

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6121545号
(P6121545)

(45) 発行日 平成29年4月26日(2017.4.26)

(24) 登録日 平成29年4月7日(2017.4.7)

(51) Int.Cl.	F 1	
H05H 13/02	(2006.01)	H05H 13/02
H05H 7/10	(2006.01)	H05H 7/10
G21K 3/00	(2006.01)	G21K 3/00
G21K 5/04	(2006.01)	G21K 3/00
A61N 5/10	(2006.01)	G21K 5/04

請求項の数 12 (全 40 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2015-534726 (P2015-534726)
(86) (22) 出願日	平成25年9月27日 (2013.9.27)
(65) 公表番号	特表2015-532509 (P2015-532509A)
(43) 公表日	平成27年11月9日 (2015.11.9)
(86) 國際出願番号	PCT/US2013/062117
(87) 國際公開番号	W02014/052719
(87) 國際公開日	平成26年4月3日 (2014.4.3)
審査請求日	平成27年5月27日 (2015.5.27)
(31) 優先権主張番号	61/707,515
(32) 優先日	平成24年9月28日 (2012.9.28)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(73) 特許権者	508147706 メビオン・メディカル・システムズ・イン コーポレーテッド アメリカ合衆国・マサチューセッツ・オ リジナル・リトルトン・フォスター・ストリ ート・300
(74) 代理人	100108453 弁理士 村山 靖彦
(74) 代理人	100110364 弁理士 実広 信哉
(74) 代理人	100133400 弁理士 阿部 達彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】粒子ビームのエネルギーの調整

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

空洞に磁場を印加するためのコイルと、
前記空洞にプラズマ柱を形成するための粒子源と、
前記プラズマ柱から荷電粒子を加速させるために前記空洞に高周波(RF)電圧を印加するための電圧源であって、前記プラズマ柱から加速された前記荷電粒子が、前記磁場によって、前記空洞の内部において軌道に沿って移動される、前記電圧源と、
入口点において前記プラズマ柱から加速された前記荷電粒子を受けるための、且つ、出口点において前記荷電粒子を前記空洞から出力するための引き出しチャネルを含んでいるエンクロージャと、

前記荷電粒子のエネルギーレベルを変化させるために前記引き出しチャネルの前記入口点の近傍に配置されている構造体と、
を備えている、粒子加速器。

【請求項 2】

前記構造体が、複数の厚さを有しており、
前記構造体が、前記荷電粒子の経路内に前記複数の厚さのうち一の厚さの部分を置くように、前記引き出しチャネルに対して相対的に移動可能とされる、請求項1に記載の粒子加速器。

【請求項 3】

前記構造体が、車輪状になっており、前記引き出しチャネルの内部において回転可能と

される、請求項 2 に記載の粒子加速器。

【請求項 4】

前記構造体の厚さが、最大厚さから最小厚さまでの範囲内において変化する、請求項 2 に記載の粒子加速器。

【請求項 5】

前記粒子加速器が、所定の位置に対して回転可能であり、

前記粒子加速器が、前記粒子加速器の回転位置に基づいて前記構造体の移動を制御するための制御システムをさらに備えている、請求項 1 に記載の粒子加速器。

【請求項 6】

前記空洞の内部に位置する前記磁場を調整することによって、最終的に前記荷電粒子が前記引き出しチャネルに出力されるように、前記プラズマ柱から加速された前記荷電粒子の連続的な軌道を変化させるための、再生器をさらに備えている、請求項 1 に記載の粒子加速器。 10

【請求項 7】

前記構造体が、ベリリウム、カーボン、及びプラスチックのうちの少なくとも 1 つを材料として含んでいる、請求項 1 に記載の粒子加速器。

【請求項 8】

前記荷電粒子が陽子を含んでいる、請求項 1 に記載の前記粒子加速器と、

前記粒子加速器が取り付けられているガントリーであって、患者の位置に対して相対的に回転可能とされる前記ガントリーと、 20

を備えている陽子治療システムにおいて、

陽子が、前記粒子加速器から前記患者の位置に直接出力される、陽子治療システム。

【請求項 9】

所定の範囲のエネルギーから選択されたエネルギーを有する荷電粒子ビームとして出力されるように荷電粒子が加速される空洞を形成している磁性構造体と、

前記荷電粒子ビームを受けるための引き出しチャネルと、

前記荷電粒子ビームが前記引き出しチャネルに入る前に前記荷電粒子ビームを遮断するために、前記引き出しチャネルの入口の近傍に配置されている構造体であって、選択されたエネルギーに基づいて移動可能とされ、前記荷電粒子ビームが前記引き出しチャネル内に入る前に前記荷電粒子ビームの少なくとも一部分のエネルギーを吸収するように構成されている、前記構造体と、 30

を備えている、可変エネルギーシンクロサイクロトロン。

【請求項 10】

前記構造体が、変化する厚さを有している車輪を備えており、

前記厚さの変化に従って、吸収されるエネルギーが変化する、請求項 9 に記載の可変エネルギーシンクロサイクロトロン。

【請求項 11】

前記可変エネルギーシンクロサイクロトロンが、前記選択されたエネルギーに対応する粒子軌道において磁場バンプを形成するための磁気再生器をさらに備えており、

前記磁気再生器が、可変エネルギー粒子加速器の移動に基づいて移動可能とされる、請求項 9 に記載の可変エネルギーシンクロサイクロトロン。 40

【請求項 12】

前記可変エネルギーシンクロサイクロトロンが、前記選択されたエネルギーに対応する粒子軌道において磁場バンプを形成するための磁気再生器をさらに備えており、

前記磁気再生器が、前記選択されたエネルギーを有する粒子軌道を遮断するように移動可能とされる、請求項 9 に記載の可変エネルギーシンクロサイクロトロン。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書では、2012年9月28日に出願した米国仮出願第61/707515号明細書の優先権が主張される。米国仮出願第61/707515号明細書の内容は、参照により本開示に組み込まれる。

【0002】

本開示は、一般的に、粒子治療システムで使用される陽子又はイオンビームなどの、粒子ビームのエネルギーを調整することに関する。

【背景技術】

【0003】

粒子治療システムは、加速器を使用して、腫瘍などの苦痛を治療するための粒子ビームを発生する。動作時に、粒子ビームは、粒子加速器の空洞内で加速され、引き出しチャネルを通して空洞から取り出される。引き出しチャネルの軌道を通過するために、粒子ビームに適切なエネルギーを与えなければならない。エネルギーが十分でなければ、粒子ビームは、引き出しチャネルの内端と衝突する可能性がある。エネルギーが大きすぎれば、粒子ビームは、引き出しチャネルの外端と衝突する可能性がある。この結果、粒子ビームが引き出しチャネルから脱出することができないか、又は脱出する粒子ビームの一部が損なわれ、それによって、治療効果が低下する。

【0004】

粒子加速器の移動は、引き出しチャネルで受ける粒子ビームのエネルギーの量に影響を及ぼし得る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許出願第13/907,601号

【特許文献2】米国特許出願第11/948,662号

【特許文献3】米国特許出願第11/948,662号

【特許文献4】米国特許第7,728,311号明細書

【特許文献5】米国特許出願第12/275,103号明細書

【特許文献6】米国特許出願第13/916,401号明細書

【特許文献7】米国仮出願第60/760,788号、名称「High-Field Superconducting Synchrocyclotron」

【特許文献8】米国特許出願第11/463,402号、名称「Magnet Structure For Particle Acceleration」

【特許文献9】米国仮出願第60/850,565号、名称「Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler」

【特許文献10】米国仮出願第61/707,466号明細書、名称「CONTROLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM」

【特許文献11】米国仮出願第61/707,515号、名称「ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM」

【特許文献12】米国仮出願第61/707,548号明細書、名称「ADJUSTING COIL POSITION」

【特許文献13】米国仮出願第61/707,572号明細書、名称「FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER」

【特許文献14】米国仮出願第61/707,590号明細書、名称「MAGNETIC FIELD REGENERATOR」

【特許文献15】米国仮出願第61/707,704号明細書、名称「FOCUSING A PARTICLE BEAM」

【特許文献16】米国仮出願第61/707,624号明細書、名称「CONTROLING PARTICLE THERAPY」

【特許文献17】米国仮出願第61/707,645号明細書、名称「CONTROL

10

20

30

40

50

SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR」

【特許文献18】米国特許出願第11/948,359号明細書

【特許文献19】米国特許出願第11/948,662号明細書

【特許文献20】米国仮出願第60/991,454号明細書

【特許文献21】米国特許第8,003,964号明細書

【特許文献22】米国特許第7,208,748号明細書

【特許文献23】米国特許第7,402,963号明細書

【特許文献24】米国特許出願第13/148,000号明細書

【特許文献25】米国特許出願第11/937,573号明細書

【特許文献26】米国特許出願第11/187,633号明細書、名称「A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron」10

【特許文献27】米国仮出願第60/590,089号明細書

【特許文献28】米国特許出願第10/949,734号明細書、名称「A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation」

【特許文献29】米国仮出願第60/590,088号明細書

【特許文献30】米国特許出願第13/907,601号明細書

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】20

【0006】

例示的な粒子加速器は、磁場を空洞にもたらすコイルと、プラズマ柱を空洞に送り込むための粒子源と、高周波（R F）電圧を空洞に印加して粒子をプラズマ柱から加速するための電圧源であって、磁場によって、プラズマ柱から加速された粒子が空洞内で軌道上を移動する、電圧源と、プラズマ柱から加速された粒子を受け、受けた粒子を空洞から出力する引き出しチャネルを収容するエンクロージャと、受けた粒子のエネルギーレベルを変えるために引き出しチャネルの近くに配置構成されている構造体とを含む。この例示的な粒子加速器は、以下の特徴のうちの1つ又は複数を、単独で、又は組み合わせて含み得る。

【0007】30

構造体が、複数の厚さを有している場合がある。構造体の厚さが、最大厚さから最小厚さまでの範囲内において変化する。構造体が、受けた粒子の経路内に複数の厚さのうち一つの厚さの部分を置くように、引き出しチャネルに対して相対的に移動可能とされる。構造体が、車輪状になっており、引き出しチャネルの内部において回転可能とされる。構造体が、ベリリウム、カーボン、及びプラスチックのうちの少なくとも1つを材料として含んでいる。

【0008】

粒子加速器が、所定の位置に対して回転可能とされる場合がある。粒子加速器が、粒子加速器の回転位置に基づいて構造体の移動を制御するための制御システムを含んでいる。

【0009】40

粒子加速器は、空洞の内部に位置する磁場を調整することによって、最終的に粒子が引き出しチャネルに出力されるように、プラズマ柱から加速された粒子の連続的な軌道を変化させるための、再生器を備えている。

【0010】

例示的な陽子治療システムは、粒子が陽子を含んでいる粒子加速器と、粒子加速器が取り付けられているガントリーとを備えている。ガントリーは、患者の位置に対して相対的に回転可能とされる。陽子が、実質的に粒子加速器から患者の位置に直接出力される。

【0011】

例示的な粒子加速器は、空洞に磁場を形成するためのコイルと、空洞にプラズマ柱を形成するための粒子源と、粒子をプラズマ柱から加速させるために、高周波（R F）電圧を

空洞に印加するための電圧源であって、プラズマ柱から加速された粒子が、磁場によって、空洞の内部において軌道に沿って移動される、電圧源と、プラズマ柱から加速された粒子を受けるための、且つ、受けた粒子を空洞から出力するための引き出しチャネルを含んでいるエンクロージャと、空洞の内部に位置する磁場を調整することによって、最終的に粒子が引き出しチャネルに出力されるように、プラズマ柱から加速された粒子の連続的な軌道を変化させる再生器と、を備えている。再生器が、粒子の軌道に対して相対的に空洞の内部において移動可能とされる。当該例示的な粒子加速器は、以下の特徴のうち1つ又は複数の特徴を単独で又は組み合わせて含んでいる。

【0012】

再生器が、径方向において空洞の略中心に対して相対的に移動するように構成されている。アクチュエータは、制御信号に応答して再生器を移動させるように構成されている。粒子加速器が、所定の位置に対して相対的に回転可能とされる。粒子加速器が、粒子加速器の回転位置に基づいて再生器の移動を制御するために制御信号を発生させるための制御システムをさらに備えている。再生器は、例えば鉄のような強磁性材料を含んでいる。

10

【0013】

例示的な陽子治療システムは、粒子が陽子を含んでいる粒子加速器と、粒子加速器が取り付けられているガントリーとを含んでいる。ガントリーが、患者の位置に対して相対的に回転可能とされる。陽子が、実質的に粒子加速器から患者の位置に直接出力される。

【0014】

例示的な粒子加速器は、空洞に磁場を形成するためのコイルと、プラズマ柱を空洞に送り込むための粒子源と、粒子をプラズマ柱から加速させるために、空洞に高周波（R F）電圧を印加するための電圧源であって、プラズマ柱から加速された粒子が、磁場によって、空洞の内部において軌道に沿って移動される、電圧源と、プラズマ柱から加速された粒子を受けるための、且つ、受けた粒子を空洞から出力するための引き出しチャネルを含んでいるエンクロージャと、空洞内で磁場を調整することによって、最終的に粒子が引き出しチャネルに出力されるように、プラズマ柱から加速される粒子の連続的な軌道を変化させる再生器と、を備えている。エンクロージャが、磁性構造体を備えており、磁性構造体のうち少なくとも1つの磁性構造体が、スロットを有しており、スロットが、強磁性を有していると共にスロットの内部において移動可能とされる磁性シムを収容しており、磁性シムが、磁場に対する再生器の調整量に影響を及ぼすように、再生器に対して相対的に移動可能とされる。当該例示的な粒子加速器は、以下の特徴のうち1つ又は複数の特徴を単独で又は組み合わせて含んでいる。

20

30

【0015】

少なくとも1つの磁性構造体が、少なくとも1つの磁性構造体の内部に複数のスロットを有している。磁性構造体スロットそれぞれが、強磁性を有していると共にスロットの内部において移動可能とされる磁性シムを収容している。磁性シムそれぞれが、磁場に対する再生器の調整量に影響を及ぼすように、再生器に対して相対的に移動可能とされる。

【0016】

粒子加速器が、所定の位置に対して相対的に回転可能とされる。粒子加速器が、粒子加速器の回転位置に基づいて磁性シムの移動を制御するために、制御信号を発生させるための制御システムをさらに備えている。磁性シム（又は複数の磁性シム）は、電磁石であるか、又は電磁石を含んでいる。

40

【0017】

例示的な陽子治療システムは、粒子が陽子を含んでいる粒子加速器と、粒子加速器が取り付けられているガントリーとを含んでいる。ガントリーが、患者の位置に対して相対的に回転可能とされる。陽子が、実質的に粒子加速器から患者の位置に直接出力される。

【0018】

例示的な粒子加速器は、磁場を発生する電流を伝導する超電導コイルを具備する低温保持装置と、低温保持装置に隣接している磁性構造体であって、低温保持装置が、磁性構造体に取り付けられており、磁性構造体が、空洞を含んでいる、磁性構造体と、空洞にプラ

50

ズマ柱を形成するための粒子源と、粒子をプラズマ柱から加速させるために、高周波（RF）電圧を空洞に印加するための電圧源であって、プラズマ柱から加速された粒子が、磁場によって、空洞の内部において軌道に沿って移動される、電圧源と、プラズマ柱から加速された粒子を受ける引き出しチャネルであって、受けた粒子を空洞から出力する引き出しチャネルと、磁性構造体に対して相対的に低温保持装置を移動させるように制御可能とされるアクチュエータとを備えている。この例示的な粒子加速器は、以下の特徴のうち1つ又は複数の特徴を単独で又は組み合わせて含んでいる。

【0019】

粒子加速器が、所定の位置に対して相対的に回転可能とされる。粒子加速器が、粒子加速器の回転位置に基づいてアクチュエータを制御するために、制御信号を発生させるための制御システムを備えている。アクチュエータが、超電導コイルに対する重力の影響を補償するために、低温保持装置の移動を制御するように制御される低温保持装置。10

【0020】

例示的な陽子治療システムは、粒子が陽子を含んでいる粒子加速器と、粒子加速器が取り付けられているガントリーとを含んでいる。ガントリーが、患者の位置に対して相対的に回転可能とされる。陽子が、実質的に粒子加速器から患者の位置に直接出力される。

【0021】

例示的な可変エネルギー粒子加速器は、所定の範囲のエネルギーから選択されたエネルギーを有する粒子ビームとして出力されるように粒子が加速される空洞を形成している磁性構造体と、粒子ビームを受けるための引き出しチャネルと、粒子ビームが引き出しチャネルに入る前に粒子ビームを遮断するために、引き出しチャネルの近傍に配置されている構造体であって、選択されたエネルギーに基づいて移動可能とされ、粒子ビームが引き出しチャネル内に入る前に粒子ビームの少なくとも一部分のエネルギーを吸収するように構成されている、構造体とを備えている。例示的な可変エネルギー粒子加速器は、以下の特徴のうち1つ又は複数の特徴を単独で又は組み合わせて含んでいる。20

