

(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
2011年7月7日(07.07.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/080942 A1

- (51) 国際特許分類:
A61N 5/10 (2006.01) G21K 1/093 (2006.01)
G21K 1/02 (2006.01) G21K 5/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/063253
- (22) 国際出願日: 2010年8月5日(05.08.2010)
- (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 2009-298316 2009年12月28日(28.12.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人群馬大学(National University Corporation Gunma University) [JP/JP]; 〒3718510 群馬県前橋市荒牧町四丁目2番地 Gunma (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 鳥飼 幸太 (TORIKAI Kota) [JP/JP]; 〒3710034 群馬県前橋市昭和町三丁目3番2号 国立大学法人群馬大学内 Gunma (JP). 山田 聡(YAMADA Satoru) [JP/JP]; 〒3710034 群馬県前橋市昭和町三丁目3番2号 国立大学法人群馬大学内 Gunma (JP).
- (74) 代理人: 中川 邦雄 (NAKAGAWA Kunio); 〒3050051 茨城県つくば市二の宮2-1-7 つくば国際特許事務所 Ibaraki (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, 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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

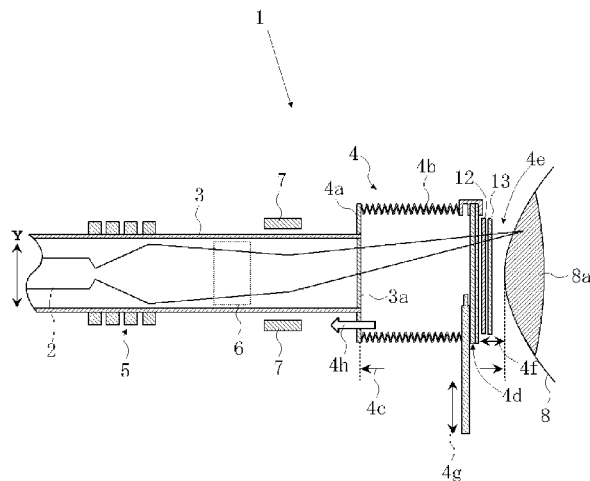
規則 4.17 に規定する申立て:

[続葉有]

(54) Title: BEAM IRRADIATION APPARATUS AND BEAM IRRADIATION CONTROL METHOD

(54) 発明の名称: ビーム照射装置及びビーム照射制御方法

[図1]



(57) Abstract: Disclosed is a beam irradiation apparatus, which can shape a beam into a beam having an extremely small diameter that has not been conventionally achieved, and controls the beam diameter with high accuracy, and furthermore, controls the beam range and the beam trajectory. Also disclosed is a beam irradiation control method, whereby the range of the irradiation field on the subject to be irradiated with the beam can be highly accurately controlled. The beam irradiation apparatus is composed of: a transfer pipe, which is to be a transfer path for the beam taken out from an accelerator, and which has been subjected to vacuum; a quadrupole magnet, which controls the beam diameter such that the beam is inputted to the subject in the atmosphere, while maintaining a convergent angle; and one or more movable range shifters, which are provided at a variable distance from the subject, and control the beam range by reducing the beam energy by passing through the beam. The beam irradiation apparatus controls the beam diameter and the beam range, and radiates the beam to the subject.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2011/080942 A1



— 発明者である旨の申立て (規則 4.17(iv))

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

【課題】従来になく極めて細いビーム径に成形できるとともに、高精度にビーム径を制御し、さらにビーム飛程及びビーム軌道をも制御できるビーム照射装置及び、照射対象での照射野の範囲を高精度で制御できるビーム照射制御方法を提供する。【解決手段】加速器から取り出されたビームの輸送路となる真空排気された輸送管と、大気中に存在する照射対象に対し、ビームが収束角を維持しながら入射するようビーム径を制御する4極電磁石と、ビームの照射対象と距離可変に設けられるとともにビームを通過させてビームエネルギーを低下させビーム飛程を制御する1以上の可動レンジシフタとからなり、ビーム径及びビーム飛程を制御し、照射対象にビームを照射させることを特徴とするビーム照射装置の構成とした。

明 細 書

発明の名称： ビーム照射装置及びビーム照射制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、ビームの照射制御に関し、より詳しくは加速器から取り出されたビームの径を極めて細く成形し、さらにビーム径、飛程及びビーム軌道を制御できるビーム照射装置、及び照射対象での照射野の範囲を高精度で制御できるビーム照射制御方法に関する。

背景技術

[0002] がん治療において、炭素線などの重粒子線治療は腫瘍への高い生物学的効果、高い線量集中性、病巣周辺での正常組織における低い被曝を特徴とする。公知の重粒子線治療では、CT等による事前測定に基づく治療部位の確認、治療部位に応じてビーム径、ビーム飛程、スキャン幅の決定を行う治療計画立案および、計画に従って照射するプロセスが存在する。治療照射を実現する治療装置は、輸送中のビーム径とビーム照射位置を制御するため、ビーム輸送ラインに4極電磁石を設けるとともに、照射対象内での厚さと位置を可変とするリッジフィルタならびにレンジシフタを設けている。最適な照射条件は、ビームシミュレーションにより実施され、最適なビーム径、ビーム飛程、スキャン幅が決められる。重粒子のビーム輸送系を構築するためには、ビーム利用の要求スペックを満足するために、高真空度の輸送管と、ビーム形状の成形、ビーム軌道を制御する各種電磁石によって構成されるビーム輸送光学設計が必要である。また、工作精度、価格の両面からビーム輸送系を構成する要素重量は小さいことが望まれる。このため、各種電磁石の重量を減らすために輸送管の内径は直径数10mm程度とされる（21世紀のがん治療 重粒子線治療の基礎と臨床 辻井博彦 編、医療科学社、ISBN4-900770-83-3 C3047）。

[0003] 他方、がん治療においては骨盤臓器全体への照射などに対応するため、照射野は直径210mm程度必要とされている。この要請を満たすため、特許

文献 1 には、従来から行われているビーム照射制御方法（ワブラー照射法）が紹介されている（1）。

[0004] ワブラー照射法では、高精度に照射野を形成するためにビーム軌道を円状に偏向させるワブラー電磁石によりサイズを拡大し、一様な照射野を金属コリメータ等でがんの断面形状に併せて形成するというものである。しかし、金属コリメータを採用した場合、製作に時間及び費用がかかる。加えて、拡大ビームを金属で成形する際に、中性子線やガンマ線、陽子線などの意図しない放射線が発生し、正確な線量見積もりに影響を及ぼす問題点があった。

