

(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
2014 年 4 月 3 日(03.04.2014)



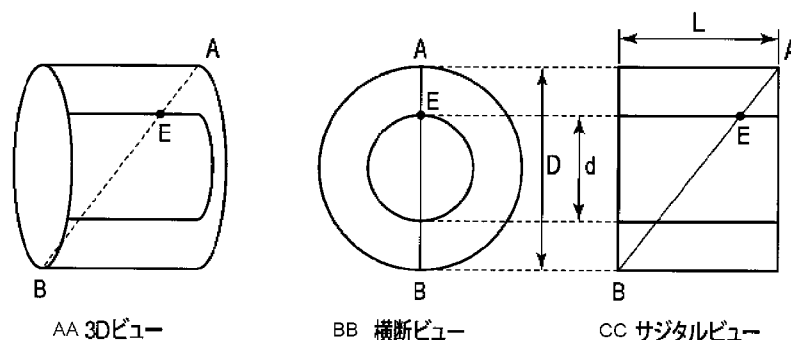
(10) 国際公開番号
WO 2014/051013 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/076161
- (22) 国際出願日: 2013 年 9 月 26 日(26.09.2013)
- (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:
13/630,787 2012 年 9 月 28 日(28.09.2012) US
特願 2013-196195 2013 年 9 月 20 日(20.09.2013) JP
- (71) 出願人: 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: ワン, ウェンリー (WANG, Wenli); 60061 イリノイ州バーノン・ヒルズ、ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US). ガグノン, ダニエル (GAGNON, Daniel); 60061 イリノイ州バーノン・ヒルズ、ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US). ニュウ, シャオフォン (NIU, Xiaofeng); 60061 イリノイ州バーノン・ヒルズ、
- ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (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, IS, 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).

[続葉有]

(54) Title: NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSTIC DEVICE AND MEDICAL DATA PROCESSING DEVICE

(54) 発明の名称: 核医学診断装置および医用データ処理装置



AA 3D view
BB Cross-section view
CC Sagittal view

(57) Abstract: A nuclear medicine diagnostic device according to an embodiment is provided with: a scanner (401), with a cylindrical shape having a prescribed ring diameter and a prescribed axial length along the long axis direction of a top plate, disposed around a top plate, and having a plurality of radiation detectors for detecting radiation generated in a subject body; and a controller (407) for calculating coincidence counting duration for identifying the point of radiation generation on the basis of the diameter of the field of view with respect to the subject.

(57) 要約: 本実施形態に係る核医学診断装置は、天板の長軸方向に沿った所定の軸長と所定のリング径とを有する円筒形状で前記天板の周囲に配置され、被検体内で発生した放射線を検出する複数の放射線検出器を有するスキャナ (401) と、被検体に対する撮像視野の直径に基づいて、放射線の発生点を特定するための同時計数時間幅を計算する制御部 (407) と、を具備する。

WO 2014/051013 A1



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：核医学診断装置および医用データ処理装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、概して、ガンマカメラ、および、陽電子放出断層撮影法のスキャナなどの放射線検出器を用いて被検体を撮像する核医学診断装置および医用データ処理装置に関する。

背景技術

[0002] 総じてガンマ線検出器の使用、特に、陽電子放出断層撮影法（P o s i t r o n E m i s s i o n T o m o g r a p h y：以下、P E Tと呼ぶ）すなわちP E Tの検出器の使用は、医用イメージングの分野で増加している。P E Tイメージングでは、注射、吸入、または摂取を介して、撮像される被検体に放射性医薬品が導入される。放射性医薬品の投与の後、放射性医薬品の物理特性および生体分子特性によって、放射性医薬品が人体の特定部位に集中することになる。放射性医薬品の実際の空間分布、放射性医薬品が蓄積する領域の強度、および、投与から最終的な消失までのプロセスにおける動力学は、すべて臨床的重要性を有し得るファクターである。このプロセスの間、放射性医薬品に付いているポジトロン放出体（放射性核種）は、半減期、分岐比などの同位体の物理特性に従って陽電子を放出する。

[0003] 放射性核種は陽電子を放出し、放出された陽電子が電子と衝突すると、消滅イベントが起こり、陽電子と電子は消失する。たいていは、消滅イベントにより、実質的に180度離れて伝わる（511keVの）2つのガンマ線が生じる。

[0004] この2つのガンマ線を検出し、それら2つのガンマ線の位置どうしの間のライン、すなわちラインオブレスポンス（l i n e - o f - r e s p o n s e：L O R）を引くことによって、元の崩壊の予想位置を得ることができる。このプロセスは、可能性のある相互作用のラインを同定するにすぎないが、これらの多数のラインを蓄積し、断層撮影法の再構成プロセスを通じて、

元の分布（放射性核種の分布）を推定することができる。2つのシンチレーションイベントの位置に加え、（数百ピコ秒以内の）正確なタイミングが利用可能である場合、飛行時間（time-of-flight: TOF）の計算によって、ラインに沿うイベントの予想位置に関するより多くの情報が加えられる可能性がある。スキャナのタイミング分解能における制約により、このラインに沿う位置決めの精度が決まることになる。

