



(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 I441663 B

(45) 公告日：中華民國 103 (2014) 年 06 月 21 日

(21) 申請案號：100135456

(22) 申請日：中華民國 100 (2011) 年 09 月 30 日

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

(30) 優先權：2011/03/02 世界智慧財產權組織 PCT/JP2011/054768

(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：本田泰三 HONDA, TAIZO (JP) ; 池田昌廣 IKEDA, MASAHIRO (JP)

(74) 代理人：洪武雄；陳昭誠

(56) 參考文獻：

JP 7-148277A

JP 2009-268940A

審查人員：蔡宇婷

申請專利範圍項數：5 項 圖式數：15 共 0 頁

(54) 名稱

粒子線照射系統

PARTICLE BEAM IRRADIATION SYSTEM

(57) 摘要

本發明之目的在於：在粒子線照射系統中，更高速地依照射目標給予更高精確度的劑量分佈。本發明之粒子線照射系統具備有：使粒子線偏向而掃描之掃描用偏向電磁鐵；以及藉由讓粒子線通過而擴大粒子線的能量寬度，以在照射目標之粒子線的照射方向、亦即深度方向形成 SOBP 之能量寬度擴大機器；其中，能量寬度擴大機器係構成為遍及照射目標的深度方向的整個照射區域而形成深度方向的 SOBP，以控制掃描用偏向電磁鐵，俾使粒子線在照射目標形成的照射點遍及照射目標的橫方向的整個照射區域呈步進狀移動。

An objective of this invention is to give a dose distribution of higher precision to an irradiation target at a higher speed in a particle beam irradiation system. The particle beam irradiation system according to this invention includes deflection electromagnets for scanning which deflect the direction of a particle beam to make it scan; and an energy width expanding device for expanding the energy width of the particle beam by letting the particle beam pass therethrough so as to form an SOBP in the irradiation direction of the particle beam to the irradiation target, that is the depth direction of the irradiation target. The energy width expanding device is so constituted that the SOBP in the depth direction is formed over the whole irradiation area in the depth direction of the irradiation target, and the deflection electromagnets are so controlled to make the irradiation spot of the particle beam formed in the irradiation target move stepwise over the whole irradiation area in the lateral direction of the irradiation target.

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：100135456

※申請日：100.9.30

※IPC分類：

A61N 5/10 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

粒子線照射系統

PARTICLE BEAM IRRADIATION SYSTEM

二、中文發明摘要：

本發明之目的在於：在粒子線照射系統中，更高速地依照射目標給予更高精確度的劑量分佈。本發明之粒子線照射系統具備有：使粒子線偏向而掃描之掃描用偏向電磁鐵；以及藉由讓粒子線通過而擴大粒子線的能量寬度，以在照射目標之粒子線的照射方向、亦即深度方向形成 SOBP 之能量寬度擴大機器；其中，能量寬度擴大機器係構成為遍及照射目標的深度方向的整個照射區域而形成深度方向的 SOBP，以控制掃描用偏向電磁鐵，俾使粒子線在照射目標形成的照射點遍及照射目標的橫方向的整個照射區域呈步進狀移動。

三、英文發明摘要：

An objective of this invention is to give a dose distribution of higher precision to an irradiation target at a higher speed in a particle beam irradiation system. The particle beam irradiation system according to this invention includes deflection electromagnets for scanning which deflect the direction of a particle beam to make it scan; and an energy width expanding device for expanding the energy width of the particle beam by letting the particle beam pass therethrough so as to form an SOBP in the irradiation direction of the particle beam to the irradiation target, that is the depth direction of the irradiation target. The energy width expanding device is so constituted that the SOBP in the depth direction is formed over the whole irradiation area in the depth direction of the irradiation target, and the deflection electromagnets are so controlled to make the irradiation spot of the particle beam formed in the irradiation target move stepwise over the whole irradiation area in the lateral direction of the irradiation target.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 1 圖(A)及(B)。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

該代表圖無元件符號及其所代表之意義。

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

本案無化學式。

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於照射粒子線來進行癌的治療等之應用粒子線之粒子線照射系統。

【先前技術】

放射線的應用之中，有一種係為癌的治療，而且最近受到矚目的是使質子線或碳粒子線等重粒子線照射至癌細胞來進行治療之粒子線治療。在此，首先說明照射粒子線來殺死癌細胞之粒子線照射的特性。使各種放射線束照射到人體時，該放射線束在體內的劑量分佈係如第 15 圖所示般變化。如第 15 圖所示，各種放射線之中，X 射線、 γ 射線等光子線，係在接近身體表面的部份其相對劑量最大，然後隨著距離身體表面的深度增加，其相對劑量跟著降低。另一方面，質子線、碳粒子線等粒子線，其相對劑量則是在距離身體表面較深的部份該等粒子停止的位置，亦即該粒子線的射程的接近終點處達到峰值。此高峰值稱為布拉格峰 BP(Bragg peak)。

將此布拉格峰 BP 照射至人的臟器中產生的腫瘤，來進行癌的治療之作法即為粒子線癌治療方法。除了癌之外，要治療身體的深處部位之時也可使用此方法。包含腫瘤之被治療部位，一般係稱為照射目標。布拉格峰 BP 的位置係由照射的粒子線的能量所決定，粒子線的能量越高，布拉格峰 BP 越能到達深處位置。就粒子線治療而言，必須使粒子線的劑量分佈在整個照射目標都一樣，且為了對於照射

目標之全域都賦予該布拉格峰 BP，而進行粒子線的「照射體積之擴大」。

此「照射體積之擴大」，係在相互正交之 X 軸、Y 軸、Z 軸等三個方向實施。假設粒子線的照射方向為 Z 軸方向時，第一個「照射體積之擴大」係在該 X/Y 軸方向進行照射區域之擴大者，且在與深度方向正交之橫方向進行照射區域之擴大，所以稱為照射野之擴大。第二個「照射體積之擴大」則是在該 Z 軸方向進行，所以稱為深度方向之照射體積擴大。

深度方向之照射體積擴大，係因為在粒子線的照射方向之布拉格峰 BP 的寬度與粒子線在照射目標的深度方向之擴展相比而言很狹窄，所以為了要使在粒子線的照射方向之布拉格峰 BP 在深度方向擴大而進行。另一方面，橫方向之照射野擴大，則是因為一般而言經加速器予以加速過之粒子線的分佈尺寸會小於在與該照射方向正交的方向之照射目標的尺寸，所以為了要使布拉格峰 BP 的照射野在與該照射方向正交的方向擴大而進行。關於深度方向之照射野擴大及橫方向之照射野擴大的方法，至今已有各種方法曾經提出。就最近受到矚目的方法而言，有稱為掃描照射法(scanning irradiation)者。

掃描照射法中，就橫方向照射野擴大法而言，係採用：利用設在粒子線照射裝置的粒子線照射部的上游部份之偏向電磁鐵來使粒子線在 XY 面方向掃描，且使該粒子線的照射位置隨著時間而移動，藉此獲得廣照射野之方法。在此

方法中，可藉由適當地使細口徑的鉛筆狀射束之相鄰的照射點相重疊而得到一樣的劑量分佈。就鉛筆狀射束的掃描方法而言，有相對於時間而連續地進行掃描之逐線掃描 (raster scanning) 法、相對於時間而呈步進狀進行掃描之點狀掃描 (spot scanning) 法、及組合逐線掃描法與點狀掃描法而成的方法等。

就深度方向之照射體積擴大法而言，係採用：對於從粒子線照射裝置照射出的粒子線本身的能量進行控制之方法。此方法係藉由改變使粒子線加速之加速器的加速能量來控制粒子線的能量，或是藉由在粒子線的路徑上插入稱為幅度變換器 (range shifter) 之器具來使粒子線的能量變化。此外，也有併用上述之加速器的控制及幅度變換器之方法。

此深度方向之照射體積擴大法中，係使該粒子線成為具有預定強度的能量之射束，且使布拉格峰 BP 照射在照射目標體積的一個照射層後，使粒子線的能量變化，然後使布拉格峰 BP 照射在照射目標體積的下一個照射層。藉由重複進行複數次這樣的操作，使粒子線的布拉格峰 BP 照射至複數個照射層，就可得到在射束照射方向具有所希望的寬度之擴大布拉格峰 SOB (Spread-out Bragg Peak)。(例如專利文獻 1)

將以上的橫方向之照射野擴大法及深度方向之照射體積擴大法加以組合而成之粒子線的照射方法，即為一般稱為掃描照射法 (scanning irradiation) 之方法。

另外，亦提案有一種為了補償患部的位置因為患者的呼吸而移動所造成之照射的偏移，而在各照射層也進行時間性的分割並在同一個照射點位置照射複數次之方法（例如專利文獻 2 的第 11 圖）。專利文獻 2 中也揭示有一種將因呼吸所造成之患部的移動列入考慮而與呼吸相位同步地控制照射劑量之技術。

[先前技術文獻]

[專利文獻]

(專利文獻 1) 日本特開 2006-87649 號公報

(專利文獻 2) 國際公開 W02006/082651 號(第 11 圖)

【發明內容】

[發明所欲解決之課題]

以上之習知的掃描照射方法中，由於必須使粒子線的能量變更複數次而進行照射，因此在能量的變更上需花費時間，難以縮短照射時間。

本發明係以解決如上之課題為其目的，亦即，以在採用掃描照射法之粒子線照射系統中，更高速地給予更高精確度的劑量分佈為其目的。

[解決課題之手段]

本發明之粒子線照射系統係具備有：使粒子線偏向而掃描之掃描用偏向電磁鐵；以及藉由讓粒子線通過而擴大粒子線的能量寬度，以在照射目標之粒子線的照射方向、亦即深度方向形成 SOBP 之能量寬度擴大機器；其中，能量寬度擴大機器係構成為遍及照射目標的深度方向的整個照

射區域而形成深度方向的 SOBP，以控制掃描用偏向電磁鐵，俾使讓粒子線在照射目標形成的照射點遍及照射目標的橫方向的整個照射區域呈步進狀移動。

〔發明之效果〕

在使由粒子線所形成的照射點橫向移動而對於照射目標進行照射之掃描照射中，由於不變更能量之情形下遍及在照射目標的深度方向的整個照射區域進行照射，所以可提供一種能短時間完成照射，且能依照射目標給予更高精確度的劑量分佈之粒子線照射系統。

【實施方式】

實施形態 1.