【0022】

構造体が、変化する厚さを有している車輪を備えており、厚さの変化に従って、吸収されるエネルギーが変化する。可変エネルギー粒子加速器が、選択されたエネルギーに対応する粒子軌道において磁場バンプを形成するための磁気再生器をさらに備えている。磁気再生器が、可変エネルギー粒子加速器の移動に基づいて移動可能とされる。磁気再生器が、選択されたエネルギーを有する粒子軌道を遮断するように移動可能とされる。30

【0023】

発明の概要の節で説明されているものを含む、本開示で説明されている特徴のうちの2つ又はそれ以上を組み合わせることで、本明細書では具体的に説明されていない実施例を形成することができる。

【0024】

本明細書で説明されている様々なシステム、又はその一部の制御は、1つ又は複数の非一時的機械可読記憶媒体に格納され、1つ又は複数の処理デバイス上で実行可能である命令を含むコンピュータプログラム製品を介して実装され得る。本明細書で説明されているシステム、又はその一部は、1つ又は複数の処理デバイス及び述べられている機能の制御を実装する実行可能命令を格納するためのメモリを含み得る装置、方法、又は電子システムとして実装され得る。40

【0025】

1つ又は複数の実施形態の詳細は、添付した図面及び以下の説明で記述される。他の特徴、目的、及び利点は、説明と図面、さらには特許請求の範囲から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】例示的な治療システムの斜視図である。

【図2】例示的なシンクロサイクロトロンの構成要素の分解斜視図である。50

- 【図3】例示的なシンクロサイクロトロンの断面図である。
- 【図4】例示的なシンクロサイクロトロンの断面図である。
- 【図5】例示的なシンクロサイクロトロンの断面図である。
- 【図6】例示的なシンクロサイクロトロンの斜視図である。
- 【図7】例示的なりバースボビン及び巻線の一部の断面図である。
- 【図8】例示的なケーブルインチャネル複合導体の断面図である。
- 【図9】例示的なイオン源の断面図である。
- 【図10】例示的なディープレート及び例示的なダミーディーの斜視図である。
- 【図11】例示的なボールトの斜視図である。
- 【図12】ボールトを備える例示的な治療室の斜視図である。 10
- 【図13】加速器に対する患者の例を示す図である。
- 【図14】治療室内の例示的な内部ガントリーの中に位置決めされた患者を示す図である。
- 【図15】例示的な加速空洞及び引き出しチャネルの上面図である。
- 【図16】超電導磁石の低温保持装置の例示的な一部の断面の図と共に、磁場強度対プラズマ柱からの径方向距離を示すグラフである。
- 【図17】移動して引き出しチャネルに入る軌道を示す、例示的な加速空洞及び引き出しチャネルの上面図である。
- 【図18】引き出しチャネル内の粒子ビームのエネルギーを変えるために使用される例示的な構造体の斜視図である。 20
- 【図18A】図18の構造体の側面図である。
- 【図19】主として空洞内の粒子の幾つかの軌道に衝突するように再生器を移動するステップを示す、例示的な加速空洞及び引き出しチャネルの上面図である。
- 【図20】主として空洞内の粒子の幾つかの軌道に衝突するように再生器を移動するステップを示す、例示的な加速空洞及び引き出しチャネルの上面図である。
- 【図21】主として空洞内の粒子の幾つかの軌道に衝突するように再生器を移動するステップを示す、例示的な加速空洞及び引き出しチャネルの上面図である。
- 【図22】例示的な磁性シムの斜視図である。
- 【図23】磁気ヨーク、加速空洞及び、磁性シムを含む低温質量部の切欠側面図である。
- 【図24】低温保持装置の例示的な部分の切欠斜視図である。 30
- 【図25】可変エネルギー粒子加速器を使用することができる例示的な粒子治療システムの概念図である。
- 【図26】磁場及び粒子加速器内の距離の変動に対するエネルギー及び電流を示す例示的なグラフである。
- 【図27】粒子ビームのそれぞれのエネルギーレベルについて一定の周波数範囲にわたってディープレート上で電圧を掃引し、粒子ビームエネルギーが変化するときに周波数範囲を変化させるための例示的な構造体の側面図である。
- 【図28】可変エネルギー粒子加速器で使用され得る例示的な磁石システムの分解斜視図である。
- 【発明を実施するための形態】 40
- 【0027】
- 様々な図面内の類似の参照符号は、類似の要素を示す。
- 【0028】
- 概要**
- 本明細書では、陽子又はイオン治療システムなどの、システムにおいて使用するための粒子加速器の一例について説明する。システムは、ガントリー上に取り付けられた粒子加速器 - - この例では、シンクロサイクロトロン - - を含む。ガントリーは、以下に詳述するように、加速器を患者の位置の周りに回転させることを可能にする。幾つかの実施例では、ガントリーは鋼製であり、患者の両側に配設された2つの軸受それぞれに回転するように取り付けられた2つの脚部を有する。粒子加速器は、患者が横たわる治療領域を跨設 50

するに十分に長い鉄骨トラスによって支持されており、鉄骨トラスは、その両端においてガントリーの回転式脚部に安定して取り付けられている。患者の周りをガントリーが回転する結果、粒子加速器も回転する。

【 0 0 2 9 】

例示的な一実施例において、粒子加速器（例えば、シンクロサイクロトロン）は、磁場（B）を発生する電流を伝導するための超電導コイルを保持する低温保持装置を含む。この例では、低温保持装置は、コイルを超電導温度、例えば4ケルビン（K）に維持するために液体ヘリウム（He）を使用する。磁気ヨークは、低温保持装置に隣接し（例えば、その周囲にあり）、粒子が加速される空洞を画成する。低温保持装置は、ストラップ又は同様のものを通じて磁気ヨークに取り付けられる。このように取り付けること、及び低温保持装置の内側に超電導コイルを取り付けることで、超電導コイルの移動は制限されるが、コイルの移動が完全に妨げられるわけではない。例えば、幾つかの実施例では、ガントリーが回転している間に重力によって引っ張られる結果、超電導コイルは、わずかな量（例えば、幾つかの場合において数10ミリメートル）だけ移動可能である。以下で説明されているように、この移動は、引き出しチャネルで受ける粒子ビームのエネルギーの大きさに影響を及ぼし、それにより、粒子加速器の出力に影響を及ぼし得る。10

【 0 0 3 0 】

この例示的な実施例では、粒子加速器は、プラズマ柱を空洞に供給するために粒子源（例えば、ペニングイオングージ - - P I G 源）を含む。水素ガスは電離されてプラズマ柱を発生する。電圧源は、高周波（RF）電圧を空洞に印加して粒子をプラズマ柱から加速する。指摘されているように、この例では、粒子加速器はシンクロサイクロトロンである。したがって、プラズマ柱から粒子を引き出すときに、粒子に対する相対論的效果（例えば、粒子質量が増加する）を考慮して RF 電圧が一定範囲の周波数にわたって掃引される。コイルによって発生した磁場により、プラズマ柱から加速された粒子は空洞内の軌道上で加速する。磁場再生器は、空洞の内側の既存の磁場を調整するよう空洞内に位置決めされ、それによりプラズマ柱から加速された粒子の連続的軌道の配置が変更され、これにより最終的に粒子がヨーク内を通る引き出しチャネルに出力される。再生器は、空洞内のある地点における磁場を増大し（例えば、空洞のある領域において磁場「バンプ」を発生させ）、これにより、その地点の粒子のそれぞれの連続的軌道が引き出しチャネルの入口点の方へ外向きに歳差運動し、最終的に引き出しチャネルに到達することができる。引き出しチャネルは、プラズマ柱から加速された粒子を受け、受けた粒子を空洞から出力する。20

【 0 0 3 1 】

超電導コイルの移動は、空洞の内側の軌道の配置に影響を及ぼし得る。例えば、一方の方向に移動すると、より低いエネルギーの軌道が再生器に衝突し得るが、他方の方向に移動すると、より高いエネルギーの軌道が再生器に衝突し得る（粒子軌道エネルギーは、発生源のプラズマ柱からの径方向距離に比例する）。したがって、過度に低いエネルギーの軌道が再生器に衝突する場合、粒子ビームは、上で指摘されているように、引き出しチャネルの内端に衝突するものとしてよい。過度に高いエネルギーの軌道が再生器に衝突する場合、粒子ビームは、上で指摘されているように、引き出しチャネルの外端に衝突するものとしてよい。本明細書で説明されている例示的なシステムでは、回転（例えば、重力の効果）によって生じる超電導コイルの運動の結果であるこれらの効果を補償する技術を使用する。これらの技術の要約を以下に提示し、その後、これらの技術が実装され得る例示的な粒子治療システムの説明及びこれらの様々な技術の詳細な説明を続ける。30

【 0 0 3 2 】

例示的な一技術において、構造体が、引き出しチャネルの近く（例えば、入口又は内側）に組み込まれる。構造体は、車輪に似た形状を有する回転可能であり厚さが可変のくさびであってよい。構造体は、粒子ビームのエネルギーを吸収し、それによってより低いエネルギーの（例えば、適切なエネルギーを与えられた）ビームを引き出しチャネルに通すことができる。構造体のより厚い部分は、構造体のより薄い部分に比べて多くのエネルギー4050

ーを吸収する。幾つかの実施例では、構造体は、粒子ビームがエネルギーを吸収されることなく通過することが意図されている地点には物質を全く含み得ない。或いは、構造体は、ビーム経路の外に移動可能であってもよい。したがって、この構造体では、ビームのエネルギーの大きさを様々に変化させて調整することができる。幾つかの実施例では、構造体は、粒子加速器の回転位置に基づき制御される。例えば、ガントリーの位置が決定され、その位置を使用してエネルギー吸収構造体の回転位置を制御することができる。理想的には、構造体は、ビームの散乱を最小限度量に抑えるが、実際には、存在し、許容可能である量の散乱があり得る。

【0033】

別の例示的な技術では、空洞内の再生器の物理的位置は、超電導コイルの移動を補償するように調整可能であるものとしてよい。例えば、コンピュータ制御アクチュエータは、例えば、粒子加速器の回転位置に基づき、空洞内の再生器の位置を調整するために使用され得る。再生器の位置をそうして調整することによって、再生器から結果としてなされる磁場への適切な調整が、粒子加速器の回転位置に関係なく適切な粒子軌道に衝突するよう10に再生器を位置決めすることが可能であるものとしてよい。

【0034】

再生器は、典型的には、強磁性体材料から作られる。したがって、1つ又は複数の磁性シムを使用して再生器の磁気強度を調整することが可能である。したがって、別の例示的な技術では、再生器の磁場を調整する（例えば、再生器によって発生する磁場バンプを増加又は低減する）か、又は再生器を物理的に移動することなく再生器によって発生する磁場揺動の有効な配置を移動することが可能である。例えば、超電導コイルの移動の結果、より低いエネルギーの軌道が再生器に衝突する場合、再生器の磁場は、より高いエネルギーの軌道がそれに達するまでビーム軌道を揺動し始めないように低減され得る。また、これは、軌道が再生器による影響を受ける前により高いエネルギーを獲得するように同じ全体的強度（ピーク場）を維持しながら径方向外向きに効果的に移動させることができ20ある。同様に、超電導コイルの移動の結果、より高いエネルギーの軌道が再生器に衝突する場合、再生器の強度は、より低いエネルギーにおける軌道と相互作用するように高められるか、又は径方向内向きに位置決めされ得る。例示的な一実施例において、磁場は、再生器の近くにある磁気ヨーク内のスロット／穴内で磁性シム（例えば、金属プランジャー）を移動することによって調整される。磁性シムは、強磁性体材料から作られ、再生器との近接度が再生器の磁場に影響を及ぼす。磁性シムを動かして再生器に近づけると（例えば、スロットのさらに内側）、再生器によって発生する磁場が増加し、磁性シムを動かして再生器から遠ざけると（例えば、スロット内の上方、又は外側）、再生器によって発生する磁場は減少する。別の例では、磁性シムは、再生器の磁気中心よりもサイクロトロンの中心に近い径方向位置に置かれ得る。シムが、加速平面に近づけられると、これは、ピーク磁場強度を顕著に変化させることなく再生器磁場揺動の実効中心を移動する。磁性シムは、例えば、粒子加速器の回転位置に基づき、その位置を変化させるようにコンピュータ制御され得る。
30

【0035】

幾つかの実施例では、複数の磁性シムが使用され得る。さらに他の実施例では、小型電磁石は磁性シムとして使用され、中を通る電流は例えば、粒子加速器の回転位置に基づき制御され得る。

【0036】

別の例では、低温保持装置全体をヨークに対して移動し、超電導コイルの移動を補償することができる。例えば、低温保持装置の移動は、粒子のどの軌道が再生器に衝突するかに影響を及ぼし得る。したがって、超電導コイルの移動が、一方向に行われる場合、低温保持装置は、その移動を補償する方向に移動され、超電導コイルの適切な位置変更を行わせることができる。

【0037】

粒子加速器内の粒子ビームのエネルギーを調整するための前述の技術は、単一の粒子加

10

20

30

40

50

速器内で個別に使用され得るか、又はこれらの技術のうちのいずれか2つ又はそれ以上が、単一の粒子加速器内で適切に組み合わせて使用され得る。前述の技術が使用され得る粒子治療システムの一例を以下に提示する。

【0038】

例示的な粒子治療システム

図1に表すように、荷電粒子線治療システム500は、ビーム発生粒子加速器502を備えており、ビーム発生粒子加速器502の重量及び大きさは、ビーム発生粒子加速器502の出力が加速器ハウジングから患者50に向かう直線方向に（すなわち、実質的に直接）方向づけられている状態において、向けられた出力を有する回転式ガントリー504を取り付け可能とされる大きさである。

10

【0039】

幾つかの実施例では、鋼製ガントリー504は、2つの脚部508、510を有しており、2つの脚部508、510は、患者の両側に配設された2つの軸受512、514それぞれに回転するように取り付けられている。ビーム発生粒子加速器502は、患者が横たわる治療領域518を跨設するに十分に長い（患者の所望のターゲット領域をビームライン上に維持した状態で空間内において背の高いヒトを完全に回転させることができるよう）、例えば当該背の高いヒトの身長の2倍の長さとされる）鉄骨トラス516によって支持されており、その両端においてガントリーの回転式脚部に安定に取り付けられている。

20

【0040】

幾つかの実施例では、ガントリー504の回転が360°未満の範囲520、例えば、約180°に制限され、これにより、治療システムを収納するボールト524の壁から患者治療領域内部に至るまで床522を延在させることができる。また、ガントリー504の回転範囲520が制限されることによって、患者治療領域の外側に居る人々を放射線から遮蔽するための壁のうち幾つかの壁の必要な厚さを薄くすることができる。ガントリー504の回転範囲520を180°とすれば、すべての治療アプローチ角に対応するのに十分であるが、移動範囲を拡大することは優位である。例えば、回転範囲520は、180°～330°としても、依然として治療のための床面積に対するクリアランスを確保することができる。

30

【0041】

ガントリー504の水平回転軸線532は、患者と療法士とが治療システムをインタラクティブに操作する場所の床より公称1メートル上方に配置されている。この床は、荷電粒子線治療システム500を遮蔽しているボールト524の最下床より約3メートル上方に位置決めされている。ビーム発生粒子加速器502は、治療ビームを回転軸線の下方から照射するために高床の下方において旋回可能とされる。患者用カウチは、ガントリー504の回転軸線532に対して略平行とされる水平面内において移動及び回転する。カウチは、このような構成によって水平面内において約270°の範囲534にわたって回転可能とされる。ガントリー504及び患者の回転範囲520、534と自由度との組み合わせによって、療法士は、ビームについての任意のアプローチ角を実質的に選択することができる。必要に応じて、患者を反対の向きでカウチに載置することによって、想定し得るすべての角度が利用可能となる。

40

【0042】

幾つかの実施例では、ビーム発生粒子加速器502は、超高磁界超電導電磁構造体を有しているシンクロサイクロトロンを利用する。所定の運動エネルギーを具備する荷電粒子の曲率半径は、当該荷電粒子に印加される磁場の増大に正比例して小さくなるので、超高磁界磁場超電導磁気構造体を利用することによって、加速器を小型かつ軽量にすることができます。シンクロサイクロトロンは、回転角度が一様とされる磁場であって、半径が大きくなるに従って強度が低下する磁場を利用する。このような磁場形状は、磁場の規模に関係なく実現されるので、シンクロサイクロトロン内で利用可能とされる磁場の強度（ひいては、固定された半径において結果として得られる粒子エネルギー）についての上限は理

