(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
2010 年 9 月 30 日(30.09.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/109523 A1

(51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01) *A61B 6/04* (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2009/001332

(22) 国際出願日: 2009 年 3 月 25 日(25.03.2009)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社島津製作所(SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 井上芳浩(INOUE, Yoshihiro) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 天野昌治(AMANO, Masaharu) [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). 田中和巳(TANAKA, Kazumi) [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). 水田哲郎(MIZUTA, Tetsuro) [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). 大谷篤(OHTANI, Atsushi) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 杉谷勉(SUGITANI, Tsutomu); 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満１丁目１０番８号 西天満第１１松屋ビル Osaka (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

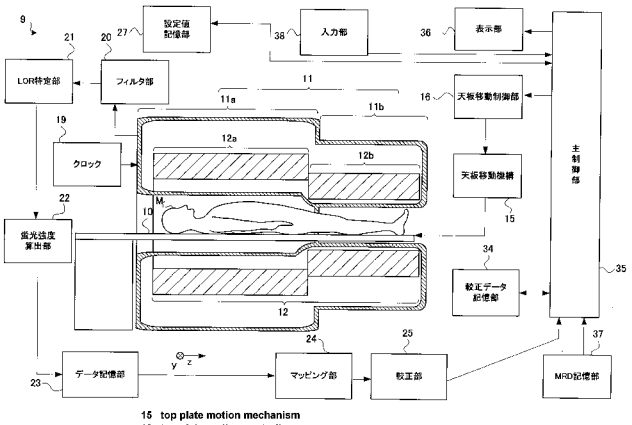
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ,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

[続葉有]

(54) **Title**: RADIATION TOMOGRAPHY DEVICE

(54) 発明の名称 : 放射線断層撮影装置

[図1]



15 top plate motion mechanism
16 top plate motion controller
19 clock
20 filter
21 LOR specification unit
22 fluorescent light intensity calculation unit
23 data memory
24 mapping unit
25 correction unit
27 setting values memory
34 correction data memory
35 primary controller
36 display
37 MRD memory
38 input unit

(57) **Abstract**: Provided is a radiation tomography device (9) which can suppress the number of mounted radiation detectors and be manufactured at low cost. One of the detector rings (12) is a first detector ring (12a) having a sufficient inner diameter for introducing the shoulders of a test subject M. Another one is a second detector ring (12b) having a smaller inner diameter than the first detector ring (12a). Thus, an inexpensive radiation tomography device (9) which can limit the number of radiation detectors (1) comprising a detector ring (12) can be provided. In addition, if the diameter of the detector ring (12) can be smaller, both the spatial resolution of the radiation and the detection sensitivity improve.

(57) 要約: 本発明の目的は、搭載される放射線検出器の個数を抑制することで、安価で製造が可能な放射線断層撮影装置９を提供することにある。本発明の検出器リング１２のうちの１つは、被検体Ｍの肩部を導入するのに十分な内径を有する第１検出器リング１２ａであり、もう１つは、第１検出器リング１２ａよりも内径の小さい第２検出器リング１２ｂである。こうすることにより、検出器リング１２を構成する放射線検出器１の個数を抑制することができるので、安価な放射線断層撮影装置９が提供できる。また、検出器リング１２の径を小さくすることができれば、放射線の空間分解能、検出感度のいずれもが向上する。

WO 2010/109523 A1

CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

放射線断層撮影装置

技術分野

[0001] この発明は、被検体から放射される放射線をイメージングする放射線撮影装置に関し、特に被検体の胴体部分を一度に撮影できる程度に広視野の放射線撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 医療分野において、被検体に投与されて関心部位に局在した放射性薬剤から放出された消滅放射線対（例えばγ線）を検出し、被検体の関心部位における放射性薬剤分布の断層画像を得る放射線断層撮影装置(ECT:Emission Computed Tomography)に使用されている。ＥＣＴには、主なものとして、ＰＥＴ(Positoron Emission Tomography)装置、ＳＰＥＣＴ(Single Photon Emission Computed Tomography)装置などが挙げられる。

[0003] ＰＥＴ装置を例にとって説明する。ＰＥＴ装置は、ブロック状の放射線検出器をリング状に配列した検出器リングを有する。この検出器リングは、被検体を包囲するために設けられているものであり、被検体を透過してきた放射線を検出できる構成となっている。

[0004] まずは、従来のＰＥＴ装置の構成について説明する。図９に示すように、従来のＰＥＴ装置５０は、被検体を導入する導入孔を備えたガントリ５１と、ガントリ５１の内側に、導入孔を囲むように、放射線を検出するブロック状の放射線検出器５２を配列して形成された検出器リング５３と、検出器リング５３を囲むように設けられた支持部材５４とを有している。そして、放射線検出器５２の各々について、その支持部材５４の介在する位置にブリーダ回路を備えたブリーダユニット５５が設けられており、これが支持部材５４と放射線検出器５２とを連結している。

[0005] ＰＥＴ装置は、放射性薬剤より放射される消滅放射線対を測定する。すなわち、被検体Ｍの内側から放射される消滅放射線対は、進行方向が１８０°

反対方向となっている放射線のペアである。検出器リング５３は、消滅放射線対を検出する検出素子がｚ方向に積層されている。これにより、検出器リング５３に対する消滅放射線対の位置をｚ方向について弁別できる。

[0006] この様な放射線断層撮影装置を用いて被検体Ｍの胴体部分の断層画像を取得するには、被検体Ｍを検出器リング５３に対して移動させながら断層画像を取得する。被検体Ｍは、検出器リング５３から突き出しており、被検体Ｍの関心部位が検出器リング５３に納まりきれない場合がある。したがって、この場合、従来構成においては、被検体Ｍに対して検出器リング５３の撮影視野を移動させながら、断層画像の撮影を行う必要がある。

[0007] つまり、検出器リング５３の口径は、被検体Ｍを通過させることができる程度に大きい必要がある。具体的には、検出器リング５３の内径は、被検体Ｍにおいて最も幅広となっている肩部を導入できる程度に十分に大きく設定される。内径の小さな検出器リング５３を備えた放射線断層撮影装置も考え出されているものの、これは、被検体Ｍの広範囲の撮影を目的とするものでなく、頭部検査用である。この様な構成を採用する放射線断層撮影装置は、例えば、特許文献１，特許文献２に示されている。

特許文献1：特表平２００４－５３３６０７号公報

特許文献2：実開昭６３－２５３９５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、上述のような従来の構成によれば、次のような問題点がある。

すなわち、従来構成をそのまま全身検査用の放射線断層撮影装置に適応しようとすると、放射線断層撮影装置が高価なものとなってしまう。すなわち、検出器リング５３をｚ方向に長いものとすると、搭載される放射線検出器の個数が増加し、検出器リング５３の製造コストが大幅にアップする。近年において、被検体の全身を覆う程度に検出器リング５３が幅広となっている放射線断層撮影装置が開発されつつある。放射線断層撮影装置のコストは、

それに備えられる放射線検出器の個数に大きく左右されるので、検出器リング５３の内径は小さいほうがよい。

[0009] とはいえ、従来構成によれば、検出器リング５３の内径は、被検体Ｍを挿入させる目的で、被検体Ｍの肩部を通過させるのに十分なものとなっている必要がある。したがって、全身検査用の放射線断層撮影装置を実現するには、内径を変更させずして検出器リング５３をｚ方向に伸ばすことになり、製造コストは、増大することになる。

[0010] 本発明は、この様な事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、搭載される放射線検出器の個数を抑制することで、安価で製造が可能な放射線断層撮影装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0011] 本発明は、上述の課題を解決するために、次のような構成をとる。

すなわち、本発明に係る放射線断層撮影装置は、被検体から放射させる放射線を検出する放射線検出器が環状に配列されて構成される第１検出器リング、および第２検出器リングと、第１検出器リング、第２検出器リングの内側に設けられた天板とを備え、両検出器リングは、互いの中心軸を共有して中心軸方向に配列されているとともに、第１検出器リングの内径は、第２検出器リングの内径よりも大きくなっていることを特徴とするものである。

[0012] ［作用・効果］本発明の構成によれば、被検体から放射される放射線を検出する検出器リングを少なくとも２つ有している。検出器リングのうちの１つは、被検体の肩部を導入するのに十分な内径を有する第１検出器リングであり、もう１つは、第１検出器リングよりも内径の小さい第２検出器リングである。被検体の幅は、肩部が最も広いのであって、検出器リングの全域に亘って大きな内径を有する必要はない。検出器リングのうち、被検体の肩部とは無関係の領域については、内径を小さくすることが可能であったのである。こうすることにより、検出器リングを構成する放射線検出器の個数を抑制することができるので、安価な放射線断層撮影装置が提供できる。

[0013] また、検出器リングの径を小さくすることができると、放射線の空間分解

能、検出感度のいずれもが向上する。放射線発生源から放射線検出器までの距離が長くなるほど、放射線検出器に到達する放射線の線量は少なくなる。したがって、検出感度を向上させるには、被検体と放射線検出器との距離が短いほうがよく、検出器リングの内径は、小さいほうがよいのである。また、消滅放射線対は、陽電子が電子に衝突して発生し、このときの陽電子、および電子が有する運動エネルギーは、対を成す放射線に保存される。したがって、消滅放射線対の各々の進む方向は、１８０度反対方向から僅かにズレる。すると、これに伴って検出器リングの入射位置が理想の位置からズレることになる。検出器リングの内径が大きくなるほど、消滅放射線対の進行方向のズレに起因する検出器リングにおける入射位置のズレ幅が大きくなり、放射線断層撮影装置の空間分解能が悪化する。つまり、空間分解能の高い放射線断層撮影装置を提供するには、検出器リングの内径は小さいほうがよい。本発明の構成によれば、上述の２つの効果を共に奏することになる。

[0014] また、上述の第１検出器リング、第２検出器リングのそれぞれに属する２つの放射線検出器が同時に放射線を検出した回数である同時イベント数を計数する検出器リング間同時計数手段とを備えていればより望ましい。

