3] (a) は検出器ヘッドを奥行き方向から見た概略図、(b) は奥行き方向に直交する水平方向から見た概略図である。

[図4] 検出器配置および校正用線源の種類の模式図であり、(a) は非近接時のリング線源の模式図、(b) は非近接時の円筒線源の模式図、(c) は近接時の平板線源の模式図である。

[図5] 実施例に係る要素別感度補正法の処理手順の流れを示したフローチャートである。

[図6] 検出器ヘッドの  $\gamma$ 線検出器に沿って回転可能な棒状線源を検出器ヘッドの  $\gamma$ 線検出器に沿って回転させた時の模式図である。

[図7] (a) ~ (c) は変形例に係る検出器配置および校正用線源の種類の模式図である。

### 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、実施例に係るマルチモダリティ対応フレキシブルPET装置の検出器ヘッドの一実施態様を示す概略斜視図およびブロック図であり、図2は、 $\gamma$ 線検出器の概略斜視図であり、図3(a)は、検出器ヘッドを奥行き方向から見た概略図であり、図3(b)は、奥行き方向に直交する水平方向から見た概略図である。

[0026] 図1に示すように、マルチモダリティ対応フレキシブルPET装置（以下、単に「PET装置」と略記する）1は、検出器ヘッド2A、2Bを備えている。図2に示すように、縦横に16×16に配列された検出器結晶が4層に積層された検出器ブロック31（ $\gamma$ 線検出器3）を円弧状に18個、奥行き方向z（図1を参照）に3個配列された合計18×3個の検出器ブロック31で1つの検出器ヘッドを構成する。検出器ブロック31以外の $\gamma$ 線検出器3の具体的な構成については図2で後述する。マルチモダリティ対応フレキシブルPET装置（PET装置）1は、この発明における放射線断層撮影装置に相当し、検出器ヘッド2A、2Bは、この発明における検出器ヘッドに相当し、 $\gamma$ 線検出器3は、この発明における放射線検出素子に相当する。

[0027] 図1に示すように、検出器ヘッド2A、2Bは、互いに対向して構成されている。検出器ヘッド2A、2Bは、通常は48角形の円周上に位置する。2つの検出器ヘッド2A、2Bの断面内の検出器ブロック31（ $\gamma$ 線検出器3）数は合計36個（円弧状に18個×2つ）に対して48角形なので、左右に6個分ずつの隙間領域4が存在する。「発明が解決しようとする課題」の欄でも述べたように、図3では検出器ヘッド2A、2Bは互いに対向した状態で検出器ヘッド2A、2Bを互いに近接させることができる。このように、各検出器ヘッド2A、2B間の距離が変更可能に各々の検出器ヘッド2A、2Bは構成されている。

[0028] その他にも、PET装置1は、同時計数回路5と演算回路6とを備えている。演算回路6の具体的な機能については図4で後述する。演算回路6は、この発明における演算手段に相当する。

[0029] 放射性薬剤が投与された被検体（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 $\gamma$ 線が発生する。同時計数回路5は、検出器ブロック31（図2を参照）の位置と $\gamma$ 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つの検出器ブロック31で $\gamma$ 線が同時に入射したときのみ、送り込まれた画像情報を適正なデータ（同時計数データ）と判定する。一方の検出器ブロック31のみに

$\gamma$ 線が入射したときには、同時計数回路5は棄却する。つまり、同時計数回路5は、上述した電気信号に基づいて、2つの $\gamma$ 線検出器3において $\gamma$ 線が同時観測（すなわち同時計数）されたことを検出する。同時計数回路5で収集された画像情報（同時計数データ）を、演算回路6に送り込む。

[0030]  $\gamma$ 線検出器3は、図2に示すように検出器ブロック31と、その検出器ブロック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(PMT: Photo Multiplier Tube)33とを備えている。検出器ブロック31を構成する各検出器結晶は、 $\gamma$ 線の入射に伴って発光することで $\gamma$ 線から光に変換する。この変換によって検出器結晶は $\gamma$ 線を検出する。検出器結晶において発光した光が検出器ブロック31で十分に拡散されて、ライトガイド32を介して光電子増倍管（以下、単に「PMT」と略記する）33に入力される。PMT33は、検出器ブロック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、上述したように画像情報（同時計数データ）として同時計数回路5（図1を参照）に送り込まれる。

[0031] また、 $\gamma$ 線検出器3は、図2に示すように、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。また、縦横に配列された検出器結晶の数についても、複数であれば特に限定されない。

[0032] ここで、DOI検出器は、各々の検出器結晶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検出器結晶の層の数である。

[0033] 次に、演算回路6の具体的な機能について、図4～図6を参照して説明する。図4(a)～図4(c)は、検出器配置および校正用線源の種類の模式図であり、図4(a)は、非近接時のリング線源の模式図であり、図4(b

）は、非近接時の円筒線源の模式図であり、図4（c）は、近接時の平板線源の模式図であり、図5は、実施例に係る要素別感度補正法の処理手順の流れを示したフローチャートであり、図6は、検出器ヘッドの $\gamma$ 線検出器に沿って回転可能な棒状線源を検出器ヘッドの $\gamma$ 線検出器に沿って回転させた時の模式図である。

[0034] 図4（a）中の符号 $S_R$ は校正用リング線源（以下、単に「リング線源」と略記する）であり、図4（b）中の符号 $S_C$ は校正用円筒線源（以下、単に「円筒線源」と略記する）であり、図4（c）中の符号 $S_P$ は校正用平板線源（以下、単に「平板線源」と略記する）である。なお、本実施例では、図6に示すように、検出器ヘッド2A、2Bの $\gamma$ 線検出器3（図2を参照）（すなわち放射線検出素子）に沿って回転可能な校正用棒状線源（以下、単に「棒状線源」と略記する） $S_L$ を用いて、棒状線源 $S_L$ を検出器ヘッド2A、2Bの $\gamma$ 線検出器3に沿って回転させることで図4（a）に示すリング線源 $S_R$ に見立てる。以下、図6に示す棒状線源 $S_L$ を図4（a）に示すリング線源 $S_R$ として取り扱って説明する。リング線源 $S_R$ の厚みは約5mm、円筒線源 $S_C$ の直径は約15cm、平板線源 $S_P$ の厚みは約5mm、棒状線源 $S_L$ の直径は約15cmである。

