



(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 I816312 B

(45)公告日：中華民國 112 (2023) 年 09 月 21 日

(21)申請案號：111107494

(22)申請日：中華民國 111 (2022) 年 03 月 02 日

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

G21K1/00 (2006.01)

(30)優先權：2021/03/03 日本

2021-033429

(71)申請人：日商住友重機械工業股份有限公司(日本) SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES, LTD.
(JP)

日本

(72)發明人：山口喬 YAMAGUCHI, TAKASHI (JP)；水谷昌平 MIZUTANI, SHOUHEI (JP)；荒屋正幸 ARAYA, MASAYUKI (JP)；須釜裕也 SUGAMA, YUYA (JP)

(74)代理人：林志剛

(56)參考文獻：

CN 110314290A

US 2006/0226372A1

US 2009/0242789A1

US 2012/0316378A1

US 2014/0094639A1

審查人員：賴冠宇

申請專利範圍項數：5 項 圖式數：10 共 38 頁

(54)名稱

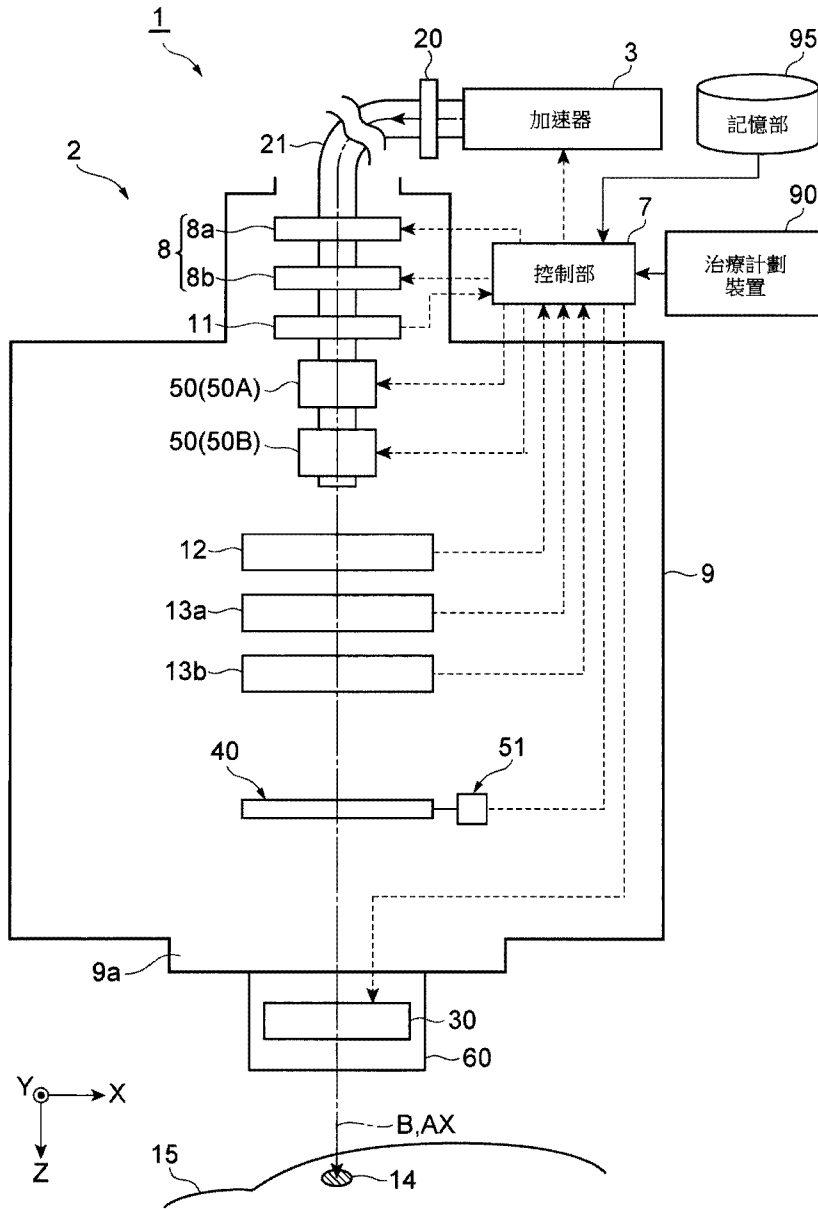
帶電粒子束照射系統

(57)摘要

[課題] 提供一種能夠對被照射體適當地照射帶電粒子束之帶電粒子束照射系統。

[解決手段] 藉由通氣管降能器(30)調整帶電粒子束(B)的半影，能夠抑制在照射部(2)對腫瘤(14)的邊界部附近進行照射時，對腫瘤(14)的外部照射帶電粒子束(B)。在此，保持通氣管降能器(30)之保持部(60)設置於照射部(2)。因此，能夠容易地進行照射到腫瘤(14)之帶電粒子束(B)與通氣管降能器(30)之間的位置對準。因此，在用通氣管降能器(30)而於適當的位置調整半影之狀態下，照射部(2)能夠對腫瘤(14)照射帶電粒子束(B)。在本實施形態中，由於只要將通氣管降能器(30)保持於保持部(60)即可，因此容易進行位置對準。

指定代表圖：



【圖 2】

符號簡單說明：

1:帶電粒子束照射系統

2:照射部

3:加速器

7:控制部

8:四極電磁鐵

8a:X 軸方向四極電磁鐵

8b:Y 軸方向四極電磁鐵

9:照射噴嘴

9a:前端部

11:剖面監測器

12:劑量監測器

13a:位置監測器

13b:位置監測器

14:腫瘤(被照射體)

15:患者(對象物)

20:能量降能器

21:射束輸送路線

30:通氣管降能器(調節構件)

40:準直器

50:掃描電磁鐵

50A:掃描電磁鐵

50B:掃描電磁鐵

51:準直器驅動部

60:保持部

90:治療計劃裝置

95:記憶部

AX:基軸

B:帶電粒子束



I816312

公告本

【發明摘要】

【中文發明名稱】

帶電粒子束照射系統

【中文】

[課題] 提供一種能夠對被照射體適當地照射帶電粒子束之帶電粒子束照射系統。

[解決手段] 藉由通氣管降能器(30)調整帶電粒子束(B)的半影，能夠抑制在照射部(2)對腫瘤(14)的邊界部附近進行照射時，對腫瘤(14)的外部照射帶電粒子束(B)。在此，保持通氣管降能器(30)之保持部(60)設置於照射部(2)。因此，能夠容易地進行照射到腫瘤(14)之帶電粒子束(B)與通氣管降能器(30)之間的位置對準。因此，在用通氣管降能器(30)而於適當的位置調整半影之狀態下，照射部(2)能夠對腫瘤(14)照射帶電粒子束(B)。在本實施形態中，由於只要將通氣管降能器(30)保持於保持部(60)即可，因此容易進行位置對準。

【指定代表圖】圖2

【代表圖之符號簡單說明】

- 1:帶電粒子束照射系統
- 2:照射部
- 3:加速器
- 7:控制部
- 8:四極電磁鐵
- 8a:X軸方向四極電磁鐵
- 8b:Y軸方向四極電磁鐵
- 9:照射噴嘴
- 9a:前端部
- 11:剖面監測器
- 12:劑量監測器
- 13a:位置監測器
- 13b:位置監測器
- 14:腫瘤(被照射體)
- 15:患者(對象物)
- 20:能量降能器
- 21:射束輸送路線
- 30:通氣管降能器(調節構件)
- 40:準直器
- 50:掃描電磁鐵
- 50A:掃描電磁鐵
- 50B:掃描電磁鐵
- 51:準直器驅動部

60:保持部

90:治療計劃裝置

95:記憶部

AX:基軸

B:帶電粒子束

【特徵化學式】無

【發明說明書】

【中文發明名稱】

帶電粒子束照射系統

【技術領域】

【0001】本發明係有關一種帶電粒子束照射系統。

本申請案係主張基於2021年3月3日申請之日本專利申請第2021-033429號的優先權。該日本申請案的全部內容係藉由參閱而援用於本說明書中。

【先前技術】

【0002】以往，作為藉由對患者的患部照射帶電粒子束來進行治療之帶電粒子束照射系統，例如，專利文獻1中所記載之裝置是廣為人知的。在專利文獻1中所記載之帶電粒子束照射系統中，照射部藉由掃描方式照射帶電粒子束。亦即，照射部一邊藉由用掃描電磁鐵進行掃描來移動帶電粒子束對患部的照射位置，一邊進行照射。

[先前技術文獻]

【0003】

[專利文獻1] 日本特開2017-209372號公報

【發明內容】

[發明所欲解決之問題]

【0004】在此，存在如下問題：在照射部藉由掃描方式照射帶電粒子束之情形下，由於帶電粒子束的射束尺寸大等而治療劑量被施加到被照射體的外部。因此，要求對被照射體適當地照射帶電粒子束。

【0005】因此，本發明的目的為提供一種能夠對被照射體適當地照射帶電粒子束之帶電粒子束照射系統。

[解決問題之技術手段]

【0006】為了解決上述問題，本發明之帶電粒子束照射系統對對象物內的被照射體照射帶電粒子束，該帶電粒子束照射系統具備：照射部，藉由用掃描電磁鐵掃描帶電粒子束來對被照射體照射帶電粒子束；調節構件，調整被掃描之帶電粒子束的半影；及保持部，設置於照射部並保持調節構件。

【0007】本發明之帶電粒子束照射系統具備：照射部，藉由用掃描電磁鐵掃描帶電粒子束來對被照射體照射帶電粒子束；及調節構件，調整帶電粒子束的半影。因此，藉由調節構件調整帶電粒子束的半影，能夠抑制在照射部對被照射體的邊界部附近進行照射時，對被照射體的外部照射帶電粒子束。在此，保持調節構件之保持部設置於照射部。因此，在用調節構件而於適當的位置調整半影之狀態下，照射部能夠對被照射體照射帶電粒子束。依據以上內容，照射部能夠對被照射體適當地照射帶電粒子束。