[0005] 臨床用の全身のPETスキャナの場合、イメージングの撮像視野（field-of-view: 以下、FOVと呼ぶ）は、径がスキャナの内径より小さい横断面における中央の円形領域と、PETスキャナと同じ軸長とを有する円筒形ボリューム（cylindrical volume）である。従来のPETスキャナの場合、横断面における円形領域の径である横断FOVは通常、可能な2つの値、例えば脳スキャン用の256mmと全身スキャン用の約576mm～700mmのうちの一方である。さらに、これらの可能な2つのPETのFOVのそれぞれに対して、（4～6nsの範囲の）同じ固定の同時計数判定窓が用いられる。

[0006] 対照的に、表1に一例として示されているように、従来のCT（X線Computed Tomography）システムでは複数のFOVがサポートされている。

[表1]

CT FOV	S	M	L	LL	XL	XXL
径 (mm)	240	320	400	550	700	850

[0007] 従来のPETスキャナに関する課題は、所定の全身のFOVが、異なる性別、年齢、体型および体の大きさを有するすべての範囲の患者には不十分であるということである。さらに、患者の解剖学的情報を得るために対応したCTスキャンが通常用いられることから、CTに用いられる様々なFOVの設定をPET用に採用すべきである。しかし、PETにおいて同じ固定の同

時計数判定窓を異なる F O V に用いることは不適切であり、これは、小さい F O V に対する大きい同時計数判定窓により即時データの偶発同時計数 (random coincidence) が増え、それによって画像の品質と定量化とが劣化するためである。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 目的は、P E T スキャナ用に設定された F O V に基づいて同時計数判定窓を決定する核医学診断装置および医用データ処理装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0009] 本実施形態に係る核医学診断装置は、天板の長軸方向に沿った所定の軸長と所定のリング径とを有する円筒形状で前記天板の周囲に配置され、前記被検体内で発生した放射線を検出する複数の放射線検出器を有するスキャナと、前記被検体に対する撮像視野の直径に基づいて、前記放射線の発生点を特定するための同時計数時間幅を計算する制御部と、を具備する。

発明の効果

[0010] 本実施形態によれば、P E T スキャナ用に設定された F O V に基づいて同時計数判定窓を決定する核医学診断装置および医用データ処理装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]図 1 は、本実施形態に係り、P E T のフィールドオブビューにおける様々なビューを示す図である。

[図2]図 2 は、本実施形態に係り、P E T の同時計数判定窓を計算する手順の一例を示すフローチャートである。

[図3]図 3 は、本実施形態に係り、P E T - C T スキャナシステムの外観を示す図である。

[図4]図 4 は、本実施形態に係り、図 3 の P E T - C T スキャナシステムにお

ける構成要素を示す図である。

発明を実施するための形態

- [0012] 本明細書で説明される実施形態は、PETスキャナ用に設定されたFOVに基づいて同時計数判定窓を決定する新しい方法に関する。
- [0013] 特に、対応したCTスキャナでサポートされている同じFOVの設定は、PET/CTシステムにおいて対応しているPETスキャナによってもサポートされる。さらに、PETの各FOVは、対応する最適な同時計数判定窓のサイズを有する。同時計数判定窓（同時計数時間幅）は、飛行時間差における測定の不確実性を考慮して、FOVの端にある放射点を有する最も長い斜めのラインオブレスポンス（LOR）に対する最大の飛行時間差によって求められる。したがって、最適な同時計数判定窓のサイズは、PETスキャナの横断FOVと軸長とに依存し、またPETスキャナの飛行時間分解能にも依存する。
- [0014] なお、本実施形態は、PET/CTシステムに限定されない。すなわち、本実施形態は、PET/MR、およびPET装置を含む核医学診断装置単体にも適用可能である。
- [0015] 特に、一実施形態では、陽電子放出断層撮影法（PET）のスキャナを用いて被検体の関心領域を撮像するために同時計数判定窓を決定する方法が提供され、この方法は、（１）被検体の関心領域を撮像するために横断フィールドオブビュー（FOV）の径を決定することと、（２）決定された径、PETスキャナのリング径、PETスキャナの軸長、および、PETスキャナの飛行時間分解能に基づいて同時計数判定窓を計算することとを備える。
- [0016] 一実施形態では、決定するステップは、被検体の関心領域におけるコンピュータ断層撮影法（CT）のスキャノグラムから横断FOVの径を決定することを含む。
- [0017] 一実施形態では、計算するステップは、以下の式

[数1]

$$\tau = \frac{d(mm)}{300(mm/ns)} \sqrt{1 + \left(\frac{L}{D}\right)^2} + \frac{n \cdot FWHM_{\Delta TOF}}{2.355}$$

[0018] を用いて同時計数判定窓（ τ ）を計算することを含む。

[0019] 上式において、 D はPETスキャナのリング径であり、 L はPETスキャナの軸長であり、 d は横断FOVの径であり、 $FWHM_{\Delta TOF}$ はPETスキャナの飛行時間分解能（TOFの時間分解能）であり、 n は所定の数（ $2 \leq n \leq 3$ ）である。