[0005] そこで、特許文献 1 に記載の発明「荷電粒子ビーム装置およびその運転方法」が提案された。特許文献 1 に記載の発明は、患部形状等の情報に基づき予め、演算装置 131 でビームの水平方向の照射点と必要な線量を定めておき、水平方向の照射点の間隔は、散乱体 300 で広げたビームの径の半分程度以下にすることが望ましく、照射位置設定用の電磁石 220、221 の電源装置 160 を制御装置 132 で制御し、荷電粒子ビームの損失を少なくして、均一な照射野を形成することができるというものである（2）。

[0006] その原理は、図 4 に示すビーム照射装置 1a のように、ビーム 2 は真空の輸送管 3 の端部に設けられた散乱体 9 を通過し、大気中に取り出した後、ビーム 2 を 2 次元（水平方向（X 軸方向）、垂直方向（Y 軸方向））に X Y 軸方向スキャンニング電磁石 6、7 で走査させて照射対象 8 にビーム 2 を照査制御（スキャンニング法）する。

[0007] また、特許文献 1 の発明では、図 4 に示すように、ビームエネルギーを低下する厚さ可変な減速材（レンジシフタ 11）を X Y 軸方向電磁石 6、7 の後に備え、ビーム 2 がレンジシフタ 11 を通過することで体内でのビームの到達距離（飛程）が調節される。さらに、リッジフィルタ 10 で、進行方向にビーム 2 を拡散させ、照射対象 8 内での広い照射野を得る。しかしながら、レンジシフタ 11 を通過することで、ビーム 2 は「拡散」するため、従来（2）においては、ビーム径約 10 mm 程度が限界であった。

[0008] 図 5 には、図 4 のビーム照射装置において、レンジシフタ厚を変えてビー

ム飛程を変化させたときの照射対象内でのビーム径変化を計算した結果を示した。ビームエネルギーを 235 MeV/u 、散乱体9と体表面との距離 2 mm と設定し、ビーム挙動計算ソフト「Win Agile」で計算した。図3においても同じ。

[0009] 図5は、縦軸(D)がビーム径(mm:ミリメートル)であり、横軸(R)がビーム飛程(R:ミリメートル)である。A矢印で示す枠左端は、照射対象8の表面である。縦軸0がビーム中心である。図5では、ビーム直径は約 2 mm とした。横軸(R)は0(照射対象の表面A)から 350 mm とした。

[0010] 「a」はレンジシフタ11厚 30 mm としたときのビーム挙動である。このときのビーム2の到達点での最大ビーム径は 3.828 mm であった。「b」はレンジシフタ11厚 20 mm としたときのビーム挙動である。このときのビーム2の到達点での最大ビーム径は 3.666 mm であった。「c」はレンジシフタ11厚 10 mm としたときのビーム挙動である。このときのビーム2の到達点での最大ビーム径は 3.3486 mm 、「d」はレンジシフタ11厚 0 mm としたときのビーム挙動である。このときのビーム2の到達点での最大ビーム径は 3.342 mm であった。

[0011] ビーム飛程が、「a」と「d」では 30 mm 異なるが、そのときの最大ビーム径は、約 0.5 mm 程度の差となる。

[0012] また、ビーム径を制御するビーム照射装置として、特許文献2に記載の発明「粒子線照射装置及び粒子線治療装置」も公開されている。特許文献2に記載の発明は、荷電粒子線のエネルギーを低下させる可変レンジシフタ4と、可変レンジシフタ4で低下した荷電粒子線のエネルギーに応じて励磁量が制御されて、可変レンジシフタ4での散乱による前記荷電粒子線の発散を収束させる4極電磁石6と、荷電粒子線のビーム軌道を変化させるスキャニング電磁石8とを備えてなり、レンジシフタでの散乱による荷電粒子線のビーム径の増加を低減して、被照射体への空間的に精密な照射が可能な小さなビーム径の荷電粒子線を供給できるとともに、レンジシフタを患者から離れた位

置に配置して、その移動音等による威圧感を無くすることができるというものである。

- [0013] 特許文献2において、輸送管から出射された非真空下のビーム軌道に4極電磁石6を採用しているが、その配置は可変レンジシフタ4の下流であり、可変レンジシフタ4の通過によってビームのベータatron関数は破壊され、かつビームエミッタンスが増大するので、実際にビームの収束を行う場合には、可変レンジシフタ4と4極電磁石6の間に10m程度の距離をとる必要が生じる。一般に、輸送管、出射ノズルを含む照射ポートの直線部は10m以下であるため、可変レンジシフタ4の下流に4極電磁石6が配置されても、ビーム径を照射対象内まで小サイズで維持する配置を計画することは極めて困難である。また、可変レンジシフタ4の厚さによって上述の通りビーム径は0.5mm程度変化するため、ビーム径の変化を調節するには、4極電磁石6の励磁パターンを厚さの異なる可変レンジシフタ6ごとに高精度に調整する必要がある。しかし、4極電磁石6電源の精度管理及びパターン数の増大への対応から、実用には多大な労力を必要とする。従って、特許文献2に開示の技術では現実的に数mm以下のビーム径を成形することは困難である。

- [0014] これまで、ターゲット中において直径数mm程度以下の治療用ビームをコリメータを用いずに形成する技術は知られていない。また、広範囲の照射野を確保しつつ、照射対象8内でのビームスポットサイズを高精度、例えば0.1mm以下に制御する方法についても知られていない。

先行技術文献

特許文献

- [0015] 特許文献1：特開平10-118204号公報
特許文献2：特開2009-22797号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0016] そこで、本発明は、従来にない極めて細いビーム径に成形できるとともに、高精度にビーム径を制御し、さらにビーム飛程及びビーム軌道をも制御できるビーム照射装置及び、照射対象での照射野の範囲を高精度で制御できるビーム照射制御方法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

