



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201434508 A

(43)公開日：中華民國 103 (2014) 年 09 月 16 日

(21)申請案號：102135147

(22)申請日：中華民國 102 (2013) 年 09 月 27 日

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

(30)優先權：2012/09/28 美國

61/707,515

(71)申請人：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：茲瓦特 吉瑞特 唐塞德 ZWART, GERRIT TOWNSEND (US)；葛爾 肯尼斯 P
GALL, KENNETH P. (US)；凡 德 蘭 珍 VANDER LAAN, JAN (NL)；羅珊樂
史丹利 ROSENTHAL, STANLEY (US)；布斯基 麥可 BUSKY, MICHAEL (US)

(74)代理人：陳長文

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：23 項 圖式數：24 共 65 頁

(54)名稱

一粒子束之能量調整

ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM

(57)摘要

本發明揭示一種實例性粒子加速器，其包含：一線圈，其用以提供一磁場至一腔；一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，其中該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；一外殼，其含有一提取通道，用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及一結構，其配置成接近該提取通道，用以改變該等所接收粒子之一能量位準。

715：結構

715a：較厚部分

715b：較薄部分

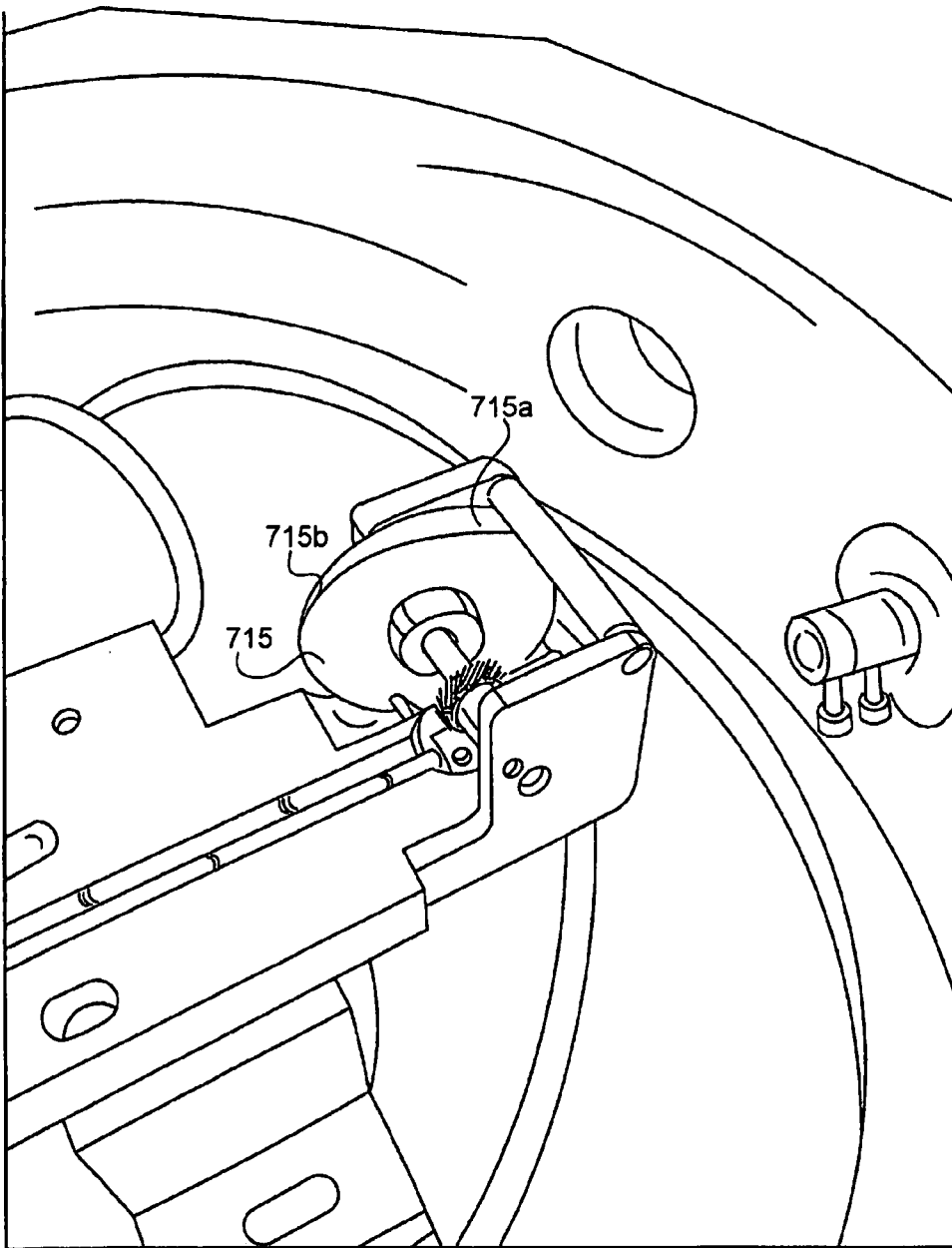


圖 18



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201434508 A

(43)公開日：中華民國 103 (2014) 年 09 月 16 日

(21)申請案號：102135147

(22)申請日：中華民國 102 (2013) 年 09 月 27 日

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

(30)優先權：2012/09/28 美國

61/707,515

(71)申請人：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：茲瓦特 吉瑞特 唐塞德 ZWART, GERRIT TOWNSEND (US)；葛爾 肯尼斯 P
GALL, KENNETH P. (US)；凡 德 蘭 珍 VANDER LAAN, JAN (NL)；羅珊樂
史丹利 ROSENTHAL, STANLEY (US)；布斯基 麥可 BUSKY, MICHAEL (US)

(74)代理人：陳長文

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：23 項 圖式數：24 共 65 頁

(54)名稱

一粒子束之能量調整

ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM

(57)摘要

本發明揭示一種實例性粒子加速器，其包含：一線圈，其用以提供一磁場至一腔；一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，其中該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；一外殼，其含有一提取通道，用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及一結構，其配置成接近該提取通道，用以改變該等所接收粒子之一能量位準。

發明摘要

※ 申請案號：102135147

※ 申請日：102. 9. 27

※IPC 分類：A61N 5/10 (2006.01)

【發明名稱】

一粒子束之能量調整

ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM

【中文】

○ 本發明揭示一種實例性粒子加速器，其包含：一線圈，其用以提供一磁場至一腔；一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，其中該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；一外殼，其含有一提取通道，用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及一結構，其配置成接近該提取通道，用以改變該等所接收粒子之一能量位準。

【英文】

○ An example particle accelerator includes a coil to provide a magnetic field to a cavity; a particle source to provide a plasma column to the cavity; a voltage source to provide a radio frequency (RF) voltage to the cavity to accelerate particles from the plasma column, where the magnetic field causes particles accelerated from the plasma column to move orbitally within the cavity; an enclosure containing an extraction channel to receive the particles accelerated from the plasma column and to output the received particles from the cavity; and a structure arranged proximate to the extraction channel to change an energy level of the received particles.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（18）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

715 結構

715a 較厚部分

715b 較薄部分

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】

一粒子束之能量調整

ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM

【技術領域】

本發明一般而言係關於調整諸如一粒子治療系統中所利用之一質子或離子束之一粒子束之能量。

【先前技術】

粒子治療系統利用一加速器來產生用於醫治諸如腫瘤之痛苦之一粒子束。在操作中，使粒子束在粒子加速器之一腔內側加速，且透過一提取通道將該粒子束自該腔移除。為追蹤該提取通道，必須恰當地供能量給該粒子束。沒有足夠能量，則該粒子束可能與該提取通道之內邊緣碰撞。有過多能量，則該粒子束可能與該提取通道之外邊緣碰撞。結果係，防止該粒子束逃脫該提取通道，或危及該粒子束之確實逃脫之部分，藉此減小醫治有效性。

粒子加速器之移動可影響在該提取通道處接收之該粒子束中之能量之量。

【發明內容】

一種實例性粒子加速器包含：一線圈，其用以提供一磁場至一腔；一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，其中該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；一外殼，其含有一提取通道，用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及一結構，其配置成接近該提取通道，用以改變該等所

接收粒子之一能量位準。此實例性粒子加速器可單獨地或組合地包含以下特徵中之一或多者。

該結構可具有多個厚度。該結構可具有介於自一最大厚度至一最小厚度之範圍內之可變厚度。該結構可相對於該提取通道移動以將該多個厚度中之一者置於該等所接收粒子之一路徑中。該結構可係車輪形狀的且可在該提取通道內旋轉。該結構可包含以下材料中之至少一者：鈹、碳及塑膠。

該粒子加速器可相對於一固定位置旋轉。該粒子加速器可包含一控制系統，該控制系統用以基於該粒子加速器之一旋轉位置而控制該結構之移動。

該粒子加速器可包含一再生器，該再生器用以調整該腔內之該磁場以藉此改變自該電漿柱加速之該等粒子之連續軌道以使得最終該等粒子輸出至該提取通道。

一種實例性質子治療系統可包含：前述粒子加速器，其中該等粒子包括質子；及一龍門架，該粒子加速器安裝於其上。該龍門架可相對於一患者位置旋轉。將質子自該粒子加速器基本上直接輸出至該患者位置。

一種實例性粒子加速器包含：一線圈，其用以提供一磁場至一腔；一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，其中該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；一外殼，其含有一提取通道，用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及一再生器，其用以調整該腔內之該磁場以藉此改變自該電漿柱加速之該等粒子之連續軌道以使得最終該等粒子輸出至該提取通道。該再生器可在該腔內相對於該等粒子之軌道移動。此實例性粒子加速器可單獨地或組合地包含以下特徵中之一或多者。

該再生器可經組態以相對於該腔之一大致中心徑向移動。一致動器可經組態以回應於一控制信號而使該再生器移動。該粒子加速器可相對於一固定位置旋轉。該粒子加速器可包含一控制系統，該控制系統用以產生該控制信號以基於該粒子加速器之一旋轉位置而控制該再生器之移動。該再生器可包含一鐵磁材料，諸如鐵。

一種實例性質子治療系統可包含：前述粒子加速器，其中該等粒子包括質子；及一龍門架，該粒子加速器安裝於其上。該龍門架可相對於一患者位置旋轉。將質子自該粒子加速器基本上直接輸出至該患者位置。

一種實例性粒子加速器包含：一線圈，其用以提供一磁場至一腔；一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，其中該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；一外殼，其含有一提取通道，用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及一再生器，其用以調整該腔內之該磁場以藉此改變自該電漿柱加速之該等粒子之連續軌道以使得最終該等粒子輸出至該提取通道。該外殼包含軛，其中該等軛中之至少一者在其中具有一狹槽，其中該狹槽含有係鐵磁且可在該狹槽內移動之一磁墊片，其中該磁墊片可相對於該再生器移動以影響該再生器將該磁場調整的一量。此實例性粒子加速器可單獨地或組合地包含以下特徵中之一或多者。

該至少一個軛可在其中具有多個狹槽。每一狹槽可含有係鐵磁且可在該狹槽內移動之一磁墊片。每一磁墊片可相對於該再生器移動以影響該再生器將該磁場調整的一量。

該粒子加速器可相對於一固定位置旋轉。該粒子加速器可包含一控制系統，該控制系統用以產生一控制信號以基於該粒子加速器之一旋轉位置而控制該磁墊片(或多個磁墊片)之移動。該磁墊片(或多個

磁墊片)可係或包含一電磁體。

一種實例性質子治療系統可包含：前述粒子加速器，其中該等粒子包括質子；及一龍門架，該粒子加速器安裝於其上。該龍門架可相對於一患者位置旋轉。將質子自該粒子加速器基本上直接輸出至該患者位置。

一種實例性粒子加速器可包含：一低溫恒溫器，其包括一超導線圈，其中該超導線圈傳導產生一磁場之一電流；磁軛，其毗鄰於該低溫恒溫器，其中該低溫恒溫器附接至該等軛且該等磁軛含有一腔；一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，其中該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道加速；一提取通道，其用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且輸出來自該腔之該等所接收粒子；及一致動器，其係可控制的以使該低溫恒溫器相對於該等磁軛移動。此實例性粒子加速器可單獨地或組合地包含以下特徵中之一或多者。

該粒子加速器可相對於一固定位置旋轉。該粒子加速器可包含一控制系統，該控制系統用以產生一控制信號以基於該粒子加速器之一旋轉位置而控制該致動器。該致動器可經控制以控制該低溫恒溫器之移動以便補償重力對該超導線圈之效應。

一種實例性質子治療系統可包含：前述粒子加速器，其中該等粒子包括質子；及一龍門架，該粒子加速器安裝於其上。該龍門架可相對於一患者位置旋轉。將質子自該粒子加速器基本上直接輸出至該患者位置。

本發明中所闡述之特徵中之兩者或兩者以上(包含此發明內容中所闡述之彼等特徵)可經組合以形成本文中未具體闡述之實施方案。

可經由一電腦程式產品實施本文中所闡述之各種系統或其部分之控制，該電腦程式產品包含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器件上執行之指令。本文中所闡述之系統或其部分可實施為可包含一或多個處理器件及用以儲存可執行指令之記憶體以實施對所述功能之控制的一裝置、方法或電子系統。

在附圖及下文說明中陳述一或多個實施方案之細節。依據該說明及該等圖式且依據申請專利範圍將明瞭其他特徵、目標及優點。

【圖式簡單說明】

圖1係一治療系統之一透視圖。

圖2係一同步迴旋加速器之組件之一分解透視圖。

圖3、圖4及圖5係一同步迴旋加速器之剖視圖。

圖6係一同步迴旋加速器之一透視圖。

圖7係一反向線圈架及繞組之一部分之一剖視圖。

圖8係一通道中電纜複合導體之一剖視圖。

圖9係一離子源之一剖視圖。

圖10係一D形板及一虛擬D形件之一透視圖。

圖11係一廳室之一透視圖。

圖12係一醫治室與一廳室之一透視圖。

圖13展示一極面及一極件之一對稱輪廓之一半之一輪廓。

圖14展示一患者定位於一醫治室中之一內龍門架內。

圖15係一實例性加速腔及提取通道之一俯視圖。

圖16係連同一超導磁體之一低溫恒溫器之一實例性部分之一剖面一起展示磁場強度對距一電漿柱之徑向距離之一圖表。

圖17係一實例性加速腔及提取通道之一俯視圖，其繪示正移動以進入提取通道之軌道。

圖18係用於改變提取通道中之一粒子束之能量之一實例性結構之一透視圖。

圖18A係圖18之結構之一側視圖。

圖19至圖21係一實例性加速腔及提取通道之俯視圖，其繪示使再生器移動以主要影響該腔中之特定粒子軌道。

圖22係一實例性磁墊片之一透視圖。

圖23係磁軛、一加速腔及包含磁墊片之一冷物塊之剖視側視圖。

圖24係一低溫恒溫器之一實例性部分之一剖視透視圖。

各個圖式中之相似參考符號指示相似元件。

【實施方式】

概述

本文中闡述供在諸如一質子或離子治療系統之一系統中利用之一粒子加速器之一實例。該粒子治療系統包含安裝於一龍門架上之一粒子加速器(在此實例中，一同步迴旋加速器)。該龍門架使得該加速器能夠圍繞一患者位置旋轉，如下文更詳細地闡釋。在某些實施方案中，龍門架係鋼製的且具有經安裝以用於在位於一患者之相對側上之兩個各別軸承上旋轉之兩個支腿。由一鋼桁架支撐該粒子加速器，該鋼桁架長得足以跨越患者躺於其中之一醫治區且在兩端處穩定地附接至龍門架之旋轉支腿。由於龍門架圍繞患者之旋轉，因此該粒子加速器亦旋轉。

在一實例性實施方案中，粒子加速器(例如，同步迴旋加速器)包含一低溫恒溫器，該低溫恒溫器固持用於傳導產生一磁場(B)之一電流之一超導線圈。在此實例中，該低溫恒溫器利用液態氦(He)來將線圈維持在超導溫度，例如，4凱氏(K)度。磁軛毗鄰(例如，圍繞)低溫恒溫器，且界定在其中使粒子加速之一腔。該低溫恒溫器透過條帶或諸如此類附接至磁軛。雖然此附接及超導線圈在低溫恒溫器內側之附接限制超導線圈之移動，但不完全地阻止線圈移動。舉例而言，在某些實施方案中，由於在龍門架之旋轉期間之重力牽引，因此超導線圈

可移動小量(例如，在某些情形中數十毫米)。如下文所闡述，此移動可影響在一提取通道處接收之一粒子束中之能量之量且藉此影響粒子加速器之輸出。

在此實例性實施方案中，粒子加速器包含一粒子源(例如，一潘寧離子真空計(PIG)源)以提供一電漿柱至腔。離子化氫氣以產生電漿柱。一電壓源提供一射頻(RF)電壓至腔以使粒子自該電漿柱加速。如所述，在此實例中，粒子加速器係一同步迴旋加速器。因此，跨越一頻率範圍掃掠RF電壓以計及在自柱提取粒子時對該等粒子之相對效應(例如，增加之粒子質量)。由線圈產生之磁場致使自電漿柱加速之粒子在腔內沿軌道加速。一磁場再生器定位於腔中以調整腔內側之現有磁場以藉此改變自電漿柱加速之粒子之連續軌道之位置以使得最終粒子輸出至通過軛之一提取通道。該再生器可在腔中之一點處增加磁場(例如，其可在腔之一區處產生一磁場「突增」)，藉此致使每一連續粒子軌道在彼點處朝向提取通道之進入點向外旋進，最終到達提取通道。該提取通道接收自電漿柱加速之粒子且輸出來自腔之所接收粒子。

超導線圈之移動可影響腔內側之軌道之位置。舉例而言，沿一個方向之移動可致使較低能量軌道撞擊再生器，而沿另一方向之移動可致使較高能量軌道撞擊再生器(粒子軌道能量與距起源電漿柱之徑向距離成比例)。因此，在其中過度低能量軌道撞擊再生器之一情形中，粒子束可與提取通道之內邊緣碰撞，如上文所述。在其中過度高能量軌道撞擊再生器之一情形中，粒子束可與提取通道之外邊緣碰撞，如上文所述。本文中所闡述之實例性系統利用技術來補償由超導線圈由於其旋轉(例如，歸因於重力效應)所致之運動產生之此等效應。下文提供此等技術之一總結，後續接著對其中可實施該等技術之一實例性粒子治療系統之一說明及對此等各種技術之更詳細說明。

在一實例性技術中，接近於提取通道(例如，在其入口處或在其內側)併入一結構。該結構可係具有一車輪狀形狀之一可旋轉可變厚度楔。該結構吸收粒子束之能量，藉此允許一較低能量(例如，適當地供能量之)束通過提取通道。結構之較厚部分比結構之較薄部分吸收更多能量。在某些實施方案中，該結構可在一點處不含有材料，在該點處粒子束意欲在不具有任何能量吸收之情況下通過。另一選擇係，該結構可移出束路徑。因此，該結構使得能夠可變地調整束中之能量之量。在某些實施方案中，基於粒子加速器之一旋轉位置而控制該結構。舉例而言，可判定龍門架之位置，且可利用彼位置來控制能量吸收結構之旋轉位置。理想地，該結構最小化束之散射；然而，實務上，可存在係存在且可容忍之散射量。

