

(21)申請案號：100120109

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 06 月 09 日

(51)Int. Cl.：

G21K5/04 (2006.01)

A61N5/10 (2006.01)

G21K1/08 (2006.01)

(30)優先權：2010/07/14

世界智慧財產權組織

PCT/JP2010/061876

2011/04/13

世界智慧財產權組織

PCT/JP2011/059169

(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：岩田高明 IWATA, TAKAAKI (JP)；蒲越虎 PU, YUEHU (CN)

(74)代理人：洪武雄；陳昭誠

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：9 項 圖式數：22 共 61 頁

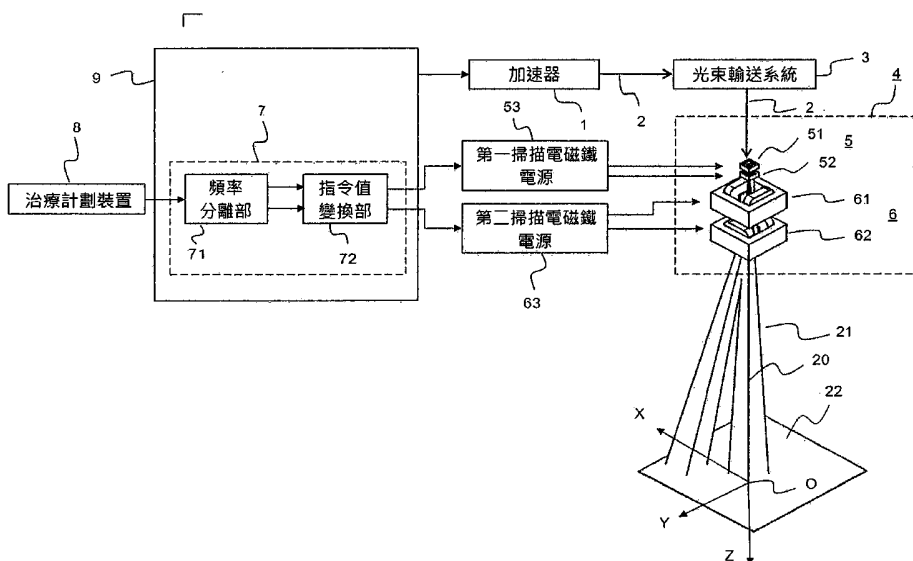
(54)名稱

粒子線照射裝置及粒子線治療裝置

PARTICLE BEAM IRRADIATION APPARATUS AND PARTICLE BEAM THERAPEUTIC APPARATUS

(57)摘要

本發明提供一種使用複數組掃描電磁鐵而可實現高精度、且從低速到高速之自由度高的帶電粒子束之掃描的粒子線照射裝置。本發明之粒子線照射裝置係使所射入的帶電粒子束在與帶電粒子束之行進方向垂直的 X 方向及 Y 方向兩個方向的目標軌道進行掃描，而照射在照射對象者，其中，具備複數組使帶電粒子束朝兩個方向進行掃描的掃描電磁鐵組，目標軌道係由對應於時間之目標照射位置所決定的時序目標軌道資料所提供，並且根據對時序目標軌道資料進行頻率分割後的複數個資料，生成複數組掃描電磁鐵之各個掃描電磁鐵的指令值。



- 1：加速器
- 2：帶電粒子束
- 3：射束輸送系統
- 4：射束照射系統
- 5：第一掃描電磁鐵
- 6：第二掃描電磁鐵
- 7：協調控制用掃描控制部
- 8：治療計畫裝置
- 9：粒子線治療裝置控制器
- 20：射束軸
- 21：掃描的帶電粒子束

- 22：照射對象
- 51：Y 方向掃描電磁鐵
- 52：X 方向掃描電磁鐵
- 53：第一掃描電磁鐵電源
- 61：Y 方向掃描電磁鐵
- 62：X 方向掃描電磁鐵
- 63：第二掃描電磁鐵電源
- 71：頻率分離部
- 72：指令值變換部
- O：等角點

(21)申請案號：100120109

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 06 月 09 日

(51)Int. Cl. : **G21K5/04 (2006.01)**
G21K1/08 (2006.01)

A61N5/10 (2006.01)

(30)優先權：2010/07/14 世界智慧財產權組織 PCT/JP2010/061876
2011/04/13 世界智慧財產權組織 PCT/JP2011/059169

(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：岩田高明 IWATA, TAKAAKI (JP) ; 蒲越虎 PU, YUEHU (CN)

(74)代理人：洪武雄；陳昭誠

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：9 項 圖式數：22 共 61 頁

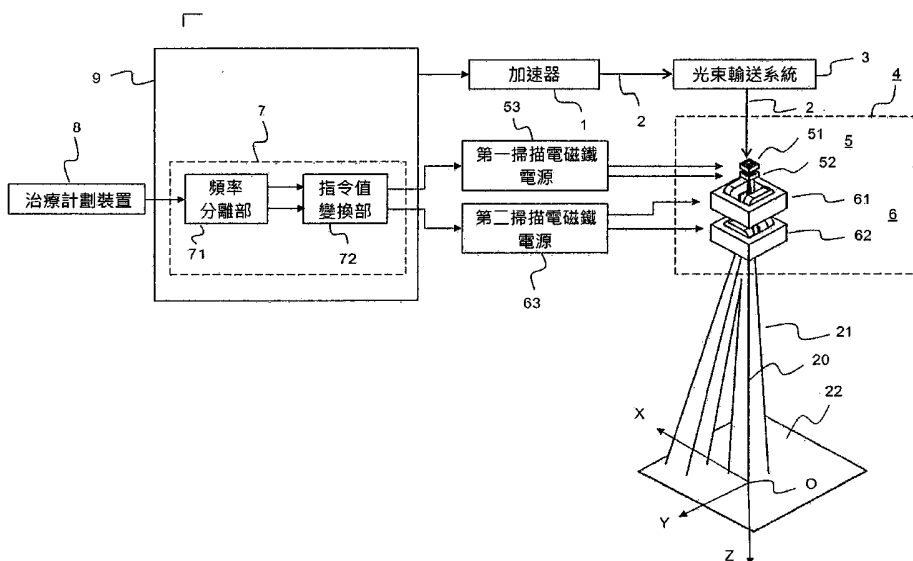
(54)名稱

粒子線照射裝置及粒子線治療裝置

PARTICLE BEAM IRRADIATION APPARATUS AND PARTICLE BEAM THERAPEUTIC APPARATUS

(57)摘要

本發明提供一種使用複數組掃描電磁鐵而可實現高精度、且從低速到高速之自由度高的帶電粒子束之掃描的粒子線照射裝置。本發明之粒子線照射裝置係使所射入的帶電粒子束在與帶電粒子束之行進方向垂直的 X 方向及 Y 方向兩個方向的目標軌道進行掃描，而照射在照射對象者，其中，具備複數組使帶電粒子束朝兩個方向進行掃描的掃描電磁鐵組，目標軌道係由對應於時間之目標照射位置所決定的時序目標軌道資料所提供，並且根據對時序目標軌道資料進行頻率分割後的複數個資料，生成複數組掃描電磁鐵之各個掃描電磁鐵的指令值。



- 1：加速器
- 2：帶電粒子束
- 3：射束輸送系統
- 4：射束照射系統
- 5：第一掃描電磁鐵
- 6：第二掃描電磁鐵
- 7：協調控制用掃描控制部
- 8：治療計畫裝置
- 9：粒子線治療裝置控制器
- 20：射束軸
- 21：掃描的帶電粒子束

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明是關於一種將帶電粒子束照射在腫瘤等患部而進行治療的粒子線治療裝置中，配合患部的三次元形狀而照射帶電粒子束的粒子線照射裝置。[帶電粒子束，帶電荷的粒子射線束之簡稱]

【先前技術】

利用粒子線的治療法係使用被加速至光速之大約 70% 的質子及碳粒子線等高能量的帶電粒子束。這些高能量的帶電粒子束照射在體內時，具有以下的特徵。第一，所照射的帶電粒子幾乎都會停在與帶電粒子能量之大約 1.7 平方成比例的深度位置。第二，對於在所照射的帶電粒子於體內停止之前通過的路徑賦予的能量密度(稱為劑量)是在帶電粒子的停止位置具有最大值。沿著所通過之路徑而形成的特有深部劑量分布曲線稱為布拉格曲線。劑量值最大的位置稱為布拉格峰(Bragg Peak)。

三次元的粒子線照射系統是設法配合腫瘤的三次元形狀掃描該布拉格峰的位置，並且一邊調整各掃描位置之峰值劑量，一邊在事先藉由影像診斷所決定的目標腫瘤區域形成既定的三次元劑量分布。帶電粒子束的掃描有大致與帶電粒子束之照射方向垂直的橫向(X、Y方向)、以及帶電粒子束之照射方向的深度方向(Z方向)的掃描。橫向的掃描有使患者相對於帶電粒子束移動的方法、以及使用電磁鐵等使帶電粒子束之位置移動的方法，一般是採用使用電

磁鐵的方法。深度方向的掃描則以改變帶電粒子的能量為唯一的方法。改變能量的方法有藉由加速器改變帶電粒子之能量的方法、以及在帶電粒子束通過的路徑插入能量衰減體，使衰減體的衰減量變化的方法。

使用電磁鐵而使帶電粒子束位置移動(亦稱為掃描)的方法例如記載於專利文獻 1。如專利文獻 1 的第 2 圖所示，在習知粒子線治療裝置的粒子線照射系統中，進行射束點之位置移動的手段是採用使帶電粒子束朝向與射束行進方向(Z 軸方向)垂直之方向、即 X-Y 方向偏向的掃描磁鐵(掃描電磁鐵)。

而專利文獻 2 所記載的粒子線照射裝置是以如下方式構成：在最終偏向電磁鐵與其射入側的偏向電磁鐵之間配置複數個 X 方向、Y 方向獨立的掃描電磁鐵，然後藉由利用該複數個掃描電磁鐵之突跳(kick)的疊合而形成平行照射野。

專利文獻 3 揭示一種在使用旋轉支架的粒子線照射裝置中，將照射野移動用電磁鐵設在偏向電磁鐵的上游，將一組 X 方向、Y 方向的掃描電磁鐵設在下游，再利用照射野移動電磁鐵使照射野大幅地移動，並且在移動的區域利用掃描電磁鐵將射束朝 X 方向、Y 方向掃描的構造。

(先技術文獻)

(專利文獻)

專利文獻 1：日本特開 2008-154627 號公報(段落「0024」及第 2 圖)

專利文獻 2：日本特開 2002-22900 號公報

專利文獻 3：日本特開平 8-257148 號公報

【發明內容】

(發明所欲解決之課題)

專利文獻 1 之第 2 圖所記載的粒子線照射系統係在將粒子線之掃描速度設為高速的情況下，掃描電磁鐵 X 及掃描電磁鐵 Y 的電感與掃描速度成正比，因而需要大容量的掃描電磁鐵電源。因此，粒子線照射系統的電源容量會隨著所要求的照射野尺寸(與照射目標尺寸成正比)以及所要求的掃描速度而增加。而專利文獻 2 所記載的粒子線照射裝置是使用複數個掃描電磁鐵來掃描粒子線，但是其構造的特徵為：帶電粒子束在照射位置會形成平行照射的平行照射野，且照射野形成的自由度小。此外，專利文獻 3 所記載的粒子線照射裝置係為在上游配置照射野移動用的電磁鐵，使照射野大幅地移動，並且利用配置在下游的掃描電磁鐵來掃描帶電粒子束的構造，照射野移動用電磁鐵及掃描電磁鐵係僅揭示出個別使其動作的技術思想。

本發明之目的在於提供一種針對如上所述的習知帶電粒子束之掃描方法，使複數個掃描電磁鐵各自發揮其最大限度的能力，以增加帶電粒子束的掃描自由度，而可實現高精度、且從低速到高速之自由度高的帶電粒子束之掃描的粒子線照射裝置。

(用以解決課題之手段)

本發明之粒子線照射裝置是使所射入的帶電粒子束在

與帶電粒子束之行進方向垂直的 X 方向及 Y 方向兩個方向的目標軌道進行掃描，而照射在照射對象者，其中，具備複數組使帶電粒子束朝兩個方向進行掃描的掃描電磁鐵組，目標軌道是由對應於時間之目標照射位置所決定的時序（按時間系列之順序，簡稱為時序）目標軌道資料所提供，並且根據對時序目標軌道資料進行頻率分割後的複數個資料，生成複數組掃描電磁鐵之各個掃描電磁鐵的指令值。（發明之效果）

本發明之粒子線照射裝置係可發揮以下效果：可使複數組掃描電磁鐵各自發揮其最大限度的能力，而可實現高精度、且從低速到高速之自由度高的帶電粒子束之掃描。

【實施方式】

實施形態 1.

第 1 圖是包含本發明實施形態 1 的粒子線照射裝置的粒子線治療裝置之概略構成的方塊圖。第 1 圖中，從加速器 1 會輸出質子線或碳粒子線等帶電粒子束 2，並藉由電磁鐵群等所構成的射束輸送系統 3 將帶電粒子束 2 引導至射束照射系統 4。在射束照射系統 4 設有兩組掃描電磁鐵，這兩組掃描電磁鐵是使所射入的帶電粒子束 2 朝向與帶電粒子束 2 之行進方向垂直的方向、即 X-Y 方向二次元地進行掃描的第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6。第一掃描電磁鐵 5 具有 X 方向掃描電磁鐵 52 及 Y 方向掃描電磁鐵 51，第二掃描電磁鐵 6 具有 X 方向掃描電磁鐵 62 及 Y 方向掃描電磁鐵 61。如上所述，第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描

電磁鐵 6 是由 X 方向掃描電磁鐵及 Y 方向掃描電磁鐵兩個電磁鐵組所構成。第一掃描電磁鐵 5 是藉由第一掃描電磁鐵電源 53 來驅動各個激磁線圈，第二掃描電磁鐵 6 是藉由第二掃描電磁鐵電源 63 來驅動各個激磁線圈。第一掃描電磁鐵電源 53 及第二掃描電磁鐵電源 63 是藉由用來控制加速器 1 及射束照射系統 4 等整個粒子線治療裝置的粒子線治療裝置控制器 9 所具備的協調控制用掃描控制部 7 進行控制，使第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 協調而掃描帶電粒子束。協調控制用掃描控制部 7 是從例如在治療計畫階段作成資料的治療計畫裝置 8 等，接收要照射帶電粒子束之位置的時序資料，然後在治療階段(或是治療準備階段)藉由頻率分離部 71 對該資料進行頻率分離，並利用指令值變換部 72 轉換成對於第一掃描電磁鐵電源 53 及第二掃描電磁鐵電源 63 的激磁線圈之激磁電流的指令值。藉由第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 而掃描的帶電粒子束 21 會照射在照射對象 22 的既定位置及時間

在此，利用第一掃描電磁鐵 5 的帶電粒子束之掃描區域係比利用第二掃描電磁鐵 6 的帶電粒子束之掃描區域狹窄。亦即，利用第一掃描電磁鐵 5 使帶電粒子束偏向的最大偏向角度係比利用第二掃描電磁鐵 6 的最大偏向角度小。而且，一般來說，最好是掃描電磁鐵所產生的偏向角度越小，電磁鐵所產生的磁場越小，以小的電磁鐵、也就是流通的電流及電感小的電磁鐵為佳。第一掃描電磁鐵 5 比起第二掃描電磁鐵 6 可採用電感小的電磁鐵。例如，第