第 2 圖係顯示本發明實施形態 1 之粒子線照射系統整體的概略構成之鳥瞰圖，第 3 圖係在第 2 圖之鳥瞰圖的整體構成上再加上控制裝置等而顯示之實施形態 1 之粒子線照射系統的概略構成之方塊圖。實施形態 1 之粒子線照射系統係如第 2 及 3 圖所示，具備有粒子線產生部 10、粒子線輸送部 20、及兩個粒子線照射部 30A, 30B 等。第 2 圖中，雖代表性地顯示設置有兩個粒子線照射部之系統，但粒子線照射部亦可有更多個，亦可為只有一個。第 3 圖中為求簡單而假設只有一個粒子線照射部作為粒子線照射部 30。因為放射線安全管理等之運用上的理由，粒子線產生部 10 及粒子線照射部 30A, 30B 係設置在被遮蔽的房間內。粒子線輸送部 20 係連結粒子線產生部 10 與各粒子線照射部 30A, 30B。粒子線輸送部 20 具有將粒子線產生部

10 中所產生的粒子線分別輸送至粒子線照射部 30A, 30B 之粒子線輸送路 21, 22。粒子線輸送部 20 係構成為具備有用來使粒子線的方向改變之偏向電磁鐵 50, 來使粒子線通過真空管路內。粒子線照射部 30A, 30B 係構成為讓粒子線 PB 照射至患者的目標部位。以下, 粒子線照射部 30A, 30B 皆以粒子線照射部 30 來進行說明。

粒子線產生部 10 具有入射器 11 及加速器 12。入射器 11 係產生質子線或碳粒子線等之質量大的粒子。加速器 12 係使入射器 11 所產生之粒子加速, 然後使粒子線 PB 射出。此加速器 12 係由照射控制部 80 中配備的加速器控制器 13 所輸出的訊號加以控制。此加速器控制器 13 係將能量控制訊號供給至加速器 12, 以設定加速能量而設定從加速器 12 射出之粒子線 PB 的能量, 或控制使粒子線 PB 射出之時間、強度。

粒子線照射部 30 係構成治療室。粒子線照射部 30 係具有照射出射器(irradiation nozzle)40 及治療台 32 等。治療台 32 係用來將患者保持成仰臥著或坐著的狀態。照射出射器 40 係使輸送至粒子線照射部 30 之粒子線 PB 朝向治療台 32 上的患者的照射目標進行照射。

第 3 圖中顯示實施形態 1 中之粒子線照射部 30 的照射出射器 40 的具體構成。第 3 圖所示之照射出射器 40 係具備有用來使粒子線 PB 的射束直徑變化之射束直徑變更器 44。就射束直徑變更器而言, 可採用例如: 使用四極電磁鐵者、或使用薄散射體且藉由變更散射體的厚度來改變照

射目標之射束直徑者等各種構件。另外，在不需要變更射束直徑或選擇射束直徑的情況下，亦有將射束直徑變更器 44 予以省略之情形。照射出射器 40 具有：使射束直徑變更後的粒子線 PB 在橫方向、亦即與粒子線 PB 的照射方向正交之 X-Y 面掃描之掃描用偏向電磁鐵 41a, 41b(以下將 41a, 41b 兩者合在一起而稱為掃描用偏向電磁鐵 41)、驅動該掃描用偏向電磁鐵 41 之掃描用偏向電磁鐵驅動電源 45、監測粒子線 PB 的照射劑量之劑量監測器 42、及作為用來使粒子線 PB 的能量寬度擴大之能量寬度擴大機器之脊狀濾過器(ridge filter)43。除此之外還具有例如射束位置監測器等，但因與本發明無直接關係故予以省略。

脊狀濾過器 43 雖會使通過它之粒子線的能量降低，不過脊狀濾過器 43 有時會依場所位置設成供粒子線通過的厚度不同之形態，所以就整體而言，通過後的粒子線會具有比通過前的粒子線的能量寬度更廣之能量寬度。因此，使通過脊狀濾過器 43 後之粒子線照射至例如體內時，其布拉格峰 BP 的位置、亦即粒子線的射程就會擴大。擴大的布拉格峰 BP(SOBP)(Spread-Out Bragg Peak)的一例係顯示於第 4 圖中。第 4 圖中，SOBP 為約 10cm。使用形成第 4 圖的 SOBP 之脊狀濾過器，就可照射深度方向的寬度 10cm 之照射目標。

接著，針對第 3 圖之粒子線照射系統的動作進行說明。首先，在治療計畫部 60 中，決定出各患者的照射劑量分佈並將該照射劑量分佈的資料儲存起來。照射控制計算

部 70 則根據該照射劑量分佈的資料來決定各照射點的照射劑量，並將決定之各照射點的照射劑量的資料輸出至照射控制部 80 的照射劑量控制器 14。另外，照射控制計算部 70 亦決定加速器 12 應射出的粒子線的能量及照射點尺寸(spot size)，並將該能量及照射點尺寸的資料輸出至加速器控制器 13 及照射點尺寸控制器 15。藉由進行以上的動作，而完成照射前的準備。

接著，將實際使粒子線照射至照射目標時之照射區域的圖像(image)顯示於第 1 圖中。第 1 圖(A)中之○係表示各照射點，○中的數字係表示掃描該照射點之序號。第 1 圖(B)係顯示第 1 圖(A)之 A-A 剖面。照射時之流程圖係顯示於第 5 圖中。首先，透過照射控制部 80 來設定加速器 12 及射束直徑變更器 44，以在準備階段中由照射控制計算部 70 所決定的粒子線的能量及照射點尺寸等成為決定值(ST1)。接著，射束掃描控制器 16 係控制掃描用偏向電磁鐵驅動電源 45 而設定掃描用偏向電磁鐵 41 的激磁電流，以使粒子線 PB 照射至照射點 1 之位置(ST2)。激磁電流之設定完成後，就使粒子線從加速器 12 射出(ST3)，而開始照射。照射開始之後，藉由劑量監測器 42 來計數所照射的劑量。劑量計數值係傳送到照射劑量控制器 14。照射劑量控制器 14 係從照射控制計算部 70 接收各照射點的必要照射劑量值，藉此針對各照射點，在劑量計數值達到必要照射劑量值時將劑量屆滿之訊號送出至照射控制計算部 70(ST4)。照射點之劑量屆滿時，照射控制計算部 70 即對

於射束掃描控制器 16 發送使粒子線移動到下一個照射點之指令，且將掃描用偏向電磁鐵 41 的激磁電流設定成與下一個照射點對應之激磁電流(ST6)。一直重覆進行此動作，直到最後的照射點(第 1 圖中之照射點 n)的照射結束為止(ST5)。

以如上所述方式照射之區域係如第 1 圖所示。所照射之區域，係橫方向、亦即 XY 方向為藉由掃描用偏向電磁鐵 41 使照射點以步進狀移動而形成之整個區域，深度方向、亦即 Z 方向為相當於利用由脊狀濾過器 43 所擴大過的粒子線的能量而擴大後的布拉格峰之區域。依據通常的脊狀濾過器，由於粒子線的能量寬度在整個 XY 區域會都相同，所以 Z 方向的照射區域為寬度都一定之區域。因此，每一個照射點的照射區域都為柱狀的區域，所有照射點的照射區域所形成的整個照射區域，皆成為深度方向的深度一定之筒狀的區域。若患部的形狀為接近筒狀之形狀，則以使布拉格峰成為與患部的深度一致之擴大布拉格峰之方式，設定從加速器 12 射出的粒子線的能量以及脊狀濾過器 43，藉此即可不用變更能量而完成照射。在以往的點狀掃描照射中，係藉由依序變更照射之粒子線的能量，在深度方向形成複數個層狀的照射區域而對全區域進行照射。此方法必須依序變更能量，且能量之變更必須變更加速器 12 的參數設定，或變更插入在粒子線從加速器 12 射出後的路徑上之幅度變換器的參數，所以很花時間。反之，根據本發明，則無需變更粒子線的能量，在 XY 方向進行一次掃描就可對

全區域進行照射，所以具有可短時間進行照射且可減輕患者的負擔之效果。

實施形態 2.

