

(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  
2012年9月13日(13.09.2012)



(10) 国際公開番号  
WO 2012/120678 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/055639
- (22) 国際出願日: 2011年3月10日(10.03.2011)
- (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(米国を除く全ての指定国について): 三菱電機株式会社 (Mitsubishi Electric Corporation) [JP/JP]; 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 本田 泰三 (HONDA Taizo) [—/JP]; 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内 Tokyo (JP). 池田 昌広 (IKEDA Masahiro) [—/JP]; 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内 Tokyo (JP). 蒲 越虎 (PU Yuehu) [—/JP]; 〒1008310 東京都千代田区丸の内

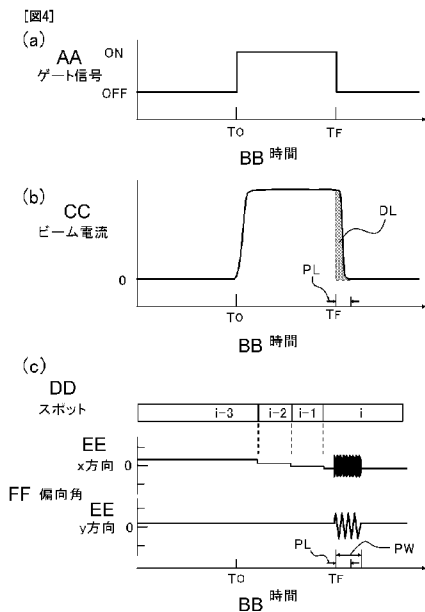
二丁目7番3号 三菱電機株式会社内 Tokyo (JP). 花川 和之 (HANAKAWA Kazushi) [—/JP]; 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 大岩 増雄, 外 (OIWA Masuo et al.); 〒6610033 兵庫県尼崎市南武庫之荘3丁目35番8号 Hyogo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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,

[続葉有]

(54) Title: PARTICLE THERAPY DEVICE

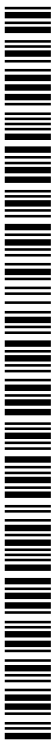
(54) 発明の名称: 粒子線治療装置



AA Gate signal  
 BB Time  
 CC Beam current  
 DD Spots  
 EE Direction  
 FF Angle of deviation

(57) Abstract: The purpose of the present invention is to provide a particle therapy device capable of suppressing impact of leakage dose. That is, there is provided a particle therapy device comprising: an irradiation nozzle (21) for irradiating, in a predetermined direction, a particle beam (B) exiting an accelerator (1); an irradiation control portion (42) for controlling movement of the irradiation nozzle (21) such that the nozzle sequentially irradiates a prescribed dose of the particle beam (B) to each of a plurality of spots (SP) set in a surface direction ( $A_{SS}$ ) in a subject being irradiated (TC); and a control portion (4) for on-off controlling exit of the particle beam (B) from the accelerator (1), wherein the irradiation control portion (42) causes the irradiation nozzle (21) to dilution scan the particle beam (B) to a prescribed range ( $A_P$ ) in the subject being irradiated (TC) during a prescribed period of time (PW) from the point ( $T_F$ ) at which exit is switched from on to off or until the particle beam (B) is intercepted.

(57) 要約: 漏れ線量の影響を抑制できる粒子線治療装置を得ることを目的とする。 加速器(1)から出射された粒子線(B)を所定方向に向けて照射する照射ノズル(21)と、照射対象(TC)内の面方向( $A_{SS}$ )内に設定された複数のスポット(SP)のそれぞれに対し、所定線量の粒子線(B)を順次照射するように、照射ノズル(21)の動作を制御する照射制御部(42)と、加速器(1)からの粒子線(B)の出射をON/OFF制御する制御部(4)と、を備え、照射制御部(42)は、出射がONからOFFに切り替えられた時点( $T_F$ )からの所定期間(PW)もしくは粒子線(B)が遮断されるまでの間、照射ノズル(21)で粒子線(B)を照射対象(TC)内の所定範囲( $A_P$ )内に向けて希釈走査させる。



WO 2012/120678 A1

MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア  
(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR,  
NE, SN, TD, TG).

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： 粒子線治療装置

### 技術分野

[0001] 本発明は、荷電粒子ビームを用いた粒子線治療装置において、とくにスキヤニング照射方法を用いる粒子線治療装置に関する。

### 背景技術

[0002] 粒子線治療は、治療対象となる患部に荷電粒子ビーム（粒子線）を照射して、患部組織を殺傷することにより治療を行うものであり、周辺組織にダメージを与えず、患部組織に十分な線量を与えるため、照射線量や照射体積を適切に制御できる粒子線治療装置が求められている。この照射体積を形成する方法のうち、スキヤニング照射方法を用いる粒子線治療装置では、加速器から供給された荷電粒子ビームを走査電磁石等によって位置決めしながら走査して、小さな照射領域（スポット）ごとに所定線量分の照射を行い、段階的に照射野を形成している。スキヤニング照射法のうち、ラスタスキヤニング照射法と、ラスタスキヤニングとスポットスキヤニング照射法を組み合わせると、スポット間でのビーム遮断をなくした照射法の場合には、1つのスライスを照射し終わるまでは荷電粒子ビームを遮断せずに照射を行う。

[0003] 一方、呼吸にともない移動するような臓器を照射対象とする場合、臓器の変位が少なく、位置を特定しやすい呼吸状態でのみ照射できるよう、荷電粒子ビームの照射を呼吸位相に同期してON/OFFする必要がある。また、各スライスにおけるスキヤニング照射の最終時点である最終スポットの照射終了時にビームの遮断動作を行う場合にもビームの遮断が必要となる。しかしながら、加速器から出射される荷電粒子ビームを瞬時に遮断することは困難で、遮断動作を開始してから短期間ではあるが漏れ線量と呼ばれる微量な線量が照射される。そのため、遮断動作が入ったスポットには、漏れ分の線量が余分に付与され、治療計画通りの適切な線量付与が困難になるという問題があった。そこで、加速器と照射装置とを結ぶ輸送経路中にビーム軌道を

変更する偏向電磁石と軌道を変更した荷電粒子ビームを廃棄するビームダンプを設け、遮断に要する期間を短縮して漏れ線量を抑制する粒子線治療装置が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

## 先行技術文献

### 特許文献

[0004] 特許文献1：特開2009-45170号公報（0020～0029、図1）

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、上述した粒子線治療装置でも軌道変更を行うために時間遅れが生じ、確実に漏れ線量をなくすことは困難であった。さらには、ビーム遮断のために偏向電磁石やビームダンプのような追加装置を要したり、ビームダンプで発生する中性子进行处理するために輸送経路を改造したりするなど、装置が複雑化するという問題があった。

[0006] 本発明は、上記のような課題を解決するためになされたもので、漏れ線量の影響を抑制できる粒子線治療装置を得ることを目的とする。

#### 課題を解決するための手段

[0007] 本発明の粒子線治療装置は、粒子線を加速して出射する加速器と、走査方向が異なる2つの電磁石を有し、前記加速器から出射された粒子線を所定方向に向けて照射する照射ノズルと、照射対象内の面方向に設定された複数のスポットのそれぞれに対し、所定線量の粒子線を順次照射するように、前記照射ノズルの動作を制御する照射制御部と、前記加速器からの粒子線の出射をON/OFF制御する制御部と、を備え、前記照射制御部は、前記粒子線の出射がONからOFFに切り替えられた時点からの所定期間、もしくはビームが遮断されるまでの間、前記照射ノズルを用いて前記照射対象内の面方向に設定された所定範囲内に向けて漏れ線量を希釈するための走査（以降希釈走査と称する）をさせる、ことを特徴とする。

### 発明の効果

[0008] 本発明の粒子線治療装置によれば、所定スポットの照射中にビーム遮断が生じて、ビーム遮断中の漏れ線量が照射対象の所定範囲内に分散されるので、特定のスポットに余分な線量が集中することがなく、より治療計画に近い線量付与を行うことができる。

### 図面の簡単な説明

[0009] [図1]本発明の実施の形態1に係る粒子線治療装置の全体構成を説明するための図である。

[図2]本発明の実施の形態1に係る粒子線治療装置の照射装置の構成を説明するための図である。

[図3]本発明の実施の形態1に係る粒子線治療装置におけるスキヤニング照射方法を説明するための図である。

[図4]本発明の実施の形態1に係る粒子線治療装置におけるビーム制御方法を説明するための波形図である。

[図5]本発明の実施の形態3に係る粒子線治療装置の照射装置の構成を説明するための図である。

[図6]本発明の実施の形態3に係る粒子線治療装置における照射制御方法を説明するためのフローチャートである。

### 発明を実施するための形態

[0010] 実施の形態1.