【0008】保持部可以設置於照射部的前端部。此時，調節構件能夠在靠近對象物之位置調整半影。因此，調節構件調整半影之後，帶電粒子束在射束的擴展變大之前被迅速照射到被照射體。

【0009】調節構件可以具有與對象物內的被照射體的深度相對應之半影的調整等級。此時，調節構件能夠以與對象物內的被照射體的深度相對應之半影的調整等級調整半影。

【0010】帶電粒子束照射系統可以構成為能夠依據對象物內的被照射體的深度來選擇調節構件的半影的調整等級。此時，調節構件能夠依據對象物內的被照射體的深度以適當的半影的調整等級調整半影。

【0011】帶電粒子束照射系統可以構成為能夠依據對象物與照射部的距離來選擇調節構件的半影的調整等級。此時，調節構件能夠依據對象物與照射部的距離以適當的半影的調整等級調整半影。

【0012】帶電粒子束照射系統可以進一步具備檢測部，該檢測部檢測相對於保持部配置了錯誤的調節構件。此時，能夠抑制由不適當的調整等級之調節構件調整半影。

[發明之效果]

【0013】依本發明，能夠提供一種能夠對被照射體適當地照射帶電粒子束之帶電粒子束照射系統。

【圖式簡單說明】**【0014】**

[圖1]係表示本發明的一實施形態之帶電粒子束照射系統之概略結構圖。

[圖2]係圖1的帶電粒子束照射系統的照射部附近的概略結構圖。

[圖3]係表示對腫瘤設定之層之圖。

[圖4]係表示通氣管(snout)降能器被保持部保持之狀態之概略圖。

[圖5]係表示藉由掃描法向與基軸呈直角之預定的平面內照射帶電粒子束時的劑量分布之圖表。

[圖6]係表示與帶電粒子束的擴展和對象物的深度的關係相關之模擬結果之圖表。

[圖7]係表示依據圖6變更空氣層的厚度時的模擬結果之圖表。

[圖8]係表示依據圖6變更空氣層的厚度時的模擬結果之圖表。

[圖9]係表示用以能夠選擇通氣管降能器的半影的調整等級之結構之方塊圖。

[圖10]係表示本發明的一實施形態之帶電粒子束照射方法的內容之步驟圖。

【實施方式】

【0015】以下，參閱圖式對本發明的一實施形態之帶電粒子束照射系統進行說明。另外，在圖式說明中，對相同的要素標註相同的元件符號，並省略重複說明。

【0016】圖1係表示本發明的一實施形態之帶電粒子束照射系統1之概略結構圖。帶電粒子束照射系統1為用於基於放射線療法之癌症治療等之系統。帶電粒子束照射系統1具備：加速器3，加速由離子源裝置生成之帶電粒子而作為帶電粒子束射出；照射部2，向被照射體照射帶電粒子束；及射束輸送路線21，將從加速器3射出之帶電粒子束輸送到照射部2。照射部2安裝於以圍繞治療台4的方式設置之旋轉支架5。照射部2能夠藉由旋轉支架5圍繞治療台4旋轉。另外，對於加速器3、照射部2及射束輸送路線21的進一步詳細的結構，待留後述。

【0017】圖2係圖1的帶電粒子束照射系統1的照射部2附近的概略結構圖。另外，在以下說明中，使用“X軸方向”、“Y軸方向”、“Z軸方向”的用語進行說明。“Z軸方向”係指帶電粒子束B的基軸AX延伸之方向，並且為帶電粒子束B的照射的深度方向。另外，“基軸AX”設為未被後述掃描電磁鐵50偏向時的帶電粒子束B的照射軸。在圖2中，示出了沿著基軸AX照射了帶電粒子束B之狀態。“X軸方向”係指與Z軸方向正交之平面內的一個方向。“Y軸方向”係指在與Z軸方向正交之平面內與X軸方向正交之方向。

【0018】首先，參閱圖2，對本實施形態之帶電粒子束照射系統1的概略結構進行說明。帶電粒子束照射系統1

為與掃描法相關之照射裝置。另外，掃描方式並無特別限定，可以採用線掃描、光柵掃描、點掃描等。如圖2所示，帶電粒子束照射系統1具備加速器3、照射部2、射束輸送路線21、控制部7、治療計劃裝置90及記憶部95。

【0019】加速器3為加速帶電粒子並射出預先設定之能量的帶電粒子束B之裝置。作為加速器3，例如，可舉出迴旋加速器、同步迴旋加速器、直線加速器等。另外，在作為加速器3採用射出預先確定之能量的帶電粒子束B之迴旋加速器之情形下，藉由採用能量調節部，能夠調整(降低)輸送到照射部2之帶電粒子束的能量。該加速器3與控制部7連接，可控制所供給之電流。由加速器3產生之帶電粒子束B藉由射束輸送路線21輸送到照射部2。射束輸送路線21連接加速器3和照射部2，將從加速器3射出之帶電粒子束輸送到照射部2。

【0020】射束輸送路線21具有一邊輸送一邊調整帶電粒子束B的能量之能量調節裝置(ESS: Energy Selection System)。其中，射束輸送路線21在加速器3的出口附近具有能量降能器20。能量降能器20為調整帶電粒子束B的射程，並調整帶電粒子束B在患者15(對象物)的體內的到達深度之構件。能量降能器20藉由損耗帶電粒子束B的能量來調整射程。能量降能器20能夠藉由調整帶電粒子束B所穿過之部分的厚度來調整帶電粒子束B的射程。另外，ESS除了能量降能器20中的能量損耗以外，還抑制在ESS的下游的射束輸送路線中產生之能量波動或射束尺寸擴大

(使用準直器)。能量降能器20例如由鈹、碳等材料構成。能量降能器20配置於射束輸送路線21中的帶電粒子束B的進行方向上的上游側(亦即，加速器3側)的位置。在圖1所示之例子中，能量降能器20配置於比旋轉支架5更靠上游側的路徑中的加速器3的緊後方、亦即射束輸送路線21的電磁鐵等機器中的最靠上游側處。但是，能量降能器20在射束輸送路線21內的位置並無特別限定。

【0021】照射部2為對患者15(對象物)的體內的腫瘤(被照射體)14照射帶電粒子束B者。帶電粒子束B係指高速加速帶電之粒子者，例如可舉出質子束、重粒子(重離子)束、電子束等。具體而言，照射部2為向腫瘤14照射從加速由離子源(未圖示)生成之帶電粒子之加速器3射出而藉由射束輸送路線21輸送之帶電粒子束B之裝置。照射部2具備掃描電磁鐵50、四極電磁鐵8、剖面監測器11、劑量監測器12、位置監測器13a、13b、準直器40及通氣管降能器30(調節構件)。掃描電磁鐵50、各監測器11、12、13a、13b、四極電磁鐵8及通氣管降能器30收納於作為收納體的照射噴嘴9中。如此，藉由在照射噴嘴9收納各主構成要素來構成照射部2。另外，可以省略四極電磁鐵8、剖面監測器11、劑量監測器12及位置監測器13a、13b。

【0022】作為掃描電磁鐵50，使用X軸方向掃描電磁鐵50A及Y軸方向掃描電磁鐵50B。X軸方向掃描電磁鐵50A及Y軸方向掃描電磁鐵50B分別由一對電磁鐵構成，依據從控制部7供給之電流來改變一對電磁鐵之間的磁場，

掃描穿過該電磁鐵之間之帶電粒子束 B。X 軸方向掃描電磁鐵 50A 在 X 軸方向上掃描帶電粒子束 B，Y 軸方向掃描電磁鐵 50B 在 Y 軸方向上掃描帶電粒子束 B。該等掃描電磁鐵 50 依序配置於基軸 AX 上並且比加速器 3 更靠帶電粒子束 B 的下游側處。另外，掃描電磁鐵 50 掃描帶電粒子束 B，以便以由治療計劃裝置 90 預先計劃之掃描模式照射帶電粒子束 B。對於如何控制掃描電磁鐵 50，待留後述。

【0023】 四極電磁鐵 8 包括 X 軸方向四極電磁鐵 8a 及 Y 軸方向四極電磁鐵 8b。X 軸方向四極電磁鐵 8a 及 Y 軸方向四極電磁鐵 8b 依據從控制部 7 供給之電流來縮小並收斂帶電粒子束 B。X 軸方向四極電磁鐵 8a 在 X 軸方向上收斂帶電粒子束 B，Y 軸方向四極電磁鐵 8b 在 Y 軸方向上收斂帶電粒子束 B。藉由改變供給至四極電磁鐵 8 之電流來改變縮小量 (收斂量)，能夠改變帶電粒子束 B 的射束尺寸。四極電磁鐵 8 依序配置於基軸 AX 上並且加速器 3 與掃描電磁鐵 50 之間。另外，射束尺寸係指 XY 平面上的帶電粒子束 B 的大小。又，射束形狀係指 XY 平面上的帶電粒子束 B 的形狀。

【0024】 為了初始設定時的位置對準，剖面監測器 11 檢測帶電粒子束 B 的射束形狀及位置。剖面監測器 11 配置於基軸 AX 上並且四極電磁鐵 8 與掃描電磁鐵 50 之間。劑量監測器 12 檢測帶電粒子束 B 的劑量。劑量監測器 12 配置於基軸 AX 上並且相對於掃描電磁鐵 50 之下游側。位置監測器 13a、13b 檢測並監視帶電粒子束 B 的射束形狀及位置。位置監測器 13a、13b 配置於基軸 AX 上並且比劑量監測器

12更靠帶電粒子束B的下游側處。各監測器11、12、13a、13b將檢測出之檢測結果輸出到控制部7。

【0025】準直器40設置於至少比掃描電磁鐵50更靠帶電粒子束B的下游側處，並且為遮蔽帶電粒子束B的一部分並使一部分穿過之構件。在此，準直器40設置於位置監測器13a、13b的下游側。準直器40與使該準直器40移動之準直器驅動部51連接。

