

(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
2019年1月10日(10.01.2019)

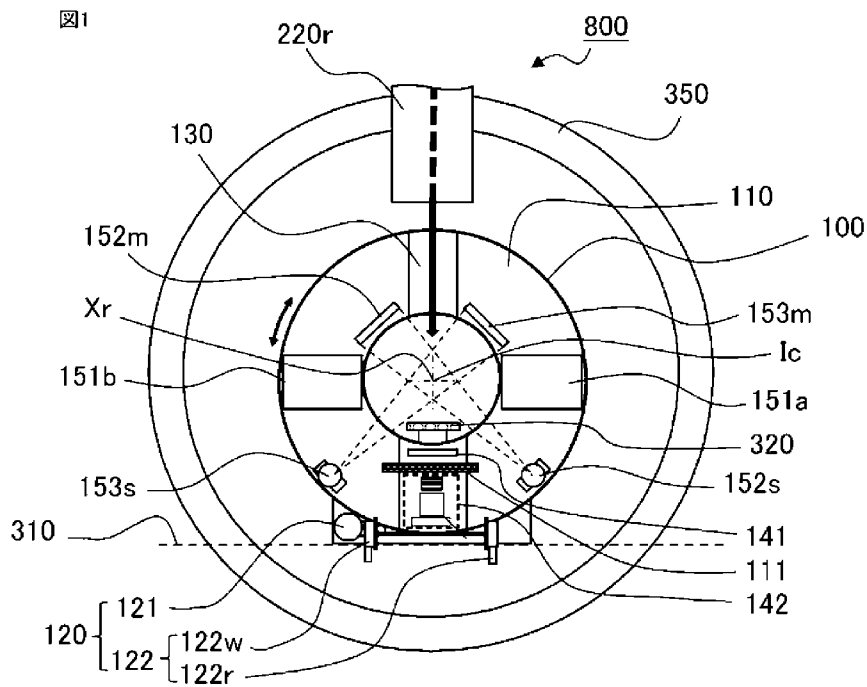


(10) 国際公開番号
WO 2019/008793 A1

- (51) 国際特許分類:
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/043812
- (22) 国際出願日: 2017年12月6日(06.12.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2017-130120 2017年7月3日(03.07.2017) JP
- (71) 出願人: 三菱電機株式会社(MITSUBISHI ELECTRIC CORPORATION) [JP/JP]; 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 原田 久(HARADA Hisashi); 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 大岩 増雄, 外(OIWA Masuo et al.); 〒6610033 兵庫県尼崎市南武庫之荘3丁目35番8号 Hyogo (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,

(54) Title: PARTICLE BEAM IRRADIATION APPARATUS

(54) 発明の名称: 粒子線照射装置



(57) Abstract: This particle beam irradiation apparatus comprises: an irradiation port 220r for emitting particle beams accelerated by an accelerator at a patient K; a rotary frame 110 provided independent of the irradiation port 220r and whereon are circumferentially disposed a particle beam path (duct part) 130 for allowing the particle beams emitted from the irradiation port 220r to pass therethrough and support devices for supporting irradiation with the particle beams (a medical image acquisition device 151, X-ray image acquisition devices 152, 153, a nozzle tip device 210, a particle beam



WO 2019/008793 A1

NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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

添付公開書類 :

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

diagnosis device 142, a downstream particle beam detection unit 141, and a beam stopper 111); a rotational drive unit 121 for driving the rotation of the rotary frame 110; and a control unit 610 for controlling the emission of particle beams from the irradiation port 220r and controlling the operation of the rotational drive unit 121.

(57) 要約 : 加速器により加速された粒子線を患者Kに向けて照射する照射ポート220rと、照射ポート220rとは独立して設けられ、照射ポート220rから照射された粒子線を通過させる粒子線通路部(ダクト部)130と前記粒子線の照射をサポートするサポート機器(医療画像取得装置151、X線画像取得装置152、153、ノズル先端機器210、粒子線診断装置142、下流粒子線検出部141、ビームストッパ111)が、周方向に配設された回転架台110と、回転架台110を回転駆動させる回転駆動部121と、照射ポート220rからの粒子線の出射を制御するとともに、回転駆動部121の動作を制御する制御部610とを備える。

明 細 書

発明の名称：粒子線照射装置

技術分野

[0001] 本発明は粒子線を照射して癌等を治療する粒子線治療において、粒子線を照射する照射領域を対象とする複数の機器を、それぞれの動作に必要な角度に移動させて、撮像と照射の機能を切り替える粒子線照射装置に関する。

背景技術

[0002] 粒子線治療では、照射機器の他に多様な撮像モダリティを切り替えて使用するが、照射領域に対して、それぞれを使用する際に当該機器の位置や角度を適切に設定する必要がある。そこで、撮像機器を照射領域周りに回転できる様々な構成が検討されている（例えば、特許文献1～5参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開平11-146874号公報（段落0017～0028、図1～図5）

特許文献2：特開2002-306617号公報（段落0013～0017、図1、図2）

特許文献3：特表2008-522677号公報（段落0024～0026、図2～図4b）

特許文献4：特開2011-505191号公報（段落0054～0058、図12）

特許文献5：特開2015-500719号公報（段落0043～0051、図2）

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上述した構成では、例えば、それぞれの機器を支える支持構造が増えて照射領域周りの機器配置が煩雑になる、機器間の衝突回避が難

しくなる、あるいは患者、技師の安全性担保が難しくなる、といった多くの課題を抱えていた。また、例えば、撮像機器と照射機器が干渉しあい、所望の撮像や正確な照射が困難になるという課題もあった。

[0005] また、照射位置周辺には照射に使用する照射機器、粒子線を診断する粒子線診断機器、医療画像を取得するための医療画像取得機器など多くの装置を狭いスペースに集中させて設置することが望ましい。これらの機器は照射中に使用するもの以外にも、照射前の患者セットアップの段階において、患部の位置決めを使う機器や、患者の周りを回転して撮像するコンピューター断層撮影（CT）の手法を用いる機器（例としてコーンビームCT装置）などもある。特にCT装置の場合は撮像機器を患者の周りを回転させながら撮像するため、患者の周りで装置が干渉しないような空間を確保することが厳しかった。

[0006] さらに、このように多様な機器を照射位置の周辺に使い勝手よく配置し、用途に応じて他の機器と干渉せずに撮像位置にもっていくことは困難であった。このため、患者を載せた治療台を照射位置とは別の位置まで移動させ撮像する方法が取られることもあるが、治療台を動かすことによる患部の位置決め精度の劣化や、移動に時間を要するため作業フローの非効率性が低下するという課題があった。

[0007] 本発明は、上記のような課題を解決するためになされたもので、患者を照射位置から動かすことなく、多様な撮像、粒子線診断機器の配置を可能とし、撮像精度を損なうことなく、効率よく正確な照射を可能にする粒子線照射装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明にかかる粒子線照射装置は、加速器により加速された粒子線を患者に向けて照射する照射ポートと、前記照射ポートとは独立して設けられ、前記照射ポートから照射された粒子線を通過させる通路部と前記粒子線の照射をサポートするサポート機器が、周方向に配設された回転架台と、前記回転架台の回転軸を回転中心として前記回転架台を回転駆動させる回転駆動部と

、前記照射ポートからの粒子線の出射を制御するとともに、前記回転駆動部の動作を制御する制御部とを備えたことを特徴とする。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、粒子線を患者の患部に照射する照射ポートと独立してサポート機器が設けられた回転架台を備えることで、撮像・照射精度を損なうことなく、効率よく正確な照射を実現することができる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]本発明の実施の形態1に関する粒子線照射装置を回転軸方向から見たときの模式図である。

[図2]本発明の実施の形態1に関する粒子線照射装置を回転軸と鉛直線を含む面で切断した断面模式図である。

[図3]本発明の実施の形態1に関する粒子線照射装置を設けた粒子線治療装置の全体構成を示す図である。

[図4]本発明の実施の形態1に関する粒子線照射装置の動作を制御する制御部の構成を示すブロック図である。

[図5]本発明の実施の形態1に関する粒子線照射装置に用いる加速器と回転ガントリの組合せの例を示す模式図である。

[図6]本発明の実施の形態1に関する粒子線照射装置に用いる加速器と回転ガントリの組合せの例を示す模式図である。

[図7]本発明の実施の形態2に関する粒子線照射装置を回転軸方向から見たときの模式図である。

[図8]本発明の実施の形態2に関する粒子線照射装置を回転軸方向から見たときの模式図である。

[図9]本発明の実施の形態3に関する粒子線照射装置を回転軸方向から見たときの模式図である。

[図10]本発明の実施の形態4に関する粒子線照射装置を回転軸方向から見たときの模式図である。

[図11]本発明の実施の形態5に関する粒子線照射装置を用いたコプラナー照

射を説明するための模式図である。

[図12]本発明の実施の形態5に関する粒子線照射装置を用いたノンコプラナー照射を説明するための模式図である。

[図13]本発明の実施の形態5に関する粒子線照射装置で用いる回転装置の例を示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0011] 実施の形態1.

以下、本発明の実施の形態1にかかる粒子線照射装置、およびそれを設けた粒子線治療装置の構成について説明する。図1～図4は、本発明の実施の形態1にかかる粒子線照射装置800および粒子線治療装置900について説明するためのもので、図1は粒子線照射装置800を回転ガントリの回転軸方向から見たときの模式図、図2は粒子線照射装置800を回転ガントリの回転軸と鉛直線を含む面で切断した断面模式図、図3は粒子線照射装置800を含む粒子線治療装置900の全体構成を示す図、図4は粒子線照射装置800の単独動作及び粒子線治療装置900との連携動作を制御する制御部の構成を示すブロック図である。

[0012] 本発明は、容易に照射機器や撮像モダリティを切り替え、撮像・照射精度を損なうことなく、効率よく正確な照射を実現するための粒子線照射装置800の構成に最大の特徴がある。しかし、その説明の前に、照射対象に対して粒子線の照射を行うための粒子線治療装置900の構成について説明する。

[0013] 本発明の実施の形態1にかかる粒子線照射装置800を設けた粒子線治療装置900は、図3に示すように、粒子線の供給源（線源）として、シンクロトロンである加速器500と、加速器500から供給された粒子線を、患部（照射対象）に応じて成形して照射する照射部200と、加速器500と（図示しない分も含めた）一つあるいは複数の照射部200とを結び、加速器500から出射された粒子線を選択された照射部200に輸送する輸送系400とを備えている。

- [0014] 加速器500は、サイクロトロンあるいはシンクロサイクロトロンなどシンクロトロン以外の方式の加速器であってもよいが、例えば、上述したようにシンクロトロンである場合、荷電粒子を周回させるための軌道経路となる真空ダクト、前段加速器から供給された荷電粒子を真空ダクトに入射するための入射装置、荷電粒子が真空ダクト内の周回軌道に沿って周回するよう、荷電粒子の軌道を偏向させるための偏向電磁石、周回軌道上の荷電粒子を発散しないように収束させる収束用電磁石、周回する荷電粒子に同期した高周波電圧を与えて加速する高周波加速空洞、周回軌道内で加速させた荷電粒子を、所定エネルギーを有する粒子線として周回軌道外に取り出し、粒子線輸送部に出射するための出射装置、出射装置から粒子線を出射させるために周回軌道内で共鳴を励起する六極電磁石を備えている。そして、周回軌道内の荷電粒子は、高周波数の電界で加速され、磁石で曲げられながら、光速の約60～80%まで加速され、輸送系400へ出射される。
- [0015] 輸送系400は、HEBT（高エネルギービーム輸送：High Energy Beam Transport）系と称され、粒子線の輸送経路となる真空ダクト410と、粒子線の軌道を切り替える切替電磁石420と、粒子線を所定角度に偏向する偏向電磁石とを備えている。なお、図では、輸送系400のうち、回転装置100が設けられた照射室300に設置された照射部200と、加速器500とを接続する経路以外の部分については記載を省略している。
- [0016] 照射部200は、患者Kに粒子線治療を行うための照射室300ごとに設置され、輸送系400から供給された粒子線を照射対象の大きさや深さに応じた照射野に成形して患部へ照射するものである。しかし、照射部200に供給される粒子線は、いわゆるペンシル状の細いビームである。そこで、照射部200は、粒子線の照射野のうち、横方向（即ち、ビーム進行方向に垂直な面）の形状を制御するための図示しない照射野形成部材と、深さ方向（即ち、ビーム進行方向）を制御する照射野形成部材と、を備えている。また、照射室300には、照射領域を基準として、照射中の患者Kを位置決め固定するための治療台320等が設けられている。