50

論上存在しない。

【 0 0 4 3 】

非常に高い磁場の存在下において、超電導体はその超電導特性を失う。非常に高い磁場を実現するために、高性能な超電導線からなる巻線が利用される。

【 0 0 4 4 】

超電導体は、一般に、その超電導特性が得られる低温状態に至るまで冷却される必要がある。本明細書で説明されている幾つかの実施例では、超電導コイル巻線を絶対零度近傍の温度に冷却するために、冷凍機が利用される。冷凍機を利用することによって、複雑性及びコストが低減される。

【 0 0 4 5 】

シンクロサイクロトロンは、ビームが患者に対して直接発生されるようにガントリーに支持されている。ガントリーは、患者の体内の点又は患者の近傍の点（アイソセンター 540）を含む水平回転軸線を中心としてサイクロトロンを回転させることができる。水平回転軸線に対して平行とされる分割式トラスが、サイクロトロンをその両側で支持している。

【 0 0 4 6 】

ガントリーの回転範囲は、制限されているので、アイソセンターを中心とする広い領域内に患者支持領域を収容することができる。アイソセンターを中心として広範囲にわたって床を延在させることができるので、患者支持台は、アイソセンターを通過する垂直軸線 542 に対して相対的に移動するよう、かつ垂直軸線 542 を中心として回転するよう位置決めされ、ガントリーの回転と患者支持台の移動及び回転との組み合わせによって、患者の任意の部位に向けて任意の角度でビームを方向づけることができる。2つのガントリーアームは、背の高い患者の身長の2倍を超える長さで離隔されているので、高床の上方に位置する水平面内において、患者を乗せたカウチを回転及び並進運動させることができる。

【 0 0 4 7 】

ガントリーの回転角度を制限することによって、治療室を囲む壁のうちの少なくとも1つの壁の厚さを低減することができる。一般にコンクリートから構成された厚肉の壁によって、治療室の外に居るヒトは放射線から防護される。陽子ビームを阻止するための下流側の壁は、同等のレベルの防護を実現するために、治療室の反対側の壁の約2倍の厚さとされる場合がある。ガントリーの回転を制限することによって、治療室を3つの側面においてアースグレード（earthing grade）より低く設定することができる一方、占有領域を最も薄肉の壁に隣接させることができるので、治療室を建築するコストを低減することができる。

【 0 0 4 8 】

図1に示されている例示的な実施例において、超電導シンクロサイクロトロン 502 は、シンクロサイクロトロンの磁極間隙において 8.8 テスラのピーク磁場で動作する。シンクロサイクロトロンは、250 MeV のエネルギーを有する陽子ビームを発生する。他の実施例では、場の強度は、4 から 20 テスラ又は 6 から 20 テスラの範囲内とすることが可能であり、陽子エネルギーは、150 から 300 MeV の範囲内とすることが可能である。

【 0 0 4 9 】

この例で説明されている放射線治療システムは陽子放射線治療に使用されるが、同じ原理及び詳細は、重イオン（イオン）治療システムで使用するための類似のシステムにおいて適用され得る。

【 0 0 5 0 】

図2、図3、図4、図5、及び図6に示されているように、例示的なシンクロサイクロトロン 10（例えば、図1の502）は、粒子源 90 を収容する磁石システム 12、高周波駆動システム 91、及びビーム引き出しシステム 38 を含む。磁石システムによって確立される磁場は、環状超電導コイル 40、42 の分割されたペアと成形された強磁性（例

10

20

30

40

50

えば、低炭素鋼) 磁極面 4 4、4 6 のペアとの組み合わせを使用して、内部に存在する陽子ビームの集束を維持するのに適切な形状を有する。

【 0 0 5 1 】

2つの超電導磁気コイルは、共通軸 4 7 を中心とし、この軸に沿って相隔てて並ぶ。図 7 及び図 8 に示されているように、コイルは、撲り合わせたケーブルインチャネル導体形態で配設される直径 0.8 mm の Nb₃Sn 系超電導線 4 8 (最初に、銅シースによって囲まれているニオブスズコアを備える) から形成される。7 本の個別の線がまとめられてケーブルにされた後、これらは加熱され、ワイヤ状の最終(脆い)超電導体を形成する反応を引き起こす。材料が反応した後、ワイヤは銅チャネル(外径 3.18 × 2.54 mm 及び内径 2.08 × 2.08 mm) 内にハンダ付けされ及び、絶縁体 5 2 (この例では、ガラス纖維織布) で覆われる。次いで、ワイヤ 5 3 を収容する銅チャネルコイル状に巻き取られ、これは 8.55 cm × 19.02 cm の矩形の断面を有し、26 の層を有し、層毎に 49 回の巻き数を有する。次いで、この巻きコイルは、エポキシ化合物で真空含浸される。完成したコイルは、環状ステンレスリバースボビン 5 6 上に取り付けられる。ヒータープランケット 5 5 は間隔をあけて巻線の層内に入れられ、磁石クエンチが生じた場合にアセンブリを保護する。10

【 0 0 5 2 】

次いで、コイル全体を銅板で覆って熱伝導性及び機械的安定性を付与し、次いで、追加工エポキシ層内に収容する。コイルの事前圧縮は、ステンレス製リバースボビンを加熱し、コイルをリバースボビン内に嵌め込むことによって行われ得る。リバースボビンの内径は、質量全体が 4 K まで冷却されたときに、リバースボビンがコイルと接触したままになり、ある程度の圧縮をもたらすように選択される。ステンレス製のリバースボビンを約 50 に加熱し、コイルを 100 度のケルビン温度でコイルを嵌合すると、これが達成され得る。20

【 0 0 5 3 】

コイルの幾何学的形状は、コイルを矩形リバースボビン 5 6 内に取り付けて、コイルが通電されたときに発生する歪みを起こす力に抗して作用する復元力 6 0 を与えることによって維持される。図 5 に示されているように、コイル位置は、一組の高温 - 低温支持ストラップ 4 0 2、4 0 4、4 0 6 を使用して磁石ヨーク及び低温保持装置に対して維持される。低温質量を細いストラップで支持することにより、剛体支持システムによって低温質量に与えられる熱漏洩が低減される。ストラップは、磁石が搭載された状態でガントリーを回転するときにコイルにかかる変化する重力に耐えるように構成される。これらは、重力と、磁気ヨークに対して完全対称位置から摂動したときにコイルによって生じる大きな偏心力との複合効果に耐える。それに加えて、リンクは、位置が変わった場合にガントリーが加減速する際にコイルに与えられる動的な力を低減する働きをする。それぞれの高温 - 低温支持体は、1 つの S 2 ガラス纖維リンクと 1 つの炭素纖維リンクとを含む。炭素纖維リンクは、高温のヨークと中間温度(50 ~ 70 K)との間のピン上で支持され、S 2 ガラス纖維リンク 4 0 8 は、中間温度ピン及び低温質量に取り付けられたピン上で支持される。それぞれのリンクは長さ 5 cm (ピン中心からピン中心までの間)、幅 17 mm である。リンクの厚さは、9 mm である。それぞれのピンは、高張力ステンレス鋼から作られ、直径は 40 mm である。3040

【 0 0 5 4 】

図 3 を参照すると、半径の関数としての場の強度プロファイルは、大部分がコイルの幾何学的形状及び磁極面の形状の選択によって決定され、透磁性ヨーク材料の磁極面 4 4、4 6 は、磁場の形状を微調整して加速時に粒子ビームの収束を確実に保つように、起伏が付けられ得る。

【 0 0 5 5 】

超電導コイルは、限定された一組の支持点 7 1、7 3 を除き、コイル構造体の周りに自由空間を設ける真空にされた環状アルミニウム又はステンレス製低温保持槽 7 0 の内側にコイルアセンブリ(コイル及びボビン)を封じ込めるこによって絶対零度近くの温度(50)

例えば、約4ケルビン)に維持される。代替的バージョン(図4)において、低温保持装置の外壁は、低炭素鋼で作られ、磁場に対する追加の帰還磁路をもたらすことができる。

【0056】

幾つかの実施例では、絶対零度近くの温度は、1つの単段ギフォードマクマホン冷凍機と3つの2段ギフォードマクマホン冷凍機とを使用して達成され、維持される。それぞれの2段冷凍機は、ヘリウム蒸気を液体ヘリウムに再凝縮する凝縮器に取り付けられた第2段低温端部を有する。冷凍機のヘッドには、圧縮機から圧縮ヘリウムが供給される。単段ギフォードマクマホン冷凍機は、電流を超電導巻線に供給する高温(例えば、50~70ケルビン)のリード線を冷却するように構成される。

【0057】

幾つかの実施例では、絶対零度近くの温度は、コイルアセンブリ上の異なる位置に配置された2つのギフォードマクマホン冷凍機72、74を使用して達成され、維持される。それぞれの冷凍機は、コイルアセンブリと接触する低温端部76を有する。冷凍機のヘッド78には、圧縮機80から圧縮ヘリウムが供給される。他の2つのギフォードマクマホン冷凍機77、79は、電流を超電導巻線に供給する高温(例えば、60~80ケルビン)のリード線を冷却するように構成される。

【0058】

コイルアセンブリ及び低温保持槽は、ピルボックス形状の磁石ヨーク82の2つの半分81、83内に取り付けられ、完全に封じ込められる。この例では、コイルアセンブリの内径は、約74.6cmである。鉄ヨーク82は、帰還磁束84に対する経路となり、磁極面44、46の間の容積部86を磁気遮蔽して外部からの磁気的影響がその容積部内の磁場の形状を擾動するのを防ぐ。ヨークは、加速器の付近の漂遊磁場を減少させる働きもある。幾つかの実施例では、シンクロサイクロトロンは、漂遊磁場を低減する能動的帰還システムを有するものとしてよい。能動的帰還システムの一例は、その内容が参照により本明細書に組み込まれている、2013年5月31日に出願した米国特許出願第13/907,601号で説明されている。能動的帰還システムにおいて、本明細書で説明されている比較的大きな磁気ヨークは、磁極片と称される、より小さな磁気構造体で置き換えられる。超電導コイルは、本明細書で説明されている主コイルの反対側に電流を流し、磁気帰還をもたらし、それによって、漂遊磁場を低減する。

【0059】

図3及び図9に示されているように、シンクロサイクロトロンは、磁気構造体82の幾何学的中心92の近くに配置されているペニングイオングージ形態の粒子源90を含む。粒子源は、以下に説明されている通りであるか、又は粒子源は、参照により本明細書に組み込まれている米国特許出願第11/948,662号で説明されている種類のものであつてよい。

【0060】

粒子源90は、水素の供給部99からガス管路101及び気体水素を送達する管194を通して供給される。電気ケーブル94は電流源95から電流を運び、磁場200の方向に揃えられた陰極192、190からの電子の放出を刺激する。

【0061】

幾つかの実施例では、ガス管101内のガスは、水素と1つ又は複数の種類の他のガスとの混合物を含み得る。例えば、混合物は、水素と希ガス、例えば、ヘリウム、ネオン、アルゴン、クリプトン、キセノン、及び/又はラドンのうちの1つ又は複数を含み得る(混合物は希ガスとの使用に制限されない)。幾つかの実施例では、混合物は、水素とヘリウムとの混合物であってもよい。例えば、混合物は、水素を約75%以上、ヘリウムを約25%以下(残留ガスが含まれ得る)含有することができる。別の例では、混合物は、水素を約90%以上、ヘリウムを約10%以下(残留ガスが含まれ得る)含有することができる。例えば、水素/ヘリウム混合物は、>95%/<5%、>90%/<10%、>85%/<15%、>80%/<20%、>75%/<20%などのうちのどれかであつてよい。

10

20

30

40

50

【0062】

粒子源中で希ガス（又は他のガス）を水素と組み合わせて使用する利点として考えられるのは、ビーム強度の増大、陰極の寿命の増加、及びビーム出力の定常性の増大である。

【0063】

この例では、放出される電子は、管194から小さな穴を通して出て来るガスを電離し、磁石構造体と1つのダミーディープレート102とによって囲まれた空間の半分にかかる1つの半円形（ディー形状）高周波プレート100によって加速する陽イオン（陽子）の供給部を形成する。遮断された粒子源の場合（その一例は、米国特許出願第11/948,662号で説明されている）、プラズマを収容する管の全部（又は実質的な部分）が加速領域で取り除かれ、これにより、比較的高い磁場内でイオンをより高速に加速することができる。10

【0064】

図10に示されているように、ディープレート100は、磁石構造体によって囲まれた空間の周りの回転の半分において陽子が加速される空間107を囲む2つの半円形表面103、105を有する中空金属構造体である。空間107内に開いているダクト109は、ヨークを通り、真空ポンプ111が取り付けられ得る外部の場所に延在し、これにより、空間107及び、加速が行われる真空槽119内の空間の残り部分を真空にする。ダミーディー102は、ディープレートの露出されている縁の近くに間隔をあけて並ぶ矩形の金属リングを備える。ダミーディーは、真空槽及び磁気ヨークに接地される。ディープレート100は、高周波伝送路の終端部に印加される高周波信号によって駆動され、電場を空間107内に発生させる。高周波電場は、加速された粒子ビームが幾何学的中心からの距離を増やすにつれ時間に關して変化させられる。高周波電場は、その内容が参照により本明細書に組み込まれている米国特許出願第11/948,359号、名称「Matching A Resonant Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage」で説明されているように制御され得る。20

【0065】

ビームが中央に配置された粒子源から現れて粒子源構造体をクリアし、外向きに螺旋を描き始めると、高い電圧差が高周波プレート上に必要になる。高周波プレートに20,000Vが印加される。幾つかのバージョンでは、8,000から20,000ボルトが高周波プレートに印加され得る。この高い電圧を駆動するために必要な電力を低減するために、磁石構造体は、高周波プレートと接地との間の静電容量を減らすように構成される。これは、高周波構造から外側ヨーク及び低温保持装置ハウジングまで十分な間隔をあけて穴を形成し、磁極面の間に十分な空間を確保することによって行われる。30

【0066】

ディープレートを駆動するこの高電圧の交流電位は加速サイクルにおいて、陽子の増大する相対論的質量と減少する磁場とを考慮して、周波数が低くなるように掃引される。ダミーディーは、真空槽壁と共に接地電位にあるので中空半円筒形構造体を必要としない。基本周波数の異なる位相又は倍数の周波数で駆動される加速電極の複数のペアなどの、他のプレート構成も使用することが可能である。RF構造は、例えば、互いにかみ合う回転及び静止ブレードを有する回転コンデンサを使用することによって、必要な周波数掃引においてQを高く保つように調整することができる。ブレードのかみ合い毎に、静電容量が増加し、したがって、RF構造の共振周波数が下がる。ブレードは、必要な正確な周波数掃引がもたらされる形状に成形され得る。回転コンデンサ用の駆動モータは、正確な制御を行うためにRF発生器に位相固定され得る。一群の粒子が、回転コンデンサのブレードのかみ合い毎に加速される。40

【0067】

加速が行われる真空槽119は、中央が薄く、縁が厚い、一般的に円筒形の容器である。真空槽は、RFプレート及び粒子源を封じ込め、真空ポンプ111によって真空にされる。高真空を維持することで、加速するイオンが気体分子との衝突で失われないことが保50

証され、アーク地絡を生じることなく R F 電圧をより高いレベルに保つことが可能になる。

【 0 0 6 8 】

陽子は、粒子源から始まる一般的に螺旋状の軌道経路を横断する。螺旋経路のそれぞれのループの半分において、陽子は、空間 107 内の R F 電場を通過するときにエネルギーを獲得する。イオンがエネルギーを獲得すると、螺旋経路のそれぞれの連続するループの中心軌道の半径は、ループ半径が磁極面の最大半径に達するまで前のループより大きくなる。その位置で、磁場及び電場摂動はイオンを磁場が急速に減少する領域内に導き、イオンは高い磁場の領域から出て、本明細書では引き出しチャネルと称される真空管 38 に通され、サイクロトロンのヨークから出る。磁場摂動を変えてイオンの向きを決めるために磁気再生器が使用され得る。サイクロトロンから出たイオンは、サイクロトロンの周りの部屋内に存在する著しく減少する磁場の領域に入ると分散する傾向を有する。引き出しチャネル 38 内のビーム成形要素 107、109 は、イオンが空間的広がりを制限された真っ直ぐなビーム状態を保つようにイオンの向きを変える。10

【 0 0 6 9 】

磁極間隙内の磁場は、加速するときに真空槽内にビームを維持する幾つかの特性を有している必要がある。磁場指数 n は、式

$$n = - (r / B) dB / dr$$

で表され、この「弱い」集束を維持するように正に保たれなければならない。ここで、 r はビームの半径であり、 B は磁場である。それに加えて、幾つかの実施例では、磁場指数は、0.2 未満に維持される必要があるが、それは、この値では、ビームの径方向振動及び鉛直方向振動の周期が $v_r = 2v_z$ の共振で一致するからである。ベータトロン周波数は、 $v_r = (1 - n)^{1/2}$ 及び $v_z = n^{1/2}$ によって定義される。強磁性磁極面は、磁場指数 n が所定の磁場内で 250 MeV のビームと一致する最小の直径において正に維持され、0.2 未満となるようにコイルによって発生する磁場を成形するように設計される。20

