

(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
2018年10月4日(04.10.2018)



(10) 国際公開番号

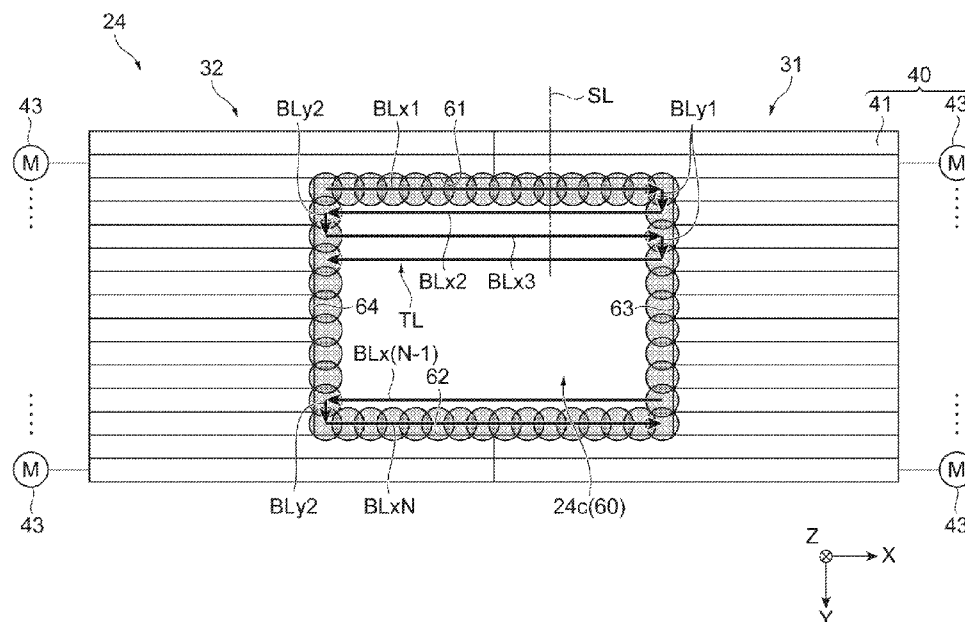
WO 2018/181595 A1

- (51) 国際特許分類:
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/013005
- (22) 国際出願日: 2018年3月28日(28.03.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2017-070937 2017年3月31日(31.03.2017) JP
- (71) 出願人: 住友重機械工業株式会社 (SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES, LTD.) [JP/JP]; 〒1416025 東京都品川区大崎二丁目1番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 宮下 拓也 (MIYASHITA Takuya); 〒7928588 愛媛県新居浜市惣開町5番2号 住友重機械工業株式会社愛媛製造所内 Ehime (JP).
- (74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外 (HASEGAWA Yoshiki et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目1番1号丸の内 M Y P L A Z A (明治安田生命ビル) 9階 創英国際特許法律事務所 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,

(54) Title: CHARGED PARTICLE BEAM TREATMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 荷電粒子線治療装置

[図4]



(57) **Abstract:** This charged particle beam treatment device is provided with: an accelerator which accelerates charged particles and emits a charged particle beam; a radiating unit which uses a scanning method to radiate the charged particle beam toward an object to be irradiated; a collimator which defines a radiation field of the charged particle beam to match the shape of the object to be irradiated; and a control unit which controls the radiating unit. When radiating the charged particle beam at a peripheral edge portion of the radiation field defined by the collimator, the control unit modulates the



KN, KP, KR, KW, 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).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

charged particle beam to have a higher dose than when radiating the charged particle beam at other parts of the radiation field.

(57) 要約: 荷電粒子線治療装置は、荷電粒子を加速して荷電粒子線を出射する加速器と、被照射体に対してスキャニング方式により荷電粒子線を照射する照射部と、被照射体の形状に合わせて荷電粒子線の照射野を規定するコリメータと、照射部を制御する制御部と、を備え、制御部は、コリメータで規定された照射野の周縁部に荷電粒子線を照射するときは、照射野における他の部分に荷電粒子線を照射するときよりも高い線量の荷電粒子線に変調する。

明 細 書

発明の名称：荷電粒子線治療装置

技術分野

[0001] 本発明は、荷電粒子線治療装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、患者の患部に荷電粒子線を照射することによって治療を行う荷電粒子線治療装置として、例えば、特許文献1に記載された装置が知られている。特許文献1に記載の荷電粒子線治療装置では、加速器で加速された荷電粒子線を照射部からスキャン方式によって照射している。この荷電粒子線治療装置は、コリメータを用いて一部の不要な荷電粒子線を遮蔽した上で、被照射体の形状に合わせた照射野にて荷電粒子線の照射を行っている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2014-208307号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ここで、上述のような荷電粒子線治療装置においては、照射野の周縁部に照射される荷電粒子線の一部をコリメータで遮蔽するため、ペナブラ（横方向の線量分布の切れ）を改善することができる。その一方、コリメータで照射野の周縁部における荷電粒子線を遮蔽することで、照射野の周縁部における線量が低下し、被照射体に対する荷電粒子線の線量分布の平坦度（照射野全体における線量分布の平坦度）が低下するという問題がある。

[0005] そこで本発明は、ペナブラの改善と、線量分布の平坦度の確保を両立することができる荷電粒子線治療装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 上記課題を解決するため、本発明に係る荷電粒子線治療装置は、荷電粒子を加速して荷電粒子線を出射する加速器と、被照射体に対してスキャン

方式により荷電粒子線を照射する照射部と、被照射体の形状に合わせて荷電粒子線の照射野を規定するコリメータと、照射部を制御する制御部と、を備え、制御部は、コリメータで規定された照射野の周縁部に荷電粒子線を照射するときは、照射野における他の部分に荷電粒子線を照射するときよりも高い線量の荷電粒子線に変調する。

[0007] 本発明の一形態に係る荷電粒子線治療装置では、照射部から被照射体に対してスキャン方式により照射される荷電粒子線の照射野をコリメータで規定することができる。すなわち、照射野の周縁部に照射される荷電粒子線の一部をコリメータで遮蔽することができる。このように、コリメータを用いることにより、ペナブラ（横方向の線量分布の切れ）を改善することができる。更に、制御部は、コリメータで規定された照射野の周縁部に荷電粒子線を照射するときは、照射野における他の部分に荷電粒子線を照射するときよりも高い線量の荷電粒子線に変調する。従って、照射野の周縁部では、変調によって荷電粒子線自体の線量が高くなっているためペナブラが改善されながらも線量分布の平坦度が低下するが、照射野の周縁部の荷電粒子線の一部をコリメータで遮蔽することで線量分布を平坦化させることができる。以上により、ペナブラの改善と、線量分布の平坦度の確保を両立することができる。

[0008] 荷電粒子線治療装置において、変調された荷電粒子線の線量分布において、当該線量分布の頂点に対応する位置を第1の位置とし、他の部分に照射される荷電粒子線の線量分布の頂点と同じ線量に対応する位置を第2の位置とした場合、コリメータは、第1の位置より外周側の位置であって、第1の位置と第2の間の位置で、変調した荷電粒子線を遮蔽してよい。これにより、コリメータは、照射野の周縁部にて変調された荷電粒子線の一部を適切な位置にて遮蔽することができる。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、ペナブラの改善と、線量分布の平坦度の確保を両立することができる荷電粒子線治療装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

- [0010] [図1]本発明の一実施形態に係る荷電粒子線治療装置の概略構成図である。
- [図2]図1の荷電粒子線治療装置の照射部付近の概略構成図である。
- [図3]腫瘍に対して設定された層を示す図である。
- [図4]マルチリーフコリメータを照射軸方向から見た図である。
- [図5]図4に示す照射野の周縁部付近での荷電粒子線の線量分布を示すグラフである。
- [図6]比較例に係る荷電粒子線治療装置の照射野の周縁部付近での荷電粒子線の線量分布を示すグラフである。