[0015] ［作用・効果］この構成によれば、２つの検出器リングに跨って検出される消滅放射線について同時計数を行う構成とすることができる。本発明には、第１検出器リングにて検出された消滅放射線対を同時計数する第１同時計数部と、第２検出器リングにて検出された消滅放射線対を同時計数する第２同時計数手段とを備える他、第１検出器リング、第２検出器リングのそれぞれに属する２つの放射線検出器が同時に放射線を検出した回数である同時イベント数を計数する検出器リング間同時計数手段を備えている。これを備えることにより、第１検出器リングと第２検出器リングとが連携して単一の消滅放射線対を認識できるようになるので、放射線断層撮影に用いるデータ数を向上させることができ、鮮明な断層画像を生成できる放射線断層撮影装置が提供できる。

[0016] また、上述の天板を移動させる天板移動手段と、これを制御する天板移動

制御手段とを備え、天板は、天板移動手段に移動されることにより第１検出器リング、および第２検出器リングが連接する方向である連接方向に沿って移動可能であり、天板を両検出器リングの内側に挿入させる場合、天板は、第１検出器リングから第２検出器リングに向かう方向に移動され、天板を両検出器リングの内側から退避させる場合、天板は、第２検出器リングから第１検出器リングに向かう方向に移動されればより望ましい。

[0017] ［作用・効果］この構成によれば、被検体を確実に検出器リングの内部に導入することができる。すなわち、天板を両検出器リングの内側に挿入させる場合、天板は、第１検出器リングから第２検出器リングに向かう方向に移動される。つまり、被検体の肩部は、内径の大きな第１検出器リング側から挿入されるのである。したがって、被検体の肩部は、天板の移動に係らず第２検出器リングに干渉することがない。また、被検体を検出器リングから退避させる場合も同様である。すなわち、その場合、天板は、第２検出器リングから第１検出器リングに向かう方向に移動される。したがって、被検体の肩部は、天板の移動に係らず第２検出器リングに干渉することがない。

[0018] また、上述の天板は、連接方向に連接された第１部分と、第１部分よりも第１検出器リングの径方向に幅狭の第２部分とを備え、天板が両検出器リングの内側に挿入されたとき、第１部分は、第１検出器リングの内側に位置し、第２部分は、第２検出器リングの内側に位置すればより望ましい。

[0019] ［作用・効果］この様に構成すれば、第２検出器リングの内径を確実に小さくすることができる。すなわち、上述の構成によれば、天板の形状が検出器リングの内径の形状に倣ったものとなっている。すなわち、天板が両検出器リングの内側に挿入されたとき、幅広の第１部分は、第１検出器リングの内側に位置し、幅狭の第２部分は、第２検出器リングの内側に位置する。しかも、天板を両検出器リングの内側から退避させる場合、天板は、第２検出器リングから第１検出器リングに向かう方向に移動するので、天板における幅広の第１部分が第２検出器リングを通過せず、それらが互いに干渉することがない。

[0020] また、上述の第１部分の第２検出器リング側の側端には、第２部分が結合していない露出部分が設けられており、露出部分の第２検出器リングに対する接近を感知する感知手段を備え、天板制御手段は、感知手段の感知に基づいて、天板の第１検出器リングから第２検出器リングに向かう方向の移動を中止すればより望ましい。

[0021] ［作用・効果］この様に構成すれば、より安全な放射線断層撮影装置が提供できる。第１部分の第２検出器リング側の側端には、第２部分が結合していない露出部分が設けられている。この露出部分が第２検出器リングに干渉する可能性がある。上述の構成によれば、露出部分の第２検出器リングに対する接近を感知する感知手段を備え、露出部分が第２検出器リングにある程度接近すると、天板の挿入が中止される。したがって、天板と第２検出器リングが干渉せず、安全な放射線断層撮影装置が提供できるのである。

[0022] また、上述の天板には、被検体の天板に対する移動を禁止する移動禁止手段が設けられていればより望ましい。

[0023] ［作用・効果］この様に構成すれば、より安全な放射線断層撮影装置が提供できる。天板に移動禁止手段を設けることにより、天板を検出器リングの内部に挿入させる際に、被検体の手部は、固定されているので、天板と第２検出器リングに手部が挟まれることがない。

[0024] また、上述の放射線断層撮影装置において、（Ａ）天板に対し中心軸周りに回転可能な放射線源と、（Ｂ）天板に対し中心軸周りに回転可能な放射線検出手段と、（Ｃ）放射線源と放射線検出手段とを支持する支持手段と、（Ｄ）支持手段を回転させる回転手段と、（Ｅ）回転手段を制御する回転制御手段を備えた画像生成装置が第１検出器リングに隣接して設けられればより望ましい。

[0025] ［作用・効果］上述の構成によれば、被検体の内部構造と、薬剤分布との両方を取得できる放射線断層撮影装置が提供できる。ＰＥＴ装置は、一般的に薬剤分布に係る情報を得ることができる。しかしながら、被検体の臓器や組織を写しこんだ断層画像を参照しながら診断を行う必要がある場合がある

。上述の構成によれば、被検体の内部構造と、薬剤分布との両方を取得できるので、例えば両画像を重ね合わせることで、診断に好適な合成画像を生成させることができる。画像生成装置と第１検出器リングは、第１検出器リングの中心軸方向に配列されている。

発明の効果

[0026] 本発明の構成によれば、被検体から放射される放射線を検出する検出器リングを少なくとも２つ有している。検出器リングのうちの１つは、被検体の肩部を導入するのに十分な内径を有する第１検出器リングであり、もう１つは、第１検出器リングよりも内径の小さい第２検出器リングである。検出器リングのうち、被検体の肩部とは無関係の領域については、内径を小さくすることが可能であったのである。こうすることにより、検出器リングを構成する放射線検出器の個数を抑制することができるので、安価な放射線断層撮影装置が提供できる。また、検出器リングの径を小さくすることができると、放射線の空間分解能、検出感度のいずれもが向上する。

図面の簡単な説明

[0027] [図1]実施例１に係る放射線断層撮影装置の構成を説明する機能ブロック図である。

[図2]実施例１に係る検出器リングの構成を説明する図である。

[図3]実施例１に係る放射線検出器の構成を説明する斜視図である。

[図4]実施例１に係る天板の構成を説明する断面図である。

[図5]実施例１に係る検出器リングの構成を説明する断面図である。

[図6]実施例１の構成に係る同時計数に係る各部について詳説する概念図である。

[図7]実施例２に係る放射線断層撮影装置の構成を説明する機能ブロック図である。

[図8]本発明の１変形例に係る放射線断層撮影装置の構成を説明する断面図である。

[図9]従来構成に係る放射線断層撮影装置の構成を説明する平面図である。

符号の説明

[0028] １　放射線検出器

８　ＣＴ装置（画像生成装置）

９　放射線断層撮影装置

１０　天板

１０ａ　第１部分

１０ｂ　第２部分

１０ｃ　露出部分

１０ｓ　接近センサー（感知手段）

１０ｒ　拘束具（移動禁止手段）

１２ａ　第１検出器リング

１２ｂ　第２検出器リング

２６ｃ　第３同時計数部（検出器リング間同時計数手段）

３９　回転機構（回転手段）

４３　Ｘ線管（放射線源）

４４　ＦＰＤ（放射線検出手段）

４７　支持体（支持手段）

発明を実施するための最良の形態

[0029] 以下、実施例１に係る放射線断層撮影装置の最良の形態について説明する。なお、以下に説明するγ線は、実施例１の放射線の一例である。実施例１は、本発明をＰＥＴ装置に適応したものであり、実施例２は、本発明をＰＥＴ／ＣＴ装置に適応したものである。

実施例 1

[0030] ＜放射線断層撮影装置の構成＞

以下、実施例１に係る放射線断層撮影装置の各実施例を図面を参照しながら説明する。図１は、実施例１に係る放射線断層撮影装置の構成を説明する機能ブロック図である。実施例１に係る放射線断層撮影装置９は、図１に示すように、被検体Ｍを仰臥させる天板１０と、被検体Ｍを包囲する貫通穴を

有するガントリ１１を有している。天板１０は、ガントリ１１の開口を貫通するように備えられているとともに、ガントリ１１の開口の伸びる方向（ｚ方向）に沿って進退自在となっている。この様な天板１０の移動は、天板移動機構１５によって実現される。天板移動機構１５は、天板移動制御部１６によって制御される。

[0031] ガントリ１１の内部には、被検体Ｍから放射される消滅γ線対を検出する検出器リング１２が備えられている。この検出器リング１２は、被検体Ｍの体軸方向ｚ（本発明の中心軸の延伸方向に相当する。）に伸びた筒状であり、その長さは、１．８ｍ以上である。すなわち、検出器リング１２は、被検体Ｍの全身を覆う事ができる程度まで伸びている。

[0032] 実施例１の構成に係る検出器リング１２は、第１検出器リング１２ａと第２検出器リング１２ｂとが互いの中心軸を共有してｚ方向に配列（連接）して構成される。第１検出器リング１２ａは、図２（ａ）に示すように、１００個前後の放射線検出器１が円環状に配列することでが形成される。これをｚ方向から貫通穴１２ｄを見たとき、貫通穴１２ｄは、例えば正１００角形となっている。図２（ｂ）は、第１検出器リング１２ａの斜視図である。この様に、放射線検出器１がｚ方向に連接されて第１検出器リング１２ａが構成されるのである。同様に、第２検出器リング１２ｂも放射線検出器１が円環状に配列されて構成される。しかし、第２検出器リング１２ｂを構成する放射線検出器１の個数は、第１検出器リング１２ａのそれよりも少なくなっている。なお、第１検出器リング１２ａの内径の大きさは、直径にして６５０ｍｍ程度である。また、第２検出器リング１２ｂの内径の大きさは、直径にして３００ｍｍ程度となっている。また、ガントリ１１も２つの部分に分けられる。２つの部分とは、第１検出器リング１２ａを覆う第１ガントリ１１ａと、第２検出器リング１２ｂを覆う第２ガントリ１１ｂとである（図１参照）。

[0033] この放射線検出器１の構成について簡単に説明する。図３は、実施例１に係る放射線検出器の構成を説明する斜視図である。放射線検出器１は、図３

に示すように放射線を蛍光に変換するシンチレータ２と、蛍光を検出する光検出器３とを備えている。そして、シンチレータ２と光検出器３との介在する位置には、蛍光を授受するライトガイド４が備えられている。なお、放射線検出器１の構成は、実施の形態の一例に過ぎず、この態様に限られるものではない。

