

(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 4 月 29 日(29.04.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/046983 A1

- (51) 国際特許分類:
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/069227
- (22) 国際出願日: 2008 年 10 月 23 日(23.10.2008)
- (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: 杉谷 勉(SUGITANI, Tsutomu); 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満 1 丁目 1 0 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, 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, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

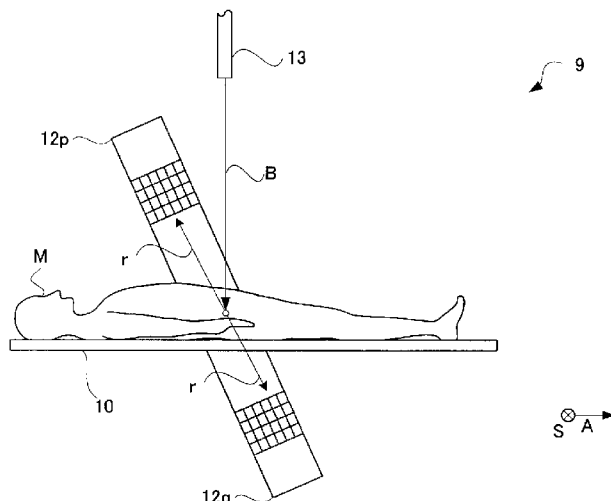
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: PARTICLE BEAM TREATMENT APPARATUS

(54) 発明の名称: 粒子線治療装置

[図6]



(57) Abstract: In a particle beam treatment apparatus having a passage for passing a particle beam therethrough, the detection sensitivity to an annihilation radiation pair is high even if a point where the particle beam loses energy and the position of a detector ring differ from each other in the body axis direction (A) of a subject (M). A particle treatment apparatus (9) comprises an elliptical detector ring (12) which can be reversibly inclined and vertically long. Consequently, an annihilation gamma-ray pair is detected by the single elliptical detector ring (12). The annihilation gamma-ray pair generated in the elliptic detector ring (12) is thus detected. In other words, either of the annihilation gamma-ray pair enters the single elliptical detector ring (12) at a substantially right angle. The detection sensitivity is prevented from lowering.

(57) 要約: 本発明は、粒子線ビームを通過させる通路を有する粒子線治療装置において、粒子線ビームがエネルギーを失う地点と、検

出器リングの位置とが被検体Mの体軸方向Aにおいて互いに異なっていたとしても、消滅放射線対の検出感度が高い粒子線治療装置を提供することにある。この様な課題を解決する目的で、本発明に係る粒子線治療装置9は、反転自在に傾斜が可能であるとともに、鉛直方向に縦長の楕円検出器リング12を有している。これにより、消滅γ線対は、単一の楕円検出器リング12で検出される。すると、楕円検出器リング12の内部で生じた消滅γ線対を検出することになる。いいかえれば、消滅γ線対のいずれも略直角な角度で単一の楕円検出器リング12に入射することになる。したがって、検出感度の低下が抑制される。

WO 2010/046983 A1

明 細 書

粒子線治療装置

技術分野

[0001] この発明は、粒子線ビームを被検体に照射することで治療を行う粒子線治療装置に関し、特に治療中において、粒子線ビームの照射領域をモニタリングすることができる粒子線治療装置に関する。

背景技術

[0002] ガン治療などでは、被検体の病変部に放射線を照射することがある。このような放射線治療において、粒子線ビームを使用した粒子線治療装置が開発されてきている（例えば、非特許文献1参照）。

[0003] このような粒子線治療装置について説明する。従来の粒子線治療装置51は、図15に示すように、被検体Mを載置させる天板52と、粒子線ビームを照射する粒子線源53と、被検体Mの体内から発する消滅 γ 線対を検出する第1検出器リング54、および第2検出器リング55とを有している。粒子線源53は、両検出器リング54、55の挟まれる位置に配置している。そして、粒子線源53は、被検体Mの体軸を中心に被検体Mの周りを一周できるようになっている。すなわち、両検出器リング54、55の間に設けられた間隙は、粒子線ビームの通路となっている。

[0004] 両検出器リング54、55の構成について説明する。第1検出器リング54は、ブロック状の放射線検出器61がリング状に配列されて構成される。この放射線検出器61は、図16に示すように、放射線を蛍光に変換するシンチレータ62と、蛍光を検出する光電子増倍管（以下、光検出器と呼ぶ）63を備えている。シンチレータ62は、直方体状のシンチレータ結晶Cが3次元的に配列されたものであり、光検出器63は、蛍光がいずれのシンチレータ結晶Cから発したものであるのか特定できるようになっている。すなわち、放射線検出器61は、放射線がシンチレータ62のどこに入射したのか特定できるようになっている。なお、シンチレータ62の有する面のうち、光検出器63から最も離れた面を便宜上、入射面62aと呼ぶこととする。

[0005] 次に、従来の粒子線治療装置51の断面図を示す。図17に示すように、従来の粒

子線治療装置51における両検出器リング54, 55は、放射線検出器61を単純に配列した構成となっている。すなわち、シンチレータ62が両検出器リング54, 55の内側を向く構成となっている。具体的には、シンチレータ62は、被検体Mの体軸方向Aにおける同一位置を向くような構成となっている。

[0006] 粒子線治療装置51を用いて放射線治療を行うときは、天板52に載置された被検体Mに対して粒子線源53から粒子線ビームが照射される。粒子線源53は、粒子線ビームを照射しながら被検体Mの体軸周りを一周し、照射角度を変更しながら粒子線ビームを被検体Mに対して照射し続ける。粒子線は、被検体Mの体内でエネルギーを失う。その際に、粒子線がエネルギーを失った地点に位置する原子核は、 β^+ 崩壊を起こす核種に変換される。この原子核は、 β^+ 崩壊を起こし、陽電子を放出する。生じた陽電子は、その近傍に存在する電子に当たり、消滅する。そのときに、互いに180° 反対方向に進む一対の消滅 γ 線対が生じる。この消滅 γ 線対は、被検体Mを貫通して両検出器リング54, 55にて検出される。従来の粒子線治療装置51は、この消滅 γ 線対が生じた場所を特定することで、粒子線ビームがエネルギーを失った地点を推測する。粒子線ビームがエネルギーを失った地点では、その付近の細胞は破壊されていることになる。こうして、粒子線ビームが正確に被検体Mの病変部を狙っているかがわかる。消滅 γ 線対は、粒子線ビームに由来する放射線の一例である。

[0007] 消滅 γ 線対が生じた場所を特定するという目的を達成するには、消滅 γ 線対の両方を検出しなければならない。消滅 γ 線対が検出された2つの地点を結んだ線(ライン・オブ・レスポンス:以下、適宜、LORと呼ぶ)を求めることで消滅 γ 線対の発生地点を特定するからである。

非特許文献1:「アイ・トリプルイー・ニュークリア・サイエンス・シンポジウム・コンフェレンス・レコード」(Nuclear Science Symposium Conference Record)(米国)、2007年11月、第5号、p3688-3690

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、従来の構成によれば、以下のような問題点がある。

すなわち、従来の構成によれば、粒子線源53を通過させる通路を設ける必要があるので、消滅 γ 線対の検出感度が十分でないという問題点がある。すなわち、被検体Mの病変部の体軸方向Aにおける位置と、粒子線源53とは常に同一位置としなければならないという制約があるために、消滅 γ 線対の検出感度が犠牲となる。具体的には、検出器リングが有する消滅 γ 線対の検出感度は、消滅 γ 線対が検出器リングに入射した方向に強く依存する。

- [0009] 仮に、被検体Mの体軸方向Aについて第1検出器リング54と消滅 γ 線対が生じた消滅点との位置が同一であれば、消滅 γ 線対は、体軸方向Aについて略直角の角度で第1検出器リング54に進入する。すると、図18(a)に示すように、消滅 γ 線対の対をなす γ 線の内的一方は、シンチレータ62の入射面62aから入射し、光検出器63に向かう。すると、 γ 線が光検出器63に向かうまでに肉厚のシンチレータ62を通過するので、 γ 線は、確実に蛍光に変換され、 γ 線の検出感度は、高いものとなる。
- [0010] 一方、粒子線治療装置51が有する両検出器リング54, 55は、粒子線源53の通過する通路を避けて設けられている。被検体Mの病変部の体軸方向Aにおける位置と、粒子線源53とは、粒子線源53の回転に係らず常に同一位置としなければならないので、被検体Mの体軸方向Aにおける粒子線ビームがエネルギーを失う地点と、両検出器リング54, 55の位置とは互いに異なっている。つまり、消滅 γ 線対は、体軸方向Aについて斜め方向から第1検出器リング54に進入する。すると、図18(b)に示すように、 γ 線は、シンチレータ62の入射面62aから光検出器63に向かうとは限らず、シンチレータ62の側面に向かうものが現れる。すると、消滅 γ 線対を構成する γ 線の中には、シンチレータ62の中央部を迂回してシンチレータ62の側面から出射するものが現れる。この様な γ 線は、蛍光に変換されることがないので、結局、放射線検出器61で検出されることはない。
- [0011] つまり、消滅 γ 線対が体軸方向Aについて斜め方向から第1検出器リング54に進入すると、シンチレータ62が有する体軸方向Aの側端部においては、 γ 線の進路上のシンチレータ62の厚みが不足する。シンチレータ62の入射面62aから入射した γ 線は、シンチレータ62の中央部を迂回し、直ちにシンチレータ62の側面に向かうからである。

- [0012] 粒子線治療装置51における被検体Mから放出される γ 線は、消滅 γ 線対を放出させるような放射性薬剤を被検体Mに投与して、その分布をイメージングするPET(Positron Emission Tomography)装置と比べると、ごく僅かで、その線量は、例えば、PET装置の1/1000~1/100程度である。
- [0013] つまり、粒子線治療装置51において消滅 γ 線対の検出感度を向上させることは、被検体の病変部において消滅 γ 線対が生じていることを正確に確認することにつながり、有効な治療を行うことのできる粒子線治療装置51を開発する上で、重大な課題となる。
- [0014] また、従来の構成によれば、2つの検出器リング54, 55が備えられた構成となっている。検出器リングを2つ有することに起因して、粒子線治療装置51の製造コストは、増大することになる。かといって、検出器リングを単一なものとする、消滅 γ 線対の両方の γ 線を検出することができなくなる。
- [0015] つまり、粒子線治療装置51においては、図19に示すように、被検体Mの体軸方向Aにおける位置Gを保った状態で進行する消滅 γ 線を測定することができれば、検出器リングは単一でよい。ところが、粒子線治療装置51においては、粒子線の通路を設ける必要があるので、位置Gに放射線検出器を配置することができない。つまり、位置Gを保った状態で進行する消滅 γ 線を検出することができない。これに代わって、進行方向が上記位置Gに沿わない消滅 γ 線対を検出することになる。図19に示すように、このような消滅 γ 線対の γ 線の一方は、被検体Mの体軸方向Aにおける前方に向かって進行し、 γ 線の他方は、被検体Mの体軸方向Aにおける後方に向かって進行する。この様な消滅 γ 線対を単一の検出器リングで検出することは不可能である。検出器リングに備えられた放射線検出器の位置は、被検体Mの体軸方向Aについては、同一の位置となっているからである。結局、従来の構成によれば、検出器リングを単一なものとすることができない。
- [0016] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、粒子線ビームを通過させる通路を有する粒子線治療装置において、粒子線ビームがエネルギーを失う地点と、検出器リングの位置とが被検体Mの体軸方向Aにおいて互いに異なっていたとしても、消滅放射線対の検出感度が高い粒子線治療装置を提供すること

