



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公告本

(11) 證書號數：TW I599382 B

(45) 公告日：中華民國 106 (2017) 年 09 月 21 日

(21) 申請案號：102116849

(22) 申請日：中華民國 102 (2013) 年 05 月 13 日

(51) Int. Cl. : A61N5/10 (2006.01)

(30) 優先權：2013/02/22 世界智慧財產權組織 PCT/JP2013/054568

(71) 申請人：三菱電機股份有限公司 (日本) MITSUBISHI ELECTRIC CORPORATION (JP)
日本(72) 發明人：小田原周平 ODAWARA, SHUHEI (JP)；原田久 HARADA, HISASHI (JP)；池田昌
廣 IKEDA, MASAHIRO (JP)；菅原賢悟 SUGAHARA, KENGO (JP)

(74) 代理人：洪武雄；陳昭誠

(56) 參考文獻：

CN 102292122A

JP 2003-135608A

審查人員：謝宏榮

申請專利範圍項數：9 項 圖式數：9 共 37 頁

(54) 名稱

粒子射線治療裝置

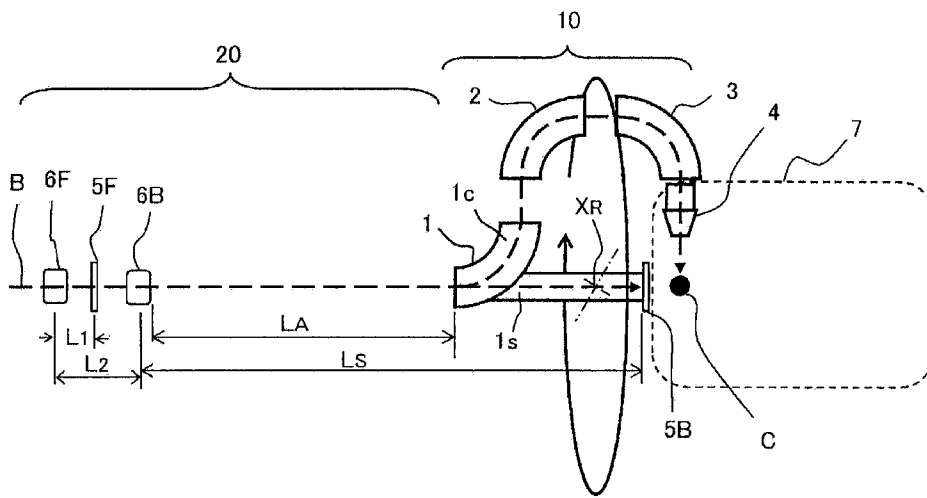
PARTICLE BEAM THERAPEUTIC APPARATUS

(57) 摘要

一種粒子射線治療裝置，係具有以使照射裝置(4)在旋轉軸(X_R)的周圍旋轉，而對照射對象照射粒子射線(B)之方式構成之旋轉支架(10)者，其特徵在於：在旋轉支架(10)設置有：偏向電磁鐵(1)，該偏向電磁鐵係具有用以將沿著旋轉軸(X_R)所供給之粒子射線(B)予以偏向而引導至照射裝置(4)之偏向路徑(1c)，以及可與偏向路徑(1c)自由切換之用以使所供給之粒子射線(B)直線前進之直線前進路徑(1s)；且包括：軌道修正裝置(5、6)，係具有隔著偏向電磁鐵(1)而配置於旋轉軸(X_R)方向的兩側之二個位置感測器(5)。

This invention provides a particle beam therapeutic apparatus having a rotary gantry (10) which is configured to rotate an irradiation device (4) around a rotation axis (X_R) and to cause the irradiation device (4) to irradiate an object with particle beam (B). The rotary gantry (10) is provided with an entrance side deflection electric magnet (1) having a deflection path guiding the particle beam (B) which is supplied along a rotation axis (X_R) and deflects in a radial direction to the irradiation device (4), and a straight forward path (1s) along which the supplied particle beam (B) passes straight forwards. A track correction device (5, 6) having two position sensors (5) disposed on two sides of the rotation axis (X_R), in which the entrance side deflection electric magnet (1) is interposed, is provided to correct the track of the particle beam.

指定代表圖：



第1圖

符號簡單說明：

1 . . . 入口側偏向電
磁鐵(偏向電磁鐵)

1c . . . 偏向路徑

1s . . . 直線前進路
徑

2 . . . 中間側偏向電
磁鐵

3 . . . 出口側偏向電
磁鐵

4 . . . 照射裝置

5B . . . 第2位置感
測器

5F . . . 第1位置感
測器

6B . . . 第2操控電
磁鐵

6F . . . 第1操控電
磁鐵

7 . . . 照射室

10 . . . 旋轉支架

20 . . . 輸送系統

B . . . 粒子射線

C . . . 等中心

LA . . . 直線部之到
旋轉支架入口為止之
距離

LS . . . 二個射束位
置感測器間的距離、
或者第2操控電磁鐵
與第2位置感測器間
的距離

XR . . . 旋轉軸

發明摘要

※ 申請案號：102116849

※ 申請日：102/05/13

※ I P C 分類：A61N 5/10 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

粒子射線治療裝置

PARTICLE BEAM THERAPEUTIC APPARATUS

【中文】

一種粒子射線治療裝置，係具有以使照射裝置(4)在旋轉軸(X_R)的周圍旋轉，而對照射對象照射粒子射線(B)之方式構成之旋轉支架(10)者，其特徵在於：在旋轉支架(10)設置有：偏向電磁鐵(1)，該偏向電磁鐵係具有用以將沿著旋轉軸(X_R)所供給之粒子射線(B)予以偏向而引導至照射裝置(4)之偏向路徑(1c)，以及可與偏向路徑(1c)自由切換之用以使所供給之粒子射線(B)直線前進之直線前進路徑(1s)；且包括：軌道修正裝置(5、6)，係具有隔著偏向電磁鐵(1)而配置於旋轉軸(X_R)方向的兩側之二個位置感測器(5)。

【英文】

This invention provides a particle beam therapeutic apparatus having a rotary gantry (10) which is configured to rotate an irradiation device (4) around a rotation axis (X_R) and to cause the irradiation device (4) to irradiate an object with particle beam (B). The rotary gantry (10) is provided with an entrance side deflection electric magnet (1) having a deflection path guiding the particle beam (B) which is supplied along a rotation axis (X_R) and deflects in a radial direction to the irradiation device (4), and a straight forward path (1s) along which the supplied particle beam (B) passes straight forwards. A track correction device (5, 6) having two position sensors (5) disposed on two sides of the rotation axis (X_R), in which the entrance side deflection electric magnet (1) is interposed, is provided to correct the track of the particle beam.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 1 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

1	入口側偏向電磁鐵(偏向電磁鐵)		
1c	偏向路徑	1s	直線前進路徑
2	中間側偏向電磁鐵	3	出口側偏向電磁鐵
4	照射裝置	5B	第 2 位置感測器
5F	第 1 位置感測器	6B	第 2 操控電磁鐵
6F	第 1 操控電磁鐵	7	照射室
10	旋轉支架	20	輸送系統
B	粒子射線	C	等中心
L _A	直線部之到旋轉支架入口為止之距離		
L _S	二個射束位置感測器間的距離、或者第 2 操控電磁鐵與第 2 位置感測器間的距離		
X _R	旋轉軸		

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

本案無化學式

發明專利說明書

(本說明書格式、順序、請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

粒子射線治療裝置

PARTICLE BEAM THERAPEUTIC APPARATUS

【技術領域】

【0001】本發明係關於用於癌症治療之粒子射線治療裝置，其中，尤其關於使用旋轉支架(gantry)進行多向照射之粒子射線治療裝置。

【先前技術】

【0002】粒子射線治療裝置係藉由對成爲治療對象之患部照射帶電粒子射束(beam)(粒子射線)，而給予患部組織損傷來進行治療者。此時，爲了不給予周邊組織損傷並給予患部組織足夠的線量，係要求要適當地控制照射線量及照射範圍。爲此，必須正確地維持粒子射線的軌道，惟由於從射線源至照射裝置爲止之輸送路徑中之機器設置誤差及磁場強度等誤差，而會有偏離設計軌道之問題。

【0003】另一方面，在粒子射線治療中，爲了一面減低給予至重要臟器之線量，並一面確保給予患部之線量以維持治療效果，乃有採用改變射束的照射方向來進行照射之所謂多向照射之照射法。就使用於多向照射之裝置而言，係使用以包含患部(等中心(isocenter))之旋轉軸爲中心，而使照射裝置本身旋轉之旋轉支架。在使用旋轉支架之粒子射線治療裝置之情形，爲了避免相對於等中心之誤差的狀態會由於旋轉支架的旋轉角度(照射角度)而

產生變動，尤其要求在旋轉支架入口之軌道的正確性。

【0004】於是，例如專利文獻 1 所記載者，係設想在輸送路徑中，設置使用二個射束位置感測器來修正粒子射線的軌道位置與傾斜之軌道修正裝置。

(先前技術文獻)

(專利文獻)

【0005】

專利文獻 1：日本特開 2003-282300 號公報(第 0036 段，第 1 圖)

專利文獻 2：美國專利公報 4917344(Column 3, Line 20-61, Fig. 1a、1b)

【發明內容】

(發明所欲解決之課題)

【0006】然而，在上述之軌道修正裝置中，由於係依照二個射束位置感測器間之距離而決定精密度，故必須在輸送路徑中形成預定距離之直線部。例如，爲了以 0.1mm 以內之誤差來將以正確的軌道通過旋轉支架的入口之粒子射線供給至照射裝置，則需要設置長達數 m 之直線部。而且，若亦考慮照射角度之依存性，則必須要將直線部設置於旋轉支架的旋轉軸上，而會有不僅使設置空間擴大，亦對於設置概度產生限制，且設備變得過大之問題。

【0007】本發明係爲了解決上述課題所研創者，其目的在於獲得一種粒子射線治療裝置，係抑制設備變得過大，且能夠正確且適當地給予線量。

(解決課題之手段)

【0008】本發明之粒子射線治療裝置係具有以使照射裝置在旋轉軸的周圍旋轉，而對照射對象照射粒子射線之方式構成之旋轉支架者，其特徵在於，在前述旋轉支架設置有：偏向電磁鐵，該偏向電磁鐵係具有用以將沿著前述旋轉軸所供給之粒子射線予以偏向而引導至前述照射裝置之偏向路徑，以及可與前述偏向路徑自由切換之用以使前述所供給之粒子射線直線前進之直線前進路徑；且包括：軌道修正裝置，係具有隔著前述偏向電磁鐵而配置於前述旋轉軸方向的兩側之二個位置感測器(sensor)。