[0034] シンチレータ２は、シンチレータ結晶が３次元的に配列されて構成されている。シンチレータ結晶は、Ｃｅが拡散した$Lu_{2(1-X)}Y_{2X}SiO_5$（以下、ＬＹＳＯとよぶ）によって構成されている。そして、光検出器３は、どのシンチレータ結晶が蛍光を発したかという蛍光発生位置を特定することができるようになっているとともに、蛍光の強度や、蛍光の発生した時刻をも特定することができる。

[0035] 実施例１に係る天板１０は、特徴的な形状をしている。すなわち、図４（ａ）に示すように、天板１０は、第１検出器リング１２ａの径方向に幅広の第１部分１０ａと、同方向に幅狭の第２部分１０ｂがｚ方向に連接されて構成されている。第１部分１０ａは、被検体Ｍの頭部および胴体部を支持するものであり、第２部分１０ｂは、被検体Ｍの脚部を支持するものである。被検体Ｍは、肩部が最も幅広となっていることから、被検体Ｍの肩部を支持する第１部分１０ａは幅広である必要がある。しかし、第２部分１０ｂについては、この様な制約がないことから、第１部分１０ａよりも幅狭とすることができる。なお、第１検出器リング１２ａの径方向とは、第１検出器リング１２ａの有する放射線検出器から第１検出器リング１２ａの中心軸（ｚ軸）に向けて天板１０が伸びる方向、言い換えれば被検体Ｍの体側方向を言う。

[0036] 天板移動機構１５は、滑車、ベルト、モータなどから構成され、天板移動制御部１６の制御にしたがって天板１０をｚ方向に進退移動させる。図４（ａ）は、天板１０が検出器リング１２の内側に収納された状態を示している。このとき、幅広の第１部分１０ａは、大口径の第１検出器リング１２ａの内側に存し、幅狭の第２部分は、小口径の第２検出器リング１２ｂの内側に存している。この状態から被検体Ｍを天板１０から退去させるには、天板１

０を図４（ａ）の矢印の方向に移動させる。すなわち、天板１０を検出器リング１２の内側から退避させる場合、天板１０は、第２検出器リング１２ｂから第１検出器リング１２ａに向かう方向に移動される。

[0037] 一方、図４（ｂ）は、検出器リング１２から退避された天板１０を検出器リング１２の内側に挿入させる場合を示している。先程とは逆に、天板１０は、第１検出器リング１２ａから第２検出器リング１２ｂに向かう方向に移動される。また、第１部分１０ａと第２部分１０ｂの幅は、互いに異なるので、第１部分１０ａの有する側端のうち、第２部分１０ｂが連接している側端は、第２部分１０ｂに結合しない露出部分１０ｃを有している。この露出部分１０ｃには、接近センサー１０ｓが設けられており、その出力は、天板移動制御部１６に送出されている。接近センサーは、本発明の感知手段に相当する。

[0038] 天板１０を検出器リング１２に挿入させていくと、露出部分１０ｃが第２検出器リング１２ｂ（正確にはそれを覆う第２ガントリ１１ｂ）に干渉する可能性がある。実施例１の構成においては、天板移動制御部１６には、接近センサー１０ｓの出力信号が送られてきている。天板移動制御部１６は、露出部分１０ｃが第２検出器リング１２ｂにある程度接近したところで、天板１０を静止するように制御する。したがって、天板１０が検出器リング１２に干渉することがない。接近センサー１０ｓの具体的な構成としては、例えば、赤外線センサーを使用することができる。

[0039] なお、天板１０には、被検体Ｍの天板１０に対する移動を禁止する拘束具１０ｒが設けられている。これにより、天板１０をガントリ１１の内部に挿入させる際に、被検体Ｍの手部は、固定されているので、天板１０と第２ガントリ１１ｂに手部が挟まれることがない。拘束具は、本発明の移動禁止手段に相当する。

[0040] なお、実施例１に係る放射線断層撮影装置９は、図１に示すように、被検体Ｍの断層画像を取得するための各部が更に設けられている。具体的には、放射線断層撮影装置９は、検出器リング１２で検出された検出データのうち

、有効なデータを抽出するフィルタ部２０と、フィルタ部２０にて有効とみなされたデータを受信し、消滅γ線対の蛍光強度を取得する蛍光強度算出部２２と、検出器リング１２における消滅γ線対の入射位置を特定するＬＯＲ特定部２１と、検出データを記憶するデータ記憶部２３と、被検体Ｍの断層画像を形成するマッピング部２４と、被検体Ｍの断層画像に較正を加える較正部２５とを備えている。較正部２５は、較正データ記憶部３４に記憶された校正用データを参照して断層画像に写りこんだ偽像を除去する。また、ＭＲＤ記憶部３７は、後述のＭＲＤを記憶するものである。入力部３８は、術者の操作を入力させるもので、例えば、ＭＲＤの変更を受け付ける。

[0041] そしてさらに、実施例１に係る放射線断層撮影装置９は、各部を統括的に制御する主制御部３５と、放射線断層画像を表示する表示部３６とを備えている。この主制御部３５は、ＣＰＵによって構成され、各種のプログラムを実行することにより、天板移動制御部１６，フィルタ部２０，ＬＯＲ特定部２１，蛍光強度算出部２２，マッピング部２４，および較正部２５とを実現している。なお、上述の各部はそれらを担当する制御装置に分割されて実現されてもよい。

[0042] ＜放射線断層撮影装置の動作＞

次に、実施例１に係る放射線断層撮影装置の動作について説明する。まず、検出器リング１２から退出された天板１０に放射性薬剤が注射された被検体Ｍが載置される。天板１０は、天板移動制御部１６の制御にしたがって、検出器リング１２の内部に導入される。このとき、被検体Ｍにおける撮影範囲の全てが検出器リング１２の内部に位置することになる。被検体Ｍから照射される放射線の検出中、天板１０は移動しない。このときの天板１０と検出器リング１２との位置関係は、図４（ａ）の如くとなっている。

[0043] 被検体Ｍから消滅γ線対が発生すると、それは、検出器リング１２の有する２つの異なるシンチレータ結晶に入射する。シンチレータ結晶から生じた蛍光は、光検出器３によって検出され、検出データが出力される。一方、検出器リング１２には、クロック１９から、時刻情報であるクロックデータが

送られてきている。このクロックデータは、例えば時系列順のシリアルナンバーとなっている。検出データには、このクロックデータが付与される（関連付けられる）。この付与されたクロックデータは、放射線がどの時点で検出器リング１２に検出されたかを示している。

[0044] 消滅放射線対が検出器リング１２に入射すると、検出器リング１２からは２つの互いに独立した検出データが出力されることになる。この２つの検出データは、ペアリングされて、単一の消滅放射線対に由来するものとされる。そして、ペアリングできない検出データは、破棄される。この様な検出データの取捨選択は、フィルタ部２０によって行われる。フィルタ部２０は、検出データに付与されたクロックデータを読み出して、同時に検出された検出データのペアを後段のＬＯＲ特定部２１にパスし、ペアリングできない検出データは破棄する。

[0045] フィルタ部２０は、同時に検出された検出データを無条件にＬＯＲ特定部２１にパスするわけではない。すなわち、フィルタ部２０は、ＭＲＤ記憶部３７に記憶されたＭＲＤ(Maximum ring difference)を参照して、放射線断層画像の生成に適した検出データのみをＬＯＲ特定部２１にパスする構成となっている。すなわち、図５に示すように、ｚ方向に相当離れた２つのシンチレータ結晶に消滅γ線が入射したとき、消滅γ線は、よりｚ方向に沿ってシンチレータ結晶に入射することになる。図５のように、シンチレータ結晶の入射面から鋭い角度で入射するγ線を検出することは難しく、かつ、入射する線量も少なくなる。演算負荷を軽減する観点から、この様な検出データのペアは、ＬＯＲ特定部２１にパスせず、廃棄したほうがよいのである。実施例１においては、シンチレータ結晶の入射面から鋭い角度で入射するγ線を無視する構成となっている。

[0046] 実施例１において特徴的な構成となっている検出器リング間同時計数手段の構成について説明する。図６は、実施例１の構成に係る同時計数に係る各部について詳説する概念図である。図１で示されたフィルタ部２０は、第１フィルタ部２０ａ，第２フィルタ部２０ｂ，および第３フィルタ部２０ｃと

を備えている。第１フィルタ部２０ａは、第１検出器リング１２ａに接続され、第２フィルタ部２０ｂは、第２検出器リング１２ｂに接続されている。そして、第３フィルタ部２０ｃは、第１検出器リング１２ａ，および第２検出器リング１２ｂの両方に接続されている。なお、図６において、クロック１９は、第１検出器リング１２ａにのみ接続されたように描かれているが、実際は、第２検出器リング１２ｂにも接続されている。図６においては、簡潔な作図の目的で上述の接続関係を省略している。

[0047] 第１フィルタ部２０ａは、消滅γ線対のいずれもが第１検出器リング１２ａによって検出されたときに、検出データをＬＯＲ特定部２１に通過させる。つまり、第１フィルタ部２０ａ，ＬＯＲ特定部２１，および蛍光強度算出部２２は、協働して消滅γ線が同時に第１検出器リング１２ａに検出した回数である同時イベント数を計数する第１同時計数部２６ａを構成する。同様に、第２フィルタ部２０ｂは、消滅γ線対のいずれもが第２検出器リング１２ｂによって検出されたときに、検出データをＬＯＲ特定部２１に通過させる。つまり、第２フィルタ部２０ｂ，ＬＯＲ特定部２１，および蛍光強度算出部２２は、第２同時計数部２６ｂを構成する。

[0048] 第３フィルタ部２０ｃは、消滅放射線の一方が第１検出器リング１２ａに、もう一方が第２検出器リング１２ｂに検出されたときに検出データをＬＯＲ特定部２１に通過させる。具体的には、図６に示すように、消滅点Ｐから両検出器リング１２ａ，１２ｂに向けてγ線が照射された場合である。第３フィルタ部２０ｃ，ＬＯＲ特定部２１，および蛍光強度算出部２２は、協働して第１検出器リング１２ａ，第２検出器リング１２ｂのそれぞれに属する２つの放射線検出器１が同時に放射線を検出した回数である同時イベント数を計数する。つまり、第３フィルタ部２０ｃ，ＬＯＲ特定部２１，および蛍光強度算出部２２は、第３同時計数部２６ｃを構成する。この様に、実施例１の構成は、第３同時計数部２６ｃを備えているので、両検出器リング１２ａ，１２ｂを跨いで検出された消滅γ線対についても、同時計数を行うことができる。なお、検出データの同時性の判断は、検出データに関連付けられ