【0026】通氣管降能器30降低所穿過之帶電粒子束B的能量來調整該帶電粒子束B的能量。通氣管降能器30構成為調整帶電粒子束B的半影之調節構件。在本實施形態中，通氣管降能器30由設置於照射噴嘴9的前端部9a之保持部60保持。另外，照射噴嘴9的前端部9a係指帶電粒子束B的下游側的端部。對於通氣管降能器30及保持部60的詳細說明，待留後述。

【0027】控制部7例如由CPU、ROM及RAM等構成。該控制部7依據從各監測器11、12、13a、13b輸出之檢測結果來控制加速器3、能量降能器20的厚度調節機構、掃描電磁鐵50、四極電磁鐵8及準直器驅動部51。

【0028】又，帶電粒子束照射系統1的控制部7與進行帶電粒子束治療的治療計劃之治療計劃裝置90及記憶各種資料之記憶部95連接。治療計劃裝置90在治療之前藉由CT等測量患者15的腫瘤14，並計劃腫瘤14的各位置的劑量分布(應照射之帶電粒子束的劑量分布)。具體而言，治療計劃裝置90針對腫瘤14製作掃描模式。治療計劃裝置90

將所製作之掃描模式發送到控制部 7。在治療計劃裝置 90 所製作之掃描模式中，計劃帶電粒子束 B 以何等的掃描速度描繪何等的掃描路徑。

【0029】在進行基於掃描法之帶電粒子束的照射之情形下，將腫瘤 14 在 Z 軸方向上假想分割成複數層，在一層中以使帶電粒子束依照在治療計劃中確定之掃描路徑之方式進行掃描並照射。然後，完成該一層中的帶電粒子束的照射之後，進行相鄰之下一層中的帶電粒子束 B 的照射。

【0030】在由圖 2 所示之帶電粒子束照射系統 1，藉由掃描法進行帶電粒子束 B 的照射之情形下，將四極電磁鐵 8 設為工作狀態(打開)，以使所穿過之帶電粒子束 B 收斂。

【0031】接著，從加速器 3 射出帶電粒子束 B。對於所射出之帶電粒子束 B，藉由掃描電磁鐵 50 的控制以依照在治療計劃中確定之掃描模式之方式進行掃描。藉此，關於帶電粒子束 B，在對腫瘤 14 在 Z 軸方向上設定之一層中的照射範圍內進行掃描的同時進行照射。若完成對一層之照射，則向下一層照射帶電粒子束 B。

【0032】參閱圖 3(a)及圖 3(b)，對與控制部 7 的控制相對應之掃描電磁鐵 50 的帶電粒子束照射圖像進行說明。圖 3(a)示出在深度方向上假想切割成複數層之被照射體，圖 3(b)示出從深度方向觀察之一層中的帶電粒子束的掃描圖像。

【0033】如圖 3(a)所示，被照射體在照射的深度方向上被假想切割成複數層，在本例中，從深的(帶電粒子束 B

的射程長)層依序假想切割成層 L_1 、層 L_2 、.....層 L_{n-1} 、層 L_n 、層 L_{n+1} 、.....層 L_{N-1} 、層 L_N 這 N 層。又，如圖3(b)所示，關於帶電粒子束 B ，一邊描繪沿著掃描路徑 TL 之射束軌道，在連續照射(線掃描或光柵掃描)之情形下，一邊沿著層 L_n 的掃描路徑 TL 連續照射，在點掃描之情形下，一邊照射到層 L_n 的複數個照射點。關於帶電粒子束 B ，沿著沿 X 軸方向延伸之掃描路徑 $TL1$ 照射，沿著掃描路徑 $TL2$ 在 Y 軸方向上稍微位移，沿著相鄰的掃描路徑 $TL1$ 照射。如此，從被控制部7控制之照射部2射出之帶電粒子束 B 在掃描路徑 TL 上移動。

【0034】接著，參閱圖4~圖7，對通氣管降能器30進行詳細說明。圖4係表示通氣管降能器30被保持部60保持之狀態之概略圖。如圖4所示，作為一例，通氣管降能器30為具有矩形板狀形狀之構件。通氣管降能器30具有向與基軸 AX 正交之方向擴展之平面狀的入射面30a及出射面30b。由於通氣管降能器30在帶電粒子束 B 所掃描之範圍內具有均勻的厚度，因此，其會衰減一定的能量。通氣管降能器30能夠藉由變更厚度、亦即入射面30a與出射面30b之間的尺寸來變更帶電粒子束 B 的能量調整量。藉此，通氣管降能器30能夠藉由調整帶電粒子束 B 的射束尺寸的擴大來調整帶電粒子束 B 的半影。通氣管降能器30例如由聚乙烯、丙烯酸等接近水密度之材料構成。另外，通氣管降能器30為以調整帶電粒子束 B 的擴展為目的者。

【0035】保持部60設置於照射部2，在照射部2側保持

通氣管降能器 30。由於保持部 60 設置於照射噴嘴 9 的前端部 9a，因此，通氣管降能器 30 配置於比配置於照射噴嘴 9 的內部之所有構成要素更靠下游側、亦即靠近患者 15 之位置。藉由被保持部 60 保持，通氣管降能器 30 處於設置於照射部 2 側之狀態。設置於照射部 2 側之狀態例如係指如隨著照射部 2 的移動而通氣管降能器 30 亦能夠移動般之狀態，而非如在患者 15 的周圍配置通氣管降能器、或者在患者 15 的病床上安裝通氣管降能器般之狀態。保持部 60 能夠在照射部 2 側保持通氣管降能器 30 的同時在離患者 15 最近的位置保持通氣管降能器 30。另外，離患者 15 最近的位置係意味著患者 15 和通氣管降能器 30 的位置例如為比 30cm 近的位置。但是，通氣管降能器 30 與患者 15 的距離可以依據與周邊環境的關係等來適當變更。

【0036】 保持部 60 具有支撐通氣管降能器 30 的外周緣部 30c 之一對側壁部 61。保持部 60 具有與其他外周緣部 30c 相對向之一對側壁部 62 (參閱圖 4(b))。該等側壁部 61、62 從支撐部 86 向下延伸。在側壁部 61、62 的前端部設置有寬幅構件 87。又，保持部 60 能夠保持複數種厚度的通氣管降能器 30。例如，保持部 60 能夠保持薄的通氣管降能器 30A，還能夠保持厚的通氣管降能器 30B。在變更厚度之情形下，使用者從保持部 60 取出薄的通氣管降能器 30A，將厚的通氣管降能器 30B 保持於保持部 60。如此，由於保持部 60 構成為能夠保持複數種厚度的通氣管降能器，因此，可說是具有能夠選擇半影的調整等級、亦即厚度之結

構。另外，保持部 60 例如可以兼作在搖擺照射法中使用之填充物保持架。因此，保持部 60 可以藉由填充物保持架 66 保持通氣管降能器 30。又，保持部 60 可以在填充物保持架 66 的下側具有保持準直器之準直器保持架 67。

【0037】在此，參閱圖 5，對半影進行說明。圖 5 係表示藉由掃描法向與基軸 AX 呈直角之預定的平面內照射帶電粒子束 B 時的劑量分布之圖表。橫軸表示預定平面的預定方向上的位置，縱軸表示各位置的劑量。但是，為了便於理解，圖 5 所示之圖表變形而示出。圖 5 中的圖表 G1 表示每 1 道次的帶電粒子束 B 的劑量分布。藉由在預定的平面內掃描帶電粒子束 B，在各位置以逐漸偏移之狀態形成複數個圖表 G1。將該等圖表 G1 重合之總劑量分布由圖表 G2 表示。在圖 5 中示為 W 之區域表示基準條件目標寬度。基準條件目標寬度 W 表示作為照射對象之被照射體在平面內的寬度。照射平面內的腫瘤 14 的寬度作為基準條件目標寬度 W。在基準條件目標寬度 W 的範圍內，圖表 G2 形成平坦區域 FE。平坦區域 FE 為劑量大致均勻之區域，並且為劑量之差落入預定的範圍內之區域。相對於此，比基準條件目標寬度 W 更靠外側的區域成為半影 P。

【0038】在此，通氣管降能器 30 能夠抑制帶電粒子束 B 的射束尺寸的擴大。因此，在抑制半影之情形下，通氣管降能器 30 減小帶電粒子束 B 的擴展(參閱圖表 G1a)。藉此，劑量分布在整體上發生變化，帶電粒子束 B 的擴展亦變小，藉此能夠抑制半影 P(參閱圖表 G2a)。

【0039】圖6係表示與帶電粒子束B的擴展和對象物的深度的關係相關之模擬結果之圖表。圖6所示之圖表為將通氣管降能器30設定為任意厚度並在各厚度下利用蒙地卡羅(Monte Carlo)模擬實驗運算向水中照射了帶電粒子束B時的帶電粒子束B在水中的擴展之圖表。橫軸表示與水槽的表面的距離。這相當於腫瘤14距離患者15的身體的表面的深度。縱軸表示帶電粒子束B的擴展。該擴展為藉由高斯擬合的方法計算出之值。另外，圖6中，將通氣管降能器30與水槽之間的距離、亦即從通氣管降能器30射出之帶電粒子束B所穿過之空氣層的厚度設定為50mm。這相當於通氣管降能器30與患者15的身體的表面之間的距離。

【0040】如圖6所示，在淺部位處，通氣管降能器30的厚度愈大，則愈能夠抑制帶電粒子束B的擴展。另一方面，在深部位處，通氣管降能器30的厚度愈薄，則愈能夠抑制帶電粒子束B的擴展。依據這樣的模擬結果，帶電粒子束照射系統1可以構成為能夠依據患者15內的腫瘤14的深度來選擇通氣管降能器30的半影的調整等級(在此為厚度)。

