

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2008 年 8 月 28 日 (28.08.2008)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2008/102422 A1

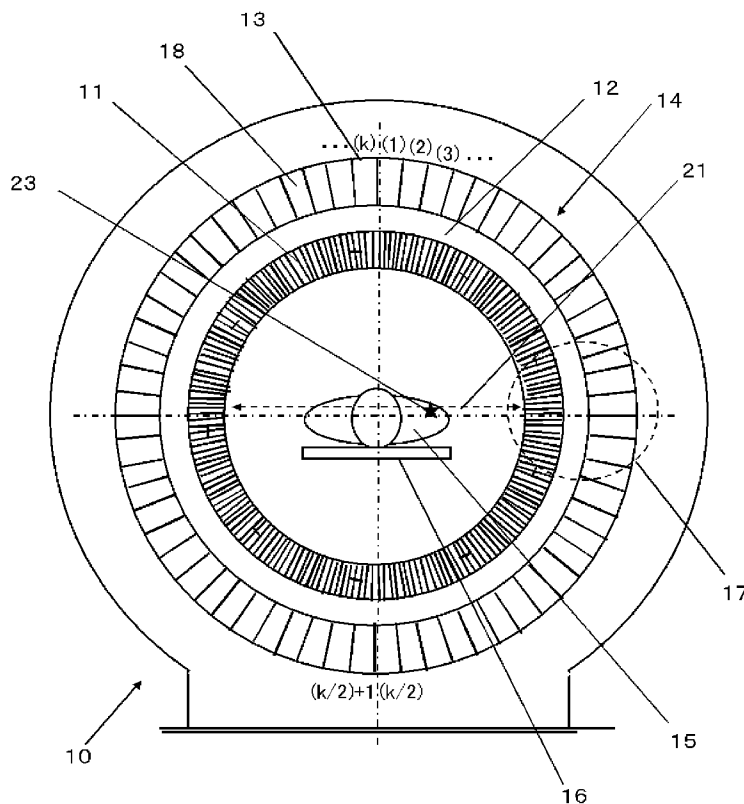
- (51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01) G01T 1/208 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2007/052933
- (22) 国際出願日: 2007 年 2 月 19 日 (19.02.2007)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社島津製作所 (SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 戸波 寛道 (TONAMI, Hiromichi) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 喜多 俊文, 外 (KITA, Toshifumi et al.); 〒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).
- (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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP,

[続葉有]

(54) Title: NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSING DEVICE

(54) 発明の名称: 核医学診断装置

[図1]





KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CL, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY,

添付公開書類:
— 国際調査報告書

明 細 書

核医学診断装置

技術分野

[0001] この発明は、被検体に放射性薬剤が投与され、この被検体の関心部位に蓄積されたポジトロン放射性同位元素(ラジオアイソトープ, RI)から放出された一対の γ 線を同時計測し、関心部位の断層像を得るための核医学診断装置(ECT装置)に係り、特に、 γ 線を同時計数する技術に関する。

背景技術

[0002] 上述した核医学診断装置、すなわちECT(Emission Computed Tomography)装置として、PET(Positron Emission Tomography)装置を例に採って説明する。PET装置は、被検体の関心部位から互いにほぼ 180° 方向に放出される2本の γ 線に対向する放射線検出器により検出し、これら γ 線が同時に検出(同時計数)されたときに被検体の断層画像を再構成するように構成されている。また、PET装置で γ 線を同時計数するために用いられる γ 線検出器としては、被検体から放出された γ 線が入射して発光するシンチレータと、このシンチレータでの発光を電気信号に変換する光電子増倍管とから構成されたものがある(例えば特許文献1参照)。

[0003] ここで、 γ 線の速度 c はおよそ 30cm/ns であることがわかっているので、2本の γ 線の放射位置から両放射線検出器までの飛行時間差を測定すれば線源の位置を推定でき、これを利用した装置はTOF(Time Of Flight)－PET装置と言われ注目されている。この動作原理を以下に説明する。図7に被検体70の関心部位から互いにほぼ 180° 方向に線源50から放出される2本の γ 線を受けるための放射線検出器51及び放射線検出器52を示す。このとき γ 線の放射位置から放射線検出器51までの距離を $L1$ 、放射線検出器52までの距離を $L2$ とする。ここで放射線検出器51への入射時刻を $t1$ 、放射線検出器52への入射時刻を $t2$ とすると両者の時間差 Δt は、

$$\Delta t = t1 - t2 = (L1 - L2) / c = 2d / c$$

となり、放射線検出器51と放射線検出器52との中間点から、 γ 線の放射位置までの

距離 d は

$$d = \Delta t \times c / 2$$

と求めることができる。つまり両者の時間差 Δt を計測できれば γ 線の放射位置を特定できることになる。

[0004] ここで図7において、線源60が放射線検出器53及び放射線検出器54の中央に位置し、 γ 線が両放射線検出器へ放射されている場合を考える。線源から両放射線検出器までの距離は等しいため、 γ 線は時刻 $t=0$ で両放射線検出器へ同時に入射されるとする。このとき、放射線検出器53及び放射線検出器54のパルス信号S3及びパルス信号S4についての立ち上がり特性を図8に示す。時刻 $t=0$ からパルス信号が最大値に達したとき、初めて信号が発生したとみなす場合、最大値になるまでの時間を上昇時間 tr とすると、両放射線検出器の立ち上がり特性は、検出器のばらつきにより必ずしも同じではなく、放射線検出器53は tr_3 、放射線検出器54は tr_4 の上昇時間となる。すなわち、図8に示すように信号が発生したとみなされる時間について、両放射線検出器の間で上昇時間の差 $\Delta \varepsilon (=tr_3 - tr_4)$ が存在する。 γ 線は時刻 $t=0$ で両放射線検出器へ同時に入射されたわけであるから、この上昇時間の差 $\Delta \varepsilon$ は0である必要があるが、この値が補正データとしてあらかじめ分かっているときは、実際に計測する際には補正することが可能である。