- [0017] 深さ方向の照射野形成部材としては、図示しないが、例えば、ブラッグピークの幅を拡大させるためのリッジフィルタ（ridge filter（リップルフィルタとも呼ぶ））や、粒子線のエネルギー（飛程）を変えるためのレンジシフト等が考えられる。横方向の照射野形成部材としては、例えばビーム進行方向に垂直な方向に粒子線を偏向させる図示しない走査電磁石等が考えられる。また、偏向された粒子線のビーム位置やビームフルエンスを計測するための検出器（ビーム位置モニタ、線量モニタ等）が設けられている。
- [0018] このような粒子線治療装置900を用いて、治療を行う際には、各部を連携して制御する必要がある。そのため、粒子線治療装置900では、機器ごとの制御を行う制御部（例えば、制御部610、620、630、・・・、6**）と、機器を連携して制御する連携制御部（例えば、制御部600）などを階層化して制御システムが構成されることになる。
- [0019] 照射部200は、上述したように粒子線を患者に照射する際に適切な照射野を形成するための機能を有し、治療計画装置700は所望する線量分布を照射するために照射部200や加速器500の各機器のパラメータを適切な値に決める機能を有する。そして、治療計画を確認する際、あるいは状況に応じて治療計画を変更する際には、患者の腫瘍の位置や変動等を特定するための撮像機器や治療中の照射ビームの測定を行う機器が必要となる。なお、照射部200のうち、粒子線を出射する部分を照射ポート（例えば、後述する照射ポート220r、照射ポート220A等）と称する。
- [0020] 上記では照射室を複数具備した粒子線治療装置について述べたが、最近ではガントリ照射室が1室のみの粒子線治療装置や、回転ガントリの回転角度が概略360度ではなく、概略220度などに限定した例も知られている。本発明の実施の形態では、これらガントリの方式や治療室の数によらず実施することができる。回転ガントリ照射室が1室タイプの粒子線治療装置において装置を小型化するために加速器が回転ガントリと組み合わせられた例を図5に示す。この例では加速器は固定であって、回転ガントリと共に回転しない。図6は加速器がガントリと共に回転する例である。さらに、特許文献4

の図15では、加速器を患者の周りを回転させる方式が開示されている。図5および図6では加速器と照射点の間のビーム輸送部分に偏向電磁石430や四極電磁石440を設けて、粒子線の軌道を曲げたり、ビームを収束させたりする。一方で特許文献4では、加速器から出射されたビームが直接照射系に送付される。特許文献4の例では、照射装置210やノズル先端機器220rにおいて飛程調整装置を通過する際にビームが広がって、患部に照射するスポットサイズが大きくなる傾向がある。また、回転ガントリの方式としてもいくつかの方式があり、これまでは照射できる角度範囲が概略360度のものが一般的であったが、最近では、照射できる方向を概略220度などに限定した例も知られている。特許文献4の図12、あるいは特許文献5の図2に示されたものがその例である。以下で述べる本発明の実施の形態では、これらガントリの方式や治療室の数や、ビーム光学系の具体的な設計によらず実施することができる。

[0021] 本発明の実施の形態1にかかる粒子線照射装置800では、照射室300において、回転装置100が備えられている。粒子線照射装置800は、回転架台110と回転架台110を回転駆動させる回転駆動部121とからなる回転装置100、回転装置100と回転中心が同一の回転ガントリ350、回転駆動部121と回転ガントリ350の駆動部（図示せず）の動作を制御する回転駆動部121、患者を載せる治療台320、患者に粒子線を照射する照射部200から構成される。

[0022] 図1および図2に示すように、粒子線照射装置800は、回転ガントリ350と回転軸Xrを共有するように、回転駆動する回転装置100を設置している。また、回転装置100には、治療台320は固定されておらず、回転ガントリ350と同様に、載置された患者Kの周りを回転するように設置される。以下、詳細に説明する。なお、本来回転ガントリ350は、ダクト部分や偏向電磁石等も回転する大掛かりなものであるが、説明を簡略化するため、図では、リング状の部分（リング部と称する）のみ示している。

[0023] 回転ガントリ350の回転軸Xrには、照射領域内の点Ic（アイソセン

タに対応)が設定されており、照射部200のうち、回転ガントリ350のリング部に設置された照射ポート220rは、出射方向を照射領域内の点lcに向けた状態で、照射領域内の点lcを中心に回転駆動される。一方、照射領域内の点lcを含む照射範囲から回転軸Xrに沿って離れた位置で床面310に固定された治療台320は、患者Kを載置する部分が、床面310から浮いた状態で照射範囲を超える位置まで延伸している。これにより、治療台320上に載置された患者Kの患部に対して、照射領域内の点lcを含む回転軸Xrに垂直な面(照射角回転面と称する)内において、所望の角度から照射領域に向けて粒子線を照射することが可能になる。

[0024] そして、回転装置100は、回転ガントリ350と同じ回転軸Xrを中心に回転する回転架台110と、回転架台110の周方向に沿って配置された撮像装置あるいは放射線検出器等の複数の機器を備えている。このとき回転架台の駆動範囲は周方向に沿って配置されたすべての機器を使用位置に持っていくことができる。すなわち駆動範囲が0度から360度まであれば、全ての使用角度がカバーできるが、駆動範囲が0度から540度、すなわち1.5周分であれば、すべての状態において次の使用角度までの移動角度を180度以下にすることができ、より短時間で機器設定が行える。回転架台110には、回転架台110の回転角度を所望の角度に調整するための回転駆動部121と、床面310に固定されたレール122r上を転がる車輪122wによって、回転架台110を回転軸Xr方向に駆動する直進駆動部122とを有している。直進駆動部122により、回転架台110を照射室300の床面310に平行な面内で、回転軸Xrに沿って並進移動することによって、回転架台110を所定位置に駆動して位置決めし、複数の機器のそれぞれが、照射角回転面内に配置された状態で、照射部200(とくに、照射ポート220rの位置)と連携して動作させることで、撮像機器と照射機器が干渉せず、撮像や正確な照射ができる。このように回転装置100は回転ガントリ350とは別の回転・動作構造を有しており、設定角度も回転ガントリとは別に設定できる。

[0025] なお、放射線検出器とは、治療に用いる粒子線である一次放射線を検出する検出器、もしくは一次放射線が原子や原子核と反応して発生する二次放射線（X線、ガンマ線、荷電粒子など）を検出する検出器のことを指す。また、放射線検出器を含めた複数の機器は、治療照射時に粒子線が通過する通路およびその延長線上に設置される粒子線通路上機器と、周方向に沿ってそれ以外の場所に設置された粒子線通路外機器の2つに大きく分類できる。

[0026] 粒子線通路上機器としては、照射ポート220rから出射された粒子線が照射領域内の点lcを含む患部に向かう際の通過経路となる粒子線通路部（ダクト部）130は、照射時には照射ポート220rと同じ角度になるように位置合わせされる。照射ポート220rから照射された粒子線の状態を検出する粒子線診断装置142を使用する時には回転装置を図1に示す位置より180度回転させ照射ポート220rの直下流に配置される。一方、患部を透過した粒子線を検出する下流粒子線検出部141は、照射領域内の点lcを挟んで照射部200の対角に配置される。なお、粒子線を止めるビームストッパ111は、粒子線診断装置142を使用する際に、その下流にある装置（あるいは患者の場合もある）を粒子線から遮蔽できるように配置されている。また、図1では照射ポート220rは12時の位置にあるが、実際の照射はさまざまな角度から行われる。この場合でも前述の動作は同じであり、粒子線通路部（ダクト部）や下流粒子線検出部は照射ポート220rの角度に対して設定される。

[0027] 粒子線通路外機器としては、デジタルラジオグラフィと呼ばれる患者・患部の位置決めを使う画像取得装置として、X線管などのX線発生装置と、フラットパネルディテクタ（FPD）もしくはイメージインテンシファイア管などのX線撮像装置の組合せが考えられる。図では、X線発生装置としてX線管152s、153sを、X線撮像装置として、X線管152s、153sのそれぞれに対して照射領域内の点lcを挟んでFPD152m、153mを対向して配置してX線画像取得装置152、153を構成している。また、医療画像取得装置としては、PET（Positron Emission Tomography）

検出器やSPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 検出器、あるいは即発ガンマ線と呼ばれるガンマ線を検出するためのシンチレーション検出器などが考えられる。図では、ポジトロンから発生される2個の光子を同時検出するために照射領域内の点1cを挟んで2台のPET検出器151a、151b (まとめて、医療画像取得装置151と称する) を対向して配置した例を示している。

[0028] 患者および患部の位置決めには通常2方向からのデジタルラジオグラフィ映像を使用するので、X線管とFPDは2対図示してあるが、これを1対のみとし、回転装置100を回転することによって2方向からの画像を取得してもよい。図示していないが、回転装置100は円周部分の内側と外側に保護カバーを付けてある。保護カバーは回転装置に搭載した機器を保護するためと、回転装置を回転させた場合に患者を保護するためや、回転装置以外の機器との衝突防止のためでもある。内側の保護カバーについては、このカバーを通してX線撮像を行うので、ポリイミドなどの原子番号が低い材質を用いて十分に薄くする。粒子線通路部(ダクト部)130は粒子線の散乱が気になる場合はその部分については保護カバーを省略する。また、回転部の内側および外側のカバーは回転時の干渉を避けるために円形であることが望ましいが、円形でなくとも八角形や六角形などの多角形であったり一部が直線であってもよい。

[0029] 前記粒子線通路上機器のうち、粒子線診断装置142の構成についてより詳細に説明する。粒子線治療では治療の品質保証の一環として、粒子線の特性をあらかじめ確認しておく必要がある。例えば照射に使用するビームの飛程(エネルギー)やビームサイズ、照射位置が所望のものとなっていないかを確認する。粒子線診断装置142として具備する検出器の一例は、多層ファラデイカップ、放射線フィルムホルダに装填された放射線フィルム、蛍光板ビームモニタとビデオカメラ、又は2D-Arrayと呼ばれる2次元半導体検出器など既知の装置である。

[0030] 多層ファラデイカップは通常ファラデイカップが深さ方向に多層化され

ており、これらの層を独立に読み出すことによってリアルタイムで粒子線の飛程（エネルギー）を確認できる装置である。放射線フィルムホルダには放射線フィルムを装填し、ペンシルビームを格子状などのテストパターン状に照射するか、２次元一様分布を作るように照射することなどが考えられる。またペンシルビームのビームサイズや形状も詳細に確認することができる。フィルムの解析には時間がかかるが、必要に応じて実施すればよい。

[0031] 蛍光板ビームモニタとビデオカメラを使えばフィルム同様にペンシルビームの位置、サイズ、形状、線量分布の一様性などをより短時間で容易に確認することができる。これらの検証方法を用いて仮に絶対精度の検証まで実施できない場合でも、再現性の確認だけでも十分な価値がある。以上の具体的な確認項目については各治療施設の考え方によって決めればよい。確認する項目は例えば患者毎に、あるいは照射セッション毎、日々、週ごとになどによって照射精度が担保できるように適宜決めればよい。

[0032] 従来では、こうした品質保証確認のために専用の検出器を照射室 300 に運び、照射領域内の点 1c に設置して測定していた。このため、品質保証確認の作業頻度は治療施設にも依るが、例えば、日々の作業として、こうした設置作業を毎朝実施する必要があった。しかしながら、本実施の形態 1 にかかる粒子線照射装置 800 では、粒子線通路部（ダクト部）130 と、品質保証確認で使用する粒子線診断装置 142 とが、回転装置 100 の周方向に沿って並んでいる。そのため、回転角度を所望の値に設定するだけで、治療と品質保証確認の切り替えを行うことができるので、めんどろな設置作業が不要で、日々の作業を容易にし、作業効率を下げることなく確認頻度も上げることができる。

