

發明專利說明書

中文說明書替換頁(103年4月)

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號：097144550

A61N-5/00 (2006.01)

※ 申請日期：97.11.18

※IPC 分類：G12B 9/00 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

具有一內部起重機龍門架之系統

SYSTEM HAVING AN INNER GANTRY

二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

美商美威高能離子醫療系統公司

MEVION MEDICAL SYSTEMS, INC.

代表人：(中文/英文)

馬克 柏泰恩

BUNTAINE, MARC

住居所或營業所地址：(中文/英文)

美國麻塞諸塞州立頓市佛斯特街300號

300 FOSTER STREET, LITTLETON, MASSACHUSETTS, 01460,
U.S.A.

國籍：(中文/英文)

美國 U.S.A.

三、發明人：(共 4 人)

姓名：(中文/英文)

1. 肯尼斯 葛爾

GALL, KENNETH

2. 史丹利 羅珊樂

ROSENTHAL, STANLEY

3. 麥可 J 艾希恩

AHEARN, MICHAEL J.

4. 高登 D 洛伊

ROW, GORDON D

國籍：(中文/英文)

1. 美國 U.S.A.

2. 美國 U.S.A.

3. 美國 U.S.A.

4. 美國 U.S.A.

四、聲明事項：

主張專利法第二十二條第二項 第一款或 第二款規定之事實，其事實發生日期為： 年 月 日。

申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號 順序註記】

有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

1. 美國；2007年11月30日；60/991,454

2.

無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

1.

2.

主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

主張專利法第三十條生物材料：

須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

五、中文發明摘要：

本發明揭示一種系統，其包含：一患者支撐架；及一外部起重機龍門架，其上安裝有一加速器以使該加速器能夠移動通過圍繞該患者支撐架上一患者之一位置範圍。該加速器經組態以產生一具有一足以到達該患者體中一靶標之能量位準之質子或離子束。一內部起重機龍門架包含一用於將該質子或離子束引導至該靶標之開口。

六、英文發明摘要：

A system includes a patient support and an outer gantry on which an accelerator is mounted to enable the accelerator to move through a range of positions around a patient on the patient support. The accelerator is configured to produce a proton or ion beam having an energy level sufficient to reach a target in the patient. An inner gantry includes an aperture for directing the proton or ion beam towards the target.

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 (15) 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

601	內部起重機龍門架
604	同步迴旋加速器
605	起重機龍門架
606	患者支撐架
610	施加器
611	內部起重機龍門架之表面
612	治療室之底板
621	內部起重機龍門架之頂部分

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

(無)

九、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本專利申請案闡述一種供與一粒子束治療系統一起使用之內部起重機龍門架。

本專利申請案係標題為"帶電粒子放射治療"且於2006年11月17日申請之第11/601,056號美國專利申請案之部分接續申請案。本申請案亦享有標題為"帶電粒子放射治療"且於2005年11月18日申請之第60/738,404號美國臨時申請案之申請日期之權益。第11/601,056號美國專利申請案及第60/738,404號美國臨時申請案之內容皆以引用的方式併入至本申請案中，如同完整闡述於本文中。

【先前技術】

一用於臨床環境之質子或離子放射治療系統之設計應考量總體大小、成本及複雜度。於擁擠的臨床環境中可用空間通常受限。較低成本允許部署更多系統以惠及一更廣泛之患者群體。較低的複雜度減少運作成本且使得系統對於常規臨床使用更為可靠。

其他考量亦可對此一治療系統之設計產生影響。藉由組態該系統以對固持於一穩定的可再現位置中之患者(例如，仰臥於一平坦臺上)施加治療，醫師可在每次治療時相對於患者的解剖重新定位既定靶標。亦可使用配裝至患者的特製模型及器具來針對每次治療幫助可靠再現患者之位置。由於一患者處於一穩定的固定位置中，因此可自一系列角度將放射治療束引導至該患者體中，使得在治療過

程中靶標處之放射量得以增強而無關放射量得以散佈於非靶標組織上。

傳統上，一等中心起重機龍門架圍繞仰臥患者旋轉以沿以一角度範圍位於一共同垂直平面內之連續路徑將放射束引導至患者體內一單個點(稱作一等中心點)。藉由使患者平躺於其上之台圍繞一垂直軸線旋轉，可沿不同路徑將束引導至患者體中。其他技術已用於圍繞患者來改變放射源之位置(包含機械操縱)。

【發明內容】

一般而言，本專利申請案闡述一種系統，其包括一患者支撐架及一其上安裝有一加速器之外部起重機龍門架。該外部起重機龍門架使該加速器能夠移動通過圍繞該患者支撐架上患者之一位置範圍。該加速器經組態以產生一具有足以到達該患者中之一靶標之一能量位準之質子或離子束。一內部起重機龍門架包括一用於將該質子或離子束引導至該靶標之開口。上述系統可包含以下特徵中之一或多者(單獨或以組合方式)。

該內部起重機龍門架可包括一用於固持該開口之施加器。該施加器可沿該內部起重機龍門架移動。該施加器可經組態以相對於患者移動該開口。例如，該施加器可經組態以朝向或遠離該患者移動該開口。

該內部起重機龍門架可包括該施加器經組態以沿其移動之一軌道。一蓋可相對於該軌道移動。該蓋可用於防止物件落入至患者支撐架下方一儲藏室中。

一處理裝置可經程式化以控制外部起重機龍門架及/或內部起重機龍門架之移動。該處理裝置可經組態以控制外部起重機龍門架及/或內部起重機龍門架之移動以使質子或離子束與該開口大致對準。該開口可經組態以大致準直質子或離子束。該系統可包括一患者支撐架，其可相對於內部起重機龍門架及/或外部起重機龍門架移動。

一般而言，本專利申請案亦闡述一種系統，其包括一患者支撐架及一其上安裝有一粒子束加速器之起重機龍門架。該粒子束加速器用於將一粒子束引導至該患者支撐架。該起重機龍門架可移動至該患者支撐架上方及下方之位置。一開口位於該粒子束加速器與該患者支撐架之間。該開口用於修改該粒子束。上述系統可包含以下特徵中之一或多者(單獨或以組合方式)。

該系統可包括一用以固持該開口之設備。該設備可相對於患者支撐架移動。該設備可包括一機械臂，其由電腦控制以相對於該患者支撐架來定位該開口。該設備可包括一台，其可經人工定位以固持該開口。

該粒子束加速器可係一同步迴旋加速器。該系統可包括一第二起重機龍門架，其包含一用以固持該開口之施加器。該第二起重機龍門架可經控制以使該開口與粒子束大致對準。

一般而言，本專利申請案亦闡述一種系統，其包括：一患者支撐架；一第一起重機龍門架，其可相對於該患者支撐架有角度地移動；及一粒子加速器，其安裝於該第一起

重機龍門架上。該離子加速器經組態以直接朝向該患者支撐架提供一粒子束。可相對於該患者支撐架來定位一第二起重機龍門架。該第二起重機龍門架係大致C形狀。上述系統可包含以下特徵中之一或多者(單獨或以組合方式)。

該第二起重機龍門架可包括一軌道、一開口及一施加器。該施加器可沿該軌道移動以使該開口與粒子束大致對準。該開口可在粒子束到達患者支撐架上之一患者之前變動該粒子束。

該系統可包括一用以控制第一起重機龍門架及第二起重機龍門架之電腦。該第一起重機龍門架可移動以使該粒子加速器處於患者支撐架下方一位置至患者支撐架上方一位置中。該第二起重機龍門架可包括一用以在該粒子加速器位於患者支撐架下方之位置時保護該粒子加速器之蓋。該內部起重機龍門架可包括一用以變動粒子束之一大小及/或形狀之裝置。用於變動粒子束之裝置可相對於同步迴旋加速器移動。

可組合上述特徵中之任一者以形成本文中未具體闡述之實施方案。

將在附圖及下文說明中闡述一或多個實例之細節。依據該說明、圖式及申請專利範圍，其他特徵、態樣及優點將顯而易見。

【實施方式】

如圖1中所示，一帶電粒子放射治療系統500包含一束產生粒子加速器502，該加速器具有一足夠小之重量及大小

以允許其安裝於一旋轉起重機龍門架504上，而其輸出自該加速器外殼筆直地(亦即，本質上直接地)引導至一患者506。

於某些實施方案中，該鋼質起重機龍門架具有兩個為旋轉而安裝於兩個相應軸承512、514上之支腿508、510，該兩個軸承平放於患者之對置側上。該加速器由一鋼質桁架516支撐，該桁架係足夠長以橫跨一患者平躺於其中之治療區域518(例如，係一高個子人的兩倍長以允許該人在該空間內完全旋轉而患者之任一所期望靶標區域仍處於該束線中)且兩個端處穩定地附接至該起重機龍門架之旋轉支腿。

於某些實例中，該起重機龍門架之旋轉限於一小於360度之範圍520(例如大約180度)以允許一地板522自儲藏室524之一牆壁(其裝納該治療系統)延伸至該患者治療區域中。起重機龍門架之受限旋轉範圍亦減小某些牆壁(其從不直接接收束，例如牆壁530)為對該治療區域外的人提供放射遮罩所需之厚度。儘管起重機龍門架旋轉之一180度範圍足以覆蓋所有治療接近角度，但提供一更大範圍之旋轉可係有用。例如，旋轉範圍可介於180與330度之間且還提供治療地板空間之間隙。

起重機龍門架之水平旋轉軸線532標稱地位於患者及治療師與治療系統互動之地板上方1米處。此地板定位於治療系統經遮罩儲藏室之底板上方3米處。加速器可在升高地板下方擺動以輸送來自旋轉軸線下方之治療束。患者臥

床在一平行於起重機龍門架旋轉軸線之大致水平平面上移動並旋轉。由於此組態，該臥床可在該水平平面上於一大約270度之範圍534中旋轉。起重機龍門架及患者之旋轉範圍與自由度之此組合允許治療師為該束選擇幾乎任一接近角度。若需要，則可將患者安置於相反定向之臥床上且然後可使用所有可能之角度。

於某些實施方案中，該加速器使用一具有一極高磁場超導電磁結構之同步迴旋加速器組態。由於一給定動能之一帶電粒子之彎曲半徑與施加至其的磁場之一增加成正比地減小，因此極高磁場超導磁性結構允許加速器製造得較小且較輕。該同步迴旋加速器使用一旋轉角度均勻且強度隨增加之半徑降低之磁場。由於無論磁場之量值如何皆可達成此一場形狀，因此理論上可用於一同步迴旋加速器中之磁場強度(且因此以一固定半徑所得之粒子能量)不存在上限。

在存在極高磁場之情形下，某些超導材料開始失去其超導特性。使用高效能超導導線繞組以允許達成極高磁場。

通常需將超導材料冷卻至低溫度以實現其超導特性。於此處所述某些實例中，使用低溫冷卻器將超導線圈繞組降至接近絕對零度。使用低溫冷卻器可降低複雜度及成本。

同步迴旋加速器支撐於起重機龍門架上使得束以直接與患者成直線之方式產生。該起重機龍門架允許該迴旋加速器圍繞一水平旋轉軸線旋轉，該軸線含有患者體內或接近患者之一點(等中心點540)。平行於該旋轉軸線之分開式桁

架將該迴旋加速器支撐於兩個側上。

由於限制該起重機龍門架之旋轉範圍，因此一患者支撐架區域可容納於圍繞該等中心點之一寬廣區域中。由於該地板可圍繞該等中心點廣泛延伸，因此一患者支撐台可經定位以相對於及圍繞一通過該等中心點之豎直軸線542移動及旋轉，從而藉由起重機龍門架之旋轉及台之運動與旋轉之一組合，可達成將任一角度之束引導至該患者體中之任一部分中。兩個起重機龍門架臂相隔一高個子患者高度之兩倍以上，以允許臥床與患者一起在升高地板上方之一水平平面中旋轉及平移。

限制起重機龍門架之旋轉角度允許減小環繞治療室之牆壁中之至少一者之厚度。厚牆壁(通常由混凝土構造)對該治療室外側的人提供放射保護。一停止質子束下游之一牆壁大約可係該室對置端處之一牆壁之兩倍厚以提供等效程度之保護。限制起重機龍門架之旋轉範圍使該治療室之三側能夠定址於地面以下，同時允許一所佔用區域毗鄰最薄牆壁減少構造該治療室之成本。

於圖1中所示之實例性實施方案中，超導同步迴旋加速器502藉助8.8 Tesla之同步迴旋加速器之一極隙中一峰值磁場來運作。該同步迴旋加速器產生一具有250 MeV之能量之質子束。於其他實施方案中，該場強度可係介於6至20 Tesla之範圍中且該質子能量可係介於150至300 MeV之範圍中。

儘管此實例中所述之放射治療系統用於質子放射治療，

但相同原理及細節可應用於供在重型離子(離子)治療系統中使用之類似系統中。

如圖2、3、4、5及6中所示，一實例性同步迴旋加速器10(圖1中之502)包含一磁鐵系統12，該磁體系統含有一離子源90、一射頻驅動系統91及一束提取系統38。藉由使用一對分開式環形超導線圈40、42及一對形狀已確定之鐵磁性(例如，低碳鋼)極面44、46之一組合，由該磁鐵系統建立之磁場具有一適當維持所含有質子束之聚焦之形狀。

