



(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 I604868 B

(45)公告日：中華民國 106 (2017) 年 11 月 11 日

(21)申請案號：102135174

(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

61/707,572

(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 VAN DER LAAN, JAN (NL)

(74)代理人：陳長文

(56)參考文獻：

US 2812463A

US 3024379A

US 4641057A

US 2009/0140672A1

審查人員：莊宗翰

申請專利範圍項數：25 項 圖式數：25 共 62 頁

(54)名稱

粒子加速器及質子治療系統

PARTICLE ACCELERATOR AND PROTON THERAPY SYSTEM

(57)摘要

本發明揭示一種實例性粒子加速器，其可包含以下各項：一電壓源，其用以在一腔中掃掠一射頻(RF)電壓以使粒子自一電漿柱加速，其中該腔具有致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動之一磁場，且其中該磁場具有在該腔之邊緣處彎曲之通量；一再生器，其用以在該腔內提供一磁場突增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粒子輸出至一提取點，其中該再生器位於該腔中相對於該電漿柱之一半徑處；及鐵磁配置，其位於該腔中接近於該半徑處，其中每一鐵磁配置提供一磁場突增，且其中毗鄰於該再生器之鐵磁配置藉由一空間與該再生器分離。

An example particle accelerator may include the following: a voltage source to sweep a radio frequency (RF) voltage in a cavity to accelerate particles from a plasma column, where the cavity has a magnetic field causing particles accelerated from the plasma column to move orbitally within the cavity, and where the magnetic field has flux that bows at edges of the cavity; a regenerator to provide a magnetic field bump within the cavity to thereby change successive orbits of the particles accelerated from the plasma column so that, eventually, particles output to an extraction point, where the regenerator is located at a radius in the cavity relative to the plasma column; and ferromagnetic arrangements located in the cavity proximate to the radius, where each ferromagnetic arrangement provides a magnetic field bump, and where ferromagnetic arrangements adjacent to the regenerator are separated from the regenerator by a space.

指定代表圖：

符號簡單說明：

700 . . . 腔

701 . . . 粒子源

702 . . . 再生器

703 . . . 提取通道

711 . . . 磁結構

802 . . . 振顫磚

803 . . . 振顫磚

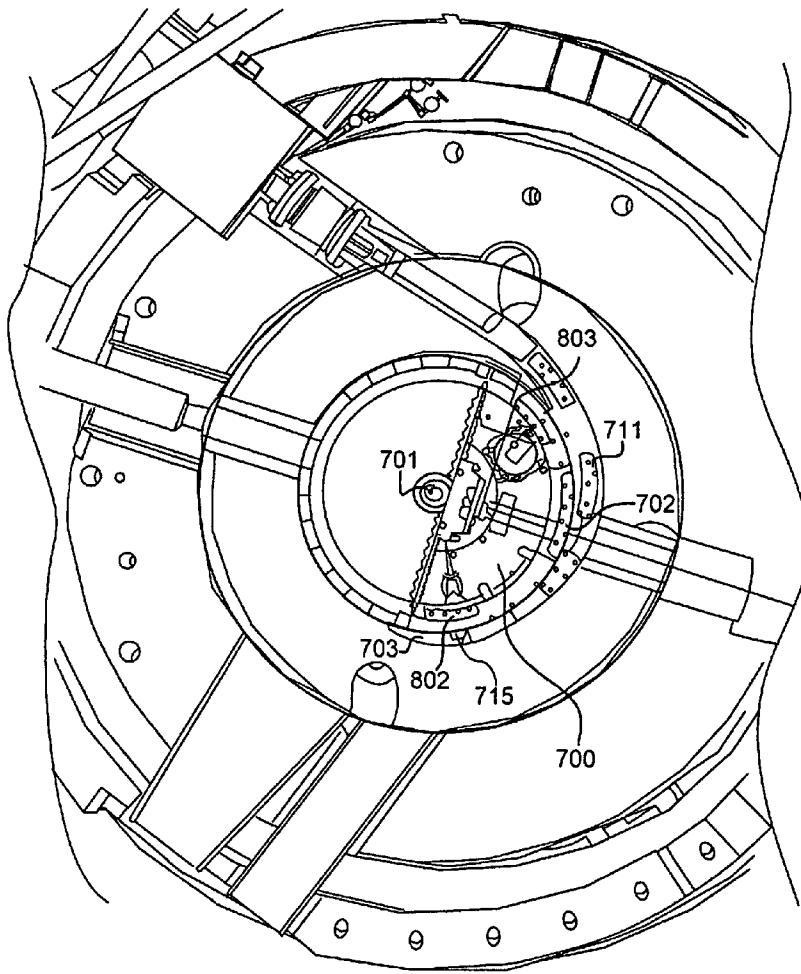


圖 15



公告本
發明摘要

申請日：

IPC分類：

※ 申請案號：102135174

※ 申請日：102年9月27日

※IPC 分類：A61N 5/10 (2006.01)

【發明名稱】

粒子加速器及質子治療系統

PARTICLE ACCELERATOR AND PROTON THERAPY SYSTEM

【中文】

本發明揭示一種實例性粒子加速器，其可包含以下各項：一電壓源，其用以在一腔中掃掠一射頻(RF)電壓以使粒子自一電漿柱加速，其中該腔具有致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動之一磁場，且其中該磁場具有在該腔之邊緣處彎曲之通量；一再生器，其用以在該腔內提供一磁場突增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粒子輸出至一提取點，其中該再生器位於該腔中相對於該電漿柱之一半徑處；及鐵磁配置，其位於該腔中接近於該半徑處，其中每一鐵磁配置提供一磁場突增，且其中毗鄰於該再生器之鐵磁配置藉由一空間與該再生器分離。

【英文】

An example particle accelerator may include the following: a voltage source to sweep a radio frequency (RF) voltage in a cavity to accelerate particles from a plasma column, where the cavity has a magnetic field causing particles accelerated from the plasma column to move orbitally within the cavity, and where the magnetic field has flux that bows at edges of the cavity; a regenerator to provide a magnetic field bump within the cavity to thereby change successive orbits of the particles accelerated from the plasma column so that, eventually, particles output to an extraction point, where the regenerator is located at a radius in the cavity relative to the plasma column; and ferromagnetic arrangements located in the cavity proximate to the radius, where each ferromagnetic arrangement provides a magnetic field bump, and where ferromagnetic arrangements adjacent to the regenerator are separated from the regenerator by a space.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（15）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

700	腔
701	粒子源
702	再生器
703	提取通道
711	磁結構
802	振顫磚
803	振顫磚

【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】

粒子加速器及質子治療系統

PARTICLE ACCELERATOR AND PROTON THERAPY SYSTEM

【技術領域】

本發明一般而言係關於利用磁場振顫以聚焦一同步迴旋加速器中之一粒子束。

【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，在存在一磁場之情況下使粒子在一腔內側之軌道上加速，且透過一提取通道將該等粒子自該腔移除。可用於一粒子治療系統中之一加速器之一實例係一同步迴旋加速器。

在一同步迴旋加速器中，利用離子化氣體(例如，氫)產生一電漿柱。施加一RF電壓以自該電漿柱提取粒子，且施加一磁場以當彼等粒子之能量及半徑增加時將該等粒子維持在螺旋形軌道上直至其到達一提取區域。跨越一頻率範圍掃掠RF電壓以計及在使粒子自電漿柱加速時對該等粒子之相對效應(例如，增加之粒子質量)。

【發明內容】

一種實例性粒子加速器可包含以下各項：一電壓源，其用以在一腔中掃掠一射頻(RF)電壓以使粒子自一電漿柱加速，其中該腔具有致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動之一磁場，且其中該磁場具有在該腔之邊緣處彎曲之通量；一再生器，其用以在該腔內提供一磁場突增以藉此改變自該電漿柱加速之該等粒子之連續軌道以使

得最終粒子輸出至一提取點，其中該再生器位於該腔中相對於該電漿柱之一半徑處；及鐵磁配置，其位於該腔中接近於該半徑處，其中每一鐵磁配置提供一磁場突增，且其中毗鄰於該再生器之鐵磁配置藉由一空間與該再生器分離。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。

該空間、該再生器及該等鐵磁配置之一組合產生磁場波動，該等磁場波動具有與一粒子軌道成一角度之一分量以抵消由該磁場突增造成的垂直聚焦之一減少之至少部分。該磁場可係至少6特斯拉(Tesla)且由該再生器產生之該磁場突增可係至多2特斯拉。該粒子加速器可係一同步迴旋加速器。

可僅存在兩個鐵磁配置，在該再生器之每一側上各一個。在相對於該電漿柱之一相同半徑中可存在兩個以上鐵磁配置。在相對於該電漿柱之多個半徑中之每一半徑中可存在多個鐵磁配置。

一種實例性質子治療系統可包含：前述粒子加速器；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。將質子自該同步迴旋加速器基本上直接輸出至該患者位置。該粒子加速器可係一同步迴旋加速器。

一種實例性粒子加速器包含以下各項：一電壓源，其用以在一腔中掃掠一射頻(RF)電壓以使粒子自一電漿柱加速，其中該腔具有致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動之一磁場，且其中該磁場具有遍及該腔係實質上筆直之通量。該腔包含第一磁場與第二磁場之交替區域，其中該第一磁場不同於該第二磁場以產生具有成實質上垂直於該腔內之粒子軌道之一角度之一分量之磁波動。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。

該等交替區域可具有不同位準之鐵磁材料。該等交替區域可包

含鐵磁材料之區域及不存在鐵磁材料之區域。該等交替區域可餡餅形狀，每一交替區域具有在該電漿柱處之一點及在該腔之一邊緣處之一邊緣。該等交替區域可具有風車形狀，每一交替區域具有在該電漿柱處之一點及在該腔之一邊緣處之一邊緣。

可由磁軛界定該腔。該等交替區域可包含垂直對準之交替區域，該等交替區域中之一者連接至一第一磁軛且該等交替區域中之另一者連接至一第二磁軛。

該等磁波動可垂直聚焦該腔中在軌道上之粒子。該粒子加速器可係一同步迴旋加速器。

一種實例性質子治療系統包含：前述粒子加速器；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。該粒子加速器可係一同步迴旋加速器。

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係一實例性加速腔及再生器之一俯視圖，其繪示該腔中之磁場線。

圖19係具有彎曲磁場線之一粒子加速器之一加速腔之一剖視側視圖。

圖20係圍繞腔之一圓周含有振顫磚之一加速腔之一俯視圖。

圖21係圍繞腔之一圓周在不同徑向位置處含有振顫磚之一加速腔之一俯視圖。

圖22係具有筆直磁場線之一粒子加速器之一加速腔之一剖視側視圖。

圖23係為餡餅形狀之具有磁山及磁穀之一振顫誘發結構之一俯視圖。

圖24係為風車形狀之具有磁山及磁穀之一振顫誘發結構之一俯

視圖。

圖25係一多層振顫誘發結構之一部分之一剖視側視圖。

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，該低溫恒溫室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。腔中之磁場(稱為「背景磁場」)係至少6特斯拉，且可係更多(例如，8特斯拉、8.5特斯拉、9特斯拉、9.5特斯拉、10特斯拉、10.5特斯拉或更多)。該低溫恒溫器透過條帶或諸如此類附接至該等磁軛。

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該電漿柱加速之粒子在腔內沿軌道加速。一磁場再生器(「再生器」)定位於腔之邊緣附近以調整在此位置處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(例如，間距及角度)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直至其到達提取通道為止。通常，該磁場突增在0.5特斯拉與2特斯拉之間；然而，在不同系統中磁場突增可多於或少於此等值。該提取通道接收自該電漿柱加速之粒子且輸出來自腔之所接收粒子。

在某些實施方案中，該再生器係經組態以產生具有一特定大小及形狀之一磁場突增之一單個鐵磁配置。一單個鐵磁配置可係一單個鄰接或實體上連接之結構或其可係藉由磁通量通過之空的空間分離的兩個垂直對準但實體上不連接之鐵磁結構(例如，在每一軛上各一個)。垂直對準可包含軛之間的對準且包含不連接之鐵磁結構之任何適當對準之全部或部分。

由於腔中之磁場係高的(例如，至少6特斯拉)，因此可存在當場在線圈上方通過時產生之一相對高之磁場梯度。在此實例中，磁場自在腔之中心處之大約9特斯拉(在大約電漿柱之位置處)減小至在其於超導線圈上方通過時之大約零特斯拉至在超導線圈之另一側上之大約-2特斯拉。此外，磁場線在腔之邊緣處向外彎曲。彎曲量自腔之中心(在大約粒子源之位置處)增加，其中該彎曲係大約零(亦即，磁場線係基本上筆直的)。

在腔之邊緣處之彎曲磁場實現對一粒子束之垂直聚焦(亦稱為「弱聚焦」)，尤其在腔邊緣處彎曲係最明顯的。當粒子試圖藉由沿

著彎曲磁場線向上或向下移動而逃脫其軌道時發生垂直聚焦。由於磁場線之彎曲，試圖向上或向下行進之一粒子面對與其所試圖之行進方向相反之一磁力。因此，對於粒子而言難以遠離中央軌道平面逃脫，從而產生垂直聚焦之軌道。

由再生器產生之磁場突增可破壞以上文所闡述之方式產生之垂直聚焦。舉例而言，該磁場突增可抵消或移動磁場線之彎曲，至少在其位於其中之位置中，藉此破壞垂直聚焦。為恢復由再生器破壞之垂直聚焦，可在再生器之每一側上在再生器之大約相同(儘管未必精確地相同)徑向位置(其中徑向位置係相對於在腔之中心處之電漿柱所量測之一距離)處添加「振顫磚」。一空間(或空隙)在每一振顫磚與再生器之間。