一掃描電磁鐵 5 可由空芯線圈所構成，因而第一掃描電磁鐵 5 的構成較為簡單。電感小的電磁鐵可將磁場變成快速，因此第一掃描電磁鐵 5 比起第二掃描電磁鐵 6 可將磁場變得更快速。若要以電氣特性來表現，則第一掃描電磁鐵 5 比起第二掃描電磁鐵更為快速，頻率響應則具有更高頻的響應特性。

又，第 1 圖是將最大偏向角度較小的第一掃描電磁鐵 5 配置成比最大偏向角度較大的第二掃描電磁鐵 6 更靠近帶電粒子束 2 的上游側。一般而言，最大偏向角度小的電磁鐵較能使形狀縮小，因此若考慮到帶電粒子束對於各電磁鐵的射入開口，則將最大偏向角度較小的第一掃描電磁鐵 5 配置在上游側，比較容易設計其配置及電磁鐵形狀，因此較為理想。然而，亦可將最大偏向角度較大的第二掃描電磁鐵 6 配置在帶電粒子束 2 的上游側。

第 2 圖是顯示利用第 1 圖的粒子線照射裝置使帶電粒子束進行掃描之狀況的概略圖，第 2 圖(a)是側面圖，表示 Y 方向。第 2 圖(b)是正面圖，表示 X 方向。第 2 圖(c)是第 2 圖(b)之 A-A 面的帶電粒子束之掃描範圍等的示意圖。又，第 3 圖是用來說明利用一組 X 方向及 Y 方向的掃描電磁鐵使帶電粒子束進行掃描之狀況的影像圖。第 3 圖(A)是鳥瞰圖，第 3 圖(B)是以正面圖及側面圖來顯示該鳥瞰圖的圖。例如，第一掃描電磁鐵 5 是在上游側配置有朝 Y 方向掃描帶電粒子束的 Y 方向掃描電磁鐵 51，在下游側配置有朝 X 方向掃描的 X 方向掃描電磁鐵 52。所射入的帶電粒

子束 2 首先會以上游側之 Y 方向掃描電磁鐵 51 所產生的帶電粒子束的掃描作用軸 100 為中心朝 Y 方向偏向。偏向的帶電粒子束會以下游側之 X 方向掃描電磁鐵 52 所產生的帶電粒子束的掃描作用軸 200 為中心朝 X 方向偏向。如此，帶電粒子束會照射在朝 X-Y 之二次元擴展的區域。本發明之實施形態 1 是跨越兩段地進行第 3 圖所示的掃描。

以下，參照第 1 圖及第 2 圖來說明本發明實施形態 1 的粒子線照射裝置之動作。帶電粒子束首先在第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 不動作、也就是帶電粒子束不會因為兩個掃描電磁鐵而產生偏向作用的情況下，以朝向屬於基準點的等角點 0 照射之方式使構成機器定位。以符號 20 顯示此時之帶電粒子束的射束軸。射束軸 20 係顯示第一及第二掃描電磁鐵 5、6 不動作時之帶電粒子束通過的軌跡。又，為了決定帶電粒子束的照射位置，可設定座標系統。例如，如第 1 圖所示，以等角點 0 為原點，在與射束軸垂直的方向設定 X 軸、Y 軸，在射束軸方向設定 Z 軸。此外，第 2 圖的 X、Y、Z 僅表示方向。

所射入的帶電粒子束 2 係利用第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 朝 X-Y 二次元方向進行掃描。射束照射位置之 Z 方向的設定是藉由調整帶電粒子的能量使路徑改變，也就是改變布拉格峰的位置來控制而進行。在該情況下，Z 方向的照射位置是以所照射的劑量分布的代表點、例如布拉格峰的位置來表示。

在第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 不作用的狀

態下，射束照射位置是被設定在等角點 0。在此，僅使第一掃描電磁鐵 5 作用，並考量可掃描射束的範圍。利用 Y 方向掃描電磁鐵 52，如第 3 圖所示，射束可在 Y 軸方向之擴展成扇形的範圍進行掃描。利用 X 方向掃描電磁鐵 51，此時可在 X 軸方向之擴展成扇形的範圍進行掃描。結果，可掃描範圍就是第 2 圖(c)之符號 24 的斜線所示的區域、即第一掃描電磁鐵 5 的掃描區域(預設值)。

接下來，說明使位於下游的第二掃描電磁鐵 6 作用時，前述掃描區域 24 會如何變化。同樣地，利用 Y 方向掃描電磁鐵 61，射束可在 Y 軸方向之擴展成扇形的範圍內進行掃描。而利用 X 方向掃描電磁鐵 62，射束可在 X 軸方向之擴展成扇狀的範圍內進行掃描。最後，前述掃描區域會移動至第 2 圖(c)之斜線所示的區域 25。並且，使第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 作用而可進行掃描的區域就會變成符號 23 所示的區域。

輸入僅使第一掃描電磁鐵 5 動作的指令值時，射束照射位置會以 $0 \rightarrow P_1$ 之方式移動。此時之射束照射位置的移動量 OP_1 是僅藉由第一掃描電磁鐵 5 所產生的移動量。接下來，輸入使第二掃描電磁鐵 6 作用的指令值時，最終的射束照射位置會變成 P_2 。最終的射束照射位置的移動量 OP_2 可用以下式子來表示。

【數 1】

$$OP_2 = OP_1 + P_1P_2 \quad (1)$$

亦即，射束移動量係可分成第一掃描電磁鐵 5 所產生的移

動量以及第二掃描電磁鐵 6 所產生的移動量。

第 4 圖是利用方塊線圖以圖式顯示上述說明。第 4 圖中，輸入的指令值是掃描電磁鐵之激磁線圈的激磁電流的值，藉由該激磁電流的值驅動掃描電磁鐵後的射束照射位置的移動量即成為輸出。第 4 圖係顯示第一掃描電磁鐵 5 的指令值(I_{1x} 、 I_{1y})時，第一掃描電磁鐵 5 所產生的移動量為 OP_1 ，且設為第二掃描電磁鐵 6 的指令值(I_{2x} 、 I_{2y})時，最後的射束照射位置的移動量為 OP_2 (射束照射位置 P_2 的座標(x, y))。如此，只要決定對各掃描電磁鐵的指令值， $OP_1(x_1, y_1)$ 、 $OP_2(x, y)$ 就會是唯一的結果。如此可得到由物理現象所決定之 4 輸入 4 輸出的映射。

再者，對實際治療而言有意義的是最後的射束照射位置。在哪個位置照射多少的劑量，可依各個患者由治療計畫裝置進行計算。根據治療計畫裝置的計算結果，可更進一步計算出射束照射位置的目標軌道。

若是掃描電磁鐵為一組，只要提供射束照射位置的目標軌道即已足夠，但本發明的掃描電磁鐵為複數組，因此得到目標軌道的解答不只一個。亦即，為了實現某個射束照射位置，第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 的角色分擔可能有無限種。因為滿足式子(1)之 OP_2 (左邊)的 OP_1 、 P_1P_2 的組合可能有無限種。

第 5 圖是本發明實施形態 1 的協調控制用掃描控制部 7 之頻率分離部 71 的方塊圖。從治療計畫裝置送來的目標軌道是使對應於時間[時間的系列順序，以下簡稱為時序]

的目標照射位置時序地排列的資料。亦即，目標軌道是例如第 5 圖之左側所示的時序資料(=訊號)。第 5 圖所示的訊號是針對一個座標來表示，但其存在有 X 座標份及 Y 座標份。該目標軌道是利用光點掃描照射方法所產生的目標軌道之例，亦即反覆進行以下動作且照射廣大範圍區域：使射束在既定位置滯留一定時間地照射之後，使射束移動至其他位置，然後在該位置使其滯留一定時間地照射。對於該目標軌道，為了獲得第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 的位置指令值，係考慮第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 的特性而進行以下動作。使用濾波器將頻率分離部 71 之輸入、即第 5 圖之左側所示的目標軌道的訊號分離成第一掃描電磁鐵 5 用及第二掃描電磁鐵 6 用。第一掃描電磁鐵 5 是小型且高速，並具有較高頻的響應特性，因此負責目標軌道的高頻成分。第二掃描電磁鐵 6 為大型且掃描幅度大，並具有較低頻的響應特性，因此負責低頻成分等。第 5 圖是使用濾波器將目標軌道的訊號分離的示意圖。在此，最終獲得的目標軌道必須是當初計畫的軌道。因此，如第 5 圖所示，在此所使用的濾波器是使用互補的($F(s)+G(s)=1$)濾波器。

第 5 圖的 $F(s)$ 是第二掃描電磁鐵 6 用的濾波器，即低通濾波器 73、 $G(s)(=1-F(s))$ 是第一掃描電磁鐵 5 用的濾波器，且為高通濾波器 74。由這些濾波器分離後的目標軌道的訊號(位置指令值)是第 5 圖之右側所示的兩個訊號。又，如第 6 圖所示，亦可僅設置低通濾波器 73 而不設置高

通濾波器，並且利用演算器 76 從輸入訊號的目標軌道之訊號減去由低通濾波器 73 分離後的低頻成分之訊號而獲得高頻成分。反之，亦可僅設置高通濾波器而不設置低通濾波器，並且從輸入訊號的目標軌道之訊號減去由高通濾波器分離後的高頻成分之訊號而獲得低頻成分。

指令值變換部 72 是輸出各個掃描電磁鐵的激磁電流作為指令值，並且控制第一掃描電磁鐵電源 53 及第二掃描電磁鐵電源 63，俾使各個掃描電磁鐵所產生的射束位置形成各個的位置指令值。第 7 圖顯示出最簡單的指令值變換部 72 的構成。其係近似直線地獲得目標照射座標與掃描電磁鐵之激磁電流指令值的關係，並且在指令值演算部 721 至 724 中對各個電磁鐵演算出指令值的推測值。例如，演算第一掃描電磁鐵之 X 方向電磁鐵的指令值之推測值的指令值演算部 721 是藉由以下式子求出指令值的推測值。但是， K_{1x} 為比例常數，是近似直線的直線之傾斜度。

【數 2】

$$\hat{I}_{1x} = k_{1x} x_1 \quad (2)$$

又，第 8 圖是指令值變換部 72 之其他例的方塊圖。符號 725 至 728 是用換算表來保持目標照射座標與掃描電磁鐵之激磁電流指令值的關係的查閱表(速查換算表)。近似直線下無法獲得充分之精度的目標照射座標與掃描電磁鐵之激磁電流指令值的關係時，是形成近似曲線，再利用查閱表取得變換結果。這些指令值變換(生成)方法雖是一般

的方法，但在位置精度上還有改善的空間。適當的指令值變換(生成)方法將在實施形態 5 敘述。

此處之目標軌道是顯示點掃描照射法的例子，但是本發明實施形態 1 的粒子線照射裝置並不限於點掃描照射法，而可適用在各種目標軌道。因此，根據實施形態 1 的粒子線照射裝置，可藉由僅對目標軌道之訊號進行頻率分離的單純構成來作成利用兩組掃描電磁鐵實現各種目標軌道所需之對於各電磁鐵的指令值，且可實現從低速到高速之自由度高的帶電粒子束之掃描。而且，只要將該粒子線照射裝置運用在粒子線治療裝置，便可依各個患者形成適當的目標軌道，且可實現顧慮到各組掃描電磁鐵之特性的掃描，因此可謀求掃描時間的縮短。

實施形態 2.

第 9 圖是本發明實施形態 2 的粒子線照射裝置之協調控制用掃描控制器 7 中的頻率分離部 71 之構成的方塊圖。實施形態 1 是使用兩組掃描電磁鐵，但本實施形態 2 是在第 1 圖的射束照射系統 4 從帶電粒子束的上游到下游配置第一掃描電磁鐵、第二掃描電磁鐵、第三掃描電磁鐵三組掃描電磁鐵。例如，第一掃描電磁鐵是最大偏向角度小但是可快速地變更磁場的電磁鐵，第三掃描電磁鐵雖是最大偏向角度大且可掃描較大的區域，但只能在低速下進行磁場之變更的電磁鐵，第二掃描電磁鐵是最大偏向角度及磁場的變更速度具有第一掃描電磁鐵與第三掃描電磁鐵之中間特性的電磁鐵。因此，各個掃描電磁鐵的電感是依第一

掃描電磁鐵、第二掃描電磁鐵、第三掃描電磁鐵的順序變大，各個電磁鐵的頻率響應特性也各不相同。

使用這三組掃描電磁鐵掃描帶電粒子束時，協調控制用掃描控制部 7 的頻率分離部 71 會將從治療計畫裝置 8 接收的目標軌道之訊號分離成三組掃描電磁鐵的位置指令訊號。在該情況下，如第 9 圖所示，使用三個濾波器分割目標軌道的訊號。第 9 圖中， $F(s)$ 是第三掃描電磁鐵用的濾波器，且為低通濾波器 73， $H(s)$ 是第二掃描電磁鐵用的濾波器，且為帶通濾波器 75， $G(s)(=1-F(s)-H(s))$ 是第一掃描電磁鐵用的濾波器，且為高通濾波器 74。指令值變換部 72 是輸出各個掃描電磁鐵的激磁電流作為指令值，並且控制各個掃描電磁鐵電源，以形成由這些濾波器分離後的目標軌道之訊號(位置指令值)。

此外，與實施形態 1 之說明同樣地，即使沒有低通濾波器 73、帶通濾波器 75、高通濾波器 74 任一個，也可藉由從目標軌道之訊號減去由其他兩個濾波器分離後的訊號，而獲得與由省略的濾波器分離之訊號相同的訊號。

如以上所述，本實施形態 2 說明了使用三組掃描電磁鐵的情況，但是亦可使用更多組的掃描電磁鐵。如此，本發明可適用在使用複數組掃描電磁鐵的情況，且可藉由單純的構成來作成利用複數組掃描電磁鐵實現各種目標軌道所需之對於各電磁鐵的指令值，且可實現從低速到高速之自由度高的帶電粒子束之掃描。

實施形態 3.

第 10 圖是本發明實施形態 3 的粒子線照射裝置之概略構成的方塊圖。第 10 圖中，與第 1 圖相同的符號代表相同或相當的部分。實施形態 1 是將從治療計畫裝置 8 輸出的目標軌道訊號暫時轉送・保存在粒子線治療裝置控制器 9，並且在治療階段中，在前述粒子線治療裝置控制器 9 所具備的協調控制用掃描控制部 7 利用濾波器進行頻率分割，然後即時地作成第一掃描電磁鐵 53 的位置指令值及第二掃描電磁鐵 63 的位置指令值。本實施形態 3 是在治療計畫裝置 80 的內部設置具有作成對於第一掃描電磁鐵電源 53 及第二掃描電磁鐵電源 63 之指令值之功能的協調控制用掃描控制部 7。協調控制用掃描控制部 7 是從位於治療計畫裝置 80 之內部的治療計畫部 81 接收目標軌道訊號，再利用頻率分離部 71 的濾波器進行頻率分割，而作成第一掃描電磁鐵 5 之位置指令值及第二掃描電磁鐵 6 之位置指令值，並且在指令值變換部 72 中，將這些位置指令值變換成對於各個掃描電磁鐵電源的指令值。亦即，治療計畫裝置 8 會在治療計畫階段事先生成第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 的各指令值。

如此，利用濾波器對由治療計畫作成的目標軌道訊號進行頻率分割，並生成掃描磁鐵各個的指令值的動作可在任何部分進行，亦可在習知粒子線照射裝置所具備的計算機內部設置實施形態 1 或 2 所說明的頻率分離部 71。

實施形態 4.

