

(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
2016年6月9日(09.06.2016)



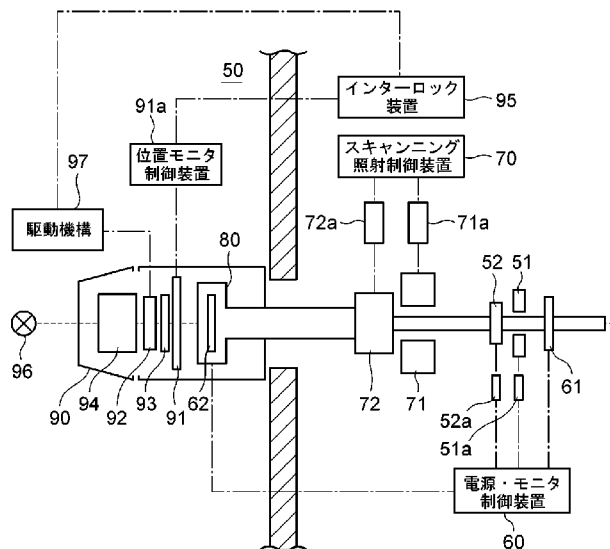
(10) 国際公開番号
WO 2016/088155 A1

- (51) 国際特許分類:
G21K 5/04 (2006.01) G21K 5/00 (2006.01)
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/006068
- (22) 国際出願日: 2014年12月4日(04.12.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 花田 真治 (HANADA, Shinji); 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝 知的財産室内 Tokyo (JP). 井関 康 (ISEKI, Yasushi); 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝 知的財産室内 Tokyo (JP). 木村 諭 (KIMURA, Satoshi); 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝 知的財産室内 Tokyo (JP). 埴 勝詞 (HANAWA, Katsushi); 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝 知的財産室内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人サクラ国際特許事務所 (SAKURA PATENT OFFICE, P.C.); 〒1010048 東京都千代田区神田司町二丁目8番1号 P M O 神田司町 Tokyo (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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, 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).

[続葉有]

(54) Title: PARTICLE BEAM ADJUSTMENT DEVICE AND METHOD, AND PARTICLE BEAM THERAPY DEVICE

(54) 発明の名称: 粒子線ビーム調整装置及び方法、粒子線治療装置



- 60 Power supply and monitor control device
- 70 Scanning irradiation control device
- 91a Position monitor control device
- 95 Interlock device
- 97 Drive mechanism

(57) Abstract: According to an embodiment, a particle beam adjustment device is provided with: a position monitor (91) for detecting the positional displacement of a particle beam transported from a beam transport unit, a pair of screen monitors (61, 62) for measuring the position and angle of the axis of the particle beam, correction electromagnets (51, 52) for adjusting the axis of the particle beam by adjusting a magnetic field on the basis of a signal indicating the particle beam axis position and angle measured by the screen monitors (61, 62), and beam scanning electromagnets (71, 72) for irradiating the particle beam onto an object of irradiation. Screen monitor (61) is disposed outside of a therapy room (50), and screen monitor (62) is disposed inside the therapy room (50).

(57) 要約: 実施形態によれば、粒子線ビーム調整装置は、ビーム輸送部から輸送された粒子線ビームの位置ずれを検出する位置モニタ (91) と、粒子線ビームの軸の位置及び角度を測定する対をなすスクリーンモニタ (61, 62) と、スクリーンモニタ (61, 62) により測定された粒子線ビームの軸の位置及び角度を示す信号に基づいて磁場を調整して粒子線ビームの軸を調整する補正電磁石 (51, 52) と、粒子線ビームを照射対象に照射するビーム走査電磁石 (71, 72) と、を備え、スクリーンモニタ (61) を治療室 (50) 外に設置し、かつスクリーンモニタ (62) を治療室 (50) 内に設置した。

WO 2016/088155 A1

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：粒子線ビーム調整装置及び方法、粒子線治療装置 技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、照射対象に対して炭素又は陽子等の粒子線ビームの軌道を調整する粒子線ビーム調整装置及び方法、この粒子線ビーム調整装置を用いた粒子線治療装置に関する。

背景技術

[0002] 一般に、粒子線治療装置は、炭素又は陽子等の粒子線ビーム（以下、単にビームともいう。）をがん患者の患部に照射するために利用されている。現在使用されている粒子線照射方法には、ビームの径をがん患者の患部サイズ以上に拡大する拡大ビーム法がある。この拡大ビーム法は、厳密には3次元的に患部形状に正確に合致させることができないので、患部の周囲の正常細胞への影響を小さくするには限界がある。

[0003] そこで、粒子線治療のさらに進んだ照射方法として、患者の体内患部を3次元格子状に仮想的に切り分けて照射を行うスキャンニング照射法の運用が進められている。このスキャンニング照射法には、例えばスポットスキャンニング照射法と呼ばれる3次元照射法がある。このスポットスキャンニング照射法は、次のようにして各スポット（点）の照射を行っている。

[0004] 患部における、あるスポットに対して予め決められた線量を照射すると、スキャンニング制御装置は、線量モニタから線量満了信号を得てスポット切替指令信号を出力する。このスポット切替指令信号に基づいてビーム出射制御装置は、ビームの出射を停止する。

[0005] 同時に、ビームを走査する照射野形成電磁石に励磁電流を流すための電磁石電源は、次の照射スポットの座標に対応した電流値の設定を開始する。上記スキャンニング制御装置は、上記電磁石電源の電流値の設定の完了信号を取得すると、上記ビーム出射制御装置に対してビーム開始命令信号を出力し、次のスポットに対して照射が開始される。これを順次繰り返して、1つの照

射スライスに対する治療部位の照射を行う。

[0006] そして、1つの照射スライスに対する照射が終了すると、ビームの出射を一旦停止し、加速器から出射するビームのエネルギーを変更するか、あるいはレンジシフトと呼ばれる飛程調整装置を制御することにより、ビーム進行方向のビーム停止軌道（スライス）を変更する。このようにスキャンニング照射とスライス切替を順次行っていくことで、治療部位全域にわたるビーム照射を行う。