在某些實施方案中，振顫磚係在大約振顫磚及再生器之徑向位置處將磁場波動(稱為「磁振顫」或簡稱為「振顫」)引入至磁場中之鐵磁配置。振顫由分別係較高及較低磁場之區域之磁「山」及磁「穀」所產生之毗鄰磁場之方位改變產生。在此實例中，振顫磚及再生器構成該等山，然而每一振顫磚與再生器之間的空的空間構成一穀。山與穀之間的磁場差產生適當徑向區域中之充分磁場線擾動以使得所得磁場線具有足夠與粒子束成一角度之一徑向分量以造成垂直聚焦。

在某些實施方案中，每一振顫磚係經組態以產生具有一特定大小及形狀之一磁場突增之一單個鐵磁配置。在此上下文中，一單個鐵磁配置可係一單個鄰接或實體上連接之結構或其可係藉由磁通量通過之空的空間分離的兩個垂直對準但實體上不連接之鐵磁結構(例如，在每一輓上各一個)。在此上下文中，垂直對準包含輓之間的對準且包含該等鐵磁結構之任何適當對準之全部或部分。

在某些實施方案中，僅存在兩個振顫磚(在再生器之每一徑向毗

鄰側上各一個)。在其他實施方案中，可在相對於電漿柱之一或多個徑向位置處存在一系列振顫磚。舉例而言，在每第 N ($N>1$)個半徑處，可圍繞腔圓周之全部或部分存在一系列振顫磚，其中每一對振顫磚藉由較低磁場之一對應空間或其他適當區域分離。該等空間可取決於所要磁效應而係與對應振顫磚相同之大小，或較大或較小。

在替代實施方案中，可控制腔中之磁場以便減小腔內之彎曲。可(例如)藉由使界定腔之磁軛之剖面形狀變化而完成此。同樣地，可存在極少或不存在由背景磁場固有地產生之垂直聚焦，如上文所闡述。然而，可利用磁振顫來實現粒子束之垂直聚焦。舉例而言，上文所闡述之類型之振顫磚可配置於腔中之各種徑向位置處。另一選擇係，可在腔中實施一磁山/穀配置。在一實例性實施方案中，配置之每一部分(山或穀)可係餡餅形狀，其中每一部分具有在電漿柱處之一點及在腔之一邊緣處之一邊緣。另一選擇係，配置之每一部分(山或穀)可係風車形狀，其中每一部分具有在電漿柱處之一點及在腔之一邊緣處之一邊緣。亦可利用除此等形狀以外之形狀。同樣地，亦可利用關於該等形狀之變化。

藉由遍及腔維持磁場線實質上筆直，可能減小腔之半徑。在某些實施方案中，可能減小半徑達(例如) 10%或更多，從而產生更緊湊之粒子加速器。此外，在其中磁場在腔邊緣處彎曲之實施方案中，RF電壓必須掃掠以補償由垂直聚焦造成的一減小之磁場。在其中利用磁振顫實現垂直聚焦之實施方案中，在範圍及/或量值方面可需要少於一RF掃掠，此乃因RF掃掠可僅追蹤粒子質量增加。

可在一單個粒子加速器中利用本文中所闡述之特徵，且可在一單個粒子加速器中組合該等特徵中之任何兩者或兩者以上。該粒子加速器可用於任何類型之醫療或非醫療應用中。下文提供其中可利用前述特徵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。

透過遞送氣態氫之一氣體管路101及管194自氫之一供應器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形板之經曝露邊沿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係中心較薄且邊沿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。可利用一磁再生器來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一 $v_r = 2 v_z$ 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排，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。治療室以為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係為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說明書替換頁軌跡(第 102135174 號專利申請案 2006年11月16日提出申請且標題為「Charged Particle Radiation Therapy」之第7,728,311號美國專利；及2008年11月20日提出申請且標題為「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。

關於前述系統之另外細節見於以下各項：2006年11月16日提出申請且標題為「Charged Particle Radiation Therapy」之第7,728,311號美國專利；及2008年11月20日提出申請且標題為「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展示在其中使粒子沿軌道(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安置於大約腔之中心處。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)。帶電粒子朝向磁場再生器702在軌道上向外加速，且最終到達磁場再生器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單個鐵磁配置。再生器702可包含其連接至每一磁軛之各別半體之部分。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，其藉由在其位置處增強磁場而提供場中之一突增。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。在其他實施方案中，磁場可自大約6T、7T、8T、8.5T、9.5T、10T、105T等等變化至-2T或其他值。在此實施方案中，

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。

圖18展示再生器之磁效應。更特定而言，如圖18中所展示，再生器702產生由磁場線750繪示之一磁場。磁場線750在背景磁場中形成一磁局部缺陷753。圖16中亦繪示此局部缺陷。更特定而言，如上文所述，圖16連同背景磁場中之對應局部缺陷753一起展示由再生器702產生之磁場突增705（例如，0.5T至2T）。如所展示，與背景磁場相比，局部缺陷753係相對小的。同樣地，其對軌道之旋進之效應係相對小的。因此，可利用具有類似於本文中所闡述之彼等特性之特性之一單個再生器。

參考圖17，再生器702造成軌道710之角度780及間距781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。

如上文所闡釋，由再生器702產生之磁場突增可破壞由腔700中之磁場線之彎曲(或其他歪曲)造成的垂直聚焦。就此而言，圖19展示軛之間的腔700及磁場線800之一剖面。如所展示，磁場線800朝向腔之邊緣愈來愈彎曲，其中最明顯之彎曲出現在邊緣處。如上文所闡釋，此彎曲造成垂直聚焦；然而，彼垂直聚焦被再生器破壞。在其他實施方案中，不同類型之磁場線歪曲亦可誘發垂直聚焦，且亦可被一再生器或相似器件之操作中斷。

兩個或兩個以上振顫磚可併入至腔700中且相對於再生器配置以造成腔中之垂直聚焦。在圖15之實例中，存在兩個振顫磚802、803，

在再生器702之每一側上各一個。如圖15中所展示，在每一振顫磚與再生器之間存在存在空間(空隙)。該等空間、該再生器及該等振顫磚之組合產生磁場波動，該等磁場波動具有與一粒子軌道成一適當角度之一或多個分量以造成垂直聚焦。在某些實施方案中，該等空間、該再生器及該等振顫磚之組合可經結構化以產生任何適當量之垂直聚焦。舉例而言，在某些實施方案中，由該組合產生之垂直聚焦之量可足以完全地補償由再生器造成的垂直聚焦損失，或超過彼量。

圖15之實例在接近(儘管不完全相同於)再生器之徑向位置之一徑向位置處展示僅兩個振顫磚。在其他實施方案中，可在彼徑向位置處添加兩個以上振顫磚。舉例而言，可存在圍繞腔之整個圓周藉由適當空間分離之振顫磚。舉例而言，圖20展示在徑向位置815處圍繞腔812之圓周之振顫磚810及空間811。在其他實例中，可在不同徑向位置處且在一個以上徑向位置處存在振顫磚。舉例而言，參考圖21，可在徑向位置815、816、817處存在振顫磚，其中在每一徑向位置處之振顫磚之間具有適當空間。儘管圖21展示在每一徑向位置處圍繞腔之整個圓周之振顫磚，但情形未必係如此。而是，振顫磚可僅佔據在一徑向位置處之一圓周之部分，如圖15之實施方案中之情形。

前述實施方案採用鐵磁配置作為藉由空間分離之振顫磚。如上文所闡釋，每一振顫磚可係經組態以產生具有一特定大小及形狀之一磁場突增之一單個鐵磁配置。一單個鐵磁配置可係一單個鄰接或實體上連接之結構或其可係藉由磁通量通過之空的空間或其他材料分離之兩個垂直對準但實體上未連接之鐵磁結構(例如，在每一軌上各一個)。垂直對準可包含軌之間的對準且包含該等鐵磁結構之任何適當對準之全部或部分。

振顫磚、空間及一再生器之前述組態產生山/穀組態，該山/穀組態產生適當位準之磁場波動。在某些實施方案中，「穀」區不必利用

空的空間來實施，而是可利用具有不同於(例如，短於、高於、薄於、厚於、窄於、寬於等)振顫磚之一大小及/或形狀且由相同材料製成之鐵磁結構或利用為與振顫磚相同或不同大小但具有不同於振顫磚之鐵磁性質之結構來實施。可利用鐵磁材料、非鐵磁材料、主動線圈及空的空間之任何適當組合來產生適當磁場波動以造成上文所闡述之類型之垂直聚焦。

就此而言，儘管圖中所展示之振顫磚係大約相同大小及形狀，但其大小及/或形狀可在同一徑向位置中或在不同徑向位置中變化。此外，每徑向位置之振顫磚數目可因半徑不同而變化。一般而言，可如所期望設定振顫磚之數目及組態以遍及腔產生任何適當位準之垂直聚焦。

在其他實施方案中，可控制腔以便減少或最小化在其中的磁場之彎曲(或其他歪曲)之量。舉例而言，如圖22中可展示面對磁腔之表面上之軌819之形狀。在此形狀時，腔822內之磁場線820遍及腔係實質上筆直的，甚至在腔之邊緣處(在此處，在其他實施方案中，場線彎曲)。筆直磁場線在一粒子加速器中具有某些優點。舉例而言，如上文所闡述，藉由遍及腔維持磁場線實質上筆直，可能在效能不具有一顯著減小之情況下減小腔之半徑。此外，在範圍及/或量值方面可需要少於一RF掃掠，此乃因RF掃掠可僅追蹤粒子質量增加。然而，遍及腔保持磁場線實質上筆直亦減少或消除原本由磁場線之一彎曲產生之垂直聚焦，如上文所闡述。

在其中磁場線遍及腔係實質上筆直之實施方案中，可利用振顫來提供垂直聚焦。舉例而言，可在具有適當空間或其他結構之情況下併入振顫磚(如圖15、圖20及圖21中所展示)以產生用於產生振顫之磁山及磁穀。如上文所闡述，振顫磚可在一或多個徑向位置處經引入且可或可不在每一徑向位置處橫越腔之一整個圓周。在此實施方案中，

可利用上文或本文中別處所闡述之組態中之任何一或多者來產生磁波動(例如，磁山及磁穀)之區域。

在其他實施方案中，可利用具有不同鐵磁性質之連續區域產生振顫。舉例而言，圖23展示可併入至一粒子加速器之諧振腔中以產生振顫且藉此垂直聚焦一粒子束之結構822。結構822包含具有高磁場之區域824及具有低磁場之區域825。在此上下文中之「高」僅意味高於低磁場區域中之「低」磁場，且「高」或「低」兩者皆不意欲暗示任何絕對或特定值。

在此實施方案中，每一區域係餡餅形狀，其中一焦點或中心點在大約腔之中心處(電漿柱位於此處)，儘管未必在所有實施方案中係彼情形。每一餡餅形狀之區域之邊緣大致對應於腔之外邊緣，儘管未必在所有實施方案中係彼情形。高磁場及低磁場之區域交替且可具有本文中所闡述之特性中之任何者。舉例而言，其可係鐵磁配置及空的空間；其可係不同材料(例如，鐵磁及非鐵磁)；其可具有不同量之一鐵磁材料(例如，鐵、鋼等)，等等。此外，儘管各圖展示為大約相同大小之高磁場及低磁場之區域，但情形未必係如此。該等區域可具有不同大小。同樣地，相同類型之不同區域可具有不同大小，且在不同實施方案中可存在不同數目個區域。皆取決於粒子加速器中所期望之振顫之量及形狀。諧振(加速)腔可含有一單個結構822或多個垂直對準之此類結構822。在多個結構之情形中，每一結構822可連接至一軌或別處。

參考圖24，在一替代實施方案中，可併入至一粒子加速器之諧振腔中以產生振顫且藉此垂直聚焦一粒子束之一結構830可具有一風車形狀。與圖23之餡餅形狀之結構822相關聯之所有特性及變化同樣適用於圖24之風車形狀之結構。舉例而言，結構830包含具有高磁場之區域831及具有低磁場之區域832。如上文，在此上下文中之「高」

僅意味高於低磁場區域中之「低」磁場，且「高」或「低」皆意欲暗示任何絕對或特定值。

注意，結構822及830中之任一者或兩者可併入至圖15、圖21及圖22之實施方案中以產生振顫或增大由振顫磚及空間產生之振顫。

在某些實施方案中，一振顫誘發結構可具有不同位準之山及穀。舉例而言，參考係此一結構之一側視圖之圖25，存在不含有鐵磁材料之一穀835、具有一第一高度之一第一山836及具有一第二高度之一第二山837。第二山837藉助於其高度含有多於第一山836之鐵磁材料，該第一山含有多於穀835之鐵磁材料。此一組態可併入至類似分別圖23及圖24之結構之組態中。同樣地，振顫誘發結構不限於與兩個或三個位準(例如，量)之鐵磁材料一起利用，而是可併入有任何數目個位準之鐵磁材料及/或不同類型之材料。

就此而言，可在一適當粒子加速器(例如，一同步迴旋加速器)中以一適當組合利用前述實施方案中之任何兩者以上。同樣地，可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「FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER」(代理人檔案號為17970-0029P01))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 ENERGY OF A PARTICLE BEAM」(代理人檔案號為17970-0027P01)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；「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 ENERGY OF A PARTICLE BEAM」(代理人檔案號為17970-0027P01)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「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

疇內。

【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	再生器
703	提取通道
705	磁場突增
706	線圈架
709	超導線圈
710	超導線圈/軌道

711	磁結構
750	磁場線
753	磁局部缺陷/局部缺陷
780	角度
781	間距
800	磁場線
802	振顫磚
803	振顫磚
810	振顫磚
811	空間
812	腔
815	徑向位置
816	徑向位置
817	徑向位置
819	軛
820	磁場線
822	腔/結構/單個結構
824	高磁場之區域
825	低磁場之區域
830	結構
831	高磁場之區域
832	低磁場之區域
835	穀
836	第一山
837	第二山
(B)	磁場

