



(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 I882989 B

(45)公告日：中華民國 114 (2025) 年 05 月 11 日

(21)申請案號：109107560

(22)申請日：中華民國 109 (2020) 年 03 月 06 日

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

(30)優先權：2019/03/08	美國	62/815,721
2019/05/28	美國	62/853,387
2019/08/21	美國	62/889,825
2019/08/21	美國	62/889,861

(71)申請人：美商美威高能離子醫療系統公司(美國) MEVION MEDICAL SYSTEMS, INC. (US)
美國

(72)發明人：顧里 詹姆斯 COOLEY, JAMES (US)；茲瓦特 唐塞德 ZWART, TOWNSEND (US)

(74)代理人：陳長文

(56)參考文獻：

CN	102172106A	US	2017/0281981A1
US	2018/0020535A1	US	2018/0099158A1
US	2018/0236268A1		

審查人員：劉力夫

申請專利範圍項數：79 項 圖式數：43 共 147 頁

(54)名稱

粒子療法系統

(57)摘要

本發明提供一種使用粒子束來治療靶標之實例方法，其包括：沿著至少部分地穿過該靶標之路徑導引該粒子束；及在該粒子束沿著該路徑導引時控制該粒子束之能量，使得該粒子束至少治療沿著該路徑定位的該靶標之內部部分。在該粒子束沿著該路徑導引時，該粒子束將超過每秒一(1)戈雷之輻射劑量遞送至該靶標達少於五(5)秒之持續時間。可產生治療計劃以執行該方法。

An example method of treating a target using particle beam includes directing the particle beam along a path at least part-way through the target, and controlling an energy of the particle beam while the particle beam is directed along the path so that the particle beam treats at least interior portions of the target that are located along the path. While the particle beam is directed along the path, the particle beam delivers a dose of radiation to the target that exceeds one (1) Gray-per-second for a duration of less than five (5) seconds. A treatment plan may be generated to perform the method.

指定代表圖：

符號簡單說明：

20:管柱

21:靶標

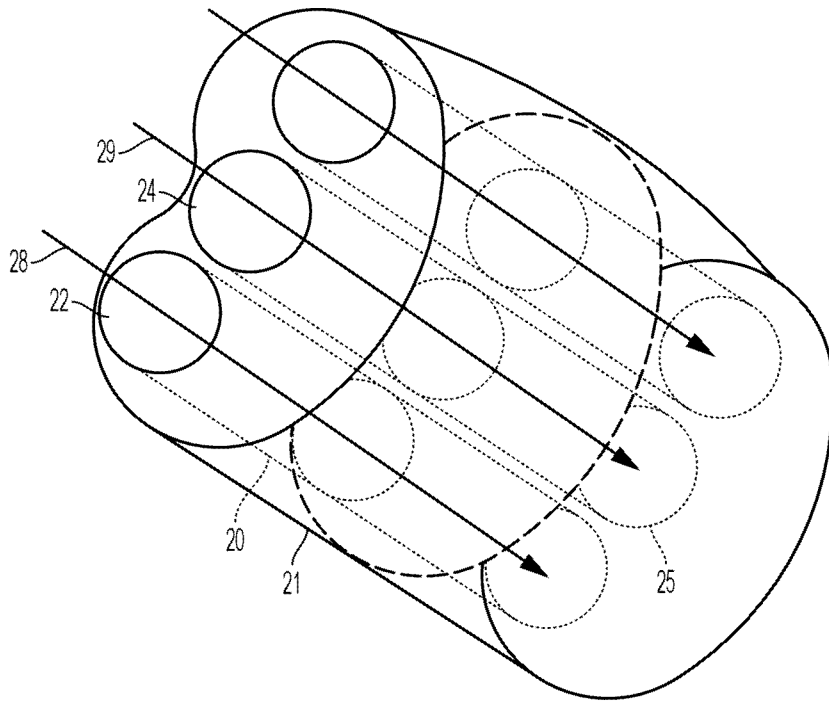
22:粒子束

24:路徑

25:管柱

28:箭頭方向

29:箭頭方向



【圖2】



I882989

【發明摘要】**【中文發明名稱】**

粒子療法系統

【英文發明名稱】

PARTICLE THERAPY SYSTEM

【中文】

本發明提供一種使用粒子束來治療靶標之實例方法，其包括：沿著至少部分地穿過該靶標之路徑導引該粒子束；及在該粒子束沿著該路徑導引時控制該粒子束之能量，使得該粒子束至少治療沿著該路徑定位的該靶標之內部部分。在該粒子束沿著該路徑導引時，該粒子束將超過每秒一(1)戈雷之輻射劑量遞送至該靶標達少於五(5)秒之持續時間。可產生治療計劃以執行該方法。

【英文】

An example method of treating a target using particle beam includes directing the particle beam along a path at least part-way through the target, and controlling an energy of the particle beam while the particle beam is directed along the path so that the particle beam treats at least interior portions of the target that are located along the path. While the particle beam is directed along the path, the particle beam delivers a dose of radiation to the target that exceeds one (1) Gray-per-second for a duration of less than five (5) seconds. A treatment plan may be generated to perform the method.

【指定代表圖】

圖2

【代表圖之符號簡單說明】

20: 管柱

21: 靶標

22: 粒子束

24: 路徑

25: 管柱

28: 箭頭方向

29: 箭頭方向

【發明說明書】

【中文發明名稱】

粒子療法系統

【英文發明名稱】

PARTICLE THERAPY SYSTEM

【技術領域】

【0001】 本發明大體上係關於一種藉由管柱遞送輻射劑量之粒子療法系統且係關於自其產生治療計劃。

【先前技術】

【0002】 粒子療法系統使用加速器來產生用於治療諸如腫瘤之病痛的粒子束。在操作中，粒子在存在磁場之情況下在空腔內部之軌道中加速，且經由提取通道自空腔移除。磁場再生器在空腔外部附近產生磁場凸點以使一些軌道之節距及角度扭曲，使得其朝向提取通道移動且最終移動至提取通道中。由粒子構成之射束離開提取通道。

【0003】 掃描系統在提取通道之順束方向(down-beam)上。在此實例中，在順束方向上表明相對於提取通道更接近輻照靶標。掃描系統相對於輻照靶標移動粒子束以使輻照靶標之各種部分曝露於粒子束。舉例而言，為治療腫瘤，可在腫瘤之不同部分上掃描粒子束以使不同部分曝露於輻射。

【0004】 粒子療法系統通常根據治療計劃來操作。治療計劃可指定待藉由粒子療法系統遞送至患者之輻射劑量外加其他。

【發明內容】

【0005】 一種使用粒子束來治療靶標之實例方法包括：沿著至少部分地穿過靶標之路徑導引粒子束；及在該粒子束沿著路徑導引時控制該粒子束之能量，使得該粒子束至少治療沿著路徑定位的靶標之內部部分。在粒子束沿著路徑導引時，該粒子束將超過每秒一(1)戈雷之輻射劑量遞送至靶標達少於五(5)秒之持續時間。該實例方法可單獨地或以組合包括以下特徵中之一或多者。

【0006】 可針對靶標之多個微體積中之每一者而執行導引及控制。控制粒子束之能量可包括將一或多個能量吸收板移入或移出靶標與粒子束源之間的粒子束之路徑。在粒子束沿著路徑導引時，可執行將一或多個能量吸收板移入或移出粒子束之路徑。將一或多個能量吸收板移入或移出粒子束之路徑可包括將多個能量吸收板依序地移入粒子束之路徑。將一或多個能量吸收板移入或移出粒子束之路徑可包括將多個能量吸收板依序地移出粒子束之路徑。一或多個能量吸收板當中之能量吸收板可包括線性馬達，該線性馬達可控制以將能量吸收板移入或移出粒子束之路徑。一或多個能量吸收板中之每一者可為可在一百(100)毫秒或少於一百毫秒之持續時間內移入或移出粒子束之路徑的。一或多個能量吸收板中之每一者可為可在五十(50)毫秒或少於五十毫秒之持續時間內移入或移出粒子束之路徑的。一或多個能量吸收板中之每一者可為可在十(10)毫秒或少於十毫秒之持續時間內移入或移出粒子束之路徑的。將一或多個能量吸收板移入或移出粒子束之路徑可包括控制一或多個能量吸收板當中之第一板以在粒子束穿過一或多個能量吸收板傳遞至靶標期間移動。第一板可經組態且可控制以跨越射束場之至少部分而移動。射束場可對應於界定粒子束可相對於靶標移動之最大範圍的平面。

【0007】 該粒子束可由經組態以輸出粒子束之粒子加速器產生，該粒子束係基於通過含於粒子加速器內之超導繞組的電流。控制粒子束之能量可包括將電流設定為多個值中之一者。多個值中之每一者可對應於粒子束自粒子加速器輸出之不同能量。在粒子束沿著路徑導引時，該粒子束可將超過每秒二十(20)戈雷之輻射劑量遞送至靶標達少於五秒之持續時間。在粒子束沿著路徑導引時，該粒子束可將介於每秒二十(20)戈雷與每秒一百(100)戈雷之間的輻射劑量遞送至靶標達少於五秒之持續時間。在粒子束沿著路徑導引時，該粒子束可將介於每秒四十(40)戈雷與每秒一百二十(120)戈雷之間的輻射劑量遞送至靶標。每秒40至120戈雷之劑量可達少於五秒。在粒子束沿著路徑導引時，該粒子束可將超過以下劑量中之一或多者的輻射劑量遞送至靶標達少於500 ms之持續時間、達介於10 ms與5 s之間的持續時間或達少於5 s之持續時間：每秒100戈雷、每秒200戈雷、每秒300戈雷、每秒400戈雷或每秒500戈雷。該粒子束可為具有至少兩(2)毫米 σ 之大小的高斯筆形射束。該粒子束可為具有介於兩(2)毫米 σ 與二十(20)毫米 σ 之間的大小的的高斯筆形射束。

【0008】 該路徑可為第一路徑且該方法可包括沿著至少部分地穿過靶標之不同於第一路徑的第二路徑導引粒子束。該方法可包括在粒子束沿著第二路徑導引時控制該粒子束之能量，使得該粒子束治療沿著第二路徑定位的靶標之部分。舉例而言，第一路徑及第二路徑可為全部或部分地延伸穿過靶標之管柱。在粒子束沿著第二路徑導引時，該粒子束可將超過每秒一(1)戈雷之輻射劑量遞送至靶標達少於五百(500)毫秒之持續時間。在一些實例中，在治療靶標期間，粒子束可能再也不會沿著第一路徑導引。

【0009】 該方法可包括使用直準儀阻擋粒子束之至少部分，該直準

儀可組態以阻擋粒子束之第一部分，同時允許粒子束之第二部分到達靶標。該直準儀可包括由阻止粒子束通過之材料構成的結構。該等結構可界定邊緣，該邊緣移入粒子束之路徑，使得在該邊緣之第一側上的粒子束之第一部分被該等結構阻擋，且使得在該邊緣之第二側上的粒子束之第二部分未被該等結構阻擋。該直準儀可包括線性馬達，該等線性馬達經控制以組態該等結構，從而界定邊緣。線性馬達中之每一者可包括可移動組件及靜止組件。靜止組件可包括用以產生第一磁場之磁場產生器。可移動組件可包括一或多個線圈，該一或多個線圈用以傳導電流以產生第二磁場，該第二磁場與第一磁場相互作用以使可移動組件相對於靜止組件移動。每一線性馬達之可移動組件可連接至該等結構中之對應者或可為其部分，使得對應結構隨著可移動組件之移動一起移動。

【0010】 一種使用粒子束來治療靶標之實例方法包括：沿著至少部分地穿過靶標之第一路徑導引粒子束；在粒子束沿著第一路徑導引時控制該粒子束之能量，使得該粒子束治療沿著第一路徑的靶標之三維柱狀部分；及針對至少部分地穿過靶標之多個不同路徑重複導引粒子束及控制能量，而不會沿著穿過靶標之同一路徑導引射束多於一次。在粒子束沿著穿過靶標之每一路徑導引時，該粒子束可將超過每秒一(1)戈雷之輻射劑量遞送至靶標達少於五(5)秒之持續時間。該實例方法可單獨地或以組合包括以下特徵中之一或多者。

【0011】 可針對靶標之多個微體積中之每一者而執行導引及控制。控制粒子束之能量可包括將一或多個能量吸收板移入或移出靶標與粒子束源之間的粒子束之路徑。該粒子束可由經組態以輸出粒子束之粒子加速器產生，該粒子束係基於通過含於粒子加速器內之超導繞組的電流。控制粒

子束之能量可包括將電流設定為多個值中之一者。多個值中之每一者可對應於粒子束自粒子加速器輸出之不同能量。

【0012】 一種實例粒子療法系統包括：粒子加速器，其用以產生粒子束；掃描磁體，其用以沿著至少部分地穿過靶標之路徑導引粒子束；及控制系統，其用以控制掃描磁體從而沿著至少部分地穿過靶標之多個路徑導引粒子束，且控制粒子束之能量，使得沿著多個路徑中之每一者，該粒子束治療靶標之三維柱狀部分。在粒子束沿著多個路徑中之每一者導引時，該粒子束將超過每秒一(1)戈雷之輻射劑量遞送至靶標達少於五(5)秒之持續時間。該實例系統可單獨地或以組合包括以下特徵中之一或多者。

【0013】 該控制系統可經組態以控制掃描磁體，使得該粒子束沿著穿過靶標之每一路徑導引僅一次。該系統可包括能量吸收結構，該等能量吸收結構中之每一者可經組態以在粒子束穿過能量吸收結構傳遞至靶標時減少粒子束之能量。該控制系統可經組態以藉由將能量吸收結構中之一或多者移入或移出靶標與粒子束源之間的粒子束之路徑來控制粒子束之能量。該等能量吸收結構可包括能量吸收板。該控制系統可經組態以藉由控制掃描磁體以沿著至少部分地穿過靶標之多個路徑導引粒子束來治療靶標之微體積，且控制粒子束之能量，使得沿著多個路徑中之每一者，該粒子束治療靶標之三維柱狀部分。

【0014】 對於粒子束導引所沿之多個路徑當中的路徑，該控制系統可經組態以在粒子束處於該路徑處時將一或多個能量吸收結構移入或移出粒子束之路徑。對於多個路徑當中的路徑，該控制系統可經組態以將多個能量吸收結構依序地移入粒子束之路徑。對於多個路徑當中之路徑，該控制系統可經組態以將多個能量吸收結構依序地移出粒子束之路徑。能量吸

收結構當中之能量吸收板可包括線性馬達，該線性馬達可控制以將能量吸收板移入或移出粒子束之路徑。對於多個路徑當中之路徑，該控制系統可經組態以在一百(100)毫秒或少於一百毫秒之持續時間內將一或多個能量吸收結構中之每一者移入或移出粒子束之路徑。對於多個路徑當中之路徑，該控制系統可經組態以在五十(50)毫秒或少於五十毫秒之持續時間內將一或多個能量吸收結構中之每一者移入或移出粒子束之路徑。對於多個路徑當中之路徑，該控制系統可經組態以藉由執行包括以下步驟之操作來移動一或多個能量吸收結構：控制一或多個能量吸收結構當中之第一板以在粒子束穿過一或多個能量吸收結構傳遞至靶標期間移動。

【0015】 該粒子加速器可包括超導繞組。該粒子加速器可經組態以基於通過超導繞組之電流而產生粒子束。該控制系統可經組態以藉由將電流設定為多個值中之一者來控制粒子束之能量。多個值中之每一者可對應於粒子束自粒子加速器輸出之不同能量。該控制系統可經組態以控制粒子束，從而在每一路徑上將超過每秒二十(20)戈雷之輻射劑量遞送至靶標達少於五(5)秒之持續時間。該控制系統可經組態以控制粒子束，從而在每一路徑上將介於每秒二十(20)戈雷與每秒一百(100)戈雷之間的輻射劑量遞送至靶標達少於五(5)秒之持續時間。該控制系統可經組態以控制粒子束，從而在每一路徑上將介於每秒四十(40)戈雷與每秒一百二十(120)戈雷之間的輻射劑量遞送至靶標達指定持續時間。

【0016】 該粒子束可為具有至少兩(2)毫米 σ 之大小的高斯筆形射束。該粒子束可為具有介於兩(2)毫米 σ 與二十(20)毫米 σ 之間的大小的的高斯筆形射束。

【0017】 該粒子療法系統可包括直準儀，該直準儀可組態以阻擋粒

子束之第一部分，同時允許粒子束之第二部分到達靶標。該直準儀可包括由阻止粒子束通過之材料構成的結構。該等結構可包括邊緣，該邊緣移入粒子束之路徑，使得在該邊緣之第一側上的粒子束之第一部分被該等結構阻擋，且使得在該邊緣之第二側上的粒子束之第二部分未被該等結構阻擋。該直準儀可包括線性馬達，該等線性馬達可控制以組態該等結構，從而界定邊緣。線性馬達中之每一者可包括可移動組件及靜止組件。靜止組件可包括用以產生第一磁場之磁場產生器。可移動組件可包括一或多個線圈，該一或多個線圈用以傳導電流以產生第二磁場，該第二磁場與第一磁場相互作用以使可移動組件相對於靜止組件移動。每一線性馬達之可移動組件可連接至該等結構中之對應者或可為其部分，使得對應結構隨著可移動組件之移動一起移動。

【0018】 該控制系統可經組態以控制沿著多個路徑中之每一者的粒子束之強度。粒子束之強度沿著多個路徑中之至少兩者可能不同。

【0019】 該粒子療法系統可包括用以展寬粒子束之布拉格峰值的脊波濾波器。該粒子療法系統可包括用以展寬粒子束之布拉格峰值的射程調變器輪。該射程調變器輪可經組態以在至少兩個維度上移動，從而追蹤粒子束之移動。該控制系統可經組態以在粒子束撞擊射程調變器輪時控制粒子束之強度。

【0020】 在實例中，一或多個非暫時性機器可讀儲存媒體儲存可執行以實施用於粒子療法系統之實例治療計劃系統的指令。該治療計劃系統包括界定粒子療法系統及待由粒子療法系統治療之患者之特徵的預測模型。該預測模型至少部分地藉由界定粒子療法系統可遞送輻射之時序的特徵來界定粒子療法系統之特徵。該治療計劃系統亦包括：相對生物有效性

(RBE)模型，其基於輻射之遞送時序而界定輻射對組織之相對生物有效性的特徵；及劑量計算引擎，其用以判定用於將輻射遞送至患者之體素的劑量方案。該劑量計算引擎經組態以基於預測模型及RBE模型而判定劑量方案。該治療計劃系統可單獨地或以組合包括以下特徵中之一或多者。

【0021】 該劑量方案可指定輻射待遞送至體素之劑量及劑量率。該治療計劃可包括定序器，該定序器用以產生用於對劑量遞送進行定序以便最佳化由劑量計算引擎判定之有效劑量的指令。

【0022】 該預測模型可基於由粒子加速器產生之粒子束的脈衝之結構而界定粒子療法系統之特徵。該預測模型可基於由粒子加速器產生之粒子束的每脈衝最大劑量而界定粒子療法系統之特徵。該預測模型可基於掃描磁體移動由粒子加速器產生之粒子束的掃掠時間而界定粒子療法系統之特徵。該預測模型可基於改變由粒子加速器產生之粒子束之能量所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。該預測模型可基於移動一或多個能量吸收結構以改變由粒子加速器產生之粒子束之能量所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。該預測模型可基於用於調節輻射劑量之策略而界定粒子療法系統之特徵。該預測模型可基於移動用於使由粒子加速器產生之粒子束直準之直準儀所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。該預測模型可基於組態用於使由粒子加速器產生之粒子束直準之直準儀所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。該預測模型可基於控制射程調變器以改變由粒子加速器產生之粒子束中的粒子之布拉格峰所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。

【0023】 該劑量計算引擎可經組態以基於RBE模型而判定在劑量方案中所指定之劑量待遞送至患者之體素的時間。該劑量計算引擎可經組態

以判定該等體素當中之體素含有靶向組織、非靶向組織抑或靶向組織及非靶向組織兩者，且至少部分地基於該體素含有靶向組織、非靶向組織抑或靶向組織及非靶向組織兩者而判定至體素之輻射的劑量率。靶向組織可包括患病組織且非靶向組織可包括健康組織。在體素僅含有非靶向組織之狀況下，判定至體素之輻射的劑量率可包括判定不將劑量遞送至該體素。在體素含有靶向組織或靶向組織及非靶向組織兩者之狀況下，判定至體素之輻射的劑量率可包括將超高劑量率輻射遞送至該體素。

【0024】 該超高劑量率輻射可包括在少於五(5)秒之持續時間內超過每秒一(1)戈雷的輻射劑量。該超高劑量率輻射可包括在少於500 ms之持續時間內超過每秒一(1)戈雷的輻射劑量。該超高劑量率輻射可包括在少於500 ms之持續時間內介於每秒40戈雷與每秒120戈雷之間的輻射劑量。

【0025】 該劑量方案可指定輻射待遞送至體素之劑量及劑量率。該等劑量可包括基於來自RBE模型之加權因子而判定的等效劑量。該加權因子可使劑量增加達一段持續時間。

【0026】 該定序器經組態以基於以下各者中之一或多者、基於以下各者中之兩者或多於兩者、基於以下各者中之三者或多於三者、基於以下各者中之四者或多於四者、基於以下各者中之五者或多於五者或基於以下所有者而對劑量遞送進行定序：由粒子加速器產生之粒子束的脈衝之結構、粒子束之每脈衝最大劑量、掃描磁體移動粒子束之掃掠時間、改變粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變粒子束之能量所花費的時間、用於調節劑量之策略、移動用於使粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【0027】 對於該等體素當中之體素，該定序器可經組態以對至少部分地穿過體素之管柱中的劑量之集合的遞送進行定序。體素可為待使用輻射管柱治療之輻照靶標的微體積，可為此微體積之部分或可包括多個此類微體積。該集合中之每一劑量可以超高劑量率遞送。對於該等管柱當中之管柱，可在粒子束靜止時改變由粒子加速器產生之粒子束的能量。遞送之序列可使得在治療管柱之後，再也不會導引粒子束以治療該管柱。

【0028】 在實例中，一或多個非暫時性機器可讀儲存媒體儲存可執行以實施用於粒子療法系統之實例治療計劃系統的指令。該治療計劃系統包括：預測模型，其界定粒子療法系統及待由粒子療法系統治療之患者的特徵；及劑量計算引擎，其用以判定用於將輻射遞送至患者之體素的劑量方案。該劑量計算引擎可經組態以基於預測模型而判定劑量方案。該治療計劃系統可單獨地或以組合包括前述特徵中之一或多者。該治療計劃系統可單獨地或以組合包括以下特徵中之一或多者。

【0029】 該劑量方案可指定輻射待遞送至體素之劑量及劑量率。該治療計劃系統可包括定序器，該定序器用以產生用於對劑量以由劑量計算引擎判定之速率之遞送進行定序的指令。

【0030】 一種實例方法包括將第一資訊儲存於電腦記憶體中，該第一資訊界定粒子療法系統及待由粒子療法系統治療之患者的特徵。該方法包括將第二資訊儲存於電腦記憶體中，該第二資訊界定輻射對組織之相對生物有效性的特徵。該方法亦包括由一或多個處理裝置判定用於將輻射遞送至患者之體素的劑量方案。該劑量方案可基於第一資訊及第二資訊而判定。該方法可單獨地或以組合包括以下特徵中之一或多者。

【0031】 該劑量方案可指定輻射待遞送至體素之劑量及劑量率。該

方法可包括產生用於對劑量以在劑量方案中所指定之速率之遞送進行定序的指令。

【0032】 該第一資訊可基於由粒子加速器產生之粒子束的脈衝之結構而界定粒子療法系統之特徵。該第一資訊可基於由粒子加速器產生之粒子束的每脈衝最大劑量而界定粒子療法系統之特徵。該第一資訊可基於掃描磁體移動由粒子加速器產生之粒子束的掃掠時間而界定粒子療法系統之特徵。該第一資訊可基於改變由粒子加速器產生之粒子束之能量所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。該第一資訊可基於移動一或多個能量吸收結構以改變由粒子加速器產生之粒子束之能量所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。該第一資訊可基於用於調節劑量之策略而界定粒子療法系統之特徵。該第一資訊可基於移動用於使由粒子加速器產生之粒子束直準之直準儀所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。該第一資訊可基於組態用於使由粒子加速器產生之粒子束直準之直準儀所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。該第一資訊可基於控制射程調變器以改變由粒子加速器產生之粒子束中的粒子之布拉格峰所花費的時間而界定粒子療法系統之特徵。

【0033】 判定劑量方案可包括基於第二資訊而判定在劑量方案中所指定之劑量待遞送至患者之體素的時間。判定劑量方案可包括判定該等體素當中之體素含有靶向組織、非靶向組織抑或靶向組織及非靶向組織兩者，及至少部分地基於該體素含有靶向組織、非靶向組織抑或靶向組織及非靶向組織兩者而判定至體素之輻射的劑量率。靶向組織可包括患病組織且非靶向組織可包括健康組織。在體素僅含有非靶向組織之狀況下，判定至體素之輻射的劑量率可包括判定不將劑量遞送至該體素。在體素含有靶

向組織或靶向組織及非靶向組織兩者之狀況下，判定至體素之輻射的劑量率可包括判定將超高劑量率輻射遞送至該體素。

【0034】 該超高劑量率輻射可包括在少於五(5)秒之持續時間內超過每秒一(1)戈雷的輻射劑量。該超高劑量率輻射可包括在少於500 ms之持續時間內超過每秒一(1)戈雷的輻射劑量。該超高劑量率輻射可包括在少於500 ms之持續時間內介於每秒40戈雷與每秒120戈雷之間的輻射劑量。

【0035】 該劑量方案可指定輻射待遞送至體素之劑量及劑量率。該等劑量可包括基於來自第二資訊之加權因子而判定的等效劑量。該加權因子可使劑量增加達一段持續時間。

【0036】 對劑量之遞送進行定序係基於以下各者中之一或多者、以下各者中之兩者或多於兩者、以下各者中之三者或多於三者、以下各者中之四者或多於四者、以下各者中之五者或多於五者或以下所有者：由粒子加速器產生之粒子束的脈衝之結構、粒子束之每脈衝最大劑量、掃描磁體移動粒子束之掃掠時間、改變粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變粒子束之能量所花費的時間、用於調節劑量之策略、移動用於使粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【0037】 對於該等體素當中之體素，對劑量之遞送進行定序可包括對至少部分地穿過體素之管柱中的劑量之集合的遞送進行定序。該集合中之每一劑量可以超高劑量率遞送。對於該等管柱當中之管柱，可在粒子束靜止時改變由粒子加速器產生之粒子束的能量。遞送之序列可使得在治療管柱之後，再也不會導引粒子束以治療該管柱。

【0038】 一種實例方法包括：將第一資訊儲存於電腦記憶體中，該

第一資訊界定粒子療法系統及待由粒子療法系統治療之患者的特徵；及由一或多個處理裝置判定用於將輻射遞送至患者之體素的劑量方案。該劑量方案可基於第一資訊而判定。該方法可單獨地或以組合包括以下特徵中之一或多者。

【0039】 該劑量方案可指定輻射待遞送至體素之劑量及劑量率。該方法可包括產生用於對劑量以在劑量方案中所指定之速率之遞送進行定序的指令。

【0040】 一種實例系統包括：粒子加速器，其用以產生供遞送至患者之輻射；掃描系統，其用以控制輻射至患者之遞送；治療計劃系統，其用以產生治療計劃，該治療計劃指定如何將輻射遞送至患者之體素；及控制系統，其用以根據治療計劃控制粒子加速器及掃描系統從而將輻射遞送至患者之體素。

【0041】 該治療計劃系統可經程式化以藉由執行以下操作來產生治療計劃：將第一資訊儲存於電腦記憶體中，該第一資訊界定粒子療法系統及待由粒子療法系統治療之患者的特徵；將第二資訊儲存於電腦記憶體中，該第二資訊界定輻射對組織之相對生物有效性的特徵；及由一或多個處理裝置判定用於將輻射遞送至患者之體素的劑量方案，其中該劑量方案係基於第一資訊及第二資訊而判定。

【0042】 該治療計劃系統可經程式化以藉由執行以下操作來產生治療計劃：將第一資訊儲存於電腦記憶體中，該第一資訊界定粒子療法系統及待由粒子療法系統治療之患者的特徵；及由一或多個處理裝置判定用於將輻射遞送至患者之體素的劑量方案，其中該劑量方案係基於第一資訊而判定。

【0043】 該治療計劃系統可包括界定粒子療法系統及待由粒子療法系統治療之患者之特徵的預測模型。該預測模型至少部分地藉由界定粒子療法系統可遞送輻射之時序的特徵來界定粒子療法系統之特徵。該治療計劃系統亦包括：相對生物有效性(RBE)模型，其基於輻射之遞送時序而界定輻射對組織之相對生物有效性的特徵；及劑量計算引擎，其用以判定用於將輻射遞送至患者之體素的劑量方案。該劑量計算引擎經組態以基於預測模型及RBE模型而判定劑量方案。

【0044】 該治療計劃亦可包括定序器，該定序器用以產生用於對劑量遞送進行定序以便最佳化由劑量計算引擎判定之有效劑量的指令。

【0045】 該治療計劃系統可包括：預測模型，其界定粒子療法系統及待由粒子療法系統治療之患者的特徵；及劑量計算引擎，其用以判定用於將輻射遞送至患者之體素的劑量方案。該劑量計算引擎可經組態以基於預測模型而判定劑量方案。

【0046】 該治療計劃亦可包括定序器，該定序器用以產生用於對劑量遞送進行定序以便最佳化由劑量計算引擎判定之有效劑量的指令。

【0047】 該治療計劃系統可包括第一運算系統，該控制系統可包括第二運算系統，且第一運算系統可不同於第二運算系統。該治療計劃系統及該控制系統可實施於同一運算系統上。該實例系統可包括本文中所描述之特徵中的任一者，包括但不限於在上文發明內容章節中所闡述之彼等特徵。

【0048】 本發明中所描述之特徵(包括描述於此發明內容章節中之彼等特徵)中之兩者或多於兩者可組合以形成本文中未特定描述之實施方案。

【0049】 本文中所描述之各種系統或其部分的控制可經由電腦程式產品實施，該電腦程式產品包括儲存於一或多個非暫時性機器可讀儲存媒體上且可在一或多個處理裝置(例如，微處理器、特殊應用積體電路、諸如場可程式化閘陣列之經程式化邏輯或其類似者)上執行的指令。本文中所描述之系統或其部分可實施為設備、方法或電子系統，該設備、方法或電子系統可包括一或多個處理裝置及電腦記憶體以儲存可執行指令從而實施對所陳述功能之控制。

【0050】 一或多個實施方案之細節闡述於以下隨附圖式及描述中。其他特徵、目標及優點將自描述及圖式以及申請專利範圍而顯而易見。

【圖式簡單說明】

【0051】 圖1為藉由跨越整個層依序地掃描粒子束而治療之實例輻照靶標的透視圖。

【0052】 圖2為藉由跨越實例輻照靶標逐管柱掃描粒子束而治療之靶標的透視圖。

【0053】 圖3為可用於本文中所描述之粒子療法系統中的實例粒子加速器之部分的剖視圖。

【0054】 圖4為可用於本文中所描述之粒子療法系統中的實例掃描系統之組件的側視圖。

【0055】 圖5為可用於本文中所描述之粒子療法系統中的實例掃描系統之組件的透視圖。

【0056】 圖6為供用於圖4及圖5中所展示之類型之掃描系統中的實例磁體之正視圖。

【0057】 圖7為供用於圖4及圖5中所展示之類型之掃描系統中的實

例磁體之透視圖。

【0058】 圖8為供用於圖4及圖5中所展示之類型之掃描系統中的實例降能器(射程調變器)之透視圖。

【0059】 圖9為用於將降能器之板移入及移出粒子束之路徑的程序之透視圖。

【0060】 圖10為實例線性馬達以及由此控制之降能器之實例板的方塊圖。

【0061】 圖11為展示用於藉由跨越輻照靶標逐管柱掃描粒子束而治療靶標之實例程序的流程圖。

【0062】 圖12、圖13、圖14及圖15為說明藉由將能量吸收板依序地移入靜止粒子束之路徑來治療輻照靶標之管柱的透視方塊圖。

【0063】 圖16、圖17、圖18及圖19為說明藉由將能量吸收板依序地移出靜止粒子束之路徑來治療輻照靶標之管柱的透視方塊圖。

【0064】 圖20為可供本文中所描述之實例可組態直準儀使用的實例可組態直準儀葉片之透視圖。

【0065】 圖21為相對於輻照靶標之治療區域定位的可組態直準儀葉片之俯視圖。

【0066】 圖22為實例可組態直準儀之透視圖。

【0067】 圖23為實例可組態直準儀之正視圖。

【0068】 圖24為實例可組態直準儀之透視圖，該直準儀具有以透視方式描繪之組件以展示其內部。

【0069】 圖25為在粒子療法治療期間相對於患者定位之實例可組態直準儀的透視圖。

【0070】 圖26及圖27分別為實例粒子療法系統之正視圖及透視圖。

【0071】 圖28為實例粒子療法系統之透視圖。

【0072】 圖29為展示針對用於降能器中以改變粒子束之能量的不同材料之不同粒子束能量的粒子束斑點大小之改變的曲線圖。

【0073】 圖30為展示實例治療計劃系統之組件的方塊圖。

【0074】 圖31為患者中之體素的橫截面圖。

【0075】 圖32為展示實例展寬布拉格峰(spread-out Bragg peak ; SOBP)及作為實例輻照靶標之部分之管柱的圖。

【0076】 圖33至圖42為說明用於藉由微體積治療輻照靶標之管柱的實例程序之透視方塊圖。

【0077】 圖43A及圖43B為展示蒙地卡羅(Monte Carlo)模擬之結果的繪圖，蒙地卡羅模擬計算遞送至治療體積之輻射劑量及彼劑量計算中之每一體素達到最終劑量所花費的時間。

【0078】 各個圖式中之類似參考符號指示類似元件。

【實施方式】

對相關申請案之交叉參考

【0079】 本申請案主張在2019年3月8日申請且名為「Delivery Of Radiation By Column」之美國臨時專利申請案第62/815,721號的優先權及權利。本申請案主張在2019年5月28日申請且名為「Energy Degradation Including Boron Carbide」之美國臨時專利申請案第62/853,387號的優先權及權利。本申請案主張在2019年8月21日申請且名為「Generating A Treatment Plan」之美國臨時專利申請案第62/889,825號的優先權及權利。本申請案主張在2019年8月21日申請且名為「Collimator For A

Particle Therapy System」之美國臨時專利申請案第62/889,861號的優先權及權利。美國臨時專利申請案第62/815,721號、第62/853,387號、第62/889,825號及第62/889,861號之內容以引用之方式併入本文中。

【0080】本文中描述用於粒子療法系統之治療計劃系統的實例實施方案。實例治療計劃指定用於使用輻射治療患者之劑量方案。該劑量方案可包括待遞送之劑量、待遞送劑量之速率(被稱作「劑量率」)或劑量及劑量率兩者。劑量方案中之劑量可簡單地包括在治療期間沈積之輻射量。劑量方案中之劑量可包括生物等效劑量，亦被稱作「等效劑量」。生物等效劑量可包括在考慮患者中之組織對所沈積輻射之生物效應的情況下治療患者中之患病組織所需的輻射輸出量。在一些實施方案中，該治療計劃系統可用以產生指令，從而將輻射劑量率施加至患者內被稱作體素之三維治療體積。治療計劃系統之全部或部分可藉由在一或多個處理裝置上執行一或多個電腦程式來實施，該一或多個電腦程式儲存於一或多個非暫時性機器可讀儲存媒體上且自該一或多個非暫時性機器可讀儲存媒體擷取。

【0081】本文中所描述之實例治療計劃系統及其變化可用以產生指令，從而將輻射之超高劑量率(所謂的「FLASH」輻射劑量率)施加至輻照靶標。就此而言，輻射療法中之實驗結果已展示在以超高(FLASH)劑量率遞送治療劑量時經受輻射之健康組織的狀況得到改善。在實例中，當在少於500毫秒(ms)之脈衝內以10至20戈雷(Gy)遞送輻射劑量從而達到每秒20至100戈雷(Gy/S)之有效劑量率時，相比在較長時間標度內用相同劑量輻照時，健康組織經受較少損害，同時治療腫瘤之效果類似。可解釋此「FLASH效應」之理論係基於輻射對組織之損害與組織中之氧氣供應成比例的事實。在健康組織中，相較於在較長時間標度內多次使氧氣自由基

化之劑量應用，超高劑量率僅一次使氧氣自由基化。此可導致在使用超高劑量率之情況下對健康組織之損害較少。

【0082】 在實例中，治療計劃系統包括：預測性加速器相依時序模型，其被稱作「預測模型」；時間相依相對生物有效性(RBE)模型；劑量計算引擎，其併有可藉由以例如超高劑量(FLASH)率遞送輻射而出現的時間相依RBE效應；及定序器或最佳化器，其對粒子束遞送進行定序以產生最佳的超高劑量率(或其他)劑量方案。在此實例中，治療計劃系統係至少部分地使用軟體實施，且經組態，例如經編寫或經程式化，以針對所提議之射束遞送判定將任何劑量遞送至輻照靶標中之任何給定體積的時間。

【0083】 預測模型界定將輻射遞送至患者之粒子療法系統之組件的特徵或模型化該等組件。舉例而言，預測模型可界定粒子療法系統之組件的特徵，包括系統在提供超高輻射劑量所需之時間內遞送輻射之一系列斑點或管柱的能力。該預測模型亦可界定患者及諸如患者中之腫瘤之治療靶標的特徵或模型化該患者及該治療靶標。可使用以下各者實施預測模型：一或多個電腦程式設計物件；資料結構，諸如一或多個查找表(LUT)、陣列、清單或二元樹；或任何適當的軟體模型。

【0084】 RBE模型以時間相依方式界定輻射對組織之相對生物有效性的特徵。換言之，RBE模型基於將輻射遞送至組織之時序而界定輻射對彼組織之相對生物有效性的特徵。舉例而言，當以超高(FLASH)劑量率施加輻射時，相比在較長時間標度內用相同劑量輻照健康組織時，彼同一組織可經受較少損害，同時治療腫瘤之效果類似。換言之，對於腫瘤或其他患病組織，相較於劑量率，治療之關鍵因素為總輻射劑量，而對於健康組織，劑量率為減少不希望有損害之處的損害之因素。RBE模型可包括關於

不同類型之健康及患病組織以及不同輻射劑量率對彼等不同類型之組織之效應的資訊。**RBE**模型可包括關於不同類型之健康及患病組織如何影響輻射之遞送及吸收的資訊。**RBE**模型亦可包括不同類型之輻射在不同劑量率下對不同類型之組織的效應。可使用以下各者實施**RBE**模型：一或多個電腦程式設計物件；資料結構，諸如一或多個查找表(LUT)、陣列、清單或二元樹；或任何適當的軟體模型。