[0005] 一方、図9に実際の核医学診断装置10を構成するTOF-PET装置の例を挙げ説明する。このTOF-PET装置の検出器部114は、シンチレータアレイ111、ライトガイド112及び複数の光電子増倍管群113で構成されており、シンチレータアレイ111、と光電子増倍管群113の間にはシンチレータ内で発光した光を分散させるための一様なライトガイド112が存在する。この構成において、検出器部114は被検体115を取り囲むようにリング状に配置されている。

[0006] 図9の検出器部114の一部分117を抜き出し拡大したものを図10に示す。入射 γ 線121がシンチレータアレイ111中の一つのシンチレータ122に入射すると、 γ 線のエネルギーはその場で光に変換され、その光はシンチレータ内を通りライトガイド112で拡散しながら複数の光電子増倍管群113へ到達する。この光電子増倍管118は非常に高速動作可能な特殊な光電子増倍管であり、現在実用化しているのは管径が

φ1インチやφ2インチなど、入射面が丸型の光電子増倍管があるだけである。

- [0007] ここで、 γ 線が入射したシンチレータ122の位置を求めるアルゴリズムを説明する。シンチレータ122に入射し、その光が複数の光電子増倍管 $P_{n-2} \sim P_{n+3}$ へ到達したときの各々の信号出力を $A_{n-2} \sim A_{n+3}$ とする。まず信号出力の最上位と第2位となる光電子増倍管を決定する。このときの最上位は光電子増倍管 P_n 、第2位は光電子増倍管 P_{n+1} であり、これが代表光電子増倍管となる。次に重心演算式
- $$X = \{ (A_{n-2} + A_{n-1} + A_n) - (A_{n+1} + A_{n+2} + A_{n+3}) \} / (A_{n-2} + A_{n-1} + A_n + A_{n+1} + A_{n+2} + A_{n+3})$$
- を計算することにより γ 線が入射したシンチレータ122の位置を弁別することができる。

特許文献1:特開2006-343233号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0008] しかしながら、従来の核医学診断装置では、次のような問題がある。上述したように、入射 γ 線がシンチレータアレイ111中の一つのシンチレータ122に入射すると、 γ 線のエネルギーはその場で光に変換され、その光はシンチレータ内を通りライトガイドで拡散しながら複数の光電子増倍管へ到達する。すなわち、複数の光電子増倍管 $P_{n-2} \sim P_{n+3}$ からの合計の信号出力($A_{n-2} + A_{n-1} + A_n + A_{n+1} + A_{n+2} + A_{n+3}$)を用いてパルス信号の立ち上がり特性が決定される。
- [0009] ここで複数の光電子増倍管 $P_{n-2} \sim P_{n+3}$ の各々上昇時間 t_r が全て同じ場合には、上昇時間 t_r を、 γ 線がシンチレータに入射してから信号出力がピークに達するまでの時間 $\Delta \varepsilon$ で補正することにより、実際に γ 線がシンチレータに入射した時刻を正確に推定することができる。
- [0010] しかし、各々の上昇時間 t_r には、製造上のばらつきがあることに加え、入射 γ 線の位置によって、各光電子増倍管からの出力信号の大きさが異なるため、上記合計の信号出力の波形から、立ち上がり時間を一意に定めることができない。従って、上記 $\Delta \varepsilon$ を補正データとしてもつことができず、実際に計測する際にも補正することができない。

課題を解決するための手段

- [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、リング状に密着配置された複数のシンチレータからなるシンチレータアレイと、前記シンチレータアレイに対して光学的に結合されたライトガイドと、前記ライトガイドに対して光学的に結合されるとともに、リング状に配置された複数の光電子増倍管とを備えた放射線検出器と、前記放射線検出器の複数箇所を検出されたポジトロン annihil 放射線による信号の時間差情報を用いて核種の集積位置を特定する演算手段とを備え、前記複数の光電子増倍管は、隣接する光電子増倍管の信号上昇時間の差の絶対値の合計が最小となる順序で配置されていることを特徴とする。

発明の効果

- [0012] この発明に係る核医学診断装置によれば、2次元的に密着配置された複数のシンチレータからなるシンチレータアレイと、前記シンチレータアレイに対して光学的に結合されたライトガイドと、前記ライトガイドに対して光学的に結合された複数の光電子増倍管とを備えた放射線検出器を有し、消滅放射線を検出した際の時間差情報を用いて核種の集積位置を特定する核医学診断装置において、上昇時間のばらつきのある光電子増倍管について選別を行ない、上昇時間差が最小になるようにリング状に配置するようにした。それにより、シンチレータ光が複数の光電子増倍管に入射した場合であっても、その合計の信号出力の上昇時間 Σt_{tr} はばらつくことがないため、放射線検出器の間で上昇時間の差 Δt を補正データとしてあらかじめ持たせることにより実際に計測する際には補正することが可能である。以上のような方法をとることにより、正確な時間情報を得ることができ TOF-PET 装置を提供することが可能である。またこの場合、汎用の高速動作可能な光電子増倍管を使用することができ、上昇時間 t_{tr} のばらつきを許容できるためコスト低減に対して非常に効果がある。