たクロックデータが参酌される。第３同時計数部は、本発明の検出器リング間同時計数手段に相当する。

[0049] なお、第１フィルタ部２０ａ，第２フィルタ部２０ｂ，および第３フィルタ部２０ｃは、ＭＲＤを考慮して検出データの取捨選択をする。つまり、フィルタ部２０は、同時にγ線を検出した２つのシンチレータ結晶のｚ方向における距離がＭＲＤの示す所定の距離以下となっているときのみ、検出データをＬＯＲ特定部２１に送出する。上述のＭＲＤの示す距離とは、ｚ方向におけるシンチレータ結晶の幅に整数を乗じた値となっており、放射線検出器のｚ方向における配列ピッチと独立した独自の設定が可能である。なお、所定の距離を算出する際に、シンチレータ結晶の幅に乗じられる整数がＭＲＤ記憶部３７の記憶するＭＲＤである。

[0050] 検出データに放射線強度を付与してＬＯＲ特定部２１は、２つのシンチレータ結晶を結ぶ線分であるＬＯＲ(Line of response)を特定するものである。つまり、所定のタイムウィンドウ内の期間中に蛍光を発することで、同時にγ線が入射したと見なされた互いに異なるシンチレータ結晶を結ぶ線分である。検出器リング１２から出力される検出データには、どのシンチレータ結晶によるものか示す位置データが含まれている。ＬＯＲ特定部２１は、消滅放射線対によるものと見なされた２つの検出データからＬＯＲを求める。ＬＯＲ特定部２１から出力された検出データは、蛍光強度算出部２２を経由してデータ記憶部２３に記憶される。蛍光強度算出部２２は、検出データに係るγ線の強度を算出するものである。

[0051] データ記憶部２３には、ＬＯＲの各々について、消滅γ線対がどの位の頻度で検出されたかが記憶される。データ記憶部２３に記憶されている検出データは、ＬＯＲと、蛍光強度と、検出時間とが関連したベクトルデータである。マッピング部２４は、データ記憶部２３に記憶されているベクトルデータを組み立てて、被検体Ｍの断層画像を生成する。こうして生成された断層画像は、表示部３６に表示されて検査は終了となる。

[0052] 以上のように、実施例１の構成によれば、被検体Ｍから放射されるγ線を

検出する検出器リング１２を少なくとも２つ有している。検出器リング１２のうちの１つは、被検体Ｍの肩部を導入するのに十分な内径を有する第１検出器リング１２ａであり、もう１つは、第１検出器リング１２ａよりも内径の小さい第２検出器リング１２ｂである。被検体Ｍの幅は、肩部が最も広いのであって、検出器リング１２の全域に亘って大きな内径を有する必要はない。検出器リング１２のうち、被検体Ｍの肩部とは無関係の領域については、内径を小さくすることが可能であったのである。こうすることにより、検出器リング１２を構成する放射線検出器１の個数を抑制することができるので、安価な放射線断層撮影装置９が提供できる。本発明により、たとえば、第１検出器リング１２ａに搭載されるシンチレータ結晶は、第２検出器リング１２ｂと比べて、ｚ方向についての単位幅当たりで約４６％で済むことになり、大幅なコストダウンが期待される。

[0053] また、検出器リング１２の径を小さくすることができれば、γ線の空間分解能、検出感度のいずれもが向上する。γ線発生源から放射線検出器１までの距離が長くなるほど、放射線検出器１に到達するγ線の線量は少なくなる。したがって、検出感度を向上させるには、被検体Ｍと放射線検出器１との距離が短いほうがよく、検出器リング１２の内径は、小さいほうがよいのである。また、消滅γ線対には、その発生源である陽電子、および電子が有していた運動エネルギーが保存される。したがって、消滅γ線対の各々の進む方向は、１８０度反対方向から僅かにズレる。すると、検出器リング１２の入射位置がこれに伴って理想からズレることになる。検出器リング１２の内径が大きくなるほど、消滅γ線対の進行方向のズレに起因する検出器リング１２における入射位置のズレ幅が大きくなり、放射線断層撮影装置９の空間分解能が悪化する。つまり、空間分解能の高い放射線断層撮影装置９を提供するには、検出器リング１２の内径は小さいほうがよい。実施例１の構成によれば、上述の２つの効果を共に奏することになる。

[0054] また、実施例１の構成によれば、２つの検出器リング１２に跨って検出される消滅γ線について同時計数を行う構成とすることができる。実施例１に

は、第１検出器リング１２ａにて検出された消滅γ線対を同時計数する第１同時計数部２６ａと、第２検出器リング１２ｂにて検出された消滅γ線対を同時計数する第２同時計数部２６ｂとを備える他、第１検出器リング１２ａ，第２検出器リング１２ｂのそれぞれに属する２つの放射線検出器１が同時にγ線を検出した回数である同時イベント数を計数する第３同時計数部２６ｃを備えている。この構成によれば、第１検出器リング１２と第２検出器リング１２ｂとが連携して単一の消滅γ線対を認識できる構成となっているので、断層撮影に用いるデータ数を向上させることができ、鮮明な断層画像を生成できる放射線断層撮影装置９が提供できる。

[0055] また、実施例１の構成によれば、被検体Ｍを確実に検出器リング１２の内部に導入することができる。すなわち、天板１０を両検出器リング１２の内側に挿入させる場合、天板１０は、第１検出器リング１２ａから第２検出器リング１２ｂに向かう方向に移動される。つまり、被検体Ｍの肩部は、内径の大きな第１検出器リング１２ａ側から挿入されるのである。したがって、被検体Ｍの肩部は、天板１０の移動に係らず第２検出器リング１２ｂに干渉することがない。また、被検体Ｍを検出器リング１２から退避させる場合も同様である。すなわち、天板１０を両検出器リング１２ａ，１２ｂの内側から退避させる場合、天板１０は、第２検出器リング１２ｂから第１検出器リング１２ａに向かう方向に移動される。したがって、被検体Ｍの肩部は、天板１０の移動に係らず第２検出器リング１２ｂに干渉することがない。

[0056] また、実施例１の構成によれば、第２検出器リング１２ｂの内径を確実に小さくすることができる。すなわち、この構成によれば、天板１０の形状が検出器リング１２の内部の形状に倣ったものとなっている。すなわち、天板１０が両検出器リング１２の内側に挿入されたとき、幅広の第１部分１０ａは、第１検出器リング１２ａの内側に位置し、幅狭の第２部分１０ｂは、第２検出器リング１２ｂの内側に位置する。しかも、天板１０を両検出器リング１２の内側から退避させる場合、天板１０は、図４（ａ）に示すように、第２検出器リング１２ｂから第１検出器リング１２ａに向かう方向に移動す

るので、幅広の第１部分１０ａが第２検出器リング１２ｂを通過せず、それらが互いに干渉することがない。

[0057] また、実施例１の構成によれば、より安全な放射線断層撮影装置９が提供できる。第１部分１０ａの第２検出器リング１２ｂ側の側端には、第２部分１０ｂが結合していない露出部分１０ｃが設けられている。この露出部分１０ｃが第２検出器リング１２ｂに干渉する可能性がある。この構成によれば、露出部分１０ｃの第２検出器リング１２ｂに対する接近を感知する接近センサー１０ｓを備え、露出部分１０ｃが第２検出器リング１２ｂにある程度接近すると、天板１０の挿入が中止される。したがって、天板１０と第２検出器リング１２ｂが干渉せず、安全な放射線断層撮影装置９が提供できるのである。

[0058] また、実施例１の構成によれば、より安全な放射線断層撮影装置９が提供できる。天板１０に拘束具１０ｒを設けることにより、天板１０を検出器リング１２の内部に挿入させる際に、被検体Ｍの手部は、固定されているので、天板１０と第２検出器リング１２ｂに手部が挟まれることがない。

実施例 2

[0059] 次に、実施例２に係るＰＥＴ／ＣＴ装置について説明する。ＰＥＴ／ＣＴ装置とは、実施例１で説明した放射線断層撮影装置（ＰＥＴ装置）９と、Ｘ線を用いた断層画像を生成するＣＴ装置とを有する構成で、両者で得られた断層画像を重ね合わせた合成画像を生成することができる医用装置である。

[0060] 実施例２に係るＰＥＴ／ＣＴ装置の構成について説明する。実施例２に係るＰＥＴ／ＣＴ装置におけるＰＥＴ装置においては、実施例１で説明した放射線断層撮影装置（ＰＥＴ装置）９を用いることができる。したがって、実施例２における特徴的な部分であるＣＴ装置について説明する。図７に示すように、ＣＴ装置８は、ガントリ４５を有している。ガントリ４５には、ｚ方向に伸びた開口が設けられており、この開口に天板１０が挿入されている。なお、ＣＴ装置８は、放射線断層撮影装置９の第１検出器リング１２ａ側に設けられており、放射線断層撮影装置９にｚ方向側から隣接する。

[0061] ガントリ４５の内部には、Ｘ線を被検体に向けて照射するＸ線管４３と、被検体を透過してきたＦＰＤ（フラット・パネル・ディテクタ）４４と、Ｘ線管４３とＦＰＤ４４とを支持する支持体４７とが備えられている。支持体４７は、リング形状となっており、ｚ軸周りに回転自在となっている。この支持体４７の回転は、例えばモータのような動力発生手段と、例えば歯車のような動力伝達手段とから構成される回転機構３９が実行する。また、回転制御部４０は、この回転機構３９を制御するものである。Ｘ線管は、本発明の放射線源に相当する。ＦＰＤは、本発明の放射線検出手段に相当し、支持体は、本発明の支持手段に相当する。回転機構は、本発明の回転手段に相当し、回転制御部は、本発明の回転制御手段に相当する。