【0041】例如，在腫瘤14存在於體內的淺部位E1a(小於10cm)之情形下，可以選擇厚度為13cm的通氣管降能器30。又，在腫瘤14存在於體內的深部位E2a(10cm以上)之情形下，可以選擇厚度為0cm或厚度為4cm的通氣管降能器30。或者，在腫瘤14存在於體內的淺部位E1b(小於7cm)之情形下，可以選擇厚度為12cm的通氣管降能器30。又，

在腫瘤14存在於體內的中間部位E2b(7cm以上且小於12cm)之情形下，可以選擇厚度為8cm的通氣管降能器30。又，在腫瘤14存在於體內的深部位E3b(12cm以上)之情形下，可以選擇厚度為0cm或厚度為4cm的通氣管降能器30。

【0042】圖7及圖8係表示依據圖6變更空氣層的厚度時的模擬結果之圖表。圖7表示空氣層的厚度為100mm時的模擬結果，圖8表示空氣層的厚度為200mm時的模擬結果。如圖6～圖8所示，依據空氣層的厚度，各厚度的通氣管降能器30的深度與帶電粒子束B的擴展的關係發生變化。因此，帶電粒子束照射系統1可以構成為能夠依據患者15與照射部2(參閱圖2)的距離來選擇通氣管降能器30的半影的調整等級(亦即厚度)。

【0043】接著，參閱圖4及圖9，對能夠選擇通氣管降能器30的半影的調整等級(亦即厚度)之結構進行說明。圖9係表示用以能夠選擇通氣管降能器30的半影的調整等級之結構之方塊圖。如圖9所示，帶電粒子束照射系統1具備前述控制部7、輸出部76、讀取部77及識別資訊檢測部78。又，控制部7具備資訊獲取部70、運算部71及判定部72。

【0044】資訊獲取部70從治療計劃裝置90及記憶部95獲取與帶電粒子束B的照射有關之各種資訊。資訊獲取部70能夠從治療計劃裝置90所製作之治療計劃獲取患者15內的腫瘤14的深度的資訊及患者15與照射部2(參閱圖2)的距離的資訊。運算部71進行與通氣管降能器30的半影的調整

等級的選擇有關之各種運算。運算部 71 依據患者 15 內的腫瘤 14 的深度的資訊及患者 15 與照射部 2 (參閱圖 2) 的距離的資訊中的至少一方來選擇通氣管降能器 30 的半影的調整等級亦即厚度。運算部 71 例如可以藉由對照如圖 6~圖 8 所示之預先準備之資料和所獲取之資訊來選擇通氣管降能器 30 的厚度。或者，運算部 71 可以藉由依據所獲取之資訊進行運算來選擇適當的通氣管降能器 30 的厚度。但是，治療計劃裝置 90 可以選擇適當的通氣管降能器 30 的厚度，此時，資訊獲取部 70 獲取通氣管降能器 30 的厚度的資訊。判定部 72 判定是否在保持部 60 配置了正確的通氣管降能器 30。

【0045】輸出部 76 輸出各種資訊。輸出部 76 由監測器、揚聲器等構成。輸出部 76 例如可以將所選擇之通氣管降能器 30 的厚度的資訊輸出給使用者。藉此，使用者能夠將藉由控制部 7 選擇之厚度的通氣管降能器 30 配置於保持部 60。

【0046】在此，讀取部 77、識別資訊檢測部 78 及判定部 72 構成為檢測相對於保持部 60 配置了錯誤的通氣管降能器 30 之檢測部 80。

【0047】具體而言，讀取部 77 從對各通氣管降能器 30 賦予之厚度資訊保持部 81 (參閱圖 4(a)) 讀取與厚度有關之資訊。關於厚度資訊保持部 81，只要是能夠保持與厚度有關之資訊者，則並無特別限定，例如可以由條碼構成。此時，讀取部 77 由條碼讀取器構成。而且，厚度資訊保持部 81 可以由 QR 碼 (註冊商標) 構成，讀取部 77 可以由 QR 碼讀

取器構成，厚度資訊保持部 81 亦可以由磁性資訊保持機構構成，讀取部 77 亦可以由讀取該磁資訊之裝置構成。

【0048】 識別資訊檢測部 78 檢測能夠識別被保持部 60 保持之通氣管降能器 30 之資訊。例如，識別資訊檢測部 78 可以檢測來自設置於保持部 60 之預定的檢測機構之訊號作為識別資訊。在由保持部 60 保持通氣管降能器 30 時，這樣的檢測機構可以將表示該保持之通氣管降能器 30 係何等的厚度者之訊號發送到識別資訊檢測部 78。

【0049】 判定部 72 判定由運算部 71 選擇之厚度與由讀取部 77 讀取之厚度是否一致。在不一致的情形下，判定部 72 藉由輸出部 76 輸出配置了錯誤的通氣管降能器 30 之情形的資訊。在一致的情形下，判定部 72 藉由輸出部 76 輸出配置了正確的通氣管降能器 30 之情形的資訊。

【0050】 判定部 72 將由讀取部 77 讀取之厚度資訊與由運算部 71 選擇之厚度進行比較。此時，使用者能夠藉由在通氣管降能器 30 配置於保持部 60 之前由讀取部 77 讀取厚度資訊來事前判定錯誤。又，判定部 72 依據由識別資訊檢測部 78 檢測到之識別資訊確定被保持部 60 保持之通氣管降能器 30 的厚度，並將該厚度與由運算部 71 選擇之厚度進行比較。此時，使用者無需由讀取部 77 進行讀取操作，便能夠判定錯誤。

【0051】 接著，參閱圖 10，對本實施形態之帶電粒子束照射方法進行說明。圖 10 係表示本實施形態之帶電粒子束照射方法的內容之步驟圖。如圖 10 所示，執行依據患者

15的體內的腫瘤14的深度及患者15與照射部2的距離中的至少一方來選擇通氣管降能器30的半影的調整等級(亦即厚度)之步驟S10。接著，執行將在步驟S10中選擇之通氣管降能器30配置於保持部60之步驟S20。接著，執行使用檢測部80(參閱圖9)判定是否在保持部60配置了錯誤的通氣管降能器30之步驟S30。另外，在使用讀取部77之情形下，在步驟S20的前階段執行判定的步驟S30。接著，若配置了正確的通氣管降能器30，則執行照射部2向腫瘤14照射帶電粒子束B之步驟S40。

【0052】接著，對本實施形態之帶電粒子束照射系統1及帶電粒子束照射方法的作用/效果進行說明。

【0053】本實施形態之帶電粒子束照射系統1具備：照射部2，藉由用掃描電磁鐵50掃描帶電粒子束B來對腫瘤14照射帶電粒子束B；及通氣管降能器30，調整帶電粒子束B的半影。因此，藉由通氣管降能器30調整帶電粒子束B的半影，能夠抑制在照射部2對腫瘤14的邊界部附近進行照射時，對腫瘤14的外部照射帶電粒子束B。在此，保持通氣管降能器30之保持部60設置於照射部2。因此，能夠容易地進行照射到腫瘤14之帶電粒子束B與通氣管降能器30之間的位置對準。因此，在用通氣管降能器30而於適當的位置調整半影之狀態下，照射部2能夠對腫瘤14照射帶電粒子束B。例如，在患者15的病床側設置通氣管降能器之情形下，工作人員必須一邊考慮患者15與照射部2的位置關係一邊對通氣管降能器進行位置對準，但是由於患者

15難以看到，因此存在難以進行位置對準之問題。相對於此，在本實施形態中，由於只要將通氣管降能器30保持於保持部60即可，因此容易進行位置對準。依據以上內容，照射部2能夠對腫瘤14適當地照射帶電粒子束B。

【0054】保持部60可以設置於照射部2的前端部9a。此時，通氣管降能器30能夠在靠近患者15之位置調整半影。因此，通氣管降能器30調整半影之後，帶電粒子束B在擴展變大之前被迅速照射到腫瘤14。

【0055】帶電粒子束照射系統1可以構成為能夠依據患者15的體內的腫瘤14的深度來選擇通氣管降能器30的半影的調整等級。此時，通氣管降能器30能夠依據患者15的體內的腫瘤14的深度以適當的半影的調整等級調整半影。

【0056】帶電粒子束照射系統1可以構成為能夠依據患者15與照射部2的距離來選擇通氣管降能器30的半影的調整等級。此時，通氣管降能器30能夠依據患者15與照射部2的距離以適當的半影的調整等級調整半影。

【0057】帶電粒子束照射系統1可以進一步具備檢測部80，該檢測部80檢測相對於保持部60配置了錯誤的通氣管降能器30。此時，能夠抑制由不適當的調整等級之通氣管降能器30調整半影。

【0058】本實施形態之帶電粒子束照射方法為對患者15的體內的腫瘤14照射帶電粒子束B之帶電粒子束照射方法，該帶電粒子束照射方法包括：步驟S10，依據患者15的體內的腫瘤14的深度來選擇調整帶電粒子束B的半影之

通氣管降能器 30 的半影的調整等級；步驟 S20，相對於帶電粒子束 B，配置所選擇之通氣管降能器 30；及步驟 S40，藉由用掃描電磁鐵 50 掃描帶電粒子束 B 來對腫瘤 14 照射帶電粒子束 B。

【0059】依該帶電粒子束照射方法，通氣管降能器 30 能夠依據患者 15 體內的腫瘤 14 的深度以適當的半影的調整等級調整半影。依據以上內容，能夠對腫瘤 14 適當地照射帶電粒子束 B。

【0060】在患者數多的大型醫院，治療通常利用低能量質子束的病例(例如頭頸部病例)之情形下，如本實施形態般使用了調節構件(通氣管降能器)之治療中，射束使用效率變得良好。由於按每一個設施限制質子束射束的使用量，因此若效率高，則與以往的 ESS 下的控制相比，能夠增加治療患者數。