該兩個超導磁性線圈以一共同軸線47為中心且沿該軸線間隔開。如圖7及8中所示，該等線圈係藉由將基於Nb₃Sn₄之超導0.6 mm直徑之線股48(其最初包括一由一銅覆套環繞之鈮錫芯)部署成一盧瑟福通道中電纜導體之幾何構造而形成。在將六個單獨線股置於一銅通道50中之後，其經受熱以促成一反應，該反應形成該繞組之最終(脆性)材料。在反應得到該材料之後，該等導線軟鐸至該銅通道中(外部尺寸為3.02×1.96 mm且內部尺寸為2.05×1.27 mm)且以絕緣層52(於此實例中，其係一編織玻璃纖維材料)來覆蓋。然後將含有導線53之銅通道捲繞成一具有一6.0 cm×15.25 cm之矩形橫截面之一線圈，其具有30層且每層47匝。然後用一環氧化合物54來真空浸漬所捲繞線圈。將所製成線圈安裝於一環形不銹鋼倒置線圈架56上。將一加熱器覆蓋層55固持至該線圈架之內面及該等繞組以在發生一磁鐵猝滅之情形下保護該總成。於一替代版本中，該超導線圈可由基於Nb₃Sn之0.8 mm直徑之線股形成。此等線

股可部署成一4線股電纜，經熱處理以形成超導基質並軟
鐸至一外部尺寸為 3.19×2.57 mm之銅通道中。通道導體中
之所整合電纜可藉助交疊編織玻璃纖維膠帶而與外界絕緣
且然後捲繞成每層49匝且26層深之線圈，該線圈具有一
 79.79 mm \times 180.5 mm之矩形橫截面且內部半徑為 374.65
mm。然後用一環氧化合物來真空浸漬所捲繞線圈。然後
可用薄銅片來覆蓋整個線圈以提供導熱性及機械穩定性且
然後將其盛納於一額外環氧層中。可藉由對該不銹鋼倒置
線圈架進行加熱並將該等線圈配裝於該倒置線圈架內來提
供對該線圈之預壓縮。選擇該倒置線圈架之內部直徑，使
得當該整個塊冷卻至4 K時，該倒置線圈架與該線圈保持
接觸並提供某一壓縮。此可藉由將該不銹鋼倒置線圈架加
熱至約 50°C 且在室溫(20°C)時配裝線圈來達成。

藉由將該等線圈安裝於一"倒置"矩形線圈架56中且在每
一線圈與該線圈架之一內面57之間併入一預壓縮不銹鋼囊
狀物58以施加一恢復力60(其抵抗線圈在通電時產生之扭
曲力)來維持該線圈之幾何構造。在將該等線圈及該加熱
器覆蓋層裝配於該線圈架上之後，藉由將環氧樹脂注入至
該囊狀物中而使其硬化來對該囊狀物進行預壓縮。設定該
囊狀物之預壓縮力以在冷卻及磁鐵通電之所有階段中最小
化該脆性 Nb_3Sn 超導基質中之張力。

如圖5中所示，藉由使用一組暖至冷支撐帶402、404、
406來相對於磁軛及低溫恒溫器維持該線圈位置。藉由該
剛性支撐系統用薄帶來支撐該冷塊減少施加至該冷塊之熱

量洩露率。該等帶經配置以在該磁鐵旋轉到該起重機龍門架上時耐受該線圈上變化之重力。該等帶耐受重力及當該線圈自一相對於該磁軛之完全對稱位置受到微擾時所實現之大離心力之組合效應。另外，該等連桿還在因該起重機龍門架加速及減速而改變該線圈位置時用於減小施加在該線圈上之動態力。每一暖至冷支撐包含3個S2玻璃纖維連桿。跨越暖軛與一中間溫度(50-70 K)之間的插針來支撐兩個連桿410、412，且跨越該中間溫度插針及一附接至冷塊之插針來支撐一個連桿408。每一連桿係10.2 cm長(插針中心至插針中心)且係20 mm寬。該連桿厚度係1.59 mm。每一插針由不銹鋼製成且直徑係47.7 mm。

參照圖3，依據半徑之場強度輪廓主要藉由對線圈幾何構造之選擇來確定；可將滲透性軛材料之極面44、46輪廓化以精細調整該磁場之形狀來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)包封於一抽真空環形鋁或不銹鋼低溫恒溫室70內部將超導線圈維持在接近絕對零度(例如，大約4 K)，該室提供圍繞該線圈結構除一組受限的支撐點71、73處之外的一自由空間。於一替代版本中(圖4)，低溫恒溫器之外牆壁可由低碳鋼製成以為該磁場提供一額外返回通量路徑。使用兩個Gifford-McMahon低溫冷卻器72、74(其在線圈總成上配置於不同位置處)來達成並維持接近絕對零度。每一低溫冷卻器具有一接觸線圈總成之冷端76。自一壓縮器80向低溫冷卻器頭78供應經壓縮

氬。配置兩個其他 Gifford-McMahon 低溫冷卻器 77、79 以冷卻向超導繞組供應電流之高溫度(例如，60-80 K)鉛 81。

線圈總成及低溫恒溫室安裝於一藥盒形狀之磁軛 82 之兩個半部分 81、83 內且完全由其封包。於此實例中，該線圈總成之內部直徑大約係 140 cm。鐵軛 82 可為返回磁場通量 84 提供一路徑且磁遮罩極面 44、46 之間的區 86 以防止外部磁性影響微擾彼區內磁場之形狀。該軛亦用於減少加速器附近之雜散磁場。

如圖 3 及 9 中所示，該同步迴旋加速器包含一 Penning 離子量規幾何構造之一離子源 90(位於接近磁鐵結構 82 之幾何中心 92 處)。該離子源可係如下文所述，或該離子源可係闡述於標題為"中斷粒子源"之第 11/948,662 號美國專利申請案(代理人檔案號 17970-010001)中之類型，該申請案之內容以引用的方式併入本文中，如同完整闡述。經由一氣體管線 101 及輸送氣態氬之管 194 自一氬供應源 99 向離子源 90 饋送氬。電纜 94 承載來自一電流源 95 之一電流以自陰極 192、190(其與磁場 200 對準)激發電子放電。

於此實例中，放電電子對經由一小孔自管 194 排出之氣體進行電離以產生一欲藉由一個半圓形(D 形狀)射頻板 100 進行加速之正離子(質子)供應源，該射頻板橫跨由該磁鐵結構及一個虛設 D 形板 102 包封之空間之一半。於一中斷離子源之情形中，在加速區域處移除含有電漿之管之全部(或一實質部分)，由此使離子在一相對高磁場中得以更快速地加速。

如圖 10 中所示，D 形板 100 係一中空金屬結構，其具有包封一空間 107 之兩個半圓形表面 103、105，於該空間中，質子在其圍繞由該磁鐵結構包封之空間旋轉半圈之期間得以加速。通至空間 107 中之一導管 109 延伸通過該軌直至一外部位置，自該位置可附接一真空幫浦 111 以將加速發生於其中之空間 107 及一真空室 119 內之剩餘空間抽真空。虛設 D 形件 102 包括一矩形金屬環，其與該 D 形板之曝露邊緣間隔但接近。該虛設 D 形件接地至該真空室及磁軌。D 形板 100 由一施加於一射頻傳輸管線末端處之射頻信號驅動以在空間 107 中施加一電場。使該射頻電場在所加速粒子束與該幾何中心之距離增大時隨時間變化。用於此目的之射頻波形產生器之實例闡述於在 2005 年 7 月 21 日申請之名稱爲"用於一同步迴旋加速器之一可程式化射頻波形產生器"之第 11/187,633 號美國專利申請案及在 2004 年 7 月 21 日申請之相同名稱之第 60/590,089 號美國臨時申請案中，其兩者以引用的方式併入本文中，如同完整闡述。可以闡述於標題爲"將一諧振空腔之一諧振頻率與一輸入電壓之一頻率相匹配"之第 11/948,359 號美國專利申請案(代理人檔案號 17970-011001)中之方式來控制射頻電場，該申請案之內容以引用的方式併入本文中，如同完整闡述。

為使自中心定位之離子源引出之束在其向外螺旋時避開該離子源結構，跨越該等頻率板需要一大電壓。跨越該等射頻板施加 20,000 V。於某些版本中，跨越該等射頻板可施加自 8,000 至 20,000 V。為降低驅動此大電壓所需之功

率，該磁鐵結構經配置以減少該等射頻板與大地之間的電容。此藉由自該等射頻結構至該外部軌及該低溫恒溫外殼中形成具有充足間隙之孔及使該等磁極面之間留有充足空間來達成。

驅動D形板之高電壓交替電位元元在加速循環期間具有一經向下掃描之頻率以計及該等質子增加之相對論質量及減小之磁場。該虛設D形件不需要一中空半圓柱形結構，此乃因其與該等真空室牆壁一起處於接地電位。可使用其他板配置，諸如，一對以上受不同電相位或基頻之倍數驅動之加速電極。藉由使用(例如)一具有相互啮合之旋轉及固定葉片之旋轉電容器，該RF結構可經調諧以在所需之頻率掃描期間保持Q高態。在該等葉片之每次啮合期間，該電容增加，因而降低該RF結構之諧振頻率。可確定該等葉片之形狀以產生所需之一精確頻率掃描。一用於該旋轉冷凝器之驅動馬達之相位可被鎖定至該RF產生器以進行精確控制。一個粒子束在該旋轉冷凝器之葉片之每次啮合期間加速。

其中發生加速之真空室119係一大體圓柱形容器，其中中央處較薄而邊緣處較厚。該真空室包封該等RF板及該離子源且藉由真空幫浦111抽真空。維持一高真空度確保正加速之離子不與氣體分子碰撞且使RF電壓在無需電弧接地之情形下保持一較高位準。

質子橫穿一開始於離子源處之大體螺旋路徑。在該螺旋路徑之每一環之一半中，該等質子在其經過空間107中之

RF電場時獲得能量。當該等質子獲得能量時，其螺旋路徑之每一連續環之中心軌道之半徑大於先前環之半徑直至該環半徑達到該極面之最大半徑。在彼位置處，一磁及電場微擾將離子引導至一電場快速減小之區域中，且該等離子脫離該高磁場區域並被引導通過一經抽真空管38以離開迴旋加速器之軌。當離開迴旋加速器之離子進入磁場顯著減小之區域(其存在於該迴旋加速器周圍之室中)時，其將往往分散開。提取通道38中之束成形元件107、109改變該等離子之方向以使其保持於受限空間範圍之一筆直束中。

極氣體內之磁場需具有某些用以在束加速時將其維持於經抽真空室內之特性。磁場索引 n (如下所示)，

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

應保持為正以維持此"脆弱"聚焦。此處， r 係該束之半徑且 B 係該磁場。另外，該場索引還需維持在0.2以下，此乃因在此值處，該束之徑向振盪及軸向振盪之週期性在一 $v_r = 2 V_z$ 諧振中重合。貝他(β)加速器頻率由 $v_r = (1-n)1/2$ 及 $v_z = n1/2$ 來界定。鐵磁極面經設計以成形由線圈產生磁場，以使場索引 n 在給定磁場中與一250 MeV之束一致的最小直徑中維持為正且小於0.2。

當束離開提取通道時，其通過一束形成系統125(圖5)，該系統可經可程式化控制以產生一用於該束之散射角與範圍調變之所期望組合。用於此目的之束形成系統之實例闡述於在2004年9月24日申請之名稱為"一種用於放射治療束形成之可程式化粒子散射器"之第10/949,734號美國專利申

請案及在2005年7月21日申請之第60/590,088號美國臨時申請案中，其兩者皆以引用的方式併入本文中，如同完整闡述。束形成系統125可結合下文所述之一內部起重機龍門架601使用以將一束引導至患者。

於運作期間，由於沿板表面之傳導電阻，該等板自所施加射頻場吸收能量。此能量作為熱量出現且使用水冷卻管線108自該等板移除，該等管線在一熱交換器113(圖3)中釋放該熱量。

藉由藥盒形磁軛(其亦充當一遮罩體)及一單獨磁遮罩體114兩者來限制自迴旋加速器脫離之雜散磁場。該單獨磁遮罩體包含一鐵磁性材料(例如，鋼或鐵)層117，該層包封該藥盒形軛(由一空間116分隔開)。此組態(其包含一軛、一空間及一遮罩體之一夾層結構)以較低權重達成對一給定洩露率磁場之充足遮罩。

如上所述，起重機龍門架允許同步迴旋加速器圍繞水平旋轉軸線532旋轉。桁架結構516具有兩個大體平行之跨樑580、582。該同步迴旋加速器在兩個支腿之間大約中間處擱置於該等跨樑之間。使用安裝於支腿與桁架對置的端上之平衡器122、124來平衡起重機龍門架以使其圍繞軸承旋轉。

藉由一安裝至起重機龍門架支腿中之一者且藉由驅動齒輪及帶或鏈連接至軸承外殼之電馬達將起重機龍門架驅動至旋轉。自由併入至起重機龍門架驅動馬達及驅動齒輪中之軸角度編碼器提供之信號導出起重機龍門架之旋轉位

置。

在離子束離開迴旋加速器之位置處，束形成系統125作用於該離子束上以賦予其適合患者治療之特性。例如，可散佈該束且改變其穿透深度以跨越一給定靶標區提供均勻放射。該束形成系統可包含無源散射元件以及有源掃描元件。