【0085】 劑量計算引擎判定用於患者之劑量方案。舉例而言，劑量計算引擎可判定待遞送至患者中之體素的輻射劑量及遞送彼等劑量之速率。劑量計算引擎在執行其計算時使用來自預測模型及**RBE**模型之資訊。就此而言，劑量計算引擎經組態，例如經編寫或經程式化，以至少部分地基於至患者中之組織之輻射的時間相依**RBE**而判定劑量及劑量率。因此，劑量計算引擎可識別患者中之彼組織健康抑或患病，使用**RBE**模型及預測模型以基於系統約束而計算期間待將一或多個輻射劑量遞送至彼組織之持續時間且基於治療之所要類型而按比例調整至靶標組織之劑量。舉例而言，劑量計算引擎可經組態以識別患者內之諸如惡性贅瘤的靶標以及識別患者中之健康組織。劑量計算引擎可接著基於**RBE**模型而判定輻射對彼組織之**RBE**。給定遞送劑量之系統之約束及任何相關患者資訊，劑量計算引擎可接著基於預測模型判定待遞送至靶標之輻射劑量及遞送劑量之速率。在可能情況下，劑量計算引擎避免將輻射遞送至健康組織，同時維持至構成靶標之體素的適當劑量，諸如超高劑量率。就輻射影響健康組織之程度而言，相比使用較低劑量率之傳統應用中的狀況，以超高(FLASH)劑量率遞送彼輻射可使得彼影響對健康組織之損害較少。

【0086】 使用全部以一種方式或另一方式考慮時序之預測模型、

RBE模型及劑量計算引擎的組合，治療計劃系統可產生具有適當劑量方案之時間相依治療計劃且使用者可評估其品質。可使用正向計劃方法手動地建立或修改射束遞送序列，以產生利用FLASH效應之定序治療計劃。舉例而言，使用者可手動地將輻射遞送配置成具有恆定射束轉向之管柱或選擇減少不同輻射管柱之間的重疊程度之光束角度或直準。

【0087】 定序器或最佳化器可經組態，例如經編寫或經程式化，以產生用於對速率以由劑量計算引擎判定之速率之遞送進行定序的指令，諸如電腦可執行指令。治療計劃系統可使用定序器或最佳化器以藉由使用反向計劃方法對治療進行定序來自動地執行序列最佳化。在實例中，定序器使用射束或斑點遞送之序列作為額外自由度，且使用最佳化技術以判定最佳地達成由使用者指定之輸入準則同時考慮時間相依效應的序列。

【0088】 如所陳述，定序器可使用反向計劃以判定待遞送輻射之劑量的序列。在一些實施方案中，反向計劃包括獲得輻射之靶標劑量分佈，且接著執行諸如最佳化程序之程序以判定如何遞送彼輻射以在達成超高(FLASH)劑量率所需之時間約束下達成治療計劃之目標，例如摧毀惡性組織。在實例中，給定預測模型中之特性以及靶標劑量，定序器可判定待將輻射以管柱施加至患者之體素。定序器可判定彼等管柱之半徑及長度以及待遞送輻射之每一管柱的次序，其中彼等管柱應位於靶標中。在不使用超高劑量率之實例中，定序器可判定待將輻射以斑點施加至靶標之層。定序器可判定斑點之大小、形狀及部位、層之厚度、層之數目、每一斑點中之質子的數目、待施加每一斑點之次序，及待治療層之次序。

【0089】 在一些實施方案中，該定序器經組態以基於以下各者中之一或多者、基於以下各者中之兩者或多於兩者、基於以下各者中之三者或

多於三者、基於以下各者中之四者或多於四者、基於以下各者中之五者或多於五者或基於以下所有者而對劑量遞送進行定序：由粒子加速器產生之粒子束的脈衝之結構、粒子束之每脈衝最大劑量、掃描磁體移動粒子束之掃掠時間、改變粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變粒子束之能量所花費的時間、用於調節劑量之策略、移動用於使粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【0090】 治療計劃系統可與粒子療法系統一起使用以使用諸如質子束或離子束之粒子束治療輻照靶標(或簡單地，「靶標」)，諸如腫瘤。就此而言，一些此類系統逐層治療靶標橫截面。舉例而言，可控制粒子束之能量以將輻射劑量(或簡單地，「劑量」)遞送至層且接著可跨越彼層之全部或部分而移動粒子束。此後，可改變粒子束之能量以將劑量遞送至另一層。可跨越彼另一層之全部或部分而移動粒子束，等等，直至已治療整個靶標。舉例而言，圖1展示使用粒子束12藉由沿著箭頭方向15跨越整個層10而移動粒子束來治療靶標11之層10，該粒子束具有足以將劑量遞送至該層之能量。接著，使用具有足以將劑量遞送至靶標11之不同層16之不同能量的粒子束以相同方式治療層16，等等。每一層之治療通常以相對平均的劑量率進行，諸如每秒0.1戈雷。該粒子束常常會在到達靶標之前穿透健康組織。在治療過程中，此健康組織內之任何一個部位可被訪問若干次。此部位處之劑量係在大約數分鐘之時間標度內接收的。

【0091】 相比而言，粒子療法系統可使用超高劑量率輻射(FLASH 輻射劑量)來治療靶標之三維管柱。此等系統使用筆形射束掃描來按比例調整至靶標之超高劑量率遞送。在一些實例中，筆形射束掃描包括遞送一

系列小的粒子輻射束，其可各自具有唯一的方向、能量及電荷。藉由組合來自此等個別射束之劑量，可用輻射治療三維靶標治療體積。此外，替代以恆定能量將治療組織至層中，該等系統將治療組織至由靜止射束之方向界定的管柱中。射束方向可為朝向靶標之表面。

【0092】 在一些實施方案中，在沿著穿過輻照靶標之另一路徑導引粒子束之前，治療管柱之全部或部分。在一些實施方案中，穿過靶標之路徑為全部或部分穿過靶標。在實例中，粒子束可沿著穿過靶標之路徑來導引且不偏離彼路徑。在沿著彼路徑導引時，粒子束之能量改變。該粒子束在其能量改變時不移動且結果，該粒子束治療沿著粒子束之長度且沿著射束斑點之寬度延伸的靶標之內部部分之全部或部分。因此，該治療沿著射束之縱向方向為逐深度進行的。舉例而言，經治療之靶標之一部分可自射束在靶標之表面處的斑點向下延伸穿過靶標之內部之全部或部分。結果為粒子束使用輻射之超高劑量率治療靶標之三維柱狀部分。在一些實例中，輻射之超高劑量率包括例如以下輻射劑量：超過每秒1戈雷達少於500毫秒(ms)之持續時間、超過每秒1戈雷達介於10 ms與5秒(s)之間的持續時間或超過每秒1戈雷達少於5 s之持續時間。本文中提供其他實例。

【0093】 在一些實施方案中，在已如前文段落中所描述而治療靶標之管柱之後，沿著穿過靶標之新的不同路徑導引粒子束。舉例而言，如圖2中所展示，藉由使沿著箭頭方向28行進的粒子束22之能量變化來治療靶標21之管柱20。接著沿著穿過靶標21之新路徑24導引粒子束，在該路徑中，粒子束沿著箭頭方向29行進。接著藉由在粒子束靜止時使粒子束之能量變化來沿著彼新路徑治療管柱25。如所提到，管柱沿著射束之縱向範圍定位。在一些實施方案中，當治療靶標之管柱時，沿著穿過靶標之每一路

徑僅導引粒子束一次。

【0094】 作為前述協定之結果，靶標21上方或下方之健康組織曝露於輻射之超高劑量率一次，而不會如在逐層治療靶標時所發生般曝露於多次低輻射劑量，如圖1中。因此，在一些實施方案中，沿著新路徑導引粒子束，且再也不會訪問沿著彼路徑之上游組織。以此方式，可以與藉由層切換時間調變之個別筆形射束之速率相當的速率來治療靶標內之每一部位。整個治療內之平均劑量率可與逐層輻射遞送相當，但任一個斑點之局部劑量率皆處於超高劑量率。

【0095】 在一些狀況下，當以超高劑量率遞送輻射時，可減少對健康組織之損害。舉例而言，當以少於500 ms之脈衝遞送10至20戈雷之輻射劑量，從而達到每秒20至100戈雷之有效劑量率時，相比在較長時間標度內以相同劑量輻照時，健康組織可受到較少損害，而所遞送之輻射可以相同的有效程度治療腫瘤。

【0096】 在一些實施方案中，為了達成超高劑量率，可以超過用於逐層掃描之能量改變的速率來改變粒子束之能量。舉例而言，可藉由在50 ms之持續時間內切換射束能量來達成施加至靶標之管柱的超高劑量率。舉例而言，施加至靶標之管柱的超高劑量率可藉由在10 ms或少於10 ms之持續時間內切換射束能量來達成。此可例如藉由控制粒子束之運動以及能量吸收板或其他結構進入及離開粒子束之路徑的運動來達成。作為實例，可能需要5次層切換之5公分(cm)深的管柱可能需要期間不遞送粒子束之250 ms的停工時間，從而允許250 ms之射束遞送，在此期間可遞送10至20戈雷之劑量。能量吸收板之較快運動及/或射束運動之額外協調可進一步減少層切換時間，從而允許甚至更多時間來遞送所需治療劑量，同時仍

滿足局部超高劑量率之要求。

【0097】 下文描述經組態以根據由治療計劃系統判定之治療計劃而以超高劑量率遞送輻射通過靶標之三維管柱的粒子療法系統之實例實施方案。在實例實施方案中，粒子療法系統為質子療法系統。如本文中所描述，實例質子療法系統跨越輻照靶標在三個維度上掃描質子束，以便摧毀惡性組織。圖3展示可用以在質子療法系統中提供粒子(例如，質子)束之實例超導同步回旋加速器的組件310之橫截面。在此實例中，組件310包括超導磁體311。超導磁體包括超導線圈312及313。超導線圈係由多個整合導體形成，該等整合導體中之每一者包括超導股線，例如，捲繞於本身可為超導或非超導之中心股線周圍的四條或六條股線。超導線圈312、313中之每一者用於傳導產生磁場(B)之電流。磁軛314、315或較小磁極片使空腔316中之彼磁場塑形，在空腔中粒子被加速。在實例中，低溫恆溫器(未圖示)使用液態氦(He)以傳導方式將每一線圈冷卻至超導溫度，例如約克氏(K) 4°。

【0098】 在一些實施方案中，粒子加速器包括粒子源317，諸如潘甯離子計(Penning Ion Gauge—PIG)源，以將離子化電漿柱提供至空腔316。使氫氣或氘氣與惰性氣體之組合離子化以產生電漿柱。電壓源將變化的射頻(RF)電壓提供至空腔316以使來自電漿柱之粒子在空腔內加速。如所提到，在實例中，粒子加速器為同步回旋加速器。因此，當使粒子在加速空腔內加速時，RF電壓掃過一定範圍的頻率以考量對粒子之相對論效應，諸如增加粒子質量。RF電壓驅動含於空腔內之D形(dee)板，且具有在加速循環期間向下掃掠之頻率，以考量質子之相對論質量增加及磁場減小。虛設的D形板充當D形板之接地參考。藉由使電流流經超導線圈連

同掃掠RF電壓而產生之磁場使來自電漿柱之粒子在空腔內沿軌道加速且隨著匝數增加而增加能量。

【0099】 空腔中之磁場經塑形以使粒子在空腔內沿軌道移動。實例同步回旋加速器使用旋轉角度均勻且強度隨著半徑增加而下降之磁場。在一些實施方案中，由超導(主)線圈產生之最大磁場在空腔之中心處可處於4特斯拉(T)至20 T之範圍內，其隨著半徑增加而下降。舉例而言，超導線圈可用於產生處於以下量值中之一或多者或超過以下量值中之一或多者的磁場：4.0 T、4.1 T、4.2 T、4.3 T、4.4 T、4.5 T、4.6 T、4.7 T、4.8 T、4.9 T、5.0 T、5.1 T、5.2 T、5.3 T、5.4 T、5.5 T、5.6 T、5.7 T、5.8 T、5.9 T、6.0 T、6.1 T、6.2 T、6.3 T、6.4 T、6.5 T、6.6 T、6.7 T、6.8 T、6.9 T、7.0 T、7.1 T、7.2 T、7.3 T、7.4 T、7.5 T、7.6 T、7.7 T、7.8 T、7.9 T、8.0 T、8.1 T、8.2 T、8.3 T、8.4 T、8.5 T、8.6 T、8.7 T、8.8 T、8.9 T、9.0 T、9.1 T、9.2 T、9.3 T、9.4 T、9.5 T、9.6 T、9.7 T、9.8 T、9.9 T、10.0 T、10.1 T、10.2 T、10.3 T、10.4 T、10.5 T、10.6 T、10.7 T、10.8 T、10.9 T、11.0 T、11.1 T、11.2 T、11.3 T、11.4 T、11.5 T、11.6 T、11.7 T、11.8 T、11.9 T、12.0 T、12.1 T、12.2 T、12.3 T、12.4 T、12.5 T、12.6 T、12.7 T、12.8 T、12.9 T、13.0 T、13.1 T、13.2 T、13.3 T、13.4 T、13.5 T、13.6 T、13.7 T、13.8 T、13.9 T、14.0 T、14.1 T、14.2 T、14.3 T、14.4 T、14.5 T、14.6 T、14.7 T、14.8 T、14.9 T、15.0 T、15.1 T、15.2 T、15.3 T、15.4 T、15.5 T、15.6 T、15.7 T、15.8 T、15.9 T、16.0 T、16.1 T、16.2 T、16.3 T、16.4 T、16.5 T、16.6 T、16.7 T、16.8 T、16.9 T、17.0 T、17.1 T、17.2 T、17.3 T、17.4 T、17.5 T、17.6 T、17.7 T、17.8 T、17.9 T、18.0 T、18.1 T、

18.2 T、18.3 T、18.4 T、18.5 T、18.6 T、18.7 T、18.8 T、18.9 T、19.0 T、19.1 T、19.2 T、19.3 T、19.4 T、19.5 T、19.6 T、19.7 T、19.8 T、19.9 T、20.0 T、20.1 T、20.2 T、20.3 T、20.4 T、20.5 T、20.6 T、20.7 T、20.8 T、20.9 T或大於20.9 T。此外，超導線圈可用於產生在4 T至20 T之範圍外或在4 T至20 T之範圍內但在本文中未特定列出的磁場。

【0100】 在諸如圖3中所展示之實施方案的一些實施方案中，相對較大的鐵磁性磁軛314、315充當用於由超導線圈產生之雜散磁場的返回。在一些系統中，磁屏蔽件(未圖示)環繞磁軛。返回磁軛及屏蔽件一起用以減小雜散磁場，藉此降低雜散磁場將不利地影響粒子加速器之操作的可能性。

【0101】 在一些實施方案中，返回磁軛及屏蔽件可由主動返回系統替換或擴充。實例主動返回系統包括在與通過主超導線圈之電流相反之方向上傳導電流的一或多個主動返回線圈。在一些實例實施方案中，對於每一超導主線圈，存在一個主動返回線圈，例如，兩個主動返回線圈—每一主超導線圈一個主動返回線圈。每一主動返回線圈亦可為同心地環繞對應主超導線圈之外部的超導線圈。

【0102】 藉由使用主動返回系統，相對較大的鐵磁性磁軛314、315可替換為較小且較輕的磁極片。因此，可進一步減小同步回旋加速器之大小及重量而不犧牲效能。可使用之主動返回系統的實例描述於名為「Active Return System」之美國專利第8,791,656號中，該專利之內容以引用之方式併入本文中。

【0103】 在粒子加速器之提取通道的輸出端處或附近，可存在包括掃描系統之一或多個射束塑形元件。掃描系統之組件可安裝於噴嘴上或以

其他方式附接至噴嘴，該噴嘴在治療期間相對接近於患者定位。

【0104】 參看圖4，在實例實施方案中，可用以使粒子束在輻照靶標上且穿過輻照靶標三維地移動之實例掃描組件422處於同步回旋加速器421 (其可具有圖3之組態)之提取通道420的輸出端處。圖5亦展示圖4之組件的實例。此等組件包括但不限於一或多個掃描磁體424、離子腔室425、降能器426及可組態直準儀428。一些實施方案可能不包括可組態直準儀。在諸如此等實施方案之實例實施方案中，粒子束穿過降能器且傳遞至患者而無諸如直準之後續調節。可在提取通道之順東方向上的其他組件在圖4或圖5中未展示，且可包括例如用於改變射束斑點大小之一或多個散射裝置。實例散射裝置包括在粒子束穿過散射裝置時使粒子束分散之板或射程調變器。

【0105】 在實例操作中，掃描磁體424可在兩個維度(例如，笛卡爾XY維度)上控制以在彼等兩個維度上定位粒子束且使粒子束跨越輻照靶標之至少一部分移動。離子腔室425偵測射束之劑量且將彼資訊回饋至控制系統以調整射束移動。降能器426可控制以將結構移入及移出粒子束之路徑，從而改變粒子束之能量且因此改變粒子束之劑量將沈積於輻照靶標中之深度。此類結構之實例包括但不限於能量吸收板；多面體，諸如楔形體、四面體或環形多面體；及彎曲三維形狀，諸如圓柱體、球體或錐體。以此方式，降能器可使粒子束將輻射劑量沈積於輻照靶標之內部以治療靶標之管柱。就此而言，當質子移動通過組織時，質子使組織之原子離子化且沿著其路徑沈積劑量。布拉格峰為繪製使輻射在行進通過組織期間離子化之能量損失的布拉格曲線上之顯著尖峰。布拉格峰表示大部分質子沈積於組織內之深度。對於質子，布拉格峰恰好出現在粒子開始靜止之前。因

此，可改變粒子束之能量以改變其布拉格峰之部位，且因此其中大部分質子劑量將沈積於組織中之深處。

【0106】 圖6及圖7展示實例掃描磁體424之視圖。在此實例中，掃描磁體424包括：兩個線圈441，其控制粒子束在X維度上之移動；兩個線圈442，其控制粒子束在Y維度上之移動。在一些實施方案中，藉由使通過線圈之一個或兩個集合的電流變化以藉此使由此產生之磁場變化來達成控制。藉由使磁場適當地變化，粒子束可跨越輻照靶標在X及/或Y維度上移動。先前所描述之降能器可使射束在Z維度上移動通過靶標，藉此實現三維掃描。

【0107】 返回參看圖4，電流感測器427可連接至掃描磁體424或以其他方式與掃描磁體相關聯。舉例而言，電流感測器可與掃描磁體通信，但不連接至掃描磁體。在一些實施方案中，電流感測器對施加至磁體424之電流進行取樣，該電流可包括至線圈之用於控制射束在X維度上掃描的電流及/或至線圈之用於控制射束在Y維度上掃描的電流。電流感測器可在對應於脈衝在粒子束中出現之時間或以超過脈衝在粒子束中出現之速率的速率對通過磁體之電流進行取樣。識別磁體電流之樣本與下文所描述之離子腔室對脈衝之偵測相關。舉例而言，使用離子腔室偵測脈衝之時間可在時間上與來自電流感測器之樣本相關，藉此在脈衝之時間識別磁體線圈中之電流。因此，藉由使用磁體電流，判定輻照靶標內之部位可為有可能的，每一脈衝及因此輻射劑量(亦即，粒子劑量)遞送於該部位處。亦可基於降能器之組態，例如基於射束路徑中之板的數目而判定靶標內遞送有劑量之部位。

【0108】 在操作期間，對於遞送有劑量之每一部位，可儲存磁體電

流之量值連同劑量之量(例如，強度)。可在加速器上或遠離加速器且可包括記憶體及一或多個處理裝置之控制系統可使磁體電流與輻照靶標內之座標相關，且彼等座標可連同劑量之量一起儲存。舉例而言，該部位可藉由深度方向層編號及笛卡爾XY座標或藉由笛卡爾XYZ座標識別，其中深度方向層對應於Z座標。在一些實施方案中，磁體電流之量值及座標部位兩者可連同每一部位處之劑量一起儲存。此資訊可儲存於中加速器上或遠離加速器之記憶體中。此資訊可用以追蹤靶標之治療且維持彼治療之記錄。

【0109】 離子腔室425藉由偵測由入射輻射引起之在氣體內產生的離子對之數目來偵測由粒子束施加至輻照靶標內之位置的劑量，諸如一或多個個別劑量。離子對之數目對應於由粒子束提供之劑量。將彼資訊回饋至控制系統且連同提供該劑量之時間一起儲存於記憶體中。此資訊可與提供有劑量之部位及/或在彼時間之磁體電流的量值相關且結合該部位及/或該量值進行儲存，如上文所描述。

【0110】 如先前所提到，一些實施方案不包括可組態直準儀。在包括可組態直準儀之實例實施方案中，可組態直準儀428可位於掃描磁體之順束方向上及降能器之順束方向上，如圖4及圖5中所展示。在粒子束逐路徑移動通過靶標期間，可組態直準儀可在逐斑點基礎上修整粒子束。在粒子束靜止於靶標上時且當靜止粒子束之能量改變以影響靶標之內部的不同部分時，可組態直準儀亦可修整粒子束。舉例而言，粒子束可在進入靶標之內部時沿著其直徑展佈。彼展佈可針對內部之不同深度而改變。直準儀可經組態以修整粒子束以考慮彼展佈。舉例而言，直準儀可經組態及重新組態以使得對於所治療之整個管柱，斑點之直徑或大小保持相同。

【0111】 在一些實施方案中，可組態直準儀可包括面向彼此且可移

入或移出托架以產生孔隙形狀之葉片的集合。粒子束之超過孔隙形狀的部分被阻擋且不傳遞至患者。射束之傳遞至患者的部分至少部分地直準，藉此為射束提供相對精確的邊緣。在一些實施方案中，安置於例如可組態直準儀中之托架上的葉片之集合中的每一葉片可使用單個線性馬達控制以界定邊緣，該邊緣可移入粒子束之路徑，使得在邊緣之第一側上的粒子束之第一部分被多個葉片阻擋且使得在邊緣之第二側上的粒子束之第二部分不被多個葉片阻擋。可在掃描期間個別地控制每一集合中之葉片以修整小至單個斑點之區域，且亦可用以修整較大的多斑點區域。修整單個斑點之能力在治療靶標之管柱時可為顯著的，此係因為對於不同粒子束能量，可能需要執行不同量之修整。

【0112】 圖8展示實例射程調變器460，其為降能器426之實例實施方案。在一些實施方案中，射程調變器460可在可組態直準儀與患者之間位於掃描磁體之順束方向上。在諸如圖8中所展示之實施方案的一些實施方案中，射程調變器包括一系列板461。該等板可由以下實例材料中之一或多者製成：諸如LEXAN™之聚碳酸酯、碳、鈹、碳化硼、由碳化硼及石墨構成之複合材料或具有低原子數之材料。然而，替代此等實例材料或除此等實例材料以外，亦可使用其他材料。在包括諸如楔形體、四面體或環形多面體之多面體或諸如圓柱體、球體或錐體之彎曲三維結構的降能器之其他實施方案中，此等結構可由以下實例材料中之一或多者製成：諸如LEXAN™之聚碳酸酯、碳、鈹、碳化硼、由碳化硼及石墨構成之複合材料或具有低原子數之材料。

【0113】 在一些實施方案中，含有碳化硼之射程調變器的結構可僅包括碳化硼；亦即，該等結構可為純碳化硼。在一些實施方案中，含有碳

化硼之結構可包括碳化硼與諸如石墨、聚碳酸酯、碳或鈹之另一材料的組合。在一些實施方案中，降能器中之每個結構(例如，板、多面體或彎曲三維結構)皆可含有全部或部分碳化硼。在一些實施方案中，降能器中之不同結構(例如，板、多面體或彎曲三維結構)可包括不同材料。舉例而言，降能器中之一或多個板可由純碳化硼製成，且同一降能器之一或多個其他板可由聚碳酸酯、碳及/或鈹製成或包括其中之一或多者。亦可使用其他材料。舉例而言，降能器中之一或多個板或其部分可由複合材料製成，該複合材料由碳化硼及石墨構成。

【0114】 該等板中之一或多者可移入或移出射束路徑以藉此改變粒子束之能量，且因此改變粒子束之大部分劑量沈積於輻照靶標內的深度。板在實體上移入及移出粒子束之路徑。舉例而言，如圖9中所展示，板470沿著箭頭方向472在處於粒子束473之路徑中的位置與處於粒子束之路徑外的位置之間移動。該等板受電腦控制。一般而言，移入粒子束之路徑的板之數目對應於應發生輻照靶標之掃描的深度。因此，可藉由對一或多個板之適當控制將來自粒子束之劑量導引至靶標之內部中。

【0115】 在一些實施方案中，射程調變器460之個別板各自耦接至對應馬達464且由對應馬達驅動。一般而言，馬達包括將某一形式之能量轉換成運動的裝置。馬達可為旋轉或線性的，且可為電動、液壓或氣動的。舉例而言，每一馬達可為電動馬達，其驅動導螺桿以將板延伸至射束場中或將板縮回射束場外，包括引起板之運動以追蹤或跟蹤粒子束在射束場內之運動。舉例而言，每一馬達可為驅動對應線性致動器以控制對應結構之移動的旋轉馬達。在一些實施方案中，射程調變器460之個別板各自耦接至對應致動器且由對應致動器驅動。在一些實例中，致動器包括機械

或機電裝置，該等裝置提供受控移動且可以電動方式(藉由馬達)、以液壓方式、以氣動方式、以機械方式或以熱方式來操作。在一些實例中，致動器包括任何類型之馬達，該馬達藉由諸如電流、液壓流體壓力或氣動壓力之能量源操作且將彼能量轉換成運動。

【0116】 在一些實施方案中，含有碳化硼結構(或由其他材料構成之結構)的降能器可位於治療室中，在該治療室中粒子束被施加至患者。舉例而言，降能器可位於掃描磁體與患者之間。在實例中，降能器可位於系統之內部台架上的噴嘴中，該內部台架之實例係關於圖26、圖27及圖28進行描述。

【0117】 降能器可接近於患者定位以便限制粒子束在穿過一或多個板或其他結構之後散射或分散的量。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過四公尺處。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過三公尺處。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過兩公尺處。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過一公尺處。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過二分之一公尺處。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過四公尺處。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過三公尺處。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過兩公尺處。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過一公尺處。在一些實施方案中，該降能器可沿著粒子束之射束線位於距患者不超過二分之一公尺處。

【0118】 一般而言，相比可用以使粒子束之能量降級的一些其他材料，諸如鈹，使用碳化硼可能更便宜且更安全。一般而言，碳化硼具有相對較低的原子量及高密度，且其散射性質可有利地與可用以使粒子束之能量降級的一些其他材料相當，諸如碳(例如，石墨)及聚碳酸酯。減少射束散射會導致減小之射束斑點大小；亦即，射束之橫截面大小。減小之斑點大小提供筆形射束掃描系統之改善的保形性及較高的局部劑量率。換言之，減小斑點大小會減小劑量所沈積之區域。結果，沈積於單個斑點內之質子的濃度增加，藉此增加單個斑點之區域內的劑量率。當使用超高(或FLASH)劑量率執行掃描時，增加單個斑點之區域內的劑量率為合乎需要的，此係因為其促進在規定時段內沈積超高劑量之質子。本文中描述期間施加超高劑量之時段的實例。

【0119】 圖29為展示針對用於降能器中以改變粒子束之能量的不同材料之不同粒子束能量的粒子束斑點大小之改變的曲線圖。在此實例中，展示LEXAN™、碳(例如，石墨)、碳化硼及鈹。根據圖29之曲線圖，例如，碳化硼降能器結構在70百萬電子伏特(MeV)之能量下產生具有小於1.2公分(cm) σ (sigma)之斑點大小的粒子束。在此實例中，在降能器結構之輸出端處量測斑點大小。斑點可散射射束，使射束在空氣行進得更遠，此將導致斑點大小之增加。然而，將降能器置放成充分接近患者將限制散射。此外，在一些但並非所有狀況下，可組態直準儀可置放於降能器與患者之間以使粒子束直準。

【0120】 除前述優點以外，相對於使用例如聚碳酸酯之降能器，基於碳化硼之降能器的大小可減小。亦即，基於碳化硼之降能器可達成與基於聚碳酸酯之降能器大體上相同的效應，但基於碳化硼之降能器可具有比

基於聚碳酸酯之降能器小的外觀尺寸。此係因為碳化硼之密度大於聚碳酸酯之密度。在一些實例中，由純碳化硼板構成之降能器沿著射束線可為30公分(cm)至40 cm厚。該等板可具有相同或變化的厚度。板及降能器之厚度本身將取決於各種因素，諸如所需之能量改變的總量及待治療之層的數目，其可判定板中之每一者的數目及厚度。

【0121】 由碳化硼構成之降能器的大小減小會使得降能器在治療室中較不顯眼。舉例而言，由所有或一些碳化硼結構構成之降能器可收容於內部台架上之噴嘴內。包括降能器之噴嘴可完全縮回內部台架內，藉此使降能器離開技術員施以治療之路徑。在一些實施方案中，內部台架可與治療室之壁齊平，在此狀況下，將噴嘴及降能器完全縮回內部台架內會使得噴嘴及降能器完全縮回壁內。

【0122】 圖10展示射程調變器之實例實施方案，諸如基於碳化硼之射程調變器，其使用線性馬達來控制能量吸收板101、102及103之操作。圖10之射程調變器可另外具有圖8之射程調變器的組態。儘管在圖10之實例中僅展示三個板，但可包括任何適當數目個板，如由橢圓點106所說明。

【0123】 將板102作為實例，控制板102之操作的實例線性馬達包括可移動組件及由兩個部分(在此實例中，磁體110a及110b)構成之靜止組件。兩個磁體並排地配置，且其磁極對準。亦即，如所展示，磁體110a之正極(+)與磁體110b之正極(+)對準，且磁體110a之負極(-)與磁體110b之負極(-)對準。可移動組件包括處於磁體110a與110b之間的線圈承載板109。線圈承載板109在實體上連接至能量吸收板102，且控制能量吸收板102沿著箭頭方向111移動，例如，移入及移出粒子束之路徑。

【0124】如所解釋的，線圈承載板109包括傳遞電流以便產生磁場之一或多條導電跡線或其他導電結構。藉由控制通過線圈承載板之電流來控制磁場，以便控制線圈承載板及因此能量吸收板102之移動。亦即，通過線圈之電流產生磁場，該磁場與由磁體110a及110b產生之磁場相互作用。此相互作用使線圈承載板109及能量吸收板102沿著箭頭方向111移入或移出粒子束路徑。舉例而言，由線圈承載板109產生之較大磁場可使能量吸收板移入粒子束路徑，且由線圈承載板產生之較小或相反磁場可使能量吸收板遠離粒子束路徑縮回。

【0125】在一些實施方案中，線圈承載板上之導電跡線或其他導電結構可包括嵌入於鋁中之三個繞組。在一些實施方案中，能量吸收板可在實體上附接至線圈承載板且隨線圈承載板一起移動。在一些實施方案中，繞組數目及所使用材料可不同於本文中所描述之數目及材料。在一些實施方案中，線圈承載板可為能量吸收板之整體部分。舉例而言，能量吸收板本身可包括導電結構或跡線。

【0126】如圖10中所展示，在一些實施方案中，通過線圈承載板之電流可由自諸如運算系統114之控制系統接收到的信號控制。該運算系統可易受中子輻射影響且因此可位於遠端室116中。在一些實施方案中，遠端室116可被屏蔽以免受由粒子加速器產生之中子輻射影響。在一些實施方案中，遠端室可位於離治療室117足夠遠處，以免受來自粒子加速器之中子輻射影響。在一些實施方案中，運算系統可位於治療室中，但可被屏蔽以免受由粒子加速器發射之中子輻射影響。在一些實施方案中，所有運算功能性皆被屏蔽以免受中子輻射影響，且未屏蔽之電子裝置可仍在存在中子輻射之情況下操作。編碼器為此類電子裝置之實例。

【0127】 就此而言，編碼器(未圖示)可包括雷射感測器、光學感測器或二極體感測器中之一或多者。編碼器例如藉由偵測線圈承載板或連接至線圈承載板且隨線圈承載板一起移動之結構上的標記或其他標誌相對於編碼器位於何處來偵測線圈承載板之移動。將關於線圈承載板位於何處之此資訊回饋至運算系統且由運算系統用以在操作期間確認線圈承載板之位置。編碼器可位於任何適當的部位處。在一些實施方案中，編碼器位於包括線圈承載板之外殼上。在板移動時，隨線圈承載板一起移動之標記或其他標誌移過編碼器。編碼器接著將彼資訊轉送至運算系統114。運算系統114可使用彼資訊以控制射程調變器之操作，包括定位其能量吸收板。

【0128】 可由一或多個處理裝置構成之運算系統114可經程式化以基於治療計劃而控制用以遞送質子療法之質子療法系統，包括掃描系統之組件，以在諸如含有患病組織之患者中之體積的輻照靶標中逐管柱實施超高劑量率輻射治療。舉例而言，運算系統可為可基於治療計劃而控制的以輸出一或多個控制信號，從而控制線性馬達中之一或多者以在掃描期間延伸或縮回能量吸收板中之一或多者。舉例而言，運算系統可為可基於治療計劃而控制的以輸出一或多個控制信號，從而控制一或多個電動馬達以在掃描期間延伸或縮回能量吸收板中之一或多者。運算系統可包括一或多個處理裝置，諸如微處理器、微控制器、場可程式化閘陣列(FPGA)或特殊應用電路(ASIC)。

【0129】 圖30展示可實施於諸如運算系統114之控制系統上或可實施於與控制系統分開之不同運算系統上的實例治療計劃系統1200之組件。治療計劃系統包括用以實施治療計劃系統之不同功能的模組，其可包括例如由原始程式碼、經編譯程式碼或經解譯程式碼構成之資料及/或常

式。在輻射以超高劑量率之遞送取決於在特定時間內以特定劑量遞送彼輻射之能力的意義上，該等模組可為時間相依的。本文中提供劑量及時間之實例。

【0130】 實例模組包括預測模型1201。預測模型界定粒子療法系統之特徵或模型化粒子療法系統，該粒子療法系統包括但不限於產生用於遞送至患者之輻射的粒子加速器及用以導引輻射之掃描系統。預測模型亦界定待治療患者之特徵或模型化患者，包括待遞送有輻射之體積及不遞送輻射之體積。在一些實施方案中，可至少部分地使用儲存於電腦記憶體中之一或多個資料結構來實施預測模型。實例資料結構包括資料值、彼等值之間的關係及可應用於資料之功能或操作的集合。可用以實施預測模型之資料結構之實例可包括以下各者中之一或多者：查找表(LUT)、陣列、堆疊、佇列、連結清單、樹、圖表、字典樹或前綴樹，或散列表。預測模型亦可包括可執行程式碼以與其他模組互動且自資料結構擷取資料。亦可使用以物件導向式語言撰寫之一或多個電腦程式設計物件來實施預測模型。

【0131】 可用以下方式填入預測模型1201：手動、自動，或手動與自動之組合。舉例而言，為手動地填入預測模型，可執行用以實施預測模型之部分的程式碼，以產生在電子顯示裝置上顯示給治療計劃技術員之提示。治療計劃技術員可回應於提示而將資訊鍵入至預測模型中。該資訊可包括基於或指派給粒子療法系統之物理性質、患者、患者中之靶標及其他相關參數的值。該資訊可與粒子療法系統將輻射依序地遞送至患者的能力有關；例如，在遞送FLASH劑量或輻射所需之時間內以斑點或管柱序列遞送。舉例而言，該資訊可與以下各者有關但不限於以下各者：由粒子加速器產生之粒子束的脈衝之結構，例如每一脈衝之持續時間；粒子束之每

脈衝最大劑量，例如每脈衝之粒子數目；掃描磁體將粒子束移動指定距離之掃掠時間；改變粒子束之能量所花費的時間，例如藉由改變可變能量加速器之能量；移動一或多個能量吸收結構以改變粒子束之能量所花費的時間；用於調節劑量例如以將超高劑量率輻射施加於靶標之管柱中或以較低速率逐層將劑量施加於靶標中的策略；移動用於使粒子束直準之直準儀所花費的時間及/或組態直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。因此，一般而言，預測模型可界定輻射(例如，粒子療法)經遞送或可遞送至患者之時序的特徵。該資訊可包括：待治療之例如腫瘤的疾病之類型；腫瘤在患者身體中之部位，其以例如XYZ座標指定；包括其體積之患病組織的大小及形狀；環繞患病組織之健康組織之類型；健康組織之部位，其以例如XYZ座標指定；包括其體積之健康組織的大小及形狀；及關於可與治療相關之患者及疾病的任何其他資訊，諸如既往病史、先前治療、手術及其類似者。

【0132】 在一些實施方案中，預測模型中之前述資訊中的全部或一些可儲存於諸如運算系統114之控制系統中。治療計劃系統可查詢控制系統以在無來自使用者之輸入的情況下獲得此資訊中之全部或一些。

【0133】 實例模組包括RBE模型1202。如先前所解釋，RBE模型以時間相依方式界定輻射對組織之相對生物有效性的特徵。舉例而言，當以超高(FLASH)劑量率施加輻射時，相比在較長時間標度內用相同劑量輻照健康組織時，彼同一組織經受較少損害，同時治療腫瘤之效果類似。RBE模型可包括關於不同類型之健康及非健康組織以及不同輻射劑量率對彼等不同類型之組織之效應的資訊。舉例而言，RBE模型可指定有效地治療腺瘤、癌瘤、肉瘤或淋巴瘤所必需之輻射劑量。治療此等腫瘤所需之劑量未

必為時間相依的；因此，可能未指定劑量率。然而，在一些實施方案中，可在RBE模型中指定用於治療腫瘤之劑量率。出於先前所解釋之原因，在輻射治療期間將劑量施加至健康組織之速率可影響輻射對健康組織造成之損害。因此，RBE模型可指定劑量率對健康組織之時間相依效應。就此而言，非健康組織之實例包括良性及惡性贅瘤以及受其他類型之疾病影響的身體組織。健康組織之實例包括不受疾病影響之骨骼、皮膚、肌肉或器官。RBE模型亦可包括不同類型之輻射在不同劑量率下對不同類型之組織的效應。本文中所描述之實例系統使用質子輻射；然而，RBE模型可包括關於其他類型之輻射的資訊，諸如其他類型之離子輻射、光子輻射或X射線輻射。

【0134】 RBE模型亦可包括關於不同類型之健康及非健康組織如何影響施加至彼等組織之輻射的資訊。如先前所解釋，等效劑量可包括在考慮患者中之組織對所沈積輻射之生物效應的情況下治療患者中之患病組織所需的所沈積輻射量。就此而言，一些組織可能不吸收所沈積輻射之全部劑量。因此，可使用來自RBE模型之資訊對劑量進行加權以考慮組織對輻射之生物效應。所得等效劑量考慮對輻射之生物效應。舉例而言，給定組織可使某一類型之輻射的破壞效應降級10%。因此，等效劑量可增加10%以考慮此生物因素。

【0135】 在一些實施方案中，可至少部分地使用儲存於電腦記憶體中之一或多個資料結構來實施RBE模型。實例資料結構包括資料值、彼等值之間的關係及可應用於資料之功能或操作的集合。可用以實施RBE模型之資料結構之實例可包括以下各者中之一或多者：查找表(LUT)、陣列、堆疊、佇列、連結清單、樹、圖表、字典樹或前綴樹，或散列表。RBE模