以下、本発明の実施の形態1にかかる粒子線治療装置の構成および動作について説明する。図1～図4は本発明の実施の形態1にかかる粒子線治療装置の構成および動作について説明するためのもので、図1は粒子線治療装置の全体構成を説明するための図、図2は粒子線治療装置の照射装置の構成を示す図である。図3はスキヤニング照射方法を説明するための照射対象の平面図であり、図3(a)は照射対象全体(全面積)中の照射順序を示す図、図3(b)は図3(a)の円CB部分の拡大図である。そして、図4は荷電粒子ビームの制御方法を説明するための同期した波形図であり、図4(a)は呼吸同期制御によるゲート信号、図4(b)はゲート信号に伴って変化する

ビーム電流、図4(c)は照射対象スポットとそのスポットに照射するための走査電磁石によるビームのx方向およびy方向それぞれの偏向角を示すものである。

[0011] 本発明の実施の形態1にかかる粒子線治療装置の特徴は、スキャンング照射法により、あるスポットの照射中に、呼吸位相に基づいてビームを停止する制御が生じたとき、ビームが停止するまでの間、ビームを所定範囲内で揺らすように希釈走査するものである。しかし、そのビーム制御の詳細な説明に先んじて、粒子線治療装置の大まかな構成について図1を用いて説明する。図において、粒子線治療装置は、荷電粒子ビームの供給源として、シンクロトロンである円形加速器1（以降、単に加速器と称する）と、治療室6毎に設けられた照射装置2を備える照射系と、加速器1と各治療室6とをつなぎ、加速器から荷電粒子ビームを各治療室6の照射装置2に輸送する輸送系3と、これら各システムを制御する制御系4とを備えている。つぎに、各構成の説明に移る。

[0012] <加速器>

加速器1は、荷電粒子ビームが周回する軌道経路となる真空ダクト11、前段加速器5から供給された荷電粒子を真空ダクト11に入射するための入射装置12、荷電粒子が真空ダクト11内の周回軌道に沿って周回する荷電粒子ビームを形成するよう荷電粒子の軌道を偏向させるための偏向電磁石13a, 13b, 13c, 13d（まとめて13と称する）、周回軌道上に形成された荷電粒子ビームが発散しないように収束させる収束用電磁石14a, 14b, 14c, 14d（まとめて14と称する）、周回する荷電粒子に同期した高周波電圧を与えて加速する高周波加速空洞15、加速器1内で加速させた荷電粒子ビームを加速器1外に取りだし、輸送系3に出射するための出射装置16、出射装置16から荷電粒子ビームを出射させるために荷電粒子ビームの周回軌道に共鳴を励起する六極電磁石17を備えている。

[0013] なお、偏向電磁石13には、偏向電磁石13の励磁電流を制御する偏向電磁石制御装置や、高周波加速空洞15には、高周波加速空洞15に高周波電

圧を供給するための高周波源、高周波源を制御するための高周波制御装置と  
いうように、各部を制御するための図示しない装置が備えられており、偏向  
電磁石制御装置、高周波制御装置や収束用電磁石 14 などその他のコンポー  
ネントを制御して加速器 1 全体を制御する加速器制御装置（後述する加速器  
用サブ制御器 41）等も制御部 4 内に備えている。

[0014] また、前段加速器 5 は、図では簡略化のためにひとつの機器のように記載  
しているが、実際には、陽子、炭素（重粒子）等の荷電粒子（イオン）を  
発生させるイオン源（イオンビーム発生装置）と、発生させた荷電粒子を初期  
加速する線形加速器系とを備えている。そして、前段加速器 5 から加速器 1  
に入射した荷電粒子は、高周波数の電界で加速され、磁石で曲げられながら  
、光速の約 70～80%まで加速される。

[0015] <輸送系>

加速器 1 により加速された荷電粒子ビーム B は、HEBT（高エネルギー  
ビーム輸送：High Energy Beam Transport）系と称される輸送系 3 へと出射  
される。輸送系 3 は、荷電粒子ビーム B の輸送経路となる真空ダクト 31 と  
、荷電粒子ビーム B のビーム軌道を切替える切替装置である切替電磁石 32  
と、ビームを所定角度に偏向する偏向電磁石 33 とを備えている。そして加  
速器 1 により十分にエネルギーが与えられ、真空ダクト 31 内を進む荷電粒  
子ビーム B を、切替電磁石 32 で必要に応じて輸送経路（治療室 6A 用輸送  
経路 3A、同 6B 用輸送経路 3B、・・・同 6N 用輸送経路 3N）を変え、  
指定された治療室 6 毎に設けられた照射装置 2 へと導く。

[0016] <照射系>

照射系は、輸送系 3 から供給された荷電粒子ビーム B を照射対象である患  
者 K の患部 TC の大きさや深さに応じた照射野に成形して患部へ照射する照  
射装置 2、および呼吸同期装置 7 と、を備えたものである。そして、照射対  
象である患部 TC への照射の ON/OFF を呼吸に連動して（呼吸信号の位  
相に応じて）制御する。なお、粒子線治療装置は治療効率の観点から、一般  
的にひとつの加速器に対して複数の治療室（図では治療室 6A のみ記載し、

治療室 6 B～6 N は番号のみ表示。まとめて治療室 6 と称する) を備える。すなわち、ここで示す照射系は、照射装置 2 と呼吸同期装置 7 とが治療室 6 毎に設けられたものであり、例えば、治療室 6 A 用の照射系は、照射装置 2 A と呼吸同期装置 7 A のように記載している。なお、照射装置 2 の詳細な構成については、後に説明するとして、粒子線治療装置全体の説明を続ける。

[0017] <呼吸同期装置>

呼吸同期装置 7 は、患者 K の呼吸位相に同期して、加速器 1 からの荷電粒子ビーム B の出射の ON/OFF を制御する呼吸同期制御部の一部の機能を担う。そのため、呼吸同期装置 7 は、患者 K の呼吸状態を測定するための呼吸測定装置 7 1 と、呼吸測定装置 7 1 が測定した実呼吸波形に基づいて加速器 1 からの荷電粒子ビームの出射の可否 (ON/OFF) を示すゲート信号を出力するとともに、呼吸同期装置 7 全体を管理する呼吸同期装置本体 7 0 と、呼吸誘導をするための目標呼吸波形や実呼吸波形といった呼吸同期に関する情報を患者 K や医療技術者等に教示するための呼吸情報教示装置 7 2 とを備える。

[0018] <治療室>

治療室 6 は、患者 K に対して実際に荷電粒子ビーム B を照射して治療を行うための部屋であり、基本的には治療室ごとに上述した照射系を備えている。なお、図において、治療室 6 A では、偏向電磁石 3 3 G 部分から照射装置 2 A 全体が患者 K (治療台) を中心に回転し、患者 K への荷電粒子ビーム B の照射角度を自由に設定できる回転照射室 (回転ガントリとも言われる) の例を示している。通常、ひとつの加速器 1 に対して、例えば、角度や位置を自在に設定可能な治療台に固定された患者に対して照射装置から水平方向に粒子ビームを照射する水平照射室や、その他タイプの異なる治療室を複数備えている。

[0019] <制御系>

上記のような、複数のサブシステム (加速器 1、輸送系 3、治療室ごとの照射系等) を備えたシステムの制御系として、各サブシステムを専ら制御す



るサブ制御器と全体を指揮し制御するメイン制御器からなる階層型の制御システムを用いることが多い。本発明の実施の形態 1 にかかる粒子線治療装置の制御部 4 においても、このメイン制御器とサブ制御器の構成を採用している。そして、サブシステム内で制御できる動作はサブ制御器で、複数のシステムを連携して制御する動作はメイン制御器が制御するというように、制御システム内の機能を分担している。

[0020] 一方、粒子線治療装置においては、制御部 4 には、ワークステーションやコンピュータを用いることが一般的である。そのため、制御部 4 のメイン制御器やサブ制御器といった機能は、ソフトウェア等により発現されることになり、必ずしも特定のハードウェアに収まるとは限らない。そのため、図ではそれらをまとめて制御部 4 として記載するが、それは、制御部 4 が物理的に一つのまとまったハードウェアとして存在するものであることを意味するものではない。以降、例えば、照射装置 2 のサブ制御器に相当する制御器を示す場合、サブ制御器 4 2 のように記載する。