藉由適當之同步迴旋加速器控制電子裝置(未顯示)來控制該同步迴旋加速器之有源系統之全部(例如，電流驅動超導線圈、RF驅動板、用於真空加速室及用於超導線圈冷卻室之真空幫浦、電流驅動離子源、氫氣體源及RF板冷卻器)，該電子裝置可包含(例如)一以適當程式來程式化用以效應控制之電腦。

藉由適當的治療控制電子裝置(未顯示)來達成對起重機龍門架、患者支撐架、有源束成形元件及同步迴旋加速器之控制以執行一治療療程。

如圖1、11及12中所示，由一迴旋加速器儲藏室524之牆壁來支撐起重機龍門架軸承。該起重機龍門架使該迴旋加速器能夠在一180度(或更多)之範圍520中(包含患者之上方、側及下方之位置)。該儲藏室係足夠高以使該起重機龍門架在其運動之頂及底極限處通過。由牆壁148、150作側面之一曲徑146為醫師及患者提供一進出通道。由於至少一個牆壁152從不與直接來自迴旋加速器之質子束成直線，因此其可製造得相對薄而仍執行其遮罩功能。可將該室之其他三側牆壁154、156、150/148(可需對其進行更重

地遮罩)埋置於一土坡(未顯示)內。可減少牆壁154、156及158所需之厚度，此乃因大地本身可提供某一程度之所需遮罩。

參照圖12及13，出於安全及美觀之原因，可將一治療室160構造於該儲藏室內。該治療室以一方式(其使正擺動之起重機龍門架通過且亦最大化該治療室之地板空間164之範圍)自該盛納室之牆壁154、156、150及基部162向起重機龍門架支腿之間的空間中伸出懸臂。可於升高地板下方之空間中達成加速器之週期性維修。當該加速器旋轉至該起重機龍門架上之向下位置時，在與該治療區域分離之一空間中有可能完全接近該加速器。電源、冷卻裝備、真空幫浦及其他支撐裝備可位於此分離空間中升高地板之下方。

在該治療室內，可以各種方式(其允許該支撐架升高及降低且患者旋轉及移動至各種位置及定向)安裝患者支撐架170。

於圖14之系統602中，一束產生粒子加速器(於此情形中，同步迴旋加速器604)安裝於旋轉起重機龍門架605上。旋轉起重機龍門架605係本文中所述之類型，且可圍繞患者支撐架606有角度地旋轉。此特徵使同步迴旋加速器604能夠自各個角度直接向患者提供一粒子束。例如，於圖14中，若同步迴旋加速器604處於患者支撐架606上方，則可將粒子束向下引導至患者。另一選擇係，若同步迴旋加速器604處於患者支撐架606下方，則可將粒子束向

上引導至患者。在不需要一中間束路由機構的意義上，粒子束直接施加至患者。於此上下文中，一路由機構與一形狀或大小確定機構之不同在於：一形狀或大小確定機構不是重新確定束之路線，而是在維持該束之相同總體軌線的同時確定該束之大小及/或形狀。

亦參照圖15，一內部起重機龍門架601可包含於系統602中。於此實例中，內部起重機龍門架601係大致C形狀，如圖所示。內部起重機龍門架601包含一施加器610。以允許施加器610相對於患者支撐架606(其係一不同於圖12中所繪示之支撐架類型)沿內部起重機龍門架601之表面611移動之方式來安裝施加器610。此使該施加器能夠定位於(例如)圍繞患者之一半圓形內之任何地方，例如，患者607上方、旁側或下方之任何地方。施加器610可變動由同步迴旋加速器604提供之粒子束。更具體而言，如圖16中所示，由同步迴旋加速器604之束成形系統提供之粒子束611越遠離同步迴旋加速器604之輸出，該粒子束可越發散。施加器610可自同步迴旋加速器604之輸出接收粒子束並變動粒子束之特性。例如，施加器610可包含一開口及/或其他束聚焦機構以大致準直粒子束。因此，粒子束可更精確地施加至患者體中之一靶標。例如，可確定粒子束之大小及/或形狀以治療特定大小及/或形狀之腫瘤。就此而言，施加器610不限於準直粒子束。例如，施加器610可減小粒子束之大小而同時亦準直該束。該施加器可係一用於確定粒子束之大小及/或形狀之多葉準直器。施加器610亦可僅

允許粒子束通過(不對其進行變動)。若需要，則施加器610可由電腦控制以影響束之大小及/或形狀。

施加器610及同步迴旋加速器604可相對於患者支撐架606(且因而患者)並相對於彼此移動。例如，施加器610之移動與起重機龍門架605之旋轉大致一致，或一者可跟隨另一者動作，以使同步迴旋加速器604之輸出與施加器610之輸入對準。圖15及17圖解闡釋起重機龍門架605之移動及施加器610沿內部起重機龍門架601之移動。更具體而言，圖17顯示一情形：起重機龍門架605經旋轉以使同步迴旋加速器604處於患者支撐架606下方之一儲藏室中。於圖17中，同步迴旋加速器604處於治療室之地板612下方，該治療室之地板可由混凝土製成。因此，於圖17中看不見同步迴旋加速器604。於此情形中，施加器610沿內部起重機龍門架601移動以使施加器610與同步迴旋加速器604之輸出對準。由於同步迴旋加速器604未顯示於圖17中，因此看不見此對準。然而，來自同步迴旋加速器604之一粒子束輸出通過內部起重機龍門架601之蓋614及地板中之一對應孔(未顯示)且此後由施加器610接收。施加器610對該粒子束執行任一變動並將該粒子束傳輸至患者607。

起重機龍門架605(且因而同步迴旋加速器604)可相對於患者在箭頭615之方向上旋轉。施加器610可沿內部起重機龍門架601在箭頭616之方向上移動。圖15顯示同步迴旋加速器604及施加器610在分別由箭頭615及616繪示之運動之後的位置。於圖15中，同步迴旋加速器604及施加器610兩

者處於患者支撐架 606 上方(且因而患者 607 上方)。於此組態中，同步迴旋加速器 604 向下將其粒子束引導至該患者。施加器 610 接收該粒子束，變動(例如，準直)該粒子束並將所得粒子束傳輸至該患者。

患者支撐架 606 可相對於內部起重機龍門架 601 移動，由此使患者能夠移動以致使內部起重機龍門架 601 之一頂部分 621 處於該患者上方，且以致使內部起重機龍門架 601 之一底部分 622 處於該患者下方。患者支撐架 606 之移動與起重機龍門架 605 及施加器 610 之移動一起能夠相對精確地瞄準患者身上之腫瘤及/或其他治療區域。

圖 18 顯示內部起重機龍門架 601 之一實例性構造。於此實例中，內部起重機龍門架包含一結構性焊接件 617、一精確度線性軸承軌道 618(例如，一 THK 軌道)、蓋 614 及施加器 610，該施加器包含一延伸驅動 619 及一 θ 驅動 620。內部起重機龍門架 601 可包含除所示彼等以外之特徵、所示特徵之取代物或兩者。

結構性焊接件 617 可由任一剛性材料構造，諸如金屬、塑膠或能夠支撐施加器 610 之重量之類似材料。於此實例中，結構性焊接件 617 係大致 C 形狀(由此界定內部起重機龍門架 601 之形狀)。然而，應注意，結構性焊接件 617 可具有其他形狀。例如，其可係細長或扁平的。基本上，結構性焊接件可具有任一使施加器 610 在患者上方及下方的位置之間能夠相對無遮擋連續地運轉之形狀。

結構性焊接件 617 包含一或多個軸承軌道 618。可使用軌

道之數量取決於施加器610所需之連接。施加器610在結構性焊接件617之一頂部分621與結構性焊接件617之一底部分622之間沿軸承軌道618移動。該移動可係連續的或係以離散增量方式且可在沿軸承軌道618之任一點處停止以獲得施加器610相對於患者位置的一所期望位置。

蓋614覆蓋原本係通至地板612下方區域之一敞開孔(參見圖17)。該孔及蓋允許一粒子束自同步迴旋加速器傳輸至施加器。然而，蓋614防止物件及/或其他材料下落通過彼孔而可能損壞敏感性裝備(諸如同步迴旋加速器)。蓋614可協助或控制施加器610沿軸承軌道618之移動。亦即，蓋614可沿結構性焊接件617之頂部分及底部分622之間的一路徑滾動。如圖18中所示，蓋614在其端624及/或625處可卷起。

施加器610包含延伸驅動619及 θ 驅動620。延伸驅動619使開口625(例如)沿箭頭626朝向及遠離患者移動。藉由此移動，延伸驅動可修改開口625在患者身上之投影。例如，可增大或減小該開口之大小。亦可在(例如)一圓形形狀、一橢圓形狀、一多邊形形狀等等之間變動該開口之形狀。 θ 驅動620使施加器610在結構性焊接件617之頂部分621與底部分622之間沿軌道618移動。蓋614可隨著施加器610一起運轉。

延伸驅動619及 θ 驅動620之全部或一部分可由電腦控制。例如，延伸驅動619及/或 θ 驅動620可由用於控制起重機龍門架605之同一硬體及/或軟體來控制。

系統 602 不限於與內部起重機龍門架 601 一起使用。可使用任一其他機構來提供用以確定由同步迴旋加速器 604 提供之一粒子束之大小及/或形狀(例如, 準直)之一開口。例如, 參照圖 19, 可使用一機械臂 626 在同步迴旋加速器 604 與患者之間定位一開口 625。該機械臂可相對於該患者在三個維度上(例如, XYZ 笛卡爾座標)移動該開口。該機械臂可由用於控制起重機龍門架 605 之同一硬體及/或軟體來控制。另外, 該開口本身還可經控制以使其大小及/或尺寸被修改。如上所述, 可增大或減小該開口之大小。亦可(例如)在一圓形形狀、一橢圓形狀、一多邊形形狀等等之間變動該開口之形狀。

一開口(諸如上文所述之彼等)可經人工定位及/或控制。例如, 可使用一台(未顯示)來固持該開口。該開口可經確定大小及/或形狀並安置於該臺上。可相對於患者且以與由同步迴旋加速器提供之粒子束成直線之方式來定位該台及該開口兩者。可使用任一機構來固持該開口。於某些實施方案中, 該開口及/或用於固持該開口之裝置可安裝至同步迴旋加速器本身。

內部起重機龍門架之優點在於其降低外部起重機龍門架旋轉必須具有之精確度。例如, 內部起重機龍門架允許亞毫米之束定位。由於內部起重機龍門架所添加之額外精確度, 外部起重機龍門架無需提供亞毫米精確度, 而其精確度可係或大於一毫米。外部起重機龍門架亦無需係原本為獲得高精確度位準所需的那麼大。

關於本文中所述粒子加速器之設計之額外資訊可見於以下申請案中：標題為"高場式超導同步迴旋加速器"且於2006年1月20日申請之第60/760,788號美國臨時申請案；標題為"用於粒子加速之磁鐵結構"且於2006年8月9日申請之第11/463,402號美國專利申請案；及標題為"低溫真空破除氣動熱耦合器"且於2006年10月10日申請之第60/850,565號美國臨時申請案，所有該等申請案皆以引用的方式併入本文中，如同完整闡述。

其他實施方案皆歸屬於以下申請專利範圍之範疇內。可組合不同實施方案之元件(包含以引用的方式併入本文中之特徵)以形成本文中未具體闡述之實施方案。

【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、4及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係一倒置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形板及一虛設D形件之一透視圖。

圖11係一儲藏室之一透視圖。

圖12係一具有一儲藏室之治療室之一透視圖。

圖13顯示一極面及一極片之一對稱輪廓之一半之一輪廓。

圖 14 顯示於一治療室中一患者定位於一內部起重機龍門架內。

圖 15 係一透視圖，其顯示外部及內部起重機龍門架兩者經定位以自患者上方施加一質子或離子束。

圖 16 顯示由一加速器提供之一粒子束之形狀。

圖 17 係一透視圖，其顯示外部及內部起重機龍門架兩者經定位以自患者下方施加一質子或離子束。

圖 18 顯示內部起重機龍門架之組件。

圖 19 顯示一機械臂用於執行內部起重機龍門架之功能。

【主要元件符號說明】

122	平衡器
124	平衡器
170	患者支撐架
500	帶電粒子放射治療系統
502	束產生粒子加速器(同步迴旋加速器)
504	旋轉起重機龍門架
508	支腿
510	支腿
512	軸承
514	軸承
516	鋼質桁架
522	地板
524	儲藏室
530	牆壁

580	跨樑
582	跨樑
10	同步迴旋加速器
12	磁鐵系統
38	經抽真空管
40	環形超導線圈
42	環形超導線圈
70	經抽真空環形鋁或不銹鋼低溫恆溫室
81	磁軛之一個半部分
83	磁軛之一個半部分
119	真空室
194	管
44	極面
46	極面
55	加熱器覆蓋物
56	線圈架
57	內面
58	預壓縮不銹鋼囊狀物
71	支撐點
72	低溫冷卻器
73	支撐點
74	低溫冷卻器
76	冷端
82	磁鐵結構