[0062] ＣＴ画像生成部４１は、ＦＰＤ４４から出力されたＸ線検出データを基に、被検体Ｍのｘ線断層画像を生成するものである。また、重ね合わせ部４２は、放射線断層撮影装置（ＰＥＴ装置）９から出力された被検体内の薬剤分布を示すＰＥＴ画像と、上述のＸ線断層画像とを重ね合わせることで重合画像を生成する構成となっている。

[0063] 主制御部３５は、各種のプログラムを実行することにより、実施例１に係るマッピング部２４，較正部２５等の他、回転制御部４０，ＣＴ画像生成部４１，重ね合わせ部４２，およびＸ線管制御部４６とを実現している。なお、上述の各部はそれらを担当する制御装置に分割されて実現されてもよい。

[0064] Ｘ線透視画像の取得方法について説明する。Ｘ線管４３とＦＰＤ４４とは、互いの相対位置を保った状態でｚ軸周りに回転する。このときＸ線管４３は間歇的にＸ線を被検体Ｍに向けて照射し、その度ごとに、ＣＴ画像生成部４１は、Ｘ線透視画像を生成する。この複数枚のＸ線透視画像は、ＣＴ画像生成部４１において例えば、既存のバック・プロジェクション法を用いて単一の断層画像に組み立てられる。

[0065] 次に、合成画像の生成方法について説明する。ＰＥＴ／ＣＴ装置にて合成画像を取得するには、被検体Ｍの関心部位をＣＴ装置に導入して、被検体ＭとガントリＳ４との位置を変更しながらＸ線断層画像を取得する。これに加

えて被検体Ｍの関心部位を放射線断層撮影装置（ＰＥＴ装置）９に導入してＰＥＴ画像を取得することになる。重ね合わせ部４２によって両画像が重ね合わせられ、完成した合成画像は、表示部３６にて表示される。これにより、薬剤分布と被検体の内部構造とを同時に認識することができるので診断に好適な断層画像が提供できる。

[0066] 実施例２の構成によれば、被検体Ｍの内部構造と、薬剤分布との両方を取得できる放射線断層撮影装置９が提供できる。ＰＥＴ装置は、一般的に薬剤分布に係る情報を得ることができる。しかしながら、被検体Ｍの臓器や組織を写しこんだ断層画像を参照しながら診断を行う必要がある場合がある。上述の構成によれば、被検体Ｍの内部構造と、薬剤分布との両方を取得できるので、例えば両画像を重ね合わせることで、診断に好適な合成画像を生成させることができる。

[0067] 本発明は、上述の構成に限られず、次のような変形実施が可能である。

[0068] （１）上述した各実施例のいうシンチレータ結晶は、ＬＹＳＯで構成されていたが、本発明においては、その代わりに、ＧＳＯ（Gd_2SiO_5）などのほかの材料でシンチレータ結晶を構成してもよい。本変形例によれば、より安価な放射線検出器が提供できる放射線検出器の製造方法が提供できる。

[0069] （２）上述した各実施例において、蛍光検出器は、光電子増倍管で構成されていたが、本発明はこれに限らない。光電子増倍管に代わって、フォトダイオードやアバランシェフォトダイオードや半導体検出器などを用いていもよい。

[0070] （３）上述した各実施例において、天板が移動自在となっていたが、本発明はこれに限らず、たとえば、天板は固定であり、ガントリ１１が移動する構成としてもよい。

[0071] （４）上述した各実施例において、検出器リング１２は、第１検出器リング１２ａと第２検出器リング１２ｂとを有していたが、本発明はこれに限らない。内径の異なる検出器リングを３個以上設ける構成としてもよい。

[0072] （５）上述した各実施例において、図８に示すように、被検体Ｍを頭部か

ら挿入する構成としてもよい。この場合の第２検出器リング１２ｂは、被検体Ｍの頭部を覆う程度に十分の内径と、ｚ方向の長さを有したものとなっている。この様な構成とすることで、頭部における空間分解能は、確実に向上する。天板１０も検出器リング１２の内部空間に倣った形状となっている。

産業上の利用可能性

[0073] 以上のように、本発明は、医用の放射線断層撮影装置に適している。

請求の範囲

[1] 被検体から放射させる放射線を検出する放射線検出器が環状に配列されて構成される第１検出器リング、および第２検出器リングと、

前記第１検出器リング、前記第２検出器リングの内側に設けられた天板とを備え、

両検出器リングは、互いの中心軸を共有して前記中心軸方向に配列されているとともに、第１検出器リングの内径は、第２検出器リングの内径よりも大きくなっていることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[2] 請求項１に記載の放射線断層撮影装置において、

前記第１検出器リング、前記第２検出器リングのそれぞれに属する２つの放射線検出器が同時に放射線を検出した回数である同時イベント数を計数する検出器リング間同時計数手段とを備えることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[3] 請求項１または請求項２に記載の放射線断層撮影装置において、

前記天板を移動させる天板移動手段と、これを制御する天板移動制御手段とを備え、

前記天板は、前記天板移動手段に移動されることにより前記第１検出器リング、および前記第２検出器リングが連接する方向である連接方向に沿って移動可能であり、

前記天板を両検出器リングの内側に挿入させる場合、前記天板は、前記第１検出器リングから前記第２検出器リングに向かう方向に移動され、

前記天板を両検出器リングの内側から退避させる場合、前記天板は、前記第２検出器リングから前記第１検出器リングに向かう方向に移動されることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[4] 請求項３に記載の放射線断層撮影装置において、

前記天板は、前記連接方向に連接された第１部分と、前記第１部分よりも前記第１検出器リングの径方向に幅狭の第２部分とを備え、

前記天板が両検出器リングの内側に挿入されたとき、前記第１部分は、前

記第１検出器リングの内側に位置し、前記第２部分は、前記第２検出器リングの内側に位置することを特徴とする放射線断層撮影装置。

[5] 請求項４に記載の放射線断層撮影装置において、

前記第１部分の前記第２検出器リング側の側端には、前記第２部分が結合していない露出部分が設けられており、

前記露出部分の前記第２検出器リングに対する接近を感知する感知手段を備え、

前記天板制御手段は、前記感知手段の感知に基づいて、前記天板の前記第１検出器リングから前記第２検出器リングに向かう方向の移動を中止することを特徴とする放射線断層撮影装置。

[6] 請求項１ないし請求項５のいずれかに記載の放射線断層撮影装置において、

前記天板には、被検体の前記天板に対する移動を禁止する移動禁止手段が設けられていることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[7] 請求項１ないし請求項６のいずれかに記載の放射線断層撮影装置において、