(發明之效果)

【0009】依據本發明之粒子射線治療裝置，由於作成爲使用旋轉支架內的空間來確保直線距離，故可獲得抑制設置空間，且能夠給予正確且適當的線量之粒子射線治療裝置。

【圖式簡單說明】

【0010】

第 1 圖係用以說明本發明實施形態 1 之粒子射線治療裝置的構成之旋轉支架鄰近部分之圖。

第 2 圖係用以說明本發明實施形態 1 之粒子射線治療裝置的整體構成之圖。

第 3 圖係用以說明本發明實施形態 2 之粒子射線治療裝置的構成之旋轉支架鄰近部分之圖。

第 4 圖係用以說明本發明實施形態 3 之粒子射線治療裝置的構成之旋轉支架鄰近部分之圖。

第 5 圖係用以說明本發明實施形態 4 之粒子射線治療裝置的構成之旋轉支架鄰近部分之圖。

第 6 圖係用以說明本發明實施形態 5 之粒子射線治療裝置的構成之旋轉支架鄰近部分之圖。

第 7 圖(a)及(b)係用以說明本發明實施形態 6 之粒子射線治療裝置的構成之顯示旋轉支架的剖面形狀之圖。

第 8 圖(a)及(b)係用以比較習知的粒子射線治療裝置與本發明實施形態 7 之粒子射線治療裝置的大小之圖。

第 9 圖(a)及(b)係用以比較習知的粒子射線治療裝置與本發明實施形態 8 之粒子射線治療裝置的大小之圖。

【實施方式】

【0011】實施形態 1

以下針對本發明實施形態 1 之粒子射線治療裝置的構成進行說明。第 1 圖及第 2 圖係用以說明本發明實施形態 1 之粒子射線治療裝置的構成者，其中，第 1 圖係用以說明用以對供給至旋轉支架之粒子射線的軌道進行修正之裝置構成者，為顯示粒子射線治療裝置中旋轉支架附近的主要機器的配置之圖，而第 2 圖係用以說明粒子射線治療裝置的整體構成之圖。

【0012】本發明實施形態 1 之粒子射線治療裝置的特徵在於，用以修正供給至旋轉支架之粒子射線的軌道之旋轉支架的偏向電磁鐵的構成，以及用以修正射束軌道之射束位置感測器的配置。不過，在說明其構成及動作之前，先使用第 2 圖針對粒子射線治療裝置的整體構成進行說明。

【0013】於圖中，粒子射線治療裝置係具備：作為粒子射線之供給源，屬於同步加速器(synchrotron)之圓形加速器(以下簡稱為加速器 30)；照射裝置 4，係設置於具有旋轉支架之照射室 7；

以及輸送系統 20，用以連接加速器 30 與照射裝置 4，並從加速器 30 將粒子射線輸送至照射裝置 4。另外，輸送系統 20 係具有輸送路 21₁、21₂、...、21_n(統稱為輸送路 21)，係連接於包含照射室 7 在內之未圖示之其他複數間照射室(的照射裝置)。並且，藉由以切換電磁鐵 22 來切換軌道，而可將來自加速器 30 之粒子射線供給至所需要之照射室。另外，關於其他未圖示之照射室，係並不一定具有旋轉支架 10。接著，對各構成進行說明。

【0014】加速器 30 係包括：真空導管(duct)31，係作為用以使帶電粒子進行繞行之軌道路徑；射入裝置 32，用以將從前段加速器 38 所供給之帶電粒子射入真空導管 31；偏向電磁鐵 33，用以使帶電粒子的軌道偏向，以使帶電粒子沿著真空導管 31 內的繞行軌道進行繞行；收束用電磁鐵，用以使繞行軌道上的帶電粒子不會發散而收束；高頻加速空洞 35，係將經過同步之高頻電壓施加於繞行之帶電粒子而將其加速；射出裝置 36，用以將在加速器 30 內經過加速之帶電粒子作為具有預定能量(energy)之粒子射線而取出至加速器 30 外，並射出至輸送系統 20；以及六極電磁鐵 37，係用以從射出裝置 36 射出粒子射線，而在繞行軌道內激發共鳴。並且，在繞行軌道內的帶電粒子係由一面高頻電場予以加速且以磁鐵加以彎曲，一面加速至光速之約 70%至 80%，而射出至輸送系統 20。

【0015】輸送系統 20 係稱為 HEBT(高能量射束輸送：High Energy Beam Transport)系統，並具備：屬於粒子射線的輸送路徑之真空導管；用以切換粒子射線的軌道之屬於切換裝置之切換電磁鐵 22；用以將粒子射線偏向至預定角度之偏向電磁鐵。

【0016】照射裝置 4 係將從輸送系統 20 所供給之粒子射線成形為依照照射對象的大小及深度而來之照射區並照射至患部者。供給至照射裝置 4 之粒子射線係筆束(pencil)狀之較細的射束，而復具備有：掃描電磁鐵，係使該射束偏向至相對於射束軸為大致垂直之面內的任意方向；脊形濾波器(ridge filter)，係用以因應於照射對象的深度來擴大布拉格峰值(Bragg peak)的寬度；以及射程位移器(range shifter)，用以因應照射對象的深度(照射深度)，來變換粒子射線之能量(飛程)。

【0017】照射裝置 4 係設置於圍繞包含照射對象的中心(等中心 C)之旋轉軸 X_R 而旋轉之旋轉支架 10。旋轉支架 10 係設置有：入口側偏向電磁鐵 1，係配置於旋轉軸 X_R 上，且將從輸送系統 20 供給至旋轉軸 X_R 上之粒子射線偏向至直徑方向外側；中間偏向電磁鐵 2，係將由於入口側偏向電磁鐵 1 而往直徑方向外側前進之粒子射線偏向至具有旋轉軸 X_R 方向之成分之方向；出口側偏向電磁鐵，係將由於中間偏向電磁鐵 2 而往旋轉軸 X_R 方向前進之粒子射線偏向至直徑方向內側，亦即以朝向旋轉軸 X_R 之方式來偏向；以及射束輸送配管 11，用以連接各偏向電磁鐵及照射裝置 4。藉此，即便照射裝置 4 伴隨著旋轉支架 10 之旋轉而照射角度改變，亦會恆常將照射方向朝向旋轉軸 X_R 。另一方面，用以載置照射室 7 內的患者 K 之治療台等係由於無關於旋轉支架 10 之旋轉而予以固定者，故從照射裝置 4 係可自任意的角度朝向患部照射依照患部而成形之粒子射線。

【0018】然而，如在先前技術中所述者，由於使用旋轉支架 10 而作成為可變更照射角度，故供給至旋轉支架 10，亦即供給至

入口側偏向電磁鐵 1 之粒子射線軌道的偏差對於照射裝置 4 之影響，會由於旋轉角度而變得不同。因此，如專利文獻 1 所記載，考量將由二個射束位置感測器及二組操控(steering)電磁鐵所構成，用以修正粒子射線軌道位置之軌道修正裝置設置於輸送路徑中。

【0019】該軌道修正裝置係將一組操控電磁鐵配置於射束軌道之最上游，且將一個射束位置感測器配置於最下游，而殘留之操控電磁鐵及射束感測器則以縮短間隔，且並排於最上游的操控電磁鐵及最下游之射束位置感測器之間的直線上之方式來加以配置。在將此用於修正供給至旋轉支架之粒子射線的軌道時，則如第 1 圖所示，會成為並排於旋轉支架 10 的旋轉軸 X_R 的延長線上。在圖中，係將最上游之操控電磁鐵稱為第 1 操控電磁鐵 6F，而將最下游之射束位置感測器稱為第 2 位置感測器 5B。並且，將配置於第 1 操控電磁鐵與第 2 位置感測器之間之操控電磁鐵與射束位置感測器分別設為第 2 操控電磁鐵 6B、第 1 位置感測器 5F。

【0020】另外，在上述說明中，記載成「～組」之操控電磁鐵，係由於操控電磁鐵係組合了對應於垂直於粒子射線 B 的前進方向之面內的互相交差之二個方向(例如正交之 x 方向及 y 方向)，且分別將粒子射束 B 偏向至單一方向之偏向電磁鐵之故。另一方面，一般而言關於射束位置感測器，則由於係能夠以一個射束位置感測器來測定二方向，故記載成「～個」。

【0021】如此，針對將第 1 操控電磁鐵 6F 及第 2 操控電磁鐵 6B(一併稱為操控電磁鐵 6)，以及第 1 位置感測器 5F 及第 2 位置感測器 5B(一併稱為射束位置感測器 5)配置於直線上之射束軌道

修正裝置所進行之軌道修正來進行說明。

【0022】第 1 操控電磁鐵 6F 係以由第 1 位置感測器 5F 所檢測出之粒子射線 B 的軌道位置會成為設計位置之方式來變更射束的前進方向。並且，第 2 操控電磁鐵 6B 係以由第 2 位置感測器 5B 所檢測出之射束位置會與第 1 位置感測器 5F 所檢測出之射束位置相同之方式來變更射束的前進方向。亦即，第 1 操控電磁鐵 6F 係為了修正粒子射線 B 的軌道位置而使粒子射線 B 偏向，而第 2 操控電磁鐵 6B 則為了修正粒子射線 B 的軌道之傾斜而使粒子射線 B 偏向。藉此，可修正通過第 2 位置感測器 5B 之粒子射線 B 的軌道之位置及傾斜。