實施形態 4 是說明本發明也可適用在患部會隨著呼吸

等而移動或變形的情況。第 11 圖及第 12 圖是本發明實施形態 4 的粒子線治療裝置之概略構成的方塊圖。第 11 圖及第 12 圖中，與第 1 圖相同的符號代表相同或相當的部分。使用粒子線治療裝置的治療中，作為照射對象的患部有時會隨著患者的呼吸等生理活動而移動或變形。因此，提案各種「呼吸同步照射」或「患部追蹤照射」等為了進行有效並且安全之治療的研究。

第 11 圖是具備用來監視患者之體表面之動作的攝影機 30 的粒子線治療裝置之構成圖。此外，第 11 圖僅顯示出一組監視攝影機，但是為了獲得患部的三次元位置資訊，通常會使用兩組或兩組以上。在患者的體表面可事先進行複數個標記，並將該標記作為所謂的地標，再利用影像處理裝置 31 求出三次元位置資訊。協調控制用掃描控制部 7 是根據由影像處理裝置 31 求出的地標之三次元位置資訊來推測患部的位置・姿勢，並修正目標照射位置。由協調控制用掃描控制部 7 修正後的目標照射位置也可利用頻率分離部 71 進行頻率分離，因此第一掃描電磁鐵及第二掃描電磁鐵可協調而進行射束位置之控制。

第 12 圖是以與第 11 圖相同之目的構成的粒子線治療裝置的構成圖。第 12 圖是使用由 X 線管 32、FPD(Fat Panel Detector：平面偵測器)33、以及包含影像處理功能的 X 線控制裝置 34 等所構成的 X 線攝像裝置。此外，第 12 圖僅顯示出一組 X 線攝像裝置，但是為了獲得患部的三次元位置資訊，通常會使用兩組或兩組以上。若使用 X 線攝像

裝置，則可獲得包含患部的周邊部的透視影像。因此，在該情況下，骨頭之具有特徵形狀的部分等就會形成地標。之後由 X 線控制裝置 34 求出地標之三次元位置資訊的後續流程與前述第 11 圖的情況相同。

本實施形態 4 的粒子線治療裝置是以上述方式檢測出作為照射對象的患部之動作，並依該動作修正目標照射位置，也就是進行反饋補償的構成，因此可實現更高精度的照射。

實施形態 5.

實施形態 1 至 4 說明了對於由複數組掃描電磁鐵所構成的射束照射系統，生成對於各個掃描電磁鐵之指令值所需的各掃描電磁鐵之目標掃描量的決定方法。具體而言，是使用濾波器生成各個掃描電磁鐵所要分擔的射束掃描量，以達成最終所給予的目標軌道。乍看之下會以為，只要決定各個掃描電磁鐵所要分擔的射束掃描量，便容易生成對於各個掃描電磁鐵的指令值。然而，即使射束掃描量決定，要正確地求出會達成該射束掃描量之對於掃描電磁鐵的指令值(激磁電流的值)實際上也不容易。尤其，設在下游的掃描電磁鐵會受到上游掃描電磁鐵的影響，因此必須在其指令值的生成下工夫。因此，本實施形態 5 是針對不容易求出用以達成目標軌道之指令值的課題加以詳細說明，並且更進一步針對解決該課題的手段加以說明。

根據實施形態 1 所說明的第 4 圖，針對為了達成目標軌道之不容易求出對於掃描電磁鐵之指令值的技術性課題

加以說明。第 4 圖的左側表示有指令值輸入至各掃描電磁鐵(主要原因)。第 4 圖的右側表示結果射束會進行掃描(照射位置移動)，並且輸出唯一的照射位置(結果)。該物理現象整體來說可稱為 4 輸入 4 輸出的「映射」。

而且，由於是有主因而產生結果的思考方式，也就是有「因果律」的順序，因此特別稱為「正向映射」或「正映射」。然而，此處所謂的「指令值」是指以下所述者。用以使掃描電磁鐵驅動的控制量一般是電流。因此，此處所謂的指令值是控制量的目標值，一般而言是以電流的單位提供。

該物理現象除了第 4 圖之外，也可如第 13 圖來解釋。第 4 圖中，正映射的輸入及輸出是在如第 14 圖所示的表 1 中。如表 1 所示，從四個輸入可獲得四個輸出，因此成為 4 輸入 4 輸出的映射。又，輸出 1 及輸出 2 是僅由第一掃描電磁鐵所決定，也就是僅由輸入 1 及輸入 2 所決定，因此部分是 2 輸入 2 輸出。然而，以整體來看，可獲得 4 輸入 4 輸出。在此，根據式子(1)， OP_1 、 OP_2 、 P_1P_2 是只要知道三個向量中任兩個向量就可計算出剩下的一個向量。第 4 圖所示的正映射是以輸出作為 OP_1 、 OP_2 之兩個向量，但是亦可如第 13 圖將正映射的輸出視為 OP_1 、 P_1P_2 兩個向量。第 15 圖所示的表 2 代表第 13 圖所示的映射之輸出入。

在此顯示出用來說明技術性課題的簡單例 1。假設以某掃描量使射束進行掃描，並且在某照射位置照射射束。相對於此，可視為使用下游的掃描電磁鐵，使照射位置朝

例如 X 方向移動+1cm。此時，依據上游掃描電磁鐵使射束在何處掃描，為了要達成之下游掃描電磁鐵的控制量並不相同。亦即，上游掃描電磁鐵不作用，而使位於原點的射束的照射位置朝 X 方向移動+1cm 的指令值、與上游掃描電磁鐵作用並使例如在 X 方向位於 10cm 之位置的射束的照射位置再朝 X 方向移動+1cm(=11cm)的指令值並不相同。經驗上已知會產生如上述指令值之偏差的現象。

顯示用來說明技術性課題之其他的簡單例 2。假設在下游掃描電磁鐵未作用的狀態下，使位於原點的射束的照射位置之 X 座標移動至 2cm 的位置所需之對於上游 X 方向掃描電磁鐵的控制量為 $2[A]$ 。又，假設在上游掃描電磁鐵未作用的狀態下，使位於原點的射束的照射位置之 X 座標移動至 2cm 的位置所需之對於下游 X 方向掃描電磁鐵的控制量為 $2[A]$ 。此時，在對上游 X 方向掃描電磁鐵提供 $2[A]$ 之控制量，對下游 X 方向掃描電磁鐵提供 $2[A]$ 之控制量的情況時，射束的照射位置之 X 座標並不一定會在 4cm 的位置。反而一般不會是 4cm。經驗上已知會產生如上述射束照射位置之偏移的現象。

如上所述，物理現象之主要原因的控制量(電流)以及物理現象之結果的射束位置必須經常地使概念明確並且先加以區別。上述例 1 中，結果(射束位置)的加法法則係為在對應的主要原因(控制量)下並不成立的例子。例 2 中，主要原因(控制量)的加法法則係為在對應的結果(射束位置)下並不成立的例子。這是由於顯示出物理現象的正映射

並非線形所產生。

要顯示生成嚴密之指令值的難度時必須也考慮以下這點。掃描電磁鐵是安裝成可使射束朝向與射束軸垂直的 X 方向及 Y 方向分別進行掃描。理想的情況是，射束位置的 X 座標成分最好可單純藉由 X 方向用的掃描電磁鐵來實現，射束位置的 Y 座標成分可單純藉由 Y 方向用的掃描電磁鐵來實現。然而，實際上，難以使射束照射位置的 X 座標成分及 Y 座標成分完全獨立來進行控制。例如，在利用 Y 方向用掃描電磁鐵掃描射束而使射束位置的 Y 座標成為 3cm 的狀態下，若繼續利用 X 方向用掃描電磁鐵掃描射束時，經驗上已知射束照射位置的軌跡並無法單純地與 X 軸平行，而 Y 座標會從 3cm 逐漸偏移。其原因之一應該是掃描電磁鐵的安裝誤差等，但是並不限於此。如上所述，將無法利用單一的掃描電磁鐵使射束位置之控制獨立成 X 座標成分及 Y 座標成分而單一進行的情況表示成「有 X 與 Y 的干擾項」、「有 X 與 Y 的交叉項」等。

X 與 Y 的干擾項的問題在利用一組掃描電磁鐵掃描光物時已經發生。本發明之射束照射系統 4 是使用上游的第一掃描電磁鐵 5 及下游的第二掃描電磁鐵 6 至少兩組掃描電磁鐵。因此，X 與 Y 的干擾項的問題在本發明中會變得更複雜。在思考掃描電磁鐵有兩組以上的情況之前，首先針對一組 X 方向及 Y 方向之掃描電磁鐵的情況加以敘述。

如上所述，發現以一組掃描電磁鐵時之 X 與 Y 的干擾項的問題作為課題。為了解決課題，在指令值變換部 72

中，使其具有從帶電粒子束的目標照射位置座標分別生成用以實現該照射的 X 方向掃描電磁鐵的 X 方向指令值及 Y 方向掃描電磁鐵的 Y 方向指令值之 X 方向及 Y 方向逆映射數式模式。而且，該 X 方向及 Y 方向逆映射數式模式也分別包含以兩變數表示帶電粒子束的照射位置平面之目標照射位置座標時的兩變數之任一個。

針對假定一組掃描電磁鐵的逆映射數式模式與假定兩組掃描電磁鐵的逆映射數式模式如何對應加以說明。如前所述，利用第一掃描電磁鐵 5 所產生的射束移動量 OP_1 係僅取決於第一掃描電磁鐵 5。因此在第 4 圖及第 13 圖任一映射的想法中， OP_1 部分也是 2 輸入 2 輸出。亦即，對於第一掃描電磁鐵 5 的指令值輸入至第一掃描電磁鐵 5 後輸出 OP_1 的部分，在利用兩組掃描電磁鐵的射束照射系統中，亦可視為與表示利用一組掃描電磁鐵的射束照射系統之物理現象的正映射同等。

另一方面，利用位於第一掃描電磁鐵 5 之下游的第二掃描電磁鐵 6 所產生的射束移動量 P_1P_2 (第 13 圖之映射的輸出) 及最終的射束移動量 OP_2 (第 4 圖之映射的輸出) 係取決於第一掃描電磁鐵 5 及第二掃描電磁鐵 6 兩者。因此，輸出第二掃描電磁鐵 6 之射束移動量 P_1P_2 的映射可說是局部性 4 輸入 2 輸出 (第 13 圖、表 2：輸入 1、輸入 2、輸入 3、輸入 4 → 輸出 3、輸出 4)。或是，輸出最後的射束移動量 OP_2 的映射可說是局部性 4 輸入 2 輸出 (第 4 圖、表 1：輸入 1、輸入 2、輸入 3、輸入 4 → 輸出 3、輸出 4)。此處

所謂的部分可說是使用兩組掃描電磁鐵的射束照射系統特有的性質。整體而言，表示輸出 OP_1 及 P_1P_2 、或是 OP_1 及 OP_2 的兩組掃描電磁鐵的射束照射系統之物理現象的正映射，整體可說是 4 輸入 4 輸出。

「正映射」的物理現象是只要決定了對於掃描電磁鐵的指令值，射束照射位置就只有唯一的結果，第 4 圖及第 13 圖是利用箭頭符號顯示出其順序。然而，實際上裝置之功能所必須者是先給予目標射束照射位置，並對其求出用以實現該目標射束照射位置的掃描電磁鐵的指令值。亦即，是與物理現象相反的方法。

在具有一組掃描電磁鐵的射束照射系統的情況也同樣需要相反的方法。為了達成與該物理現象相反的方法，係使指令值變換部 72 具備逆映射數式模式。逆映射數式模式例如可為如以下所示的多項式構造。

【數 3】

$$\hat{i}_{1,x} = a_{00} + a_{01}x_1 + a_{10}y_1 + a_{02}x_1^2 + a_{11}x_1y_1 + a_{20}y_1^2 \quad (3)$$

【數 4】

$$\hat{i}_{1,y} = b_{00} + b_{01}x_1 + b_{10}y_1 + b_{02}x_1^2 + b_{11}x_1y_1 + b_{20}y_1^2 \quad (4)$$

但是，各變數、係數等是如第 16 圖所示的表 3 所示。

此外，式子(3)及式子(4)雖是最高次數=2 的多項式，但是最高次數要用到多少或是要採用何種項亦可依映射的非線形程度等來適當決定。本說明書的主旨並非將指令值變換部 72 所使用的逆映射限定於式子(3)或式子(4)者。

又，要使用式子(3)或式子(4)求出指令值的推測值，

必須在事前求出未知參數(多項式的係數)。例如，可事先在沒有患者的狀態下進行試照射，並且從實測的資料利用最小平方法或加權最小平方法求出該未知參數。並且將這種作業稱為校準。

第 17 圖及第 18 圖是以方塊線圖來表示使用兩組掃描電磁鐵的射束照射系統的情況下，利用指令值變換部 72 達成與該物理現象相反之方法的「逆映射」。第 17 圖是對應於第 4 圖之正映射的逆映射的方塊線圖。而第 18 圖是對應於第 13 圖之正映射的逆映射的方塊線圖。本發明之粒子線照射裝置的指令值變換部 72 具備第 17 圖或第 18 圖所示的逆映射的數式模式。

如第 17 圖或第 18 圖所示，求出第二掃描電磁鐵 6(下游的掃描電磁鐵)的指令值之推測值的逆映射 2 已知皆為 4 輸入 2 輸出。亦即，需要與式子(3)及式子(4)所示的 2 輸入 2 輸出不同的數式模式。因此，本發明之實施形態 5 是使用以下所示的數式模式。

對應於第 17 圖之逆映射的數式模式是如例如以下之式子(5)、式子(6)。

【數 5】

$$\begin{aligned}
 \hat{I}_{2,x} = & c_{0000} \\
 & + c_{0001}x_1 + c_{0010}y_1 + c_{0100}x + c_{1000}y \\
 & + c_{0002}x_1^2 + c_{0011}x_1y_1 + c_{0020}y_1^2 + c_{0101}x_1x + c_{0110}y_1x \\
 & + c_{0200}x^2 + c_{1001}x_1y + c_{1010}y_1y + c_{1100}xy + c_{2000}y^2
 \end{aligned} \tag{5}$$

【數 6】

$$\begin{aligned}
\hat{I}_{2,y} = & d_{0000} \\
& + d_{0001}x_1 + d_{0010}y_1 + d_{0100}x + d_{1000}y \\
& + d_{0002}x_1^2 + d_{0011}x_1y_1 + d_{0020}y_1^2 + d_{0101}x_1x + d_{0110}y_1x \\
& + d_{0200}x^2 + d_{1001}x_1y + d_{1010}y_1y + d_{1100}xy + d_{2000}y^2
\end{aligned} \tag{6}$$

但是，各變數、係數等是如第 19 圖的表 4 所示。

對應於第 18 圖之逆映射的數式模式是如例如下式子(7)、式子(8)。

【數 7】

$$\begin{aligned}
\hat{I}_{2,x} = & e_{0000} \\
& + e_{0001}x_1 + e_{0010}y_1 + e_{0100}x_2 + e_{1000}y_2 \\
& + e_{0002}x_1^2 + e_{0011}x_1y_1 + e_{0020}y_1^2 + e_{0101}x_1x_2 + e_{0110}y_1x_2 \\
& + e_{0200}x_2^2 + e_{1001}x_1y_2 + e_{1010}y_1y_2 + e_{1100}x_2y_2 + e_{2000}y_2^2
\end{aligned} \tag{7}$$

【數 8】

$$\begin{aligned}
\hat{I}_{2,y} = & f_{0000} \\
& + f_{0001}x_1 + f_{0010}y_1 + f_{0100}x_2 + f_{1000}y_2 \\
& + f_{0002}x_1^2 + f_{0011}x_1y_1 + f_{0020}y_1^2 + f_{0101}x_1x_2 + f_{0110}y_1x_2 \\
& + f_{0200}x_2^2 + f_{1001}x_1y_2 + f_{1010}y_1y_2 + f_{1100}x_2y_2 + f_{2000}y_2^2
\end{aligned} \tag{8}$$

但是，各變數、係數等是如第 20 圖的表 5 所示。

此外，式子(5)至(8)雖是表示最高次數=2的多項式，但是最高次數要用到多少或是要採用何種項亦可依映射的非線形程度等來適當決定。本說明的主旨並非將指令值變換部 72 所使用的逆映射限定於式子(5)至(8)者。

要使用式子(5)至(8)求出指令值的推測值時，也必須

在事前求出未知參數(多項式的係數)。該未知參數只要事先在沒有患者的狀態進行試照射，並且從實測的資料利用最小平方法或加權最小平方法求出即可。此外，為了與該試照射作區別，進行患者之治療的照射稱為「正式照射」。求出未知參數的作業(包含試照射)稱為校準。

本實施形態 5 中，如上所述，協調控制用掃描控制部是具有假設將兩個掃描電磁鐵相連的照射系統之正映射的其逆映射模式，並且從校準時的試照射的實測資料求出逆映射模式的未知參數，因此可解決要求出掃描電磁鐵的指令值時因物理現象(正映射)之非線形性所產生的加法法所無法解決的問題，並解決 X 與 Y 之干擾項的問題。再者，只要在逆映射的數式模式採用多項式模式，利用加法及減法即已足夠，因此可發揮快速演算出指令值的推測值的特別效果。

實施形態 6.