在另一實例性技術中，腔內之再生器之實體位置可係可調整的以補償超導線圈之移動。舉例而言，可利用電腦控制之致動器來基於(例如)粒子加速器之一旋轉位置而調整腔內之再生器之位置。藉由如此調整再生器之位置，可能定位再生器以使得由再生器產生之對磁場之適當調整影響恰當粒子軌道而無論粒子加速器之旋轉位置如何。

再生器通常由一鐵磁材料製成。因此可能利用一或多個磁墊片調整再生器之磁強度。因此，在另一實例性技術中，可能調整再生器之磁場(例如，以增加或減小由再生器產生之磁場突增)或移動由再生器產生之磁場擾動之有效位置而不實體上移動再生器。舉例而言，若超導線圈之移動導致較低能量軌道撞擊再生器，則再生器之磁場可減小以使得直至較高能量軌道到達再生器其才開始擾動束軌道。亦可使其有效地徑向向外移動同時維持同一總體強度(峰值場)以使得軌道在由再生器實現之前獲得較高能量。同樣地，若超導線圈移動導致較高能量軌道撞擊再生器，則再生器之強度可增加或徑向向內定位以與處於較低能量之軌道互相作用。在一實例性實施方案中，藉由使一磁墊

片(例如，一金屬柱塞)在再生器附近的一磁軛中之一狹槽/孔內移動而調整磁場。磁墊片由鐵磁材料製成且其與再生器之接近影響再生器之磁場。使磁墊片更靠近於再生器(例如，進一步在狹槽內)移動增加由再生器產生之磁場；且使磁墊片遠離再生器(例如，在狹槽中或在狹槽外側向上)移動減小由再生器產生之磁場。在另一實例中，磁墊片可比再生器磁心更靠近於回旋加速器之中心經徑向放置。當墊片較靠近於加速平面放置時，其使再生器磁擾動之有效中心移動而不明顯地改變峰值磁場強度。可電腦控制磁墊片以基於(例如)粒子加速器之一旋轉位置而使其位置變化。

在某些實施方案中，可利用一個以上磁墊片。在又其他實施方案中，可利用微型電磁體作為一磁墊片，且基於(例如)粒子加速器之一旋轉位置而控制穿過其之電流。

在另一實例中，可使整個低溫恒溫器相對於軛而移動以補償超導線圈之移動。舉例而言，低溫恒溫器之移動可影響撞擊再生器之粒子軌道。因此，若沿一個方向發生超導線圈之移動，則可使低溫恒溫器沿該方向移動以補償彼移動且致使超導線圈恰當地重新定位。

可在一單個粒子加速器中個別地利用用於調整一粒子加速器中之一粒子束之能量之前述技術，或可在一單個粒子加速器中以任何適當組合利用彼等技術中之任何兩者或兩者以上。下文提供其中可利用前述技術之一粒子治療系統之一實例。

實例性粒子治療系統

參考圖1，一帶電粒子輻射治療系統500包含一產生束之粒子加速器502，該產生束之粒子加速器具有小得足以准許其被安裝於一旋轉龍門架504上之一重量及大小，其中其輸出自加速器殼體朝向一患者506被徑直地(亦即，基本上直接地)引導。

在某些實施方案中，鋼龍門架具有兩個支腿508、510，該兩個

支腿經安裝以用於在位於患者之相對側上之兩個各別軸承512、514上旋轉。由一鋼桁架516支撐該加速器，該鋼桁架長得足以跨越患者躺於其中之一醫治區518（例如，一高個子人之兩倍長，以准許該人在空間內完全地旋轉，其中患者之任何所期望之目標區保持在束之線路中）且在兩端處穩定地附接至龍門架之旋轉支腿。

在某些實例中，龍門架之旋轉限於小於360度（例如，大約180度）之一範圍520以准許一地板522自裝納治療系統之廳室524之一牆壁延伸至患者醫治區中。龍門架之有限旋轉範圍亦減小為在醫治區外側之人提供輻射屏蔽之某些牆壁（其從不與束直接對準，例如，牆壁530）之所需厚度。龍門架旋轉之180度之一範圍足以涵蓋所有醫治接近角度，但提供一較大行程範圍可係有用的。舉例而言，旋轉範圍可在180度與330度之間且仍提供治療地板空間之間隙。

龍門架之水平旋轉軸532位於其中患者及治療師與治療系統互動之地板上方標稱一米處。此地板定位於治療系統經屏蔽之廳室之底部地板上方大約3米處。加速器可在經抬高地板下面擺動以自旋轉軸下方遞送醫治束。患者躺椅在平行於龍門架之旋轉軸之一實質上水平平面中移動及旋轉。該躺椅可在具有此組態之水平平面中旋轉經過大約270度之一範圍534。龍門架旋轉範圍及患者旋轉範圍之此組合及自由度允許治療師實際上選擇束之任何接近角度。若需要，則可沿相反定向將患者放置於躺椅上且然後可利用所有可能角度。

在某些實施方案中，加速器利用具有一極高磁場超導電磁結構之一同步迴旋加速器組態。由於一既定動能之一帶電粒子之彎曲半徑與施加至其之磁場之一增加成正比地減少，因此極高磁場超導磁結構准許將加速器製成為更小及更輕。同步迴旋加速器利用旋轉角度均勻且強度隨增加之半徑而下降之一磁場。不管磁場之量值如何皆可達成此一場形狀，因此理論上不存在可用於一同步迴旋加速器中之磁場強

度(及因此在一固定半徑下之所得粒子能量)之上限。

超導材料在存在極高磁場之情況下失去其超導性質。利用高效能超導導線繞組以允許達成極高磁場。

超導材料通常需要冷卻至低溫以實現其超導性質。在此處所闡述之某些實例中，利用低溫冷卻器來使超導線圈繞組達到接近絕對零度之溫度。利用低溫冷卻器可減少複雜度及成本。

在龍門架上支撐同步迴旋加速器以使得與患者成一排地直接產生束。龍門架准許迴旋加速器繞含有在患者內或在患者附近之一點(等角點540)之一水平旋轉軸之旋轉。平行於旋轉軸之分裂桁架在兩側上支撐迴旋加速器。

由於龍門架之旋轉範圍係有限的，因此可在圍繞等角點之一寬廣區中容納一患者支撐區。由於地板可圍繞等角點廣泛地延伸，因此一患者支撐台可經定位以相對於穿過等角點之一垂直軸542移動且繞該垂直軸旋轉以使得，藉由龍門架旋轉與台子運動及旋轉之一組合，可達成至患者之任何部分中之束引導之任何角度。兩個龍門架臂隔開一高個子患者之身高之兩倍以上，從而允許具有患者之躺椅在經抬高地板上方之一水平平面中旋轉及平移。

限制龍門架旋轉角度允許環繞醫治室之牆壁中之至少一者之厚度之一減小。通常由混凝土構成之厚牆壁對在醫治室外側之個人提供輻射防護。一停止質子束下游之一牆壁可係在房間之相對端處之一牆壁之大約兩倍厚以提供一相等防護位準。限制龍門架旋轉範圍使得醫治室能夠在三側上座落於地平面下方，同時允許一佔用區毗鄰於最薄牆壁，從而減少構造醫治室之成本。

在圖1中所展示之實例性實施方案中，超導同步迴旋加速器502以8.8特斯拉(Tesla)的同步迴旋加速器之一極隙中之一峰值磁場而操作。同步迴旋加速器產生具有250 MeV之一能量之一質子束。

在其他實施方案中，場強度可介於6特斯拉至20特斯拉之範圍內且質子能量可介於150 MeV至300 MeV之範圍內。

在此實例中所闡述之輻射治療系統用於質子輻射治療，但相同原理及細節可應用於供在重離子(離子)醫治系統中利用之類似系統中。

如圖2、圖3、圖4、圖5及圖6中所展示，一實例性同步迴旋加速器10 (圖1中之502)包含含有一粒子源90、一射頻驅動系統91及一束提取系統38之一磁體系統12。由磁體系統建立之磁場具有適合於利用一對分裂環形超導線圈40、42與一對經塑形鐵磁(例如，低碳鋼)極面44、46之一組合維持一所含質子束之聚焦的一形狀。

兩個超導電磁線圈在一共同軸47上定中心且沿著該軸間隔開。如圖7及圖8中所展示，線圈由以一扭曲之通道中電纜導體幾何形狀部署的基於 Nb_3Sn 之超導0.8 mm直徑之股線48 (最初包括由一銅包皮環繞之一鈮錫核心)形成。在將七個個別股線擰搓在一起之後，加熱該等個別股線以造成形成導線之最終(脆性)超導材料之一反應。在材料已起反應之後，將導線焊接至銅通道(外尺寸 3.18×2.54 mm及內尺寸 2.08×2.08 mm)中且使其覆蓋有絕緣物52 (在此實例中，一經編織纖維玻璃材料)。然後將含有導線53之銅通道捲繞成一線圈，該線圈具有 $8.55 \text{ cm} \times 19.02 \text{ cm}$ 之一矩形剖面，具有26個層及每一層49轉。然後用一環氧化合物54真空浸漬捲繞線圈。將所完成線圈安裝於一環形不銹鋼反向線圈架56上。將毯式加熱器55間隔地放置於繞組之層中以在一磁體失磁之事件中保護總成。

然後用一環氧化合物真空浸漬捲繞線圈。然後可用銅片覆蓋整個線圈以提供熱導率及機械穩定性且然後將該線圈含納於一額外環氧層中。可藉由加熱不銹鋼反向線圈架且將線圈裝配於反向線圈架內而提供線圈之預壓縮。選擇反向線圈架內徑以使得當整個物塊冷卻至4

K時，反向線圈架保持與線圈接觸且提供某種壓縮。將不銹鋼反向線圈架加熱至大約50攝氏度且在100凱氏度之一溫度下裝配線圈可達成此。

藉由將線圈安裝於一「反向」矩形線圈架56中以施加對抗在供給線圈能量時產生之歪曲力之一恢復力60而維持線圈之幾何形狀。如圖5中所展示，利用一組暖至冷支撐條帶402、404、406相對於磁軛及低溫恒溫器維持線圈位置。藉助薄條帶支撐冷物塊減少藉由剛性支撐系統傳遞至冷物塊之熱洩漏。該等條帶經配置以當磁體在龍門架上旋轉時耐受線圈上之變化之重力。該等條帶耐受重力與大的離心力之經組合效應，大的離心力在線圈相對於磁軛自一完全對稱之位置被擾亂時由該線圈實現。另外，連桿用於減小當龍門架加速及減速時(當其位置改變時)在線圈上賦予之動態力。每一暖至冷支撐件包含一個S2纖維玻璃連桿及一個碳纖維連桿。跨越暖軛與一中間溫度(50 K至70 K)之間的銷支撐碳纖維連桿，且跨越中間溫度銷與附接至冷物塊之一銷支撐S2纖維玻璃連桿408。每一連桿係5 cm長(銷中心至銷中心)且係17 mm寬。連桿厚度係9 mm。每一銷由高強度不銹鋼製成且直徑係40 mm。

參考圖3，很大程度上藉由線圈幾何形狀及極面形狀之選擇而判定隨半徑而變之場強度量變曲線；可滲透軛材料之極面44、46可經定輪廓以微調磁場之形狀以確保粒子束在加速期間保持聚焦。

藉由將線圈總成(線圈及線圈架)封圍於一經抽空環形鋁或不銹鋼低溫恒溫室70內側而將超導線圈維持在接近絕對零度(例如，大約4凱氏度)之溫度，該低溫恒溫室圍繞線圈結構提供一自由空間，唯在一組有限支撐點71、73處除外。在一替代版本(圖4)中，低溫恒溫器之外壁可由低碳鋼製成以提供磁場之一額外返回磁通路徑。

在某些實施方案中，利用一個單級吉福特-麥克馬洪(Gifford-

McMahon)低溫冷卻器及三個雙級吉福特-麥克馬洪低溫冷卻器達成並維持接近絕對零度之溫度。每一雙級低溫冷卻器具有附接至將氦蒸汽再冷凝成液態氦之一冷凝器之一第二級冷端。用來自一壓縮器之經壓縮氦供應低溫冷卻器頭部。單級吉福特-麥克馬洪低溫冷卻器經配置以冷卻將電流供應至超導繞組之高溫(例如, 50凱氏度至70凱氏度)引線。

在某些實施方案中, 利用配置於線圈總成上之不同位置處之兩個吉福特-麥克馬洪低溫冷卻器72、74達成並維持接近絕對零度之溫度。每一低溫冷卻器具有與線圈總成接觸之一冷端76。用來自一壓縮器80之經壓縮氦供應低溫冷卻器頭部78。兩個其他吉福特-麥克馬洪低溫冷卻器77、79經配置以冷卻將電流供應至超導繞組之高溫(例如, 60凱氏度至80凱氏度)引線。

將線圈總成及低溫恒溫室安裝於一藥盒形狀之磁軛82之兩個半體81、83內且由該兩個半體完全地封圍線圈總成及低溫恒溫室。在此實例中, 線圈總成之內徑係大約74.6 cm。鐵軛82提供返回磁場通量84之一路徑且磁屏蔽極面44、46之間的體積86以防止外部磁影響擾亂彼體積內之磁場之形狀。軛亦用於減小在加速器附近之雜散磁場。

如圖3及圖9中所展示, 同步迴旋加速器包含位於磁體結構82之幾何中心92附近之一潘寧離子真空計幾何形狀之一粒子源90。粒子源可係如下文所闡述, 或粒子源可係為以引用方式併入本文中之第11/948,662號美國專利申請案中所闡述之類型。

透過遞送氣態氦之一氣體管路101及管194自氦之一供應器99饋送粒子源90。電纜94攜載來自一電流源95之一電流以刺激自與磁場200對準之陰極192、190之電子放電。

在此實例中, 放電電子離子化透過一小孔自管194排出之氣體以形成一正離子(質子)供應以供由一個半圓形(D形狀之)射頻板100及一

個虛擬D形板102加速，該半圓形射頻板跨越由磁體結構封圍之空間之一半。在一中斷粒子源(第11/948,662號美國專利申請案中闡述其之一實例)之情形中，在加速區域處移除含有電漿之管之全部(或一實質部分)，藉此允許使離子在一相對高之磁場中更迅速地加速。

如圖10中所展示，D形板100係具有封圍一空間107之兩個半圓形表面103、105之一空心金屬結構，其中使質子在其圍繞由磁體結構封圍之空間之旋轉之一半期間加速。敞開至空間107中之一導管109延伸穿過軛至一外部位置，可自該外部位置附接一真空泵111以抽空空間107及其中發生加速之一真空室119內之空間之剩餘部分。虛擬D形件102包括在D形板之經曝露邊緣附近隔開之一矩形金屬環。虛擬D形件接地至真空室及磁軛。藉由在一射頻傳輸線之端處經施加之一射頻信號驅動D形板100以在空間107中賦予一電場。當經加速粒子束距幾何中心之距離增加時使射頻電場適時變化。在2005年7月21日提出申請之標題為「A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron」之第11/187,633號美國專利申請案中且在2004年7月21日提出申請之為同一標題之第60/590,089號美國臨時申請案中闡述對於此目的係有用之射頻波形發生器之實例，該兩個申請案皆以引用方式併入本文中。可以標題為「Matching A Resonant Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage」之第11/948,359號美國專利申請案中所闡述之方式控制射頻電場，該美國專利申請案之內容以引用方式併入本文中。

對於自位於中央之粒子源出射以在其開始向外螺旋形上升時清理粒子源結構之束而言，跨越射頻板需要一大的電壓差。跨越射頻板施加20,000伏特。在某些版本中，可跨越射頻板施加自8,000伏特至20,000伏特。為減少驅動此大的電壓所需之電力，磁體結構經配置以減少射頻板與接地之間的電容。藉由穿過外軛及低溫恒溫器殼體形成

具有與射頻結構之充足間隙之孔且在磁體極面之間形成充足空間而完成此。

驅動D形板之高壓交流電位具有在加速循環期間向下掃掠以計及質子之增加之相對質量及減小之磁場之一頻率。虛擬D形件不需要一空心半圓柱形結構，此乃因其連同真空室壁一起處於接地電位。可利用其他板配置，諸如以不同電相位或眾多基頻驅動之一對以上加速電極。RF結構可經調諧以在所需頻率掃掠期間藉由利用(舉例而言)具有互相嚙合之旋轉及固定葉片之一旋轉電容器而保持Q為高。在葉片之每一嚙合期間，電容增加，因此降低RF結構之諧振頻率。該等葉片可經塑形以形成所需之一精確頻率掃掠。用於旋轉冷凝器之一驅動馬達可相位鎖定至RF發生器以用於精確控制。在旋轉冷凝器之葉片之每一嚙合期間使一個粒子集束加速。

在其中發生加速之真空室119係中心較薄且邊緣較厚之一大體圓柱形容器。該真空室封圍RF板及粒子源且由真空泵111抽空。維持一高真空確保加速離子不受與氣體分子之碰撞之影響且使得RF電壓能夠保持在一較高位準而不形成電弧至接地。

質子橫越在粒子源處開始之一大體螺旋形軌道路徑。在螺旋形路徑之每一迴路之一半中，質子在其通過空間107中之RF電場時獲得能量。當離子獲得能量時，其螺旋形路徑之每一連續迴路之中心軌道之半徑大於先前迴路直至迴路半徑達到極面之最大半徑為止。在彼位置處，一磁及電場擾動將離子引導至其中磁場快速減小之一區中，且該等離子離開高磁場之區且經引導穿過在本文中稱為提取通道之一經抽空管38以退出迴旋加速器之軌。一磁再生器可用於改變磁場擾動以引導離子。退出迴旋加速器之離子在其進入存在於圍繞迴旋加速器之空間中之顯著減小之磁場區時將趨於分散。提取通道38中之束塑形元件107、109使離子重定向以使得其停留在有限空間範圍之一直射束

中。

極隙內之磁場需要具有特定性質以在經抽空室內之束加速時維持該束。下文展示之磁場指標 n ，

$$n = -(r/B)dB/dr ,$$

應保持為正以維持此「弱」聚焦。此處 r 係束之半徑且 B 係磁場。另外，場指標需要維持在0.2以下，此乃因在此值下束之徑向振盪及垂直振盪之週期性以 $v_r = 2 v_z$ 諧振一致。藉由 $v_r = (1-n)^{1/2}$ 及 $v_z = n^{1/2}$ 定義貝他加速器頻率。鐵磁極面經設計以將由線圈產生之磁場塑形以使得場指標 n 在與既定磁場中之一250 MeV束一致之最小直徑中維持為正且小於0.2。

當束退出提取通道時其通過可被可程式化地控制以形成束之散射角度與範圍調變之一所要組合之一束形成系統125 (圖5)。在2004年9月24日提出申請之標題為「A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation」之第10/949,734號美國專利申請案中且在2005年7月21日提出申請之第60/590,088號美國臨時申請案中闡述對於彼目的係有用之束形成系統之實例，該兩個申請案皆以引用方式併入本文中。可結合下文闡述之一內龍門架601利用束形成系統125以將一束引導至患者。