【 0 0 7 0 】

ビームが引き出しチャネルから出るときに、ビームはビームに対する散乱角及び飛程変調の所望の組み合わせを形成するようにプログラム可能に制御され得るビーム形成システム 125 (図 5) に通される。ビーム形成システム 125 は、ビームを患者に導くために内側ガントリー 601 (図 14) と共に使用され得る。30

【 0 0 7 1 】

動作時に、プレートは、プレートの表面に沿った導通抵抗の結果として、印加される高周波場からエネルギーを吸収する。このエネルギーは、熱として現れ、熱交換器 113 (図 3) 内に熱を放出する水冷管路 108 を使用してプレートから取り出される。

【 0 0 7 2 】

サイクロトロンから出る漂遊磁場は、ピルボックス磁石ヨーク (シールドとしても働く) と別の磁気シールド 114 の両方によって制限される。別の磁気シールドは、空間 116 によって隔てられる、ピルボックスヨークを囲む強磁性体 (例えば、鋼又は鉄) の層 117 を含む。ヨーク、空間、及びシールドのサンドイッチを含むこの構成は、より低い重量で所定の漏れ磁場に対する適切な遮蔽を形成する。40

【 0 0 7 3 】

上述のように、ガントリー 504 は、シンクロサイクロトロンを水平回転軸線 532 を中心として回転させる。トラス構造体 516 は、2 つの略平行なスパン 580、582 を有する。シンクロサイクロトロンは、脚部 508、510 同士の間ににおける略中央にかつスパン 580、582 同士の間に配設されている。ガントリーは、トラスの反対側に位置する脚部 508、510 の端部に取り付けられた釣合いおもり 122、124 を利用することによって軸受 512、514 を中心として回転するようにバランスされている。

【 0 0 7 4 】

ガントリー 504 は電気モータによって回転駆動され、電気モータはガントリー 504

の少なくとも 1 つの脚部に取り付けられており、駆動歯車を介して軸受ハウジングに接続されている。ガントリー 504 の回転位置は、ガントリー 504 の駆動モータ及び駆動歯車に組み込まれた軸角エンコーダによって付与される信号から導き出される。

【 0075 】

イオンビームがサイクロトロンから出る位置において、ビーム形成システム 125 は、患者の治療に適した特性をイオンビームに付与するようにイオンビームに作用する。例えば、ビームを拡散させ、当該ビームの貫入深さを変化させることによって、所定の目標体積に対して均一に放射することができる。ビーム形成システムは、能動的走査要素に加えて、受動的散乱要素を備えている場合がある。

【 0076 】

シンクロサイクロトロンの能動的システムのすべて（例えば、電流駆動式超電導コイル、RF 駆動式プレート、真空加速室のための真空ポンプ、超電導コイル冷却室のための真空ポンプ、電流駆動式粒子源、水素ガス源、及び RF プレート冷却装置）が、例えば制御を効果的に実施するために適切なプログラムでプログラムされた 1 つ以上のコンピュータを含む、適切なシンクロサイクロトロンを制御するための電子機器（図示しない）によって制御される。

【 0077 】

ガントリー、患者支持体、能動的ビーム成形要素、及びシンクロサイクロトロンは、適切な治療を制御するための電子機器（図示しない）によって、治療セッションを実施するために制御される。

【 0078 】

図 1、図 11、及び図 12 に表すように、ガントリー 504 の軸受 512、514 は、サイクロトロンのボルト 524 の壁によって支持されている。ガントリー 504 は、患者の上方位置、側方位置、及び下方位置を含む 180°（又は 180° 以上）の回転範囲 520 にわたって、サイクロトロンを旋回させることができる。ボルト 524 は、ガントリー 504 の運動の上端及び下端点においてガントリー 504 が通過可能とされるのに十分な高さを有している。壁 148、150 を側面とする迷路 146 は、療法士及び患者のための出入り口経路とされる。少なくとも 1 つの壁 152 は、サイクロトロンからの直接的な陽子ビームの照射範囲に存在しないので、当該壁は、比較的薄くすることができ、依然として遮蔽機能を発揮させることができる。治療室の他の 3 つの側壁 154、156、150/148 は、遮蔽を比較的厳重にする必要があり、盛り土（図示しない）に埋設されている。土自体が必要な遮蔽の一部分を果たすことができるので、側壁 154、156、158 の必要な厚さは低減される。

【 0079 】

図 12 及び図 13 に表すように、安全上及び美観上の理由から、治療室 160 は、ボルト 524 の内部に構成されている。治療室 160 は、旋回するガントリーが通過可能とされるように、かつ、治療室の床面積 164 の範囲を最大限に拡張するように、壁 154、156、150 及び収容室の基部 162 からガントリー 504 の脚部 508、510 同士の間に形成された空間の内部に向かって片持ち梁として形成されている。ビーム発生粒子加速器 502 の定期的整備は、高床の下方の空間内で実施可能とされる。ビーム発生粒子加速器 502 がガントリー 504 の下方位置に至るまで回転された場合、治療領域から離隔された空間内において、加速器全体に対してアクセス可能とされる。電源、冷却機器、真空ポンプ、及び他の支援機器は、当該離隔された空間内において高床の下方に配置されている。患者支持体 170 は、支持体を上下動させると共に患者を様々な位置及び向きに回転及び移動させることができる様々な態様で、治療室 160 の内部に取り付け可能とされる。

【 0080 】

図 14 に表すシステム 602 では、本明細書で説明されているタイプのビーム発生粒子加速器が、当該実施例ではシンクロサイクロトロン 604 が回転式ガントリー 605 に取り付けられている。回転式ガントリー 605 は、本明細書で説明されているタイプのもの

10

20

30

40

50

であり、患者支持体 606 の周りで角度的に回転することができる。この特徴によって、シンクロサイクロトロン 604 は、様々な角度から粒子ビームを患者に直接照射することができる。例えば、図 14 に表すように、シンクロサイクロトロン 604 が患者支持体 606 の上方に位置している場合には、粒子ビームは患者に向かって下方に方向づけられている。代替的には、シンクロサイクロトロン 604 が患者支持体 606 の下方に位置している場合には、粒子ビームは患者に向かって上方に方向づけられている。中間ビーム経路指定機構が必要ないという意味では、粒子ビームは患者に直接印加される。本発明では、成形又はサイズ決定機構がビームの経路変更をするのではなく、同一かつ一般的なビーム軌道を維持しつつビームのサイズ及び / 又は形状を決定するという点において、中間ビーム経路指定機構は成形又はサイズ決定機構と相違する。

10

【0081】

上述のシステムの例示的な実施例に関するさらなる詳細は、米国特許第 7728311 号明細書及び米国特許出願第 12/275103 号に開示されている。これら特許文献の内容は、参照により本明細書に組み込まれている。幾つかの実施例では、シンクロサイクロトロンは、米国特許出願第 13/916401 号明細書で説明されている可変エネルギー・デバイスとされる場合がある。当該特許文献の内容は、参照により本明細書に組み込まれている。

【0082】

例示的な実施例

図 15 は、粒子が軌道上で（例えば、外向きの螺旋状軌道内で）加速される空洞 700 の一部の上面図を示している。例として上で説明されている粒子源 701 は、空洞のほぼ中心に配設されている。荷電粒子（例えば、陽子又はイオン）は、粒子源 701 によって発生するプラズマ柱から引き出される。荷電粒子は磁気再生器 702 の方へ軌道内で外向きに加速して、最終的に磁気再生器 702 に到達する。この例示的な実施例では、再生器 702 は、例えば、鋼鉄、鉄、又は他の種類の強磁性体材料から作られる強磁性構造体である。再生器 702 は、外向きの軌道上の加速を発生させる背景磁場を変化させる。この例では、再生器 702 は、その磁場を増大させる（例えば、場にバンプをもたらす）。背景磁場内のバンプは、軌道を引き出しチャネル 703 の方へ外向きに移動させる形で粒子軌道に影響を及ぼす。最終的に、軌道は、引き出しチャネル 703 に入り、そこから出る。

20

【0083】

さらに詳しく述べると、粒子ビーム軌道は、再生器 702 に接近し、相互作用する。磁場の増大の結果、粒子ビームはそこで少し向きを変え、円形である代わりに、引き出しチャネルへ歳差運動する。図 16 は、粒子源 702 に対して半径 (r) についてプロットされた磁場 (B) を示している。図 16 に示されているように、この例では、 B は約 9 テスラ (T) から約 -2 T まで変化する。9 T は、空洞 700 のほぼ中心のところで出現する。磁場の極性は、磁場が超電導コイルを横切った後に変化し、その結果コイルの外に約 -2 T が生じ、最終的に、約 0 まで減少して行く。磁場バンプ 705 は、再生器の地点に生じる。図 16 は、2 つの超電導コイル 709、710 の間に引き出しチャネル 703 を有するボビン 706 の断面 706 に関する磁場のプロットも示している。

30

【0084】

図 17 に表すように、再生器 702 は、軌道 710 の角度及びピッチの変化を、引き出しチャネル 703 への移動が行われるように発生させる。引き出しチャネルの地点で、磁場の強度は、粒子ビームが引き出しチャネル内に入り、その中を進行することを可能にする十分な低さである。また図 15 に表すように、引き出しチャネル 703 は、双極子場への加算及び / 又は減算を行い、入ってくる粒子ビームを引き出しチャネル 703 に通しビーム成形要素に導くための様々な磁気構造体 711 を収容する。

40

【0085】

出口点に到達するために、粒子ビームは適切なエネルギー量を有している必要がある。出口点に到達するために必要とされるエネルギー量は、例えば、加速器の大きさ及び引き

50

出しチャネルの長さ（当該実施例では、引き出しチャネルの長さは約1.7又は約2メートルである）に基づいて変化する。この点において、引き出しチャネル703の少なくとも一部分は、超電導コイルの上方に位置している。そのようなものとして、引き出しチャネル内の磁場は、加速器の回転に応答して僅かに変化する。従って、粒子ビームが引き出しチャネルを横断するために必要とされるエネルギー量は、粒子加速器の回転に応答して顕著に変化する訳ではない。

【0086】

上述のように、超電導コイルが回転の際に移動した場合には、再生器702が影響を及ぼす軌道は、コイルの重力移動に起因して変化する。説明したように、このような移動は僅かに数10ミリメートルである。しかしながら、その結果として、引き出しチャネルに入る粒子ビームのエネルギーは、引き出しチャネル全体を横断するために必要とされるエネルギーと相違する場合がある。引き出しチャネルに入る粒子のエネルギーの当該変化について調節するために、構造体715が、引き出しチャネル703の内側に、又は引き出しチャネル703に対する入口点に配置されている。構造体715は、粒子ビームの過剰なエネルギーを吸収するために利用される。当該実施例では、構造体715は、車輪状の形状を有している、厚さが一定でない回転式楔である。図18及び図18Aは、構造体715の一例を表わす。図18及び図18Aに表わすように、構造体715の厚さは、連続的に変化する。代替的には、厚さは、階段状に変化している。

【0087】

構造体は、引き出しチャネル内の／引き出しチャネルに入る粒子ビームから適切な量のエネルギーを吸収するように移動させる（例えば、回転させる）ことができる。この実施例では、構造体の厚肉部分715aは、薄肉部分715bに比べて多くのエネルギーを吸収する。従って、構造体は、粒子ビームにおいて異なる量のエネルギーを吸収するように移動させる（例えば、回転させる）ことができる。幾つかの実施例では、構造体は、粒子ビームが変化することなく通過することを許す、物質を収容しない（例えば、厚さ「ゼロ」の）部分を有するものとしてよい。或いは、そのような場合に、構造体は、ビーム経路から完全に又は一部だけ移動されてもよい。幾つかの実施例では、最大の厚さは、数センチメートルのオーダーであってよいが、最大の厚さは、例えば、エネルギー吸収要求条件に基づいて、システム毎に異なる。図18Aは、例えば、検出されたガントリー位置に応答して、構造体715を回転させる心棒を制御するモータ716も示している。

【0088】

構造体は、粒子ビームのエネルギーを吸収することができる適切な材料から作ることができる。上で指摘されているように、理想的には、この構造体は引き出しチャネル内の粒子ビームの散乱を最小限度に抑えるが、実際には、存在し、許容可能である散乱の量があり得る。この構造体に使用され得る材料の例として、限定はしないが、ベリリウム、水素を含むプラスチック、及びカーボンが挙げられる。これらの材料は、単独で、組み合わせて、又は他の材料と組み合わせて使用することができる。

【0089】

構造体の移動（例えば、回転）は、より大きな粒子治療システムの一部である制御システムを使用してコンピュータ制御され得る。コンピュータ制御は、運動を発生させるアクチュエータ及びモータなどの、機械的デバイスの移動を制御するための1つ又は複数の制御信号を発生するステップを含み得る。構造体715の回転は、粒子加速器が取り付けられているガントリー（例えば、ガントリーの回転を示している図1、図11、及び図12を参照）の回転位置によって測定されるような、粒子加速器の回転位置に基づいて制御され得る。ガントリーの位置に対して構造体の回転位置を設定するために使用される様々なパラメータは、経験的に測定され、制御システムのコンピュータにプログラムされ得る。

【0090】

上述のように、幾つかの実施例では、引き出しチャネル内の磁場は、加速器の回転に応答して変化するが、その変化は極僅かである。変化の量は、例えば数10パーセントである。特定の実施例では、このことは、超電導コイルを通じて流れる標準～2000アンペ

10

20

30

40

50

アのうち約 6 アンペア (amps) の電流変化によって反映されている。これは、粒子ビームが引き出しチャネルを横断するために必要とされるエネルギーに影響を及ぼす。磁場におけるこのような小さな変化は、超電導コイルを通じて流れる電流を制御することによって、又は、構造体 715 の回転を制御することによって調整される。

【0091】

他の実施例では、引き出しチャネルに到達する粒子ビームのエネルギーを調整するステップは、異なる回転位置で、再生器が異なる粒子軌道に影響を及ぼすように再生器 702 を物理的に移動することによって実現され得る。上記のように、再生器 702 の移動は、粒子治療システムの一部である制御システムを通じてコンピュータ制御され得る。例えば、再生器 702 の移動は、粒子加速器が取り付けられているガントリーの回転位置によって測定されるような、粒子加速器の回転位置に基づいて制御され得る。ガントリーの回転位置に対して再生器の配置を設定するために使用される様々なパラメータは、経験的に測定され、制御システムのコンピュータにプログラムされ得る。1つ又は複数のコンピュータ制御アクチュエータは、再生器の実際の移動を行わせることができる。

10

【0092】

例えば、図 19 に表わすように、再生器 702 は、最初に配置 717、例えば、加速器の予め定められている初期位置に位置決められ得る。この位置で、再生器によって形成される磁場バンプは、軌道 719 に一次的な影響を有する（その軌道位置にある粒子を引き出しチャネルに導く）。軌道 720 は、軌道 719 よりも、プラズマ柱の配置 721 からさらに隔たる。その結果、軌道 720 は、軌道 719 に比べて高いエネルギーを有する。軌道 722 は、軌道 719 よりも、プラズマ柱の配置 721 に近い。その結果、軌道 722 は、軌道 719 に比べて低いエネルギーを有する。図 20 に示されているように、回転の結果超電導コイルが移動すると、より低いエネルギーの軌道 722 は、再生器 702 が主として軌道 722 に影響を及ぼすように再生器 702 の経路内に移動し得る。しかし、軌道 722 は、より低いエネルギーの軌道であるため、引き出しチャネルを横断することはできず、出る前に引き出しチャネルの内壁に衝突し得る。従って、再生器 702 は、再生器 702 が再び主として軌道 719 に衝突するように配置 717 から配置 723（図 21 の矢印 724 によって示されているように）移動されるものとしてよい。この逆も同様に当てはまる。すなわち、超電導コイルが、過度に高いエネルギーの軌道 720 が再生器 702 によって主として衝突されるように移動する場合、再生器 702 は、主として低いエネルギーの軌道 719（これも移動している）に衝突するように他方の方向（例えば、配置 721 に向かう方向）に移動され得る。これらの図は、1つの次元（径方向）の再生器の移動を示しているけれども、再生器は、2つ又は3つの次元で移動することができ、例えば、直交座標の X、Y、及び / 又は Z 方向に移動することができる。

20

【0093】

他の実施例では、再生器の影響を主として受ける軌道は、磁場を変化させること（磁場バンプ）によって変更され得る。これは、例えば、再生器のすぐ近くで強磁性体の量を変化させることによって行うことができる。一実施例において、1つ又は複数の磁性シムが、再生器によって発生する磁場の形状及び / 又は強度を変えるために使用され得る。この点で、再生器は、鋼鉄などの、強磁性体から作ることができる（鋼鉄の代わりに、又はそれに加えて、他の材料を使用することもできる）。磁性シムは、再生器を作る材料と異なるか、又は同じである強磁性体であってよい。

