

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6519932号
(P6519932)

(45) 発行日 令和1年5月29日(2019.5.29)

(24) 登録日 令和1年5月10日(2019.5.10)

(51) Int.Cl.

A61N 5/10 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 N 5/10 M
A 6 1 N 5/10 H
A 6 1 B 5/055 3 9 0

請求項の数 14 外国語出願 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2017-197699 (P2017-197699)
 (22) 出願日 平成29年10月11日 (2017.10.11)
 (65) 公開番号 特開2018-61838 (P2018-61838A)
 (43) 公開日 平成30年4月19日 (2018.4.19)
 審査請求日 平成30年6月19日 (2018.6.19)
 (31) 優先権主張番号 16193327.0
 (32) 優先日 平成28年10月11日 (2016.10.11)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 517351640
 イオン ビーム アプリケーションズ
 Ion Beam Applications
 ベルギー国 1348, ルーヴァンラヌーヴ, シクロトロン通り 3
 (74) 代理人 100091683
 弁理士 ▲吉▼川 俊雄
 (74) 代理人 100179316
 弁理士 市川 寛奈
 (72) 発明者 ブラッサスコ, カテリーナ
 ベルギー国 1348 ルーヴァンラヌーヴ, シクロトロン通り 3
 審査官 近藤 利充

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】MR 1 を備える粒子治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

標的(13)に荷電粒子ビーム(15)を照射するための粒子治療装置(1)であって、前記装置には：

前記荷電粒子ビーム(15)を発生させる粒子加速器；

軸Yを軸として回転するように構成し、ビーム経路に沿って配置した複数の屈曲磁石を備えるアイソセンターガントリ(3)であって、前記複数の磁石は第1屈曲磁石及び最終屈曲磁石(21)を含み、前記第1屈曲磁石は軸Yに沿って前記粒子ビーム(15)を受け取り、前記粒子ビーム(15)を屈曲させて軸Yから逸らすように構成しており、前記最終屈曲磁石(21)は前記粒子ビーム(15)を屈曲させて前記ガントリ(3)のアイソセンターに向けて最終ビーム方向に一致させるように構成している；

自由空隙によって隔てられ、ガントリのアイソセンター(19)のそれぞれ反対側に配置した第1及び第2主磁石ユニット(9)及び(11)を備える磁気共鳴撮像システム(5)であって、前記第1主磁石ユニット(9)は前記ガントリ(3)の前記最終屈曲磁石(21)に最も近接したユニットであり、前記第1及び第2主磁石ユニット(9)及び(11)は、前記ガントリのアイソセンター(19)において前記最終ビーム方向に平行な主磁場(B0)を共に形成するように構成している；

が備えられ、

前記装置(1)には更に、前記磁気共鳴撮像システム(5)の前記第1及び第2主磁石ユニット(9)及び(11)を包囲する受動磁気シールド(7)が備えられ、前記受動磁

10

20

気シールド(7)の一部は前記ガントリ(3)の前記最終屈曲磁石(21)と前記磁気共鳴撮像システム(5)の前記第1主磁石ユニット(9)との間に配置され、前記受動磁気シールド(7)の前記一部には、前記粒子ビーム(15)が通過して前記ガントリのアイソセンター(19)に到達することを可能にする通路を画定する第1貫通孔(27)が備えられ、更に、前記受動磁気シールド(7)ならびに前記磁気共鳴撮像システム(5)の前記第1及び第2主磁石ユニット(9)及び(11)は全て、軸Yを軸として前記ガントリ(3)と同期して回転可能であることを特徴とする粒子治療装置(1)。

【請求項2】

前記最終ビーム方向は軸Yに垂直な方向であることを特徴とする請求項1に記載の粒子治療装置。 10

【請求項3】

前記第1及び第2主磁石ユニット(9)及び(11)は前記受動磁気シールドに固定し、また／あるいは前記受動磁気シールド(7)は前記ガントリ(3)に固定することを特徴とする請求項1又は2に記載の粒子治療装置(1)。

【請求項4】

前記受動磁気シールド(7)は、磁気共鳴撮像システム(5)の磁場及び／又は前記ガントリ(3)の磁石の磁場により飽和しないように設計していることを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。 20