在操作期間，板由於沿著板之表面之導電電阻而自所施加射頻場吸收能量。此能量表現為熱量且利用將熱量釋放於一熱交換器113中之水冷卻管路108 (圖3)自板經移除。

自迴旋加速器退出之雜散磁場受藥盒磁軛(其亦用作一屏蔽物)及一單獨磁屏蔽物114兩者限制。單獨磁屏蔽物包含封圍藥盒軛、藉由一空間116分離的鐵磁材料(例如，鋼或鐵)之一層117。包含一軛、一空間及一屏蔽物之一夾層結構之此組態在較低重量下達成對一既定洩漏磁場之充足屏蔽。

如所提及，龍門架允許同步迴旋加速器繞水平旋轉軸532旋轉。桁架結構516具有兩個大體平行跨件580、582。同步迴旋加速器用架支撐在跨件之間大約支腿之間的中途處。龍門架經平衡以利用安裝於支腿之與桁架相對之端上之平衡錘122、124繞軸承旋轉。

藉由安裝至龍門架支腿中之一者或兩者且藉由驅動齒輪連接至軸承箱的一電動馬達驅動龍門架旋轉。龍門架之旋轉位置源自由併入至龍門架驅動馬達及驅動齒輪中之軸角編碼器提供之信號。

在離子束退出迴旋加速器之位置處，束形成系統125作用於離子束以給予其適用於患者醫治之性質。舉例而言，束可經擴散且其穿透深度可係變化的以跨越一既定目標體積提供均勻輻射。束形成系統可包含被動散射元件以及主動掃描元件。

藉由適當同步迴旋加速器控制電子器件(未展示)(其可包含，例如，藉助適當程式經程式化以實現控制之一或多個電腦)來控制同步迴旋加速器之所有主動系統(電流驅動之超導線圈、RF驅動之板、用於真空加速室及超導線圈冷卻室之真空泵、電流驅動之粒子源、氬氣源及RF板冷卻器，舉例而言)。

藉由適當治療控制電子器件(未展示)達成對用以執行一療程之龍門架、患者支架、主動束塑形元件及同步迴旋加速器之控制。

如圖1、圖11及圖12中所展示，由一迴旋加速器廳室524之牆壁支撐龍門架軸承。龍門架使得迴旋加速器能夠擺動經過包含在患者上方、側面及下方之位置的180度(或更多)之一範圍520。廳室高得足以在龍門架之運動之頂部極限及底部極限處為該龍門架留出空間。由牆壁148、150作為側面之一曲徑146為治療師及患者提供一進入及退出路線。由於至少一個牆壁152決不與直接來自迴旋加速器之質子束成一行，因此其可製成為相對薄且仍執行其屏蔽功能。可能需更重度屏蔽之房間之其他三個側面牆壁154、156、150/148可掩埋於一土山(未

展示)內。牆壁154、156及158之所需厚度可減小，此乃因土地可自身提供某些所需屏蔽。

參考圖12及圖13，出於安全及美學原因，一治療室160可構造於廳室內。治療室以爲搖擺龍門架留出空間且亦最大化治療室之地板空間164之範圍之一方式自容納室之牆壁154、156、150及底座162懸伸至龍門架支腿之間的空間中。可在經抬高地板下方之空間中完成加速器之週期性維修。當加速器在龍門架上旋轉至向下位置時，在與醫治區分離之一空間中對加速器之完全接達係可能的。電力供應器、冷卻設備、真空泵及其他支撐設備可位於經抬高地板下面在此單獨空間中。在醫治室內，可以准許支架被抬高及降低且准許患者旋轉及移動至各種位置及定向之各種方式安裝患者支架170。

在圖14之系統602中，一產生束之粒子加速器(在此情形中同步迴旋加速器604)安裝於旋轉龍門架605上。旋轉龍門架605係爲本文中所闡述之類型，且可圍繞患者支架606成角度地旋轉。此特徵使得同步迴旋加速器604能夠自各種角度將一粒子束直接提供至患者。舉例而言，如在圖14中，若同步迴旋加速器604在患者支架606上方，則可朝向患者向下引導粒子束。另一選擇係，若同步迴旋加速器604在患者支架606下方，則可朝向患者向上引導粒子束。在不需要一中間束繞路機構之意義上將粒子束直接施加至患者。在此上下文中之一繞路機構與一塑形或定大小機構之不同之處在於：一塑形或定大小機構不使束重新繞路，而是定大小及/或塑形束同時維持束之同一大體軌跡。

關於前述系統之另外細節可見於以下各項中：2006年11月16日提出申請且標題爲「Charged Particle Radiation Therapy」之第7,728,311號美國專利；及2008年11月20日提出申請且標題爲「Inner Gantry」之第12/275,103號美國專利申請案。第7,728,311號美國專利及第12/275,103號美國專利申請案之內容據此以引用方式併入至本發

明中。

實例性實施方案

圖15展示其中使粒子沿軌道(例如，在向外螺旋形軌道上)加速之一腔700之一部分之一俯視圖。上文闡述其之實例之一粒子源701安置於腔之大約中心處。自由粒子源701產生之一電漿柱提取帶電粒子(例如，質子或離子)。帶電粒子朝向磁再生器702在軌道上向外加速，且最終到達磁再生器702。在此實例性實施方案中，再生器702係由(例如)鋼、鐵或任何其他類型之鐵磁材料製成之一鐵磁結構。再生器702更改造成向外軌道加速之背景磁場。在此實例中，再生器702增大彼磁場(例如，其提供場中之一突增)。背景磁場中之突增以致使粒子軌道朝向提取通道703向外移動之一方式影響該等軌道。最終，軌道進入提取通道703，軌道自該提取通道退出。

更詳細地，一粒子束軌道接近再生器702且與再生器702相互作用。由於增加之磁場，因此粒子束在彼處轉彎多一點且，替代為圓形的，其旋進至提取通道。圖16展示對照相對於粒子源702之半徑(r)標繪之磁場(B)。如圖16中所展示，在此實例中， B 自大約9特斯拉(T)變化至大約-2T。在大約腔700之中心處出現9T。磁場之極性在磁場跨越超導線圈之後改變，從而在線圈之外部上產生大約-2T，最終減弱至大約零。在再生器之點處出現磁場突增705。圖16亦相對於在兩個超導線圈709、710之間具有提取通道703之一線圈架706之一剖面706展示磁場曲線圖。

參考圖17，再生器702造成軌道710之角度及間距之改變以使得軌道朝向提取通道703移動。在提取通道之點處，磁場強度係充分低以使得粒子束能夠進入提取通道且穿過其行進。返回參考圖15，提取通道703含有用於添加及/或扣減偶極場以引導進入粒子束穿過提取通道703至束塑形元件之各種磁結構711。

為到達退出點，粒子束應具有適當量之能量。到達彼點所需之能量之量可基於(例如)加速器之大小及提取通道之長度(在此實例中，提取通道之長度係大約1.7米或2米)而變化。就此而言，提取通道703之至少部分在超導線圈上方。同樣地，提取通道中之磁場回應於加速器旋轉而改變極小。因此，一粒子束橫越提取通道所需之能量之量回應於粒子加速器之旋轉而不明顯地改變。

如上文所闡釋，當超導線圈在旋轉期間移動時，受再生器702影響之軌道由於線圈之重力移動而改變。如所述，此移動可係數十毫米一樣小。然而，因此，進入提取通道之粒子束之能量可不同於橫越整個通道所需之能量。為調整進入提取通道之粒子之能量之此改變，可將一結構715放置於提取通道703內側或放置於其進入點處。可利用該結構來吸收粒子束中之過量能量。在此實例中，結構715係可具有一車輪狀形狀之一可旋轉、可變厚度之楔。圖18及圖18A中展示結構715之一實例。如此等圖中所展示，結構715可具有連續變化之厚度。另一選擇係，該等厚度可逐台階變化(未展示)。

該結構可移動(例如，旋轉)以自在提取通道中/進入提取通道之一粒子束吸收適當量之能量。在此實施方案中，結構之較厚部分715a比較薄部分715b吸收更多能量。因此，該結構可移動(例如，旋轉)以吸收一粒子束中之不同量之能量。在某些實施方案中，該結構可具有不含有材料(例如，一「零」厚度)之一部分，此允許粒子束未被更改地通過。另一選擇係，在此等情形中，該結構可完全地或部分地移出束路徑。在某些實施方案中，最大厚度可係大約數釐米；然而，最大厚度將基於(例如)能量吸收要求因系統不同而變化。圖18A亦展示控制用以(例如)回應於一所偵測龍門架位置而使結構715旋轉之一軸之一馬達716。

該結構可由能夠吸收一粒子束中之能量之任何適當材料製成。

如上文所述，理想地，該結構最小化提取通道中之粒子束之散射；然而，實務上，可存在係存在且可容忍之散射量。可用於該結構之材料之實例包含但不限於鈹、含有氫之塑膠及碳。可單獨地、組合地或與其他材料組合地利用此等材料。

可利用係較廣義粒子治療系統之部分之一控制系統電腦控制結構之移動(例如，旋轉)。電腦控制可包含產生一或多個控制信號以控制機械器件(諸如產生運動之致動器及馬達)之移動。可基於粒子加速器之一旋轉位置(如由粒子加速器安裝於其上之龍門架之旋轉位置(參見，例如，展示龍門架旋轉之圖1、圖11及圖12)所量測)而控制結構715之旋轉。用於設定結構之旋轉位置關於龍門架之位置之各種參數可根據經驗量測，且程式化至控制系統電腦中。

如上文所述，在某些實施方案中，提取通道中之磁場可回應於加速器旋轉而改變，儘管極小。改變之量可係(例如)百分之幾十。在一特定實例中，藉由流動穿過超導線圈之一標準~2000安培(amps)當中之大約六amps電流之一改變而反應此。此可影響一粒子束橫越提取通道所需之能量。可藉由控制穿過超導線圈之電流或藉由控制結構715之旋轉而調整磁場之此小改變。

在其他實施方案中，可藉由使再生器702實體上移動以使得在不同旋轉位置處再生器影響不同粒子軌道而達成調整到達提取通道之粒子束之能量。如上文，可透過係粒子治療系統之部分之一控制系統電腦控制再生器702之移動。舉例而言，可基於粒子加速器之一旋轉位置(如由粒子加速器安裝於其上之龍門架之旋轉位置所量測)而控制再生器702之移動。用於設定再生器之位置關於龍門架之旋轉位置之各種參數可根據經驗量測，且程式化至控制系統電腦中。一或多個電腦控制之致動器可實現再生器之實際移動。

參考圖19，舉例而言，再生器702最初可定位於位置717處，例

如在加速器之一預定義初始位置處。在此位置中，由再生器產生之磁場突增對軌道719具有一主要影響(以在彼軌道位置處將粒子引導至提取通道)。軌道720比軌道719距電漿柱之位置721更遠。因此，軌道720具有比軌道719高之能量。軌道722比軌道719更靠近於電漿柱之位置721。因此，軌道722具有比軌道719低之能量。如圖20中所展示，超導線圈由於旋轉之移動可致使較低能量軌道722移動至再生器702之路徑中以使得再生器702主要影響軌道722。然而，由於軌道722係較低能量，因此其可能不能夠橫越提取通道且可能在退出之前撞擊提取通道之內壁。因此，再生器702可自位置717移動至位置723 (如由圖21之箭頭724繪示)以使得再生器702再次主要影響軌道719。相反情形亦可如此。亦即，若超導線圈移動以使得一過度高能量軌道720主要受再生器702影響，則可使再生器702沿另一方向(例如，朝向位置721)移動以使得其主要影響較低能量軌道719 (其亦已經移動)。儘管各圖繪示再生器沿一個維度(徑向地)之移動，但可使再生器沿兩個或三個維度移動，例如，可使其沿笛卡爾X方向、Y方向及/或Z方向移動。

在其他實施方案中，可藉由更改磁場(磁場突增)而改變主要受再生器影響之軌道。可(例如)藉由改變接近於再生器之鐵磁材料量而完成此。在一實施方案中，可利用一或多個磁墊片來更改由再生器產生之磁場之形狀及/或強度。就此而言，再生器可由諸如鋼之一鐵磁材料製成(儘管替代鋼或除鋼之外可利用其他材料)。磁墊片可係不同於製成再生器之材料或與製成再生器之材料相同之一鐵磁材料。

在此實施方案中，磁墊片包含一或鋼磁墊片。一實例係圖22中所展示之磁墊片730；然而，可利用任何適當形狀。舉例而言，磁墊片730可呈一棒之形狀或可具有其他適當形狀。參考圖23，可將磁墊片730a、730b放置於再生器702附近或在該再生器自身中的對應軌

731a、731b之一狹槽中。使磁墊片進一步在軛中之一狹槽內側向下移動增加再生器附近之鐵磁材料量且藉此更改由再生器產生之磁場突增之位置及大小。相比之下，使一磁墊片向上移動且移出軛減少再生器附近之鐵磁材料量且藉此更改由再生器產生之磁場突增之位置及大小。增加鐵磁材料量致使磁場突增向內(朝向電漿柱-例如，參見圖19至圖21)移動以藉此主要地影響較低能量粒子軌道。減少鐵磁材料量致使磁場突增向外(遠離電漿柱)移動以藉此主要地影響較高能量粒子軌道。

磁墊片可永久地旋擰至軛中且利用螺絲固持於彼處之適當位置或者可即時控制該等磁墊片。就此而言，可透過係粒子治療系統之部分之一控制系統電腦控制該(等)磁墊片之移動。舉例而言，可基於粒子加速器之一旋轉位置(如由粒子加速器安裝於其上之龍門架之旋轉位置所量測)而控制每一磁墊片730a、730b之移動。用於設定磁墊片位置對加速器之旋轉位置之各種參數可憑經驗量測，且程式化至控制系統電腦中。一或多個電腦控制之致動器可實現該(等)磁墊片之實際移動。儘管僅繪示僅兩個磁墊片，但可利用任何數目個磁墊片(例如，一或多個)。

在某些實施方案中，該(等)磁墊片(例如，上文所闡述之該(等)磁墊片)可替代地係或包含一或多個微型電磁體，控制穿過該一或多個微型電磁體之電流從而以上文所闡述之方式影響由再生器產生之磁場。可透過係粒子治療系統之部分之一控制系統電腦控制穿過該一或多個電磁體之電流。舉例而言，可基於粒子加速器之一旋轉位置(如由粒子加速器安裝於其上之龍門架之旋轉位置所量測)而控制電流。用於設定電流關於加速器之旋轉位置之各種參數可根據經驗量測，且程式化至控制系統電腦中。

在其他實施方案中，可藉由使低溫恒溫器實體上移動以補償線

圈由於旋轉之移動而達成調整到達提取通道之粒子束之能量。舉例而言，可使低溫恒溫器沿與線圈移動之方向相反之一方向移動。如上文，可透過係粒子治療系統之部分之一控制系統電腦控制低溫恒溫器之移動。舉例而言，可基於粒子加速器之一旋轉位置(如由粒子加速器安裝於其上之龍門架之旋轉位置所量測)而控制低溫恒溫器之移動。用於設定低溫恒溫器之移動關於龍門架之旋轉位置之各種參數可根據經驗量測，且程式化至控制系統電腦中。一或多個電腦控制之致動器可實現低溫恒溫器之實際移動。

參考圖24，舉例而言，加速器之旋轉可致使線圈709、710在其各別室內沿箭頭735之方向移動。作為回應，可改變低溫恒溫器736之位置，例如，可使低溫恒溫器736 (例如)沿箭頭737之方向移動(例如，沿相反方向達一相反量)。此移動造成線圈709、710之一對應移動，藉此使線圈709、710回到其相對於再生器恰當對準之原始位置中。

可以一適當組合利用前述實施方案中之任何兩者以上以影響提取通道中之一粒子束之能量。同樣地，可出於同一目的而以一適當組合利用前述實施方案中之任何兩者以上之個別特徵。

本文中所闡述之不同實施方案之元件可經組合以形成上文未具體陳述之其他實施方案。本文中所闡述之程序、系統、裝置等中可能遺漏元件而不會不利地影響其操作。各種單獨元件可組合成一或多個個別元件以執行本文中所闡述之功能。

本文中所闡述之實例性實施方案不限於與一粒子治療系統一起利用或與本文中所闡述之實例性粒子治療系統一起利用。而是，實例性實施方案可用於將經加速粒子引導至一輸出之任何適當系統中。

關於本文中所闡述之粒子加速器之設計之額外資訊可見於以下各項中：標題為「High-Field Superconducting Synchrocyclotron」且

2006年1月20日提出申請之第60/760,788號美國臨時申請案；標題為「Magnet Structure For Particle Acceleration」且2006年8月9日提出申請之第11/463,402號美國專利申請案；及標題為「Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler」且2006年10月10日提出申請之第60/850,565號美國臨時申請案，所有該等申請案好像完全經陳述似得以引用方式併入本文中。

以下申請案(其中之所有申請案與本申請案(標題為「ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM」(代理人檔案號為17970-0027P01))同一天提出申請)好像完全陳述於本文中似得以引用方式併入至本申請案中：標題為「CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM」(代理人檔案號為17970-0026P01)之美國臨時申請案；標題為「ADJUSTING COIL POSITION」(代理人檔案號為17970-0028P01)之美國臨時申請案；標題為「FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER」(代理人檔案號為17970-0029P01)之美國臨時申請案；標題為「MAGNETIC FIELD REGENERATOR」(代理人檔案號為17970-0030P01)之美國臨時申請案；標題為「FOCUSING A PARTICLE BEAM」(代理人檔案號為17970-0031P01)之美國臨時申請案；標題為「CONTROLLING PARTICLE THERAPY」(代理人檔案號為17970-0032P01)之美國臨時申請案；及標題為「CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR」(代理人檔案號為17970-0033P01)之美國臨時申請案。

以下各項亦好像完全陳述於本文中似得以引用方式併入至本發明中：2010年6月1日頒佈之第7,728,311號美國專利；2007年11月30日提出申請之第11/948,359號美國專利申請案；2008年11月20日提出申請之第12/275,103號美國專利申請案；2007年11月30日提出申請之第

11/948,662號美國專利申請案；2007年11月30日提出申請之第60/991,454號美國臨時申請案；2011年8月23日頒佈之第8,003,964號美國專利；2007年4月24日頒佈之第7,208,748號美國專利；2008年7月22日頒佈之第7,402,963號美國專利；2010年2月9日提出申請之第13/148,000號美國專利申請案；及2007年11月9日提出申請之第11/937,573號美國專利申請案。