[0020] 軸長 L は、PETスキャナにおいて、天板の長軸方向に沿った複数のPET検出器による長さに対応する。また、リング径 D は、PETスキャナにおいて、天板の周囲に円周に沿って配列される複数のPET検出器によるリングの直径に対応する。また、 d は、PETスキャンにおける撮像視野の直径に対応する。 $FWHM$ は、半値幅（full width at half maximum）である。 $FWHM$ は、例えば、後述するPET検出器からの出力に基づいて発生された飛行時間差（ ΔTOF ）の分布において、最大値（ ΔTOF_{max} ）の半値を示す2点を結ぶ飛行時間差の幅に対応する。

[0021] 一実施形態では、この方法は、PETスキャナを用い、計算された同時計数判定窓を用いた被検体の関心領域のPETスキャンを行なうことをさらに含む。

[0022] 別の実施形態によれば、陽電子放出断層撮影法（PET）—コンピュータ断層撮影法（CT）複合のスキャナを用いて被検体の関心領域を撮像するためにPETの同時計数判定窓を決定する方法が提供され、この方法は、（1）被検体の関心領域のサイズに基づいてCTのフィールドオブビュー（FOV）を設定することと、（2）PETイメージング用の横断FOVの径を、設定されたCTのフィールドオブビューに等しくなるように設定することと、（3）決定された径、PETスキャナのリング径、PETスキャナの軸長、および、PETスキャナの飛行時間分解能に基づいてPETの同時計数判

定窓を計算することとを備える。

[0023] 別の実施形態によれば、陽電子放出断層撮影法（PET）－コンピュータ断層撮影法（CT）複合のスキャン装置が提供され、このスキャン装置は、（１）被検体の関心領域のサイズに基づいて設定されたCTのフィールドオブビュー（FOV）を用いて被検体の関心領域のCTスキャンを行なうように構成されたCTスキャナと、（２）横断面の径を有するPETのFOVを用いて被検体の関心領域のPETスキャンを行なうように構成されたPETスキャナとを備え、径は、関心領域のCTスキャンにより求められ、PETスキャナは、求められた径、PETスキャナのリング径、PETスキャナの軸長、および、PETスキャナの飛行時間分解能に基づいて同時計数判定窓を計算するように構成された制御部を含む。

[0024] 別の実施形態によれば、陽電子放出断層撮影法（PET）－コンピュータ断層撮影法（CT）複合のスキャン装置が提供され、このスキャン装置は、（１）被検体の関心領域のサイズに基づいて設定されたCTのフィールドオブビュー（FOV）を用いて被検体の関心領域のCTスキャンを行なうように構成されたCTスキャナと、（２）横断面の径を有するPETのFOVを用いて被検体の関心領域のPETスキャンを行なうように構成されたPETスキャナとを備える。PETスキャナは、横断面におけるPETのFOVの径を、設定されたCTのFOVに等しくなるように設定する。PETスキャナは、設定された径、PETスキャナのリング径、PETスキャナの軸長、および、PETスキャナの飛行時間分解能に基づいて同時計数判定窓を計算するように構成された制御部を含む。

[0025] 次に図を参照すると、図１は、臨床用の全身のPETスキャナに向けたイメージングのFOVを示している。径Dおよび軸長Lのリングスキャナ（ring scanner）の内側における、径dを有する円筒形ボリュームのFOVの場合、最大の飛行時間差（ ΔTOF ）は、FOVの端における放射位置Eを有する最も長い斜めのLORであるABによって、

[数2]

$$|\Delta TOF|_{\max} = \frac{|BE - AE|}{c} = \frac{d}{c} \sqrt{1 + \left(\frac{L}{D}\right)^2}$$

[0026] として求められ、式中、 c は、光の速度（ 300 mm/ns ）である。

[0027] 同時計数判定タイミング窓 τ 、すなわち、検出された2つの光子の到着時間差によって同時計数イベントをフィルタにかけるためのしきい値では、最大の TOF 差と、タイミングの不確実性との両方が考慮される必要がある。飛行時間差 ΔTOF がガウス分布しており、標準偏差 $\sigma_{\Delta TOF}$ が、

[数3]

$$\sigma_{\Delta TOF} = FWHM_{\Delta TOF} / 2.355$$

[0028] に等しいとすると、円筒形の FOV に対する同時計数判定窓は、

[数4]

$$\tau = |\Delta TOF|_{\max} + n\sigma_{\Delta TOF}$$

[0029] によって計算される。上式において、 $n = 2 \sim 3$ は、円筒形の FOV の内側におけるすべての真の LOR が同時計数判定窓によって検出される信頼区間を示す。 $n = 3$ の場合、計算された同時計数判定窓によって、シリンダ内における真の LOR の99.7%が検出される。 $n = 2$ の場合には、信頼区間は95%である。2と3との間の n の値が推奨される。

[0030] 上記の式に基づき、

[数5]

$$\tau(ns) = \frac{d(mm)}{300(mm/ns)} \sqrt{1 + \left(\frac{L}{D}\right)^2} + \frac{n \cdot FWHM_{\Delta TOF}(ns)}{2.355}$$