第 6 圖係本發明實施形態 2 之粒子線照射系統整體的概略構成之方塊圖。第 6 圖中，與第 3 圖相同之元件符號係表示相同或相當的部份。此實施形態 2 係如第 6 圖所示，設有變位相位檢測部 90，且將由此變位相位檢測部 90 所檢測出之患部的位置的變位之訊號輸出至照射控制計算部 70 者。變位相位檢測部 90 係進行患者的呼吸測定或照射目標的位置檢測，且根據此呼吸測定或照射目標的位置檢測來進行患部之位置判定。照射控制計算部 70 係控制照射控制部 80，以使粒子線之照射與所判定之患部的移動週期的相位同步而進行。由於照射目標的位置會因為患者的呼吸等而變化，因此粒子線的照射位置會變化，使得照射精確度降低。因為在呼氣等期間中照射目標的位置的變化較小，所以若在此期間進行照射即可達成高精確度之照射。本實施形態 2 係進一步在一次呼氣期間進行整個 XY 照射區域之照射。如此就可達成非常高精確度之照射。

第 7 圖係顯示變位相位檢測部 90 的一例的詳細內容之方塊圖。呼吸測定部 91 係進行患者 100 的呼吸之測定而輸出呼吸訊號 BS 者，且可使用傳統的粒子線照射系統或 X 射線 CT(電腦斷層掃描)中所使用者。此呼吸測定部 91 中所用的測定法，可採用：在患者 100 的腹部或胸部安裝發光二極體(LED)，然後依據此發光二極體的發光位置的變位來

進行呼吸的測定之方法；使用反射裝置而利用雷射光線來測量身體的變位之方法；在患者的腹部安裝伸縮型的電阻而測量該電阻的電氣特性的變化之方法；以及直接計測患者 100 呼吸的氣息之方法等。

照射目標位置檢測部 93 係檢測出患者 100 內的照射目標的位置而輸出呼吸訊號 BS 者。就此照射目標位置檢測部 93 而言，可使用 X 射線源 931, 932、及與此等 X 射線源對應之 X 射線影像取得裝置 941, 942。X 射線源 931, 932 係朝向患者 100 內的照射目標照射 X 射線，X 射線影像取得裝置 941, 942 則取得來自 X 射線源 931, 932 之 X 射線的影像，而檢測出照射目標的位置。就 X 射線影像取得裝置 941, 942 而言，可使用例如：使用影像增強器 (image intensifier) 之 X 射線電視裝置或以 CCD 攝影機來對於閃爍器 (scintillator) 板進行計測之方法等。另外，還有在與照射目標對應之部位預先埋入金等金屬的小片作為標記之方法，利用此標記就容易定位出照射目標的位置。

呼吸測定部 91 及照射目標位置檢測部 93 皆係檢測出伴隨著呼吸等而發生之照射目標的變位，並且產生呼吸訊號 BS。此等呼吸訊號 BS 皆輸入至患部位置判定部 95。此患部位置判定部 95 係根據記憶於其記憶體內之呼氣/吸氣的相關關係，即時地從輸入的呼吸訊號 BS 判定出呼吸變位，並將狀態訊號 (status signal) SS 輸出至照射控制計算部 70。

變位相位檢測部 90 的動作的概要係顯示於第 8 圖的線

圖中。第 8 圖(a)之線圖係表示例如照射目標的呼吸變位，第 8 圖(b)之線圖係表示根據第 8 圖(a)所示之變位而判定出之結果的狀態訊號。第 8 圖(a)之線圖中的橫虛線係表示預定的臨限值，變位在預定的臨限值以下之情況，患部位置判定部 95 即輸出如第 8 圖(b)所示之狀態訊號，亦即輸出表示可照射的狀態之訊號。照射控制計算部 70 係根據狀態訊號而以如下所述之方式進行照射之控制。

首先，在照射之前，利用變位相位檢測部 90 來測定因患者的呼吸運動等所造成之臟器移動，並取得患部的移動週期的相位資料。亦即，將變位相位檢測部 90 所輸出的狀態訊號的資料登錄至照射控制計算部 70。照射控制計算部 70 係例如利用已登錄的複數個狀態訊號的時間長度(以下稱之為一個閘長(gate length))來評估出患部的移動中之一個閘長，且藉由演算而決定在一個閘長以內照射患部的所有照射點所需之在各照射點的照射劑量率(強度)等照射參數。照射劑量率係將各照射點的照射劑量除以各照射點的照射容許時間而求出。照射容許時間係將在一閘長之中進行照射的時間、與各照射點在照射整體中所佔的照射比率相乘而求出。決定照射參數之後，就執行照射，在狀態訊號 SS 輸出的期間(一個閘訊號期間)使用所決定的參數進行照射。第 8 圖(c)係顯示將一個閘長予以放大而實際照射各照射點之圖像。如第 8 圖(c)所示，在一個閘長之內進行照射點 1 至照射點 n 之所有照射點的照射。舉例來說，若照射點數為 500 且一個閘長經評估為 1 秒，則以使全照

射時間為一個閘長以下之例如 0.5 秒且使一照射點的照射時間為約 1 ms 之方式決定照射參數。

雖然也會依可從加速器 12 取出的粒子線的劑量、與照射目標的大小而定，但假設例如照射目標的大小為 5cm×5cm×5cm、作為照射劑量之生物劑量為 5GyE、照射點尺寸為 ϕ 2.5mm 的話，現實上係可在照射點的總數為約 500 的情況下以 0.5 秒將必要劑量照射至所有的照射點。此時，就深度方向而言，藉由將脊狀濾過器 43 的參數設定成 SOBP 在預定的深度為 5cm 之寬度，也同樣能夠不變更粒子線的能量而實現照射目標之深度方向的照射。因此，因為能夠在一個閘長內完成所有的照射點的照射，所以可達成將照射中之照射目標的移動抑制在最小限度之照射，可實現非常高精確度的照射。

以上，雖說明可在一個閘長內將必要照射劑量照射至整個照射區域之例，但即使無法於一個閘長內照射必要照射劑量亦無妨。例如，可從加速器的一次加速中取出的粒子線的量，並無法在例如上述的例中對於整個照射區域照射 5GyE 之情況時，藉由分為複數次來進行照射就可對於整個照射區域照射 5GyE 之劑量。必要照射劑量為 5GyE 之情況時，若在照射控制計算部 70 中評估為利用可從加速器的一次加速中取出的粒子線的量可對於整個照射區域照射 3GyE，則首先利用藉加速器之第一次加速而取出的粒子線，在一個閘長內進行所有照射點之照射，對照射目標給予 3GyE 之照射量。接著利用藉第二次加速而取出的粒子

線，在第二次加速後的一個閘長內再次進行所有照射點之照射，對照射目標給予 2GyE 之照射量。以此方式，使用兩個閘長之時間，分別在各閘長內進行所有照射點之照射，即可對照射目標給予合計 5GyE 之劑量。如此，並非一定要在一個閘長內照射所有劑量，亦可分成複數個閘長來進行照射。不過，不僅要在一個閘長內照射所有照射點，亦在下一個閘長內照射所有照射點。因為在一個閘長內照射所有照射點，所以可在每一個閘長實現高精確度的照射，因而整體來說仍舊可得到高精確度的照射劑量。

實施形態 3.

第 9 圖係顯示本發明實施形態 3 之粒子線照射系統的概略構成之方塊圖。第 9 圖中，與第 3 及第 6 圖相同之元件符號係表示相同或相當的部份。實施形態 1 及實施形態 2 係利用脊狀濾過器 43 在深度方向形成一定的 SOBP。然而，因為患部的形狀各式各樣，所以只在深度方向形成一定的 SOBP 這種方法的適用範圍很窄。此實施形態 3 係如第 9 圖所示，使用錐形脊狀濾過器 (conical ridge filter) 431 及射束照射調整模 (bolus) 46 來作為能量寬度擴大機器。錐形脊狀濾過器 431 係使非常細的紡錘狀體以射束的行進方向 (Z 方向) 為軸，在與射束的行進方向垂直之 XY 面內配置多數個而形成。如第 9 圖之概念性的圖示，使例如紡錘狀體的高度變化，通過的粒子線所受到的影響在 XY 面內並不相同，就可依位置而使能量寬度不同之粒子線照射至照射目標。

第 10 圖係顯示由通過錐形脊狀濾過器 431 後之粒子線所形成的 SOBP 之一例。第 10 圖中以 A 表示之實線的曲線，係粒子線通過配置有高度較高的紡錘狀體之部份(例如中央部份)時，由通過後的粒子線所形成的 SOBP，為寬度較寬之 SOBP。以 B 表示之虛線的曲線，係粒子線通過配置有高度比以 A 之曲線表示的部份低之紡錘狀體之部份(例如中央周邊部份)時，由通過後的粒子線所形成的 SOBP，為寬度比 A 窄之 SOBP。以 C 表示之一點鏈線的曲線，係粒子線通過配置有高度比以 B 之曲線表示的部份還要更低之紡錘狀體之部份(例如周邊部份)時，由通過後的粒子線所形成的 SOBP，為寬度比 B 還要更窄之 SOBP。SOBP 的寬度係依以上述方式配置的紡錘狀體的高度不同而不同，然而隨著 SOBP 寬度之變大，為了在 SOBP 中心得到等量的劑量所需的照射劑量(照射粒子數)會變大，而必須依照錐形脊狀濾過器的配置來調節照射劑量。掃描照射法為最適合作為如上述依照錐形脊狀濾過器的配置來調節照射劑量的方法之照射方法。

通過錐形脊狀濾過器 431 之粒子線接著通過射束照射調整模 46。射束照射調整模係由樹脂等所形成之限制器，係以配合照射目標的深度形狀而限制粒子線的射程之方式，來限制通過射束照射調整模之粒子線的能量。能量寬度經第 10 圖所示之錐形脊狀濾過器 431 而擴大之粒子線通過射束照射調整模 46，就成為會形成如第 11 圖所示之深度方向的 SOBP 之粒子線。亦即，例如第 10 圖中以曲線 A