本申請案之任何特徵可與以下各項之一或多個適當特徵組合：標題為「CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM」(代理人檔案號為17970-0026P01)之美國臨時申請案；標題為「ADJUSTING COIL POSITION」(代理人檔案號為17970-0028P01)之美國臨時申請案；標題為「FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER」(代理人檔案號為17970-0029P01)之美國臨時申請案；標題為「MAGNETIC FIELD REGENERATOR」(代理人檔案號為17970-0030P01)之美國臨時申請案；標題為「FOCUSING A PARTICLE BEAM」(代理人檔案號為17970-0031P01)之美國臨時申請案；標題為「CONTROLLING PARTICLE THERAPY」(代理人檔案號為17970-0032P01)之美國臨時申請案；標題為「CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR」(代理人檔案號為17970-0033P01)之美國臨時申請案；2010年6月1日頒佈之第7,728,311號美國專利；2007年11月30日提出申請之第11/948,359號美國專利申請案；2008年11月20日提出申請之第12/275,103號美國專利申請案；2007年11月30日提出申請之第11/948,662號美國專利申請案；2007年11月30日提出申請之第60/991,454號美國臨時申請案；2011年8月23日頒佈之第8,003,964號美國專利；2007年4月24日頒佈之第7,208,748號美國專利；2008年7月22日頒佈之第7,402,963號美國專利；2010年2月9日提出申請之第13/148,000號美國專利申請案；及2007年11月9日提

出申請之第11/937,573號美國專利申請案。

本文中未具體闡述之其他實施方案亦在以下申請專利範圍之範圍內。

【符號說明】

10	實例性同步迴旋加速器/同步迴旋加速器
12	磁體系統
38	束提取系統/經抽空管/提取通道
40	環形超導線圈
42	環形超導線圈
44	經塑形鐵磁極面/極面
46	經塑形鐵磁極面/極面
47	共同軸
48	股線
52	絕緣物
53	導線
55	毯式加熱器
56	環形不銹鋼反向線圈架/「反向」矩形線圈架
60	恢復力
70	經抽空環形鋁或不銹鋼低溫恒溫室
71	支撐點
72	吉福特-麥克馬洪低溫冷卻器
73	支撐點
74	吉福特-麥克馬洪低溫冷卻器
76	冷端
77	吉福特-麥克馬洪低溫冷卻器
78	低溫冷卻器頭部

79	吉福特-麥克馬洪低溫冷卻器
80	壓縮器
81	半體
82	藥盒形狀之磁軛/鐵軛/磁體結構
83	半體
84	返回磁場通量
86	體積
90	粒子源
91	射頻驅動系統
92	幾何中心
94	電纜
95	電流源
99	供應器
100	半圓形射頻板/D形狀之射頻板/D形板
101	氣體管路
102	虛擬D形板/虛擬D形件
103	半圓形表面
105	半圓形表面
107	空間/束塑形元件
108	水冷卻管路
109	導管/束塑形元件
111	真空泵
113	熱交換器
114	單獨磁屏蔽物
116	空間
117	層

119	真空室
122	平衡錘
124	平衡錘
125	束形成系統
146	曲徑
148	牆壁/側面牆壁
150	牆壁/側面牆壁
152	牆壁
154	牆壁/側面牆壁
156	牆壁/側面牆壁
160	治療室
162	底座
164	地板空間
170	患者支架
190	陰極
192	陰極
194	管
200	磁場
402	暖至冷支撐條帶
404	暖至冷支撐條帶
406	暖至冷支撐條帶
408	S2纖維玻璃連桿
500	帶電粒子輻射治療系統
502	產生束之粒子加速器/超導同步迴旋加速器
504	旋轉龍門架
506	患者

508	支腿
510	支腿
512	軸承
514	軸承
516	鋼桁架/桁架結構
518	醫治區
520	範圍
522	地板
524	廳室/迴旋加速器廳室
530	牆壁
532	水平旋轉軸
534	範圍
540	等角點
580	跨件
582	跨件
601	內龍門架
602	系統
604	同步迴旋加速器
605	旋轉龍門架
606	患者支架
700	腔
701	粒子源
702	磁再生器/再生器
703	提取通道
706	線圈架
709	超導線圈/線圈

710	超導線圈/線圈
711	磁結構
715	結構
715a	較厚部分
715b	較薄部分
716	馬達
717	位置
719	軌道/較低能量軌道
720	軌道/高能量軌道
721	位置
722	軌道/較低能量軌道
723	位置
724	箭頭
730	磁墊片
730a	磁墊片
730b	磁墊片
731a	對應軌
731b	對應軌
735	箭頭
736	低溫恒溫室
737	箭頭
(B)	磁場

申請專利範圍

1. 一種粒子加速器，其包括：

一線圈，其用以提供一磁場至一腔；

一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；

一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；

一外殼，其含有一提取通道，用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及

一結構，其配置成接近該提取通道，用以改變該等所接收粒子之一能量位準。

2. 如請求項1之粒子加速器，其中該結構具有多個厚度；且

其中該結構可相對於該提取通道移動以將該多個厚度中之一者置於該等所接收粒子之一路徑中。

3. 如請求項2之粒子加速器，其中該結構係車輪形狀的且可在該提取通道內旋轉。

4. 如請求項2之粒子加速器，其中該結構具有介於自一最大厚度至一最小厚度之範圍內之可變厚度。

5. 如請求項1之粒子加速器，其中該粒子加速器可相對於一固定位置旋轉；且

其中該粒子加速器進一步包括一控制系統，該控制系統用以基於該粒子加速器之一旋轉位置而控制該結構之移動。

6. 如請求項1之粒子加速器，其進一步包括：

一再生器，其用以調整該腔內之該磁場以藉此改變自該電漿柱加速之該等粒子之連續軌道以使得最終該等粒子輸出至該提

取通道。

7. 如請求項1之粒子加速器，其中該結構包括以下材料中之至少一者：鈹、碳及塑膠。
8. 一種質子治療系統，其包括：
如請求項1之粒子加速器，其中粒子包括質子；及
一龍門架，該粒子加速器安裝於其上，該龍門架可相對於一患者位置旋轉；
其中將質子自該粒子加速器基本上直接輸出至該患者位置。
9. 一種粒子加速器，其包括：
一線圈，其用以提供一磁場至一腔；
一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；
一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；
一外殼，其含有一提取通道，用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及
一再生器，其用以調整該腔內之該磁場以藉此改變自該電漿柱加速之該等粒子之連續軌道以使得最終該等粒子輸出至該提取通道，該再生器可在該腔內相對於該等粒子之軌道移動。
10. 如請求項9之粒子加速器，其中該再生器經組態以相對於該腔之一大致中心徑向移動。
11. 如請求項10之粒子加速器，其進一步包括：
一致動器，其用以回應於一控制信號而使該再生器移動。
12. 如請求項11之粒子加速器，其中該粒子加速器可相對於一固定位置旋轉；且
其中該粒子加速器進一步包括一控制系統，該控制系統用以

產生該控制信號以基於該粒子加速器之一旋轉位置而控制該再生器之移動。

13. 如請求項9之粒子加速器，其中該再生器包括一鐵磁材料。

14. 一種質子治療系統，其包括：

如請求項9之粒子加速器，其中粒子包括質子；及

一龍門架，該粒子加速器安裝於其上，該龍門架可相對於一患者位置旋轉；

其中將質子自該粒子加速器基本上直接輸出至該患者位置。

15. 一種粒子加速器，其包括：

一線圈，其用以提供一磁場至一腔；

一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；

一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；

一外殼，其含有一提取通道，用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及

一再生器，其用以調整該腔內之該磁場以藉此改變自該電漿柱加速之該等粒子之連續軌道以使得最終該等粒子輸出至該提取通道；

其中該外殼包括軛，該等軛中之至少一者在其中具有一狹槽，該狹槽含有係鐵磁且可在該狹槽內移動之一磁墊片，該磁墊片可相對於該再生器移動以影響該再生器將該磁場調整的一量。

16. 如請求項15之粒子加速器，其中該等軛中之該至少一者在其中具有多個狹槽，每一狹槽含有係鐵磁且可在該狹槽內移動之一磁墊片，每一磁墊片可相對於該再生器移動以影響該再生器將

該磁場調整的一量。

17. 如請求項15之粒子加速器，其中該粒子加速器可相對於一固定位置旋轉；且

其中該粒子加速器進一步包括一控制系統，該控制系統用以產生一控制信號以基於該粒子加速器之一旋轉位置而控制該磁墊片之移動。

18. 如請求項15之粒子加速器，其中該磁墊片包括一電磁體。

19. 一種質子治療系統，其包括：

如請求項15之粒子加速器，其中粒子包括質子；及

一龍門架，該粒子加速器安裝於其上，該龍門架可相對於一患者位置旋轉；

其中將質子自該粒子加速器基本上直接輸出至該患者位置。

20. 一種粒子加速器，其包括：

一低溫恒溫器，其包括一超導線圈，該超導線圈傳導產生一磁場之一電流；

磁軛，其毗鄰於該低溫恒溫器，該低溫恒溫器附接至該等軛，該等磁軛含有一腔；

一粒子源，其用以提供一電漿柱至該腔；

一電壓源，其用以提供一射頻(RF)電壓至該腔以使粒子自該電漿柱加速，該磁場致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動；