【請求項5】

前記装置(1)には更に、ビーム経路に沿って配置され、前記標的(13)上で粒子ビームを走査するように構成した少なくとも1つの走査磁石が備えられることを特徴とする請求項1～4のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。 20

【請求項6】

前記少なくとも1つの走査磁石は前記第1屈曲磁石と前記最終屈曲磁石(21)との間で前記ガントリ(3)上に配置することを特徴とする請求項5に記載の粒子治療装置(1)。 30

【請求項7】

前記受動磁気シールド(7)には前記最終ビーム方向に沿って前記第1貫通孔(27)に対向する第2貫通孔(29)が備えられることを特徴とする請求項1～6のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。 30

【請求項8】

前記受動磁気シールド(7)には、軸が軸Yに平行又は一致し、患者がそこを通過できるような寸法の第3貫通孔(33)が備えられることを特徴とする請求項1～7のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。

【請求項9】

前記受動磁気シールド(7)は強磁性材料の少なくとも1つのヨークから成ることを特徴とする請求項1～8のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。

【請求項10】

前記第1貫通孔(27)の直径は10cm～50cmの範囲にあることを特徴とする請求項1～9のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。 40

【請求項11】

前記粒子ビーム(15)は陽子又はイオンから選択される荷電粒子のビームであることを特徴とする請求項1～10のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。

【請求項12】

前記粒子加速器はサイクロトロン又はシンクロトロンであることを特徴とする請求項1～11のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。

【請求項13】

前記磁気共鳴撮像システム(5)の前記第1及び第2主磁石ユニット(9)及び(11)はそれぞれ超電導電磁石から成ることを特徴とする請求項1～12のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。 50

【請求項 1 4】

前記ガントリ(3)のアイソセンターは前記磁気共鳴撮像システム(5)の画像中心(19)と一致することを特徴とする請求項1~13のいずれか1項に記載の粒子治療装置(1)。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、治療目的の荷電粒子ビームを標的に照射し、標的を撮像するための磁気共鳴撮像(MRI)システムを備える装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来の粒子治療装置は、陽子などのエネルギー性荷電粒子のビームで患者の標的体積を照射することを可能にする。患者上で移動している間、荷電粒子ビームはエネルギーを喪失し、粒子ビームのエネルギーの大部分はブレーキピーコーと呼ばれるビーム経路の端部に堆積する。これにより、周囲の組織に送達されるエネルギーの線量を最小限に抑えながら、標的体積中には高線量のエネルギーを正確に送達することが可能になる。高線量のエネルギーが送達されると、細胞のDNAが損傷し、細胞が死滅したり、細胞の繁殖が停止する。従って、癌細胞は特にDNAに対する攻撃に対して脆弱であるため、荷電粒子療法は癌治療の分野で利用されている。

【0003】

公知の荷電粒子治療の欠点の1つに、標的にビームを照射する過程で呼吸運動など患者の小さな動きさえも送達線量の著しい偏差を招く可能性がある。従って、標的を追跡し、ビームを臓器の動き及び標的に合わせるために実時間撮像を利用することが望ましい。利用可能な実時間撮像システムの1つは、磁気共鳴撮像(MRI)システムである。

【0004】

MRIシステムを備えるこのような粒子治療装置は、従来技術や、例えば特許文献1から公知である。この文献は、粒子ビームを屈曲させてガントリの回転軸に垂直な方向で標的に(アイソセンターに)向ける複数の屈曲磁石を備える従来の回転式ガントリを設けた粒子治療装置を開示している。当該MRIシステムは、主磁場(B₀)の方向がガントリの回転軸の方向と同一になるように配置し、当該方向は一般的に、患者を快適にするために水平方向になるように選択し、患者はこれにより粒子治療装置内で水平に配置可能となる。

【0005】

また、特許文献2から公知であるものは、MRIシステムの主磁場が垂直方向にあり、固定されたビームラインと繋がっている粒子治療装置であり、ここでは、ビームがMRIシステムの上部の開口部を通過してMRIシステムに入射する。この配置により、荷電粒子の経路に対するMRI磁石の磁場の影響が低減される。検体支持部は治療装置の操作中の回転運動に合わせる。