【0023】於此，通過第 2 位置感測器之粒子射線 B 的軌道的正確度係極為依存於第 2 操控電磁鐵 6B(嚴謹而言係偏向位置)及第 2 位置感測器 5B 間的距離 L_s 。若將第 2 位置感測器 5B 之自第 2 操控電磁鐵 6B 之軌道偏移量設為 $\Delta_{x_{5B}}$ ，並將第 2 操控電磁鐵 6B 及第 2 位置感測器 5B 間的軌道傾斜射為 S_B ，則第 2 位置感測器 5B 之軌道的偏移量 $\Delta_{x_{5B}}$ 可用式(1)來加以表示。

$$\Delta_{x_{5B}} = S_B \times L_s \dots (1)$$

【0024】於此，若將射束位置感測器 5 的位置測定分解能(誤差)設為 Δ_E ，則即便在射束位置感測器 5 之分解能的範圍內能夠正確地修正軌道之情形，亦必須考量在第 2 位置感測器 5B 中之軌道偏移量 $\Delta_{x_{5B}}$ 最大會有對應於 Δ_E 之量。亦即，必須考量傾斜 S_B 會有式(2)所示之誤差 ΔS_B 。

$$\Delta S_B = \Delta_E / \Delta L_s \dots (2)$$

【0025】並且，若將從第 2 操控電磁鐵 6B 至照射裝置 4 為止

之路徑長度射為 L_4 ，並將在由於入口側偏向電磁鐵 1 而通過偏向路徑 1c 到達照射裝置 4 之路徑中粒子射線 B 的軌道的傾斜設為與直線前進路徑 1s 相同，則照射裝置 4 之軌道偏移量 Δx_4 係可用式 (3) 來加以表示。

$$\Delta x_4 = S_B \times L_4 \dots (3)$$

【0026】 因此，若使用射束位置感測器 5 的位置測定分解能 (誤差) 來表現照射裝置 4 之軌道偏移量 Δx_4 ，則會成為式 (4)，且可知將第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的距離 L_s 設得愈長，則位置偏移量 Δx_4 會變得愈小。

$$\Delta x_4 = \Delta E \times L_4 / L_s \dots (4)$$

【0027】 在使用旋轉支架 10 時，若將通過了旋轉支架 10 之路徑長 L_4 設為 10m，而期望將射入至照射裝置 4 之位置的偏差 Δx_4 抑制在大致 0.5mm，則對於軌道的傾斜 S_B 會要求須有 50ppm (容許位置偏移量 / 路徑長) 之精密度。此時，例如射束位置感測器之位置的檢測精密度 ΔE 若為 $10 \mu m$ ，則第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的距離 L_s 只要為大致 20cm (位置檢測精密度 / 要求傾斜精度) 即可。

【0028】 然而，實際上的粒子射線的射束強度係具有以射束軸為中心之高斯 (Gauss) 分布，且由於難以高精密度地檢測射束的中心，故位置檢測精密度為大致數百 μm 。在以如此之位置檢測精密度為基準之狀態下，例如為了將前進數 m 之路徑之粒子射線的位置的偏差抑制在 0.5mm 以下，則必須將第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的距離 L_s 設定為數 m 以上。而且，距離 L_s 係如上述為必須在旋轉支架 10 的旋轉軸 X_R 上加以確保者。因

此，不僅要將設置空間增大，設置概度亦會產生限制，而設備會變得過大。

【0029】因此，在本發明實施形態 1 之粒子射線治療裝置中，係作成爲用以爭取距離 L_s 之直線部會跨過旋轉支架 10 的入口者。具體而言，於作爲旋轉支架 10 的入口之入口側偏向電磁鐵 1，除了設置將粒子射線 B 偏向至直徑方向外側之一般的偏向路徑 1c 以外，亦設置不對射入之粒子射線 B 施加偏向而使其直線地前進之直線前進路徑 1s。

【0030】設置於入口側偏向電磁鐵 1 內之未圖示之真空導管係設成爲分岐出偏向方向(偏向路徑 1c)及以旋轉軸 X_R 爲中心之直線方向(直線前進路徑 1s)之構造，且藉由未圖示之控制部而可切換成任意的路徑。並且，在從直線方向的直線前進路徑 1s 延伸之延長線上設置第 2 位置感測器 5B，且亦藉由真空導管來確保到達第 2 位置感測器 5B 之路徑的真空氣體環境。另外，設置於照射室 7 的外側壁面之第 2 位置感測器 5B 係設置有遮蔽壁以讓粒子射線 B 不會從下游側射出。

【0031】並且，作成爲在進行粒子射線照射時使用一般的偏向路徑 1c，而在爲了進行軌道修正而調整操控電磁鐵 6 時，則將入口側偏向電磁鐵 1 的路徑切換成直線前進路徑 1s。在切換成直線前進路徑 1s 時，不對入口側偏向電磁鐵 1 激磁，以使粒子射線 B 不會偏向地到達第 2 位置感測器 5B。其中，爲了抵銷入口側偏向電磁鐵 1 的殘留磁場，亦可對以與入口側偏向電磁鐵 1 的主要線圈(coil)(未圖示)同樣方式捲繞之輔助線圈進行通電。

【0032】藉此，在不對入口側偏向電磁鐵(嚴謹而言係對主要

線圈)激磁時，可視為在第 2 位置感測器 5B 與第 2 操控電磁鐵 6B 之間不存在有變更射束前進方向之要素。因此，在以第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 係設置在沿著旋轉軸 X_R 之同一直線上為前提時，則在途中跨過旋轉支架 10 的入口之第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的軌道的傾斜，可視為與通過一般的偏向路徑 1c 到達照射裝置 4 之路徑之軌道的傾斜相同。

【0033】因此，可藉由從旋轉支架 10 的入口至設置第 2 位置感測器 5B 之照射室 7 的壁面為止之距離，來爭取二個射束位置感測器 5 間的距離 L_s 的一部份。因此，可在維持住粒子射線 B 的傾斜精密度之狀態下，降低在設置軌道修正裝置(5、6)之直線部中之到旋轉支架 10 的入口為止之距離 L_A 。

【0034】另外，在上述距離及位置偏差的計算中，雖將由第 1 位置感測器 5F 所檢測出之軌道位置與通過第 2 操控電磁鐵 6B 之軌道位置視為相同來進行說明，惟嚴謹而言係包含有以下誤差。例如，若將第 1 操控電磁鐵 6F 與第 1 位置感測器 5F 間的距離設為 L_1 ，將第 1 操控電磁鐵 6F 與第 2 操控電磁鐵 6B 間的距離設為 L_2 ，將第 1 操控電磁鐵 6F 之軌道偏移量設為 ΔX_{6a} ，則在第 1 位置感測器 5F 中通過了與設計值相同(偏移量 0)之軌道時，於通過第 2 操控電磁鐵 6B 之粒子射線 B 的軌道會包含有如式(5)所示之因應了機器間的距離的內分之偏移量 ΔX_{6d} 。

$$\Delta X_{6d} = \Delta X_{6a} \times (L_2 - L_1) / L_2 \dots (5)$$

【0035】於此，藉由相對於第 2 操控電磁鐵 6B 與第 1 位置感測器 5F 間的距離($L_2 - L_1$)，將第 1 操控電磁鐵 6F 與第 2 操控電磁鐵 6B 間之距離、或者第 1 操控電磁鐵 6F 與第 1 位置感測器 5F

間之距離設為充分長，則可忽視 Δx_{6d} 。或者，亦可作成為以使用式(5)之關係與從第 1 操控電磁鐵 6F 之激磁量換算出之值，而從設計值變換出第 1 位置感測器 5F 之位置之方式來進行修正，以使通過第 2 操控電磁鐵 6B 時之粒子射線 B 的位置變得與設計值相同。

【0036】另外，於第 1 操控電磁鐵 6F 至第 2 操控電磁鐵 6B 之區間，當然可插入包含各種電磁鐵之任意的機器。此時，若進行考量上述誤差之配置則更佳。

【0037】如上述，依據本實施形態 1 之粒子射線治療裝置，係具有將粒子射線 B 成形為因應於照射對象之照射區並進行照射之照射裝置 4，以及以使照射裝置 4 圍繞著旋轉軸 X_r 旋轉，並對照射對象照射粒子射線 B 之方式來構成之旋轉支架 10 之粒子射線治療裝置，係構成為：於旋轉支架 10 設置有：偏向電磁鐵(入口側偏向電磁鐵 1)，係具有將沿著旋轉軸 X_r 而供給之粒子射線 B 偏向至直徑方向並引導至照射裝置 4 之偏向路徑 1c，以及可自由與偏向路徑 1c 進行切換，且使供給之粒子射線 B 直線前進之直線前進路徑 1s；並具備軌道修正裝置(5、6)，係具有：第 1 位置感測器 5F，用以檢測供給至旋轉支架 10 之粒子射線 B 的軌道位置；第 1 操控電磁鐵 6F，係設置於第 1 位置感測器 5F 之上游側，且修正通過第 1 位置感測器 5F 之粒子射線 B 的軌道位置；第 2 操控電磁鐵 6B，係設置於第 1 位置感測器 5F 之下游側，係修正藉由第 1 操控電磁鐵 6F 修正過軌道位置之粒子射線 B 的軌道的傾斜 S_b ；以及第 2 位置感測器 5B，係設置在自第 2 操控電磁鐵 6B 離開預定距離 L_s 之下游側，檢測用以修正第 2 操控電磁鐵 6B 之軌

道傾斜 S_B 之粒子射線 B 的軌道位置；且隔著偏向電磁鐵(入口側偏向電磁鐵 1)而在旋轉軸 X_R 方向的兩側配置第 1 位置感測器 5F 及第 2 位置感測器 5B，因此，即便縮短旋轉支架 10 的入口側的直線距離，亦可將第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的距離 L_s 確保預定距離，故可得到抑制設備變得過大，且粒子射線 B 的傾斜 S_B 的精密度會提高，而給予正確且適當的線量之粒子射線治療裝置。

【0038】實施形態 2

在本實施形態 2 中，相對於實施形態 1，為將構成軌道修正裝置之射束位置感測器及操控電磁鐵的配置順序的一部份加以替換者。第 3 圖係用以說明本實施形態 2 之粒子射線治療裝置者，為用以說明用以修正供給至旋轉支架之粒子射線的軌道之裝置構成之顯示在粒子射線治療裝置中旋轉支架附近的主要之機器的配置之圖。在圖中，針對與實施形態 1 相同者係附加相同符號，並省略詳細之說明。再者，在本實施形態 2 及之後的各實施形態中，係引用在實施形態 1 中說明之第 2 圖。

【0039】如第 3 圖所示，在本實施形態 2 中，亦沿著粒子射線 B 的前進方向，於最上游配置第 1 操控電磁鐵 6F，於最下游配置第 2 位置感測器 5B，並在其間配置第 2 操控電磁鐵 6B 及第 1 位置感測器 5F。並且，以旋轉支架 10 的入口位於第 2 操控電磁鐵 6B 及第 1 位置感測器 5F、與第 2 位置感測器 5B 之間之方式，來配置於旋轉軸 X_R 上。其中，在本實施形態 2 中，與實施形態 1 之不同點在於將第 2 操控電磁鐵 6B 配置於第 1 位置感測器 5F 的上游側。

【0040】在本實施形態 2 中，爲了減低通過旋轉支架 10 的入口之粒子射線 B 的軌道的位置與傾斜之誤差，係作成爲由二個射束位置感測器 5(第 1 位置感測器 5F 及第 2 位置感測器 5B)兩者，以粒子射線 B 的軌道位置會成爲設計位置之方式，來調整在二個操控電磁鐵 6(第 1 操控電磁鐵 6F 及第 2 操控電磁鐵 6B)之偏向量。此時，與實施形態 1 同樣地作成爲不使入口側偏向電磁鐵 1 激磁，而於從第 2 操控電磁鐵 6B 至第 2 位置感測器 5B 爲止之間不存在有變更粒子射線 B 的前進方向之要素。