[0035] また、本実施例では、図4（a）に示す非近接時に棒状線源 $S_L$ （図6を参照）を回転させてリングに見立てたリング線源 $S_R$ 、図4（b）に示す非近接時に装置（検出器ヘッド2A、2B）の中心に設置された均一な円筒線源 $S_C$ 、図4（c）に示す近接時に装置（検出器ヘッド2A、2B）の中心に設置された平板線源 $S_P$ の3種類を用意して、それぞれでデータを収集する。校正用線源はアクリル樹脂で製作され、内部に均一濃度の放射能溶液が密封されている。

[0036] また、図5では、長軸断のブロック形状因子 $b_{uvk}$ が「Transaxial Block Profile Factor」に対応し、結晶干渉因子 $d_{uvrk}$ が「Crystal Interference Factor」に対応し、体軸断面（体軸横断面）のブロック形状因子 $b_{uvk}$ が「Axial Block Profile Factor」に対応し、リングペア感度 $f_{uv}$ が「Ring Pair Fa

ctor」に対応し、検出器固有感度  $\varepsilon_{ui}$ ,  $\varepsilon_{vj}$  が「Crystal Efficiency Factor」に対応し、平板線源の時の結晶干渉因子  $d_{plate}$  が「Crystal Interference(Plate) Factor」に対応し、平板線源の時のリングペア感度  $f_{plate}$  が「Ring Pair(Plate) Factor」に対応する。

[0037] (ステップ S 1)

図 5 のフローチャートに示すように、最初に図 4 (a) に示すリング線源  $S_R$  で収集された同時計数データを使って、経時変化しない幾何学系因子の結晶干渉因子  $d_{uvrk}$  (「Crystal Interference Factor」で表記) を計算する。この幾何学系因子の結晶干渉因子  $d_{uvrk}$  (Crystal Interference Factor) を計算する前にパス長規格化を適用 (「Apply」で表記) するのが好ましい。

[0038] パス長規格化とは、所定のパス上にある同時計数データを、そのパスが線源を通過する長さを用いて規格化することである。パス長規格化を行うことで、所定のパス間の線源と交差する長さの違いが擬似的に補正される。具体的なパス長規格化については、特許文献 1 : 特開 2008-170329 号公報を参照されたい。

[0039] さらに、検出器距離を補正するための立体角補正を行う。具体的には、ある LOR の結晶干渉因子  $d_{uvrk}$  (Crystal Interference Factor) に対して、その LOR の検出器距離の二乗で割る。その結果で得られた結晶干渉因子  $d_{uvrk}$  (Crystal Interference Factor) の係数をテーブルとして出力する。ここで、LOR (Line Of Response) は、同時計数する 2 つの検出器を結ぶ仮想上の直線である。このステップ S 1 は、この発明における第 1 感度係数算出工程に相当する。

[0040] (ステップ S 2)

次に、結晶干渉因子  $d_{uvrk}$  (Crystal Interference Factor) による幾何学系因子の補正を行った図 4 (b) に示す円筒線源  $S_C$  の同時計数データを使って、経時変化する非幾何学系因子の検出器固有感度  $\varepsilon_{ui}$ ,  $\varepsilon_{vj}$  (「Crystal Efficiency Factor」で表記) を順に計算する。このときに、体軸断面 (体軸横断面) のブロック形状因子  $b_{uvk}$  (「Axial Block Profile Factor」で表記

）や長軸断のブロック形状因子  $b_{uvk}$ （「Transaxial Block Profile Factor」で表記）も計算し、ステップS 3で図4（c）に示す平板線源  $S_p$  の同時計数データに対して補正を行う。

[0041] また、リングペア感度  $f_{uv}$ （「Ring Pair Factor」で表記）も計算する。計算で得られた各因子をテーブルとして出力する。このステップS 2は、この発明における第2感度係数算出工程に相当する。

[0042] （ステップS 3）

最後に、図4（c）に示す平板線源  $S_p$  の同時計数データを使って、近接したことによって検出器の幾何学配置の変化による影響を受ける平板線源の時の結晶干渉因子  $d_{Plate}$ （「Crystal Interference(Plate) Factor」で表記）および平板線源の時のリングペア感度  $f_{Plate}$ （「Ring Pair(Plate) Factor」で表記）のみを計算する。

[0043] つまり、同一の検出器ヘッドの組み合わせは、 $\gamma$ 線検出器3（放射線検出素子）の配置によらず位置関係が不変であるので、ステップS 3で結晶干渉因子  $d_{uvrk}$ （Crystal Interference Factor）およびリングペア感度  $f_{uv}$ （Ring Pair Factor）を計算しない。一方、互いに対向する検出器ヘッドの組み合わせは、 $\gamma$ 線検出器3（放射線検出素子）の位置関係により幾何学的な影響を受けるので、平板線源の時の結晶干渉因子  $d_{Plate}$ （Crystal Interference(Plate) Factor）および平板線源の時のリングペア感度  $f_{Plate}$ （Ring Pair(Plate) Factor）を計算する。

[0044] ステップS 1と同様に、これらの因子を計算する前にパス長規格化を適用するのが好ましい。平板線源の時の結晶干渉因子  $d_{Plate}$ （Crystal Interference(Plate) Factor）に対して、近接時の座標で立体角補正を行う。計算で得られた平板線源の時の結晶干渉因子  $d_{Plate}$ （Crystal Interference(Plate) Factor）および平板線源の時のリングペア感度  $f_{Plate}$ （Ring Pair(Plate) Factor）の係数をテーブルとして出力する。このステップS 3は、この発明における第3感度係数算出工程に相当する。