86	區
90	離子源
91	射頻驅動系統
92	幾何中心
99	氫供應源
101	氣體管線
108	水冷卻管線
109	導管
111	真空幫浦
113	熱交換器
114	單獨磁遮罩體
117	鐵磁性材料(例如，鋼或鐵)層
77	低溫冷卻器
78	低溫冷卻器頭
79	低溫冷卻器
80	壓縮器
100	半圓形(D形狀)射頻板
102	虛設D形板
125	束形成系統
402	暖至冷支撐帶
404	暖至冷支撐帶
406	暖至冷支撐帶
408	連桿
410	連桿

53	導線
48	線股
50	銅通道
52	絕緣層
94	電纜
95	電流源
190	陰極
192	陰極
103	半圓形表面
105	半圓形表面
148	牆壁
150	牆壁
152	牆壁
154	牆壁
156	牆壁
160	治療室
162	基部
601	內部起重機龍門架
602	系統
604	同步迴旋加速器
606	患者支撐架
610	施加器
605	起重機龍門架
611	內部起重機龍門架之表面

612	治療室之底板
621	內部起重機龍門架之頂部分
614	蓋
617	結構性焊接件
618	軸承軌道
619	延伸驅動
620	θ 驅動
621	結構性焊接件之頂部分
622	結構性焊接件之底部分
625	開口
626	機械臂

十、申請專利範圍：

1. 一種具有一內部起重機龍門架之系統，其包括：
 - 一患者支撐架；
 - 一外部起重機龍門架，其上安裝有一加速器以使該加速器能夠移動通過圍繞該患者支撐架上一患者之一位置範圍；該加速器經組態以產生一具有一足以到達該患者體中一靶標之能量位準之質子或離子束；及該內部起重機龍門架包括一施加器，該施加器包括一用於將該質子或離子束引導至該靶標之開口，該內部起重機龍門架經組態以移動該施加器通過圍繞該患者之一位置範圍，並將該質子或離子束以一較高精確度定位，該較高精確度高於藉由該外部起重機龍門架的移動所提供之一精確度。
2. 如請求項1之系統，其中該施加器固持該開口。
3. 如請求項1之系統，其中該施加器經組態以朝向或遠離該患者移動該開口。
4. 如請求項2之系統，其中該內部起重機龍門架包括一該施加器經組態以沿其移動之軌道。
5. 如請求項4之系統，其中該內部起重機龍門架包括一蓋，其可相對於該軌道移動，該蓋用於防止物件落入至該患者支撐架下方一儲藏室中。
6. 如請求項1之系統，其進一步包括：
 - 一處理裝置，其經程式化以控制該外部起重機龍門架

及該內部起重機龍門架之移動。

7. 如請求項6之系統，其中該處理裝置經組態以控制該外部起重機龍門架及該內部起重機龍門架之移動以使該質子或離子束對準該開口。
8. 如請求項1之系統，其中該開口經組態以準直該質子或離子束。
9. 如請求項1之系統，其中該患者支撐架可相對於該內部起重機龍門架及該外部起重機龍門架移動。
10. 一種具有一起重機龍門架之系統，其包括：
 - 一患者支撐架；
 - 該起重機龍門架，其上安裝有一粒子束加速器，該起重機龍門架可移動至該患者支撐架上方及下方之位置，該粒子束加速器用於將一粒子束引導至該患者支撐架；
 - 一開口，其位於該粒子束加速器與該患者支撐架之間，該開口用於修改該粒子束；及
 - 一固持該開口之設備，該設備包括一機械臂或可以人工定位之一台。
11. 如請求項1之系統，其中該加速器包括一同步迴旋加速器；且
 - 其中該內部起重機龍門架經組態以移動該施加器以使該開口與該質子或離子束對準。
12. 一種具有起重機龍門架之系統，其包括：
 - 一患者支撐架；
 - 一第一起重機龍門架，其可相對於該患者支撐架有角

度地移動；

一粒子加速器，其安裝於該第一起重機龍門架上，該粒子加速器經組態以直接朝向該患者支撐架提供一粒子束；及

一第二起重機龍門架，其相對於該患者支撐架定位，該第二起重機龍門架係C形狀，該第二起重機龍門架經組態以移動一施加器，該施加器包括用於將該粒子束引導至該患者支撐架之一開口，該第二起重機龍門架經組態以移動該施加器通過圍繞該患者之一位置範圍，並將該質子或離子束以一較高精確度定位，該較高精確度高於藉由該第一起重機龍門架的移動所提供之一精確度。

13. 如請求項1之系統，其中該內部起重機龍門架包括一軌道，該施加器可沿該軌道移動以使該開口與該質子或離子束對準，該開口在該質子或離子束到達該患者支撐架上患者之前變更該質子或離子束。

14. 如請求項12之系統，其進一步包括：

一電腦，其控制該第一起重機龍門架及該第二起重機龍門架。

15. 如請求項1之系統，其中該外部起重機龍門架可移動以使該加速器自該患者支撐架上方一位置移動至該患者支撐架下方一位置中，且其中該內部起重機龍門架包括一用以在該粒子加速器處於該患者支撐架下方該位置中時保護該加速器之蓋。

