202404525

(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 202404525 A

(43)公開日： 中華民國 113 (2024) 年 02 月 01 日

(21)申請案號：112134943 (22)申請日： 中華民國 111 (2022) 年 01 月 21 日

(51)Int. Cl.： *A61B1/00 (2006.01)* *A61B1/005 (2006.01)*
A61B17/00 (2006.01)

(30)優先權：2021/01/26 美國 63141613

(71)申請人：香港商港大科橋有限公司 (香港地區) VERSITECH LIMITED (HK)
香港

(72)發明人：郭 嘉威 KWOK, KA-WAI (HK) ；何 焯亮 HE, ZHUO-LIANG (HK) ；王 曉梅 WANG, XIAO-MEI (HK) ；何 迪朗 HO, JUSTIN DI-LANG (HK) ；方 格 FANG, GE (HK) ；王 奎 WANG, KUI (HK)

(74)代理人：何美瑩

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：19 項 圖式數：27 共 61 頁

(54)名稱

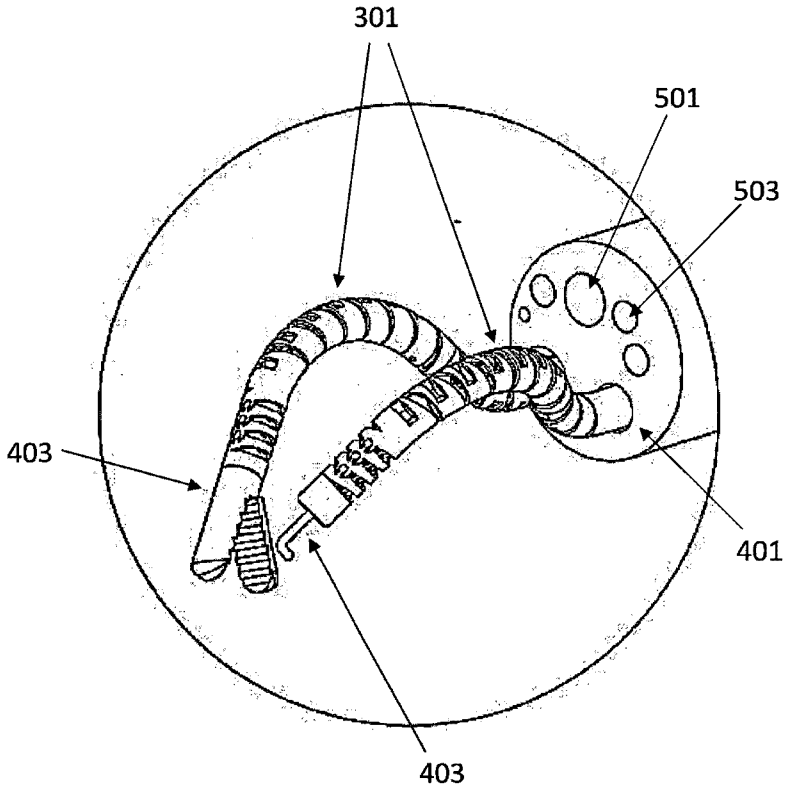
內視鏡手術用之可操縱臂

(57)摘要

在此揭示能與內視鏡手術一同使用的可操縱臂。此可操縱臂是利用切割鎳鈦管，來提供所切割管之結構所需的伸縮性及彈性。典型情況是，經切割的管包含一螺旋管，其上的螺圈在一水平面上彼此接觸且彎曲管可在另一水平側上打開螺圈。管是由能記憶住其彎曲形狀的材料製成，如此也提供一種偏壓力，讓導致管伸縮的力量被移除後，管可回復其原有形狀。

A steerable arm for use in endoscopic surgical procedures. The steerable arm cut from a tube of Nitinol to provide flexibility and resilience by the structure into which the tube is cut. Typically, the cut tube comprises a spiralling coil, the loops of which are in contact on one lateral side of the tube and the tube is bent to open apart the loops on the other lateral side. The material which the tube is made of is capable of retaining memory of the bend. This provides a bias for restoring the tube to the bend whenever a force causing the tube to flex is removed.