【0006】

特許文献3は、治療ビーム、及び治療ビームに平行に配置した磁場を発生させる粒子治療装置を記載しており、ここでは標的には治療ビームに沿って配置している。治療ビームは陽子ビームとすることが可能であり、磁場はMRIシステムから得られる。磁場は治療ビームの動作と連携して動作し、当該ビームを狭小化する。当該治療ビームと当該磁場の両方を発生させる装置は、当該標的に対して回転するように構成することが可能である。この文献はインライン設計アプローチの利用を開示している。

【0007】

先行技術から公知の装置によって良好な結果が既に得られているにもかかわらず、このような実時間撮像システムを備える粒子治療装置の性能を改善する必要性が依然として存在する。例えば、標的体積内に高線量のエネルギーをより正確に送達するためには、粒子ビームを更に狭小化する必要がある。粒子治療装置と、小型化したMRIシステムとを統

10

20

30

40

50

合した効率的な装置も必要である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】国際公開第2015/197475号

【特許文献2】欧州特許第2196241号明細書

【特許文献3】米国特許出願公開第2010/0239066号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の目的の1つは、従来技術の欠点の少なくとも1つに解決策を提供することである。特に、本発明の目的は、従来技術の欠点の少なくとも1つに小型化の解決策を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

第1の態様によれば、本発明は、標的に荷電粒子ビームを照射するための粒子治療装置に関するものであり、当該装置には：

荷電粒子ビームを発生させる粒子加速器；

軸Yを軸として回転するように構成し、ビーム経路に沿って配置した複数の屈曲磁石を備えるアイソセンターガントリであって、当該複数の磁石は第1屈曲磁石及び最終屈曲磁石を含み、第1屈曲磁石は軸Yに沿って粒子ビームを受け取り、粒子ビームを屈曲させて軸Yから逸らすように構成しており、最終屈曲磁石は粒子ビームを屈曲させてガントリのアイソセンターに向けて最終ビーム方向に一致させるように構成している；

自由空隙によって隔てられ、ガントリのアイソセンターのそれぞれ反対側に配置した第1及び第2主磁石ユニットを備える磁気共鳴撮像システムであって、第1主磁石ユニットはガントリの最終屈曲磁石に最も近接したユニットであり、当該第1及び第2主磁石ユニットは、ガントリのアイソセンターにおいて最終ビーム方向に平行な主磁場(B₀)を共に形成するように構成している；

が備えられ、

当該装置には更に、磁気共鳴撮像システムの第1及び第2主磁石ユニットを包囲する受動磁気シールドが備えられ、受動磁気シールドの一部はガントリの最終屈曲磁石と磁気共鳴撮像システムの第1主磁石ユニットとの間に配置され、受動磁気シールドの上記一部には、粒子ビームが通過してガントリのアイソセンターに到達することを可能にする通路を画定する第1貫通孔が備えられ、更に、受動磁気シールドならびに磁気共鳴撮像システムの第1及び第2主磁石ユニットは全て、軸Yを軸としてガントリと同期して回転可能である。

【0011】

好みに応じて、本発明の装置又はその実施形態を更に定義するために以下の特徴の1つ以上を利用することが可能である。

最終ビーム方向は軸Yに垂直な方向である。

MRIシステムの第1及び第2主磁石ユニットならびに/又は受動磁気シールドは、ガントリを回転させたときにガントリと同期して回転するようにガントリに固定する。

第1及び第2主磁石ユニットを受動磁気シールドに固定し、また/あるいは受動磁気シールドをガントリに固定する。

装置には更に、ビーム経路に沿って好ましくはガントリの第1屈曲磁石と最終屈曲磁石との間でガントリ上に配置し、標的上で粒子ビームを走査するように構成した少なくとも1つの走査磁石が備えられる。