一提取通道，其用以接收自該電漿柱加速之該等粒子且用以輸出來自該腔之該等所接收粒子；及

一致動器，其係可控制的以使該低溫恒溫器相對於該等磁軛移動。

21. 如請求項20之粒子加速器，其中該粒子加速器可相對於一固定

位置旋轉；且

其中該粒子加速器進一步包括一控制系統，該控制系統用以產生一控制信號以基於該粒子加速器之一旋轉位置而控制該致動器。

22. 如請求項21之粒子加速器，其中該致動器經控制以控制該低溫恒溫器之移動以便補償重力對該超導線圈之效應。

23. 一種質子治療系統，其包括：

如請求項20之粒子加速器，其中粒子包括質子；及

一龍門架，該粒子加速器安裝於其上，該龍門架可相對於一患者位置旋轉；

其中將質子自該粒子加速器基本上直接輸出至該患者位置。

圖式

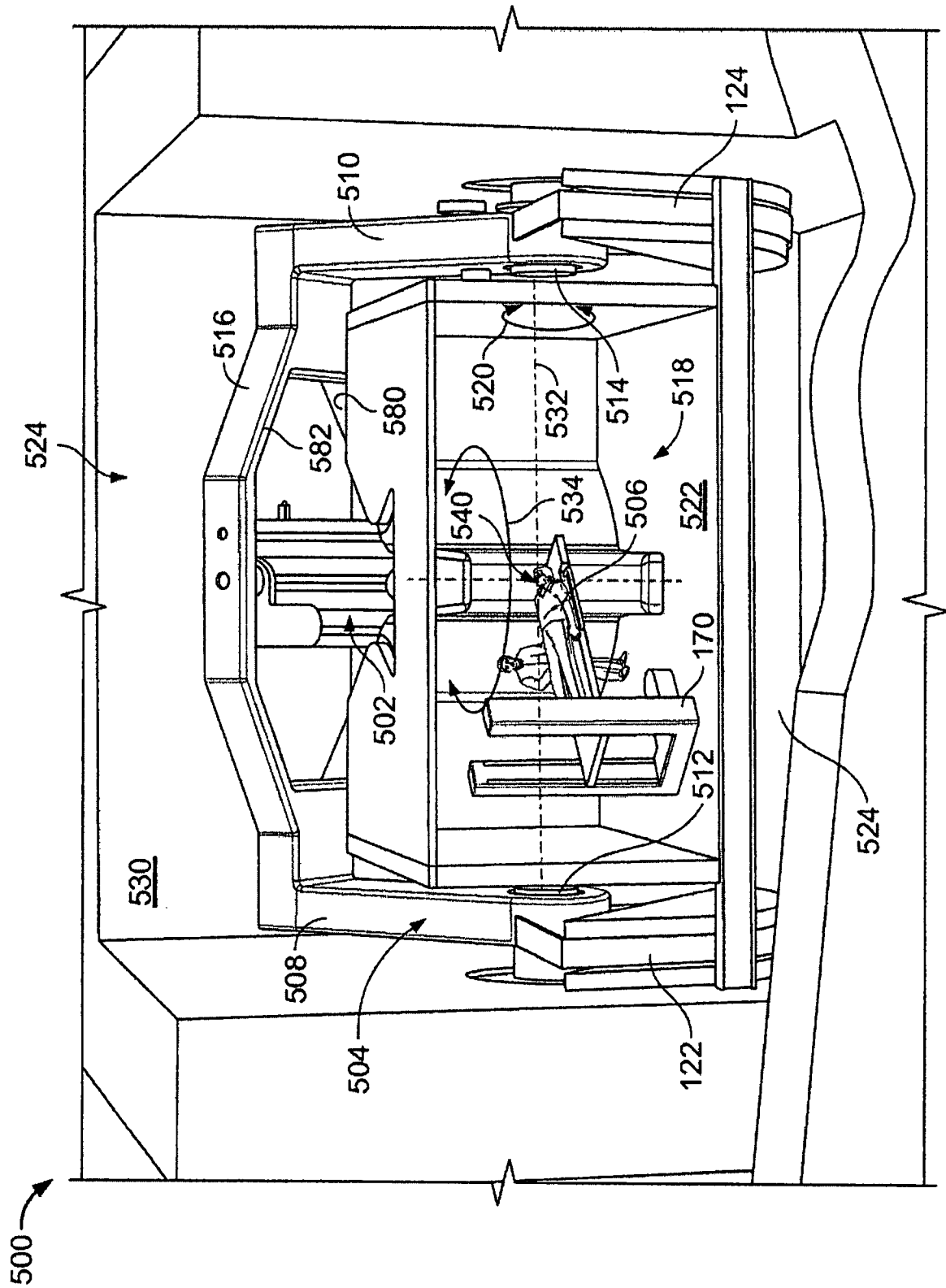


圖 1

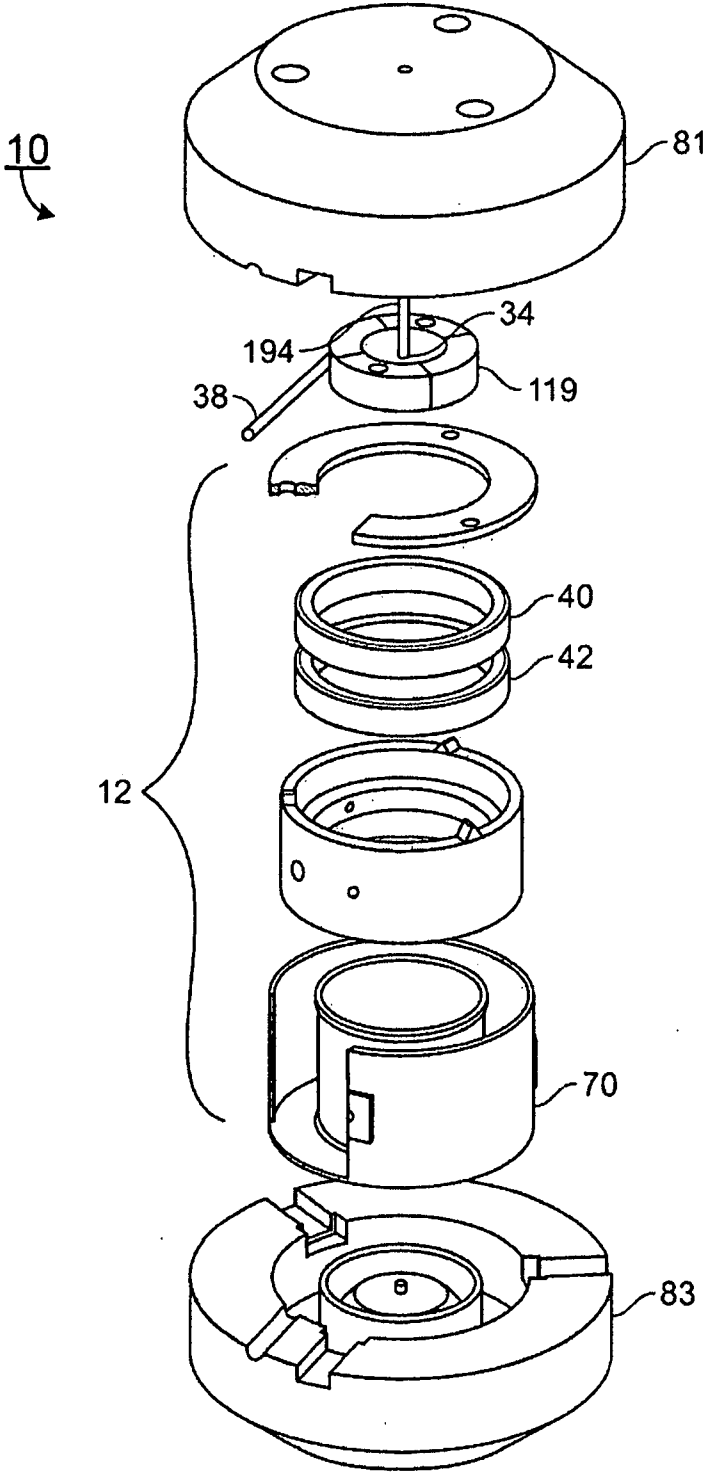


圖 2

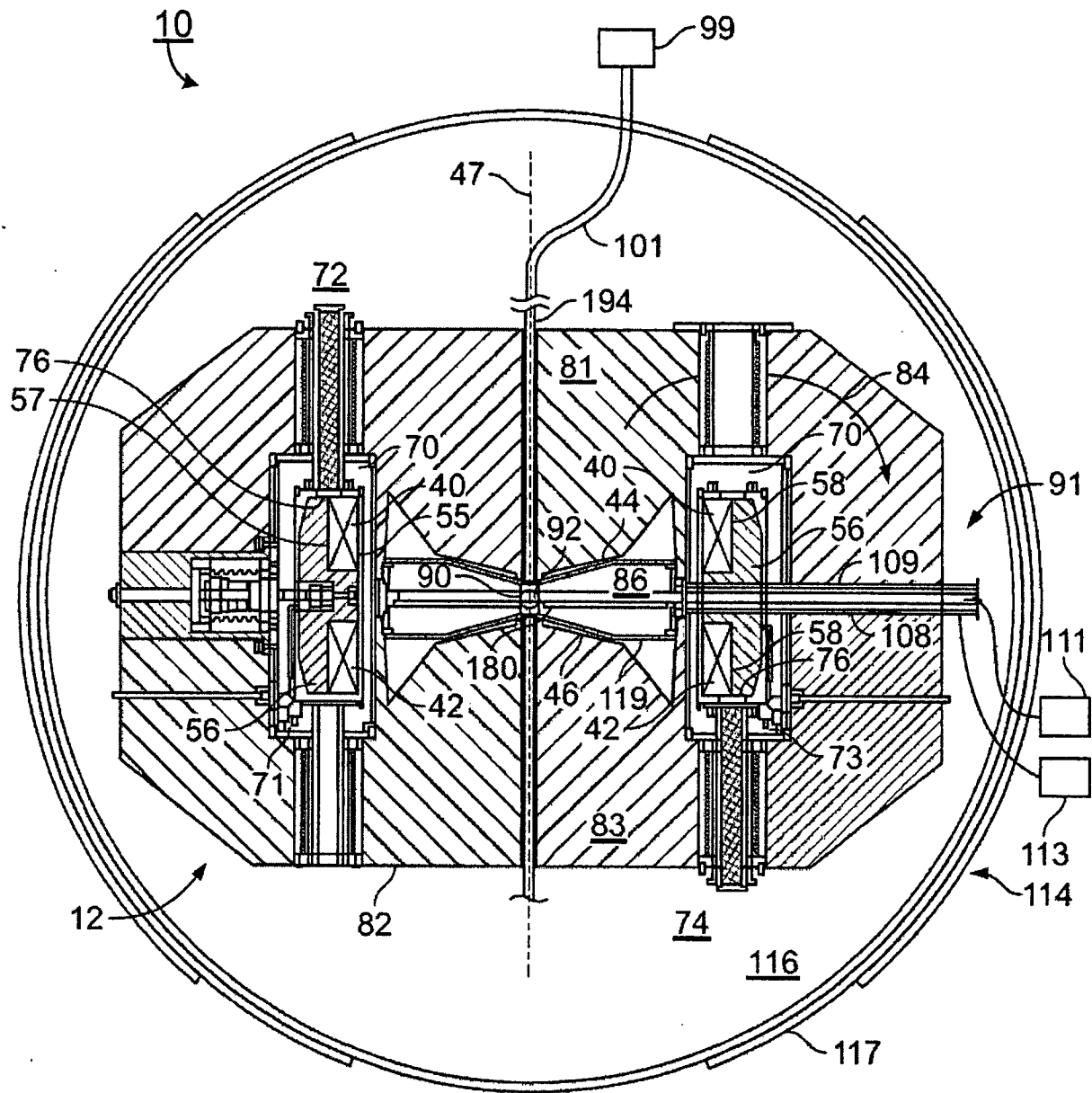


圖 3

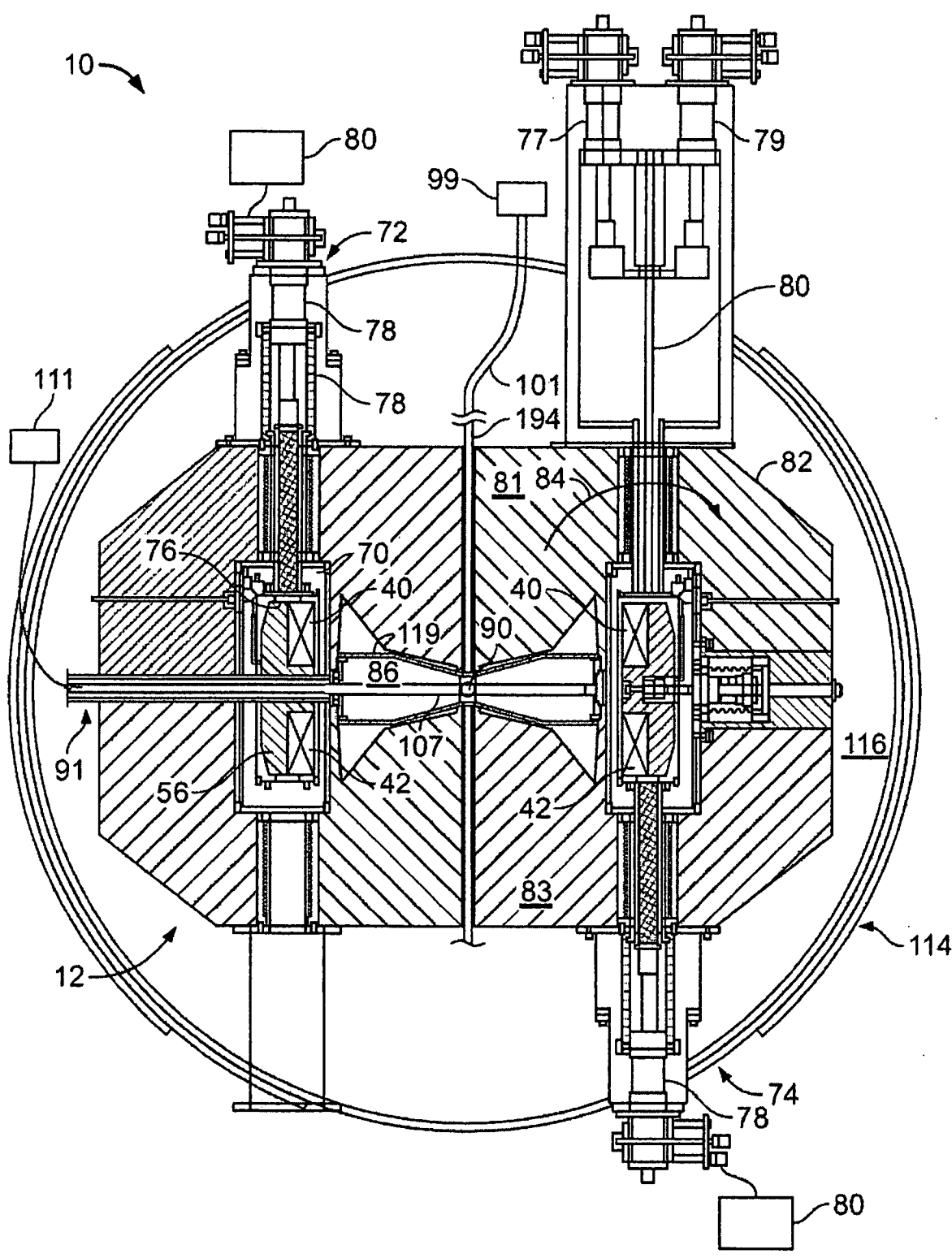


圖 4

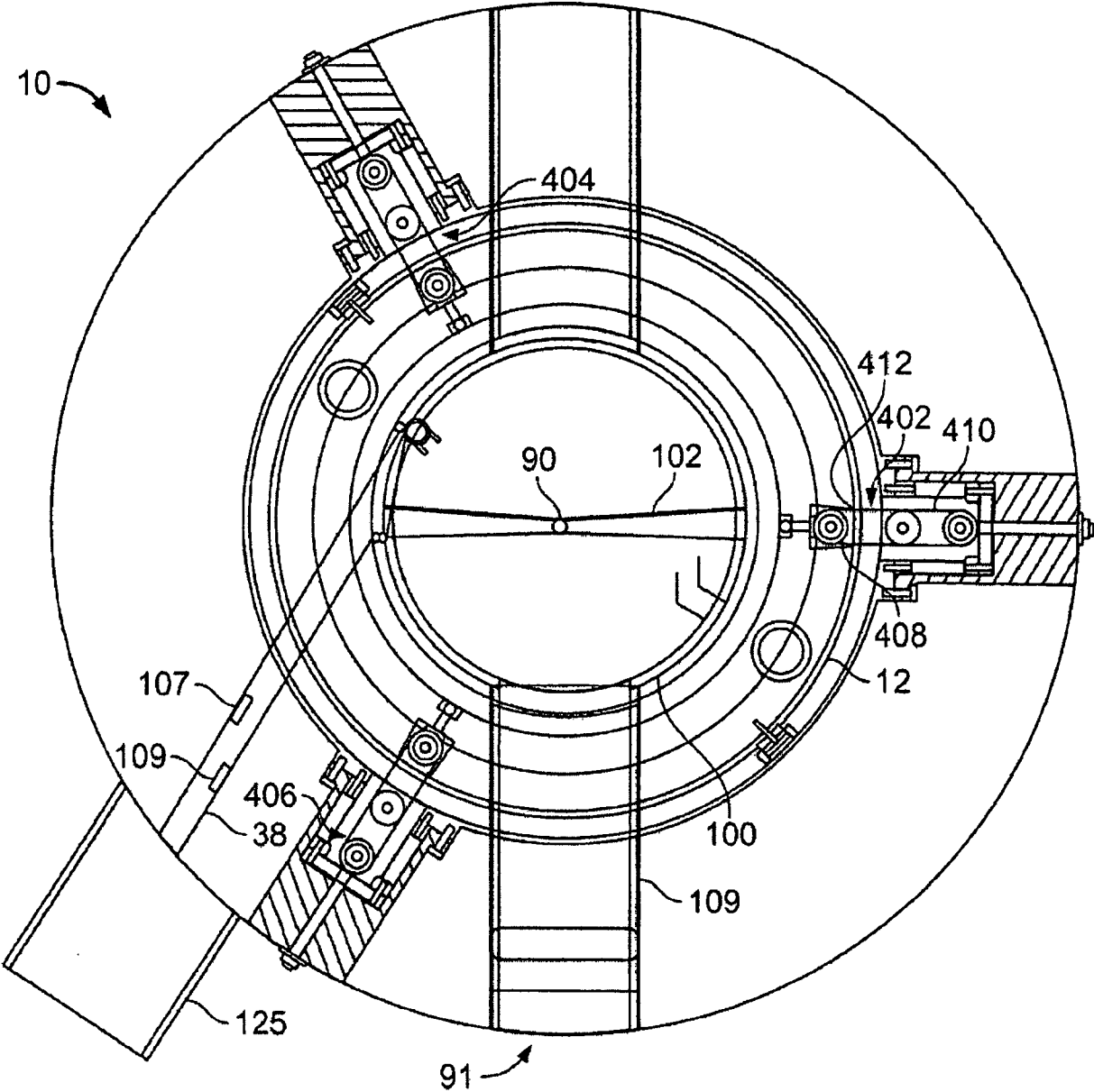


圖 5

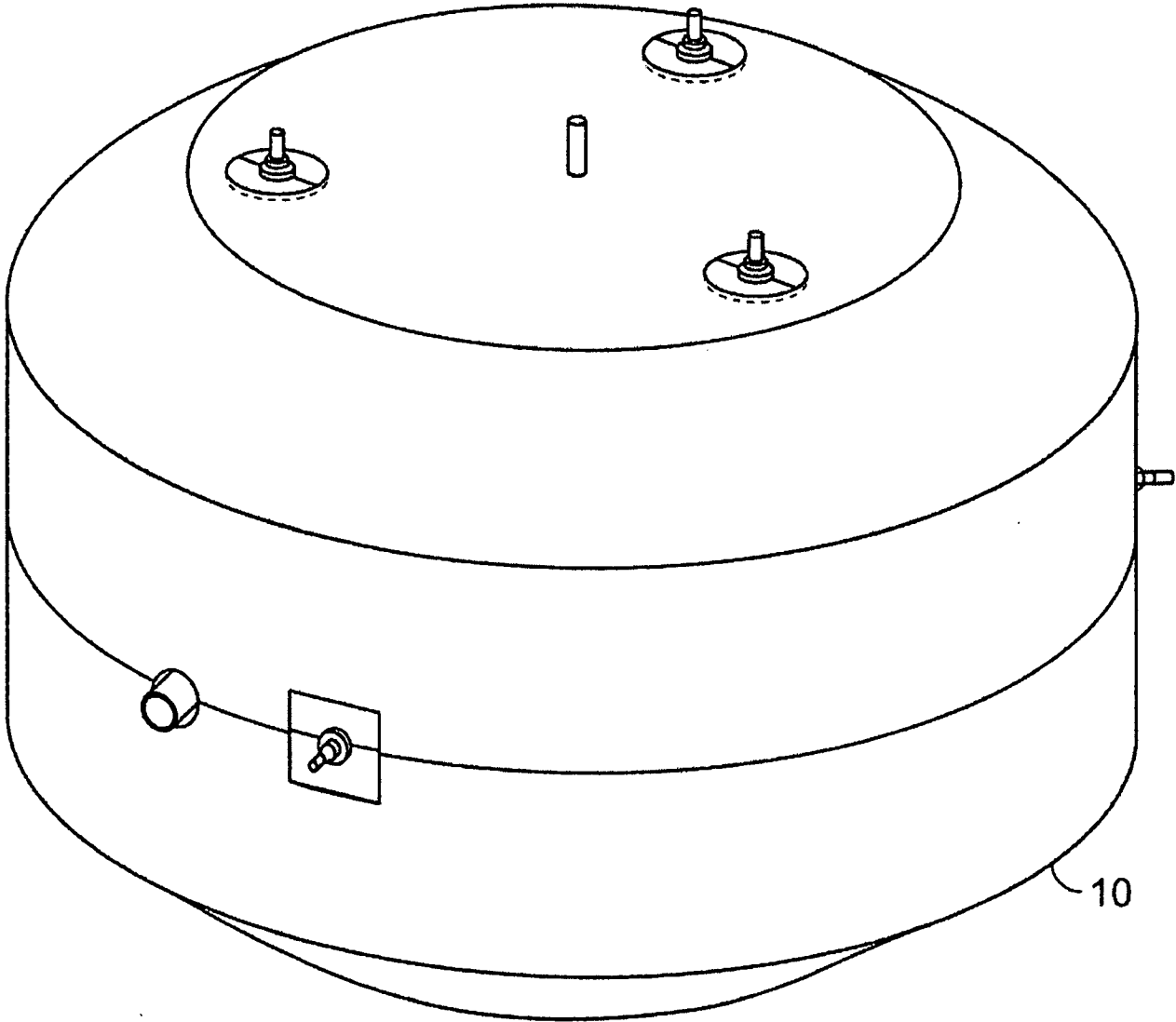


圖 6

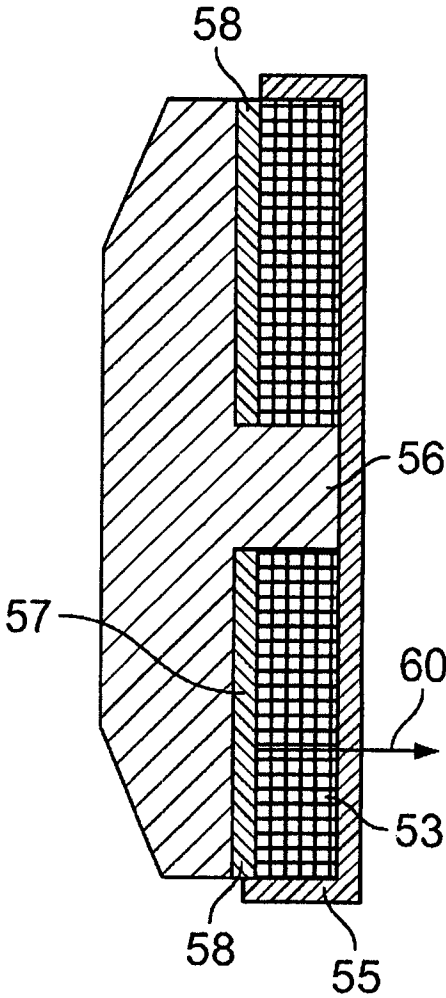


圖 7

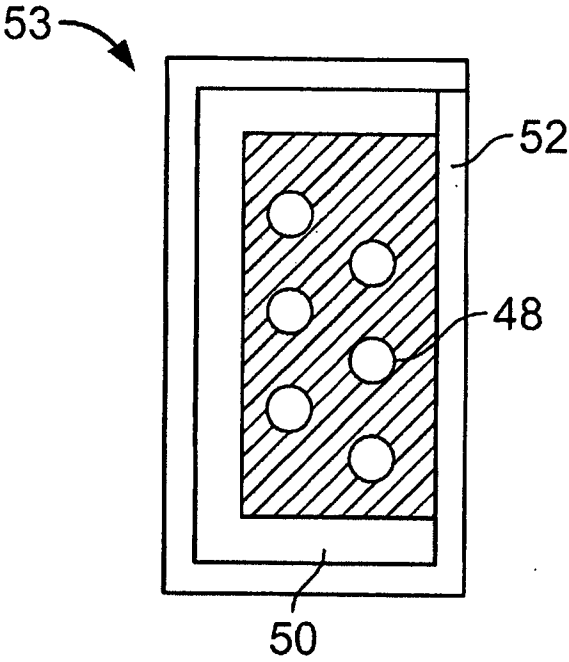


圖 8

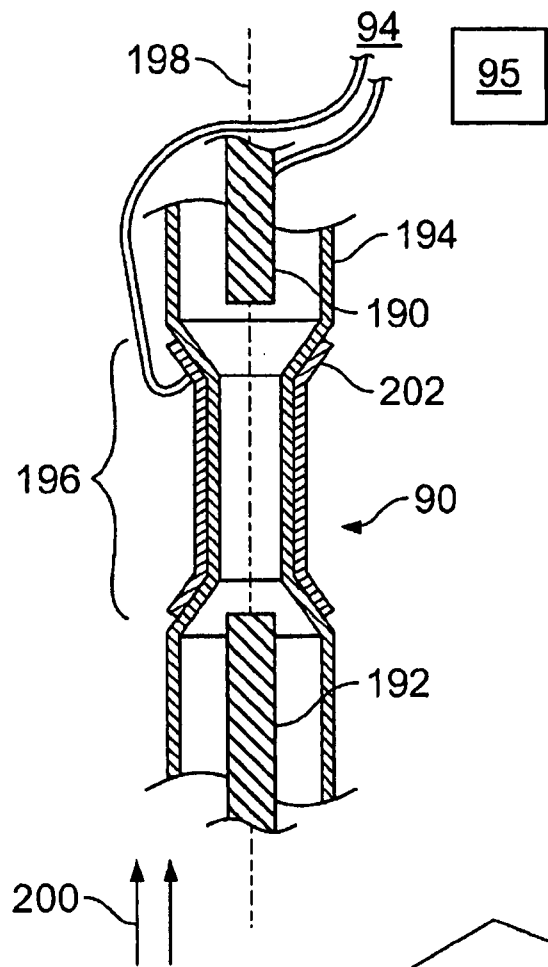


圖 9

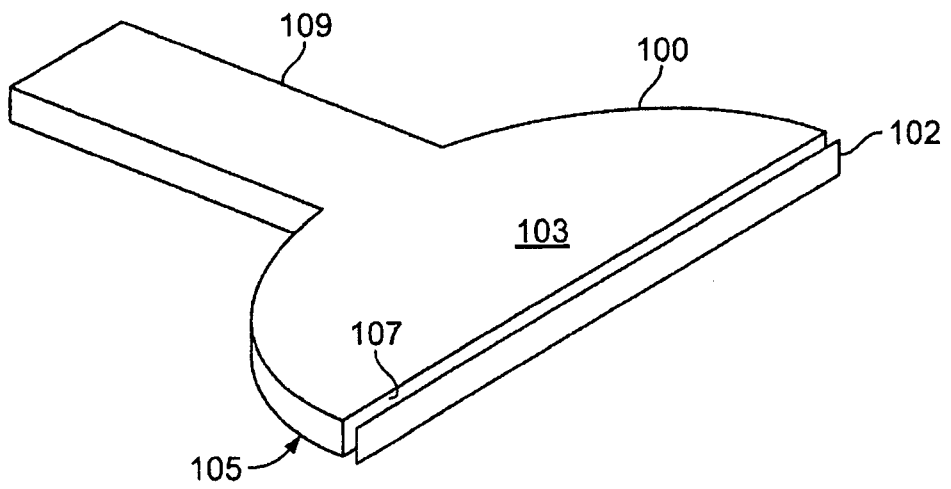


圖 10

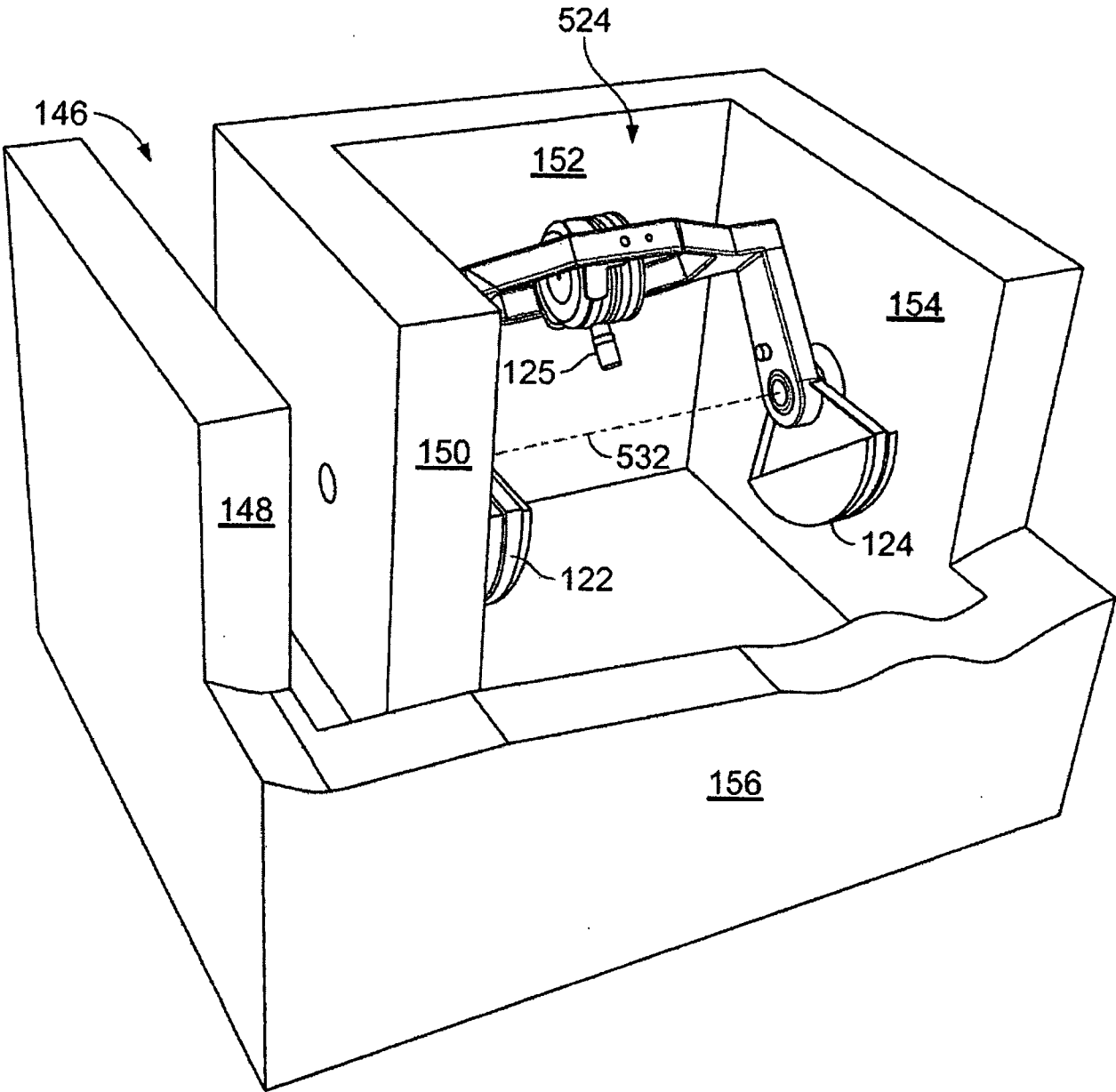


圖 11

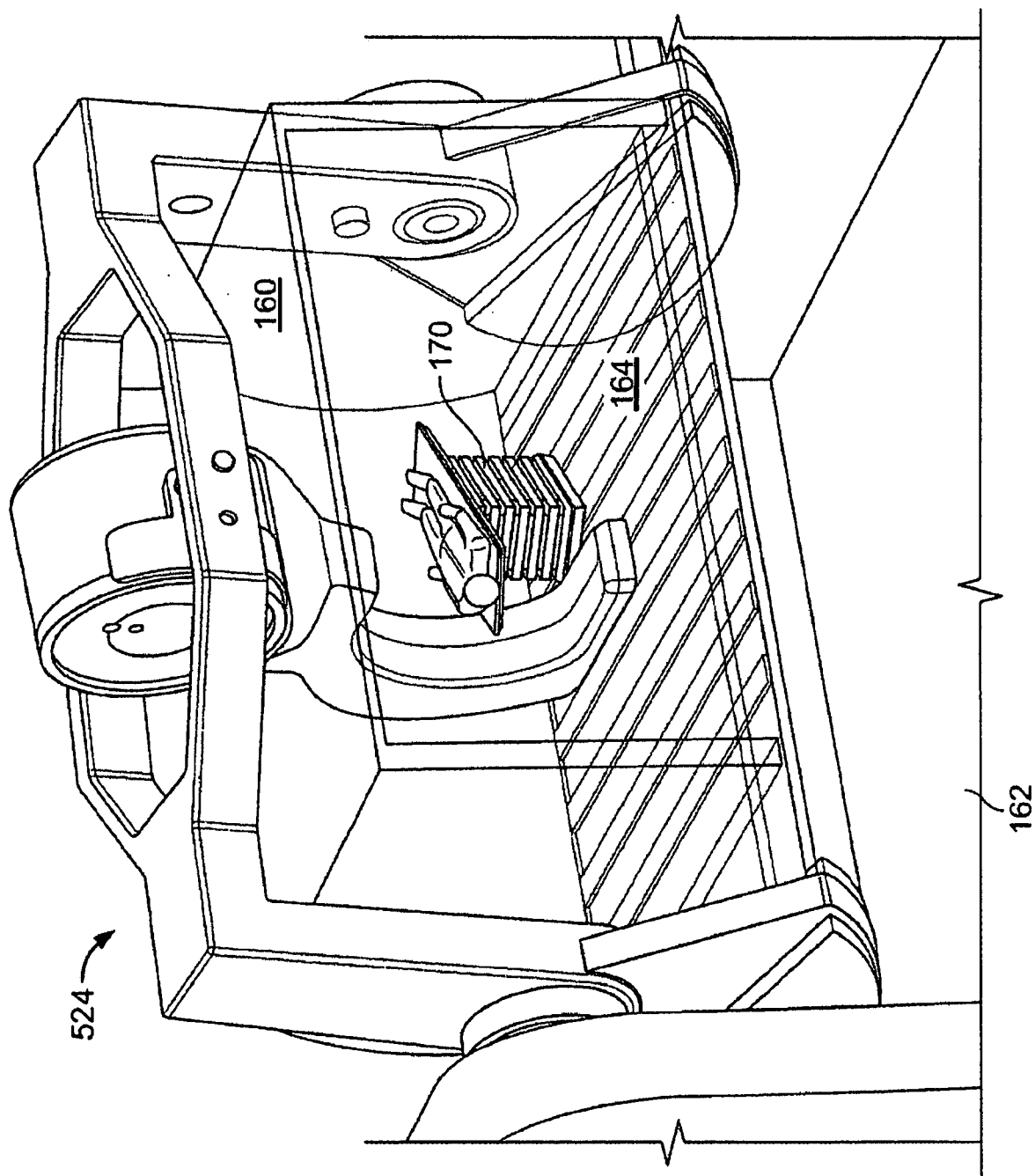


圖 12

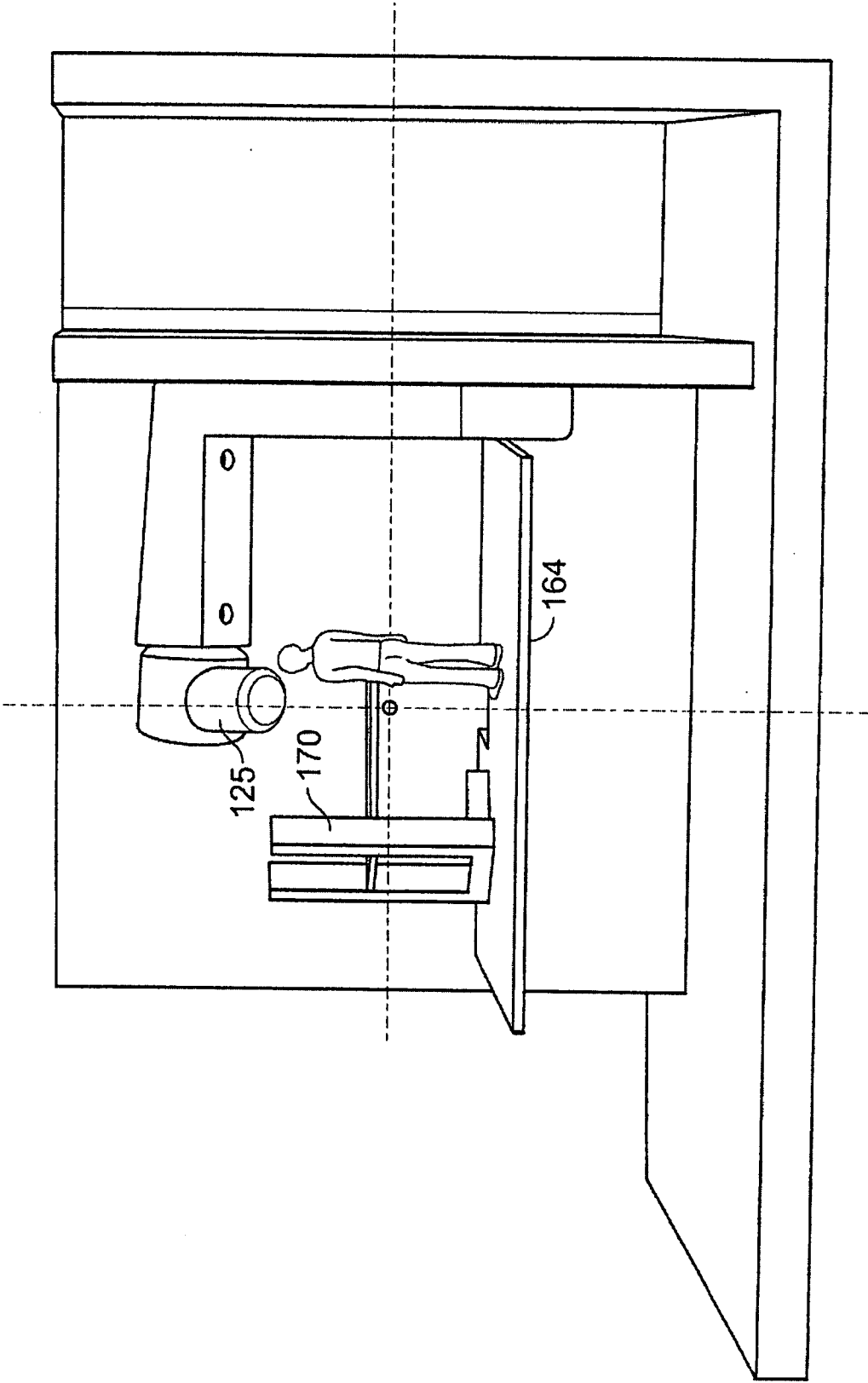


圖 13

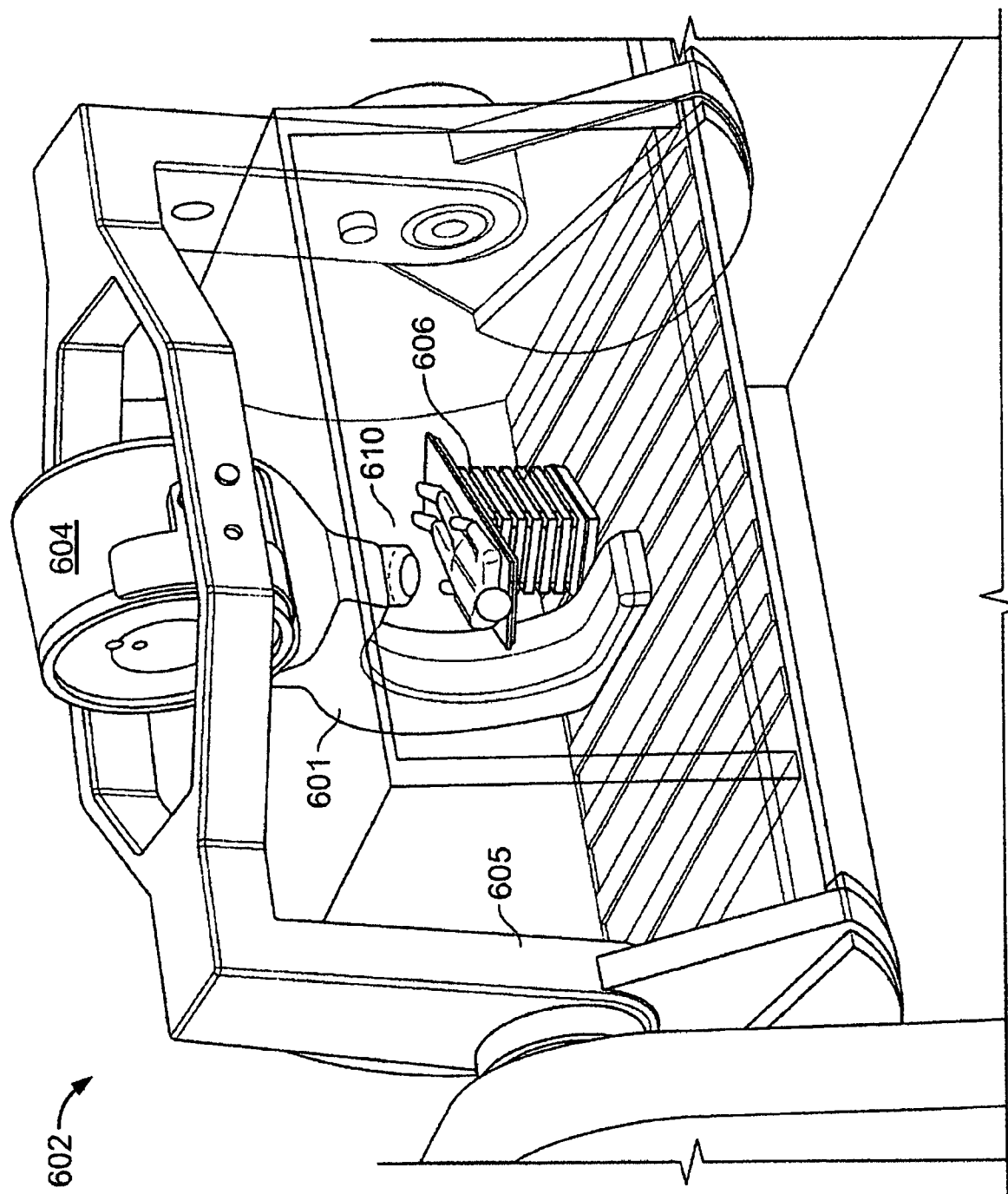


圖 14

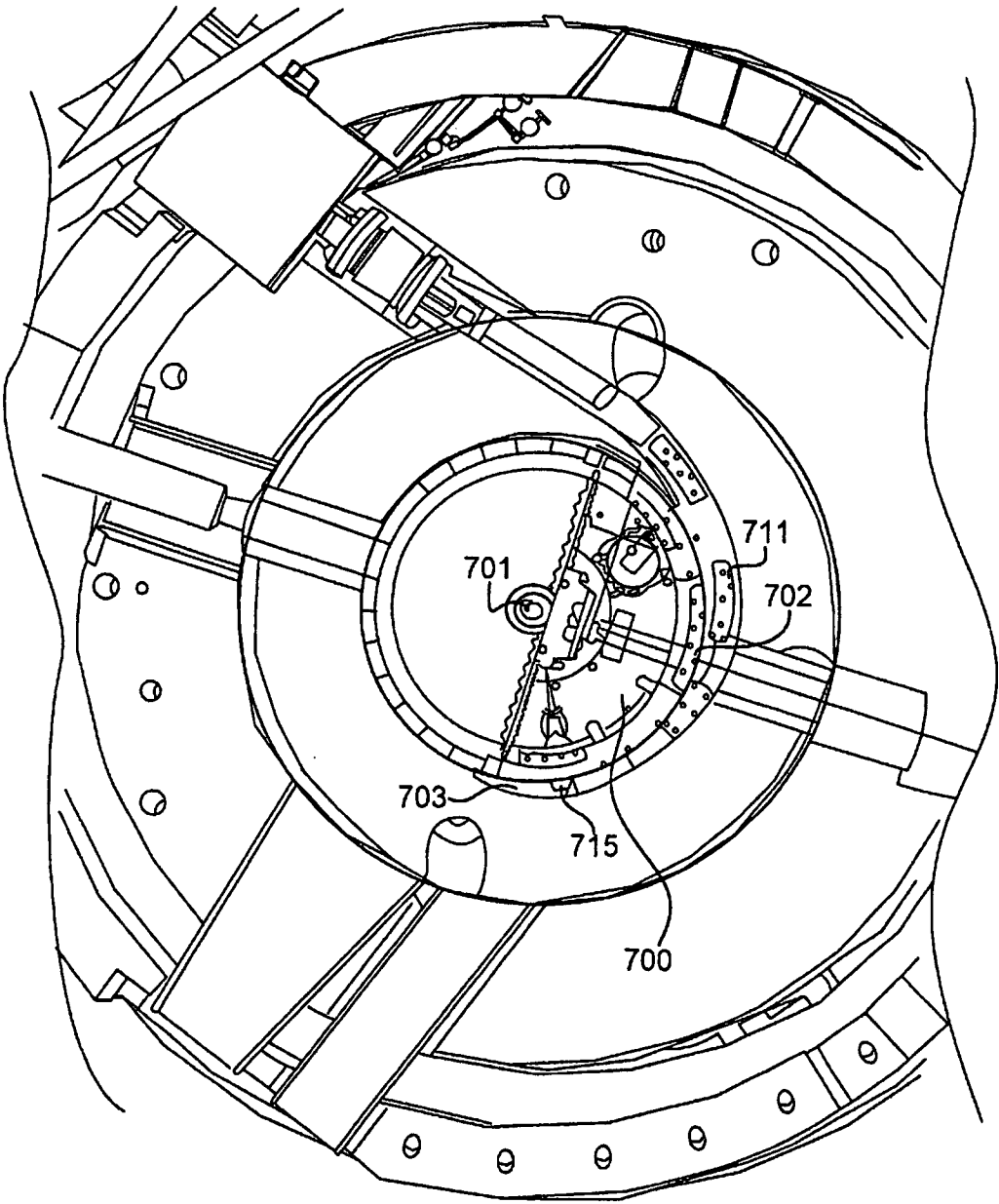


圖 15

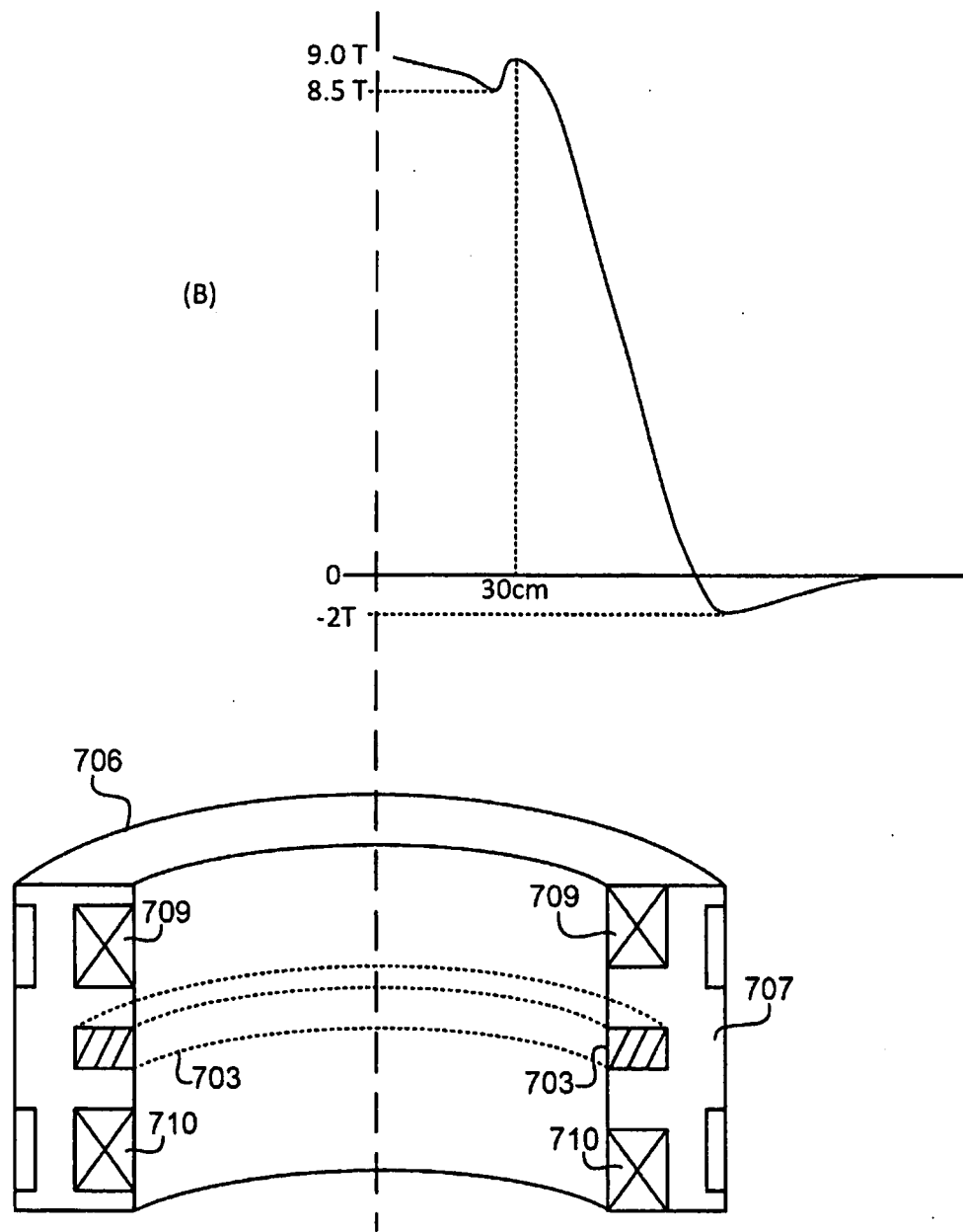


圖 16

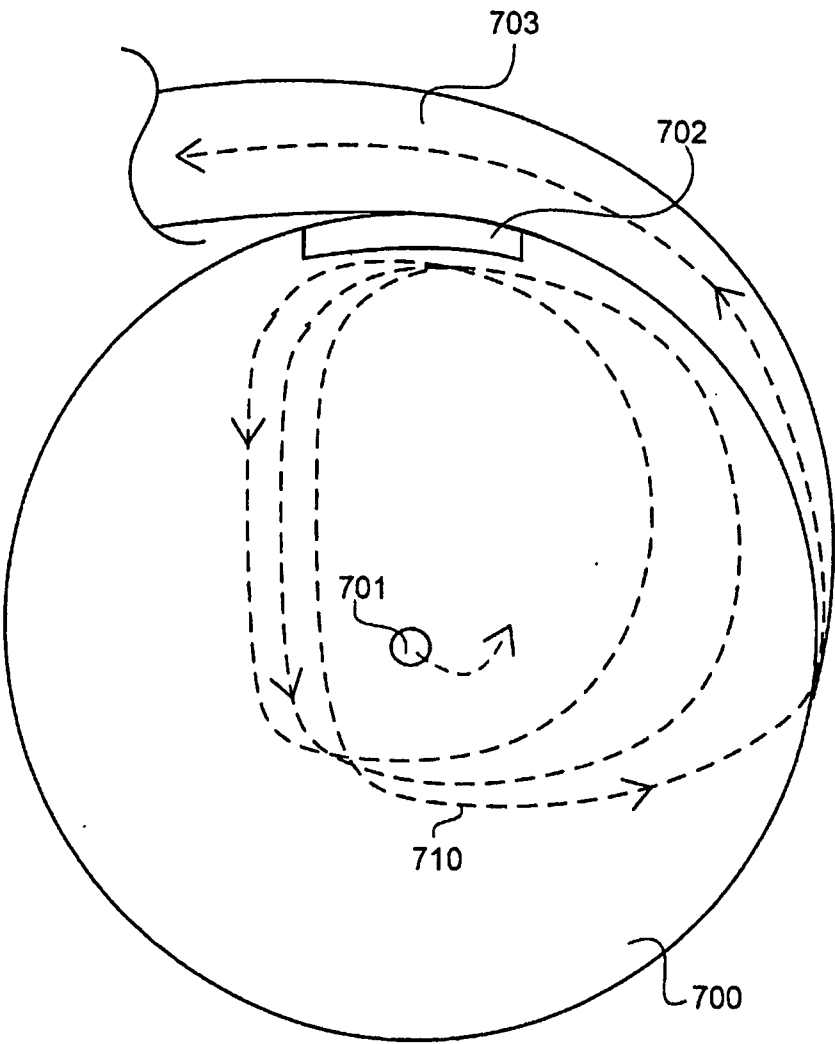


圖 17