[0017] 本発明は、上記課題を解決するために、加速器から取り出されたビームの輸送路となる真空排気された輸送管と、大気中に存在する照射対象に対し、ビームが収束角を維持しながら入射するようビーム径を制御する4極電磁石とからなることを特徴とするビーム照射装置の構成とした。さらに、ビームの照射対象と距離可変に設けられるとともにビームを通過させてビームエネルギーを低下させビーム飛程を制御する1以上の可動レンジシフタとを備え、前記可動レンジシフタと前記照射対象間の非真空のスペースを第2のレンジシフタとし、ビーム飛程を制御し、照射対象にビームを照射させることを特徴とする前記記載のビーム照射装置の構成とした。前記可動レンジシフタが、前記輸送管の端部に隔壁を介して伸縮可能に接続し真空排気された出射ノズルの先端に位置することを特徴とする前記記載のビーム照射装置の構成とした。前記可動レンジシフタが、可動レンジシフタ毎にビーム軸上に対し挿入及び退避可能で、可動レンジシフタの厚さ可変としたことを特徴とする前記何れかに記載のビーム照射装置の構成とした。さらに、前記4極電磁石の下流の前記輸送管の外周に、対向して配置された1対のX軸方向スキャンニング電磁石と、対向して配置された1対のY軸方向スキャンニング電磁石とを備え、ビーム軌道を制御することを特徴とする前記何れかに記載のビーム照射装置の構成とした。

[0018] 加えて、加速器から高真空度の輸送管に取り出されたビームを4極電磁石によって前記輸送管内で強収束させ、ビーム径を制御し、照射対象にビームを照射することを特徴とするビーム照射制御方法の構成とした。さらに、前記輸送管に隔壁を介して接続されビームの照射対象と距離可変に設けられビームエネルギーを低下させビーム飛程制御する1以上の可動レンジシフタに

通し、さらに前記可動レンジシフタと前記照射対象間の距離可変な非真空のスペースを通過させ、ビーム飛程を制御して照射対象にビームを照射することを特徴とする前記記載のビーム照射制御方法の構成とした。前記スペースの距離を、0～100cmの範囲で変動させ、ビーム径及びビーム飛程を制御することを特徴とする前記記載のビーム照射制御方法の構成とした。前記強収束が、照射対象までビームを収束角で維持させることを特徴とする前記何れかに記載のビーム照射制御方法の構成とした。

又、加速器から取り出されたビームの輸送路となる真空排気された輸送管と、大気中に存在する照射対象に対し、ビームが収束角を維持しながら入射するようビーム径を制御する4極電磁石と、前記輸送管の端部に隔壁を介して伸縮可能に接続し真空排気された出射ノズルの先端にビームの照射対象と距離可変に設けられるとともに、可動レンジシフタ毎にビーム軸上に対し挿入及び退避可能で可動レンジシフタの厚さ可変とし、ビームを通過させてビームエネルギーを低下させビーム飛程を制御する1以上の可動レンジシフタと、さらに、前記4極電磁石の下流の前記輸送管の外周に、対向して配置された1対のX軸方向スキャンニング電磁石と、対向して配置された1対のY軸方向スキャンニング電磁石とを備え、前記可動レンジシフタと前記照射対象間の非真空のスペースを第2のレンジシフタとし、ビーム径、ビーム軌道、ビーム飛程を制御し、照射対象にビームを照射させることを特徴とすることを特徴とする医療用の重粒子線治療装置の構成とした。

発明の効果

- [0019] 本発明は、上記構成により以下の効果を発揮する。本発明は、可動レンジシフタの上流の輸送管内でビームを照射対象付近においても収束角を保てるほど強く収束させる4極電磁石を採用することで、照射対象においてビーム径を数mm以下まで極めて細く成形することが可能になる。
- [0020] また、本発明では、ビーム径を数mm以下に0.1mm単位程度、さらには0.01mm程度の高精度で照射制御できるので、照射対象が人体である場合には、従来のビーム照射治療よりも、病巣に対して、高精度に、効果的

にビームを照射することが可能となり、正常部位への損傷（被曝）が少なく、患者への負担が軽減する。本発明をビーム照射治療に応用した場合、多くの疾病に利用でき、応用範囲が広く、かつ低コストでビーム照射治療が可能になる。例えば、施術困難な脳下垂体腫瘍、血管内腫瘍、さらに加齢黄斑変性症などのビーム照射治療に好適である。

[0021] また、本発明では、照射形状を作る目的でビームライン上に設置する物体、たとえば金属コリメータなどの照射野形成器具、リッジフィルタが必須ではないので、ビームが物体に衝突する際発生する中性子や散乱粒子の発生による線量の見積誤差を低減でき、照射線量の見積もりを高精度にすることができる。

[0022] さらに、最終収束のために、照射対象のごく近傍に4極電磁石を必要としないため、照射野を従来の拡散ビームによる照射と同様に広く確保することができる。そして4極電磁石を励磁させなければ、従来の上記ビーム照射（1）、（2）での運転も可能である。

[0023] 加えて、加速器はサイクロトロン、シンクロトロンの種別を問わず、陽子、重粒子などの粒子イオン種も問わず、汎用性が高い。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]本発明のビーム照射装置の模式図である。

[図2]本発明であるビーム照射装置におけるビーム輸送時のビーム径変化の計算結果である。

[図3]図1のビーム照射装置において、可動レンジシフタ厚及び可動レンジシフタと照射対象の距離を変えて、ビーム飛程を変化させたときの照射対象内でのビーム径変化を計算した結果である。