指定代表圖：



第 5 圖

符號簡單說明：

301:可操縱臂

401:蓋子

403:末端效應件

501:照相機

503:光源

202404525
202404525
專利案號：112135561
原申請案號：111102650

【發明摘要】

【中文發明名稱】　內視鏡手術用之可操縱臂

【英文發明名稱】　A STEERABLE ARM FOR USE IN ENDOSCOPIC SURGICAL PROCEDURES

【中文】

在此揭示能與內視鏡手術一同使用的可操縱臂。此可操縱臂是利用切割鎳鈦管，來提供所切割管之結構所需的伸縮性及彈性。典型情況是，經切割的管包含一螺旋管，其上的螺圈在一水平面上彼此接觸且彎曲管可在另一水平側上打開螺圈。管是由能記憶住其彎曲形狀的材料製成，如此也提供一種偏壓力，讓導致管伸縮的力量被移除後，管可回復其原有形狀。

【英文】

A steerable arm for use in endoscopic surgical procedures. The steerable arm cut from a tube of Nitinol to provide flexibility and resilience by the structure into which the tube is cut. Typically, the cut tube comprises a spiralling coil, the loops of which are in contact on one lateral side of the tube and the tube is bent to open apart the loops on the other lateral side. The material which the tube is made of is capable of retaining memory of the bend. This provides a bias for restoring the tube to the bend whenever a force causing the tube to flex is removed.

【指定代表圖】　第5圖

【代表圖之符號簡單說明】

301：可操縱臂

401：蓋子

403：末端效應件

501：照相機

503：光源

【特徵化學式】無

【發明說明書】

【中文發明名稱】　內視鏡手術用之可操縱臂

【英文發明名稱】　A STEERABLE ARM FOR USE IN ENDOSCOPIC SURGICAL PROCEDURES

【技術領域】

【0001】 本發明是有關於內視鏡手術儀器領域。

【先前技術】

【0002】 腸胃道(gastrointestinal, GI)癌是全球最常見的癌症。依據世界衛生組織(World Health Organization, WHO)發佈的癌症統計數字，大腸直腸癌與胃癌分別位居癌症死因的第二、三名，2018年死亡人數分別為862,000及783,000人。雖然末期GI的治療相對困難，但初期GI的預斷率卻明顯較佳。全球初期GI患者的5年存活率超過90%。

【0003】 GI的傳統治療方式為手術切除，涉及部分切除及吻合術，然而，再發病率及死亡率都很高。

【0004】 GI手術包括引導手術器械通過內視鏡的儀器/切片通道。以內視鏡近端上一個可操縱的手臂來操控內視鏡的遠端，而將具伸縮性的內視鏡經由口腔插入至胃以到達目標地區，或是經由肛門往上進入大腸以到達目標地區。內視鏡具有至少一個可容長形、可伸縮器械(其遠端尖端上設有一個手術工具)自內視鏡近端插入的切片通道。最常見的伸縮

性內視鏡是由Olympus公司製造的，其器械/切片通道的直徑最大可達3.8毫米，但也可低至僅有2.8毫米。

【0005】 美國專利第10016187B2號中公開了一種半機器人式的機器人型內視鏡，具有可容手動式手術器械通過的通道。該手術器械是由許多不連續的關節組裝而成，以便能藉由拉動一對彼此拮抗的導線(兩條導線分別位設於相對立的兩側並朝相反方向拉動)而作動。拉動一條導線，同時鬆開另一條導線，可令某關節往某一方向彎曲。但此種不連續式關節的設計及組裝極為複雜，也使得其直徑必須提高到4毫米左右。因此，這種手術器械的最大缺點是無法通過大部分常用內視鏡的手術器械通道。

【0006】 美國專利申請第20210186309A1號中公開了一種類似的機器人型內視鏡，同樣由不連續的關節組裝而成，同樣具有上述專利的缺點。

【0007】 美國專利申請第20200305906A1號中公開了一種內視鏡手術器械，包含由單一彈性材料製成的伸縮性主幹，例如，鎳鈦管，沿著管的側邊挖出多個彼此不相連且不連續的溝槽。可藉由拉動固定在管的兩側上的導線來使管向任一方向彎曲。同樣的，這種設計的操控也很複雜，方能在拉動一導線時同時鬆開另一導線。此外，這種手術器械同樣因體積過大以致無法通過一般常見的內視鏡的器械/切片通道，而僅能用於為其量身打造的系統中。