16. 如請求項1之系統，其中該開口經組態以變更該粒子束之一大小及/或形狀。

十一、圖式：

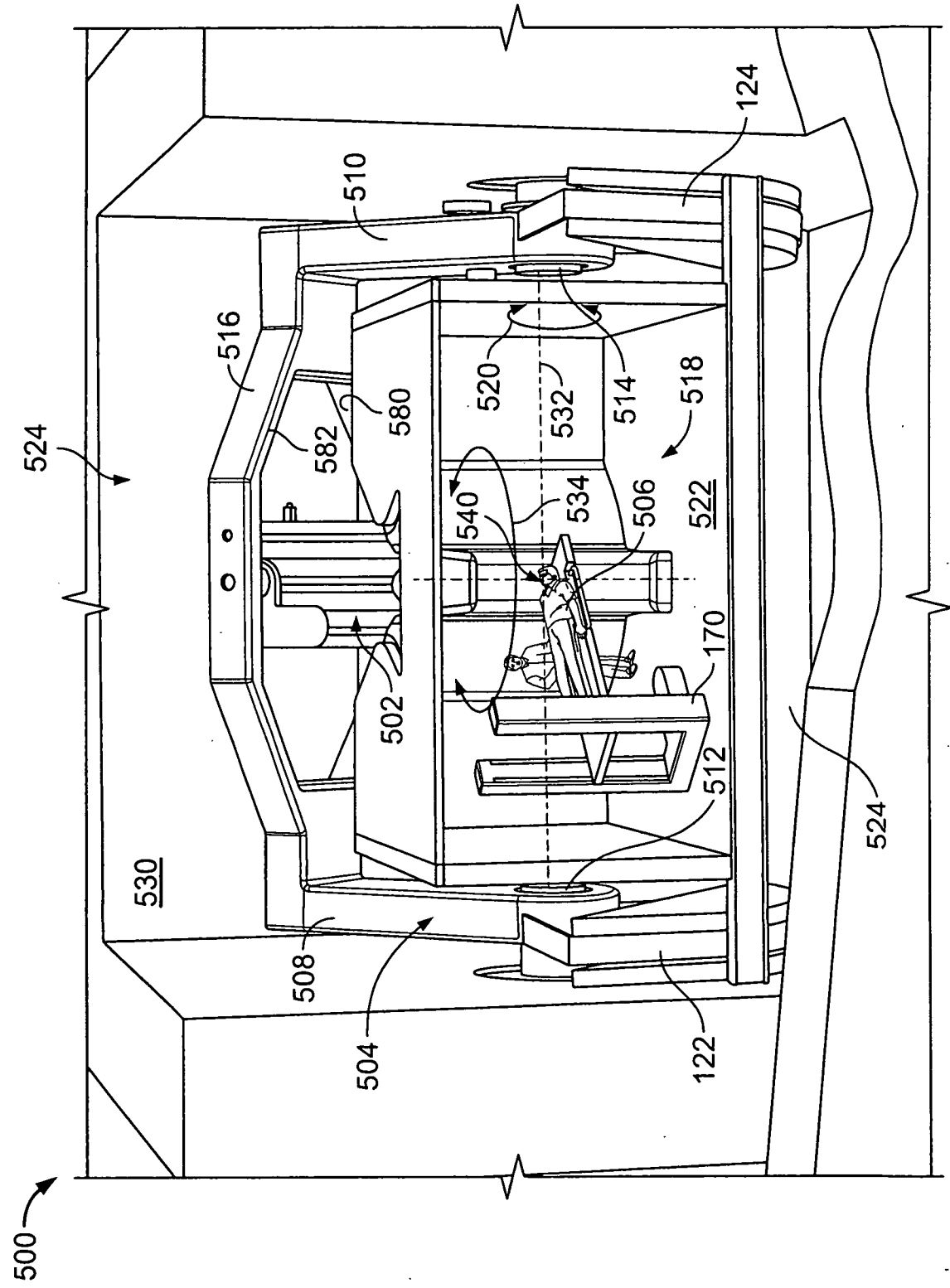


圖 1

10 →

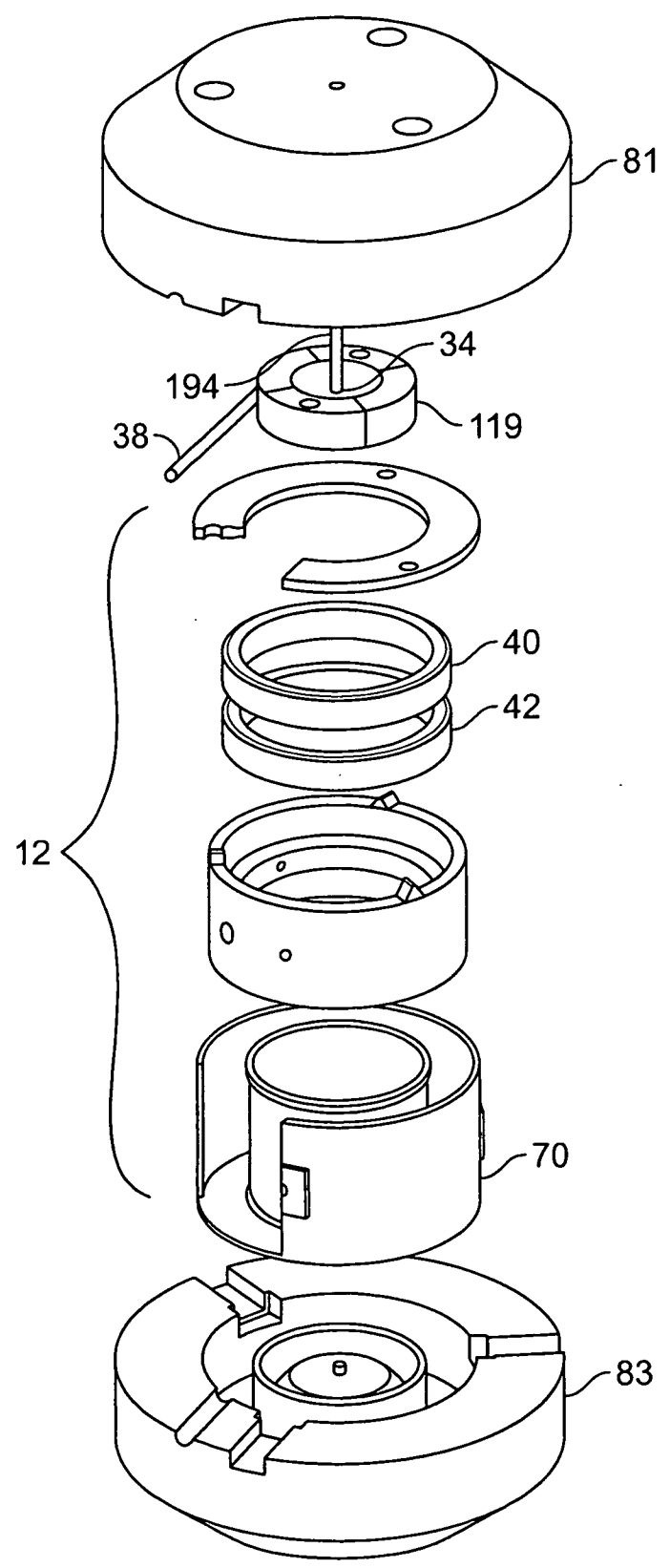


圖 2

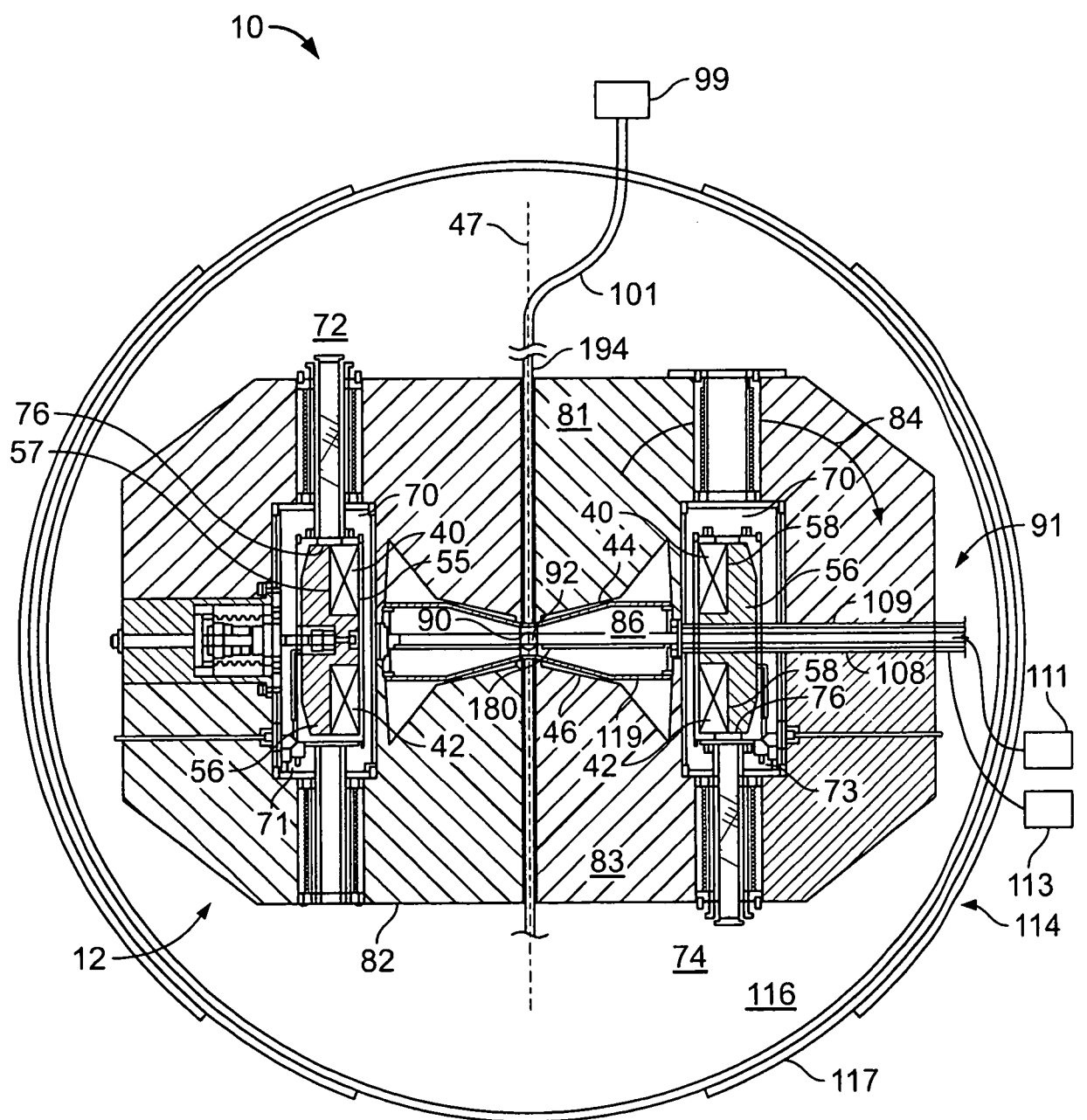


圖3

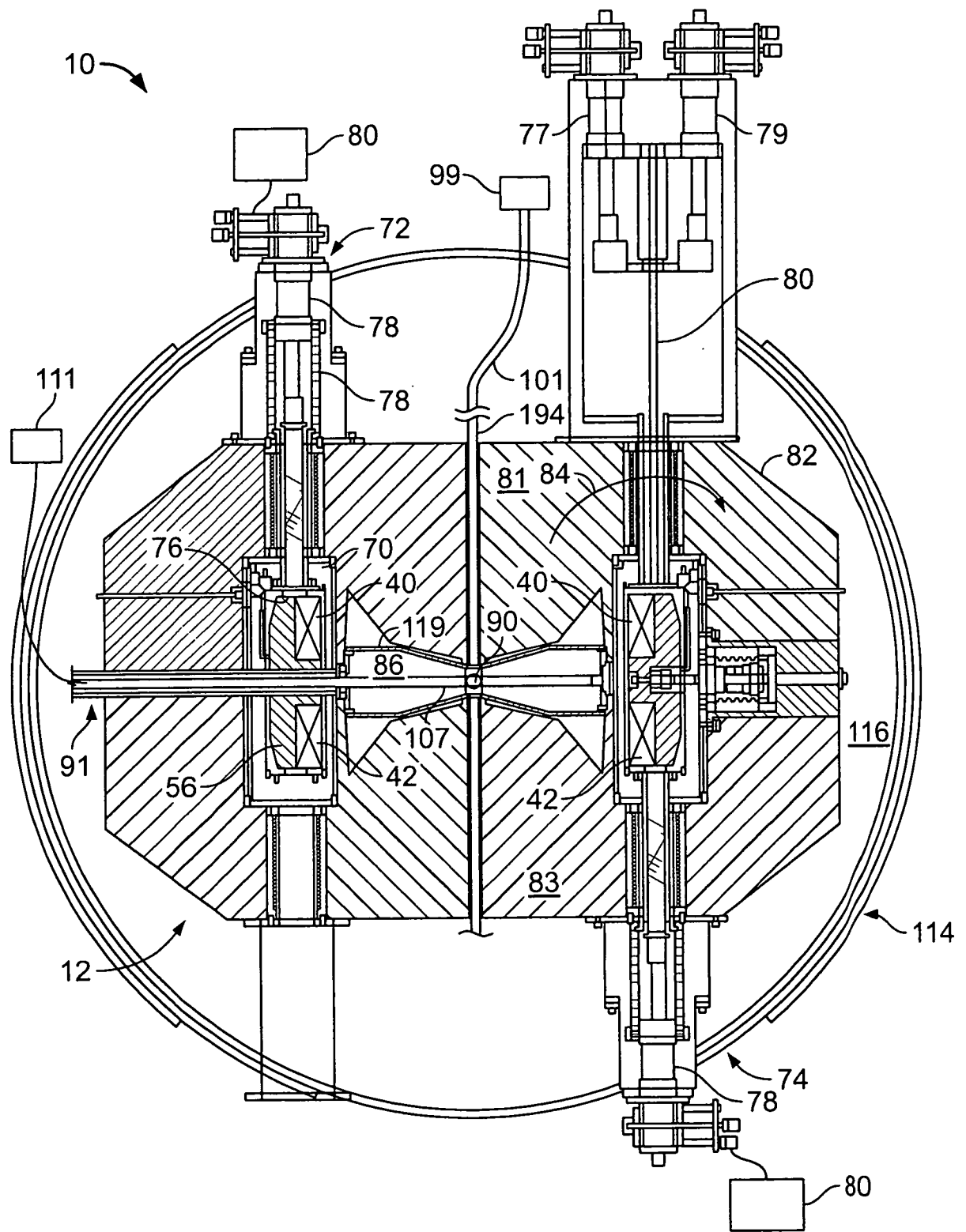


圖4