30

【0094】

この実施例において、磁性シムは、1つ又は複数の鉄若しくは鋼鉄製磁性シムを含む。一例は、図 22 に示されている磁性シム 730 であるが、適切な形状であればどのような形状も使用することができる。例えば、磁性シム 730 は、ロッドの形状をとり得るか、又は他の適切な形状を有することができる。図 23 に表わすように、磁性シム 730a、730b は、再生器 702 の近く又は再生器それ自体の中の対応するヨーク 731a、731b のスロット内に置かれ得ることがわかる。磁性シムを下方に移動し、ヨーク内のスロットのさらに内側に入れると、再生器の近くの強磁性体の量が増えて、それにより、再

40

50

生器によって生成される磁場バンプの配置及び大きさが変わる。対照的に、磁性シムを上方に移動し、ヨークから外に出すと、再生器の近くの強磁性体の量が減って、それにより、再生器によって生成される磁場バンプの配置及び大きさが変わる。強磁性体の量を増やすと、磁場バンプが内向きに（プラズマ柱の方へ - - 例えば図19から図21を参照）移動して、それによって、より低いエネルギーの粒子軌道に主として影響を及ぼす。強磁性体の量を減らすと、磁場バンプが外向きに（プラズマ柱から遠ざかる方向に）移動して、それによって、より高いエネルギーの粒子軌道に主として影響を及ぼす。

【0095】

磁性シムは、ヨークの内部に永続的に螺合されており、ネジによって所定の位置に保持されている。さもなければ、磁性シムは、リアルタイムで制御されている。この点において、磁性シムの移動は、粒子治療システムの一部分である制御システムを介してコンピュータ制御されている。例えば、磁性シム730a、730bそれぞれの移動は、粒子加速器の回転位置に基づいて制御される。粒子加速器の回転位置は、粒子加速器が取り付けられているガントリーの回転位置に基づいて測定される。粒子加速器の回転位置に対して磁性シムの配置を設定するために使用される様々なパラメータは、経験的に評価され、制御システムのコンピュータにプログラムされている。1つ又は複数のコンピュータ制御式アクチュエータが、実際に磁性シムを移動させる。2つの磁性シムのみが図示されているが、任意の数量（例えば1つ又は複数）の磁性シムを利用することができる。

【0096】

幾つかの実施例では、磁性シム（例えば、1つ以上の上述の磁性シム）は、代替的に1つ又は複数の小型の電磁石とされるか、又は1つ又は複数の小型の電磁石を含んでおり、小型の電磁石を通じて流れる電流は、上述の態様で再生器が発生させた磁場に影響を及ぼすように制御される。1つ又は複数の電磁石を通じて流れる電流は、粒子治療システムの一部分である制御システムを介してコンピュータ制御されている。例えば、電流は、粒子加速器の回転位置に基づいて制御される。粒子加速器の回転位置は、粒子加速器が取り付けられているガントリーの回転位置に基づいて測定される。粒子加速器の回転位置に対して電流を設定するために使用される様々なパラメータは、経験的に評価され、制御システムのコンピュータにプログラムされている。

【0097】

他の実施例では、引き出しチャネルに到達する粒子ビームのエネルギーを調整するステップは、回転の結果としてのコイルの移動を補償するように低温保持装置を物理的に移動することによって実現され得る。例えば、低温保持装置は、コイルが移動する方向と反対の方向に移動され得る。上記のように、低温保持装置の移動は、粒子治療システムの一部である制御システムを通じてコンピュータ制御され得る。例えば、低温保持装置の移動は、粒子加速器が取り付けられているガントリーの回転位置によって測定されるような、粒子加速器の回転位置に基づいて制御され得る。ガントリーの回転位置に対して低温保持装置の移動を設定するために使用される様々なパラメータは、経験的に測定され、制御システムのコンピュータにプログラムされ得る。1つ又は複数のコンピュータ制御アクチュエータは、低温保持装置の実際の移動を行わせることができる。

【0098】

例えば図24に表わすように、加速器が回転することによって、コイル709、710がチャンバーそれぞれの内部において矢印735の方向に移動する。このような移動に応答して、低温保持装置736の位置が変化する。例えば、低温保持装置736が、例えば矢印737の方向に（例えば逆方向に同一の移動量で）移動される。このような移動によって、対応してコイル709、710が移動するので、コイル709、710は再生器に対して適切に整列した状態で元の位置に復帰する。

【0099】

可変エネルギー粒子加速器

本明細書で説明されている例示的な粒子治療システムにおいて使用される粒子加速器は、可変エネルギー粒子加速器であるものとしてよい。

10

20

30

40

50

【0100】

引き出される粒子ビーム（加速器から出力される粒子ビーム）のエネルギーは、治療時の粒子ビームの使用に影響を及ぼし得る。幾つかの機械では、粒子ビーム（又は粒子ビーム中の粒子）のエネルギーは、引き出し後に増加しない。しかし、エネルギーは、引き出し後と治療前に治療の必要性に基づき低減され得る。図25に表すように、例示的な治療システム910は、加速器912、例えば、シンクロサイクロトロンを備え、そこから可変エネルギーを有する粒子（例えば、陽子）ビーム914が引き出され、身体922のターゲット容積部924に照射される。適宜、走査ユニット916若しくは散乱ユニット916、1つ又は複数の監視ユニット918、及びエネルギーデグレーダ920などの、1つ又は複数の追加のデバイスが、照射方向928に沿って置かれる。これらのデバイスは、引き出されたビーム914の断面を遮断し、治療用の引き出されたビームの1つ又は複数の特性を変える。10

【0101】

治療のため粒子ビームを照射されるターゲット容積部（照射ターゲット）は、典型的には、3次元構成を有する。幾つかの例では、治療を実施するために、ターゲット容積部は、照射が層毎に行われるよう粒ビームの照射方向に沿って幾つかの層に分割される。陽子などの幾つかの種類の粒子について、ターゲット容積部内の貫入深さ（又はビームが到達する層）は、もっぱら、粒ビームのエネルギーによって決定される。所定のエネルギーの粒ビームは、そのエネルギーに対する対応する貫入深さを実質的に超えて到達することはない。ターゲット容積部の一方の層から他方の層にビーム照射を移動するために、粒ビームのエネルギーが変えられる。20

【0102】

図25に示されている例において、ターゲット容積部924は、照射方向928に沿って9つの層926a～926iに分割される。例示的なプロセスにおいて、照射は、最も深い層926iから始まり、1回に層1つずつ徐々により浅い層に進み、最も浅い層926aで終わる。身体922に印加する前に、粒ビーム914のエネルギーは、実質的に身体又はターゲット容積部、例えば、層926e～926iの中にさらに、又は身体のさらに奥深くまで貫入することなく、粒ビームが所望の層、例えば、層926dで停止できるレベルに制御される。幾つかの例では、粒ビーム914の所望のエネルギーは、治療層が粒加速に対して浅くなつて行くにつれ減少する。幾つかの例では、ターゲット容積部924の隣接する層を治療するためのビームエネルギーの差は、約3MeVから約100MeV、例えば、約10MeVから約80MeVであるけれども、他の差も、例えば、層の厚さ及びビームの特性に応じて可能である。30

【0103】

ターゲット容積部924の異なる層を治療するためのエネルギー変化は、幾つかの実施例では、加速器912から粒ビームが引き出された後に追加のエネルギー変化が不要になるように加速器912において実行され得る（例えば、加速器側でエネルギーを変化させることができる）。したがって、治療システム10内のオプションのエネルギーデグレーダ920は、システムから排除され得る。幾つかの実施例では、加速器912は、約100MeVから約300MeVまでの間、例えば、約115MeVから約250MeVまでの間で変化するエネルギーを有する粒ビームを出力することができる。変化は、連続的又は非連続的、例えば、1回1ステップずつであつてよい。幾つかの実施例では、連続的な、又は非連続的な変化は、比較的高い速度、例えば、毎秒約50MeVまで又は毎秒約20MeVまでの速度で生じ得る。非連続的变化は、約10MeVから約90MeVのステップサイズで1回に1ステップずつ実行され得る。40

【0104】

1つの層で照射が完了すると、加速器912は、次の層を照射するために、例えば、数秒以内、又は1秒未満の間に、粒ビームのエネルギーを変化させることができる。幾つかの実施例では、ターゲット容積部924の治療は、実質的な中断なしで、又はいかなる中断も伴わずに、継続することができる。幾つかの状況において、非連続的エネルギー変50

化のステップサイズは、ターゲット容積部 924 の 2 つの隣接する層を照射するために必要とされるエネルギーの差に対応するように選択される。例えば、ステップサイズは、エネルギーの差と同じであるか、又は何分の 1 かであってよい。

【 0105 】

幾つかの実施例では、加速器 912 及びデグレーダ 920 は、一体となって、ビーム 914 のエネルギーを変化させる。例えば、加速器 912 で粗調整を行い、デグレーダ 920 で微調整を行う、又はその逆を行う。この例では、加速器 912 は、約 10 ~ 80 MeV の変化ステップでエネルギーを変化させる粒子ビームを出力することができ、デグレーダ 920 は、約 2 ~ 10 MeV の変化ステップでビームのエネルギーを調整する（例えば、低減する）。

10

【 0106 】

飛程調整器を備え得る、エネルギー・デグレーダの使用を減らす（か、又は使用しない）ことで、加速器からの出力ビームの特性及び品質、例えば、ビーム強度が維持しやすくなる。粒子ビームの制御は、加速器で実行され得る。副作用、例えば、粒子ビームがデグレーダ 920 を通るときに発生する中性子からの副作用が低減されるか、又は排除され得る。

【 0107 】

粒子ビーム 914 のエネルギーは、ターゲット容積部 924 における治療の完了後に別の身体又は身体部分 922' 内の別のターゲット容積部 930 を治療するように調整され得る。ターゲット容積部 924、930 は、同じ身体（又は患者）内にあるか、又は異なる患者に属していてもよい。身体 922' の表面からのターゲット容積部 930 の深さ D は、ターゲット容積部 924 の深さと異なることがあり得る。デグレーダ 920 によって何らかのエネルギー調整が実行され得るが、デグレーダ 912 は、ビームエネルギーを低減するだけであって、ビームエネルギーを増大させることはあり得ない。

20

【 0108 】

この点で、幾つかの場合において、ターゲット容積部 930 を治療するのに必要なビームエネルギーは、ターゲット容積部 924 を治療するのに必要なビームエネルギーより大きい。このような場合に、加速器 912 は、ターゲット容積部 924 を治療した後、ターゲット容積部 930 を治療する前に、出力ビームエネルギーを増大させることができる。他の場合には、ターゲット容積部 930 を治療するのに必要なビームエネルギーは、ターゲット容積部 924 を治療するのに必要なビームエネルギーより小さい。デグレーダ 920 は、エネルギーを低減し得るけれども、加速器 912 は、デグレーダ 920 の使用を減らすか、又は排除するためにより低いビームエネルギーを出力するように調整することができる。ターゲット容積部 924、930 の幾つかの層への分割は、異なることも、同じであることもあり得る。また、ターゲット容積部 930 は、ターゲット容積部 924 の治療と層毎に類似の仕方で治療され得る。

30

【 0109 】

同じ患者の異なるターゲット容積部 924、930 の治療は、実質的に連続的である、例えば、停止時間を 2 つの容積部が約 30 分以内より長くない、例えば、25 分以内、20 分以内、15 分以内、10 分以内、5 分以内、又は 1 分以内となるものとしてよい。本明細書で説明されているように、加速器 912 は、移動可能なガントリー上に取り付けることができ、ガントリーの移動で、加速器を異なるターゲット容積部をねらって移動させることができる。幾つかの状況において、加速器 912 は、治療システムがターゲット容積部 924 の治療を完了した後、及びターゲット容積部 930 の治療を開始する前に（ガントリーを移動するなどの）調整を行っているときに出力ビーム 914 のエネルギー調整を完了することができる。加速器とターゲット容積部 930 との整列が行われた後、治療は調整された所望のビームエネルギーで開始することができる。異なる患者に対するビームエネルギー調整は、比較的効率よく完了させることもできる。幾つかの例において、ビームエネルギーを増大 / 低減するステップ及び / 又はガントリーを移動するステップを含む、すべての調整は、約 30 分以内、例えば、約 25 分以内、約 20 分以内、約 15 分以

40

50

内、約10分以内、又は約5分以内に行われる。

【0110】

ターゲット容積部の同じ層において、走査ユニット916を使用してビームを層の2次元表面の端から端まで移動する（走査ビームとも称される）ことによって照射線量が印加される。代替的に、層は、散乱ユニット16の1つ又は複数の散乱体に引き出されたビーム（散乱ビームとも称される）を通すことによって照射を受けるものとしてよい。

【0111】

エネルギー及び強度などの、ビーム特性は、治療前に選択され得るか、又は治療中に、
10 加速器912及び／又は、走査ユニット／散乱体916、デグレーダ920、及び図示され
ていない他のものなどの、他のデバイスを制御することによって調整され得る。この例
示的な実施例において、上で説明されている例示的な実施例と同様に、システム910は
、システム内の1つ又は複数のデバイスと通信する、コンピュータなどの制御装置932
を備える。制御は、1つ又は複数のモニター918によって実行される監視、例えば、ビ
ーム強度、線量、ターゲット容積部内のビーム配置、などの監視の結果に基づくものとし
てよい。モニター918は、デバイス916とデグレーダ920との間にあるものとして
図示されているけれども、1つ又は複数のモニターをビーム照射経路に沿った他の適切な
配置に置くことができる。制御装置932は、（同じ患者及び／又は異なる患者の）1つ
又は複数のターゲット容積部に対する治療計画を格納することもできる。治療計画は治療
が開始する前に決定され、ターゲット容積部の形状、照射層の数、それぞれの層に対する
照射線量、それぞれの層が照射を受ける回数、などのパラメータを備えることができる。
20 システム910内のビーム特性の調整は、治療計画に基づき実行され得る。追加の調整は
、治療時、例えば、治療計画からの逸脱が検出されたときに実行され得る。

【0112】

幾つかの実施例では、加速器912は、粒子ビームが加速される磁場を変化させること
によって出力粒子ビームのエネルギーを変化させるように構成される。例示的な一実施例
において、1つ又は複数のコイルセットが、変動電流を受けて、空洞内に変動磁場を発生
する。幾つかの例では、1つのコイルセットが固定電流を受けるが、1つ又は複数の他の
コイルセットはコイルセットが受ける全電流が変化するように変動電流を受ける。幾つか
の実施例では、すべてのコイルセットが超電導である。他の実施例では、固定電流に対す
るセットなどの幾つかのコイルセットは、超電導であるが、変動電流に対する1つ又は複
数のセットなどの他のコイルセットは、非超電導である。幾つかの例では、すべてのコイ
ルセットが非超電導である。
30

【0113】

一般的に、磁場の大きさは、電流の大きさと共に増減し得る。コイルの全電流を所定の
範囲内に調整することで、対応する所定の範囲内で変化する磁場を発生することができる
。幾つかの例では、電流の連続的調整により、磁場の連続的変動及び出力ビームエネルギー
の連続的変動を発生させることができる。或いは、コイルに印加される電流が、非連続的
的な段階的様式で調整される場合、磁場及び出力ビームエネルギーも、それに応じて非連
続的な（段階的）様式で変化する。磁場を電流に応じて増減させることにより、ビームエ
ネルギーを比較的正確に変化させることができるが、ときには、入力電流以外の微調整を
40 実施することができる。

【0114】

幾つかの実施例では、可変エネルギーを有する粒子ビームを出力するために、加速器9
12は、それぞれの範囲が異なる出力ビームエネルギーに対応する、異なる周波数範囲に
わたって掃引するRF電圧を印加するように構成される。例えば、加速器912が、3つ
の異なる出力ビームエネルギーを発生するように構成されている場合、RF電圧は、3つ
の異なる周波数範囲にわたって掃引することができる。別の例では、連続的ビームエネル
ギー変化に対応することで、RF電圧は、連続的に変化する周波数範囲にわたって掃引す
る。異なる周波数範囲は、異なる下限周波数境界及び／又は上限周波数境界を有するこ
とができる。
50