【0041】在此種情形中，只要使用第 1 位置感測器 5F 與第 2 位置感測器 5B 間的距離 L_s 來代替第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的距離，則愈加長距離 L_s ，照射裝置 4 之位置偏移量 Δx_4 會變得愈小。因此，藉由第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的直線部跨過旋轉支架 10 的入口，係可維持住粒子射線 B 的軌道的傾斜精密度，而減少配置軌道修正裝置(5、6)之直線部中之到旋轉支架 10 的入口爲止之距離 L_A 。

【0042】再者，本配置中，於二個射束位置感測器 5 中，係由於由二個操控電磁鐵 6 修正過位置及傾斜之粒子射線 B 會通過，故無需考量如在實施形態 1 中說明之式(5)之誤差。亦即，只要使通過二個射束位置感測器 5 之粒子射線 B 的軌道位置僅配合於設計值即可。

【0043】另外，於在第 1 操控電磁鐵 6F 至第 1 物位置感測器 5F 之區間亦可插入包含各種電磁鐵之任意的機器，此時，亦如實施形態 1 所示，無需考量使式(5)的誤差變小之各機器之配置。

【0044】如上述，依據本實施形態 2 之粒子射線治療裝置，

係具有將粒子射線 B 成形為因應於照射對象之照射區並進行照射之照射裝置 4，以及以使照射裝置 4 圍繞著旋轉軸 X_R 旋轉，並對照射對象照射粒子射線 B 之方式來構成之旋轉支架 10 之粒子射線治療裝置，係構成為：於旋轉支架 10 設置有：偏向電磁鐵(入口側偏向電磁鐵 1)，係具有將沿著旋轉軸 X_R 而供給之粒子射線 B 偏向至直徑方向並引導至照射裝置 4 之偏向路徑 1c，以及可自由與偏向路徑 1c 進行切換，且使供給之粒子射線 B 直線前進之直線前進路徑 1s；並具備軌道修正裝置(5、6)，係具有：第 1 位置感測器 5F，用以檢測供給至旋轉支架 10 之粒子射線 B 的軌道位置；第 1 操控電磁鐵 6F，係設置於第 1 位置感測器 5F 之上游側，且修正通過第 1 位置感測器 5F 之粒子射線 B 的軌道位置；第 2 操控電磁鐵 6B，係設置於第 1 操控電磁鐵 6F 與第 1 位置感測器 5F 之間，且用以修正由第 1 操控電磁鐵 6F 修正過軌道位置之粒子射線 B 的軌道的傾斜 S_B ；以及第 2 位置感測器 5B，係設置在自第 1 位置感測器 5F 離開預定距離 L_s 之下游側，檢測用以修正第 2 操控電磁鐵 6B 之軌道傾斜 S_B 之粒子射線 B 的軌道位置；且隔著偏向電磁鐵(入口側偏向電磁鐵 1)而在旋轉軸 X_R 方向的兩側配置第 1 位置感測器 5F 及第 2 位置感測器 5B，因此，即便縮短旋轉支架 10 的入口側的直線距離，亦可將第 1 位置感測器 5F 與第 2 位置感測器 5B 間的距離 L_s 確保預定距離，故可得到抑制設備變得過大，且粒子射線 B 的傾斜 S_B 的精密度會提高，而給予正確且適當的線量之粒子射線治療裝置。

【0045】再者，如上述實施形態 1 及實施形態 2 所記載，即便將第 1 位置感測器 5F 與第 2 操控電磁鐵 6B 交換亦同樣地可考

量距離關係，而只要關注於二個射束位置感測器 5 即可。亦即，依據實施形態 1 或 2 之粒子射線治療裝置，係一種具有構成爲使照射裝置 4 圍繞旋轉軸 X_R 旋轉，且對照射對象照射粒子射線 B 之旋轉支架 10 者，由於構成爲：於旋轉支架 10 係設置有：偏向電磁鐵(入口側偏向電磁鐵 1)，係具有將沿著旋轉軸 X_R 而供給之粒子射線 B 偏向至直徑方向並引導至照射裝置 4 之偏向路徑 1c，以及可與偏向路徑 1c 自由切換，並使所供給之粒子射線 B 直線前進之直線前進路徑 1s；並具備：軌道修正裝置(5、6)，係具有隔著偏向電磁鐵(入口側偏向電磁鐵 1)而配置於旋轉軸 X_R 方向的兩側之二個位置感測器(射束位置感測器 5)，因此，即便縮短旋轉支架 10 的入口側的直線距離 L_A ，亦可將第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間，或者第 1 位置感測器 5F 與第 2 位置感測器 5B 間的距離 L_s 確保預定距離，故可獲得能夠抑制設備變得過大，粒子射線 B 的軌道之傾斜 S_B 的精密度提升，並給予正確且適當的線量之粒子射線治療裝置。

【0046】實施形態 3

在上述實施形態 1 或 2 中係顯示了將至第 2 位置感測器爲止的直線部延長至照射室的正前方之例子。在本實施形態 3 及之後顯示之實施形態 4 及 5 中，爲將至第 2 位置感測器爲止的直線部延長至照射室內部者。第 4 圖係用以說明本實施形態 3 之粒子射線治療裝置者，爲用以說明供給至旋轉支架之粒子射線 B 的軌道之裝置構成之顯示粒子射線治療裝置中旋轉支架附近之主要機器的配置之圖。在圖中，針對與實施形態 1 或 2 相同者係附加相同之符號，並省略詳細的說明。再者，在本實施形態 3 及之後之實

施形態 4 及 5 中亦引用實施形態 1 所說明之第 2 圖。

【0047】如第 4 圖所示，在本實施形態 3 之粒子射線治療裝置中，在入口側偏向電磁鐵 1 的前進路徑 1s 的前端，亦即在相當於照射室 7 的壁之部分設置用以穿透粒子射線 B 之真空窗 8。並且，在照射室 7 內的前進路徑 1s 的延長線上設置第 2 位置感測器 5B。藉此，通過前進路徑 1s 之粒子射線 B 係經由真空窗 8 而朝向設置在照射室 7 內之第 2 位置感測器 5B 前進。

【0048】因此，在修正粒子射線 B 的軌道時，使包含患者 K 在內之人不能進入照射室 7 內，並使從真空窗 8 連結第 2 位置感測器 5B 之直線內不存在有障礙物等。藉此，若將在從真空窗 8 至第 2 位置感測器 5B 間有大氣存在之狀態去除，則亦能夠利用照射室 7 內的空間來爭取第 1 位置感測器 5F 與第 2 位置感測器 5B 間的距離 L_s 。

【0049】另外，如此之亦利用照射室 7 的空間來爭取距離 L_s 之配置，係亦可應用於將第 1 位置感測器 5F 配置於第 2 操控電磁鐵 6B 的上游側之情形。亦即，由於將第 1 位置感測器 5F 與第 2 位置感測器 5B 間的直線部，或者第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的直線部亦設置於照射室 7 內的空間內，故可比實施形態 1 或 2 更加縮短第 1 位置感測器與旋轉支架 10 入口間的距離 L_A 、或者第 2 操控電磁鐵 6B 與旋轉支架 10 入口間的距離 L_A 。另外，當在治療中或者在治療室 7 內有人進入之情形，而設定成粒子射線 B 會通過偏向路徑 1c 時，當然亦能夠以粒子射線 B 不會從真空窗 8 射出之方式來作成可進行遮蔽。

【0050】如上述，依據本實施形態 3 之粒子射線治療裝置，

由於二個射束位置感測器 5 中配置在下游側之第 2 位置感測器 5B 係設置在用以照射粒子射線 B 之照射室 7 內，故能夠更進一步縮短第 1 位置感測器 5F 與旋轉支架 10 入口間的距離 L_A ，或者第 2 操控電磁鐵 6B 與旋轉支架 10 入口間的距離 L_A 。

【0051】實施形態 4

在本實施形態 4 中，相對於上述實施形態 3，係在真空窗與第 2 位置感測器之間的空間設置例如充滿預定的氣體，且可容易地拆卸之袋狀導管。第 5 圖係用以說明本實施形態 4 之粒子射線治療裝置者，為用以說明用以修正供給至旋轉支架之粒子射線的軌道之裝置構成之顯示粒子射線治療裝置中旋轉支架附近的主要機器的配置之圖。在圖中，針對與實施形態 3 相同者係附加相同之符號，並省略詳細的說明。

【0052】如第 5 圖所示，在本實施形態 4 之粒子射線治療裝置中，係在真空窗 8 與第 2 位置感測器 5B 之間之粒子射線 B 的軌道上，設置以氦(helium)等原子號較小之氣體來加以充滿，且拆卸容易之袋(bag)(氣體(gas)收納用袋容器)狀之導管 9G。藉此，由於可減低射束由於大氣散射所導致之擴散，故可使未受到大氣散射影響之較細的射束到達第 2 位置感測器 5B。因此，與實施形態 3 相比，在第 2 位置感測器 5B 之射束位置的檢測精密度會提升，而可更加正確地修正粒子射線 B 的軌道。另外，在治療中(當粒子射線 B 通過偏向路徑 1c 之情形)係撤除導管 9G。

【0053】如上述，依據本實施形態 4 之粒子射線治療裝置，由於在入口側偏向電磁鐵 1 與第 2 位置感測器 5B 之間的空間中之照射室 7 內的部分設置有，可將內部設成預定的氣體環境之可自

由拆卸之導管 9G，故在第 2 位置感測器 5B 之射束位置的檢測精密度會提升，而可更加正確地修正粒子射線 B。

【0054】實施形態 5

在本實施形態 5 中，相對於上述實施形態 4，係設置真空導管來代替用以維持氣體環境之袋狀導管。第 6 圖係用以說明本實施形態 5 之粒子射線治療裝置者，為用以說明用以修正供給至旋轉支架之粒子射線 B 的軌道之裝置構成之顯示粒子射線治療裝置中旋轉支架附近之主要機器的配置之圖。在圖中，針對與實施形態 4 相同者係附加相同之符號，並省略詳細的說明。

【0055】如第 6 圖所示，在本實施形態 5 之粒子射線治療裝置中，係於真空窗與第 2 位置感測器 5B 之間的粒子射線 B 的軌道上設置真空導管 9V。藉此，由於可減低射束由於大氣散射所導致之擴散，故可使未受到大氣散射影響之較細的射束到達第 2 位置感測器 5B。因此，與實施形態 4 同樣地，在第 2 位置感測器 5B 之射束位置的檢測精密度會提升，而可更加正確地修正粒子射線 B 的軌道。另外，在本實施形態 5 中，亦與實施形態 4 同樣地，在治療中(當粒子射束 B 通過偏向路徑 1c 之情形)撤除真空導管 9V。