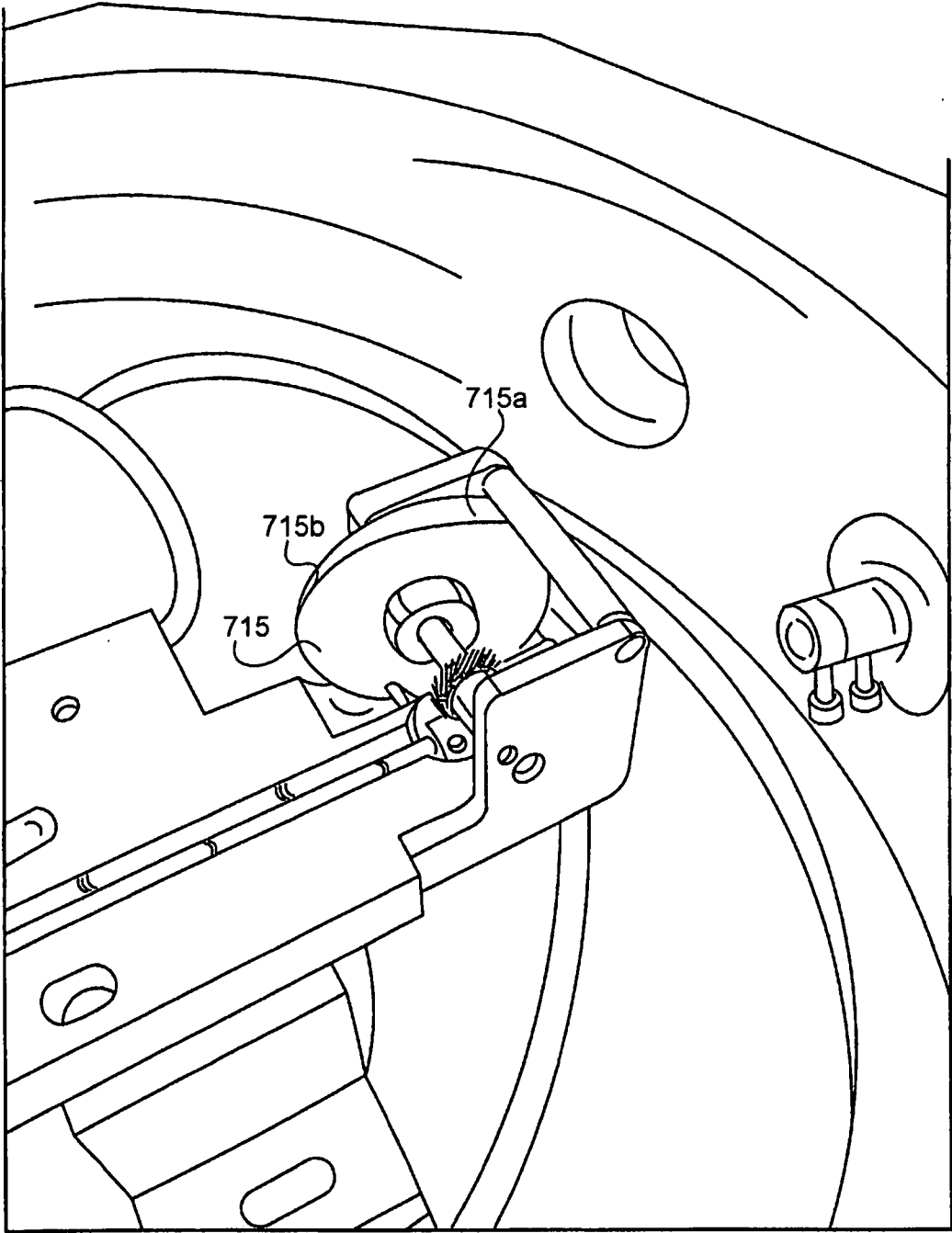


圖 18

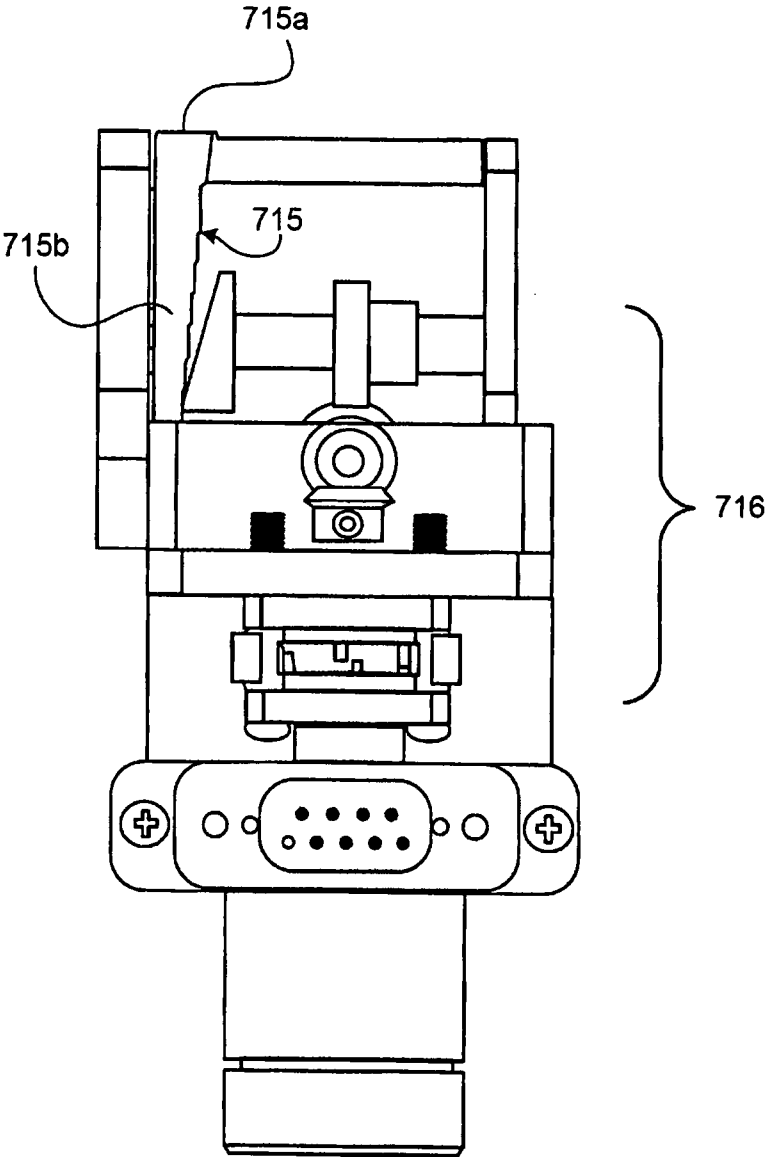


圖 18A

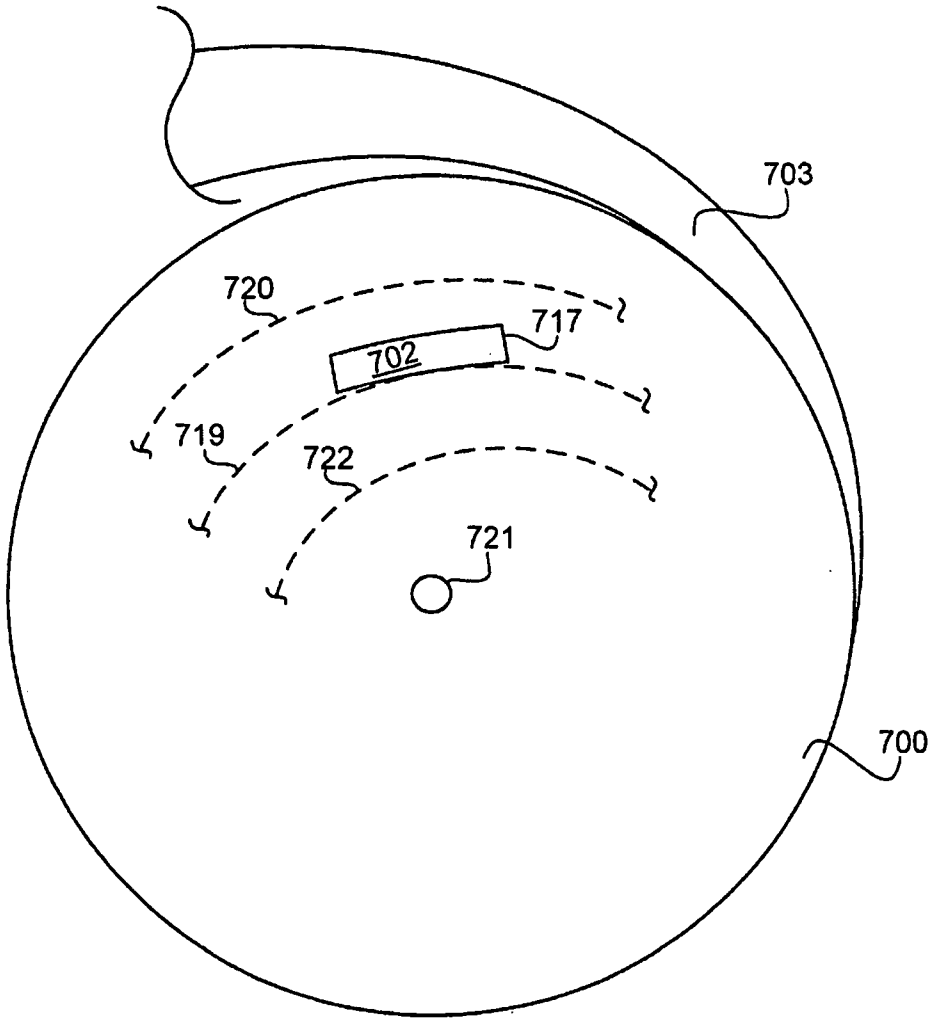


圖 19

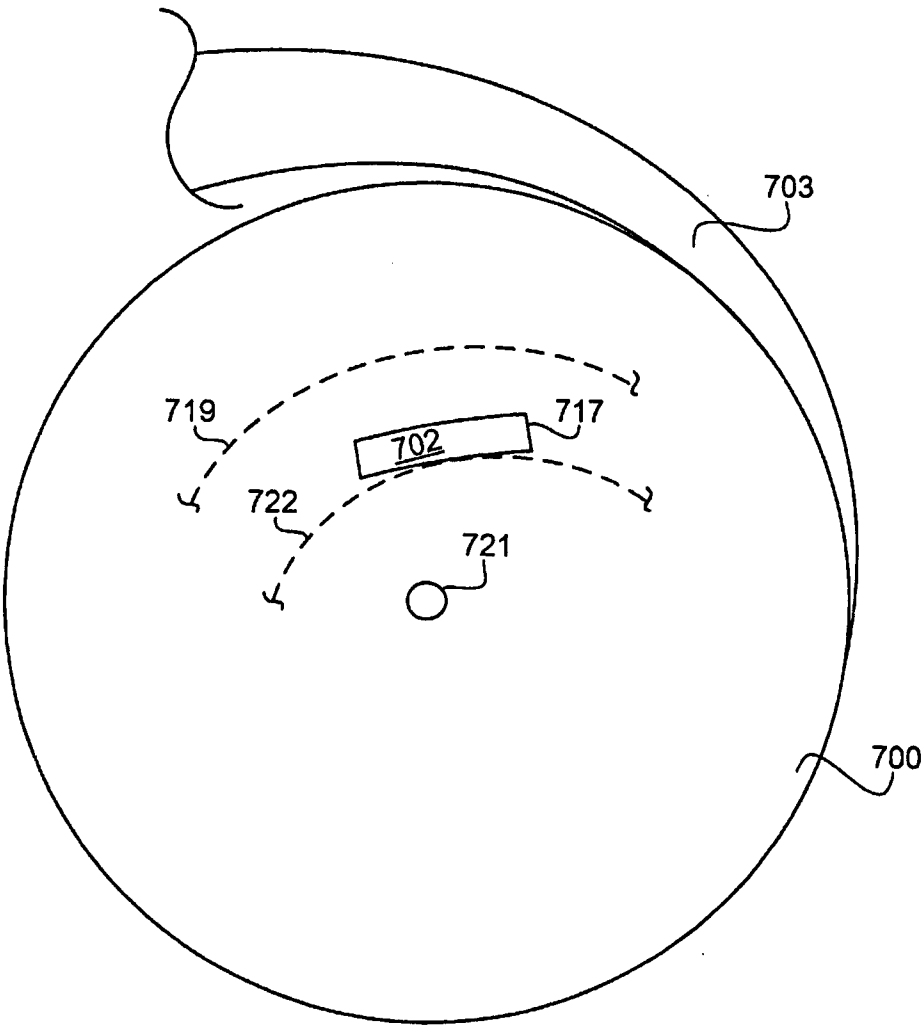


圖 20

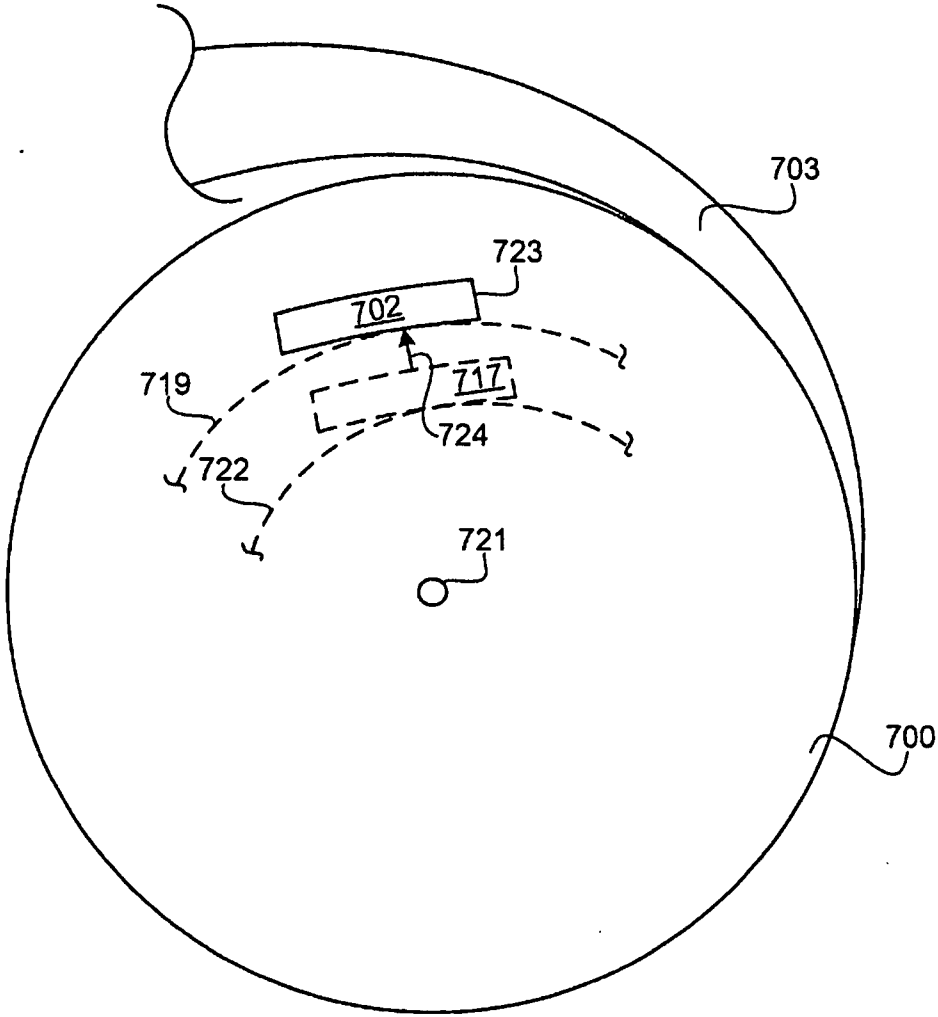


圖 21

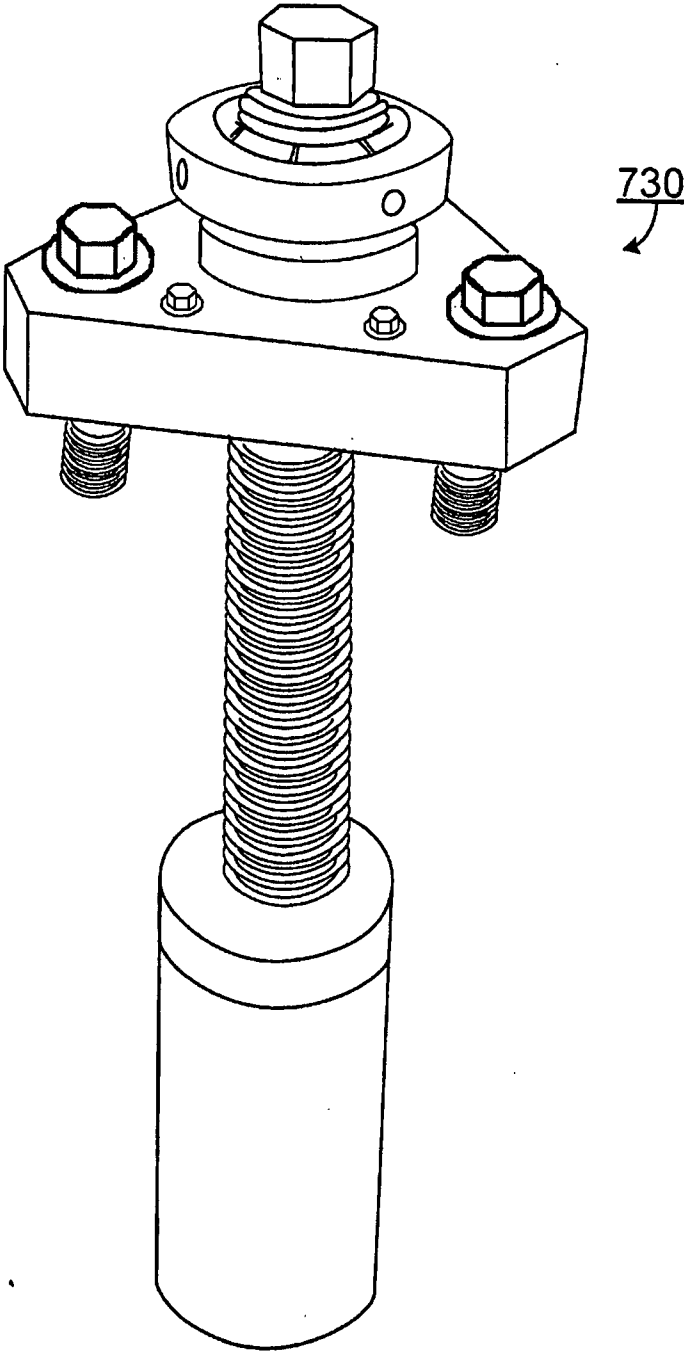


圖 22

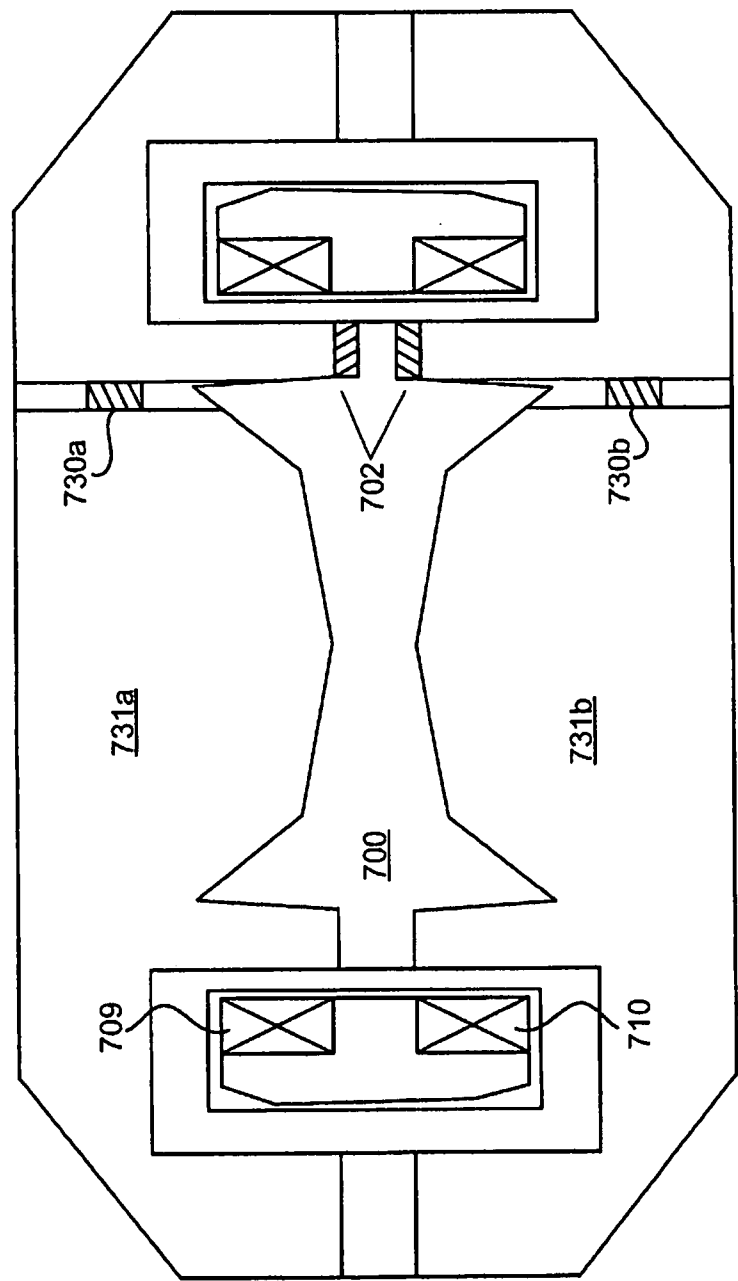
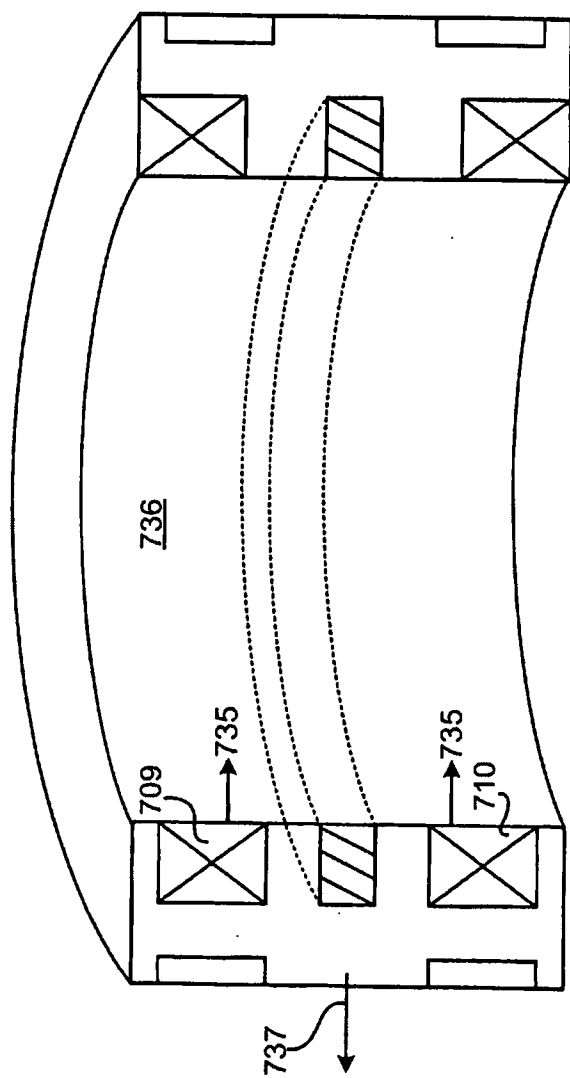


圖 23



24 圖

展示)內。牆壁154、156及158之所需厚度可減小，此乃因土地可自身提供某些所需屏蔽。

參考圖12及圖13，出於安全及美學原因，一治療室160可構造於廳室內。治療室以爲搖擺龍門架留出空間且亦最大化治療室之地板空間164之範圍之一方式自容納室之牆壁154、156、150及底座162懸伸至龍門架支腿之間的空間中。可在經抬高地板下方之空間中完成加速器之週期性維修。當加速器在龍門架上旋轉至向下位置時，在與醫治區分離之一空間中對加速器之完全接達係可能的。電力供應器、冷卻設備、真空泵及其他支撐設備可位於經抬高地板下面在此單獨空間中。在醫治室內，可以准許支架被抬高及降低且准許患者旋轉及移動至各種位置及定向之各種方式安裝患者支架170。

在圖14之系統602中，一產生束之粒子加速器(在此情形中同步迴旋加速器604)安裝於旋轉龍門架605上。旋轉龍門架605係爲本文中所闡述之類型，且可圍繞患者支架606成角度地旋轉。此特徵使得同步迴旋加速器604能夠自各種角度將一粒子束直接提供至患者。舉例而言，如在圖14中，若同步迴旋加速器604在患者支架606上方，則可朝向患者向下引導粒子束。另一選擇係，若同步迴旋加速器604在患者支架606下方，則可朝向患者向上引導粒子束。在不需要一中間束繞路機構之意義上將粒子束直接施加至患者。在此上下文中之一繞路機構與一塑形或定大小機構之不同之處在於：一塑形或定大小機構不使束重新繞路，而是定大小及/或塑形束同時維持束之同一大體軌跡。

關於前述系統之另外細節可見於以下各項中：2006年11月16日提出申請且標題爲「Charged Particle Radiation Therapy」之第7,728,311號美國專利；及2008年11月20日提出申請且標題爲「Inner Gantry」之第12/275,103號美國專利申請案。第7,728,311號美國專利及第12/275,103號美國專利申請案之內容據此以引用方式併入至本發