[0045] 各因子の具体的な計算については、非特許文献1を参照されたい。なお、

フレキシブルPET装置は検出器ヘッド間に隙間が存在するので、ファンサム(fan-sum)法を利用する。ファンサム法を利用した長軸断のブロック形状因子  $b_{uvk}$  (Transaxial Block Profile Factor) やリングペア感度  $f_{uv}$  (Ring Pair Factor) の具体的な計算については、特許文献2：国際公開第2010/013356号を参照されたい。

[0046] 近接時の平板線源と非近接時のリング線源との差を補正する補正係数  $\alpha$  を求める式は、下記(2)式のように表される。

[0047] [数1]

$$\frac{N_{\text{near}}}{N_{\text{normal}}} = \alpha \frac{1/L_{\text{near}}^2}{1/L_{\text{normal}}^2} \quad \dots(2)$$

[0048] なお、上記(2)式中の  $N_{\text{near}}$  は近接時の平板線源を用いて収集された同時計数データ(カウント値)、 $N_{\text{normal}}$  は非近接時の平板線源を用いて収集された同時計数データ(カウント値)、 $L_{\text{near}}$  は近接時の検出器距離、 $L_{\text{normal}}$  は非近接時の検出器距離である。このように、上記(2)式の右辺である平板線源とリング線源との差は、検出器距離で表す幾何学的な要因(この場合には  $L_{\text{near}}$ 、 $L_{\text{normal}}$ ) とそれ以外の補正係数  $\alpha$  との積で表される。上記(2)式の左辺は、近接時・非近接時それぞれで同じ平板線源を用いて同一時間に同時計数データを収集して実験的に求める。本実施例では、楕円に変形した短辺を検出器間距離  $L_{\text{near}}$  として採用している。

[0049] 本実施例に係る感度補正方法によれば、まず、第1感度係数算出工程(ステップS1)で感度係数を求めて、第1感度係数算出工程(ステップS1)の後で、複数の放射線検出素子(本実施例では  $\gamma$  線検出器)の配置の変化前(本実施例では非近接時)に第2感度係数算出工程(ステップS2)で感度係数を求めて、第2感度係数算出工程(ステップS2)の後で、複数の放射線検出素子の配置が変化した(本実施例では検出器ヘッド2A、2Bが近接した)状態で、第3感度係数算出工程(ステップS3)で感度係数を求める



。具体的には、第1感度係数算出工程（ステップS1）で感度係数を感度要因別に分けて求める。複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置が変化しなくとも、非幾何学系因子は経時変化する。そこで、複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置の変化前（非近接時）に、収集された同時計数データに基づいて、第2感度係数算出工程（ステップS2）で非幾何学系因子の感度係数を求める。そして、第3感度係数算出工程（ステップS3）では、複数の放射線検出素子の配置が変化した（検出器ヘッド2A、2Bが近接した）状態で収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める。このように、第1感度係数算出工程（ステップS1）、第2感度係数算出工程（ステップS2）および第3感度係数算出工程（ステップS3）で求められた感度係数を用いて、放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の感度補正を行うことにより、感度補正後のデータに基づき再構成画像を得る。その結果、検出器を構成する複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置が可変で円形配置でない場合であってもアーティファクトのない再構成画像を得ることができる。

[0050] 本実施例では、複数の放射線検出素子の配置が変化した（検出器ヘッド2A、2Bが近接した）場合の感度係数は、放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置によらず位置関係が不変の組み合わせ（本実施例では同一の検出器ヘッド）に対しては、配置変化前（本実施例では非近接時）に求められた幾何学系因子の感度係数と、非幾何学系因子の感度係数との積で表される。そして、放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の位置関係により幾何学的な影響を受ける組み合わせ（本実施例では互いに対向する検出器ヘッド）に対しては、配置変化後（本実施例では近接時）に求められた幾何学系因子の感度係数と、非幾何学系因子の感度係数との積で表される。

[0051] なお、検出器ヘッド2A、2Bが近接した場合の感度係数を求める際には、検出器ペアが同一の検出器ヘッドか互いに対向する検出器ヘッドかをPET装置1（例えば中央演算処理装置（CPU））が判定する。対向する検出器ヘッドであれば、図4（c）に示す平板線源 $S_p$ から求められた近接時の感

度係数に切り替える。

[0052] 上記（２）式のように複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置の変化前後（近接時・非近接時）で同じ校正用線源（本実施例では同じ平板線源）を用いて同時間にそれぞれ収集された同時計数データの比（上記（２）式の左辺）から補正係数 $\alpha$ を求めるのが好ましい。ひいては、例えば配置の変化前での別の校正用線源（前者：第１校正用線源、本実施例ではリング線源）を用いた後に、複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置の変化前後（近接時・非近接時）で同じ校正用線源（後者：第２校正用線源、本実施例では平板線源）を用いる場合には、求められた補正係数 $\alpha$ を前者（リング線源）での上記（１）式の右辺に乗算することで、配置の変化前の前者（非近接時のリング線源）と配置の変化後の後者（近接時の平板線源）との差をも補正することができる。

[0053] また、複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置の変化後（近接時）に収集された同時計数データは、少なくとも放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の位置関係により幾何学的な影響を受ける組み合わせである。すなわち、配置の変化後（近接時）に収集された同時計数データに基づいて、放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の位置関係により幾何学的な影響を受ける組み合わせ（本実施例では互いに対向する検出器ヘッド）に対する感度係数データを求めることができる。

[0054] また、第１感度係数算出工程（ステップＳ１）では、下記のような校正用線源を用いて感度係数を求めるのが好ましい。すなわち、本実施例のように、複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って回転可能な棒状線源 $S_L$ （図６を参照）を用いる場合には、棒状線源 $S_L$ を複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って回転させることで図４（ａ）に示すリング線源 $S_R$ に見立てる。第１感度係数算出工程（ステップＳ１）では、回転した棒状線源 $S_L$ （すなわちリング線源 $S_R$ に見立てられた棒状線源 $S_L$ ）からの放射線（本実施例では $\gamma$ 線）を検出することで収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求める。