【0056】如上述，依據本實施形態 5 之粒子射線治療裝置，由於在入口側偏向電磁鐵 1 與第 2 位置感測器 5B 之間的空間中之照射室 7 內的部分，設置有可使內部成為真空之可自由拆卸之真空導管 9V，故在第 2 位置感測器 5B 之粒子射線 B 的軌道位置的檢測精密度會提升，而可更加正確地修正粒子射線 B 的軌道。

【0057】實施形態 6

在本實施形態 6 中，相對於上述實施形態 4 或 5，係將用以收納導管之收納部設置於旋轉支架。第 7 圖(a)及第 7 圖(b)係用以說明本實施形態 6 之粒子射線治療裝置者，分別為顯示形式不同之旋轉支架之與旋轉軸垂直之方向的剖面形狀之概念圖。在圖中，針對與實施形態 4 或 5 同樣者係附加相同之符號，並省略詳細的說明。

【0058】如第 7 圖(a)或者第 7 圖(b)所示，在本實施形態 6 之粒子射線治療裝置中，導管 9G 或者真空導管 9V(一併稱為導管 9)係作成爲射束前進方向側端部收容於旋轉支架 10 內。並且，在避開旋轉支架 10 的外週側的圓周方向之照射裝置 4 與屬於其對角之位置、以及旋轉支架 10 的中間偏向電磁鐵 2、出口偏向電磁鐵 3 及射束輸送配管 11 所存在的區域之區域來設置收納部 19。另外，在應用於專利文獻 2 所記載之旋轉支架 10(參閱第 7 圖(b))時，則由於照射位置 4 與中間偏向電磁鐵 2、出口偏向電磁鐵 3 以及射束輸送配管 11 並不存在於相同方位角區域，故須加以注意。

【0059】在治療中，係將導管 9G 或者真空導管 9V 收納於收納部 19。藉此，即無須將導管 9G 或者真空導管 9V 自照射室 7 取出或置入照射室 7，而可縮短治療的準備所耗費之時間。

【0060】如上述，依據本實施形態 6 之粒子射線治療裝置，由於在旋轉支架 10 設置有用以收納導管 9 之收納部 19，故可縮短治療的準備所耗費之時間。

【0061】實施形態 7

本實施形態 7 之粒子射線治療裝置係應用上述各實施形態之技術者，且爲對照性地配置二個旋轉支架者。第 8 圖(a)與第 8 圖

(b)係用以比較習知的與本實施形態 7 之粒子射線治療裝置之設備的大小者，其中第 8 圖(a)顯示習知例之設備，而第 8 圖(b)顯示本實施形態 7 之粒子射線治療裝置之設備。在圖中，針對與各實施形態相同者係附加相同之符號，並省略詳細的說明。

【0062】如第 8 圖(a)或者第 8 圖(b)所示，習知例及本實施形態 7 之粒子射線治療裝置，其連接於加速器 30 之輸送系統 20 係在分歧點 P_B 分歧成分別對照性地配置之旋轉支架 10_1 或者連接於 10_2 之輸送路 21_1 與 21_2 。如習知例，當需要將第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的直線部的距離 L_s 確保至旋轉支架 10 的入口為止時，必須將旋轉支架 10 配置成從分歧點 P_B 至旋轉支架 10 的入口為止之距離比距離 L_s 之量更長。而另一方面，如本實施形態 7 所示，在以跨過旋轉支架 10 的入口之方式來形成二個射束位置感測器 5 間的直線部時，由於可將旋轉支架 10 配置成從分歧點 P_B 至入口為止之距離比距離 L_s 之量更短，故可減少設備配置所需之面積。另外，本例係用以說明對照性地配置之旋轉支架部分的配置者，當然亦可存在有其他方式之照射室。

【0063】實施形態 8

本實施形態 8 之粒子射線治療裝置係應用上述各實施形態之技術者，且為配置一個旋轉支架者。第 9 圖(a)及第 9 圖(b)係用以比較習知的與本實施形態 8 之粒子射線治療裝置之設備的大小者，第 9 圖(a)顯示習知例之設備，第 9 圖(b)顯示本發明實施形態 8 之粒子射線治療裝置之設備。在圖中，針對與各實施形態相同者係附加相同符號，並省略詳細的說明。

【0064】如第 9 圖(a)或者第 9 圖(b)所示，習知例及本實施形

態 8 之粒子射線治療裝置係將旋轉支架 10 設置在連接於加速器 30 之輸送系統 20 的前方。如習知例所示，當需要將第 2 操控電磁鐵 6B 與第 2 位置感測器 5B 間的直線部的距離 L_s 確保至旋轉支架 10 的入口為止時，必須將旋轉支架 10 配置成從分歧點 P_b 至旋轉支架 10 的入口為止之距離比距離 L_s 之量更長。而另一方面，如本實施形態 8 所示，在以跨過旋轉支架 10 的入口之方式來形成二個射束位置感測器 5 間的直線部時，由於可將旋轉支架 10 配置成從分歧點 P_b 至入口為止之距離比距離 L_s 之量更短，故可減少設備配置所需之面積。另外，本例係用以說明對照性地配置之旋轉支架部分的配置者，當然亦可存在有其他方式之照射室。

【符號說明】

【0065】

1	入口側偏向電磁鐵(偏向電磁鐵)		
1c	偏向路徑	1s	直線前進路徑
2	中間側偏向電磁鐵	3	出口側偏向電磁鐵
4	照射裝置		
5	射束位置感測器(軌道修正裝置)		
5B	第 2 位置感測器	5F	第 1 位置感測器
6	操控電磁鐵(軌道修正裝置)		
6B	第 2 操控電磁鐵	6F	第 1 操控電磁鐵
7	照射室	8	真空窗
9、9G	導管	9V	真空延長配管
10	旋轉支架	11	射束輸送配管
19	收納空間	20	輸送系統

21、21-1、21-2、...、21-n	輸送路		
22	切換電磁鐵	30	加速器
31	真空導管	32	射入裝置
33	偏向電磁鐵	35	高頻加速空洞
36	射出裝置	37	六極電磁鐵
B	粒子射線	C	等中心
L _A	直線部之到旋轉支架入口為止之距離		
L _S	二個射束位置感測器間的距離、或者第 2 操控電磁鐵與第 2 位置感測器間的距離		
P _B	射束輸送路之分歧點		
X _R	旋轉軸		

申請專利範圍

1. 一種粒子射線治療裝置，係具有以使照射裝置在旋轉軸的周圍旋轉而對照射對象照射粒子射線之方式構成之旋轉支架者，其特徵在於：

前述旋轉支架設置有：偏向電磁鐵，該偏向電磁鐵係具有用以將沿著前述旋轉軸所供給之粒子射線予以往直徑方向偏向而引導至前述照射裝置之偏向路徑，以及可與前述偏向路徑自由切換之用以使前述所供給之粒子射線直線前進之直線前進路徑；

且包括：

軌道修正裝置，係具有隔著前述偏向電磁鐵而配置於前述旋轉軸方向的兩側之二個射束位置感測器；

前述軌道修正裝置係具有：二組操控電磁鐵，係配置於前述偏向電磁鐵的上游側，包括用以修正粒子射線的軌道的位置之操控電磁鐵，以及用以修正粒子射線的軌道的傾斜之操控電磁鐵；

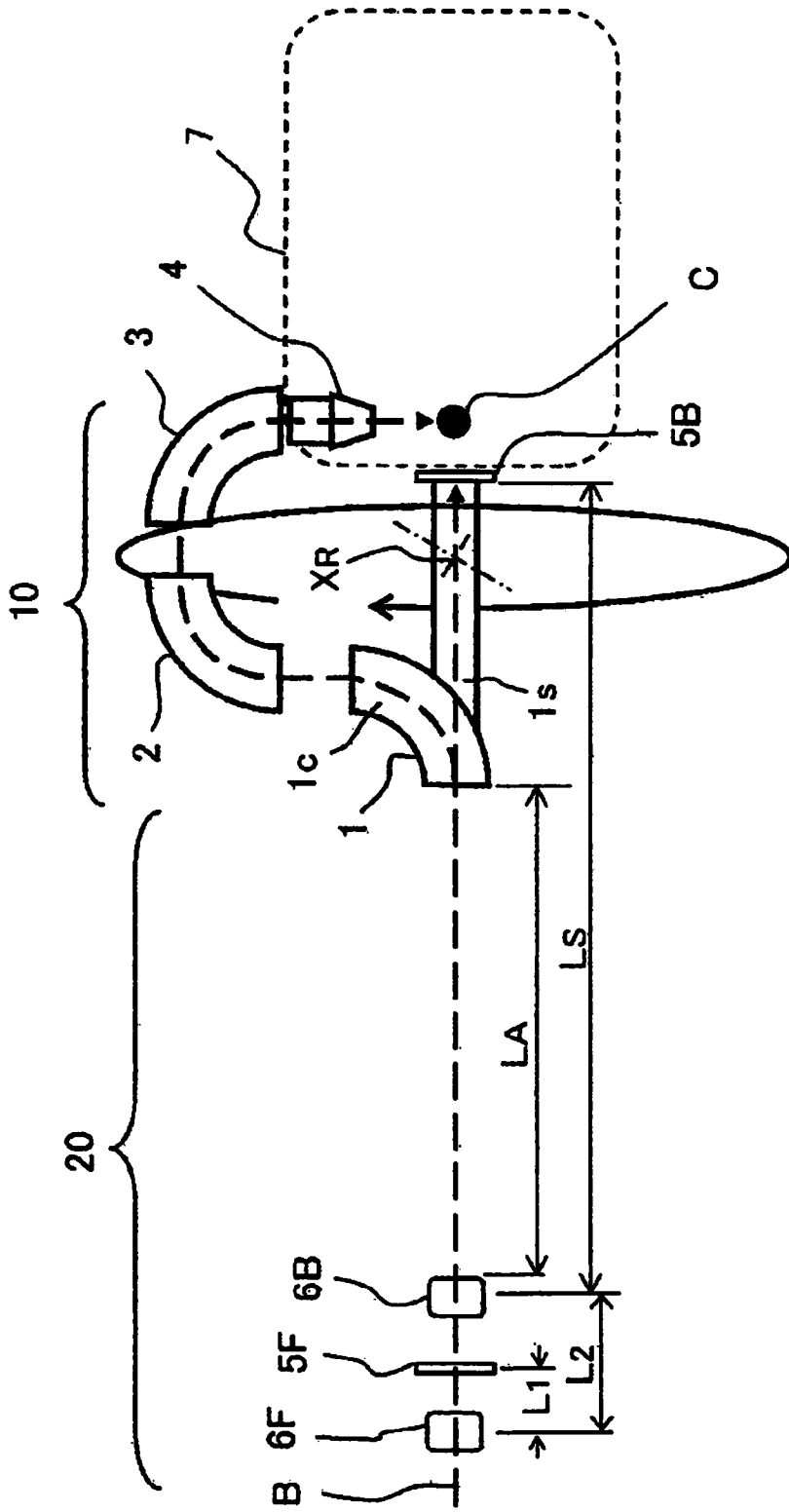
依據由配置於前述偏向電磁鐵的前述旋轉軸方向的上游側之前述射束位置感測器所檢測出之前述粒子射線的射束位置、以及由配置於前述偏向電磁鐵的前述旋轉軸方向的下游側之前述射束位置感測器所檢測出之前述粒子射線通過前述偏向電磁鐵並於前述直線前進路徑直線前進時之射束位置，而控制前述二組操控電磁鐵。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之粒子射線治療裝置，其中，前述二組操控電磁鐵係配置成與前述二個射束位置感測器並排於