[図4]従来のビーム照射装置の模式図である。

[図5]図4のビーム照射装置において、レンジシフタ厚を変えてビーム飛程を変化させたときの照射対象内でのビーム径変化を計算した結果である。

発明を実施するための形態

[0025] 以下、本発明であるビーム照射装置及びビーム照射制御方法について説明

する。

実施例 1

- [0026] 図 1 に示すように、本発明の一例であるビーム照射装置 1 は、輸送管 3 と、可動レンジシフタ 4 d を備える出射ノズル 4 と、4 極電磁石 5 と、X Y 軸方向スキャンニング電磁石 6、7 とからなる。
- [0027] 輸送管 3 は、従来から使用されているものと同様で、加速器に接続され、加速器から取り出されたビームが照射対象に向け通る高真空度の中空の管である。
- [0028] 出射ノズル 4 は、隔壁 3 a を介して輸送管 3 に拡張して連設する拡張部 4 a と、拡張部 4 a に接続し伸縮自在な伸縮部 4 b と、伸縮部 4 b の反輸送管 3 側端部にスライド 4 g 自在に設けられた可動レンジシフタ 4 d からなり、真空のまま輸送管 3 に連設する。伸縮部 4 b は、所謂蛇腹形状でかつ、ステンレスなど金属素材で真空排気 4 h に耐える構造である。隔壁 3 a は、輸送管 3 と出射ノズル 4 との真空度を遮断する。
- [0029] ただし、出射ノズル 4 内部は、シンクロトロン中のチャンバ一程の高い真空度（ 10^{-7} Pa 程度）である必要はなく、空気が散乱物質として無視できる程度の低い真空到達度（1 Pa 程度以下）で十分機能を発揮する。
- [0030] 可動レンジシフタ 4 d と照射対象 8 との間は、普通は大気雰囲気、酸素、窒素、その他気体、水蒸気が混在して存在する。従って、ビーム 2 がスペース 4 e を通過することで、エネルギーが低下する。即ち、スペース 4 e は第 2 のレンジシフタとして機能する。このため、伸縮部 4 b を伸縮させ、可動レンジシフタ 4 d の先端と照射対象 8 とのスペース 4 e の距離 4 f を変更させることで、ビーム飛程を制御することができる。
- [0031] 可動レンジシフタ 4 d は、ビームエネルギーを低下させ、照射対象 8 内のビーム飛程を制御する。素材等、従来から使用されているものと同様で、複数枚の必要に応じて厚さの異なるアクリルなどのプラスチック板である。
- [0032] なお、可動レンジシフタ 4 d の位置移動は、図 1 に限定されるものではなく、輸送管 3 の端部内部で移動可能に設けられてもよい。可動レンジシフタ

4 dの移動方式は外部からの信号により、照射の移動幅 4 cを移動でき、任意の位置に固定できれば特に限定されない。

[0033] 可動レンジシフタ 4 dと照射対象 8との距離 4 fは、0 cm～100 cm程度が望ましい。可動レンジシフタ 4 dと照射対象 8とのスペース 4 eは、通常空気層であるので、ビーム 2は拡散する。殆どすべてのビーム照射においては、照射対象よりも手前でビーム焦点が結ばれる。焦点以降のビーム 2は発散角となるが、スペース 4 eの距離 4 fが100 cm以上あると、発散角での照射野 8 aへの入射では小径のビームを生成できないだけでなく、精度よいビーム径の制御ができない。従って、輸送管 3は、照射対象 8に接するか、その近傍まで延設することが必要である。

[0034] 4極電磁石 5は、輸送管 3の外周に配置され、可動レンジシフタ 4 d上流の輸送管 3内でビーム 2を強収束させる従来から加速器で使用されているビーム収束用の電磁石である。この強収束は、可動レンジシフタ 4 d、スペース 4 e、照射対象 8を通過しても、収束角を維持できることを要する。ビーム 2の収束幅の制御は、4極電磁石 5でビーム径を十分拡大するようにビーム 2を輸送し、X軸及びY軸方向に同時に収束するように4極電磁石 5を励磁する。このようにすれば、照射対象内までビームを収束角のまま到達させることができる。

[0035] X軸方向スキャンニング電磁石 6は、4極電磁石 5と可動レンジシフタ 4 dとの間の輸送管 3の外周に、対向して配置された1対の電磁石で、1対の電磁石に通電する電流を変化させることで、フレミングの法則によりビーム 2に時間ごとに異なった偏向力を与え、X軸方向のビーム軌道を制御する。

[0036] Y軸方向スキャンニング電磁石 7は、4極電磁石 5と可動レンジシフタ 4 dとの間の輸送管 3の外周に、対向して配置された1対の電磁石で、X軸方向スキャンニング電磁石 6と同様に、Y軸方向のビーム軌道を制御する。

[0037] また、XY軸方向スキャンニング電磁石 6、7を備え、出射ノズル 4が拡張されていることから、輸送管 3の径以上の広範囲の照射野 8 aを確保することができる。さらに、4極電磁石 5を励磁させなければ、従来同様の拡散

状のビーム径の照射も可能である。

- [0038] さらに、従来から使用されているビームの線量モニタ 1 2、位置モニタ 1 3 をスペース 4 e に備える。なお、出射ノズル 4 内に線量モニタ 1 2、位置モニタ 1 3 を可動レンジシフタに近接（数mm以内）して設置してもよい。その場合、照射対象 8 への照射時には、ビーム軌道から退避できる必要がある。
- [0039] これら各種モニタによりビーム照射データが取得できるとともに、次回照射の調整データとすることもできる。また、必要に応じて、リッジフィルタ 1 0 を備えてもよい。リッジフィルタは、従来から使用されているものと同様で、ビーム進行方向にビームを拡散させ、ビーム進行方向の照射野を拡大させる。
- [0040] このようにしてなるビーム照射装置 1 は、従来同様、各モニタからのシグナルなどに基づき、ビーム軌道、線量を制御するとともに、さらに可動レンジシフタ 4 d の厚さ及びスペース 4 e の距離 4 f を変更し、ビーム径、ビーム飛程、さらにビーム軌道を高精度に制御することができる。図 1 では、Y 軸方向（図 1 中 Y 両矢印）に、Y 軸方向スキャンニング電磁石 7 により屈曲させられたビーム 2 軌道を表した。
- [0041] 図 2 は、図 1 の構成のビーム照射装置 1 におけるビーム輸送時のビーム径変化の計算結果である。図 2（A）が X 軸（水平）方向（図 2 中 X 両矢印）の断面位置のビーム径、（B）が X 軸と直交する Y 軸（垂直）方向（図 2 中 Y 両矢印）の断面位置のビーム径である。（A）（B）いずれも縦軸はビーム径（mm：ミリメートル）である。横軸はビーム輸送系長（m：メートル）であり、ここでは 9 m とした。
- [0042] 図 2（A）、（B）で明らかなように、ビーム照射装置 1 の構成であれば、ビーム 2 は 4 極電磁石 5 により強収束を受け、照射対象 8 に向け収束する。そして、照射対象 8 内での照射位置まで収束角を維持できる。従って、本発明でビームを照射すれば、極めて細いビーム径のまま照射対象 8 の照射野に到達させることができる。