図面の簡単な説明

- [0013] [図1]本発明の核医学診断装置の外観図を示す。
[図2]本発明の核医学診断装置の一部分を示す。
[図3]本発明の光電子増倍管のヒストグラムの一例を示す。
[図4]本発明の光電子増倍管のヒストグラムの一例を示す。

[図5]本発明の光電子増倍管のヒストグラムの一例を示す。

[図6]本発明の光電子増倍管の配置の一例を示す。

[図7]TOF－PET装置を説明する図を示す。

[図8]TOF－PET装置の立ち上がり特性を説明する図を示す。

[図9]従来の核医学診断装置の外観図を示す。

[図10]従来の核医学診断装置の一部分を示す。

符号の説明

[0014]	10	…核医学診断装置
	11	…シンチレータアレイ
	12	…ライトガイド
	13	…光電子増倍管群
	14	…検出器部
	15	…被検体
	16	…ベッド
	17	…検出器部の一部分
	18	…光電子増倍管
	21	…入射 γ 線
	22	…シンチレータ
	23	…線源
	50	…線源
	51	…放射線検出器
	52	…放射線検出器
	53	…放射線検出器
	54	…放射線検出器
	60	…線源
	70	…被検体
	111	…シンチレータアレイ
	112	…ライトガイド

- 113 …光電子増倍管群
- 114 …検出器部
- 115 …被検体
- 116 …ベッド
- 117 …検出器部の一部分
- 118 …光電子増倍管
- 121 …入射 γ 線
- 122 …シンチレータ

発明を実施するための最良の形態

[0015] (実施例)

以下、本発明の核医学診断装置の実施例の構成を図面に示し詳細に説明する。図1は本発明の核医学診断装置10の外観図であり、TOF-PET装置を示している。本発明のTOF-PET装置の検出器部14は、シンチレータアレイ11、ライトガイド12及び複数の光電子増倍管群13で構成されており、シンチレータアレイ11、と光電子増倍管群13の間にはシンチレータ内で発光した光を分散させるための一様なライトガイド12が存在している。この構成において、検出器部14はベッド16に寝かされた被検体15を取り囲むようにリング状に配置されている。ここで図1の検出器部14の一部分17を抜き出し拡大したものを図2に示す。線源23から放射される入射 γ 線21がシンチレータアレイ11中の一つのシンチレータ22に入射すると、 γ 線のエネルギーはその場で光に変換され、その光はシンチレータ内を通りライトガイド12で拡散しながら複数の光電子増倍管群13へ到達する。この光電子増倍管群13を形成している光電子増倍管18は非常に高速動作可能な特殊な光電子増倍管であり、現在実用化しているのは管径が ϕ 1インチや ϕ 2インチなど、入射面が丸型の光電子増倍管があるだけである。

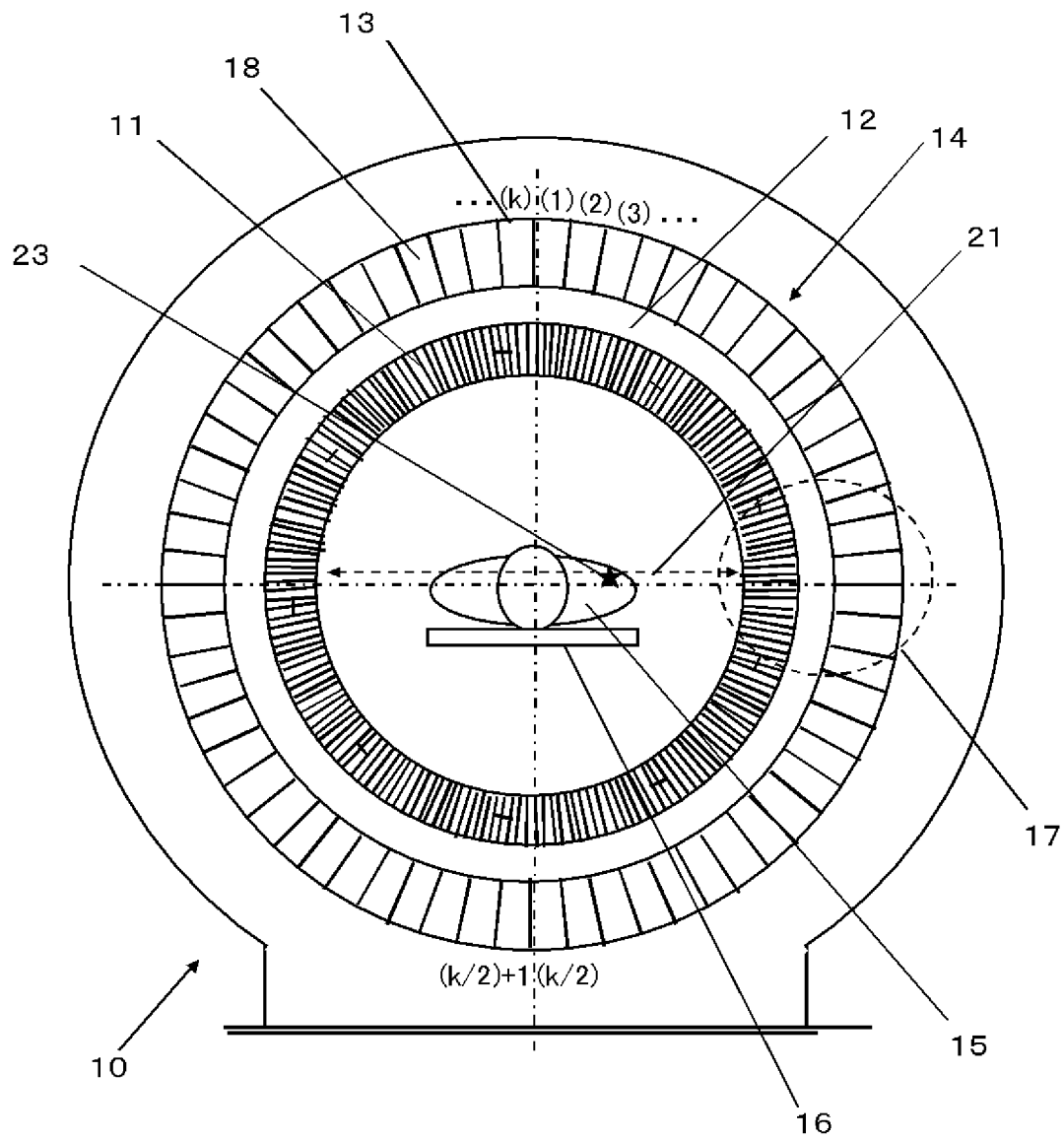
[0016] 一般に光電子増倍管は製造誤差などにより、各々上昇時間 t_r がばらついており、これが時間情報の正確さを劣化させる原因となっている。そこで本発明の実施例では上昇時間のばらつきのある光電子増倍管について選別を行ない、上昇時間差が最小になるようにリング状に配置するようにする。具体的手法を次に説明する。