第 21 圖是本發明實施形態 6 的粒子線照射裝置之構成的方塊圖。第 21 圖中，與第 1 圖相同的符號表示相同或相當的部分或零件。本實施形態 6 中，使粒子線 2 朝 X 方向偏向而進行掃描的掃描電磁鐵係僅設有一個 X 方向掃描電磁鐵 620。又，使粒子線 2 朝 Y 方向偏向而進行掃描的掃描電磁鐵僅設有一個 Y 方向掃描電磁鐵 610。X 方向掃描電磁鐵 620 的激磁線圈雖然只有一個，但是可利用第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 及第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 兩個電源來驅動該一個激磁線圈。同樣地，Y 方向掃描電

磁鐵 610 的激磁線圈雖然只有一個，但是可利用第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 及第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 兩個電源來驅動該一個激磁線圈。又，X 方向掃描電磁鐵 620 與實施形態 1 之第二掃描電磁鐵 6 的 X 方向掃描電磁鐵 62 同樣具有可使粒子線 2 偏向至目標之最大幅度的能力。第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 是可輸出大電流，但是因為電壓低，而且 X 方向掃描電磁鐵 620 之激磁線圈的電感值大，因此成為無法使電流快速地變化的電源、也就是低電壓大電流電源。雖第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 可輸出的電流值小，但是可輸出高電壓，即使 X 方向掃描電磁鐵 620 之激磁線圈的電感值大，也可成為使電流快速變化的高電壓小電流電源。在 X 方向掃描電磁鐵 620 的激磁線圈是以來自第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 及第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 雙方之電源的電流重疊而流通的方式構成。

同樣地，Y 方向掃描電磁鐵 610 的激磁線圈雖然只有一個，但是可利用第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 及第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 兩個電源來驅動該一個激磁線圈。又，Y 方向掃描電磁鐵 610 與實施形態 1 之第二掃描電磁鐵 6 的 Y 方向掃描電磁鐵 61 同樣具有可使粒子線 2 偏向至目標之最大幅度的能力。第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 雖可輸出大電流，但是由於為低電壓，而且 Y 方向掃描電磁鐵 610 之激磁線圈的電感值大，因此成為無法使電流快速變化的電源、也就是低電壓大電流電源。雖第一

Y 方向掃描電磁鐵電源 536 可輸出的電流值小，但是可輸出高電壓，即使 Y 方向掃描電磁鐵 610 之激磁線圈的電感值大，也可成為使電流快速變化的高電壓小電流電源。在 Y 方向掃描電磁鐵 610 的激磁線圈是以來自第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 及第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 雙方之電源的電流重疊而流通的方式構成。

本實施形態 6 的粒子線照射裝置是利用第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 及 X 方向掃描電磁鐵 620 來進行相當於實施形態 1 所說明的第一掃描電磁鐵電源 53 及第一掃描電磁鐵 5 之 X 方向掃描電磁鐵 52 的動作，並利用第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 及 X 方向掃描電磁鐵 620 來進行相當於實施形態 1 所說明的第二掃描電磁鐵電源 63 及第二掃描電磁鐵 6 之 X 方向掃描電磁鐵 62 的動作。同樣地，利用第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 及 Y 方向掃描電磁鐵 610 來進行相當於實施形態 1 所說明的第一掃描電磁鐵電源 53 及第一掃描電磁鐵 5 之 Y 方向掃描電磁鐵 51 的動作，並利用第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 及 Y 方向掃描電磁鐵 610 來進行相當於實施形態 1 所說明的第二掃描電磁鐵電源 63 及第二掃描電磁鐵 6 之 X 方向掃描電磁鐵 61 的動作。亦即，如實施形態 1 所說明，根據利用頻率分離部 71 從目標軌道之訊號分離後的高頻成分，在指令值變換部 72 中求出對於第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 及第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 的指令值。同樣地，根據利用頻率分離部 71 從目標軌道之訊號分離後的低頻成分，在指令值變換部 72

中求出對於第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 及第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 的指令值。

如以上所述，根據實施形態 6 的粒子線照射裝置，對於 X 方向及 Y 方向各為一個的掃描電磁鐵，可藉由僅使目標軌道之訊號頻率分離的單純構造來作成對於高速及低速之響應速度分別不同的兩個掃描電磁鐵電源的指令值，而可實現從低速到高速之自由度高的帶電粒子束之掃描。而且，只要將該粒子線照射裝置運用在粒子線治療裝置，便可依患者形成適當的目標軌道，且可實現顧及各組掃描電磁鐵之特性的掃描，因此可謀求掃描時間的縮短。

此外，亦可將與實施形態 2 之說明相同的技術思想適用在本實施形態 6。亦即，亦可形成對於 X 方向及 Y 方向各為一個的掃描電磁鐵分別設有高速、中速及低速三個電源或是響應速度不同的四個以上之電源的構成。又，關於指令值之作成等，除了實施形態 1 之外，當然亦可將實施形態 3、實施形態 4 及實施形態 5 適用在本實施形態 6。實施形態 7。

第 22 圖是本發明實施形態 7 的粒子線照射裝置之構成的方塊圖。第 22 圖中，與第 1 圖及第 21 圖相同的符號表示相同或相當的部分、零件。本實施形態 7 中，使粒子線 2 朝 X 方向偏向而進行掃描的掃描電磁鐵係僅設有一個 X 方向掃描電磁鐵 621。然而，X 方向掃描電磁鐵 621 係在同一個鐵心捲繞有第一 X 方向激磁線圈 625 及第二 X 方向激磁線圈 626 兩個激磁線圈。在此，第二 X 方向激磁線圈 626

的線圈數比第一 X 方向激磁線圈 625 多，具有較大的電感，而第一 X 方向激磁線圈 625 的電感較小。第一 X 方向激磁線圈 625 係由響應速度快的第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 所驅動，第二 X 方向激磁線圈 626 係由響應速度比第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 慢的第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 所驅動。

第一 X 方向激磁線圈 625 由第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 所驅動，使 X 方向掃描電磁鐵 621 激磁，使粒子線 2 偏向而可掃描的範圍，係與可利用實施形態 1 之第一掃描電磁鐵 5 之 X 方向掃描電磁鐵 52 掃描的範圍相同。而且，第二 X 方向激磁線圈 626 由第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 所驅動，使 X 方向掃描電磁鐵 621 激磁，使粒子線 2 偏向而可掃描的範圍，係與可利用實施形態 1 之第二掃描電磁鐵 6 之 X 方向掃描電磁鐵 62 掃描的範圍相同。亦即，利用第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 驅動的 second X 方向激磁線圈 626，雖可使粒子線 2 大幅地偏向而進行掃描，但是無法快速的掃描。利用第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 驅動的 first X 方向激磁線圈 625，雖可快速的掃描粒子線 2，但是無法大範圍地掃描。

同樣地，Y 方向掃描電磁鐵 611 在同一個鐵心捲繞有第一 Y 方向激磁線圈 615 及第二 Y 方向激磁線圈 616 兩個激磁線圈。在此，第二 Y 方向激磁線圈 616 的線圈數比第一 Y 方向激磁線圈 615 多，具有較大的電感，而第一 Y 方向激磁線圈 615 的電感較小。第一 Y 方向激磁線圈 615 係

由響應速度快的第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 所驅動，第二 Y 方向激磁線圈 616 係由響應速度比第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 慢的第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 所驅動。

第一 Y 方向激磁線圈 615 由第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 所驅動，使 Y 方向掃描電磁鐵 611 激磁，使粒子線 2 偏向而可掃描的範圍，係與可利用實施形態 1 之第一掃描電磁鐵 5 之 Y 方向掃描電磁鐵 51 掃描的範圍相同。又，第二 Y 方向激磁線圈 616 由第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 所驅動，使 Y 方向掃描電磁鐵 611 激磁，使粒子線 2 偏向而可掃描的範圍，係與可利用實施形態 1 之第二掃描電磁鐵 6 之 Y 方向掃描電磁鐵 61 掃描的範圍相同。亦即，利用第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 驅動的第二 Y 方向激磁線圈 616，雖可使粒子線 2 大幅地偏向而進行掃描，但是無法快速的掃描。利用第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 驅動的第一 Y 方向激磁線圈 615 雖可快速的掃描粒子線 2，但是無法大範圍地掃描。

本實施形態 7 的粒子線照射裝置是利用第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 及 X 方向掃描電磁鐵 621 的第一 X 方向激磁線圈 625 來進行相當於實施形態 1 所說明的第一掃描電磁鐵電源 53 及第一掃描電磁鐵 5 之 X 方向掃描電磁鐵 52 的動作，並利用第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 及 X 方向掃描電磁鐵 621 的第二 X 方向激磁線圈 626 來進行相當於實施形態 1 所說明的第二掃描電磁鐵電源 63 及第二掃描電

磁鐵 6 之 X 方向掃描電磁鐵 62 的動作。同樣地，利用第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 及 Y 方向掃描電磁鐵 611 的第一 Y 方向激磁線圈 615 來進行相當於實施形態 1 所說明的第一掃描電磁鐵電源 53 及第一掃描電磁鐵 5 之 Y 方向掃描電磁鐵 51 的動作，並利用第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 及 Y 方向掃描電磁鐵 611 的第二 Y 方向激磁線圈 616 來進行相當於實施形態 1 所說明的第二掃描電磁鐵電源 63 及第二掃描電磁鐵 6 之 Y 方向掃描電磁鐵 61 的動作。亦即，如實施形態 1 所說明，根據利用頻率分離部 71 從目標軌道之訊號分離後的高頻成分，在指令值變換部 72 中求出對於第一 X 方向掃描電磁鐵電源 535 及第一 Y 方向掃描電磁鐵電源 536 的指令值。同樣地，根據利用頻率分離部 71 從目標軌道之訊號分離後的低頻成分，在指令值變換部 72 中求出對於第二 X 方向掃描電磁鐵電源 635 及第二 Y 方向掃描電磁鐵電源 636 的指令值。

如以上所述，根據實施形態 7 的粒子線照射裝置，對於 X 方向及 Y 方向各為一個的掃描電磁鐵，可分別捲繞電感較小及電感較大的兩個激磁線圈，並藉由僅使目標軌道之訊號頻率分離的單純構造來作成對於各個掃描電磁鐵電源的指令值，而可實現從低速到高速之自由度高的帶電粒子束之掃描。而且，只要將該粒子線照射裝置運用在粒子線治療裝置，便可依患者形成適當的目標軌道，且可實現顧及各掃描電磁鐵電源及各激磁線圈之特性的掃描，因此可謀求掃描時間的縮短。

此外，亦可將與實施形態 2 之說明相同的技術思想運用在本實施形態 7。亦即，亦可形成對於 X 方向及 Y 方向各為一個的掃描電磁鐵分別設有小電感、大電感以及這些中間之電感的三個激磁線圈，或是電感不同的四個以上之激磁線圈的構成。又，關於指令值之作成等，除了實施形態 1 之外，當然亦可將實施形態 3、實施形態 4 及實施形態 5 運用在本實施形態 7。

【圖式簡單說明】

第 1 圖是顯示包含本發明實施形態 1 的粒子線照射裝置的粒子線治療裝置之概略構成的方塊圖。

第 2 圖(a)至(c)是顯示利用本發明實施形態 1 的粒子線照射裝置使帶電粒子束進行掃描之狀況的概略圖。

第 3 圖(A)及(B)是用來說明利用一組 X 方向及 Y 方向的掃描電磁鐵使帶電粒子束進行掃描之狀況的示意圖。

第 4 圖是用來說明掃描電磁鐵之指令值與帶電粒子束之移動量的關係的方塊線圖。

第 5 圖是本發明實施形態 1 的粒子線照射裝置之頻率分離部的方塊圖。

第 6 圖是本發明實施形態 1 的粒子線照射裝置之其他頻率分離部的方塊圖。

第 7 圖是本發明實施形態 1 的粒子線照射裝置之指令值變換部的方塊圖。

第 8 圖是本發明實施形態 1 的粒子線照射裝置之其他指令值變換部的方塊圖。

第 9 圖是本發明實施形態 2 的粒子線照射裝置之頻率分離部的方塊圖。

第 10 圖是本發明實施形態 3 的粒子線照射裝置之概略構成的方塊圖。

第 11 圖是本發明實施形態 4 的粒子線照射裝置之概略構成的方塊圖。

第 12 圖是顯示本發明實施形態 4 的其他粒子線照射裝置之概略構成的方塊圖。

第 13 圖是用來說明掃描電磁鐵之指令值與帶電粒子束之移動量的關係，並且與第 4 圖不同的方塊線圖。

第 14 圖是第 4 圖之輸入及輸出的例示圖表。

第 15 圖是第 13 圖之輸入及輸出的例示圖表。

第 16 圖是式子(3)及式子(4)之各變數、係數等的圖表。

第 17 圖是本發明實施形態 5 的粒子線照射裝置之指令值變換部之一例的方塊圖。

第 18 圖是本發明實施形態 5 的粒子線照射裝置之指令值變換部之其他例的方塊圖。

第 19 圖是式子(5)及式子(6)之各變數、係數等的圖表。

第 20 圖是式子(7)及式子(8)之各變數、係數等的圖表。

第 21 圖是包含本發明實施形態 6 的粒子線照射裝置的粒子線治療裝置之概略構成的方塊圖。

第 22 圖是包含本發明實施形態 7 的粒子線照射裝置的
 粒子線治療裝置之概略構成的方塊圖。

【主要元件符號說明】

1	加速器	2	帶電粒子束
3	射束輸送系統	4	射束照射系統
5	第一掃描電磁鐵	6	第二掃描電磁鐵
7	協調控制用掃描控制部		
8、80	治療計畫裝置		
9	粒子線治療裝置控制器		
20	射束軸	21	掃描的帶電粒子束
22	照射對象		
23	整個射束照射系統的掃描區域		
24	第一掃描電磁鐵的掃描區域(預設值)		
30	攝影機	31	影像處理裝置
32	X 線管	33	平面偵測器
34	X 線控制裝置		
51、61、610、611	Y 方向掃描電磁鐵		
52、62、620、621	X 方向掃描電磁鐵		
53	第一掃描電磁鐵電源		
63	第二掃描電磁鐵電源		
71	頻率分離部	72	指令值變換部
73	低通濾波器	74	高通濾波器
75	帶通濾波器	81	治療計畫部
535	第一 X 方向掃描電磁鐵電源		

536	第一 Y 方向掃描電磁鐵電源
615	第一 Y 方向激磁線圈
616	第二 Y 方向激磁線圈
625	第一 X 方向激磁線圈
626	第二 X 方向激磁線圈
635	第一 X 方向掃描電磁鐵電源
636	第一 Y 方向掃描電磁鐵電源
0	等角點

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：100120109 G21K 5/04 (2006.01)

※申請日：100.6.9 ※IPC 分類：A61N 5/10 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文) G21K 1/08 (2006.01)

粒子線照射裝置及粒子線治療裝置

PARTICLE BEAM IRRADIATION APPARATUS AND
PARTICLE BEAM THERAPEUTIC APPARATUS

二、中文發明摘要：

本發明提供一種使用複數組掃描電磁鐵而可實現高精度、且從低速到高速之自由度高的帶電粒子束之掃描的粒子線照射裝置。

本發明之粒子線照射裝置係使所射入的帶電粒子束在與帶電粒子束之行進方向垂直的 X 方向及 Y 方向兩個方向的目標軌道進行掃描，而照射在照射對象者，其中，具備複數組使帶電粒子束朝兩個方向進行掃描的掃描電磁鐵組，目標軌道係由對應於時間之目標照射位置所決定的時序目標軌道資料所提供，並且根據對時序目標軌道資料進行頻率分割後的複數個資料，生成複數組掃描電磁鐵之各個掃描電磁鐵的指令值。

三、英文發明摘要：

This invention provides a particle beam irradiation apparatus capable of performing a scanning of electro particle beams with a high degree of freedom from a low speed to a high speed accurately by using a plurality of sets of scanning electromagnets. In the particle beam irradiation apparatus of this invention, an incident charged particle beam is scanned along a target track extending in two directions of X and Y directions perpendicular to the direction of travel of the charged particle, and a plurality of sets of the scanning electromagnets for scanning the charged particle beam in two directions are provided. The target track is to give time-series target track data in which target irradiation positions corresponding to time, and command values for respective scanning electromagnets of the plurality of sets of the scanning electromagnets are produced according to the plurality of data of frequently divided time-series target track data.