[0033] なお、図 1 において、粒子線診断装置 142 は照射ノズル（照射部 200）の反対側に配置されており、回転装置 100 を 180 度回転させて、粒子線の入射方向としては粒子線診断装置 142 を照射ノズルに近づけることを想定している。しかし、例えば、医療画像取得装置 151 を具備しない場合は、その空間に粒子線診断装置を配置することも可能で、そうすれば 18

0度回転するのではなく、90度回転するだけで、短時間に品質保証確認と治療照射を切り替えることができる。しかし、図1に示すような配置であれば、後述する透過型の照射を実施する場合には、ビームストッパ111を開状態にしておくことにより、粒子線診断装置142が照射領域内の点1cより下流側にあっても使用できる。

[0034] 次に、粒子線通路上機器である下流粒子線検出部141について説明する。粒子線治療では通常、前述したようにブラッグピークの深さが患部付近にくるように治療計画を立てる。しかし、以下に説明する粒子線照射の別の利用法である透過照射では、照射部200から出射される粒子線のエネルギーを高く設定し、粒子線が患者Kの体を透過するように照射を行う。このとき、照射領域内の点1cを挟んで照射ノズル（照射部200）とは反対方向（すなわち、粒子線から見て照射領域内の点1cの下流側）に下流粒子線検出部141として放射線検出器を配置し、透過照射によって体内を貫通してくる粒子線を測定する。

[0035] 下流粒子線検出部141に使う装置としては、さまざまな放射線検出器が考えられるが、具体的にはマルチワイヤチェンバ、マルチストリップチェンバ、半導体位置検出器、FPD、放射線フィルムなどの粒子線の位置を検出することのできる既知の装置が考えられる。透過照射の目的としては以下に述べるような照射箇所の確認、粒子線ラジオグラフィ画像の取得、粒子線断層画像の取得などが考えられる。

[0036] 透過照射は、治療照射の直前に準備照射として行うか、治療照射を一時中断して行うことができる。

[0037] また、下流粒子線検出部141を使って準備照射を行うことで、通常は、事前に行う粒子線が適切な箇所に当たっているか否かの確認を、照射しながら行うことができる。例えば、照射制御部（後述する制御部600）において、治療計画により指示された場所（粒子線の横方向の2次元座標）と下流粒子線検出部141で得られた粒子線照射の位置情報を照合し、あらかじめ設定された許容精度の範囲内にあることを確認する。このとき、下流粒子線

検出部 141 で測定される座標は治療計画で策定された照射座標の延長線上にあるため、走査されたビームの発散を考慮して下流粒子線検出部 141 まで投影した値を用いる。投影座標と測定座標の差異が許容精度の範囲外の場合は、照射位置異常として粒子線の照射を直ちに中断し、粒子線治療装置 900 を一時停止状態にする。位置情報としては粒子線の中心位置が適切であるが、追加の情報として粒子線のビームサイズ（ビームプロファイルの 2 次モーメント）を確認してもよい。このとき、照射部 200 から出射される粒子線はエネルギーが十分高く、患者の体を透過できるものとする。またこのとき使用する線量は治療線量に比べて十分小さくなるように照射部 200 から出射される粒子線の強度（ビーム電流）を制御し、治療計画にて治療線量の一部に含めて計画をしておく。

[0038] また、下流粒子線検出部 141 を FPD、放射線フィルムなどの撮像装置として、透過する粒子線を測定すると、粒子線ラジオグラフィを取得することができる。この画像を基準画像と比べることで治療照射において位置ずれが許容範囲内にあることを直接的に確認することができる。この確認は、治療照射の直前に行う。

[0039] つぎに、粒子線通路外機器について説明する。

まずは粒子線通路外機器である X 線画像取得装置 152、153 を使った患者位置決めについて説明する。粒子線治療では治療線を患部に照射する前に患部を正確に位置決めする必要がある。X 線管と FPD などを用いて X 線画像を 2 方向から取得し、患部の位置合わせと確認を行う。回転装置 100 では装置を所望の角度に回転することで位置決め画像を短い時間内に取得することができる。

[0040] 従来方式として、FPD をノズルに搭載する装置があるが、FPD を格納状態から診断状態まで駆動するために時間を要するという欠点があった。また大型の FPD を搭載することは他の機器との干渉を考えると困難であり、そのため搭載できる FPD の寸法が制限される。さらに X 線管や FPD の位置が遠くなり、画像コントラストが低下したり、X 線の散乱による画質劣化

などの点で不利であった。さらに遠くからの撮像においては、X線管を大容量のものにする必要があり装置が大型になったり、X線管の熱負荷を冷却する装置も大掛かりになるという欠点があった。

[0041] さらに治療部位によっては呼吸や血流によって標的領域が動くため、正確な照射を行うには患部の動きをX線で確認しながら照射することが望ましい。動きによるずれが所望の範囲を超えた場合はX線画像取得装置の制御部にてそれを判断し、照射部200の制御部を経由して照射を速やかに中断し、ずれが所望の範囲内になった時点で再開する。治療のための粒子線と撮像のためのX線は同時に照射する場合と、交互に照射する場合がある。交互に照射する場合は1秒以内に高速にX線撮像と粒子線照射を切り替える必要がある。本発明によれば、あらかじめX線画像取得装置が照射点の周りに設置されているため、粒子線を照射中にX線撮影を行うことが容易となる。X線画像取得装置を患者の近くに設置することが可能なため、他の機器に邪魔されることなく広い撮像視野が取ることができる。動きの確認には、患部のみならず周辺領域、例えば照射対象からはずれた横隔膜の動きなども利用する場合があり、X線撮像範囲が広く取れることはそのような周辺情報も活用可能とするため、より多くの部位に対して照射精度を確保することができる。

[0042] なお、位置決めの際にX線画像取得装置の設定角度は照射ポート220rの角度によらず、照射室に対して正側の角度で取得されることが多い。しかし、照射角度から位置確認する場合もあり、これをビームズ・アイ・ビューと呼ぶが、本発明では回転装置を所望の角度にもっていきだけで、そのような別の撮像条件にも容易に対応することができる。

[0043] つぎにX線画像取得装置を使ってコーンビーム断層(CBCT)画像を取得することについて説明する。回転駆動部121を駆動させ、X線発生装置とX線撮像装置の組合せ(X線管152sとFPD152m、あるいはX線管153sとFPD153m)を、回転させながらいろいろな角度で画像を取得することで、CBCT画像を取得することができる。これらは既知の技術であるが、従来技術ではFPDのようなX線撮像装置が回転ガントリに取

り付けてあるため、回転速度の上限は1rpm程度に制限されていた。CBCCT画像を取得するためには回転駆動部121を少なくとも180度+ α 度回転させる。ここで α はX線管153sとFPD153mによって一度に撮像できる角度範囲に相当する。

[0044] なお、例えば、従来技術には、回転ガントリとは独立に回転する機構を設けた例が開示されている。しかし、照射ノズルと回転機構が干渉するため、患者が治療位置にいる状態において（すなわち患部の基準点が照射領域内に位置決めされた状態において）CBCCT画像を取得することが困難であった。また、特許文献3では、X線発生装置とX線撮像装置が突出しているため、患者や周辺機器との衝突防止、安全性の配慮から回転速度を上げることが困難だった。

[0045] このように本発明を用いることで患者を治療位置から移動せずに位置決めでき、かつ短時間で画像が取得できるため、作業時間の短縮、および位置決め後の移動による患者体位のずれを防止するという精度面の利点の両方が得られる。

[0046] これに対し、本発明の実施の形態1に関する回転装置100においては、X線管152s、153sとFPD152m、153mをカバーされた筐体の中に設置することができるため、回転速度を上げることができる。これによって呼吸で動く部位の高速撮影が可能となる。さらに、粒子線通路外機器であるX線発生装置とX線撮像装置の組合せ（X線管152sとFPD152m、あるいはX線管153sとFPD153m）と、粒子線通路部（ダクト部）130が、回転装置100の周方向に沿って並んでいる。そのため、回転角度を調整するだけで、治療とCT画像の取得の切り替えを行うことができるので、患者Kが治療位置にいる状態でCBCCT画像を取得することも可能である。このため稀に、照射中に患者Kが咳をした場合や動いた場合でも、照射を一時中断し、治療台320を照射位置から移動させることなく、CBCCT画像を取得したのち照射を再開することができる。CBCCT画像を取得するためには回転駆動部121を少なくとも180度+ α 度回転させる

。ここで α はX線管153sとFPD153mによって一度に撮像できる角度範囲に相当する。図1においては2対のX線撮像装置を具備しており、これら2対から取得した撮像データを総合的に用いれば、回転する角度範囲は $90^\circ + \alpha$ 度以上でもよい。また、呼吸等によって動く患部については、その動きを考慮することによって4D-CBCT（四次元コーンビームCT）を取得することもできる。

[0047] PET装置（PET検出器151a、151b）については、前述のCBCTのように、照射領域内の点1c以外の場所（すなわち、治療台が治療位置から少し離れた場所にある状態）で見る方法もあるが、その場合、治療照射時とPET測定時と患者位置決めを2回実施する必要がある。本回転装置を用いれば患者を動かすことなく照射の状態において測定することができる。これにより、患者の位置決めが1回で済むだけでなく、治療時の位置決め精度を含めて確認することができ、また前述したように準備照射や治療照射の途中でも確認できる利点がある。さらに、スキャンニング照射においては個別のペンシルビームを照射して線量分布を作るため、標的のもっとも深い表面であるディスタル層に属するスポットのみを選択して、計画された線量の一部をその場所に投与することで、計画で想定した飛程が得られているかを確認することが可能となる。このような撮像に使うポジトロン放出現象は半減期が長いため（分オーダー）、シンクロトロンのようにビーム供給が間欠的に行われるタイプの加速器では、ビーム供給の合間の時間（秒オーダー）に確認撮影を実施しても測定する信号の減衰は問題とならない。

[0048] 照射部200は治療照射に比べて短時間で行う準備照射、もしくは照射ビーム電流を絞って行う準備照射、もしくはその両方の特性を備えた準備照射が可能であり、治療照射の開始直前に短時間に準備照射することが可能である。ここで準備照射とは治療計画で指定された線量の一部を使って照射することを指す。そのため、準備照射後にいったん照射を停止し、回転装置100に搭載の機器からの情報を照射制御部にて収集・処理し、オペレータに表示し、その情報を基に照射を続行するか否かをオペレータが判断できるよう

にするとよい。このように、準備照射を用いることにより、確認に用いる線量を抑えることができる。

[0049] なお、飛程を確認するためには、上述したPET以外に、後に実施の形態3で説明する即発ガンマ線の検出がある。PET装置、あるいは即発ガンマ線検出器等によって得られる情報は、視覚化して画面表示することができるが、これらの装置で得られる情報は粒子線の飛程や線量分布を直接的に表すものとは限らない。すなわち、PET核種や即発ガンマ線の生成確率は、粒子線のエネルギーと標的を構成する物質の原子番号に依存するからである。この依存性を考慮するため、粒子線輸送シミュレーションが可能な既知の計算コードであらかじめ計算した解析結果において分布をあらかじめ計算しておき、計算と測定を比較することが望ましい。但し、測定結果を使って前回の照射結果に対して再現性を比較するだけであればその必要性はない。

[0050] つぎに、上述した粒子線通路外機器および粒子線通路上機器を回転可能に支持する回転装置100および粒子線治療装置900との連携制御について説明する。

回転装置100の動作および粒子線治療装置900との連携動作を制御するための制御系統は、図4に示すように、複数の制御器によって構成している。例えば、回転装置100を具備する照射室300に設置された制御画面において、回転角度の表示、操作や搭載された検出器の表示、操作が可能であることが操作性の観点から望ましい。照射部200の運転中には、オペレータは照射室300から退避しているため、回転装置100の制御画面と制御機能は照射室300の外に設置された制御端末にて同等の表示、操作が可能であることが望ましい。

[0051] 回転装置100（回転駆動部121）は、図示しない回転角度検出器を具備し、自身の回転角度が、そのときの治療で要求された照射ポート220rの角度と整合していることを確認する。この確認は、回転装置100の制御計算機（制御部610）、あるいは照射部200の制御計算機（制御部600、620）のいずれかで行うことが考えられる。