- [0017] 実際にTOF-PET装置として使用する光電子増倍管の上昇時間 t_r のばらつきを示したヒストグラムを図3に示す。横軸は上昇時間 t_r 、縦軸は使用する複数の光電子増倍管の個数 N である。このヒストグラムにおいて光電子増倍管の上昇時間 t_r は、最も頻度の多い t_{rm} を中央値として t_{rmin} から t_{rmax} まで個々にばらついていることを示している。そこで、図4に示すように、各上昇時間 t_r で光電子増倍管の本数を半分ずつに分けて、それらをグループA及びグループBとする。分けた後のヒストグラムを改めて図5に示す。ここで図5にて分けたものに対して、実際に図1に示すように光電子増倍管を(1)、(2)、(3)・・・(k)の順番にリング状に配置する場合、隣り合う光電子増倍管の上昇時間差が最小になるように配置していく。その様子を示したものが図6であり、光電子増倍管の配置場所((1)、(2)、(3)・・・(k))とそのグループ分けを示すと共に、上昇時間 t_r を示している。
- [0018] このように配置されたTOF-PET装置では、図2に示すように入射 γ 線21によるシンチレータ光が複数の光電子増倍管群13に入射した場合、光電子増倍管 P_{n-2} ～ P_{n+3} からの合計の信号出力($A_{n-2} + A_{n-1} + A_n + A_{n+1} + A_{n+2} + A_{n+3}$)を用いてパルス信号の立ち上がり特性が決定されるが、それら光電子増倍管群13の上昇時間 t_r のばらつきは最小限に抑えられているため、その合計の信号出力の上昇時間 Σt_r もばらつきは小さくなり、放射線検出器の間で上昇時間の差 $\Delta \varepsilon$ の精度がよくなるため、これを補正データとしてあらかじめ持たせることにより実際に計測する際には非常に正確に補正することが可能となる。以上のような方法をとることにより、正確な時間情報を得ることができ性能の高いTOF-PET装置を提供することができる。

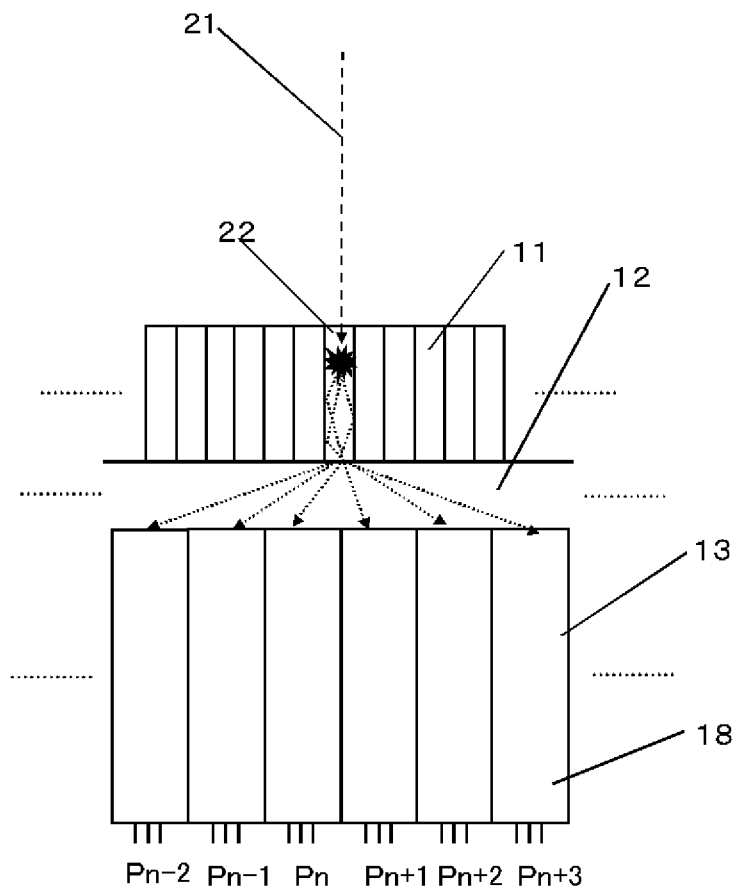
請求の範囲

- [1] リング状に密着配置された複数のシンチレータからなるシンチレータアレイと、
前記シンチレータアレイに対して光学的に結合されたライトガイドと、
前記ライトガイドに対して光学的に結合されるとともに、リング状に配置された複数の
光電子増倍管とを備えた放射線検出器と、
前記放射線検出器の複数箇所検出されたポジトロン消滅放射線による信号の
時間差情報を用いて核種の集積位置を特定する演算手段とを備え、
前記複数の光電子増倍管は、隣接する光電子増倍管の信号上昇時間の差の絶対
値の合計が最小となる順序で配置されていることを特徴とする核医学診断装置。