（Ａ）前記天板に対し前記中心軸周りに回転可能な放射線源と、

（Ｂ）前記天板に対し前記中心軸周りに回転可能な放射線検出手段と、

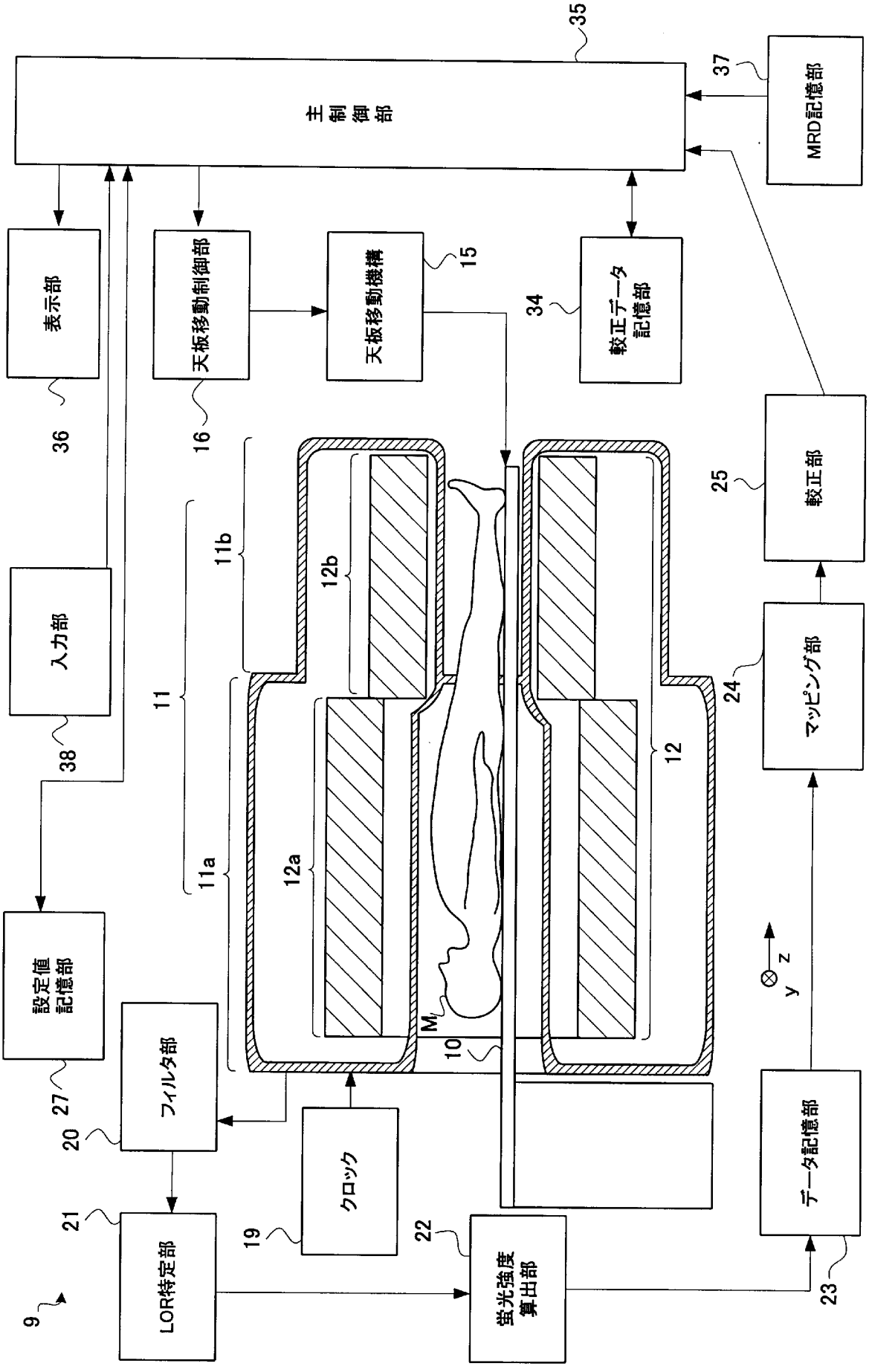
（Ｃ）前記放射線源と前記放射線検出手段とを支持する支持手段と、

（Ｄ）前記支持手段を回転させる回転手段と、

（Ｅ）前記回転手段を制御する回転制御手段を備えた画像生成装置が

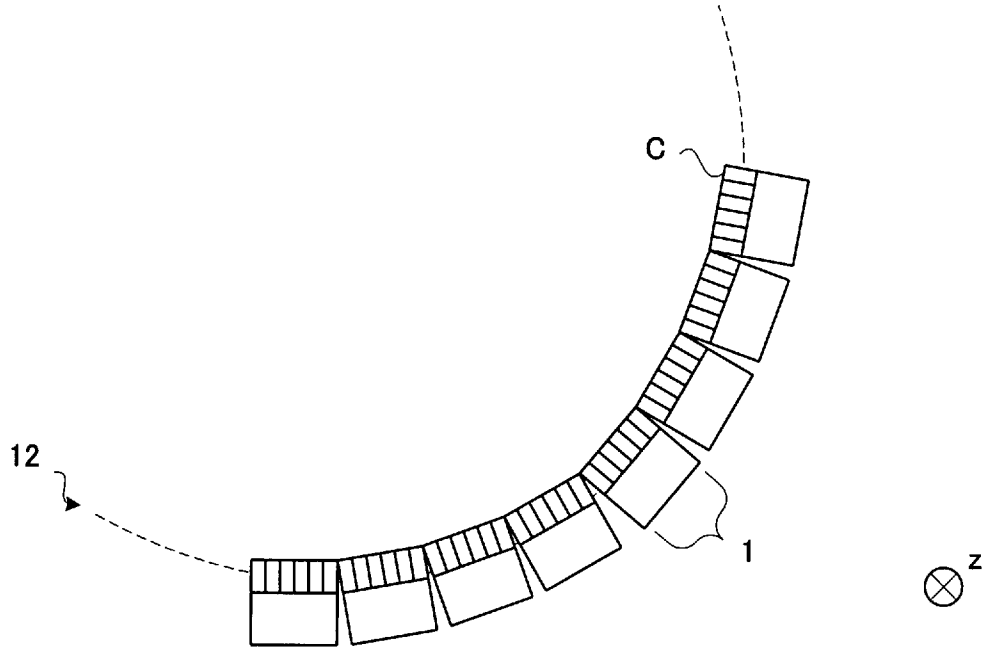
前記第１検出器リングに隣接して設けられることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[図1]

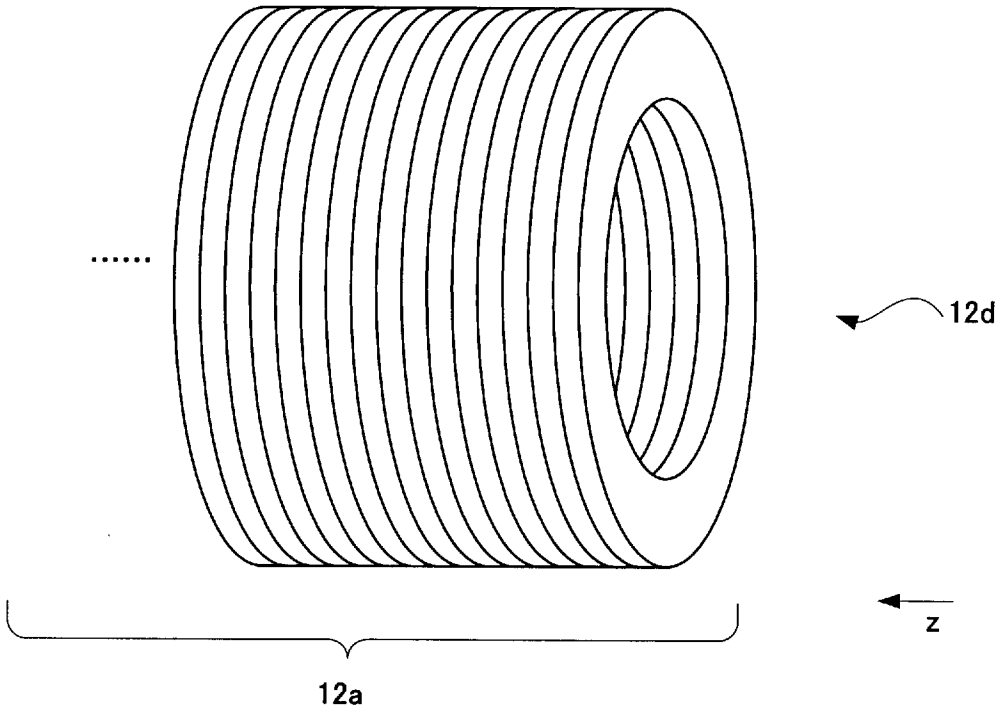

主制御部
35
MRD記憶部
37
表示部
36
天板移動制御部
16
天板移動機構
15
較正データ記憶部
34
較正部
25
入力部
38
マッピング部
24
11
11b
12b
12a
11a
12
設定値記憶部
27
フィルタ部
20
クロック
19
LOR特定部
21
蛍光強度算出部
22
データ記憶部
23
9
10
M
z
y

[図2]

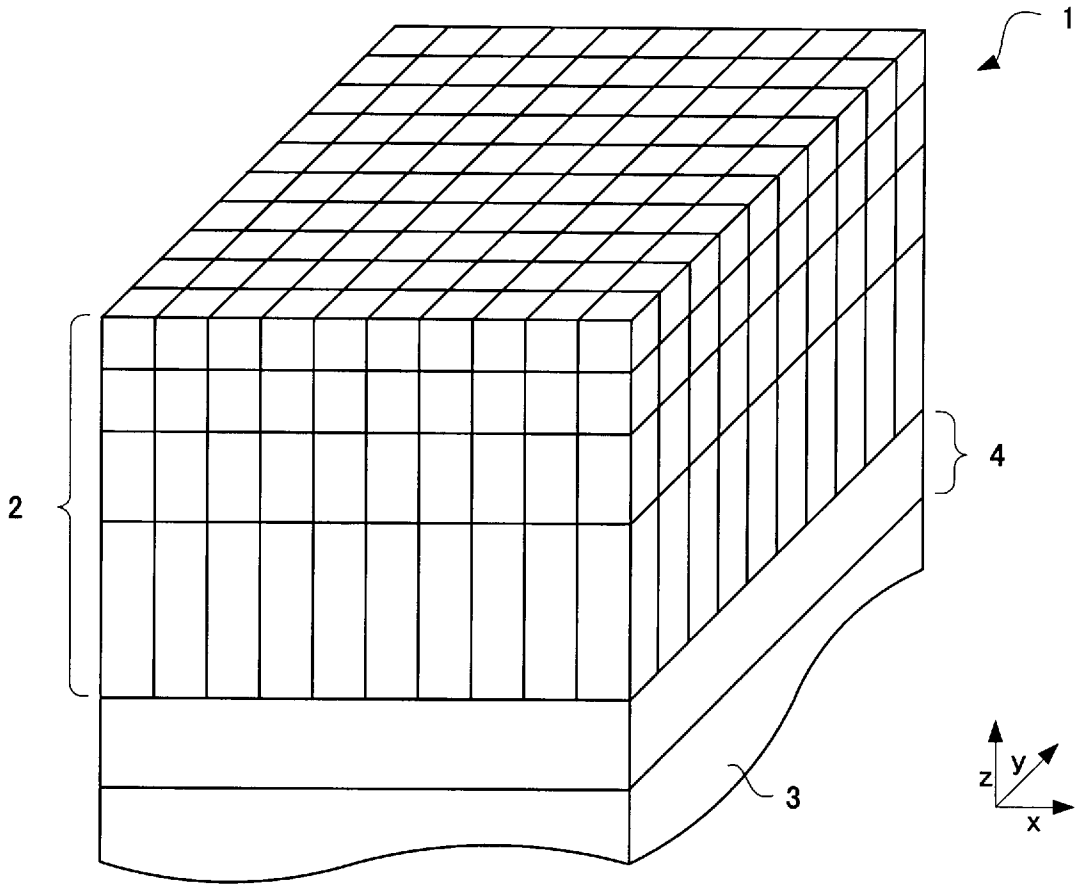
(a)



(b)

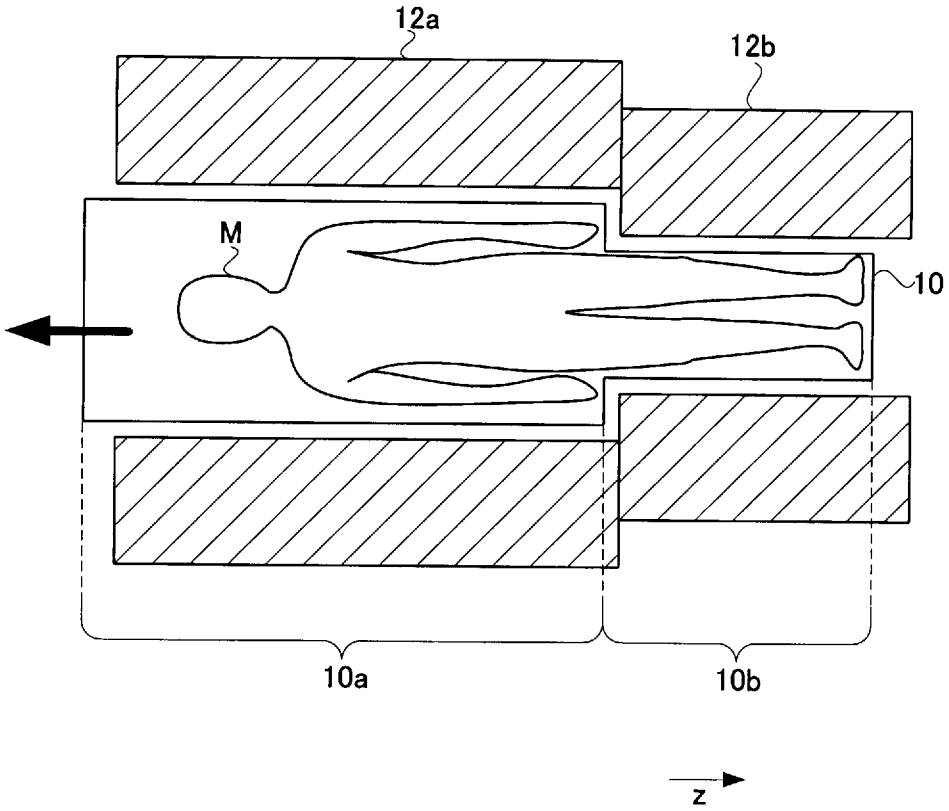


[図3]