(r) 半徑

申請專利範圍

1. 一種粒子加速器，其包括：

一電壓源，其用以在一腔中掃掠一射頻(RF)電壓以使粒子自一電漿柱加速，該腔具有致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動之一磁場，該磁場具有在該腔之邊緣處彎曲之通量；

一再生器，其用以在該腔內提供一磁場突增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粒子輸出至一提取點，該再生器位於該腔中相對於該電漿柱之一半徑處；及

鐵磁配置，其位於該腔中接近於該半徑處，每一鐵磁配置提供一磁場突增，其中至少二鐵磁配置位於該再生器之徑向毗鄰側，並藉由一空間與該再生器分離，且經構形以至少部分地回復被該再生器所破壞之軌道上粒子的垂直聚焦。

2. 如請求項1之粒子加速器，其中該空間、該再生器及該等鐵磁配置之一組合產生磁場波動，該等磁場波動具有與一粒子軌道成一角度之一分量以抵消由該磁場突增造成的軌道上粒子之垂直聚焦之一減小之至少部分。
3. 如請求項1之粒子加速器，其中該磁場係至少4特斯拉且由該再生器產生之該磁場突增係至多2特斯拉。
4. 如請求項1之粒子加速器，其中僅存在兩個鐵磁配置，在該再生器之每一側上各一個。
5. 如請求項1之粒子加速器，其中在相對於該電漿柱之一相同半徑中存在兩個以上鐵磁配置。
6. 如請求項1之粒子加速器，其中在相對於該電漿柱之多個半徑中之每一半徑中存在多個鐵磁配置。
7. 如請求項1之粒子加速器，其中該粒子加速器係一同步迴旋加速

器。

8. 如請求項1之粒子加速器，其進一步包括：

磁結構，其界定粒子於其內加速之該腔，該等粒子作為一粒子束輸出，該粒子束具有選自一能量範圍區間的一選定能量。

9. 如請求項1之粒子加速器，其中該等鐵磁配置產生磁場振顫，該磁場振顫包含介於0.25%至20%之間的一方位平均部分標準化磁場方差。

10. 一種質子治療系統，其包括：

如請求項1之粒子加速器；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輸出至該患者位置。

11. 如請求項10之質子治療系統，其中該粒子加速器包括一同步迴旋加速器。

12. 如請求項11之質子治療系統，其中該磁場係4特斯拉或更大且其中該同步迴旋加速器係一可變能量粒子加速器。

13. 一種粒子加速器，其包括：

一電壓源，其用以在一腔中掃掠一射頻(RF)電壓以使粒子自一電漿柱加速，該腔具有致使自該電漿柱加速之粒子在該腔內沿軌道移動之一磁場，該磁場具有遍及該腔係實質上筆直之通量；

其中該腔包括第一磁場與第二磁場之交替區域，該第一磁場不同於該第二磁場以產生具有成實質上垂直於該腔內之粒子軌道之一角度之一分量之磁波動。

14. 如請求項13之粒子加速器，其中該等交替區域具有不同位準之鐵磁材料。

15. 如請求項13之粒子加速器，其中該等交替區域包括鐵磁材料之區域及不存在鐵磁材料之區域。
16. 如請求項13之粒子加速器，其中該等交替區域係餡餅形狀的，每一交替區域具有在該電漿柱處之一點及在該腔之一邊緣處之一邊緣。
17. 如請求項13之粒子加速器，其中該等交替區域具有風車形狀，每一交替區域具有在該電漿柱處之一點及在該腔之一邊緣處之一邊緣。
18. 如請求項13之粒子加速器，其中該腔由磁結構界定；且
其中該等交替區域包括垂直對準之交替區域，其中之一者連接至一第一磁結構且其中之另一者連接至一第二磁結構。
19. 如請求項13之粒子加速器，其中該等磁波動垂直聚焦該腔中在軌道上之粒子。
20. 如請求項13之粒子加速器，其中該粒子加速器係一同步迴旋加速器。
21. 如請求項14之粒子加速器，其進一步包括：
磁結構，其界定粒子於其內加速之該腔，該等粒子作為一粒子束輸出，該粒子束具有選自一能量範圍區間的一選定能量。
22. 如請求項13之粒子加速器，其中第一磁場與第二磁場之該交替區域包含磁場振顫，該磁場振顫包含介於0.25%至20%之間的一方位平均部分標準化磁場方差。
23. 一種質子治療系統，其包括：
如請求項13之粒子加速器；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輸出至該患者位置。

24. 如請求項23之質子治療系統，其中該粒子加速器包括一同步迴旋加速器。
25. 如請求項24之質子治療系統，其中該磁場係4特斯拉或更大且其中該同步迴旋加速器係一可變能量粒子加速器。