[図1]

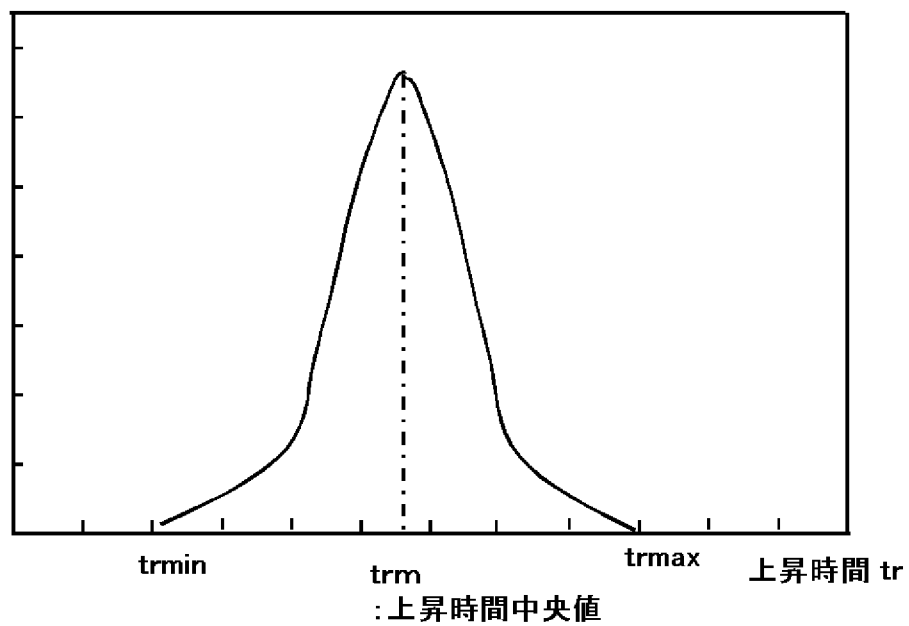


[図2]



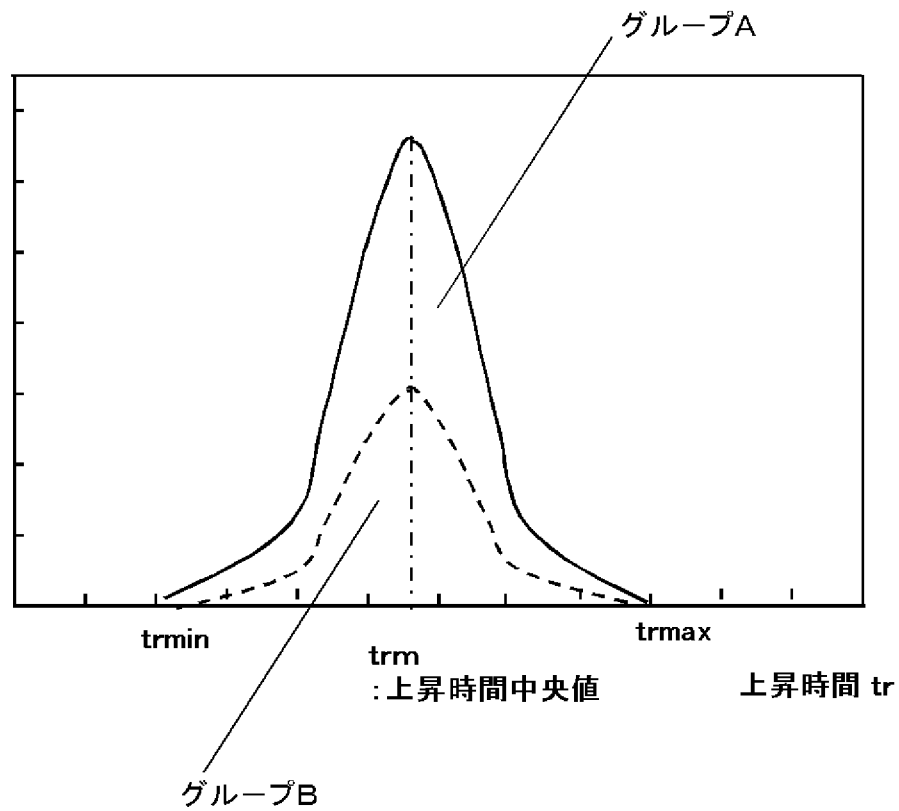
[図3]

光電子増倍管の
個数 N



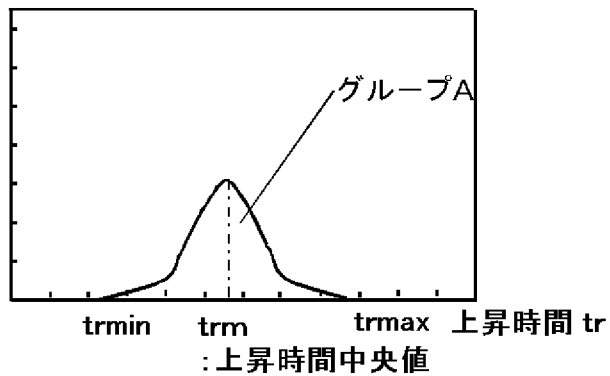
[図4]