にある。

課題を解決するための手段

[0017] 本発明は、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、本発明に係る粒子線治療装置は、放射線を蛍光に変換するとともに放射線を入射させる入射面を有するシンチレータと、蛍光を授受するライトガイドと、蛍光を検出する光検出器とが同一方向に積層されて放射線検出器が構成され、それらが環状に配列されて構成される検出器環を有し、これに加えて、検出器環の有する開口に挿入された細長状の天板と、粒子線ビームを照射する粒子線照射手段とを備えた粒子線治療装置において、検出器環を天板に対して反転自在に傾斜させる検出器環傾斜手段を更に備え、検出器環傾斜手段により、検出器環の上端は、天板の延伸方向の一方向に向けて傾斜されるとともに、検出器環の下端は、天板の延伸方向の一方向と逆の方向に向けて傾斜されることを特徴とするものである。

[0018] [作用・効果]本発明の構成によれば、検出器環を反転自在に傾斜させる検出器環傾斜手段を備えている。これにより、検出器環は、天板に対して傾斜される。より具体的には、検出器環の上端は、天板の延伸方向の一方向に向けて傾斜される。また、検出器環の下端は、天板の延伸方向の一方向と逆の方向に向けて傾斜される。粒子線源は、粒子線ビームを天板に向けて照射する。したがって、検出器環は、この粒子線ビームの進行を邪魔する位置に設けることができない。本発明の構成によれば、検出器環を天板に対して傾斜させることができる。このことは、検出器環と粒子線ビームとの位置関係が変更可能であることも意味する。したがって本発明によれば、検出器環を傾斜させることで、検出器環を粒子線ビームから退避させることができるので、粒子線ビームを照射しながら消滅放射線を検出できる粒子線治療装置が提供できるのである。

[0019] しかも、消滅放射線対は、単一の検出器環で検出される。すると、検出器環は、その内部で生じた消滅放射線対を検出することになる。いいかえれば、消滅放射線対のいずれも略直角な角度で検出器環に入射することになる。したがって、図18で説明した検出感度の低下が抑制される。

[0020] また、本発明によれば、検出器環の上端と下端は、互いに逆方向となるように傾斜

される。これにより、検出器環の傾斜に係らず、所定の領域(被検体の病変部領域)を常に検出器環の開口の内部に位置させることができる。粒子線治療装置は、検出器環の開口の内部について消滅放射線対の発生分布のマップを生成することができる。検出器環の傾斜に係らず被検体の病変部領域を検出器環の開口の内部に位置させるということは、粒子線を照射している間にも被検体の病変部領域における消滅放射線対の発生分布を取得することができる。つまり、本発明よれば、従来のように検出器環を2つ設ける必要がなく、単一の検出器環を設けるだけで十分に消滅放射線対を検出することができる。粒子線治療装置の製造コストは、検出器環に搭載される放射線検出器の個数に強く依存することからすれば、製造コストが従来と比較して大幅に削減された粒子線治療装置が提供できる。

[0021] また、上述の検出器環は、楕円形状をしており、検出器環が所定の傾斜角度まで傾斜された際、検出器環の有する放射線検出器は、伸びる方向が天板と一致した仮想的な円筒に沿っていれば、より望ましい。

[0022] さらに言えば、検出器環は、鉛直方向に縦長となっていれば、より望ましい。

[0023] [作用・効果]上記構成によれば、検出器環は、鉛直方向に縦長の楕円形状をしている。しかも、所定の傾斜角度において、検出器環の有する放射線検出器は、特徴的な配列を有している。すなわち、放射線検出器は、仮想的な円筒に沿っている。これは、伸びる方向が天板と一致した円筒であり、この円筒を斜めに切断したときの形状が、検出器環の楕円形状と一致している。そして、検出器環に備えられた放射線検出器の配列も、この仮想的な円筒に沿っている。検出器環を傾斜させるにしたがって、検出器環の上部と下部は天板に接近する。しかし、上記構成によれば、検出器環は、鉛直方向に縦長となっているので、検出器環が被検体に確実に干渉することはない。

[0024] また、上述の検出器環傾斜手段は、楕円形状となっている検出器環の短軸を中心軸として検出器環を傾斜させ、検出器環の傾斜に係らず、検出器環の短軸の位置は、一定となっていればより望ましい。

[0025] [作用・効果]上記構成によれば、被検体の病変部と検出器環の短軸とを一致させておくだけで確実に被検体の病変部をイメージングすることができる粒子線治療装置

が提供できる。すなわち、上記構成によれば、検出器環の傾斜に係らず、検出器環の短軸の位置は、一定となっているので、検出器環の短軸は、傾斜に係らず常に検出器環の開口の内部に位置していることになる。したがって、上記構成によれば、より簡単、かつ確実に被検体の病変部をイメージングできる粒子線治療装置が提供できる。

[0026] また、上述の検出器環は、検出器環傾斜手段によって傾斜移動されながら粒子線ビームに由来する放射線を検出する構成とすることもできる。

[0027] また、上述の検出器環は、検出器環傾斜手段によって傾斜された後、その傾斜角度が保持された状態で粒子線ビームに由来する放射線を検出する構成とすることもできる。

[0028] [作用・効果] 上記構成によれば、消滅放射線の検出感度が高い粒子線治療装置が提供できる。被検体の体内において、粒子線がエネルギーを失った地点では、様々な核種が生成されることが予想される。それらが崩壊して放出する放射線のエネルギーと特性は様々である。中には、消滅 γ 線対でない、単一光子の放出も起こりえる。このような単一光子が検出器環で検出される可能性がある。これは、消滅 γ 線対を用いて粒子線の作用位置をイメージングしようとするときのノイズの原因となる。しかしながら、上記構成によれば、検出器環の傾斜が方向も含めて好適なものとしてすることができる。具体的には、検出器環の傾斜を決定する目的で、検出器環を傾斜移動させながら粒子線を照射する構成としてもよいし、好適な検出器環の傾斜が定まっている場合は、傾斜角度が保持された状態で粒子線ビームを照射する構成としてもよい。

発明の効果

[0029] 本発明の構成によれば、検出器環を反転自在に傾斜させる検出器環傾斜手段を備えている。これにより、検出器環は、天板に対して傾斜される。粒子線源は、粒子線ビームを天板に向けて照射する。本発明の構成によれば検出器環を天板に対して傾斜させることができる。したがって本発明によれば、検出器環を傾斜させることで、検出器環を粒子線ビームから退避させることができるので、粒子線ビームを照射しながら消滅放射線を検出できる粒子線治療装置が提供できる。

[0030] また、検出器環の開口の内部について消滅放射線対の発生分布のマップを生成

することができる。検出器環を傾斜させることにより、粒子線ビームを照射するときでも、被検体の病変部を検出器環の開口の内側に位置させることができる。本発明によれば、従来のように検出器環を2つ設ける必要がなく、単一の検出器環を設けるだけで十分に消滅放射線対を検出することができる。

図面の簡単な説明

- [0031] [図1]実施例1に係る放射線検出器の斜視図である。
- [図2]実施例1に係る粒子線治療装置の構成を説明する機能ブロック図である。
- [図3]実施例1に係る楕円検出器リングの構成を説明する平面図である。
- [図4]実施例1に係る楕円検出器リングの構成を説明する断面図である。
- [図5]実施例1の構成に係る粒子線治療装置の構成を説明する断面図である。
- [図6]実施例1の構成に係る粒子線治療装置の構成を説明する断面図である。
- [図7]実施例1の構成に係る粒子線治療装置の構成を説明する断面図である。
- [図8]実施例1に係る粒子線源の旋回について説明する断面図である。
- [図9]実施例1に係るガントリの構成について説明する斜視図である。
- [図10]実施例1に係る楕円検出器リングについて説明する斜視図である。
- [図11]実施例1に係る楕円検出器リングについて説明する斜視図である。
- [図12]実施例1に係る粒子線治療装置の動作を説明するフローチャートである。
- [図13]本発明の1変形例に係るガントリの構成について説明する斜視図である。
- [図14]本発明の1変形例に係る天板の構成について説明する斜視図である。
- [図15]従来構成の粒子線治療装置の構成について説明する斜視図である。
- [図16]従来構成の粒子線治療装置の構成について説明する斜視図である。
- [図17]従来構成の粒子線治療装置の構成について説明する断面図である。
- [図18]従来構成の粒子線治療装置の構成について説明する断面図である。
- [図19]従来構成の粒子線治療装置の構成について説明する断面図である。

符号の説明

- [0032] 1 放射線検出器
- 2 シンチレータ
- 3 光検出器

- 4 ライトガイド
- 9 粒子線治療装置
- 10 天板
- 12 楕円検出器リング(検出器環)
- 13 粒子線源(粒子線照射手段)
- 15 傾斜制御部(検出器環傾斜手段)

発明を実施するための最良の形態

[0033] 以下、本発明に係る粒子線治療装置の最良の形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下の説明における γ 線は、本発明の放射線の一例である。

実施例 1

[0034] まず、実施例1に係る粒子線治療装置の説明に先立って、実施例1に係る放射線検出器1の構成について説明する。図1は、実施例1に係る放射線検出器の斜視図である。図1に示すように、実施例1に係る放射線検出器1は、シンチレータ結晶層2D、シンチレータ結晶層2C、シンチレータ結晶層2B、およびシンチレータ結晶層2Aの順にシンチレータ結晶層の各々がz方向に積層されて形成されたシンチレータ2と、シンチレータ2の下面に設けられ、シンチレータ2から発する蛍光を検知する位置特定機能を備えた光電子増倍管(以下、光検出器とよぶ)3と、シンチレータ2と光検出器3との間に介在する位置には、蛍光を授受するライトガイド4とを備える。したがって、シンチレータ結晶層の各々は、光検出器3に向かう方向に積層されて構成されている。また、シンチレータ結晶層2Aは、シンチレータ2における放射線の入射面14となっている。言い換えれば、シンチレータ2の有する面のうち、光検出器3と対向する面が入射面となっている。なお、各々のシンチレータ結晶層2A、2B、2C、2Dは、光学的に結合され、各々の層間には、透過材tが設けられている。この透過材tの材料としては、シリコン樹脂からなる熱硬化性樹脂が使用できる。シンチレータ結晶層2Aは、放射性線源から放射される γ 線の受光部となっており、ブロック状のシンチレータ結晶がシンチレータ結晶a(1, 1)を基準としてx方向に32個、y方向に32個マトリクス状に二次元配置された構成となっている。すなわち、シンチレータ結晶a(1, 1)～シンチレータ結晶a(1, 32)がy方向に配列して、シンチレータ結晶アレイを形成し