[0031] が得られる。このように、同時計数判定窓は、（PETスキャナにおける） FOV （ d ）の関数であり、PET検出器の径（リング径： D ）、長さ（軸

長：L)、およびタイミング分解能 ($FWHM_{\Delta TOF}$) を用いて明確に計算される。

[0032] F O V と、P E T 検出器の特性とに基づいて同時計数判定窓が計算される実施形態は、従来のスキャナに比べて利点を有する。例えば、それぞれの F O V に対する偶発同時計数の量が、固定の同時計数判定窓の代わりに上記で計算される「最適な」同時計数判定窓によって低減する一方、真の同時計数は影響を受けない。

[0033] 例えば、表 2 は、($D = 909 \text{ mm}$ 、 $L = 196 \text{ mm}$ 、 $FWHM_{\Delta TOF} = 450 \text{ ps}$ 、および $n = 2.7$ を用いて) 計算された同時計数判定窓と、固定の 3.0 ns の同時計数判定窓に比した、NEMA-NU2 のカウンtrate 用ファントムを用いた様々なサイズの F O V に対する偶発の低減 (random reduction) における量とをリストにしている。

[表2]

PET FOV	S (240)	M (320)	L (400)	LL (550)	XL (700)
同時計数判定窓 (ns)	1.4	1.7	2.0	2.5	3.0
偶発の低減	53%	43%	33%	17%	0 %

[0034] 図 2 は、一実施形態に従い、P E T - C T スキャナにおける P E T スキャナを用いて P E T スキャンを行なう方法を示す。

[0035] ステップ 201 では、C T スキャンノグラムを得るために、設定された C T の F O V を用いて被検体の関心領域における C T スキャンが行なわれる。表 1 に示されているように、C T における複数の F O V のうちの任意のものが、撮像される被検体の関心領域に応じて用いられてもよい。

[0036] ステップ 202 では、P E T イメージング用の横断 F O V の径 d が求められる。この径は、ステップ 201 で得られた C T スキャンノグラムから求められてもよい。あるいは、ステップ 201 で用いられた C T の F O V 値と同じになるように径が設定されてもよい。

[0037] ステップ203では、以下の式、

[数6]

$$\tau = \frac{d(mm)}{300(mm/ns)} \sqrt{1 + \left(\frac{L}{D}\right)^2} + \frac{n \cdot FWHM_{\Delta TOF}}{2.355}$$

[0038] を用いてPETの同時計数判定窓が求められる。上式において、DはPETスキャナのリング径であり、LはPETスキャナの軸長であり、dは横断FOVの径であり、 $FWHM_{\Delta TOF}$ はPETスキャナにおける飛行時間分解能であり、nは所定の数である。

[0039] ステップ204では、ステップ202で求められたPETのFOVと、ステップ203で計算された同時計数判定窓とを用いて、被検体の関心領域におけるPETスキャンが行なわれる。

[0040] 図3および図4は、一実施形態によるPET/CTシステム400を示す。このシステムは、CTスキャンを行なうように構成されたCT装置406と、PETスキャンを行なうように構成されたPET検出器装置（PETスキャナ）401とを含む。

[0041] PET検出器装置（PETスキャナ）401は、天板の長軸方向に沿った所定の軸長と所定のリング径とを有する円筒形状で前記天板の周囲に配置され、前記被検体内で発生した放射線を検出する複数の放射線検出器を有するPET/CTシステム400は、制御部407から受信されたコマンドなどに基づき、PET検出器装置401およびCT装置（CTスキャナ）406の内側にある患者パレット（天板）の位置決めを行なうように構成されたパレット（天板）位置決め部を含む可動患者パレット（天板）402を含む。

[0042] 制御部407は、パレット位置決め部を介する患者パレット（天板）の位置の調節を含む、PET/CTシステム400の機能全体を制御する。パレット位置決め部は、患者パレットを少なくとも長軸方向に移動させるように構成された機構を含む。また、制御部407は、パレット上における患者の

まわりの１つまたは複数のPET検出器部分の位置決めを行なうPET検出器位置決め部４０３を制御する。

[0043] また、制御部４０７は、上記の通り、求められた径、PETスキャナのリング径、PETスキャナの軸長、および、PETスキャナの飛行時間分解能に基づいて同時計数判定窓を計算するように構成されている。

[0044] 制御部４０７は、被検体に対する撮像視野の直径と、軸長と、リング径と、放射線の飛行時間の時間分解能とに基づいて、放射線の発生点を特定するための同時計数時間幅を計算する。制御部４０７は、計算した同時計数時間幅を後述するデータ処理部に出力する。制御部４０７は、計算された同時計数時間幅を用いて被検体に対するPETスキャンを実行するために、PETスキャナ４０１を制御する。

[0045] なお、制御部４０７は、被検体に対するX線コンピュータ断層撮影により発生されたスキャノグラムに基づいて、PETスキャンにおける撮像視野の直径を決定してもよい。また、制御部４０７は、PETスキャンにおける撮像視野の直径を、X線コンピュータ断層撮影における撮像視野の直径に等しく設定してもよい。