装置には更に、ビーム経路に沿って配置され、標的上で粒子ビームを走査するように構成した少なくとも1つの走査磁石が備えられる。

粒子ビームは、陽子又はイオンから選択した荷電粒子のビームである。

10

20

30

40

50

粒子加速器はサイクロトロン又はシンクロトロンである。

磁気共鳴撮像システムの第1及び第2主磁石ユニットはそれぞれ超伝導電磁石を備える。

ガントリのアイソセンターは、磁気共鳴撮像システムの撮像中心と一致する。

【0012】

好みに応じて、本発明に従った受動磁気シールドを更に定義するために以下の特徴の1つ以上を利用することが可能である：

受動磁気シールドは、磁気共鳴撮像システムの磁場及び／又はガントリの磁石（屈曲磁石及び／又は走査磁石）の磁場により飽和しないように設計している。

受動磁気シールドは、磁気共鳴撮像システムの磁場ならびに／又はガントリの走査磁石及び屈曲磁石の両方の磁場により飽和しないように設計している。 10

受動磁気シールドには最終ビーム方向に沿って第1貫通孔に対向する第2貫通孔が備えられる。

受動磁気シールドには、軸が軸Yに平行又は一致し、患者がそこを通過できるような寸法の第3貫通孔が備えられる。

受動磁気シールドにはY軸に沿って第3貫通孔に対向する第4貫通孔が備えられる。

受動磁気シールドは強磁性材料の少なくとも1つのヨークから成る。

上記ヨークは平行六面体形状である。

第1貫通孔の直径は10cm～50cmの範囲にある。

【0013】

20

第2の態様によれば、本発明は、第1の態様に従って定義した荷電粒子ビームを標的に照射する治療装置における受動磁気シールドの使用に関するものであり、当該装置には：

荷電粒子ビームを発生させる粒子加速器；

軸Yを軸として回転するように構成し、ビーム経路に沿って配置した複数の屈曲磁石を備えるアイソセンターガントリであって、当該複数の磁石は第1屈曲磁石及び最終屈曲磁石を含み、第1屈曲磁石は軸Yに沿って粒子ビームを受け取り、粒子ビームを屈曲させて軸Yから逸らすように構成しており、最終屈曲磁石は粒子ビームを屈曲させてガントリのアイソセンターに向けて最終ビーム方向に一致させるように構成している；

自由空隙によって隔てられ、ガントリのアイソセンターのそれぞれ反対側に配置した第1及び第2主磁石ユニットを備える磁気共鳴撮像システムであって、第1主磁石ユニットはガントリの最終屈曲磁石に最も近接したユニットであり、当該第1及び第2主磁石ユニットは、ガントリのアイソセンターにおいて最終ビーム方向に平行な主磁場（B₀）と共に形成するように構成している； 30

が備えられ、

受動磁気シールドは磁気共鳴撮像システムの第1及び第2主磁石ユニットを包囲するよう構成し、それにより受動磁気シールドの一部はガントリの最終屈曲磁石と磁気共鳴撮像システムの第1主磁石ユニットとの間に配置され、受動磁気シールドの上記一部には、粒子ビームが通過してガントリのアイソセンターに到達することを可能にする通路を画定する第1貫通孔が備えられ、更にその使用には、受動磁気シールドならびに磁気共鳴撮像システムの第1及び第2主磁石ユニットを備えることが含まれ、これらは全て軸Yを軸としてガントリと同期して回転可能である。 40

【0014】

本発明に従った装置及び使用は先行技術の装置及び使用に小型化の解決策を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】第1実施形態に従った本発明の装置の一部を示す図である。

【図2】図1の装置の一部を示す断面図である。

【図3】本発明の好ましい実施形態に従った装置の一部を示す透視図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

50

これらの図は縮尺通りに描いている訳でも正確な比率でもない。全般的に、類似又は同一の構成要素はこれらの図面において同一の参照番号によって示している。

【0017】

本発明の目的では、本明細書で使用している用語「備える」（「comprising」、「comprises」及び「comprised of」）は「含む」（「including」、「includes」又は「containing」、「contains」）と同義であり、包括的かつ非限定的であり、追加的な参照していない部材、構成要素又は方法工程を排除するものではない。用語「備える」（「comprising」、「comprises」及び「comprised of」）はまた、「から成る」（「consisting of」）も包含する。