型亦可包括可執程式碼以與其他模組互動且自資料結構擷取資料。亦可使用以物件導向式語言撰寫之一或多個電腦程式設計物件來實施RBE模型。

【0136】 可用以下方式填入RBE模型1202：手動、自動，或手動與自動之組合。舉例而言，為手動地填入RBE模型，可執行用以實施RBE模型之部分的程式碼，以產生在電子顯示裝置上顯示給治療計劃技術員之提示。治療計劃技術員可回應於提示而將資訊鍵入至RBE模型中。該資訊可包括基於或指派給不同類型之腫瘤、不同類型之輻射、不同劑量及不同劑量率的值。舉例而言，RBE模型可包括諸如腫瘤之疾病的一或多個清單。RBE模型可識別可治療每一疾病之不同類型之輻射，諸如質子、光子或X射線。對於每種類型之輻射，RBE模型可識別可治療給定患病體積之劑量之一或多個範圍。對於每種類型之輻射，RBE模型可識別可治療給定患病體積之劑量率之一或多個範圍。就此而言，如所提到，劑量率可能並非始終為治療患病組織之因素；在一些狀況下，無關於劑量率，劑量本身可為關鍵的。RBE模型可識別不同類型之健康組織，諸如肌肉、骨骼、皮膚及器官。RBE可指定不同類型之輻射之不同劑量率(例如，在一段時間內施加之劑量)對彼等類型之組織的效應。舉例而言，RBE可指定不同類型之輻射的不同位準之FLASH及非FLASH劑量率對不同類型之組織的效應。舉例而言，RBE可指定質子輻射之不同位準之FLASH及非FLASH劑量率對健康肌肉、骨骼、皮膚及器官的效應。該等效應可經量化。舉例而言，可以0至10之數值標度來指定對組織之損害，其中0為無損害且10為破壞組織。舉例而言，可使用可例如由劑量計算引擎以電子方式讀取及理解之描述性資訊來指定該等效應。RBE模型可指定不同類型之輻射對彼輻射之

有效性的效應，且包括加權因子以抵消此等效應。

【0137】 在一些實施方案中，RBE模型中之前述資訊中的全部或一些可儲存於諸如運算系統114之控制系統中。治療計劃系統可查詢控制系統以在無來自諸如治療計劃技術員之使用者之輸入的情況下獲得此資訊中之全部或一些。

【0138】 實例模組包括劑量計算引擎1203。劑量計算引擎1203經組態，例如經編寫或經程式化，以判定待遞送至患者中之體素的輻射劑量，且在一些實例中判定將彼等劑量遞送至患者之速率。就此而言劑量計算引擎1203可自例如治療計劃技術員接收待遞送至患者中之患病組織的總靶標輻射劑量、組織上之劑量分佈或總靶標劑量及劑量分佈兩者。劑量計算引擎自預測模型獲得關於遞送輻射之系統以及患者的資訊。劑量計算引擎自RBE模型獲得關於待由系統遞送之輻射對患病組織及健康組織之RBE的資訊。來自預測模型及RBE模型之資訊接著用以判定待施加至患者之輻射的劑量及劑量率。

【0139】 舉例而言，劑量計算引擎獲得患者中之待治療之腫瘤的組合物。如所提到，此資訊可例如自預測模型或自治療計劃技術員之輸入獲得。該組合物可包括腫瘤之類型、腫瘤之大小或體積，及腫瘤之形狀。劑量計算引擎獲得關於患者中之鄰近於腫瘤之健康組織的資訊。此資訊可例如自預測模型或自治療計劃技術員之輸入獲得。該資訊可包括健康組織之類型、健康組織相對於患病組織之部位及健康組織先前是否已曝露於輻射。劑量計算引擎亦獲得關於可使用粒子加速器、掃描系統及粒子療法系統中之其他硬體達成之最大劑量率的資訊。此資訊可自預測模型獲得或基於模型中之資訊而判定。劑量計算引擎亦獲得關於由系統施加之輻射劑量

如何治療、影響或治療及影響患病組織及健康組織的資訊。此資訊可自RBE模型獲得。劑量計算引擎亦獲得關於患者內之組織如何影響由系統施加之輻射(例如，輻射吸收)及抵消此類效應所需之任何加權因子的資訊。此資訊可自RBE模型獲得。

【0140】劑量計算引擎經組態以判定待應用於患者之劑量方案。劑量方案可包括基於自預測模型獲得之前述資訊及自RBE模型獲得之前述資訊的待遞送至患者之等效劑量及待遞送彼等等效劑量之速率。舉例而言，如先前所解釋，當以超高(FLASH)劑量率施加輻射時，相比在較長時間標度內用相同劑量輻照健康組織時，彼同一組織經受較少損害，同時治療腫瘤之效果類似。換言之，對於腫瘤或其他患病組織，相較於劑量率，治療之關鍵因素為總輻射劑量，而對於健康組織，劑量率為減少不希望有損害之處的損害之因素。在此實例中，在知曉患者中之待治療之患病組織的特性、鄰近於患病組織之健康組織的特性、系統遞送輻射之能力、輻射對患病組織及健康組織之RBE、待施加之靶標劑量及/或劑量分佈的情況下，劑量計算引擎將待治療之例如靶標體積的患病組織分成體素、判定待施加至每一體素之輻射劑量且設定待遞送彼劑量之速率。舉例而言，劑量計算引擎可判定將超過每秒一(1)戈雷之輻射劑量施加至每一體素達少於五(5)秒之持續時間。舉例而言，劑量計算引擎可判定將超過每秒一(1)戈雷之輻射劑量施加至每一體素達少於500 ms之持續時間。舉例而言，劑量計算引擎可判定將介於每秒40戈雷與每秒120戈雷之間的輻射劑量施加至每一體素達少於500 ms之持續時間。如例如關於圖12至圖19及圖33至圖42所描述，可逐管柱施加輻射，藉此減少對輻射行進穿過以到達靶標之健康組織的損害。在一些實施方案中，可將超高劑量率輻射施加至整個靶標一

次，例如藉由跨越靶標使輻射散射、在輻射靜止時改變能量(如關於圖12至圖19及圖33至圖42所描述)及使用劑團(bolus)限制健康組織曝露於輻射。

【0141】 在一些實施方案中，劑量計算引擎可查看待遞送劑量之時間標度且將一或多個權重應用於個別劑量以試圖調整輻射之RBE。舉例而言，劑量計算引擎可經組態以將加權因子應用於至體素之劑量，從而基於待施加劑量之持續時間調整RBE。如所提到，生物學可影響如何沈積輻射劑量及組織如何對劑量作出反應。可應用加權因子以抵消此等生物效應。加權因子產生等效劑量，如先前所解釋，已調整等效劑量以考慮生物效應，以便遞送實際上可由患者吸收之一定量的破壞性輻射。在實例中，加權因子使劑量增加達一段持續時間，以產生超高劑量率或增加已超高之劑量率。在實例中，加權因子使劑量減小達一段持續時間，同時仍為超高劑量率或減小至習知劑量率。

【0142】 實例模組包括定序器1204 (或「最佳化器」)。定序器1204產生用於基於模型對劑量遞送進行定序之指令。在一些實施方案中，該定序器經組態以產生用於對劑量遞送進行定序以便最佳化由劑量計算引擎判定之有效劑量的指令。舉例而言，該等指令可為可由控制系統執行的，以控制粒子療法系統以所指定之劑量率將所指定之劑量提供至每一體素。劑量之遞送可為自動的或其可能需要來自使用者之輸入。如先前所解釋，定序器經組態，例如經編寫或經程式化，以基於來自預測模型之資訊或例如由技術員提供之其他資訊對劑量遞送進行定序。劑量序列可意欲最佳化(例如，最少化)遞送劑量所花費之時間，且因此可促進以超高劑量率遞送輻射。舉例而言，定序器可經組態以基於以下各者中之一或多者、基於以

下各者中之兩者或多於兩者、基於以下各者中之三者或多於三者、基於以下各者中之四者或多於四者、基於以下各者中之五者或多於五者或基於以下所有者而對劑量遞送進行定序：由粒子加速器產生之粒子束的脈衝之結構、粒子束之每脈衝最大劑量、掃描磁體移動粒子束之掃掠時間、改變粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變粒子束之能量所花費的時間、用於調節劑量之策略、移動用於使粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。就此而言，諸如此等操作之操作影響可遞送劑量之時間。為達成超高劑量率，考慮時序，如本文中所描述。因此，當判定劑量待遞送至輻照靶標之何處時，考慮諸如此等因素之因素，以便滿足達成超高劑量率及其益處所必需之時間約束。

【0143】 在一些實施方案中，可針對以下各者中之全部或一些判定值或可將值指派給以下各者中之全部或一些：由粒子加速器產生之粒子束的脈衝之結構、粒子束之每脈衝最大劑量、掃描磁體移動粒子束之掃掠時間、改變粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變粒子束之能量所花費的時間、用於調節劑量之策略、移動用於使粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【0144】 定序器知曉如何遞送劑量，例如以管柱或斑點及以超高劑量率，且基於考慮前述值之所執行計算而判定遞送劑量之次序。舉例而言，參看圖31，展示靶標之重疊體素，包括鄰近體素1205、1206、1207及1208。定序器可基於其計算而判定有可能將粒子束自體素1205移動至體素1206且針對靶標中之所有體素仍達成超高劑量率，此係因為粒子束

可接著移動至鄰近體素1207、鄰近體素1208等。定序器亦可基於其計算而判定不可能將粒子束自體素1205移動至體素1207，且對於靶標中之所有體素仍達成超高劑量率。此可能係因為當射束在非相鄰體素1206與1208之間移動而不中斷粒子束時，移動或重新組態系統中諸如直準儀或能量吸收板之硬體將花費過多時間。換言之，定序器已判定以超高劑量率依序地治療鄰近體素之治療序列，藉此減少機械移動量以在治療部位之間重新組態系統，同時維持粒子束。

【0145】 在一些實施方案中，定序器可將若干不同值指派至以下各者中之每一者：由粒子加速器產生之粒子束的脈衝之結構、粒子束之每脈衝最大劑量、掃描磁體移動粒子束之掃掠時間、改變粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變粒子束之能量所花費的時間、用於調節劑量之策略、移動用於使粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。定序器可執行反覆遍歷此等不同值之計算以獲得最佳化序列，輻射劑量應以該最佳化序列施加以滿足所要劑量率。最佳化可包括獲得就時間及治療而言之最佳序列或獲得就時間及治療而言之改良序列。

【0146】 作為實例，大約4 cm×4 cm×4 cm之諸如腫瘤的立方治療體積待以2 Gy治療。治療計劃包括5個層，其各自具有25個斑點；亦即，5列×5個管柱，體積總計為125個斑點。該系統每1.3 ms遞送一個質子脈衝。在此實例中，每一斑點必須接收至少4個脈衝，因此可經由對每一脈衝中之電荷之主動劑量控制來將劑量準確地遞送至彼斑點。最深層需要6個脈衝，此係因為彼處需要更多電荷。掃描磁體足夠快速地移動，使得其

可在少於1.3 ms內自一個斑點移動至鄰近斑點，因此不需要額外時間來進行射束掃描。在此實例中，能量層切換花費50 ms。

【0147】 以下實例治療計劃摘錄係使用逐層治療來實施，諸如關於圖1所描述之逐層治療。若治療自最深層(1)至最淺層(5)來按層配置，則：

- 射束遞送在時間 $t=0$ 處開始
- 層1中之每一斑點花費 $1.3\text{ ms}\times 6\text{個脈衝}=7.8\text{ ms}$ 來遞送
- 斑點間移動不花費時間
- 整個層花費 $7.8\text{ ms}\times 25\text{個斑點}=195\text{ ms}$ 。
- 花費50 ms切換至下一層，下一層上之射束遞送在 $t=245\text{ ms}$ 處開始。

始。

- 層2至5中之每一斑點花費 $4\text{個脈衝}\times 1.3\text{ ms}=5.2\text{ ms}$ 來遞送。每一層花費 $5.2\text{ ms}\times 25\text{個斑點}=130\text{ ms}$ 。

- 層2射束遞送在 $t=325\text{ ms}$ 處結束。
- 層3射束遞送在 $t=505\text{ ms}$ 處結束。
- 層4射束遞送在 $t=685\text{ ms}$ 處結束。
- 層5射束遞送結束，整個治療在 $t=865\text{ ms}$ 處結束。

在以上實例中，在一些定義下，在865 ms內將2 Gy遞送至整個體積，平均劑量率為2.3 Gy/s，其遠低於諸如40 Gy/s之實例「FLASH」劑量。但忽略自每一脈衝溢出至鄰近斑點中之劑量，最深層中之每一斑點在約7.8 ms內達到2 Gy。彼等斑點之劑量率為256 Gy/s。在將劑量遞送至最深層時，亦將劑量遞送至較淺層。因此，最淺層中之每一斑點幾乎在全部865 ms內接收劑量，且結果，經受比256 Gy/s低之劑量率。

【0148】 以下實例治療計劃摘錄係使用逐管柱治療來實施，諸如關

於圖2所描述之逐管柱治療。若將描述於先前段落中之相同治療量重新配置成25個管柱而非5個層，其中每一管柱之深度為5個斑點，則：

- 射束遞送在 $t=0$ 處開始
- 層1中之斑點花費7.8 ms來遞送
- 花費50 ms切換至下一較淺深度
- 層2斑點射束遞送在57.8 ms處開始
- 層3斑點射束遞送在113 ms處開始
- 層4斑點射束遞送在168.2 ms處開始
- 此管柱在223.4 ms處完成
- 治療在 $223.4 \text{ ms} \times 25 \text{ 個管柱} = 5.6 \text{ s}$ 處完成。

總體而言，此治療導致治療時間較長，但每一管柱經受 $2 \text{ Gy}/223.4 \text{ ms} = 9 \text{ Gy/s}$ 之劑量率。此為較高劑量率，但在一些定義下，對於每個管柱之每個部分，此可能並非FLASH劑量率。但假定每脈衝之最大質子電荷增加，使得在相同數目個脈衝之情況下，有可能達到 10 Gy 而非 2 Gy 。在此狀況下，用於逐層治療實例之劑量率高達 11.5 Gy/s 。在此狀況下，以 45 Gy/s 之速率向逐管柱治療實例中之每個體素遞送劑量。又，層切換時間自50 ms減少至25 ms。在此實例中，管柱遞送中之每一管柱花費123.4 ms而非223.4 ms。在此實例中，對於治療體積中之每個體素，用於較低最大脈衝電荷之柱狀劑量率為 16.3 Gy/s ，而用於高最大脈衝電荷之柱狀劑量率為 81.5 Gy/s 。在大部分FLASH定義下， 81.5 Gy/s 之劑量率達123.4 ms符合FLASH劑量率。

【0149】 參看圖11，控制系統可經組態，例如經程式化，以對諸如患者中之腫瘤的靶標實施治療計劃。如先前所解釋，治療計劃可指定參

數，包括待遞送之粒子束的劑量(例如，等效劑量)及劑量應遞送患者中之體素的速率(例如，超高劑量率或標準劑量率)。治療計劃亦可指定劑量待遞送至靶標之部位及待治療靶標之部分的序列。舉例而言，參看圖1及圖2，靶標之部分可為管柱或層，如本文中所描述。最初，控制系統可控制粒子加速器，在此實例中為同步回旋加速器310，以產生(1101)粒子束，該粒子束具有包括射束電流及強度之參數。在一些實施方案中，粒子束之射束電流為100毫微安(nA)或小於100毫微安之電流。在一些實施方案中，粒子束之射束電流為50 nA或小於50 nA之電流。數量級為毫微安之射束電流的位準可減小損傷患者之風險，可減小損害治療室中之加速器或其他電子裝置的風險，或可減小此類損傷及損害兩者之風險。

【0150】 亦可控制(1102)或調變粒子束之強度以控制或改變以不同粒子束能量施加至靶標之劑量。因此，可使用本文中所描述之技術遞送強度調變式質子療法(IMPT)。在一些實施方案中，可使用具有不同或相同強度之射束自多個不同角度以FLASH劑量率或以低於FLASH劑量率之劑量率治療同一輻照靶標。舉例而言，可藉由以不同角度藉由管柱遞送輻射來以FLASH或非FLASH劑量率治療輻照靶標。在此等實例中，因為輻射係以不同角度遞送，所以未受治療之健康組織可能僅經受輻射一次。

【0151】 射束強度至少部分地基於粒子束中之粒子數目。舉例而言，射束強度可由粒子束中之粒子數目定義。粒子束之強度可在粒子束之斑點之間改變。另外，粒子束之一個斑點的強度可獨立於粒子束之一或多個其他斑點的強度，其他斑點包括緊鄰斑點。因此，在一些實例中，可用獨立於至一或多個鄰近斑點之劑量的任意劑量治療三維體積中之任何斑點。控制系統可使用一或多種技術控制粒子束強度。

【0152】 在實例技術中，可藉由使自電漿柱獲得之粒子的脈衝之持續時間變化來控制粒子束之強度。更詳細而言，RF電壓自開始(例如，最高)頻率(例如，135兆赫茲(MHz))掃掠至結束(例如，最小)頻率(例如，90 MHz)。在RF掃掠期間將粒子源啟動一段時間以產生電漿柱。舉例而言，在一些實施方案中，在132 MHz下將離子源啟動一段時間。在彼時間期間，藉由RF電壓所產生之電場自電漿柱提取粒子。隨著RF電壓頻率下降，該等粒子在擴展之軌道中向外加速，從而與減小之磁場及增加之相對論質量保持同步，直至該等粒子在一段時間(例如，約600微秒)後被掃出。改變粒子源啟動之持續時間會改變在頻率掃掠期間自電漿柱提取之粒子的脈衝之寬度。增加脈衝寬度會使所提取之粒子的量增加，且因此使粒子束之強度增加。相反，減小脈衝寬度使所提取之粒子的量減小，且因此使粒子束之強度減小。

【0153】 在另一種實例技術中，可藉由改變施加至粒子源中之陰極的電壓來控制粒子束之強度。就此而言，藉由將電壓施加至粒子源之兩個陰極且藉由在陰極附近輸出諸如氫氣(H₂)之氣體來產生電漿柱。施加至陰極之電壓使氫氣離子化，且背景磁場使離子化氫直準以藉此產生電漿柱。增加陰極電壓會使電漿柱中之離子的量增加，且減小陰極電壓會使電漿柱中之離子的量減小。當電漿柱中存在較多離子時，可在RF電壓掃掠期間提取較多離子，藉此增加粒子束之強度。當電漿柱中存在較少離子時，可在RF電壓掃掠期間提取較少離子，藉此減小粒子束之強度。

【0154】 在另一種實例技術中，可藉由使供應至粒子源之氫氣的量變化來控制粒子束之強度。舉例而言，增加供應至粒子源之氫氣的量會導致回應於陰極電壓而在電漿柱中進行離子化的機會較大。相反，減小供應

至粒子源之氫氣的量會導致回應於陰極電壓而在電漿柱中進行離子化的機會較小。如上文所提到，當電漿柱存在較多粒子時，在RF電壓掃掠期間提取較多粒子，藉此增加粒子束之強度。當電漿柱中存在較少粒子時，可在RF電壓掃掠期間提取較少粒子，藉此減小粒子束之強度。

【0155】 在另一種實例技術中，可藉由使用以自電漿柱提取粒子之RF電壓的量值變化來控制粒子束之強度。舉例而言，增加RF電壓之量值會使得自電漿柱提取較多粒子。相反，減小RF電壓之量值會使得自電漿柱提取較少粒子。當提取較多粒子時，相比提取較少粒子時，粒子束具有較大強度。

【0156】 在另一種實例技術中，可藉由使啟動粒子源且因此期間提取粒子之頻率掃掠期間的開始時間變化來控制粒子束之強度。更具體而言，在頻率掃掠期間存在有限窗口，在此期間可自電漿柱提取粒子。在實例實施方案中，頻率以大體上恆定之速率自約135 MHz掃掠至約90 MHz。在此實例中，可大約在開始頻率與結束頻率之間，例如分別在132 MHz與131 MHz之間的向下斜坡之開始處提取粒子，且可將粒子源啟動一段時間，例如啟動約0.1微秒(μs)至100 μs (例如，1 μs 至10 μs 或1 μs 至40 μs)。改變啟動粒子源之頻率會影響自粒子束提取之粒子量且因此影響粒子束之強度。

【0157】 在另一種實例技術中，脈衝消隱可用以控制粒子束之強度。就此而言，將RF頻率掃掠每秒重複數次(例如，500次/秒)。可針對每一頻率掃掠(例如，每2 ms)啟動粒子源。脈衝消隱藉由在每次頻率掃掠期間不啟動粒子源來減小自粒子束提取之粒子的數目。為達成最大射束強度，可能每次頻率掃掠皆啟動粒子源。為減小射束強度，可能較不頻繁地

啟動粒子源，例如，每第二次、第三次、第一百次掃掠等。

【0158】 在另一種實例技術中，可藉由將DC偏壓電壓施加至用以將RF電壓施加至粒子加速器空腔之一或多個D形件來控制粒子束之強度。就此而言，粒子加速器包括主動D形板，其為具有圍成空間之兩個半圓形表面的中空金屬結構，質子在其繞由磁軛圍成之空腔旋轉期間在該空間中加速。主動D形件係由在RF傳輸線之末端處施加的RF信號驅動以將電場施與至空間中。隨著經加速之粒子束與幾何中心之距離增加，RF場及時地發生變化。虛設D形件可包括矩形金屬壁，該矩形金屬壁具有在主動D形件之曝露凸緣附近隔開的槽。在一些實施方案中，虛設D形件在真空腔室及磁軛處連接至參考電壓。

【0159】 在存在強磁場之情況下施加RF電壓可產生自生二次電子(multi-pactoring)，其可減小RF場之量值且在一些狀況下導致電短路。為減小自生二次電子之量且藉此維持RF場，可將直流(DC)偏壓電壓施加至主動D形件且在一些實施方案中，亦施加至虛設D形件。在一些實施方案中，可控制主動D形件與虛設D形件之間的差動DC偏壓電壓以減少自生二次電子且藉此增加射束強度。舉例而言，在一些實施方案中，主動D形件及虛設D形件上之DC偏壓電壓之間可存在50%的差異。在實例實施方案中，將-1.9 KV DC偏壓電壓施加至虛設D形件且將-1.5 KV DC偏壓電壓施加至主動D形件。

【0160】 在另一種實例技術中，可藉由控制掃掠RF電壓之速率(例如，減小之斜率)來控制粒子束之強度。藉由減小斜率，有可能增加期間可自電漿柱提取粒子之時間量。結果，可提取較多粒子，藉此增加粒子束之強度。反之亦然，例如，藉由增加斜率，可減少期間可自電漿柱提取粒

子之時間量，其可導致粒子束強度減小。

【0161】 用於控制粒子束強度之前述技術的實施方案描述於名為「Controlling Intensity Of A Particle Beam」之美國專利第9,723,705號中，該專利之內容以引用之方式併入本文中。

【0162】 控制系統亦可控制(1103)粒子束之斑點大小。如上文所指示，一或多個散射裝置可移入粒子束之路徑以改變粒子束之斑點大小。馬達可用以控制散射裝置之移動。馬達可基於治療計劃中之指令而對來自控制系統之命令作出回應。在一些實施方案中，同步回旋加速器之原生斑點大小為由系統產生之最小斑點大小。由於射束強度亦隨斑點大小而變，故此斑點大小亦產生最大射束強度。在一些實施方案中，可由系統產生之斑點大小小於2毫米(mm) σ 。在一些實施方案中，可由系統產生之斑點大小為至少2 mm σ 。在一些實施方案中，可由系統產生之斑點大小介於2 mm σ 與20 mm σ 之間。在一些實施方案中，可由系統產生之斑點大小大於20 mm σ 。在一些實施方案中，可省略操作1103。

【0163】 控制系統控制(1104)掃描磁體以根據治療計劃將粒子束移動至通過靶標21之路徑24，例如，如圖2中所展示。控制掃描磁體可包括控制通過掃描磁體(圖6及圖7)之線圈的控制粒子束在笛卡爾X維度上之移動的電流，控制通過掃描磁體之線圈的控制粒子束在笛卡爾Y維度上之移動的電流，或控制其兩者。在彼部位處，系統將輻射之超高劑量率遞送至沿著射束路徑延伸穿過靶標的管柱。在此實例中，管柱包括沿著粒子束之方向29 (圖2)定位的靶標之內部部分。管柱25為三維的，此係因為其自射束斑點之中心徑向地延伸至斑點之周邊，且管柱向下延伸穿過靶標。在一些實施方案中，管柱延伸穿過整個靶標，如圖2中所展示。在一些實施方

案中，管柱僅部分地延伸穿過靶標。在一些實施方案中，管柱完全在靶標之內部。在一些實施方案中，管柱在靶標之一個表面處開始且延伸至靶標之內部，但並不到達靶標之另一表面。在一些實施方案中，鄰近管柱之部分重疊。

【0164】 使用輻射之超高劑量率治療(1105)管柱。輻射之超高劑量率的實例在本文中加以描述，且包括但不限於每秒1戈雷或大於每秒1戈雷達少於5 s之持續時間。控制系統在粒子束靜止時控制粒子束之能量，使得粒子束治療靶標中之管柱。治療靶標中之管柱包括改變粒子束之能量，使得對於能量之每一改變，粒子束中之質子的大部分劑量(其布拉格峰)沈積於靶標內之不同深度處。如本文中所描述，可藉由將可由碳化硼製成之結構移入或移出粒子束之路徑來改變粒子束之能量，如展示於圖12至圖19及圖33至圖42之實例中。可重複圖11之所有或一些操作以治療輻照靶標上之不同管柱。舉例而言，可針對輻照靶標上待治療之每一管柱重複操作1102、1103、1104及1105。

【0165】 在下文所描述之使用可變能量同步回旋加速器(或其他類型之可變能量粒子加速器)的實施方案中，可藉由改變通過同步回旋加速器之主線圈的電流來改變粒子束之能量。在一些實施方案中，藉由將諸如射程調變器460之能量吸收板的結構移入及移出粒子束之路徑來改變粒子束之能量。就此而言，由於治療計劃指定靶標上之管柱的部位，因此射程調變器之能量吸收板可接近於彼等部位預先定位，以便減少彼等板移入及移出位置所花費的時間。參看圖12，例如，在用輻射治療靶標503中之管柱501之前，可由純碳化硼或碳化硼複合物製成之板500例如可接近於管柱501定位。該等板可自彼部位移動至粒子束中，藉此減小板需要行進之距

離。亦即，板500可經組態以完全縮回至射程調變器中。該等板可在治療之前部分或完全延伸，且結果，無需自其完全縮回位置行進以便到達粒子束之路徑。

【0166】 如所提到，可控制該等板中之一或多者以移入及移出粒子束之路徑，從而改變粒子束之能量。在實例中，一或多個板中之每一者可在100 ms或少於100 ms之持續時間內移入或移出粒子束之路徑。在實例中，一或多個板中之每一者可在50 ms或少於50 ms之持續時間內移入或移出粒子束之路徑。在實例中，一或多個板中之每一者可在20 ms或少於20 ms之持續時間內移入或移出粒子束之路徑。如先前所描述，使用線性馬達可促進板之快速移動，但亦可使用電動馬達。在此實例中，快速移動包括約幾十毫秒之移動。

【0167】 該等板中之一或多者可基於治療計劃中所定義之序列而移入及移出粒子束之路徑。舉例而言，參看圖12、圖13、圖14及圖15，粒子束504藉由掃描系統定位，從而以超高劑量率治療靶標503之管柱501。在此實例中，為了逐步治療管柱501之較淺部分，最初在粒子束之路徑中無板的情況下執行治療。此情形展示於圖12中。因此，治療管柱501之最深部分502。在圖13中，板500a沿著箭頭方向505行進至粒子束504之路徑中以減小粒子束之能量。在此板組態中，治療管柱501之次深部分506。在圖14中，板500b亦沿著箭頭方向505行進至粒子束504之路徑中以進一步減小粒子束之能量。在此板組態中，治療管柱501之第三深部分508。在圖15中，板500c亦沿著箭頭方向505行進至粒子束504之路徑中以進一步減小粒子束之能量。在此板組態中，治療管柱501之最淺部分510。藉由在粒子束504靜止時改變粒子束504之能量，整個管柱501可被遞送超高

劑量率輻射。本文中提供超高劑量率之實例。

【0168】 粒子束可藉由掃描磁體導引至穿過靶標之新路徑以治療靶標503之不同管柱。不同管柱可能緊鄰管柱501或可能不緊鄰管柱501。在一些實施方案中，射束之斑點可部分地重疊。舉例而言，參看圖16、圖17、圖18及圖19，粒子束604藉由掃描系統定位，從而以超高劑量率治療靶標503之管柱601。在此實例中，為了逐步治療管柱601之較深部分，最初在所有板500a、500b及500c處於粒子束之路徑中的情況下執行治療。此情形展示於圖16中。因此，首先治療管柱601之最淺部分602。在圖17中，板500c沿著箭頭方向605移出粒子束604之路徑以增加粒子束之能量。在此板組態中，治療管柱601之次淺部分602。在圖18中，板500b亦沿著箭頭方向605移出粒子束604之路徑以進一步增加粒子束之能量。在此板組態中，治療管柱601之第三淺部分608。在圖19中，板500c亦沿著箭頭方向605移出粒子束604之路徑以進一步增加粒子束之能量。在此板組態中，治療管柱601之最深部分610。藉由在粒子束604靜止時改變粒子束604之能量，整個管柱601可被遞送超高劑量率輻射。

【0169】 在一些實施方案中，無需為了治療管柱而對板進行定序。舉例而言，板500a可首先移入粒子束之路徑，接著板500c移入，接著板500b移入。

【0170】 在將超高劑量率輻射遞送至管柱501或601期間，粒子束504或604之強度可在必要時改變以便遞送在治療計劃中指定之超高劑量率輻射。值得注意地，在將超高劑量率輻射遞送至每一管柱期間，粒子束為靜止的。舉例而言，在將超高劑量率輻射遞送至管柱內之不同深度時，粒子束之路徑相對於靶標不改變且粒子束不移動。在將超高劑量率輻射遞

送至管柱之後，根據治療計劃將粒子束導引於穿過靶標之新路徑上。接著以與關於圖11所描述相同之方式根據治療計劃在彼新路徑處施加超高劑量率輻射。重複此程序直至使用超高劑量率輻射治療靶標之全部或直至使用超高劑量率輻射治療靶標之指明部分。在一些實施方案中，如諸圖中所展示，管柱可平行，在一些實施方案中具有一些重疊。在一些實施方案中，至少一些管柱可能不平行，從而導致重疊。在一些實施方案中，可自不同角度將管柱之多個集合應用於同一靶標或微體積，藉此用輻射多次治療靶標，同時防止健康組織受輻射影響多於一次。

【0171】 在一些實施方案中，粒子束再也不會沿著已使用超高劑量率輻射治療之路徑導引。舉例而言，粒子束逐路徑步進通過靶標503。在此實例中，僅使用超高劑量率輻射治療沿著路徑延伸至靶標中之每一管柱一次。不再重新訪問及治療管柱。藉由僅使用超高劑量率輻射治療管柱一次，在靶標上方且在一些狀況下在靶標下方之健康組織不易受到輻射的損害。然而，值得注意地，本文中所描述之實例系統不限於僅使用超高劑量率輻射治療每一管柱一次。舉例而言，在一些實施方案中，每一管柱可被重新訪問任何適當數目次且經受超高劑量率輻射之一或多個額外劑量。此外，本文中所描述之實例系統不限於僅使用超高劑量率輻射治療每一管柱。舉例而言，如本文中所描述，可使用小於將被視為超高劑量率之劑量率的輻射劑量率來治療靶標之管柱。舉例而言，如本文中所描述，可使用諸如每秒0.1戈雷之輻射劑量率治療靶標之管柱達一分鐘或多於一分鐘之持續時間。在一些實施方案中，逐管柱治療(諸如，圖2中所展示之治療)可與逐層治療(諸如，圖1中所展示之治療)組合。舉例而言，可逐管柱，接著逐層治療靶標，或逐層接著逐管柱治療靶標。在一些實施方案中，在

每一狀況下使用超高劑量率輻射或低於超高劑量率輻射，可逐管柱治療靶標之部分且可逐層治療靶標之部分。

【0172】 在一些實施方案中，可針對靶標上之不同管柱將射程調變器之能量吸收板不同地定序，以便減少治療時間。舉例而言，對於管柱501，可將板依序地移動至粒子束中，如關於圖12至圖15所解釋。接著，可導引粒子束以治療靶標之鄰近或另一管柱601。若該等板已覆蓋粒子束之彼路徑，則其可依序地移出粒子束之路徑，如關於圖16至圖19所描述。若該等板尚未覆蓋粒子束之彼路徑，則該等板可一起移動以覆蓋粒子束之彼路徑，且接著依序地移出粒子束之路徑。因此，對於第一管柱，該等板可依序地移動以逐步治療第一管柱之較淺部分，例如層。對於鄰近於第一管柱之第二管柱，該等板可依序地移動以連續地治療第二管柱之較深部分，例如層。可針對粒子束之鄰近路徑在整個靶標中重複此程序。在一些實施方案中，該等板之移動在射束場中可為遞增的；例如基於斑點大小(例如，毫米級)而非自其完全縮回位置。舉例而言，該等板可自粒子束路徑移動至鄰近粒子束路徑，而非針對每一管柱完全縮回及延伸。

【0173】 在一些實施方案中，能量吸收板可跨越射束場之全部或部分而移動。在一些實例中，射束場為射束可跨越平行於患者上之治療區域之平面而移動的最大範圍。該等板中之一或多者可在其自粒子束移動至鄰近粒子束時追蹤粒子束。舉例而言，該等板中之一或多者可隨著粒子束之移動而移動，使得粒子束在該等板移動時穿過該等板中之一或多者。

【0174】 在一些實施方案中，可使用降能器將小於超高(或FLASH)劑量率輻射之輻射劑量逐層施加至靶標，該降能器具有由碳化硼製成之結構，諸如板、多面體或彎曲三維形狀。舉例而言，參看圖1，可使用粒子

束12藉由沿著箭頭方向15跨越靶標11之層10而移動粒子束來治療整個層10，該粒子束具有足以將劑量遞送至該層之能量。降能器可接著經重新組態，例如，由碳化硼製成之板可移出射束路徑以增加粒子束之能階。接著，可使用具有足以將劑量遞送至不同層16之不同能量的粒子束以相同方式治療靶標11之層16，等等。

【0175】 在一些實施方案中，可沿著單個管柱遞送FLASH輻射劑量，其中射束方向固定於粒子加速器之等中心處的單個斑點處。在一些實施方案中，可使用稍大的局部體積(被稱作微體積)而非針對單個斑點之管柱來遞送FLASH輻射劑量。微體積可為體素、體素之部分或包括多個體素，如在治療計劃中所指定的。圖33至圖42展示使用FLASH劑量率藉由管柱將輻射遞送至輻照靶標之微體積的實例。本文中描述FLASH劑量率之實例。在一些實施方案中，藉由管柱將輻射遞送至圖33至圖42之微體積可以非FLASH劑量率或組合之FLASH劑量率及非FLASH劑量率來進行。

【0176】 圖33展示諸如患者中之腫瘤的輻照靶標之部分1400的實例。部分1400被分成四個微體積1401、1402、1403及1404。儘管展示立方體形微體積，但微體積可具有任何適當的形狀，諸如三維稜正交多胞形(orthotope)、規則彎曲形狀或非晶形形狀。在此實例中，經由以本文中例如關於圖12至圖19所描述之方式藉由管柱遞送輻射來治療每一微體積。舉例而言，可藉由使用降能器板以改變射束能量或藉由控制可變能量同步回旋加速器以改變射束能量來用輻射治療微體積之管柱深度。在已治療個別微體積之後，治療下一微體積，等等，直至已治療整個輻照靶標。微體積之治療可以任何適當的次序或序列進行。

【0177】 在圖33至圖42之實例中，僅展示八個管柱1405。然而，每微體積可治療任何適當數目個管柱。在一些實例中，10至20個斑點及因此管柱可治療一微體積。此外，儘管每一斑點對應於輻射之一管柱，但為了清楚起見，僅在諸圖中展示前部管柱。此外，儘管本文中所描述之實例自管柱之最深部分至管柱之最淺部分來治療微體積，但無需為此狀況。舉例而言，可控制降能器板以自管柱之最深部分至管柱之最淺部分治療一個微體積，且接著自管柱之最淺部分至管柱之最深部分來治療相鄰微體積，等等，如關於圖12至圖19所描述。在其他實例中，可能並不依序地治療不同管柱深度。

【0178】 在圖33中，治療管柱1405之最深部分1407。如本文中之慣例，對管柱之經治療部分加陰影且不對未治療部分加陰影。在圖34中，治療管柱1405之接下來最深的部分1408。在圖35中，治療管柱1405之接下來最深的部分1409。在圖36中，治療管柱1405之接下來最深的部分1410。在圖37中，治療管柱1405之最淺部分1411，藉此完成微體積1401之治療。就此而言，儘管為了清楚起見而分開管柱，但如關於圖12至圖19之狀況，管柱實際上可至少部分地重疊，以確保用輻射治療整個微體積。

【0179】 在治療微體積1401之後，以類似方式治療下一微體積1402。在圖38中，治療管柱1415之最深部分1417。在圖39中，治療管柱1415之接下來最深的部分1418。在圖40中，治療管柱1415之接下來最深的部分1419。在圖41中，治療管柱1415之接下來最深的部分1420。在圖42中，治療管柱1415之最淺部分1421，藉此完成微體積1402之治療。如上文的狀況，儘管為了清楚起見而分開管柱，但如關於圖12至圖19之狀

況，管柱實際上可至少部分地重疊，以確保用輻射治療整個微體積。

【0180】 在治療微體積1402之後，可以類似方式治療剩餘微體積。可以任何次序或序列且使用任何適當數目及置放之管柱來治療微體積。此外，如本文中所描述，可使用不同的射束強度來治療個別管柱。此等強度可在管柱之間、在微體積之間或在管柱之間及在微體積之間發生變化。此外，作為強度調變式質子療法治療(IMPT)之部分，可自多個不同角度治療每一微體積。

【0181】 在實例中，圖43A及圖43B之繪圖展示蒙地卡羅模擬之結果，蒙地卡羅模擬計算遞送至治療體積之輻射劑量以及彼劑量計算中之每一體素達到最終劑量所花費的時間。在實例中，藉由對同步回旋加速器之一些參數應用效能修改(例如，10 ms或少於10 ms的層切換時間而非50 ms的層切換時間)，增加射束電流且增強脈衝-脈衝穩定性，可在治療體積之每個部分在少於500 ms內接收其劑量的情況下遞送在每邊為3 cm之立方體上遞送的斑點。此等小的立方體並不嚴格地以每一能量層具有單個斑點之管柱遞送，而是以每一層具有幾個(例如，10至20個)斑點之微體積遞送。此外，直準可用以隔離一個微體積與另一微體積，從而允許此等體積在合理量之總治療時間內被遞送。舉例而言，可使用本文中所描述之可組態直準儀或任何其他適當的直準裝置，包括標準的多葉直準儀(multi-leaf collimator；MLC)。

【0182】 在一些實施方案中，可以關於圖12至圖19所描述之方式治療每一微體積。舉例而言，可治療微體積中之整個管柱，之後繼續移動至同一微體積中之下一管柱。一旦已治療微體積之所有管柱，則治療繼續進行至下一微體積。此處，重複治療直至治療微體積之所有管柱。治療接著

繼續進行至下一微體積，等等，直至治療整個輻照靶標。此等實施方案不同於圖33至圖42之實施方案，在圖33至圖42之實施方案中，對於微體積中之每個管柱，一次治療彼微體積中之每一管柱的整個深度或微層。此後，治療繼續進行至下一深度，等等，直至已治療微體積中之所有管柱。