また、第2感度係数算出工程（ステップS2）では、下記のような校正用線源を用いて感度係数を求めるのが好ましい。すなわち、第2感度係数算出工程（ステップS2）では、複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置の変化前（非近接時）に、実際の被検体に模した円筒線源 $S_c$ からの放射線（ $\gamma$ 線）を検出することで収集された同時計数データに基づいて、経時変化する非幾何学系因子の感度係数を求めることができる。

[0055] また、複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）からなる検出器ヘッドを複数（本実施例では2つ）備え、各当該検出器ヘッド間の距離が変更可能に各々の検出器ヘッドが構成されている場合で、各検出器ヘッドを互いに近接させることで複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置が変化するときには、下記のような校正用線源を用いて感度係数を求めるのが好ましい。すなわち、各検出器ヘッドを互いに近接させようとする、複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って回転可能な棒状線源や複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って設けられたリング線源が各検出器ヘッドと干渉する恐れがある。そこで、本実施例のように、各検出器ヘッドの中心に設置された図4（c）に示す平板線源 $S_p$ を用いる。第3感度係数算出工程（ステップS3）では、各検出器ヘッドを互いに近接させた状態で、平板線源 $S_p$ からの放射線（ $\gamma$ 線）を検出することで収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める。このような平板線源 $S_p$ を用いることで、各検出器ヘッドを近接させても、校正用線源と各検出器ヘッドとの干渉を防止することができる。

[0056] また、本実施例に係る放射線断層撮影装置（マルチモダリティ対応フレキシブルPET装置1）によれば、本実施例に係る感度補正方法でも述べたような第1感度係数算出工程（ステップS1）、第2感度係数算出工程（ステップS2）および第3感度係数算出工程（ステップS3）を行う演算手段（図1では演算回路6）を備えている。本実施例に係る感度補正方法でも述べたように、第1感度係数算出工程（ステップS1）、第2感度係数算出工程（ステップS2）および第3感度係数算出工程（ステップS3）で求められ

た感度係数を用いて、放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の感度補正を行うことにより、感度補正後のデータに基づき再構成画像を得る。その結果、検出器を構成する複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）の配置が可変で円形配置でない場合であってもアーティファクトのない再構成画像を得ることができる。

[0057]     [再構成結果]

装置（検出器ヘッド2 A, 2 B）の直径778mmから直径250mmに近接させて、装置（検出器ヘッド2 A, 2 B）中心に直径300mmの均一放射能濃度の円筒線源を設置して、同時計数データを収集した。リング線源の幾何学因子と円筒線源の非幾何学系因子とを使った従来の要素別感度補正法を組み込んだ再構成結果では、非近接の幾何学因子を使うので、再構成画像にアーティファクトが生じる。円筒線源の非幾何学系因子、同一の検出器ヘッド内のイベントはリング線源由来、互いに対向する検出器ヘッド内のイベントは平板線源由来に切り替える幾何学系因子、さらに補正係数 $\alpha$ を入れた再構成結果でアーティファクトがなくなり画質が改善したのが確認された。

[0058]     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。

[0059]     （１）上述した実施例では、放射線は $\gamma$ 線であったが、 $\alpha$ 線や $\beta$ 線などの放射線であってもよい。

[0060]     （２）上述した実施例では、DOI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。

[0061]     （３）上述した実施例では、２つの検出器ヘッド2 A, 2 B（図2～図4および図6を参照）について説明したが、検出器ヘッドの数については２つに限定されない。複数の放射線検出素子（実施例では $\gamma$ 線検出器）からなる検出器ヘッドを複数備え、各当該検出器ヘッド間の距離が変更可能に各々の検出器ヘッドが構成される構造であれば、３つ以上であってもよい。

[0062]     （４）上述した実施例では、複数の放射線検出素子（実施例では $\gamma$ 線検出器）に沿って回転可能な棒状線源 $S_L$ （図6を参照）を用いて、棒状線源 $S_L$

を複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って回転させることで図4（a）に示すリング線源 $S_R$ に見立てたが、図4（a）に示すリング線源 $S_R$ そのものや、図7（a）に示す平板線源 $S_P$ を複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って回転させてもよい。すなわち、図4（a）に示すように複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って設けられたリング線源 $S_R$ を用いてもよい。また、図7（a）に示すように複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って回転可能な平板線源 $S_P$ を用いる場合には、平板線源 $S_P$ を複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って回転させてもよい。

[0063] （5）上述した実施例では、近接時の校正用平板線源として、各検出器ヘッドの中心に設置された図4（c）に示す平板線源 $S_P$ を用いたが、図7（b）に示す各検出器ヘッドの中心軸に沿って往復可能な棒状線源 $S_L$ を用いてもよい。すなわち、図7（b）に示すように各検出器ヘッドの中心軸に沿って往復可能な棒状線源 $S_L$ を用いる場合には、棒状線源 $S_L$ を各検出器ヘッドの中心軸に沿って往復させることで平板線源 $S_P$ に見立てる。

[0064] （6）上述した実施例では、図4（a）に示すように真円状のリング線源 $S_R$ を用いたが、変形した検出器配置に即した形状の校正用リング線源（ここでは図7（c）に示す楕円形のリング線源 $S_R$ ）でもよい。また、複数の放射線検出素子（実施例では $\gamma$ 線検出器）に沿って楕円軌道に回転可能な棒状線源を用いて、棒状線源を複数の放射線検出素子（ $\gamma$ 線検出器）に沿って楕円軌道に回転させることで図7（c）に示す楕円形のリング線源 $S_R$ に見立ててもよい。

[0065] （7）上述した実施例では、複数の放射線検出素子（実施例では $\gamma$ 線検出器）の配置の変化前は非近接時で、配置の変化後は近接時であったが逆でもよい。すなわち、配置の変化前は近接時で、配置の変化後は非近接時でもよい。よって、第1感度係数算出工程（ステップS1）では、図7（c）に示す楕円形のリング線源 $S_R$ を用いて近接時に収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求める。そして、第3感度係数算出工程（ステップS3）では、非近接時に収集された同時計数データに基づいて

、幾何学配置由来の感度係数を求める。

[0066] (8) 第1感度係数算出工程(ステップS1)、第2感度係数算出工程(ステップS2)および第3感度係数算出工程(ステップS3)での校正用線源の形状については特に限定されない。検出器配置に即した形状の校正用線源を用いればよい。