10

【0018】

エンドポイントによる数値範囲の列挙には、それぞれの範囲内に包含される全ての数及び分数、ならびに列挙したエンドポイントが包含される。

【0019】

1つ以上の実施形態において、本開示から当業者に明らかであるように、特定の特徴、構造、特性又は実施形態は任意の適切な方法で組み合わせてもよい。

【0020】

治療目的の荷電粒子ビームを標的に照射するための粒子治療装置は先行技術から一般に広く知られており、例えは予想される特定の治療用としてビームを形成し、また／あるいはそのエネルギー及び／又はその強度を改変するために、荷電粒子ビームを発生させる粒子加速器、粒子ビームを粒子加速器から照射標的へと移送するビーム移送システム、及び様々な他のサブシステムを備える。標的は例えは、患者体内の腫瘍などの疾患部位であつてよい。従つて、以下で使用される用語「標的」はこのような腫瘍も患者自身も意味する場合がある。

20

【0021】

次に、本発明の例示的な実施形態に従つた粒子治療装置1の一部を示す図1を参考する。当該装置には、荷電粒子ビームを発生させるための粒子加速器（明確化の図示なし）、図示した直交するXYZ基準軸の軸Yを軸として回転可能なアイソセンターガントリ3、及び粒子が粒子加速器から粒子ビームの入口点に向かい、ガントリビームラインへと抽出される粒子ビーム移送用のビーム移送システム（明確化の図示なし）の一部が備えられる。この場合、粒子ビームは、ガントリの回転軸Yと平行又は一致するガントリビームラインに入射する。ガントリのどのような回転角度でも最終屈曲磁石から放出される粒子ビームは全て、「アイソセンター」と呼ばれる同一の点で交差するため、回転式ガントリ3はアイソセントリックと言い、以下、ガントリのアイソセンターと称することもある。実際、よく知られているように、システムの重量が大きく、機械的に不完全であるため、アイソセンターは厳密には単一点と言うよりは小さな球である。図1では、アイソセンターはXYZ基準軸の原点である。

30

【0022】

好ましくは、ガントリ3は、少なくとも180°、より好ましくは最大360°の角度範囲にわたって回転可能である。

40

【0023】

回転可能なガントリ3には、ビーム経路に沿つた配列で配置され、第1屈曲磁石及び最終屈曲磁石を含む複数の屈曲磁石が備えられ、これらを支持している。上記配列の第1屈曲磁石は、軸Yに沿つて粒子ビームを受け取り、粒子ビームを屈曲させて軸Yから逸らすように構成している。上記配列の最終屈曲磁石は、粒子ビームを屈曲させてアイソセンターに向けるように構成している。上記配列には、第1屈曲磁石と最終屈曲磁石との間でビーム経路に沿つてガントリ上に配置した1つ以上の他の屈曲磁石が含まれてもよい。

【0024】

本発明によれば、当該装置は更に、第1主磁石ユニット9及び第2主磁石ユニット11を設けた磁気共鳴撮像システム5を備える。第1及び第2主磁石ユニットは自由空隙によ

50

って隔てられ、ガントリのアイソセンターのそれぞれ反対側に配置している。好ましくは、第1及び第2主磁石ユニットはガントリのアイソセンターに対して対称に配置する。第1主磁石ユニット9は、ガントリ3の最終屈曲磁石に最も近接させて設置するユニットである。図2で更に明確に示されているように、第1及び第2主磁石ユニット9及び11は、ガントリのアイソセンターで最終ビーム方向に平行な主磁場(B_0)を共に形成するよう配置及び構成している。

【0025】

本発明によれば、当該装置は更に、磁気共鳴撮像システムの第1及び第2主磁石ユニット9及び11を包囲する受動磁気シールド7を備える。

【0026】

次に、図1の装置の部分断面図である図2を参照する。図2は、装置1のガントリ3の最終屈曲磁石21の一部を示す。この図で分かるように、最終屈曲磁石21は粒子ビーム15を屈曲させてガントリ3のアイソセンター19に向けて最終ビーム方向に一致させるよう構成している。この例では、ガントリ3の回転角度がどのような角度でも最終ビーム方向は軸Yに垂直である。別の実施形態(図示せず)では、ガントリの最終屈曲磁石は、粒子ビームを屈曲させてガントリのアイソセンターに向けて最終ビーム方向に一致させるよう構成しており、この方向は軸Yと角度をなすものであり、はガントリの回転角度がどのような角度であっても70度より大きく90度より小さく、好ましくは80度より大きく90度より小さくなるようにしている。