圖式

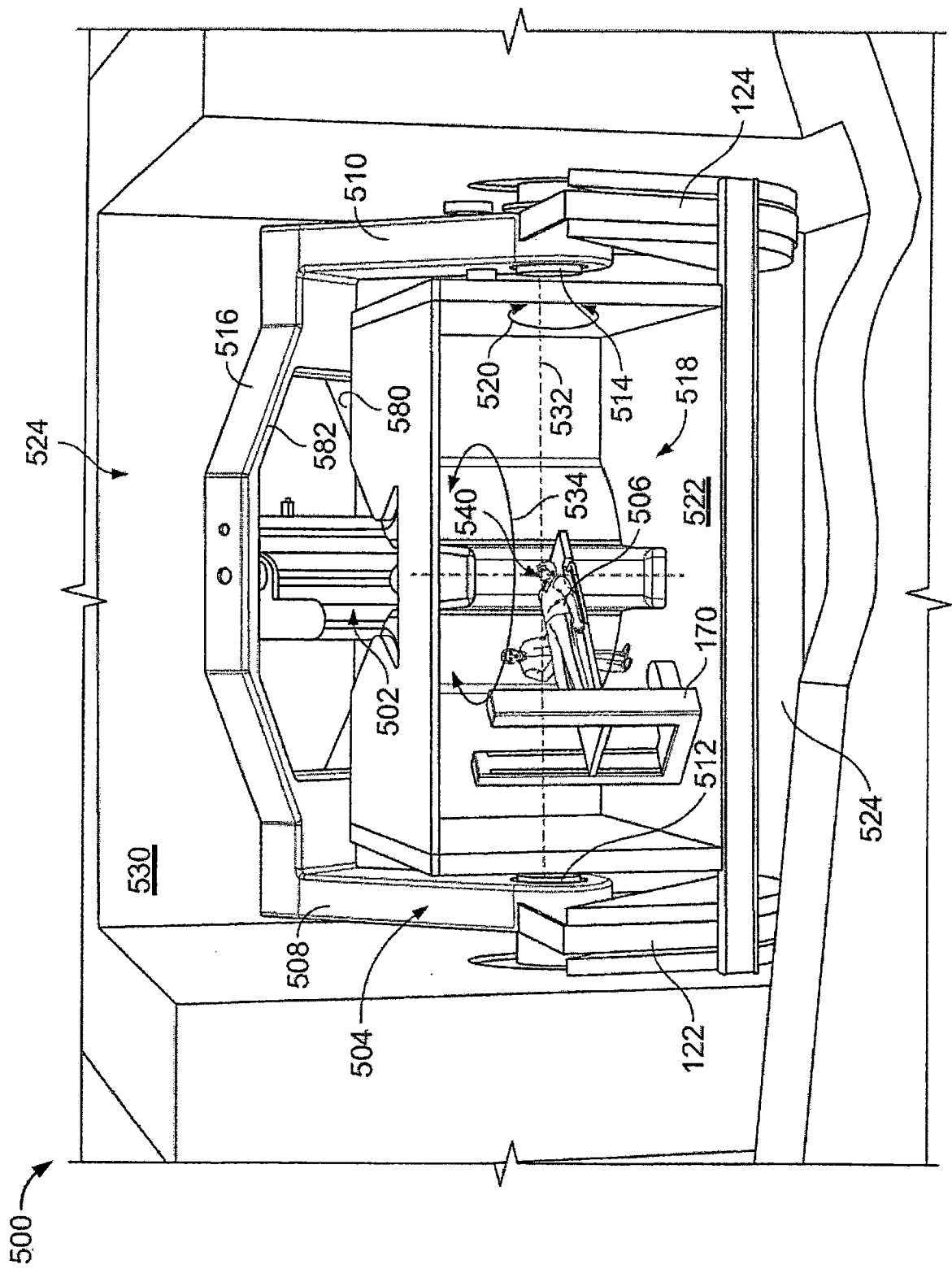


圖 1

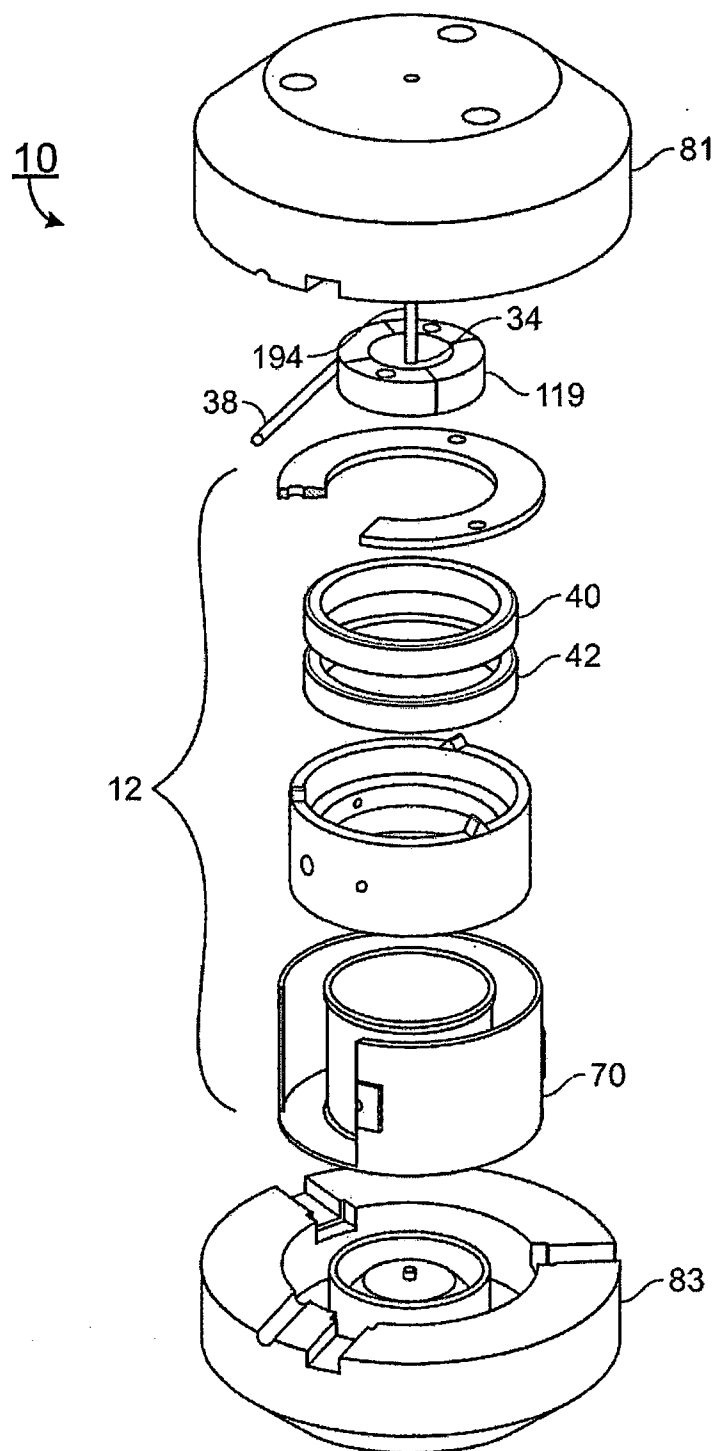


圖 2

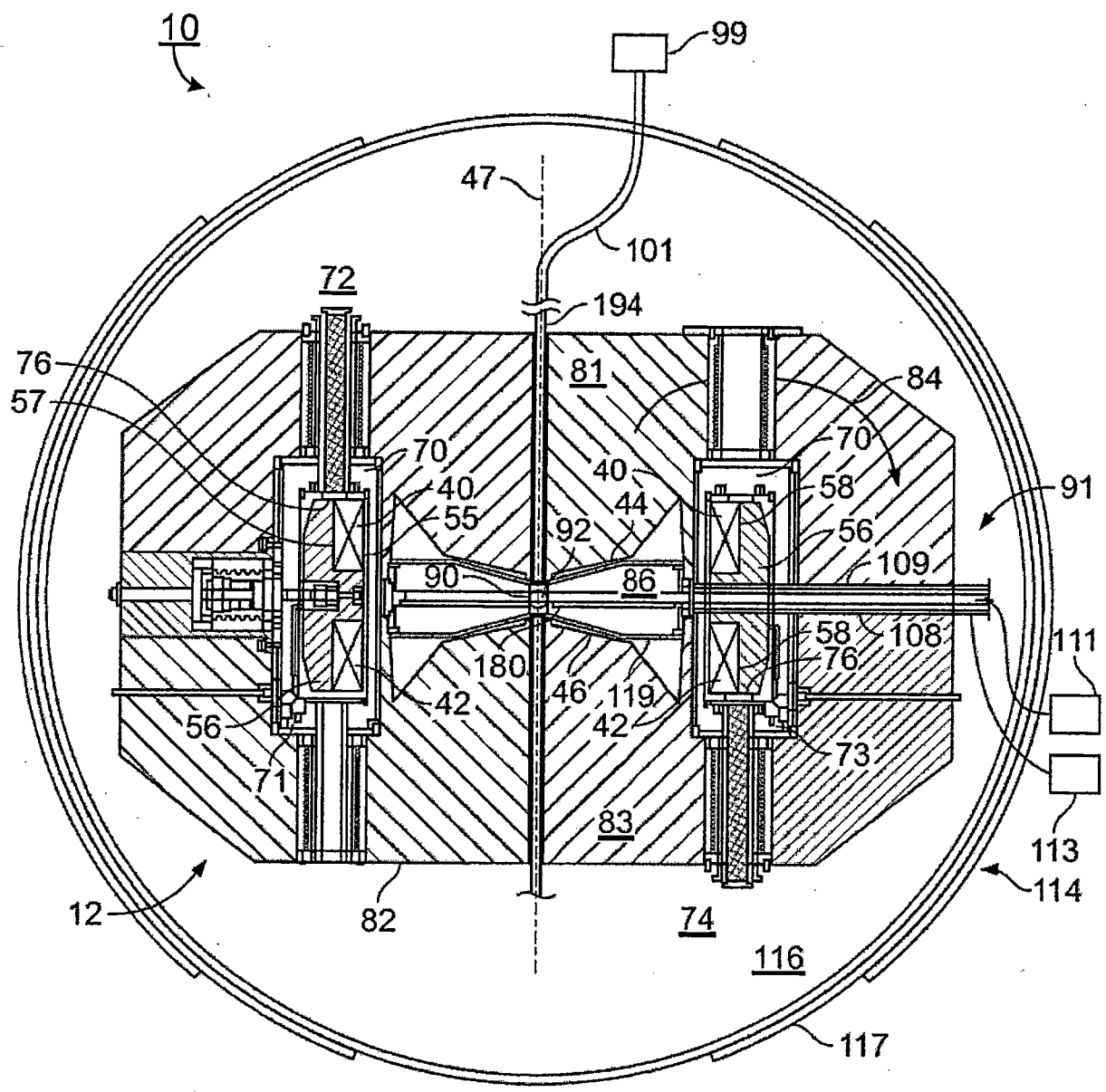


圖 3

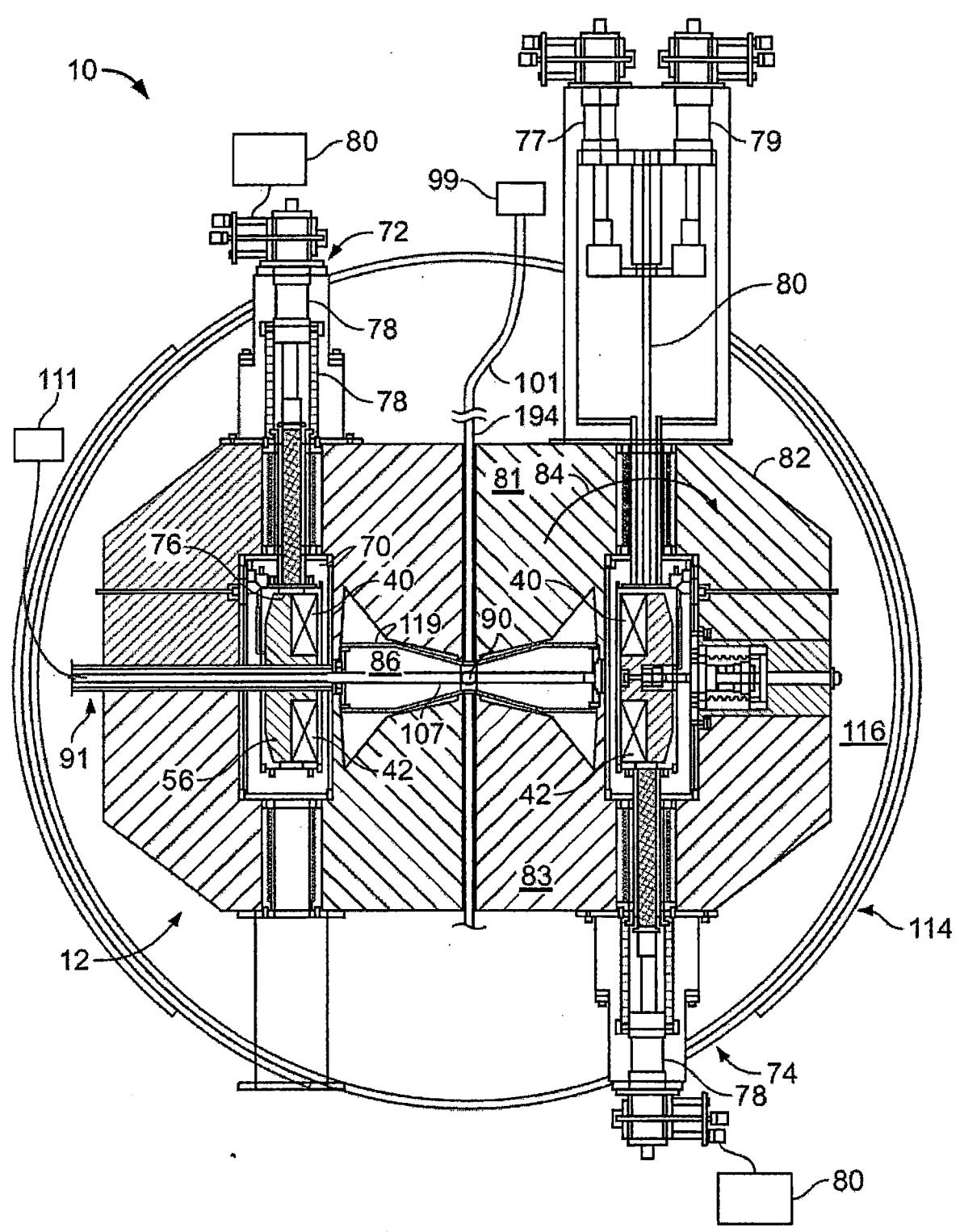


圖 4

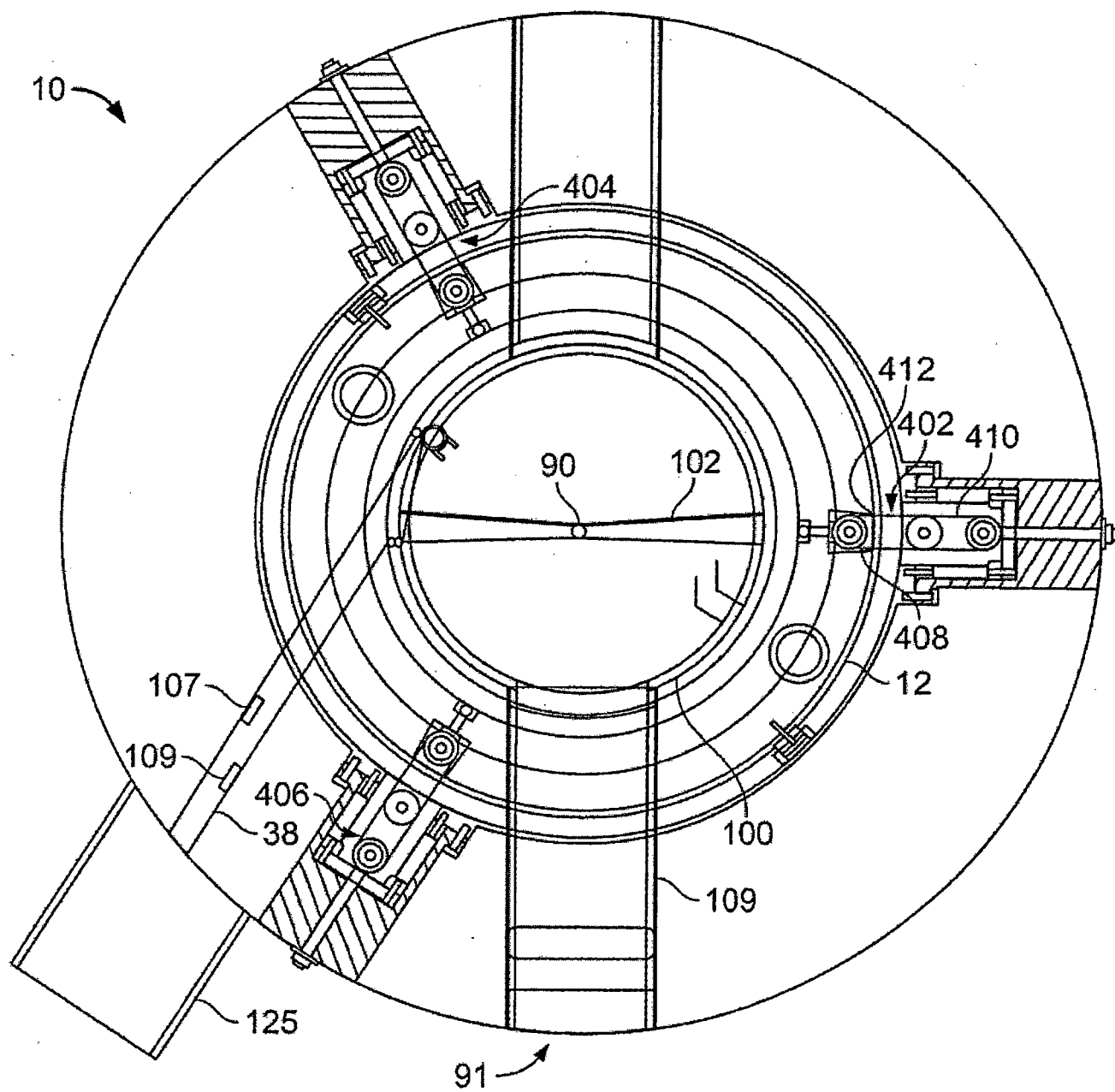


圖 5