光電子増倍管の
個数 N

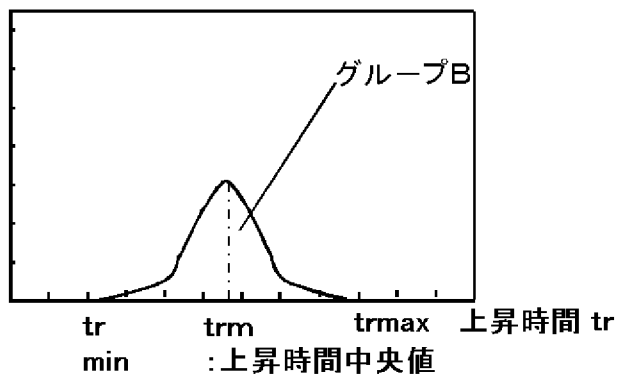


[図5]

光電子増倍管の
個数 N

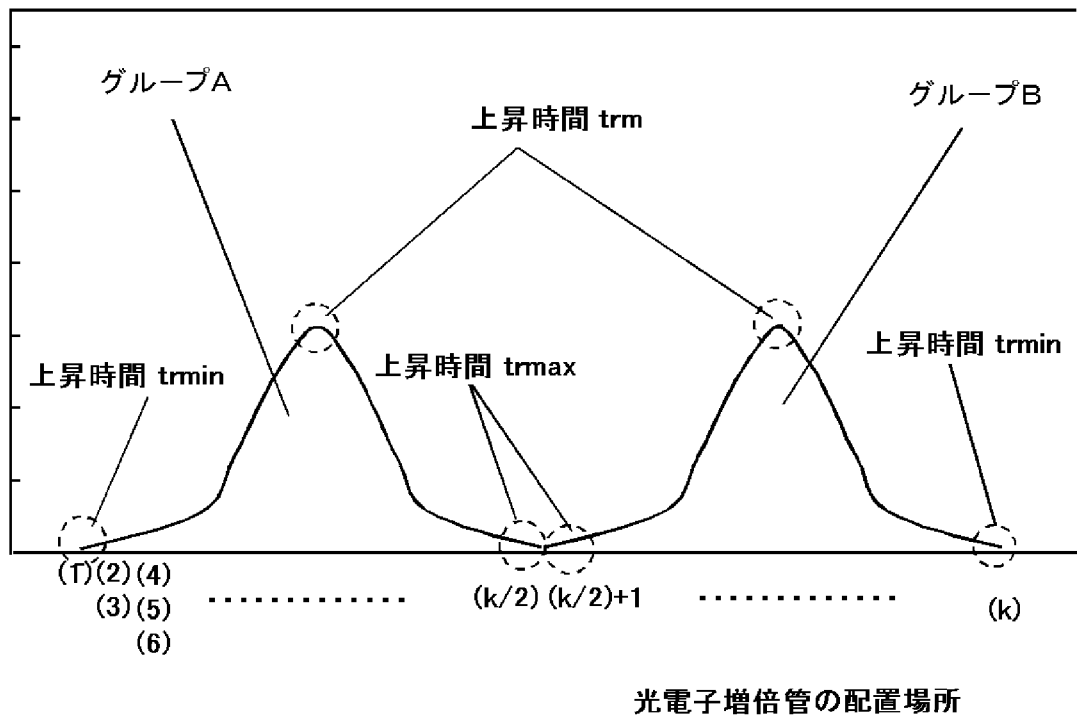


光電子増倍管の
個数 N

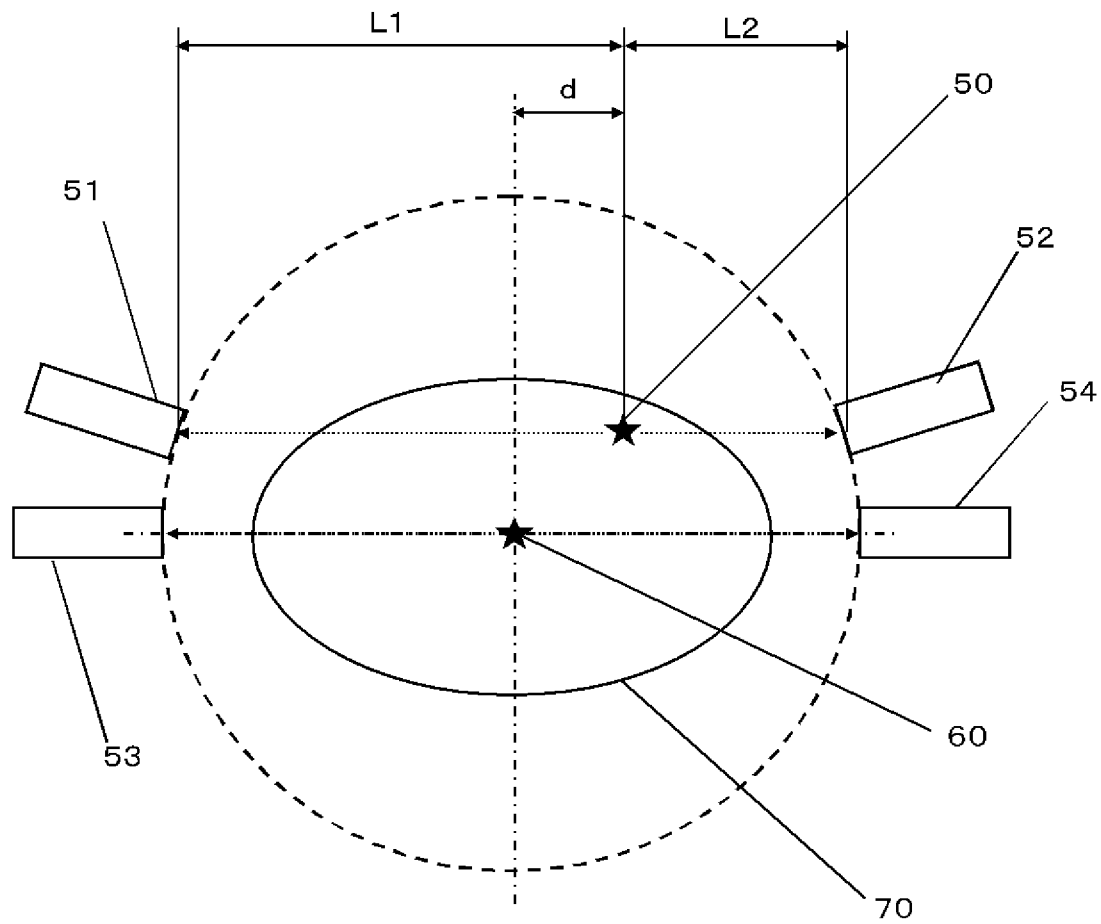


[図6]