【0183】 可實施以超高劑量(FLASH)率將輻射遞送至如本文中所描述之管柱的全部或部分，從而以任何隨機方式沈積輻射劑量。舉例而言，參看圖32，輻射靶標中之實例管柱1299可由多個深度構成。每一深度可包含靶標之微層，其直徑約為粒子束之斑點的直徑。使用如本文中所描述之藉由管柱的遞送或輻射，可以超高劑量(FLASH)率將輻射遞送至深度1301、1302及1303中之每一者。可以藉由治療計劃建立之任何方式遞送劑量。舉例而言，相比深度1301或1302，可將較高輻射劑量施加至深度1303。在另一實例中，可將最高劑量施加至深度1303，可將次高劑量施加至深度1302，且可將最低劑量施加至深度1302。在另一實例中，可將最高劑量施加至深度1301，可將次高劑量施加至深度1303，且可將最低劑量施加至深度1302。因此，可在不考慮(例如，獨立於)藉由對多次劑量進行求和而產生之布拉格峰之形狀的情況下施加劑量。換言之，在一些狀況下，該等劑量可能不經組態以沿著以超高劑量(FLASH)率或以較低劑量率遞送至輻照靶標之輻射的管柱獲得展寬的布拉格峰。

【0184】 在一些實施方案中，可將一或多個脊波濾波器或射程調變器輪添加至粒子束之路徑中以展寬(例如，伸長)粒子束之布拉格峰。藉由使用均勻的深度-劑量曲線來產生伸長或展寬之布拉格峰。亦即，基於組織中待遞送有劑量之深度而校準劑量，以便達成平坦或大體上平坦之伸長的布拉格峰。參看圖32，例如，為了使用藉由管柱之輻射遞送來達成諸如

1300之展寬的布拉格峰，可在一段時間內將全部(100%)劑量施加至輻照靶標之管柱1299中的深度1301。接下來，可在一段時間內將80%劑量施加至深度1302。深度1302相比深度1301在逆束方向(up-beam)上(亦即，較淺)。接下來，可在一段時間內將66%劑量施加至深度1303。深度1303相比深度1302在逆束方向上(亦即，較淺)。可重複此過程直至達成展寬的布拉格峰1300。

【0185】 馬達可控制一或多個脊波濾波器或射程調變器輪移入或移出粒子束之路徑。馬達可回應於控制系統之命令。展寬粒子束之布拉格峰可用於如圖12至圖19中所展示之柱狀治療或如圖1中所展示之逐層治療兩者。在一些實施方案中，當布拉格峰展寬時，可使用諸如本文中所描述之彼等技術的技術來增加粒子束之強度。

【0186】 在一些實施方案中，可自動地控制射程調變器輪以在射束場內在兩個維度或三個維度上移動，以便追蹤粒子束之移動。舉例而言，參看圖23，可自動地控制射程調變器輪以在粒子束之路徑中在笛卡爾X維度918及Z維度917上移動。射程調變器輪可具有變化的厚度且可自旋以改變粒子束之布拉格峰，且因此改變靶標內沈積有大部分粒子之深度。在一些實施方案中，射程調變器輪可包括界定其各種厚度之台階。在一些實施方案中，可控制粒子束之強度以便控制遞送於射程調變器輪上之每一部位處的劑量。可進行此以便控制深度劑量分佈。

【0187】 如上文所解釋，在一些實施方案中，掃描系統不包括可組態直準儀。舉例而言，在將碳化硼包括於降能器中之系統中，斑點大小可足夠小且精確以消除對可組態直準儀之需要。然而，在一些實施方案中，掃描系統確實包括可組態直準儀。可藉由控制系統來控制可組態直準儀以

在粒子束到達輻照靶標之前修整粒子束。亦如所解釋，可控制可組態直準儀以在靜止粒子束之能量改變時不同地修整彼粒子束，以治療靶標中之管柱的不同部分，例如深度。更具體而言，粒子束之橫截面積，換言之，粒子束之斑點大小，可在粒子束穿過不同量之組織時改變。為確保粒子束之大小且因此所治療之管柱的半徑在管柱之整個長度上保持一致，可改變直準儀之組態以提供不同量之修整。換言之，可組態直準儀之組態可回應於粒子束之能量之改變而改變。亦即，由於不同能量之射束穿透不同量之組織，因此彼等射束可經受不同量之分散，且因此可能需要不同量之直準以產生規則形狀之管柱，諸如具有半徑恆定之圓柱形形狀的管柱。

【0188】 在一些實施方案中，可組態直準儀通常含有扁平的結構，其被稱作「板」或「葉片」且可控制以移入射束或治療區域，從而阻擋一些輻射通過且允許其他輻射通過。如上文所解釋，可存在面向彼此之兩個葉片集合。葉片集合可控制以產生具有適合於治療之大小及形狀的開口。舉例而言，每一葉片集合可組態以界定邊緣，該邊緣可移入粒子束之路徑，使得在邊緣之第一側上的粒子束之第一部分被該等葉片阻擋，且使得在邊緣之第二側上的粒子束之第二部分不被該等葉片阻擋並允許傳遞至治療區域。在一些實施方案中，葉片連接至線性馬達，為線性馬達之部分或包括線性馬達，每一葉片一個線性馬達，該等線性馬達可控制以控制葉片朝向或遠離治療區域之移動以界定邊緣。

【0189】 在一些實施方案中，線性馬達可控制以組態一個葉片集合從而界定第一邊緣，且組態另一葉片集合以界定面向第一邊緣之第二邊緣。與可組態直準儀一起使用之線性馬達的組態可類似於或相同於與關於圖10所描述之射程調變器板一起使用的線性馬達。舉例而言，線性馬達中

之每一者可包括可移動組件及靜止組件。靜止組件包括用以產生第一磁場之磁場產生器。磁場產生器之實例包括兩個靜止磁體，該等磁體鄰近並間隔開且其極點對準。可移動組件包括用以傳導電流以產生第二磁場之一或多個線圈，該第二磁場與第一磁場相互作用以使可移動組件相對於靜止組件移動。舉例而言，可移動組件可為構成靜止組件之兩個磁體之間的線圈承載板。當電流通過線圈時，彼電流產生磁場，該磁場與由兩個磁體產生之磁場相互作用且使可移動組件(例如，載流板)相對於兩個磁體移動。因為葉片附接至可移動組件，所以葉片隨著可移動組件一起移動。可控制不同葉片之線性馬達以控制葉片之移動，且因此界定上文所描述之可配置直準儀的邊緣。

【0190】 如所提到，在一些實施方案中，線性馬達包括：兩個磁體，其鄰近並間隔開且其極點對準；及線圈承載板，其包夾於兩個磁體之間且相對於兩個磁體移動。此組態允許多個線性馬達配置於成列，每一線性馬達非常接近於下一線性馬達，如可為控制可組態直準儀之葉片所需要的。舉例而言，在一些實施方案中，葉片之厚度約為數毫米(例如，五毫米或小於五毫米)。此厚度之葉片實現精確度相對較高之邊緣；然而，此厚度之葉片可使得使用習知馬達之實施方案在一些狀況下不切實際。然而，本文中所描述之線性馬達使得能夠使用具有此量值之厚度的葉片。舉例而言，兩個靜止磁體屏蔽在其間移動的線圈承載板，藉此控制葉片之移動。藉由屏蔽線圈承載板以免受雜散磁場影響，即使在多個線圈承載板及對應靜止磁體彼此非常接近時，亦有可能控制板之移動。

【0191】 在一些實施方案中，可由一或多個處理裝置構成之控制系統經程式化以控制線性馬達，以藉此控制葉片之定位從而界定邊緣。舉例

而言，控制系統可為可控制的以輸出一或多個控制信號，從而控制線性馬達中之一或多者以延伸或縮回葉片中之一或多者，從而界定邊緣。在一些實施方案中，可使用編碼器追蹤線性馬達之運動。在一些實例中，編碼器包括連接至與葉片及線性馬達相同之總成的電子裝置。編碼器可包括雷射感測器、光學感測器或二極體感測器中之一或多者。編碼器例如藉由偵測葉片或連接至葉片且隨葉片一起移動之結構上的標記或其他標誌相對於編碼器位於何處來偵測葉片之移動。關於葉片之部位的資訊被回饋至控制系統且由控制系統用以在操作期間確認葉片之位置，且在一些實施方案中，改變其位置。編碼器可為或包括簡單的電子感測器，其對中子輻射之敏感性不如上文之處理裝置且因此可位於治療室中。

【0192】 如先前所提到，一些實施方案可能不包括可組態直準儀。在諸如此等實施方案之實例實施方案中，粒子束穿過降能器且傳遞至患者而無諸如直準之後續調節。舉例而言，在諸如板、多面體或彎曲三維形狀之結構包括碳化硼的實施方案中，射束之斑點大小相對於在降能器中使用其他材料產生之射束的斑點大小可減小。在此類狀況下，可能不需要額外直準來達成治療輻照靶標所需之斑點解析度。如所提到，在一些實施方案中，可組態直準儀可處於降能器與患者之間。關於圖20至圖25描述可使用之可組態直準儀的實例實施方案。

【0193】 圖20展示可用於可組態直準儀中之葉片740的實例，但可組態直準儀不限於與此類型之葉片一起使用。葉片之高度750係沿著射束線(例如，粒子束之方向)。葉片之長度752係沿著其進入及離開治療區域之致動方向且係基於系統可治療之場大小或其部分。場大小對應於射束可影響之治療區域。葉片之寬度753為多個葉片在經致動時堆疊所沿的方

向。一般而言，所使用之葉片愈多，則可產生之孔隙(包括用於彎曲邊界)的解析度愈高。

【0194】 在圖20中，葉片740沿著其側面包括舌槽特徵755，其經組態以在多個此類葉片堆疊時減少葉片間洩漏。在此實例中，葉片740之彎曲末端756經組態以在治療區域中之所有部位處維持與射束相切的表面。然而，每一葉片之末端可扁平而不彎曲。

【0195】 在一些實施方案中，可組態直準儀葉片具有足以至少阻擋最大射束能量(例如，由加速器輸出之粒子束的最大能量)之高度。在一些實施方案中，可組態直準儀葉片具有阻擋少於最大射束能量之高度。在一些實施方案中，可組態直準儀葉片之長度不由整個治療區域之面積規定，而是由單個射束斑點之面積(粒子束之橫截面積)或多個射束斑點之面積規定。

【0196】 圖21展示可組態直準儀800之部分的實例實施方案。可組態直準儀800包括葉片801，該等葉片之高度及諸如鎳、黃銅、鎢或其他金屬之製成材料足以抑制或防止給定能量下之輻射通過。舉例而言，在一些系統中，粒子加速器經組態以產生具有100百萬電子伏特(MeV)至300 MeV之最大能量的粒子束。因此，在此類系統中，葉片可經建構以防止具有100 MeV、150 MeV、200 MeV、250 MeV、300 MeV等之能量的射束通過。舉例而言，在一些系統中，粒子加速器經組態以產生具有超過70 MeV之最大能量的粒子束。因此，在此類系統中，葉片可經建構以防止具有70 MeV或大於70 MeV之能量的射束通過。

【0197】 葉片801安裝於托架上以控制其相對於輻照靶標之治療區域(諸如，患者中之腫瘤的橫截面層)的移動。控制移動以使葉片801覆蓋

治療區域804之一些部分，藉此防止輻射在治療期間影響彼等部分，同時使治療區域之其他部分曝露於輻射。在圖21之實例實施方案中，存在總計十四個葉片，左側七個且右側七個。在一些實施方案中，可存在不同數目個葉片，例如，總計十個，左側五個且右側五個；總計十二個，左側六個且右側六個；等等。

【0198】 在圖21中，部位802表示射束斑點之中心且因此表示待遞送有輻射之靶標中之管柱的部位。圓圈808表示治療邊界之部分，超過治療邊界不欲遞送輻射。接近此邊界(例如，在粒子束之輪廓的一個標準偏差內)之射束斑點與健康組織接界。此等斑點可藉由可組態直準儀上之葉片的適當組態及置放來修整(亦即，阻擋)。待修整之射束斑點的實例為射束斑點811，其中心在部位806處。如所展示，葉片801經組態以阻擋射束斑點811之延伸超過圓圈808且延伸至健康組織(或至少未指明用於治療之組織)中的部分。

【0199】 在實例實施方案中，在兩個分開的托架中之每一者上，存在寬度為約5 mm之五個葉片及寬度為約80 mm之兩個葉片。在一些實施方案中，在兩個分開的托架中之每一者上，存在七個葉片，其中之兩者各自具有為五個其他葉片中之每一者的寬度之三倍或多於三倍的寬度。其他實施方案可含有不同數目、大小及組態的葉片以及不同數目及組態的托架。舉例而言，一些實施方案可包括每托架介於五個與五十個之間的任何數目個葉片，例如每托架5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15、16、17、18、19、20、21、22、23、24、25、26、27、28、29、30、31、32、33、34、35、36、37、38、39、40、41、42、43、44、45、46、47、48、49或50個葉片(或多於50個葉片)。

【0200】 該等托架可在水平及豎直方向兩者上移動，如本文中所描述。葉片亦可相對於每一托架水平地移入及移出治療區域。以此方式，葉片可組態為近似正受治療之區域(例如，在此實例中為圓圈808或其部分)附近的區中之治療邊界的形狀。

【0201】 葉片可在待治療之不同管柱之間豎直及/或水平地移動，使得在射束遞送至特定管柱時，葉片處於適當位置中。如所提到，葉片可在射束靜止時且基於射束能量重新組態，從而為不同射束能量提供不同組態。如所解釋，射束可在組織中略微分散。可組態直準儀可在射束能量改變時重新組態以維持規則(例如，圓柱)形狀的管柱。

【0202】 圖22、圖23及圖24展示可組態直準儀之實例實施方案，該可組態直準儀包括經組態以固持且相對於治療靶標在豎直及水平方向兩者上移動上文所描述之葉片的托架913、914、915。如所展示，豎直移動包括在笛卡爾Z維度917上之移動，且水平移動包括在笛卡爾X維度918上之移動(其中笛卡爾Y維度為進入或離開圖23之頁面)。圖23及圖24將托架外殼之部分展示為透明的以便展示外殼內部之組件；然而，該等外殼實際上並不透明。

【0203】 托架913在本文中被稱作主要托架，且托架914及915在本文中被稱作次要托架。次要托架914、915耦接至主要托架913，如圖22至圖24中所展示。在此實例中，次要托架914、915各自包括經由對應部件918、919固定至主要托架913之外殼。在此實例中，主要托架913可沿著導軌920相對於輻照靶標且相對於粒子加速器豎直地(Z維度)移動。主要托架913之豎直移動亦使次要托架豎直地移動。在一些實施方案中，該等次要托架一致地豎直移動。在一些實施方案中，每一次要托架之豎直移動獨

立於另一次要托架之豎直移動。

【0204】如圖22至圖24中所展示，每一次要托架914、915連接至對應桿或軌條922、923，次要托架沿著該桿或軌條移動。更具體而言，在此實例中，馬達925驅動次要托架914以沿著桿922朝向或遠離次要托架915移動。同樣地，在此實例中，馬達926驅動次要托架915以沿著桿923朝向或遠離次要托架914移動。實施對主要托架及次要托架之移動的控制以相對於輻照靶標定位葉片，如本文中所描述。此外，葉片本身亦經組態以移入及移出托架，亦如本文中所描述。

【0205】如圖24中所展示，馬達930驅動主要托架913之豎直移動。舉例而言，如圖24中所展示，導螺桿931耦接至外殼932，該外殼固持驅動對應次要托架914、915之馬達925、926且安裝於導軌920上。導螺桿931耦接至馬達930且由該馬達豎直地驅動。亦即，馬達930豎直地(笛卡爾Z維度)驅動導螺桿931。因為導螺桿931固定至外殼932，所以此移動亦使外殼932且因此使次要托架914、915沿著導軌920朝向或遠離輻照靶標移動。

【0206】在此實例實施方案中，如所提到，七個葉片935、936安裝於每一次要托架914、915上。每一次要托架可經組態以將其葉片水平地移入或移出治療區域。每一次要托架上之個別葉片可為可使用線性馬達相對於同一次要托架上之其他葉片在X維度上獨立且線性地移動的。在一些實施方案中，葉片亦可經組態以在Y維度上移動。此外，一個次要托架914上之葉片可為可獨立於另一次要托架915上之葉片移動的。次要托架上之葉片的此等獨立移動連同由主要托架實現之豎直移動一起允許將葉片移動成各種組態。結果，葉片在水平及豎直方向兩者上均可符合在水平及

豎直維度兩者上均任意塑形之治療區域。葉片之大小及形狀可發生變化以產生不同構形。舉例而言，大小及形狀可發生變化以治療單個射束斑點且因此治療單個管柱。在一些實施方案中，每一次要托架上之個別葉片可為可使用電動馬達獨立且線性地移動的，該等電動馬達相對於同一次要托架上之其他葉片在X維度上驅動導螺桿。

【0207】 該等葉片可由防止或抑制輻射透射之任何適當材料製成。所使用之輻射的類型可規定在葉片中使用何(些)材料。舉例而言，若輻射為X射線，則葉片可由鉛製成。在本文中所描述之實例中，輻射為質子束或離子束。因此，不同類型之金屬或其他材料可用於葉片。舉例而言，葉片可由鎳、鎢、鉛、黃銅、鋼、鐵或其任何適當的組合製成。每一葉片之高度可判定葉片抑制輻射透射的程度。

【0208】 在一些實施方案中，葉片可具有相同高度，而在其他實施方案中，葉片中之一些可具有不同於葉片中之其他者之高度的高度。舉例而言，一組葉片之高度可各自為5 mm。然而，可使用任何適當的高度。舉例而言，葉片935、936可具有以下高度(或其他高度)中之任一者：1 mm、2 mm、3 mm、4 mm、5 mm、6 mm、7 mm、8 mm、9 mm、10 mm、11 mm、12 mm、13 mm、14 mm、15 mm、16 mm、17 mm、18 mm、19 mm、20 mm、21 mm、22 mm、23 mm、24 mm、25 mm、26 mm、27 mm、28 mm、29 mm等。葉片可具有前述高度之任何組合。此外，葉片中之每一者可具有不同於葉片中之多一個其他者的高度。

【0209】 在一些實施方案中，葉片之高度不僅足以完全擋住最大預期質子能量下之粒子束(例如，在230 MeV下之3.3 cm的鎢，或例如5.2 cm的鎳)，而且具有足夠額外材料以防止葉片之間的質子傳輸。此材料可具

有如圖20中所展示之舌槽結構，或類似組態。葉片末端可經組態以包括彎曲或錐形表面以增強各種發散之質子束的遞送半影。

【0210】 在一些實施方案中，可存在多於一個主要托架以及對應馬達及軌條。舉例而言，第一主要托架可控制第一次要托架之豎直移動，且第二主要托架可控制第二次要托架之豎直移動。因此，在此等實施方案中，兩個次要托架可視需要在豎直維度上獨立地移動。在任何狀況下，主要托架可受電腦控制。舉例而言，可執行指令儲存於電腦記憶體(例如，一或多個非暫時性機器可讀儲存媒體)中，且由一或多個處理裝置執行以控制移動。在治療期間，可在具有或不具有使用者輸入之情況下執行控制。

【0211】 如所解釋，每一次要托架914、915包括對應馬達以控制水平托架移動，如上文所描述。在一些實施方案中，單個托架上之所有葉片可使用線性馬達獨立地移動，其中一個線性馬達控制每一葉片。每一葉片可由描述於圖10中之類型的線性馬達控制以產生邊緣，從而阻擋至少一些輻射到達患者，例如以修整由粒子束產生之一或多個斑點。如所提到，用於可組態直準儀中之線性馬達可具有相同於與射程調變器一起使用之線性馬達的結構及功能。然而，在此狀況下，直準儀葉片附接至線性馬達而非能量吸收板。每一線性馬達線性地驅動其對應葉片以到達其在經組態邊緣中之位置。

【0212】 在上文所描述之實例實施方案中，使用分開且可獨立控制之線性馬達獨立地致動每一葉片，使得可藉由葉片組態來追蹤任何適當的形狀。然而，可能不需要此靈活性來達成可接受的邊緣保形性。葉片可受到機械約束，僅能夠達成有限數目個組態。舉例而言，葉片可限於將其置

於豎直線、前對角線形狀、後對角線形狀、凹形、凸形或任何其他可達成的形狀。以此方式，靈活性可換取機械簡單性。

【0213】 在一些狀況下，當粒子束與葉片邊緣之表面相切時，獲得較佳射束效能(半影或邊緣銳度)。然而，由於射束有效地源自單個點源，因此射束穿過可組態直準儀之平面的角度在射束移動遠離場中心時改變。出於此原因，葉片可具有彎曲邊緣，如圖20中所展示，使得邊緣可始終置放於使其與粒子束相切的部位處。在可組態直準儀之實例實施方案中，主要托架及次要托架兩者移動所在的導軌彎曲使得可使用扁平的葉片邊緣來代替彎曲的葉片邊緣，且使得葉片邊緣扁平但保持與粒子束相切。

【0214】 總之，在一些實施方案中，至少部分地由於本文中所描述之線性馬達，可組態直準儀可具有相對較小的大小。因此，相比於標準的多葉直準儀，實例可組態直準儀可因此用以一次修整治療區域之一部分，例如小於整個治療區域且約等於一個斑點大小、兩個斑點大小、三個斑點大小、四個斑點大小、五個斑點大小等的區域。因此，在一些實施方案中，可組態直準儀可足夠小以一次修整單個設點，且可足夠大以在一個位置中修整若干斑點，但在不移動之情況下無法修整整個場。如所提到，修整單個斑點之能力可用以維持治療管柱之規則形狀，此係因為用以產生彼管柱之粒子束的能量會發生變化。

【0215】 掃描系統可包括本文中所描述之可組態直準儀，其可相對於輻照靶標置放以限制粒子束之範圍。舉例而言，可組態直準儀可在降能器之順束方向上且在粒子束射中輻照靶標之治療區域之前置放於射束路徑中。可組態直準儀可藉由控制系統且根據治療計劃而控制以允許粒子束穿過且接著射中治療區域之某些部分，同時防止粒子束射中患者之其他部

分。圖25描繪可組態直準儀970之實施方案相對於患者971的置放。亦展示射束方向971a。

【0216】 可使用之可組態直準儀的實例描述於名為「 Adaptive Aperture 」之美國專利公開案第2017/0128746號中，該公開案之內容以引用之方式併入本文中。

【0217】 圖26及圖27展示質子療法系統1082之實例的部分，該質子療法系統含有安裝於台架上之粒子加速器。因為加速器安裝於台架上，所以其處於治療室中或鄰近於治療室。粒子加速器可為圖3之同步回旋加速器；然而，該系統不限於與同步回旋加速器一起使用。台架及粒子加速器可根據治療計劃而連同掃描系統一起加以控制，從而以本文中所描述之方式使用超高劑量率輻射治療輻照靶標之管柱。在一些實施方案中，台架為剛的且具有經安裝以用於在處於患者之相對側上之兩個各別軸承上旋轉的兩個支腳(未圖示)。台架可包括連接至其支腳中之每一者的鋼桁架(未圖示)，其足夠長以橫跨患者所處之治療區域且在兩個末端處附接至台架之旋轉支腳。粒子加速器可由鋼桁架支撐以繞患者運動。

【0218】 在圖26及圖27之實例中，患者位於治療床1084上。在此實例中，治療床1084包括支撐患者之平台。該平台亦可包括一或多個約束裝置(未圖示)，其用於將患者固持於適當位置且用於在床移動期間及在治療期間使患者保持基本不動。該平台可能被填入或可能未被填入及/或具有對應於患者之部分之形狀的形狀(例如，凹痕)。該床可經由臂1085移動。

【0219】 圖28展示描述於以引用之方式併入本文中之美國專利第7,728,311號中的台架組態之實例，且包括質子療法系統之替代實施方案

的組件，該質子療法系統可用於以本文中所描述之方式使用超高劑量率輻射治療輻照靶標之管柱。圖28之實例質子療法系統包括內部台架1190，該內部台架具有噴嘴1191、治療床1192及粒子加速器1193 (例如，本文中所描述之類型的同步回旋加速器)，該粒子加速器安裝於外部台架1194上以用於繞患者至少部分地旋轉從而將輻射遞送至患者中之(多個)靶標。治療床1192可根據治療計劃而控制且經組態而以本文中所描述之方式旋轉並平移患者。

【0220】 在圖28之實例中，粒子加速器1193亦安裝至外部台架1194，亦使得粒子加速器能夠沿著臂1196在箭頭方向1195上進行線性移動(例如，平移移動)。亦如圖28中所展示，粒子加速器1193可連接至用於相對於台架進行樞轉運動的平衡架1199。此樞轉運動可用以定位加速器且因此定位射束以用於治療。

【0221】 包括掃描磁體、離子腔室、射程調變器及可組態直準儀之掃描系統的組件可安裝於質子療法系統之內部台架的噴嘴1081、1191上、安裝於該噴嘴中或耦接至該噴嘴。此等組件可由控制系統根據治療計劃而控制以使用超高劑量率輻射治療輻照靶標之管柱。在兩個實例中，噴嘴可沿著內部台架(1080或1190)之導軌相對於患者及粒子加速器移動，且可朝向患者延伸或可遠離患者縮回，藉此亦延伸及縮回安裝於其上的組件。

【0222】 在一些實施方案中，用於本文中所描述之質子療法系統中的同步回旋加速器可為可變能量同步回旋加速器。在一些實施方案中，可變能量同步回旋加速器經組態以藉由使粒子束加速所在之磁場變化來使輸出粒子束之能量變化。舉例而言，可將電流設定為多個值中之任一者以產

生對應磁場。在實例實施方案中，超導線圈之一或多個集合接收可變電流以在空腔中產生可變磁場。在一些實例中，線圈之一個集合接收固定電流，而線圈之一或多個其他集合接收可變電流使得由線圈集合接收之總電流發生變化。在一些實施方案中，線圈之所有集合為超導的。在一些實施方案中，線圈之一些集合(諸如，用於固定電流之集合)為超導線圈，而線圈之其他集合(諸如，用於可變電流之一或多個集合)為非超導(例如，銅)線圈。

【0223】 一般而言，在可變能量同步回旋加速器中，磁場之量值可隨電流之量值而按比例調整。在預定範圍內調整線圈之總電流可產生在對應預定範圍內發生變化之磁場。在一些實例中，電流之連續調整可導致磁場之連續變化及輸出射束能量之連續變化。替代地，當以非連續之逐步方式調整施加至線圈之電流時，磁場及輸出射束能量亦相應地以非連續(逐步)方式變化。針對電流而按比例調整磁場可允許射束能量相對精確地發生變化，因此降低對降能器之需求。可用於本文中所描述之粒子療法系統中的可變能量同步回旋加速器之實例描述於中名為「Particle Accelerator That Produces Charged Particles Having Variable Energies」的美國專利第9,730,308號中，該專利之內容以引用之方式併入本文中。

【0224】 在使用可變能量同步回旋加速器之粒子療法系統的實施方案中，控制粒子束之能量以治療靶標之管柱可藉由改變由同步回旋加速器輸出之粒子束的能量而根據治療計劃執行。在此等實施方案中，可使用或可不使用射程調變器。舉例而言，控制粒子束之能量可包括將同步回旋加速器主線圈中之電流設定為多個值中之一者，每一值對應於自同步回旋加速器輸出粒子束之不同能量。可連同可變能量同步回旋加速器一起使用射

程調變器以例如在由同步回旋加速器提供之離散能階之間提供額外能量改變。

【0225】 在一些實施方案中，除同步回旋加速器以外之粒子加速器可用於本文中所描述之粒子療法系統中。舉例而言，回旋加速器、同步加速器、線性加速器或其類似者可替代本文中所描述之同步回旋加速器。儘管已描述旋轉台架(例如，外部台架)，但本文中所描述之實例粒子療法系統不限於與旋轉台架一起使用。確切而言，粒子加速器可在適當時安裝於任何類型之機器人或其他可控制機構(本文中亦特徵界定為台架類型)上，以實施粒子加速器之移動。舉例而言，粒子加速器可安裝於一或多個機器人臂上以實施加速器相對於患者之旋轉、樞轉及/或平移移動。在一些實施方案中，粒子加速器可安裝於導軌上且沿著導軌之移動可受電腦控制。在此組態中，加速器相對於患者之旋轉及/或平移及/或樞轉移動亦可經由適當電腦控制來達成。在一些實施方案中，粒子加速器可靜止且位於治療室外部，其中射束被遞送至治療室中之噴嘴。

【0226】 在一些實例中，如上文所提到，輻射之超高劑量率可包括在少於500 ms之持續時間內超過每秒1戈雷的輻射劑量。在一些實例中，輻射之超高劑量率可包括在介於10 ms與5 s之間的持續時間內超過每秒1戈雷的輻射劑量。在一些實例中，輻射之超高劑量率可包括在少於5 s之持續時間內超過每秒1戈雷的輻射劑量。

【0227】 在一些實例中，輻射之超高劑量率包括在少於500 ms之持續時間內超過以下劑量中之一者的輻射劑量：每秒2戈雷、每秒3戈雷、每秒4戈雷、每秒5戈雷、每秒6戈雷、每秒7戈雷、每秒8戈雷、每秒9戈雷、每秒10戈雷、每秒11戈雷、每秒12戈雷、每秒13戈雷、每秒14戈

雷、每秒15戈雷、每秒16戈雷、每秒17戈雷、每秒18戈雷、每秒19戈雷、每秒20戈雷、每秒30戈雷、每秒40戈雷、每秒50戈雷、每秒60戈雷、每秒70戈雷、每秒80戈雷、每秒90戈雷或每秒100戈雷。在一些實例中，輻射之超高劑量率包括在介於10 ms與5 s之間的持續時間內超過以下劑量中之一者的輻射劑量：每秒2戈雷、每秒3戈雷、每秒4戈雷、每秒5戈雷、每秒6戈雷、每秒7戈雷、每秒8戈雷、每秒9戈雷、每秒10戈雷、每秒11戈雷、每秒12戈雷、每秒13戈雷、每秒14戈雷、每秒15戈雷、每秒16戈雷、每秒17戈雷、每秒18戈雷、每秒19戈雷、每秒20戈雷、每秒30戈雷、每秒40戈雷、每秒50戈雷、每秒60戈雷、每秒70戈雷、每秒80戈雷、每秒90戈雷或每秒100戈雷。在一些實例中，輻射之超高劑量率包括在少於5 s之持續時間內超過以下劑量中之一者的輻射劑量：每秒2戈雷、每秒3戈雷、每秒4戈雷、每秒5戈雷、每秒6戈雷、每秒7戈雷、每秒8戈雷、每秒9戈雷、每秒10戈雷、每秒11戈雷、每秒12戈雷、每秒13戈雷、每秒14戈雷、每秒15戈雷、每秒16戈雷、每秒17戈雷、每秒18戈雷、每秒19戈雷、每秒20戈雷、每秒30戈雷、每秒40戈雷、每秒50戈雷、每秒60戈雷、每秒70戈雷、每秒80戈雷、每秒90戈雷或每秒100戈雷。

【0228】 在一些實例中，輻射之超高劑量率包括在少於500 ms之持續時間內、在介於10 ms與5 s之間的持續時間內或少於5 s之持續時間內超過以下劑量中之一或多者的輻射劑量：每秒100戈雷、每秒200戈雷、每秒300戈雷、每秒400戈雷或每秒500戈雷。

【0229】 在一些實例中，輻射之超高劑量率包括在少於500 ms之持續時間內介於每秒20戈雷與每秒100戈雷之間的輻射劑量。在一些實例

中，輻射之超高劑量率包括在介於10 ms與5 s之間的持續時間內介於每秒20戈雷與每秒100戈雷之間的輻射劑量。在一些實例中，輻射之超高劑量率包括在少於5 s之持續時間內介於每秒20戈雷與每秒100戈雷之間的輻射劑量。在一些實例中，輻射之超高劑量率包括在諸如少於5 s之一段時間內介於每秒40戈雷與每秒120戈雷之間的輻射劑量。該段時間之其他實例為上文所提供之彼等實例。

【0230】 本文中所描述之實例質子療法系統的操作及其所有或一些組件之操作可至少部分地使用一或多個電腦程式產品(例如，有形地體現於一或多個非暫時性機器可讀媒體中之一或多個電腦程式)控制(在適當時)，以供一或多個資料處理設備(例如，可程式化處理器、一或多個電腦及/或可程式化邏輯組件)執行或控制該一或多個資料處理設備之操作。

【0231】 電腦程式可以包括經編譯或經解譯語言之任何形式之程式設計語言編寫，且其可以任何形式部署，包括作為獨立程式或作為模組、組件、副常式或適用於運算環境中之其他單元。電腦程式可經部署以在一個站點處之一個電腦上或多個電腦上執行或跨越多個站點分佈且藉由網路互連。

【0232】 與控制本文中所描述之實例質子療法系統之操作的全部或部分相關聯之動作可藉由執行一或多個電腦程式之一或多個可程式化處理器執行，以執行本文中所描述之功能。可使用例如場可程式化閘陣列(FPGA)及/或特殊應用積體電路(ASIC)之專用邏輯電路系統來控制操作之全部或部分。

【0233】 作為實例，適用於執行電腦程式之處理器包括通用微處理器及專用微處理器兩者，以及任何種類之數位電腦的任何一或多個處理

器。一般而言，處理器將自唯讀儲存區域或隨機存取儲存區域或其兩者接收指令及資料。電腦(包括伺服器)之元件包括用於執行指令之一或多個處理器以及用於儲存指令及資料之一或多個儲存區域裝置。一般而言，電腦亦將包括用於儲存資料之一或多個機器可讀儲存媒體，例如磁碟、磁光碟或光碟，或以操作方式耦接至該一或多個機器可讀儲存媒體，以自該等機器可讀儲存媒體接收資料，或將資料傳送至該等機器可讀儲存媒體，或接收資料及傳送資料兩者。適合於儲存電腦程式指令及資料之非暫時性機器可讀儲存媒體包括所有形式之非揮發性儲存區域，作為實例，包括半導體儲存區域裝置，例如EPROM、EEPROM及快閃儲存區域裝置；磁碟，例如內部硬碟或抽取式磁碟；磁光碟；及CD-ROM及DVD-ROM磁碟。

【0234】 任何多於兩個前述實施方案皆可與適當的粒子加速器(例如，同步回旋加速器)以適當組合加以使用。同樣地，任何多於兩個前述實施方案之個別特徵可以適當組合加以使用。可自本文中所描述之程序、系統、設備等省去元件而不會不利地影響其操作。可將各種分開的元件組合成一或多個個別元件以執行本文中所描述之功能。

【符號說明】

【0235】

- 10: 層
- 11: 靶標
- 12: 粒子束
- 15: 箭頭方向
- 16: 層
- 20: 管柱

- 21: 靶標
- 22: 粒子束
- 24: 路徑
- 25: 管柱
- 28: 箭頭方向
- 29: 箭頭方向
- 101: 能量吸收板
- 102: 能量吸收板
- 103: 能量吸收板
- 106: 橢圓點
- 109: 線圈承載板
- 110a: 磁體
- 110b: 磁體
- 111: 箭頭方向
- 114: 運算系統
- 116: 遠端室
- 117: 治療室
- 310: 組件/同步回旋加速器
- 311: 超導磁體
- 312: 超導線圈
- 313: 超導線圈
- 314: 鐵磁性磁軛
- 315: 鐵磁性磁軛

316: 空腔
317: 粒子源
420: 提取通道
421: 同步回旋加速器
422: 掃描組件
424: 掃描磁體
425: 離子腔室
426: 降能器
427: 電流感測器
428: 可組態直準儀
441: 線圈
442: 線圈
460: 射程調變器
461: 板
464: 馬達
470: 板
472: 箭頭方向
473: 粒子束
500: 板
500a: 板
500b: 板
500c: 板
501: 管柱

- 502: 最深部分
- 503: 靶標
- 504: 粒子束
- 505: 箭頭方向
- 506: 次深部分
- 508: 第三深部分
- 510: 最淺部分
- 601: 管柱
- 602: 最淺部分/次淺部分
- 604: 粒子束
- 605: 箭頭方向
- 608: 第三淺部分
- 610: 最深部分
- 740: 葉片
- 750: 高度
- 752: 長度
- 753: 寬度
- 755: 舌槽特徵
- 756: 彎曲末端
- 800: 可組態直準儀
- 801: 葉片
- 802: 部位
- 804: 治療區域

- 806: 部位
- 808: 圓圈
- 811: 射束點
- 913: 主要托架
- 914: 次要托架
- 915: 次要托架
- 917: 笛卡爾Z維度
- 918: 笛卡爾X維度/部件
- 919: 部件
- 920: 導軌
- 922: 桿或軌條
- 923: 桿或軌條
- 925: 馬達
- 926: 馬達
- 930: 馬達
- 931: 導螺桿
- 932: 外殼
- 935: 葉片
- 936: 葉片
- 970: 可組態直準儀
- 971: 患者
- 971a: 射束方向
- 1080: 內部台架

- 1081: 噴嘴
- 1082: 質子療法系統
- 1084: 治療床
- 1085: 臂
- 1101: 步驟
- 1102: 操作
- 1103: 操作
- 1104: 操作
- 1105: 操作
- 1190: 內部台架
- 1191: 噴嘴
- 1192: 治療床
- 1193: 粒子加速器
- 1194: 外部台架
- 1195: 箭頭方向
- 1196: 臂
- 1199: 平衡架
- 1200: 治療計劃系統
- 1201: 預測模型
- 1202: RBE模型
- 1203: 劑量計算引擎
- 1204: 定序器
- 1205: 體素

- 1206: 體素
- 1207: 體素
- 1208: 體素
- 1299: 管柱
- 1300: 展寬的布拉格峰
- 1301: 深度
- 1302: 深度
- 1303: 深度
- 1400: 輻照靶標之部分
- 1401: 微體積
- 1402: 微體積
- 1403: 微體積
- 1404: 微體積
- 1405: 管柱
- 1407: 最深部分
- 1408: 接下來最深的部分
- 1409: 接下來最深的部分
- 1410: 接下來最深的部分
- 1411: 最淺部分
- 1415: 管柱
- 1417: 最深部分
- 1418: 接下來最深的部分
- 1419: 接下來最深的部分

1420: 接下來最深的部分

1421: 最淺部分

【發明申請專利範圍】

【請求項1】

一種粒子療法系統，其包含：

粒子加速器，其用以產生粒子束；

掃描磁體，其用以沿著路徑導引該粒子束，各路徑至少部分地穿過該粒子束之靶標，該靶標包括至少第一微體積及第二微體積；及

控制系統，其用以控制至少該掃描磁體從而實施包括以下之操作：

使用該粒子束處理該第一微體積；及

在該第一微體積處理完成後使用該粒子束處理該第二微體積；

其中處理其為該第一微體積或該第二微體積之微體積包括：

將該粒子束導引至至少部分地穿過該微體積之路徑；及

控制該粒子束之能量，使得該粒子束沿著該路徑處理該微體積的內部部分，該內部部分對應粒子束的能階；

對於至少部分地穿過該微體積之不同路徑實施導引及控制，直到沿著該等不同路徑之各者的該微體積之內部部分被處理，該內部部分對應該粒子束的能階；及

重複導引、控制及實施直到對應於不同粒子束的能階之該微體積之內部部分沿著各路徑被處理；其中在該粒子束將超過每秒一(1)戈雷之輻射劑量遞送至該靶標達少於五(5)秒之持續時間。