七、申請專利範圍：

1. 一種粒子線照射裝置，係使所射入的帶電粒子束在與上述帶電粒子束之行進方向垂直的X方向及Y方向兩個方向的目標軌道進行掃描，而照射在照射對象者，

其特徵為：

具備複數組使上述帶電粒子束朝上述兩個方向進行掃描的掃描電磁鐵組，

上述目標軌道是由對應於時間之目標照射位置所決定的時序目標軌道資料所提供，

並且根據對上述時序目標軌道資料進行頻率分割後的複數個資料，生成上述複數組掃描電磁鐵之各個掃描電磁鐵的指令值。

2. 如申請專利範圍第1項所述之粒子線照射裝置，其中，不同組的掃描電磁鐵的電性頻率響應特性並不相同。
3. 如申請專利範圍第2項所述之粒子線照射裝置，其中，掃描電磁鐵的組數為兩組。
4. 如申請專利範圍第3項所述之粒子線照射裝置，其中，相對於帶電粒子束配置在上游側的掃描電磁鐵組的頻率響應特性係具有比配置在下游側的掃描電磁鐵組的頻率響應特性更為高頻的響應特性。
5. 如申請專利範圍第1項所述之粒子線照射裝置，其中，根據對時序目標軌道資料進行頻率分割後的複數個資料，利用逆映射數式模式生成複數組掃描電磁鐵之各個掃描電磁鐵的指令值。

6. 一種粒子線照射裝置，係使所射入的帶電粒子束在與上述帶電粒子束之行進方向垂直的 X 方向及 Y 方向兩個方向的目標軌道進行掃描，而照射在照射對象者，

其特徵為具備：

使上述帶電粒子束朝上述 X 方向進行掃描的 X 方向掃描電磁鐵、以及用來使該 X 方向掃描電磁鐵激磁之響應速度不同的複數個 X 方向掃描電磁鐵電源；

使上述帶電粒子束朝上述 Y 方向進行掃描的 Y 方向掃描電磁鐵、以及用來使該 Y 方向掃描電磁鐵激磁之響應速度不同的複數個 Y 方向掃描電磁鐵電源；

上述目標軌道係由對應於時間之目標照射位置所決定的時序目標軌道資料所提供，

並且根據對上述時序目標軌道資料進行頻率分割後的複數個資料，生成上述複數個 X 方向掃描電磁鐵電源、以及上述複數個 Y 方向掃描電磁鐵電源的指令值。

7. 如申請專利範圍第 6 項所述之粒子線照射裝置，其中，針對用來使上述 X 方向掃描電磁鐵激磁的一個激磁線圈，使來自上述複數個 X 方向掃描電磁鐵電源的電流重疊而流通，且針對用來使上述 Y 方向掃描電磁鐵激磁的一個激磁線圈，使來自上述複數個 Y 方向掃描電磁鐵電源的電流重疊而流通。
8. 如申請專利範圍第 6 項所述之粒子線照射裝置，其中，具備用來使上述 X 方向掃描電磁鐵激磁之電感不同的複數個 X 方向激磁線圈、以及用來使上述 Y 方向掃描電

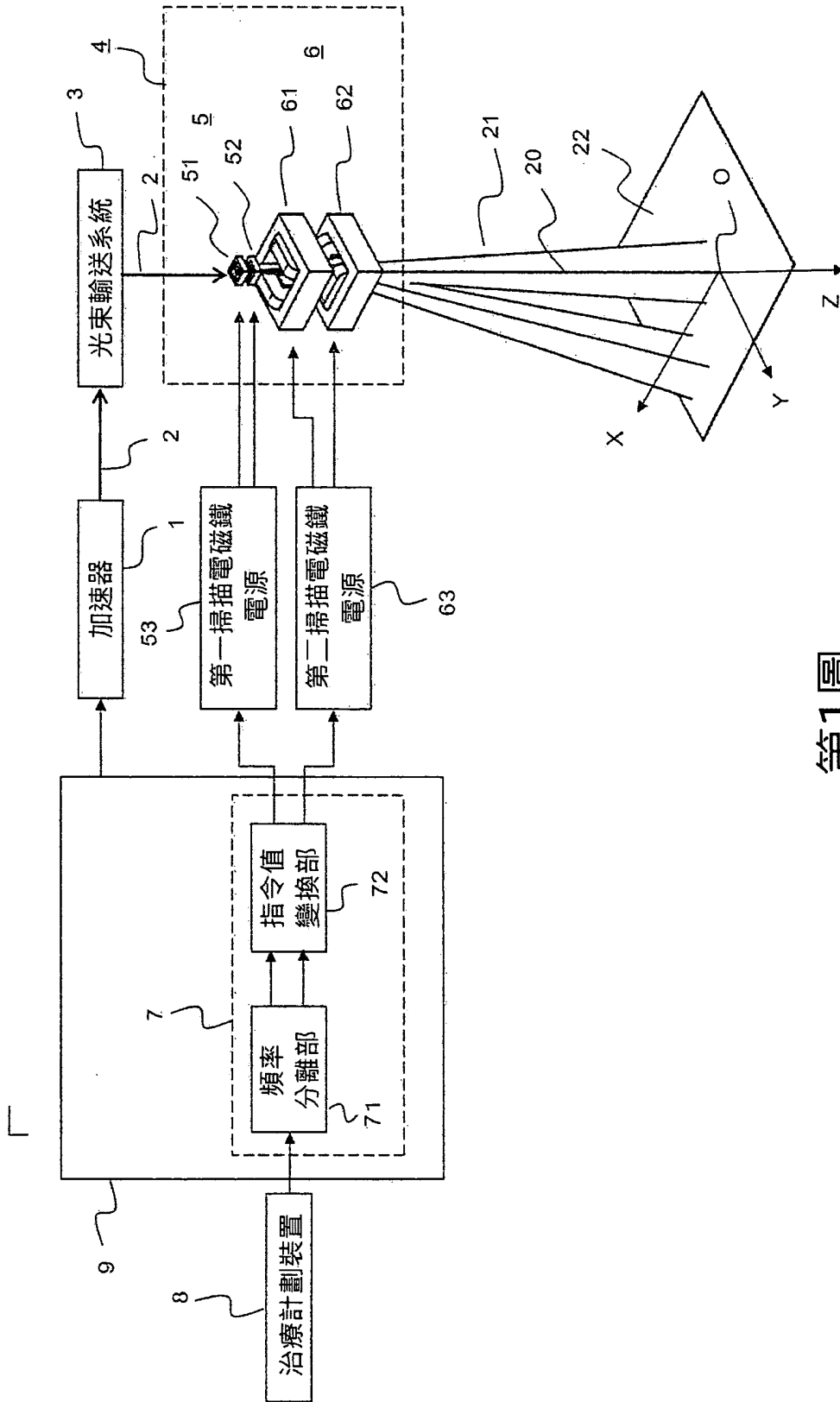
磁鐵激磁之電感不同的複數個 Y 方向激磁線圈，

上述複數個 X 方向掃描電磁鐵電源分別是將電流分別供應至上述複數個 X 方向激磁線圈，

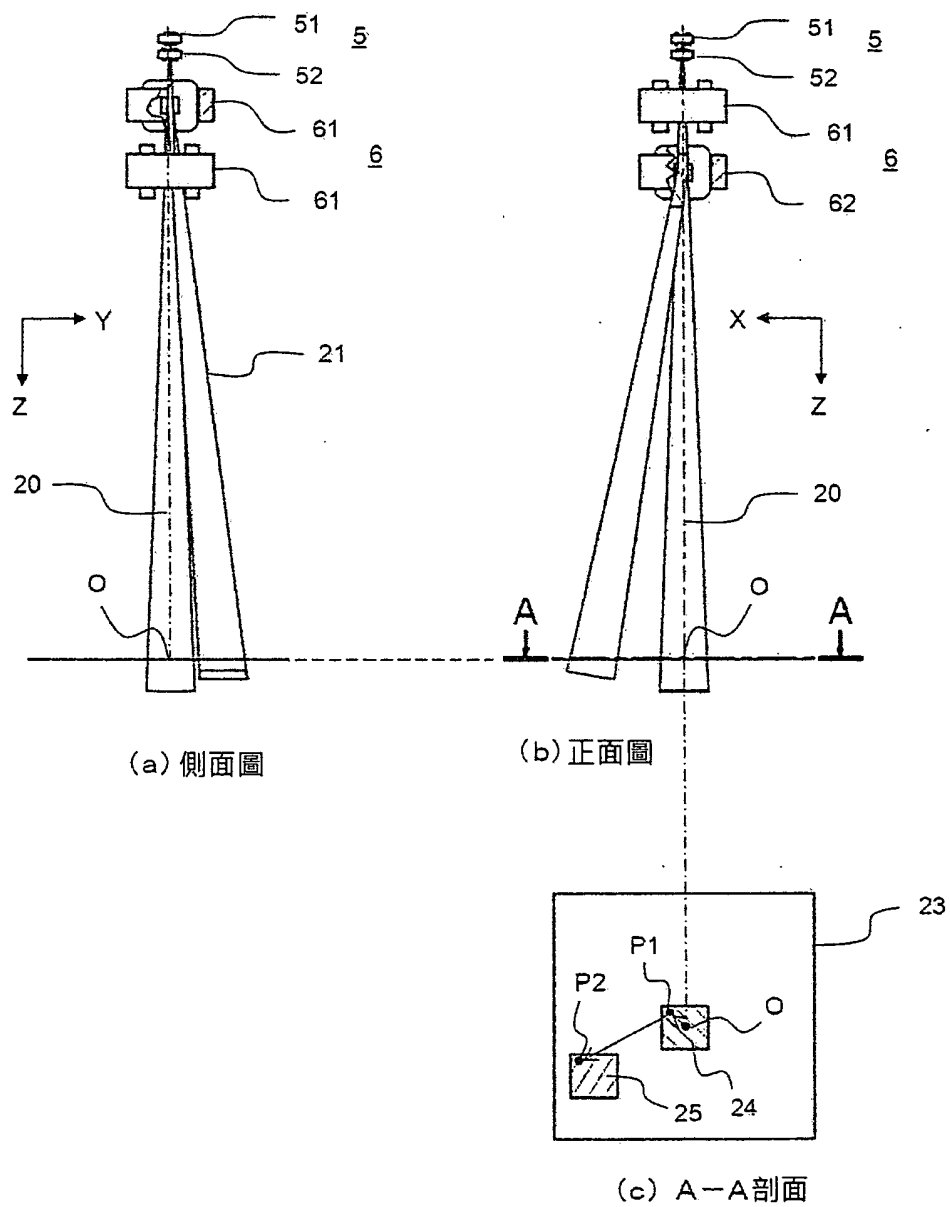
上述複數個 Y 方向掃描電磁鐵電源分別是將電流分別供應至上述複數個 Y 方向激磁線圈。