発明を実施するための形態

- [0011] 以下、添付図面を参照しながら本発明の一実施形態に係る荷電粒子線治療装置について説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。
- [0012] 図1に示されるように、本発明の一実施形態に係る荷電粒子線治療装置1は、放射線療法によるがん治療等に利用される装置であり、イオン源（不図示）で生成した荷電粒子を加速して荷電粒子線として出射する加速器3と、荷電粒子線を被照射体へ照射する照射部2と、加速器3から出射された荷電粒子線を照射部2へ輸送するビーム輸送ライン21と、を備えている。照射部2は、治療台4を取り囲むように設けられた回転ガントリ5に取り付けられている。照射部2は、回転ガントリ5によって治療台4の周りに回転可能とされている。
- [0013] 図2は、図1の荷電粒子線治療装置の照射部付近の概略構成図である。なお、以下の説明においては、「X軸方向」、「Y軸方向」、「Z軸方向」という語を用いて説明する。「Z軸方向」とは、荷電粒子線Bの基軸AXが延びる方向であり、荷電粒子線Bの照射の深さ方向である。なお、「基軸AX」とは、後述の走査電磁石6で偏向しなかった場合の荷電粒子線Bの照射軸とする。図2では、基軸AXに沿って荷電粒子線Bが照射されている様子を示している。「X軸方向」とは、Z軸方向と直交する平面内における一の方

向である。「Y軸方向」とは、Z軸方向と直交する平面内においてX軸方向と直交する方向である。

[0014] まず、図2を参照して、本実施形態に係る荷電粒子線治療装置1の概略構成について説明する。荷電粒子線治療装置1はスキャニング法に係る照射装置である。なお、スキャニング方式は特に限定されず、ラインスキャニング、ラスタースキャニング、スポットスキャニング等を採用してよい。図2に示されるように、荷電粒子線治療装置1は、加速器3と、照射部2と、ビーム輸送ライン21と、制御部7と、を備えている。

[0015] 加速器3は、荷電粒子を加速して予め設定されたエネルギーの荷電粒子線Bを出射する装置である。加速器3として、例えば、サイクロトロン、シンクロトロン、シンクロサイクロトロン、ライナック等が挙げられる。なお、加速器3として予め定めたエネルギーの荷電粒子線Bを出射するサイクロトロンを採用する場合、エネルギー調整部20を採用することで、照射部2へ送られる荷電粒子線のエネルギーを調整（低下）させることが可能となる。なお、シンクロトロンは出射する荷電粒子線のエネルギーを容易に変更できるため、加速器3としてシンクロトロンを採用する場合には、エネルギー調整部20を省略してもよい。この加速器3は、制御部7に接続されており、供給される電流が制御される。加速器3で発生した荷電粒子線Bは、ビーム輸送ライン21によって照射ノズル9へ輸送される。ビーム輸送ライン21は、加速器3と、エネルギー調整部20と、照射部2と、を接続し、加速器3から出射された荷電粒子線を照射部2へ輸送する。

[0016] 照射部2は、患者15の体内の腫瘍（被照射体）14に対し、荷電粒子線Bを照射するものである。荷電粒子線Bとは、電荷をもった粒子を高速に加速したものであり、例えば陽子線、重粒子（重イオン）線、電子線等が挙げられる。具体的に、照射部2は、イオン源（不図示）で生成した荷電粒子を加速する加速器3から出射されてビーム輸送ライン21で輸送された荷電粒子線Bを腫瘍14へ照射する装置である。照射部2は、走査電磁石6、四極電磁石8、プロファイルモニタ11、ドーズモニタ12、ポジションモニタ

13a, 13b、マルチリーフコリメータ24、及びディグレーダ30を備えている。走査電磁石6、各モニタ11, 12, 13a, 13b、四極電磁石8、及びディグレーダ30は、照射ノズル9に收容されている。このように、收容体に各主構成要素を收容した照射ノズル9によって照射部2が構成されている。なお、四極電磁石8、プロファイルモニタ11、ドーズモニタ12、ポジションモニタ13a, 13b、及びディグレーダ30は省略してもよい。

[0017] 走査電磁石6は、X軸方向走査電磁石6a及びY軸方向走査電磁石6bを含む。X軸方向走査電磁石6a及びY軸方向走査電磁石6bは、それぞれ一对の電磁石から構成され、制御部7から供給される電流に応じて一对の電磁石間の磁場を変化させ、当該電磁石間を通過する荷電粒子線Bを走査する。X軸方向走査電磁石6aは、X軸方向に荷電粒子線Bを走査し、Y軸方向走査電磁石6bは、Y軸方向に荷電粒子線Bを走査する。これらの走査電磁石6は、基軸AX上であって、加速器3よりも荷電粒子線Bの下流側にこの順で配置されている。

[0018] 四極電磁石8は、X軸方向四極電磁石8a及びY軸方向四極電磁石8bを含む。X軸方向四極電磁石8a及びY軸方向四極電磁石8bは、制御部7から供給される電流に応じて荷電粒子線Bを絞って収束させる。X軸方向四極電磁石8aは、X軸方向において荷電粒子線Bを収束させ、Y軸方向四極電磁石8bは、Y軸方向において荷電粒子線Bを収束させる。四極電磁石8に供給する電流を変化させて絞り量（収束量）を変化させることにより、荷電粒子線Bのビームサイズを変化させることができる。四極電磁石8は、基軸AX上であって加速器3と走査電磁石6との間にこの順で配置されている。なお、ビームサイズとは、XY平面における荷電粒子線Bの大きさである。また、ビーム形状とは、XY平面における荷電粒子線Bの形状である。

[0019] プロファイルモニタ11は、初期設定の際の位置合わせのために、荷電粒子線Bのビーム形状及び位置を検出する。プロファイルモニタ11は、基軸AX上であって四極電磁石8と走査電磁石6との間に配置されている。ドー

ズモニタ 12 は、荷電粒子線 B の線量を検出する。ドーズモニタ 12 は、基軸 A X 上であって走査電磁石 6 に対して下流側に配置されている。ポジションモニタ 13 a, 13 b は、荷電粒子線 B のビーム形状及び位置を検出監視する。ポジションモニタ 13 a, 13 b は、基軸 A X 上であって、ドーズモニタ 12 よりも荷電粒子線 B の下流側に配置されている。各モニタ 11, 12, 13 a, 13 b は、検出した検出結果を制御部 7 に出力する。

[0020] ディグレーダ 30 は、通過する荷電粒子線 B のエネルギーを低下させて当該荷電粒子線 B のエネルギーの微調整を行う。本実施形態では、ディグレーダ 30 は、照射ノズル 9 の先端部 9 a に設けられている。なお、照射ノズル 9 の先端部 9 a とは、荷電粒子線 B の下流側の端部である。

[0021] マルチリーフコリメータ 24 は、照射軸方向と垂直な平面方向における荷電粒子線 B の照射野 60 を規定するものであり、複数の櫛歯を含む遮線部 24 a, 24 b を有している。遮線部 24 a, 24 b は、互いに突き合わせるように配置されており、これらの遮線部 24 a, 24 b 間には、開口部 24 c が形成されている。当該開口部 24 c によって照射野 60 が規定される。マルチリーフコリメータ 24 は、開口部 24 c に荷電粒子線 B を通過させることで、荷電粒子線 B のうち、照射野 60 の周縁部に照射された部分を遮蔽する。