- [0052] 例えば、制御計算機（制御部610）は、回転装置100に取り付けられた回転角度検出器から回転角度を読み取って、照射部200から伝送された所望の回転角度と比較して、整合が取れている場合にのみ「回転角度OK」のイネーブル信号をONにする。このイネーブル信号を照射部200の「照射可」のインターロックに用いることが考えられる。また、治療の安全性から確認手段は二重化することが望ましい。回転角度検出器の一例としては、回転装置100の回転駆動部121に取り付けたロータリーエンコーダが考えられる。回転角度や回転装置100の状態、搭載機器の状態を表示する表示器を回転装置100の近傍に取り付けるか、照射部200の操作画面に回転角度を表示すると使いやすくなる。
- [0053] 回転装置100と照射部200（とくに照射ポート220r）、あるいは加速器500の間には、それぞれの系で機械的な誤差を有するため、各座標系が十分精度内で一致していることを担保する必要がある。そこで、回転装置100の放射線検出器（粒子線診断装置142もしくはノズル先端機器210）として、少なくとも1台のビーム位置検出器を搭載することが望ましい。このビーム位置検出器は、ビーム軸に対して垂直な面におけるビーム位置を検出可能な装置で、既知の蛍光板とCCDカメラ使った方式や、マルチワイヤチェンバ、マルチストリップチェンバ、多電極型の半導体検出器などが考えられる。
- [0054] 回転装置100の回転角度が所望の位置にある状態で粒子線を照射し、ビーム位置検出器における粒子線が所望の精度で所望の位置に来ていることを確認する。誤差分については、上流の装置（たとえば輸送系400）に設置された水平と垂直の1セット以上の図示しないステアリング電磁石、もしくは前述の走査電磁石にて粒子線の軌道を補正することができる。ビーム位置検出器におけるビーム位置と補正に必要な電磁石の励磁量には概ね線形の関係にあり、既知の計算手法やシミュレーションでも算出することができるし、あらかじめ測定しておくことによって関係式を求めることも可能である。
- [0055] 更にステアリング電磁石、もしくは前述の走査電磁石を動的に励磁変更可

能なものとし、ビーム位置の検出と補正量を高速に計算できるようなフィードバック回路を設けることで、ビーム軌道補正をリアルタイムで実施することも可能である。また、安全上の配慮として、ビーム軌道補正量がある値を超えた場合には、回転装置100の回転角度が間違っているか、上流の装置に異常があることが考えられるため、インターロックをかけるようにするとよい。

[0056] なお、上記に示すような、粒子線通路外機器（医療画像取得装置151、X線画像取得装置152、153）、粒子線通路上機器であるノズル先端機器210（照射野形成部材、ビーム位置モニタ、線量モニタ）、粒子線診断装置142、下流粒子線検出部141、ビームストップ111は、粒子線の照射をサポートするために備えられるものであり、サポート機器と称する。

[0057] なお、図1における各サポート機器の円周上の配置は、撮像範囲の干渉や、機器と配線の干渉などを考慮して決めることであり、ここに記載した配置例以外でも同様の機能が得られる。例えば、図1においてFPD153mがX線管153sより粒子線通路部130に近い位置にあるが、この配置は逆であってもよい。また、X線画像取得装置152、153は粒子線通路部130を挟んで概ね45度の位置関係で図示してあるが、これ以外の角度に配置しても同様の機能が得られる。

[0058] 以上のように、本実施の形態1にかかる粒子線照射装置800によれば、加速器により加速された粒子線を患者Kに向けて照射する照射ポート220rと、照射ポート220rとは独立して設けられ、照射ポート220rから照射された粒子線を通過させる粒子線通路部（ダクト部）130と前記粒子線の照射をサポートするサポート機器（医療画像取得装置151、X線画像取得装置152、153、ノズル先端機器210、粒子線診断装置142、下流粒子線検出部141、ビームストップ111）が、周方向に配設された回転架台110と、回転架台110を回転駆動させる回転駆動部121と、照射ポート220rからの粒子線の出射を制御するとともに、回転駆動部121の動作を制御する制御部610とを備えるようにしたので、回転角度や

回転速度を調整するだけで、患者を動かすことなく、各機器を使用可能な状態に切り替えて撮像することができる。そのため、撮像精度を損なうことなく、効率よく正確な照射を実現することができる。

[0059] また、検査機器のうち、粒子線の照射方向に対して使用可能な位置が決まる機器（例えば、下流粒子線検出部 141、医療画像取得装置 151）は、粒子線通路部（ダクト部）130の位置を基準にして、周方向における位置が固定されているので、粒子線の照射方向に応じて粒子線通路部（ダクト部）130の位置を調整するだけで、その機器を使用可能な状態に切り替えることができる。

[0060] また、検査機器には、回転中心（回転軸 X r）まわりに回転しながら動作する機器（例えば、X線画像取得装置 152、153）が含まれるので、余分な作業を介することなく、撮像と治療を連続して実行できる。

[0061] さらに、回転架台 110は、回転軸 X rに沿って並進移動可能に設けられるようにしたので、回転架台を所定位置に駆動して位置決めし、複数の機器のそれぞれが、照射角回転面内に配置された状態で、照射部 200（とくに、照射ポート 220 rの位置）と連携して動作させることで、撮像機器と照射機器が干渉せず、撮像や正確な照射ができる。

[0062] 実施の形態 2.

上記実施の形態 1における粒子線照射装置 800においては、回転装置に粒子線の照射領域内への通過経路としてダクトを配置した例について記載したが、本実施の形態 2では、回転装置に照射野を形成するノズル先端機器をダクト内に配置した場合、つまり照射装置ノズル 220の一部を搭載する例を示す。図 7は本実施の形態 2にかかる粒子線照射装置 800について説明するためのもので、回転ガントリと回転軸を合わせて設置した回転装置を回転軸方向から見たときの模式図である。なお、粒子線治療装置 900および制御に関する構成については、実施の形態 1で用いた図を援用し、同様部分の説明は省略する。

[0063] 本実施の形態 2にかかる粒子線照射装置 800では、図 7に示すように、

回転装置100は、回転架台110内にノズル先端機器210を回転可能に支持している。ノズル先端機器210は、基本的には、実施の形態1の照射部200で説明した照射野形成部材である。具体的に示すと、照射野形成部材は、レンジシフト、（もしくはオフセットレンジシフト）、リッジフィルタ、（もしくはリップルフィルタ）、補償フィルタ（ボラスとも呼ぶ）ホールダ、患者コリメータ、多葉コリメータなどを指す。レンジシフトは、粒子線の飛程を制御するための装置、リッジフィルタはブラッグピークを意図的に広げるための装置、補償フィルタは標的（腫瘍）の後端側の形状に合わせて製作されるフィルタであり、深さ方向の照射野を形成するものである。患者コリメータは標的に対して粒子線の横方向（ビーム照射方向に対して垂直な方向）の形状に合わせて製作されるコリメータである。多葉コリメータは計算機制御可能な可動コリメータである。なお、これら照射野形成部材の使用は症例に応じて医療スタッフが決めるものであり、必ず使用されるものではない。

[0064] また、ノズル先端機器210として、ビーム位置モニタ、線量モニタを備えてもよい。これらは、いずれも粒子線治療において既知のもので、スキャニング照射などでは、設置場所として照射ノズル（照射ポート）先端部が妥当な装置である。ビーム位置モニタとしては、マルチワイヤチェンバやマルチストリップチェンバなど、線量モニタとしてはイオンチェンバや二次電子放出型モニタなどが使用でき、いずれも従来の粒子線治療において既知の技術である。ノズル先端機器210は、散乱によるビームサイズ拡大を抑制するため、なるべく下流に配置することが望ましい。

[0065] このように、通常は照射部200の先端部に設置する照射部の機器の一部を回転装置100側に設置することによって、照射領域内の点1c近くに配置すべき機器を一つの回転構造物に集約し、照射領域内の点1cから一定半径内での回転空間を確保することができる。すなわち、照射ポート側の照射部先端のどっぴりを抑制することによって、CBCTなどの断層画像を取得するときの画像取得装置と照射部の干渉を回避することができる。同時に、

ノズル先端部の装置をなるべく患者に近づけて設置することが可能になり、ビーム径が広がることを抑制できる。

[0066] なお、スキャニング照射ポートの場合は、照射部 200 の中も粒子線を通すための真空ダクトが設置されている。このため、この真空ダクトと加速器 500 からの輸送系 400 の真空ダクト 410 は、遮断バルブを介して一体になっており、ビーム出口の真空窓 はなるべく下流に設置することがビームの散乱設計上望ましい。真空窓で発生する散乱によって粒子線のビーム径が広がるため、真空窓がなるべく下流のほうが照射領域内の点におけるビーム径を小さく保てるからである。このため、回転装置 100 の直上流にビーム出口の真空窓を設置するとよい。

[0067] ビーム位置モニタについては安全のために主・副の 2 台を設けて冗長性を得ることが通常であり、その 2 台のうち 1 台を回転装置のノズル先端機器として設置し、もう 1 台は上流の照射部 200 側に設置し、2 台のビーム位置モニタの計測値を比較することによって、回転装置が設定された回転角度が所望の値であることを確認し、照射装置の安全性を高めることができる。

[0068] また、回転部のカバーは回転時の干渉を考慮すると概ね円形であることが望ましいが、照射ノズル先端機器 210 は照射領域にできるだけ近づけることが望ましいため、図 8 に示すように、この部分だけを近づけるためにノズルカバーに出っ張りを設けるか、この部分のみ直線にしてもよい。

[0069] 以上のように、本実施の形態 2 にかかる粒子線照射装置 800 によれば、回転装置 100 は、粒子線通路部（ダクト部）130 に、粒子線の照射野を形成する照射野形成部材が設けられているので、すなわち、照射部先端のどっぱりを抑制することによって、CBCT などの断層画像を取得するときの画像取得装置と照射部の干渉を回避することができるだけでなく、真空窓がなるべく下流のほうに設置でき、照射領域内の点におけるビーム径を小さく保つことができる。

[0070] また、放射線検出器（ビーム位置モニタ、線量モニタ）は、回転架台 110 の粒子線通路部（ダクト部）130 に設置されるようにしたので、上流の

照射部側に設置した放射線検出器の計測値と比較することによって、回転装置が設定された回転角度が所望の値であることを確認し、照射装置の安全性を高めることができる。

[0071] 実施の形態3.

本実施の形態3では、上述した実施の形態1あるいは2における下流粒子線検出部あるいは医療画像取得装置に用いる機器を別のものに変更したものである。図9は本実施の形態3にかかる粒子線照射装置800について説明するためのもので、回転ガントリと回転軸を合わせて設置した回転装置を回転軸方向から見たときの模式図である。なお、本実施の形態3においても、粒子線治療装置900および制御に関する構成については、実施の形態1で用いた図を援用し、同様部分の説明は省略する。

[0072] 本実施の形態3にかかる粒子線照射装置800では、図9に示すように、回転装置100は、下流粒子線検出部141として、飛程望遠鏡もしくは分割型カロリメータのいずれかを搭載したものである。これにより、粒子線断層画像（粒子線CT）が取得可能になる。粒子線CTの取得方法は既知のものがあ、その例について述べる。なお、粒子線CTを取得するにあたって照射部200から出射される粒子線はエネルギーが十分高く、患者の体を透過できるものとする。

[0073] 飛程望遠鏡とは、透過した粒子線が有する残飛程を計測するための測定装置で、残飛程とは、体内で運動エネルギーの一部を失った粒子線が保有する残りの飛程のことである。例えば、ビーム位置検出器で粒子線の通過する位置を計測し、多層検出器で粒子線の残飛程を計測する。このとき粒子線の一つの粒子を個別に測定する方法と粒子線を細く絞ったペンシルビームとして測定する方法が考えられる。

[0074] 別の方式として、分割型エネルギー測定器（分割型カロリメータ）を用いて粒子線の残エネルギーを測定すればよい。分割型エネルギー測定器としてはCsIやBaF、LaBr₃などの放射線検出器であって、残エネルギーを全て吸収できる十分な厚みを有するものを使う。これらの検出器を粒子線の

横方向に細かく分割して配置し、粒子線によって検出器内で発生する光を光ファイバで光電増管などに導き計測すればよい。このとき粒子線の一つの粒子を個別に測定する方法であれば、残留エネルギーは直接的に計測され、粒子線を細く絞ったペンシルビームとして測定する場合は、上流の線量モニタ等でカウントした粒子数で除すればよい。粒子線CT画像を取得しなくとも、透過照射における残飛程や残エネルギーをあらかじめ選択された1点、もしくは複数点に対して一つの回転ガントリ角度において測定し、治療計画にて得られる情報と照合する確認方法も考えられる。

[0075] また、本実施の形態3にかかる粒子線照射装置800では、回転装置100に医療画像取得装置151として、即発ガンマ線検出器を搭載した。検出器としてはスリット付きガンマカメラ、コンプトンカメラなどの既知の方法がある。スリット付きガンマカメラでは、分割されたガンマ線検出器の前にスリットを設けることで検出されたガンマ線の位置と方向を限定する方式である。コンプトンカメラではガンマ線を散乱する散乱体と散乱した光子を計測することでガンマ線の発生位置を特定することができる。

[0076] また、実施の形態1で説明したように、即発ガンマ線検出においてもPET検出の場合と同様に準備照射をすることができる。さらに、即発ガンマ線検出器等によって得られる情報は、視覚化して画面表示することができるが、これらの装置で得られる情報は粒子線の飛程を直接的に表すものとは限らない。すなわち、即発ガンマ線の生成確率は、粒子線のエネルギーと標的の材質に依存するからである。この依存性を考慮するため、粒子線輸送シミュレーションが可能な既知の計算コードであらかじめ計算した解析結果において計算と測定を比較することが望ましい。但し、測定結果のみを使って前回の照射結果に対して再現性を比較するだけであればその必要性はない。

[0077] 実施の形態4.