[0007] ところで、上記スキャンニング照射法において、正しい位置にビームが照射されていることを確認するため、照射ポートには位置モニタが配備されている。万一、上記照射野形成電磁石に励磁電流を流す電磁石電源の電流設定異常や、ビーム輸送方向において上流側の加速器から下流側のスキャンニング照射装置までのビーム軌道ずれ等が発生すると、予め決められた照射軌道と、上記位置モニタで測定された軌道とが相違することになる。この場合には、上記スキャンニング制御装置内に設けられた位置モニタ制御装置からインターロック信号（非常停止信号）が出力され、治療照射は中断される。

[0008] ビームの軌道ずれが生じる要因としては、例えば加速器から治療室にビームを輸送する経路の電磁石の磁場変化がある。このような磁場変化が生じると、ビームが正しい軌道で輸送されてこなくなり、結果的に治療ビームとしての品質を確保することができないという不具合がある。

[0009] スキャンニング照射法を用いる粒子線治療装置の運用としては、毎朝、照射ビームの設定エネルギー毎に、ビームの軌道を確認しながらビームを操作するための操作装置の設定値を補正し、その日の治療に使用するビーム品質の確認を行っている。

[0010] 具体的には、ビーム軌道上において蛍光膜を形成したスクリーンモニタを、所定の距離を離して一対配置している。これらのスクリーンモニタの出力値から算出したビーム軌道のずれ量（ビーム軌道ずれのない理想的な中心軌道からのずれ量）に基づいて補正電磁石の電流値を調整することで、ビーム軌道の補正を実施している。

[0011] また、ビームを操作するための操作装置の設定値が同じであったとしても、例えば午前中のビーム軌道のずれ量と午後におけるビーム軌道のずれ量とが温度変化等により同じであるとは限らない。そのため、照射開始時又は照射中に位置モニタでビーム位置異常を検知すると、治療照射を完了できないことが起こり得る。

[0012] さらに、特許文献1に記載された技術は、照射ノズル上流側のビームの通過位置を検出する第1ビーム位置モニタと、照射ノズル下流側のビームの通過位置を検出する第2ビーム位置モニタを設けたものである。

先行技術文献

特許文献

[0013] 特許文献1：特開2003-282300号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0014] ところで、上述したスキャンニング照射法を用いた粒子線治療装置では、一对のスクリーンモニタが治療室外に配置されており、患者に対する軌道から距離が離れた軌道でビーム軌道の補正を実施していたため、一对のスクリーンモニタの距離に対して、下流側スクリーンモニタと患者の距離が大きくなってしまい、得られるビーム軌道精度に限界がある。その結果、温度等の環境の変化によってビーム軌道がさらにずれた場合に位置モニタでそのずれを検知して治療照射の中断が起こる可能性が高くなっていた。

[0015] また、治療照射中に位置モニタがビームの位置ずれを検知した場合、治療中断時に患者を照射位置から退避させることなく、ビーム軌道の補正を行うには、まず治療室のビーム導入口に、このビーム導入口を塞ぐような大きさのビームブロックを設置している。

[0016] そして、上記ビームブロックのビーム輸送方向上流側に、上記スクリーンモニタを一对配置している。この場合、上記スクリーンモニタは、所定の距離を離して配置しないと、ビーム軸のずれを正確に確認することができない

。

[0017] 上記のように大きなビームブロックのビーム輸送方向上流側に一对のスクリーンモニタを配置した場合には、装置全体の大きさの制約から上記一对のスクリーンモニタを所定の距離を離して配置することができなくなる場合がある。そのため、ビーム軸のずれを正確に確認することができなくなり、ビーム軸のずれを高精度に調整することができないという問題がある。

[0018] 実施形態が解決しようとする課題は、ビーム軌道の精度を向上させることが可能な粒子線ビーム調整装置及び方法、粒子線治療装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0019] 上記目的を達成するために、実施形態に係る粒子線ビーム調整装置は、ビーム輸送部から輸送された粒子線ビームの位置ずれを検出する位置モニタと、前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を測定する対をなすスクリーンモニタと、前記スクリーンモニタにより測定された前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を示す信号に基づいて磁場を調整して前記粒子線ビームの軸を調整する補正電磁石と、前記粒子線ビームを照射対象に照射するビーム走査電磁石と、を備え、前記対をなすスクリーンモニタの一方を治療室外に設置し、かつ前記スクリーンモニタの他方を前記治療室内に設置したことを特徴とする。

[0020] また、実施形態に係る粒子線ビーム調整装置は、ビーム輸送部から輸送された粒子線ビームの位置ずれを検出する位置モニタと、前記粒子線ビームを照射対象に照射するビーム走査電磁石と、前記粒子線ビームの軸の調整時に、治療室内の照射対象に達する前記粒子線ビームを停止させるビームブロックと、を備え、前記ビームブロックは、前記治療室内に設置されていることを特徴とする。

[0021] 実施形態に係る粒子線ビーム調整方法は、ビーム輸送部から輸送された粒子線ビームの軸のずれを検出するビーム位置ずれ検出工程と、前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を、治療室外に設置された一方のスクリーンモニタ

と前記治療室内に設置された他方のスクリーンモニタとで測定する測定工程と、前記測定工程で測定された前記粒子線ビームの軸の位置及び角度に基づいて磁場を調整して前記粒子線ビームの軸を調整するビーム軸調整工程と、を有することを特徴とする。

[0022] 実施形態に係る粒子線治療装置は、粒子線ビームを生成するビーム生成部と、前記粒子線ビームの出射を制御するビーム出射制御装置と、前記粒子線ビームを治療室の照射対象まで輸送するビーム輸送部と、前記ビーム輸送部から輸送された粒子線ビームの位置ずれを検出する位置モニタと、前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を測定する対をなすスクリーンモニタと、前記スクリーンモニタにより測定された前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を示す信号に基づいて磁場を調整して前記粒子線ビームの軸を調整する補正電磁石と、前記粒子線ビームを照射対象に照射するビーム走査電磁石と、を備え、前記対をなすスクリーンモニタの一方を前記治療室外に設置し、かつ前記スクリーンモニタの他方を前記治療室内に設置したことを特徴とする。

発明の効果

[0023] 実施形態によれば、ビーム軌道の精度を向上させることができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]実施形態を適用した粒子線治療装置の全体構成を示す概略平面図である。