[0022] また、マルチリーフコリメータ 24 は、Z 軸方向と直交する方向に遮線部 24 a, 24 b を進退させることで、開口部 24 c、すなわち照射野 60 の位置及び形状を変化することが可能となっている。さらに、マルチリーフコリメータ 24 は、リニアガイド 28 で照射軸方向に沿って案内されており、Z 軸方向に沿って移動可能になっている。このマルチリーフコリメータ 24 は、モニタ 4 b の下流側に配置されている。

[0023] より具体的には、図 4 に示すように、マルチリーフコリメータ 24 は、X 軸方向で対向する一対のリーフ群 31, 32 を有している。一対のリーフ群 31, 32 は、基準軸 A に直交する XY 平面において、基準軸 A を挟んで X 軸方向で対向する。一対のリーフ群 31, 32 は、それぞれ X 軸方向に独立

して進退可能な多数のリーフ 4 1 を含むリーフ部材 4 0 から構成されている。

[0024] リーフ部材 4 0 は、リーフ 4 1 と、リーフ 4 1 を移動させるリーフ駆動部 4 3 と、を有する。リーフ部材 4 0 は、リーフ群 3 1 に含まれるリーフ部材 4 0 のリーフ 4 1 と、リーフ群 3 2 に含まれるリーフ部材 4 0 のリーフ 4 1 と、が互いに対向するように、XY 平面に沿って配置される。

[0025] リーフ 4 1 は、X 軸方向に沿って延びる長方形板状の部材である。リーフ 4 1 は、荷電粒子線 B の遮蔽に用いられる部材であることから、荷電粒子線 B を遮蔽可能な材料により製造される。荷電粒子線 B を遮蔽可能な材料としては、真鍮、銅、タンタル、モリブデン、鉄等が挙げられるが、加工性の良さやコストの観点から真鍮又は鉄製とすることが好ましい。

[0026] リーフ駆動部 4 3 は、制御部 7 からの信号に基づいて、各リーフ 4 1 を X 軸方向に駆動させて、要求された位置に配置させる。制御部 7 は、照射軸方向から見た場合の腫瘍 1 4 の形状に合わせて、マルチリーフコリメータ 2 4 の開口部 2 4 c の形状を設定する。本実施形態では、スキャニング法によって荷電粒子線 B が照射される。従って、マルチリーフコリメータ 2 4 は、後述の層 L_n に対する荷電粒子線 B の照射を行っているときは、当該層 L_n に対するビーム軌道 TL (図 3 (b) 参照) に対応する形状の照射野 6 0 を形成する。なお、マルチリーフコリメータ 2 4 の動作の詳細については、後述する。

[0027] 制御部 7 は、例えば CPU、ROM、及び RAM 等により構成されている。この制御部 7 は、各モニタ 1 1, 1 2, 1 3 a, 1 3 b から出力された検出結果に基づいて、加速器 3、走査電磁石 6、四極電磁石 8、及びマルチリーフコリメータ 2 4 を制御する。

[0028] また、荷電粒子線治療装置 1 の制御部 7 は、荷電粒子線治療の治療計画を行う治療計画装置 1 0 0 と接続されている。治療計画装置 1 0 0 は、治療前に患者 1 5 の腫瘍 1 4 を CT 等で測定し、腫瘍 1 4 の各位置における線量分布 (照射すべき荷電粒子線の線量分布) を計画する。具体的には、治療計画

装置 100 は、腫瘍 14 に対して治療計画マップを作成する。治療計画装置 100 は、作成した治療計画マップを制御部 7 へ送信する。

[0029] スキャニング法による荷電粒子線の照射を行う場合、腫瘍 14 を Z 軸方向に複数の層に仮想的に分割し、一の層において荷電粒子線を治療計画において定めた走査経路に従うように走査して照射する。そして、当該一の層における荷電粒子線の照射が完了した後に、隣接する次の層における荷電粒子線 B の照射を行う。

[0030] 図 2 に示す荷電粒子線治療装置 1 により、スキャニング法によって荷電粒子線 B の照射を行う場合、通過する荷電粒子線 B が収束するように四極電磁石 8 を作動状態（ON）とする。

[0031] 続いて、加速器 3 から荷電粒子線 B を出射する。出射された荷電粒子線 B は、走査電磁石 6 の制御によって治療計画において定めた走査経路に従うように走査される。これにより、荷電粒子線 B は、腫瘍 14 に対して Z 軸方向に設定された一の層における照射範囲内を走査されつつ照射されることとなる。また、マルチリーフコリメータ 24 は、制御部 7 の制御信号に基づき、走査経路の周縁部を走査している荷電粒子線 B の一部を遮蔽するように、開口部 24 c を形成する。一の層に対する照射が完了したら、次の層へ荷電粒子線 B を照射する。

[0032] 制御部 7 の制御に応じた走査電磁石 6 の荷電粒子線照射イメージについて、図 3（a）及び（b）を参照して説明する。図 3（a）は、深さ方向において複数の層に仮想的にスライスされた被照射体を、図 3（b）は、深さ方向から見た一の層における荷電粒子線の走査イメージを、それぞれ示している。

[0033] 図 3（a）に示すように、被照射体は照射の深さ方向において複数の層に仮想的にスライスされており、本例では、深い（荷電粒子線 B の飛程が長い）層から順に、層 L_1 、層 L_2 、…層 L_{n-1} 、層 L_n 、層 L_{n+1} 、…層 L_{N-1} 、層 L_N と N 層に仮想的にスライスされている。また、図 3（b）に示すように、荷電粒子線 B は、ビーム軌道 TL（走査経路）を描きながら、連続照射（

ラインスキャニング又はラスタースキャニング) の場合は層 L_n のビーム軌道 TL に沿って連続的に照射され、スポットスキャニングの場合は層 L_n の複数の照射スポットに対して照射される。すなわち、制御部7に制御された照射ノズル9から出射した荷電粒子線 B は、ビーム軌道 TL 上を移動する。

[0034] 次に、図4及び図5を参照して、制御部7による制御内容の詳細について説明する。なお、理解を容易とするために、図4では照射対象に係る層 L_n のビーム軌道 TL に対応する照射野60を長方形状にしている。すなわち、照射野60の X 軸方向に延びる周縁部61、62と、 Y 軸方向に延びる周縁部63、64は、いずれも真っ直ぐに延びている。 X 軸方向に延びる周縁部61、62は、リーフ41の X 軸方向に延びる側縁部によって規定される。 Y 軸方向に延びる周縁部63、64は、リーフ41の X 軸方向における端部が、真っ直ぐに複数個並べられることによって規定される。また、本実施形態では、ビーム軌道 TL は、 X 軸方向に真っ直ぐに延びるビームラインと、 Y 軸方向に荷電粒子線 B のスポット一つ分移動するためのビームラインと、を複数組み合わせることで構成されるものとする。

[0035] 具体的には、図4に示すように、ビーム軌道 TL における Y 軸方向の負側の端部には、周縁部61に沿って X 軸方向に延びる X 軸ビームライン $BLx1$ を有する。また、ビーム軌道 TL は、 X 軸ビームライン $BLx1$ に対して Y 軸方向の正側へ所定のピッチで離間した位置には、 X 軸ビームライン $BLx2$ を有し、更に Y 軸方向の正側へ所定のピッチで離間した位置には X 軸ビームライン $BLx3$ を有し、それ以降、同趣旨の X 軸ビームライン $BLxn$ を有する。そして、ビーム軌道 TL は、 Y 軸方向の正側の端部には、周縁部62に沿って X 軸方向に延びる X 軸ビームライン $BLxN$ を有する。