【0008】 美國專利第10441371B2號中公開了一種可用於一般常見內視鏡的手術器械。它的設計包含具有預定曲度且同心套接的鎳鈦管

(nitinol tube)，其整體外徑可通過一般常見內視鏡的器械/切片通道。透過讓套接的鎳鈦管延伸適當長度以創造出適當的曲度，而能使讓手術器械彎曲朝向標的位置，因此無須使用導線進行調控。但是，必須經過複雜的計算才能獲得每一鎳鈦管需要延伸的程度，因此需要藉助軟體及機器人來控制，且無法以手動模式取代，即便情況可能需要亦然。此外，在某些程序中將薄鎳鈦管舉起的力道太輕，無法大角度的彎折，且為了讓鎳鈦管延伸足夠遠的距離以提供欲求的曲度，必須將內視鏡放在離目標區域相當遠的地方。結果，內視鏡末端上的照相機鏡頭因為距離手術器械遠端太遠，而無法很清楚的拍到手術，此外，如果目標區域太靠近內視鏡末端也會侷限器械所能觸及的水平及垂直區域。

【0009】 因此，本領域需要一種能與一般常見內視鏡共同使用的輕巧且更易操控的手術器械。

【發明內容】

【0010】 本發明第一態樣係有關於一種內視鏡手術用的可操縱臂，包含：一管件，具有一近端及一遠端，且該遠端可裝上一手術末端效應件，及該管件是以彈性材料製成；一導線，從該管件近端內部延伸而出且貼附在該管件遠端和該管件一側；該管件有一段長度係具有曲率，且該曲率會隨著該管件末端被該導線拉動而改變；且該彈性材料的彈性讓該管件具有一偏壓(bias)，使得當該管件末端不再被拉動時可反轉該曲率的改變。

【0011】 本發明優點是鬆開拉動的導線即能實現偏壓，讓可操縱臂能回復到其休息狀態時的形狀。此方式也讓先前技術中的第二導線設計變得多餘。此種一條導線的設計較先前技術兩條導線的設計(需要彼此協調方能在拉動一導線時鬆開另一導線)更容易操控，並節省更多可操縱臂內的空間給其他組件或導線。

【0012】 本揭示內容可操縱臂的管件，不需要是具有實體壁(solid walls)的管，而是任一可提供所需特徵與功能的長形件，例如螺圈。

【0013】 較佳是，該管件沿著其軸長設有一第一側與一第二側，第一側較第二側更能被壓縮，第二側較第一側更不易被壓縮，且管件上貼附有導線之側為第一側，當拉動導線時會壓縮第一側造成管件之曲率改變。第一側具有更大壓縮性的優點是能容納第二側的彎曲及伸縮，使得整個可操縱臂可彎曲及伸縮。透過使用不同材料或結構上的設計能達到使第一側具有更大壓縮性且第二側具有較小的壓縮性。

【0014】 較佳是，可操縱臂更包含多個設於第一側之間隙，使該第一側具有可壓縮性，拉動導線讓間隙彼此靠近並使第二側朝向第一側彎曲即可改變管件的曲率。此一特徵是透過結構提供可壓縮性，可改善管件材料本身的可壓縮性。

【0015】 較佳是，可操縱臂更包含多個設於該管件內部之導線引導件(wire guides)或孔眼(eyelets)，用以引導該導線。

【0016】 較佳是，該管件在休息狀態時係彎曲的，使其具有一內凹側(concave side)和一外凸側(convex side)，且該外凸側為該第一側。此種設計的優點是靠單一導線即能伸縮可操縱臂，從其從原本彎曲的方向

朝另一相反方向彎曲，且彎曲程度在第一側可壓縮性範圍內，使可操縱臂具有能於一平面上搖擺的潛力。

【0017】 當上述管件被用於內視鏡的切片通道時，管件具有曲度的優點是，相較同樣長度但於沒有曲度的可操縱臂而言，具有曲度的管件能讓內視鏡末端上的鏡頭能被放置在較為靠近目標區域的位置，且隨著可操縱臂臂體遠離內視鏡視野中心，也使鏡頭的視野不再模糊。