[図2]図1の照射装置部及びその関連装置の構成を示すブロック図である。

[図3]実施形態において一对のスクリーンモニタを示す説明図である。

[図4]図3のスクリーンモニタを用いてビーム軌道調整方法を示す説明図である。

[図5]実施形態においてビーム軌道を補正するための手順を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0025] 以下に、実施形態に係る加速器のビーム調整装置、このビーム調整装置を用いた粒子線治療装置について、図面を参照して説明する。

[0026] 図1は実施形態を適用した粒子線治療装置の全体構成を示す概略平面図である。図2は図1の照射装置部及びその関連装置の構成を示すブロック図である。

[0027] 図1に示すように、本実施形態の粒子線治療装置は、ビーム生成部10、ビーム出射制御部20、ビーム輸送部30、本実施形態の主要な構成機器を有する照射装置部40、及び治療室50を備えている。ビーム生成部10は、図示しないイオン源、ビーム入射系11及び円形加速器12を有する。

[0028] 図2に示すように、照射装置部40は、水平用補正電磁石51、水平用補正電磁石電源51a、垂直用補正電磁石52、垂直用補正電磁石電源52a、スクリーンモニタ61、電源・モニタ制御装置60、ビーム走査電磁石としての水平用照射野形成電磁石71、水平用照射野形成電磁石電源71a、ビーム走査電磁石としての垂直用照射野形成電磁石72、垂直用照射野形成電磁石電源72a、スキャンニング照射制御装置70、インターロック装置95を備えている。

[0029] 照射装置部40は、治療室50内に設置された照射ポート90を有している。照射ポート90内には、真空ダクト80が設置されている。この真空ダクト80内には、スクリーンモニタ62が設置されている。

[0030] また、照射ポート90内には、位置モニタ91、ビームブロック92、リッジフィルタ93、及びレンジシフタ94が設置されている。位置モニタ91は、位置モニタ制御装置91aを介してインターロック装置95と電氣的に接続されている。

[0031] スクリーンモニタ61、62は、対をなしている。スクリーンモニタ61、62は、ビーム軸の調整中にのみビームライン内に挿入され、治療照射時はビームライン内から退避する。したがって、スクリーンモニタ61、62は、ビームライン内に対して図示しない駆動機構により進退可能に構成されている。

[0032] スクリーンモニタ61、62は、ビーム軸調整中にビーム位置を測定するためのものであり、一対とすることでビーム軌道（ビーム位置及びビーム角

度)を求めることができる。スクリーンモニタ61, 62により測定されたビーム位置及びビーム角度を示す信号は、電源・モニタ制御装置60に出力される。

[0033] 水平用補正電磁石51及び垂直用補正電磁石52は、スクリーンモニタ61, 62により測定されたビーム位置及びビーム角度を示す信号に基づいて、磁場を調整してビーム軸を照射対象としての患者の患部の照射座標基準点(以下、アイソセンターという。)96に合わせるための電磁石である。水平用補正電磁石51及び垂直用補正電磁石52は、水平用及び垂直用のそれぞれに対して個別に対応する水平用補正電磁石電源51a及び垂直用補正電磁石電源52aの電流値を調整することで磁場を変化させる。

[0034] 照射野形成電磁石は、水平用照射野形成電磁石71及び垂直用照射野形成電磁石72の一对で構成され、これら水平用照射野形成電磁石71及び垂直用照射野形成電磁石72は、スクリーンモニタ61, 62間に配置されている。水平用照射野形成電磁石71及び垂直用照射野形成電磁石72は、治療照射時に患部形状に合致させてビームを二次元に走査するための電磁石である。水平用照射野形成電磁石71及び垂直用照射野形成電磁石72には、それぞれ対応する水平用照射野形成電磁石電源71a、垂直用照射野形成電磁石電源72aから電流が供給される。

[0035] 位置モニタ91は、治療照射中に走査されたビーム位置を検出し、予め設定された位置から有意なずれがあったか否かを監視するためのものである。有意なずれが認められた場合は、位置モニタ制御装置91aを通してインターロック装置95にインターロック信号を出力する。

[0036] リッジフィルタ93は、ビームの深さ方向分布を照射スライスの間隔に合わせて調整するためのものである。リッジフィルタ93は、アルミニウム等の金属からバー状の棒をほぼ三角形状に形成し、横方向に並べられたものが使用される。

[0037] レンジシフタ94は、ビームエネルギー、すなわちビームの体内停止位置の深さを変化させるためのものである。レンジシフタ94は、アクリル等の

材質にて作製され、複数の厚さの板から構成される。これら複数の厚さの板の組み合わせを変えることで、ビーム停止点を変化させることができる。

[0038] ビームブロック 92 は、スクリーンモニタ 61, 62 と同様にビームライン内に対して駆動機構 97 により挿入・退避可能に構成されている。ビームブロック 92 は、ビーム軸の調整中にビームライン内に挿入することで、ビームを停止させ、アイソセンター 96 までビームが到達しないようにする。ここで、位置モニタ 91 によりビーム位置を検出し、有意なずれが認められた場合には、インターロック装置 95 にインターロック信号が出力され、このインターロック装置 95 は、駆動機構 97 に作動信号を出力する。この駆動機構 97 が作動することで、ビームブロック 92 は、ビームライン内に挿入される。また、ビームブロック 92 は、治療照射時に駆動機構 97 が作動してビームライン内から退避する。

[0039] 次に、本実施形態の加速器の動作について説明する。

[0040] まず、ビーム生成部 10 における上記イオン源は、ビームを生成する。ビーム入射系 11 は、生成されたビームを加速可能なエネルギーレベルまで加速する。この加速されたビームは、円形加速器 12 に入射する。

[0041] 次に、円形加速器 12 に入射したビームは、予め設定された設定回数繰り返して周回入射される。この周回入射が終了した後にビームをがん治療に必要なエネルギーまでさらに加速する。

[0042] そして、ビームの加速終了後、そのビームはビーム出射制御部 20 により出射軌道から取り出され、ビーム輸送部 30 により照射装置部 40 に輸送される。この照射装置部 40 により照射対象であるアイソセンター 96 に照射されてがん治療に用いられる。