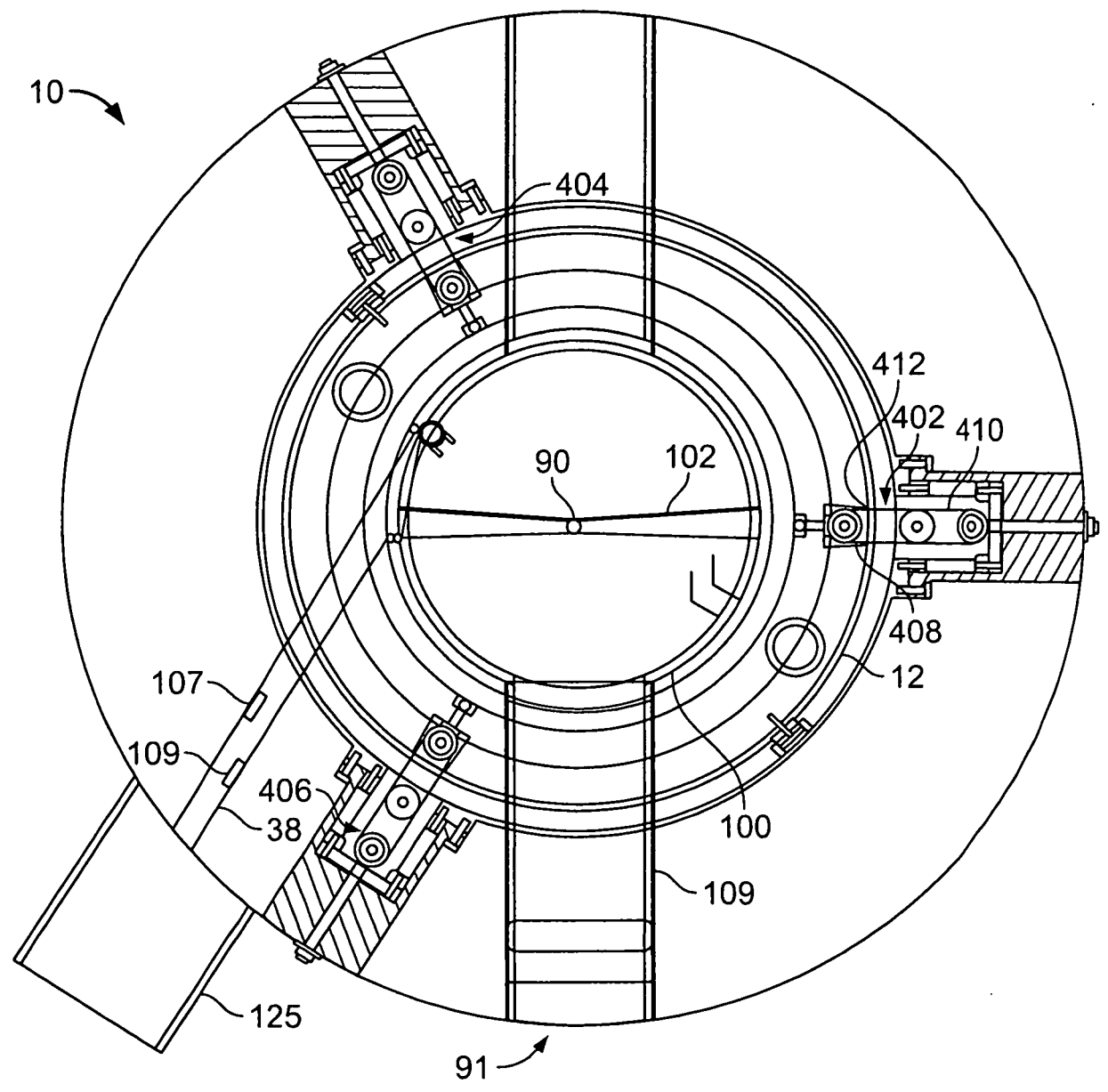


圖5

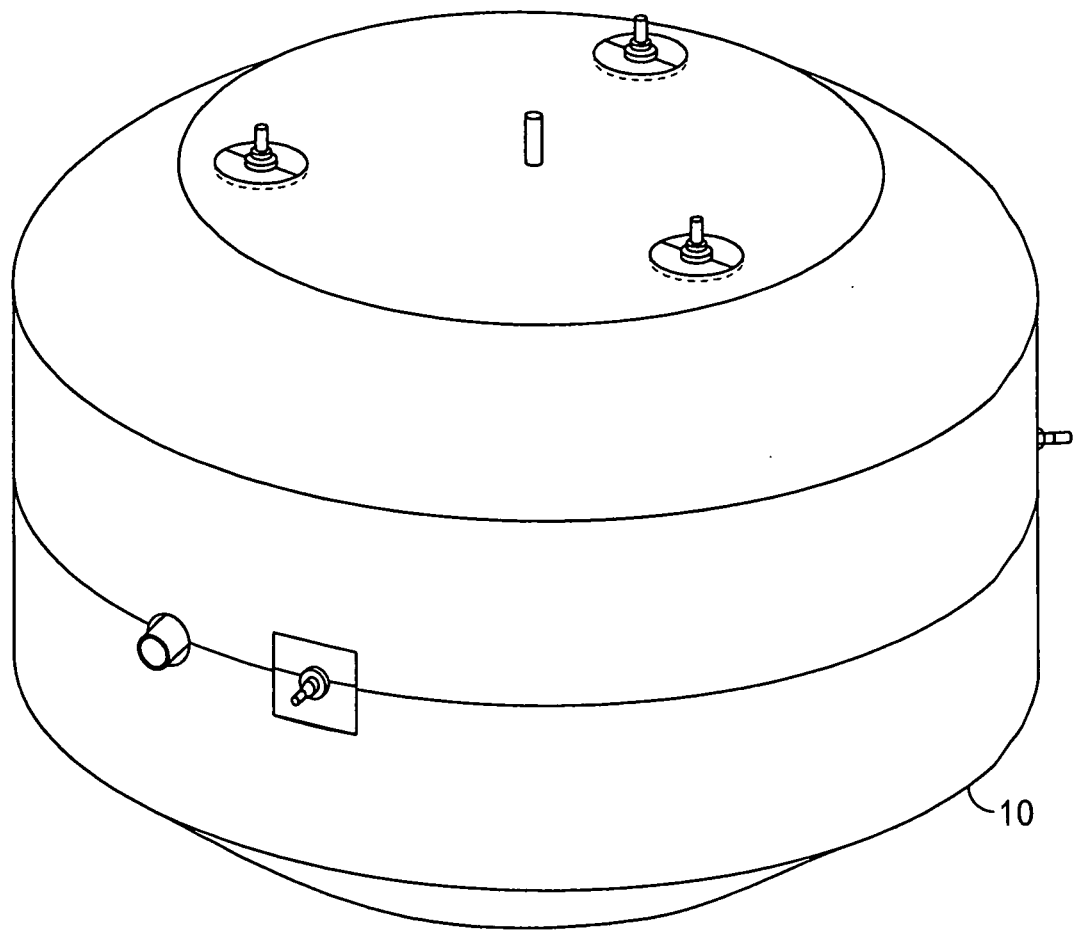


圖6

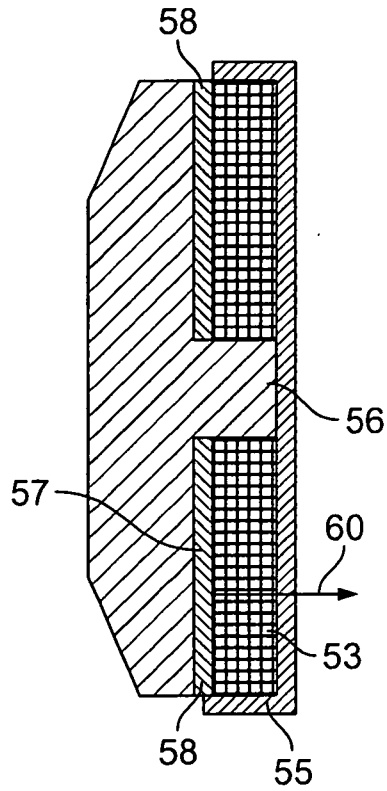


圖 7

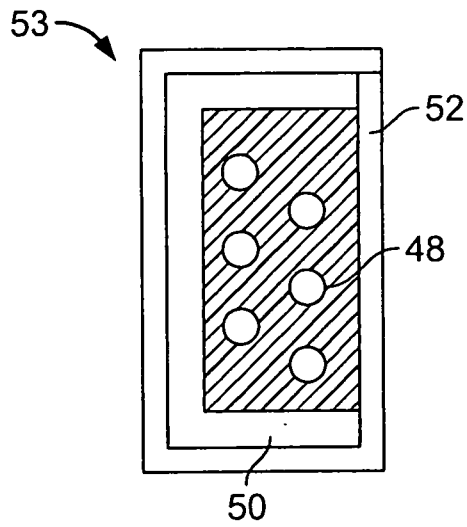


圖 8

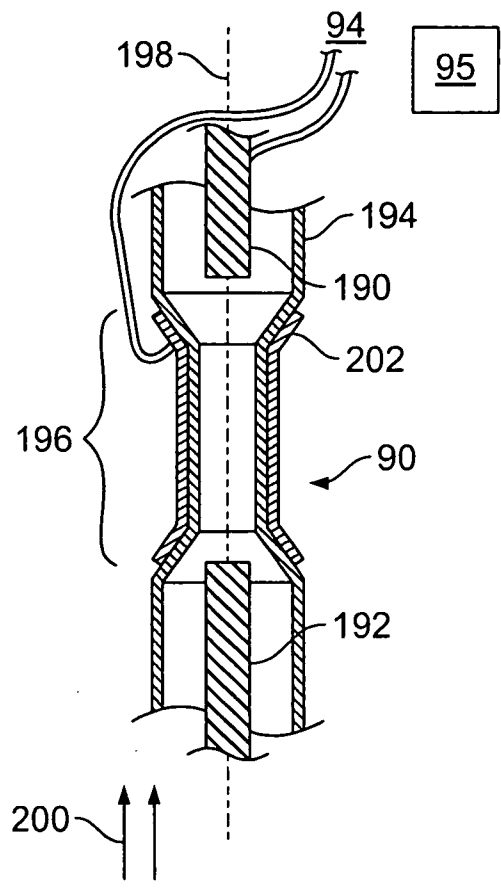


圖 9