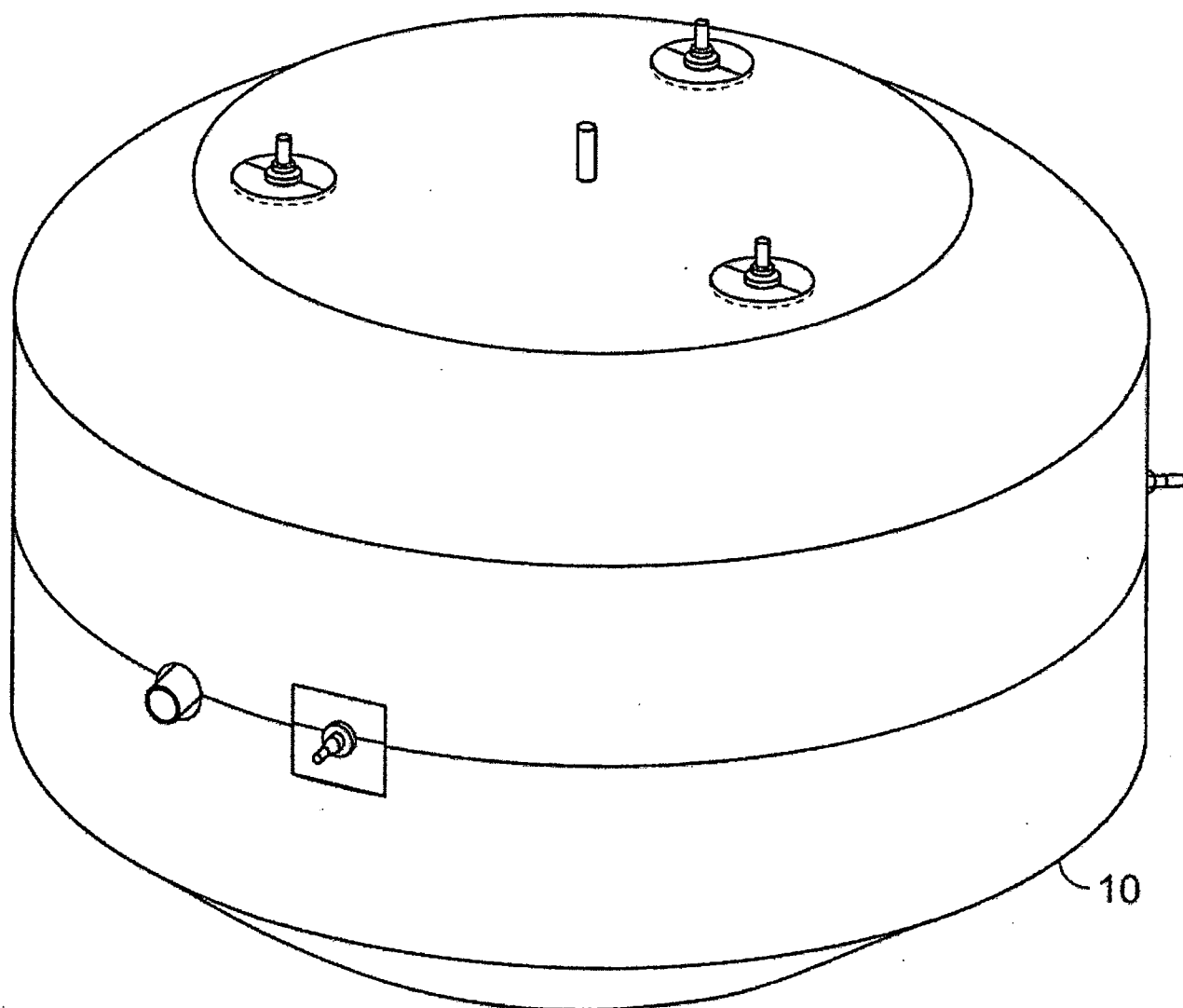


圖 6

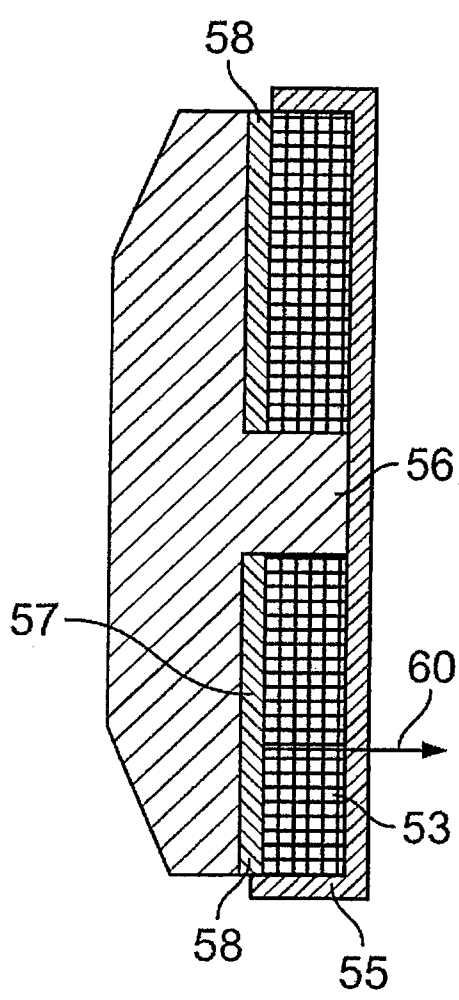


圖 7

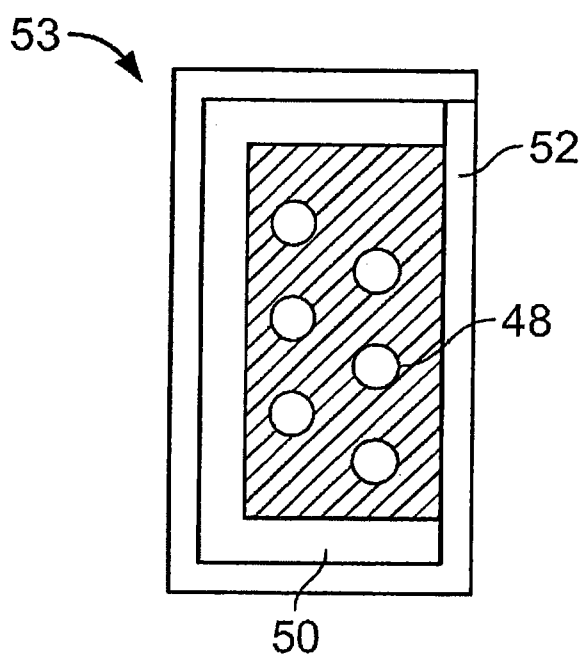


圖 8

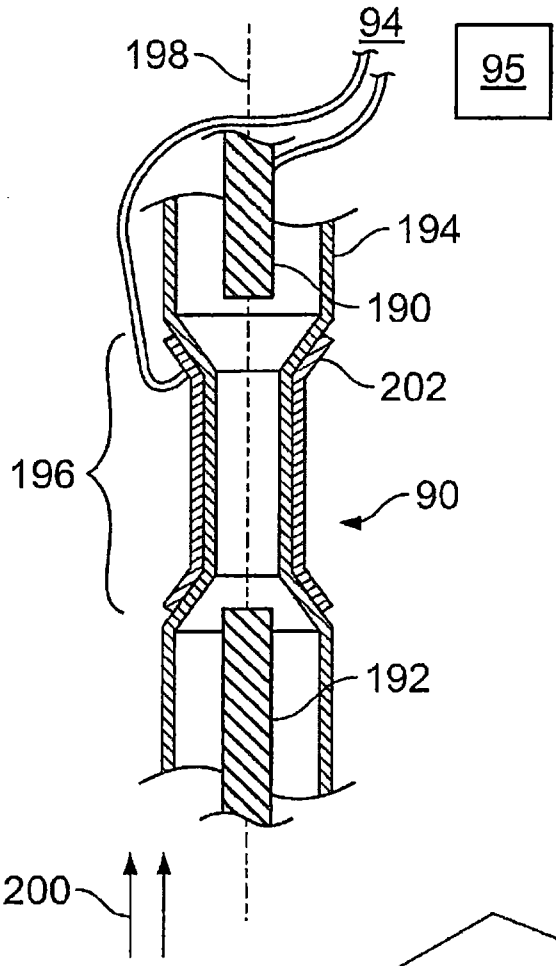


圖 9

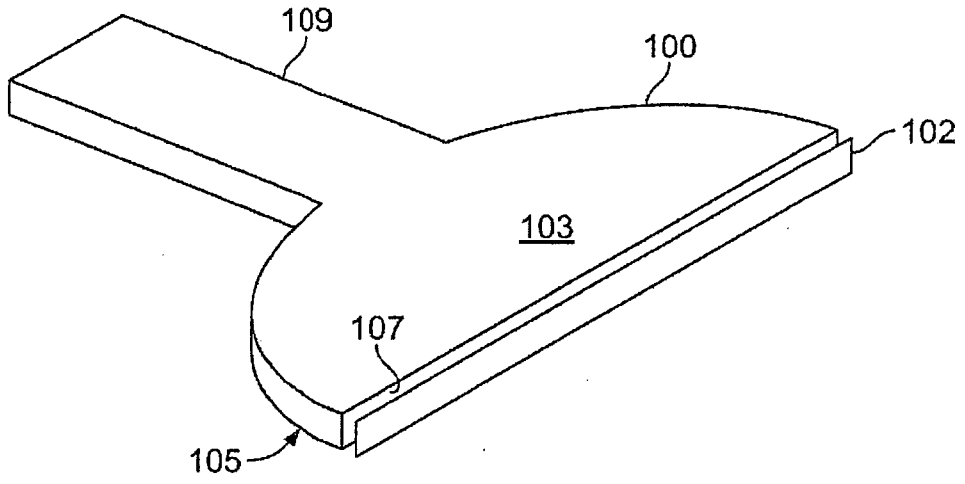


圖 10