[0043] 次に、本実施形態のビーム軸調整の動作について説明する。

[0044] 図示しない駆動機構を作動させてビームライン上にスクリーンモニタ 61, 62 を挿入するとともに、駆動機構 97 を作動させてビームライン上にビームブロック 92 を挿入する。また、一对の水平用照射野形成電磁石 71 及び垂直用照射野形成電磁石 72 には、それぞれ対応する水平用照射野形成電

磁石電源 7 1 a、垂直用照射野形成電磁石電源 7 2 a から消磁のための電流パターンにて電流が供給されて、それぞれの磁場をほぼゼロにする。この状態でビームを照射装置部 4 0 まで導入し、それぞれのスクリーンモニタ 6 1、6 2 でビーム軸位置を検出する。これを図 3 及び図 4 に基づいて説明する。

[0045] 図 3 は実施形態において一対のスクリーンモニタを示す説明図である。図 4 は図 3 のスクリーンモニタを用いてビーム軌道調整方法を示す説明図である。

[0046] 図 3 に示すように、それぞれのスクリーンモニタ 6 1、6 2 内の蛍光膜に映ったビーム外形を図示しない CCD カメラで観測し、その画像を解析してビーム中心とモニタ中心とのずれ量 X_1 、 X_2 を算出する。

[0047] これらのずれ量 X_1 、 X_2 が予め設定された閾値を超えた場合、ずれ量 X_1 、 X_2 から電源・モニタ制御装置 6 0 にて水平用補正電磁石電源 5 1 a 及び垂直用補正電磁石電源 5 2 a の電流補正量を求め、その補正された電流値信号を水平用補正電磁石電源 5 1 a 及び垂直用補正電磁石電源 5 2 a に出力する。ここで、上記閾値とは、治療を行うために許容されるビーム軸のずれ量である。

[0048] これにより、水平用補正電磁石 5 1 及び垂直用補正電磁石 5 2 は、磁場を変化させることで、ビーム軸をアイソセンター 9 6 に合わせることができ

[0049] ところで、上記 CCD カメラの分解能、ビームライン上に設置されたスクリーンモニタ 6 1、6 2 のアライメントエラー（設置位置のずれ）が存在する以上、スクリーンモニタ 6 1、6 2 で観測しながらビーム軌道を調整する精度には限界がある。

[0050] そのため、本実施形態のように、スクリーンモニタ 6 2 を患部に近づけることは、粒子線治療装置の性能ともいえるビーム軌道の精度を向上させることに繋がる。具体的には、本実施形態では、ビーム輸送方向に対して下流側のスクリーンモニタ 6 2 を治療室 5 0 内に配置することで、2 つのスクリー

ンモニタ 61, 62間の距離を十分にとることができる。また、下流側のスクリーンモニタ 62をアイソセンター 96に接近させることができる。

[0051] このように本実施形態では、2つのスクリーンモニタ 61, 62間の距離を十分にとることができるため、ビーム軸のずれを正確に確認することができ、延いてはビーム軌道の精度を向上させることができる。

[0052] また、下流側のスクリーンモニタ 62をアイソセンター 96に接近させることができるため、アイソセンター 96に対するビーム軌道の精度を一段と向上させることができる。

[0053] さらに、これらスクリーンモニタ 61, 62を真空ダクト 80内に収納することで、真空領域を極力アイソセンター 96付近まで近づけることができ、大気中をビームが長距離にわたって輸送されることがなくなり、ビームの散乱を抑制することができる。これにより、治療照射時に細いビームで患部を照射することができる。

[0054] そして、ビーム軸の調整時は、ビーム輸送方向に対して下流の患部側へのビーム漏洩を抑えるため、照射ポート 90内にビームブロック 92を設置している。これにより、ビーム軌道の補正を実施する際には、ビームブロック 92がビームライン上に挿入され、ビームを遮蔽する（通常の治療時は、ビーム軌道上から退避している）。

[0055] ビームブロック 92は、ビーム軌道の調整時に照射するビームを遮蔽し、ビーム輸送方向に対して下流側の患部に被爆の影響を及ぼさない最適な厚さに設計されている。このため、万一、治療照射中に位置モニタ 91がビームの位置ずれを検知した場合でも、治療中断時に患者を照射位置から退避させることなく、以下の手順でビーム軌道の補正を行うことができる。

[0056] 図5は実施形態においてビーム軌道を補正するための手順を示すフローチャートである。

[0057] なお、予め患者を治療室 50内に設置された治療台に載せた後、患者を位置決めしておく。

[0058] まず、ビームの照射を開始する（ステップ S1）。そして、ステップ S2

で位置モニタ 91 によりビームの位置ずれを検知するまでビームを照射する。ビームの位置ずれを検知した場合（ステップ S2 : Yes）には、ステップ S3 に進み、インターロック装置 95 を作動させる。すると、インターロック装置 95 は、インターロック信号を出力し、ビームの照射を中断する（ステップ S4）。

[0059] 次いで、図示しない駆動機構を作動させてビームライン上にスクリーンモニタ 61, 62 を挿入するとともに、駆動機構 97 を作動させてビームライン上にビームブロック 92 を挿入する（ステップ S5）。

[0060] さらに、ステップ S6 でビーム軸の調整を行う。ビーム軸の調整処理は、上記のような状態でビームを照射装置部 40 まで導入し、それぞれのスクリーンモニタ 61, 62 でビーム軸位置を検出する。スクリーンモニタ 61, 62 で検出したビームのずれ量を示す信号が電源・モニタ制御装置 60 に出力される。この電源・モニタ制御装置 60 は、水平用補正電磁石電源 51 a 及び垂直用補正電磁石電源 52 a の電流補正量を求め、その補正された電流値信号を水平用補正電磁石電源 51 a 及び垂直用補正電磁石電源 52 a に出力して設定する。これにより、水平用補正電磁石 51 及び垂直用補正電磁石 52 は、磁場を変化させてビーム軸の調整を行う。

[0061] そして、ビーム軸の調整が終了した場合（ステップ S7 : Yes）には、ステップ S8 に進む。ステップ S8 では、再度図示しない駆動機構を作動させてビームライン上からスクリーンモニタ 61, 62 を退避させるとともに、駆動機構 97 を作動させてビームライン上からビームブロック 92 を退避させ、ビーム軌道の補正を終了し、ビームの照射を再開する。