【請求項2】

如請求項1之粒子療法系統，其進一步包含：

能量吸收結構，該等能量吸收結構中之每一者經組態以在該粒子束穿過該能量吸收結構傳遞至該靶標時減少該粒子束之能量；且

其中該控制系統經組態以藉由將該等能量吸收結構中之一或多者移入或移出該靶標與該粒子束之源之間的該粒子束之該路徑來控制該粒子束之該能量。

【請求項3】

如請求項2之粒子療法系統，其中該等能量吸收結構包含能量吸收板。

【請求項4】

如請求項2之粒子療法系統，其中該控制系統經組態以在該粒子束處於該路徑處時將一或多個能量吸收結構移入或移出該粒子束之該路徑。

【請求項5】

如請求項2之粒子療法系統，其中該控制系統經組態以將多個能量吸收結構依序地移入該粒子束之該路徑。

【請求項6】

如請求項2之粒子療法系統，其中該控制系統經組態以將多個能量吸收結構依序地移出該粒子束之該路徑。

【請求項7】

如請求項2之粒子療法系統，其中該等能量吸收結構當中之能量吸收板包含線性馬達，該線性馬達可控制以將該能量吸收板移入或移出該粒子束之該路徑。

【請求項8】

如請求項2之粒子療法系統，其中該控制系統經組態以在一百(100)毫秒或少於一百毫秒之持續時間內將該一或多個能量吸收結構中之每一者移入或移出該粒子束之該路徑。

【請求項9】

如請求項2之粒子療法系統，其中該控制系統經組態以在五十(50)毫秒或少於五十毫秒之持續時間內將該一或多個能量吸收結構中之每一者移入或移出該粒子束之該路徑。

【請求項10】

如請求項2之粒子療法系統，其中該控制系統經組態以藉由執行包含以下操作之操作來移動該一或多個能量吸收結構：

控制該一或多個能量吸收結構當中之第一板以在該粒子束穿過該一或多個能量吸收結構傳遞至該靶標期間移動。

【請求項11】

如請求項1之粒子療法系統，其中該粒子加速器包含超導繞組且其中該粒子加速器經組態以基於通過該等超導繞組之電流而產生該粒子束；且其中該控制系統經組態以藉由將該電流設定為多個值中之一者來控制該粒子束之該能量，該多個值中之每一者對應於該粒子束自該粒子加速器輸出之不同能量。

【請求項12】

如請求項1之粒子療法系統，其中該控制系統經組態以控制該粒子束，從而將超過每秒二十(20)戈雷之輻射劑量遞送至該靶標達少於五(5)秒之持續時間。

【請求項13】

如請求項1之粒子療法系統，其中該控制系統經組態以控制該粒子束，從而將介於每秒二十(20)戈雷與每秒一百(100)戈雷之間的輻射劑量遞送至該靶標達少於五(5)秒之持續時間。

【請求項14】

如請求項1之粒子療法系統，其中該粒子束包含具有至少兩(2)毫米 σ 之大小的高斯筆形射束。

【請求項15】

如請求項1之粒子療法系統，其中該粒子束包含具有介於兩(2)毫米 σ 與二十(20)毫米 σ 之間的大小的的高斯筆形射束。

【請求項16】

如請求項1之粒子療法系統，其進一步包含：

直準儀，其可組態以阻擋該粒子束之第一部分，同時允許該粒子束之第二部分到達該靶標。

【請求項17】

如請求項16之粒子療法系統，其中該直準儀包含：

由阻止該粒子束通過之材料構成的結構，該等結構界定邊緣，該邊緣移入該粒子束之該路徑，使得在該邊緣之第一側上的該粒子束之該第一部分被該等結構阻擋，且使得在該邊緣之第二側上的該粒子束之該第二部分未被該等結構阻擋；及

線性馬達，其可控制以組態該等結構從而界定該邊緣，該等線性馬達中之每一者包含可移動組件及靜止組件，該靜止組件包含用以產生第一磁場之磁場產生器，該可移動組件包含一或多個線圈，該一或多個線圈用以傳導電流以產生第二磁場，該第二磁場與該第一磁場相互作用以使該可移動組件相對於該靜止組件移動；

其中每一線性馬達之該可移動組件連接至該等結構中之對應者或為其部分，使得該對應結構隨著該可移動組件之移動一起移動。

【請求項18】

如請求項1之粒子療法系統，其中該控制系統經組態以控制沿著該多個路徑中之每一者的該粒子束之強度。

【請求項19】

如請求項18之粒子療法系統，其中該粒子束之該強度沿著該多個路徑中之至少兩者為不同的。

【請求項20】

如請求項1之粒子療法系統，其進一步包含記憶體，該記憶體儲存可執行以實施用於該粒子療法系統之治療計劃系統的指令，該治療計劃系統包含：

預測模型，其界定該粒子療法系統及包含該靶標待由該粒子療法系統治療之患者的特徵，該預測模型至少部分地藉由界定該粒子療法系統可藉由該粒子束遞送輻射之時序的特徵來界定該粒子療法系統之特徵；

相對生物有效性(RBE)模型，其基於該輻射之遞送的該時序而界定該輻射對該靶標之相對生物有效性的特徵；及

劑量計算引擎，其用以判定用於將該輻射遞送至包含該第一微體積及該第二微體積之該靶標之體素的劑量方案，該劑量計算引擎經組態以基於該預測模型及該RBE模型而判定該劑量方案。

【請求項21】

如請求項20之粒子療法系統，其中該劑量方案指定該輻射待遞送至該等體素之劑量及劑量率；且

其中該治療計劃系統進一步包含定序器，該定序器用以產生用於對劑量遞送進行定序以便最佳化由該劑量計算引擎判定之有效劑量的指令。

【請求項22】

如請求項20之粒子療法系統，其中該預測模型基於該粒子束的脈衝之結構而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項23】

如請求項20之粒子療法系統，其中該預測模型基於由該粒子束的每脈衝最大劑量而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項24】

如請求項20之粒子療法系統，其中該預測模型基於該掃描磁體移動該粒子束的掃掠時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項25】

如請求項20之粒子療法系統，其中該預測模型基於改變該粒子束之能量所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項26】

如請求項20之粒子療法系統，其中該預測模型基於移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之能量所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項27】

如請求項20之粒子療法系統，其中該預測模型基於用於調節輻射劑量之策略而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項28】

如請求項20之粒子療法系統，其中該預測模型基於移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項29】

如請求項20之粒子療法系統，其中該預測模型基於組態用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項30】

如請求項20之粒子療法系統，其中該預測模型基於控制射程調變器以改變該粒子束中的粒子之布拉格峰所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項31】

如請求項20之粒子療法系統，其中該劑量計算引擎經組態以基於該RBE模型而判定在該劑量方案中所指定之劑量待遞送至該等體素的時間。

【請求項32】

如請求項20之粒子療法系統，其中該劑量計算引擎經組態以判定該等體素當中之體素含有靶向組織、非靶向組織抑或靶向組織及非靶向組織兩者，且至少部分地基於該體素含有靶向組織、非靶向組織抑或靶向組織及非靶向組織兩者而判定至該體素之輻射的劑量率。

【請求項33】

如請求項32之粒子療法系統，其中該靶向組織包含患病組織且該非靶向組織包含健康組織。

【請求項34】

如請求項32之粒子療法系統，其中在該體素僅含有非靶向組織之狀況下，判定至該體素之輻射的該劑量率包含判定不將劑量遞送至該體素。

【請求項35】

如請求項32之粒子療法系統，其中在該體素含有靶向組織或靶向組織及非靶向組織兩者之狀況下，判定至該體素之輻射的該劑量率包括判定

將超高劑量率輻射遞送至該體素。

【請求項36】

如請求項35之粒子療法系統，其中該超高劑量率輻射包含在少於500 ms之持續時間內超過每秒一(1)戈雷的輻射劑量。

【請求項37】

如請求項35之粒子療法系統，其中該超高劑量率輻射包含在少於500 ms之持續時間內介於每秒40戈雷與每秒120戈雷之間的輻射劑量。

【請求項38】

如請求項20之粒子療法系統，其中該劑量方案指定該輻射待遞送至該等體素之劑量及劑量率；且

其中該等劑量為基於來自該RBE模型之加權因子而判定的等效劑量。

【請求項39】

如請求項38之粒子療法系統，其中該加權因子使該劑量增加達一段持續時間。

【請求項40】

如請求項21之粒子療法系統，其中該定序器經組態以基於以下各者中之一或多者對該等劑量之遞送進行定序：該粒子束的脈衝之結構、該粒子束之每脈衝最大劑量、該掃描磁體移動該粒子束之掃掠時間、改變該粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之該能量所花費的時間、用於調節該等劑量之策略、移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態該直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變該粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【請求項41】

如請求項21之粒子療法系統，其中該定序器經組態以基於以下各者中之兩者或多於兩者對該等劑量之遞送進行定序：該粒子束的脈衝之結構、該粒子束之每脈衝最大劑量、該掃描磁體移動該粒子束之掃掠時間、改變該粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之該能量所花費的時間、用於調節該等劑量之策略、移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態該直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變該粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【請求項42】

如請求項21之粒子療法系統，其中該定序器經組態以基於以下各者中之三者或多於三者對該等劑量之遞送進行定序：該粒子束的脈衝之結構、該粒子束之每脈衝最大劑量、該掃描磁體移動該粒子束之掃掠時間、改變該粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之該能量所花費的時間、用於調節該等劑量之策略、移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態該直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變該粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【請求項43】

如請求項21之粒子療法系統，其中該定序器經組態以基於以下所有者對該等劑量之遞送進行定序：該粒子束的脈衝之結構、該粒子束之每脈衝最大劑量、該掃描磁體移動該粒子束之掃掠時間、改變該粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之該能量所花費的時間、用於調節該等劑量之策略、移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態該直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變該

粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【請求項44】

如請求項21之粒子療法系統，其中對於該等體素當中之體素，該定序器經組態以沿著各路徑對至少部分地穿過該體素之管柱中的該等劑量之集合的遞送進行定序，該集合中之每一劑量係以超高劑量率遞送。

【請求項45】

如請求項21之粒子療法系統，其中對於該等體素當中之體素，該定序器經組態以沿著該路徑對至少部分地穿過該體素之管柱中的該等劑量之集合的遞送進行定序；且

其中對於該等管柱當中之管柱，待在該粒子束靜止時改變該粒子束的能量。

【請求項46】

如請求項1之粒子療法系統，其進一步包含記憶體，儲存可執行以實施用於粒子療法系統之治療計劃系統的指令，該治療計劃系統包含：

預測模型，其界定該粒子療法系統及待由該粒子療法系統治療之包含該靶標之患者的特徵；及

劑量計算引擎，其用以判定用於經由粒子束將輻射遞送至包含該第一微體積及該第二微體積之體素的劑量方案，該劑量計算引擎經組態以基於該預測模型而判定該劑量方案。

【請求項47】

如請求項46之粒子療法系統，其中該劑量方案指定該輻射待遞送至該等體素之劑量及劑量率；且

其中該治療計劃系統進一步包含定序器，該定序器用以產生用於對

劑量以由該劑量計算引擎判定之速率之遞送進行定序的指令。

【請求項48】

如請求項1之粒子療法系統，其進一步包含

記憶體，該記憶體儲存(i)第一資訊，該第一資訊界定該粒子療法系統及包含待由該粒子療法系統治療之該靶標之患者的特徵，及(ii)第二資訊，該第二資訊界定包含該粒子束之輻射對組織之相對生物有效性的特徵；及

一或多個處理裝置，其經組態以判定用於將該輻射遞送至包含該第一微體積及該第二微體積之體素的劑量方案，該劑量方案係基於該第一資訊及該第二資訊而判定。

【請求項49】

如請求項48之粒子療法系統，其中該劑量方案指定該輻射待遞送至該等體素之劑量及劑量率；且

其中該一或多個處理裝置經組態以產生用於對劑量以在該劑量方案中所指定之速率之遞送進行定序的指令。

【請求項50】

如請求項48之粒子療法系統，其中該第一資訊基於該粒子束的脈衝之結構而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項51】

如請求項48之粒子療法系統，其中該第一資訊基於該粒子束的每脈衝最大劑量而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項52】

如請求項48之粒子療法系統，其中該第一資訊基於該掃描磁體移動

該粒子束的掃掠時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項53】

如請求項48之粒子療法系統，其中該第一資訊基於改變該粒子束之能量所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項54】

如請求項48之粒子療法系統，其中該第一資訊基於移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之能量所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項55】

如請求項48之粒子療法系統，其中該第一資訊基於用於調節該等劑量之策略而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項56】

如請求項48之粒子療法系統，其中該第一資訊基於移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項57】

如請求項48之粒子療法系統，其中該第一資訊基於組態用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項58】

如請求項48之粒子療法系統，其中該第一資訊基於控制射程調變器以改變該粒子束中的粒子之布拉格峰所花費的時間而界定該粒子療法系統之特徵。

【請求項59】

如請求項48之粒子療法系統，其中判定該劑量方案包含：基於該第

二資訊而判定在該劑量方案中所指定之劑量待遞送至該患者之該等體素的時間。

【請求項60】

如請求項48之粒子療法系統，其中判定該劑量方案包含：

判定該等體素當中之體素含有靶向組織、非靶向組織抑或靶向組織及非靶向組織兩者，且至少部分地基於該體素含有靶向組織、非靶向組織抑或靶向組織及非靶向組織兩者而判定至該體素之輻射的劑量率。

【請求項61】

如請求項60之粒子療法系統，其中該靶向組織包含患病組織且該非靶向組織包含健康組織。

【請求項62】

如請求項60之粒子療法系統，其中在該體素僅含有非靶向組織之狀況下，判定至該體素之輻射的該劑量率包含：判定不將劑量遞送至該體素。

【請求項63】

如請求項60之粒子療法系統，其中在該體素含有靶向組織或靶向組織及非靶向組織兩者之狀況下，判定至該體素之輻射的該劑量率包括：判定將超高劑量率輻射遞送至該體素。

【請求項64】

如請求項63之粒子療法系統，其中該超高劑量率輻射包含在少於五(5)秒之持續時間內超過每秒一(1)戈雷的輻射劑量。

【請求項65】

如請求項63之粒子療法系統，其中該超高劑量率輻射包含在少於500

ms之持續時間內超過每秒一(1)戈雷的輻射劑量。

【請求項66】

如請求項63之粒子療法系統，其中該超高劑量率輻射包含在少於500 ms之持續時間內介於每秒40戈雷與每秒120戈雷之間的輻射劑量。

【請求項67】

如請求項48之粒子療法系統，其中該劑量方案指定該輻射待遞送至該等體素之劑量及劑量率；且

其中該等劑量為基於來自該第二資訊之加權因子而判定的等效劑量。

【請求項68】

如請求項67之粒子療法系統，其中該加權因子使該劑量增加達一段持續時間。

【請求項69】

如請求項49之粒子療法系統，其中對劑量之遞送進行定序係基於以下各者中之一或多者：該粒子束的脈衝之結構、該粒子束之每脈衝最大劑量、該掃描磁體移動該粒子束之掃掠時間、改變該粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之該能量所花費的時間、用於調節該等劑量之策略、移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態該直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變該粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【請求項70】

如請求項49之粒子療法系統，其中對劑量之遞送進行定序係基於以下各者中之兩者或多於兩者：該粒子束的脈衝之結構、該粒子束之每脈衝

最大劑量、該掃描磁體移動該粒子束之掃掠時間、改變該粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之該能量所花費的時間、用於調節該等劑量之策略、移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態該直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變該粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【請求項71】

如請求項49之粒子療法系統，其中對劑量之遞送進行定序係基於以下各者中之三者或多於三者：該粒子束的脈衝之結構、該粒子束之每脈衝最大劑量、該掃描磁體移動該粒子束之掃掠時間、改變該粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之該能量所花費的時間、用於調節該等劑量之策略、移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態該直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變該粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【請求項72】

如請求項49之粒子療法系統，其中對劑量之遞送進行定序係基於以下所有者：該粒子束的脈衝之結構、該粒子束之每脈衝最大劑量、該掃描磁體移動該粒子束之掃掠時間、改變該粒子束之能量所花費的時間、移動一或多個能量吸收結構以改變該粒子束之該能量所花費的時間、用於調節該等劑量之策略、移動用於使該粒子束直準之直準儀所花費的時間、組態該直準儀所花費的時間，或控制射程調變器以改變該粒子束中之粒子之布拉格峰所花費的時間。