[0036] また、ビーム軌道 TL は、 X 軸ビームライン $BLx1$ の X 軸方向の正側の端部から、 X 軸ビームライン $BLx2$ の X 軸方向の正側の端部へ向かって、周縁部63に沿って Y 軸方向の正側へ延びる Y 軸ビームライン $BLy1$ を有する。また、ビーム軌道 TL は、 X 軸ビームライン $BLx2$ の X 軸方向の負側の端部から、 X 軸ビームライン $BLx3$ の X 軸方向の負側の端部へ向かっ

て、周縁部64に沿ってY軸方向の正側へ延びるY軸ビームライン BL_y2 を有する。ビーム軌道TLは、Y軸方向の他の位置においても、同趣旨のY軸ビームライン BL_y1 、 BL_y2 を有している。

[0037] 制御部7は、上述のようなビーム軌道TLを取得したら、当該ビーム軌道TLに対応する照射野60を規定するために、マルチリーフコリメータ24を駆動させて、開口部24cの形状を調整し、図4に示すような配置にする。そして、制御部7は、照射野60の周縁部61、62、63、64に荷電粒子線Bを照射するときは、照射野60における他の部分に荷電粒子線Bを照射するときよりも高い線量の荷電粒子線Bに変調する。「照射野の周縁部に荷電粒子線を照射するとき」とは、上述の例においては、X軸ビームライン BL_x1 、 BL_xN に対して荷電粒子線Bを照射するとき、及びY軸ビームライン BL_y1 、 BL_y2 に対して荷電粒子線Bを照射するときである。

「照射野における他の部分に荷電粒子線を照射するとき」とは、上述の例においては、X軸ビームライン BL_x2 からX軸ビームライン $BL_x(N-1)$ に対して荷電粒子線Bを照射するときである。なお、図4では、理解を容易とするために、周縁部61、62、63、64に対して照射される荷電粒子線Bのビーム形状のみを示しているが、他のビームラインに対しても、所定の大きさ・形状に設定された荷電粒子線Bが照射される。

[0038] ここで、図5を参照して、図4に示すような、Y軸方向に延びる破線SLに対応する位置に照射される荷電粒子線Bの線量分布について説明する。なお、図5に示す線量分布は、図5の横軸はY軸方向における位置を示し、縦軸は荷電粒子線Bの線量を示す。また、図5の線量分布は、マルチリーフコリメータ24の上面における線量分布を示しているものとする。ただし、実際の荷電粒子線治療装置1の運転時は、各種モニタ12、13a、13bの位置にて、荷電粒子線Bの線量分布が取得される。よって、制御部7は、各種モニタ12、13a、13bの検出結果に基づいて、マルチリーフコリメータ24の位置での線量分布を演算した上で、マルチリーフコリメータ24の制御、及び後述の荷電粒子線Bの線量を変調する制御を行ってよい。また

は、制御部 7 は、各種モニタ 1 2, 1 3 a, 1 3 b の位置における線量分布を用いて所定の演算を行うことで、マルチリーフコリメータ 2 4 の制御、及び後述の荷電粒子線 B の線量を変調する制御を行ってよい。

[0039] 図 5 において、X 軸ビームライン B L x 1 に対する荷電粒子線 B の線量分布は「M 1」で示され、X 軸ビームライン B L x 2 に対する荷電粒子線 B の線量分布は「M 2」で示され、X 軸ビームライン B L x 3 に対する荷電粒子線 B の線量分布は「M 3」で示されている。

[0040] 線量分布 M 1 の頂点 T P 1 は、線量分布 M 2 の頂点 T P 2 よりも所定のピッチ分だけ、Y 軸方向の負側の位置 P 1 に位置している。また、線量分布 M 1 の頂点 T P 1 における線量 S T 1（すなわち、線量分布 M 1 の線量のピーク）は、線量分布 M 2 の頂点 T P 2 における線量 S T 2 よりも大きい。線量分布 M 3 の頂点 T P 3 は、線量分布 M 2 の頂点 T P 2 よりも所定のピッチ分だけ、Y 軸方向の正側に位置している点以外は、線量分布 M 2 と同様の分布となる。すなわち、線量分布 M 3 の頂点 T P 3 における線量は、線量分布 M 2 と同じく線量 S T 2 となる。なお、X 軸ビームライン B L x 3 以降の X 軸ビームラインに対する荷電粒子線 B の線量分布は、頂点の位置が異なる点以外は、線量分布 M 2, M 3 と同形状の分布となる。

[0041] 以上のように、照射野 6 0 の周縁部 6 1 に対して照射される荷電粒子線 B（以降、「変調された荷電粒子線」と称する場合がある）は、照射野 6 0 における他の部分に対して照射される荷電粒子線 B（以降、「通常時の荷電粒子線」と称する場合がある）よりも高い線量に変調されているため、線量分布 M 1 は、他の線量分布 M 2, M 3 よりも大きな分布となり、ピークにおける線量も大きい。変調された荷電粒子線 B の線量のピークの大きさは特に限定されないが、例えば、通常時の荷電粒子線 B の線量のピークに比べて 1 0 5 ~ 2 0 0 % 程度の大きさで変調されてよい。各ビームラインにおける荷電粒子線 B の線量分布が上述のように設定されることにより、個々の線量分布を合計した全体の線量分布 T M は、周縁部付近で下降する前に、局所的にピークを有する（図 5 及び図 6 において A で示す）。

[0042] 上述のような線量分布を描く荷電粒子線Bに対するマルチリーフコリメータ24の配置について説明する。図5において、変調された荷電粒子線Bの線量分布M1において、当該線量分布M1の頂点TP1に対応する位置を第1の位置P1とする。線量分布M1において、他の部分に照射される荷電粒子線Bの線量分布M2、M3の頂点TP2、TP3と同じ線量ST2に対応する位置を第2の位置P2とする。なお、第2の位置P2は、Y軸方向の正側と負側にそれぞれ設定されるが、ここでは負側（すなわち外周側の位置）に設定されるものを指すものとする。このように規定した場合、マルチリーフコリメータ24は、第1の位置P1より外周側の位置であって、第1の位置P1と第2の位置P2との間の位置で、変調した荷電粒子線Bを遮蔽する。すなわち、第1の位置P1と第2の位置P2との間の領域を領域E1とした場合、リーフ41の側縁部は、領域E1の何れかの位置に配置される。リーフ41の側縁部の位置を位置PCとした場合、線量分布TMのうち、当該位置PCよりも負側の領域E2の線量は遮蔽される。また、制御部7は、当該位置にリーフ41が配置されるように、マルチリーフコリメータ24の開口部24cの形状を調整する。あるいは、制御部7は、当該位置にリーフ41が配置されるように、X軸ビームラインBLx1の位置を微調整してもよい。

[0043] 制御部7は、荷電粒子線Bの線量の変調を行うとき、連続照射（ラインスキャンニング又はラスタスキャンニング）の場合は、X軸ビームラインBLx1上を移動する荷電粒子線Bの速度を、他のビームラインに比して遅くすればよい。これによって、X軸ビームラインBLx1に荷電粒子線Bが照射される時間が、他のビームラインに比して長くなり、大きな線量分布を得ることができる。また、制御部7は、スポットスキャンニングの場合は、X軸ビームラインBLx1上に設定された各照射スポットでの照射時間を長くすることで、荷電粒子線Bの線量の変調を行ってよい。その他、イオン源から出力するイオンの量を増やすことによって荷電粒子線Bの線量の変調を行ってもよい。