[0062] なお、照射途中で照射を停止した場合、水平用照射野形成電磁石 71 及び垂直用照射野形成電磁石 72 には、残磁場が残っている場合がある。よって、ステップ S5 とステップ S6 の間には、水平用照射野形成電磁石 71 及び垂直用照射野形成電磁石 72 の消磁を行うステップを挿入するのが適している。この消磁の一例としては、水平用照射野形成電磁石電源 71 a、垂直用照射野形成電磁石電源 72 a より消磁のために定義された電流パターンを流

すことにより行うことができる。

[0063] ところで、一般の粒子線治療装置では、患者の被曝を回避するために一旦、患者が治療台から降りる必要があった。しかし、本実施形態では、ビームブロック92によりビームを遮蔽し、患者の被曝を回避することができるので、患者は治療台から降りる必要がなくなる。そのため、がん治療のためのビームの照射を短時間で再開することができ、患者の負担を大幅に低減させることができる。

[0064] また、本実施形態では、ビームの遮蔽を実施している際にも位置モニタ91でビームの監視を行えるように、ビームブロック92は、位置モニタ91の下流側に配置しているため、ビーム軌道を位置モニタ91と下流側のスクリーンモニタ62の双方で確認（クロスチェック）することができる。このため、ビーム位置の信頼性を高めることができる。

[0065] さらに、本実施形態では、ビームブロック92の下流側にレンジシフタ94を配置し、ビームの遮蔽時にレンジシフタ94を全挿入することで、ビームの遮蔽効果をさらに向上させることができる。

[0066] そして、本実施形態では、治療室50内に配置したスクリーンモニタ62は、真空ダクト80内に格納されており、位置モニタ91の直上流まで真空を確保することを可能としたため、粒子線ビームの散乱の影響を小さくすることができ、ビームの品質も確保することが可能である。

[0067] このようにスポット照射法において、ビーム自体の性能向上は、そのまま治療効果に現れるため、本実施形態によれば、ビーム軌道の調整精度、ビーム中断後の再開までの操作性、及び治療ビームの品質を向上させることが可能となる。

[0068] （その他の実施形態）

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更、組み合わせを行う

ことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

[0069] 例えば、上記実施形態では、治療照射中に位置モニタ 91 がビームの位置ずれを検知した場合、治療中断時に患者を照射位置から退避させることなく、ビーム軌道の補正を行うために、ビームブロック 92 をビームラインに挿入するようにしたが、患者を照射位置から退避させれば、ビームブロック 92 が不要になる。

符号の説明

[0070] 10…ビーム生成部、11…ビーム入射系、12…円形加速器、20…ビーム出射制御部、30…ビーム輸送部、40…照射装置部、50…治療室、51…水平用補正電磁石、51a…水平用補正電磁石電源、52…垂直用補正電磁石、52a…垂直用補正電磁石電源、60…電源・モニタ制御装置、61…スクリーンモニタ、62…スクリーンモニタ、70…スキャニング照射制御装置、71…水平用照射野形成電磁石（ビーム走査電磁石）、71a…水平用照射野形成電磁石電源、72…垂直用照射野形成電磁石（ビーム走査電磁石）、72a…垂直用照射野形成電磁石電源、80…真空ダクト、90…照射ポート、91…位置モニタ、91a…位置モニタ制御装置、92…ビームブロック、93…リッジフィルタ、94…レンジシフタ、95…インターロック装置、96…アイソセンター（照射対象）、97…駆動機構

請求の範囲

- [請求項1] ビーム輸送部から輸送された粒子線ビームの位置ずれを検出する位置モニタと、
- 前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を測定する対をなすスクリーンモニタと、
- 前記スクリーンモニタにより測定された前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を示す信号に基づいて磁場を調整して前記粒子線ビームの軸を調整する補正電磁石と、
- 前記粒子線ビームを照射対象に照射するビーム走査電磁石と、を備え、
- 前記対をなすスクリーンモニタの一方を治療室外に設置し、かつ前記スクリーンモニタの他方を前記治療室内に設置したことを特徴とする粒子線ビーム調整装置。
- [請求項2] 前記粒子線ビームの軸の調整時に、前記治療室内の照射対象に達する前記粒子線ビームを停止させるビームブロックを有することを特徴とする請求項1に記載の粒子線ビーム調整装置。
- [請求項3] 前記ビームブロックは、前記治療室内に設置した前記スクリーンモニタの前記粒子線ビームの輸送方向下流側に設置されていることを特徴とする請求項2に記載の粒子線ビーム調整装置。
- [請求項4] 前記ビームブロックの前記粒子線ビームの輸送方向下流側に、前記粒子線ビームの停止点を変化させるレンジシフタが設置されていることを特徴とする請求項2又は3に記載の粒子線ビーム調整装置。
- [請求項5] 前記対をなすスクリーンモニタは、真空ダクト内に収納されていることを特徴とする請求項1ないし4のいずれか一項に記載の粒子線ビーム調整装置。
- [請求項6] 前記対をなすスクリーンモニタ及び前記ビームブロックは、前記粒子線ビームが輸送されるビームラインに対して挿入及び退避可能に構成したことを特徴とする請求項1ないし5のいずれか一項に記載の粒

子線ビーム調整装置。

[請求項7] ビーム輸送部から輸送された粒子線ビームの位置ずれを検出する位置モニタと、

前記粒子線ビームを照射対象に照射するビーム走査電磁石と、

前記粒子線ビームの軸の調整時に、治療室内の照射対象に達する前記粒子線ビームを停止させるビームブロックを備え、

前記ビームブロックは、前記治療室内に設置されていることを特徴とする粒子線ビーム調整装置。

[請求項8] 前記ビームブロックの前記粒子線ビームの輸送方向上流側に、前記位置モニタが設置されていることを特徴とする請求項7に記載の粒子線ビーム調整装置。

[請求項9] 前記ビームブロックの前記粒子線ビームの輸送方向下流側に、前記粒子線ビームの停止点を変化させるレンジシフタが設置されていることを特徴とする請求項7に記載の粒子線ビーム調整装置。