、このシンチレータ結晶アレイがx方向に32本配列してシンチレータ結晶層2Aが形成される。なお、シンチレータ結晶層2B, 2C, および2Dについてもシンチレータ結晶がシンチレータ結晶b(1, 1)、c(1, 1)、およびd(1, 1)のそれぞれを基準としてx方向に32個、y方向に32個マトリックス状に二次元配置された構成となっている。なお、シンチレータ結晶層2A, 2B, 2C, 2Dの各々において、透過材tが互いに隣接するシンチレータ結晶の間にも設けられている。したがって、シンチレータ結晶の各々は、透過材tに取り囲まれていることになる。この透過材tの厚さは、 $25\mu\text{m}$ 程度である。なお、 γ 線は、本発明の放射線に相当する。

[0035] また、シンチレータ2に備えられたシンチレータ結晶層2A, 2B, 2C, 2Dには、x方向に伸びた第1反射板rと、y方向に伸びた第2反射板sとが設けられている。この両反射板r, sは、配列されたシンチレータ結晶の隙間に挿入されている。

[0036] シンチレータ2は、 γ 線の検出に適した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。すなわち、シンチレータ結晶は、Ceが拡散した $\text{Lu}_{2(1-X)}\text{Y}_{2X}\text{SiO}_5$ （以下、LYSOとよぶ）によって構成されている。シンチレータ結晶の各々は、シンチレータ結晶層に係らず、例えば、x方向の長さが1.45mm、y方向の幅が1.45mm、z方向の高さが4.5mmの直方体をしている。また、シンチレータ2が有する面のうち、ライトガイド4に接する4側面は、図示しない反射膜で被覆されている。また、光検出器3は、マルチアノードタイプであり、入射した蛍光のx、およびyについての位置を特定することができる。

[0037] ライトガイド4は、シンチレータ2で発した蛍光を光検出器3に導くために設けられている。したがって、ライトガイド4は、シンチレータ2と光検出器3とに光学的に結合されている。また、光検出器3のシンチレータ2に離反した底面には、複数の接続端子3pが設けられている。この接続端子3pは、後述のブリーダユニット16に接続される。

[0038] 次に、実施例1に係る粒子線治療装置9について説明する。図2は、実施例1に係る粒子線治療装置の構成を説明する機能ブロック図である。図2に示すように、実施例1に係る粒子線治療装置9は、被検体Mを載置する天板10と、ガントリ11と、ガントリ11の内部に設けられた楕円検出器リング12とを備えている。なお、楕円検出器リング12は、本発明の検出器環に相当する。

[0039] ガントリ11には、粒子線ビームの通路を確保する目的で、スリット11aが設けられている。このスリット11aの詳細については、後述のものとする。

[0040] また、粒子線治療装置9は、さらに被検体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、粒子線治療装置9は、楕円検出器リング12からの γ 線の検出位置、検出強度、検出時間を表す γ 線検出信号を受信し、消滅 γ 線対の同時計数を行う同時計数部24と、同時計数部24にて消滅 γ 線対であると判断された2つの γ 線検出データから後述のLORを特定するLOR特定部25と、LORに補正を施すLOR補正部26と、関心部位の放射線断層画像を形成する画像形成部27とを備えている。

[0041] そして、実施例1に係る粒子線治療装置9は、粒子線ビームを照射する粒子線源13を備える。粒子線源13が照射する粒子は、例えば陽子、炭素核であるが、これに限られるものではない。この粒子線源13は、粒子線源駆動機構31によって駆動され、被検体Mの体軸方向Aに沿った基軸Cを中心として旋回移動が可能となっている。この粒子線源駆動機構31は、粒子線源駆動制御部32によって制御される。また、粒子線源13の粒子の照射は、粒子線源照射制御部33によって制御される。そして、粒子線源13の粒子の照射の方向は、変更されながら、粒子線源13は、被検体Mの体軸周りに旋回移動される。具体的には、粒子線源13は、旋回移動に係らず基軸Cに向かう方向に粒子線ビームを照射する。つまり、粒子線源13は、旋回移動に係らず基軸Cに属する1点に向けて粒子線ビームを照射することになる。粒子線源13から照射された粒子線ビームは、上述のスリット11aを通過することにより、ガントリ11の内部に導入されるのである。

[0042] そして、実施例1に係る粒子線治療装置9は、楕円検出器リング12を傾斜させる傾斜機構14と、これを制御する傾斜制御部15とを備えている。なお、傾斜制御部は、本発明の検出器環傾斜手段に相当する。

[0043] そしてさらに、実施例1に係る粒子線治療装置9は、種々の制御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同時計数部24、LOR特定部25、LOR補正部26、画像形成部27、粒子線源駆動制御部32

，および粒子線源照射制御部33とを実現している。

[0044] 次に、実施例1に係る楕円検出器リング12の構成について説明する。楕円検出器リング12は、図3に示すように、楕円検出器リング12は、中心に楕円型の貫通孔が設けられた楕円型の楕円板12aを有している。放射線検出器1は、この楕円板12aに沿って環状に配列されて楕円検出器リング12を形成する。したがって、楕円検出器リング12は、中央に楕円型の開口12bを有している。そして、各放射線検出器1の有する入射面は、全て、楕円検出器リング12が有する開口12bに向くように配置されている。なお、楕円検出器リング12は、鉛直方向に縦長の楕円形状となっており、図中のPは、楕円形状となっている楕円検出器リング12の短軸を表している。

[0045] 図4は、実施例1に係る楕円検出器リング12の断面図である。この断面図は、楕円検出器リング12をその開口の伸びる方向に沿って切断したときの断面図となっている。図4に示すように、放射線検出器1には、それに電力を供給するブリーダユニット16が付属され、第1放射線検出器とブリーダユニット16とは、一体的にL型の保持具20により保持される。保持具20は、ブリーダユニット16を固定するための主板20aと、保持具20自体を楕円板12aに固定するための副板20bとを有している。ブリーダユニット16は、保持具20を介して楕円板12aに固定されるのである。

[0046] 次に、実施例1の構成に係る粒子線治療装置9における最も特徴的である、楕円検出器リング12の傾斜変更について説明する。楕円検出器リング12は、傾斜角度が変更できるようになっている。図5は、実施例1の構成に係る粒子線治療装置9を使用する前の初期状態を示している。このとき、楕円検出器リング12は、傾斜しておらず、楕円検出器リング12に備えられた放射線検出器1の被検体Mの体軸方向Aにおける位置は、全て同一となっている。傾斜していない状態の楕円検出器リング12の位置は、例えば、ちょうど、粒子線源13が照射する粒子線ビームBの進路と一致している。つまり、初期状態においては、粒子線源13から粒子線ビームBが照射されることはない。

[0047] この初期状態から、傾斜制御部15の制御にしたがって、楕円検出器リング12は、図6に示すように、楕円検出器リング12の上端12pが、被検体Mの体軸方向Aの前方に向けて傾斜される。そして、楕円検出器リング12の下端12qが、被検体Mの体

軸方向Aの後方に向けて傾斜される。なお、被検体Mの体軸方向Aは、実施例1に係る天板10の延伸方向と一致している。この状態となれば、粒子線源13と、楕円検出器リング12との位置関係が初期状態から変更され、楕円検出器リング12は、粒子線源13が照射する粒子線ビームBの進路上に存在しない。この様な状態であれば、粒子線源13から照射される粒子線ビームBは、楕円検出器リング12を迂回して被検体Mに到達する。なお、このときの楕円検出器リング12の上端12pが、被検体Mの体軸方向Aの前方に向けて傾斜されることになる。この方向の傾斜を便宜上、順方向の傾斜と呼ぶ。

[0048] 粒子線ビームは、被検体Mの体内で消滅 γ 線対rに変換される。この消滅 γ 線対を構成する γ 線のそれぞれの進行方向は、 180° 反対方向となっているので、例えば、 γ 線の一方が天板10の前方、かつ上側に進行し、 γ 線の他方が天板10の後方、かつ下側に進行する場合がある。この様に、実施例1の構成によれば、粒子線ビームに対して楕円検出器リング12が傾斜された状態となっているので、従来構成のように検出器リングを2つ用意しなくとも、消滅 γ 線対を検出できるようになっている。

[0049] しかも、図6と、従来構成の図17を比較すれば分かるように、実施例1の構成によれば、消滅 γ 線対rは、直角に近い角度で検出器リングに入射する。この様な構成となっているので、検出器リングに入射される消滅 γ 線対rは、確実に放射線検出器1の有するシンチレータ2の中央部を通過するので、従来構成よりも、実施例1の構成のほうが、 γ 線の検出感度は、高いものとなる。

[0050] また、楕円検出器リング12は、図7に示すように、傾斜制御部15の制御にしたがって、楕円検出器リング12の上端12pが、被検体Mの体軸方向Aの後方に向けて傾斜させることもできる。この場合、楕円検出器リング12の下端12qは、被検体Mの体軸方向Aの前方に向けて傾斜される。この様に、傾斜制御部15は、逆方向に向けての傾斜も可能となっている。

[0051] 被検体Mの体内において、粒子線がエネルギーを失った地点では、様々な核種が生成されることが予想される。それらが崩壊することにより放出される放射線のエネルギーと特性は様々である。中には、消滅 γ 線対でない、単一光子の放出も起こりえる。このような単一光子が楕円検出器リング12で検出される可能性がある。このような

単一光子は、消滅 γ 線対を用いて粒子線の作用位置をマッピングしようとするときのノイズの原因となる。しかしながら、実施例1の構成によれば、楕円検出器リング12の傾斜が傾斜方向も含めて自在に変更できるので、治療の様式に応じて、S/N比が最も良好となるように楕円検出器リング12の傾斜角度を変更させることができる。例えば、図6で示した傾斜の方が、図7で示した傾斜よりも、S/N比が良好である可能性がある。

[0052] 更にいえば、図6の状態と、図7の状態との中間の状態のほうがS/N比が良好である可能性もある。さらに、例えば、傾斜角度が初期状態のときのほうがよい場合もありうる。傾斜角度が初期状態であれば、図5に示すように、粒子線ビームBが被検体に到達しないことになる。しかし、傾斜角度が初期状態であっても、消滅 γ 線対を検出することができる。つまり、粒子線源13から粒子線ビームBを照射する前に、楕円検出器リング12を傾斜させておき、この状態で粒子線ビームBを照射し、粒子線ビームBの照射を停止した後、楕円検出器リング12を初期状態の位置に戻す構成とさせることができる。これにより、被検体Mに粒子線ビームBを照射させつつ、消滅 γ 線対を検出できる。粒子線がエネルギーを失った地点では、消滅 γ 線を放出する核種が生成される。しかし、これが直ちに消滅 γ 線対を放射するわけではない。したがって、消滅 γ 線対を放出する核種が残存している間に楕円検出器リング12を初期状態の位置に戻して、消滅 γ 線対の検出を開始すれば、S/N比が良好な状態で消滅 γ 線対を検出することができる場合もある。