上記実施の形態1～3における粒子線照射装置800では、回転ガントリを有し、照射部が回転する照射室に、回転装置を設置した場合について説明した。本実施の形態4にかかる粒子線照射装置800では、照射部が固定さ

れた照射ポートになっている照射室に、回転装置を設置したものである。図10は本実施の形態4にかかる粒子線照射装置800について説明するためのもので、回転装置を回転軸方向から見たときの模式図である。なお、本実施の形態4においても、粒子線治療装置900の基本構成および制御に関する構成については、実施の形態1で用いた図を援用し、同様部分の説明は省略する。また、回転装置内の機器については、上述した実施の形態1～3で説明したのと同様であるので、説明は省略する。

[0078] 本実施の形態4にかかる粒子線照射装置800が設置される照射室300では、図10に示すように、それぞれ12時の方向と3時の方向から照射領域内の点1cに向けて粒子線を照射する2つの固定された照射ポート220A、220Bが設けられている。そして、粒子線を照射するポートを切り替えることで、異なる方向（角度）からの照射（多門照射）が可能となる。その角度の変更の基準となる中心（基準軸）は、上述した回転ガントリの回転軸Xrに相当し、本実施の形態4における回転装置100も基準軸と回転軸を一致させている。

[0079] そのため、本実施の形態4にかかる粒子線照射装置800においても、上記各実施の形態1～3と同様に、撮像精度を損なうことなく、効率よく正確な照射を実現することができる。なお、本実施の形態4では、複数の照射ポート220A、220Bによって異なる角度から照射できる例を示したが、これに限ることはない。例えば、固定された照射ポートが1つしかない照射室に上述した回転装置100を設置した場合でも、撮像精度を損なうことなく、効率よく正確な照射を実現することができる。また照射ポートの角度は水平、垂直に限らず斜め45度、あるいは水平と斜め45度、垂直と斜め45度など回転架台110の回転面と同一平面内であれば他の角度であってもよい。

[0080] また、本実施の形態4にかかる粒子線照射装置800によれば、照射室300には、照射領域内の点1cに対して固定された角度から粒子線を照射する照射ポート（例えば、220A）が設けられ、回転架台110の回転中心

(回転軸 X_r)が、照射領域内の点 I_c と固定された照射ポートを結ぶ線に対して垂直であるように構成すれば、粒子線の照射方向と照射領域内を含む面内で照射領域内の点を中心とする患者の状態の撮像と治療とを間断なく実行することができる。

[0081] とくに、照射室300には、照射領域内の点 I_c に対して設定された面内の異なる角度から粒子線を照射するよう、上述した固定された照射ポートが複数設けられているので、撮像精度を損なうことなく、効率よく正確な照射を実現することができる。

[0082] 実施の形態5.

次に、図11および図12に基づいて回転ガントリを用いたノンコプラナー照射の例について説明する。コプラナー照射とは、患者の体軸、すなわち治療台の長軸がガントリの回転軸に概略平行な状態で行う照射のことで、粒子線は体軸に概略垂直な面内にて照射され、その面内では360度の中の所望の角度から照射することを言う。これに対しノンコプラナー照射では、体軸に概略垂直な面以外の方向から照射を行う。このとき、治療台の長軸は回転ガントリの回転軸とは平行でない状態となる。図11はコプラナー照射のときの治療台と回転装置の状態を示す図であり、図12はノンコプラナー照射のときの治療台と回転装置の状態の一例である。いずれの場合も、回転ガントリと回転装置の回転軸は平行を保っている。図12では治療台は図示した z 軸を中心に角度 α ほど回転した状態である。角度 α が大きくなりすぎると治療台もしくは患者と回転装置の内径102が干渉するが、それより小さい治療台の回転角度の範囲であればノンコプラナー照射に対応することができる。

[0083] 実施の形態6.

本発明の実施の形態1から5においては、回転装置の回転部の形状がリング形状である場合、すなわち概略O型形状の場合について説明してきたが、回転装置は概略C型形状であっても同様の機能を実現することができる。O型形状であれば、回転が時計周り、あるいは半時計周りのいずれも選択するこ

とができるため、所望の角度に設定するための駆動範囲、すなわち設定時間を短縮することができる。さらに、CBCTなどトモグラフィ画像の取得する際には回転領域の選択の自由度が増すので実装しやすい。また、機械的なバランスや強度の点で有利である。しかし一方で、C型形状であれば、治療台と患者を照射位置にセッティングする際に医療スタッフの作業性が改善される場合がある。また、ガントリの方式として、照射できる角度範囲が概略360度のタイプや、照射できる方向が概略220度などに限定されたタイプが知られているが、そのような装置においては必ずしもO型である必要はなく、C型形状において実施した場合でもこれまで述べてきた機能を実現することができる。図13に、C型形状の回転装置の一例を示す。

[0084] C型形状の回転装置の場合、回転装置の周方向360度にわたって機器を配置するのではなく、周方向の一部に機器を配置しない部分を設ける。このためには実施の形態1から5まで説明してきた機器を小型化するか、あるいは一部の機器を削減する。例えば、図13に示した回転装置では、X線撮像装置153をそれぞれ2対で具備するのではなく、片側だけにし、医療画像取得装置151も片側だけに具備することによって回転装置をC型形状にすることができる。治療台を移動する際や患者をセットアップする際には必要に応じて切り欠き部101を所望の角度に設定することで作業性を向上することができる。

[0085] なお、この発明は、発明の範囲内において、各実施の形態を自由に組み合わせたり、各実施の形態を適宜、変形、省略することが可能である。

符号の説明

[0086] 100：回転装置、110：回転架台、111：ビームストップ、121：回転駆動部、122：直進駆動部、130：粒子線通路部（ダクト部）、141：下流粒子線検出部（放射線検出器）、142：粒子線診断装置（放射線検出器）、151：医療画像取得装置、152、153：X線画像取得装置、200：照射部、210：ノズル先端機器、220r、220A、220B：照射ポート、300：照射室、320：治療台、350：回転ガント

り、400：輸送系、500：加速器、800：粒子線照射装置、 l_c ：照射領域内の点、 K ：患者、 X_r ：回転軸（回転中心）

請求の範囲

- [請求項1] 加速器により加速された粒子線を患者に向けて照射する照射ポートと、
- 前記照射ポートとは独立して設けられ、前記照射ポートから照射された粒子線を通過させる通路部と前記粒子線の照射をサポートするサポート機器が、周方向に配設された回転架台と、
- 前記回転架台の回転軸を回転中心として前記回転架台を回転駆動させる回転駆動部と、
- 前記照射ポートからの粒子線の出射を制御するとともに、前記回転駆動部の動作を制御する制御部と
- を備えたことを特徴とする粒子線照射装置。
- [請求項2] 前記照射ポートは、前記回転架台の回転軸と同一の回転軸を回転中心とする回転ガントリに設けられ、前記制御部は、前記回転ガントリの回転動作を制御することを特徴とする請求項1に記載の粒子線照射装置。
- [請求項3] 前記サポート機器は、医療画像取得装置、X線画像取得装置、照射野形成部材、ビーム位置モニタ、線量モニタ、粒子線診断装置、下流粒子線検出部、ビームストップのいずれかを含むことを特徴とする請求項1または請求項2に記載の粒子線照射装置。
- [請求項4] 前記通路部に、前記照射野形成部材が設けられていることを特徴とする請求項3に記載の粒子線照射装置。
- [請求項5] 前記照射野形成部材として、レンジシフタ、リップルフィルタ、補償フィルタ、患者コリメータ、多葉コリメータのいずれかであることを特徴とする請求項4に記載の粒子線照射装置。
- [請求項6] 前記サポート機器は、前記X線画像取得装置を含み、前記X線画像取得装置は、X線管とFPDからなることを特徴とする請求項3から請求項5のいずれか1項に記載の粒子線照射装置。
- [請求項7] 前記サポート機器は、前記医療画像取得装置を含み、前記医療画像

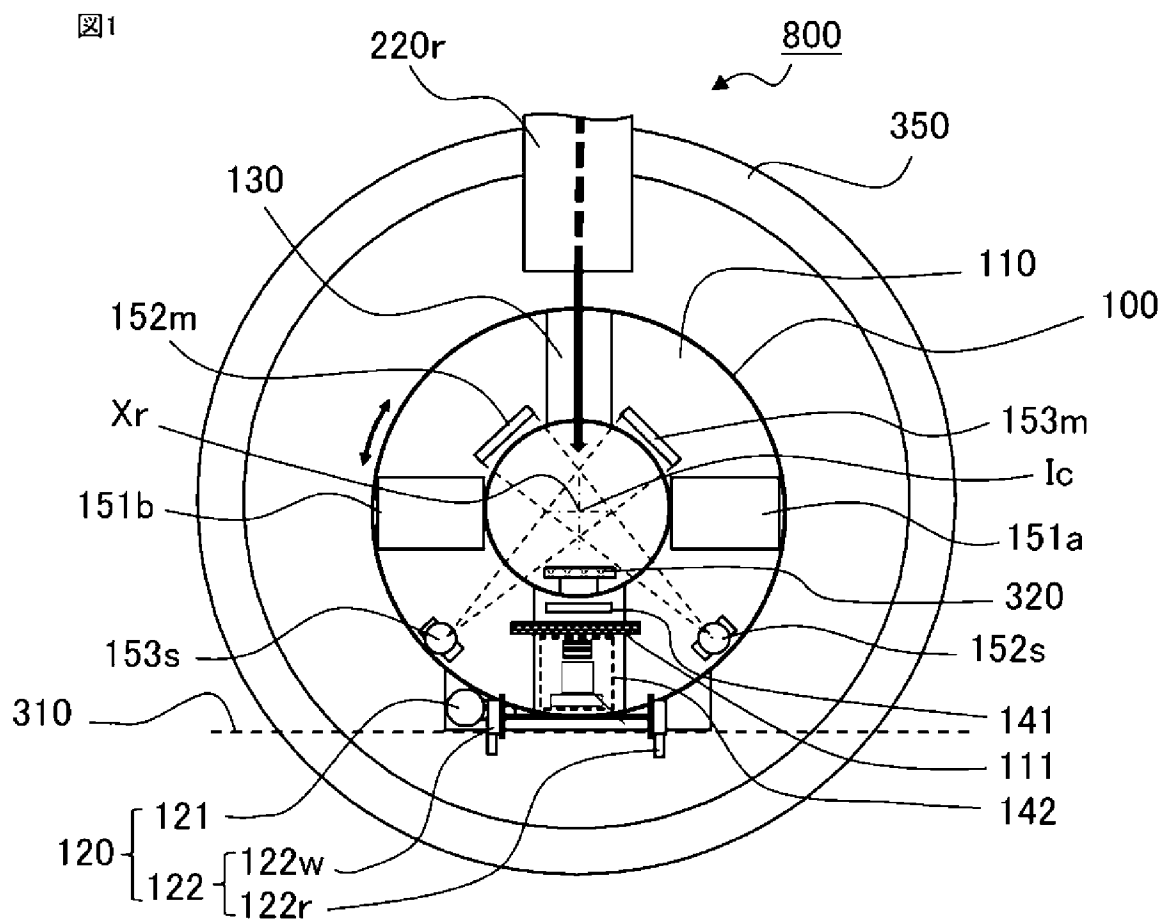
取得装置は、PET検出器、SPECT検出器、即発ガンマ線検出器のいずれかであることを特徴とする請求項3から請求項6のいずれか1項に記載の粒子線照射装置。