【0061】通氣管降能器 30 可以具有與患者 15 和照射部 2 的距離相對應之調整等級。此時，通氣管降能器 30 能夠以與患者 15 和照射部 2 的距離相對應之半影的調整等級調整半影。

【0062】帶電粒子束照射方法進一步包括依據患者 15 的體內的腫瘤 14 的深度來選擇調整等級之步驟 S10，在配置通氣管降能器 30 之步驟 S30 中，可以配置所選擇之通氣管降能器 30。此時，通氣管降能器 30 能夠依據患者 15 的體內的腫瘤 14 的深度以適當的半影的調整等級調整半影。

【0063】帶電粒子束照射方法進一步包括依據患者 15

與照射部2的距離來選擇調整等級之步驟S10，在配置通氣管降能器30之步驟S30中，可以配置所選擇之通氣管降能器30。此時，通氣管降能器30能夠依據患者15與照射部2的距離以適當的半影的調整等級調整半影。

【0064】例如，作為比較例，對在照射部2的前端部9a不具有通氣管降能器30之帶電粒子束照射系統進行說明。此時，帶電粒子束照射系統中，在射束輸送路線21的上游藉由能量調節裝置(ESS：Energy Selection System)控制帶電粒子束B的能量。能量調節裝置需要在能量降能器20中大幅引起能量損耗，以改變帶電粒子束B在患者體內的到達深度。因此，帶電粒子束B在運動方向上具有擴展。藉由能量調節裝置輸送在運動方向上具有擴展之射束，藉此隨著帶電粒子束B向射束輸送路線21的下游前進，藉由漂移而射束尺寸擴大，半影亦擴大。

【0065】相對於此，在本實施形態之帶電粒子束照射系統1中，通氣管降能器30在患者15的緊前方調整帶電粒子束B的半影。因此，將上游側的能量降能器20中的能量損耗抑制為較小，增加用以通氣管降能器30的半影調整之能量損耗，藉此能夠在抑制了射束尺寸的擴大之狀態下對患者15進行照射，能夠抑制半影。又，由於能夠選擇通氣管降能器30的厚度，因此能夠依據腫瘤14的深度或患者15與照射部2的距離來適當地調整通氣管降能器30的半影的調整等級。

【0066】本發明並不限定於上述實施形態。

【0067】例如，作為調整半影之調節構件雖例示了通氣管降能器，但是只要是能夠調整半影之構件，則可以採用其他構件。例如，可以在保持部60的位置、亦即患者15的緊前方的位置設置準直器或多葉準直器，藉由該多葉準直器調整半影。多葉準直器能夠藉由在與腫瘤14的邊界部相對應之位置阻斷帶電粒子束B的射束來調整半影。調整等級能夠藉由開口直徑來調整。若將開口直徑開設為較大(亦即在腫瘤外徑設置餘量)，則不會阻斷半影部分，若將開口直徑開設為較小(與腫瘤外徑適配)，則能夠阻斷半影。此時，在離患者15最近的位置(例如為30cm以下)藉由多葉準直器調整半影，藉此能夠在帶電粒子束B的射束尺寸被擴大之前，對腫瘤14照射帶電粒子束B。

【0068】設置保持多葉準直器之保持部之位置無需一定為照射部的前端部，可以為照射部的內部。

【符號說明】

【0069】

- 1:帶電粒子束照射系統
- 2:照射部
- 14:腫瘤(被照射體)
- 15:患者(對象物)
- 30:通氣管降能器(調節構件)
- 50:掃描電磁鐵
- 60:保持部

80: 檢測部

【發明申請專利範圍】

【請求項 1】一種帶電粒子束照射系統，其對對象物內的被照射體照射帶電粒子束，前述帶電粒子束照射系統係具備：

照射部，藉由用掃描電磁鐵掃描前述帶電粒子束來對前述被照射體照射前述帶電粒子束；

調節構件，調整前述被掃描之前述帶電粒子束的半影；及

保持部，設置於前述照射部並保持前述調節構件，

前述調節構件，係構成為具有降低所穿過之前述帶電粒子束的能量來調整該帶電粒子束之能量的通氣管降能器，能夠依據前述通氣管降能器的厚度和前述對象物與前述照射部的距離，選擇前述調節構件之半影的調整等級。

【請求項 2】如請求項 1 所述之帶電粒子束照射系統，其中

前述保持部設置於前述照射部的前端部。

【請求項 3】如請求項 1 或請求項 2 所述之帶電粒子束照射系統，其中

前述調節構件具有與前述對象物內的前述被照射體的深度相對應之半影的調整等級。

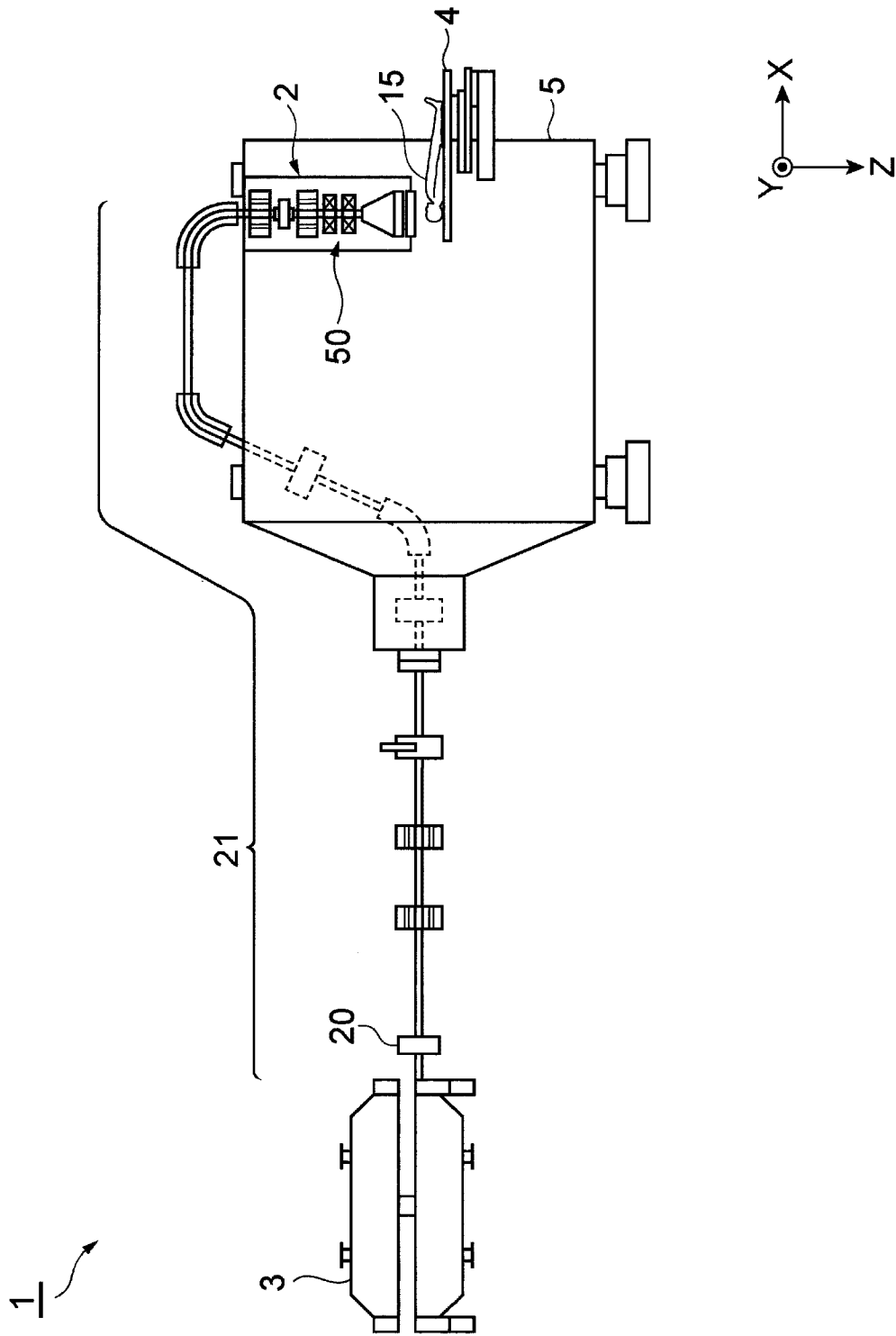
【請求項 4】如請求項 1 或請求項 2 所述之帶電粒子束照射系統，其係構成為能夠依據前述對象物內的前述被照射體的深度來選擇前述調節構件的半影的調整等級。