- [0043] ビームを収束角で維持させる理由は、直径2～3mmのビーム径を照射対象8内でも維持するためである。本発明の強収束で得られるビーム径は、広い照射野をスキャン可能な条件を満たした状態で、これまでにない極めて径の小さなビームである。
- [0044] 収束角で取出さないビーム取出し方法では、金属スリットのコリメータを用いなければ直径2～3mmのビームは作りだすことはできなかった。また、金属スリットを用いた時点で、広い照射野を確保することはできない。広い照射野、小さなビーム径、0.1mm単位での照射調節能のいずれかの要請を満足させる設計はこれまでもあった。しかし、それら要請を同時に満足する設計は本発明のビーム照射装置が初めてである。本発明により、高精度粒子線治療ポートとしての利用と汎用照射ポートとしての利用を機器の配置変更なしに実現でき、従来二律背反であった高精度ビーム利用の実現と治療室の高効率運用を高水準に両立することが初めて可能になった。
- [0045] 図3に、図1のビーム照射装置において、可動レンジシフト厚及び可動レンジシフトと照射対象の距離を変えて、ビーム飛程を変化させたときの照射対象内でのビーム径変化の計算結果を示した。
- [0046] 図3の(A)、(B)ともに、横軸(R)が体表面Aから到達距離(R:ミリメートル)であり、ここでは350mmとした。縦軸(D)がビーム径(mm:ミリメートル)である。A矢印で示す枠左端は、照射対象8の表面である。縦軸0がビーム中心である。図3では、入射時のビーム直径は約2mmとした。なお、図(A)(B)中の一点鎖線は、ビーム径2mmのビームを輸送管3内で強収束させない従来の発散角で入射したときの計算結果である。
- [0047] 図3の破線「a」では可動レンジシフト4d厚を30mm、スペース4eを20mmとしたときのビーム挙動である。このときのビーム2の到達点での最大ビーム径は3.828mmであった。破線「b」では可動レンジシフト4d厚を2mm、スペース4eを150mmとしたときのビーム挙動である。このときのビーム2の到達点での最大ビーム径は3.918mmであつ

た。

[0048] 図3に示すように、本発明のビーム照射装置1では、可動レンジシフタ4d及びスペース4eの距離4fを変えてビーム飛程を変化させても、到達点での最大ビーム径は0.1程度の差しか生じず、極めて少ない。他方、発散角で入射した従来のビームのでは、入射した時点でのビームサイズが同一であるにも関わらず、到達点では入射時のビーム径から約5倍も拡大している。すなわち、従来法ではコリメータ等の器具を用いてどのようにビームサイズをあらかじめ小さくしても、ビーム自身の散乱により到達点付近ではビームサイズが増大する。また、図3(A)、(B)の輸送管3内で強収束させない従来のビームでは、スペース4eを変化させてもビーム飛程を変化させることができない。従って、4極電磁石により強収束させつつ、可動レンジシフタ4d厚及び距離可変なスペース4eを第2レンジシフタとすることで、ビーム径を0.1mm単位の極めて高精度で制御しつつビーム飛程を制御して、ビーム2を照射対象8に照射することが可能になる。

[0049] さらに、可動レンジシフタ4d厚、スペース4eの距離4fをより高精度で制御すれば、ビーム径を0.01mm単位程度でも十分制御可能である。図5のビーム飛程変化とビーム径の関係と対比しても明らかなように、本発明は、従来にないオーダーでのビーム径の制御が可能になった。

産業上の利用可能性

[0050] 本発明のビーム照射装置及びビーム照射制御方法は、加速器から取り出されたビームのビーム径を従来なく極めて細くすることができるとともに、ビーム径、ビーム飛程、ビーム軌道を高精度で制御することが可能であるので、高精度なビーム照射位置、ビーム照射野の制御が可能になる。従って、ビーム照射を用いる産業全般に利用でき、特にビーム照射装置、例えば、粒子線治療装置に極めて有効で、本発明の導入が期待される。

符号の説明

[0051] 1 ビーム照射装置
1 a ビーム照射装置

- 2 ビーム
- 3 輸送管
- 3 a 隔壁
- 4 出射ノズル
- 4 a 拡張部
- 4 b 伸縮部
- 4 c 移動幅
- 4 d 可動レンジシフト
- 4 e スペース
- 4 f 距離
- 4 g スライド
- 4 h 排気
- 5 4極電磁石
- 6 X軸方向スキャンニング電磁石
- 7 Y軸方向スキャンニング電磁石
- 8 照射対象
- 9 散乱体
- 10 リッジフィルタ
- 11 レンジシフト
- 12 線量モニタ
- 13 位置モニタ

請求の範囲

- [請求項1] 加速器から取り出されたビームの輸送路となる真空排気された輸送管と、大気中に存在する照射対象に対し、ビームが収束角を維持しながら入射するようビーム径を制御する4極電磁石とからなることを特徴とするビーム照射装置。
- [請求項2] さらに、ビームの照射対象と距離可変に設けられるとともにビームを通過させてビームエネルギーを低下させビーム飛程を制御する1以上の可動レンジシフタとを備え、前記可動レンジシフタと前記照射対象間の非真空のスペースを第2のレンジシフタとし、ビーム飛程を制御し、照射対象にビームを照射させることを特徴とする請求項1に記載のビーム照射装置。
- [請求項3] 前記可動レンジシフタが、前記輸送管の端部に隔壁を介して伸縮可能に接続し真空排気された出射ノズルの先端に位置することを特徴とする請求項2に記載のビーム照射装置。
- [請求項4] 前記可動レンジシフタが、可動レンジシフタ毎にビーム軸上に対し挿入及び退避可能で、可動レンジシフタの厚さ可変としたことを特徴とする請求項2又は請求項3に記載のビーム照射装置。
- [請求項5] さらに、前記4極電磁石の下流の前記輸送管の外周に、対向して配置された1対のX軸方向スキヤニング電磁石と、対向して配置された1対のY軸方向スキヤニング電磁石とを備え、ビーム軌道を制御することを特徴とする請求項1～請求項4の何れか1項に記載のビーム照射装置。
- [請求項6] 加速器から高真空度の輸送管に取り出されたビームを4極電磁石によって前記輸送管内で強収束させ、ビーム径を制御し、照射対象にビームを照射することを特徴とするビーム照射制御方法。
- [請求項7] さらに、前記輸送管に隔壁を介して接続されビームの照射対象と距離可変に設けられビームエネルギーを低下させビーム飛程制御する1以上の可動レンジシフタに通し、さらに前記可動レンジシフタと前記照