[請求項10] ビーム輸送部から輸送された粒子線ビームの軸のずれを検出するビーム位置ずれ検出工程と、

前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を、治療室外に設置された一方のスクリーンモニタと前記治療室内に設置された他方のスクリーンモニタとで測定する測定工程と、

前記測定工程で測定された前記粒子線ビームの軸の位置及び角度に基づいて磁場を調整して前記粒子線ビームの軸を調整するビーム軸調整工程と、

を有することを特徴とする粒子線ビーム調整方法。

[請求項11] 前記粒子線ビームを走査するビーム走査電磁石を消磁するビーム走査電磁石消磁工程をさらに有することを特徴とする請求項10に記載の粒子線ビーム調整方法。

[請求項12] 粒子線ビームを生成するビーム生成部と、

前記粒子線ビームの出射を制御するビーム出射制御装置と、

前記粒子線ビームを治療室の照射対象まで輸送するビーム輸送部と、

前記ビーム輸送部から輸送された粒子線ビームの位置ずれを検出する位置モニタと、

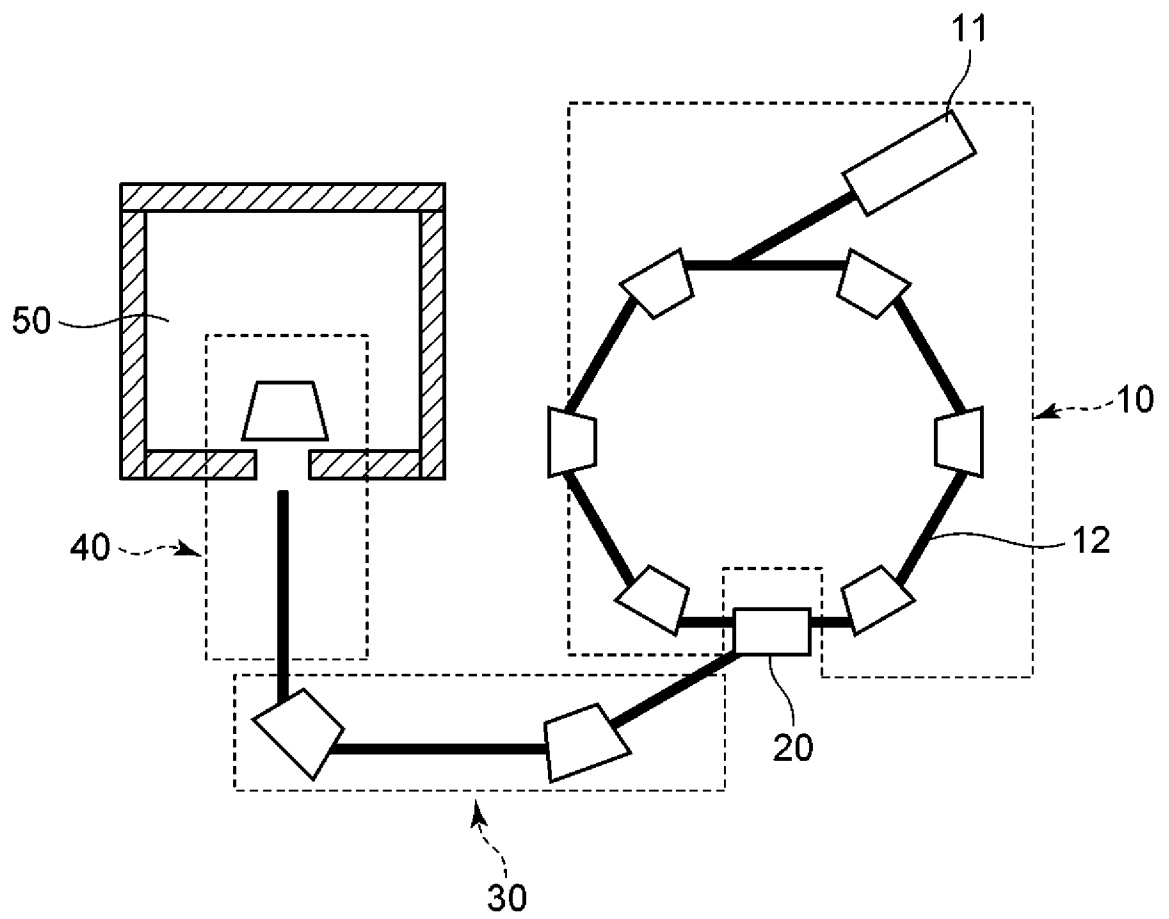
前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を測定する対をなすスクリーンモニタと、