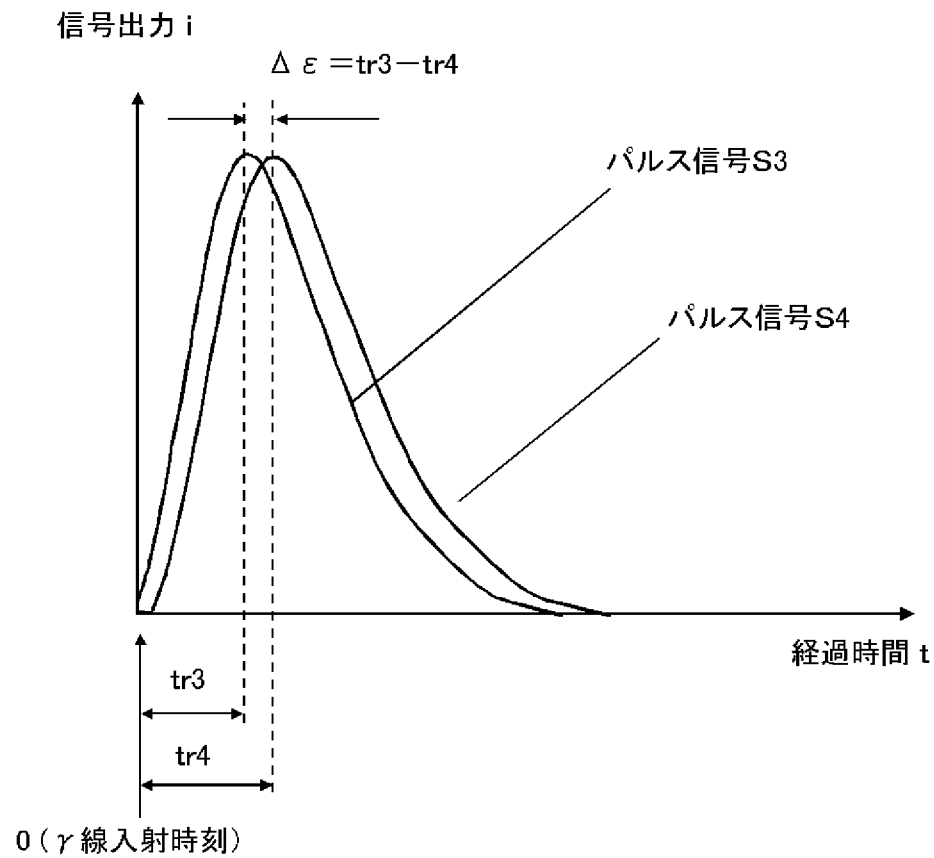
光電子増倍管の
個数 N



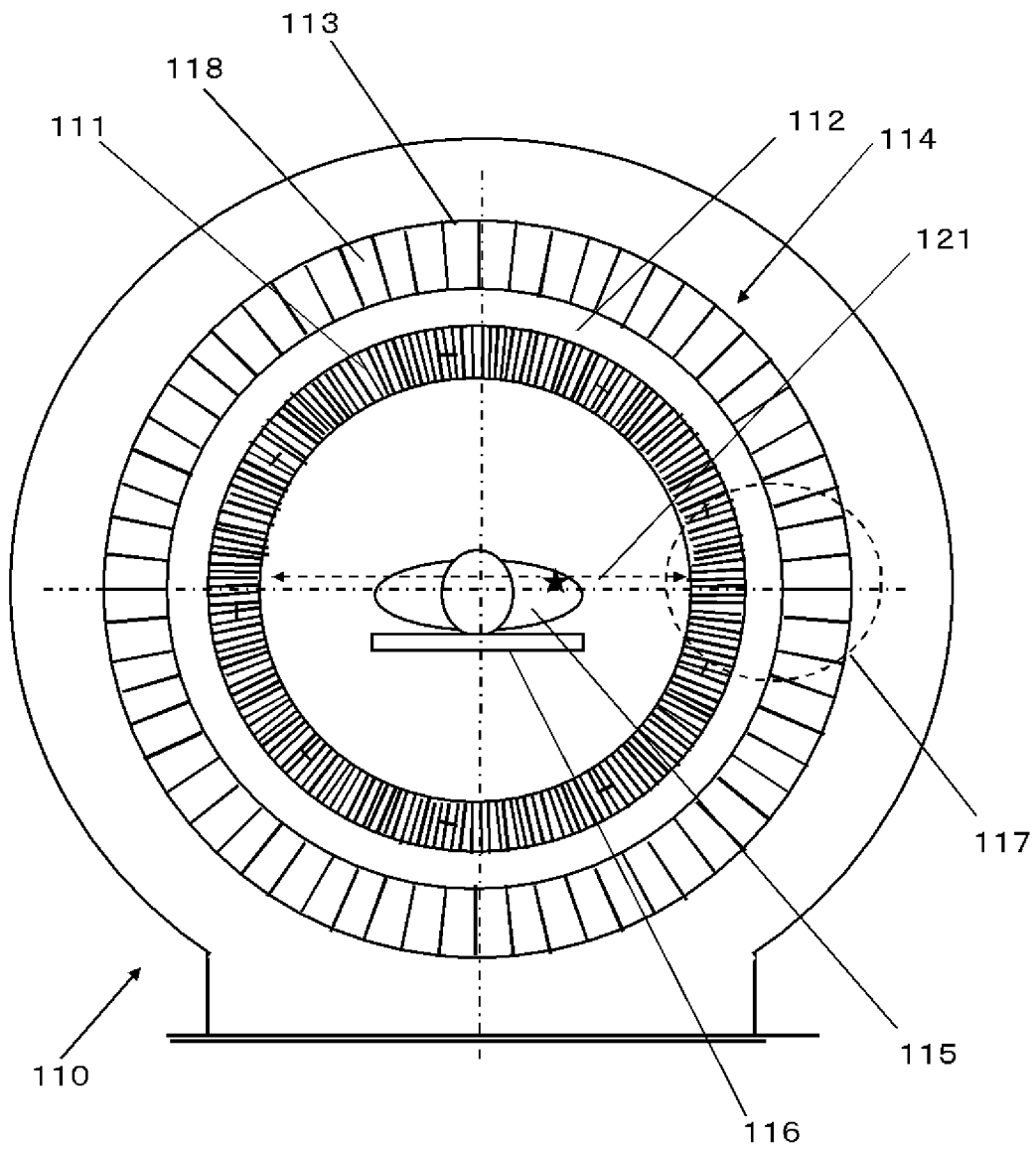
[図7]



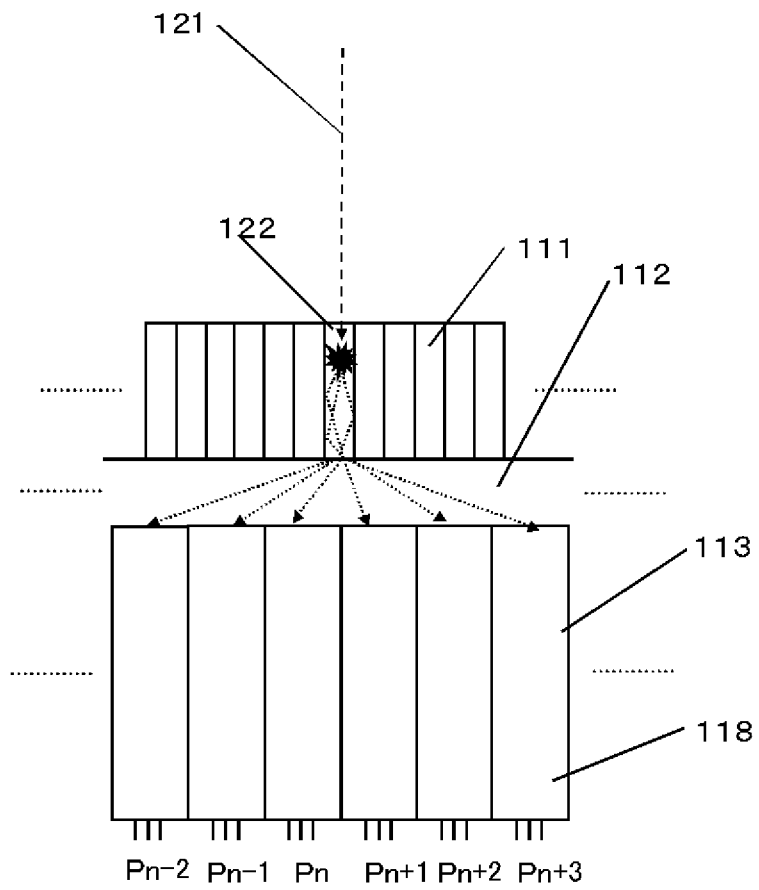
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/052933

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/161(2006.01) i, G01T1/208(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, G01T1/208

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	1996-2007
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2007	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2007

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-84309 A (Shimadzu Corp.), 30 March, 2006 (30.03.06), Full text; all drawings (Family: none)	1
A	JP 2001-503526 A (Commissariat A L'energie Atomique), 13 March, 2001 (13.03.01), Full text; all drawings & WO 1998/021606 A1 & EP 938685 A & FR 2755816 A	1

☐ 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
09 May, 2007 (09.05.07)

Date of mailing of the international search report
22 May, 2007 (22.05.07)

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, G01T1/208(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, G01T1/208

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 7 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 7 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 7 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 請求の範囲の番号
A	JP 2006-84309 A (株式会社島津製作所) 2006.03.30, 全文、全図 (ファミリーなし)	1
A	JP 2001-503526 A (コミツサリア タ レネルジー アトミック) 2001.03.13, 全文、全図 & WO 1998/021606 A1 & EP 938685 A & FR 2755816 A	1

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

0 9 . 0 5 . 2 0 0 7

国際調査報告の発送日

2 2 . 0 5 . 2 0 0 7

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)

谷 垣 圭 二

2 Q

3 4 1 0

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