- [0044] なお、図5では、照射野60のうち周縁部61付近での線量分布を例にして説明したが、周縁部62においても同趣旨の制御が行われる。また、周縁部63、64付近では、制御部7は、Y軸ビームライン BL_y1 、 BL_y2 に対する荷電粒子線Bの線量が、X軸ビームライン $BL_x2 \sim BL_x(N-1)$ に対する荷電粒子線Bよりも高くなるように変調を行う。
- [0045] 次に、本実施形態に係る荷電粒子線治療装置1の作用・効果について説明する。
- [0046] まず、比較例1に係る荷電粒子線治療装置として、コリメータを有さず、且つ、照射野の周縁部で荷電粒子線Bの線量の変調を行わないものについて説明する。このような比較例1に係る荷電粒子線治療装置では、図6(b)に示すように、いずれの照射位置における線量分布 $M1$ 、 $M2$ 、 $M3$ も同様な形状となる。この場合、合計の線量分布 TM は、照射野の周縁部付近において、緩やかに低下して行くようなグラフを描く。従って、横方向の線量分布の切れを示すペナンプラ（図において「 $T2$ 」で示す）が大きくなるという問題が生じる。
- [0047] これに対し、比較例2に係る荷電粒子線治療装置として、コリメータで照射野を規定するが、照射野の周縁部で荷電粒子線Bの線量の変調を行わないものについて説明する。この場合、図6(b)に示すように、コリメータの側縁部の位置 PC よりも外周側の領域 $E2$ における合計の線量分布 TM が遮蔽される。これによって、周縁部付近で急激に線量が低下するので、ペナンプラを低下させることができる。しかしながら、このような比較例2に係る荷電粒子線治療装置では、周縁部付近の線量が遮蔽されるため、当該箇所では急激に線量が低下することに起因して、照射野に対する線量分布の平坦度が低下してしまう場合がある。すなわち、コリメータの位置で荷電粒子線Bを遮蔽した後も、コリメータを通過した当該荷電粒子線Bは、下流側まで進行して、腫瘍の層 L_n へ照射される。このとき、照射対象となる層 L_n の周縁部付近での線量分布が、コリメータでの遮蔽に起因して落ち込むことにより、線量分布の平坦度が低下する場合がある。

[0048] また、比較例 3 に係る荷電粒子線照射装置として、コリメータでの照射野の規定を行わず、照射野の周縁部で荷電粒子線 B の線量の変調を行うものについて説明する。この場合、図 6 (a) に示すように、周縁部に対する線量分布 M 1 が大きくなることで、合計に係る線量分布 T M が、周縁部付近で急激に立ち上がることで、ペナンプラを低下させることができる（図において「T 1」で示す）。その一方、合計に係る線量分布 T M が周縁部付近でピーク（図において A で示す）を有する場合がある。これによって、局所的に線量が大きくなることに起因して、線量分布の平坦度が低下する場合がある。

[0049] 一方、本実施形態に係る荷電粒子線治療装置 1 では、照射部 2 から腫瘍 14 に対してスキャニング方式により照射される荷電粒子線 B の照射野 60 をマルチリーフコリメータ 24 で規定することができる。すなわち、照射野 60 の周縁部に照射される荷電粒子線 B の一部をコリメータで遮蔽することができる。このように、マルチリーフコリメータ 24 を用いることにより、ペナンプラ（横方向の線量分布の切れ）を改善することができる。更に、制御部 7 は、マルチリーフコリメータ 24 で規定された照射野 60 の周縁部に荷電粒子線 B を照射するときは、照射野 60 における他の部分に荷電粒子線 B を照射するときよりも高い線量の荷電粒子線 B に変調する。従って、照射野 60 の周縁部では、変調によって荷電粒子線 B 自体の線量が高くなっているためペナンプラが改善されながらも線量分布の平坦度が低下するが、照射野の周縁部の荷電粒子線 B の一部をマルチリーフコリメータ 24 で遮蔽することで線量分布を平坦化させることができる。以上により、ペナンプラの改善と、線量分布の平坦度の確保を両立することができる。

[0050] 荷電粒子線治療装置 1 において、変調された荷電粒子線 B の線量分布 M 1 において、当該線量分布 M 1 の頂点 T P 1 に対応する位置を第 1 の位置 P 1 とし、他の部分に照射される荷電粒子線 B の線量分布 M 2, M 3 の頂点 T P 2, T P 3 と同じ線量 S T 2 に対応する位置を第 2 の位置 P 2 とする。この場合、マルチリーフコリメータ 24 は、第 1 の位置 P 1 より外周側の位置であって、第 1 の位置 P 1 と第 2 の位置 P 2 との間の位置で、変調した荷電粒

子線Bを遮蔽する。例えば、位置P 1よりも内周側で荷電粒子線Bの遮蔽を行う場合、線量分布M 1の頂点T P 1の線量も遮蔽することとなる。この場合、荷電粒子線Bを変調したことによる効果が低減する。また、第2の位置P 2よりも外周側で荷電粒子線Bの遮蔽を行う場合、遮蔽される線量の量が少なくなりすぎることで、マルチリーフコリメータ2 4を用いる事による効果が減少する。従って、第1の位置P 1と第2の位置P 2との間の位置で、変調した荷電粒子線Bを遮蔽することで、荷電粒子線Bの変調による効果、及びマルチリーフコリメータ2 4を用いることによる効果を両立させることが可能になる。以上により、マルチリーフコリメータ2 4は、照射野6 0の周縁部にて変調された荷電粒子線Bの一部を適切な位置にて遮蔽することができる。

[0051] 本発明は上述の実施形態に限定されるものではない。

[0052] 例えば、図4に示す照射野の形状は一例に過ぎず、腫瘍1 4の形状に合わせてあらゆる形状の照射野が規定されてよい。

[0053] また、図4に示すマルチリーフコリメータの構造は一例に過ぎず、照射野を規定できるものであれば、あらゆるタイプのコリメータを採用してもよい。

[0054] なお、線量の変調によって荷電粒子線の線量を高くする位置は、照射野の最も外側の位置に限らず、照射野の内側の複数の位置における線量を高くしてもよい。例えば、図5に示す線量分布M 1のみの線量を高くするのではなく、例えば線量分布M 2などの線量を高くしてもよい。