[請求項8] 前記サポート機器は、前記X線画像取得装置および前記医療画像取得装置を含み、前記X線画像取得装置および前記医療画像取得装置は、前記患者に前記粒子線を照射中であっても照射と同時にもしくは交互に前記患者を撮像し、前記撮像した画像に基づき前記患者の動きに合わせて前記粒子線を入切することを特徴とする請求項3から請求項7のいずれか1項に記載の粒子線照射装置。

[請求項9] 前記回転架台は、治療室の床に平行な面内で並進移動可能であることを特徴とする請求項1から請求項8のいずれか1項に記載の粒子線照射装置。

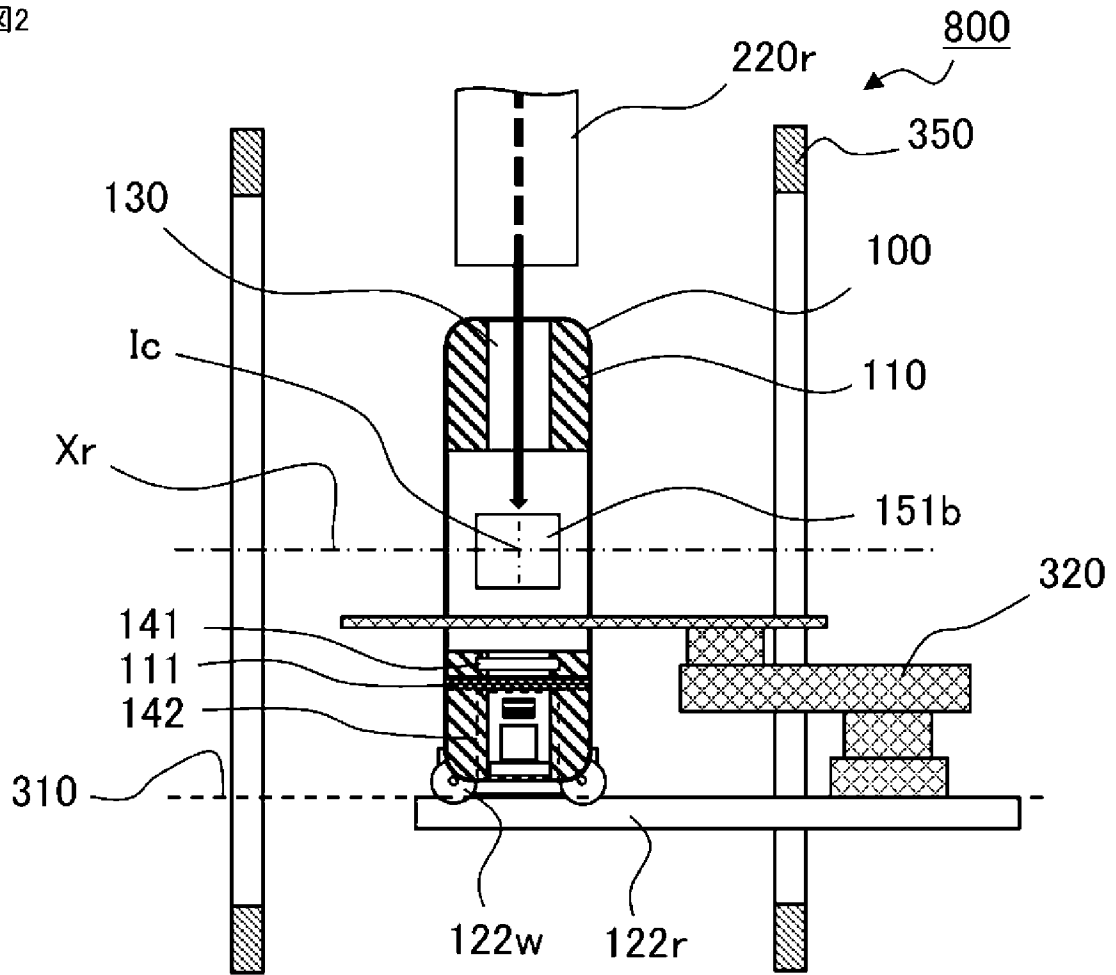
[請求項10] 前記サポート機器には、前記回転中心の周りを回転しながら動作する機器が含まれることを特徴とする請求項1から請求項9のいずれか1項に記載の粒子線照射装置。

[図1]

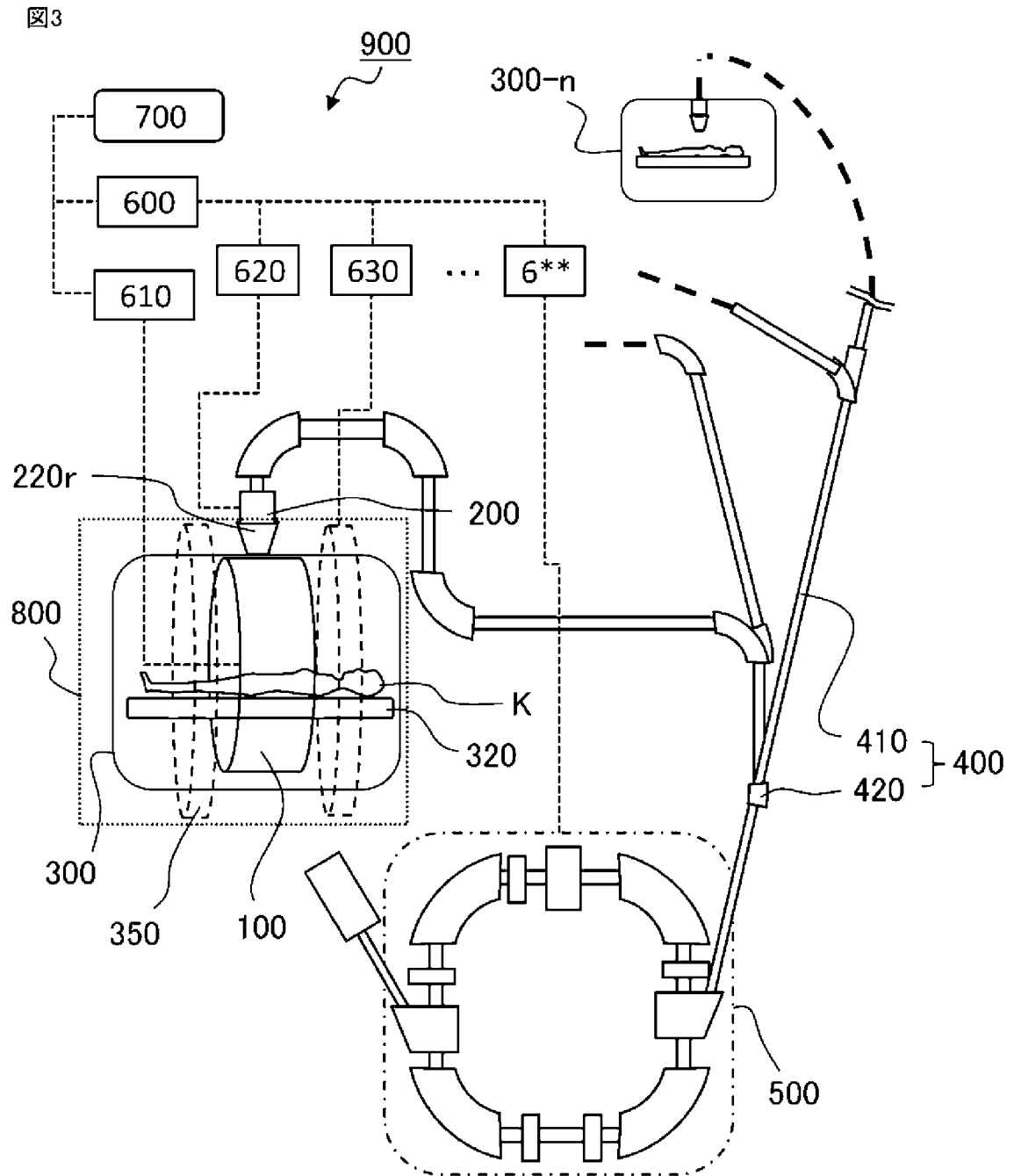


[図2]

図2

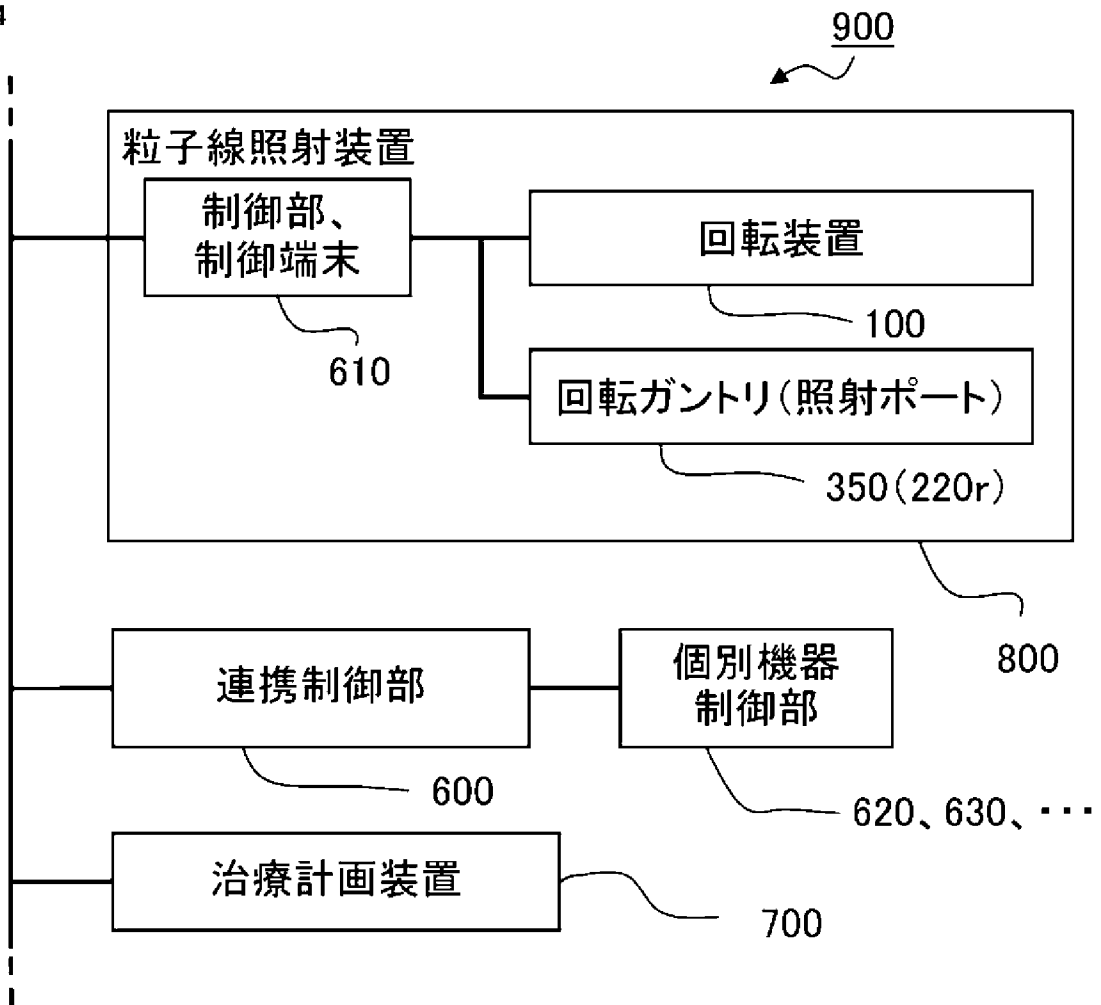


[図3]