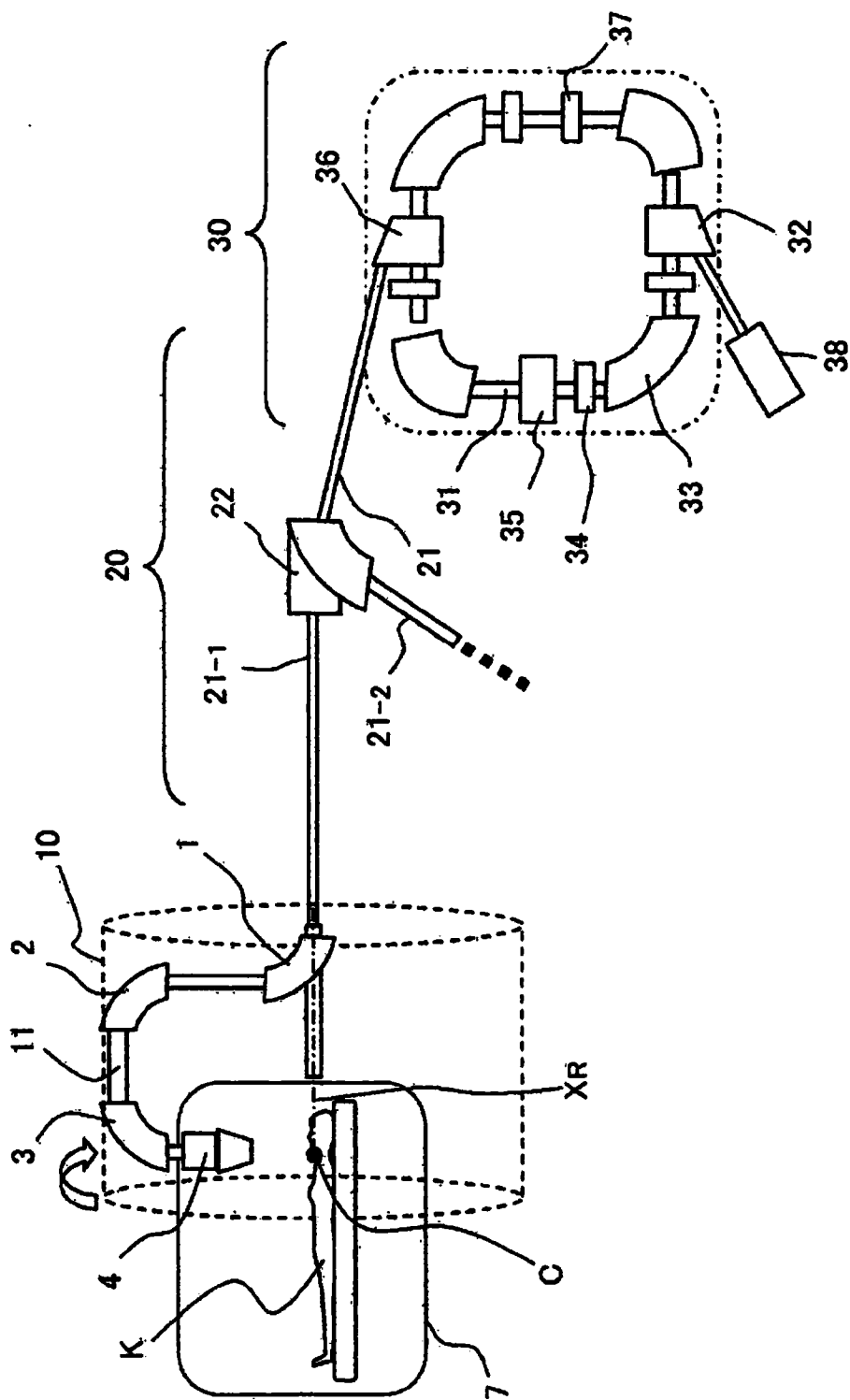
前述旋轉軸的延長線上。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述之粒子射線治療裝置，其中，前述二組操控電磁鐵係配置於比前述二個射束位置感測器更上游側。
4. 如申請專利範圍第 2 項所述之粒子射線治療裝置，其中，前述二組操控電磁鐵係配置於比前述二個射束位置感測器更上游側。
5. 如申請專利範圍第 1 項所述之粒子射線治療裝置，其中，前述二組操控電磁鐵係配置成夾住前述二個射束位置感測器中設置於上游側之前述射束位置感測器。
6. 如申請專利範圍第 2 項所述之粒子射線治療裝置，其中，前述二組操控電磁鐵係配置成夾住前述二個射束位置感測器中設置於上游側之前述射束位置感測器。
7. 如申請專利範圍第 1 項至第 6 項中任一項所述之粒子射線治療裝置，其中，前述二個射束位置感測器中配置於下游側之前述射束位置感測器，係設置於用以對前述照射對象照射粒子射線之照射室內。
8. 如申請專利範圍第 7 項所述之粒子射線治療裝置，其中，在前述二個射束位置感測器中配置於下游側之前述射束位置感測器與前述偏向電磁鐵之間，係以可自由拆卸之方式設置有可將內部作成為真空或者預定的氣體環境之導管。
9. 如申請專利範圍第 8 項所述之粒子射線治療裝置，其中，於前述旋轉支架係設置有用以收納前述導管之收納部。