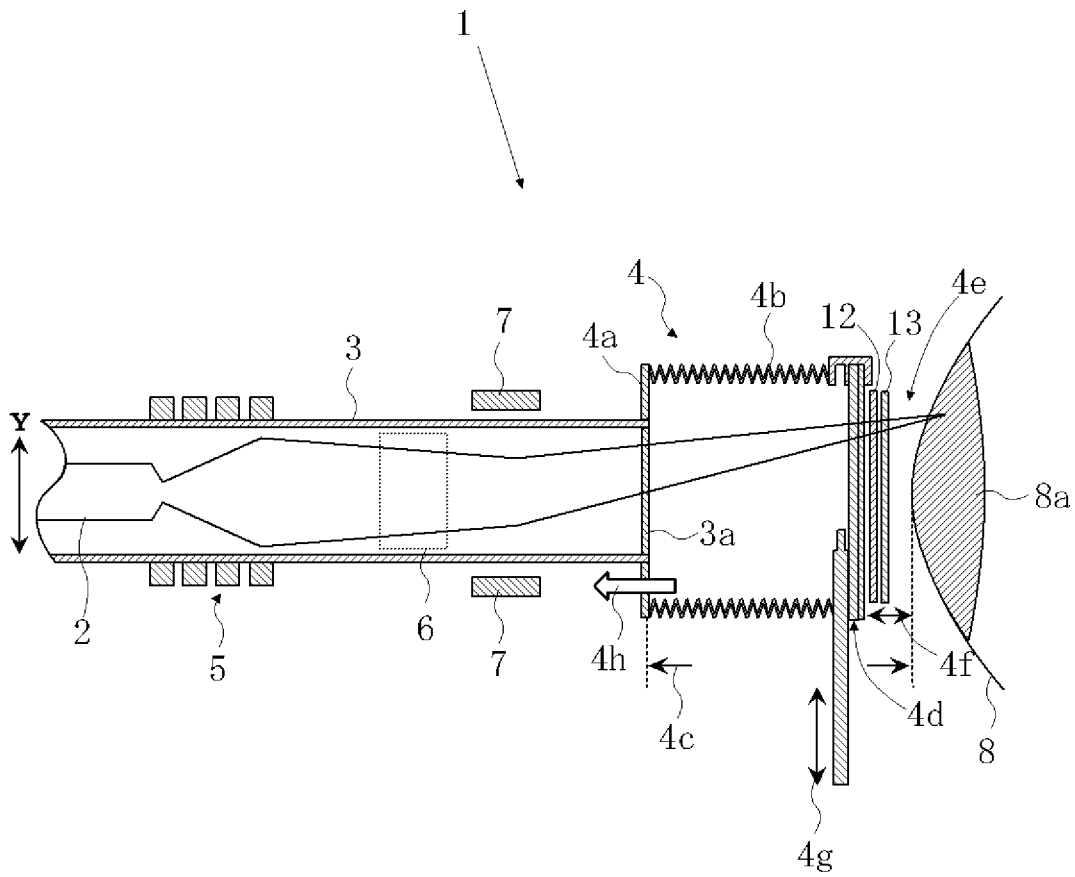
射対象間の距離可変な非真空のスペースを通過させ、ビーム飛程を制御して照射対象にビームを照射することを特徴とする請求項6に記載のビーム照射制御方法。

[請求項8] 前記スペースの距離を、0～100cmの範囲で変動させ、ビーム径及びビーム飛程を制御することを特徴とする請求項7に記載のビーム照射制御方法。

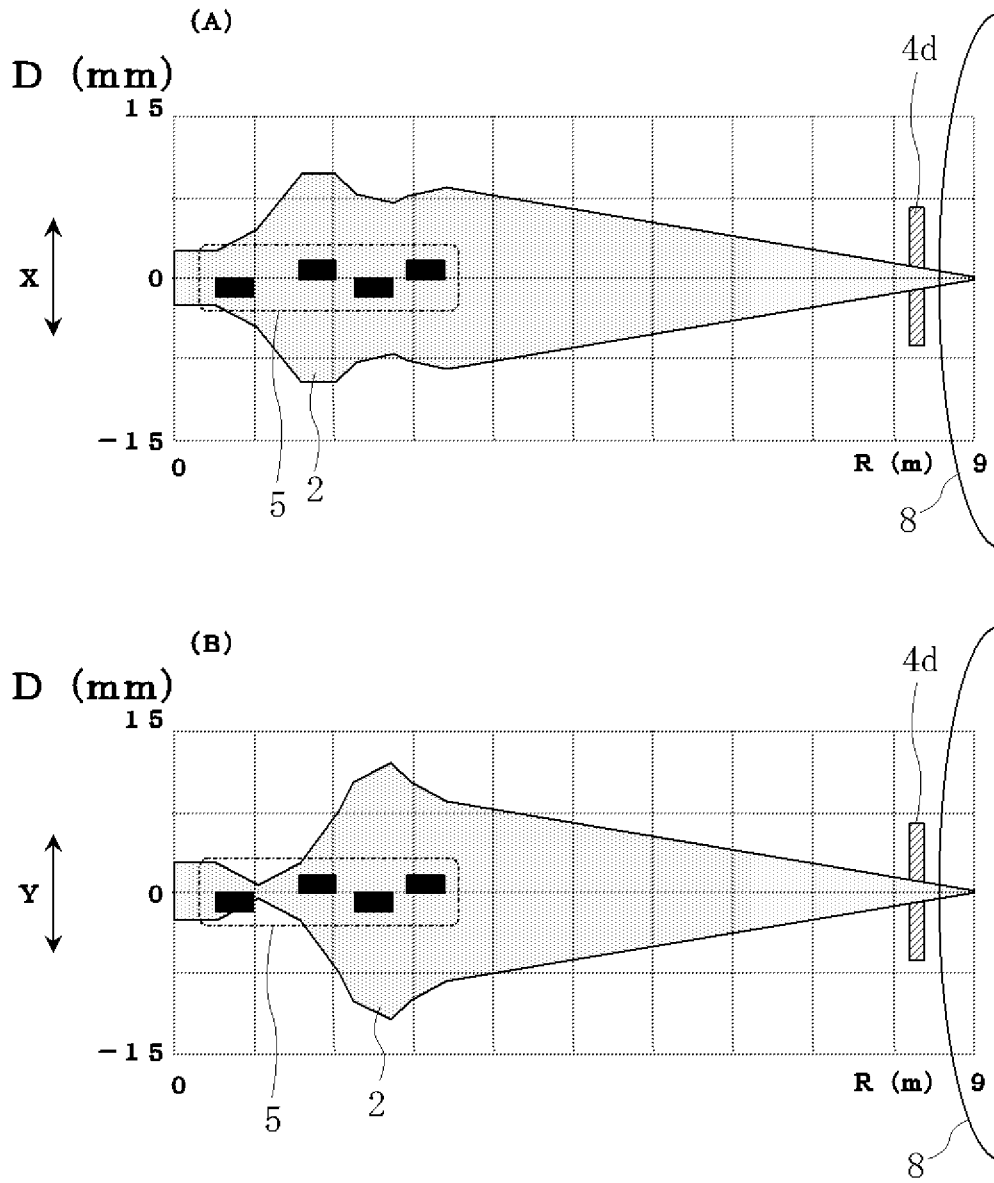
[請求項9] 前記強収束が、照射対象までビームを収束角で維持させることを特徴とする請求項6～請求項8の何れか1項に記載のビーム照射制御方法。