前記スクリーンモニタにより測定された前記粒子線ビームの軸の位置及び角度を示す信号に基づいて磁場を調整して前記粒子線ビームの軸を調整する補正電磁石と、

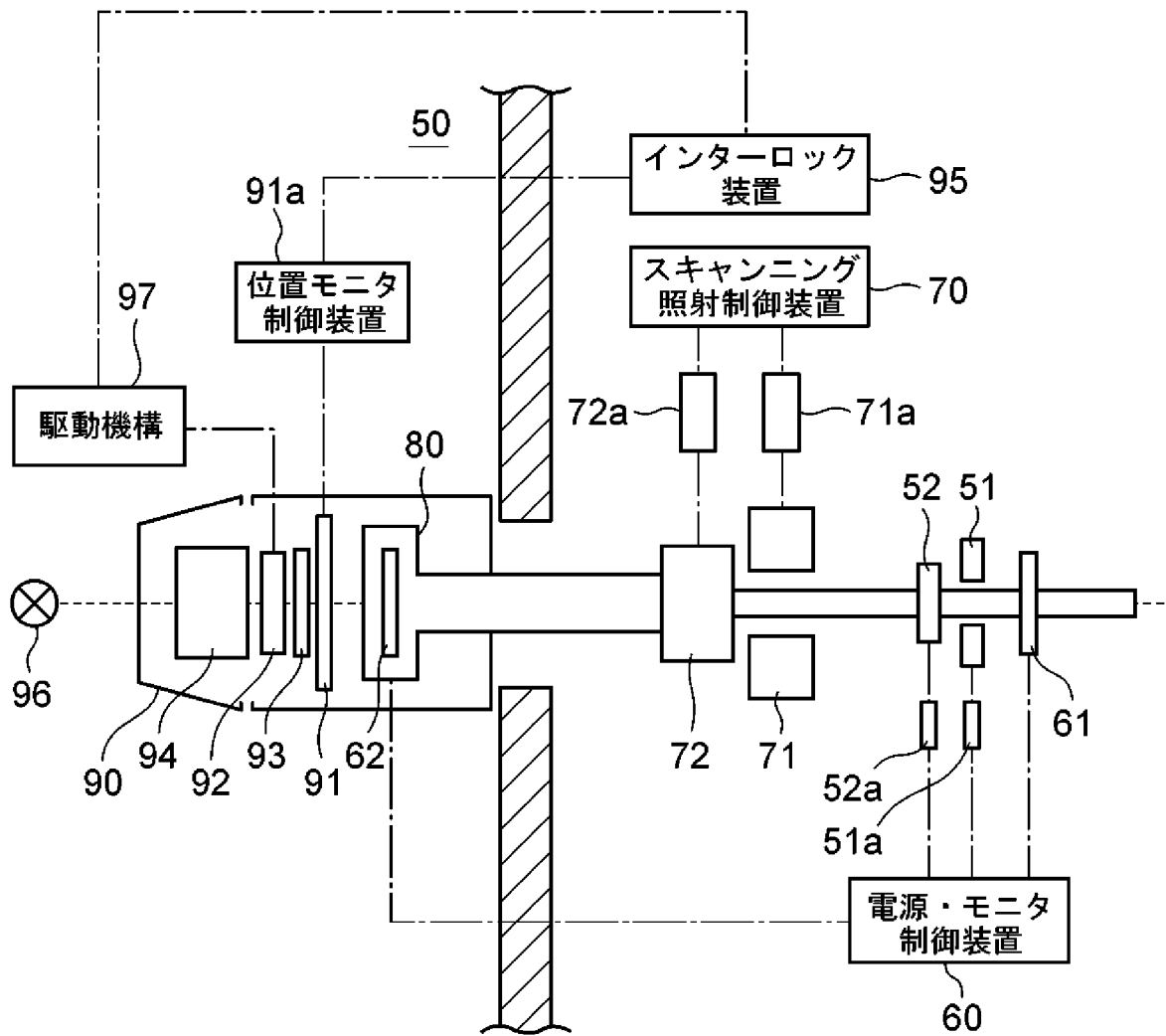
前記粒子線ビームを照射対象に照射するビーム走査電磁石と、を備え、

前記対をなすスクリーンモニタの一方を前記治療室外に設置し、かつ前記スクリーンモニタの他方を前記治療室内に設置したことを特徴とする粒子線照射装置。

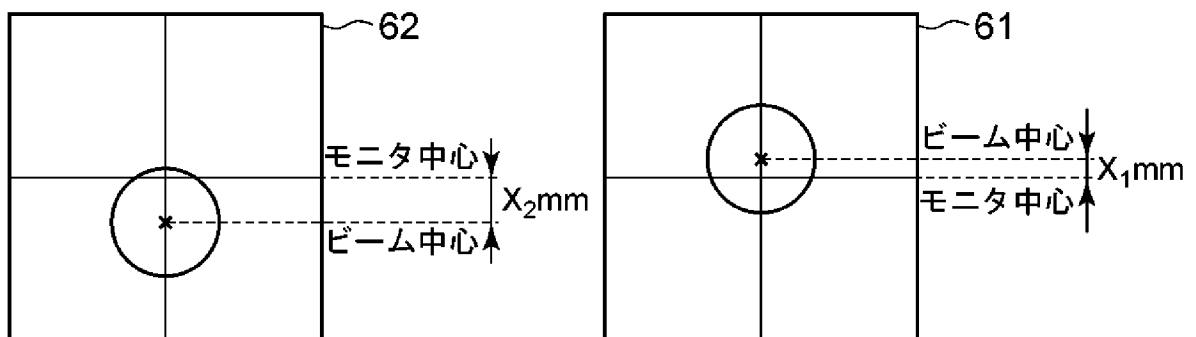
[図1]



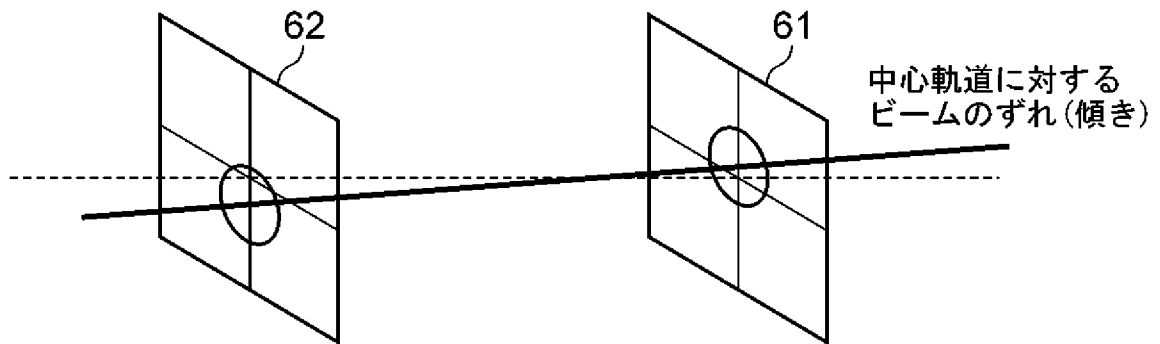
[図2]