【請求項 5】如請求項 1 或請求項 2 所述之帶電粒子束

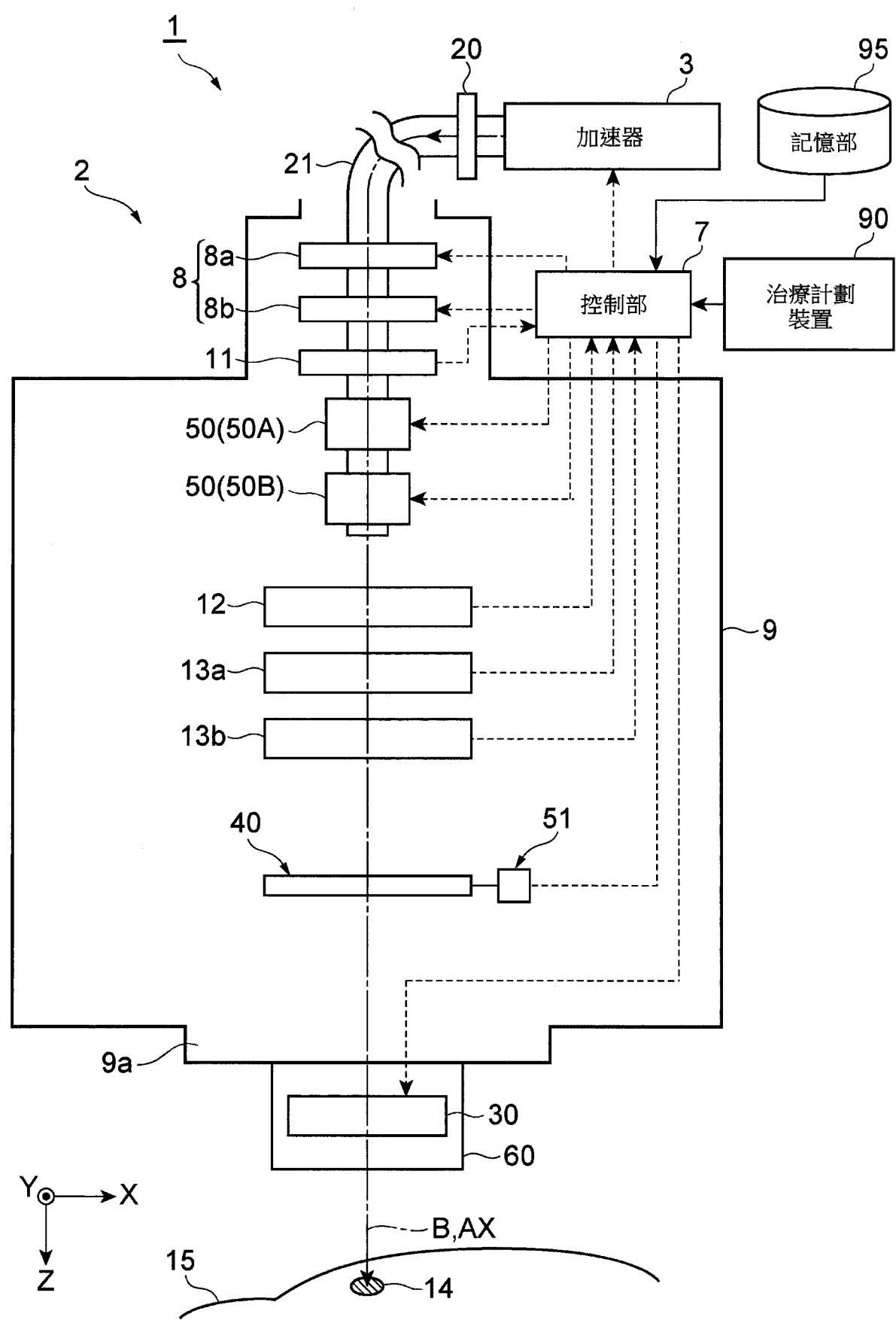
照射系統，其中，

進一步具備檢測部，前述檢測部檢測相對於前述保持部配置了錯誤的前述調節構件。

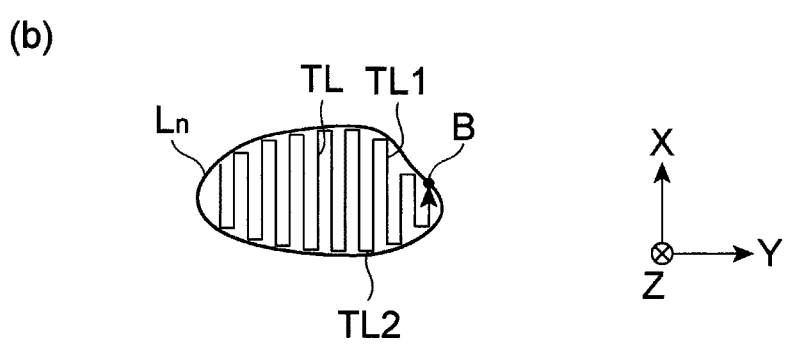
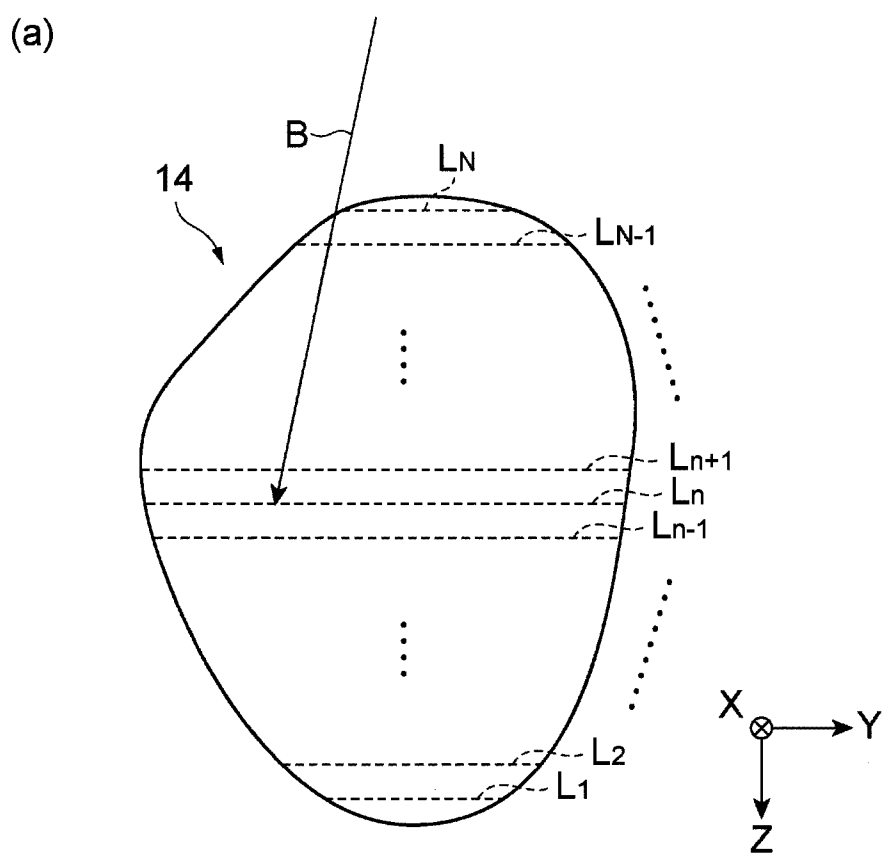
【發明圖式】