【請求項73】

如請求項49之粒子療法系統，其中對於該等體素當中之體素，對劑

量遞送進行定序包含對部分地穿過該體素之管柱中的該等劑量之集合的遞送進行定序，該集合中之每一劑量係以超高劑量率遞送。

【請求項74】

如請求項49之粒子療法系統，其中對於該等體素當中之體素，對劑量遞送進行定序包含對部分地穿過該體素之管柱中的該等劑量之集合的遞送進行定序；且

其中對於該等管柱當中之管柱，待由粒子加速器產生之粒子束靜止時改變該粒子束的能量。

【請求項75】

如請求項1之粒子療法系統，其進一步包含：

記憶體，該記憶體儲存第一資訊，該第一資訊界定該粒子療法系統及包含待由該粒子療法系統治療之該靶標之患者的特徵；及

一或多個處理裝置，其經組態以判定用於將輻射遞送至包含該第一微體積及該第二微體積之體素的劑量方案，該劑量方案係基於該第一資訊而判定。

【請求項76】

如請求項75之粒子療法系統，其中該劑量方案指定該輻射待遞送至該等體素之劑量及劑量率；且

其中該一或多個處理裝置經組態以產生用於對劑量以在該劑量方案中所指定之速率之遞送進行定序的指令。

【請求項77】

如請求項1之粒子療法系統，其進一步包含：

治療計劃系統，其用以產生治療計劃，該治療計劃指定如何將經由

該粒子束之輻射遞送至包含該第一微體積及該第二微體積之體素，其中該控制系統經組態以根據該治療計劃控制該粒子加速器及該掃描磁體，從而將該輻射遞送至該等體素。

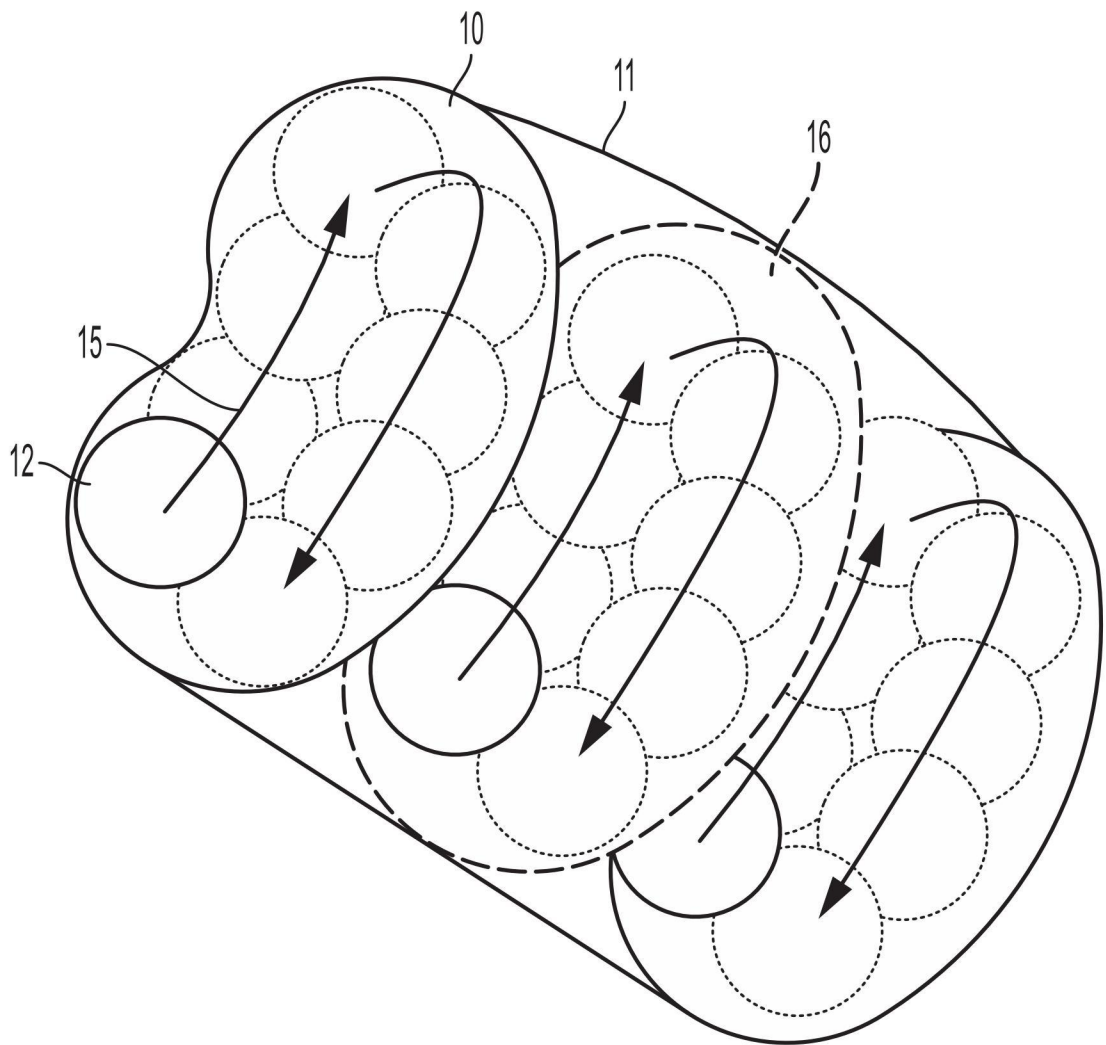
【請求項78】

如請求項77之粒子療法系統，其中該治療計劃系統包含第一運算系統，該控制系統包含第二運算系統，且該第一運算系統不同於該第二運算系統。

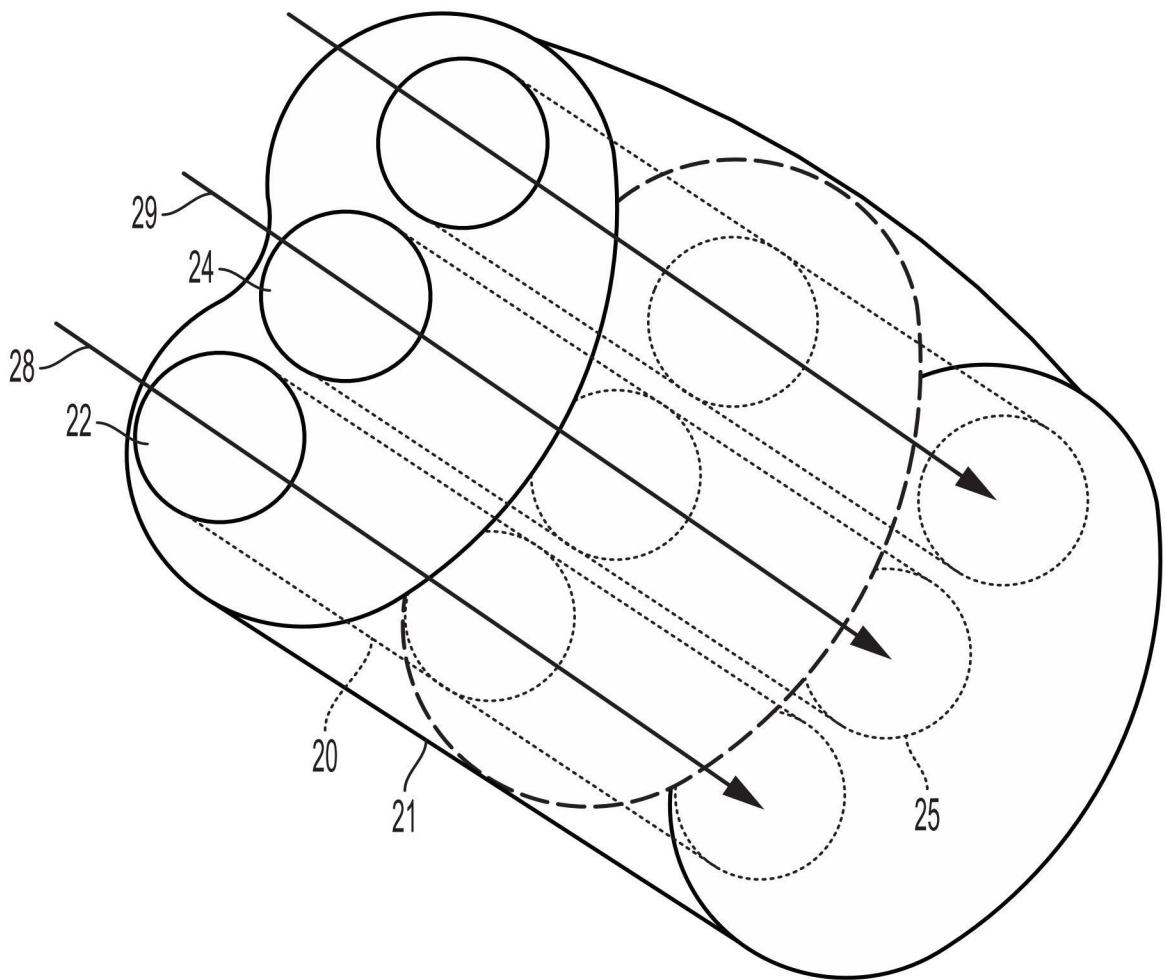
【請求項79】

如請求項77之粒子療法系統，其中該治療計劃系統及該控制系統實施於同一運算系統上。

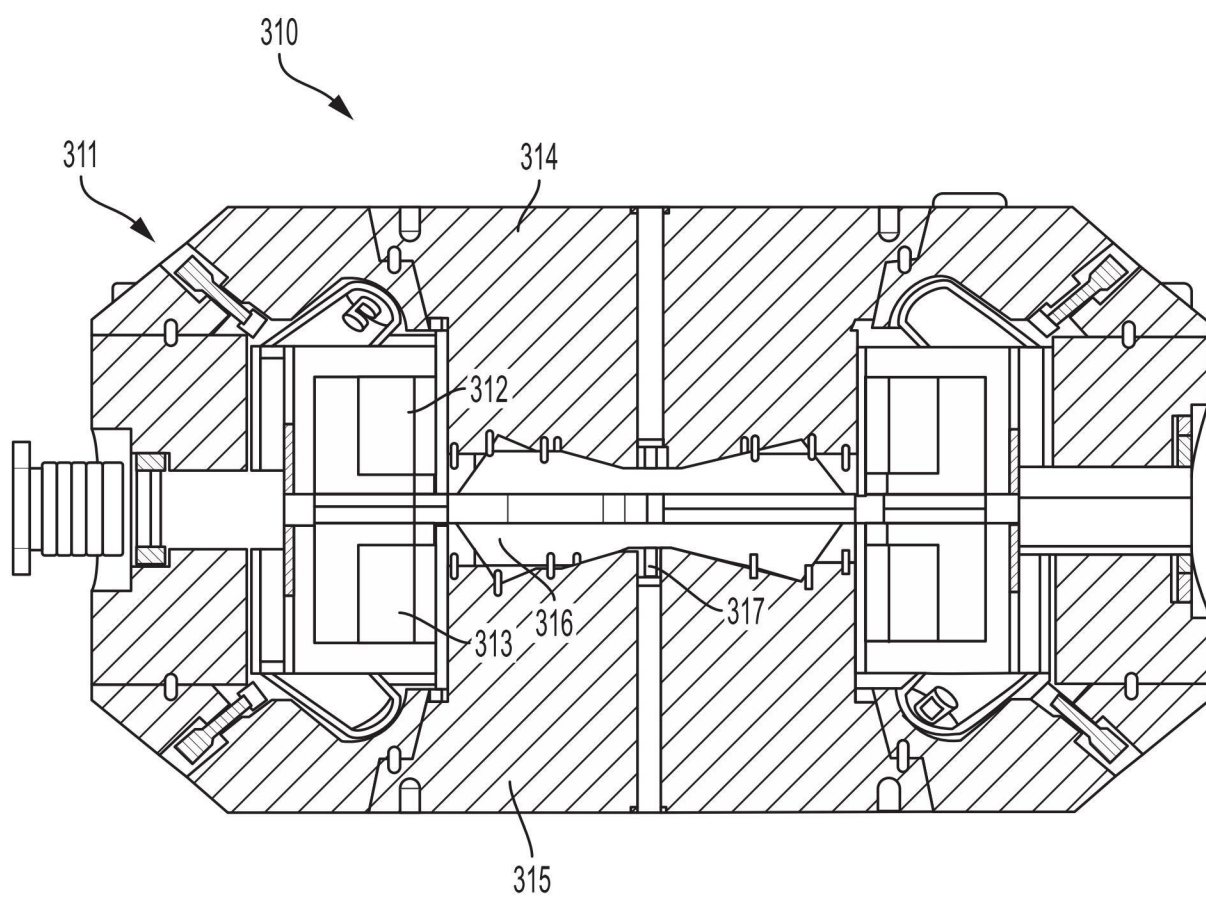
【發明圖式】



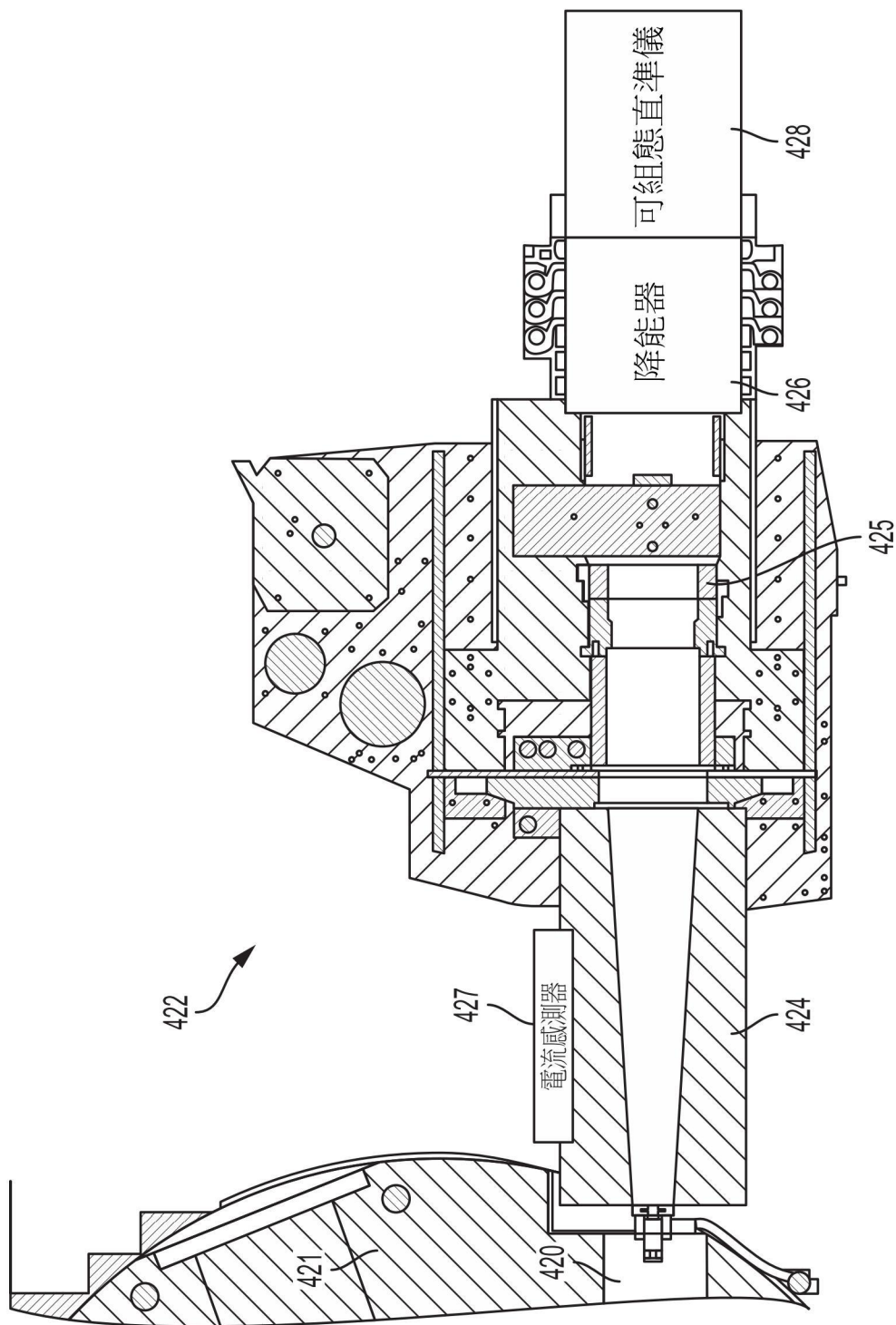
【圖1】



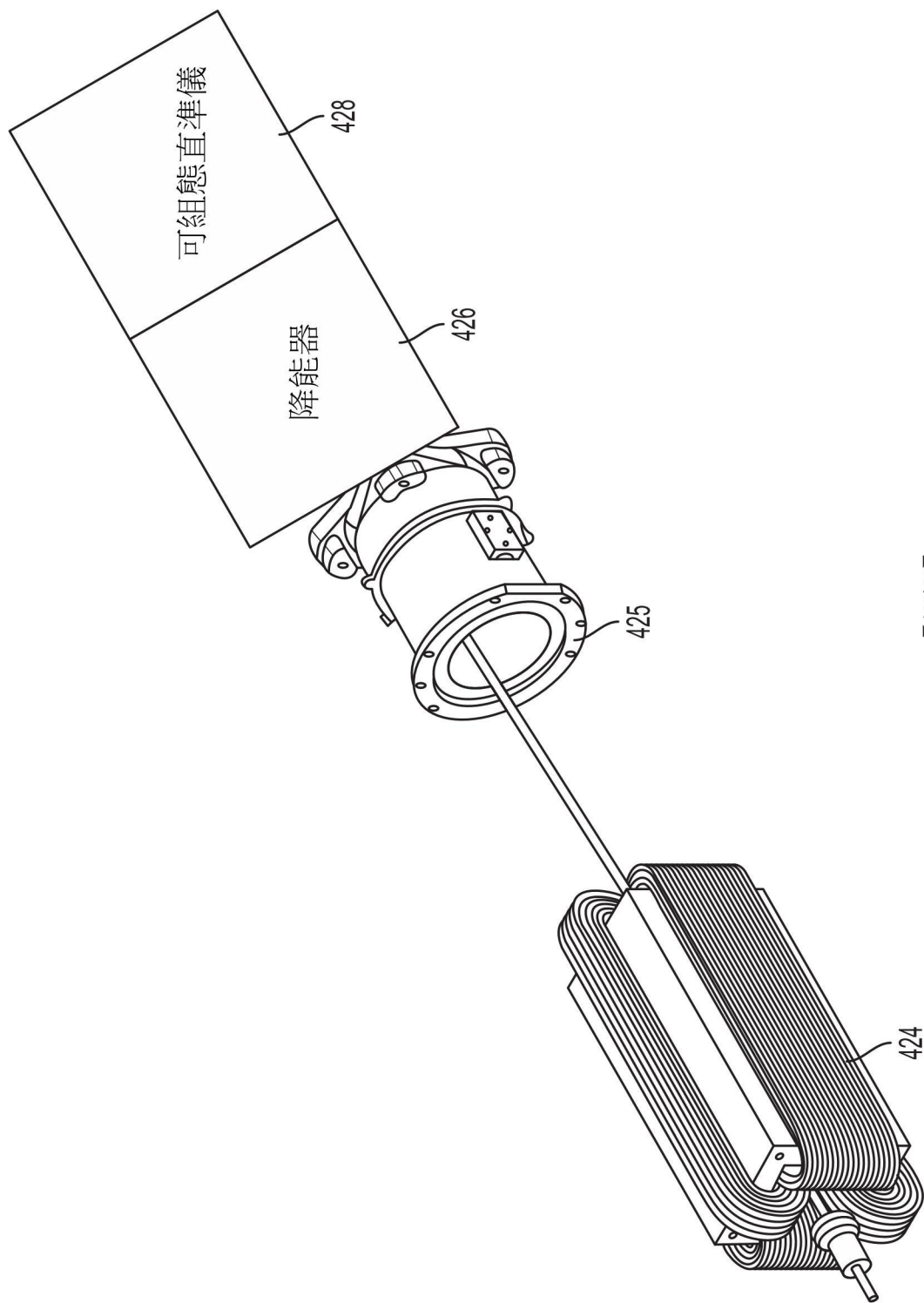
【圖2】