表示之通過中央部份的粒子線也通過射束照射調整模 46 的中央部份，其能量並不怎麼受限制，而如第 11 圖中以 A1 之實線表示的曲線般，形成到達深度 300mm 之寬 SOBP。另外，第 10 圖中以曲線 B 表示之通過中央周邊部份的粒子線，其能量受到射束照射調整模 46 之限制，而如第 11 圖中以 B1 之虛線表示的曲線般，形成寬度被限制到深度約 270mm 之略微變窄之 SOBP。再者，第 10 圖中以曲線 C 表示之通過周邊部份的粒子線，其能量大幅受到射束照射調整模 46 之限制，而如第 11 圖中以 C1 之一點鏈線表示的曲線般，形成寬度受限制到深度約 250mm 之窄 SOBP。如以上所述，使用在 XY 面內具有擴大及限制分佈配置之錐形脊狀濾過器 431 及射束照射調整模 46，就可形成在照射目標的深度方向具有深度分佈之照射區域。

利用第 9 圖所示之粒子線照射系統，進行在 XY 面內掃描照射粒子線之掃描照射時形成的照射區域的圖像係顯示於第 12 圖中。第 12 圖(A)中之○與第 1 圖(A)一樣，係表示各照射點，○中的數字表示掃描該照射點之序號。第 12 圖(B)係顯示第 12 圖(A)之 A-A 剖面。從第 12 圖(B)所示的內容可知：各照射點之深度方向的照射區域係按照位置而變化，以及藉由使用作為能量擴大機器之錐形脊狀濾過器 431 及作為能量限制器之射束照射調整模 46，就可使深度方向的照射區域成為與照射目標的形狀符合之區域。

在本實施形態 3 中，也可如同在實施形態 2 中說明者，評估患部的移動週期，而以在一個閘長內進行所有的照射

點的照射之方式，來設定照射參數而執行照射。因此，也可不用變更粒子線的能量而實現照射目標之深度方向的照射，可在一個閘長內完成所有的照射點之照射，所以可將照射中之照射目標的移動抑制在最小限度之照射，且可實現非常高精確度之照射。

實施形態 4.

第 13 圖係本發明實施形態 4 之粒子線照射系統的概略整體構成之方塊圖。第 13 圖中，與第 3、第 6 及第 9 圖相同之符號係表示相同或相當的部份。用來在不變更粒子線的能量之情況下在深度方向形成預定的照射區域，亦即形成 SOBP 之構成係可為各種構成。第 13 圖中，係形成為使用脊狀濾過器 43 及射束照射調整模 46 來形成深度方向的照射區域之構成。此外，為了形成與照射目標的橫方向的形狀符合之照射區域，也可使用稱為多葉式準直儀 (multileaf collimator: MLC) 或患者準直儀等之準直儀。

以往的掃描照射法中，在深度方向的照射區域方面係一面變更粒子線的能量而在深度方向形成不相同的照射區域一面進行照射。相對於此，本發明則是形成為使用設在掃描用偏向電磁鐵 41 的下游之脊狀濾過器等能量寬度擴大機器及作為能量限制器之射束照射調整模等來形成遍及深度方向的照射目標的全區域之照射區域之構成。在此構成中藉由使照射點掃描之掃描照射來形成橫方向的照射區域，就可在例如一個閘長內完成照射目標的全區域之照射，且可實現高精確度之照射。

實施形態 5.

第 14 圖係用來說明本發明實施形態 5 之粒子線照射系統的動作之線圖。第 14 圖(a)、(b)及(c)係為與第 8 圖(a)、(b)及(c)同樣之圖。第 14 圖(d)則是對應於第 14 圖(c)之放大的時間軸而顯示從加速器 12 射出的射束強度的時間變化者，且顯示使粒子線從加速器射出之狀態。舉例來說，在實施形態 2 中，雖係設計成在一個閘長內照射所有照射區域，但本發明實施形態 5 之粒子線照射系統的動作則是令使粒子線從加速器射出之時序與照射時序同步者。

首先，當時間來到閘長內的照射開始時刻 t_0 ，就算出加速器之可射出的剩餘時間，若可射出的剩餘時間未達閘長內的預定照射時間，便暫緩射出。若可射出的剩餘時間達到閘長內的預定照射時間，則進行射出。藉由對患部的移動週期及加速度的運轉週期進行評估，就可在閘長內完成全照射區域之照射。遍及複數個閘長而進行照射區域的照射時，在患部的移動週期期間有位置變異之情況，原理上會使劑量分佈之計劃外的高劑量域及低劑量域產生。因此，可在閘長內完成全照射區域的照射，將有助於劑量分佈之精確度提高。

【圖式簡單說明】

第 1 圖(A)及(B)係用來說明本發明實施形態 1 之粒子線照射系統的照射區域之圖。

第 2 圖係顯示本發明實施形態 1 之粒子線照射系統整體的概略構成之鳥瞰圖。

第 3 圖係顯示本發明實施形態 1 之粒子線照射系統的概略構成之方塊圖。

第 4 圖係顯示由本發明實施形態 1 之粒子線照射系統所擴大而得到的 SOBP 之例之線圖。

第 5 圖係本發明實施形態 1 之粒子線照射系統之粒子線照射時的流程圖。

第 6 圖係顯示本發明實施形態 2 之粒子線照射系統的概略構成之方塊圖。

第 7 圖係顯示本發明實施形態 2 之粒子線照射系統的變位相位檢測部的構成例之方塊圖。

第 8 圖係用來說明本發明實施形態 2 之粒子線照射系統的動作之線圖。

第 9 圖係顯示本發明實施形態 3 之粒子線照射系統的概略構成之方塊圖。

第 10 圖係用來說明由本發明實施形態 3 之粒子線照射系統所擴大而得到的 SOBP 之例之第一線圖。

第 11 圖係用來說明由本發明實施形態 3 之粒子線照射系統所擴大而得到的 SOBP 之例之第二線圖。

第 12 圖(A)及(B)係用來說明本發明實施形態 3 之粒子線照射系統的照射區域之圖。

第 13 圖係顯示本發明實施形態 4 之粒子線照射系統的概略構成之方塊圖。

第 14 圖係用來說明本發明實施形態 5 之粒子線照射系統的動作之線圖。

第 15 圖係顯示使各種放射線照射於人體時之放射線在體內的劑量分佈之圖。

【主要元件符號說明】

| | |
|------------|-----------------|
| 10 | 粒子線產生部 |
| 11 | 入射器 |
| 12 | 加速器 |
| 13 | 加速器控制器 |
| 14 | 照射劑量控制器 |
| 15 | 照射點尺寸控制器 |
| 16 | 射束掃描控制器 |
| 20 | 粒子線輸送部 |
| 21、22 | 粒子線輸送路 |
| 30、30A、30B | 粒子線照射部 |
| 32 | 治療台 |
| 40 | 照射出射器 |
| 41、41a、41b | 掃描用偏向電磁鐵 |
| 42 | 劑量監測器 |
| 43 | 脊狀濾過器(能量寬度擴大機器) |
| 44 | 射束直徑變更器 |
| 45 | 掃描用偏向電磁鐵驅動電源 |
| 46 | 射束照射調整模 |
| 50 | 偏向電磁鐵 |
| 60 | 治療計畫部 |
| 70 | 照射控制計算部 |

| | |
|-----------|-------------------|
| 80 | 照射控制部 |
| 90 | 變位相位檢測部 |
| 91 | 呼吸測定部 |
| 93 | 照射目標位置檢測部 |
| 95 | 患部位置判定部 |
| 100 | 患者 |
| 431 | 錐形脊狀濾過器(能量寬度擴大機器) |
| 931、932 | X射線源 |
| ● 941、942 | X射線影像取得裝置 |
| BS | 呼吸訊號 |
| PB | 粒子線 |
| SS | 狀態訊號 |

七、申請專利範圍：

1. 一種粒子線照射系統，係具有：具備加速器之粒子線產生部；使在該粒子線產生部產生的粒子線照射至照射目標之照射出射器；以及控制照射的粒子線之照射控制部；其中，上述照射出射器具備有：使上述粒子線在與上述粒子線的照射方向正交之橫方向的二維上偏向而掃描之掃描用偏向電磁鐵；以及藉由讓上述粒子線通過而擴大通過後的上述粒子線的能量寬度，以不使上述粒子線產生部產生之粒子線的能量變更之方式在上述照射目標之上述粒子線的照射方向、亦即深度方向形成 SOBP 之能量寬度擴大機器，其中，

上述能量寬度擴大機器，係構成為不變更該能量寬度擴大機器的參數而讓上述深度方向的 SOBP 遍及上述照射目標的深度方向的整個照射區域而形成，上述照射控制部係控制上述掃描用偏向電磁鐵，俾使上述粒子線在上述照射目標形成的照射點遍及上述照射目標的上述橫方向的整個照射區域呈步進狀移動。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之粒子線照射系統，其中，具備有：檢測出上述照射目標的變位的相位之變位相位檢測部，

上述變位相位檢測部，係在上述照射目標的變位在預定的相位之期間，輸出許可對於上述照射目標照射上述粒子線之閘訊號，上述照射控制部係在上述閘訊號中的一個閘訊號輸出的期間，以使上述照射點遍及上述