[0046] データ収集部４０４は、PETスキャン中にPET検出器装置４０１からPETイベントデータを取得し、PET画像を再構成するためにそのイベントデータをデータ処理部に送る。また、PETイベントデータは、データ処理部４０５による処理の前に記憶部４１０に記憶されてもよい。

[0047] 操作者インターフェース部４０８は、例えば、CTスキャンもしくはPETスキャンを開始するオペレータコマンド、もしくは、CT画像の関心領域を設定するオペレータコマンドを受信するように構成されており、かつ／または、スキャンに関連するパラメータを受信するように構成されている。患者におけるPETおよびCTの画像、ならびに、スキャンに関連する操作パラメータは、表示部４０９に表示される。

[0048] 当業者が理解するように、制御部４０７およびデータ処理部４０５は、個別論理ゲート、特定用途向け集積回路（ASIC）、フィールドプログラマ

ブルゲートアレイ（FPGA）、または他の複合型プログラマブルロジックデバイス（CPLD）として実装され得るCPUを含み得る。FPGAまたはCPLDの実装では、VHDL、Verilog、または他の任意のハードウェア記述言語でコード化されてもよく、コードは、FPGAまたはCPLDの内部にある電子メモリに直接記憶されてもよく、または、別の電子メモリに記憶されてもよい。さらに、記憶部410は、ROM、EPROM、EEPROM、またはフラッシュメモリのように不揮発性でもよい。また、記憶部410は、スタティックRAMまたはダイナミックRAMのように揮発性でもよく、マイクロコントローラまたはマイクロプロセッサなどのプロセッサは、電子メモリを管理するためだけでなく、FPGAまたはCPLDとメモリユニットとのやりとりを管理するために設けられてもよい。

[0049] 記憶部410は、天板に載置された被検体内で発生した放射線を検出するスキャンに伴って発生された放射線検出データ（PETイベントデータ）を記憶する。

[0050] あるいは、制御部407またはデータ処理部405におけるCPUは、本明細書で説明された機能を実行する一組のコンピュータ可読命令を含むコンピュータプログラムを実行してもよい。このプログラムは、上記の非一時的な電子メモリおよび／もしくはハードディスクドライブ、CD、DVD、フラッシュドライブ、または、知られている他の任意の記憶媒体に記憶されてもよい。さらに、コンピュータ可読命令は、米国のインテル製のXenonプロセッサ、または、米国のAMD製のOpteronプロセッサなどのプロセッサ、ならびに、マイクロソフトVISTA、UNIX（登録商標）、Solaris、LINUX（登録商標）、Apple、MAC-OS、および当業者に知られている他のオペレーティングシステムなどのオペレーティングシステムと共に動作するユーティリティアプリケーション、バックグラウンドデーモン、もしくは、オペレーティングシステムのコンポーネントとして提供されてもよく、または、それらの組み合わせとして提供されてもよい。

- [0051] データ処理部４０５は、放射線検出データと同時計数時間幅とに基づいて、被検体内に投与された放射性核種の分布画像を発生する。
- [0052] データ処理部４０５によって処理されると、処理された信号は、記憶部４１０に記憶され、かつ／または、表示部４０９に表示される。当業者が理解するように、記憶部４１０は、ハードディスクドライブ、ＣＤ－ＲＯＭドライブ、ＤＶＤドライブ、フラッシュドライブ、ＲＡＭ、ＲＯＭ、または、当技術分野で知られている任意の他の電子記憶装置でもよい。表示部４０９は、ＬＣＤディスプレイ、ＣＲＴディスプレイ、プラズマディスプレイ、ＯＬＥＤ、ＬＥＤ、または、当技術分野で知られている他の任意のディスプレイとして実装されてもよい。このように、本明細書で行なわれる記憶部４１０および表示部４０９の説明は例示にすぎず、本発明の範囲を全く限定しない。
- [0053] また、本実施形態における装置の技術的思想を核医学診断装置（例えば、ＰＥＴ装置）で実現する場合には、例えば図４の構成図における一点鎖線内の構成要素を有するものとなる。この時、同時計数時間幅（同時計数判定窓）を決定する各処理は、図２のフローチャートの各処理に対応する。これらの処理については、実施形態と同様である。
- [0054] また、本実施形態における装置の技術的思想を医用データ処理装置で実現する場合には、例えば図４の構成図における破線内の構成要素を有するものとなる。この時、同時計数時間幅（同時計数判定窓）を決定する各処理は、図２のフローチャートの各処理に対応する。これらの処理については、実施形態と同様である。
- [0055] いくつかの実施形態が説明されたが、これらの実施形態は単に例示するために提示されており、本発明の範囲を限定するものでは決してない。実際には、本明細書において説明された新規性のある方法およびシステムは、様々な他の形態で実施されてもよく、さらに、本明細書で説明された方法およびシステムの形態における様々な省略、代用、および変更が、本発明の趣旨から逸脱することなく行なわれてもよい。添付の特許請求の範囲、およびそれ

らの等価物は、本発明の範囲および趣旨に入ることになるこのような形態または変更を含むように考えられている。

[0056] なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

符号の説明

[0057] 400…PET／CTシステム、401…PET検出器装置（PETスキャナ）、402…天板および天板位置決め部、403…PET検出器位置決め部、404…データ収集部、405…データ処理部、406…CT装置（CTスキャナ）、407…制御部、408…操作者インターフェース部、409…表示部、410…記憶部