[0053] 上述の説明では、楕円検出器リング12を所定の位置まで移動させて、消滅 γ 線対を検出する構成であったが、実施例1の構成は、これに限られない。すなわち、楕円検出器リング12を傾斜移動させながら、粒子線ビームBを照射し、消滅 γ 線対を検出させる構成とすることもできる。実施例1に係る粒子線治療装置9においては、楕円検出器リング12が所定の禁止角度に達すると、粒子線源13からの粒子線ビームBの照射が禁止される。これにより、楕円検出器リング12を傾斜移動させながら、粒子線ビームBを照射し、消滅 γ 線対を検出させる構成とすることもできるのである。

[0054] なお、図3には、楕円検出器リング12の短軸Pが示されている。この短軸Pは、楕円検出器リング12の傾斜の中心軸となっている。すなわち、短軸Pの位置を維持しながら

ら、楕円検出器リング12が傾斜されることになる。ちなみに、楕円検出器リング12の長軸は、楕円検出器リング12の傾斜に追従して傾斜する。

[0055] 次に、粒子線源13の巡回移動について説明する。図8は、実施例1に係る粒子線源の巡回について説明する断面図である。図8に示すように粒子線源13は、楕円検出器リング12の鉛直上向きの位置から、巡回することにより、被検体Mの体軸周りに巡回移動が可能となっている。粒子線源13は、被検体Mの体軸周りに一周することができる。しかし、巡回移動の期間中、常に粒子線ビームを照射するわけではない。

[0056] 楕円検出器リング12を傾斜させると、それに伴って楕円検出器リング12の上端12p、下端12qは、長い距離を移動する。しかし、楕円検出器リング12における被検体Mの体側方向Aにおける両側端12rは、回転するだけで移動しない。つまり、楕円検出器リング12を傾斜させることによる楕円検出器リング12の位置を変更させる効果は、被検体Mの体側方向Aにおける両側端12rに近づくにつれ、小さくなる。粒子線源13を、楕円検出器リング12における短軸Pの付近まで巡回移動させていくと、やがて粒子線源13が照射する粒子線ビームBが楕円検出器リング12に干渉してしまう。そこで、粒子線源13は、楕円検出器リング12における長軸の付近に巡回されている時に粒子線を照射する構成となっている。

[0057] この粒子線ビームBの巡回移動に伴って、ガントリ11には、スリット11aが設けられている。すなわち図9に示すようにガントリ11には、被検体Mの体軸を回り込むようにして伸びたスリット11aが設けられている。このスリット11aの形状は巡回移動する粒子線ビームBの軌跡と一致する。

[0058] また、楕円検出器リング12は、所定の条件を満たす形状となっている。次に、楕円検出器リング12が採用する楕円の条件について説明する。図10は、実施例1に係る楕円検出器リングについて説明する斜視図である。図10においては、楕円検出器リング12が最大の角度まで傾斜された状態を示している。このとき、楕円検出器リング12の側縁は、伸びる方向が被検体Mの体軸方向Aと一致した仮想的な円筒40の表面に含まれる。このとき、円筒40の正面から楕円検出器リング12を見たとき、図11に示すように、楕円検出器リング12は、正円の形状となっている。

[0059] 楕円検出器リング12に配備された放射線検出器1は、楕円検出器リング12の形状

に沿って配列されているのであるから、楕円検出器リング12が最大の角度まで傾斜されたとき、楕円検出器リング12に配備された放射線検出器1の各々は、上述の円筒40に沿っていることになる。

[0060] この様な構成となっていることで、楕円検出器リング12を最大の傾斜角度まで傾斜された場合においても、楕円検出器リング12が被検体Mに干渉することがない。楕円検出器リング12を傾斜させると、楕円検出器リング12の上部は、降下し、被検体Mに接近する。しかしながら、上述のように、楕円検出器リング12を最大の傾斜角度まで傾斜させた場合においても、上述のように仮想的な円筒40を基準として、楕円検出器リング12の形状や、最大傾斜角度を設定しておけば、楕円検出器リング12が被検体Mに干渉することがないのである。

[0061] 次に、この様な構成の粒子線治療装置9の操作について説明する。粒子線治療装置9の操作は、図12に示すように、被検体Mを天板10に載置する載置ステップS1と、楕円検出器リング12を傾斜させる傾斜ステップS2と、粒子線源13から被検体Mに向けて粒子線ビームBを照射する照射ステップS3と、粒子線ビームに由来する消滅 γ 線を検出する検出ステップS4とに係る各ステップを備えている。以降、これらの各ステップの詳細について、順を追って説明する。

[0062] まず、被検体Mが天板10に載置される(載置ステップS1)。そして、オペレータは、被検体Mの病変部が粒子線源13から発せられる粒子線ビームBの通過位置となるように天板10を被検体Mの体軸方向Aに沿って進退移動させる。次に、オペレータは、楕円検出器リング12の指示を行い、楕円検出器リング12は、オペレータの指示どおりの傾斜角度と傾斜方向まで傾斜される(傾斜ステップS2)。粒子線治療装置9においては、楕円検出器リング12が所定の傾斜角度となったところで、粒子線ビームBの照射が許可されて、オペレータの指示があるまで待機する。そして、オペレータが粒子線ビームの照射を指示すると、粒子線ビームBが粒子線源13から照射される(照射ステップS3)。そして、粒子線ビームBに由来する消滅 γ 線対が楕円検出器リング12によって検出される(検出ステップS4)。画像形成部27は、楕円検出器リング12によって送出された検出データを基に、被検体Mから検出された消滅 γ 線の分布マップを生成する。これが表示部36に表示されることになり、オペレータは、粒子線

ビームBが的確に病変部に到達しているかを確認することができる。この様にして、実施例1に係る粒子線治療装置9の操作は終了となる。なお、上述の傾斜ステップS2と、照射ステップS3を同時に行ってもよい。すなわち、楕円検出器リング12は、傾斜移動されながら粒子線ビームBを照射させる構成としてもよい。

[0063] 次に、実施例1に係る粒子線治療装置9のデータ処理について図2を参照しながら説明する。被検体Mの内部で生じた消滅 γ 線対は、楕円検出器リング12に備えられた放射線検出器1のいずれかで検出されることになる。楕円検出器リング12は、 γ 線を検出したという検出データを同時計数部24に送出する。同時計数部24では、所定の時間的な幅を有するタイムウィンドウの中に、異なる2つのシンチレータ結晶から由来する検出データが収まった場合、これを消滅 γ 線対によるものであるとし、この回数をカウントする。これが、カウント数である。

[0064] LOR特定部25においては、消滅 γ 線対の出射された方向を割り出す。すなわち、同時計数部24によって同時と見なされた検出データには、どのシンチレータ結晶が蛍光を発したかという位置的な情報も含まれている。LOR特定部25では、この2つのシンチレータ結晶を結ぶ線分であるLOR(Line of Response)を割り出し、LORと、これに対応するカウント数をLOR補正部26に送出する。

[0065] 実施例1の構成の特徴的な構成として、楕円検出器リング12が送出する検出データには、楕円検出器リング12の傾斜方向と、傾斜角度の情報が含まれていることが挙げられる。LOR補正部26では、LORに対して、楕円検出器リング12の傾斜の影響を除去する補正が加えられる。実施例1の構成によれば、楕円検出器リング12を傾斜させると、楕円検出器リング12と被検体Mとの相対的な位置関係は、変動してしまう。しかも、LORは、楕円検出器リング12における消滅 γ 線対の発生位置の相対的な位置を示すのみである。この様な構成となっていると、楕円検出器リング12の傾斜角度に応じて、LORが示す方向が変化するので、結局、消滅 γ 線がどこで生じたか特定することができない。しかしながら、実施例1の構成によれば、検出データに含まれる楕円検出器リング12の傾斜方向と傾斜角度の情報を基に、LORを仮想的に傾斜させる補正を行うので、LOR補正部26から送出されたデータには、楕円検出器リング12の傾斜の変更による影響が除去されている。したがって、実施例1の構成に

よれば、楕円検出器リング12が傾斜したとしても、消滅 γ 線対の発生位置が特定できるのである。この補正されたLORと、これに対応するカウント数は、画像形成部27に送出される。

[0066] 画像形成部27は、補正されたLORと、これに対応するカウント数を基に、被検体Mの断層面における消滅 γ 線対の発生分布をマッピングする。こうして形成された断層画像は、表示部36にて表示される。消滅 γ 線対の発生分布を表示すれば、被検体Mの断層面における粒子線ビームがエネルギーを失った部位をモニタリングすることができる。こうして、粒子線治療装置9における粒子線ビームが確実に被検体Mの病変部で作用しているかどうかを確認できるのである。

[0067] 以上のように、実施例1の構成によれば、楕円検出器リング12を反転自在に傾斜させる傾斜制御部15を備えている。これにより、楕円検出器リング12は、天板10に対して傾斜される。より具体的には、楕円検出器リング12の上端12pは、天板10の延伸方向の一方向に向けて傾斜される。また、楕円検出器リング12の下端12qは、天板10の延伸方向の一方向と逆の方向に向けて傾斜される。粒子線源13は、粒子線ビームBを天板10に向けて照射する。したがって、楕円検出器リング12は、この粒子線ビームBの進行を邪魔する位置に設けることができない。実施例1の構成によれば、楕円検出器リング12を天板10に対して傾斜させることができる。このことは、楕円検出器リング12と粒子線ビームBとの位置関係が変更可能であることも意味する。したがって実施例1によれば、楕円検出器リング12を傾斜させることで、楕円検出器リング12を粒子線ビームBから退避させることができるので、粒子線ビームBを照射しながら消滅放射線を検出できる粒子線治療装置9が提供できるのである。

[0068] しかも、消滅 γ 線対は、単一の楕円検出器リング12で検出される。すると、楕円検出器リング12の内部で生じた消滅 γ 線対を検出することになる。いいかえれば、消滅 γ 線対のいずれも略直角な角度で単一の楕円検出器リング12に入射することになる。したがって、図18でを用いて説明した検出感度の低下が抑制される。

[0069] また、実施例1によれば、楕円検出器リング12の上端12pと下端12qとは、互いに逆方向に向かうように傾斜される。これにより、楕円検出器リング12の傾斜に係らず、所定の領域(被検体Mの病変部領域)を常に楕円検出器リング12の開口の内部に

位置させることができる。粒子線治療装置9は、楕円検出器リング12の開口の内部について消滅 γ 線対の発生分布のマップを生成することができる。楕円検出器リング12の傾斜に係らず被検体Mの病変部領域を楕円検出器リング12の開口の内部に位置させるということは、粒子線を照射している間にも被検体Mの病変部領域における消滅 γ 線対の発生分布を取得することができる。つまり、実施例1の構成によれば、従来のように検出器リングを2つ設ける必要がなく、単一の楕円検出器リング12を設けるだけで十分に消滅 γ 線対を検出することができる。粒子線治療装置9の製造コストは、楕円検出器リング12に搭載される放射線検出器1の個数に強く依存することからすれば、製造コストが従来と比較して大幅に削減された粒子線治療装置9が提供できる。