9. 一種粒子線治療裝置，係具備申請專利範圍第 1 項或申請專利範圍第 6 項之粒子線照射裝置、以及生成上述目標軌道的治療計畫裝置。

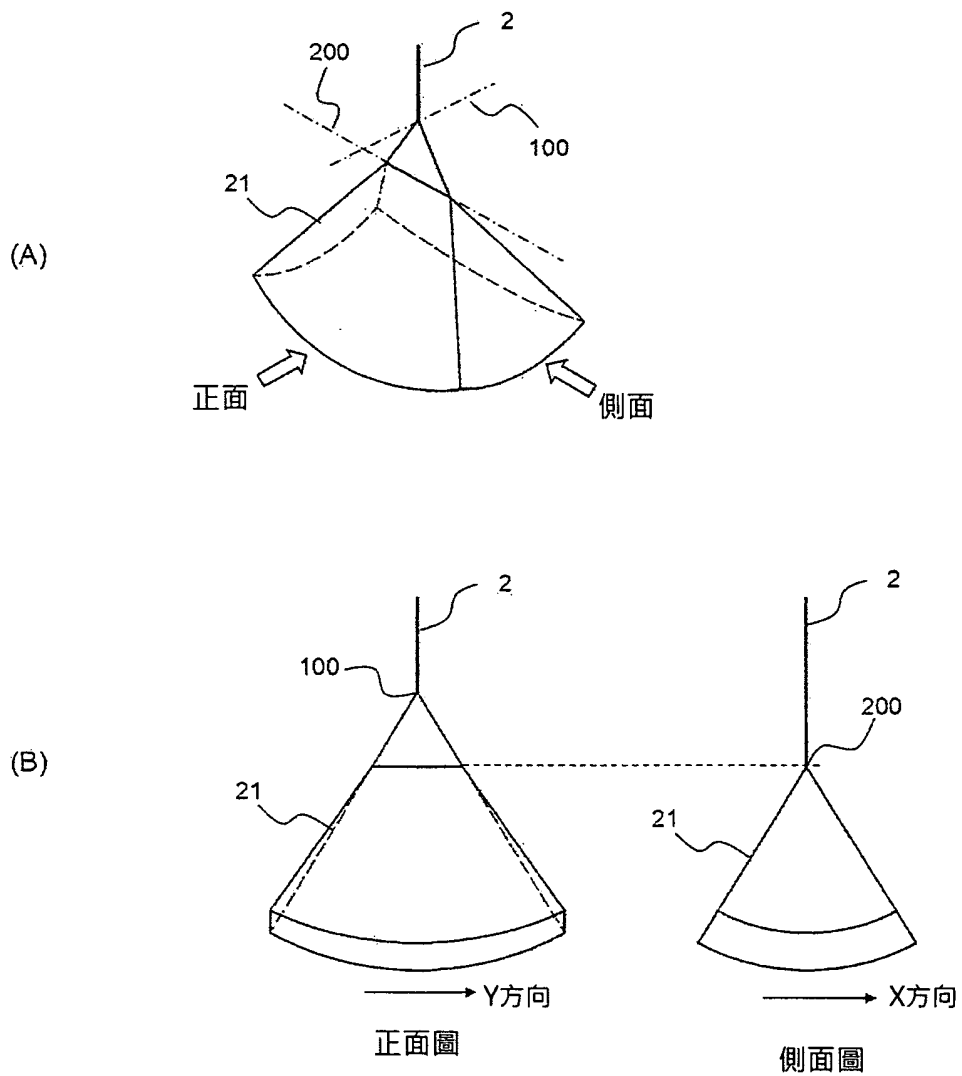
八、圖式：



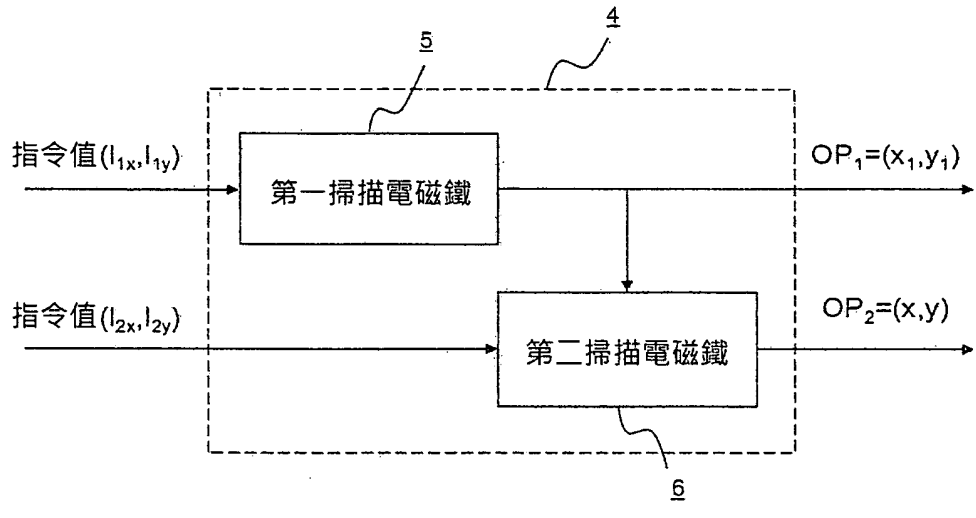
第1圖



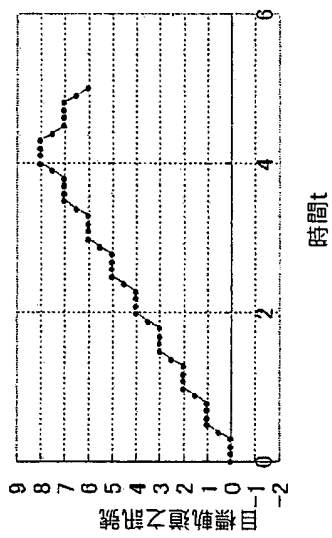
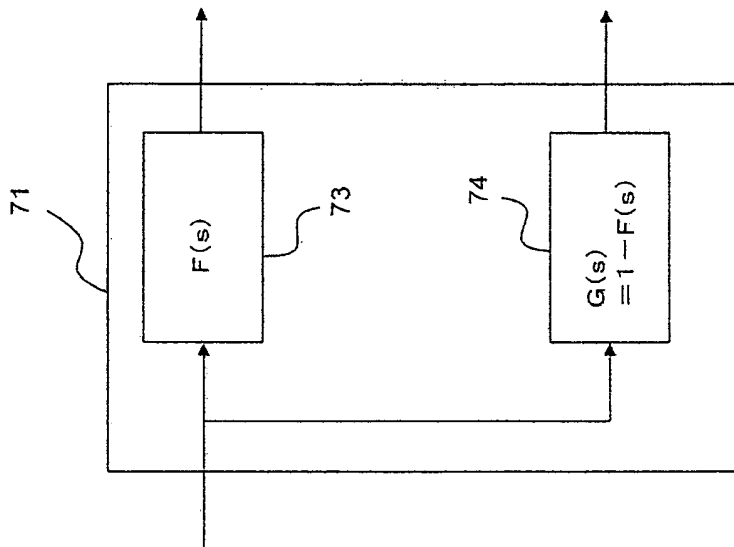
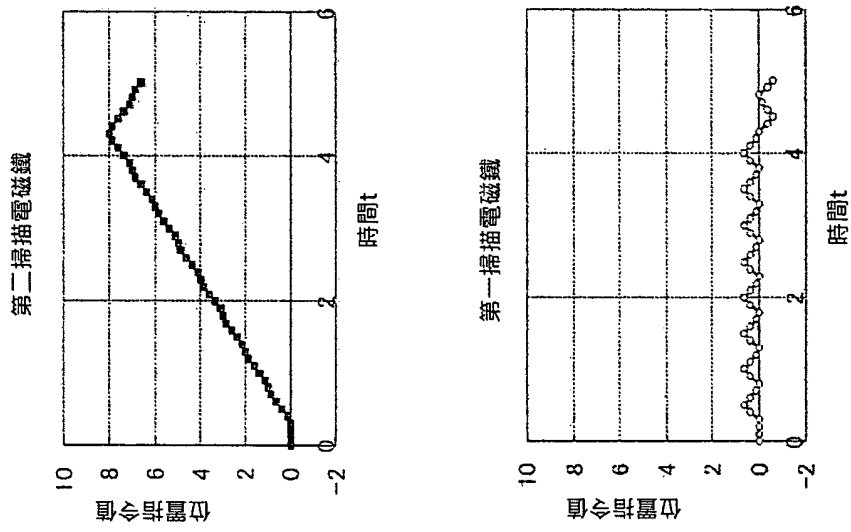
第2圖