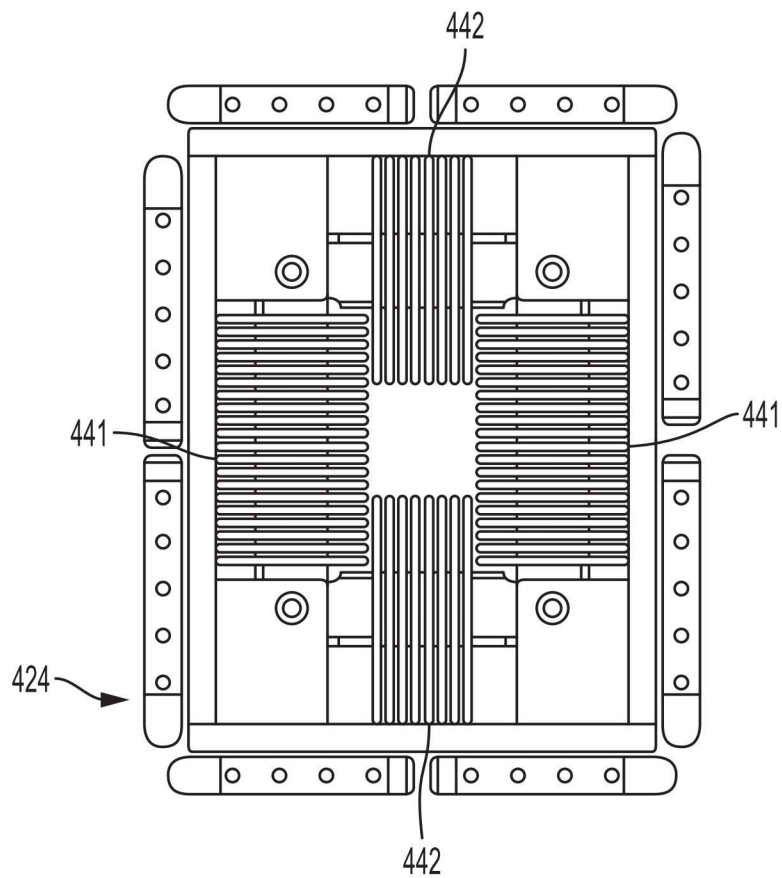
【圖3】



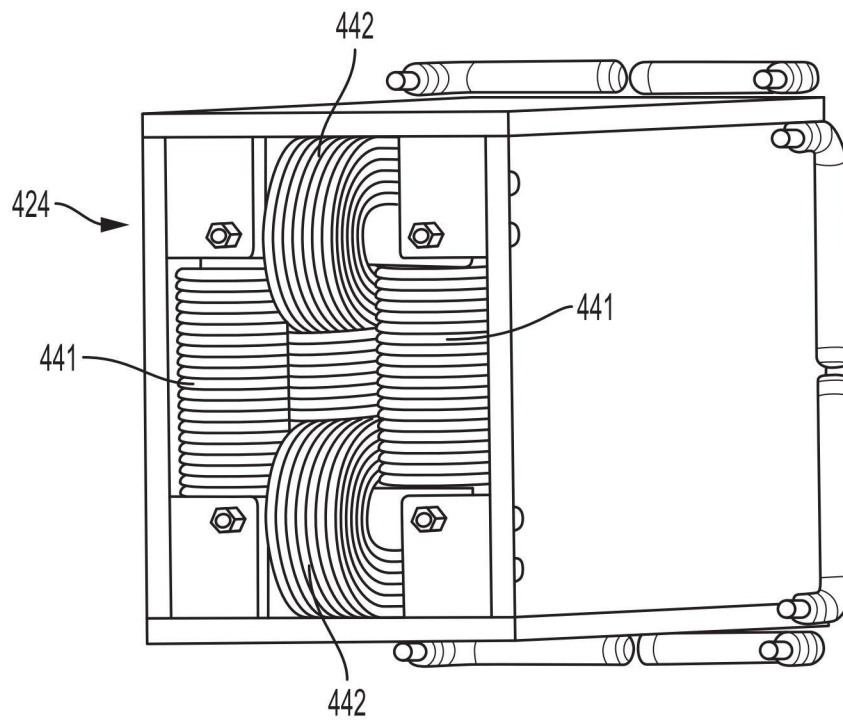
【圖4】



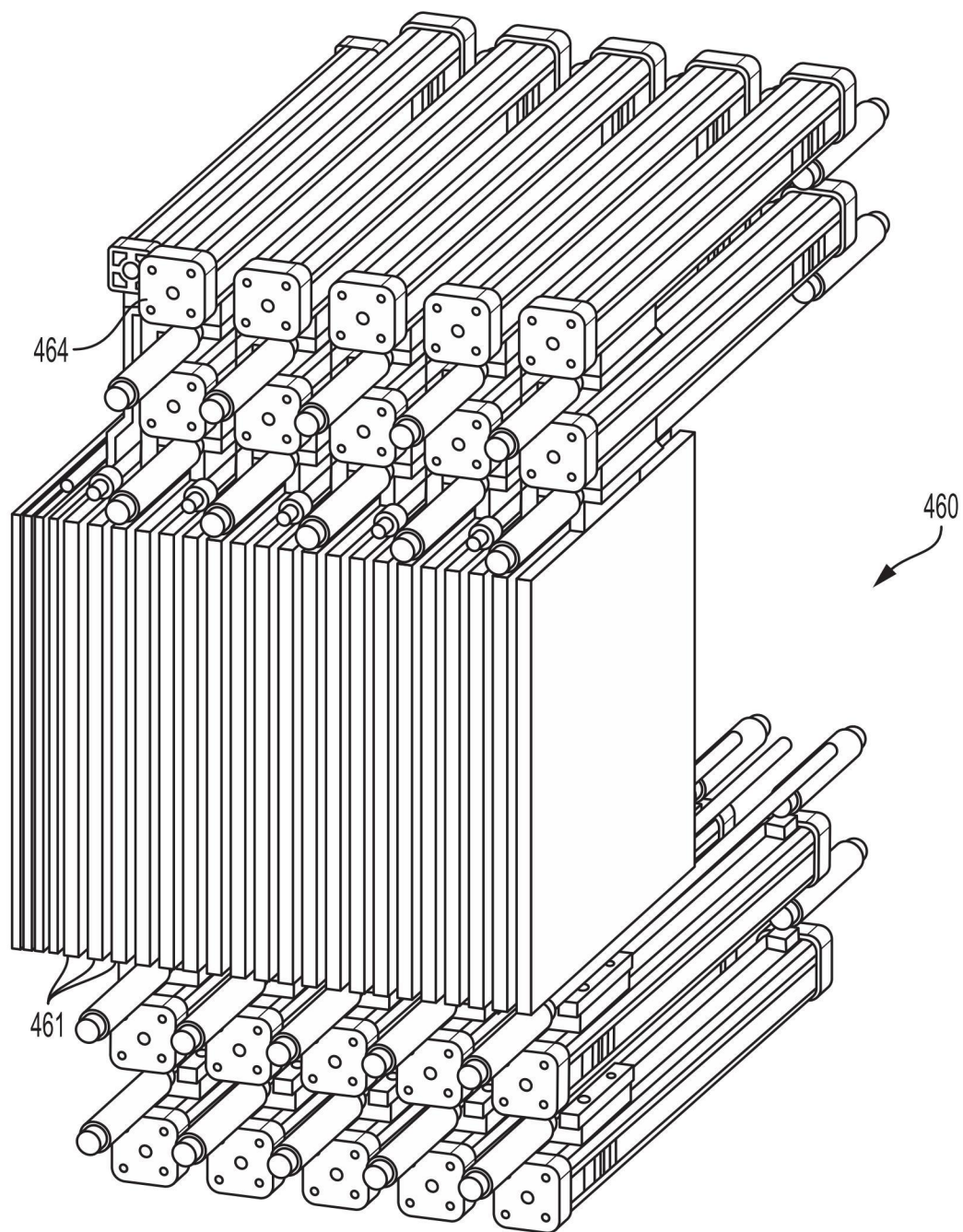
【圖5】



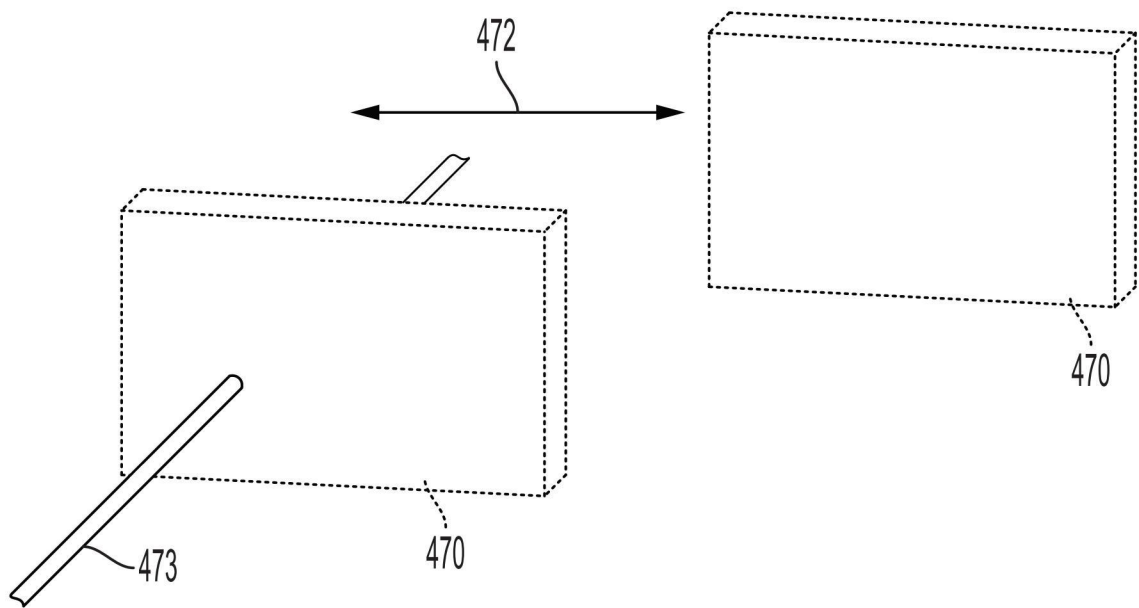
【圖6】



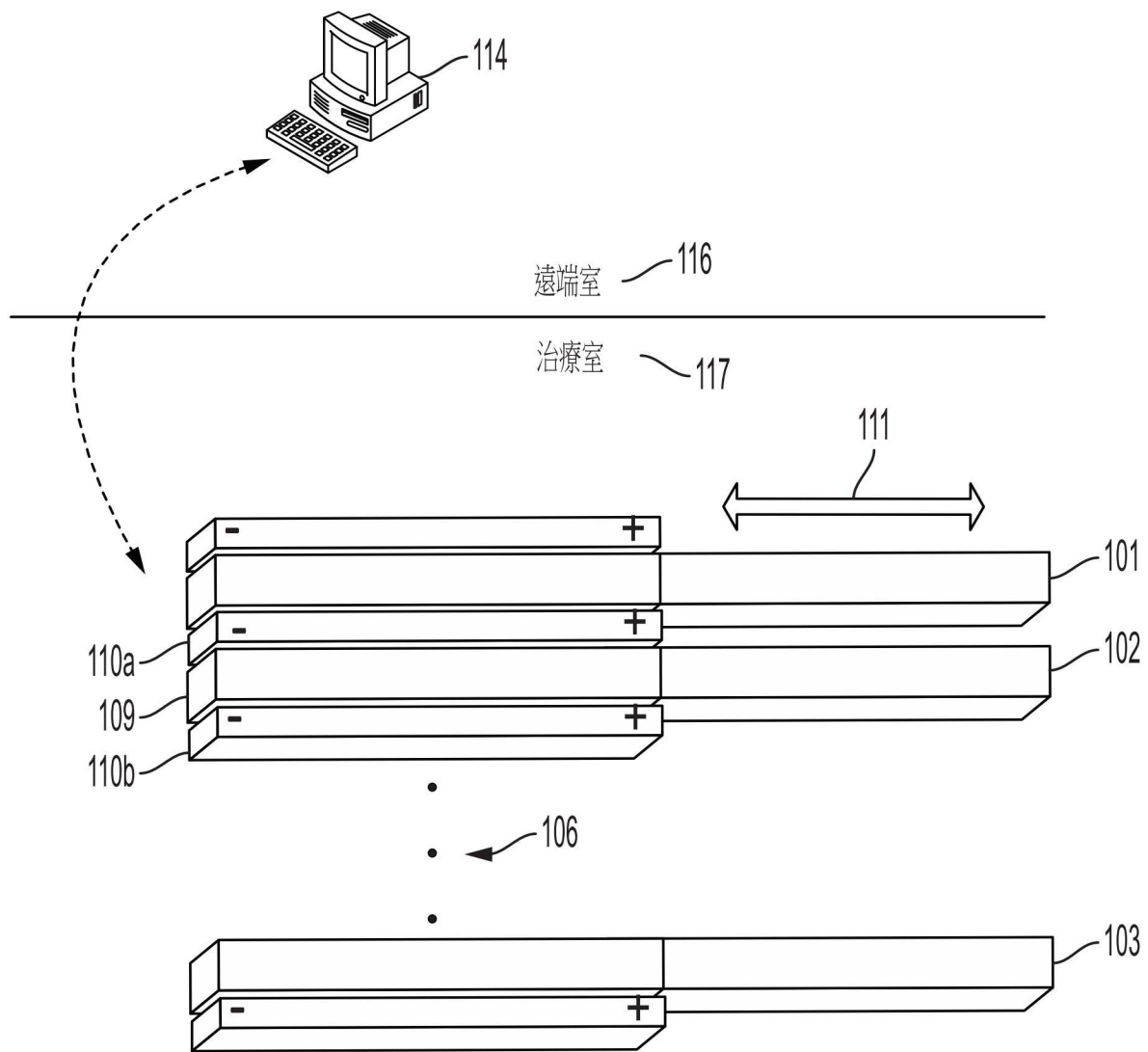
【圖7】



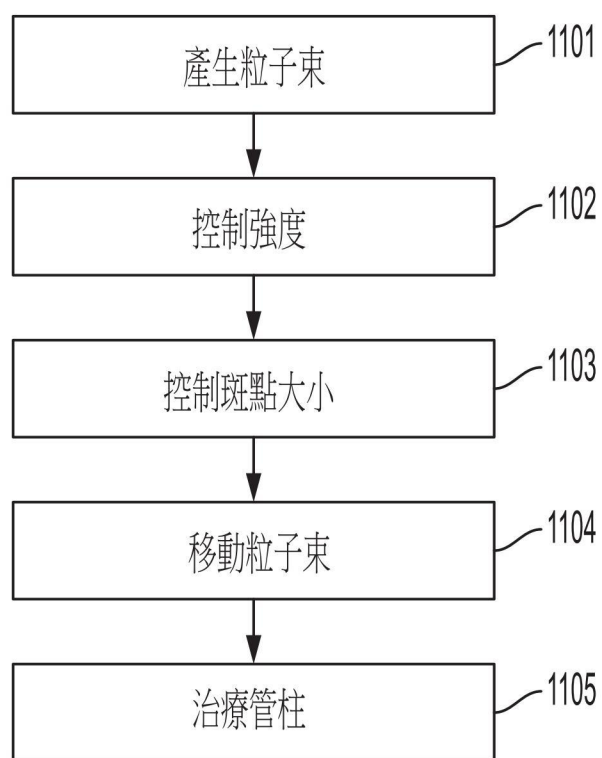
【圖8】



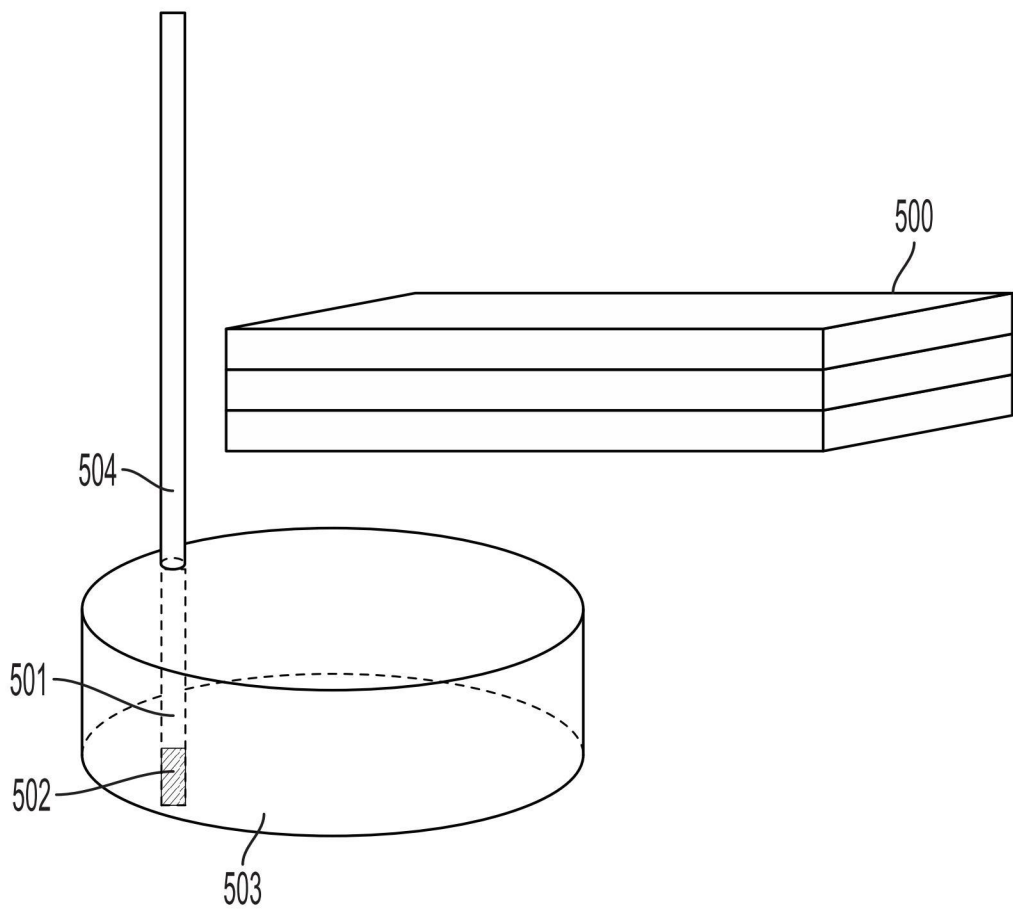
【圖9】



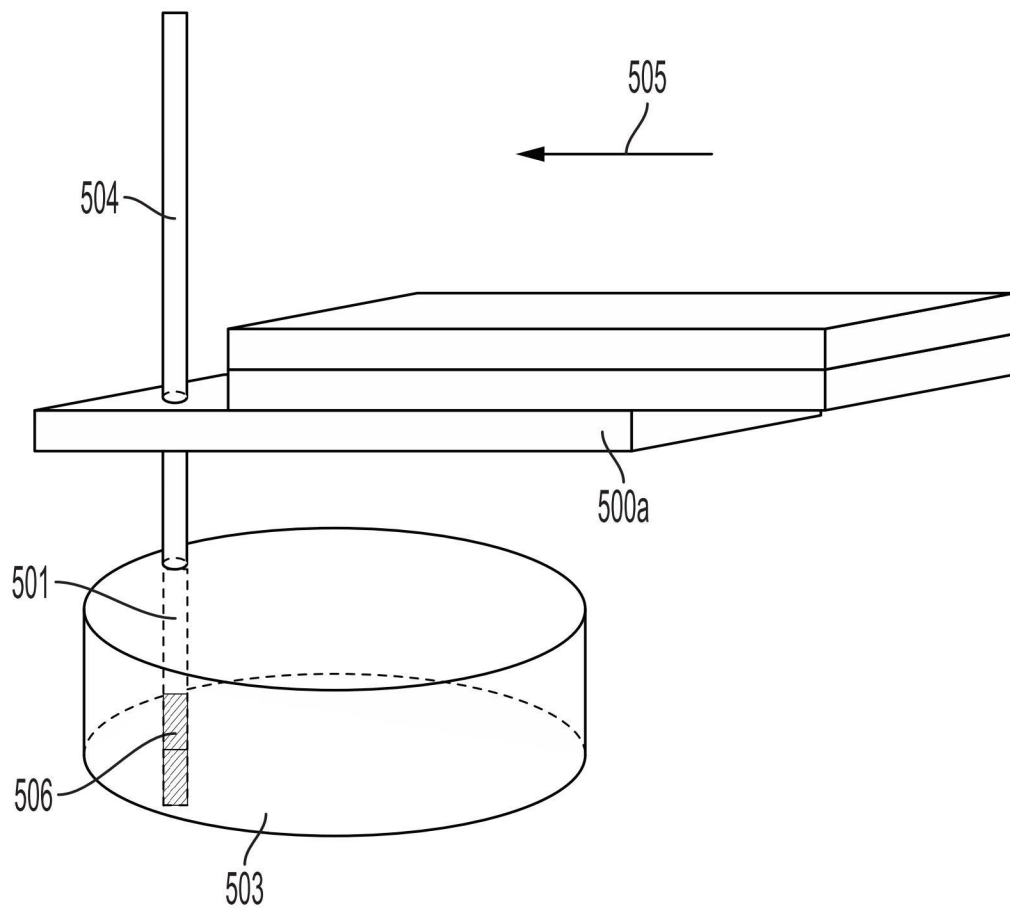
【圖10】



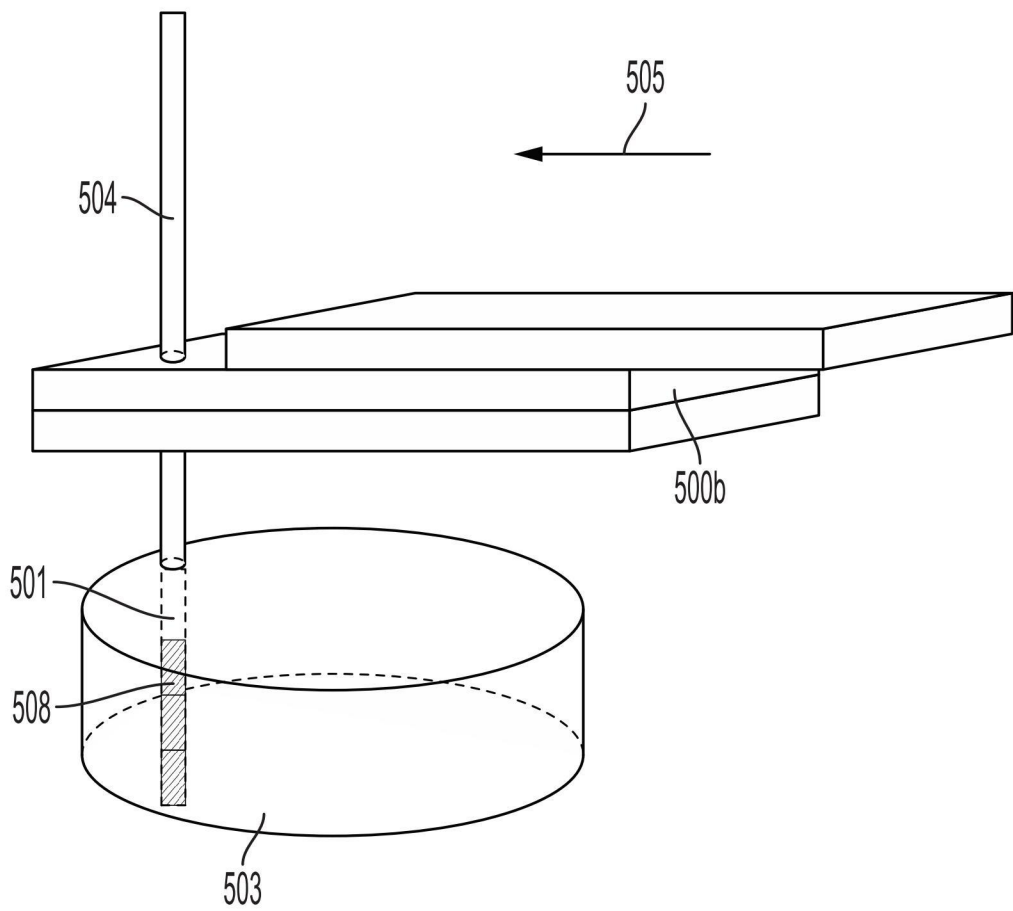
【圖11】



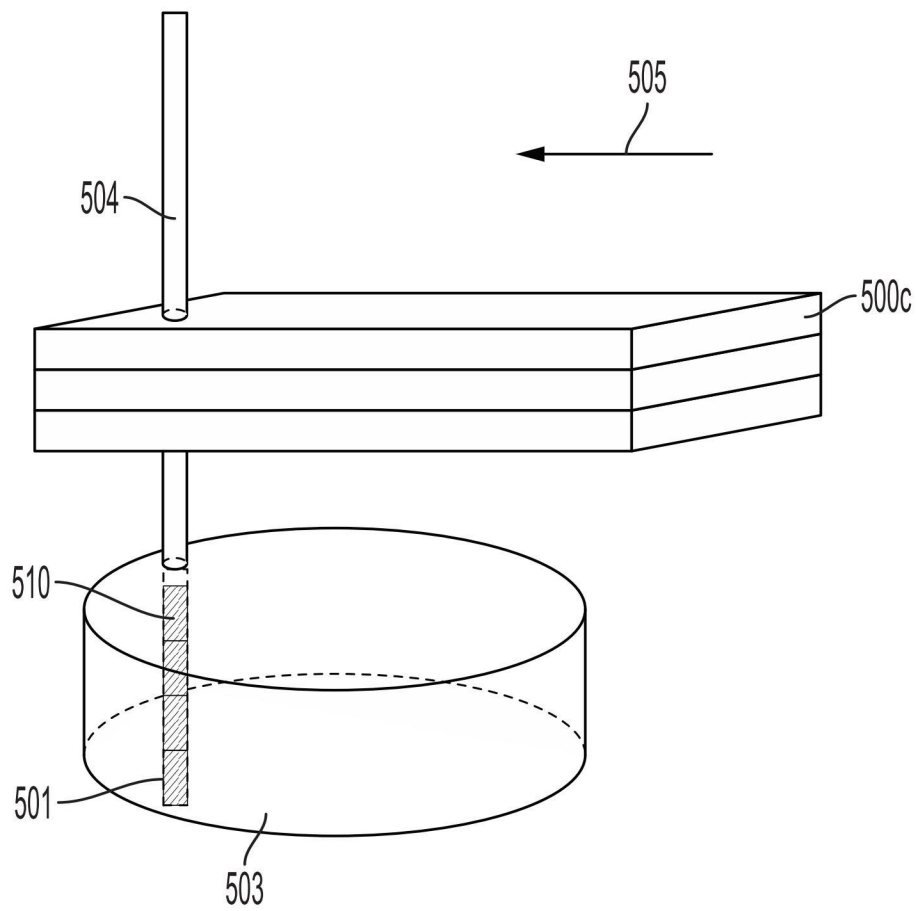
【圖12】



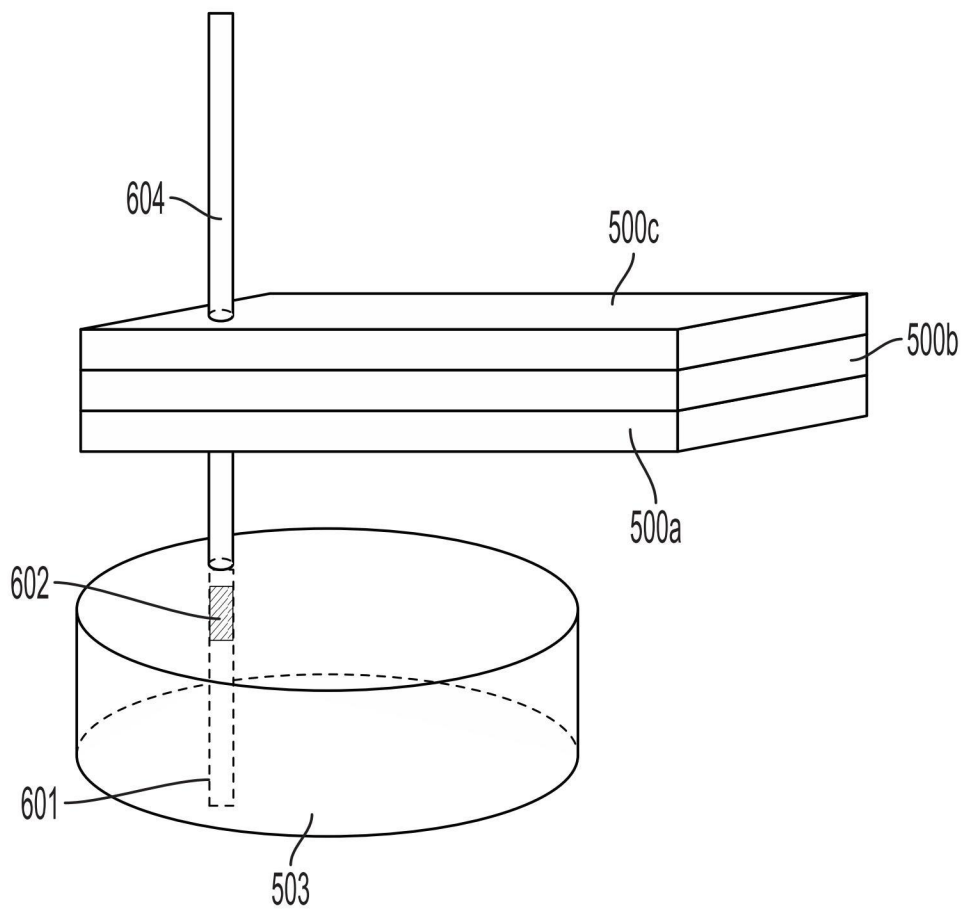
【圖13】



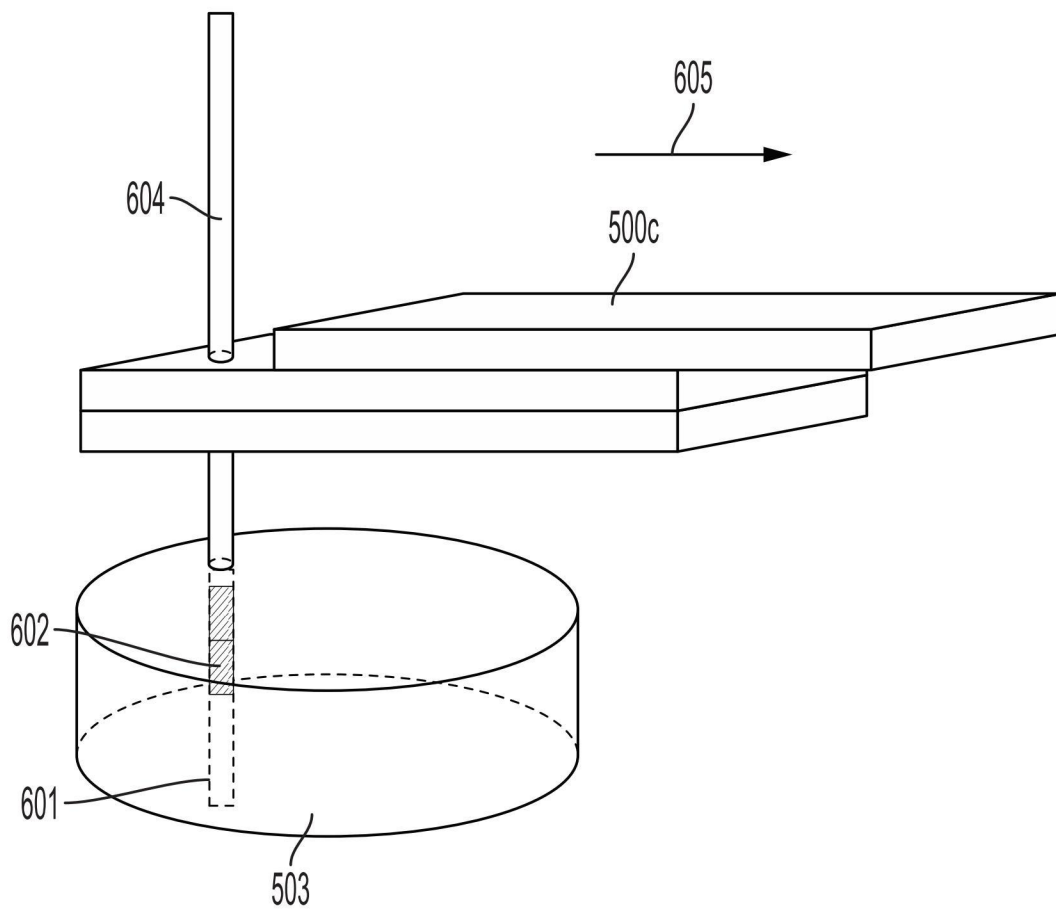
【圖14】



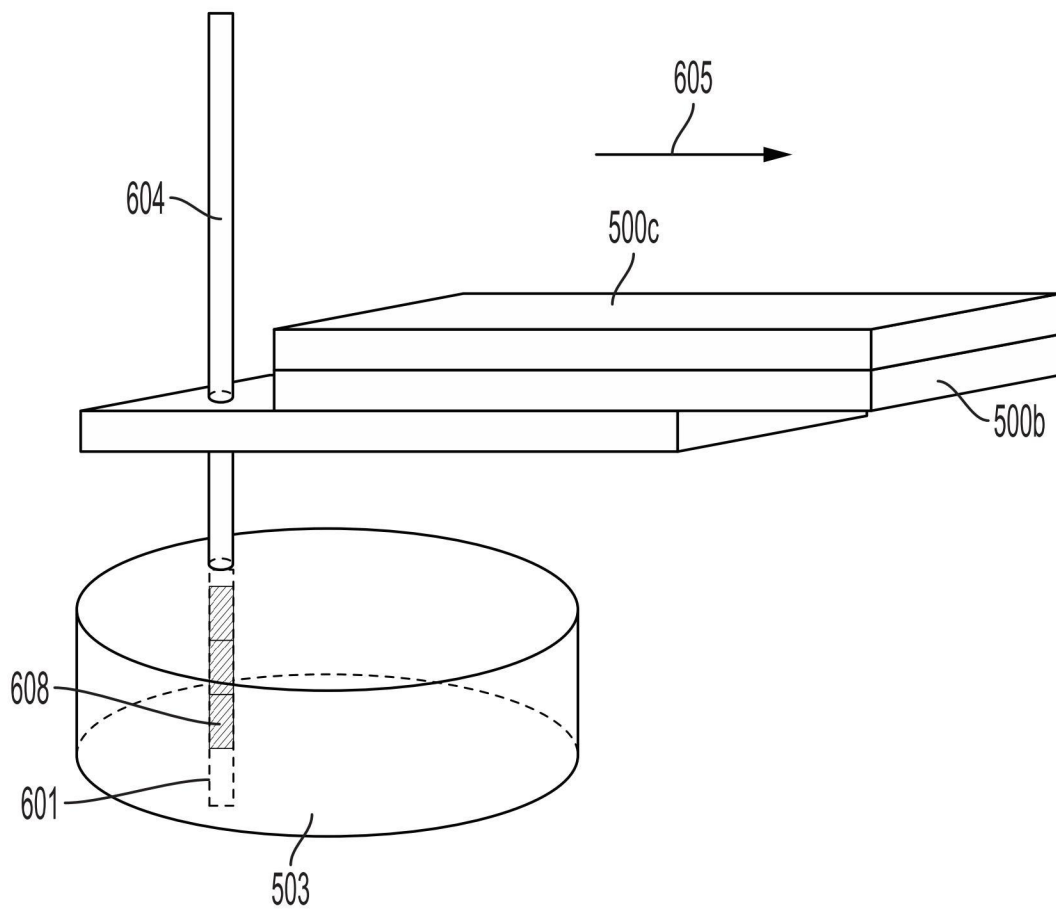
【圖15】



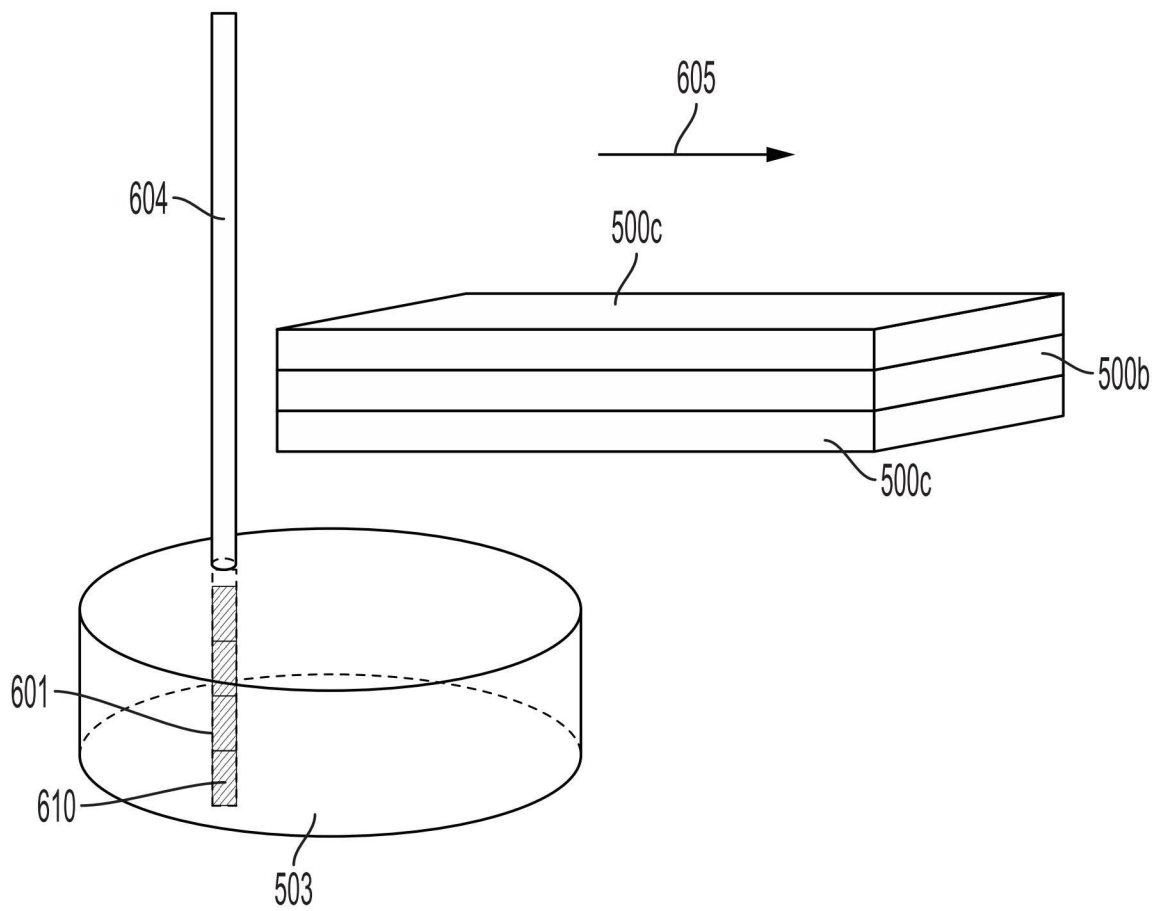
【圖16】



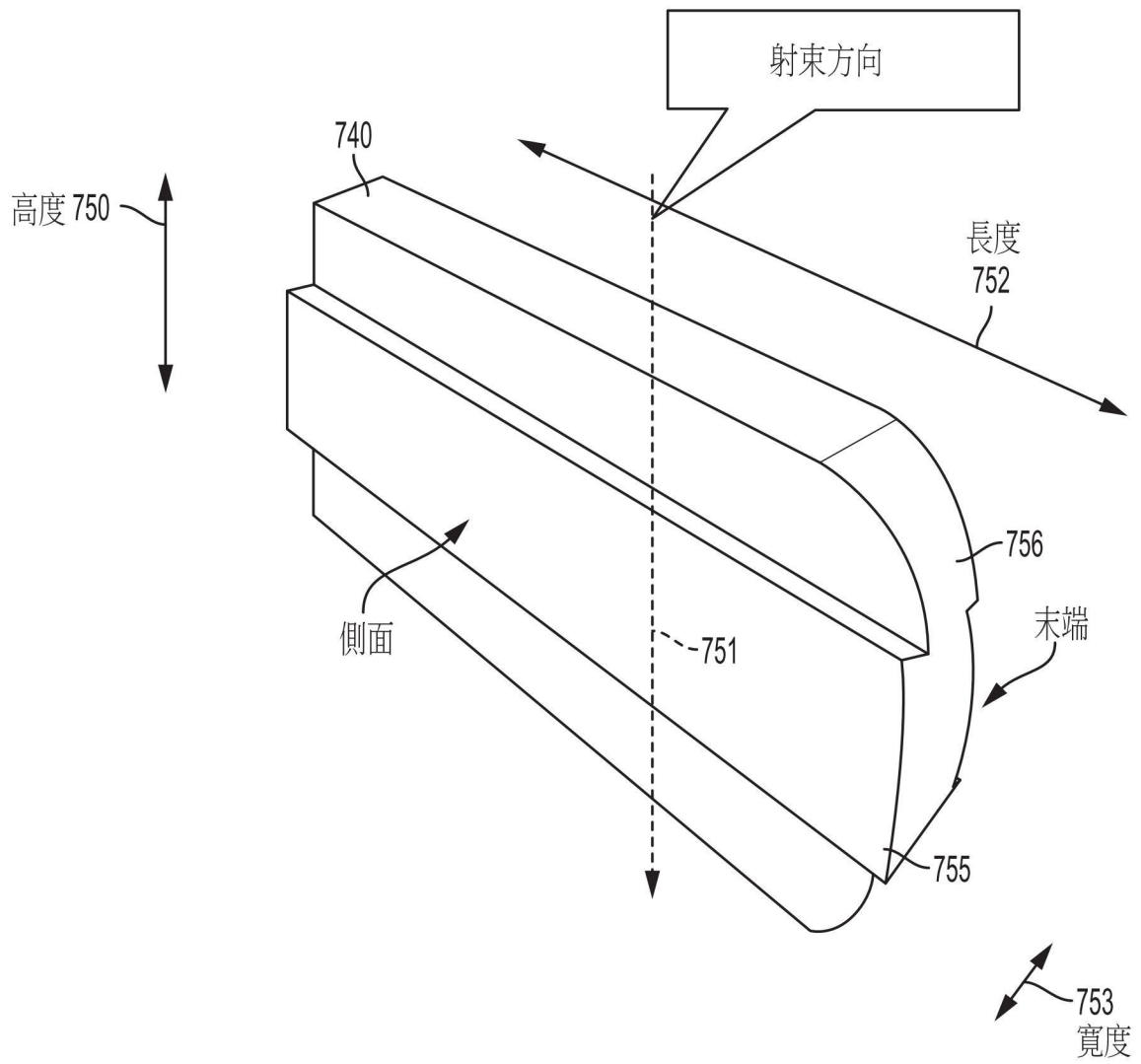
【圖17】



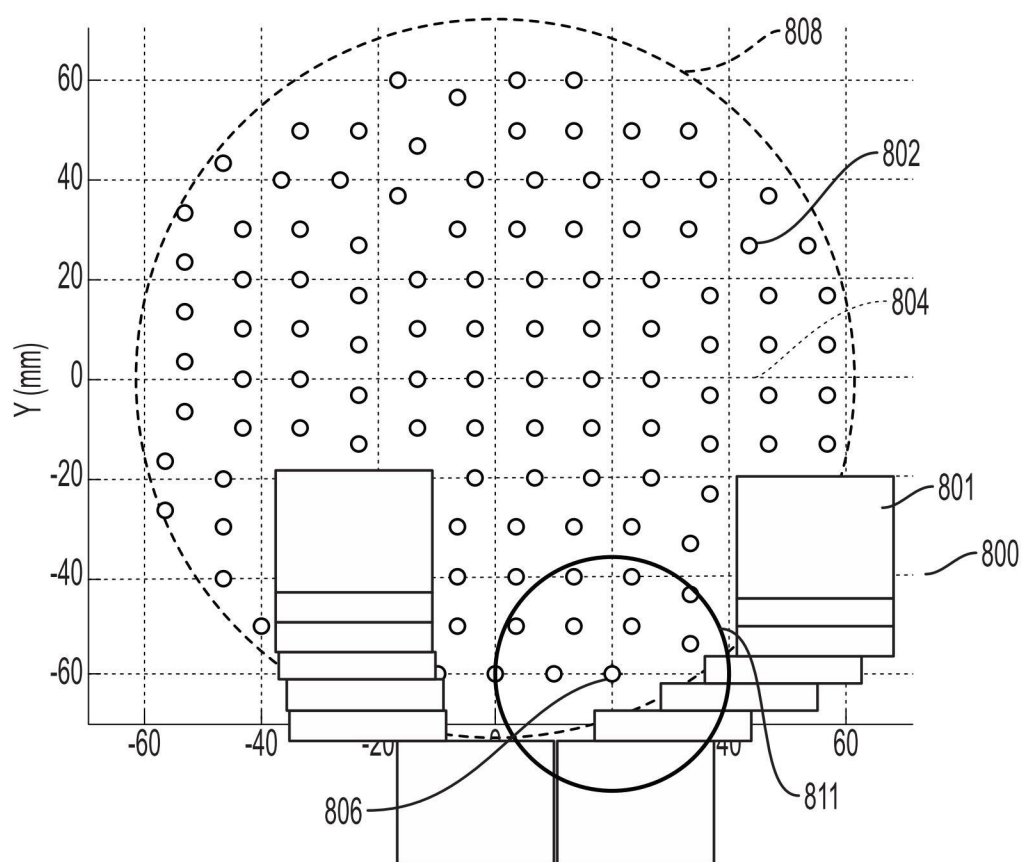
【圖18】



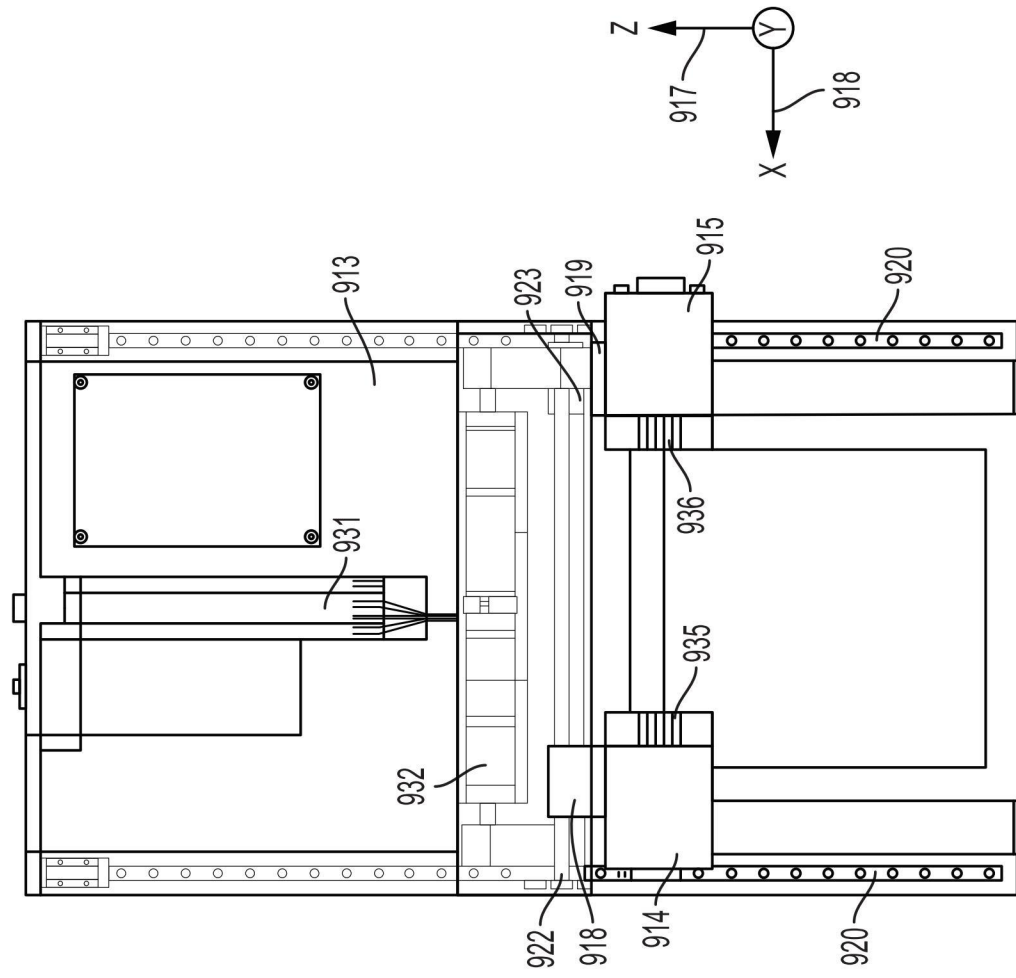
【圖19】



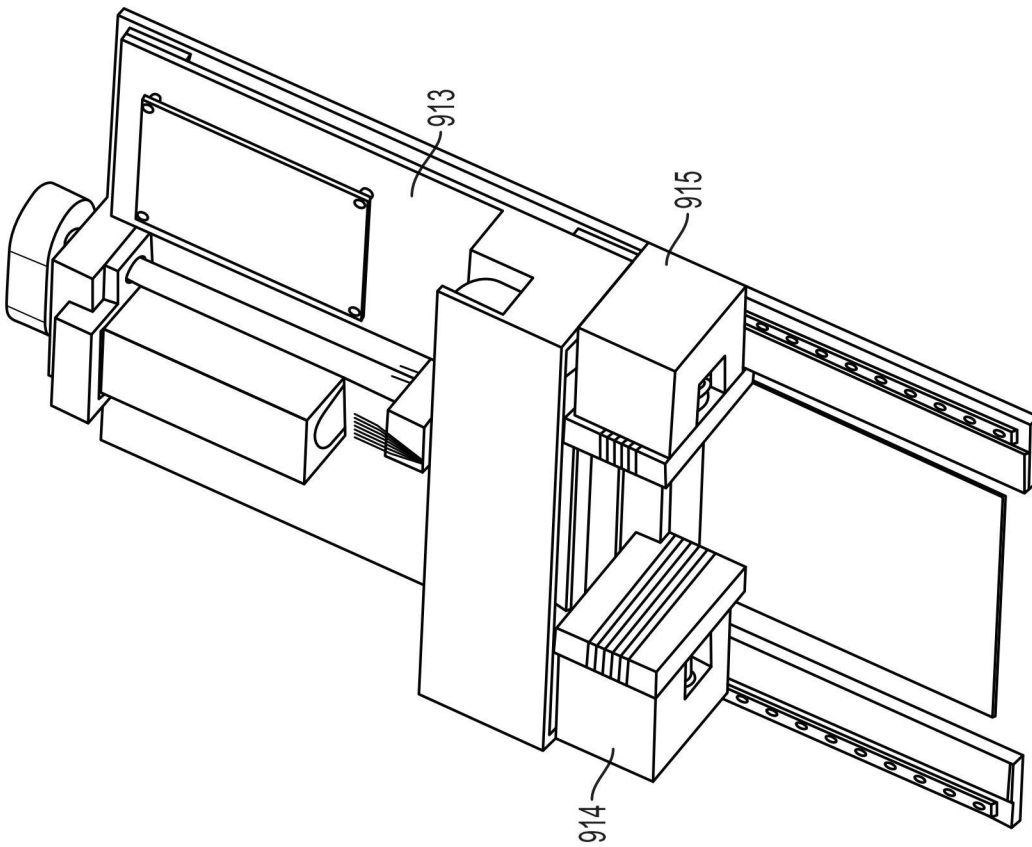
【圖20】



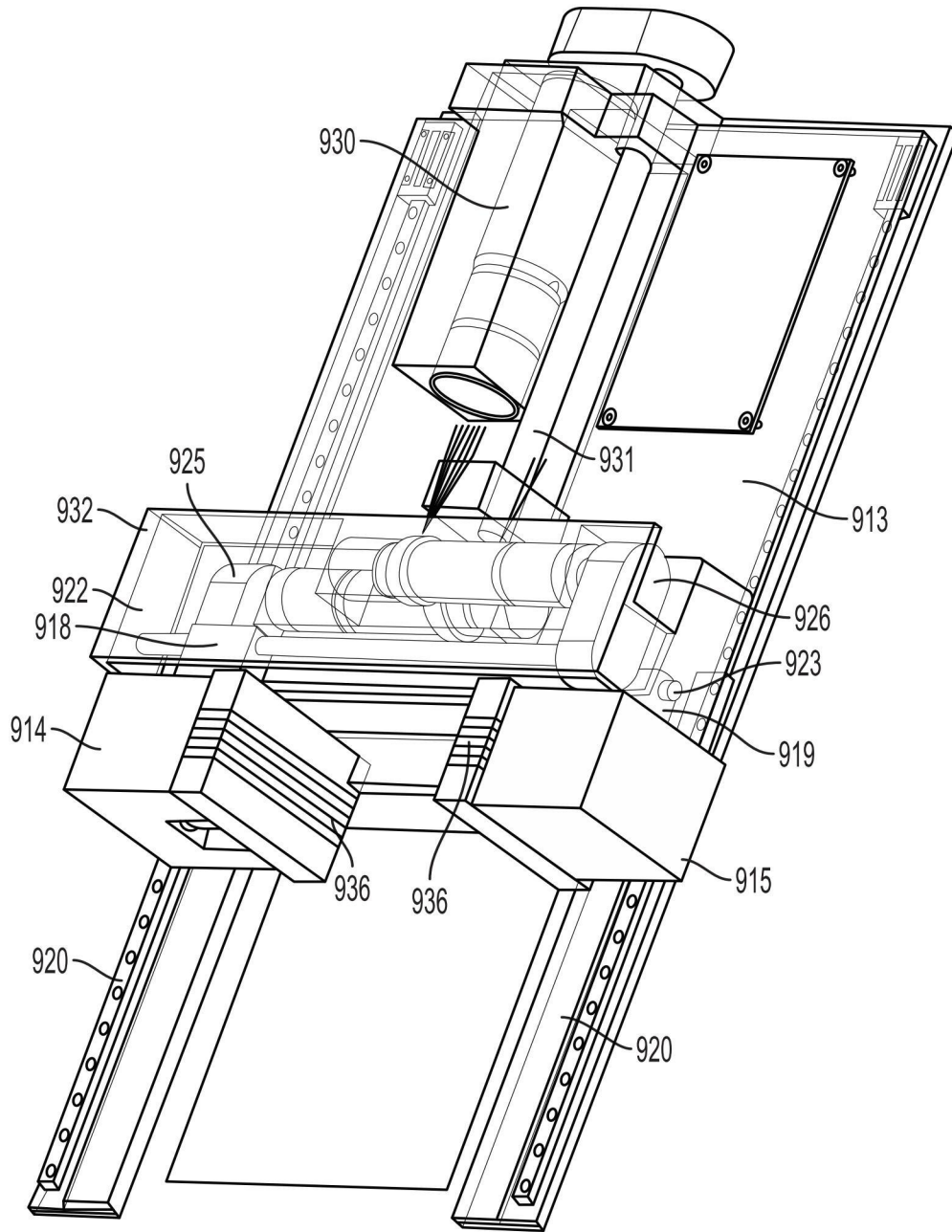
【圖21】



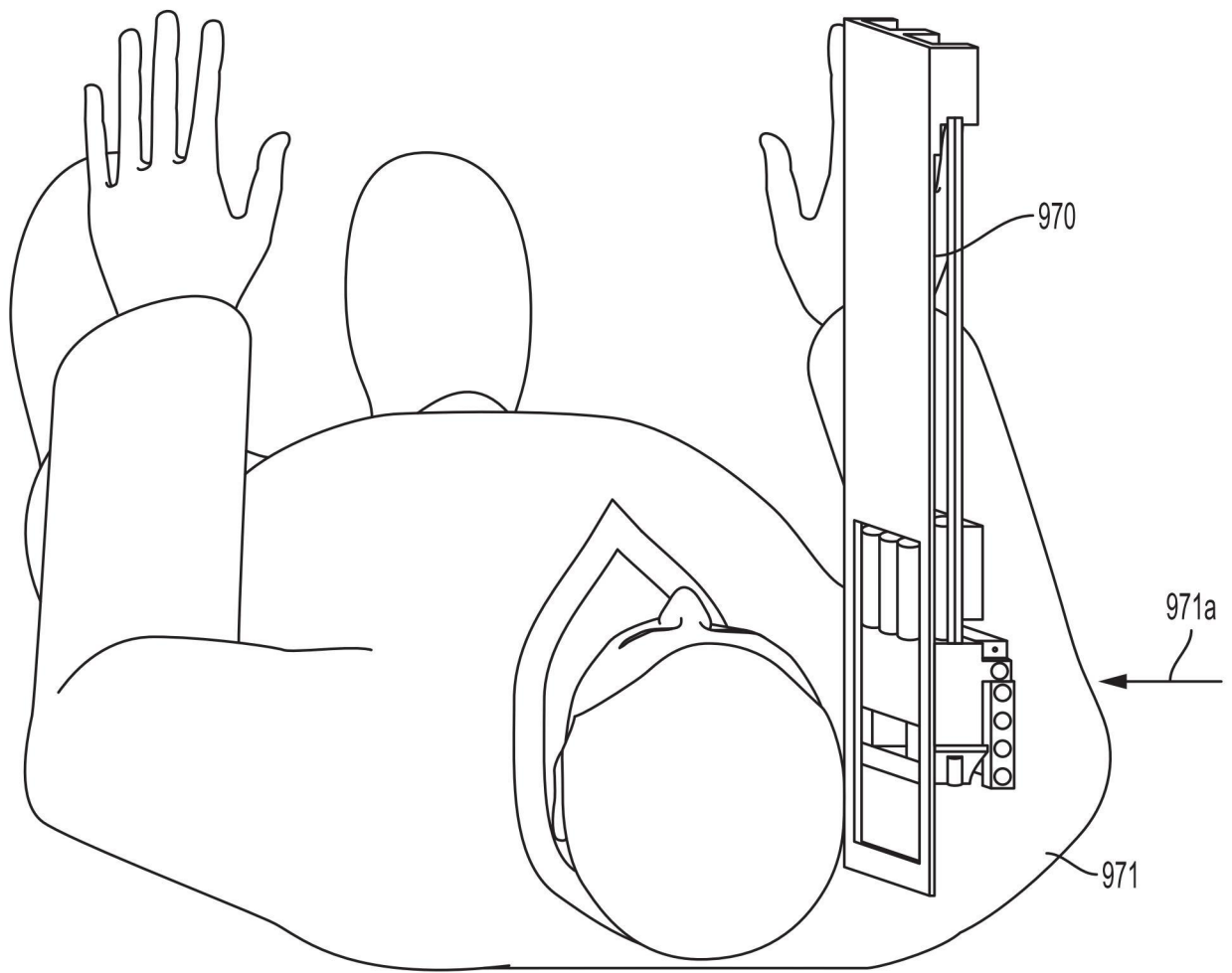