【0115】

引き出しチャネルは、可変エネルギー粒子加速器によってもたらされる異なるエネルギーの範囲に適応するように構成され得る。異なるエネルギーを有する粒子ビームは、単一のエネルギーを有する粒子ビームを引き出すために使用される再生器の特徴を変えることなく加速器 912 から引き出され得る。他の実施例では、可変粒子エネルギーに適応するために、再生器を移動して上で説明されているように異なる粒子軌道を乱し（例えば、変化させて）、及び／又は鉄製ロッド（磁性シム）を加えるか、又は取り外して再生器によつてもたらされる磁場バンプを変化させることができる。より具体的には、異なる粒子エネルギーは、典型的には、空洞内で異なる粒子軌道にある。再生器を本明細書で説明されているように移動することによって、粒子軌道を特定のエネルギーのところで遮断し、それによって、特定のエネルギーにおける粒子が引き出しチャネルに到達するようにその軌道の正しい揺動をもたらすことが可能である。幾つかの実施例では、再生器の移動（及び／又は磁性シムの追加／取り外し）は、加速器によって出力される粒子ビームエネルギーのリアルタイムの変化と一致するようにリアルタイムで実行される。他の実施例では、粒子エネルギーは、治療毎に調整され、再生器の移動（及び／又は磁性シムの追加／取り外し）は、治療の前に実行される。いずれの場合も、再生器の移動（及び／又は磁性シムの追加／取り外し）は、コンピュータ制御され得る。例えば、コンピュータは、再生器及び／又は磁性シムの移動を発生させる1つ又は複数のモータを制御することができる。

10

【0116】

幾つかの実施例では、再生器は、適切な配置に移動するように制御可能である1つ又は複数の磁性シムを使用して実装される。

20

【0117】

幾つかの実施例では、構造体 715（上で説明されている）は、粒子加速器によって発生異なるエネルギーに適応するように制御される。例えば、構造体 715 は、適切な厚さで、特定のエネルギーを有する粒子ビームを遮断するように回転され得る。したがって、構造体 715 は、粒子ビームのエネルギーの少なくとも一部を吸収し、これにより、上で説明されているように、粒子ビームに引き出しチャネルを横断させることができる。

【0118】

例えば、表 1 は、例示的な加速器 912 が粒子ビームを出力することができる3つの例示的なエネルギーレベルを示している。3つのエネルギーレベルを発生させるための対応するパラメータも一覧に挙げてある。この点で、磁石電流は、加速器 912 内の1つ又は複数のコイルセットに印加される全電流を指しており、最高及び最低周波数は、R F 電圧が掃引する範囲を定義し、「r」は、ある場所から、粒子がその中で加速される空洞の中心までの径方向距離である。

30

【0119】

【表 1】

ビーム エネルギー (MeV)	磁石電流 (アンペア)	最高周波数 (MHz)	最低周波数 (MHz)	r=0mm に おける磁場 (テスラ)	r=298mm に おける磁場 (テスラ)
250	1990	132	99	8.7	8.2
235	1920	128	97	8.4	8.0
211	1760	120	93	7.9	7.5

40

表 1 ビームエネルギー及び各パラメータの例

【0120】

可変エネルギーを有する荷電粒子を発生させる例示的な粒子加速器に含まれ得る詳細について以下で説明する。加速器はシンクロサイクロotronであり、粒子は陽子であるものとしてよい。粒子は、パルスビームとして出力される。粒子加速器から出力されるビームのエネルギーは、患者体内の一方のターゲット容積部を治療している間、又は同じ患者若

50

しくは異なる患者の異なるターゲット容積部の治療から次の治療までの間に、変化させることができる。幾つかの実施例では、加速器の設定は、加速器からビーム（又は粒子）が出力されないときにビームエネルギーを変化させるように変更される。エネルギー変化は、所望の範囲にわたって連続的又は非連続的であつてよい。

【0121】

図1に示されている例に表すように、上で説明されている加速器912のような可変エネルギー粒子加速器であつてよい、粒子加速器（シンクロサイクロトロン502）は、可変エネルギーを有する粒子ビームに対して構成され得る。可変エネルギーの範囲は、約200MeVから約300MeV以上、例えば、200MeV、約205MeV、約210MeV、約215MeV、約220MeV、約225MeV、約230MeV、約235MeV、約240MeV、約245MeV、約250MeV、約255MeV、約260MeV、約265MeV、約270MeV、約275MeV、約280MeV、約285MeV、約290MeV、約295MeV、又は約300MeV以上である上限境界を有することができる。この範囲は、約100MeV以下から約200MeVまで、例えば、約100MeV以下、約105MeV、約110MeV、約115MeV、約120MeV、約125MeV、約130MeV、約135MeV、約140MeV、約145MeV、約150MeV、約155MeV、約160MeV、約165MeV、約170MeV、約175MeV、約180MeV、約185MeV、約190MeV、約195MeV、約200MeVである下限境界も有することができる。

【0122】

幾つかの例では、この変化は、非連続的であり、変化ステップは、約10MeV以下、約15MeV、約20MeV、約25MeV、約30MeV、約35MeV、約40MeV、約45MeV、約50MeV、約55MeV、約60MeV、約65MeV、約70MeV、約75MeV、又は約80MeV以上のサイズを有することができる。エネルギーを1ステップサイズだけ変化させるのに要する時間は、30分以内、例えば、約25分以内、約20分以内、約15分以内、約10分以内、約5分以内、約1分以内、又は約30秒以内であり得る。他の例では、この変化は、連続的であり、加速器は粒子ビームのエネルギーを比較的高い率、例えば、毎秒最大約50MeVまで、毎秒最大約45MeVまで、毎秒最大約40MeVまで、毎秒最大約35MeVまで、毎秒最大約30MeVまで、毎秒最大約25MeVまで、毎秒最大約20MeVまで、毎秒最大約15MeVまで、又は毎秒最大約10MeVまで調整することができる。加速器は、粒子エネルギーを、連続的にも、非連続的にも調整するように構成され得る。例えば、連続的変化と非連続的変化の組み合わせを、1つのターゲット容積部の治療に、又は異なるターゲット容積部の治療に使用することができる。柔軟な治療計画及び柔軟な治療が実現され得る。

【0123】

可変エネルギーを有する粒子ビームを出力する粒子加速器は、照射治療を正確にすることができます、また治療に使用される追加のデバイス（加速器以外）の数を減らすことができる。例えば、出力粒子ビームのエネルギーを変化させるためのデグレーダの使用が低減されるか、又は使用しないようにできる。強度、集束などの粒子ビームの特性は、粒子加速器において制御され、粒子ビームは、追加のデバイスからの実質的な遮断を受けることなくターゲット容積部に到達することができる。ビームエネルギーの比較的高い変化率は、治療時間を短縮し、治療システムの効率的な使用を可能にし得る。

【0124】

幾つかの実施例では、図1のシンクロサイクロトロン502などの加速器は、加速器内の磁場を変化させることによって粒子又は粒子ビームを可変エネルギーレベルまで加速するが、これは、磁場を発生させるためにコイルに印加される電流を変化させることによって実現され得る。図3、図4、図5、図6、及び図7に示されているように、例示的なシンクロサイクロトロン10（図1の502）は、粒子源90を収容する磁石システム、高周波駆動システム91、及びビーム引き出しシステム38を含む。図28は、可変エネルギー加速器で使用され得る磁石システムの一例を示している。この例示的な実施例では、

10

20

30

40

50

磁石システム 1012 によって確立される磁場は、2つのコイルセット 40a と 40b、42a と 42b が発生することができる磁場の最大値の約 5% から約 35% まで変化し得る。磁石システムによって確立される磁場は、2つのコイルセットと成形された強磁性（例えば、低炭素鋼）構造体のペアとの組み合わせを使用して収容されている陽子ビームの集束を維持するのに適切な形状を有し、その例は上に提示されている。

【0125】

それぞれのコイルセットは、電流を受けるための環状コイルの分割ペアであってよい。幾つかの状況において、両方のコイルセットが超電導である。他の状況では、ただ1つのコイルセットのみが超電導であり、他のセットは非超電導又は常電導である（以下でさらに説明されているように）。また、両方のコイルセットが非超電導であることも可能である。コイルに使用するのに適した超電導体は、ニオブ3スズ（Nb3Sn）及び／又はニオブチタンを含む。他の常電導体は、銅を含むことができる。コイルセットの作製例について以下でさらに説明する。

【0126】

2つのコイルセットは、直列又は並列に電気的に接続され得る。幾つかの実施例では、2つのコイルセットが受ける全電流は、約 200 万アンペア回数から約 1000 万アンペア回数、例えば、約 250 万から約 750 万アンペア回数、又は約 375 万アンペア回数から約 500 万アンペア回数までを含み得る。幾つかの例では、一方のコイルセットは、全可変電流の固定（又は一定）部分を受けるように構成され、他方のコイルセットは、全電流の可変部分を受けるように構成される。2つのコイルセットの全電流は、一方のコイルセット内の電流の変化と共に変化する。他の状況では、両方のコイルセットに印加される電流は変化し得る。2つのコイルセット内の可変全電流は、変化する大きさを有する磁場を発生することができ、次いで、これは、粒子の加速経路を変化させ、可変エネルギーを有する粒子を発生する。

【0127】

一般的に、コイルによって発生する磁場の大きさは、コイルに印加される全電流の大きさに応じて増減し得る。この増減に基づき、幾つかの実施例では、磁場強度の直線的变化はコイルセットの全電流を直線的に変化させることによって実現され得る。全電流は比較的高速で調整することができ、これにより、磁場及びビームエネルギーが比較的高速で調整される。

【0128】

上記の表 1 に反映されている例では、コイルリングの幾何学的中心における電流の値と磁場の値との比は、1990 : 8.7（約 228.7 : 1）、1920 : 8.4（約 228.6 : 1）、1760 : 7.9（約 222.8 : 1）である。したがって、超電導コイルに印加される全電流の大きさを調整することで、磁場の大きさを比例調整することができる（比に基づき）。

【0129】

表 1 の例における全電流に対する磁場の増減も、図 26 のプロットに示されており、B_Z は、Z 方向に沿った磁場であり、R は、Z 方向に垂直な方向に沿ったコイルリングの幾何学的中心から測定された径方向距離である。磁場は、幾何学的中心に最高値を有し、距離 R が増大するにつれ減少する。曲線 1035、1037 は、それぞれ 1760 アンペア及び 1990 アンペアである異なる全電流を受ける同じコイルセットによって発生する磁場を表す。引き出される粒子の対応するエネルギーは、それぞれ、211 MeV 及び 250 MeV である。2つの曲線 1035、1037 は、実質的に同じ形状を有し、曲線 1035、1037 の異なる部分は、実質的に平行である。結果として、曲線 1035 又は曲線 1037 のいずれかが、他方の曲線と実質的に一致するように直線的にシフトされるものとしてよく、これは磁場がコイルセットに印加される全電流に応じて増減し得ることを示す。

【0130】

幾つかの実施例では、全電流に対する磁場の増減は、完全でない場合がある。例えば、

10

20

30

40

50

磁場と表1に示されている例に基づき計算された電流との間の比は一定でない。また、図26に示されているように、一方の曲線を直線的にシフトさせても、他方の曲線と完全には一致し得ない。幾つかの実施例では、全電流は、増減が完全であるという仮定の下でコイルセットに印加される。ターゲット磁場（増減が完全であるという仮定の下）は、さらにコイルの特徴、例えば、幾何学的形状を、増減の不完全さを相殺するように変えることによって発生し得る。一例では、強磁性体（例えば、鉄）のロッド（磁性シム）を磁気構造体の一方又は両方から挿入するか、又は取り出すことができる。コイルの特徴は、増減が完全であり電流のみを調整すればよいという状況と比較して磁場調整の速度が実質的な影響を受けないように比較的高速に変えることができる。鉄製ロッドの例では、ロッドは、秒又は分の時間尺度、例えば、5分以内、1分以内、30秒未満、又は1秒未満の時間で追加又は取り外しを行うことができる。10

【0131】

幾つかの実施例では、コイルセットに印加される電流などの、加速器の設定は、コイルセット内の全電流に対する磁場の実質的な増減に基づき選択され得る。

【0132】

一般的に、所望の範囲内で変化する全電流を発生させるために、2つのコイルセットに印加される電流の任意の組み合わせが使用され得る。一例において、コイルセット42a、42bは、磁場の所望の範囲の下限境界に対応する固定された電流を受けるように構成され得る。表1に示されている例では、固定された電流は、1760アンペアである。それに加えて、コイルセット40a、40bは、磁場の所望の範囲の上限境界と下限境界との間の差に対応する上限境界を有する可変電流を受けるように構成され得る。表1に示されている例では、コイルセット40a、40bは、0アンペアと230アンペアとの間で変化する電流を受けるように構成される。20

【0133】

別の例では、コイルセット42a、42bは、磁場の所望の範囲の上限境界に対応する固定された電流を受けるように構成され得る。表1に示されている例では、固定された電流は、1990アンペアである。それに加えて、コイルセット40a、40bは、磁場の所望の範囲の下限境界と上限境界との間の差に対応する上限境界を有する可変電流を受けるように構成され得る。表1に示されている例では、コイルセット40a、40bは、-230アンペアと0アンペアとの間で変化する電流を受けるように構成される。30

【0134】

粒子を加速するための可変全電流によって発生する全可変磁場は、4テスラより大きい、例えば5テスラより大きい、6テスラより大きい、7テスラより大きい、8テスラより大きい、9テスラより大きい、又は10テスラより大きく、最大約20テスラまで、例えば、最大約18テスラまで、最大約15テスラまで、又は最大約12テスラまでの、最大の大きさを有するものとしてよい。幾つかの実施例では、コイルセット内の全電流の変化により、磁場は約0.2テスラから約4.2テスラ以上、例えば、約0.2テスラから約1.4テスラ又は約0.6テスラから約4.2テスラまで変化し得る。幾つかの状況において、磁場の変化量は、最大の大きさに比例し得る。

【0135】

図27は、粒子ビームのそれぞれのエネルギーレベルについて一定のRF周波数範囲にわたってディープレート100上で電圧を掃引し、粒子ビームエネルギーが変化するときに周波数範囲を変化させるための例示的なRF構造体を示している。ディープレート100の半円形表面103、105は、内部導体1300に接続され、外部導体1302内に収納される。電源を内部導体に結合する電力結合デバイス1304を通して電源（図示せず、例えば、振動電圧入力）から高電圧がディープレート100に印加される。幾つかの実施例では、結合デバイス1304は、内部導体1300上に位置決めされ、電源からディープレート100への電力伝送を行う。それに加えて、ディープレート100は可変リアクタンス素子1306、1308に結合されており、それぞれの粒子エネルギーレベルについてRF周波数掃引を実行し、異なる粒子エネルギーレベルについてRF周波数範囲4050

を変更する。

【 0 1 3 6 】

可変リアクタンス素子 1306 は、モータ（図示せず）によって回転可能である複数のブレード 1310 を有する回転コンデンサであつてよい。RF 掃引のそれぞれのサイクルにおいてブレード 1310 をかみ合わせるか、又はかみ合わせを外すことによって、RF 構造体のキャパシタンスが変化し、そのため、RF 構造体の共振周波数が変化する。幾つかの実施例では、モータの 1 / 4 サイクル毎に、ブレード 1310 は互いにかみ合う。RF 構造体のキャパシタンスが大きくなり、共振周波数が下がる。このプロセスは、ブレード 1310 のかみ合わせが外れるときに逆転する。結果として、ディープレート 103 に印加される高電圧を発生させるために要求される、またビームを加速するために必要な電力を、大幅に減らすことができる。幾つかの実施例では、ブレード 1310 の形状を、時間に対する共振周波数の必要な依存性を生じるように機械加工する。10

【 0 1 3 7 】

RF 周波数の発生は、共振器内の RF 電圧の位相を感知し、RF 空洞の共振周波数の近くで交流電圧をディープレート上で維持することによってブレード回転と同期する。（ダミーディーは、接地されるが、図 27 には示されていない）。

【 0 1 3 8 】

可変リアクタンス素子 1308 は、プレート 1312 と内部導体 1300 の表面 1316 によって形成されるコンデンサであるものとしてよい。プレート 1312 は、表面 1316 に向かう、又は表面 1316 から遠ざかる方向 1314 に沿って移動可能である。20 コンデンサのキャパシタンスは、プレート 1312 と表面 1316 との間の距離 D が変化すると変化する。1つの粒子エネルギーについて掃引されるそれぞれの周波数範囲について、距離 D は設定値にあり、周波数範囲を変化させるために、プレート 1312 は出力ビームのエネルギーの変化に応じて移動される。

【 0 1 3 9 】

幾つかの実施例では、内部導体 1300 及び外部導体 1302 は、銅、アルミニウム、又は銀などの、金属材料から形成される。ブレード 1310 及びプレート 1312 も、導体 1300、1302 と同じ、又は異なる金属材料から形成され得る。結合デバイス 1304 は、導電体とすることができます。可変リアクタンス素子 1306、1308 は他の形態を有することができ、他の方法でディープレート 100 に結合し、それにより RF 周波数掃引及び周波数範囲変更を実行することができる。幾つかの実施例では、単一の可変リアクタンス素子は、両方の可変リアクタンス素子 1306、1308 の機能を実行するように構成され得る。他の実施例では、2つよりも多い可変リアクタンス素子が使用され得る。30