[0021] つぎに、照射装置 2 の構成について説明する。図 2 に示すように、照射装置 2 は、加速器 1 から輸送系 3 を経て供給されたいわゆるペンシル状の荷電粒子ビーム B をビーム軸  $X_B$  に対して略垂直な面内の任意の方向に向けて照射する照射ノズルとして機能する走査電磁石 2 1 と、照射対象 T C の厚さに応じて、ブラッグピークの幅を拡大させるためのリッジフィルタ 2 2 と、照射対象の深さ（照射深さ）に応じて、荷電粒子ビーム B のエネルギー（飛程）を変えるためのレンジシフタ 2 3 と、を備えている。走査電磁石 2 1 は、ビーム軸  $X_B$  に垂直な面（ $x y$ ）内で互いに偏向方向の異なる（例えば、直交する  $x$  方向と  $y$  方向）走査電磁石 2 1 a と走査電磁石 2 1 b をビーム軸  $X_B$  に沿って配置したもので、荷電粒子ビーム B が、照射対象 T C の  $x y$  面内での所定位置に向かって出射するように、入射した荷電粒子ビーム B をビーム軸  $X_B$  に対して所定の方向に偏向させるものである。リッジフィルタ 2 2 は、例えば錐状体や断面が三角形の板を面内に多数並べたように形成され、照射スポット内を多数の小領域に分割したとすると、小領域毎に異なる厚みを通過す

る荷電粒子が存在するようになっている。図では、理解しやすいように円錐が面内に並べられたように記載している。これにより、ブラッグピークの幅SOBP (Spread-Out Bragg Peak) が拡大される。すなわち、リッジフィルタ22により、線量付与できる深さ方向の幅を広げることになる。レンジシフタ23は、入射した荷電粒子ビームBのエネルギーを所定量減衰させるためのもので、例えば、所定厚みを持った樹脂の板材を複数備え、その板材の組み合わせ（総厚み）により、減衰量を規定することができる。

[0022] 上記のような照射装置2を用い、スキャンニング照射法により照射する場合、深さ(z)方向に空間的な線量付与を分割して投与する。そのために、治療計画では、患部TCを深さ方向でそれぞれ所定厚みになるように分割する。そして、図3に示すように、分割した層(スライスSS)ごとの面方向の形状 $A_{SS}$ に対して所定径(ビーム径に相当)の照射領域(スポットSP)を隙間なく埋めるように並べ、スポットSP毎の線量と照射経路WPSを定めておく。

[0023] 照射は、基本的には患部TCの最深部を含む層(スライスSS)から行う。はじめに最深部のスライス $SS_1$ の深さに合わせて、照射装置2から照射する荷電粒子ビームBのエネルギー(飛程:到達深度)を設定する。エネルギーは基本的には加速器1から出射する荷電粒子ビームBの速度(運動エネルギー)を調整するため、サブ制御器41を介して加速器1の動作を制御して設定するが、加速器1でのエネルギーの調整幅よりも細かな設定はレンジシフタ23によって行う。このように所定の飛程になるようにエネルギーを調整され、加速器から供給された荷電粒子ビームBは、輸送系3を通過して直径数mm程度のいわゆるペンシルビームとして照射装置2に供給される。照射装置2に供給された荷電粒子ビームBは、スキャンニング電磁石21を通過する際に、スポットSPの位置に応じて、ビーム軸 $X_B$ に対してx方向(21a)とy方向(21b)に所定角度に偏向され、そのスポットSPに向けて照射方向が変更される。そして、そのスポットSPに向けて出射された荷電粒子ビームBは、リッジフィルタ22を通過することで、スライスSSの厚さに相

当するようにSOBPが拡げられる。さらに、レンジシフタ23を通過することによって、飛程が微調整され照射量（ビーム電流×時間）を調節することで、当該スライスSS<sub>1</sub>の所定スポットSPに対し、所定線量の荷電粒子ビームBを照射することができる。

[0024] このようにして、最深部の層（スライスSS<sub>1</sub>）の照射が終了すると、次のスライスSS<sub>2</sub>の照射に移る。このとき、荷電粒子ビームBのエネルギーは、加速器1およびレンジシフタ22により、スライスSSの厚みに相当する分低くなる（手前になる）ように飛程が調整され、次のスライスSS<sub>2</sub>に応じたスポットSP配置と照射経路WPSに対応して、スライスSS<sub>2</sub>のスキヤニング照射が行われる。以降、同様にスライスSS<sub>j</sub>ごとに飛程とスポットSPの配置と照射経路が調整され、全体として患部TCの形状に最適化された線量が付与される。

[0025] これらの各スライスSSにおけるスライスSS内の照射制御において、本実施の形態1にかかる粒子線治療装置では、スポットスキヤニング照射にラスタースキャンの要素を取り入れた制御を行っている。つまり、各スライスSSにおいて、照射経路WPSにしたがって、最初のスポットSP<sub>1</sub>から最終スポットSP<sub>N</sub>までを位置決めしながら順次照射していく際、スポットSP間の移動をラスタースキャンのようにビームを照射しながら高速で移動させるのである。一般的に、ひとつのスライスSS中には、数百～数十万にもおよぶスポットSP数が割り当てられるが、スポットSP間を移動するたびに荷電粒子ビームBを遮断するようにすると、遮断にかかる時間が長くなり、治療時間が長くなる。しかし、各スポットSP間をラスタースキャンのような高速で照射を継続しながら移動することにより、スポットSP以外の部分に余分な線量を付与することなく、スライスSS中の荷電粒子ビームBの遮断回数を抑制して照射時間を低減することができる。

[0026] 一方、上記のような照射において、照射対象TCが呼吸に伴い移動する場合、照射対象TCの位置や形状が安定する所定の呼吸位相でのみ照射を行う呼吸同期を実施する。すると、スライスSS内の照射の途中でもビーム照射

を中断する必要がある。例えば、図3で示すように、あるスライスSSのx-y平面方向の面形状である照射範囲 $A_{SS}$ 内において、スポット $SP_1 \sim SP_{i-1}$ までの範囲（既照射範囲ADS）で照射が終了しており、スポット $SP_i$ を照射している途中で、呼吸位相に伴いビームを停止することになるような場合である。本発明の実施の形態1にかかる粒子線治療装置の最大の特徴は、このようなスポットSP（スライスSS）の途中でビーム照射を中断するときのビーム照射の制御にある。以下、図4の波形図も参考にして詳細に説明する。

[0027] このときの、ビームの入切を指示するゲート信号、ビーム電流、ビームの偏向角を図4（a）～図4（c）に示す。図4（a）の縦軸はゲート信号で、下側がビーム遮断であるゲートOFFを指示する状態、上側がビーム照射であるビームONを指示する状態である。図4（b）の縦軸は実際に照射されるビーム量を示すビーム電流である。図4（c）は照射対象スポットとその照射スポットに照射するためのビームの偏向角を示すもので、偏向角は2つの縦軸に分けて記載し、上側の縦軸はビームをx方向に偏向させる走査電磁石21aによる荷電粒子ビームBのビーム軸 $X_B$ に対する偏向角、下側の縦軸はビームをy方向に偏向させる走査電磁石21bによる荷電粒子ビームBのビーム軸 $X_B$ に対する偏向角を示す。そして、図4（a）～（c）の横軸は、同期した時間軸であり、ゲート信号がOFFからONに切り替わり、ビームの再開を指示する時点を $T_0$ 、ゲート信号がONからOFFに切り替わり、ビームの遮断を指示する時点を $T_F$ で示す。

[0028] ここで、ある治療室において、照射が行われており、治療室内の呼吸同期装置本体70は、サブ制御器47であり、呼吸同期制御部の一部として機能すると仮定する。呼吸同期制御部として機能するサブ制御器47は、呼吸測定装置71が測定した実呼吸波形により、患者Kの呼吸位相が患部TCの変位が大きくなる位相になったと判断すると、照射をOFFにすべき旨のゲート信号を出力する。ゲート信号を受けた制御部4（サブ制御器47と連携して呼吸同期装置として機能する）は、加速器1用サブ制御器41に対して、

加速器 1 からの荷電粒子ビーム B の出射をゲート信号に同期して OFF にする（ビーム遮断）ように指示する。すると、加速器 1 から照射装置 2 に向けて出射される荷電粒子ビーム B が遮断される。

[0029] しかし、図 4 (a) と図 4 (b) に示すように、ゲート信号が OFF に切り替わっても、ビーム電流は、切り替え時点  $T_F$  すぐには 0 にならず、期間 PL だけビーム電流が残存する。この期間 PL におけるビーム電流の積分量 DL が漏れ線量として照射装置 2 から照射される。このとき、走査電磁石 21 の偏向角度をスポット  $SP_i$  に合わせたままだと、スポット  $SP_i$  に DL 分の線量が余分に照射されてしまう。しかし、本実施の形態 1 にかかる粒子線治療装置では、少なくとも漏れ線量の影響があると認められる所定期間（例えば、 $T_F$  から始まり、PL をカバーできる程度の長さを有する期間）、照射装置 2 の動作を、そのスライス SS の照射範囲  $A_{SS}$  内のさらに限定した許可領域  $A_P$  内に向け、希釈走査させるように切り替える。また、所定期間ではなく、ビームを観測するセンサを設け、ビームが遮断されるまで継続させてもよい。つまり、ビームが出ていれば漏れ線量を希釈するために走査をするように、走査電磁石 21 の動作を制御する。許可領域  $A_P$  は、例えばスポット径の百倍以上といった一定以上の面積を有するような領域に設定し、漏れ線量をその面積内で希釈するようにするものである。