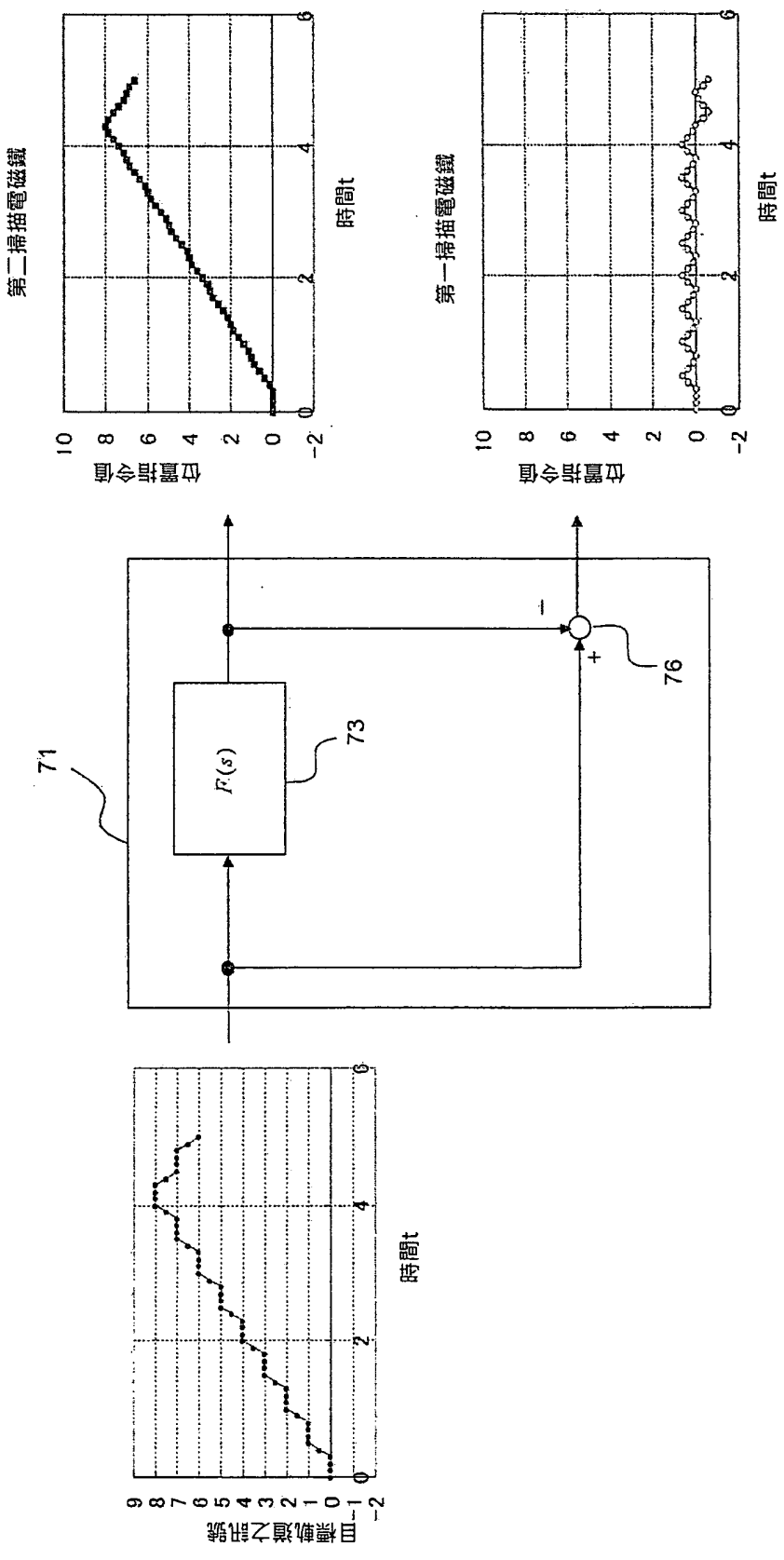
第3圖



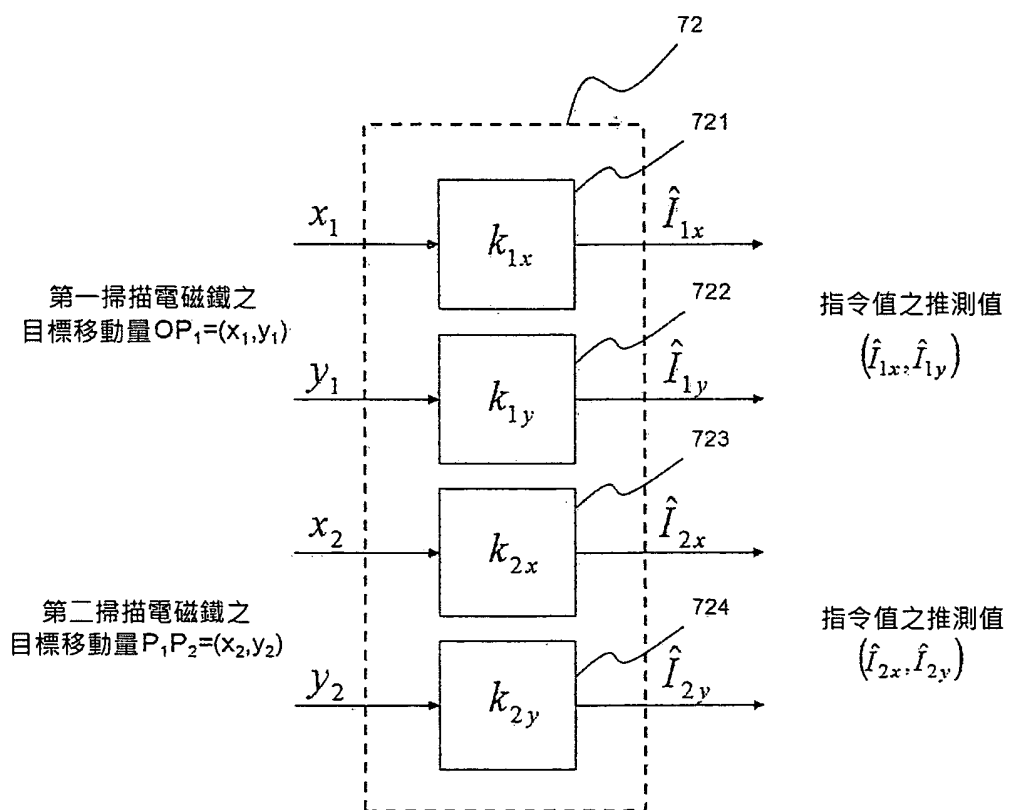
第4圖



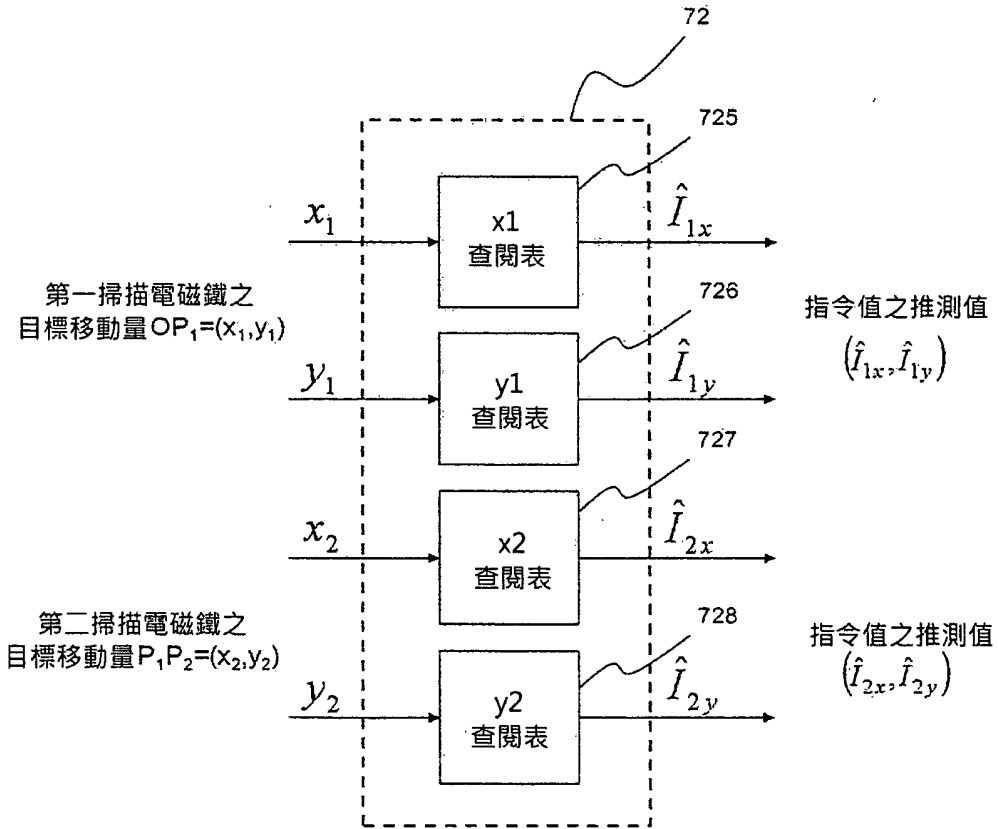
第5圖



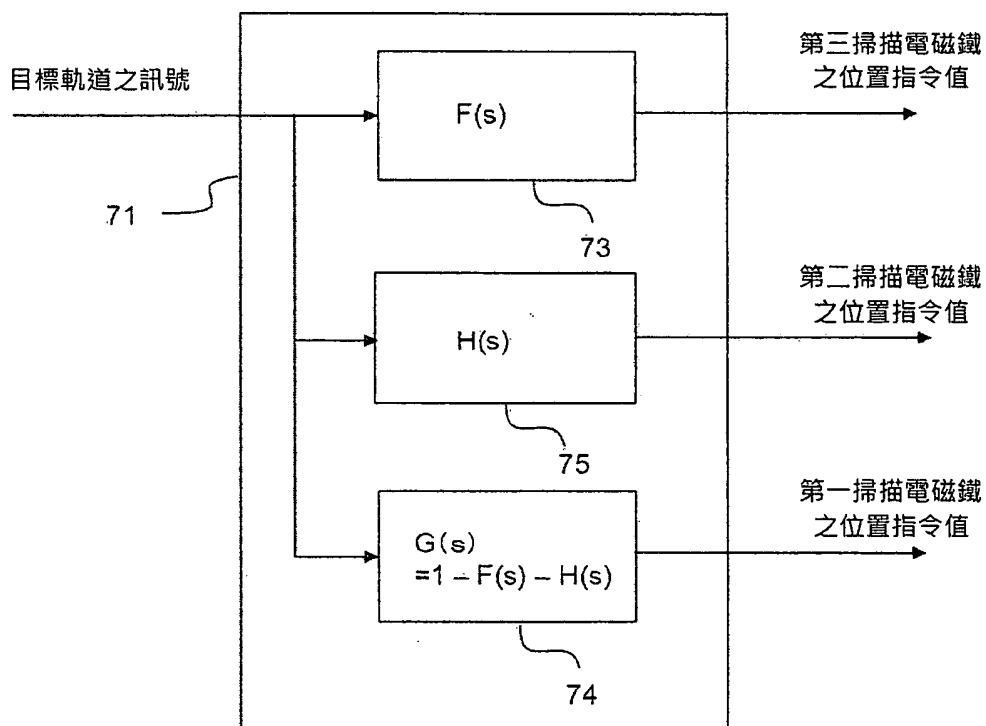
第6圖



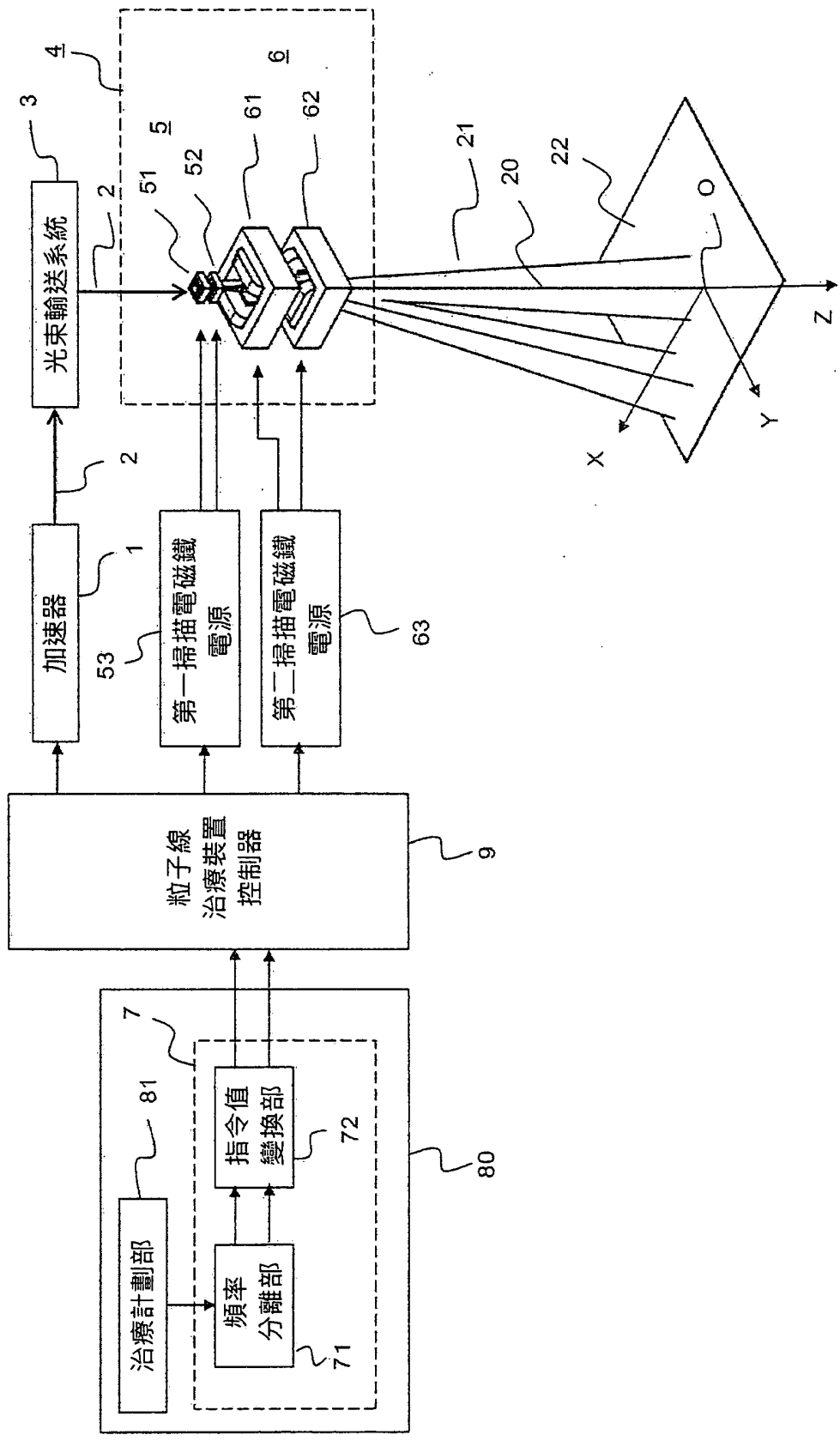
第7圖



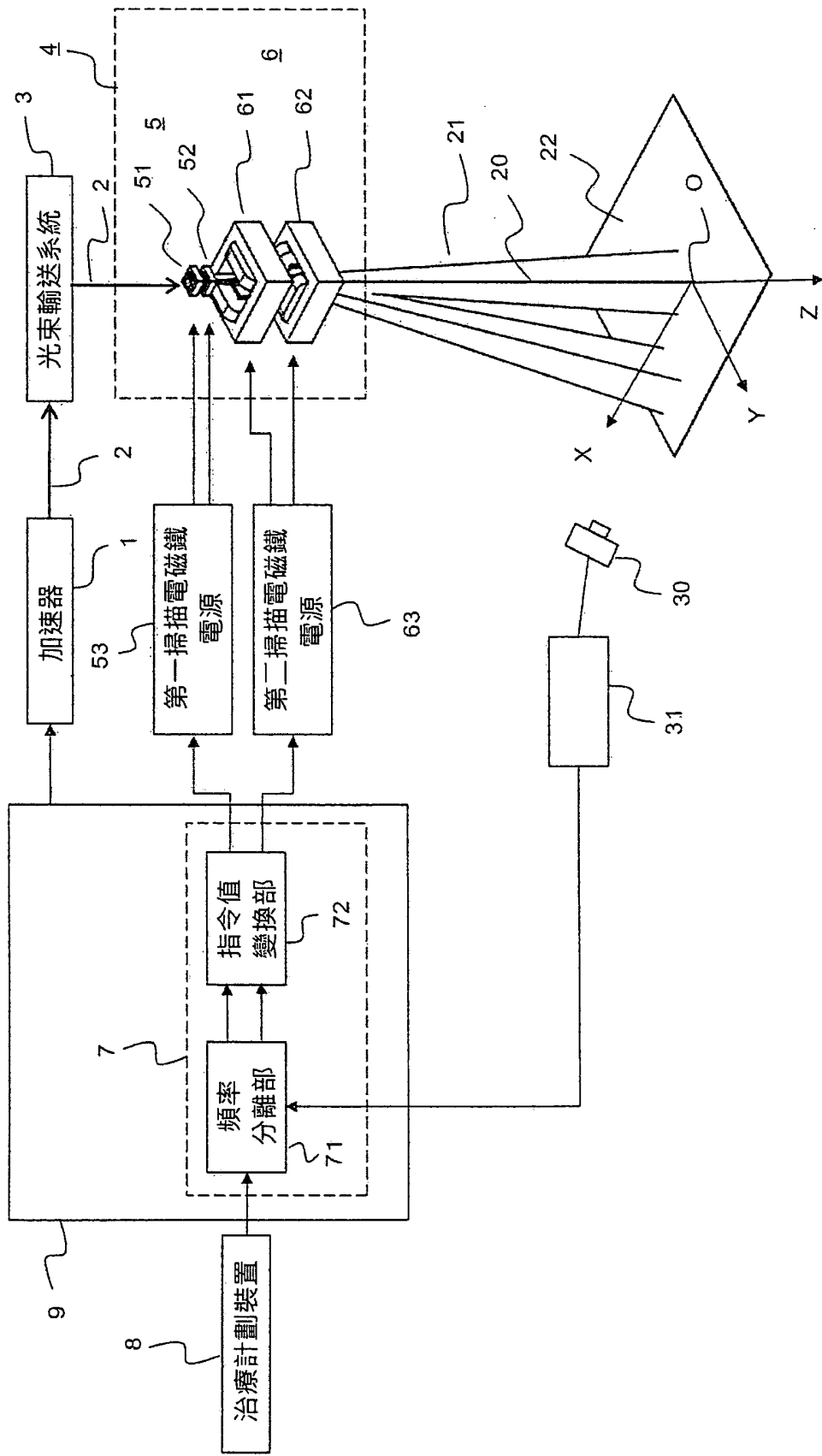
第8圖



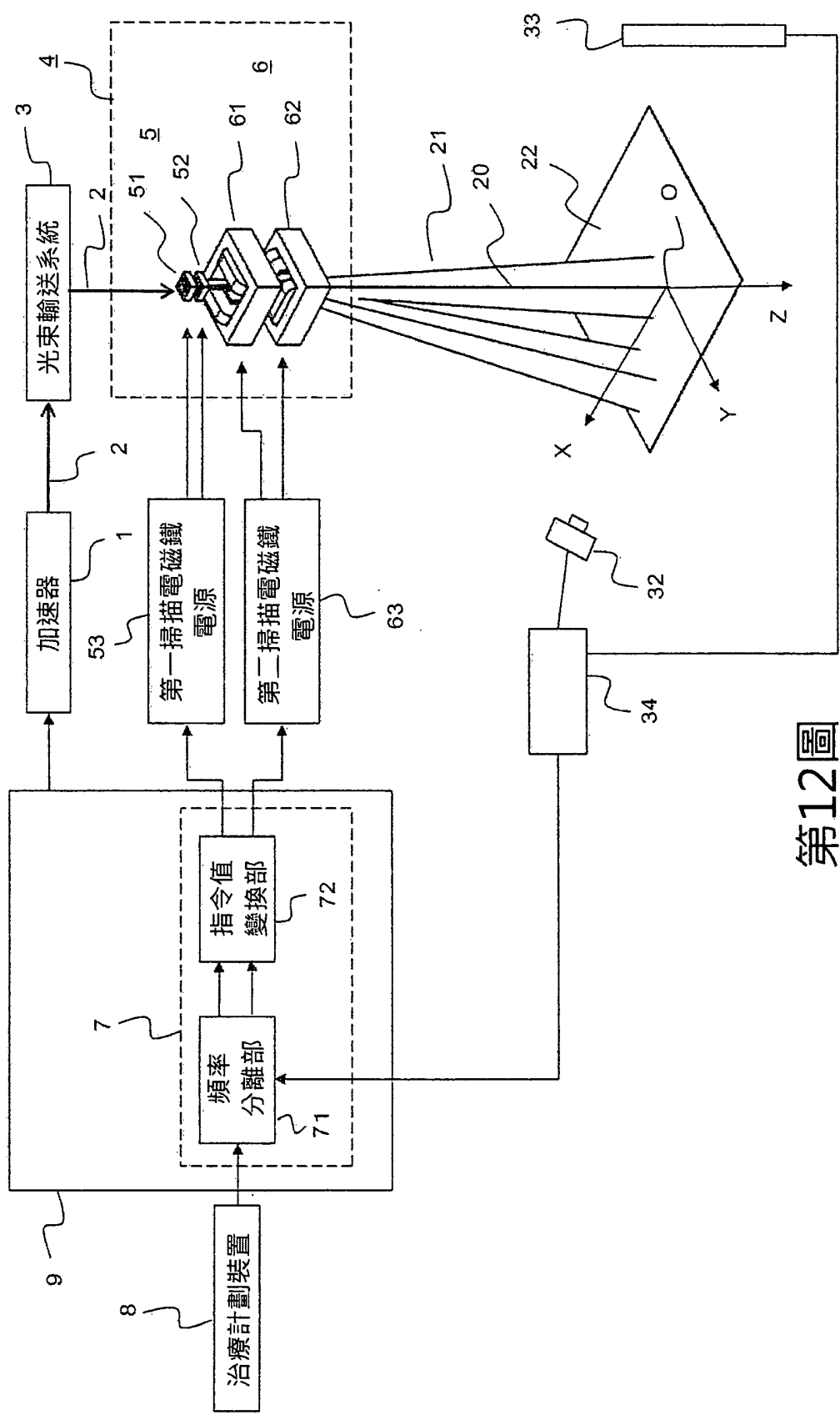
第9圖



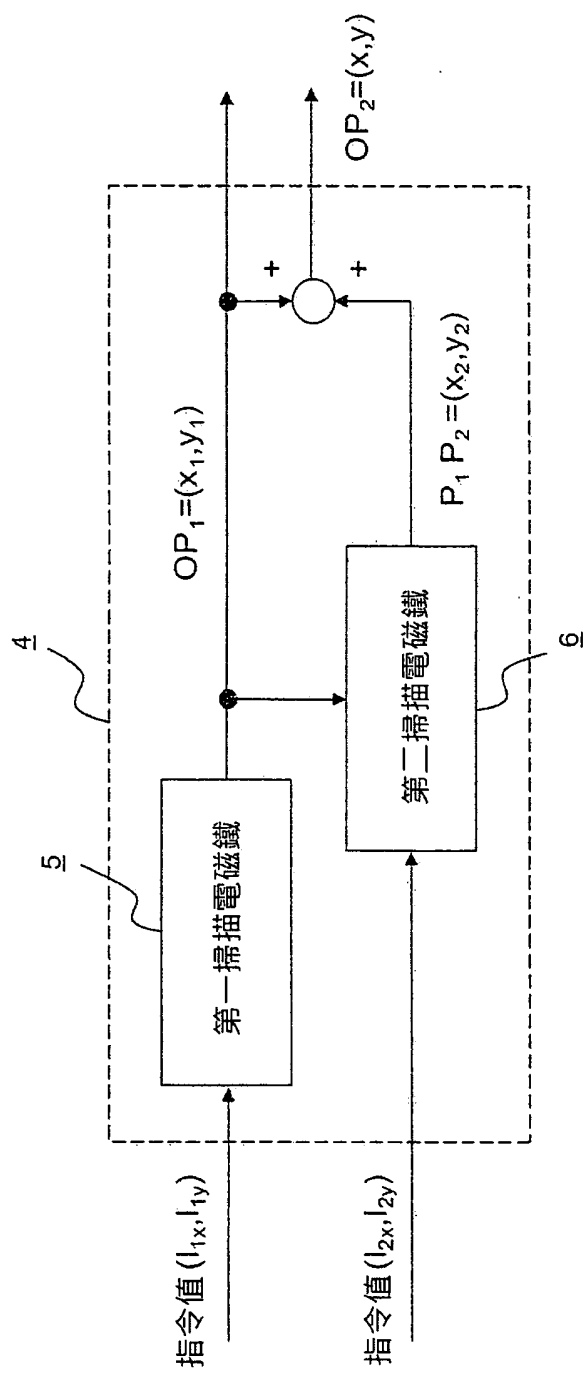
第10圖



第11圖



第12圖



第13圖

表1

輸入	輸入 1	對X方向掃描電磁鐵52之指令值 I_{1x}
	輸入 2	對Y方向掃描電磁鐵51之指令值 I_{1y}
	輸入 3	對X方向掃描電磁鐵62之指令值 I_{2x}
	輸入 4	對Y方向掃描電磁鐵61之指令值 I_{2y}
輸出	輸出 1	利用第一掃描電磁鐵5之光束移動量 OP_1 的X方向成分 x_1
	輸出 2	利用第一掃描電磁鐵5之光束移動量 OP_1 的Y方向成分 y_1
	輸出 3	最後的光束移動量 OP_2 的X方向成分 x
	輸出 4	最後的光束移動量 OP_2 的Y方向成分 y