【0018】 較佳是，可操縱臂該管件是由多個螺旋圈構成的管狀件，該管件的曲率使得第一側該些螺旋圈的邊緣彼此分開因而產生前述該些間隙，且第二側該些螺旋圈的邊緣彼此緊靠其相鄰螺旋圈的邊緣，且該第一側與第二側分別位於該管件的對立面。彼此鄰接的邊緣可防止壓縮並讓可操縱臂具有可伸縮性。

【0019】 螺圈結構設計使得可由一原來單管切割出本揭示內容的可操縱臂，除了較為經濟外還提供了連續性結構，更提供了透過螺圈的可伸縮性來伸縮可操縱臂，同時依賴材料本身的剛性來提供偏壓的可能性。在此實施方式中，第一側螺圈是被描述為能被打開或被關閉的肋條(ribs)，所述第二側則是脊柱(spine)。

【0020】 較佳是，該些螺旋圈沿著該可操縱臂的不同部位具有不同的螺距(spiral pitch)和/或間隔變化(spacing variations)，藉以使該可操縱臂的不同部位具有不同的可伸縮性(flexibility)。

【0021】 較佳是，遠端部分的伸縮性較近端部分更好，優點是能在拉動貼附在可操縱臂較遠端的導線時，避免較近端部分出現不欲求的變

形此也讓操作者得以在不影響其他近端的彎曲程度下，控制遠端部分的彎曲，以便更好的控制可操縱臂。

【0022】 較佳是，該些螺旋圈是藉由在管件上進行至少一次螺旋切割而形成的。

【0023】 較佳是，該可操縱臂更包含至少一個狹縫(slit)，位於第二側至少一個螺旋圈的邊緣上。此狹縫讓脊柱擁有某些延伸性(stretch-ability)，同時也提供可操縱臂的伸縮性。

【0024】 非必要的，該管件是由多個螺旋圈構成的管狀件，且該可操縱臂更包含兩列彼此對立的多個連軸器，分別沿著該管件對立的兩側設置，每一列中的每一連軸器係可轉動地連接兩個相鄰的螺旋圈，使得該對立設置的連軸器可形成第二側；該管件具有一軸，沿該管件長度方向設於該管件橫切面中心；且第一側與第二側彼此相對於管件之軸成正交。

【0025】 較佳是，該管件是由單一材料製成且具有連續結構(亦即，維持單片結構(a monolithic structure))。舉例來說，單件材料即為一根單管。連續結構優點是可完全依賴結構材料本身的強度和剛性(不需額外的接點或是連接方式)即能將個別部分連接在一起。

【0026】 或者，可操縱臂更包含一長形彈簧，與第二側相連，藉由額外結構的剛性來增強該偏壓。

【0027】 較佳是，可操縱臂的管件包含至少兩區段；與區段數目相同的導線，分別自該管件近端延伸出且設於管件內部，每一導線固定在每一區段的遠端，最遠區段的遠端即為管件的遠端，每一區段具有該管

件之一段曲率長度，使得當每一區段遠端被其相對應的導線拉動時可改變該區段的曲率。

【0028】 較佳是，每一區段可貢獻不同的移動平面，讓可操縱臂遠端尖端能更自由地移動。

【0029】 較佳是，可操縱臂該至少兩區段之每一區段的曲率改變係發生在不同平面上。

【0030】 較佳是，每一區段的剛性不同，使得靠近可操縱臂近端之區段的剛性較大，當拉動不同區段的導線時，能減少區段間的機械連接效應(mechanical coupling effect)。

【0031】 典型的，該可操縱臂係位於一傳送管(transmission tube)遠端；該傳送管沿著其軸的方向具有最小的可壓縮性及可延伸性，具有最大的扭曲剛性(twisting stiffness)以提供有效的扭矩(torque)及傳輸力(force transmission)，包括自拉動的導線傳送到可操縱臂及末端效應件上的力量。該傳送管包含一通道，該導線即螺旋鎖在該通道內；該導線近端與鈕(knob)和/或控制桿(lever)相連，用以拉動該導線，使得當該管件末端被傳輸管近端的導線拉動時，可改變該曲率。