[0030] 例えば、図 4 (c) に基づいて切り替え時点  $T_F$  前後の走査電磁石 21 の動作を説明する。このとき、ゲート信号が ON になる時点での照射対象はスポット  $SP_{i-3}$  であり、ゲートが ON に切り替わってから順次スポット  $SP_{i-2}$ 、 $SP_{i-1}$ 、 $SP_i$  と進み、スポット  $SP_i$  の照射途中の時点  $T_F$  でゲート信号が OFF に切り替わるものとする。ビーム遮断を考慮しない部分では、 $SP_{i-3} \sim SP_i$  においては、図 3 (b) に示すように y 方向の位置は変わらないので、y 偏向角は基本的に一定値を示す。一方、x 方向は移動しているので、x 方向の偏向角のみが対象スポット SP の変更に伴い変化する。このとき、スポット間の移動速度は速く、スポット間の移動に要する時間は、各スポットにおける滞留時間と比較すると短いので、波形としてはほぼステップ状に

なる。

[0031] ここで、ビーム切り替え時点 $T_F$ になると、荷電粒子ビーム $B$ を許可領域 $A_P$ 内で漏れ線量 $DL$ を希釈するようにスポット間の移動時のような高速で走査する、つまり揺れるように走査するので、その期間 $PW$ 中、 $x$ 方向の偏向角、 $y$ 方向の偏向角は大きく変化する。なお、図では、略楕円上の許可領域 $A_P$ 内を経路 $WPS$ と同様に、 $x$ 方向に折り返しながら $y$ 方向に変化するような一筆書きの経路を繰り返し走査することを仮定した偏向角の変化を示している。そして、希釈走査期間 $PW$ が終了すると、走査電磁石 $21$ は、中断されたスポット $SP_i$ に対応する偏向角になるように制御される。そのため、次に呼吸ゲートが $ON$ になった時に、確実にスポット $SP_i$ に対応する偏向角に制御して続きの照射を行い、ゲート信号が $ON$ になっている中でのスポット $SP_i$ での照射期間を適切に調節することができる。

[0032] つまり、スキャンニング照射においては、ゲート信号によってあるスポット $SP$ を照射中にビームの遮断動作が入る場合、あるいは、各スライスの最終時点で最終スポット $SP$ の照射終了直後にビームの遮断動作が入る場合がある。しかし、そのようにビーム遮断動作が入っても、遮断時のもれ照射を所定の面積を有する許可領域 $A_P$ 内に分散するように走査するので、線量が希釈され、特定部分に線量が集中することなく、治療計画に沿った線量付与を行うことができる。

[0033] なお、図4(c)では、ひとつのゲート $ON$ 信号内で示した照射スポット数は4つであるが、これは、説明のために数を絞って記載しているものである。実際には、さらに多くのスポット数の照射が実行され、図3における $y$ 方向の異なるスポットも照射することになり、その際、 $y$ 方向の位置に応じて偏向角も変化することになる。

[0034] 許可領域 $A_P$ の設定については、必ずしもスライスの照射領域 $A_{SS}$ よりも狭くなるように設定する必要はなく、同じ領域であってもよい。しかし、ゲート信号が $OFF$ になるのは、照射対象 $TC$ である臓器が変位する可能性が高くなることを示すものである。そのため、照射対象 $TC$ の周囲にある正常組

織に余計な線量が付与されることを防止するため、許可領域  $A_p$  は、照射領域  $A_{ss}$  よりもマージンを取って内側に設定することが望ましい。さらに、呼吸に伴う臓器の変位（方向、距離）が分かっている場合、マージン量あるいは許可領域  $A_p$  そのものを変位に応じて適宜変更するようにしてもよい。そして、許可領域  $A_p$  も  $T_F$  時点で照射しているスポット  $SP$  を含む必要はなく、スポット  $SP$  と別に設定してよい。また、希釈のための走査に切り替えるタイミングや対象スポットに応じて適宜変更するようにしてもよい。また、許可領域  $A_p$  内での希釈走査の経路がスポットスキニングでの経路と同じである必要はなく、らせん状やその他の形状の経路で希釈走査してもかまわない。そして、希釈走査の場合、いわゆるワブラー照射のように揺らすように走査すればよいのであるが、ワブラー照射のように照射範囲内の線量分布を均一にする必要はなく、特定の部分に線量が集中しないようにすればよい。

[0035] このような照射は、走査電磁石 21 としては、通常の照射野を形成するための偏向角の範囲で制御をすれば実現できるので、走査電磁石の仕様を変更したり、別個に偏向電磁石を設けたりする必要はない。さらに、希釈走査の際の走査電磁石の操作量（偏向角の開度）は、基本的に通常照射時の操作量の範囲内であるということは、希釈走査によって走査電磁石に通常と異なるヒステリシスを生じさせることもなく、スキニングの精度を悪化させることもない。また、制御部 4 にしても、例えば希釈走査に動作を切り替えるためのシーケンスプログラムを追加すれば、特別なハードウェアを用いなくともよい。また希釈走査のための操作量のデータの追加に伴い記憶容量等の補強が必要になることもあるがこれも、所定量の記憶容量を有するようにすればよく、通常のコンピュータのいわゆる能力アップ程度の処置ですむ。

[0036] なお、上記希釈走査は、ビーム遮断時に限定する必要はない。例えば、ビームを再開した時点  $T_0$  でビーム電流が不安定な期間があり、かつ、その間の線量が、希釈により影響が回避できるような程度である場合、その期間をカバーするように希釈走査を適用してもよい。この場合、線量を計算する際にゲート ON 時間から希釈走査させる期間を差し引く必要がある。

[0037] 以上のように、本実施の形態 1 にかかる粒子線治療装置によれば、荷電粒子ビーム（粒子線）B を加速して出射する加速器 1 と、走査方向が異なる 2 つの電磁石 2 1 a、2 1 b を有し、加速器 1 から出射された粒子線 B を所定方向に向けて照射する照射ノズルとして機能する走査電磁石 2 1 と、治療計画に基づき照射対象 T C の面方向（の形状） $A_{SS}$  内に設定された複数のスポット S P のそれぞれに対し、位置決めしながら所定線量の粒子線 B を順次照射するように、照射ノズル 2 1 の動作を制御する照射制御部 4 2（を備える制御部 4）と、患者 K の呼吸位相に同期して、加速器 1 からの粒子線 B の出射の ON/OFF を制御する呼吸同期制御部として機能する制御部 4（およびサブ制御器 4 7）、を備え、照射制御部 4 2 は、呼吸位相に同期して粒子線 B の出射が ON から OFF に切り替えられた時点  $T_F$  からの所定期間 P W、もしくは粒子線 B が遮断されるまでの間、照射ノズル 2 1 を用いて照射対象内の面方向（の形状） $A_{SS}$  に設定された所定範囲内  $A_P$  に向けて漏れ線量 D L を希釈するように粒子線 B を走査させる、ように構成したので、あるスポット S P あるいはスライス S S の照射中に呼吸同期によるビーム遮断が生じてても、ビーム遮断中の漏れ線量 D L が照射対象  $A_{SS}$  内の所定面積を有する許可領域  $A_P$  内に拡散されるので、特定のスポット S P に余分な線量が付与されることなく、治療計画通りの線量付与を行うことができる。また、許可領域  $A_P$  内のワブラー走査は、走査電磁石 2 1 の操作量の範囲内で実行できるので、余分な装置を追加したり、一般的なスキャン照射用の走査電磁石の仕様を変更したりする必要もない。あるいは、粒子線の軌道を照射領域外に曲げたりすることがないので、漏れ線量が、照射領域外の周辺組織に照射されることもない。

[0038] とくに、許可領域  $A_P$  は、照射対象 T C である臓器の変位を考慮して照射領域  $A_{SS}$  から所定のマージンをとった、つまり照射対象 T C の面方向（の形状） $A_{SS}$  の所定幅内に設定するようにすれば、正常組織に漏れ線量が付与されることもなくなる。

[0039] あるいは、許可領域  $A_P$  は、照射対象 T C の呼吸位相に伴う変位（方向、移



動量)に基づいて設定するようにすれば、呼吸により移動した正常組織に漏れ線量が付与されることもなくなる。

[0040] また、許可領域  $A_p$  を切り替え時点  $T_F$  で照射対象となっていたスポット  $S_P$  の位置に応じて設定するようにすれば、スポットに応じた希釈走査の領域を設定でき、遮断中(希釈走査)モードから通常(スキャンング照射)モードへの切り替えがスムーズに行える。

[0041] また、希釈走査を行う所定期間  $PW$  は、加速器 1 が ON から OFF に切り替えられた時点  $T_F$  から粒子線 B の出射を停止するまでにかかる時間  $P_L$  に基づいて定めるように構成すれば、漏れ線量  $DL$  を確実に許可領域  $A_p$  内に分散して希釈することができる。

[0042] 実施の形態 2.