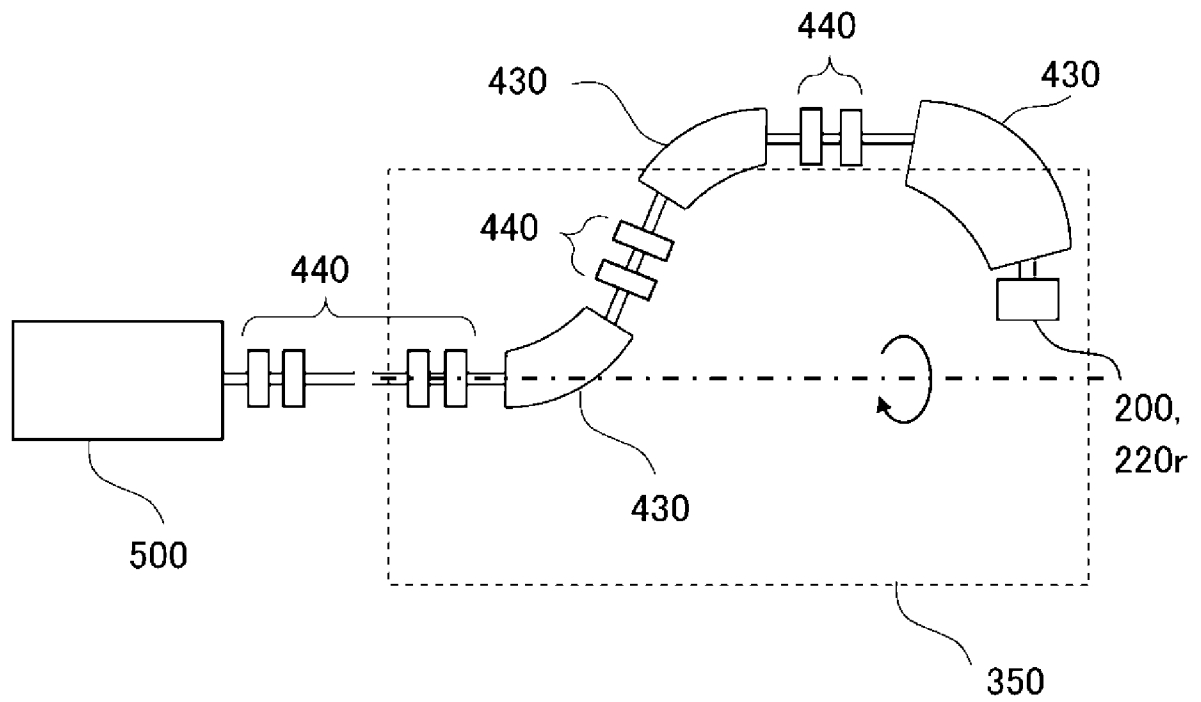
[図4]

図4



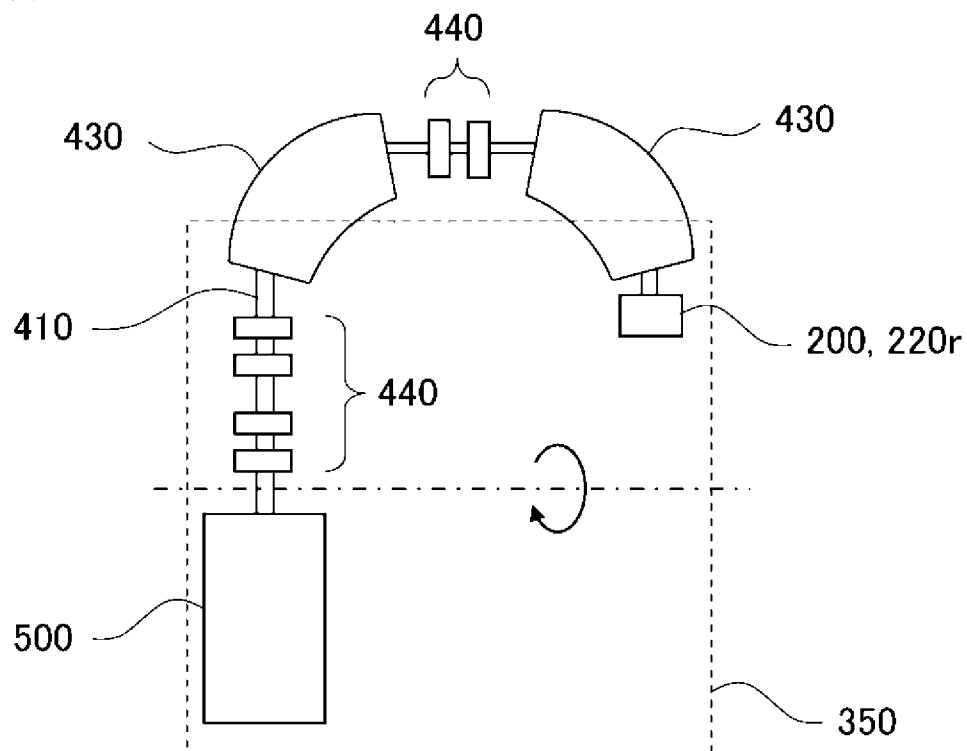
[図5]

図5

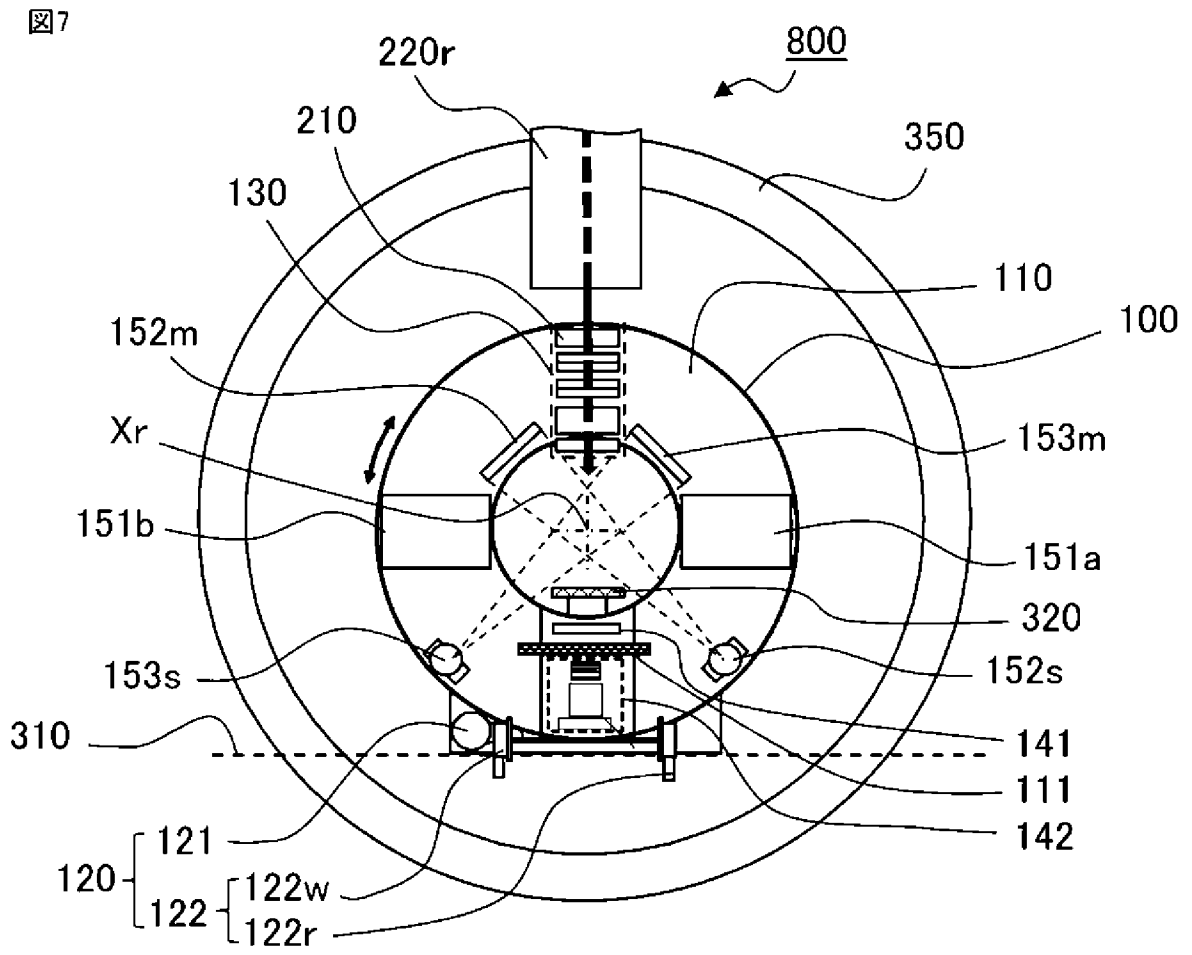


[図6]

図6

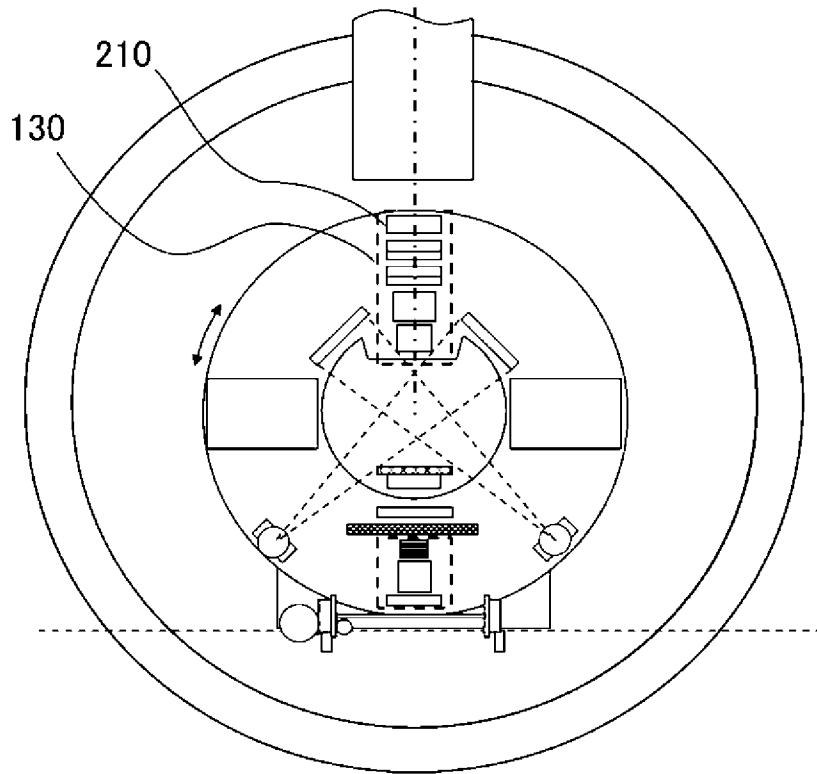


[図7]