【0032】 本發明第二態樣係有關於一種將一中空管製成一內視鏡手術用之可操縱臂的方法，包含：

(a) 提供該中空管，其具有一近端及一遠端，該遠端可裝上一手術末端效應件，且該中空管是以彈性材料製成；

(b) 沿著該中空管長度及圓周進行螺旋切割，以便沿著該中空管至少一側製造出多個間隙；

(c) 將一導線插入該中空管近端；及

(d) 將該導線貼附在該中空管上，該貼附是如下形式：

(i) 位於該中空管有多個間隙的那側；及

(ii) 遠離近端使得該導線延伸越過該些間隙。

【0033】 切割一根完整、中空管來形成本揭示內容的可操縱臂使得可操縱臂具有一連續結構。

【0034】 本揭示內容的方法容許將具有預選直徑的單一管材客製化成能適合內視鏡通道尺寸的可操縱臂。相反的，先前技術的方法，因為須組裝不同部件，因此較不易製造出可操縱臂。

【0035】 本揭示內容的方法較佳是更包含將該中空管固持在一彎曲位置；以及使該中空管能透過塑性變形(plastic deformation)或熱處理能記憶其休息時的彎曲狀態的步驟。

【0036】 本揭示內容的方法較佳是更包含以能夠在每一螺旋圈留下連接部以連接相鄰螺旋圈的方式切割該中空管。

【圖式簡單說明】

【0037】 為讓本發明的上述與其他目的、特徵、優點與實施例能更明顯易懂，所附圖式之說明如下：

【0038】 第1圖是用以比較的先前技術；

【0039】 第2圖是用以比較的先前技術；

【0040】 第3圖是依據本揭示內容一實施方式所繪示之裝置；

【0041】 第4圖繪示出可與內視鏡一起使用的兩個第3圖之裝置；

【0042】 第5圖是第4圖裝置的部分放大視圖；

【0043】 第5a圖是第5圖裝置裝上鑷子後的視圖；

【0044】 第5b圖是第5圖裝置裝上電動手術刀後的視圖；

【0045】 第6圖是以相當於第5圖實施方式之內視鏡原型上的攝像鏡頭拍攝的照片；

【0046】 第7圖繪示出在第5圖實施方式所發現的一種更具體實施態樣；

【0047】 第8圖繪示出第7圖實施方式的操作態樣；

【0048】 第9圖是製造第7圖實施方式的流程圖；

【0049】 第10圖繪示出第7圖實施方式中的一部分；

【0050】 第11圖繪示出第7圖實施方式中的一部分；

【0051】 第12圖繪示出第7圖實施方式中的一部分；

【0052】 第13圖為第12圖實施方式的另一視圖；

【0053】 第14圖為第12圖實施方式的另一視圖；

【0054】 第15圖為第12圖實施方式的一種變化；

【0055】 第16圖為依據第7圖實施方式繪示的一種實施方式；

【0056】 第17圖是製造第16圖實施方式的流程圖；

【0057】 第18圖為第16圖實施方式的技術圖；

【0058】 第19圖繪示出第16圖實施方式如何運作；

【0059】 第20圖繪示出另一種實施方式的運作；

【0060】 第21圖為第20圖實施方式的一種變化；

【0061】 第21a圖為第20圖實施方式的另一種變化圖；

【0062】 第22圖為第7圖實施方式的一種變化；

【0063】 第23圖是製造第22圖實施方式的流程圖；

【0064】 第24圖繪示出第22圖實施方式如何運作；

【0065】 第25圖繪示出第7圖實施方式可能的特徵；

【0066】 第26圖為第25圖特徵的一種變化；以及

【0067】 第27圖繪示出本發明更一般性的實施方式。

【實施方式】

【0068】 第1圖繪示出先前技術之內視鏡手術用的可操縱臂，用以與本發明進行對照。該可操縱臂包含彼此套接的彎曲段，可如望遠鏡般往外拉出或收合，其最薄的末端可延伸至最遠長度並與末端效應件(如，一對鑷子或鉤刀) 連接，每一段都可完全或部分拉出，以便能接觸到目標區域，但拉動導線並無法使該可操縱臂彎曲。