【圖23】



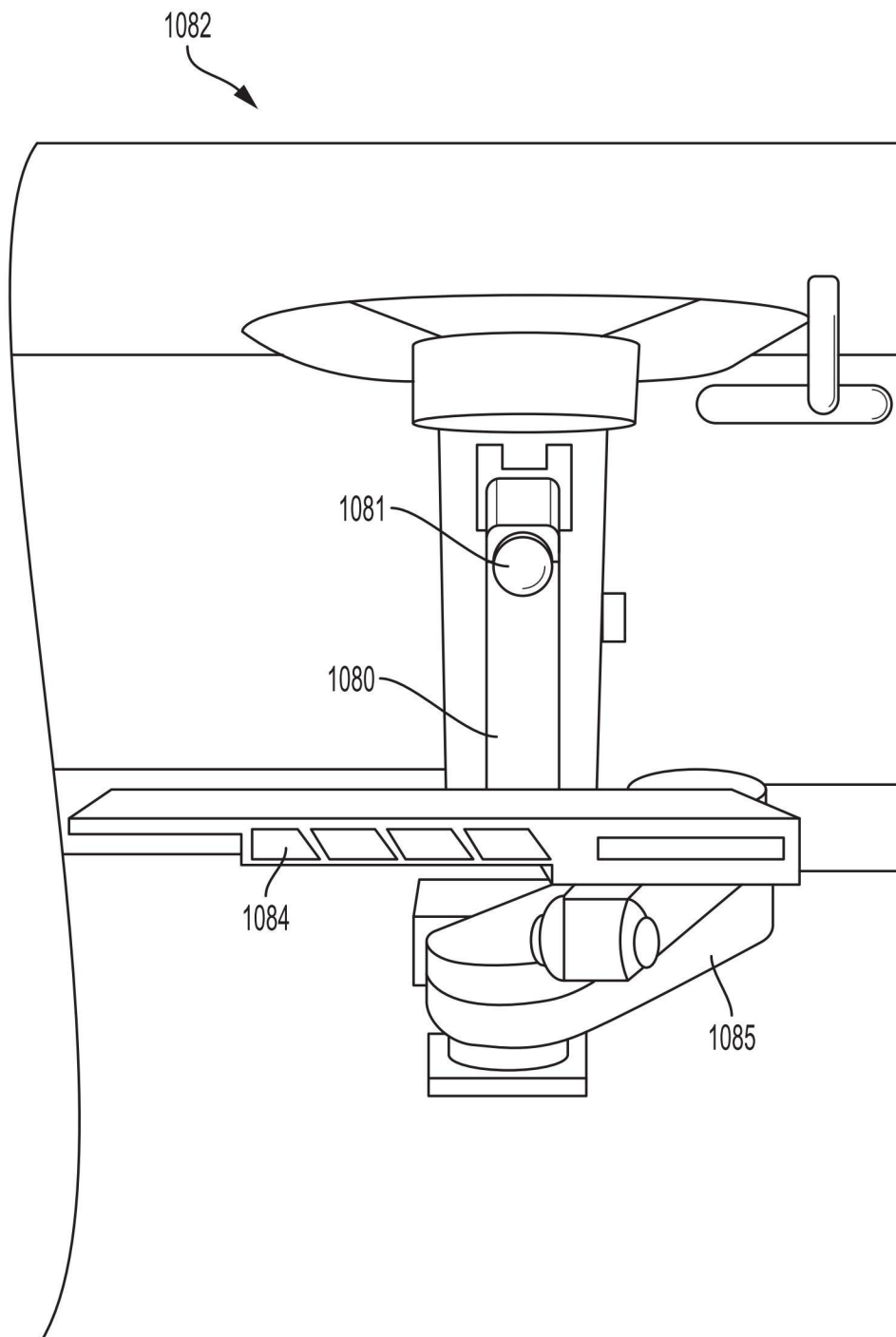
【圖22】



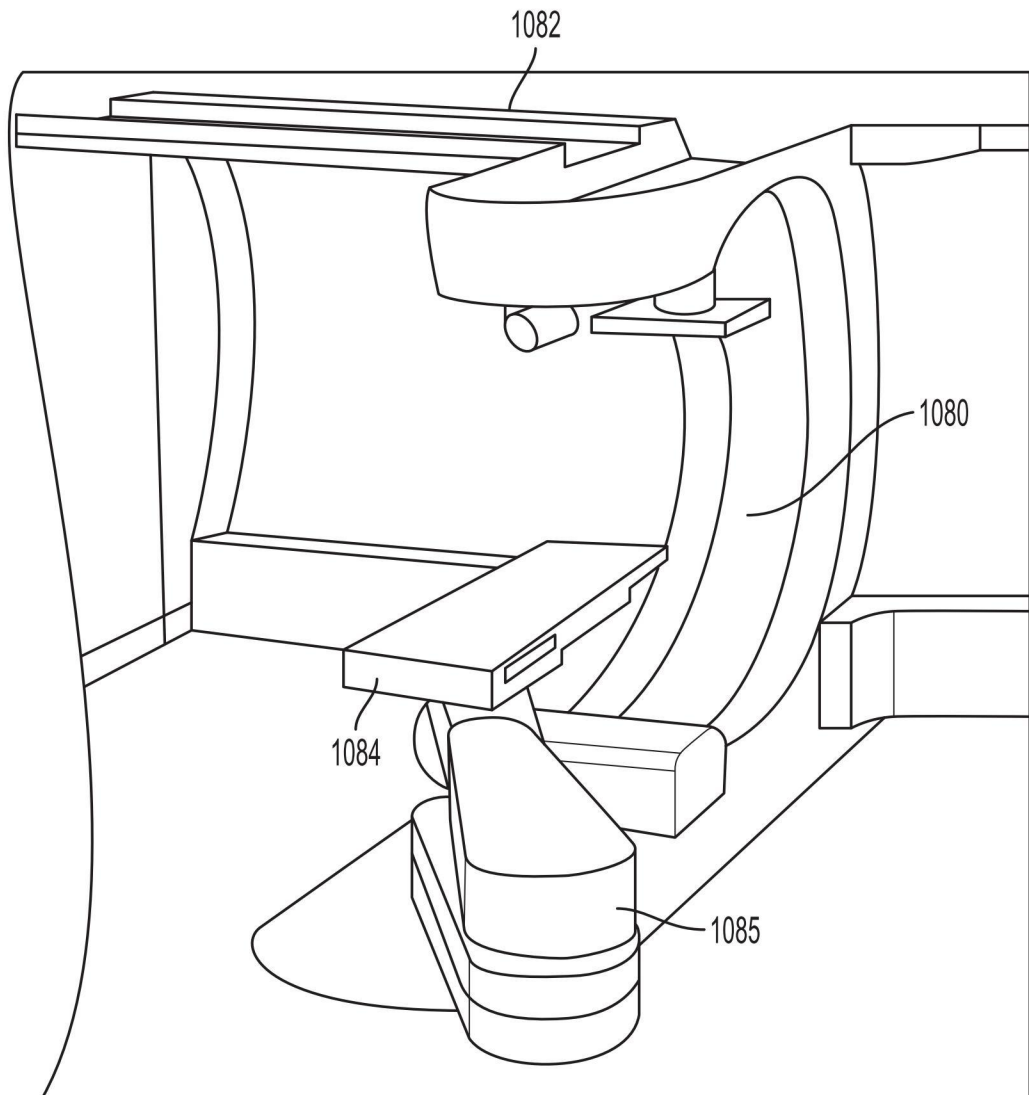
【圖24】



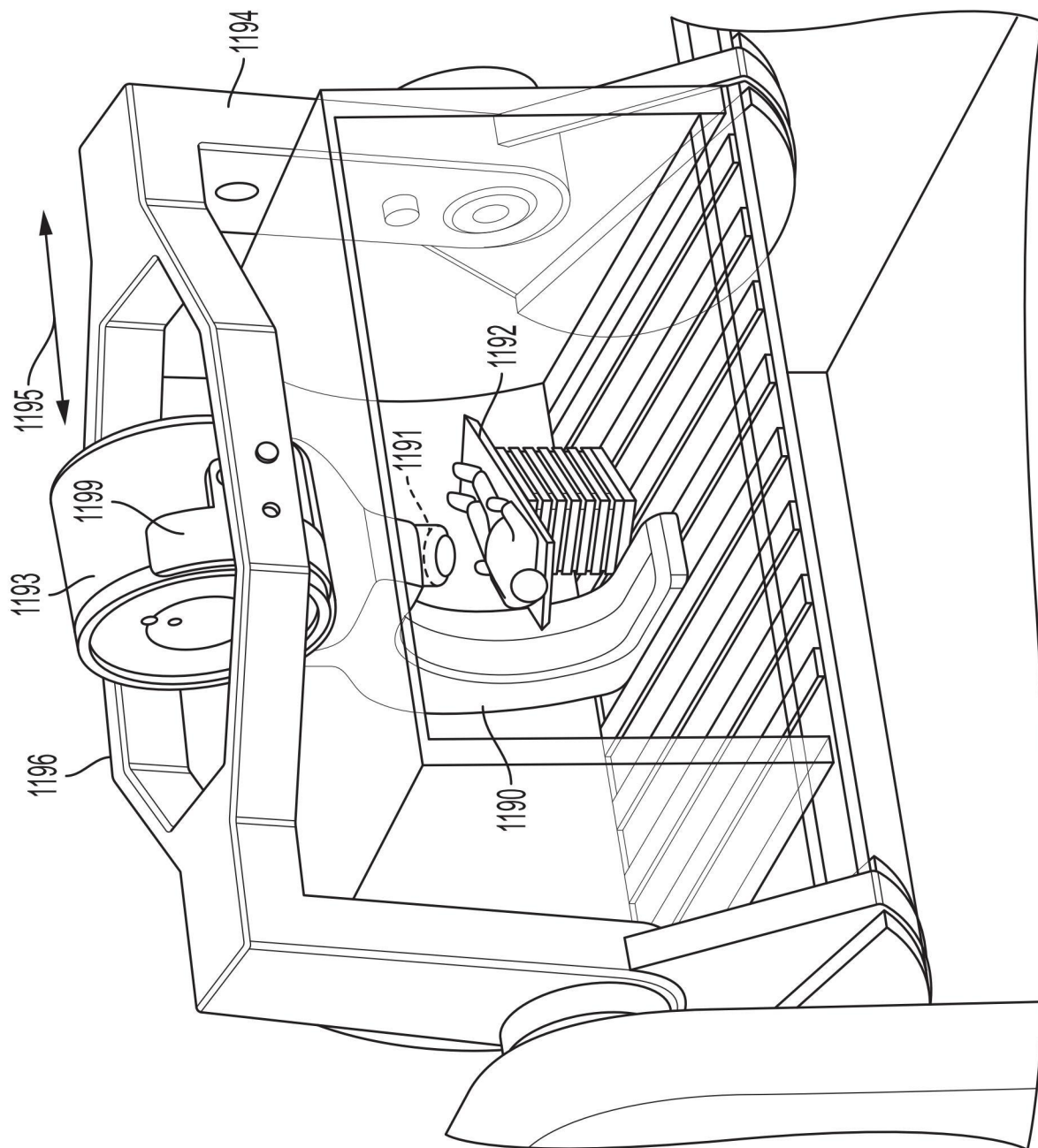
【圖25】



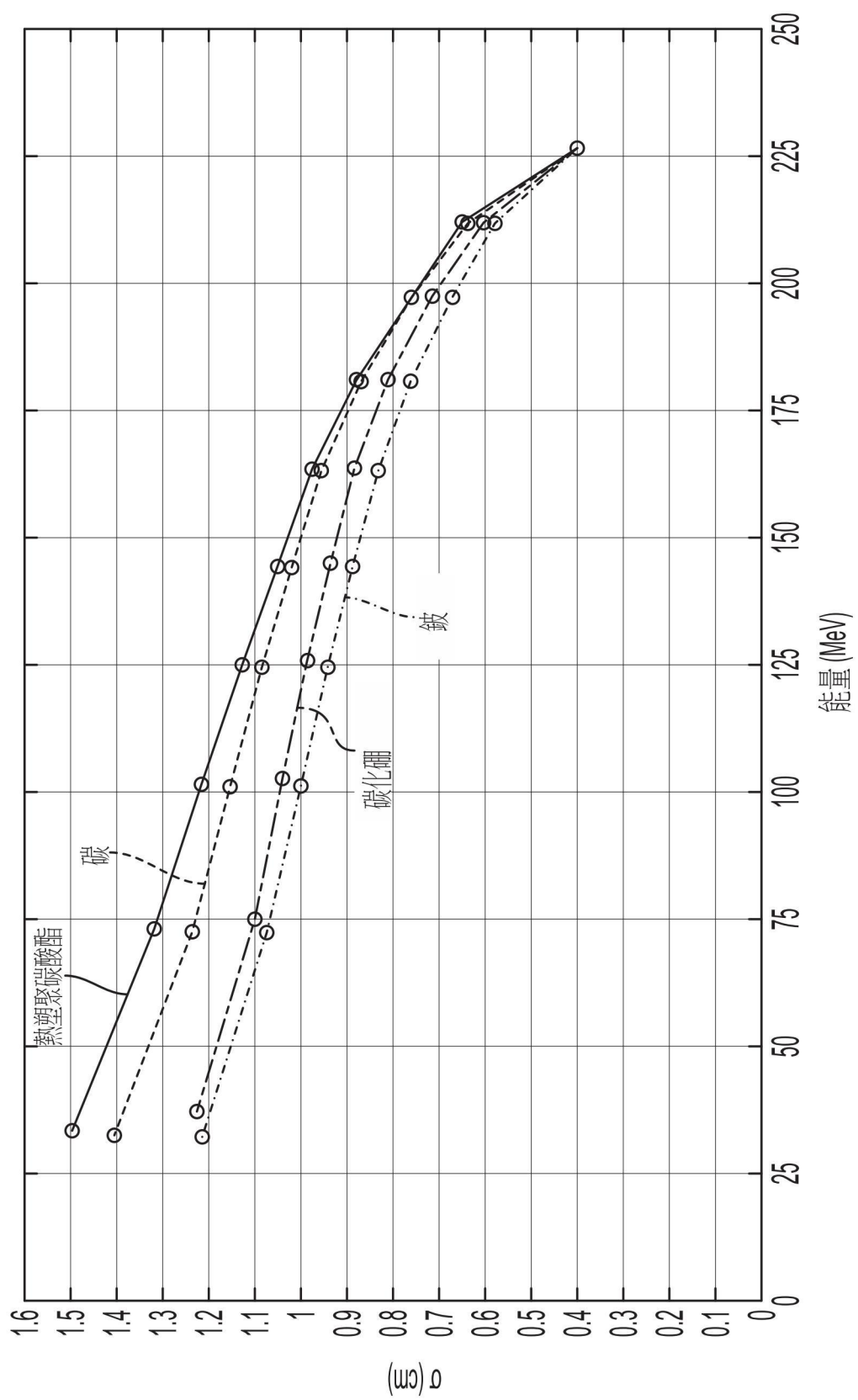
【圖26】



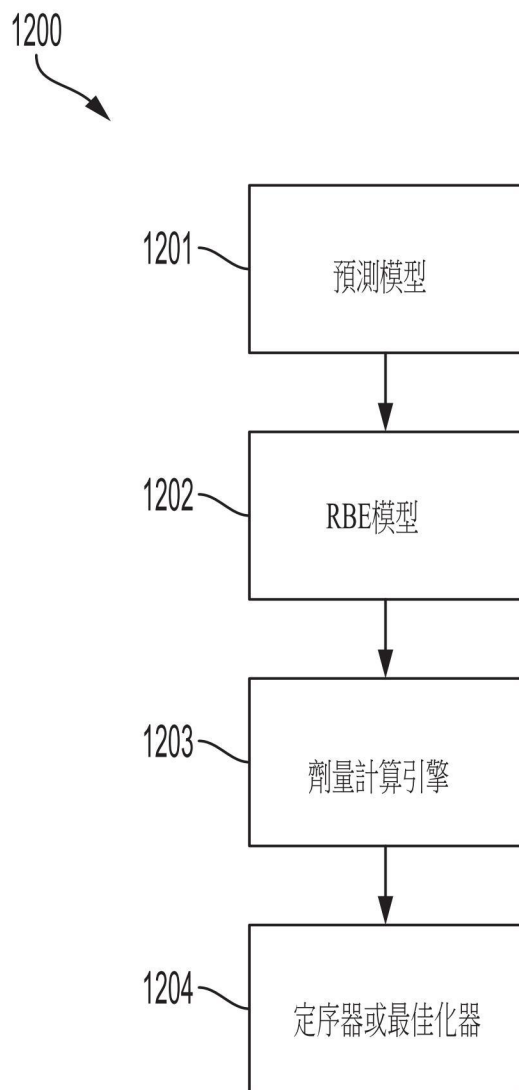
【圖27】



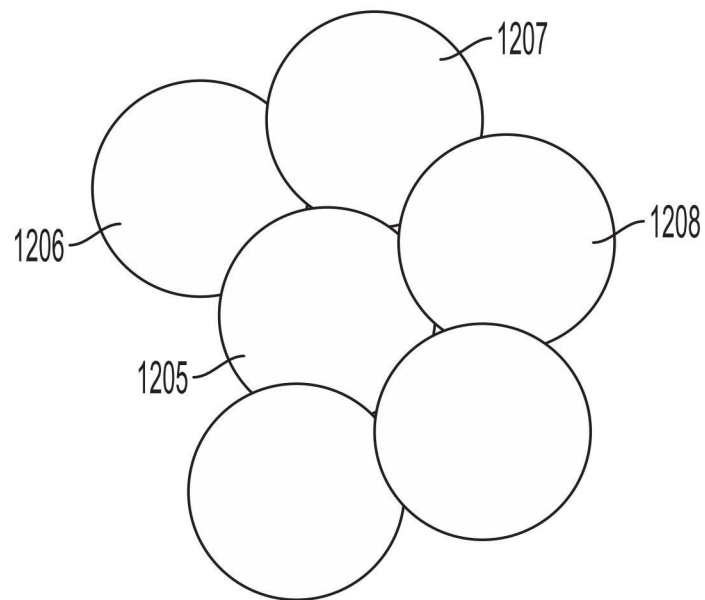
【圖28】



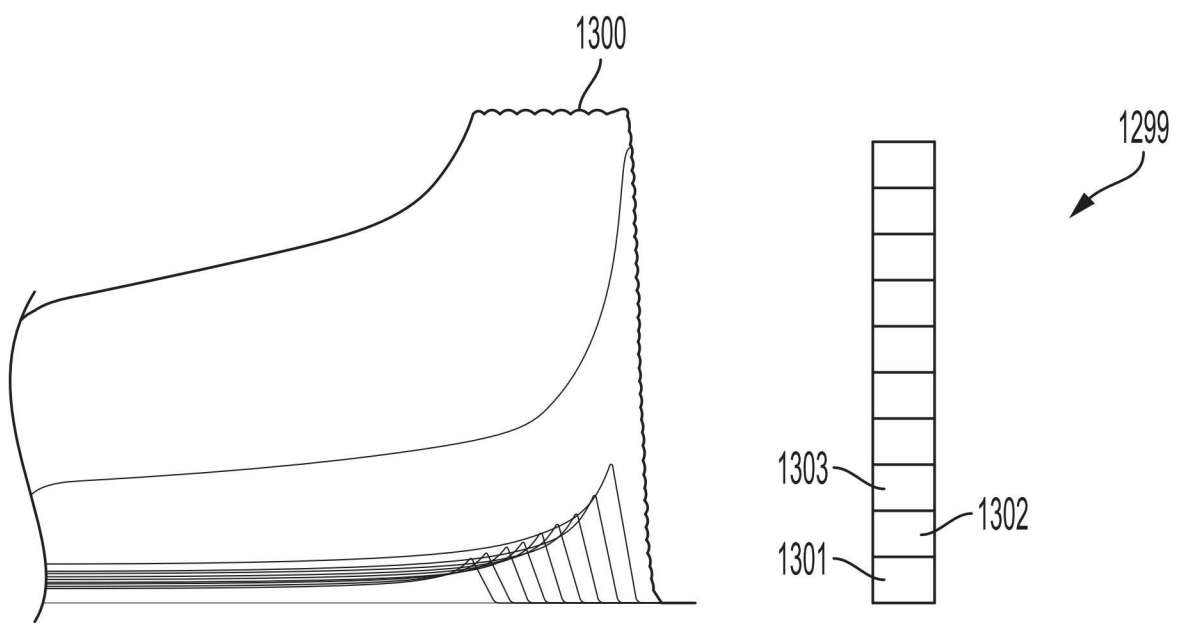
【圖29】



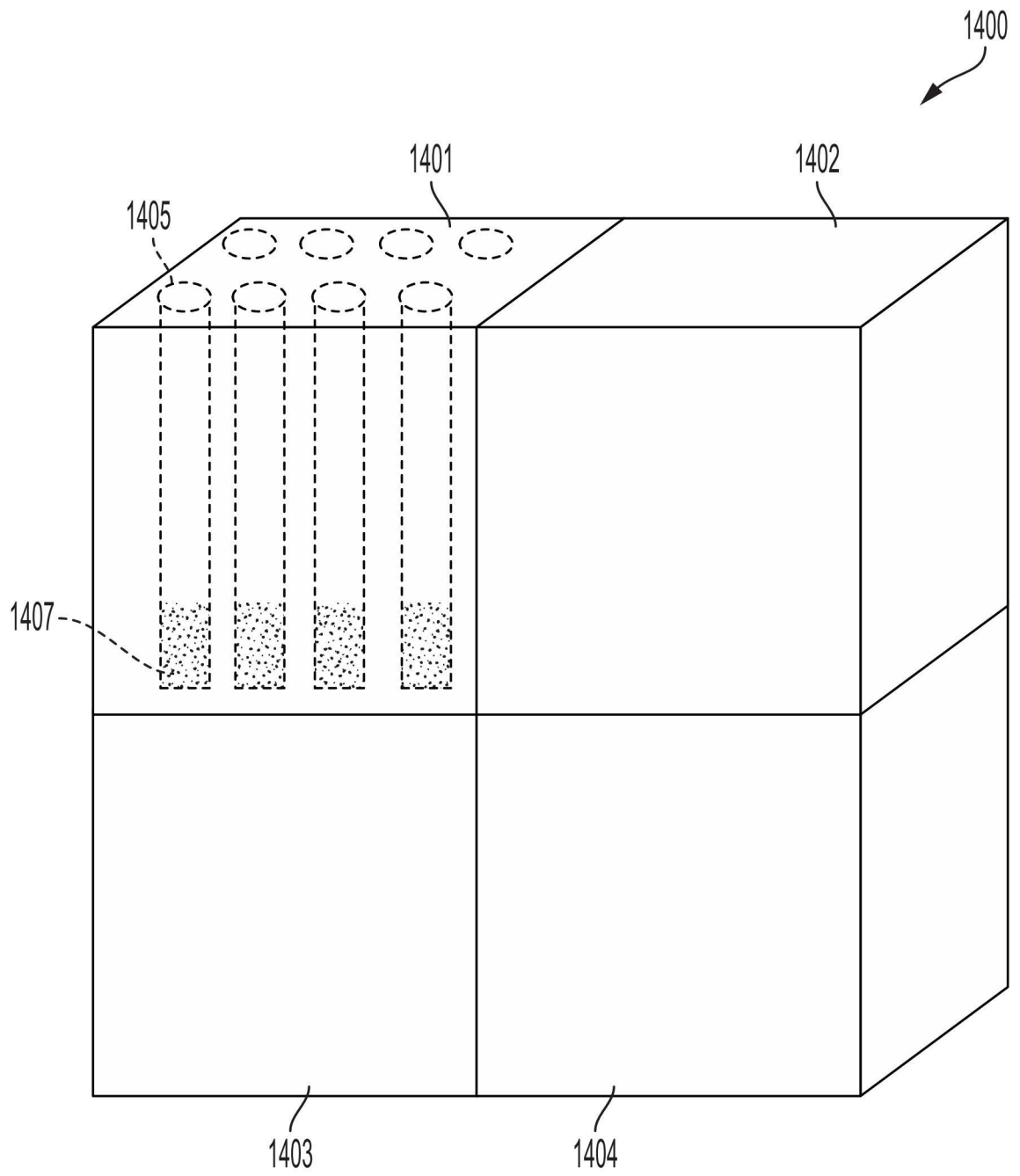
【圖30】



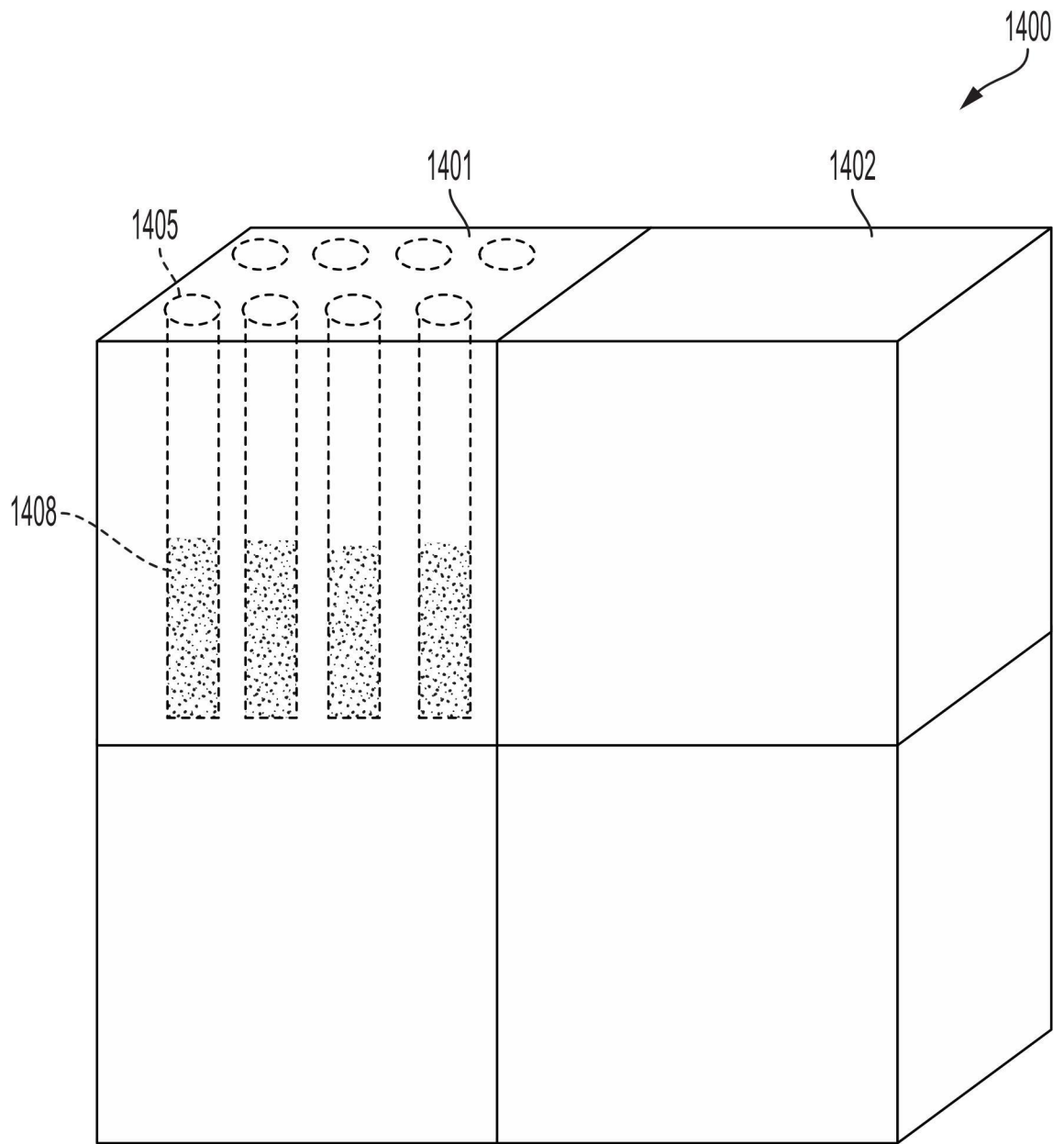
【圖31】



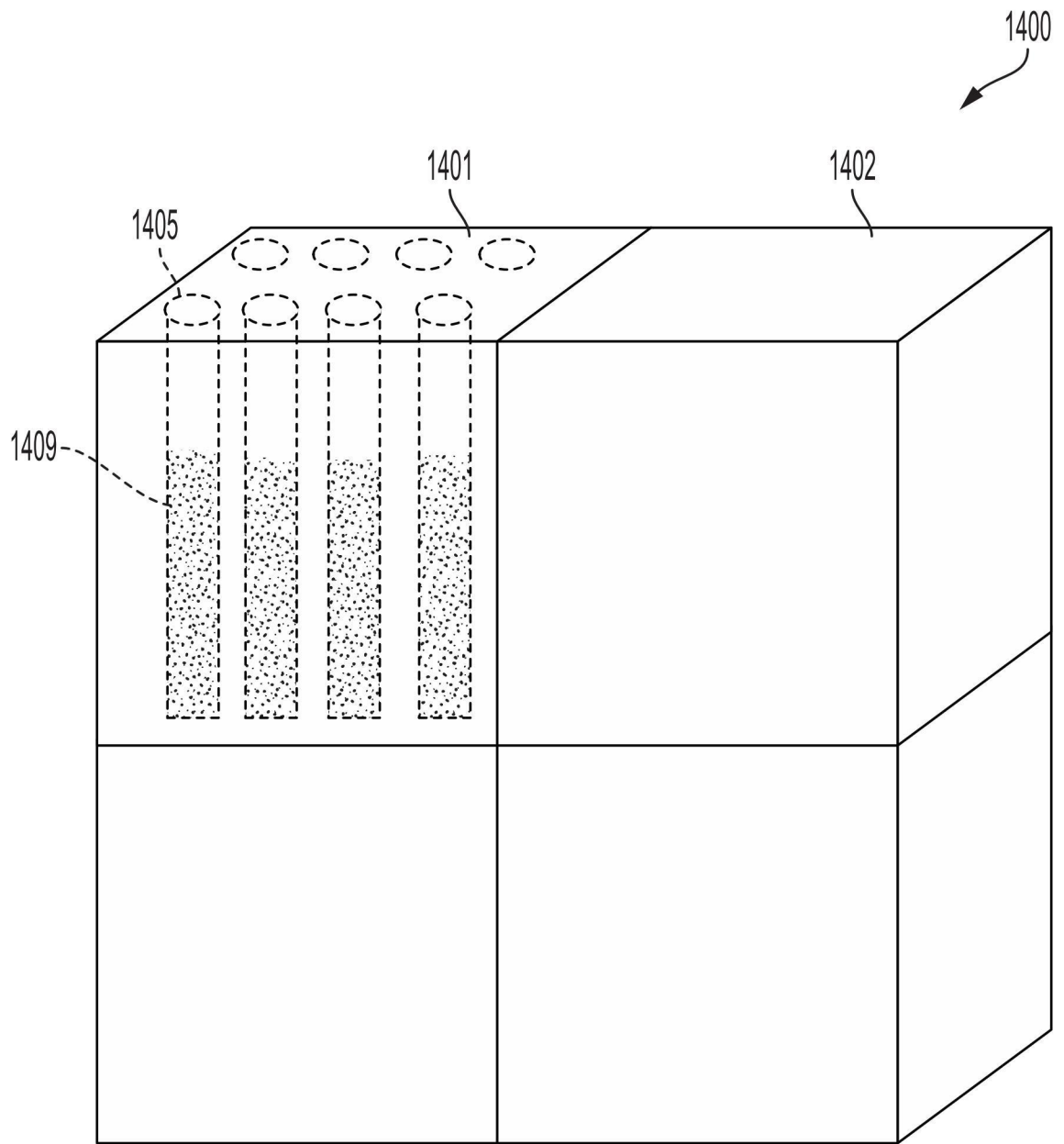
【圖32】



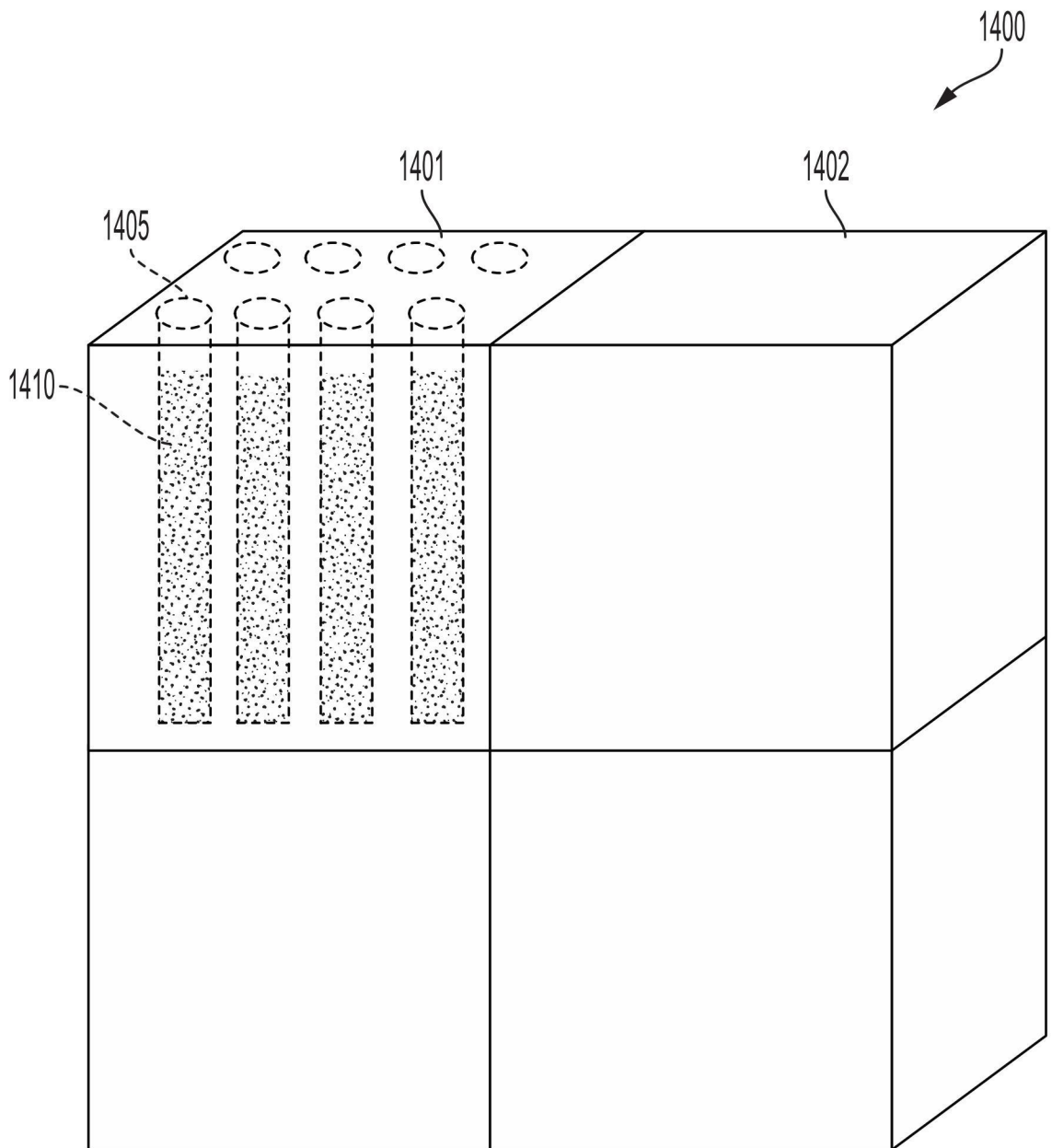
【圖33】



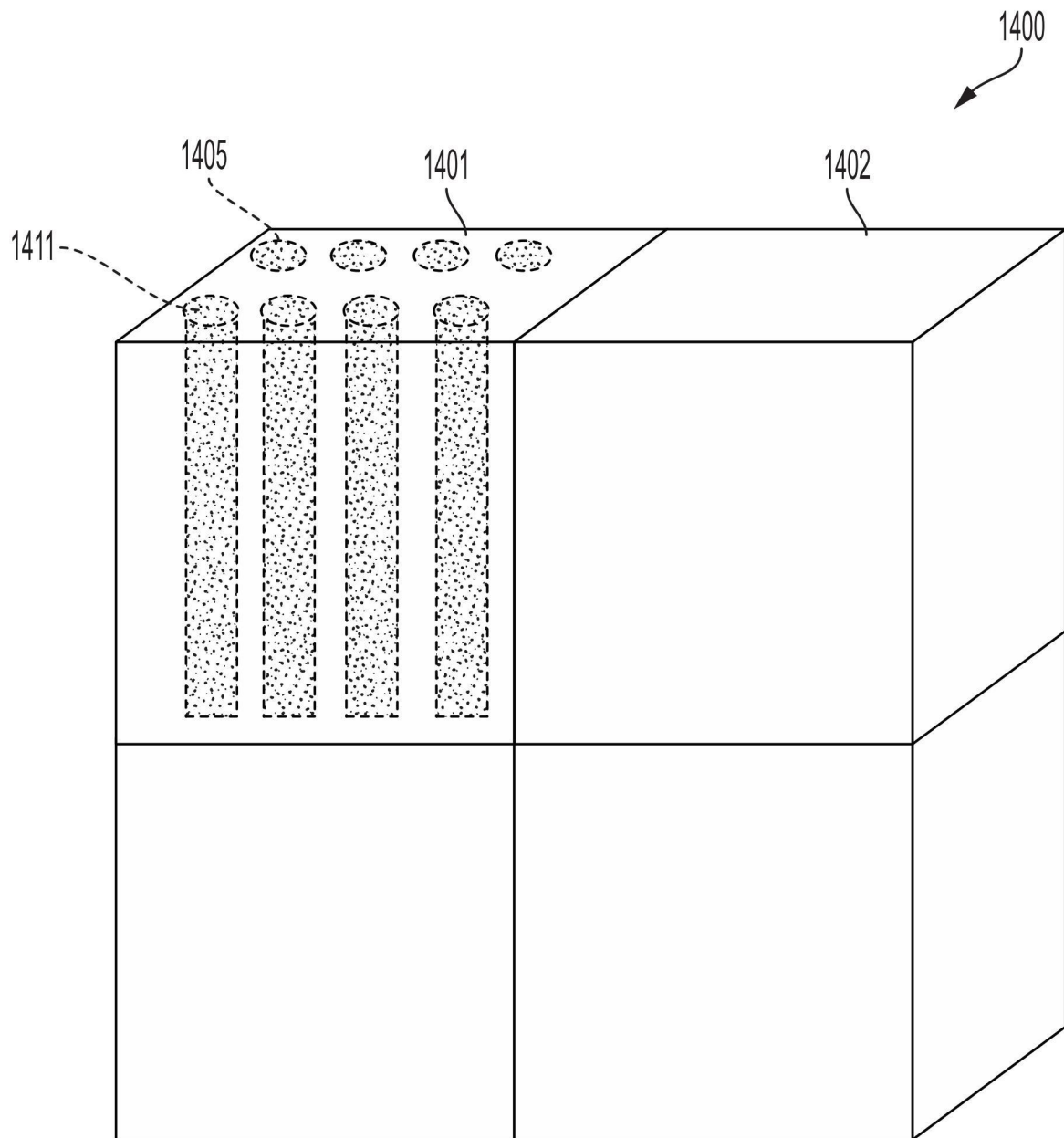
【圖34】



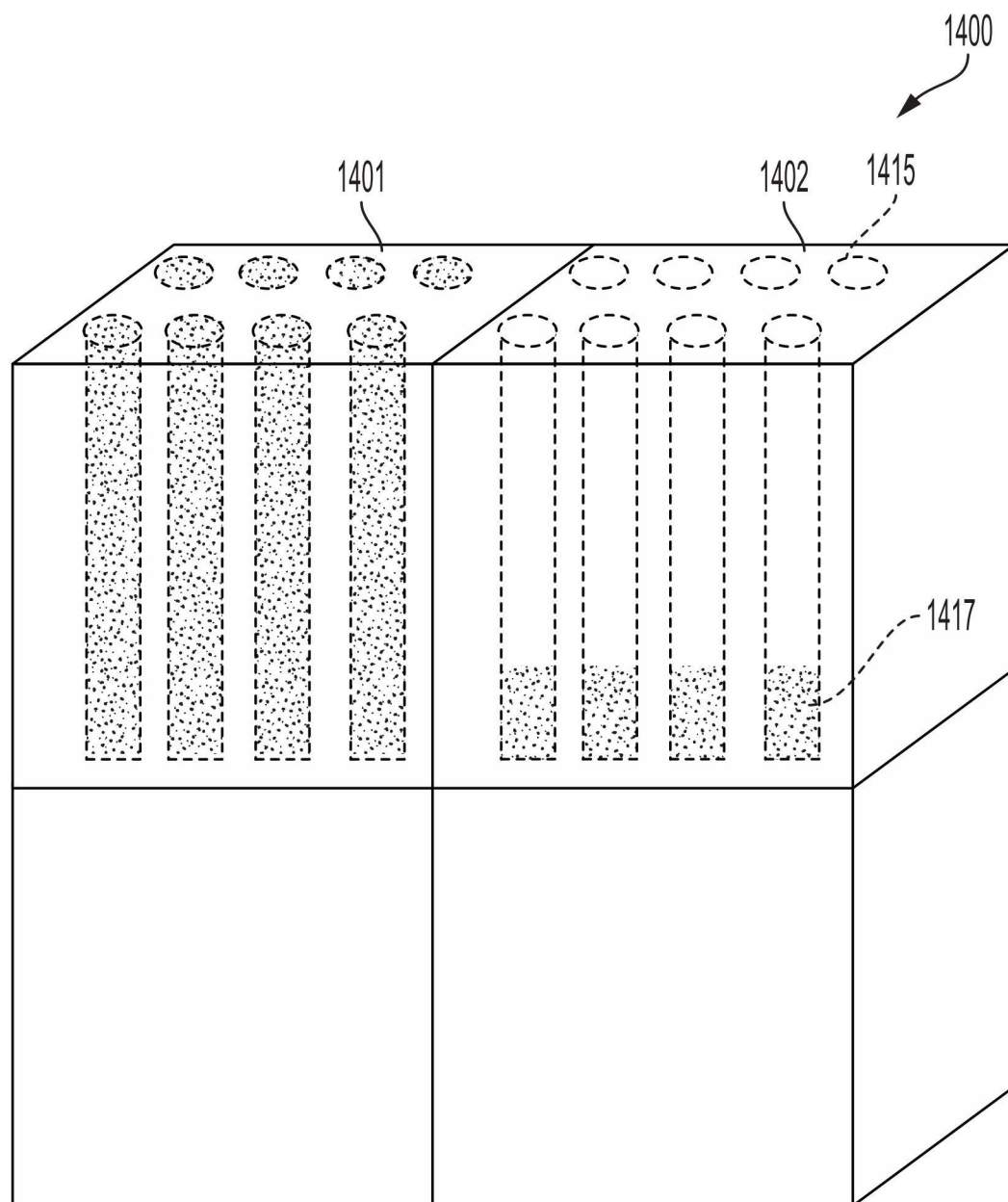
【圖35】



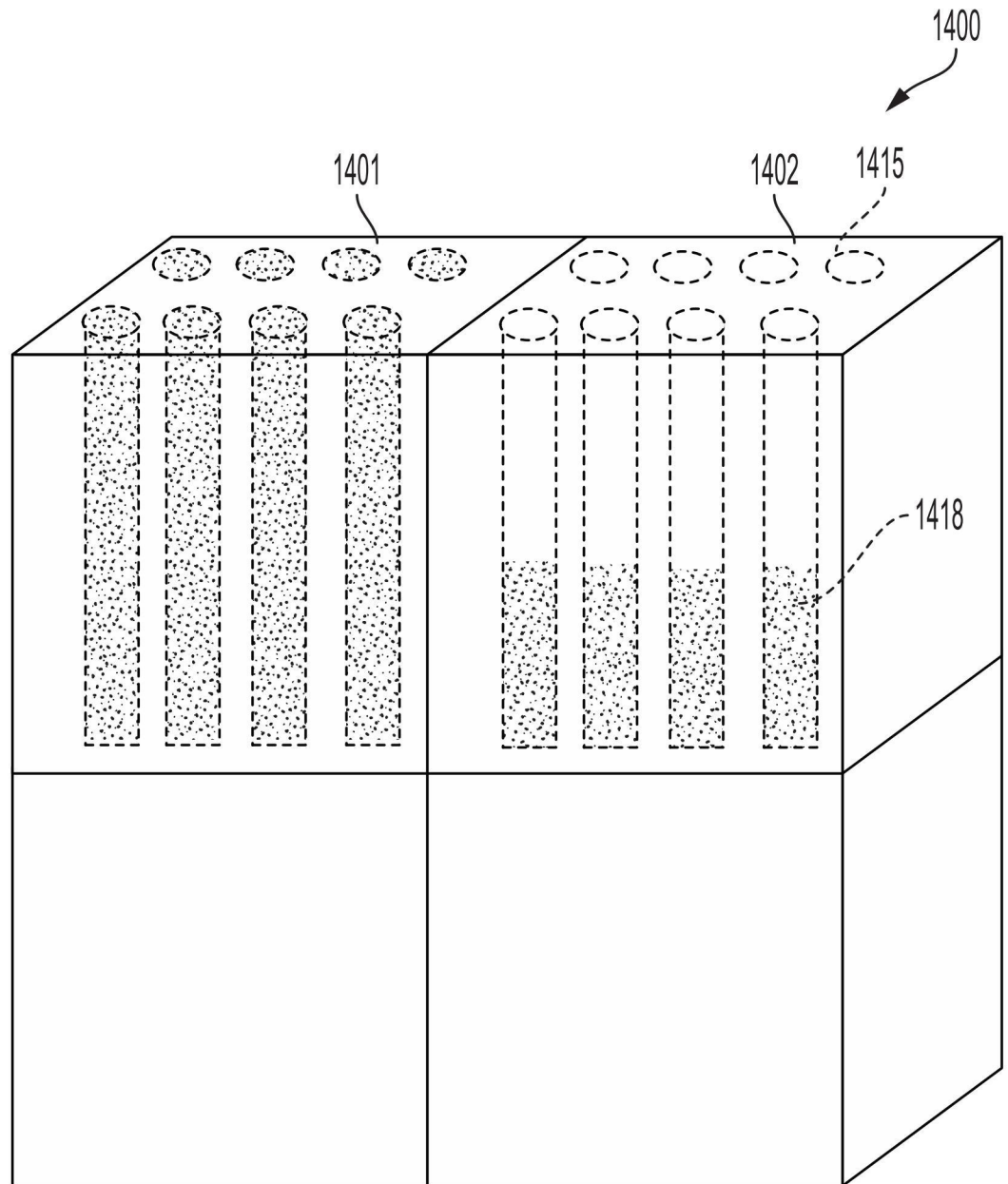
【圖36】



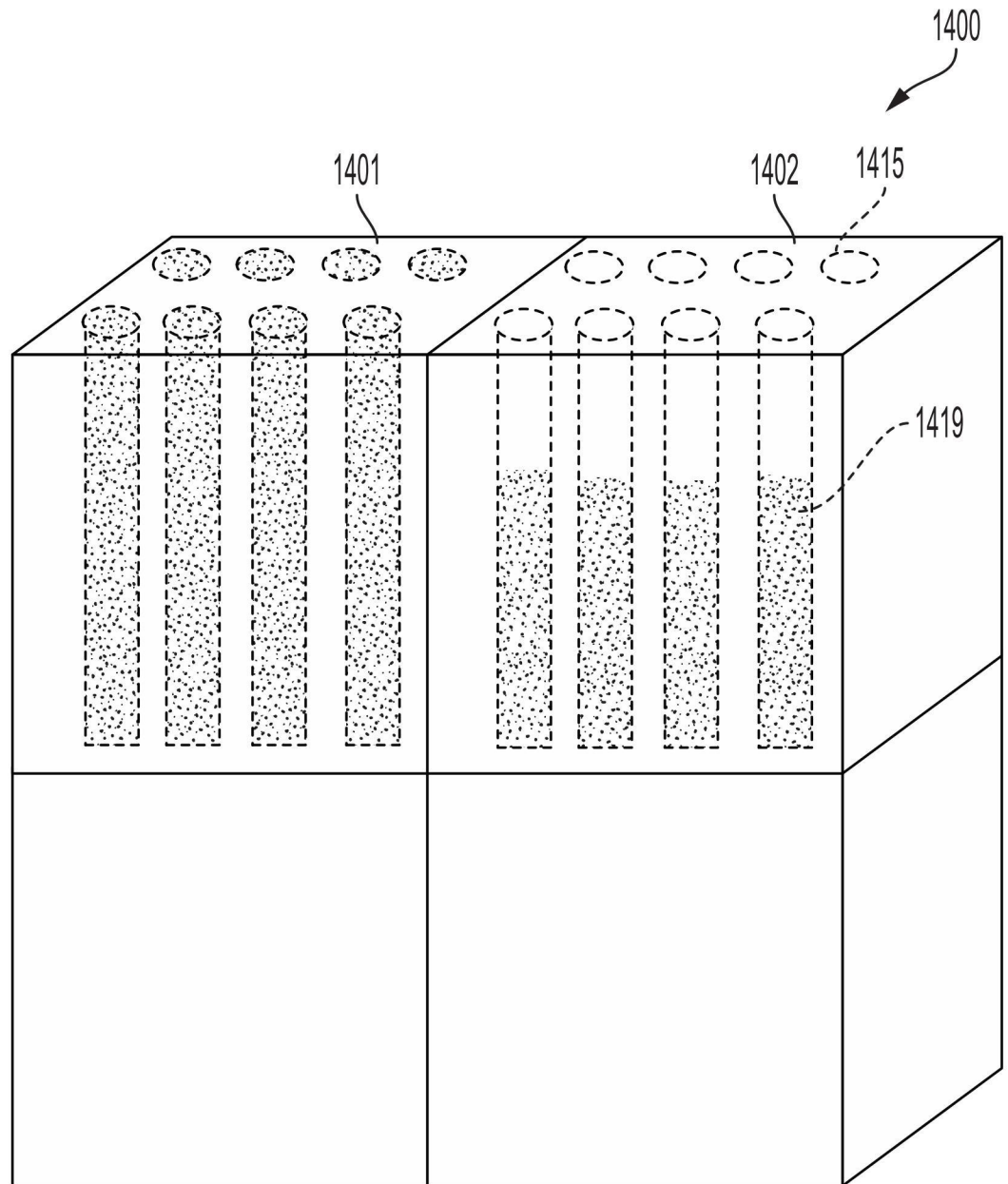
【圖37】



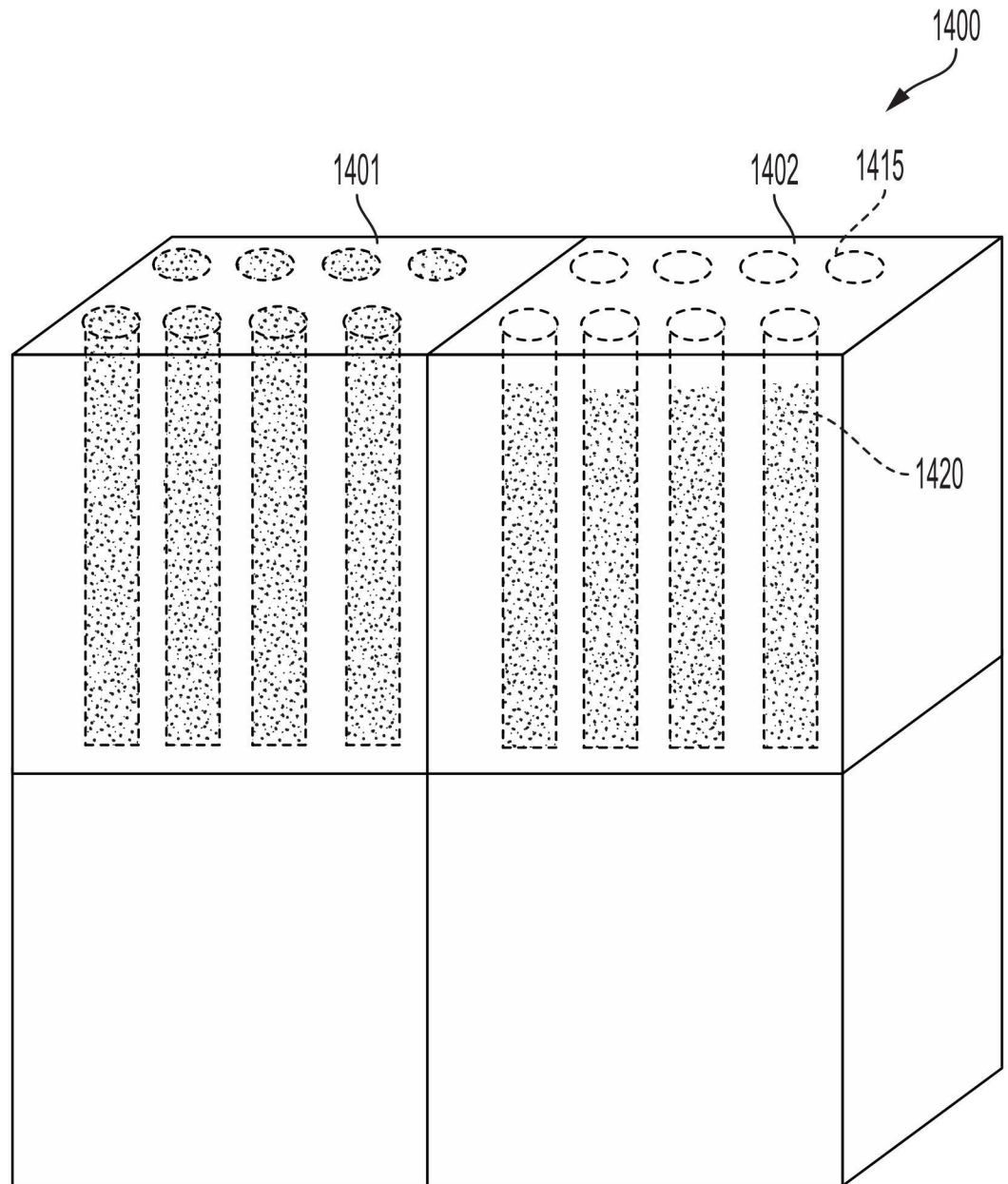
【圖38】



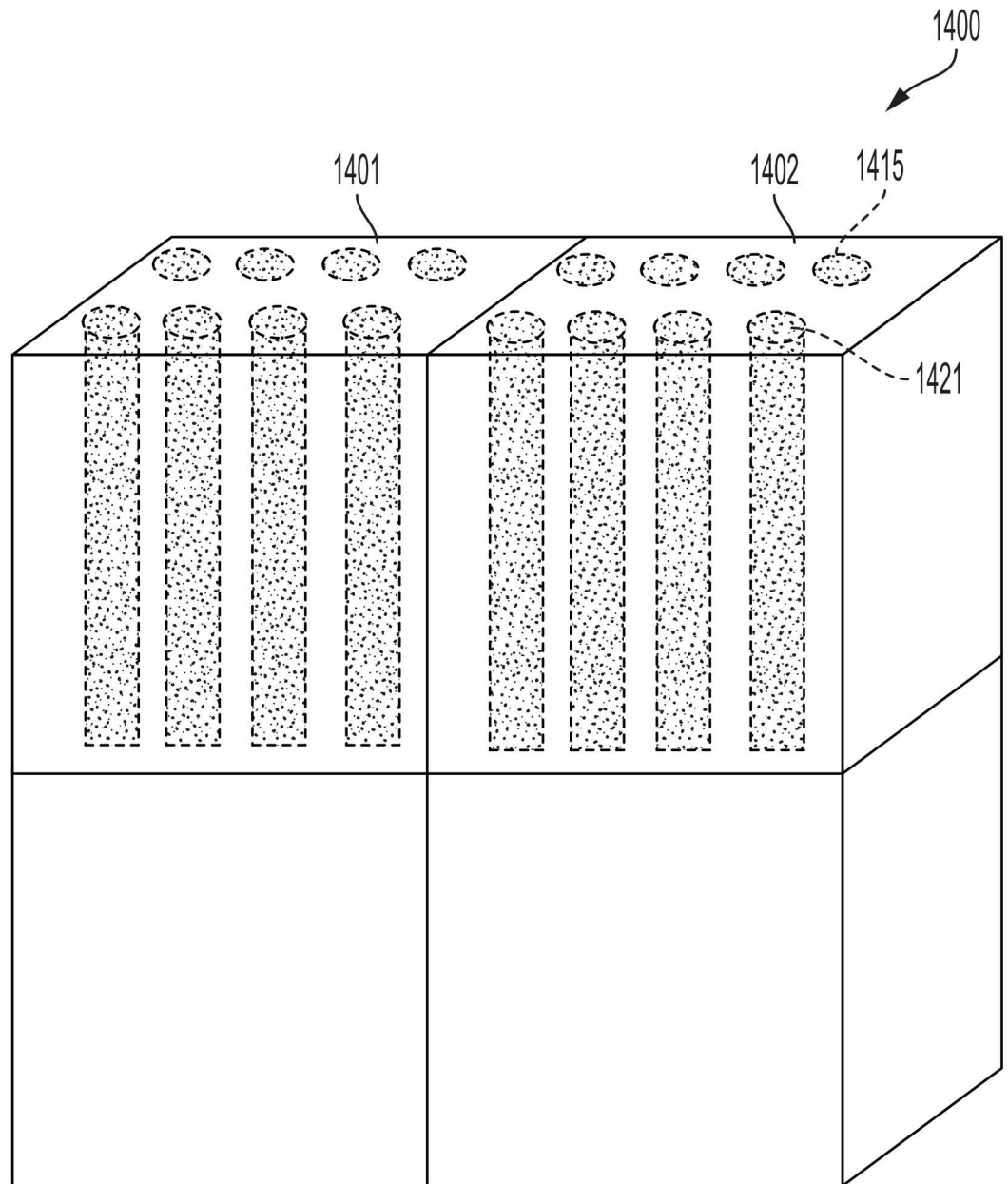
【圖39】



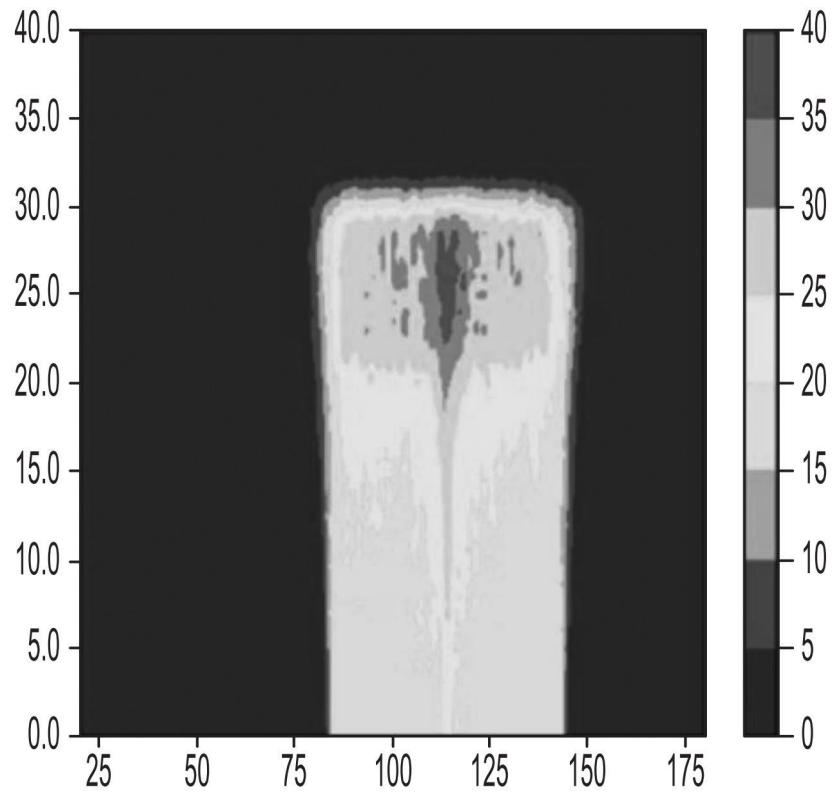
【圖40】



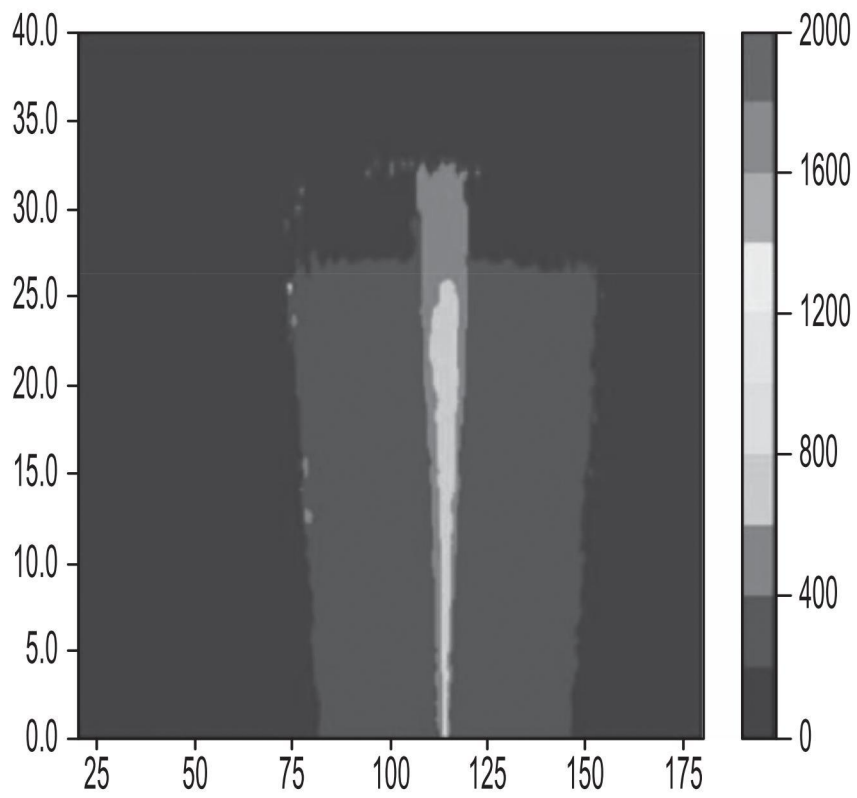
【圖41】



【圖42】



【圖43A】



【圖43B】