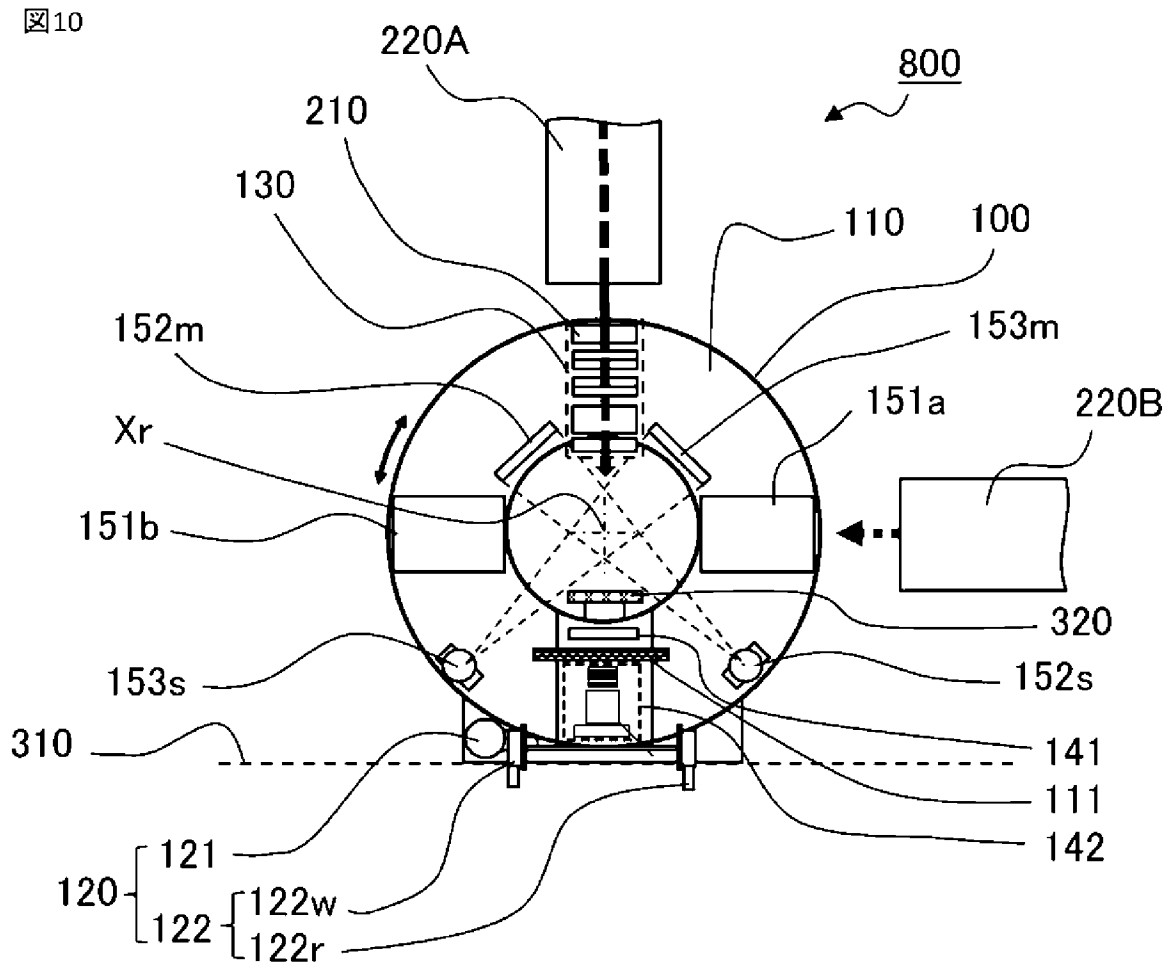


[図8]

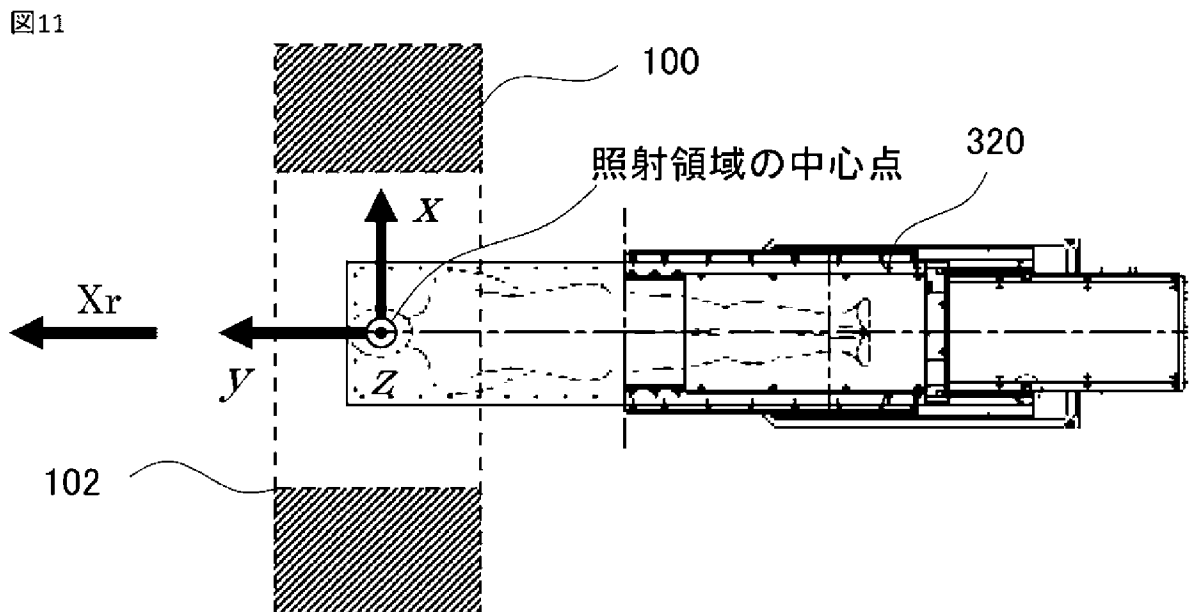
図8



[図10]

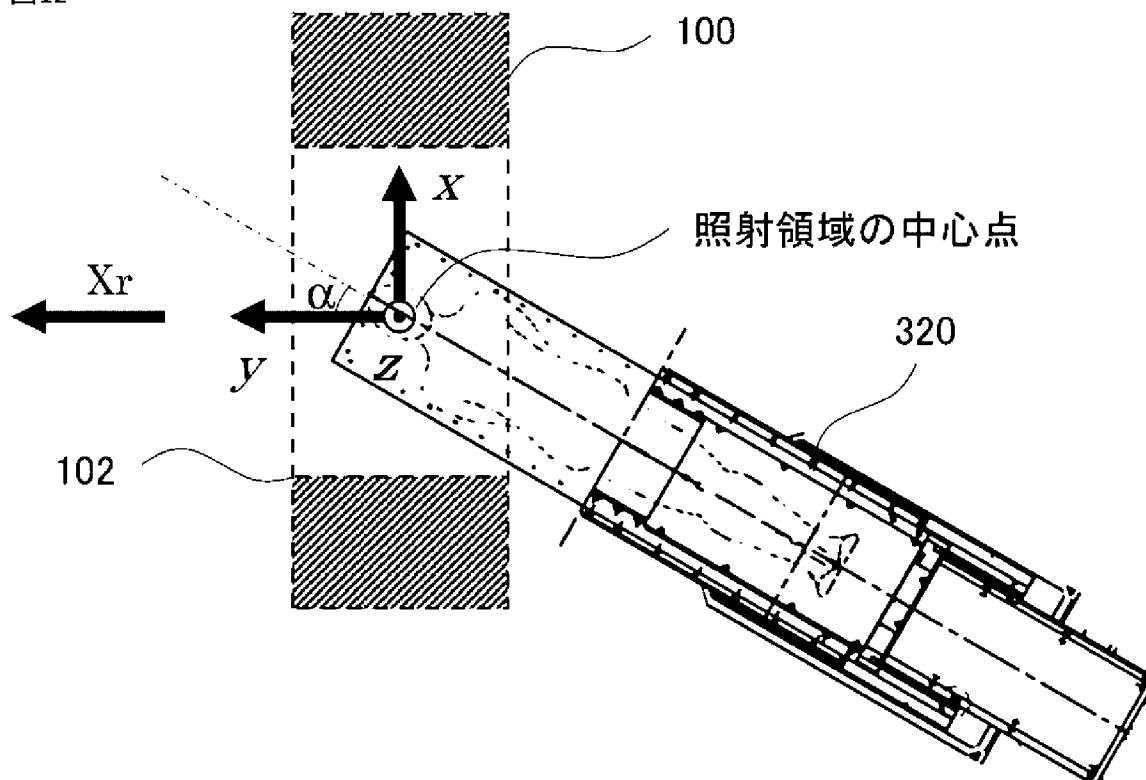


[図11]



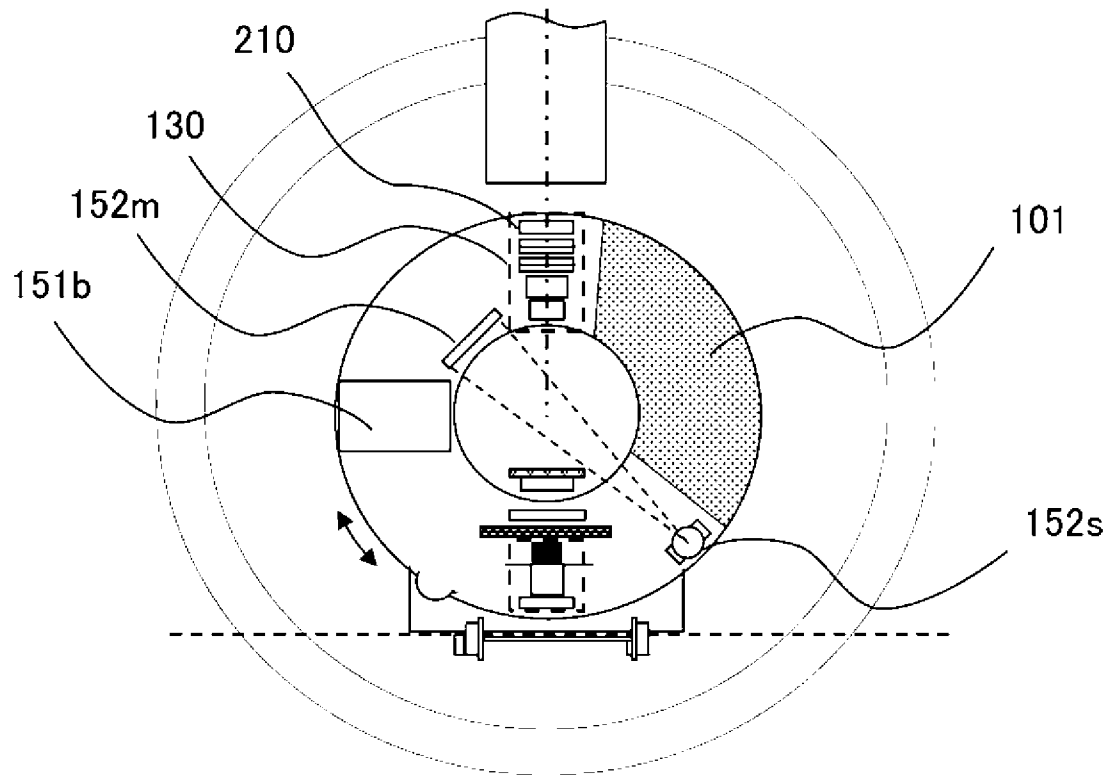
[図12]

図12



[図13]

図13



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/043812

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. 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)

Int.Cl. A61N5/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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 Y A	JP 2012-45291 A (TOSHIBA CORPORATION) 08 March 2012, paragraphs [0014]-[0017], [0076], fig. 1-3 & US 2012/0253096 A1, paragraphs [0028]-[0031], [0084] & WO 2012/029795 A1	1-3, 7-8, 10 6, 9 4-5
X Y A	US 2014/0066755 A1 (MATTEO, J.) 06 March 2014, paragraphs [0048]-[0053], fig. 4 & WO 2014/036057 A2	1-3, 7-8, 10 6, 9 4-5

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“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
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“&” document member of the same patent family
“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	

Date of the actual completion of the international search 22.02.2018	Date of mailing of the international search report 20.03.2018
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/043812

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2016-120282 A (ION BEAM APPLICATIONS S.A.) 07 July 2016, paragraph [0043], fig. 1 & US 2016/0174921 A1, paragraph [0067]	6 1-5, 7-10
Y A	US 2014/0288348 A1 (SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT) 25 September 2014, paragraph [0048], fig. 1-4 (Family: none)	9 1-8, 10

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

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（IPC））

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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	JP 2012-45291 A (株式会社東芝) 2012.03.08,	1-3, 7-8, 10
Y	0014-0017, 0076, 図1-3 & US 2012/0253096 A1,	6, 9
A	0028-0031, 0084 & WO 2012/029795 A1	4-5
X	US 2014/0066755 A1 (MATTEO, Joe) 2014.03.06,	1-3, 7-8, 10
Y	0048-0053, 図4	6, 9
A	& WO 2014/036057 A2	4-5

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

22.02.2018

国際調査報告の発送日

20.03.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/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）

石田 宏之

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

31

9258

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
Y A	JP 2016-120282 A (イオンビーム アプリケーションズ, エス. エー.) 2016.07.07, 0043, 図1 & US 2016/0174921 A1, 0067	6 1-5, 7-10
Y A	US 2014/0288348 A1 (SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT) 2014.09.25, 0048, 図1-4 (ファミリーなし)	9 1-8, 10