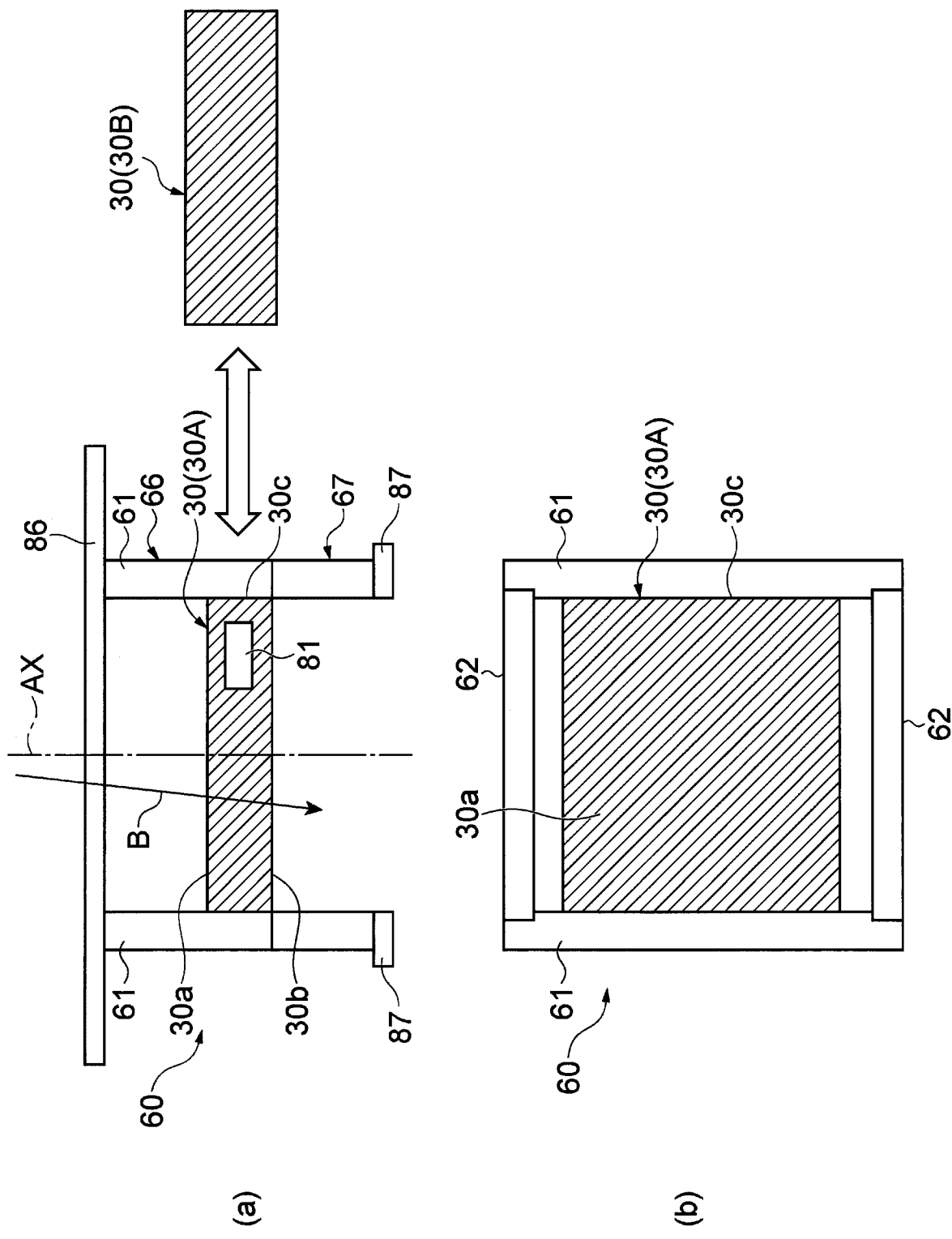
【圖 1】



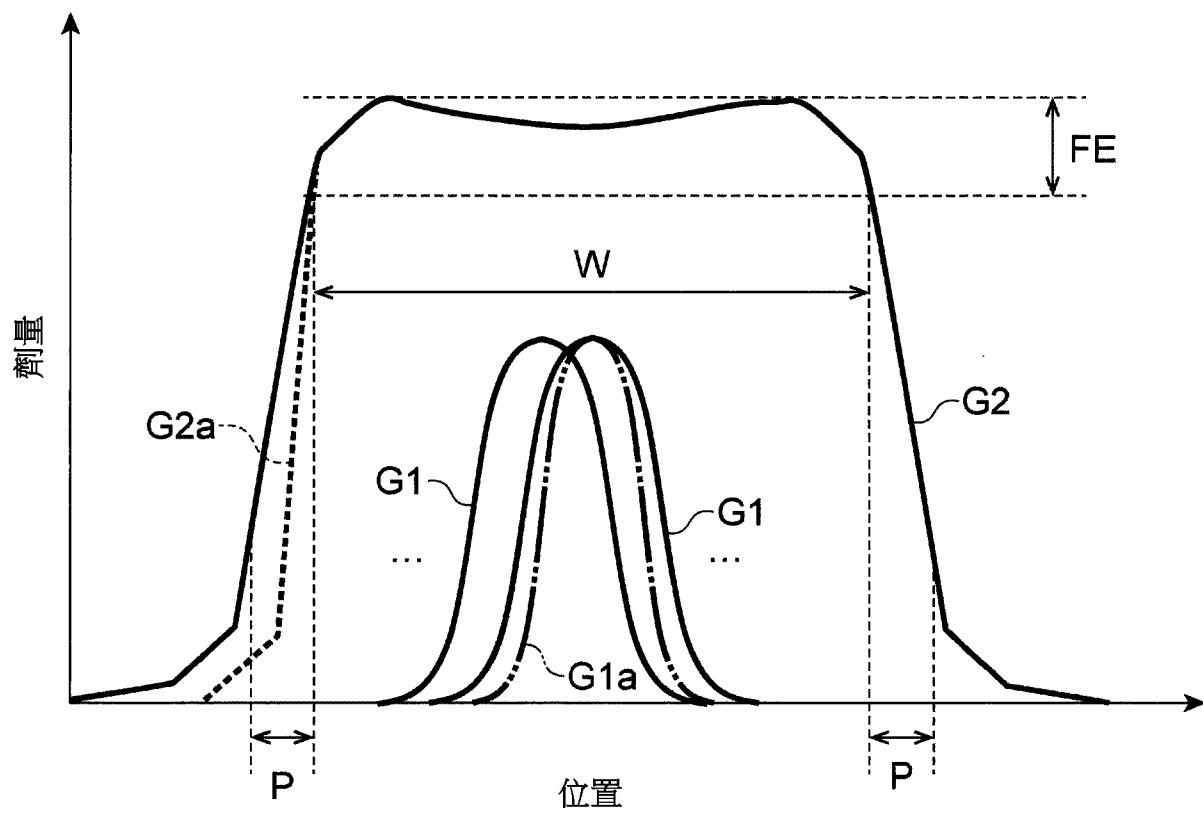
【圖 2】



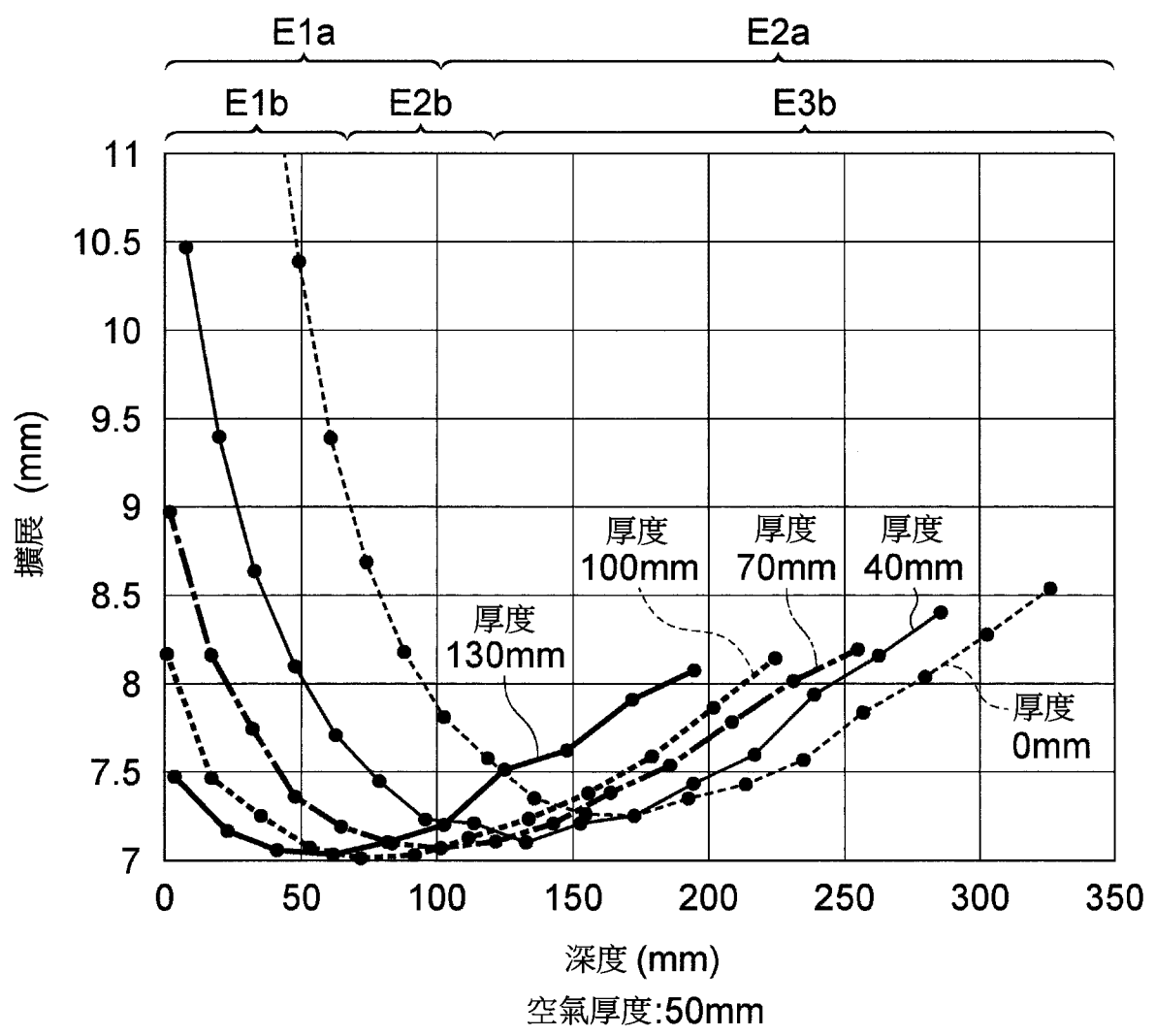
【圖 3】



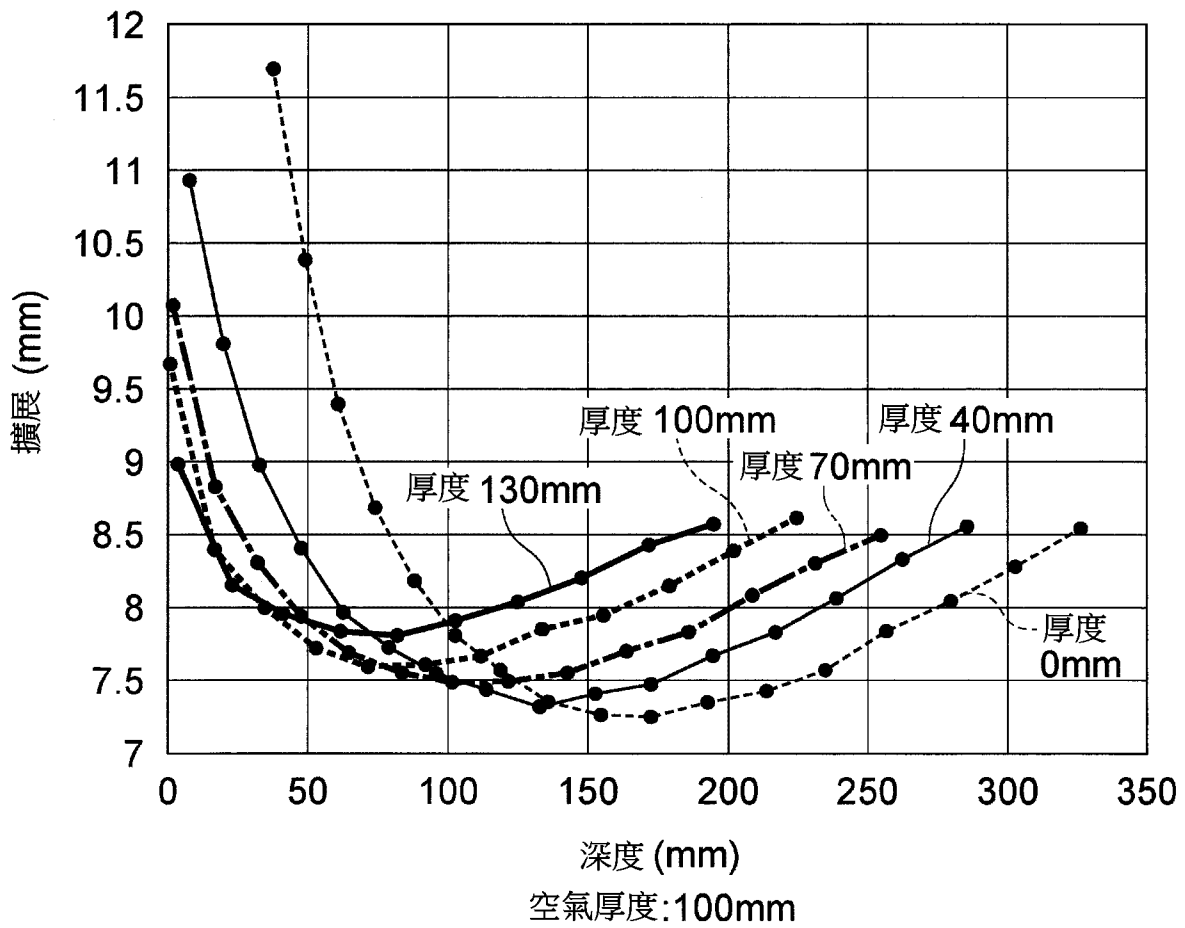