【0069】 第2圖繪示出先前技術內視鏡手術用的另一種可操縱臂。該可操縱臂大致為一長形件201，具有一系列由該長形件水平方向切割出的部位，內部並有兩條導線分別固定在長形件遠端兩相對立的水平側上。欲將長形件往一側彎曲時，須拉動一條導線同時並鬆開另一條導線，有如一對正反互相對抗的導線。

【0070】 第3圖繪示出本發明一具體實施方式，其為一可與內視鏡400一起使用之可伸縮的手術工具300。

【0071】 此可伸縮的手術工具300包含一傳送管307，構成此可伸縮的手術工具300的大部分長度。傳送管307的遠端303裝設有一可操縱臂301。可操縱臂301的遠端裝設有用以決定該手術工具300之功能的末端效應件403 (參考第4圖內的插圖)，如，鑷子、鉤刀、注射針頭、縫合工具等。

【0072】 第4圖繪示出一裝有兩個可伸縮的手術工具300的內視鏡400。內視鏡400是一種光學工具，能夠經口或肛門而伸入腸胃道(GI)並經操作而抵達腸胃道內意欲觀看的目標地區。內視鏡400可包含一影像播放器，連接在

其近端；以及一個光源和一具有大視野的照相機，連接在其遠端。經過光纖系統或感應晶片系統將照相機上的影像傳送到影像播放器上進行播放。

【0073】 典型腸胃道用的內視鏡400長度超過1公尺，具有兩個切片通道的內視鏡400的外直徑通常超過1.2公分，最常見的GI內視鏡400的內核一般設有一或兩個通道(其直徑分別在2.8毫米至3.7毫米之間)，一般稱為切片通道405或器具通道。為切片通道405有一通道入口413，位於內視鏡400的近端，以及一通道出口，位於內視鏡400的遠端411。可經由該通道入口將該彎曲的手術工具300插入該切片通道405內。第4圖的內視鏡400具有兩個切片通道405，每一個通道都可插入一個彎曲的手術工具300。

【0074】 第5圖是第4圖中插圖的放大圖，繪示出內視鏡400遠端411之蓋子401上的光源503和照相機501的配置方式。照相機501可提供手術位置、可操縱臂301及末端效應件403的即時影像，以引導外科醫師如何操縱可操縱臂301。

【0075】 第5a圖是可操縱臂301的遠端，其裝設有鑷子505作為末端效應件。第5b圖是可操縱臂301的遠端，其裝設有鉤刀507作為末端效應件。視可操縱臂301所欲達成的功能而可在其遠端裝設不同的末端效應件，例如注射針頭、縫合工具等。

【0076】 第6圖是照相機501所拍攝下的照片，顯示出兩個可操縱臂301，每一可操縱臂301末端都裝有一個末端效應件403，用來在組織上執行一特定操作。第6圖中的兩個可操縱臂301外部分別裝有一套管，以便於將可操縱臂301插入切片通道405時可減少摩擦並提供電氣絕緣。

【0077】在較佳實施方式中，傳送管307及可操縱臂301的外徑分別為2.7毫米或更小，以便能與大部分常用的GI內視鏡400的切片通道405匹配。傳送管307的長度可視意欲裝設可伸縮的手術工具300的內視鏡400的長度而有所變化。

【0078】可透過拉動螺設於該傳送管307至少一通道上的導線來移動或彎曲該可操縱臂301。某些導線的遠端固定在可操縱臂301的不同部位上，其餘導線的遠端則與末端效應件403相連。

【0079】凸出在該有曲度的手術工具300近端305外面的導線309的末端被連接到內視鏡400外部的轉接器(adaptor)(未繪出)上。轉接器可以是紐(knobs)、滑輪(polleys)、或控制桿(levers)，用以單獨連接每一導線末端。轉動或拉動每一紐、滑輪、或控制桿即可拉動相應的導線。拉動導線的近端可使該有曲度的手術工具300移動或彎曲，或致動其上的末端效應件403。也可利用電子元件及軟體來機械式地操作該紐、滑輪、或控制桿，以控制該彎曲的手術工具300或末端效應件403的移動。