[0070] また、実施例1の構成によれば、楕円検出器リング12は、鉛直方向に縦長の楕円形状をしている。しかも、所定の傾斜角度において、楕円検出器リング12の有する放射線検出器1は、特徴的な配列を有している。すなわち、放射線検出器1は、仮想的な円筒40に沿っている。これは、伸びる方向が天板10と一致した円筒40を斜めに切断したときの形状が、楕円検出器リング12の楕円形状と一定している。そして、楕円検出器リング12に備えられた放射線検出器1の配列も、この仮想的な円筒40に沿って配列されている。楕円検出器リング12を傾斜させるにしたがって、楕円検出器リング12の上部と下部は天板10に接近する。しかし、実施例1の構成によれば、楕円検出器リング12は、鉛直方向に縦長となっているので、楕円検出器リング12が被検体Mに確実に干渉することがない。

[0071] また、実施例1の構成によれば、被検体Mの病変部と楕円検出器リング12の短軸Pとを一致させておくだけで確実に被検体Mの病変部をイメージングすることができる粒子線治療装置9が提供できる。すなわち、実施例1の構成によれば、楕円検出器リング12の傾斜に係らず、楕円検出器リング12の短軸Pの位置は、一定となっているので、楕円検出器リング12の短軸は、傾斜に係らず常に楕円検出器リング12の開口の内部に位置していることになる。したがって、実施例1の構成によれば、より簡単、かつ確実に被検体Mの病変部をイメージングできる粒子線治療装置9が提供できる。

[0072] そして、実施例1の構成によれば、消滅 γ 線対の検出感度が高い粒子線治療装置9が提供できる。被検体Mの体内において、粒子線がエネルギーを失った地点では、様々な核種が生成されることが予想される。それらが崩壊して放出する放射線のエネルギーと特性は様々である。中には、消滅 γ 線対でない、単一光子の放出も起こりえる。このような単一光子が楕円検出器リング12で検出される可能性がある。これは、消滅 γ 線対を用いて粒子線の作用位置をイメージングしようとするときのノイズの原因となる。しかしながら、実施例1の構成によれば、楕円検出器リング12の傾斜が方向も含めて好適なものとすることができる。具体的には、楕円検出器リング12の傾斜を決定する目的で、楕円検出器リング12を傾斜移動させながら粒子線を照射する構成としてもよいし、好適な楕円検出器リング12の傾斜が定まっている場合は、傾斜角度が保持された状態で粒子線ビームBを照射する構成としてもよい。

[0073] 本発明は、上記構成に限られず、下記のように変形実施することが可能である。

[0074] (1) 上述した実施例1の構成は、被検体Mに粒子線を照射する粒子線治療に係るものであったが、本発明の粒子線治療装置9は、一般的なPET(Positron Emission Tomography)装置としても使用できる。すなわち、被検体Mに対して、陽電子放出型の放射性同位体でラベルした放射性薬剤を注射投与し、その被検体Mの内部における分布をイメージングさせることができる。

[0075] (2) 上述した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。

[0076] (3) 上述した実施例において、シンチレータには、シンチレータ結晶層が4層設けられていたが、本発明はこれに限らない。例えば、1層のシンチレータ結晶層で構成されるシンチレータを本発明に適応してもよい。その他、放射線検出器の用途に合わせて、自在にシンチレータ結晶層の層数を調節することができる。

[0077] (4) 上述した実施例において、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などを用いてもよい。

[0078] (5) 上述した実施例において、ガントリ11は、単一のスリットを有するものであったが、本発明はこれに限らない。例えば、図13に示すように、ガントリ11の上下に2つのスリット11aを備えた構成とすることができる。これにより、粒子線源13が天板10の下側に移動した場合であっても、被検体Mに向けて粒子線を照射させることができる。また、この場合、図14に示すように、天板10に粒子線が通過する穴10aを設ける構成とすることができる。また、天板10を2分割して、第1断片10b、第2断片10cを設け、第1断片10b、および第2断片10cの間に粒子線が通過するスリット10dを設けてもよい。この様に構成することで、粒子線は、天板10を通過せずに確実に被検体Mに照射されることになる。

産業上の利用可能性

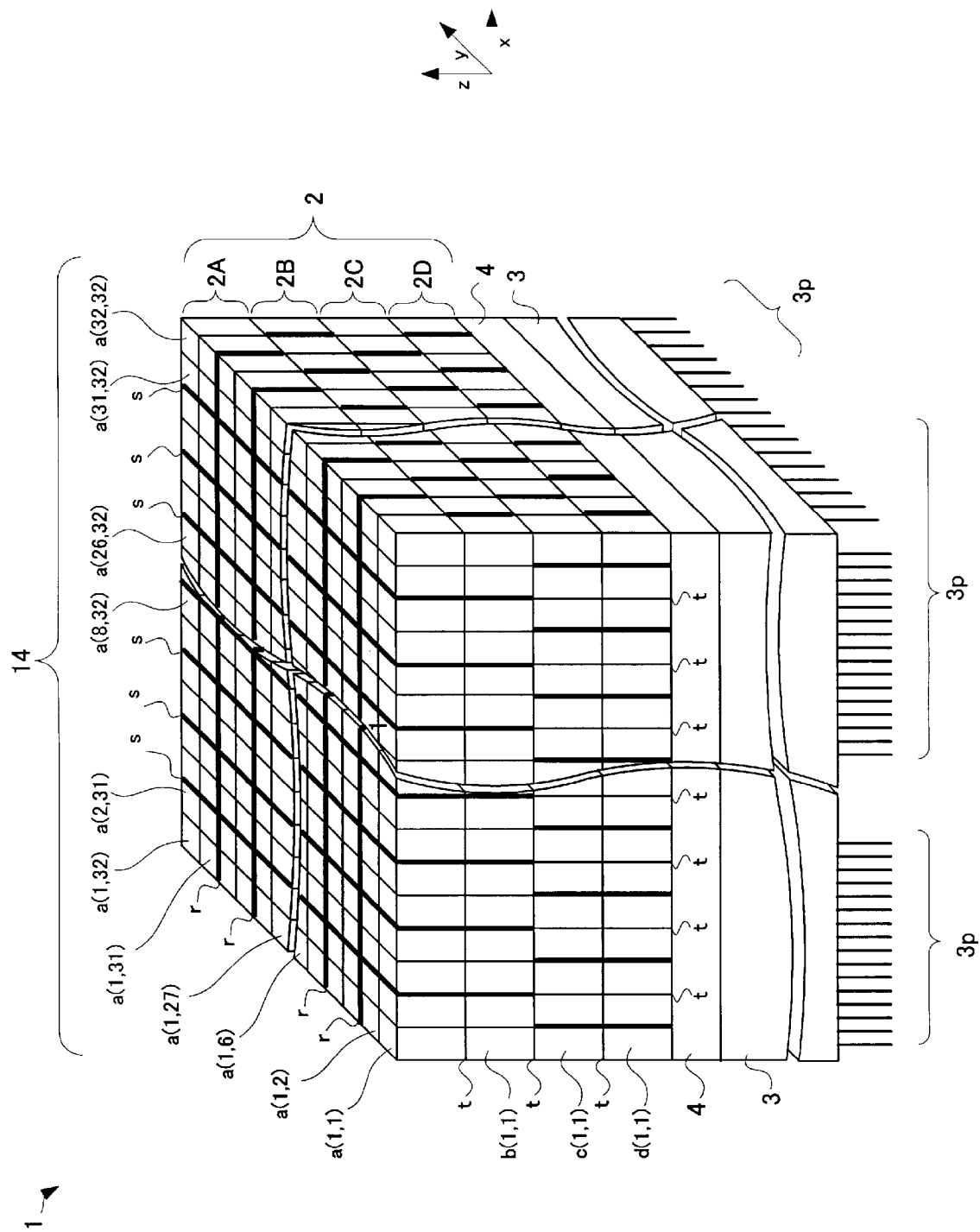
[0079] 以上のように、本発明は、医用の放射線撮影装置に適している。

請求の範囲

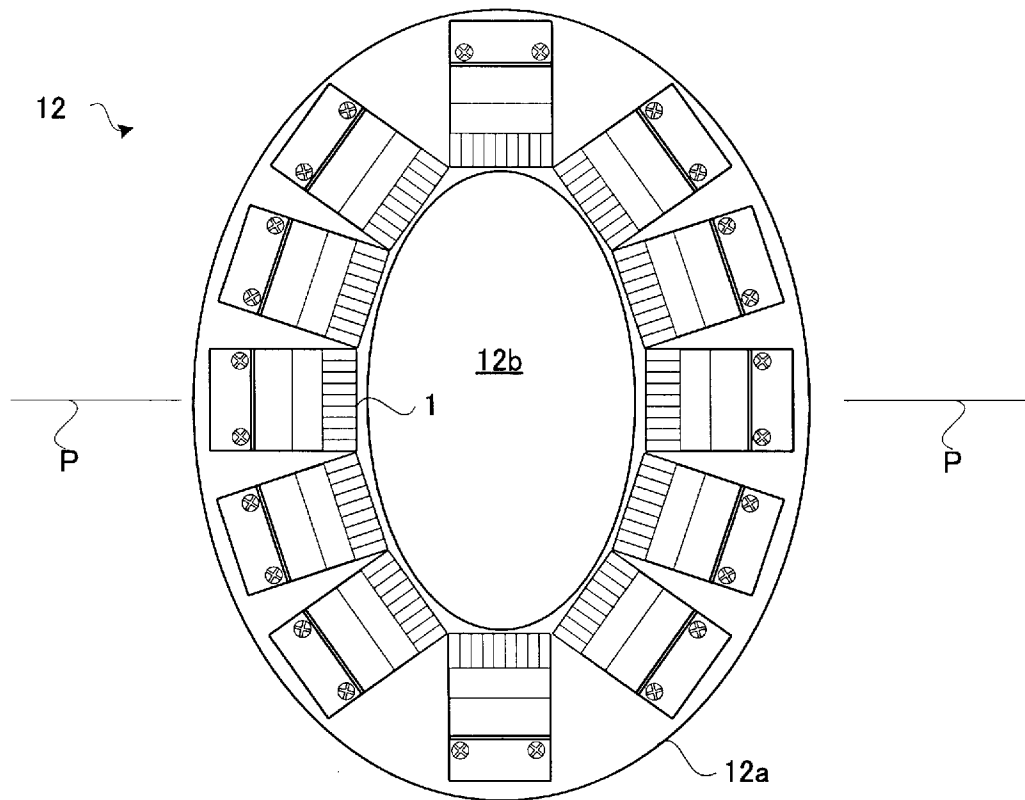
- [1] 放射線を蛍光に変換するとともに放射線を入射させる入射面を有するシンチレータと、前記蛍光を授受するライトガイドと、前記蛍光を検出する光検出器とが同一方向に積層されて放射線検出器が構成され、それらが環状に配列されて構成される検出器環を有し、これに加えて、前記検出器環の有する開口に挿入された細長状の天板と、粒子線ビームを照射する粒子線照射手段とを備えた粒子線治療装置において、前記検出器環を前記天板に対して反転自在に傾斜させる検出器環傾斜手段を更に備え、
- 前記検出器環傾斜手段により、前記検出器環の上端は、前記天板の延伸方向の一方向に向けて傾斜されるとともに、前記検出器環の下端は、前記天板の延伸方向の一方向と逆の方向に向けて傾斜されることを特徴とする粒子線治療装置。
- [2] 請求項1に記載の粒子線治療装置において、
- 前記検出器環は、楕円形状をしており、
- 前記検出器環が所定の傾斜角度まで傾斜された際、前記検出器環の有する前記放射線検出器は、伸びる方向が前記天板と一致した仮想的な円筒に沿っていることを特徴とする粒子線治療装置。
- [3] 請求項1または請求項2に記載の粒子線治療装置において、前記検出器環は、鉛直方向に縦長となっていることを特徴とする粒子線治療装置。
- [4] 請求項2または請求項3に記載の粒子線治療装置において、
- 前記検出器環傾斜手段は、楕円形状となっている前記検出器環の短軸を中心軸として前記検出器環を傾斜させ、
- 前記検出器環の傾斜に係らず、前記検出器環の短軸の位置は、一定となっていることを特徴とする粒子線治療装置。
- [5] 請求項1ないし請求項4のいずれかに記載の粒子線治療装置において、前記検出器環は、前記検出器環傾斜手段によって傾斜移動されながら前記粒子線ビームに由来する放射線を検出することを特徴とする粒子線治療装置。
- [6] 請求項1ないし請求項4のいずれかに記載の粒子線治療装置において、前記検出器環は、前記検出器環傾斜手段によって傾斜された後、その傾斜角度が保持された