上記実施の形態 1 では、呼吸位相に同期して粒子線の出射が ON から OFF に切り替えられた時点  $T_F$  からの所定期間  $PW$ 、照射ノズル 2 1 を照射対象内の面の方向  $A_{SS}$  に設定された所定範囲内  $A_p$  内に向けて希釈走査させることで、漏れ線量  $DL$  を所定範囲内  $A_p$  内に分散させ、希釈するものとしているが、スキャンング照射において、粒子線の出射を ON から OFF に切り替える動作は呼吸位相に同期した場合に限らない。例えば、各スライス  $SS$  におけるスキャンング照射の最終時点となる最終スポットの照射終了時にも粒子線の出射を ON から OFF に切り替える。

[0043] 本発明の実施の形態 2 にかかる粒子線治療装置では、この各スライス  $SS$  の最終スポットの照射終了時にビーム B の出射を ON から OFF に切り替えた場合の漏れ線量  $DL$  を、許可領域  $A_p$  内に走査により分散させ、希釈するものである。スキャンング照射ではスライス  $SS$  毎にスポット  $S_P$  配置と照射経路  $WPS$  とスポット  $S_P$  毎の線量とが予め治療計画で決められている。そして、治療計画で定められた計画に従ってスライス  $SS$  の最初のスポット  $S_{P_1}$  の照射を行い、最初のスポット  $S_{P_1}$  の照射線量が治療計画で定められた線量に達すると、次のスポット  $S_{P_2}$  に走査され、同様に治療計画で定められた照射線量に達すると、さらに次のスポット  $S_{P_3}$  へと走査される。このよう

にして、そのスライス  $SS$  の最終のスポット  $SP_N$  に照射がなされ、最終スポット  $SP_N$  の照射線量が治療計画で定められた照射線量に達すると、ビーム  $B$  の遮断を指示する。

[0044] このときにも、図 4 で説明したように、ビームの遮断を指示する時点  $T_F$  で完全にビームの遮断が行われず、期間  $PL$  だけビーム電流が残存してビーム電流の積分量  $DL$  だけ最終スポット  $SP_N$  に漏れ線量  $DL$  が付与される。本実施の形態 2 では、この各スライス  $SS$  の最終スポット  $SP_N$  の照射終了時における漏れ線量  $DL$  を、実施の形態 1 と同様に許可領域  $A_P$  内で希釈走査することで分散させ、希釈する。この結果、特定のスポットに余分な線量が付与されることなく、治療計画通りの線量付与を行うことができる。

[0045] 以上のように、本実施の形態 2 にかかる粒子線治療装置によれば、荷電粒子ビーム（粒子線） $B$  を加速して出射する加速器 1 と、走査方向が異なる 2 つの電磁石 2 1 a、2 1 b を有し、加速器 1 から出射された粒子線  $B$  を所定方向に向けて照射する照射ノズルとして機能する走査電磁石 2 1 と、治療計画に基づき照射対象  $TC$  を深さ方向に分割した複数のスライス  $SS$  に対し、各スライス  $SS$  の面方向（の形状） $A_{SS}$  内に設定された複数のスポット  $SP$  のそれぞれに対し、位置決めしながら所定線量の粒子線  $B$  を順次照射するように、照射ノズル 2 1 の動作を制御する照射制御部 4 2（を備える制御部 4）と、複数のスライス  $SS$  のそれぞれの最終スポット  $SP_N$  への照射が終了すると、加速器 1 からの粒子線の出射を  $OFF$  する制御部 4、を備え、照射制御部 4 2 は、スライス  $SS$  の最終スポット  $SP_N$  への照射が終了する際に粒子線  $B$  の出射が  $ON$  から  $OFF$  に切り替えられた時点  $T_F$  からの所定期間  $PW$ 、もしくは粒子線  $B$  が遮断されるまでの間、照射ノズル 2 1 を用いて照射対象内の面方向（の形状） $A_{SS}$  に設定された所定範囲内  $A_P$  に向けて漏れ線量  $DL$  を希釈するように粒子線  $B$  を走査させる、ように構成したので、あるスライス  $SS$  の最終スポット  $SP_N$  への照射を終了してビーム遮断をした際、ビーム遮断中の漏れ線量  $DL$  が照射対象  $A_{SS}$  内の所定面積を有する許可領域  $A_P$  内に拡散されるので、各スライス  $SS$  の最終スポット  $SP_N$  に余分な線量

が付与されることなく、治療計画通りの線量付与を行うことができる。また、許可領域 $A_p$ 内のワブラー走査は、走査電磁石21の操作量の範囲内で実行できるので、余分な装置を追加したり、一般的なスキャンニング照射用の走査電磁石の仕様を変更したりする必要もない。あるいは、粒子線の軌道を照射領域外に曲げたりすることがないので、漏れ線量が、照射領域外の周辺組織に照射されることもない。

[0046] なお、本発明は、実施の形態1及び2に記載のビーム遮断時にのみ特定されるものではなく、スキャンニング照射時にビーム遮断を行う場合に発生する漏れ線量を希釈走査することで分散させ、希釈するものであり、その他の要因でビームを遮断する場合にも適用できることは、言うまでもない。その他の要因には、次のような一例が挙げられる。加速器からのビーム強度変動やビーム位置変動などの装置異常や、患者の状態急変により安全インターロックが動作しビーム遮断を行う場合、また同一スライス内においても治療計画に基づき、一旦ビームを遮断する場合などがある。

[0047] つまり、本実施の形態1あるいは2にかかる粒子線治療装置によれば、荷電粒子ビーム（粒子線）Bを加速して出射する加速器1と、走査方向が異なる2つの電磁石21a、21bを有し、加速器1から出射された粒子線Bを所定方向に向けて照射する照射ノズルとして機能する走査電磁石21と、照射対象TCを深さ方向に分割した複数のスライスSSの各スライス、または照射対象TCの面方向（の形状） $A_{ss}$ 内に設定された複数のスポットSPのそれぞれに対し、位置決めしながら所定線量の粒子線Bを順次照射するように、照射ノズル21の動作を制御する照射制御部42（を備える制御部4）と、加速器1からの粒子線の出射をOFFする制御部4、を備え、照射制御部42は、粒子線Bの出射がONからOFFに切り替えられた時点 $T_f$ からの所定期間PW、もしくは粒子線Bが遮断されるまでの間、照射ノズル21を用いて照射対象内の面方向（の形状） $A_{ss}$ に設定された所定範囲内 $A_p$ に向けて漏れ線量DLを希釈するように粒子線Bを走査させる、ように構成したので、スキャンニング照射中に呼吸同期によるビーム遮断が生じて、ビーム遮

断中の漏れ線量 $DL$ が照射対象 $A_{SS}$ 内の所定面積を有する許可領域 $A_P$ 内に拡散されるので、特定のスポット $SP$ に余分な線量が付与されることなく、治療計画通りの線量付与を行うことができる。また、許可領域 $A_P$ 内のワブラー走査は、走査電磁石 $21$ の操作量の範囲内で実行できるので、余分な装置を追加したり、一般的なスキャンニング照射用の走査電磁石の仕様を変更したりする必要もない。あるいは、粒子線の軌道を照射領域外に曲げたりすることがないので、漏れ線量が、照射領域外の周辺組織に照射されることもない。

[0048] 実施の形態3.