【0080】手術時，外科醫師將內視鏡400插入患者體內並將之移動到GI中預定到達的位置處，再透過轉接器拉動或放鬆延伸在內視鏡400近端外部的導線。

【0081】第7圖繪出可操縱臂301的主要部分，其係藉由在金屬管上切割出多個管狀螺圈707而成，或是將金屬管切割成一螺旋盤升的金屬帶。此可操縱臂301在休息狀態時是彎曲的，因此具有一外凸側703及一內凹側701。在內凹側701上，迴圈的邊緣彼此靠近，每一邊緣與相鄰螺圈對應的邊緣鄰接，防止內凹側701之螺圈被壓縮。如此，可為管狀螺圈

707的內凹側701提供一條脊柱。在外凸側703上，螺圈的邊緣彼此分開，因此形成自脊柱延伸而出的肋條。內凹側701上肋條的邊緣能夠移動以彼此靠近或分開，好讓脊柱能夠伸縮。可將可操縱臂301伸成拉直狀態或彎曲至另一相反側。但是，金屬本身是一種彈性材料，當彈力消除時，可提供可操縱臂301一個偏壓，讓其回復原來形狀。

【0082】第8圖繪示出可操縱臂301的一系列作動圖。圖中顯示用來控制可操縱臂301的導線309末端延伸通過可操縱臂301的核心並連接至其遠端或靠近遠端的肋條上。為清晰起見，將導線309繪成實線，但習知技藝者應能理解大部分的導線309都是隱藏在可操縱臂301的內部。導線309末端可經由鈕(knob)、皺摺或其他方式被固定在肋條上。可操縱臂301可由多個螺圈組成或以一條管子沿其側邊切割成多個區段方式製成。

【0083】第8圖最左側的小圖(第8a圖)繪示出處於休息狀態下的可操縱臂301，其具有一個曲率，脊柱成內凹狀態。肋條位於外凸側，以容納該曲度。當導線被拉動時，某些肋條彼此靠近使得脊柱被拉直(第8b圖)。進一步拉動導線309，使肋條更靠近彼此則可反轉可操縱臂301的曲率，朝遠離原來方向彎曲(第8c圖)。放鬆導線可實現偏壓，讓可操縱臂301恢復到休息狀態下的形狀。此偏壓也讓原本需設置的第二條導線變得多餘(即，須藉由拉動第二條導線方可使可操縱臂301回復原來形狀)。

【0084】因此，可在一平面中移動可操縱臂301，使其從原來彎曲方向朝向另一方向彎曲。此也使得可操縱臂301末端的效應件403能操控組織。相較原本兩條導線的設計，此種一條導線的設計在使用上更容易。此外，第二條導線的存在會佔據可操縱臂301內寶貴的空間。

【0085】第9圖繪示出一種製造可操縱臂301的較佳實施方式。首先，需要一根由超彈性材料製成的管901，其直徑小到能夠通過內視鏡400的切片通道405。若要能被廣泛運用，其直徑較佳是2.7毫米或更小。傳輸管307具有類似的小直徑，因此可順利通過切片通道。超彈性材料是指那些受力後可大幅度形變且在外部力量被移除後可立即回復原來形狀的材料，例如，鎳鈦(nitinol)、及下列合金：Cu-Zn、Cu-Al-Ni、Au-Cd、Au-Cu-Zn及In-Tl。

【0086】沿著管901的長度方向螺旋切割，如第9a圖所示，以將管901變成多個管狀螺圈707。可利用精準器械，例如雷射切割，電腦數值控制(computer numerical control, CNC)研磨或其他適合方式來進行切割。第9圖繪示出用來切割管901的雷射源903。

【0087】在管901的側邊進行其他切割，以將每一螺圈上的一小部分907移除或切除，進而在每兩個相鄰接的螺圈間創造出一個間隙905，並提供肋條909(第9b圖)。間隙905讓肋條909彼此靠近來容納脊柱911朝向肋條909那側的彎曲。此外，肋條909也能彼此遠離來容納脊柱911朝向脊柱那側的彎曲(第9c圖)。在管901形成脊柱911的另一側的螺圈間切割，使具有最小間隙905。

【0088】需要對管901的整個圓周做螺旋切割，包括在管901形成脊柱911的那側上進行螺旋切割。因此，脊柱911上的螺圈邊緣也被切割並彼此分開。但是，脊柱上每一螺圈邊緣與相鄰接另一螺圈邊緣彼此緊鄰，以防止當拉動導線309來伸縮可操縱臂301時脊柱911被壓縮。