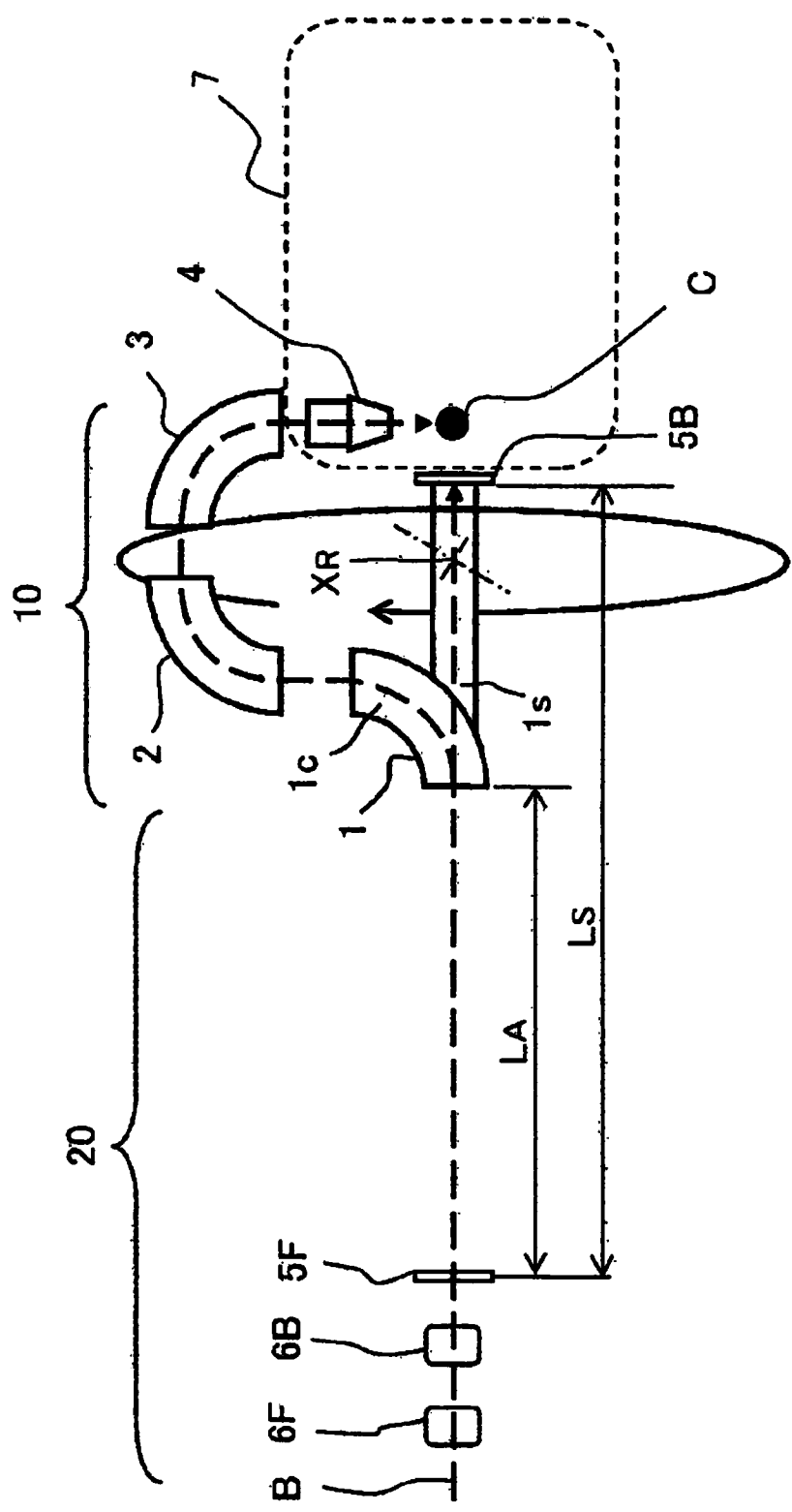
圖式



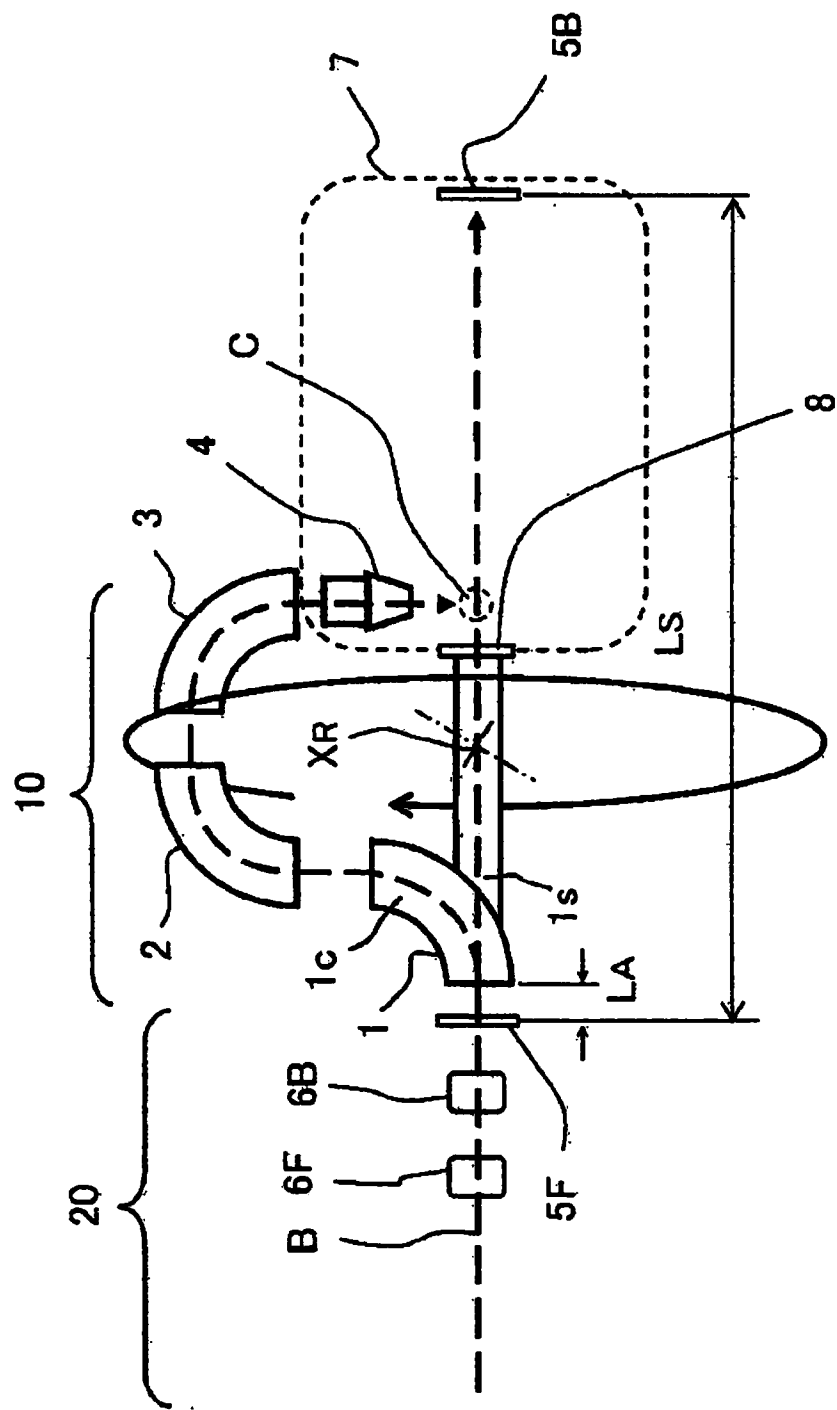
第1圖



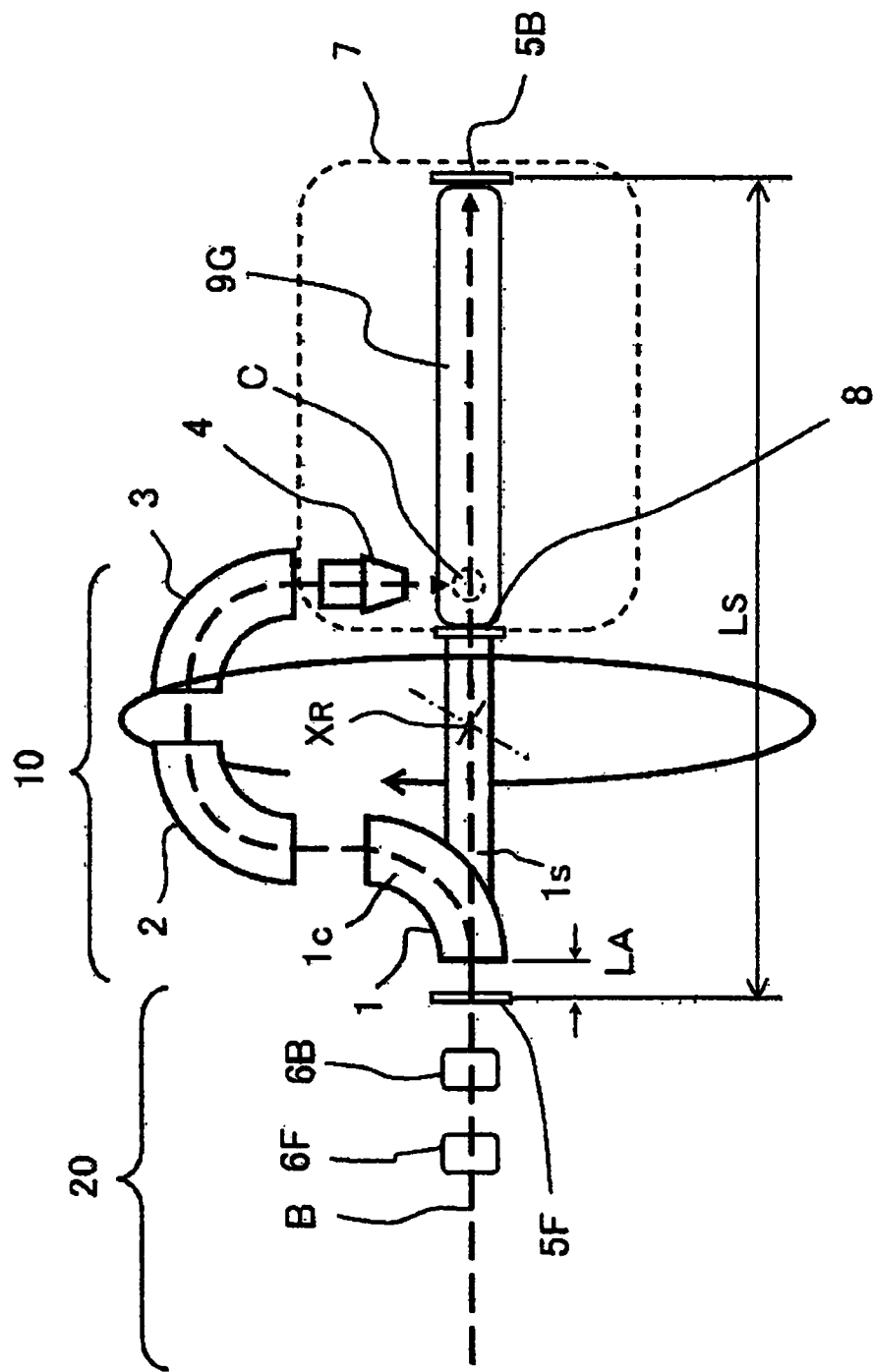
第2圖



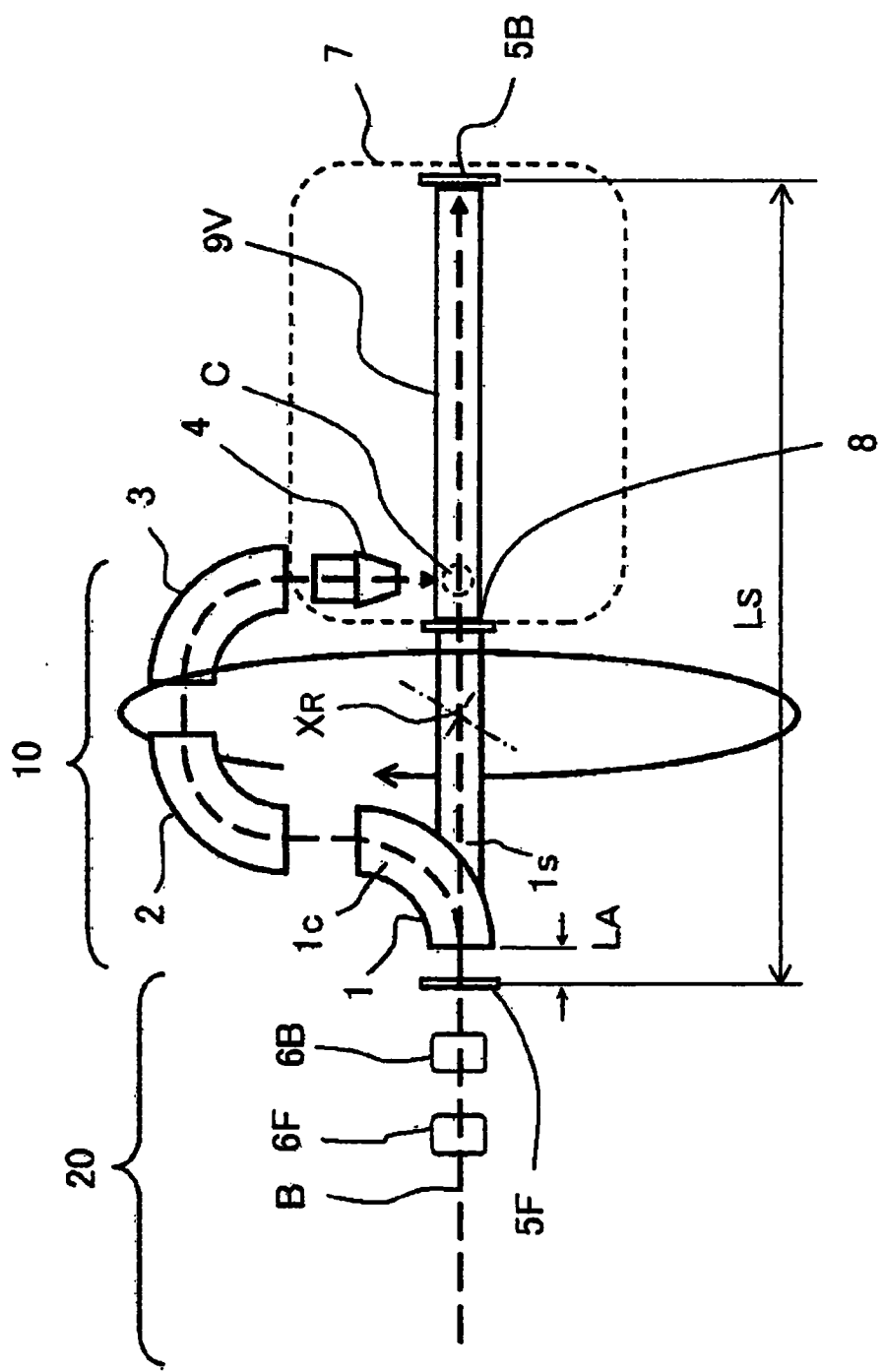
第3圖



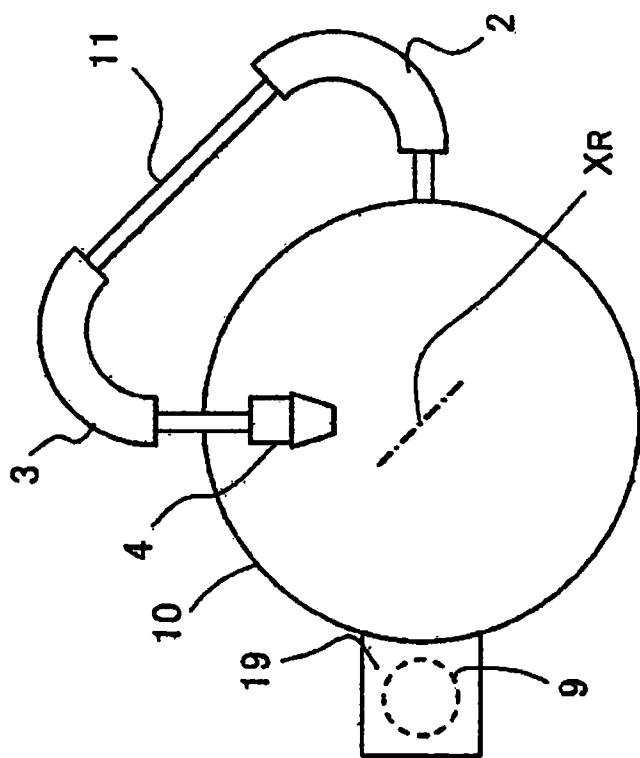