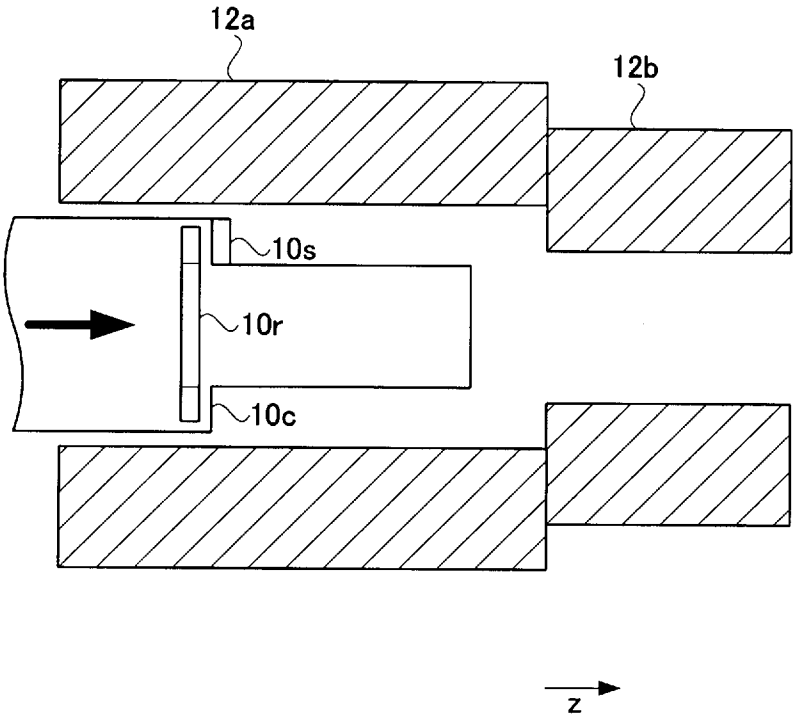


[図4]

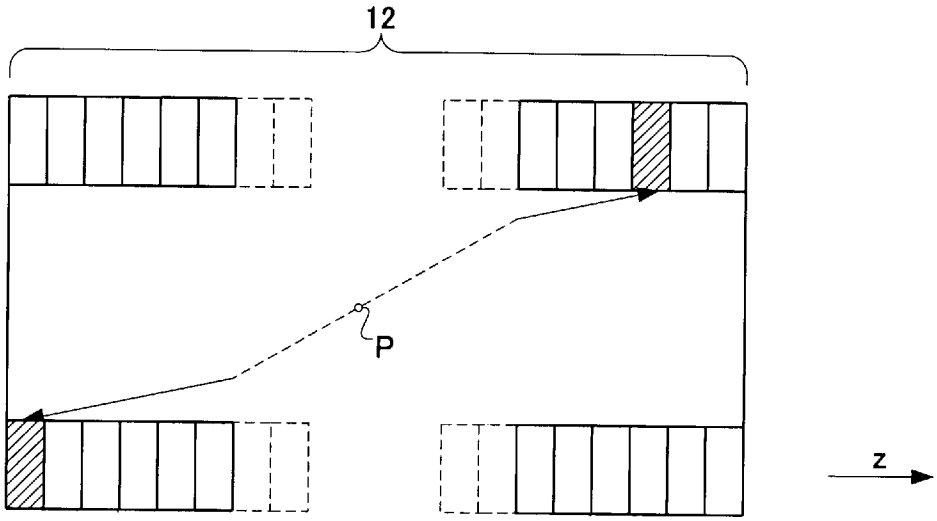
(a)



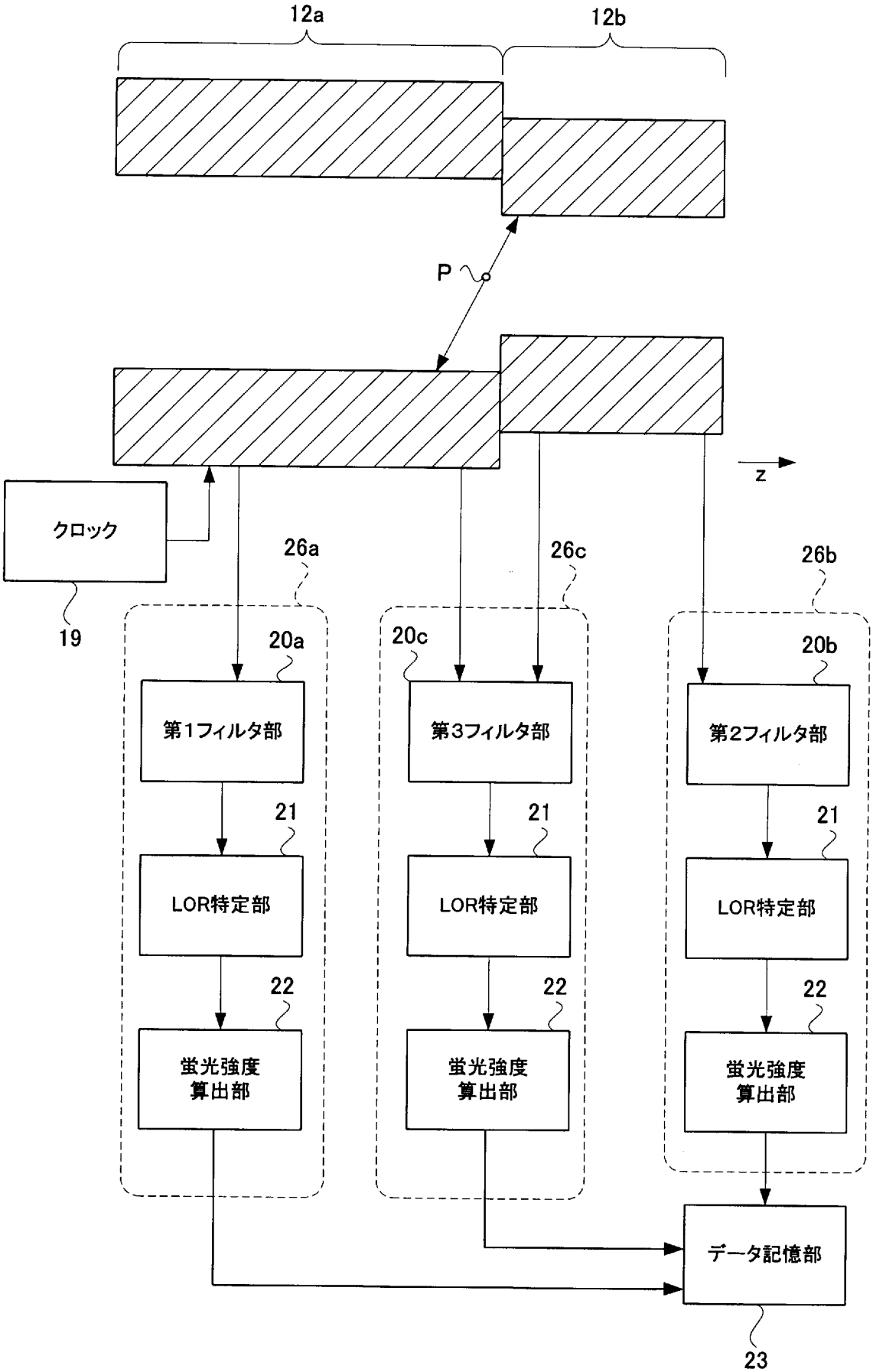
(b)



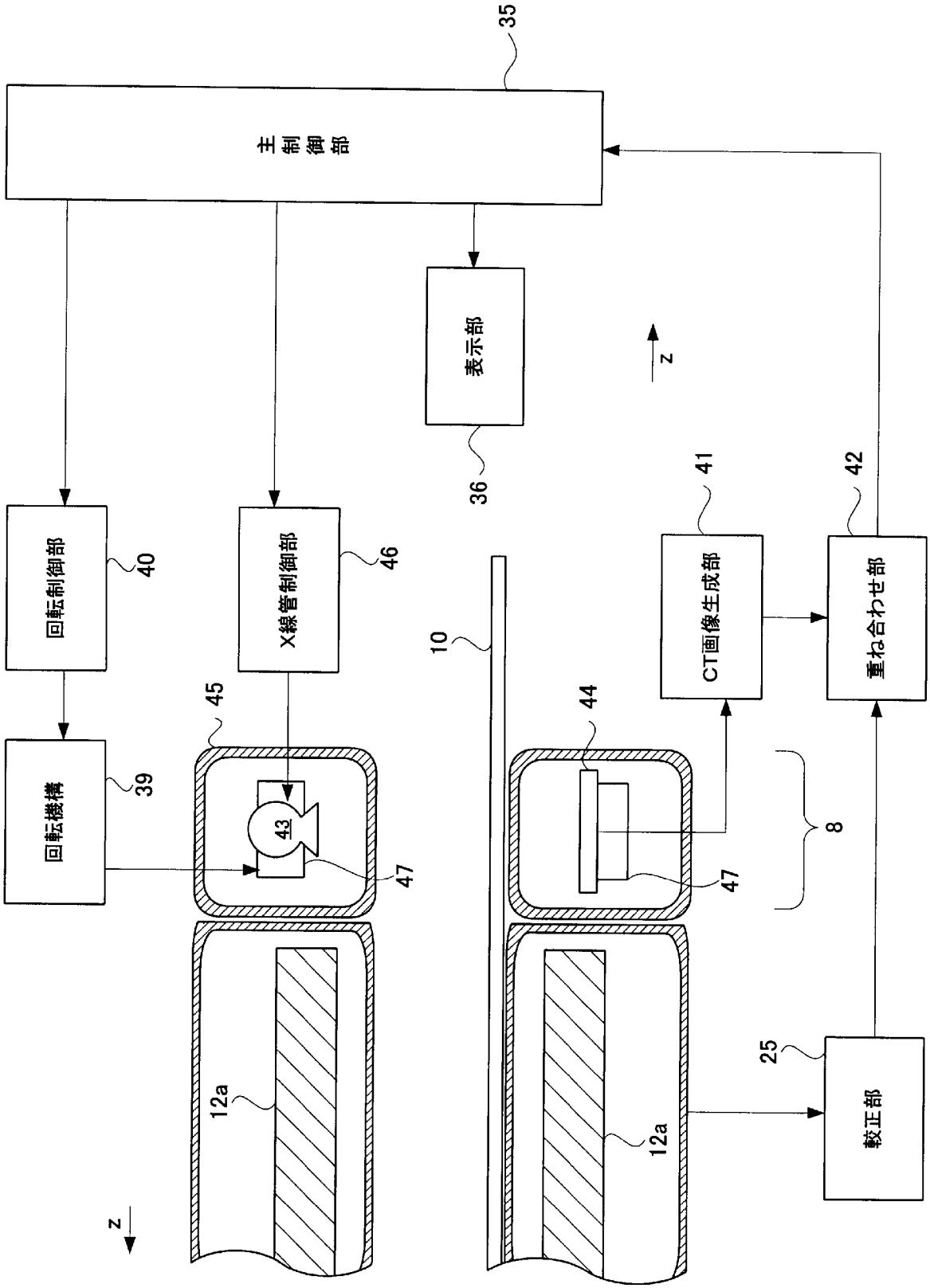
[図5]