### 符号の説明

[0067] 1 … マルチモダリティ対応フレキシブルPET装置(PET装置)  
2A, 2B … 検出器ヘッド  
3 …  $\gamma$ 線検出器  
 $S_R$  … 校正用リング線源(リング線源)  
 $S_C$  … 校正用円筒線源(円筒線源)  
 $S_P$  … 校正用平板線源(平板線源)  
 $S_L$  … 校正用棒状線源(棒状線源)  
 $\alpha$  … 補正係数

## 請求の範囲

- [請求項1] 被検体内の放射性薬剤から発生した放射線を検出する放射線検出素子の感度補正方法であって、
- 複数の前記放射線検出素子で収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求める第1感度係数算出工程と、
- 前記第1感度係数算出工程の後で、前記複数の放射線検出素子の配置の変化前に、収集された同時計数データに基づいて、非幾何学系因子の感度係数を求める第2感度係数算出工程と、
- 前記第2感度係数算出工程の後で、前記複数の放射線検出素子の配置が変化した状態で収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める第3感度係数算出工程と
- を備え、
- 前記第1感度係数算出工程、前記第2感度係数算出工程および前記第3感度係数算出工程で求められた感度係数を用いて、放射線検出素子の感度補正を行うことを特徴とする感度補正方法。
- [請求項2] 請求項1に記載の感度補正方法において、
- 前記複数の放射線検出素子の配置が変化した場合の感度係数は、放射線検出素子の配置によらず位置関係が不変の組み合わせに対しては、配置変化前に求められた幾何学系因子の感度係数と、非幾何学系因子の感度係数との積で表され、放射線検出素子の位置関係により幾何学的な影響を受ける組み合わせに対しては、配置変化後に求められた幾何学系因子の感度係数と、非幾何学系因子の感度係数との積で表されることを特徴とする感度補正方法。
- [請求項3] 請求項1に記載の感度補正方法において、
- 前記複数の放射線検出素子の配置の変化前後で同じ校正用線源を用いて同時間にそれぞれ収集された同時計数データの比から補正係数を求めることを特徴とする感度補正方法。
- [請求項4] 請求項3に記載の感度補正方法において、

前記複数の放射線検出素子の配置の変化前に所定の校正用線源を第 1 校正用線源として用いた後に、前記第 1 校正用線源とは別の校正用線源を第 2 校正用線源としたときに、前記複数の放射線検出素子の配置の変化前後で同じ第 2 校正用線源を用いて同時間にそれぞれ収集された同時計数データの比から補正係数を求め、

前記第 1 校正用線源での感度補正に関する各因子の積で表された式に、前記補正係数を乗算することを特徴とする感度補正方法。

[請求項5] 請求項 1 に記載の感度補正方法において、

前記複数の放射線検出素子の配置の変化後に収集された同時計数データは、少なくとも放射線検出素子の位置関係により幾何学的な影響を受ける組み合わせであることを特徴とする感度補正方法。

[請求項6] 請求項 1 に記載の感度補正方法において、

前記第 1 感度係数算出工程では、複数の前記放射線検出素子に沿って回転可能な校正用棒状線源、複数の前記放射線検出素子に沿って設けられた校正用リング線源または複数の前記放射線検出素子に沿って回転可能な校正用平板線源からの放射線を検出することで収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求めて、

前記第 2 感度係数算出工程では、前記複数の放射線検出素子の配置の変化前に、校正用円筒線源からの放射線を検出することで収集された同時計数データに基づいて、非幾何学系因子の感度係数を求めることを特徴とする感度補正方法。

[請求項7] 請求項 1 に記載の感度補正方法において、

同時計数する 2 つの検出器を結ぶ仮想上の直線である L O R の結晶干渉因子に対して、当該 L O R の検出器距離の二乗で割ることによって、検出器距離を補正するための立体角補正を行うことを特徴とする感度補正方法。

[請求項8] 請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の感度補正方法において、

複数の前記放射線検出素子からなる検出器ヘッドを複数備え、各当



該検出器ヘッド間の距離が変更可能に各々の検出器ヘッドは構成されており、

各検出器ヘッドの中心に設置された校正用平板線源または各検出器ヘッドの中心軸に沿って往復可能な校正用棒状線源であって、

前記第3感度係数算出工程では、各検出器ヘッドを互いに近接させた状態で、当該校正用平板線源または往復した当該校正用棒状線源からの放射線を検出することで収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求めることを特徴とする感度補正方法。

[請求項9]

被検体内の放射性薬剤から発生した放射線を検出して放射線断層撮影を行う放射線断層撮影装置であって、

複数の放射線検出素子からなる検出器ヘッドを複数備え、各当該検出器ヘッド間の距離が変更可能に各々の検出器ヘッドは構成されており、

演算処理を行う演算手段を備え、

当該演算手段は、

複数の前記放射線検出素子で収集された同時計数データに基づいて、感度係数を感度要因別に分けて求める第1感度係数算出工程と、

前記第1感度係数算出工程の後で、前記複数の放射線検出素子の配置の変化前に、収集された同時計数データに基づいて、非幾何学系因子の感度係数を求める第2感度係数算出工程と、

前記第2感度係数算出工程の後で、前記複数の放射線検出素子の配置が変化した状態で収集された同時計数データに基づいて、幾何学配置由来の感度係数を求める第3感度係数算出工程と