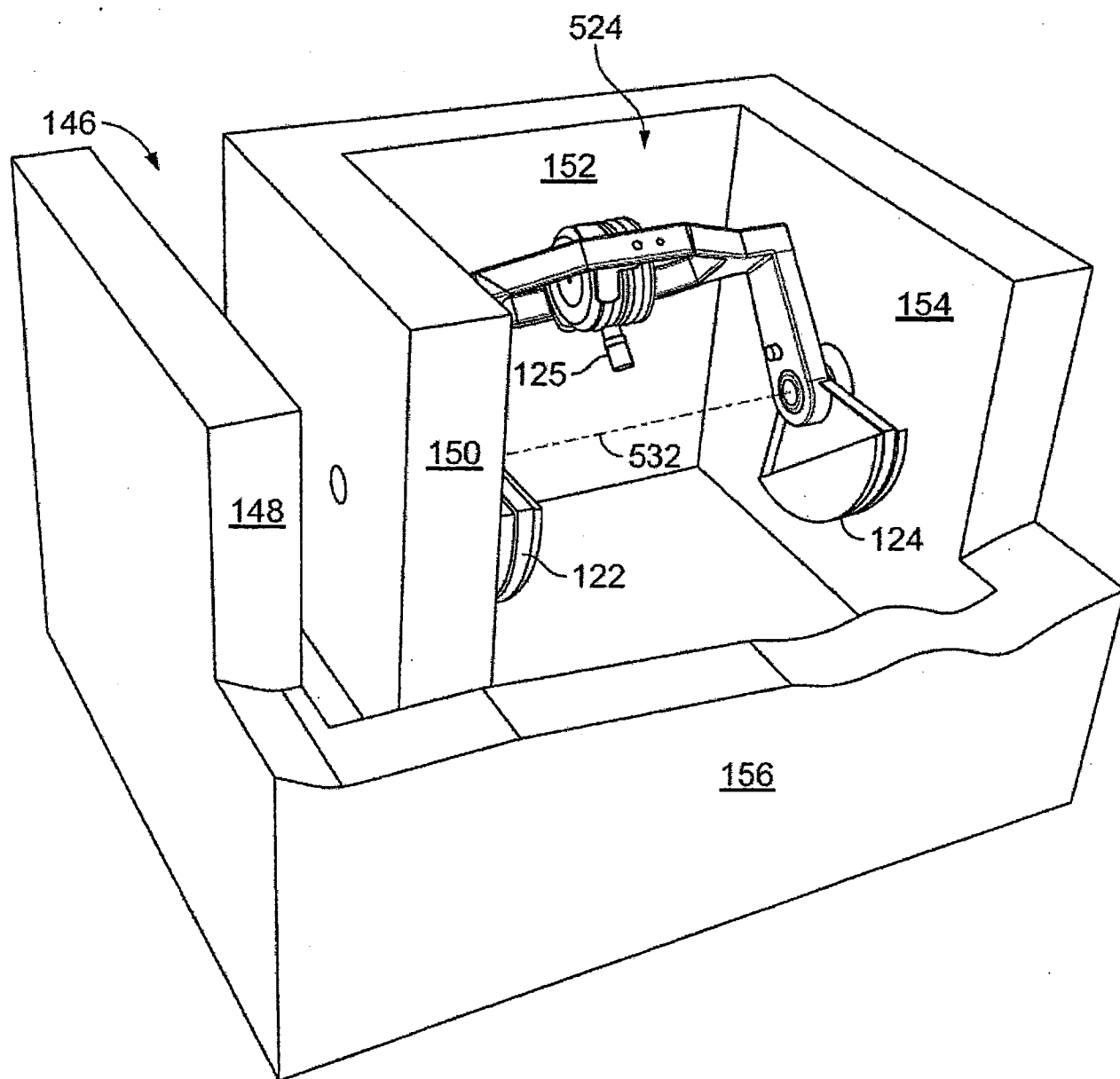


圖 11

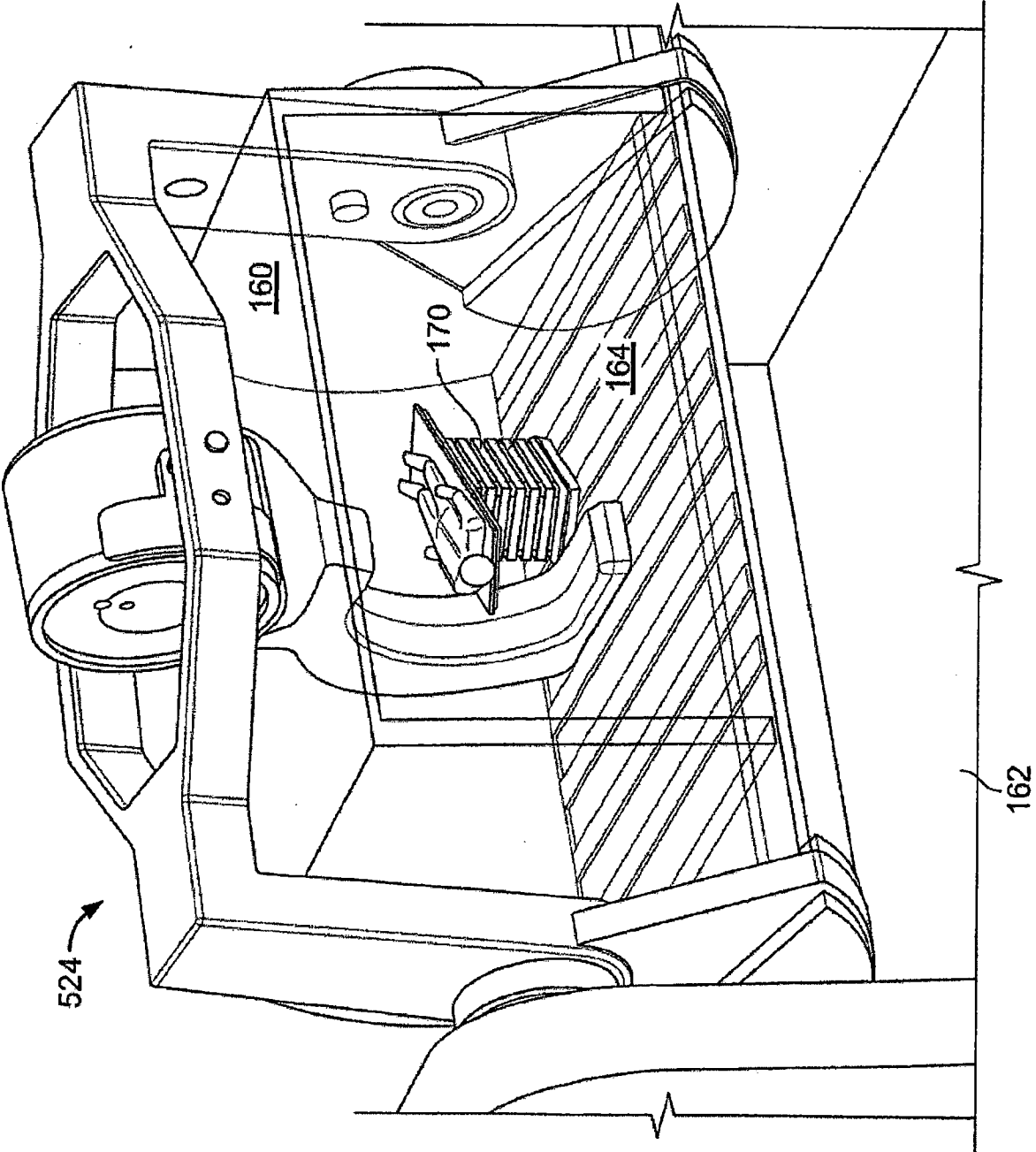


圖 12

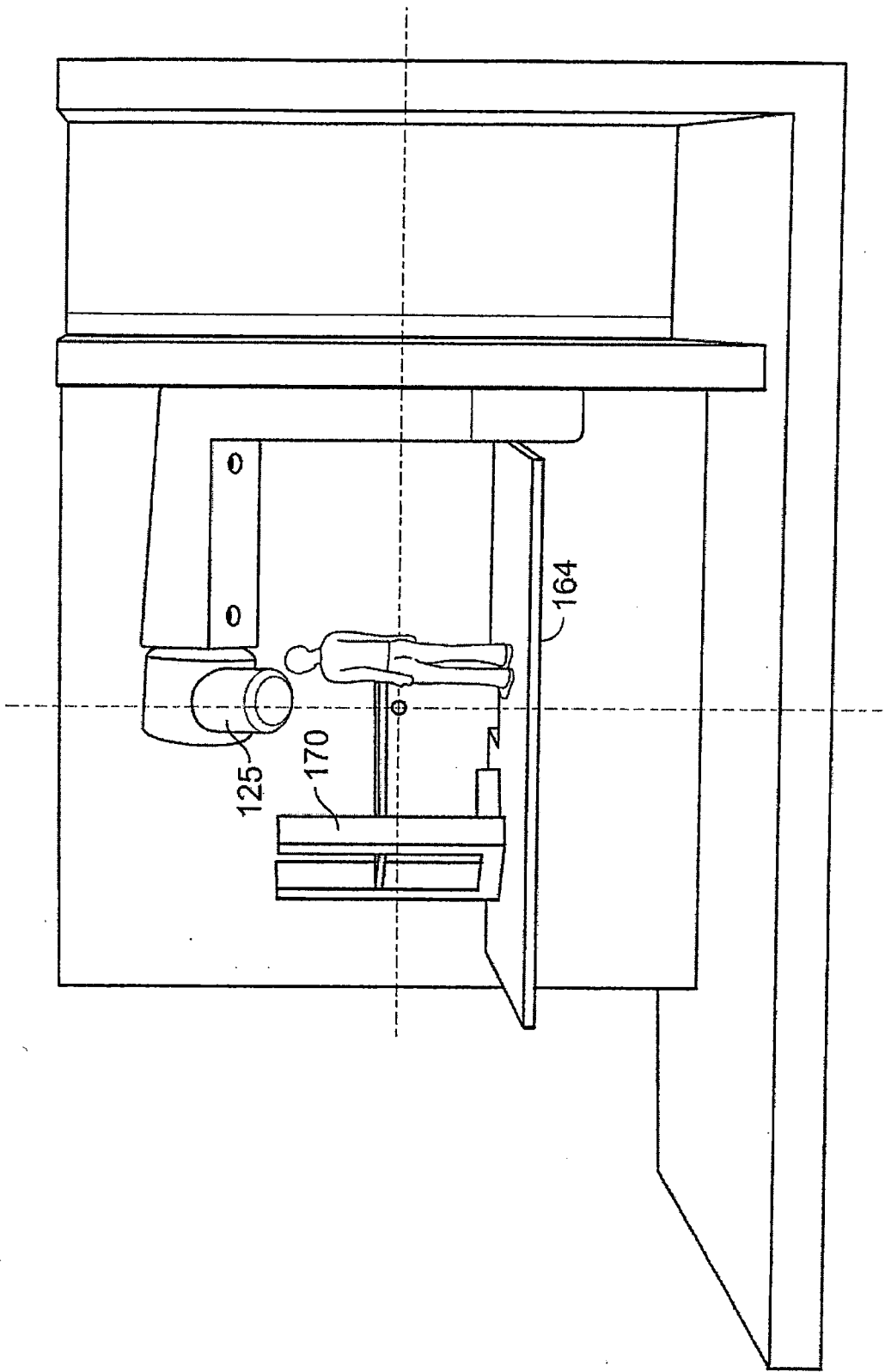


圖 13

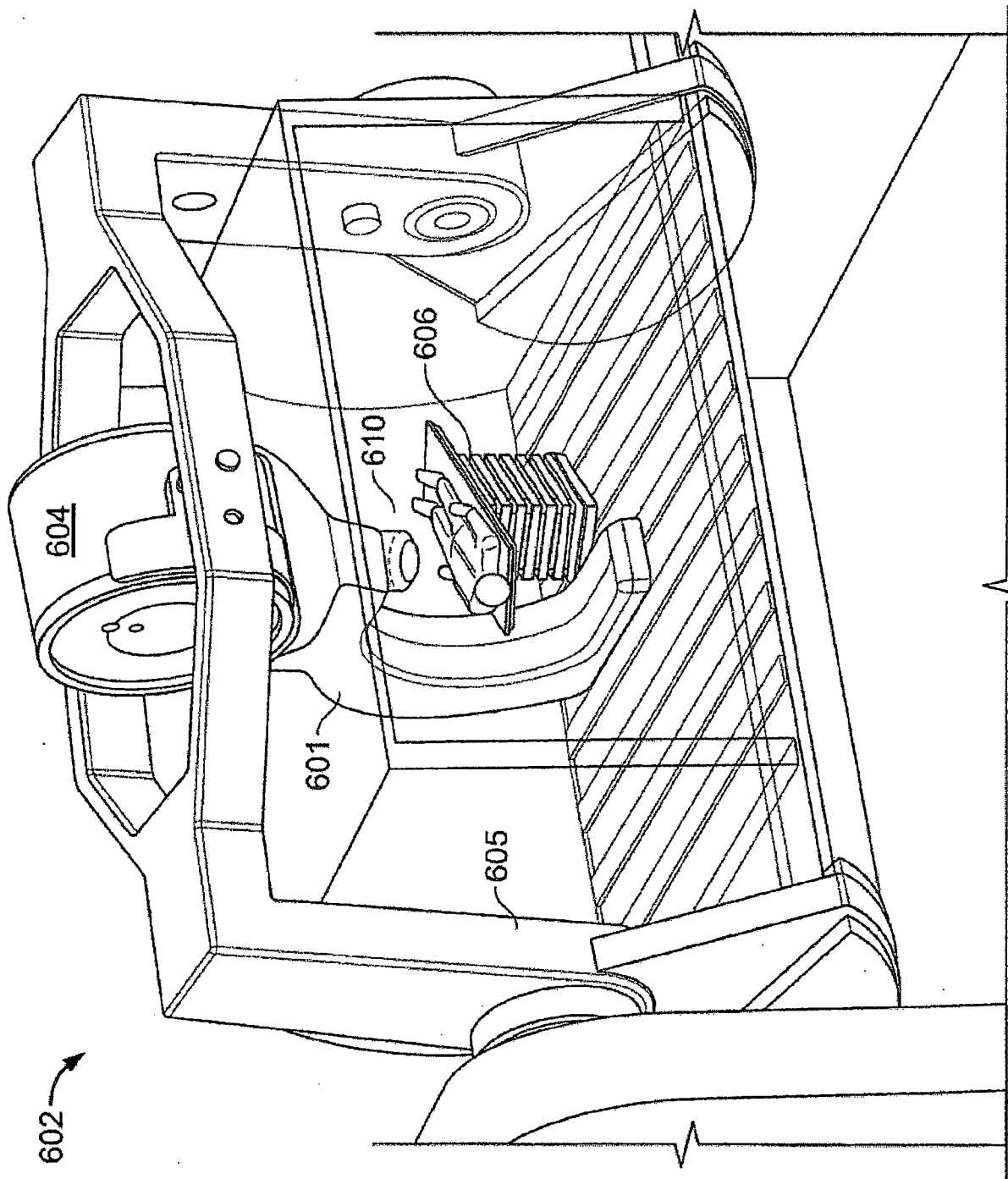


圖 14

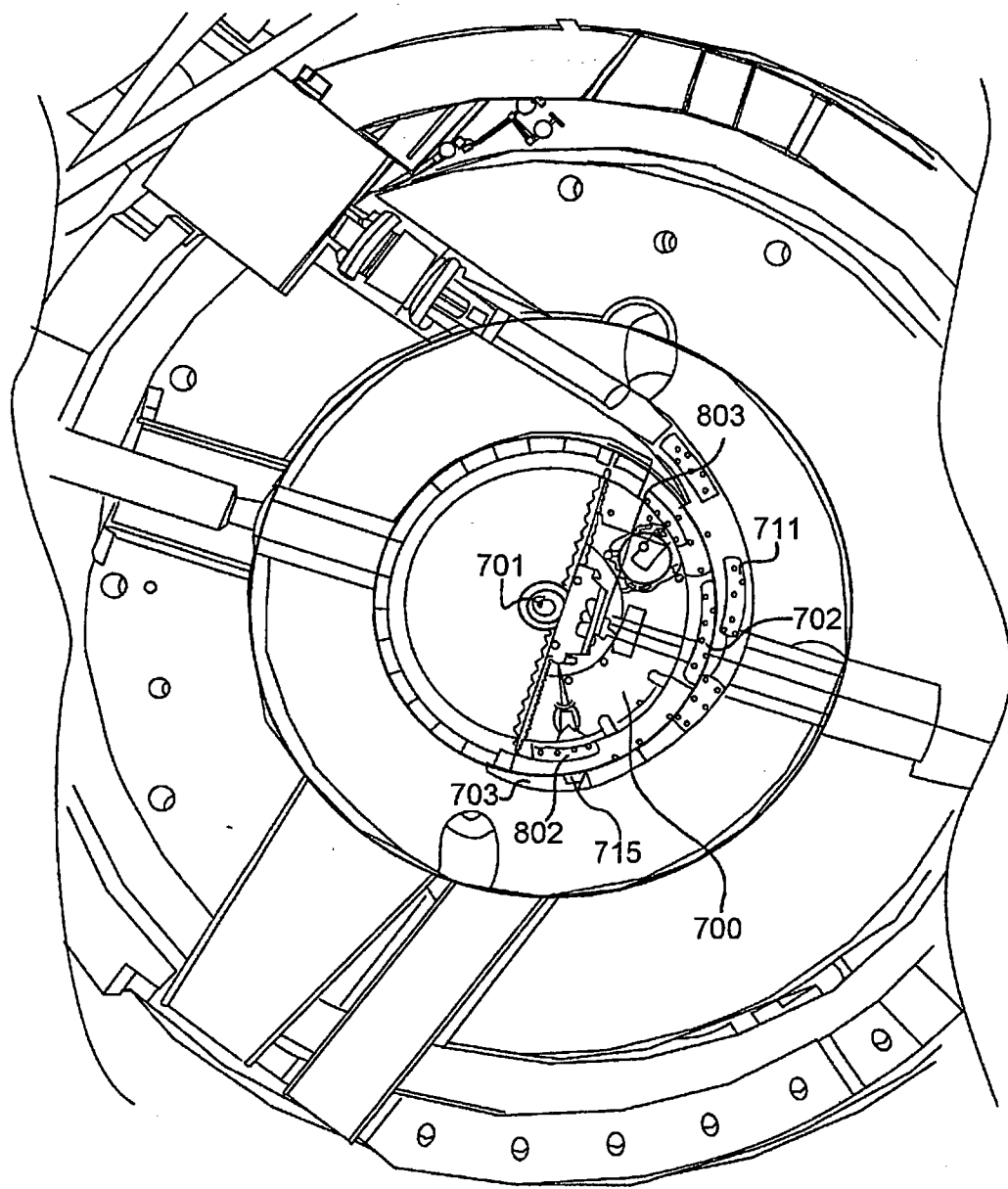


圖 15