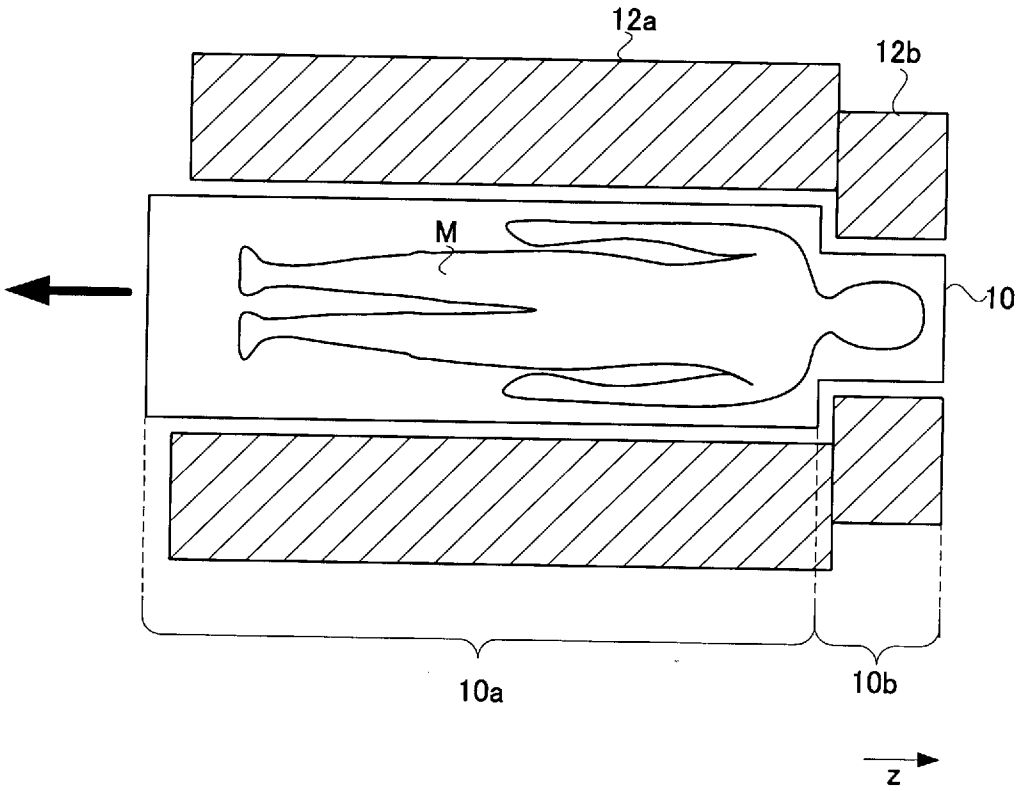
[図6]


12a
12b
P
z
クロック
19
26a
26c
26b
20a
20c
20b
第1フィルタ部
第3フィルタ部
第2フィルタ部
21
LOR特定部
22
蛍光強度
算出部
データ記憶部
23

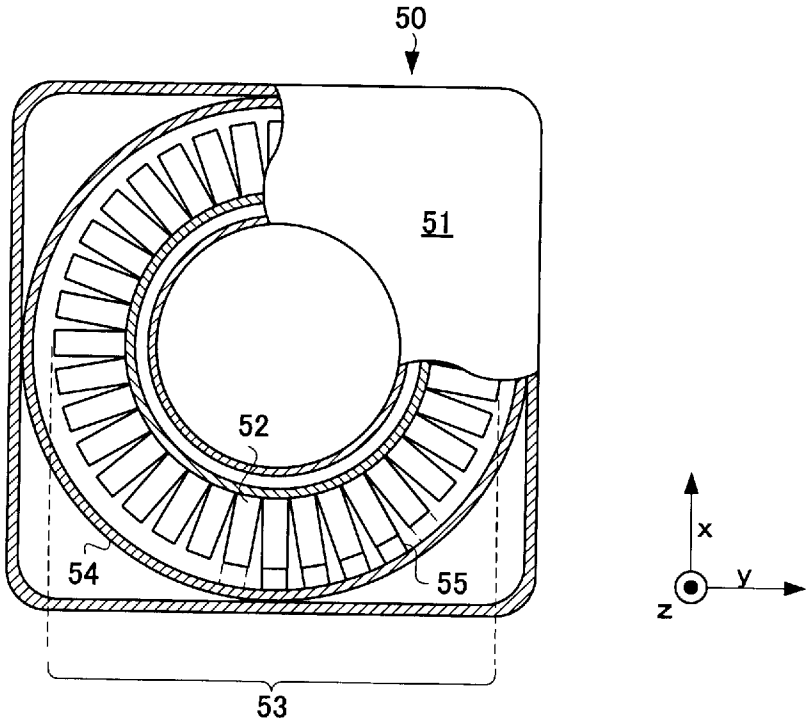
[図7]


35
主制御部
表示部
36
回転制御部
40
X線管制御部
46
回転機構
39
45
43
47
12a
z
10
41
CT画像生成部
42
重ね合わせ部
44
47
8
25
較正部
12a
z

[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/001332

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
G01T1/161(2006.01)i, *A61B6/03*(2006.01)i, *A61B6/04*(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)
G01T1/00-1/40, A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JSTPlus(JDreamII), JMEDPlus(JDreamII), JST7580(JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2008/129666 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 30 October, 2008 (30.10.08), Full text; all drawings (Family: none)	1-3,7 4-6
Y	JP 6-17094 Y2 (Shimadzu Corp.), 02 May, 1994 (02.05.94), Full text; all drawings & JP 2-48888 U	4,5
Y	JP 2005-348841 A (Toshiba Corp.), 22 December, 2005 (22.12.05), Full text; all drawings (Family: none)	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	Date of mailing of the international search report
22 June, 2009 (22.06.09)	30 June, 2009 (30.06.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/001332

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 4013559 B2 (Shimadzu Corp.), 28 November, 2007 (28.11.07), Full text; all drawings & JP 2003-210457 A	6
A	JP 2004-533607 A (Board of Regents, the University of Texas System), 04 November, 2004 (04.11.04), Full text; all drawings & US 6744053 B2 & EP 1352264 A & WO 2002/079802 A2 & CA 2434479 A	1-7
A	JP 2006-513410 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 20 April, 2006 (20.04.06), Full text; all drawings & US 2006/0124855 A1 & EP 1583984 A & WO 2004/061477 A1	1-7
A	JP 3038951 B2 (Shimadzu Corp.), 08 May, 2000 (08.05.00), Full text; all drawings & JP 4-268484 A	1-7
A	WO 2007/105536 A1 (Shimadzu Corp.), 20 September, 2007 (20.09.07), Full text; all drawings & US 2009/0012718 A1 & EP 1995607 A1 & KR 10-2008-0100246 A & CN 101401009 A	1-7

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００９／００１３３２

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　G01T1/161(2006.01)i, A61B6/03 (2006.01)i, A61B6/04 (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（ＩＰＣ））

Int.Cl.　G01T1/00-1/40, A61B6/00-6/14

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	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２００９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００９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(JDreamII), JMEDPlus(JDreamII), JST7580(JDreamII)

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 Y	WO 2008/129666 A1 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2008.10.30, 全文, 全図 （ファミリーなし）	１－３，７ ４－６
Y	JP 6-17094 Y2 (株式会社島津製作所) 1994.05.02, 全文, 全図 & JP 2-48888 U	４，５
Y	JP 2005-348841 A (株式会社東芝) 2005.12.22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	５
Y	JP 4013559 B2 (株式会社島津製作所) 2007.11.28, 全文, 全図 & JP 2003-210457 A	６

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー

「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献

「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
２２．０６．２００９	３０．０６．２００９

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　２９０９
遠藤　孝徳
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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
A	JP 2004-533607 A （ボード・オブ・リージェンツ，ザ・ユニヴァーシティ・オヴ・テキサス・システム） 2004.11.04，全文，全図 & US 6744053 B2 & EP 1352264 A & WO 2002/079802 A2 & CA 2434479 A	１－７
A	JP 2006-513410 A （コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ）2006.04.20， 全文，全図 & US 2006/0124855 A1 & EP 1583984 A & WO 2004/061477 A1	１－７
A	JP 3038951 B2（株式会社島津製作所）2000.05.08，全文，全図 & JP 4-268484 A	１－７
A	WO 2007/105536 A1（株式会社島津製作所）2007.09.20，全文，全図 & US 2009/0012718 A1 & EP 1995607 A1 & KR 10-2008-0100246 A & CN 101401009 A	１－７