【0027】

MRIシステム5には、空隙によって隔てられ、ガントリのアイソセンター19のそれ両側に配置した第1及び第2主磁石ユニット9及び11が備えられる。第1及び第2主磁石ユニット9及び11は磁石17、好ましくは電磁石、より好ましくは超電導電磁石から成り、励磁されると主磁場 B_0 を共に形成する。図2に示すように、第1及び第2主磁石ユニット9及び11は、ガントリのアイソセンターにおいて最終ビーム方向に平行で、その近傍にある主磁場 B_0 を共に生成するように配置及び構成している。当技術分野で公知のように、このような主磁石ユニットは、開環したトーラスの一般的な形状である。図2に示すように、2つのトーラスは、その回転軸の両方が最終ビーム方向に平行であるように配置する。それらの回転軸は同一であることが好ましい。いずれの場合も、第1及び第2主磁石ユニット9及び11は粒子ビームの経路の途中に存在しないように配置する。

【0028】

好ましくは、MRIシステムの第1及び第2主磁石9及び11は更に、MRIシステムの撮像中心がガントリ3のアイソセンター19と一致するように配置する。その後、標的13のMRI画像はアイソセンターにおいて撮影できる。このような画像は例えば、標的に粒子ビームを照射する前、その間、又はその後に実時間で標的位置を追跡し、場合によってはその機能におけるビーム経路及び/又はビームエネルギー及び/又はビーム強度を補正するために使用してもよい。

【0029】

好ましい実施形態では、本発明に従った粒子治療装置には更に、ビーム経路に沿って配置され、標的上で粒子ビームを走査するように構成した少なくとも1つの走査磁石(図示せず)が備えられる。このような走査磁石は当技術分野、例えばペンシルビーム走査技術(PBS)の技術分野では公知であり、本明細書ではこれ以上説明しない。少なくとも1つのこのような走査磁石は第1屈曲磁石と最終屈曲磁石21との間でガントリ上に配置することが好ましい。

【0030】

本発明によれば、図2に示すように、装置1には更に、磁気共鳴撮像システム5の第1及び第2主磁石ユニット9及び11を包囲する受動磁気シールド7が備えられ、第1主磁石ユニット9はガントリ3の最終屈曲磁石21に最も近いユニットである。受動磁気シールドの少なくとも一部は、ガントリ3の最終屈曲磁石21とMRIシステム5の第1主磁

10

20

30

40

50

石ユニット9との間に配置する。上記受動磁気シールドの一部には、粒子ビーム15が通過してガントリのアイソセンター19に到達できる通路を画定する第1貫通孔27が備えられる。好ましくは、上記第1貫通孔27の直径は10cm~50cm、より好ましくは20cm~40cmである。

【0031】

本発明の好ましい実施形態では、受動磁気シールド7は鉄、ニッケル、コバルト及びそれらの合金（例えばミューメタル）などの強磁性材料の少なくとも1つのヨークから成る。1実施形態では、受動磁気シールド7は1つのヨークから成る。別の実施形態では、受動磁気シールド7は、同心で、かつ他のものに入れ子になった2つ以上のヨークから成る。

10

【0032】

好ましくはヨーク7は平行六面体形状、より好ましくは立方体形状である。図1及び図2に示す実施形態では、ヨーク7は立方体形状であり、3つの面：Y軸に平行な第1貫通孔27付き上部ベース及び下部ベース、ならびにY軸に垂直で、アイソセンターの左側（ガントリ入口点の側）に設置した1つの側面を呈する。このような「敷設U」構成は、本発明に従った効率的な受動的磁気遮蔽を得るために最小限の構成であると考えられる。