[請求項10] 加速器から取り出されたビームの輸送路となる真空排気された輸送管と、大気中に存在する照射対象に対し、ビームが収束角を維持しながら入射するようビーム径を制御する4極電磁石と、前記輸送管の端部に隔壁を介して伸縮可能に接続し真空排気された出射ノズルの先端にビームの照射対象と距離可変に設けられるとともに、可動レンジシフタ毎にビーム軸上に対し挿入及び退避可能で可動レンジシフタの厚さ可変とし、ビームを通過させてビームエネルギーを低下させビーム飛程を制御する1以上の可動レンジシフタと、さらに、前記4極電磁石の下流の前記輸送管の外周に、対向して配置された1対のX軸方向スキャンニング電磁石と、対向して配置された1対のY軸方向スキャンニング電磁石とを備え、前記可動レンジシフタと前記照射対象間の非真空のスペースを第2のレンジシフタとし、ビーム径、ビーム軌道、ビーム飛程を制御し、照射対象にビームを照射させることを特徴とする医療用の重粒子線治療装置。

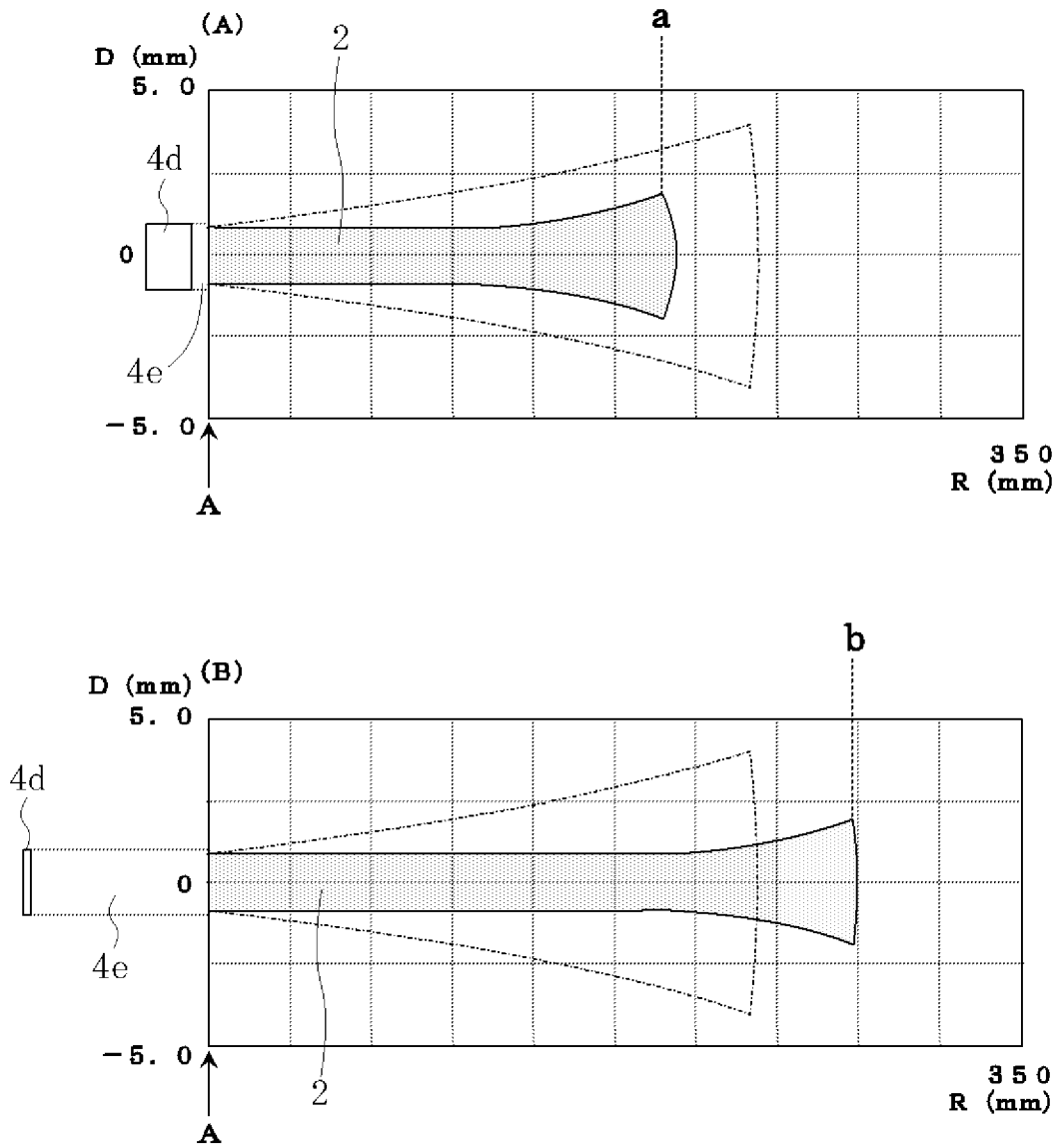
[図1]