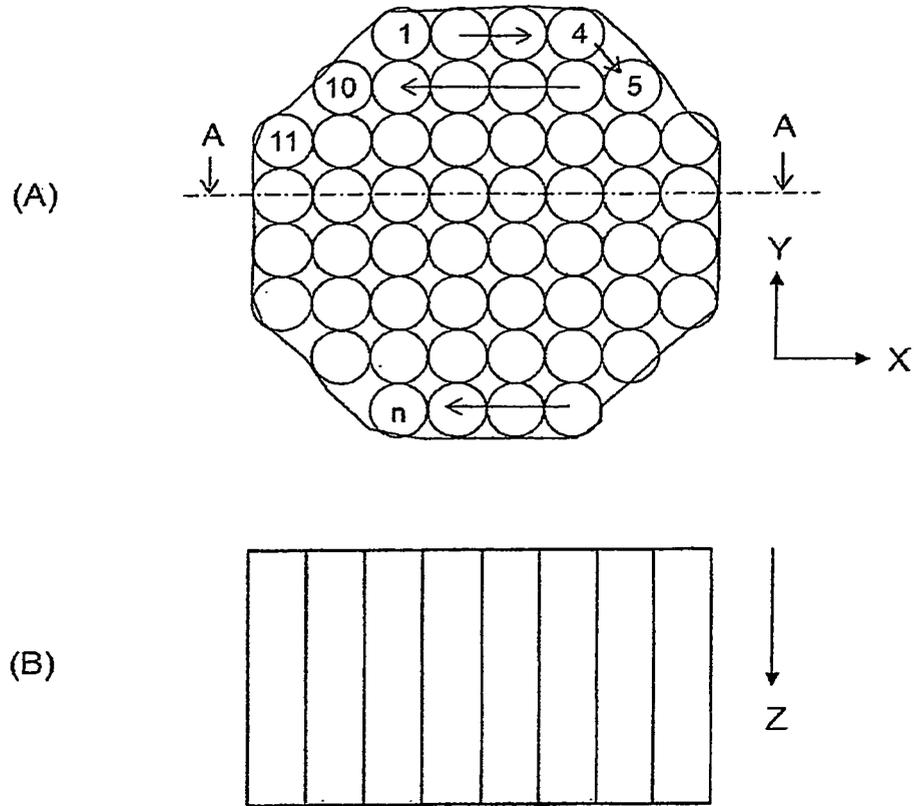
照射目標的上述橫方向的整個照射區域呈步進狀移動之方式控制上述掃描用偏向電磁鐵。

3. 如申請專利範圍第 2 項所述之粒子線照射系統，其中，具備有：治療計畫部；以及利用從該治療計畫部接收之資料，來計算上述呈步進狀移動之照射點之各個照射點的照射參數之照射控制計算部；

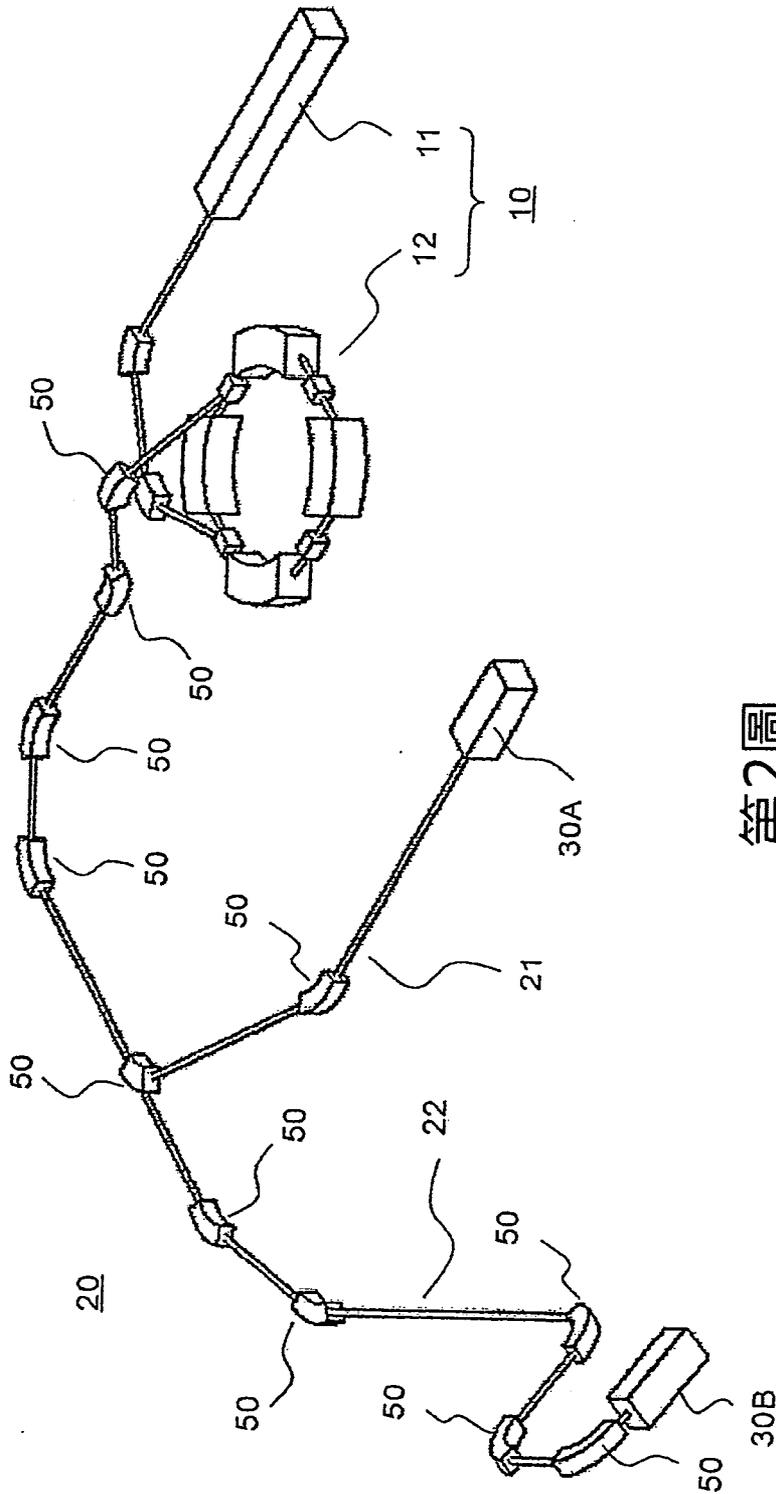
該照射控制計算部係利用從上述變位相位檢測部接收之資料，來評估上述照射目標的移動週期的相位，且演算出用來在上述一個閘訊號期間照射上述照射目標的橫方向之整個照射區域所需之上述照射參數，並將利用該演算出的照射參數進行照射所需的資料送出至上述照射控制部。

4. 如申請專利範圍第 2 項所述之粒子線照射系統，其中，令使粒子線開始從上述加速器射出之時序，與判定上述加速器之可射出的剩餘時間是否比閘長內預定照射時間長之判定結果同步。
5. 如申請專利範圍第 1 或 2 項所述之粒子線照射系統，其中，上述能量寬度擴大機器，係以使能量寬度在上述橫方向具有不同的分佈之方式擴大能量寬度之元件。