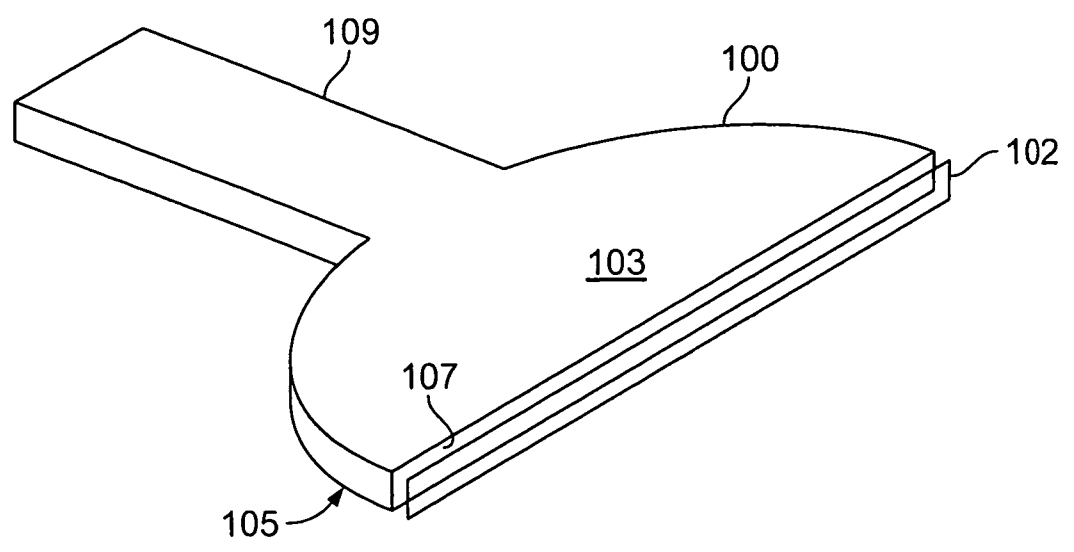


圖 10

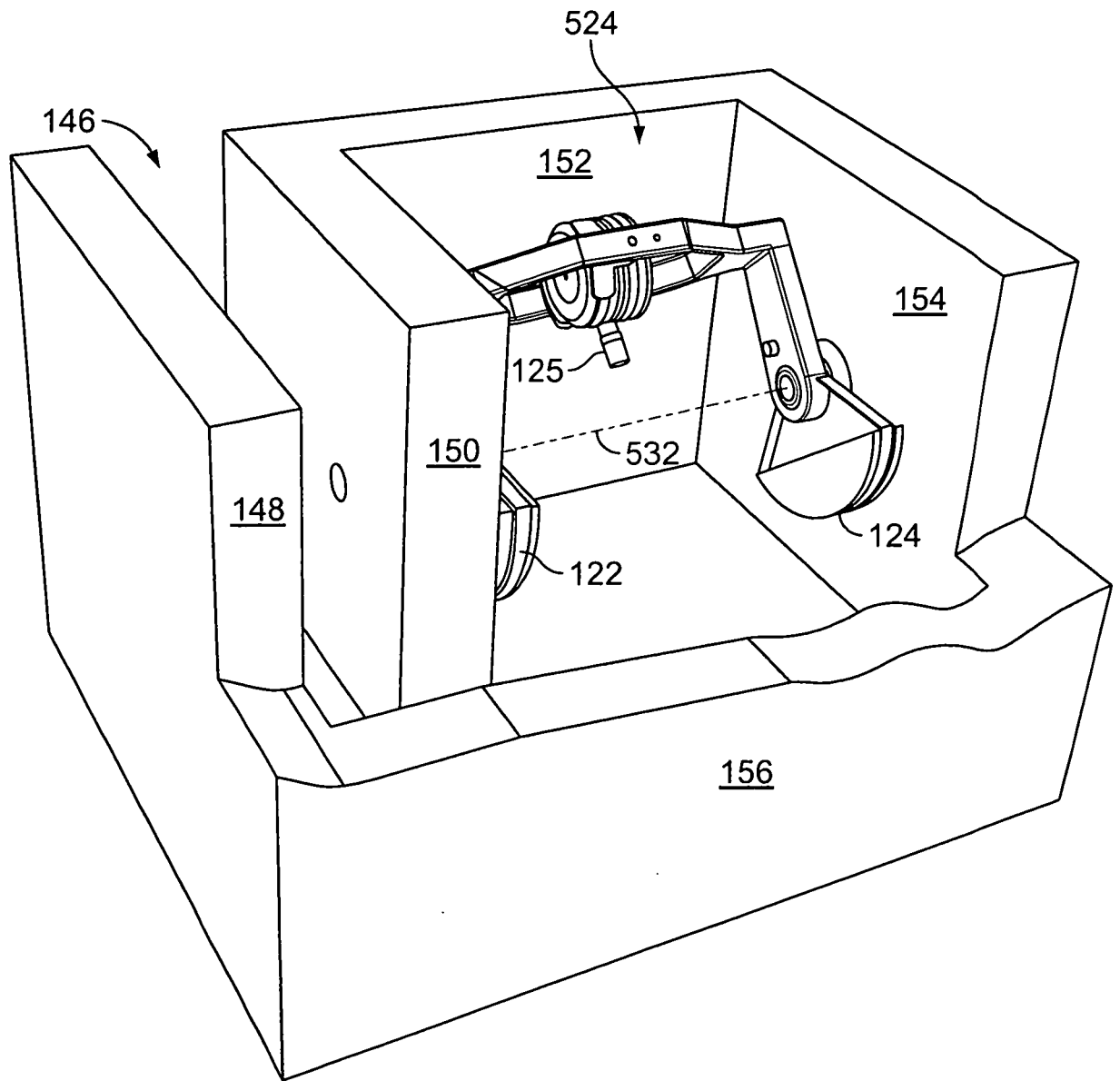


圖11

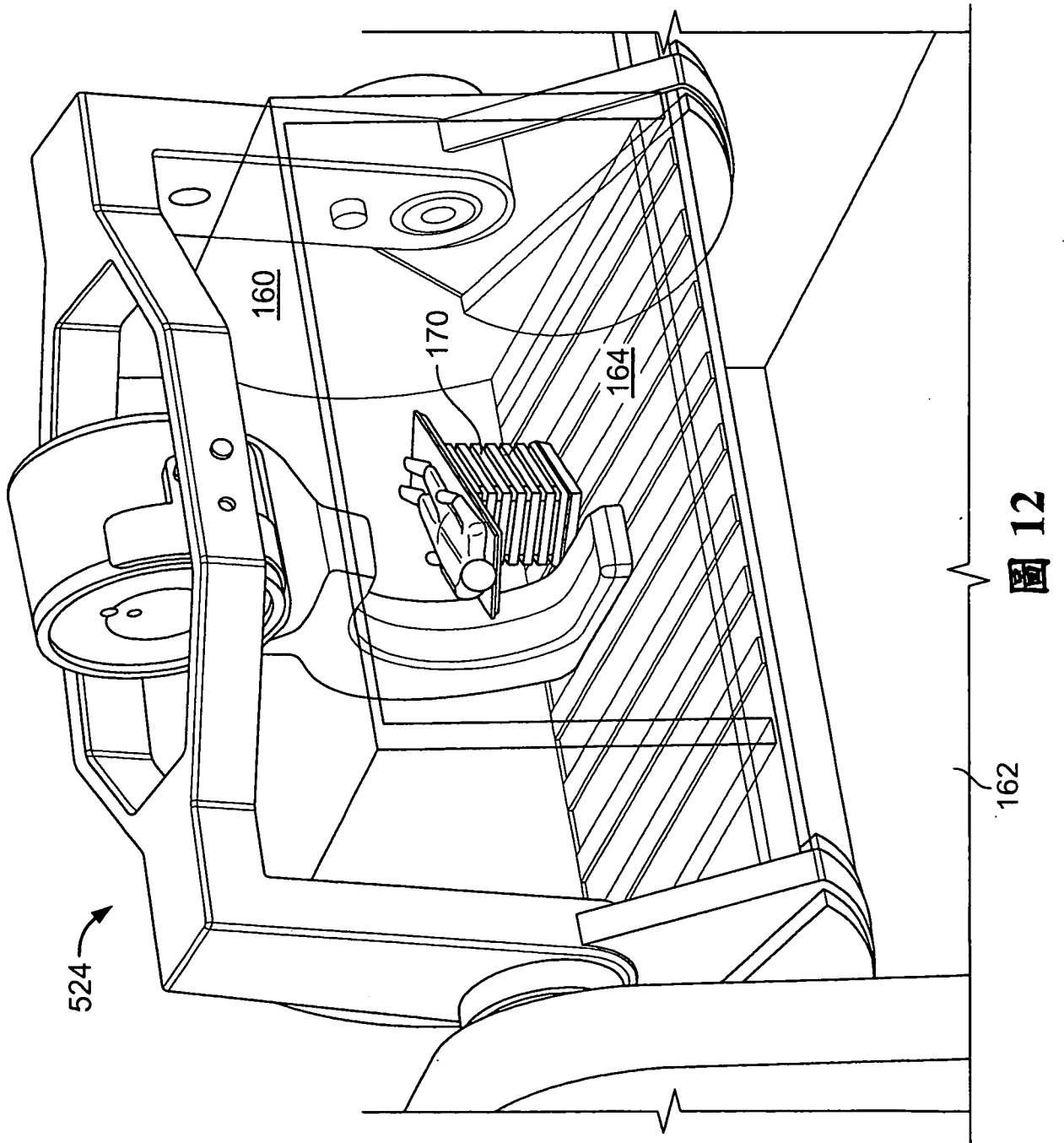


圖 12

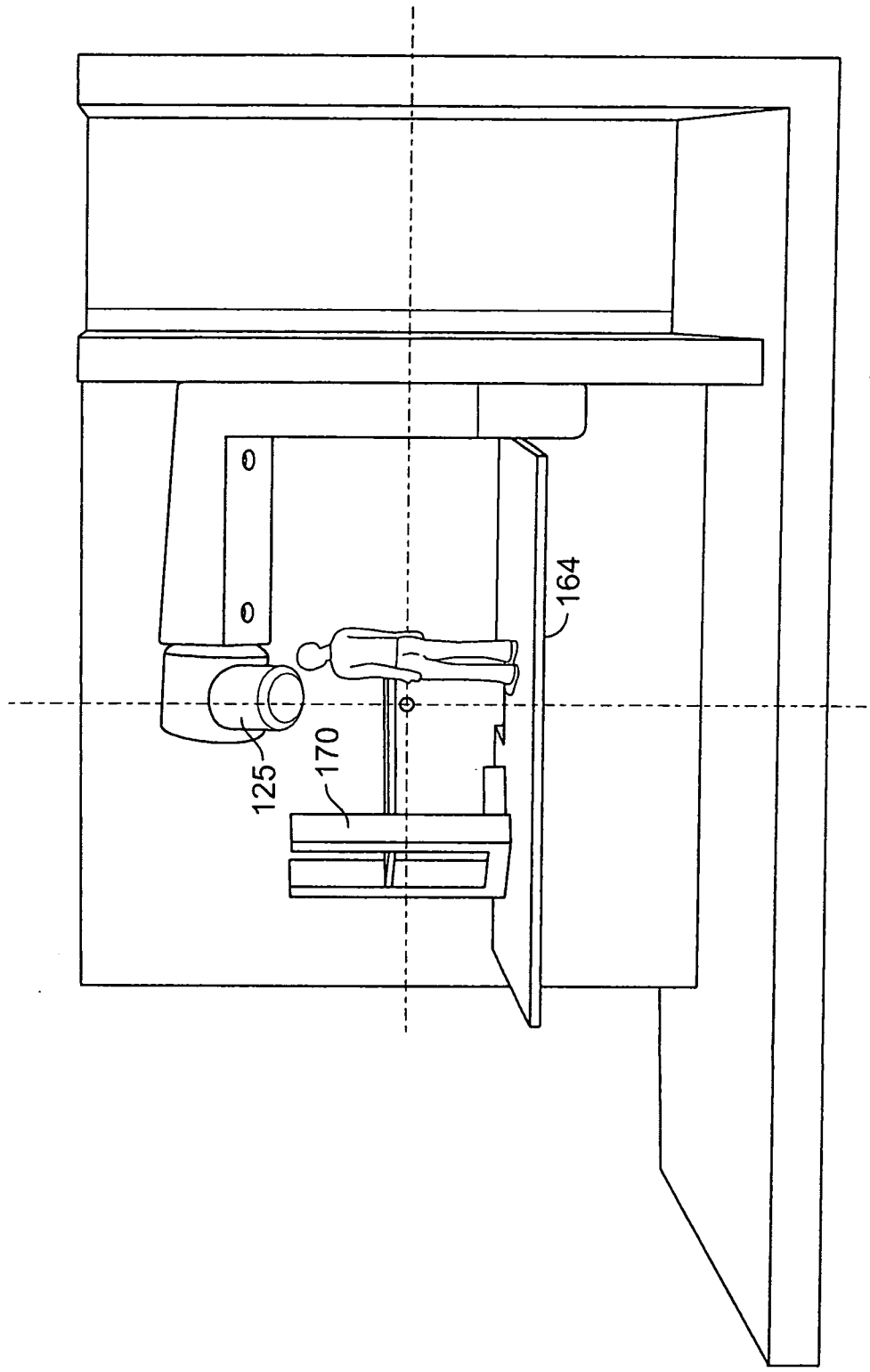


圖 13

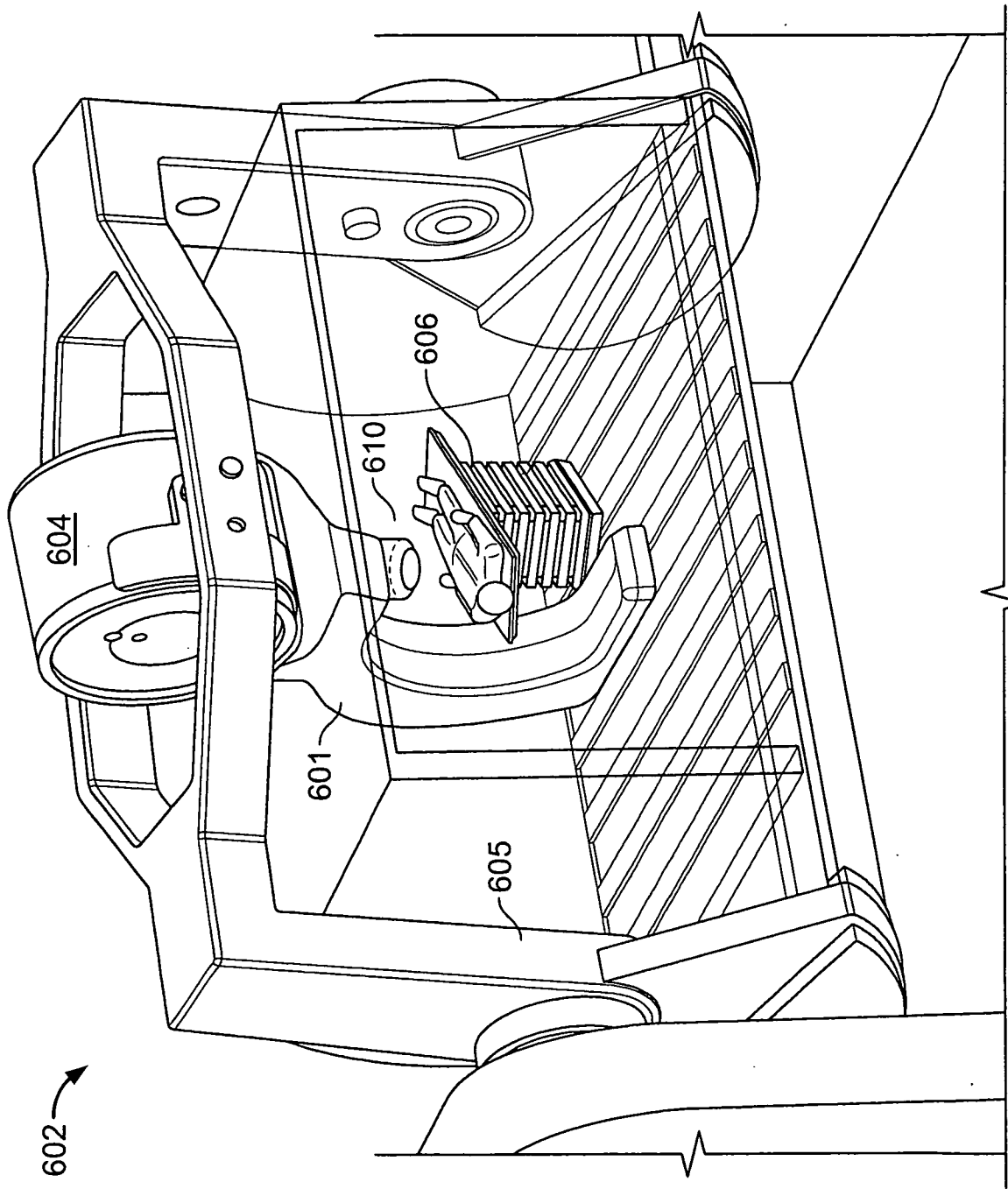


圖 14