符号の説明

[0055] 1…荷電粒子線治療装置、2…照射部、3…加速器、7…制御部、1 4…腫瘍（被照射体）、2 4…マルチリーフコリメータ。

請求の範囲

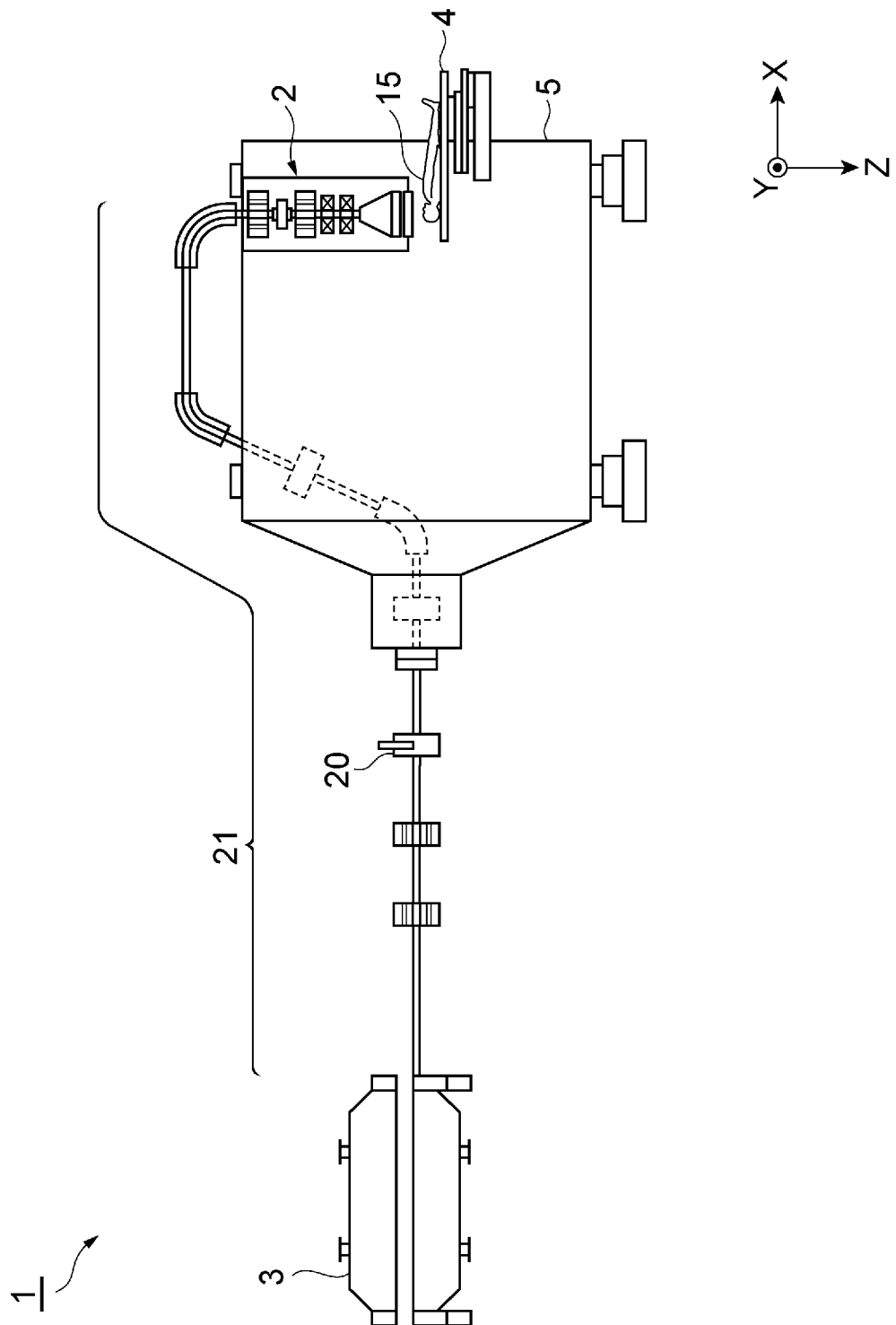
[請求項1]

荷電粒子を加速して荷電粒子線を出射する加速器と、
被照射体に対してスキャン方式により前記荷電粒子線を照射する照射部と、
前記被照射体の形状に合わせて前記荷電粒子線の照射野を規定するコリメータと、
前記照射部を制御する制御部と、を備え、
前記制御部は、前記コリメータで規定された前記照射野の周縁部に前記荷電粒子線を照射するときは、前記照射野における他の部分に前記荷電粒子線を照射するときよりも高い線量の前記荷電粒子線に変調する、荷電粒子線治療装置。

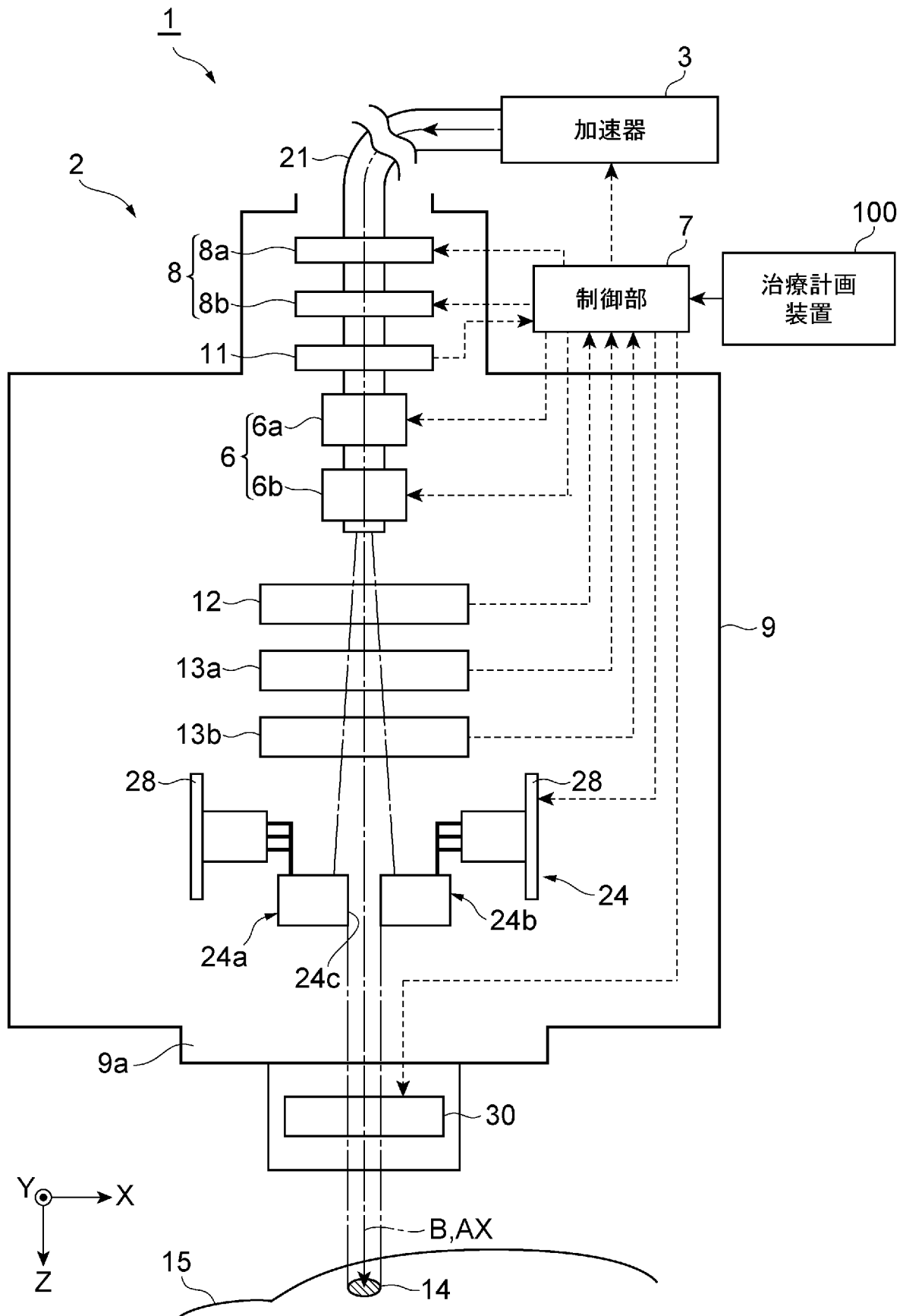
[請求項2]

変調された前記荷電粒子線の線量分布において、当該線量分布の頂点に対応する位置を第1の位置とし、前記他の部分に照射される前記荷電粒子線の線量分布の頂点と同じ線量に対応する位置を第2の位置とした場合、
前記コリメータは、前記第1の位置より外周側の位置であって、前記第1の位置と前記第2の位置との間の位置で、変調した前記荷電粒子線を遮蔽する、請求項1に記載の荷電粒子線治療装置。

[図1]