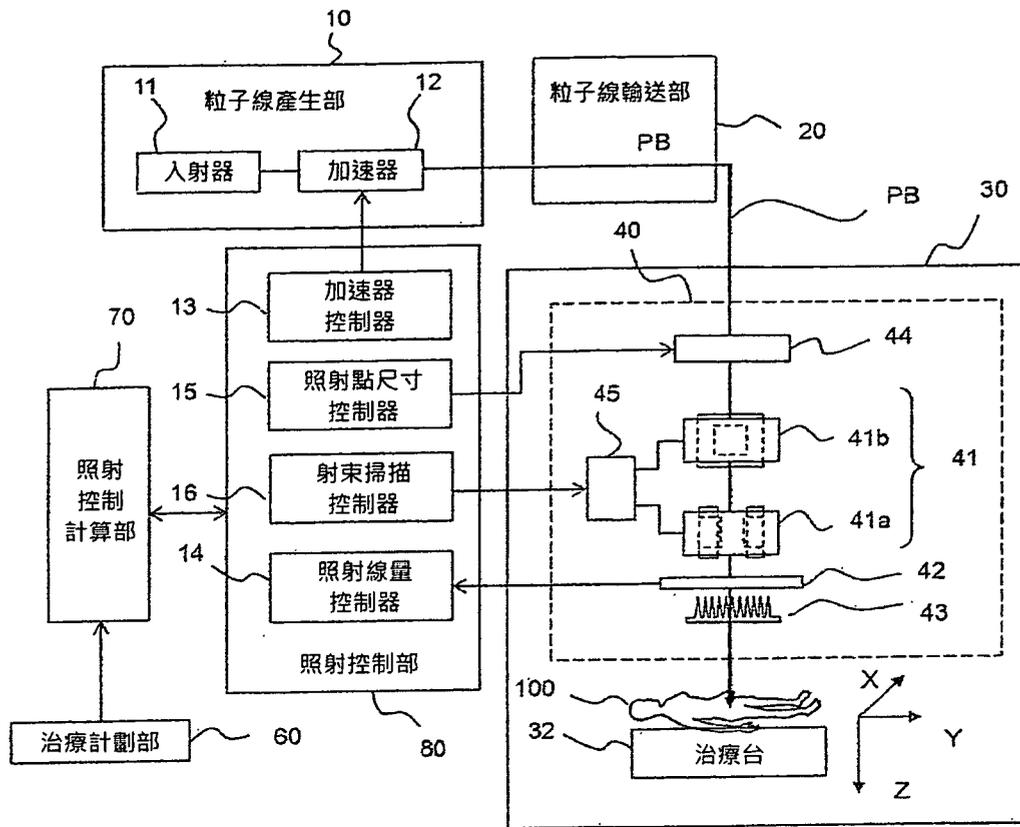
八、圖式：



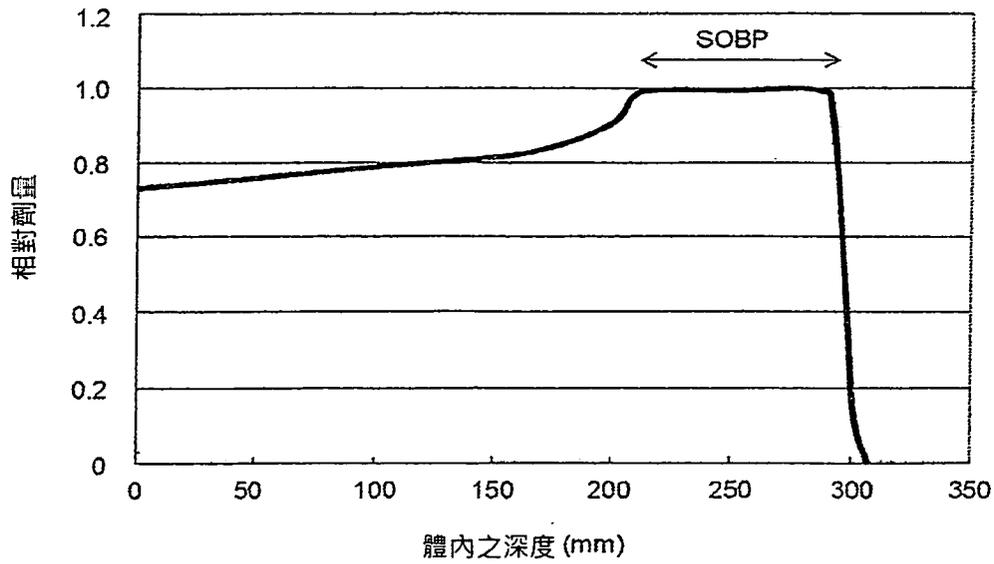
第1圖



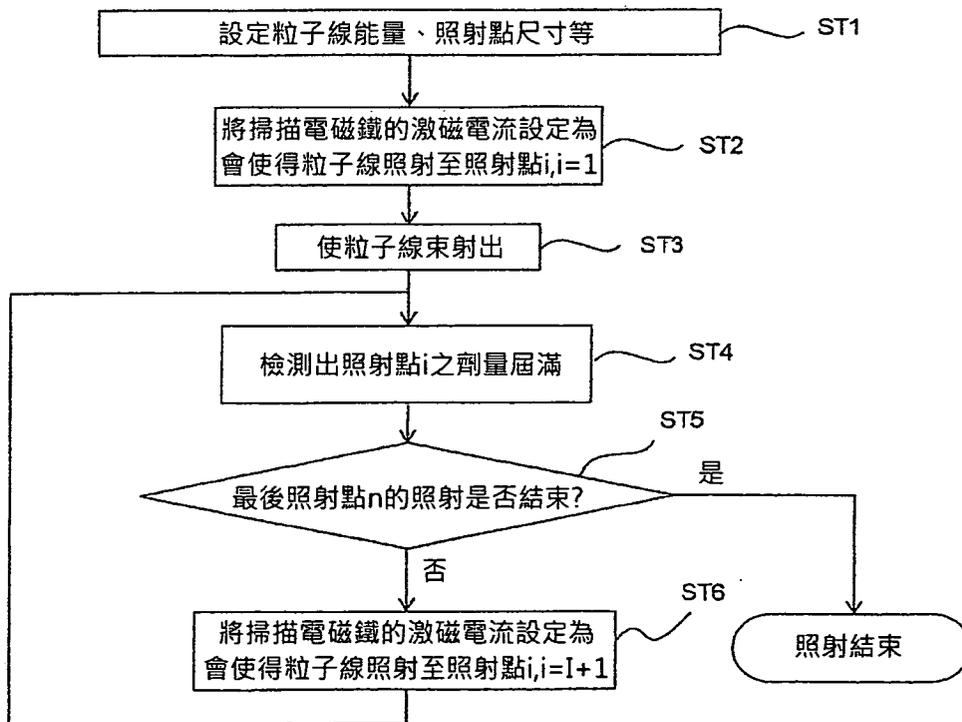
第2圖



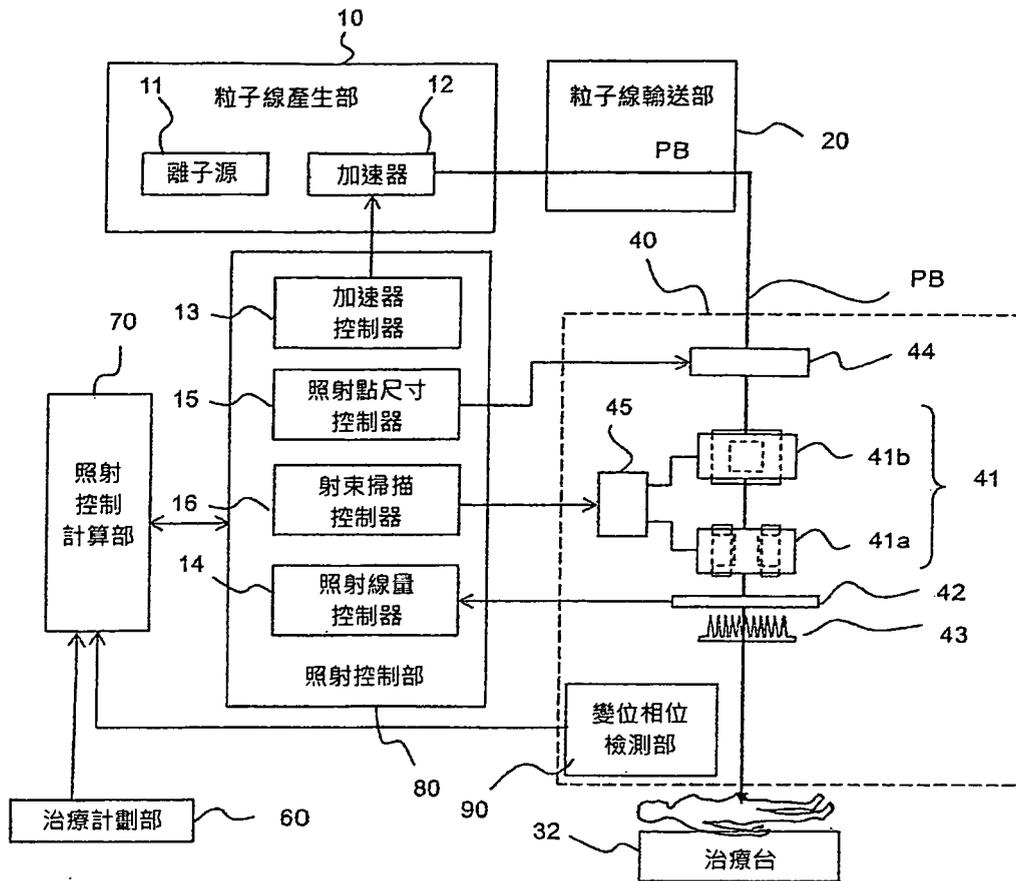
第3圖



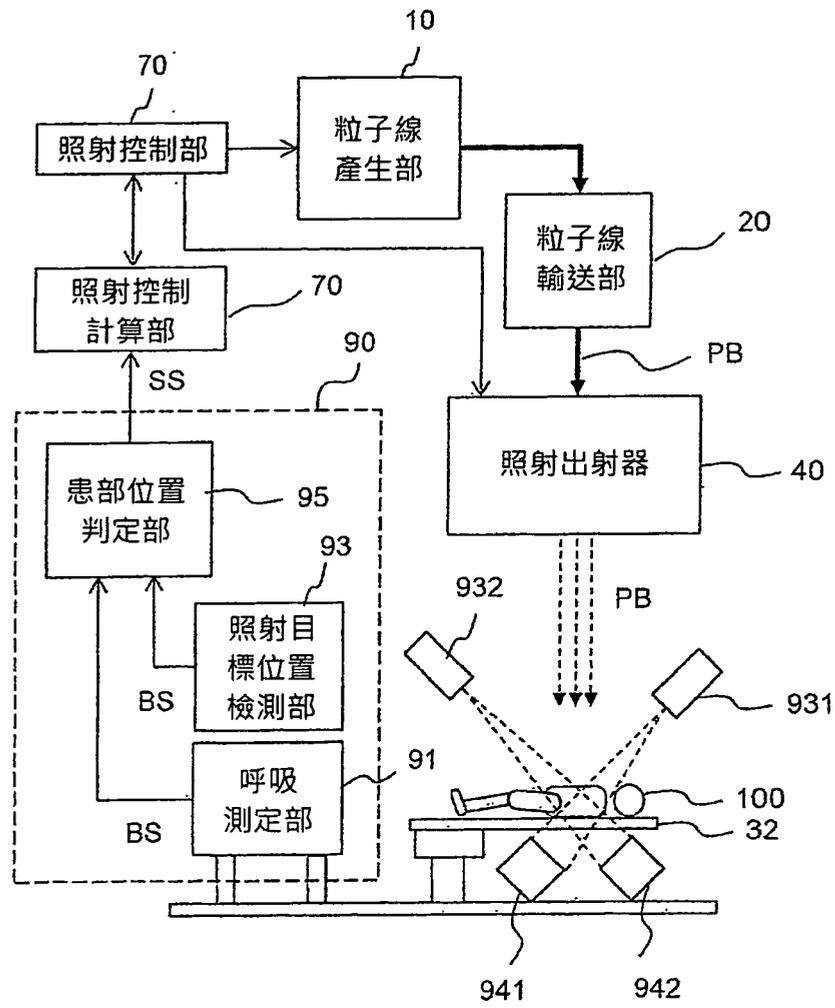