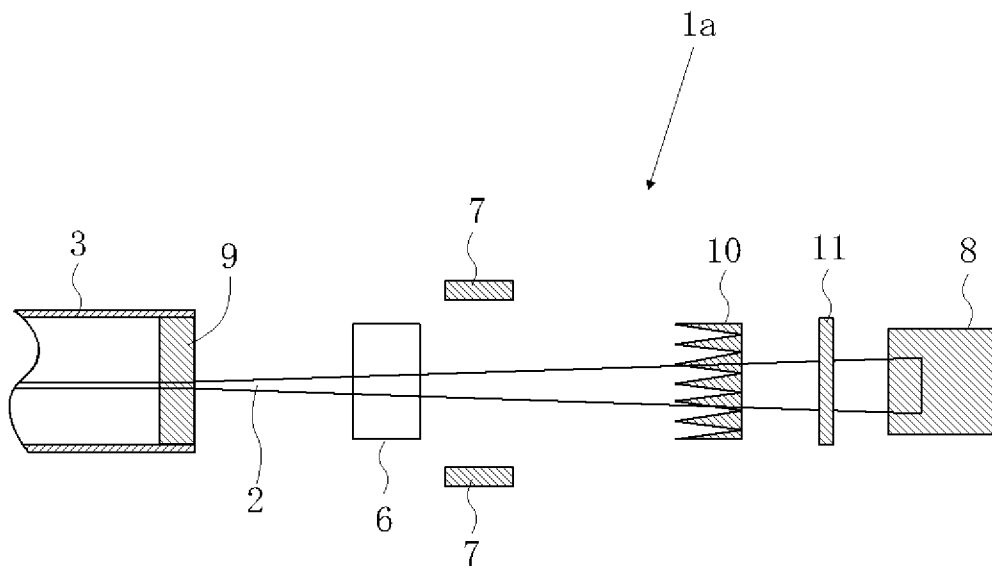
[図2]



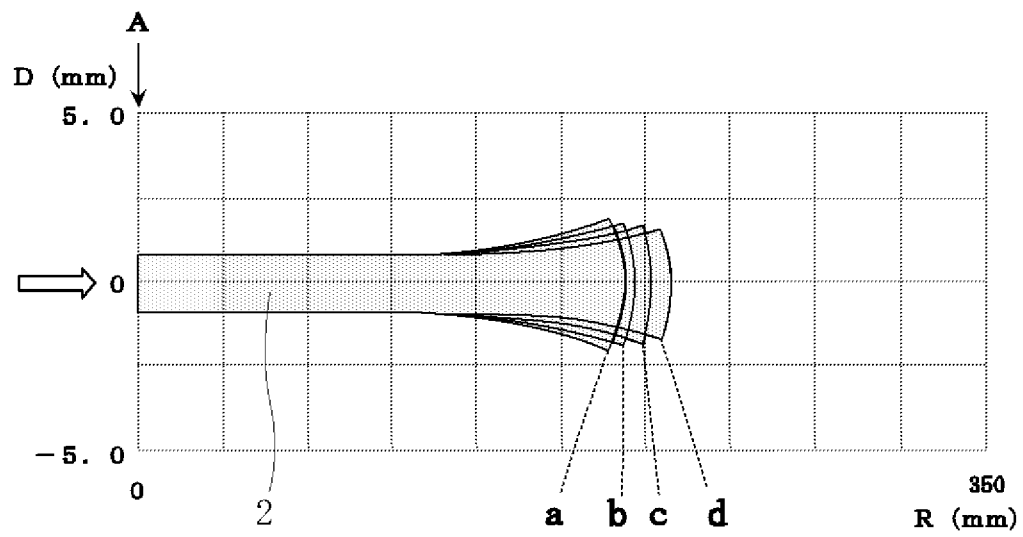
[圖3]



[図4]



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/063253

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N5/10(2006.01)i, G21K1/02(2006.01)i, G21K1/093(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)

A61N5/10, G21K1/02, G21K1/093, 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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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 2001-212253 A (Toshiba Corp.), 07 August 2001 (07.08.2001), entire text; fig. 1 to 12 (Family: none)	1-5, 10
Y	JP 2009-22797 A (Mitsubishi Electric Corp.), 05 February 2009 (05.02.2009), entire text; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-5, 10
Y	JP 2006-208200 A (National Institute of Radiological Sciences), 10 August 2006 (10.08.2006), entire text; fig. 1 to 12 (Family: none)	1-5, 10

 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
23 August, 2010 (23.08.10)Date of mailing of the international search report
31 August, 2010 (31.08.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/063253

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2001-562 A (Toshiba Corp.), 09 January 2001 (09.01.2001), entire text; fig. 1 to 9 (Family: none)	2-5, 10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/063253

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 6-9
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 6 to 9 pertain to methods for treatment of the human body by therapy and thus relate to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out a search under the provision of PCT Rule 39.1(iv).
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

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, G21K1/02(2006.01)i, G21K1/093(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. A61N5/10, G21K1/02, G21K1/093, 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	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010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 2001-212253 A (株式会社東芝) 2001.08.07, 全文, 第 1-12 図 (ファミリーなし)	1-5, 10
Y	JP 2009-22797 A (三菱電機株式会社) 2009.02.05, 全文, 第 1-5 図 (ファミリーなし)	1-5, 10
Y	JP 2006-208200 A (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2006.08.10, 全文, 第 1-12 図 (ファミリーなし)	1-5, 10

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

23.08.2010

国際調査報告の発送日

31.08.2010

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)

沖田 孝裕

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

3 I

3 2 1 8

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	JP 2001-562 A (株式会社東芝) 2001.01.09, 全文, 第 1-9 図 (ファミリーなし)	2-5, 10

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 _____ 6-9 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、請求項6-9は治療による人体の処置方法に関するものであって、PCT規則39.1(iv)の規定により、国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。