状態で前記粒子線ビームに由来する放射線を検出することを特徴とする粒子線治療装置。

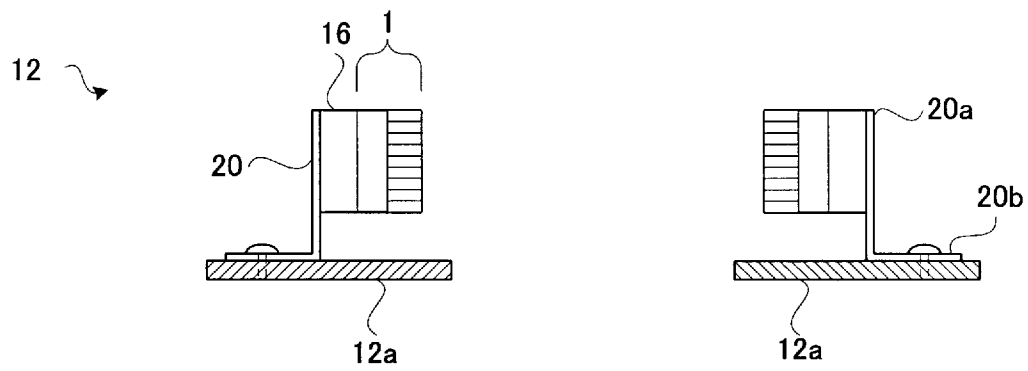
[図1]



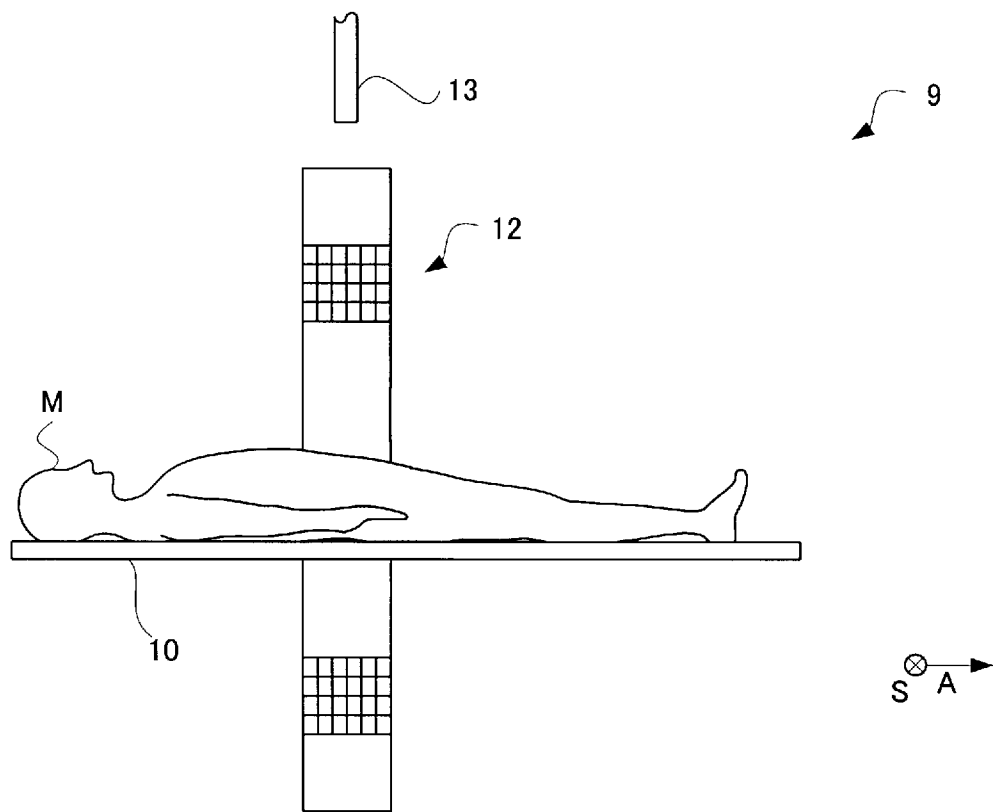
[図3]



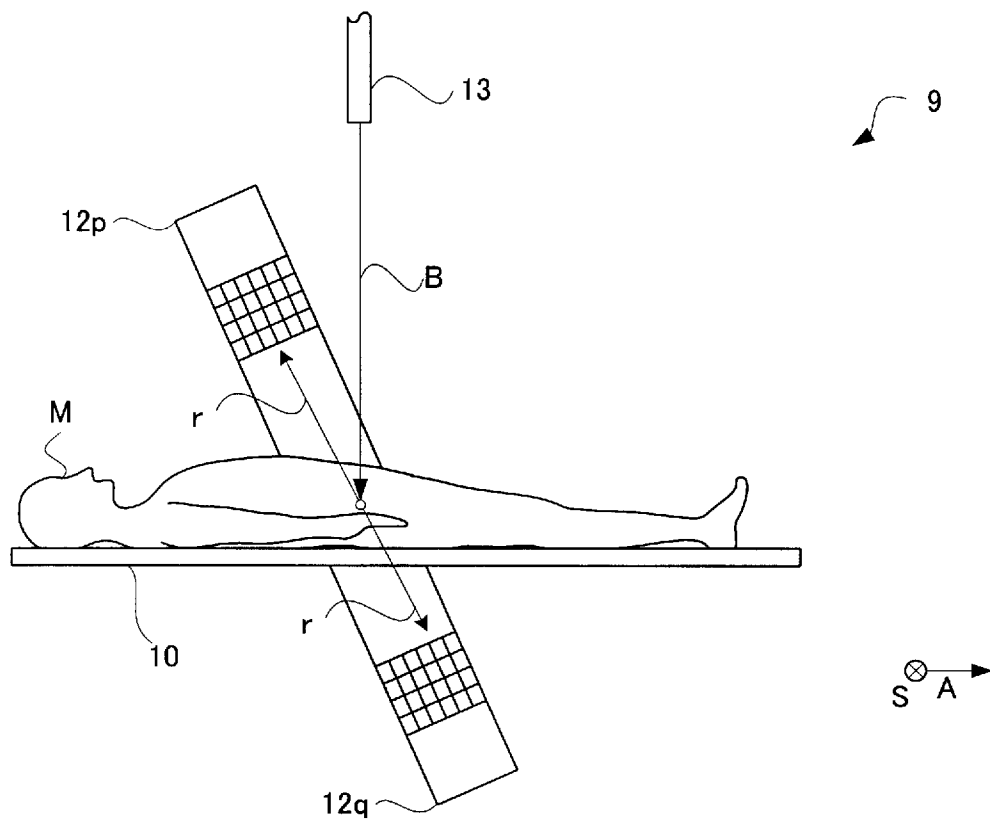
[図4]



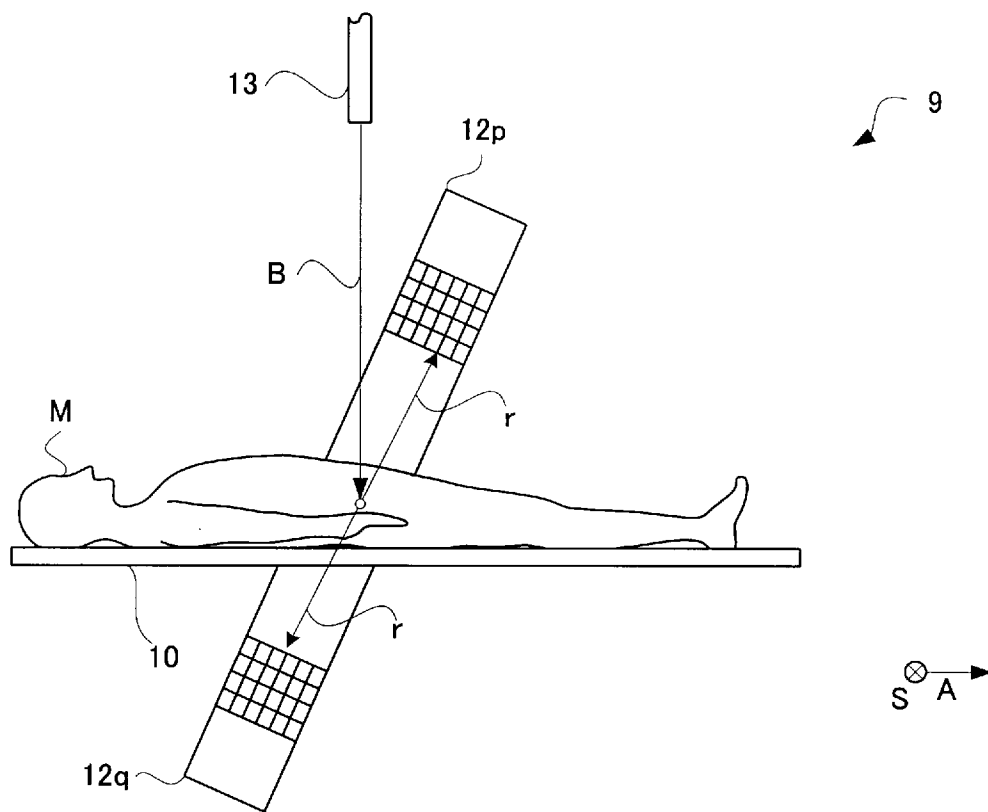
[図5]