第4圖



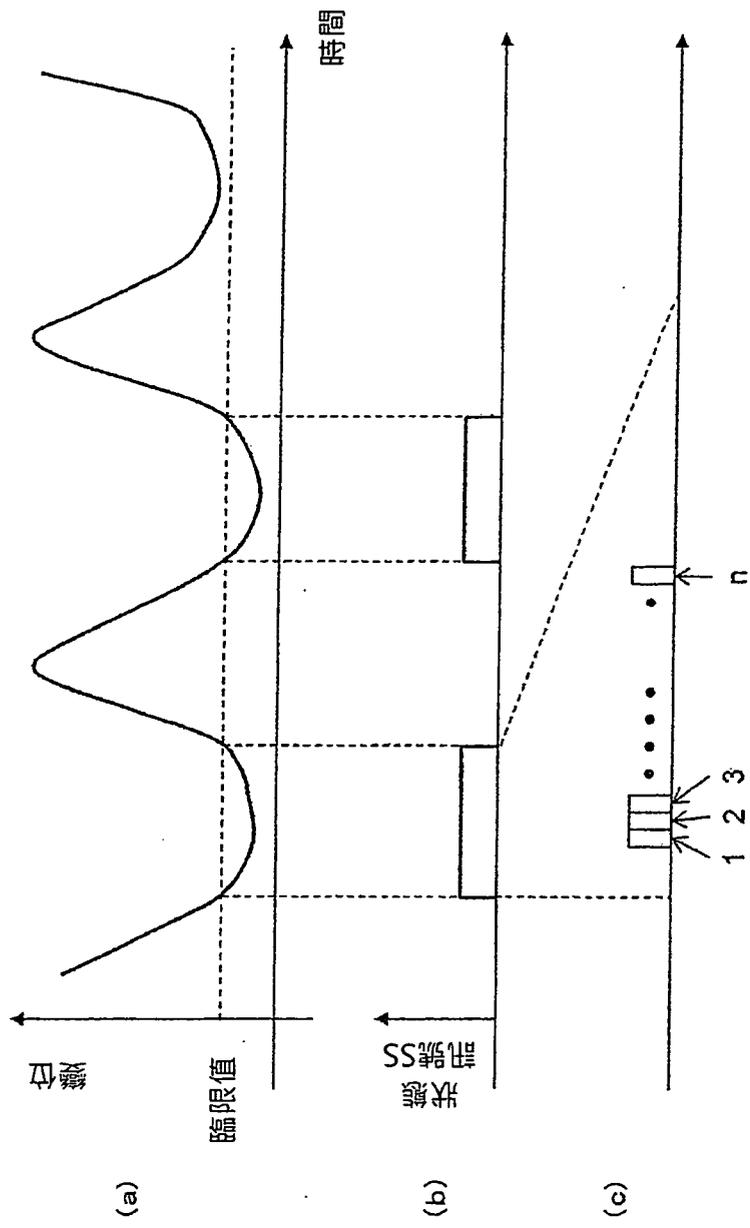
第5圖



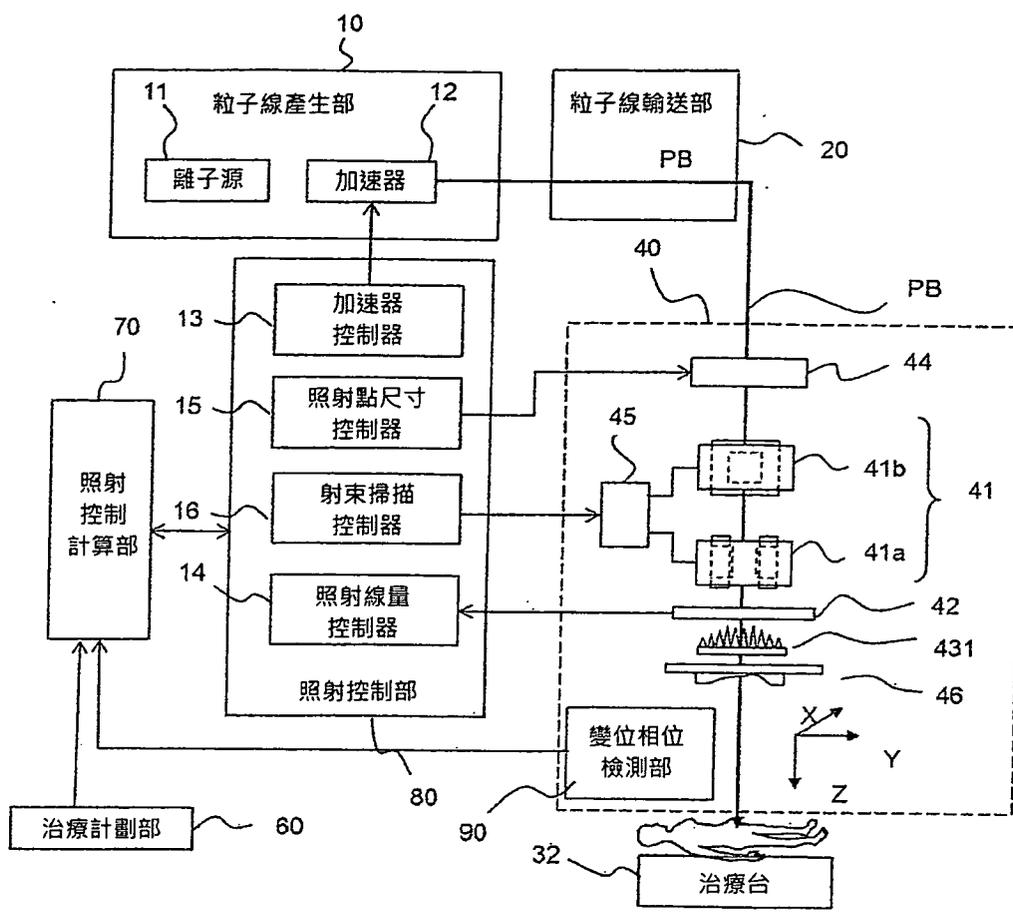
第6圖



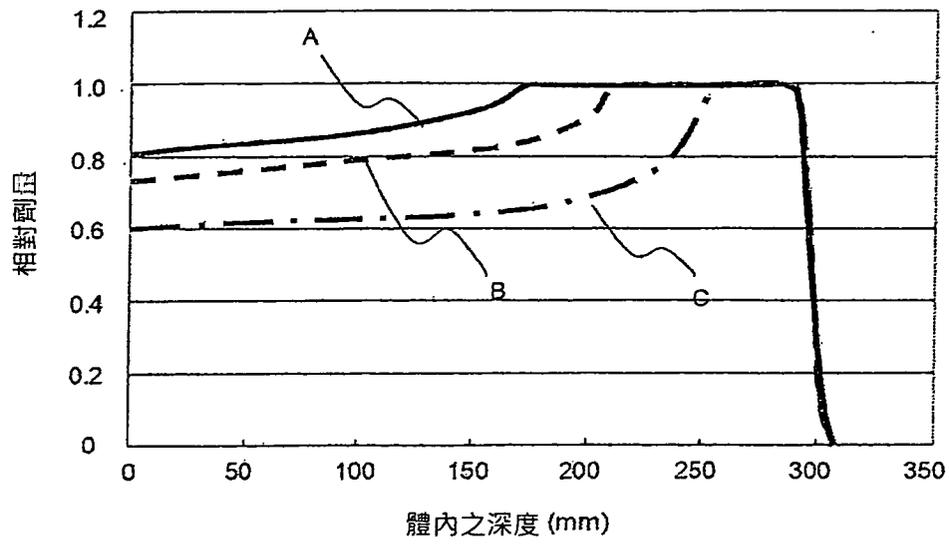
第7圖



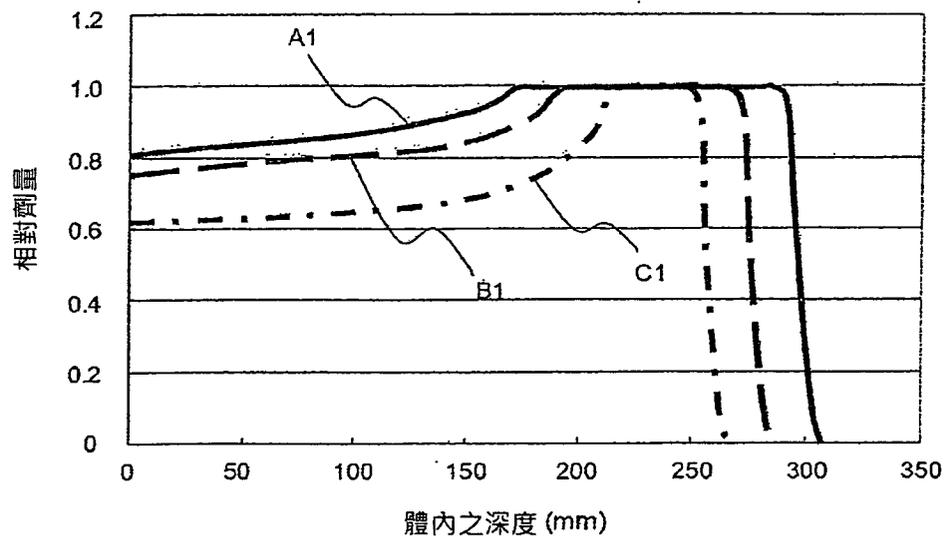
第8圖