上記実施の形態1にかかる粒子線治療装置においては、呼吸同期照射時のビーム停止時のいわゆる漏れ線量を所定範囲内で走査することで、漏れ線量を希釈させて影響を低減したものである。一方、本実施の形態3にかかる粒子線治療装置においては、線量モニタを備え、ビーム停止時にも線量モニタによる線量カウントを停止せずに継続し、スポットごとにカウントした線量が所定値に達しているか否かで次のスポットに移るようにした。つまり、荷電粒子ビームが遮断された否か、あるいはスポットへの照射時間ではなく、指定されたスポットに照射された線量測定値に基づいてスキャンニング照射を進めるようにしたものである。

[0049] 図5と図6は本発明の実施の形態3にかかる粒子線治療装置の構成および動作について説明するためのもので、図5は粒子線治療装置の照射装置の構成を示す図、図6は粒子線治療装置における照射方法を説明するためのフロー図である。本実施の形態2にかかる粒子線治療装置では、ハードウェアとしては、図5に示すように照射装置 $202$ にビーム線量を計測する線量モニタ $24$ を備えるようにしたこと以外は実施の形態1にかかる粒子線治療装置の照射装置 $2$ と同様である。そして、実施の形態1と異なり、ビーム遮断前後で希釈走査に切り替えるなどの特別な動作制御は行わず、図6に示すように、線量モニタ $24$ で計測した線量を積算した値に基づいて各スポットの照射を制御したことが特徴である。

[0050] 図6のフローに基づいて説明する。

照射を開始すると、最初にスキャンするスライスSS番号を設定（ステップS10、ステップS20）する。つぎに、スライスSSに応じた照射範囲 $A_{SS}$ と各スポットSPの位置、経路および照射線量、その他の照射条件を設定（ステップS30）する。そして、走査電磁石21が対象スポットSP毎に対応して偏向角を制御すると、線量計24からの測定値に基づいて、そのスポットSPでの線量を積算し始める（ステップS40～60）。そして、計測した線量の積算値Dが設定値に達していない場合（ステップS70で「N」）、そのスポットSPに偏向角を制御した状態を維持する。一方、計測した線量の積算値Dが設定値以上になると（ステップS70で「Y」）、そのスポットSSが最終スポットでなければ（ステップS80で「N」）、次のスポットSPへ移行（ステップS40）する。そのスポットSPが最終スポットであれば（ステップS80で「Y」）、最終スライスか否かを判断し、最終スライスSSでなければ（ステップS90で「N」）、次のスライスSSへ移行（ステップS20）して、同様の動作を繰り返す。そして、最終スライスSSならば（ステップS90で「Y」）、照射を終了する。

[0051] これら、フローでは、ゲート信号でビームの遮断動作が発生しても、とくに走査電磁石の動作が変更されることはなく、そのとき設定されている偏向角で規定されるスポットSPに対して、供給された荷電粒子ビームBの線量の実測値の積算値のみに基づいて制御が行われる。仮に5秒周期の呼吸により臓器が30mm動くとした場合、1ミリ秒で臓器が移動する距離は6 $\mu$ mであり、ビームの遮断に仮に1ミリ秒かかったとしても臓器の移動に伴う線量の不均一性としては影響が少ない。これにより、ビーム遮断時に漏れ線量が生じたり、ビーム再開時に線量が不安定になったりしても、各スポットに付与される線量が治療計画で定められた設定値通りになるように照射することができる。なお、ビームが遮断されるまでの時間が所定より長い場合にはインターロックを働かせて照射を停止するなどの安全対策を講じてもよい。

### 符号の説明

[0052] 1 加速器、 2 照射装置、 3 輸送系、 4 制御部、 5 前段

加速器、 6 治療室、 7 呼吸同期装置、 21 走査電磁石（21 a : x 方向（上流）走査電磁石、21 b : y 方向（下流）走査電磁石）、 22 リッジフィルタ、 23 レンジシフタ、 24 線量モニタ、 42 照射装置用サブ制御器（照射制御部）、 47 呼吸同期装置用サブ制御器（呼吸同期制御部）、 ADS 既照射範囲、  $A_p$  希釈走査許可領域、  $A_{ss}$  スライス内の照射範囲（照射対象内の面方向）、 AUS 未照射範囲、 B 荷電粒子ビーム（粒子線）、 DL 漏れ線量、 K 患者、 PL 漏れ照射期間、 PW 希釈走査期間、 SP スポット、 SS スライス、 TC 患部（照射対象）、  $T_F$  ビーム切り替え時点（遮断時）、  $T_F$  ビーム切り替え時点（再開時）、 WPS 走査経路、  $X_B$  粒子ビームのビーム軸

百位の数字は実施形態による変形例を示す。

## 請求の範囲

- [請求項1] 粒子線を加速して出射する加速器と、  
走査方向が異なる2つの電磁石を有し、前記加速器から出射された粒子線を所定方向に向けて照射する照射ノズルと、  
照射対象内の面方向に設定された複数のスポットのそれぞれに対し、所定線量の粒子線を順次照射するように、前記照射ノズルの動作を制御する照射制御部と、  
前記加速器からの粒子線の出射をON/OFF制御する制御部と、  
を備え、  
前記照射制御部は、  
前記粒子線の出射がONからOFFに切り替えられた時点からの所定期間、もしくは粒子線が遮断されるまでの間、前記照射ノズルを用いて前記照射対象内の面方向に設定された所定範囲内に向けて線量を希釈するように前記粒子線を走査させる、  
ことを特徴とする粒子線治療装置。
- [請求項2] 前記制御部は、患者の呼吸位相に同期して、前記加速器からの粒子線の出射をON/OFF制御することを特徴とする請求項1に記載の粒子線治療装置。
- [請求項3] 前記複数のスポットは、前記照射対象を深さ方向に分割した複数のスライスに対して、それぞれ面方向に設定され、  
前記制御部は、前記複数のスライスのそれぞれの最終スポットへの照射が終了すると、前記加速器からの粒子線の出射をOFFするように制御する、  
ことを特徴とする請求項1または2に記載の粒子線治療装置。
- [請求項4] 前記所定範囲は、前記照射対象内の面方向の所定幅内に設定されることを特徴とする請求項1ないし3のいずれか1項に記載の粒子線治療装置。
- [請求項5] 前記所定範囲は、前記照射対象の前記呼吸位相に伴う変位に基づい

て設定されることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の粒子線治療装置。

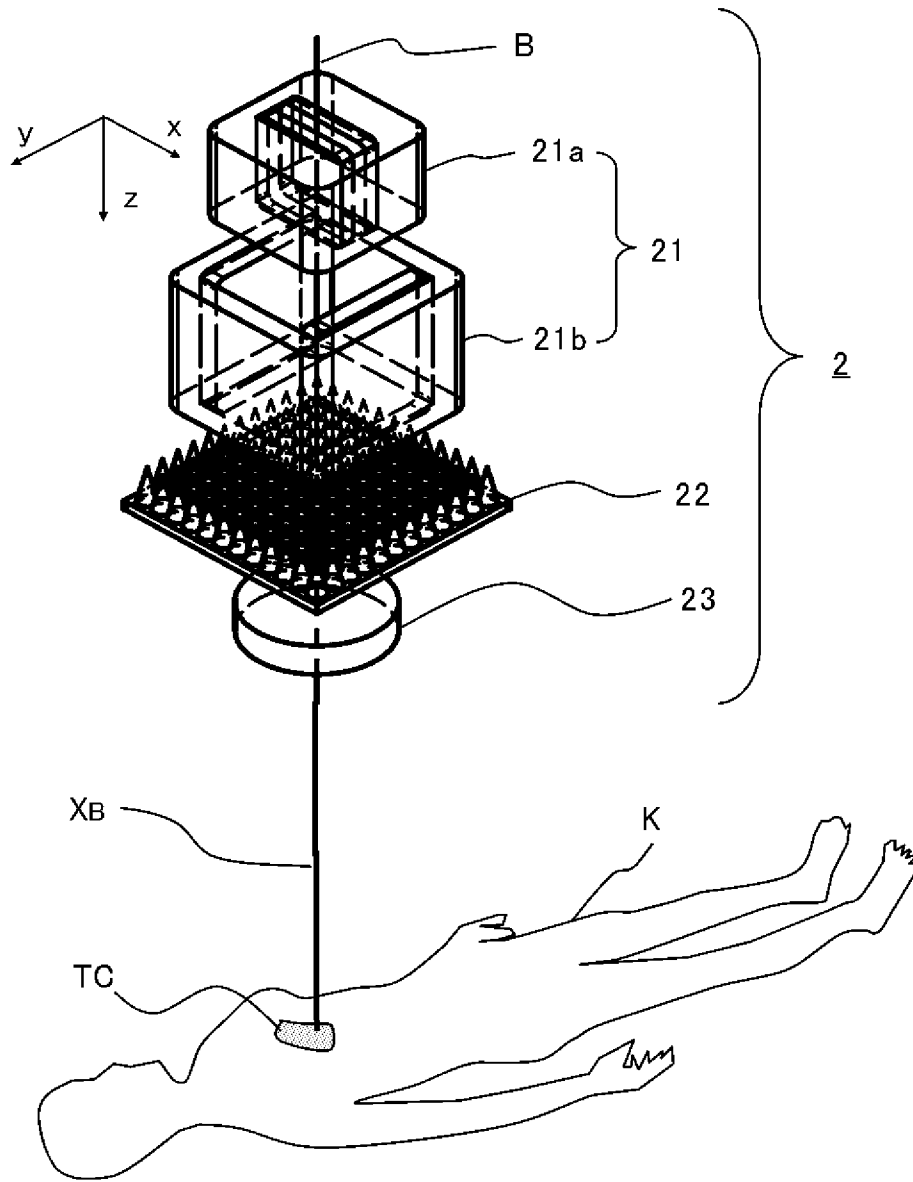
[請求項6] 前記所定範囲は、照射対象となっていたスポットの位置に応じて設定されることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の粒子線治療装置。