【 0 1 4 0 】

本明細書で説明されている特徴はどれも、上で説明されているような、可変エネルギー粒子加速器と共に使用するように構成され得る。

【 0 1 4 1 】

前述の実施例のうちのさらに任意の 2 つを、引き出しチャネル内の粒子ビームのエネルギーに影響を及ぼすために適切な組み合わせで使用することができる。同様に、前述の実施例のうちのさらに任意の 2 つの個別の特徴は、同じ目的のために適切な組み合わせで使用され得る。40

【 0 1 4 2 】

本明細書で説明されている異なる実施例の要素は、特に上で述べていない他の実施例を形成するように組み合わせることもできる。要素は、その動作に悪影響を及ぼすことなく本明細書で説明されているプロセス、システム、装置などから外してもよい。本明細書で説明されている機能を実行するために、様々な別々の要素を 1 つ又は複数の個別の要素に組み合わせることができる。

【 0 1 4 3 】

本明細書で説明されている例示的な実施例は、粒子治療システムと共に使用すること、50

又は本明細書で説明されている例示的な粒子治療システムと共に使用することに限定されない。むしろ、例示的な実施例は、加速された粒子を出力に導く適切なシステム内で使用され得る。

【0144】

本明細書で説明されているようなシステム内で使用され得る粒子加速器の例示的な実施例の設計に関する追加の情報は、参照により本明細書に組み込まれている2006年1月20日に出願した米国仮出願第60/760,788号、名称「High-Field Superconducting Synchrocyclotron」、2006年8月9日に出願した米国特許出願第11/463,402号、名称「Magnet Structure For Particle Acceleration」、及び2006年10月10日に出願した米国仮出願第60/850,565号、名称「Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler」に記載されている。
10

【0145】

以下の出願は、参照により本出願に組み込まれている。米国仮出願、名称「CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM」(出願第61/707,466号)、米国仮出願、名称「ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM」(出願第61/707,515号)、米国仮出願、名称「ADJUSTING COIL POSITION」(出願第61/707,548号)、米国仮出願、名称「FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER」(出願第61/707,572号)、米国仮出願、名称「MAGNETIC FIELD REGENERATOR」(出願第61/707,590号)、米国仮出願、名称「FOCUSING A PARTICLE BEAM」(出願第61/707,704号)、米国仮出願、名称「CONTROLLING PARTICLE THERAPY」(出願第61/707,624号)、及び米国仮出願、名称「CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR」(出願第61/707,645号)。
20

【0146】

以下の参考文献も、参照により本出願に組み込まれている。2010年6月1日に発行された米国特許第7,728,311号、2007年11月30日に発行された米国特許出願第11/948,359号、2008年11月20日に出願した米国特許出願第12/275,103号、2007年11月30日に出願した米国特許出願第11/948,662号、2007年11月30日に出願した米国仮出願第60/991,454号、2011年8月23日に発行された米国特許第8,003,964号、2007年4月24日に発行された米国特許第7,208,748号、2008年7月22日に発行された米国特許第7,402,963号、2010年2月9日に出願した米国特許出願第13/148,000号、2007年11月9日に出願した米国特許出願第11/937,573号、2005年7月21日に出願した米国特許出願第11/187,633号、名称「A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron」2004年7月21日に出願した米国仮出願第60/590,089号、2004年9月24日に出願した米国特許出願第10/949,734号、名称「A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation」、及び2005年7月21日に出願した米国仮出願第60/590,088号。
30
40

【0147】

本出願の任意の特徴は、以下の1つ又は複数の適切な特徴と組み合わせることができる。米国仮出願、名称「CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM」(出願第61/707,466号)、米国仮出願、名称「ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM」(出願第61/

707, 515号)、米国仮出願、名称「ADJUSTING COIL POSITION」(出願第61/707, 548号)、米国仮出願、名称「FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER」(出願第61/707, 572号)、米国仮出願、名称「MAGNETIC FIELD REGENERATOR」(出願第61/707, 590号)、米国仮出願、名称「FOCUSING A PARTICLE BEAM」(出願第61/707, 704号)、米国仮出願、名称「CONTROLLING PARTICLE THERAPY」(出願第61/707, 624号)、及び米国仮出願、名称「CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR」(出願第61/707, 645号)、2010年6月1日に発行された米国特許第7, 728, 311号、2007年11月30日に出願した米国特許出願第11/948, 359号、2008年11月20日に出願した米国特許出願第12/275, 103号、2007年11月30日に出願した米国特許出願第11/948, 662号、2007年11月30日に出願した米国仮出願第60/991, 454号、2013年5月31日に出願した米国特許出願第13/907, 601号、2013年6月12日に出願した米国特許出願第13/916, 401号、2011年8月23日に発行された米国特許第8, 003, 964号、2007年4月24日に発行された米国特許第7, 208, 748号、2008年7月22日に発行された米国特許第7, 402, 963号、2010年2月9日に出願した米国特許出願第13/148, 000号、2007年11月9日に出願した米国特許出願第11/937, 573号、2005年7月21日に出願した米国特許出願第11/187, 633号、名称「A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron」、2004年7月21日に出願した米国仮出願第60/590, 089号、2004年9月24日に出願した米国特許出願第10/949, 734号、名称「A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation」、及び2005年7月21日に出願した米国仮出願第60/590, 088号。

【0148】

本特許出願が優先権を主張する仮出願及び上で参照により組み込まれている文献を除き、他のいかなる文献も参照により本特許出願に組み込まれない。

【0149】

本明細書で特に説明されていない他の実施例も、以下の請求項の範囲内に収まる。

【符号の説明】

【0150】

- 10 シンクロサイクロトロン
- 12 磁石システム
- 38 ビーム引き出しシステム
- 40、42 環状超電導コイル
- 40aと40b、42aと42b コイルセット
- 44、46 磁極面
- 47 共通軸
- 52 絶縁体
- 53 ワイヤ
- 55 ヒーターブランケット
- 56 環状ステンレスリバースボビン
- 70 低温保持槽
- 71、73 支持点
- 72、74、77、79 ギフォードマクマホン冷凍機
- 76 低温端部
- 80 圧縮機

10

20

30

40

50

8 2	磁石ヨーク、鉄ヨーク、磁気構造体	
8 4	帰還磁束	
8 6	容積部	
9 0	粒子源	
9 1	高周波駆動システム	
9 4	電気ケーブル	
9 5		
9 2	幾何学的中心	
9 9	供給部電流源	
1 0 0	ディープレート	10
1 0 1	ガス管	
1 0 2	ダミーディープレート	
1 0 3、1 0 5	半導体表面	
1 0 7、1 0 9	ビーム成形要素	
1 0 8	水冷管路	
1 1 1	真空ポンプ	
1 1 4	磁気シールド	
1 1 9	真空槽	
1 2 2、1 2 4	釣合いおもり	
1 2 5	ビーム形成システム	20
1 5 4、1 5 6、1 5 8	側壁	
1 6 0	治療室	
1 6 2	基部	
1 7 0	患者支持体	
1 9 0、1 9 2	陰極	
1 9 4	管	
2 0 0	磁場	
4 0 2、4 0 4、4 0 6	高温 - 低温支持ストラップ	
4 0 8	S 2 ガラス纖維リンク	
5 0 0	荷電粒子線治療システム	30
5 0 2	シンクロサイクロトロン、ビーム発生粒子加速器	
5 0 4	回転式ガントリー、鋼製ガントリー	
5 0 8、5 1 0	脚部	
5 1 2、5 1 4	軸受	
5 1 6	鉄骨トラス	
5 1 8	治療領域	
5 2 0、5 3 4	回転範囲	
5 2 2	床	
5 2 4	ボルト	
5 3 2	水平回転軸線	40
5 4 0	アイソセンター	
5 4 2	垂直軸線	
5 8 0、5 8 2	スパン	
6 0 2	システム	
6 0 4	シンクロサイクロトロン	
6 0 5	回転式ガントリー	
6 0 6	患者支持体	
7 0 0	空洞	
7 0 1	粒子源	
7 0 2	磁気再生器	50

7 0 3	引き出しチャネル	
7 0 5	磁場バンプ	
7 0 6	ボビン	
7 0 6	断面	
7 0 9、7 1 0	超電導コイル	
7 1 1	磁気構造体	
7 1 5	構造体	
7 1 5 a	より厚い部分	10
7 1 5 b	より薄い部分	
7 1 6	モータ	
7 1 7	配置	
7 1 9	軌道	
7 2 0	軌道	
7 2 1	配置	
7 2 2	軌道	
7 2 3	配置	
7 3 0	磁性シム	
7 3 0 a、7 3 0 b	磁性シム	
7 3 1 a、7 3 1 b	ヨーク	
7 3 5	矢印	20
7 3 6	低温保持装置	
7 3 7	矢印	
9 1 0	治療システム	
9 1 2	加速器	
9 1 4	粒子（例えば、陽子）ビーム	
9 1 6	走査ユニット	
9 1 6	散乱ユニット	
9 1 8	監視ユニット	
9 2 0	エネルギーデグレーダ	
9 2 2	身体	30
9 2 2'	身体又は身体部分	
9 2 4	ターゲット容積部	
9 2 6 a ~ 9 2 6 i	層	
9 2 8	照射方向	
9 3 0	ターゲット容積部	
9 3 2	制御装置	
1 0 1 2	磁石システム	
1 0 3 5、1 0 3 7	曲線	
1 3 0 0	内部導体	
1 3 0 2	外部導体	40
1 3 0 4	電力結合デバイス	
1 3 0 6、1 3 0 8	可変リアクタンス素子	
1 3 1 0	ブレード	
1 3 1 2	プレート	
1 3 1 4	方向	
1 3 1 6	表面	