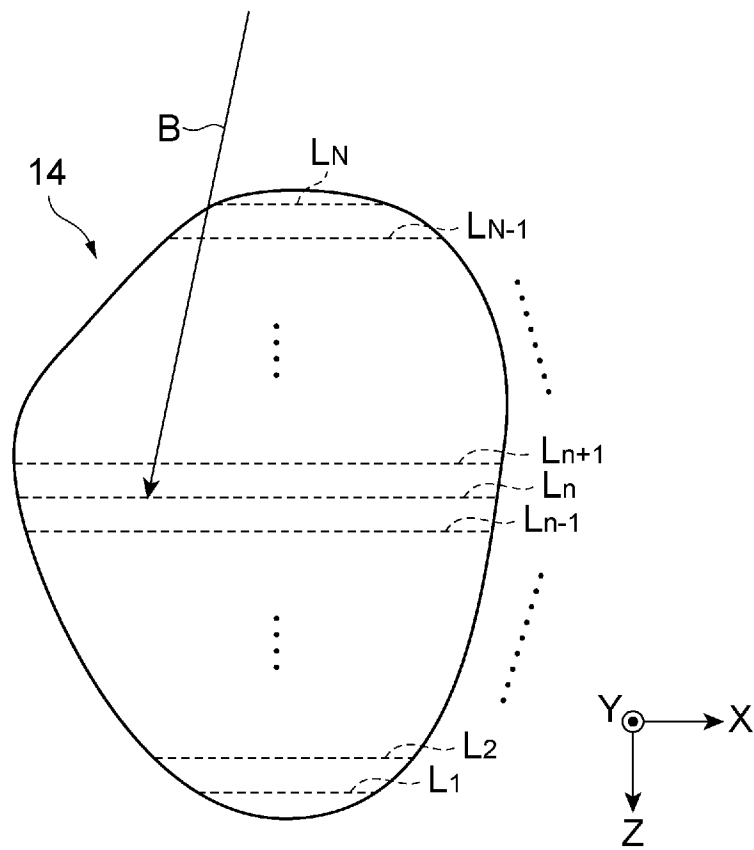


[図2]

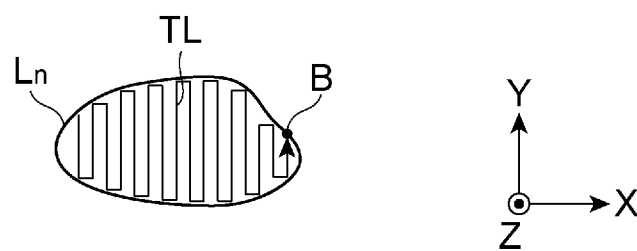


[図3]

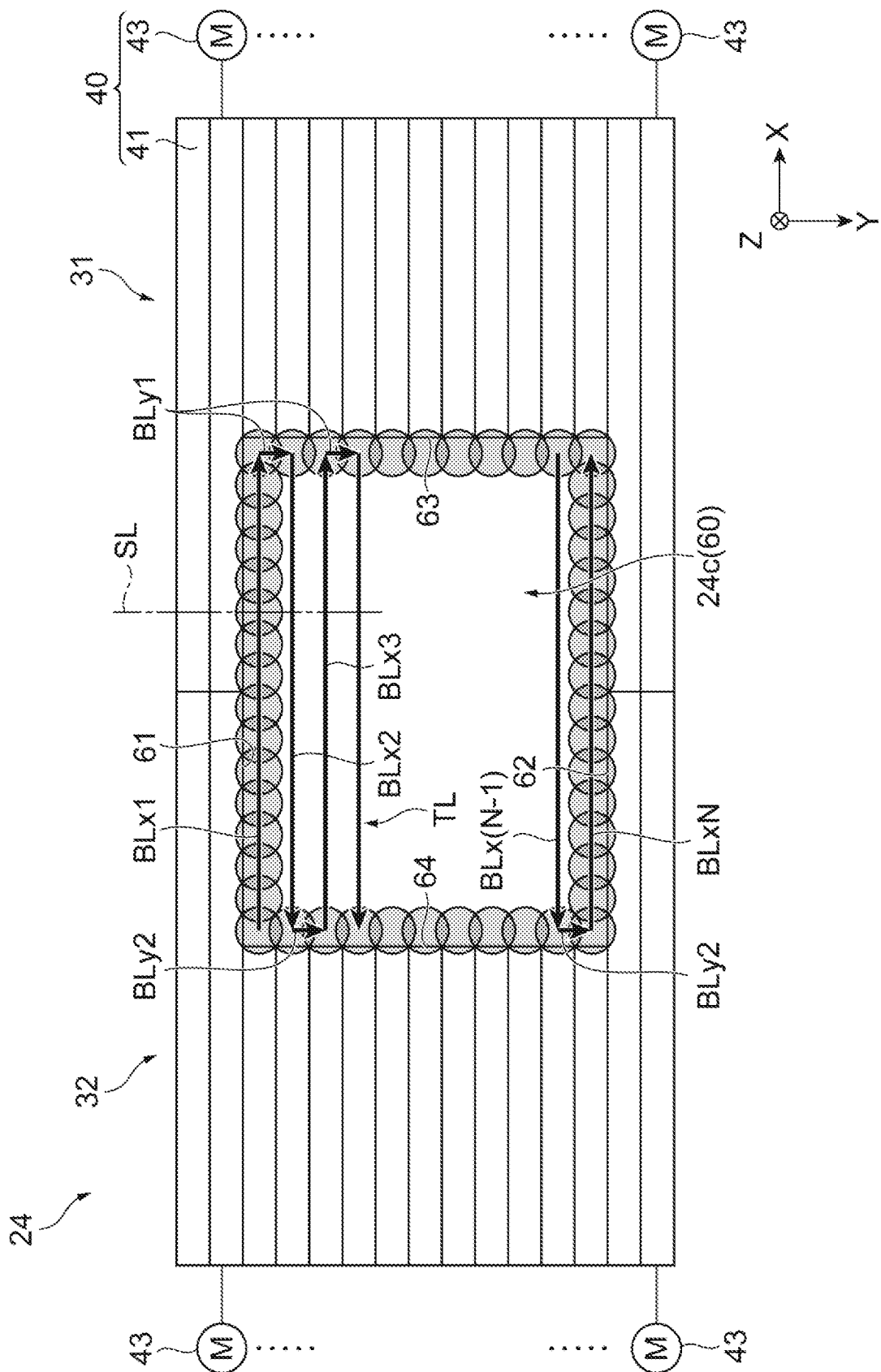
(a)