請求の範囲

[請求項1] 天板の長軸方向に沿った所定の軸長と所定のリング径とを有する円筒形状で前記天板の周囲に配置され、被検体内で発生した放射線を検出する複数の放射線検出器を有するスキャナと、

前記被検体に対する撮像視野の直径に基づいて、前記放射線の発生点を特定するための同時計数時間幅を計算する制御部とを具備する核医学診断装置。

[請求項2] 前記制御部は、

前記撮像視野の直径と、前記軸長と、前記リング径と、前記放射線の飛行時間の時間分解能とに基づいて、前記同時計数時間幅を計算する請求項1に記載の核医学診断装置。

[請求項3] 前記制御部は、

前記被検体に対するX線コンピュータ断層撮影により発生されたスキャノグラムに基づいて、前記撮像視野の直径を決定する請求項1に記載の核医学診断装置。

[請求項4] 前記制御部は、

前記同時計数時間幅（ τ ）を、

[数1]

$$\tau = \frac{d(mm)}{300(mm/ns)} \sqrt{1 + \left(\frac{L}{D}\right)^2} + \frac{n \cdot FWHM_{\Delta TOF}}{2.355}$$

により計算し、Dは前記リング径であり、Lは前記軸長であり、dは前記撮像視野の直径であり、 $FWHM_{\Delta TOF}$ は前記飛行時間の時間分解能であり、nは所定の数である請求項1に記載の核医学診断装置。

[請求項5] 前記所定の数であるnは、2以上3以下である請求項4に記載の核医学診断装置。

[請求項6] 前記制御部は、

前記計算された同時計数時間幅を用いて前記被検体に対するスキャンを実行するために、前記スキャナを制御する請求項 1 に記載の核医学診断装置。

[請求項7]

前記制御部は、

前記直径を、前記被検体に対する X 線コンピュータ断層撮影における撮像視野の直径に等しく設定する請求項 1 に記載の核医学診断装置。

[請求項8]

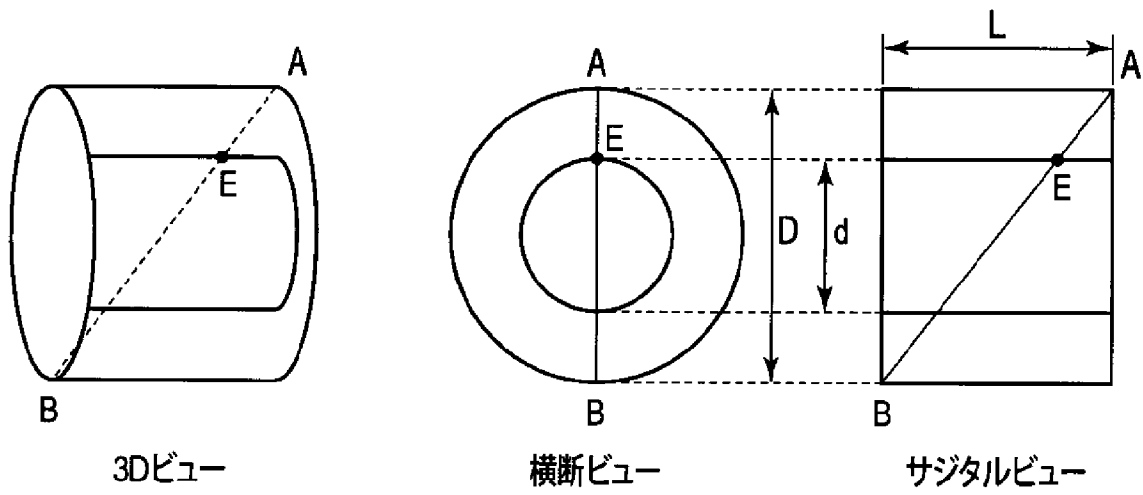
天板に載置された被検体内で発生した放射線を検出するスキャンに伴って発生された放射線検出データを記憶する記憶部と、

前記放射線を検出する複数の検出器を前記天板の長軸方向に沿って配置した軸長と、前記検出器を前記天板の周囲に配置したリング径と、前記被検体に対する撮像視野の直径と、前記放射線の飛行時間の時間分解能とに基づいて、前記放射線の発生点を特定するための同時計数時間幅を計算する制御部と、