【0033】

好ましい実施形態では、図3に示すように、ヨーク7は4つの面：Y軸に平行な上部ベース23及び下部ベース25、ならびにY軸に垂直な2つの側面31を有する。上部ベース23は、ガントリ3の最終屈曲磁石21とMRIシステムの第1主磁石9との間に設置する。上記上部ベース23は、粒子ビームが通過してガントリのアイソセンターに到達できる第1貫通孔を備える。

20

【0034】

従って、図2及び3を参照すると、ヨーク7はその側面の1つ、2つ又は3つがの開口する開口構成を有することが好ましい。本発明者らは、このような側面開口構成によりヨークを受動磁気シールドとして使用することが十分可能になり、更にヨークが軽量化され、例えば閉所恐怖症を患っている患者にとってより快適になり、ストレスが軽減されることを見出した。

【0035】

好ましい実施形態では、受動磁気シールド7には更に、最終ビーム方向に沿って第1貫通孔27に対向する第2貫通孔29が備えられる。好ましくは、第2貫通孔29の直径は第1貫通孔27のものと同一である。図2及び3の実施形態では、第2貫通孔は磁気シールドの下側ベースにある孔である。この第2貫通孔により、上記下側ベースの下に置いた視点から標的を更に撮像することが可能になる。

30

【0036】

図3の実施形態では、受動磁気シールド7には更に、軸が軸Yと一致し、患者がそこを通過できるような寸法の第3貫通孔33が更に備えられることが好ましい。より好ましくは、受動磁気シールド7は、Y軸に沿って第3貫通孔33に対向する第4貫通孔35を備える。図3の実施形態では、第3及び第4貫通孔33及び35はヨークの2つの側面31にそれぞれ設置し、Y軸と同軸である。

40

【0037】

好ましくは、ヨークの少なくとも1つの側面の寸法は、2つのベース間の外部距離よりも大きい。

【0038】

実施形態がどのように、受動磁気シールド7は、MRIシステムにより発生した磁場により飽和しないように、また／あるいは例えれば屈曲磁石及び／又は操作磁石などのガントリの磁気要素により発生した磁場により飽和しないように設計及び寸法決めする。

【0039】

本発明によれば、受動磁気シールド7、ならびにMRIシステム5の第1及び第2主磁石ユニット9及び11は全てガントリ3と同期して軸線Yを軸として回転可能である。言

50

い換えれば、受動磁気シールド 7、ならびに M R I システム 5 の第 1 及び第 2 主磁石ユニット 9 及び 11 は全て、ガントリ 3 と同じ回転速度及び同じ相で軸 Y を軸として回転可能である。これはいくつかの方法で達成可能になる。1つの方法は、3つのモータ：ガントリを回転させるための第 1 モータ、磁気シールドを回転させるための第 2 モータ、及び M R I システムの第 1 及び第 2 主磁石ユニットを回転させるための第 3 モータを利用する事である。従って 3 つのモータを同期させる必要があることは明らかである。あるいは、2つのモータ：ガントリを回転させるための第 1 モータ、ならびに磁気シールドと M R I システムの第 1 及び第 2 主磁石ユニットとを共に回転させるための第 2 モータを使用してもよく、このことは磁気シールドと M R I システムの第 1 及び第 2 主磁石ユニットとをまとめて取り付けることにより実現可能になる。従って 2 つのモータを同期させる必要があることは明らかである。ガントリ 3、磁気シールド 7、ならびに M R I システムの第 1 及び第 2 主磁石ユニット 9 及び 11 と共に回転させるには、単一のモータを使用することが好ましく、このことは、これら全てのサブシステムをまとめて取り付け、それらのうち 1 つをモータに動作可能に接続することで実現可能になる。10

【 0 0 4 0 】

好ましい実施形態では、第 1 及び第 2 主磁石ユニット 9 及び 11 は受動磁気シールド 7 に固定され、受動磁気シールド 7 はガントリ 3 に固定されているので、ガントリ 3 と受動磁気シールド 7 と M R I システム 5 の 2 つの主磁石ユニットとは相対的に運動することはない。このような場合、これら 3 つのサブシステムを共に回転させるために単一のモータが設けられる。好ましくは、この単一モータはガントリに動作可能に接続する。20