第14圖

表2

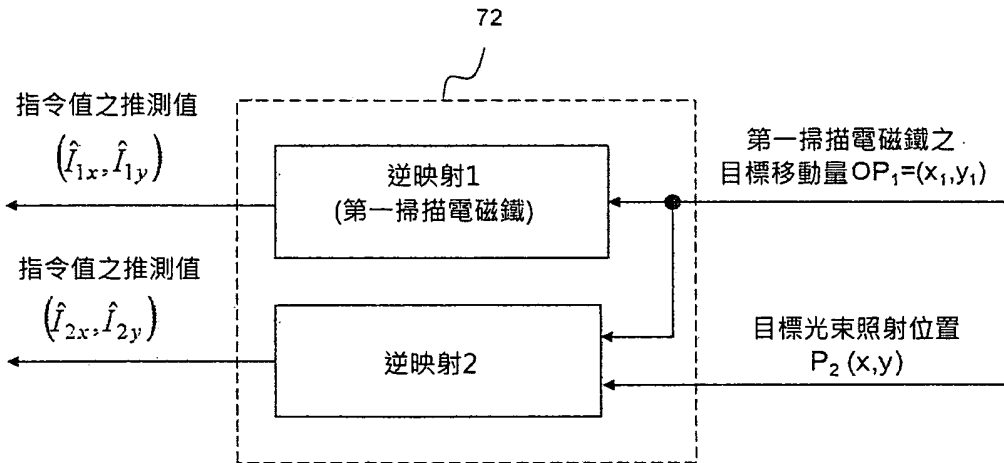
輸入	輸入 1	對X方向掃描電磁鐵52之指令值 I_{1x}
	輸入 2	對Y方向掃描電磁鐵51之指令值 I_{1y}
	輸入 3	對X方向掃描電磁鐵62之指令值 I_{2x}
	輸入 4	對Y方向掃描電磁鐵61之指令值 I_{2y}
輸出	輸出 1	利用第一掃描電磁鐵5之光束移動量 OP_1 的X方向成分 x_1
	輸出 2	利用第一掃描電磁鐵5之光束移動量 OP_1 的Y方向成分 y_1
	輸出 3	利用第二掃描電磁鐵6之光束移動量 P_1P_2 之X方向成分 x_2
	輸出 4	利用第二掃描電磁鐵6之光束移動量 P_1P_2 之Y方向成分 y_2

第15圖

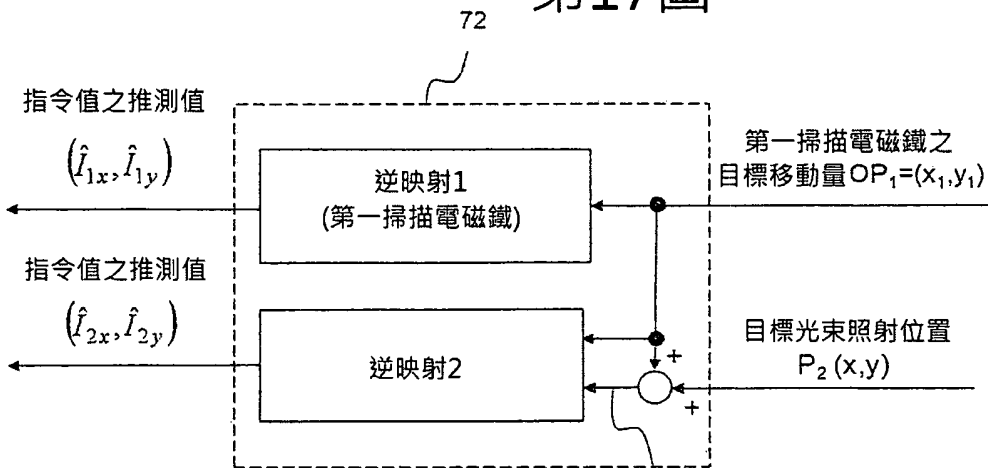
表3

x_1	利用第一掃描電磁鐵之目標光束移動量的X方向成分
y_1	利用第一掃描電磁鐵之目標光束移動量的Y方向成分
\hat{i}_{1x}	對於要達成第一掃描電磁鐵之目標光束移動量的X方向掃描電磁鐵之指令值的推測值
\hat{i}_{1y}	對於要達成第一掃描電磁鐵之目標光束移動量的Y方向掃描電磁鐵之指令值的推測值
a_{mn}	計算 \hat{i}_{1x} 的逆映射數式模式的未知參數 (多項式(2)之係數)
b_{mn}	計算 \hat{i}_{1y} 的逆映射數式模式的未知參數 (多項式(3)之係數)

第16圖



第17圖



第18圖

第二掃描電磁鐵之
目標移動量 $P_1P_2=(x_2,y_2)$

表4

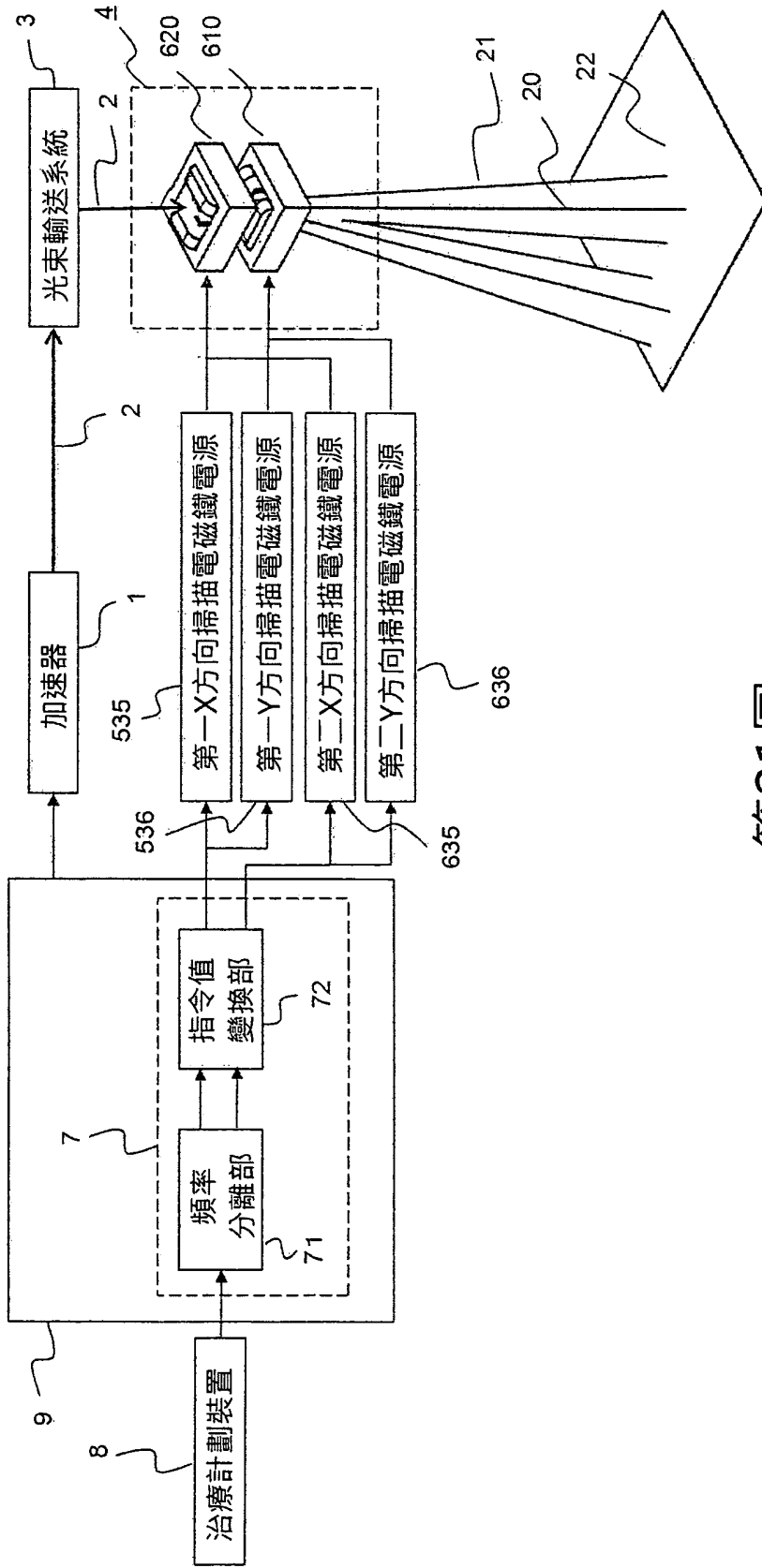
x_1	利用第一掃描電磁鐵之目標光束移動量的X方向成分
y_1	利用第一掃描電磁鐵之目標光束移動量的Y方向成分
x	最後的目標光束移動量之X方向成分
y	最後的目標光束移動量之Y方向成分
\hat{i}_{2x}	對於要達成目標光束移動量的第二掃描電磁鐵之X方向掃描電磁鐵的指令值之推測值
\hat{i}_{2y}	對於要達成目標光束移動量的第二掃描電磁鐵之Y方向掃描電磁鐵的指令值之推測值
c_{mnpq}	計算 \hat{i}_{2x} 的逆映射數式模式的未知參數 (多項式(4)之係數)
d_{mnpq}	計算 \hat{i}_{2y} 的逆映射數式模式的未知參數 (多項式(5)之係數)

第19圖

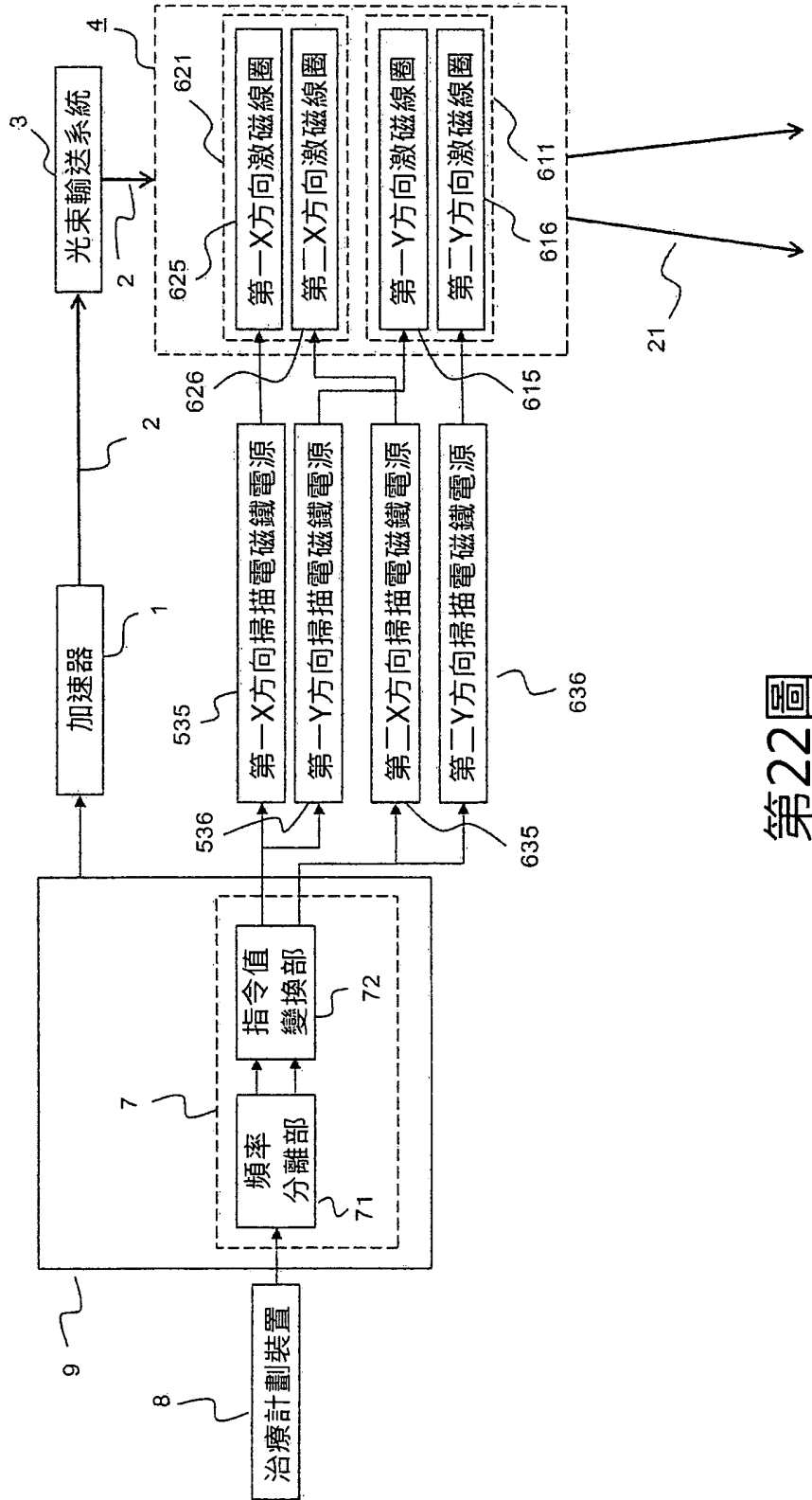
表5

x_1	利用第一掃描電磁鐵之目標光束移動量的X方向成分
y_1	利用第一掃描電磁鐵之目標光束移動量的Y方向成分
x_2	利用第二掃描電磁鐵之目標光束移動量的X方向成分
y_2	利用第二掃描電磁鐵之目標光束移動量的Y方向成分
\hat{i}_{2x}	對於要達成目標光束移動量的第二掃描電磁鐵之X方向掃描電磁鐵的指令值之推測值
\hat{i}_{2y}	對於要達成目標光束移動量的第二掃描電磁鐵之Y方向掃描電磁鐵的指令值之推測值
e_{mnpq}	計算 \hat{i}_{2x} 的逆映射數式模式的未知參數 (多項式(6)之係數)
f_{mnpq}	計算 \hat{i}_{2y} 的逆映射數式模式的未知參數 (多項式(7)之係數)

第20圖



第21圖



第22圖

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(1)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

1	加速器	2	帶電粒子束
3	射束輸送系統	4	射束照射系統
5	第一掃描電磁鐵	6	第二掃描電磁鐵
7	協調控制用掃描控制部		
8	治療計畫裝置		
9	粒子線治療裝置控制器		
20	射束軸	21	掃描的帶電粒子束
22	照射對象	51、61	Y方向掃描電磁鐵
52、62	X方向掃描電磁鐵		
53	第一掃描電磁鐵電源		
63	第二掃描電磁鐵電源		
71	頻率分離部	72	指令值變換部
0	等角點		

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

本案無代表化學式