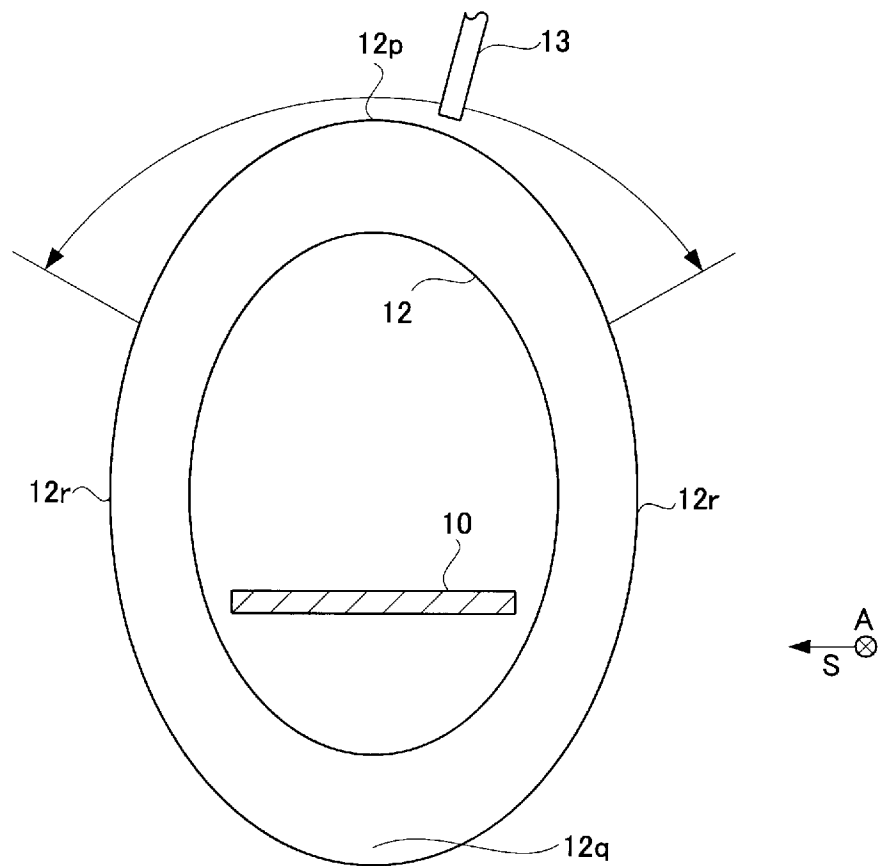
[図6]



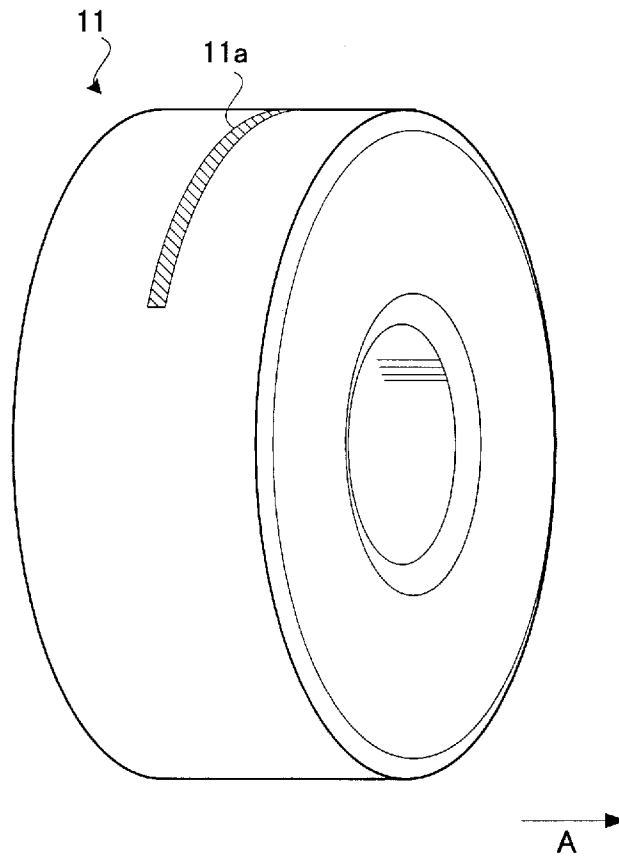
[図7]



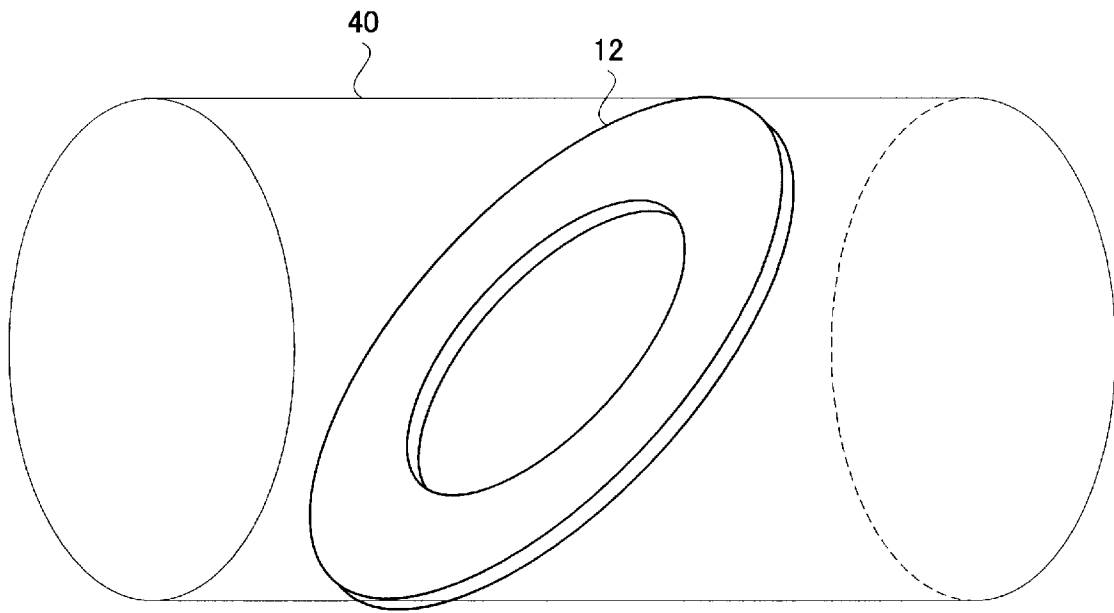
[図8]



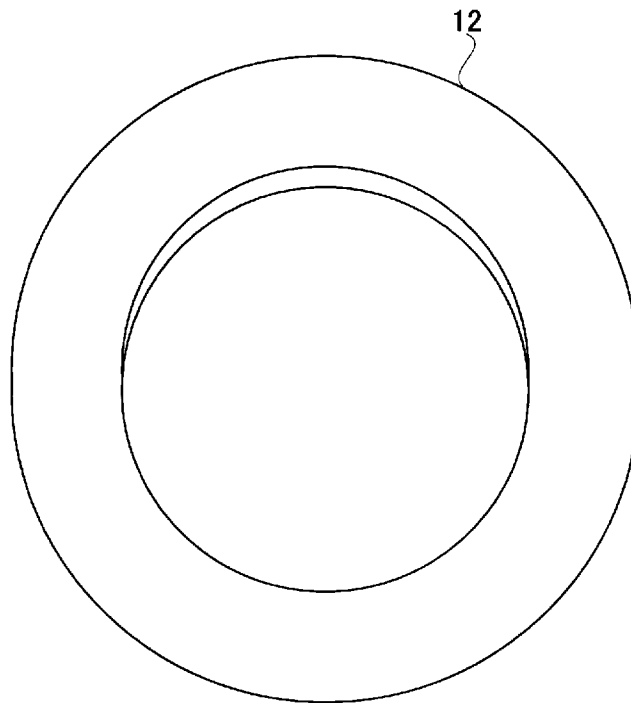
[図9]



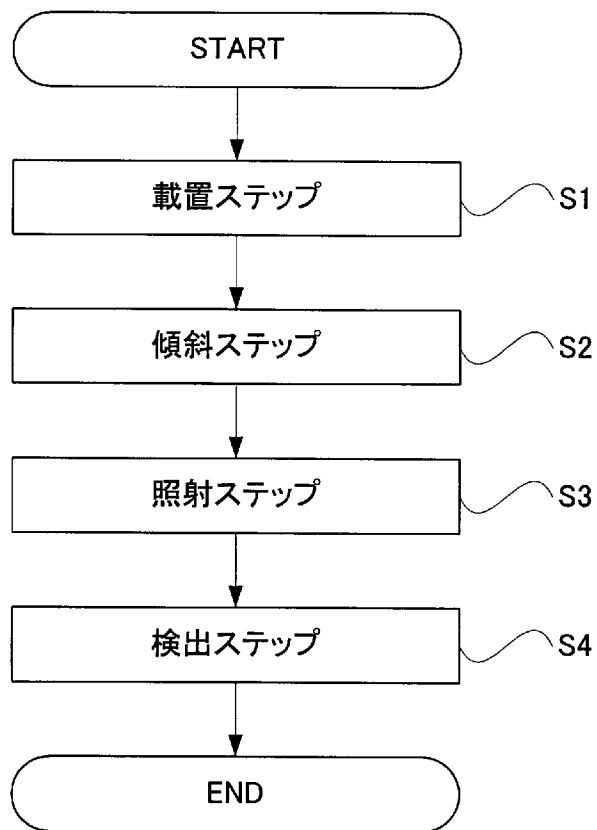
[図10]



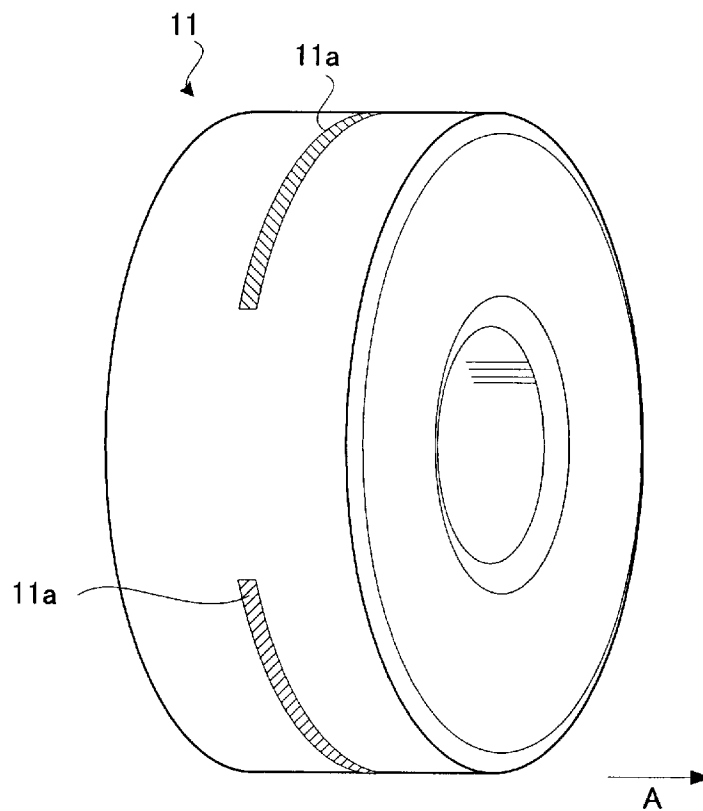
[図11]