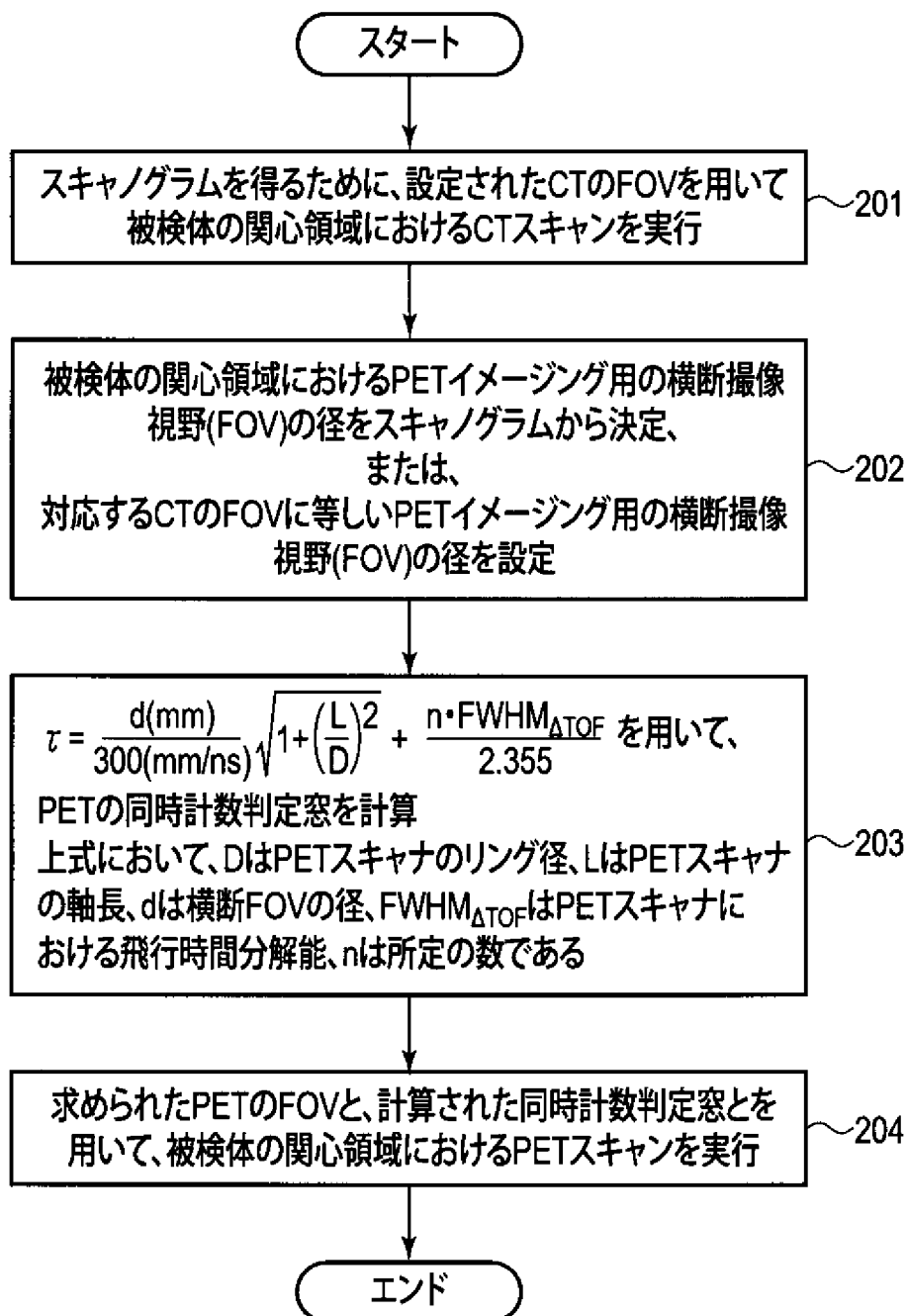
前記放射線検出データと前記同時計数時間幅とに基づいて、前記被検体内に投与された放射性核種の分布画像を発生するデータ処理部と、

を具備する医用データ処理装置。

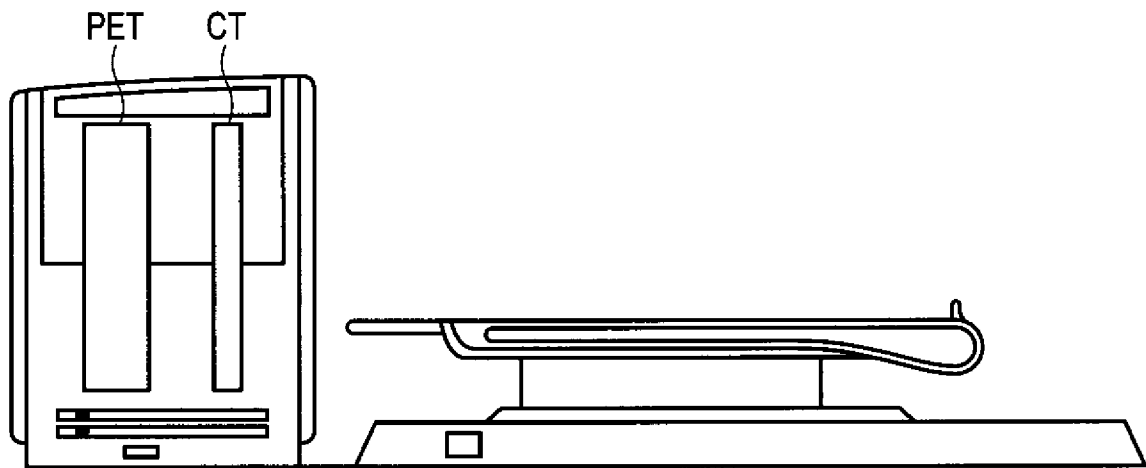
[図1]