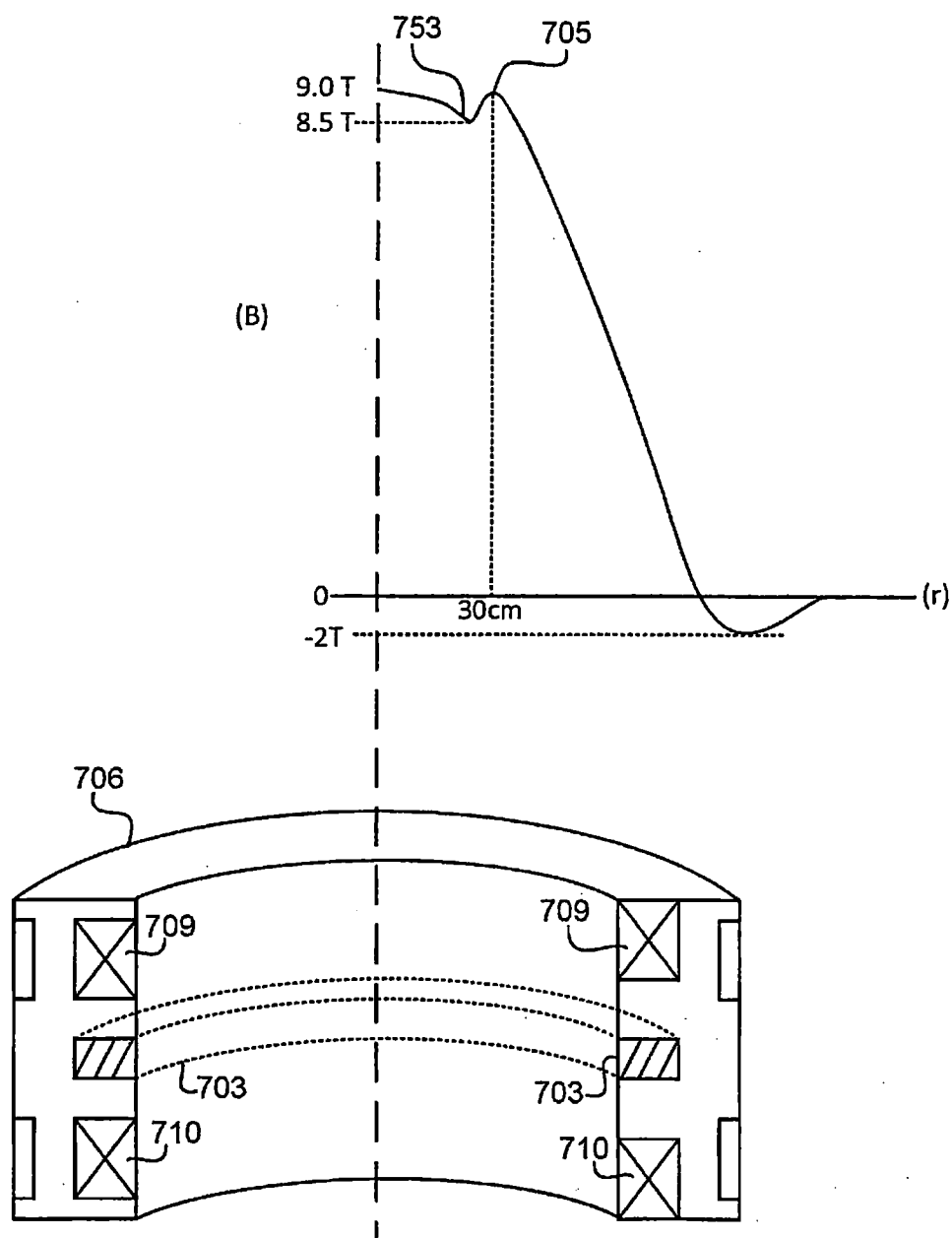


圖 16

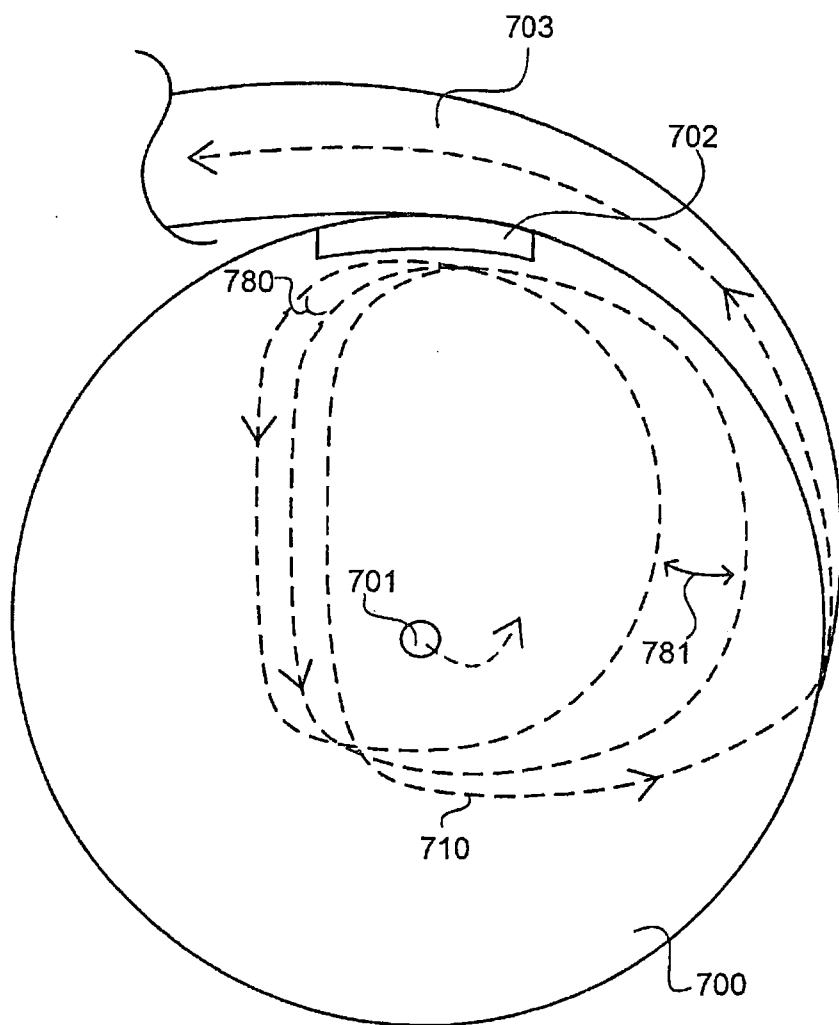


圖 17

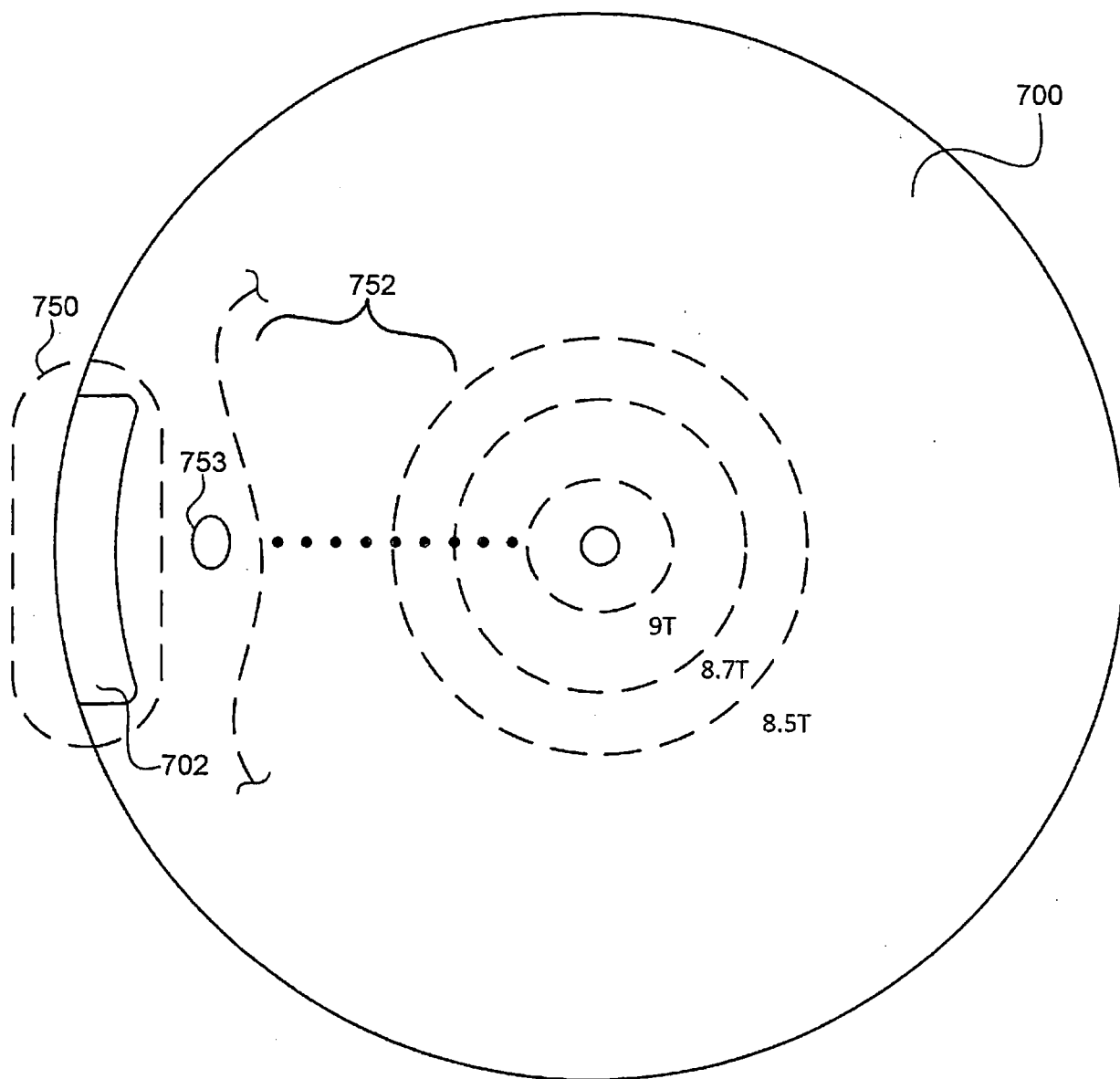


圖 18

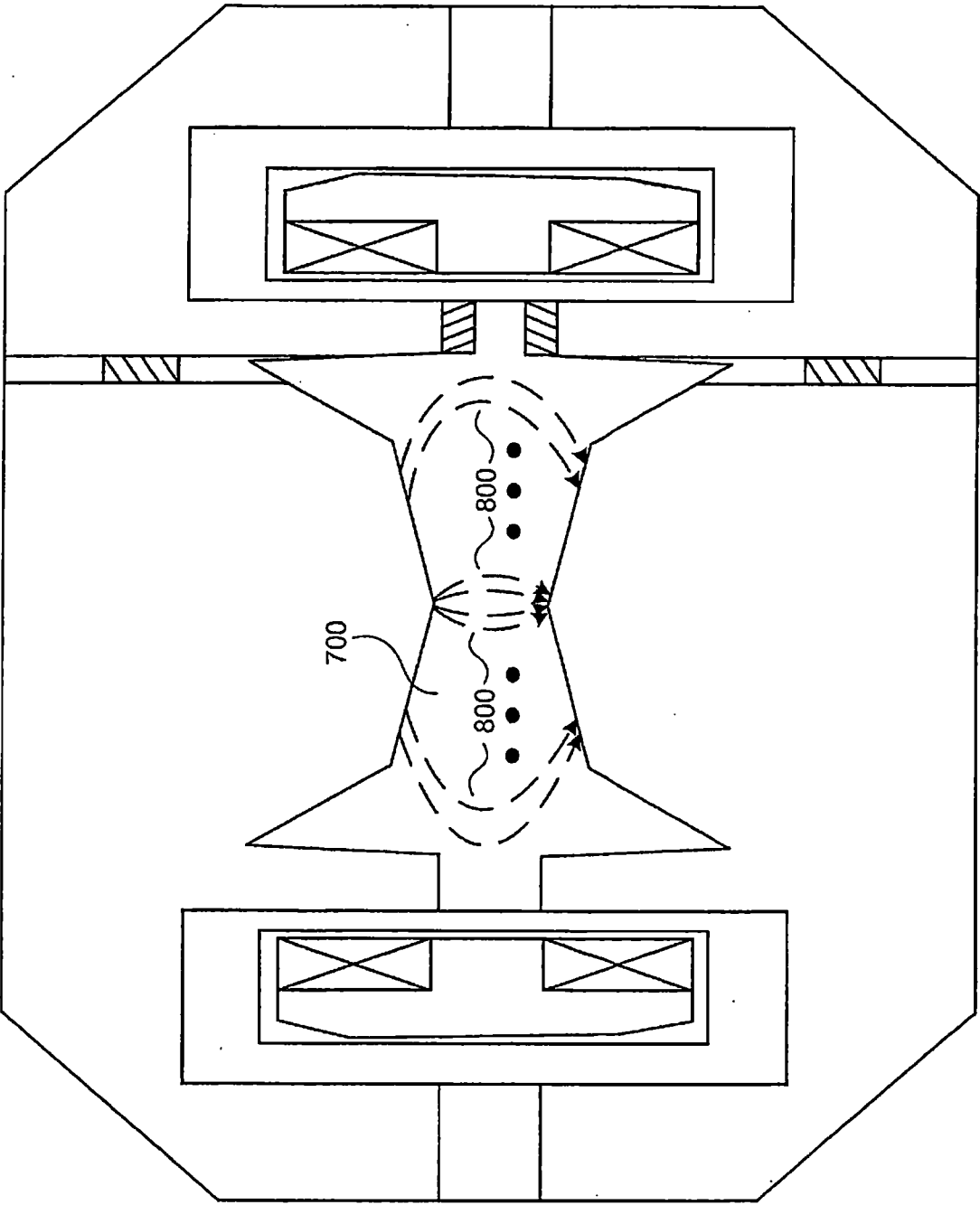


圖 19

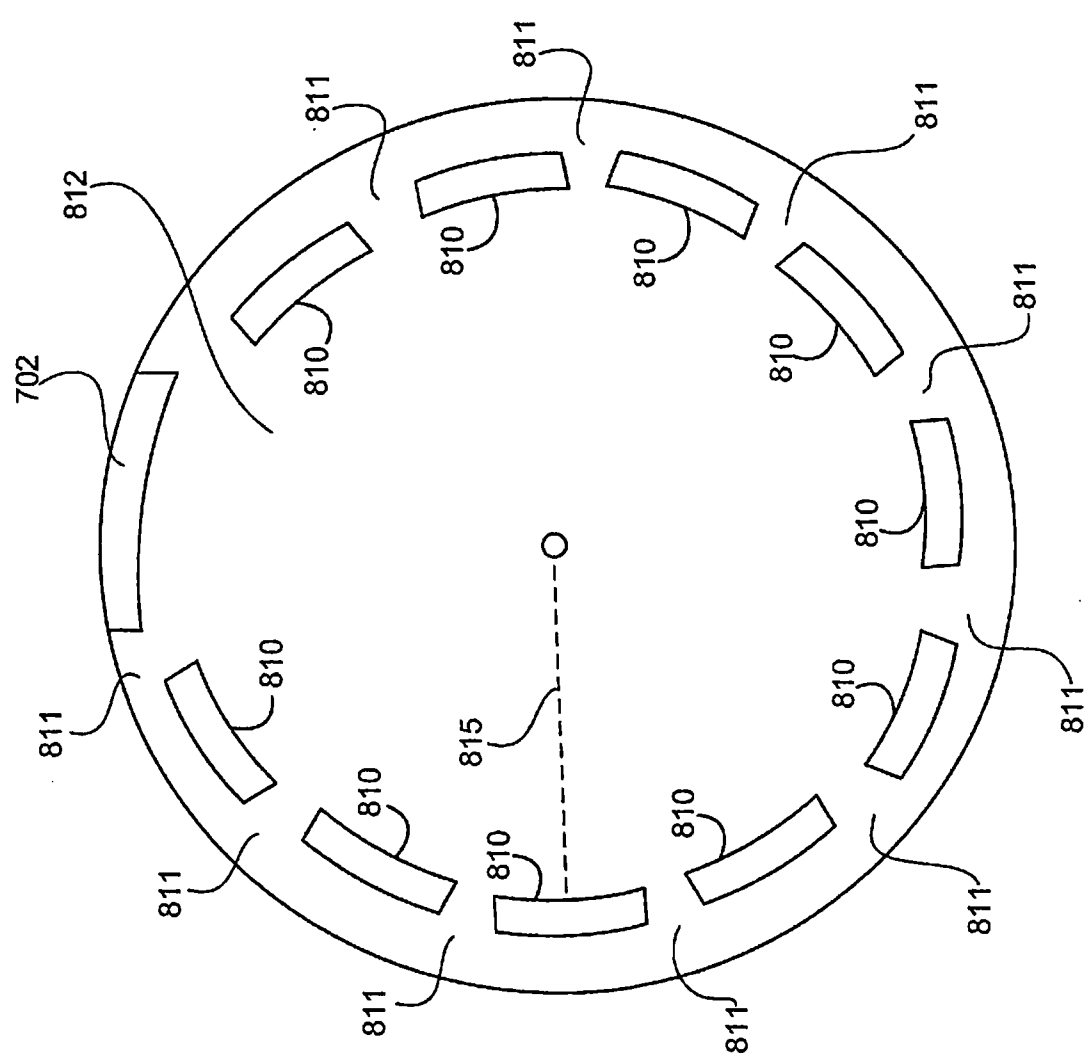


圖 20