を行い、

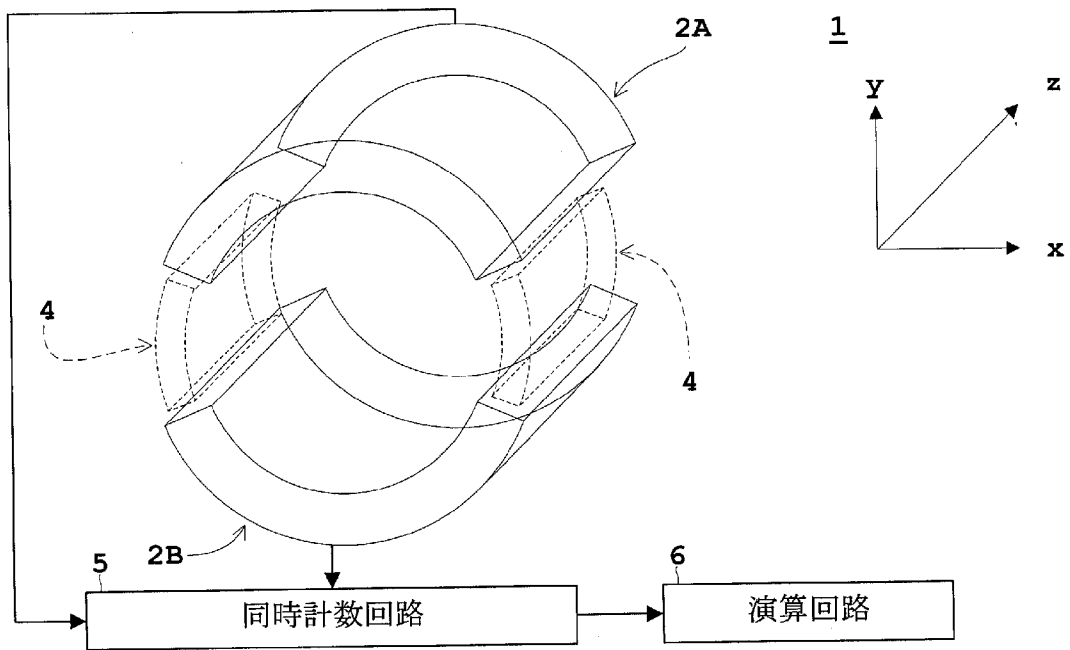
前記第1感度係数算出工程、前記第2感度係数算出工程および前記第3感度係数算出工程で求められた感度係数を用いて、放射線検出素子の感度補正を行うことを特徴とする放射線断層撮影装置。

[請求項10]

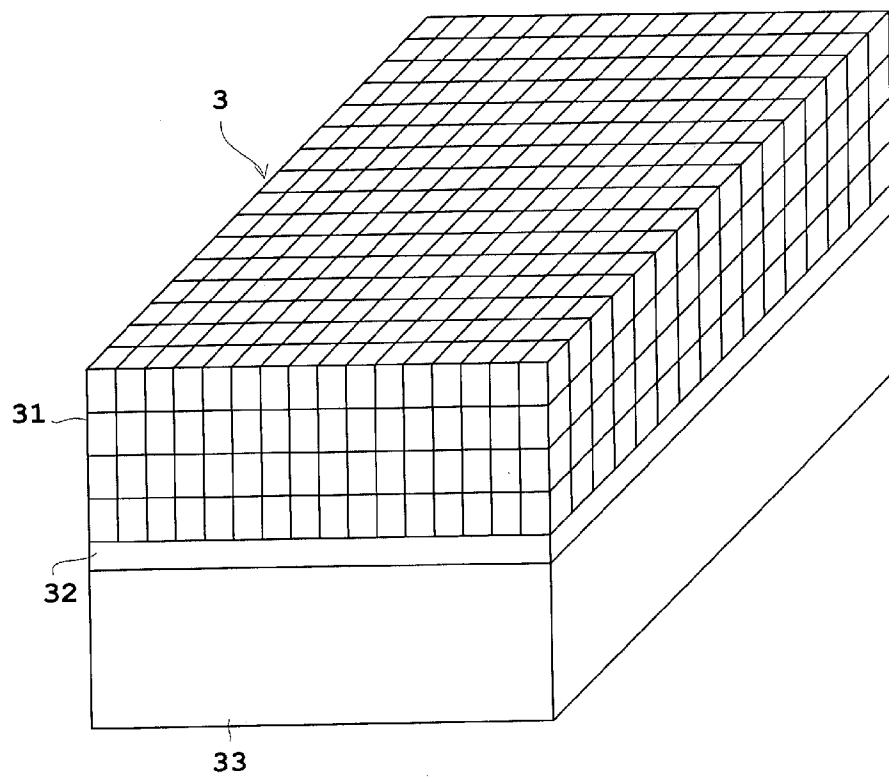
請求項9に記載の放射線断層撮影装置において、

前記検出器ヘッドは、円弧状に各々の前記放射線検出素子を配置して構成されていることを特徴とする放射線断層撮影装置。

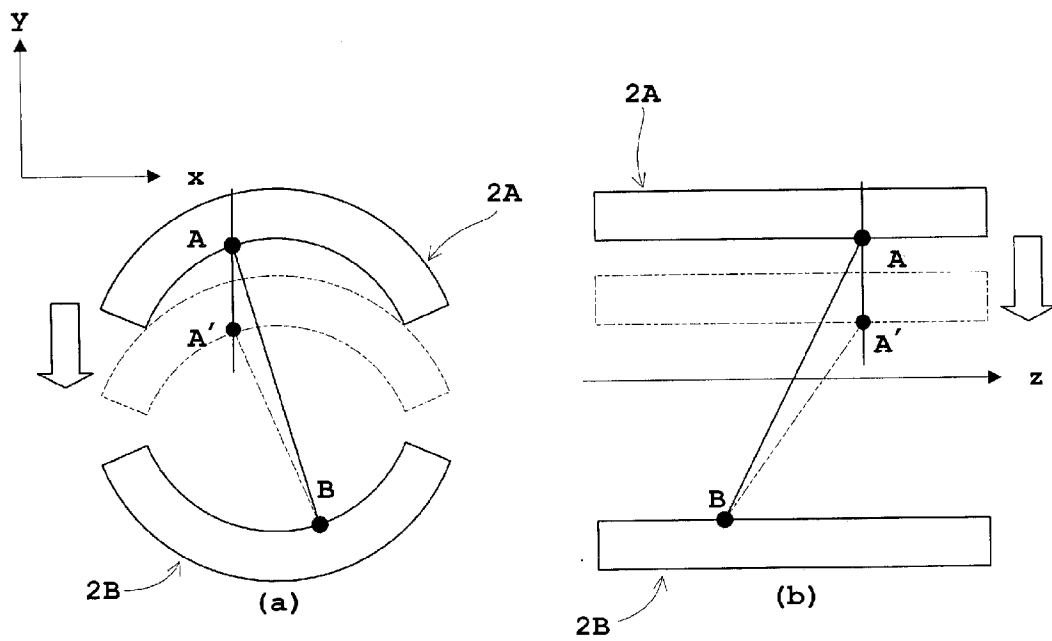
[図1]