第4圖



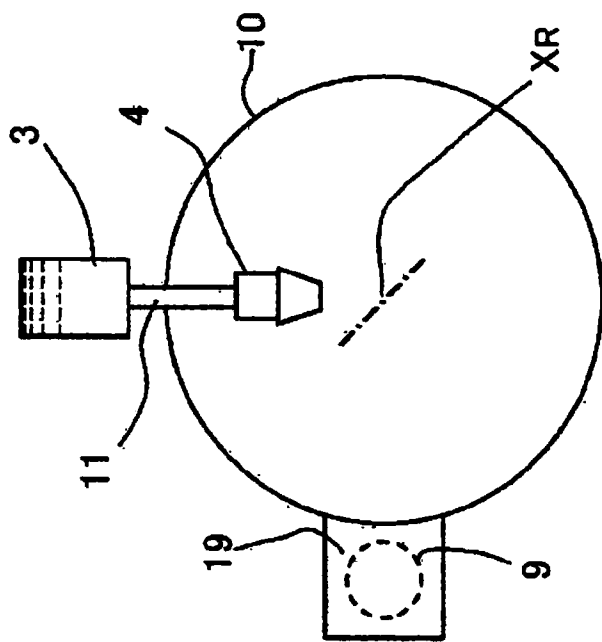
第5圖



第6圖

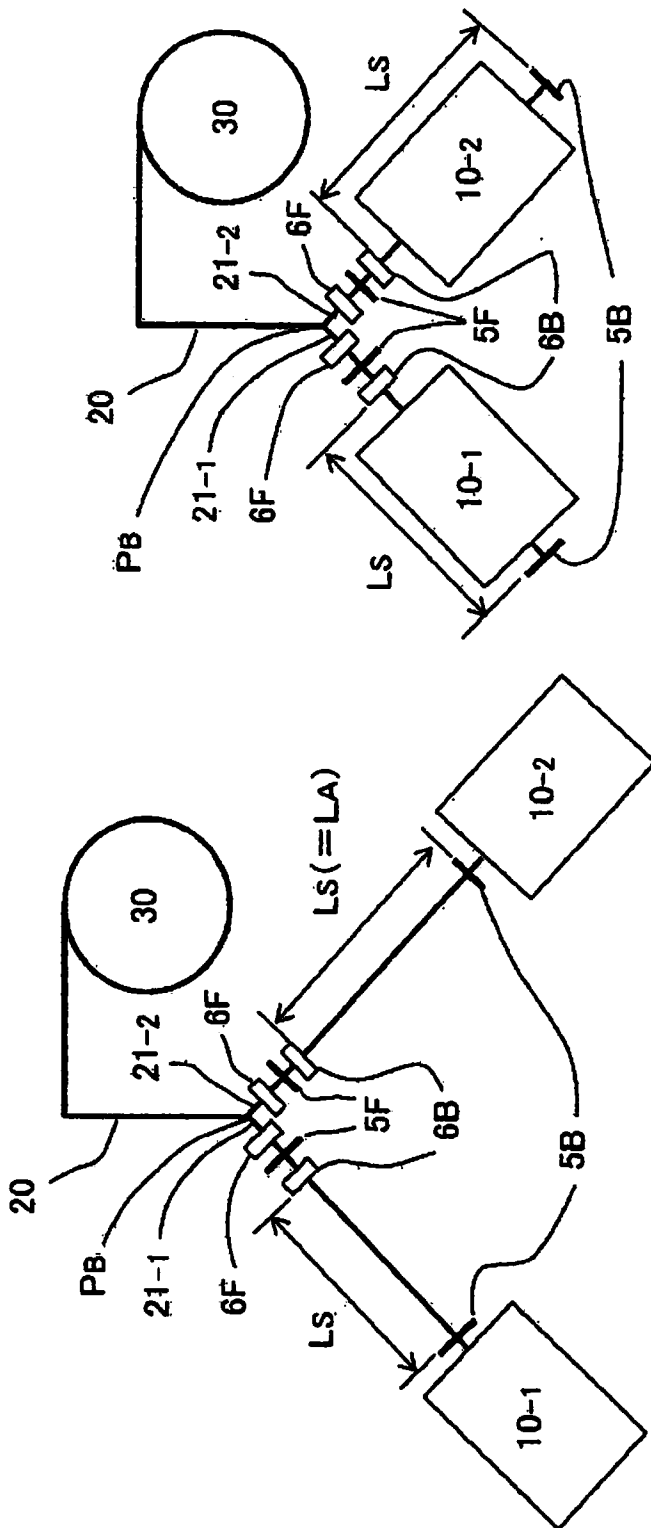


(b)



(a)

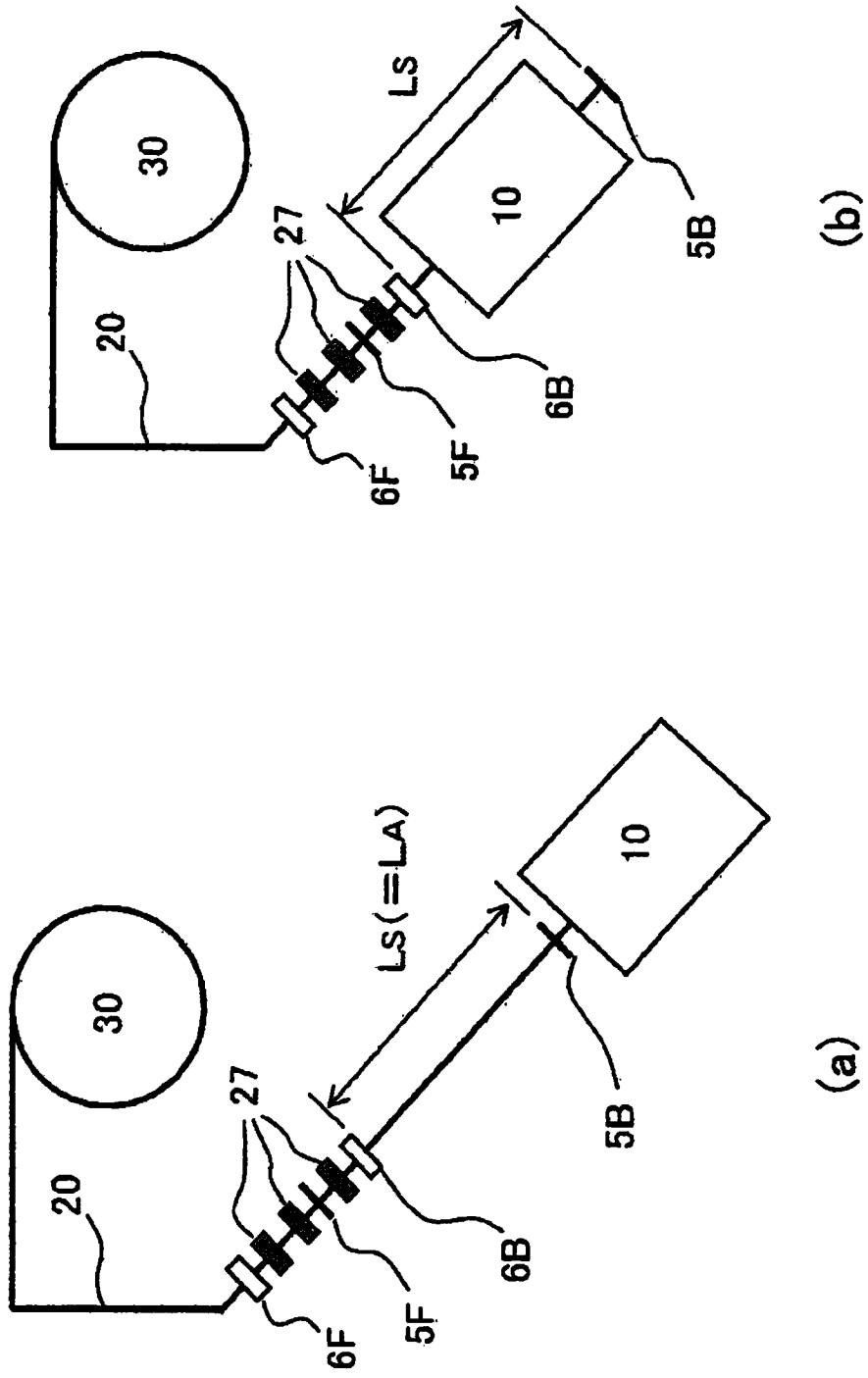
第7圖



(b)

(a)

第8圖



(b)

(a)

第9圖