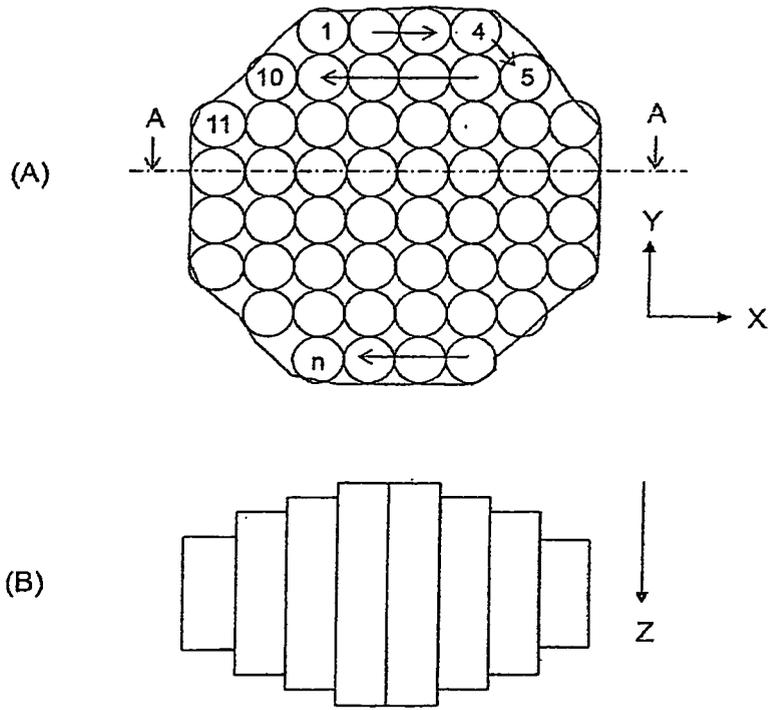
第9圖



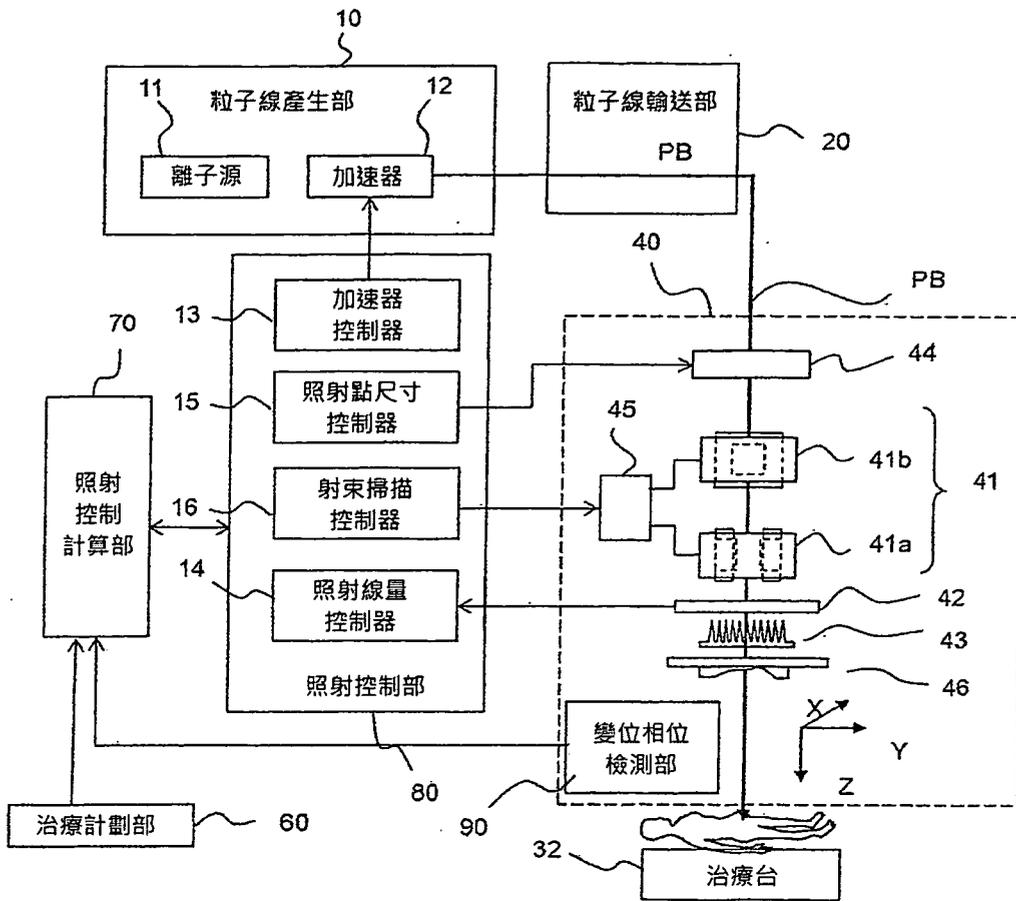
第10圖



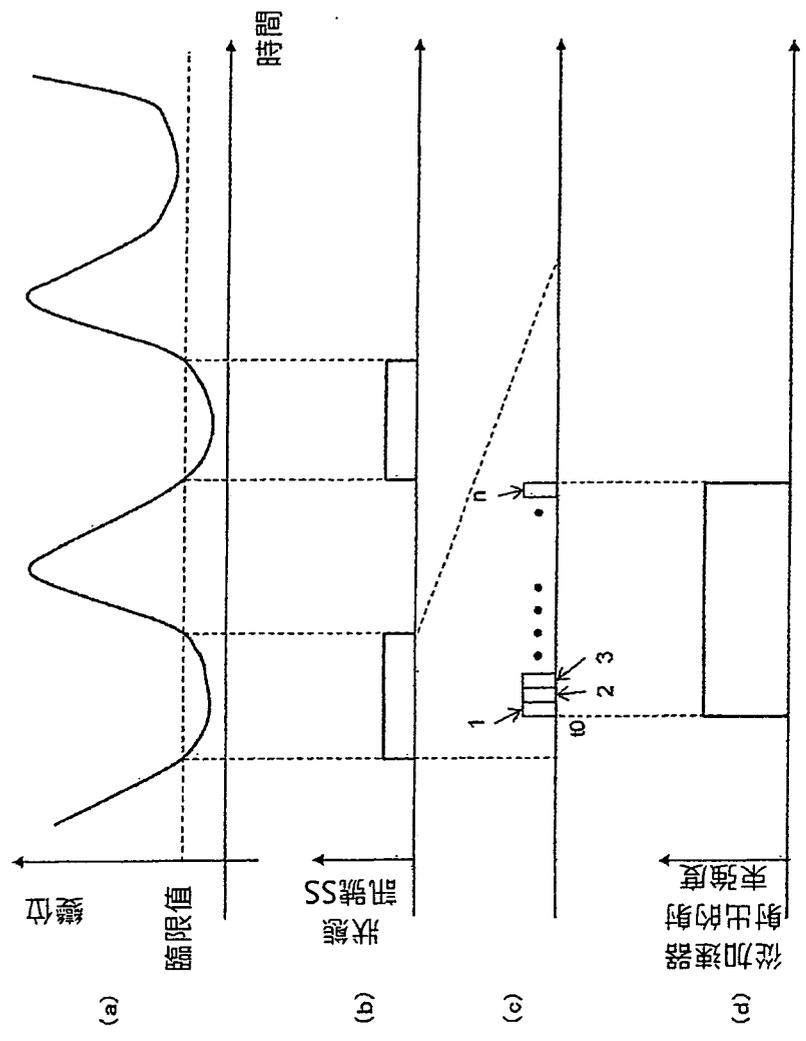
第11圖



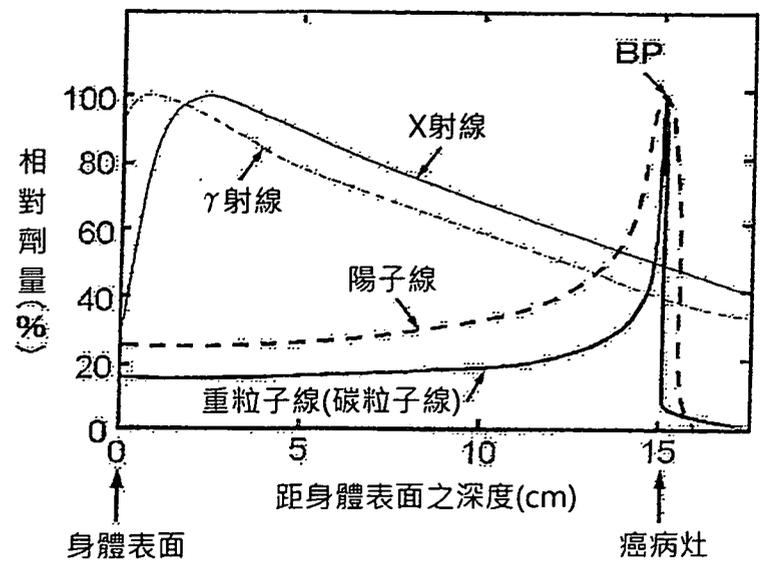
第12圖



第13圖



第14圖



第15圖