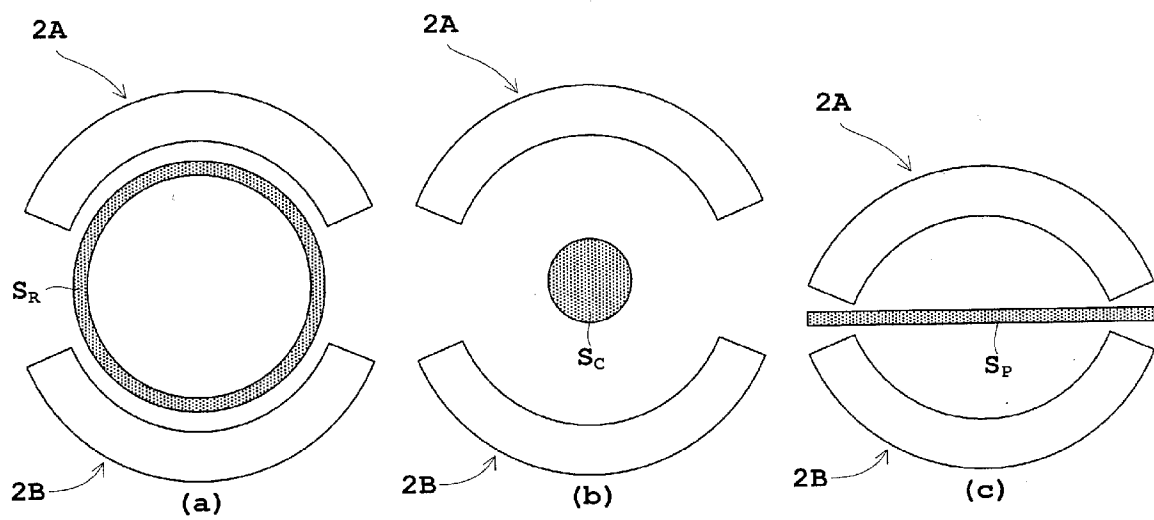
[図2]



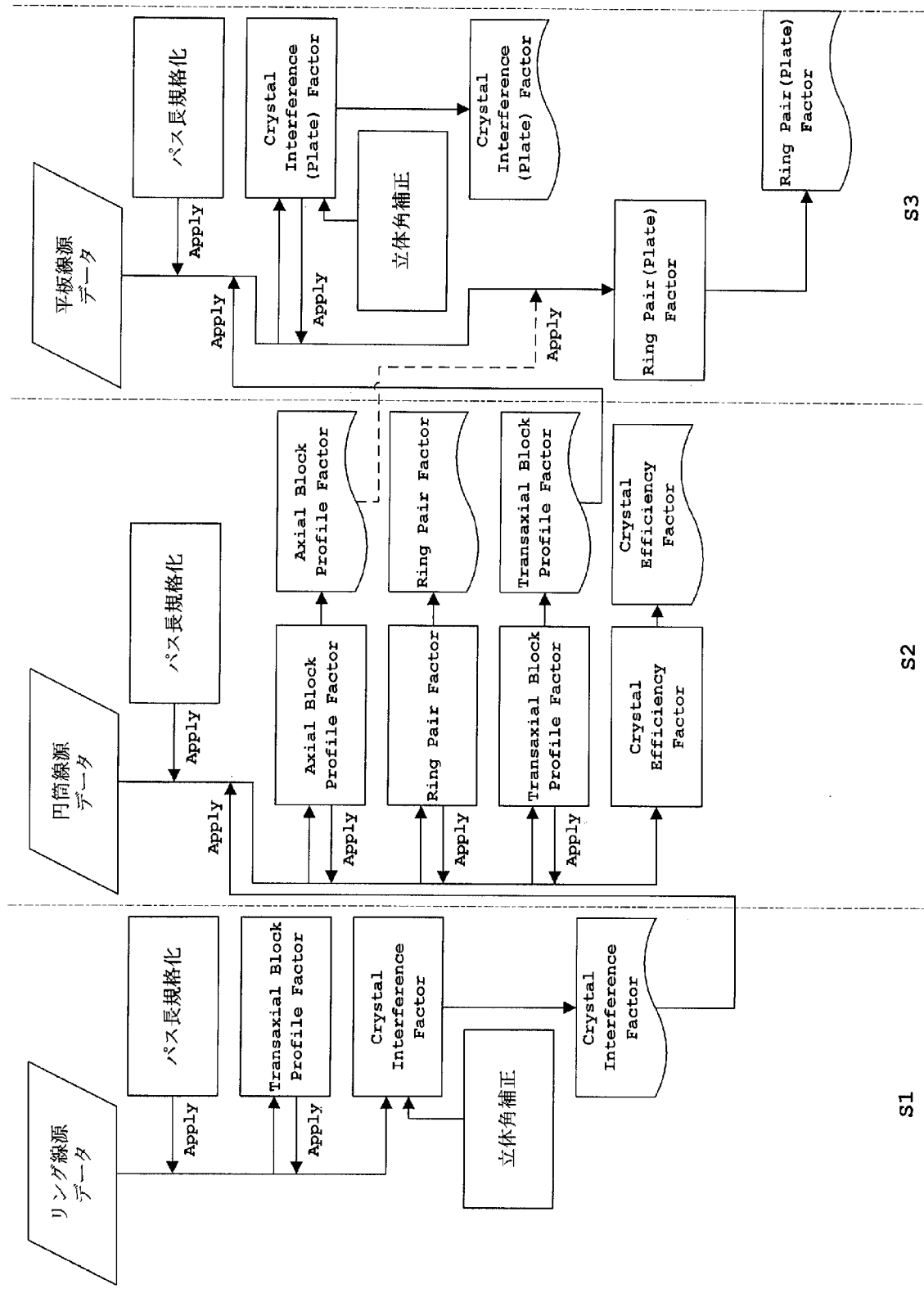
[図3]