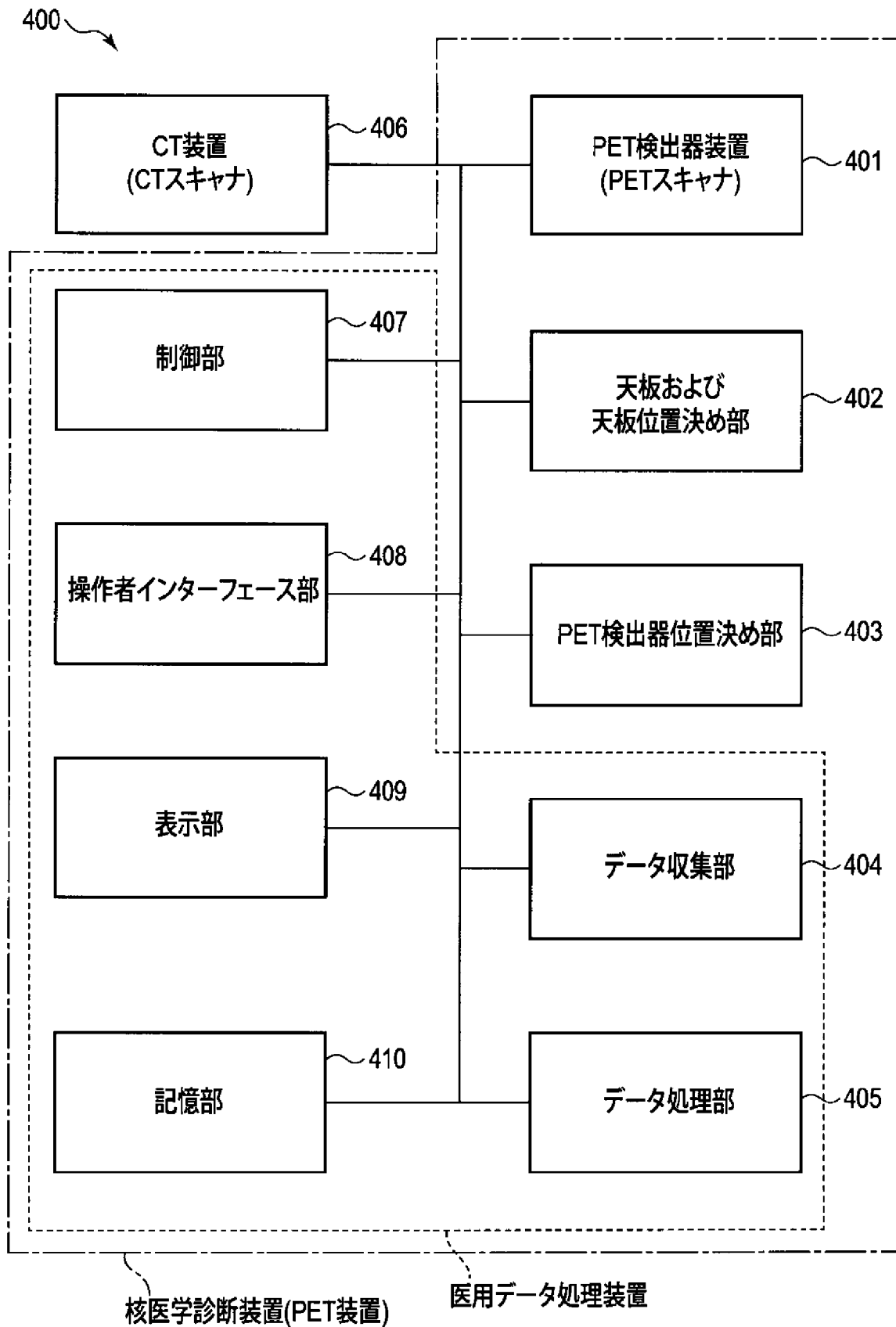
[図2]



[図3]



[図4]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/076161

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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	WO 2011/125181 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 13 October 2011 (13.10.2011), paragraphs [0011] to [0020]; formula (1) & US 2013/0020489 A1	1-8
A	JP 2012-145419 A (National Institute of Radiological Sciences), 02 August 2012 (02.08.2012), entire text; all drawings & WO 2012/096315 A1 & CN 102725657 A	1-8
A	JP 2012-103179 A (Hitachi, Ltd.), 31 May 2012 (31.05.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-8

☐ 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
28 October, 2013 (28.10.13)

Date of mailing of the international search report
05 November, 2013 (05.11.13)

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 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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	WO 2011/125181 A1（独立行政法人放射線医学総合研究所） 2011.10.13, 段落【0011】～【0020】、式（1） & US 2013/0020489 A1	1-8
A	JP 2012-145419 A（独立行政法人放射線医学総合研究所） 2012.08.02, 全文、全図 & WO 2012/096315 A1 & CN 102725657 A	1-8
A	JP 2012-103179 A（株式会社日立製作所）2012.05.31, 全文、全図（ファミリーなし）	1-8

☐ 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 8 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 5 . 1 1 . 2 0 1 3

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）

南川 泰裕

2 Q

4 8 4 3

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