明中。

實例性實施方案

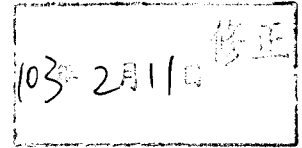


圖15展示其中使粒子沿軌道(例如，在向外螺旋形軌道上)加速之一腔700之一部分之一俯視圖。上文闡述其之實例之一粒子源701安置於腔之大約中心處。自由粒子源701產生之一電漿柱提取帶電粒子(例如，質子或離子)。帶電粒子朝向磁再生器702在軌道上向外加速，且最終到達磁再生器702。在此實例性實施方案中，再生器702係由(例如)鋼、鐵或任何其他類型之鐵磁材料製成之一鐵磁結構。再生器702更改造成向外軌道加速之背景磁場。在此實例中，再生器702增大彼磁場(例如，其提供場中之一突增)。背景磁場中之突增以致使粒子軌道朝向提取通道703向外移動之一方式影響該等軌道。最終，軌道進入提取通道703，軌道自該提取通道退出。

更詳細地，一粒子束軌道接近再生器702且與再生器702相互作用。由於增加之磁場，因此粒子束在彼處轉彎多一點且，替代為圓形的，其旋進至提取通道。圖16展示對照相對於粒子源701之半徑(r)標繪之磁場(B)。如圖16中所展示，在此實例中， B 自大約9特斯拉(T)變化至大約-2T。在大約腔700之中心處出現9T。磁場之極性在磁場跨越超導線圈之後改變，從而在線圈之外部上產生大約-2T，最終減弱至大約零。在再生器之點處出現磁場突增705。圖16亦相對於在兩個超導線圈709、710之間具有提取通道703之一線圈架706之一剖面展示磁場曲線圖。

參考圖17，再生器702造成軌道710之角度及間距之改變以使得軌道朝向提取通道703移動。在提取通道之點處，磁場強度係充分低以使得粒子束能夠進入提取通道且穿過其行進。返回參考圖15，提取通道703含有用於添加及/或扣減偶極場以引導進入粒子束穿過提取通道703至束塑形元件之各種磁結構711。

如在加速器之一預定義初始位置處。在此位置中，由再生器產生之磁場突增對軌道719具有一主要影響(以在彼軌道位置處將粒子引導至提取通道)。軌道720比軌道719距電漿柱之位置721更遠。因此，軌道720具有比軌道719高之能量。軌道722比軌道719更靠近於電漿柱之位置721。因此，軌道722具有比軌道719低之能量。如圖20中所展示，超導線圈由於旋轉之移動可致使較低能量軌道722移動至再生器702之路徑中以使得再生器702主要影響軌道722。然而，由於軌道722係較低能量，因此其可能不能夠橫越提取通道且可能在退出之前撞擊提取通道之內壁。因此，再生器702可自位置717移動至位置723 (如由圖21之箭頭724繪示)以使得再生器702再次主要影響軌道719。相反情形亦可如此。亦即，若超導線圈移動以使得一過度高能量軌道720主要受再生器702影響，則可使再生器702沿另一方向(例如，朝向位置721)移動以使得其主要影響較低能量軌道719 (其亦已經移動)。儘管各圖繪示再生器沿一個維度(徑向地)之移動，但可使再生器沿兩個或三個維度移動，例如，可使其沿笛卡爾X方向、Y方向及/或Z方向移動。