[請求項7] 前記所定期間は、前記加速器が ON から OFF に切り替えられた時点から前記粒子線の出射を停止するまでにかかる時間に基づいて定められることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の粒子線治療装置。

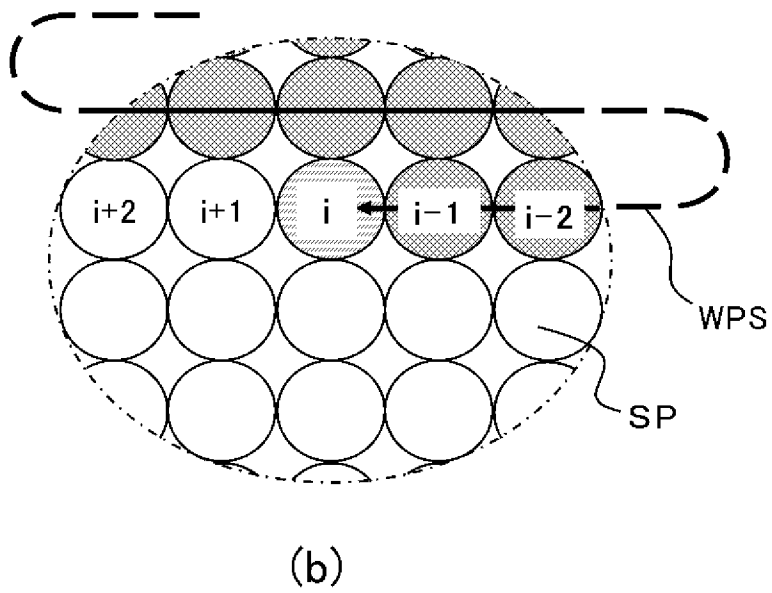
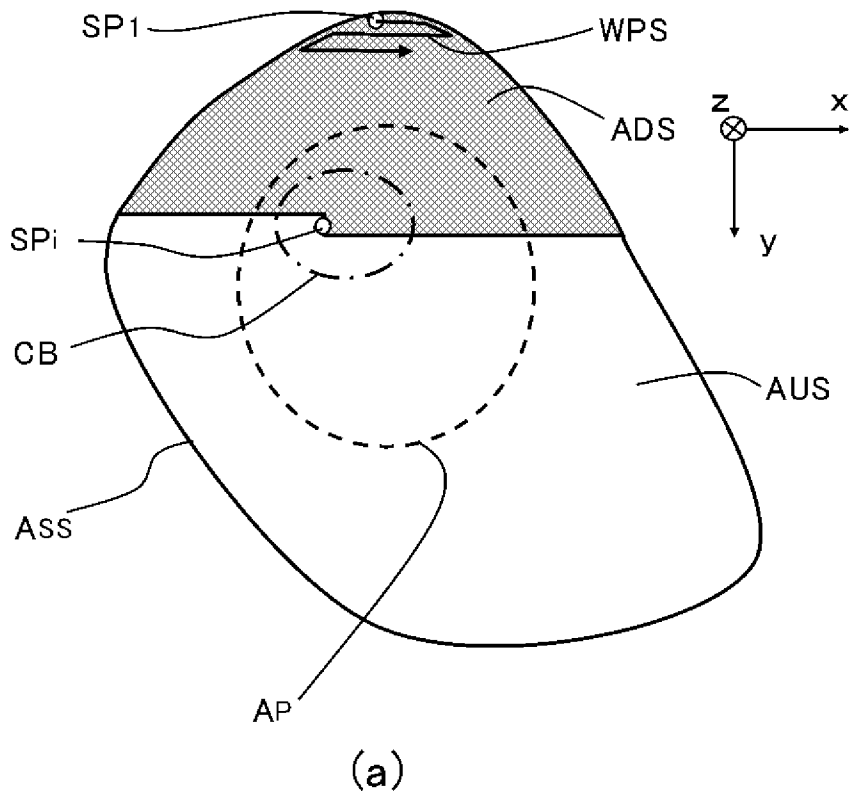




[図2]

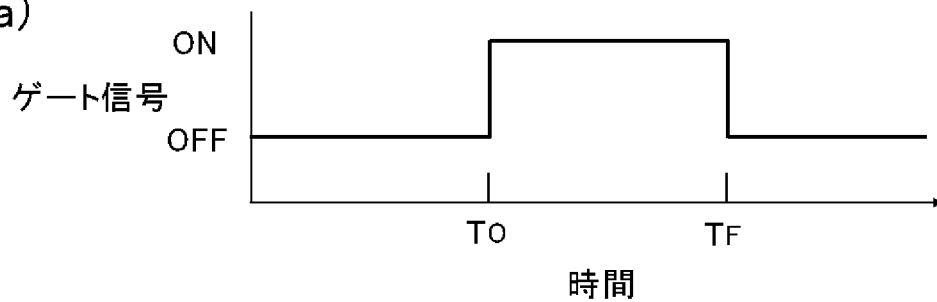


[図3]

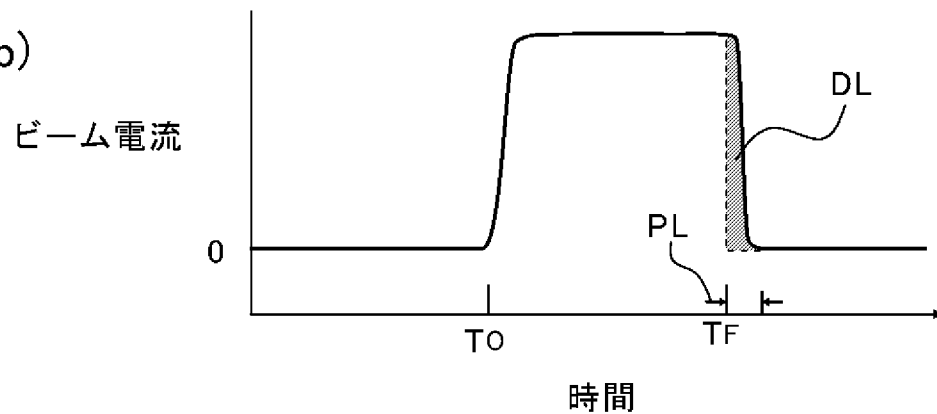


[図4]

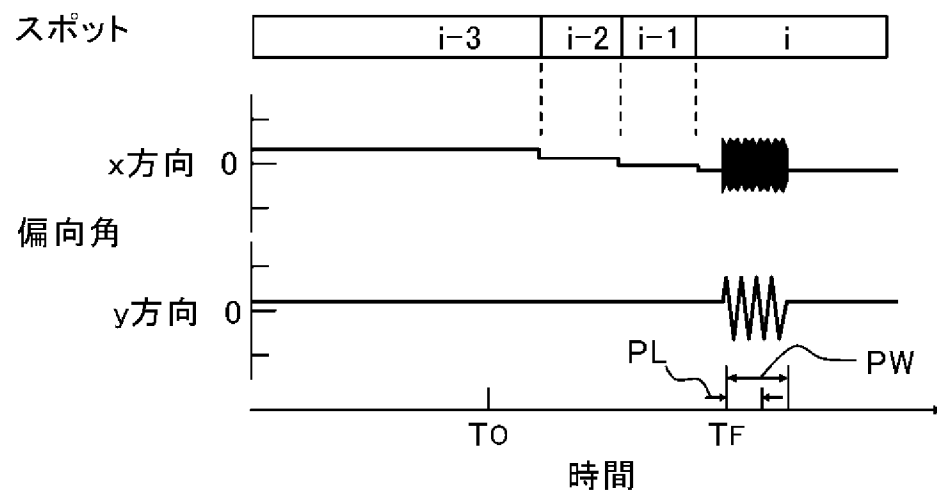
(a)