【 0 0 4 1 】

一般に非常に重い受動磁気シールドを維持するためにローラを設けてもよい。

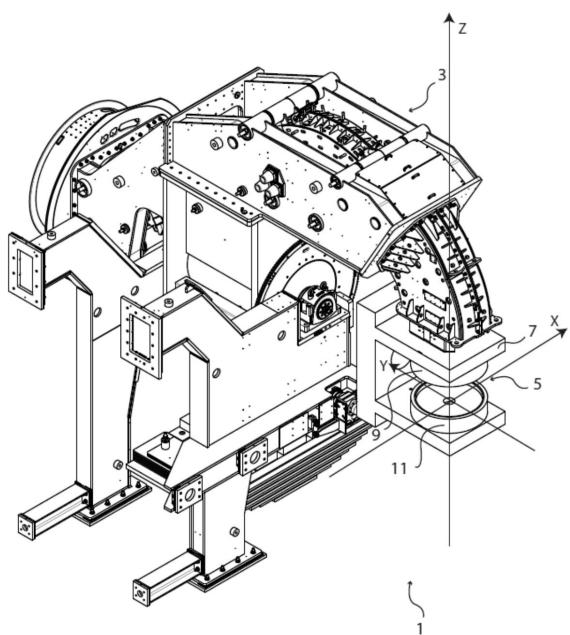
【 0 0 4 2 】

好ましくは、粒子ビームは電子を除く帶電粒子のビームである。より好ましくは、粒子ビームは、陽子のビーム又は炭素イオンのビームである。好ましくは、粒子加速器はサイクロトロン又はシンクロトロン、より好ましくはシンクロサイクロトロン、更に好ましくは超電導シンクロサイクロトロンである。好ましくは、粒子加速器はエネルギーが 60 MeV より高い荷電粒子のビームを発生させて送達するように構成する。

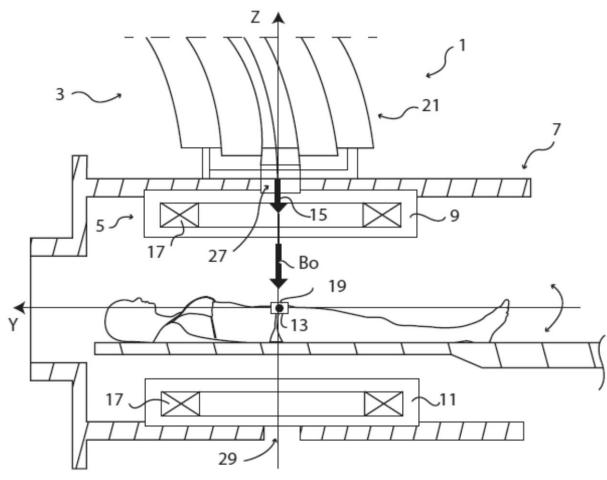
【 0 0 4 3 】

本発明は、M R I と粒子処理サブシステムとの間の磁気相互作用及び / 又は磁場摂動を低下させ、それにより粒子治療装置の性能が改善し、また / あるいは小型化が促進される。30

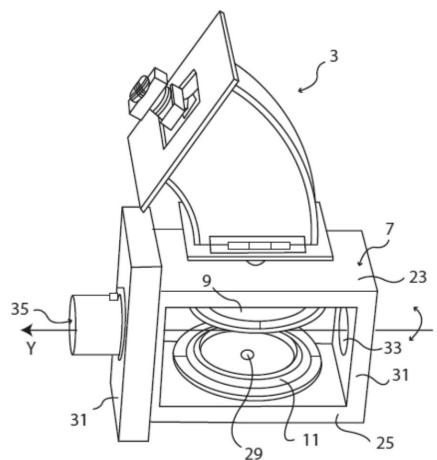
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2009-511222(JP,A)
特開2008-212667(JP,A)
米国特許出願公開第2010/0239066(US,A1)
特表2012-511369(JP,A)
特表2017-520315(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 N 5 / 10
A 61 B 5 / 055