在其他實施方案中，可藉由更改磁場(磁場突增)而改變主要受再生器影響之軌道。可(例如)藉由改變接近於再生器之鐵磁材料量而完成此。在一實施方案中，可利用一或多個磁墊片來更改由再生器產生之磁場之形狀及/或強度。就此而言，再生器可由諸如鋼之一鐵磁材料製成(儘管替代鋼或除鋼之外可利用其他材料)。磁墊片可係不同於製成再生器之材料或與製成再生器之材料相同之一鐵磁材料。

在此實施方案中，磁墊片包含一或多個磁墊片。一實例係圖22中所展示之磁墊片730；然而，可利用任何適當形狀。舉例而言，磁墊片730可呈一棒之形狀或可具有其他適當形狀。參考圖23，可將磁墊片730a、730b放置於再生器702附近或在該再生器自身中的對應軌

731a、731b之一狹槽中。使磁墊片進一步在軛中之一狹槽內側向下移動增加再生器附近之鐵磁材料量且藉此更改由再生器產生之磁場突增之位置及大小。相比之下，使一磁墊片向上移動且移出軛減少再生器附近之鐵磁材料量且藉此更改由再生器產生之磁場突增之位置及大小。增加鐵磁材料量致使磁場突增向內(朝向電漿柱-例如，參見圖19至圖21)移動以藉此主要地影響較低能量粒子軌道。減少鐵磁材料量致使磁場突增向外(遠離電漿柱)移動以藉此主要地影響較高能量粒子軌道。

磁墊片可永久地旋擰至軛中且利用螺絲固持於彼處之適當位置或者可即時控制該等磁墊片。就此而言，可透過係粒子治療系統之部分之一控制系統電腦控制該(等)磁墊片之移動。舉例而言，可基於粒子加速器之一旋轉位置(如由粒子加速器安裝於其上之龍門架之旋轉位置所量測)而控制每一磁墊片730a、730b之移動。用於設定磁墊片位置對加速器之旋轉位置之各種參數可憑經驗量測，且程式化至控制系統電腦中。一或多個電腦控制之致動器可實現該(等)磁墊片之實際移動。儘管僅繪示僅兩個磁墊片，但可利用任何數目個磁墊片(例如，一或多個)。

在某些實施方案中，該(等)磁墊片(例如，上文所闡述之該(等)磁墊片)可替代地係或包含一或多個微型電磁體，控制穿過該一或多個微型電磁體之電流從而以上文所闡述之方式影響由再生器產生之磁場。可透過係粒子治療系統之部分之一控制系統電腦控制穿過該一或多個電磁體之電流。舉例而言，可基於粒子加速器之一旋轉位置(如由粒子加速器安裝於其上之龍門架之旋轉位置所量測)而控制電流。用於設定電流關於加速器之旋轉位置之各種參數可根據經驗量測，且程式化至控制系統電腦中。

在其他實施方案中，可藉由使低溫恒溫器實體上移動以補償線