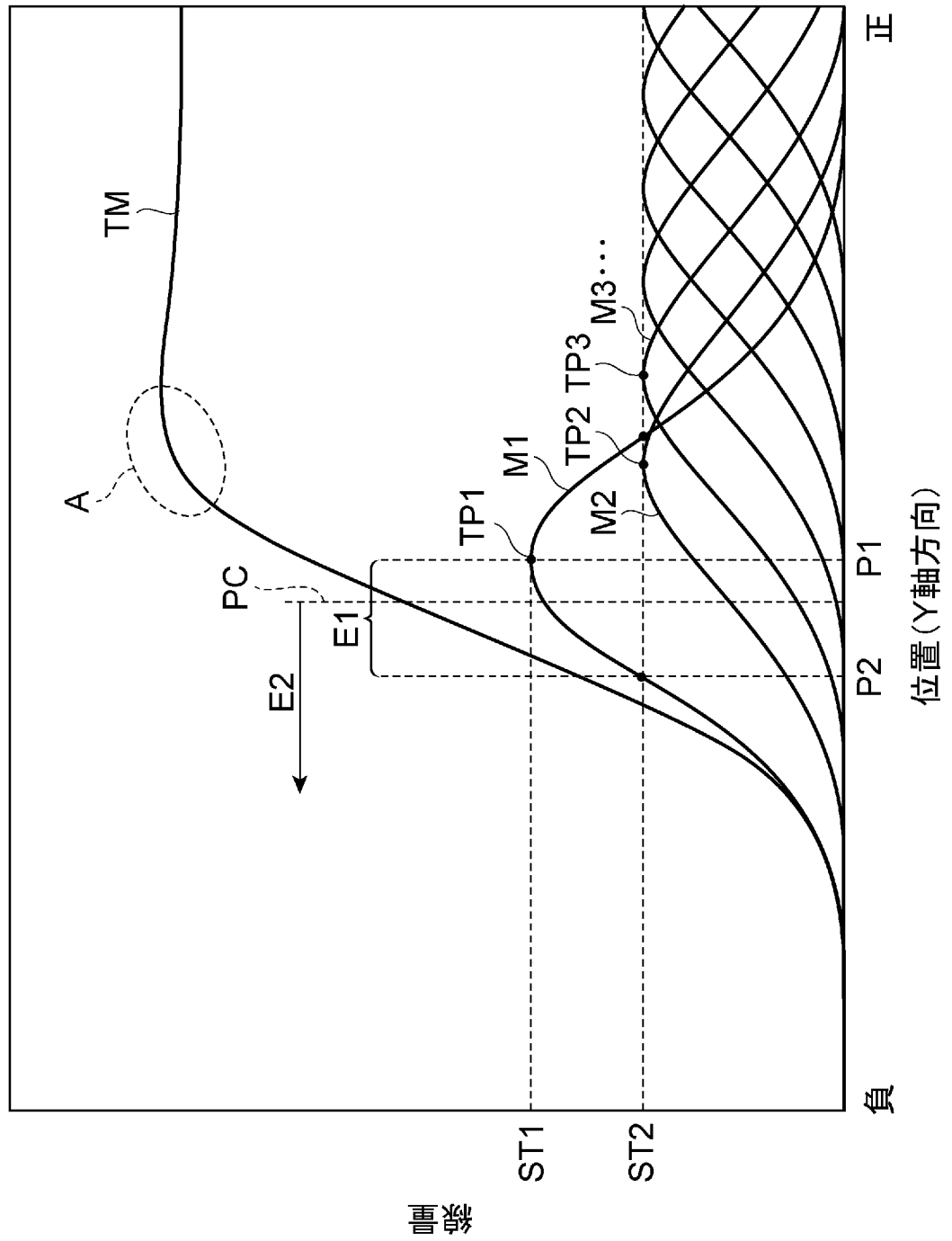
(b)



[図4]

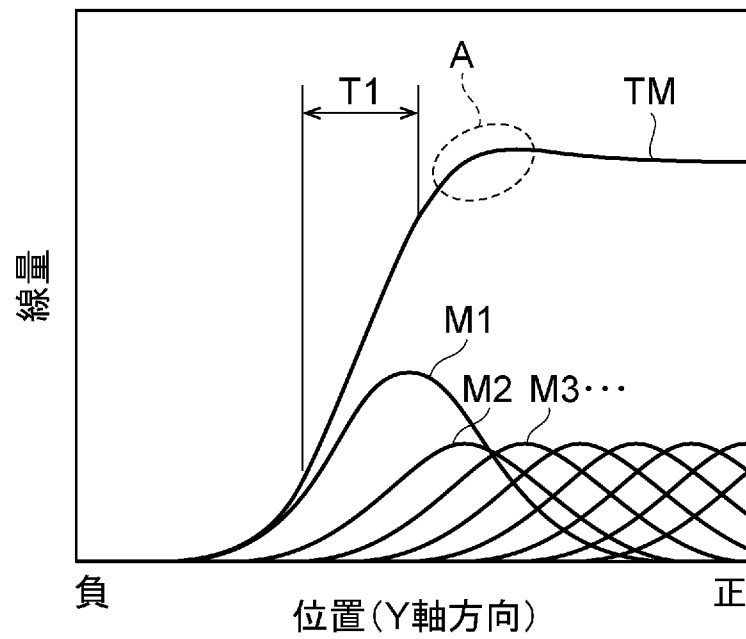


[図5]

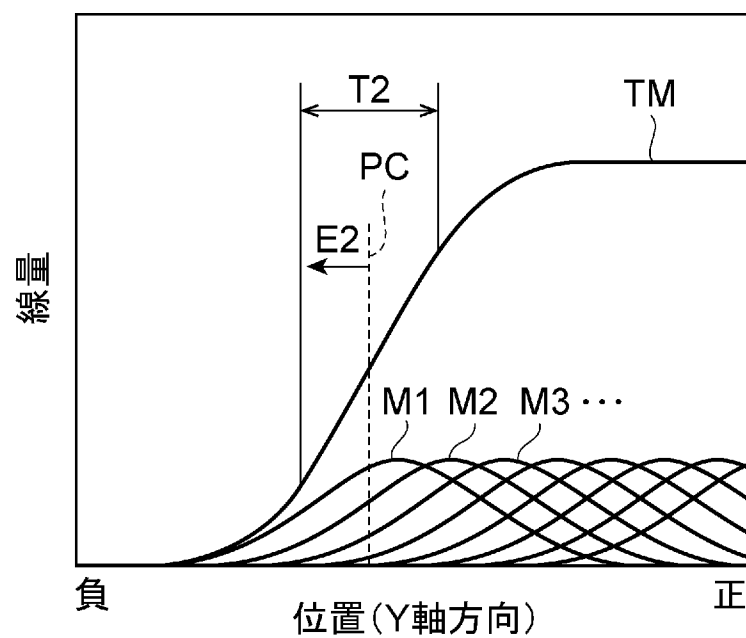


[図6]

(a)



(b)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/013005

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61N5/10 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61N5/10

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

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

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/054788 A1 (SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES, LTD.) 18 April 2013, entire text & US 2014/0252227 A1 & CN 103945901 A	1-2
A	US 2010/0034357 A1 (SVESSON, Roger) 11 February 2010, entire text & WO 2008/076035 A1	1-2
A	WO 2015/104828 A1 (MITSUBISHI ELECTRIC CORP.) 16 July 2015, entire text & US 2016/0325116 A1 & EP 3093045 A1 & CN 105916554 A	1-2



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
04 June 2018 (04.06.2018)

Date of mailing of the international search report
26 June 2018 (26.06.2018)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/013005

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-223259 A (HITACHI, LTD.) 15 November 2012, entire text & US 2012/0264998 A1 & EP 2514482 A1 & CN 102743821 A	1-2
A	JP 2010-17202 A (HITACHI MEDICAL CORPORATION) 28 January 2010, entire text (Family: none)	1-2

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61N5/10(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61N5/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2013/054788 A1（住友重機械工業株式会社）2013.04.18, 全文 & US 2014/0252227 A1 & CN 103945901 A	1-2
A	US 2010/0034357 A1（SVESSON, Roger）2010.02.11, 全文 & WO 2008/076035 A1	1-2
A	WO 2015/104828 A1（三菱電機株式会社）2015.07.16, 全文 & US 2016/0325116 A1 & EP 3093045 A1 & CN 105916554 A	1-2

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

04.06.2018

国際調査報告の発送日

26.06.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

宮下 浩次

31

3050

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

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
A	JP 2012-223259 A (株式会社日立製作所) 2012. 11. 15, 全文 & US 2012/0264998 A1 & EP 2514482 A1 & CN 102743821 A	1 - 2
A	JP 2010-17202 A (株式会社日立メディコ) 2010. 01. 28, 全文 (ファミリーなし)	1 - 2