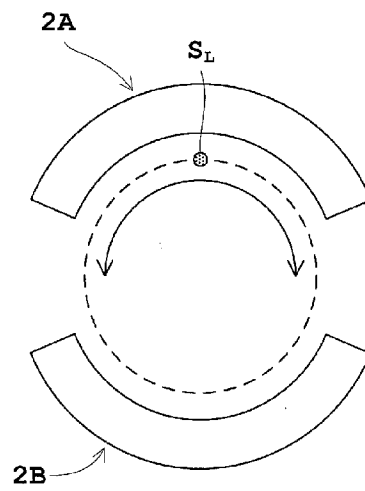
[図4]



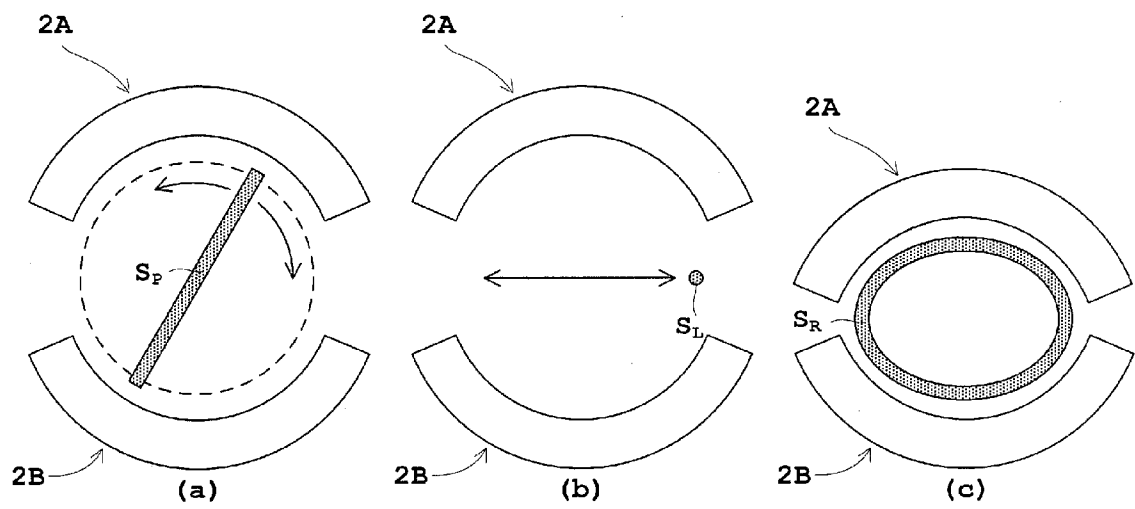
[図5]



[図6]



[図7]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/061172

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/161(2006.01)i, G01T1/17(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, G01T1/17

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 | 1996-2016 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2016 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2016 |

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                 | Relevant to claim No. |
|-----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | JP 2008-170329 A (Shimadzu Corp.),<br>24 July 2008 (24.07.2008),<br>entire text; all drawings<br>(Family: none)    | 1-10                  |
| A         | JP 2015-99149 A (Toshiba Corp.),<br>28 May 2015 (28.05.2015),<br>entire text; all drawings<br>& US 2015/0142389 A1 | 1-10                  |
| A         | JP 2006-189274 A (Shimadzu Corp.),<br>20 July 2006 (20.07.2006),<br>entire text; all drawings<br>(Family: none)    | 1-10                  |

☒ 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  
15 June 2016 (15.06.16)

Date of mailing of the international search report  
28 June 2016 (28.06.16)

Name and mailing address of the ISA/  
Japan Patent Office  
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,  
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2016/061172

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                                                                 | Relevant to claim No. |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | Keishi KITAMURA et al., "Jisedai PET Sochi Kaihatsu no Shinchoku Jokyo (8) jPET-D4 ni Okeru Kakushu Data Hoseiho no Kaihatsu", NIRS-R(Natl Inst Radiol Sci), no.NIRS-R-54, 2006.03, pages 47 to 51 | 1-10                  |
| A         | Keishi KITAMURA et al., "jPET-D4 ni Okeru Yosobetsu Kando Hoseiho no Kaihatsu", NIRS-M(Natl Inst Radiol Sci), no.178, 01 March 2005 (01.03.2005), pages 43 to 48                                   | 1-10                  |



## 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, G01T1/17(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, G01T1/17

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 6 年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1 9 9 6 - 2 0 1 6 年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1 9 9 4 - 2 0 1 6 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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

## C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号 |
|-----------------|-------------------------------------------------------------------|----------------|
| A               | JP 2008-170329 A（株式会社島津製作所）2008.07.24, 全文, 全図<br>(ファミリーなし)        | 1-10           |
| A               | JP 2015-99149 A（株式会社東芝）2015.05.28, 全文, 全図 & US<br>2015/0142389 A1 | 1-10           |
| A               | JP 2006-189274 A（株式会社島津製作所）2006.07.20, 全文, 全図<br>(ファミリーなし)        | 1-10           |

☑ 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

「&amp;」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 5 . 0 6 . 2 0 1 6

国際調査報告の発送日

2 8 . 0 6 . 2 0 1 6

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）

井上 香緒梨

2 U

3 6 1 4

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<br>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<br>請求項の番号 |
| A                     | 北村圭司 ほか, 次世代 PET 装置開発の進捗状況 (8) jPET-D4 における各種データ補正法の開発, NIRS-R(Natl Inst Radiol Sci), No. NIRS-R-54, 2006. 03, p. 47-51 | 1-10           |
| A                     | 北村圭司 ほか, jPET-D4 における要素別感度補正法の開発, NIRS-M(Natl Inst Radiol Sci), No. 178, 2005. 03. 01, p. 43-48                         | 1-10           |