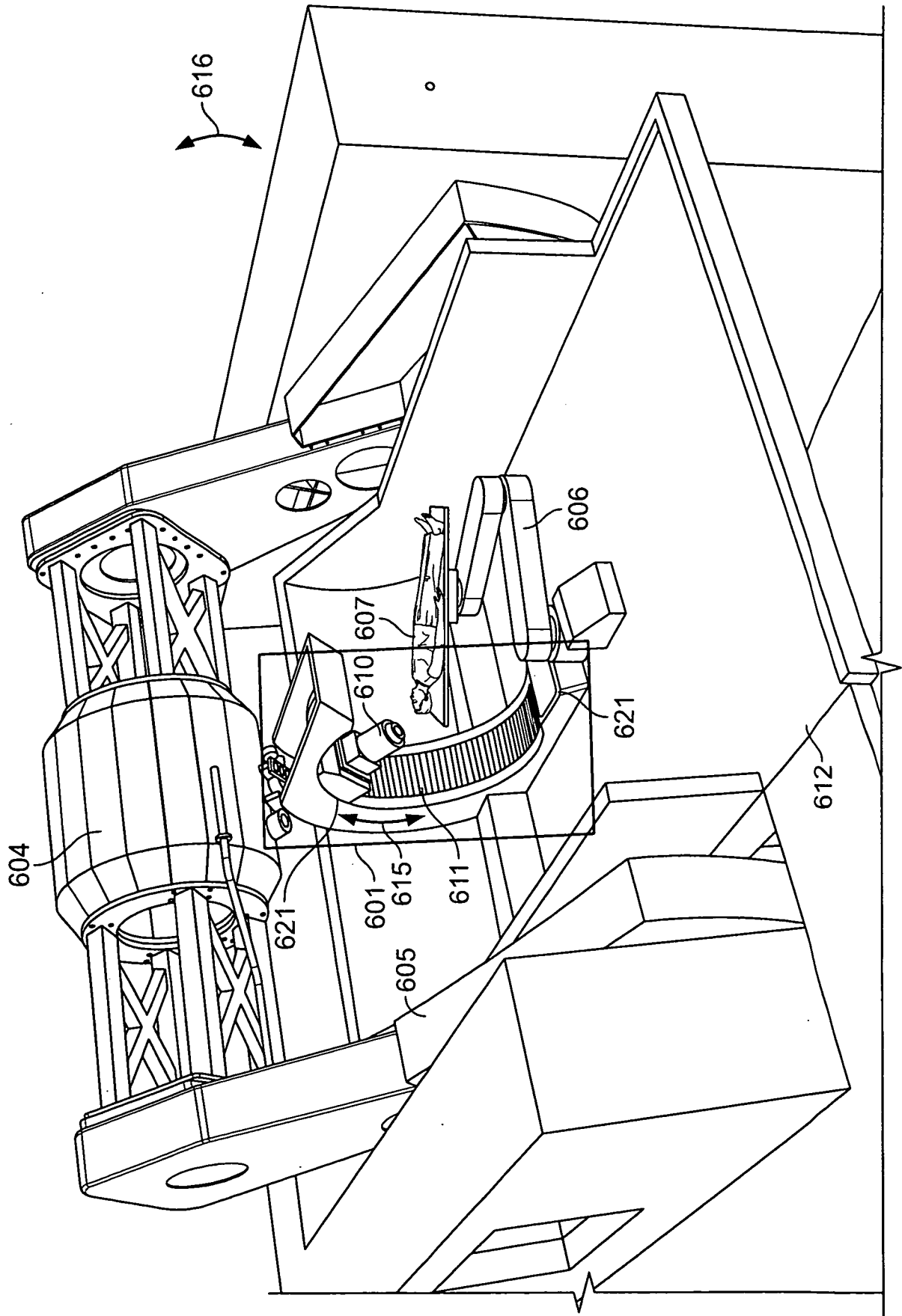


圖 15

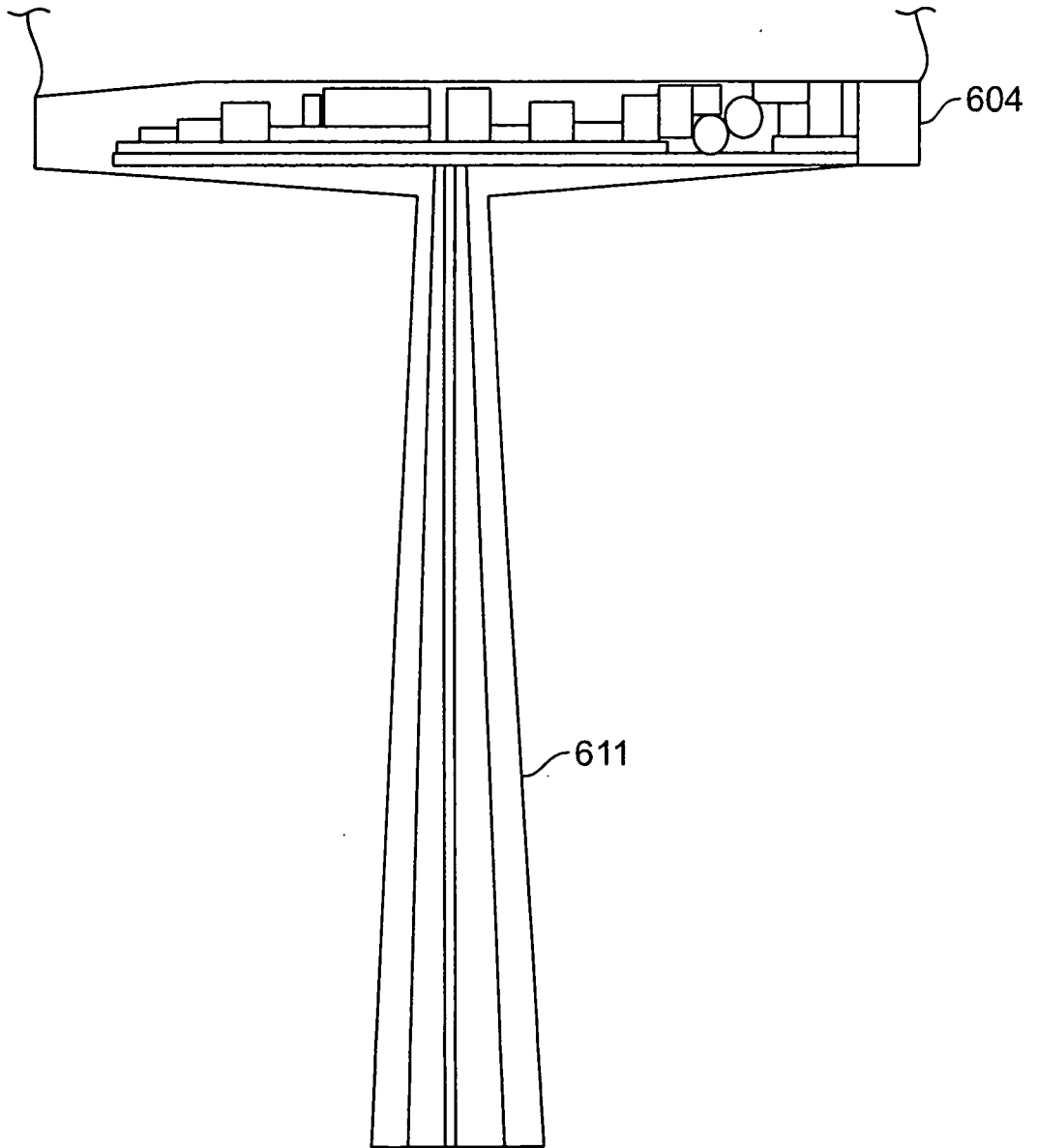


圖 16

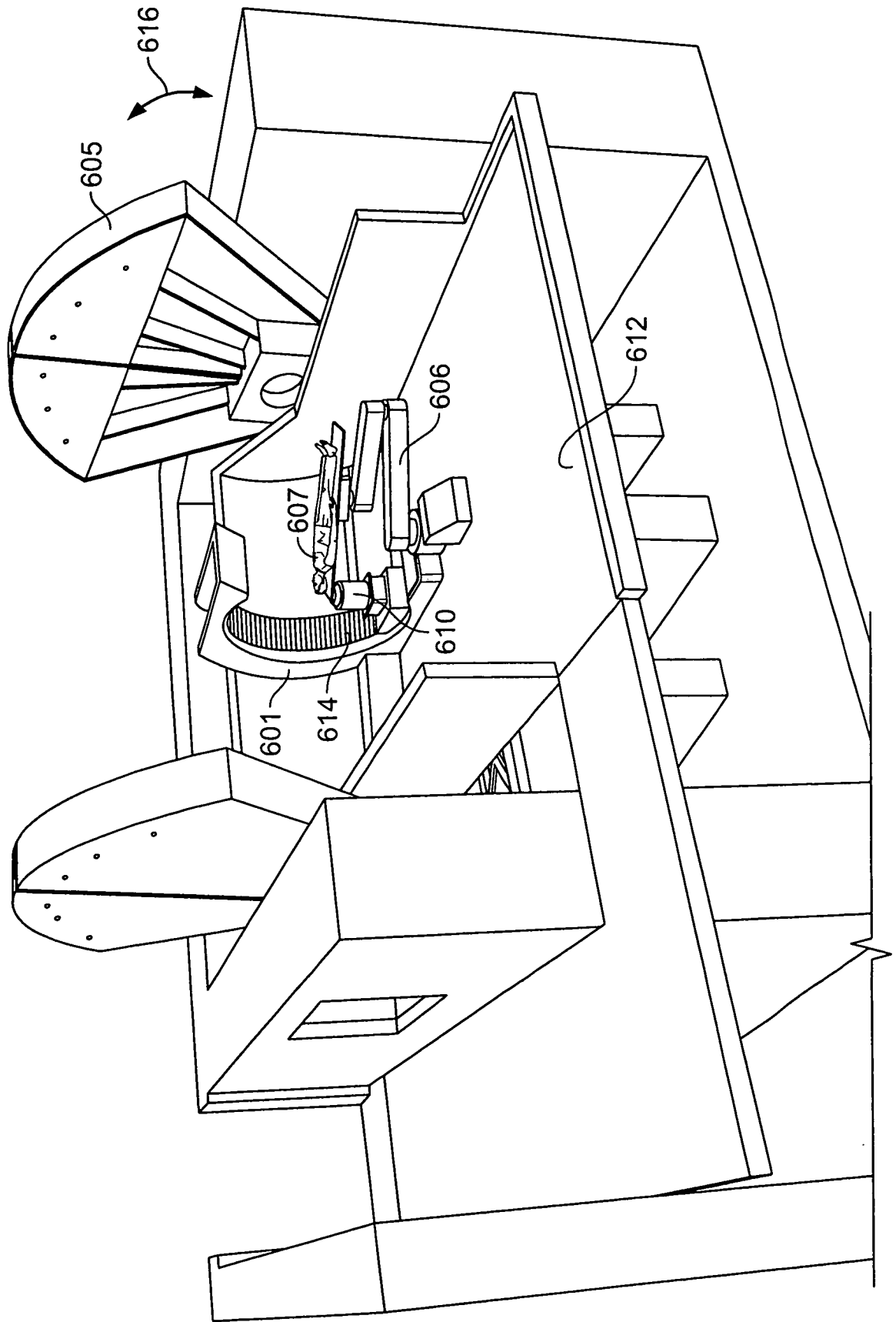


圖 17

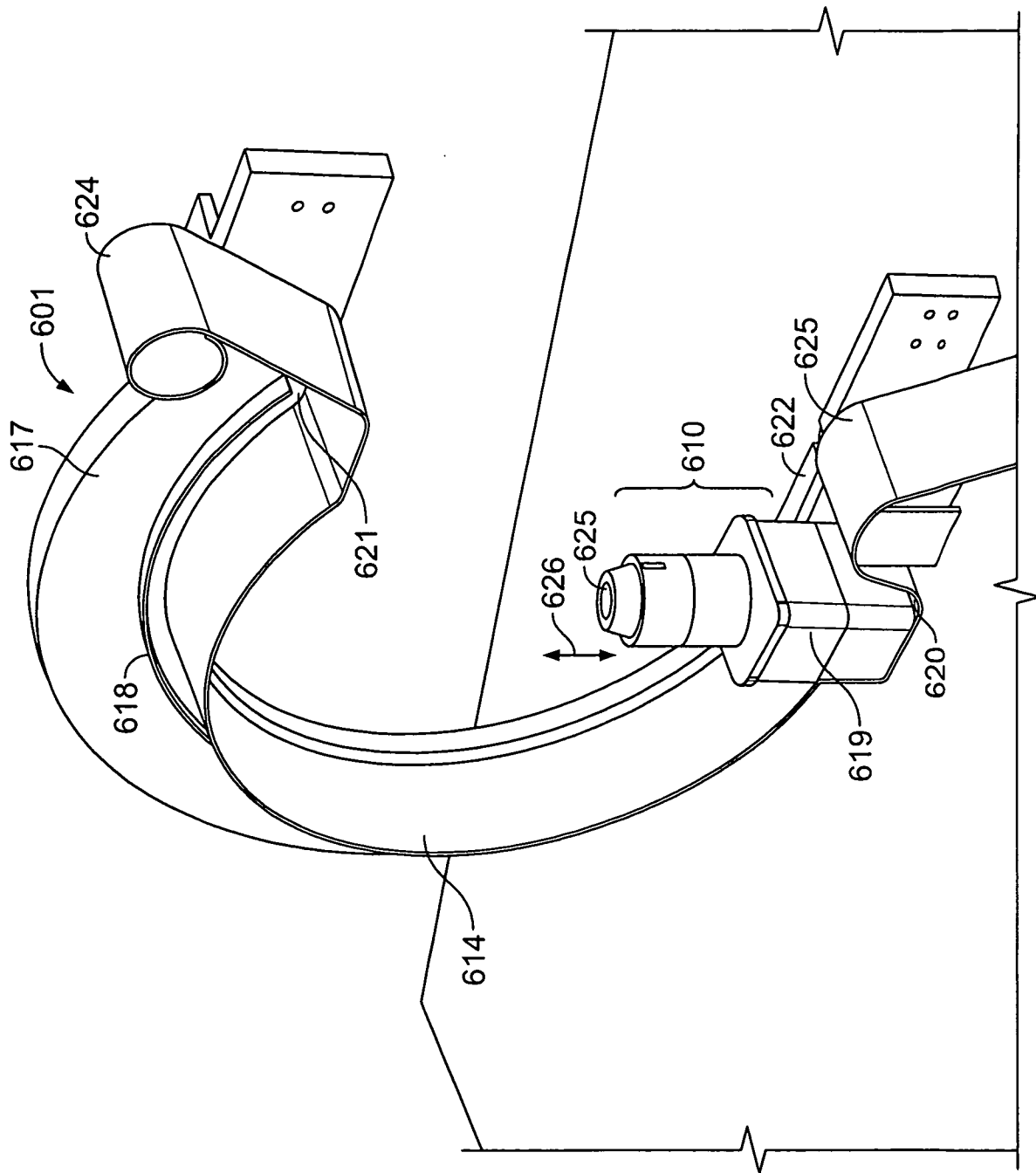


圖 18

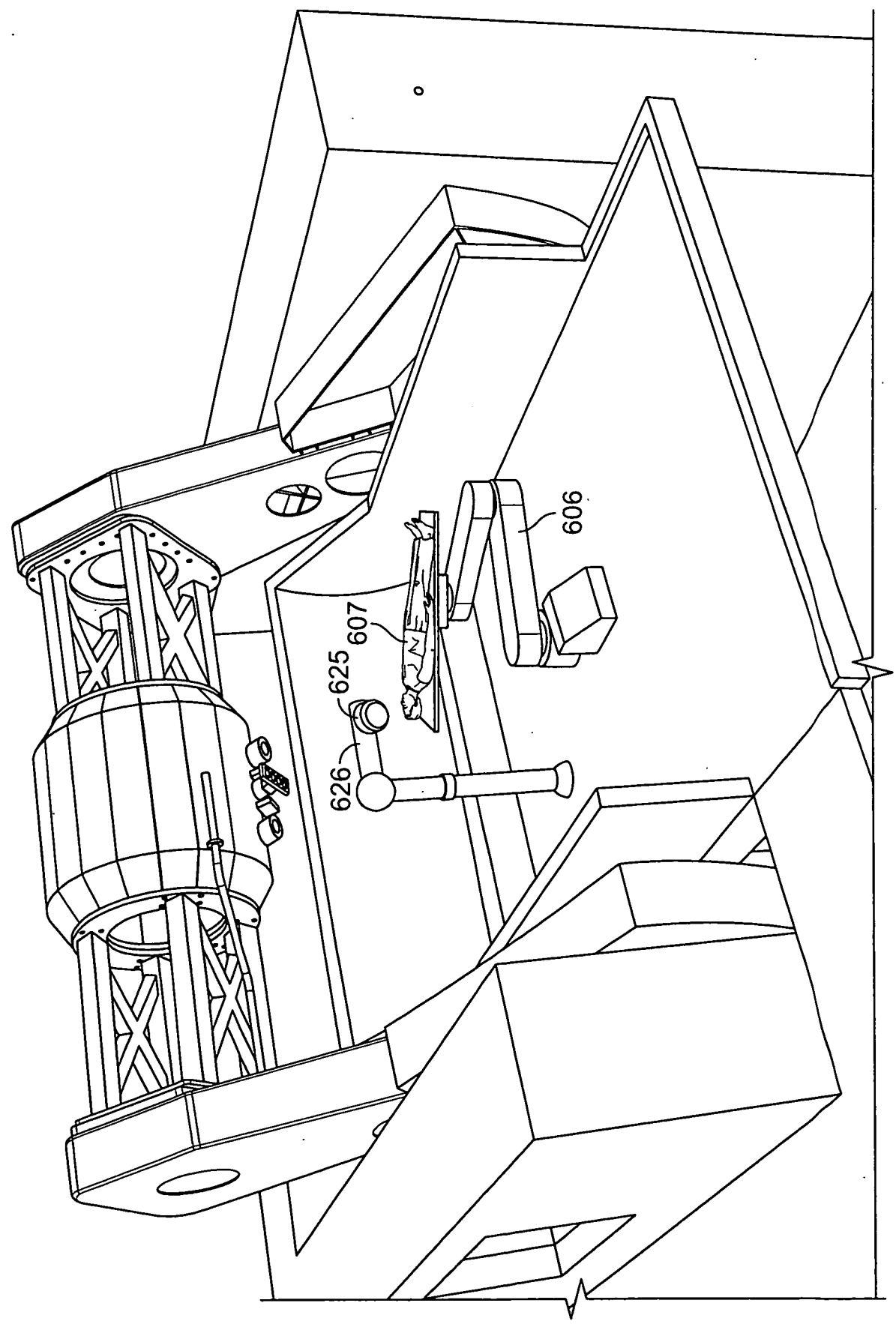


圖 19