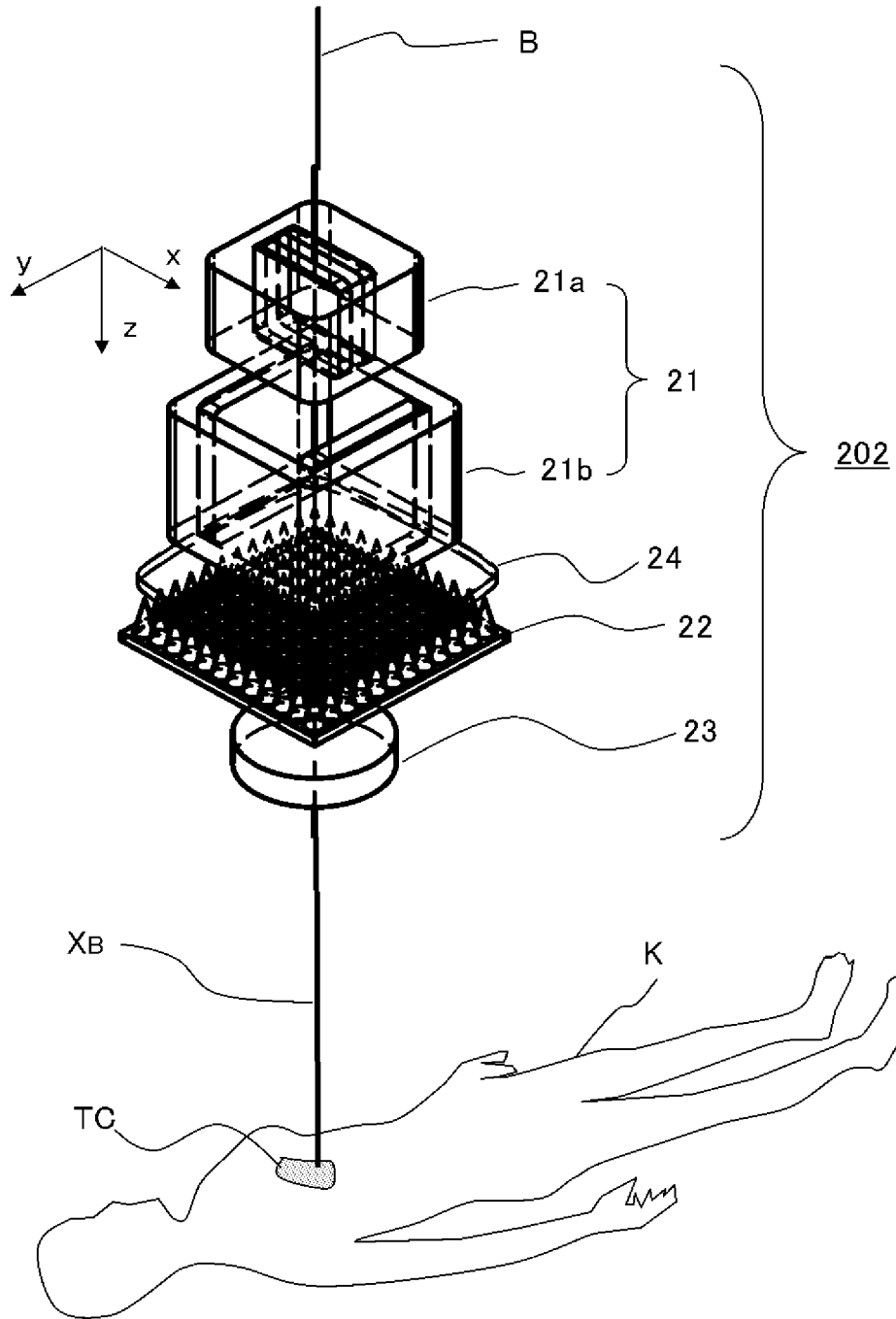
(b)



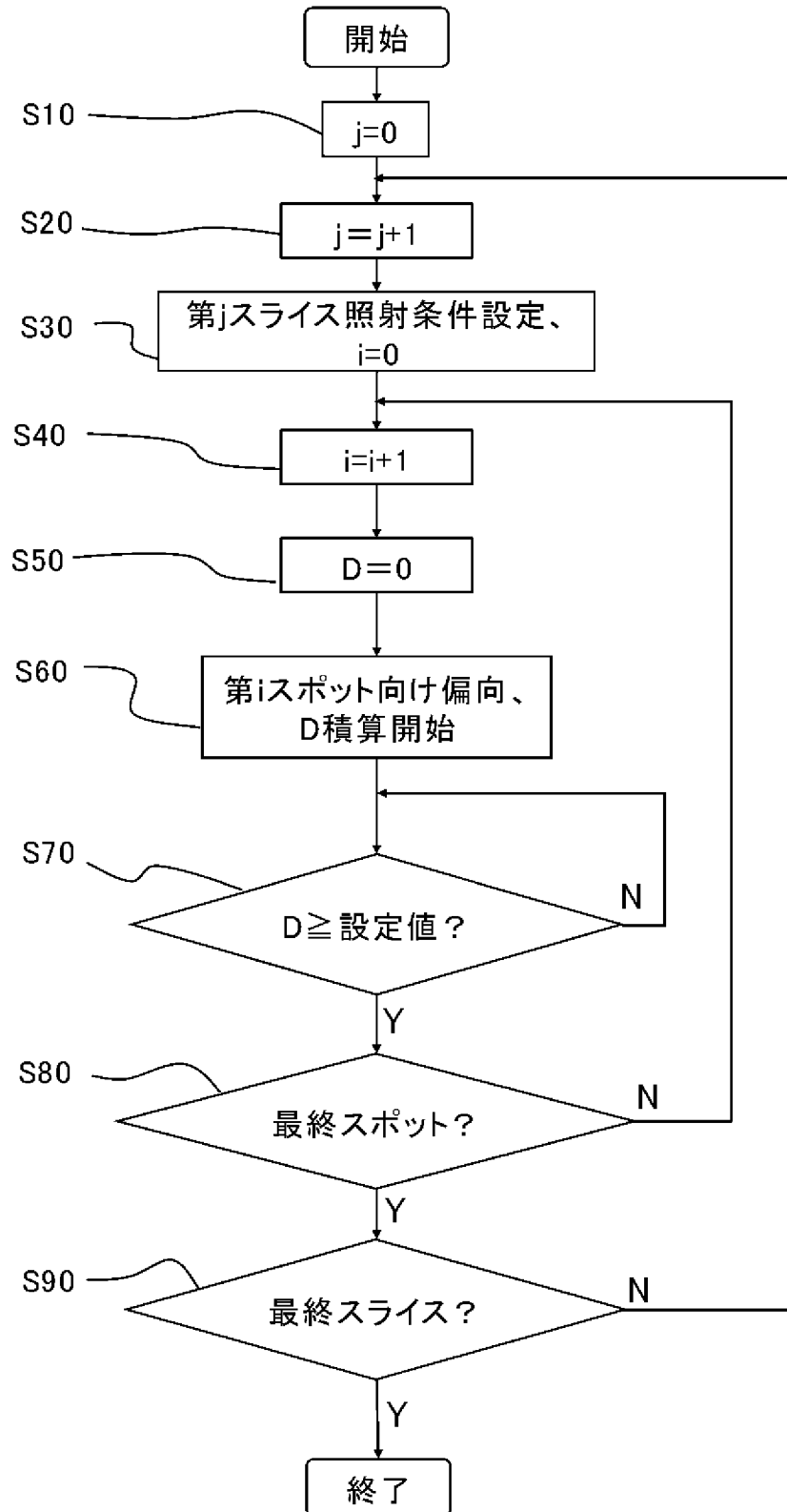
(c)



[図5]



[図6]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2011/055639

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

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)

A61N5/10

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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	JP 2011-378 A (Hitachi, Ltd.), 06 January 2011 (06.01.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 2009-66106 A (Toshiba Corp.), 02 April 2009 (02.04.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 2007-311125 A (Mitsubishi Electric Corp.), 29 November 2007 (29.11.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-7

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

“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

“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  
11 May, 2011 (11.05.11)

Date of mailing of the international search report  
24 May, 2011 (24.05.11)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2011/055639

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 2006-145213 A (Hitachi, Ltd.), 08 June 2006 (08.06.2006), entire text; all drawings & US 2006/0102856 A1 & EP 1656966 A1 & DE 602005014923 D	1-7



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	1971-2011年
日本国実用新案登録公報	1996-2011年
日本国登録実用新案公報	1994-2011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	JP 2011-378 A (株式会社日立製作所) 2011.01.06, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2009-66106 A (株式会社東芝) 2009.04.02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2007-311125 A (三菱電機株式会社) 2007.11.29, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-7

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、一般的な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

11.05.2011

国際調査報告の発送日

24.05.2011

国際調査機関の名称及びあて先  
 日本国特許庁 (ISA/JP)  
 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)	31	2925
松永 謙一		
電話番号 03-3581-1101 内線	3346	

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 2006-145213 A (株式会社日立製作所) 2006.06.08, 全文, 全図 & US 2006/0102856 A1 & EP 1656966 A1 & DE 602005014923 D	1-7