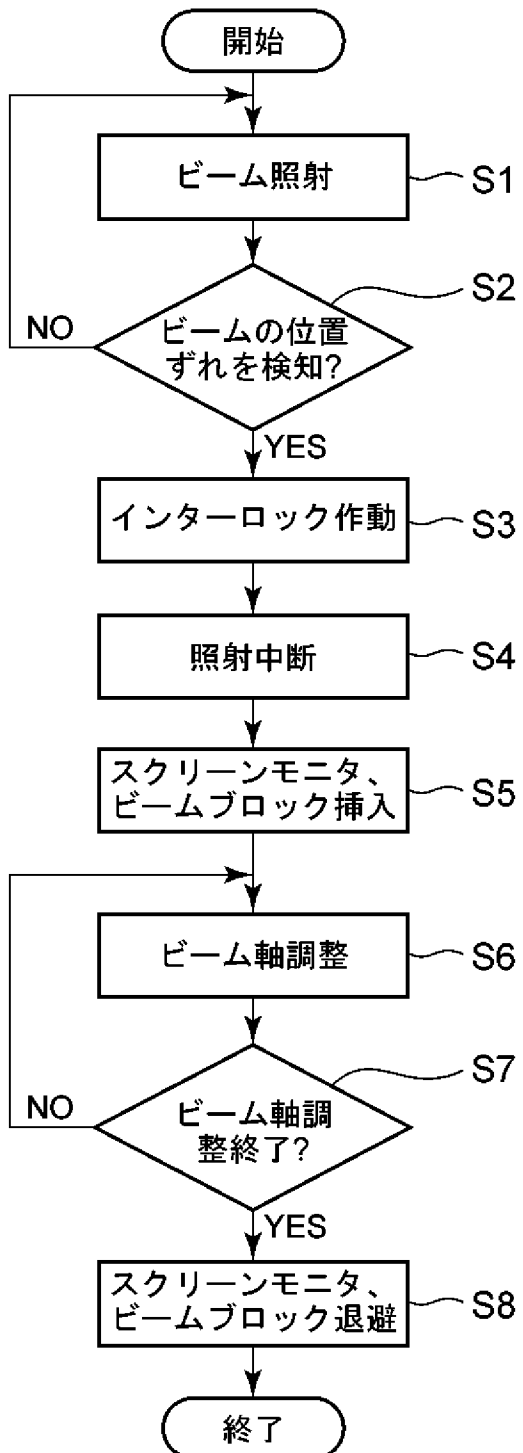
[図3]



[図4]



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/006068

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
G21K5/04(2006.01)i, A61N5/10(2006.01)i, G21K5/00(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)
G21K5/04, A61N5/10, G21K5/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
Y	JP 2003-282300 A (Hitachi, Ltd.), 03 October 2003 (03.10.2003), paragraphs [0001], [0007] to [0098], [0122] to [0129]; fig. 1 to 5, 9 to 10 & US 2003/0183779 A1 & US 2004/0232356 A1 & US 2005/0247890 A1 & EP 1348465 A1 & DE 60301990 D & DE 60301990 T	1-12
Y	' [Kengakusha-yo] Carbon Ion Radiotherapy HIMAC', National Institute of Radiological Sciences, 08 May 2014 (08.05.2014), page 3, [retrieval date 04 February 2015 (04.02.2015)], Internet <URL: http://www.nirs.go.jp/publication/pamphlets/ index.shtml>	1-12

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 24 February 2015 (24.02.15)	Date of mailing of the international search report 03 March 2015 (03.03.15)
--	--

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/JP2014/006068

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	'Sekai Saikosoku 3 Jigen Scanning Shoshaho o Mochiita Chiryō o Kaishi -Nippon Hatsu no Jisedaigata Juryushisen Gan Chiryō, Aratana Tenkai e-', National Institute of Radiological Sciences, 22 June 2011 (22.06.2011), [retrieval date 04 February 2015 (04.02.2015)], Internet <URL:http://www.nirs.go.jp/information/press/2011/06_22.shtml>	1-12
Y	JP 2012-205837 A (Sumitomo Heavy Industries, Ltd.), 25 October 2012 (25.10.2012), paragraphs [0023] to [0048]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1-12
Y	JP 2010-253240 A (Mitsubishi Electric Corp.), 11 November 2010 (11.11.2010), paragraph [0025] (Family: none)	5-6
Y	JP 2002-58750 A (Toshiba Corp.), 26 February 2002 (26.02.2002), paragraphs [0307] to [0327] (Family: none)	11
Y	Hikaru SODA et al., "DEVELOPMENT OF SCANNING IRRADIATION IN GUNMA UNIVERSITY HEAVY ION MEDICAL CENTER", Proceedings of the 11th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, 09 August 2014 (09.08.2014), page 890	1-12
A	JP 2012-64403 A (Hitachi, Ltd.), 29 March 2012 (29.03.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G21K5/04(2006.01)i, A61N5/10(2006.01)i, G21K5/00(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. G21K5/04, A61N5/10, G21K5/00		
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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
Y	JP 2003-282300 A (株式会社日立製作所) 2003. 10. 03, 段落[0001], [0007]-[0098], [0122]-[0129], 図 1-5, 9-10 & US 2003/0183779 A1 & US 2004/0232356 A1 & US 2005/0247890 A1 & EP 1348465 A1 & DE 60301990 D & DE 60301990 T	1-12
Y	「[見学者用] 重粒子線がん治療 HIMAC」, 放射線医科学総合研究所, 2014. 05. 08, 第 3 頁, [検索日 2015. 02. 04], インターネット <URL : http://www.nirs.go.jp/publication/pamphlets/index.shtml >	1-12
<input checked="" type="checkbox"/> C 欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 24. 02. 2015	国際調査報告の発送日 03. 03. 2015	
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) 村川 雄一 電話番号 03-3581-1101 内線 3273	21 3608

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	「世界最高速3次元スキヤニング照射法を用いた治療を開始-日本発の次世代型重粒子線がん治療, 新たな展開へ-」, 放射線医科学総合研究所, 2011.06.22, [検索日 2015.02.04], インターネット <URL : http://www.nirs.go.jp/information/press/2011/06_22.shtml >	1-12
Y	JP 2012-205837 A (住友重機械工業株式会社) 2012.10.25, 段落[0023]-[0048], 図1-4 (ファミリーなし)	1-12
Y	JP 2010-253240 A (三菱電機株式会社) 2010.11.11, 段落[0025] (ファミリーなし)	5-6
Y	JP 2002-58750 A (株式会社東芝) 2002.02.26, 段落[0307]-[0327] (ファミリーなし)	11
Y	想田光 他18名, 「群馬大学重粒子線医学研究センターでのスキヤニング照射開発」, 第11回日本加速器学会年会プロシーディングス, 2014.08.09, 第890頁	1-12
A	JP 2012-64403 A (株式会社日立製作所) 2012.03.29, 全文全図 (ファミリーなし)	1-12