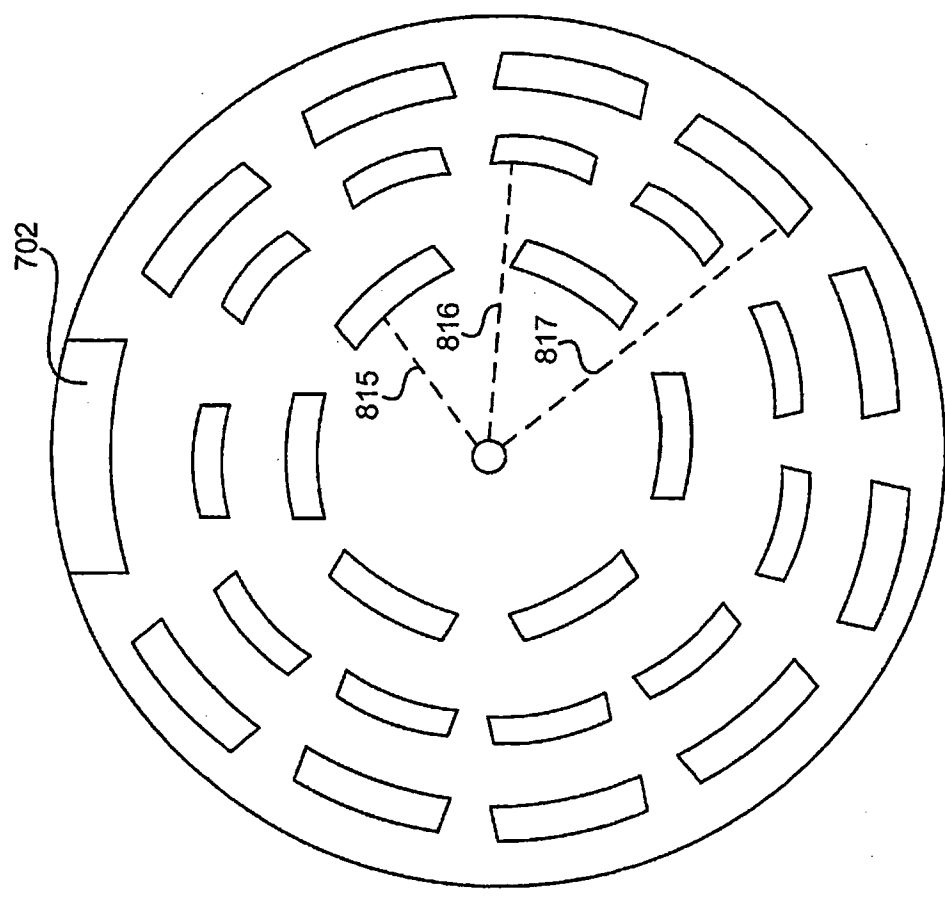


圖 21

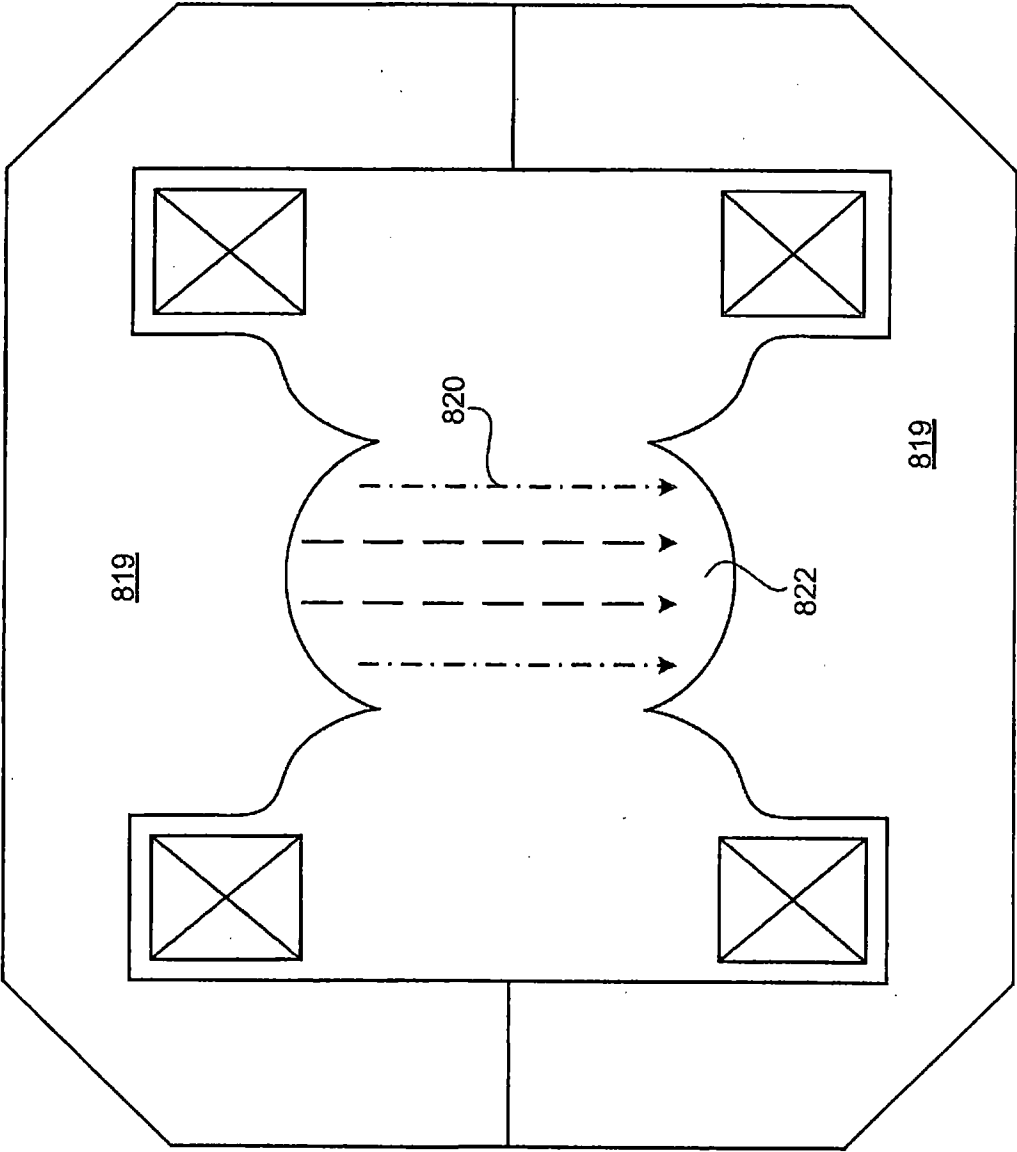


圖 22

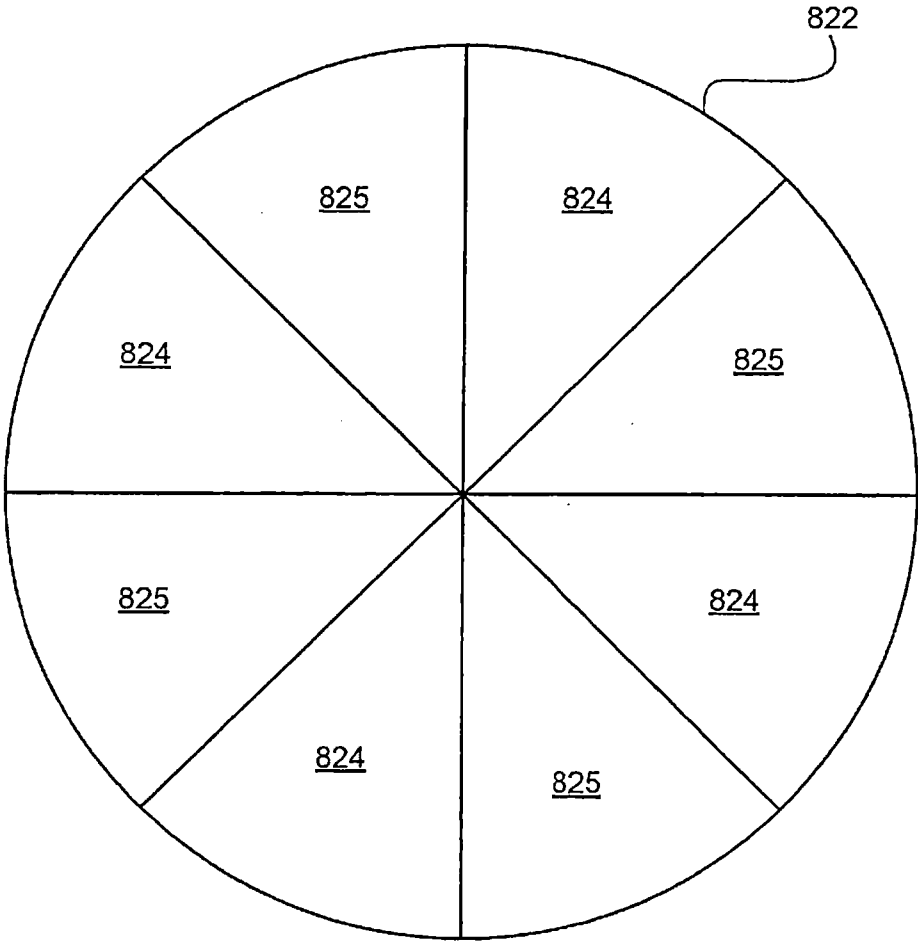


圖 23

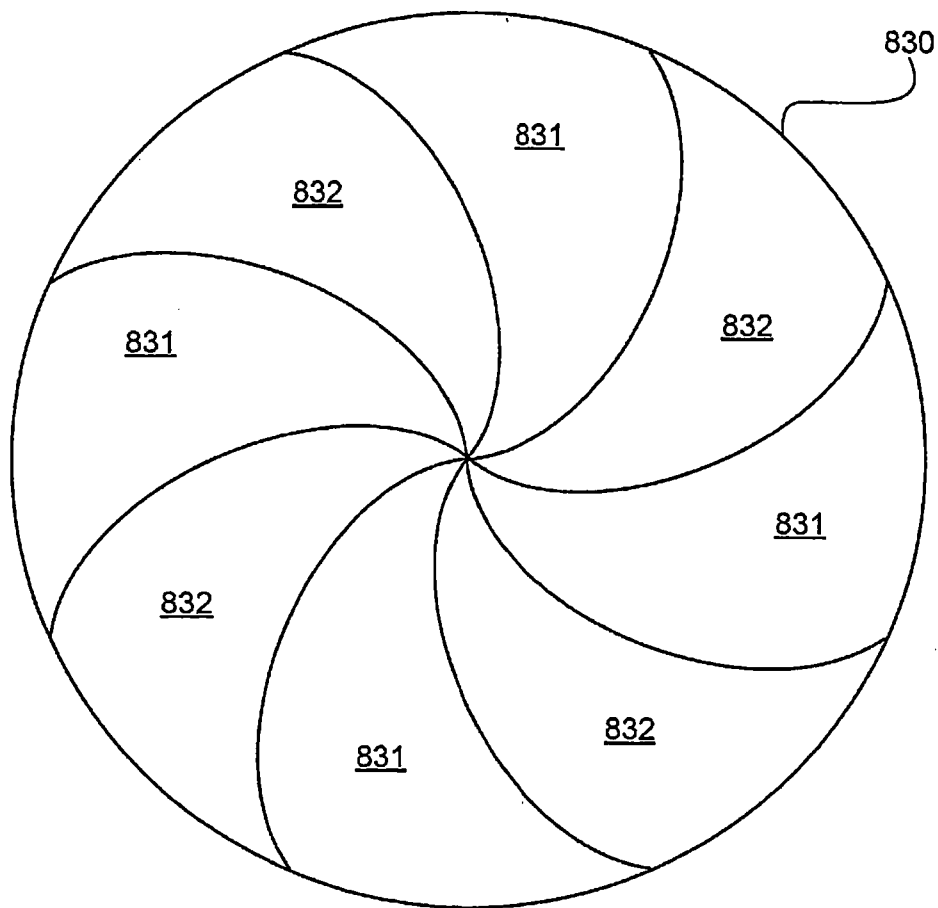


圖 24

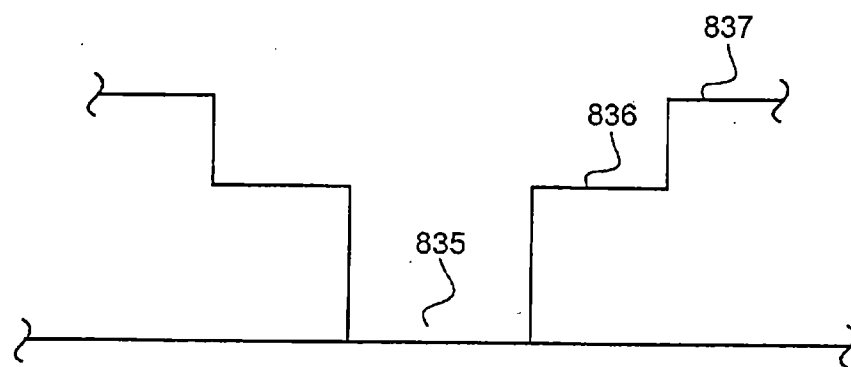


圖 25