[図12]

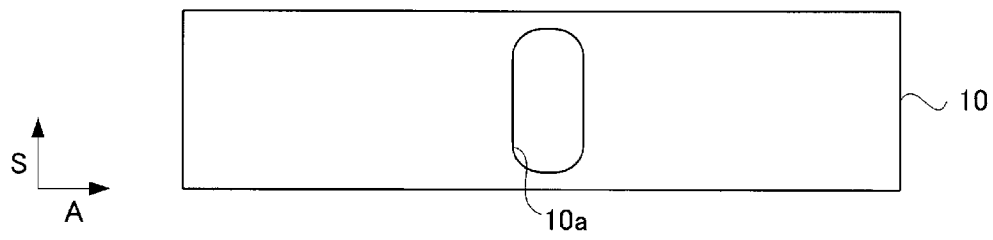


[図13]

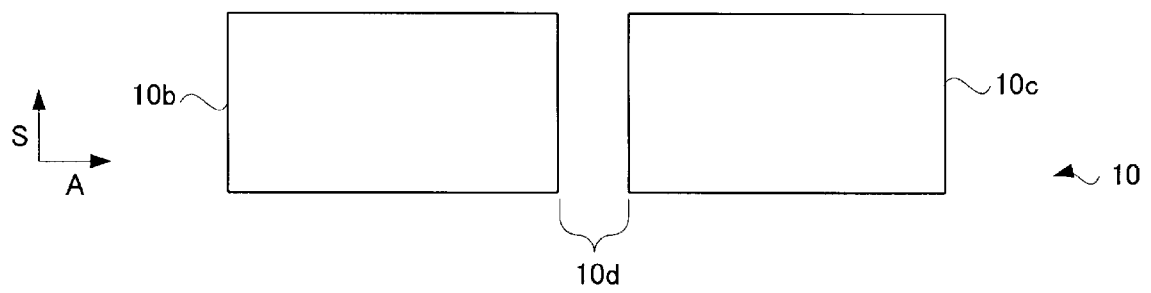


[図14]

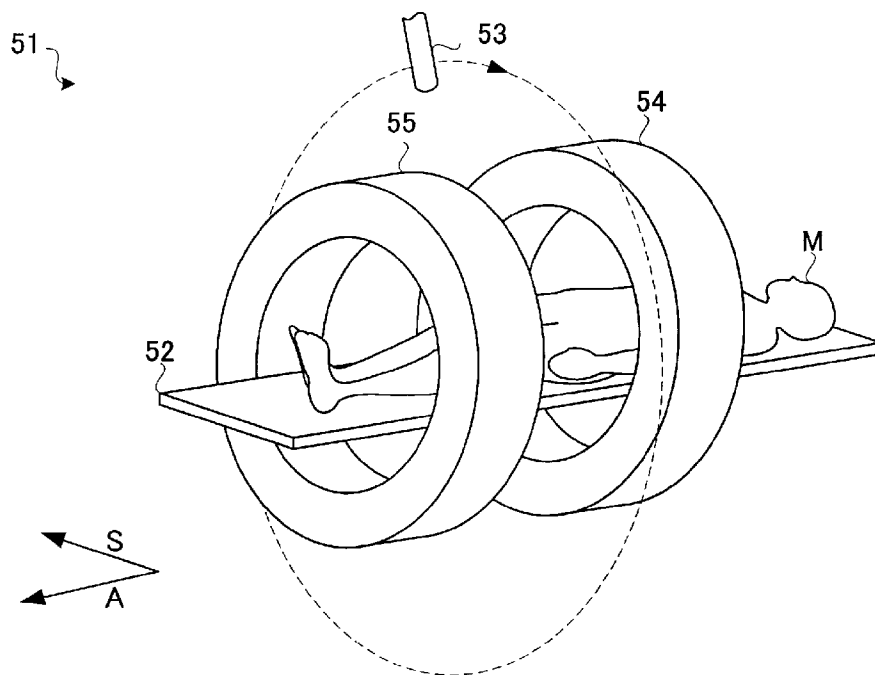
(a)



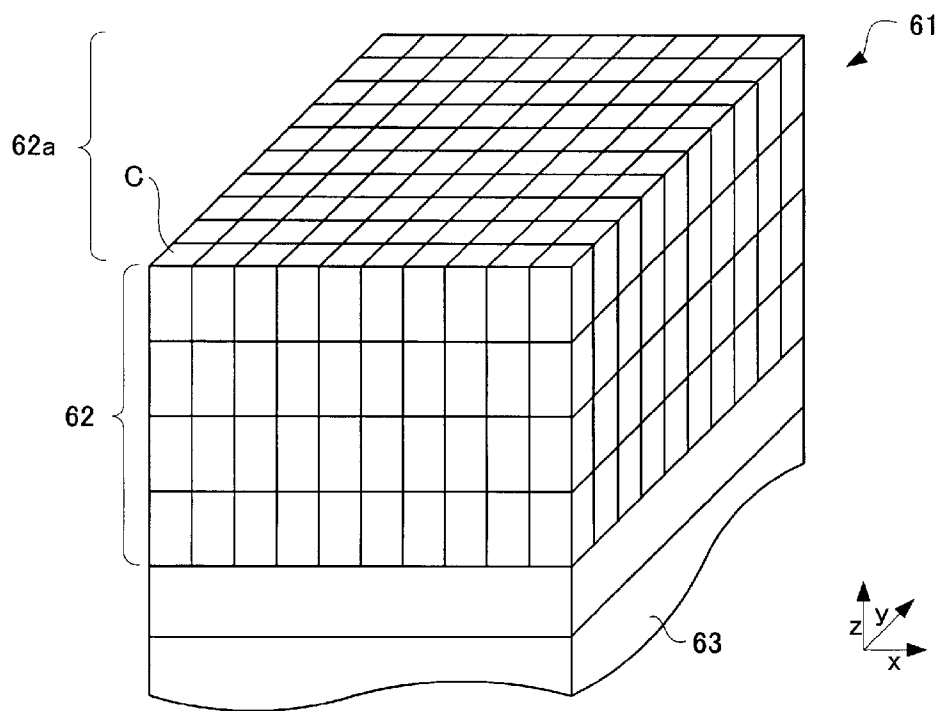
(b)



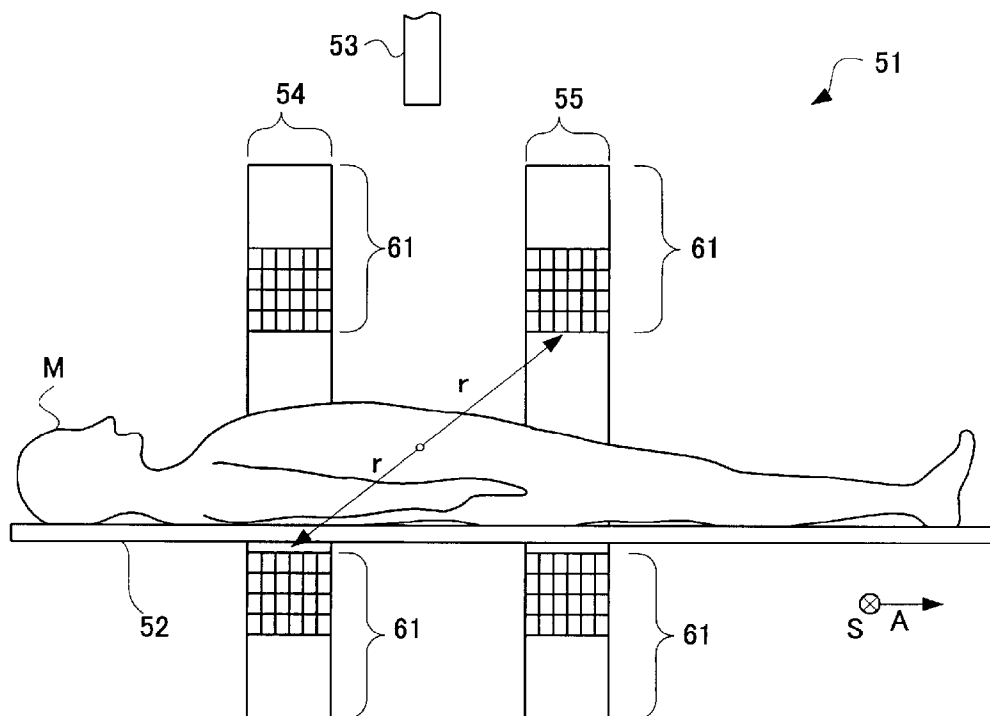
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/069227

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N5/10 (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)

A61N5/10

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	1996-2008
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2008	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2008

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 2002-90458 A (Shimadzu Corp.), 27 March, 2002 (27.03.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2004-144529 A (Hitachi, Ltd.), 20 May, 2004 (20.05.04), Full text; all drawings & US 2004/0125915 A1 & EP 1413898 A1	1-6
A	JP 2001-124857 A (Toshiba Corp.), 11 May, 2001 (11.05.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-6

☒ 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
06 November, 2008 (06.11.08)

Date of mailing of the international search report
06 January, 2009 (06.01.09)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/069227

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-243078 A (Hisatoshi MAEDA), 02 September, 2004 (02.09.04), Full text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 3746747 B2 (Mitsubishi Heavy Industries, Ltd.), 15 February, 2006 (15.02.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61N5/10(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. A61N5/10

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	1971-2008年
日本国実用新案登録公報	1996-2008年
日本国登録実用新案公報	1994-2008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 2002-90458 A（株式会社島津製作所）2002.03.27, 全文、全図（ファミリーなし）	1-6
A	JP 2004-144529 A（株式会社日立製作所）2004.05.20, 全文、全図 & US 2004/0125915 A1 & EP 1413898 A1	1-6
A	JP 2001-124857 A（株式会社東芝）2001.05.11, 全文、全図（ファミリーなし）	1-6

☒ 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

06.11.2008

国際調査報告の発送日

06.01.2009

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

大和田 秀明

3 I

3 4 2 1

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

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 請求の範囲の番号
A	JP 2004-243078 A (前田 尚利) 2004.09.02, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 3746747 B2 (三菱重工業株式会社) 2006.02.15, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-6