【図1】

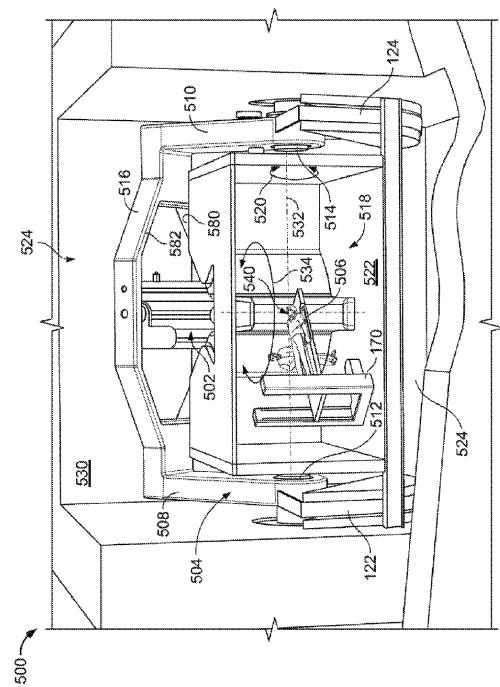


FIG. 1

【図2】

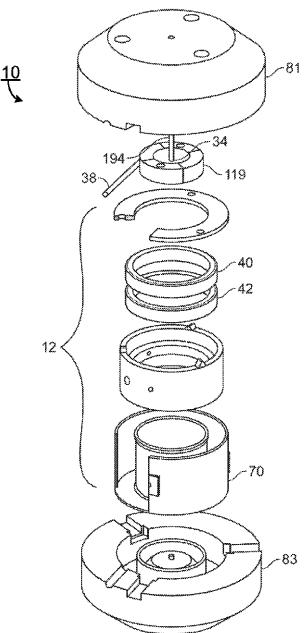


FIG. 2

【図3】

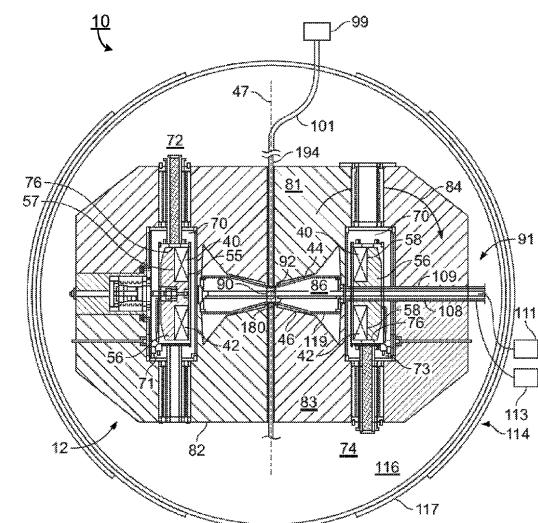


FIG. 3

【図4】

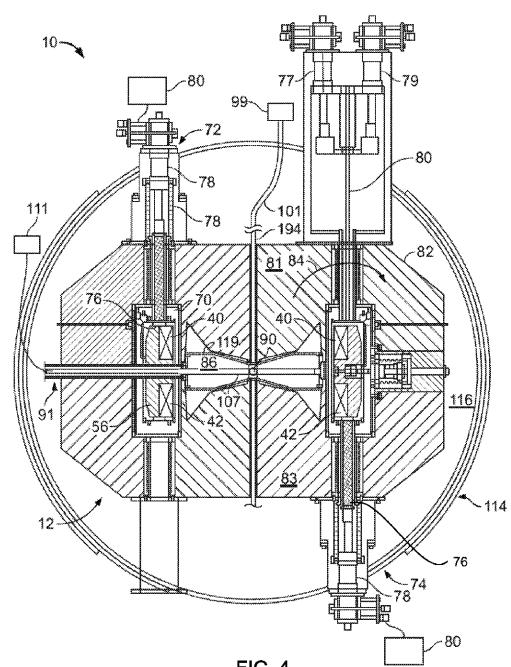


FIG. 4

【図5】

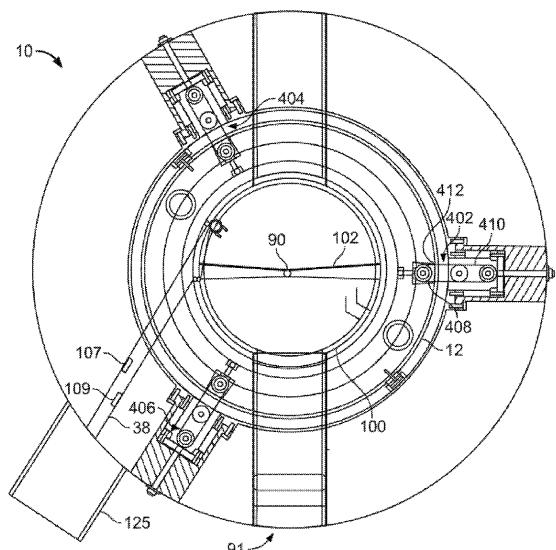


FIG. 5

【図6】

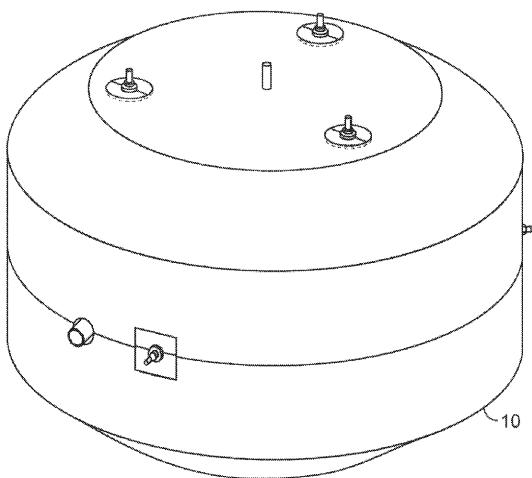


FIG. 6

【図7】

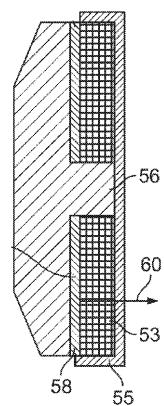


FIG. 7

【図8】

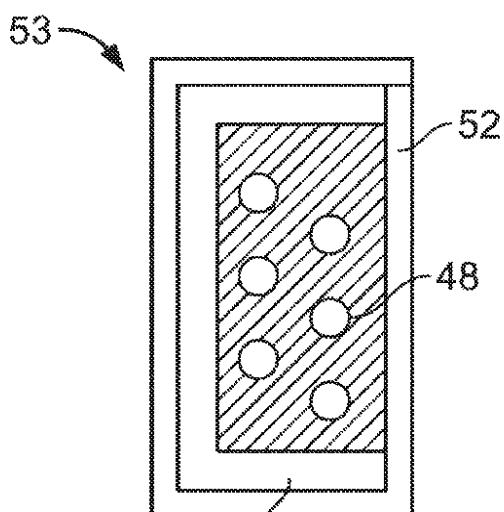


FIG. 8

【図 9】

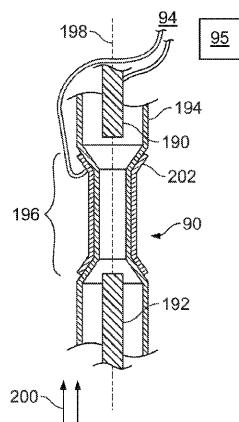


FIG. 9

【図 11】

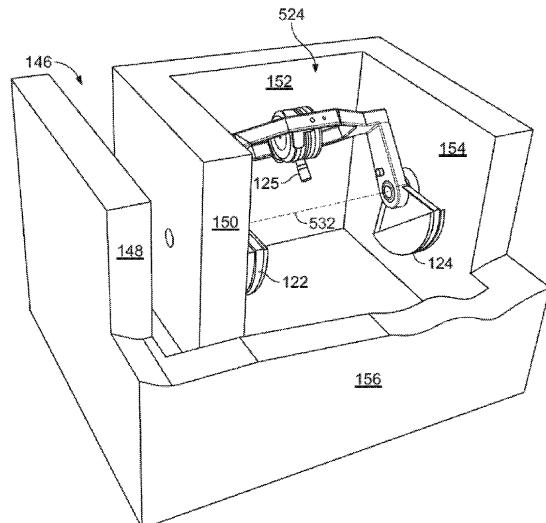


FIG. 11

【図 10】

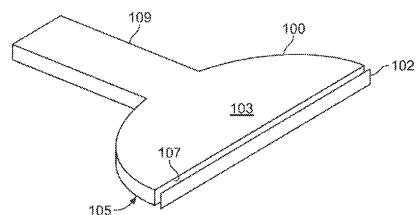


FIG. 10

【図 12】

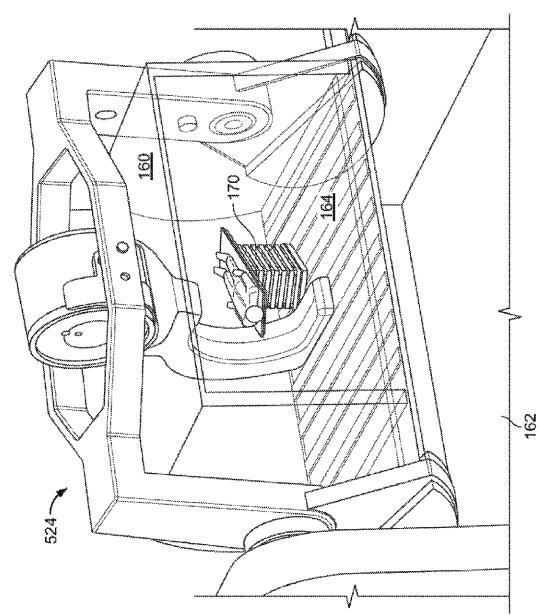


FIG. 12

【図 13】

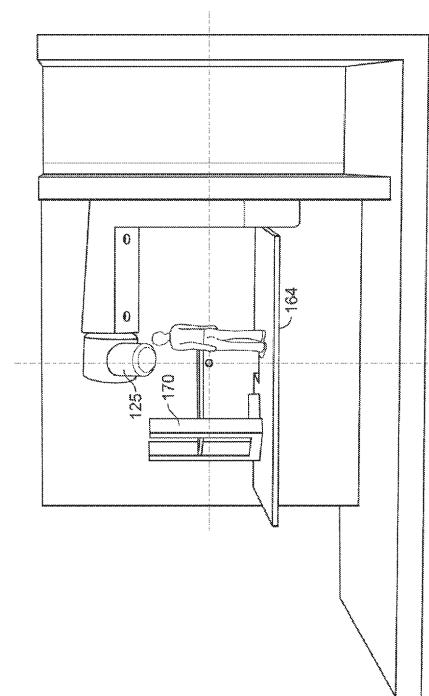
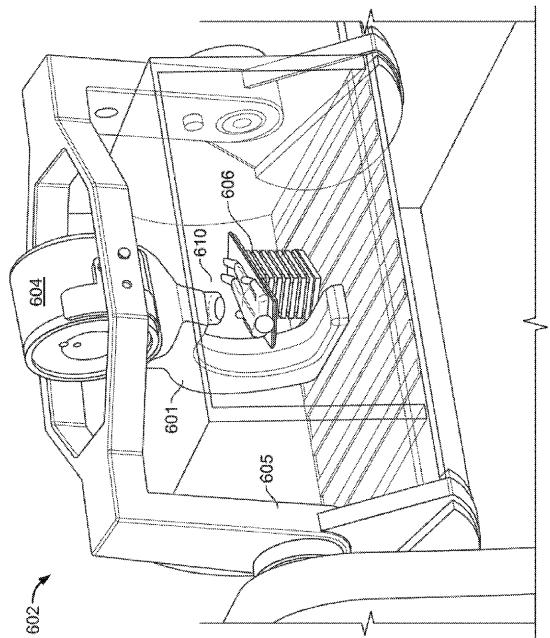
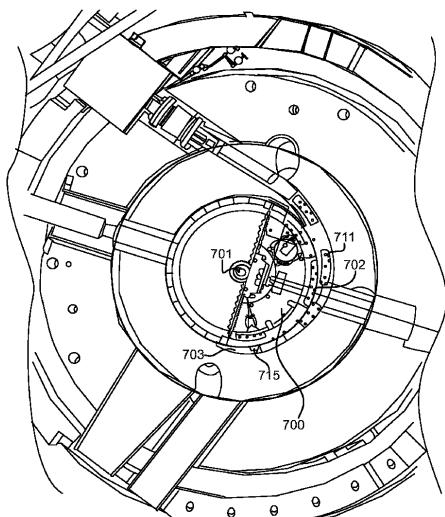


FIG. 13

【図14】



【図15】



【図16】

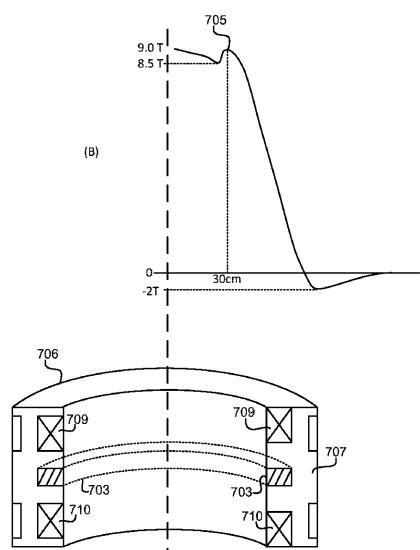


FIG. 16

【図17】

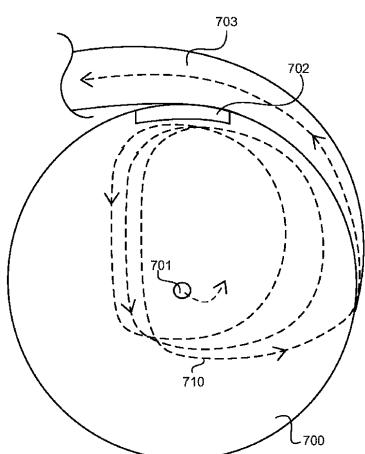


FIG. 17

【図 18】

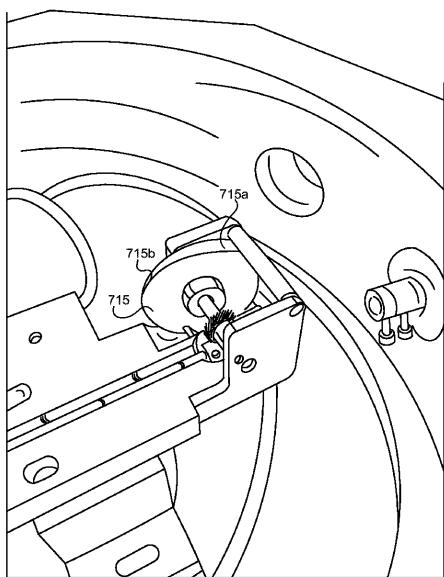


FIG. 18

【図 18A】

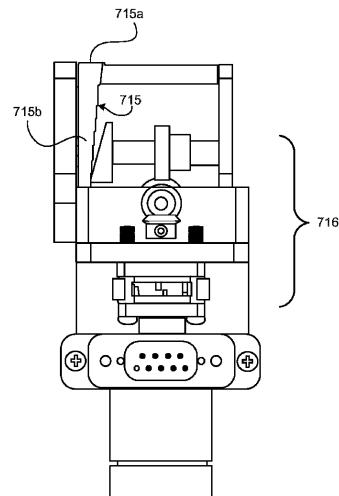


FIG. 18A

【図 19】

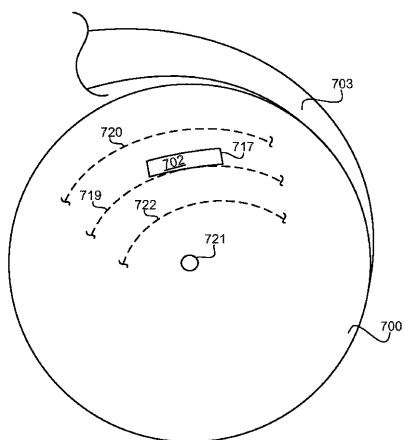


FIG. 19

【図 20】

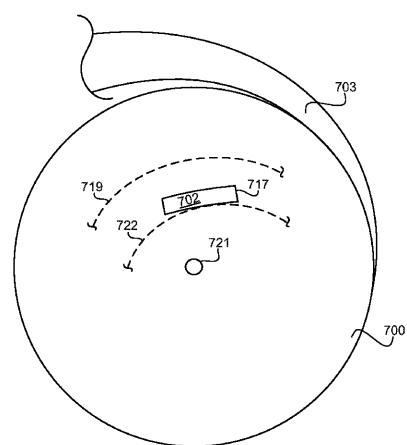


FIG. 20

【図 2 1】

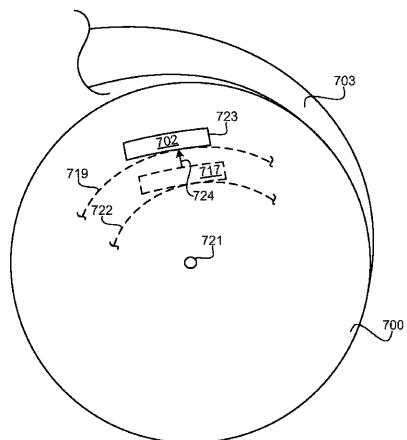


FIG. 21

【図 2 2】

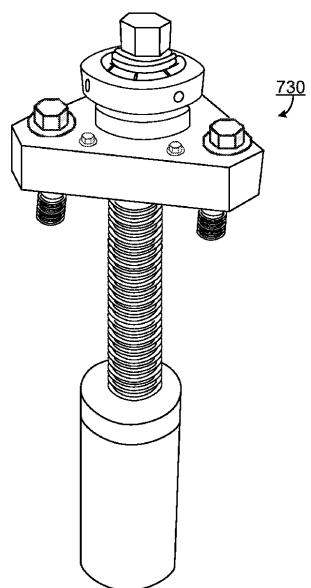


FIG. 22

【図 2 3】

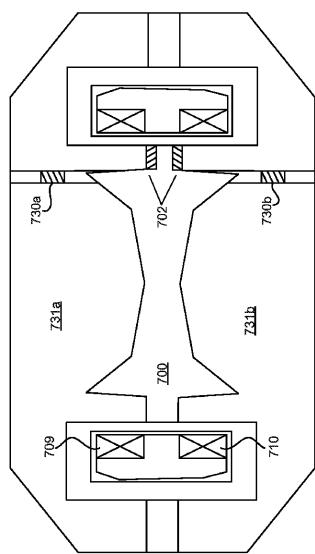


FIG. 23

【図 2 4】

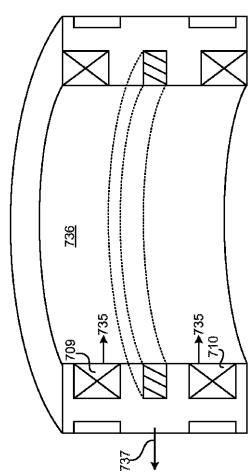


FIG. 24

【図25】

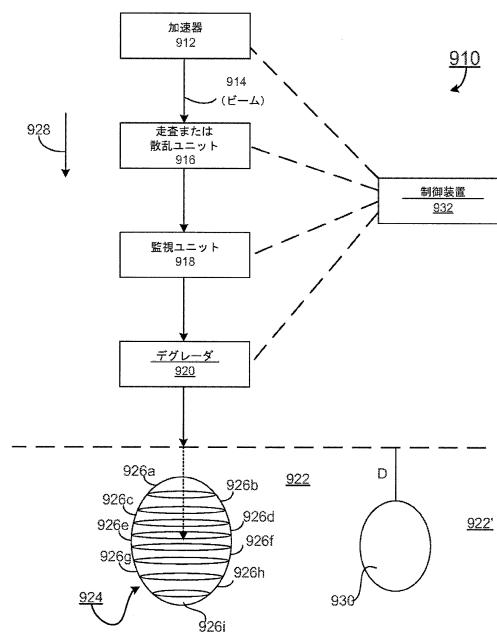


FIG. 25

【図26】

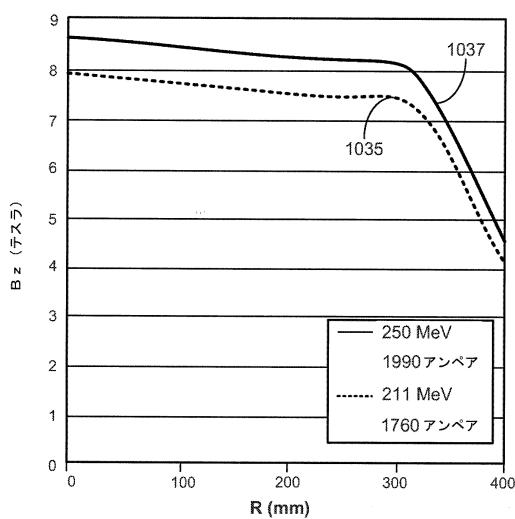


FIG. 26

【図27】

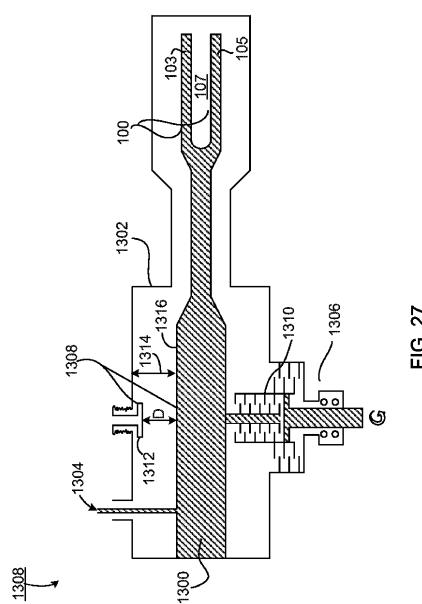


FIG. 27

【図28】

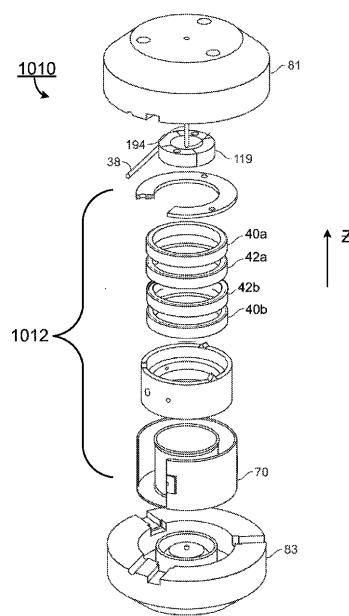


FIG. 28

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

A 6 1 N 5/10

H

(72)発明者 ゲリット・タウンゼント・ツワート

アメリカ合衆国・ニューハンプシャー・03824・ダーラム・エジャリー・ギャリソン・ロード
・5

(72)発明者 ケネス・ピー・ガル

アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01451・ハーヴィード・マサチューセッツ・アヴェニュー
ー・234

(72)発明者 ヤン・ファン・デル・ラーン

アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01923・ダンヴァース・ホルトン・ストリート・37・
アパートメント・7

(72)発明者 スタンレー・ローゼンタール

アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01778・ウェイランド・リンカーン・ロード・127

(72)発明者 マイケル・バスキー

アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01503・バーリン・サウス・ストリート・96

(72)発明者 チャールズ・ディー・オニール・サード

アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01740・ボルトン・(番地なし)・ピー・オー・ボック
ス・369

(72)発明者 ケン・ヨシキ・フランツエン

アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01720・アクトン・クワリー・ロード・35

審査官 林 靖

(56)参考文献 英国特許出願公開第01583400(GB,A)

欧州特許出願公開第01826778(EP,A1)

国際公開第2009/080080(WO,A1)

特開平06-036895(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 21 K 1 / 00 - 3 / 00

G 21 K 5 / 00 - 7 / 00

H 05 H 3 / 00 - 15 / 00

A 61 N 5 / 10

G 21 K 3 / 00