【圖 4】



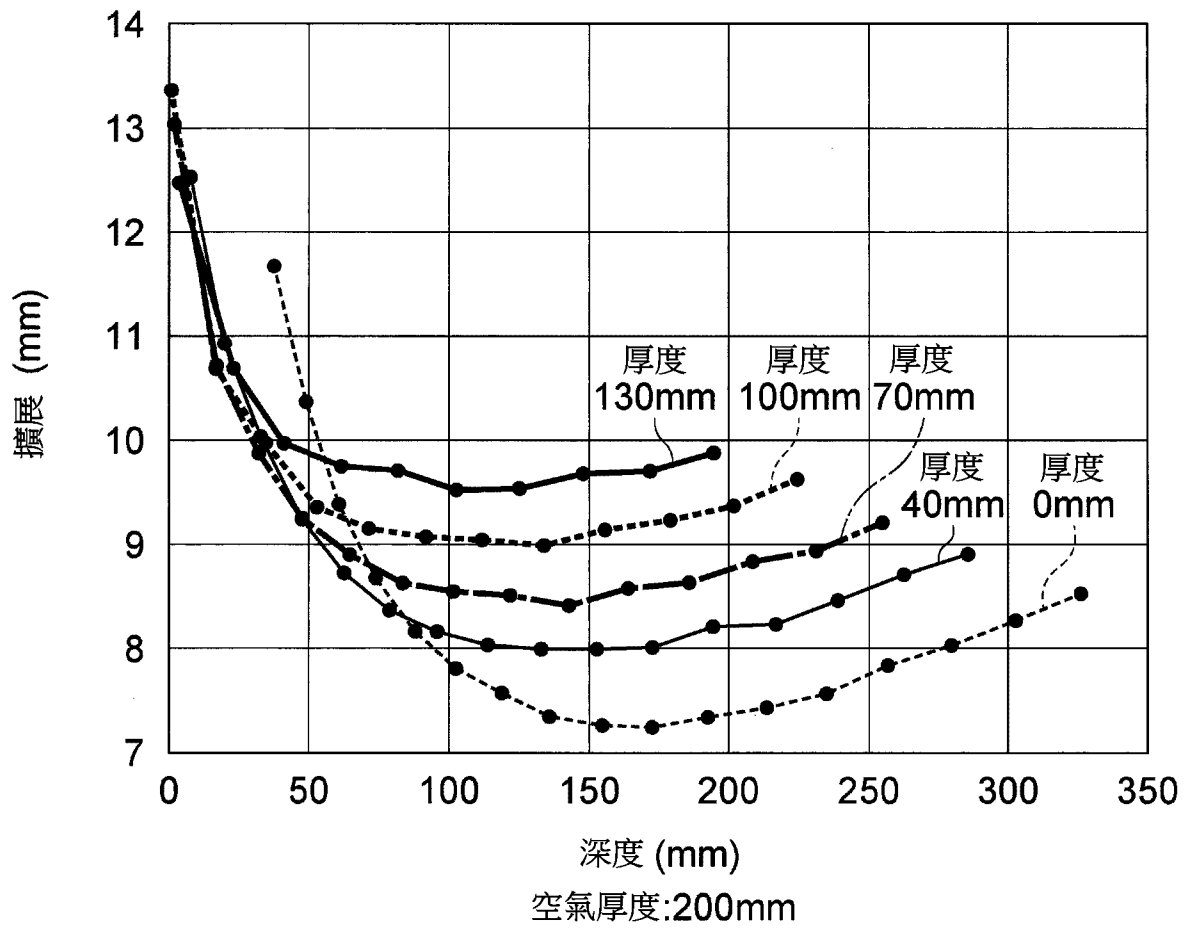
【圖 5】



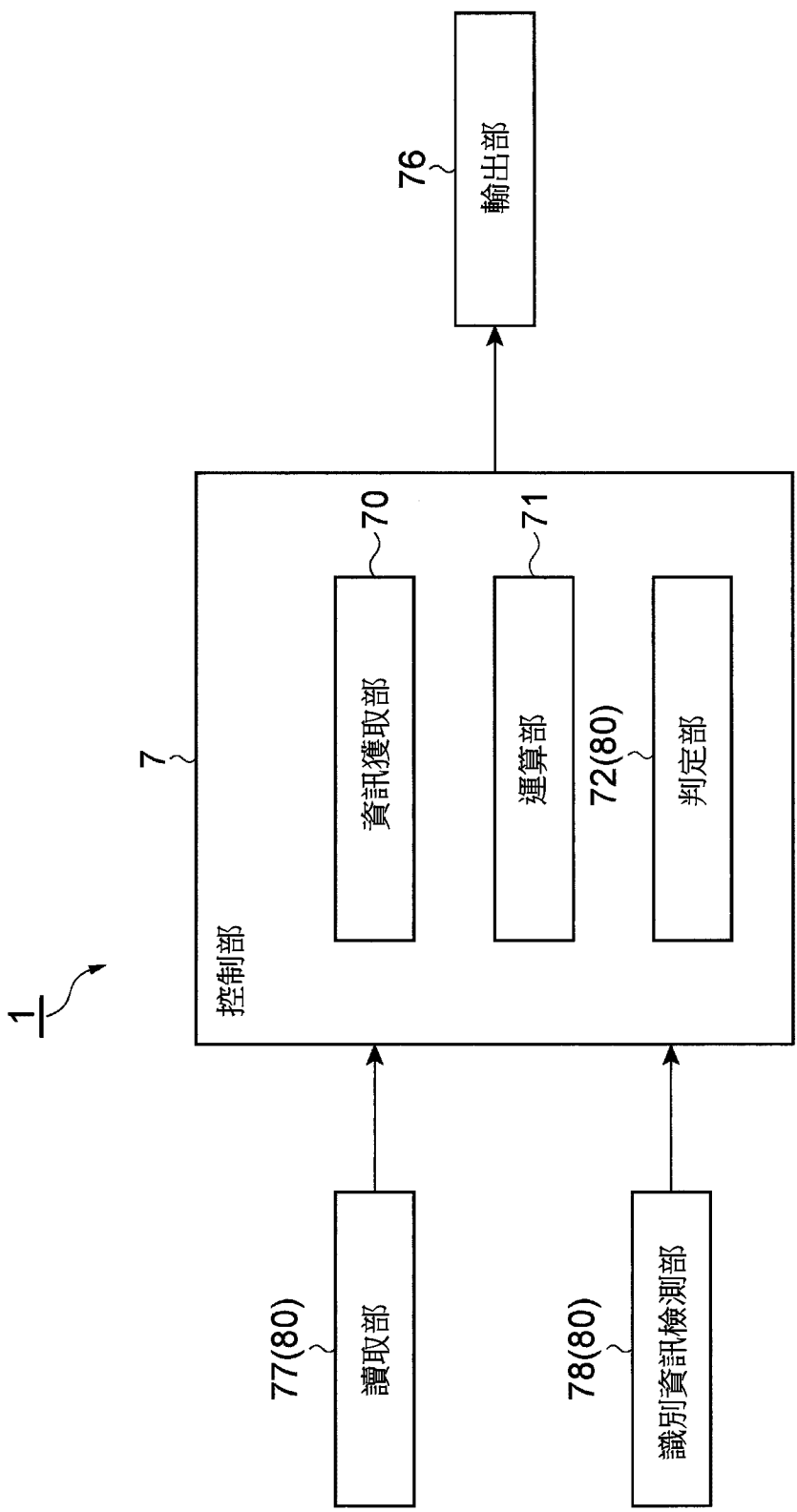
【圖 6】



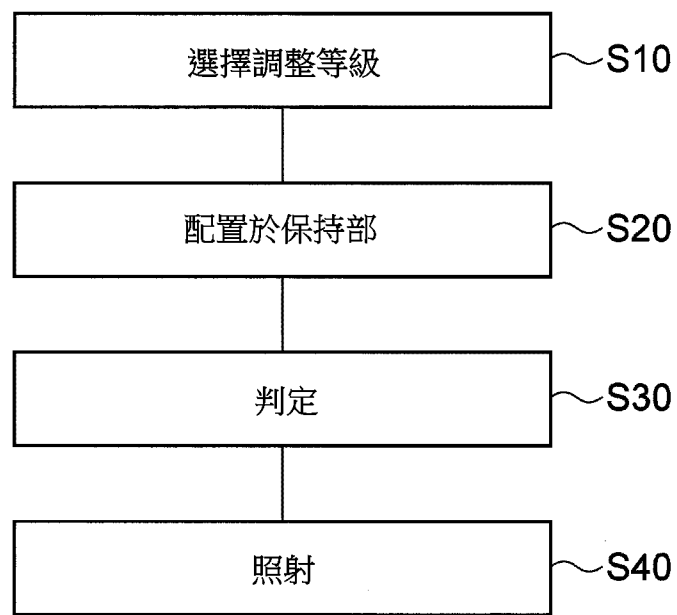
【圖 7】



【圖 8】



【圖9】



【圖 10】