【0089】或者，在其他實施方式中，只對管901的一側切割出間隙905，用來形成肋條909，而不對管的整個圓周進行螺旋切割，如此使得管901用來形成脊柱911的另一側保持完整無切割。

【0090】或者，將可操縱臂301固定在欲求形狀及熱處理或形變，來使材料本身記得該形狀。

【0091】第10圖和第11圖是肋條909和脊柱911的技術圖，脊柱911並無彎曲。第10圖的左圖顯示可操縱臂301的外觀圖，右圖則是沿著j-j方向的橫切面圖。第11圖的左圖是沿著h-h方向的橫切面圖，右圖則是可操縱臂301的相對應外觀圖。

【0092】可改變螺旋模式來改變螺距(L)、間隔變化(spacing variations)(M)、螺旋次數、切口厚度、切割形狀、狹縫位置和大小。可調整前述這些因素來改變脊柱911的彎曲模式、移動範圍及剛性，且可依據手術應用來挑選適合的變數，藉以使該可操縱臂的不同部位具有不同的可伸縮性(flexibility)。因此，可改變預定曲率的程度及形狀來滿足不同的手術要求(例如，一器械末端效應件所需特定的攻擊角度)。

【0093】可透過改變間隙及螺圈的結構，來調整可操縱臂301的剛性、伸縮性及彈性。舉例來說，如果螺圈太厚，可操縱臂的伸縮性會變差且過於僵硬(剛性強)。相反的，如果螺圈較窄，則可操縱臂的伸縮性會較好。螺圈之間的間隙大小、每一螺圈的寬度、間隙的傾斜度(螺距)、間隙彼此緊密程度，都會影響可操縱臂的剛性、伸縮性及彈性。一般來說，間隙愈大和螺圈密度愈高，管件的伸縮性及形變能力愈好。即使在可操縱臂並非螺圈而只是沿著管件一側切出許多間隙的實施方式中，對間隙做相

同的改變也會對管件的伸縮性產生類似的變化。因此，可僅藉由將遠端進行較精密的切割(如，提高螺圈數或切除較多部分)且近端較不精密的切割(如，減少螺圈數或切除較少部分)，即可讓可操縱臂的遠端具有較大伸縮性而近端具有較小的伸縮性。此種方式的優點是可避免當貼附在可操縱臂較遠端的導線被拉動時，造成較近端上不欲求的形變，如此可讓遠端不會失掉對近端感應性的控制，也讓可操縱臂變得更靈巧。

【0094】可操縱臂301是由一可提供連續結構(continuum structure)的單塊金屬製成。連續結構是指須使整體材料形變(而不是移動個別彼此連接的關節)，方能連續彎曲其整體結構者。換言之，連續結構典型是由一整塊材料製成。此外，連續結構也沒有尖銳的彎折或是會造成很大應力的彎曲，連續結構只會有緩慢逐步變化的曲率或是直線。如此，材料的分子或元素結構可為連續結構提供強度、剛性、彈性及伸縮性。

【0095】使用連續結構可避免須組裝個別、單獨部件成為可操縱臂301，同時還能克服先前技術中既有的問題，包括將複雜、單獨存在的部件組裝成可操縱臂需要許多勞力，且組裝成的可操縱臂體積太大僅能用於特定內視鏡等問題。此外，使用連續結構還可縮短製造時間、降低複雜性及成本。相較於本發明實施方式，先前技術的可操縱臂包含個別部件，其在休息狀態下無法被彎曲，因為該些部件無法透過加熱來維持其對一位置的記憶。此外，用於連續結構的材料可為可操縱臂提供足夠的強度和剛性以於手術中取回/舉起組織，但由個別部件組裝成的結構就無法利用其材料本身特性來做這些事。

【0096】用來引導導線309的網眼2201(參見第22圖)較佳是設於肋條內表面上。這些網眼讓導線309可軸向傳輸以幫助致動脊柱911，同時限制導線309對抗可操縱臂301的內表面。網眼可用單獨製造出來的額外部件方式被組裝在可操縱臂301上。

【0097】第12圖繪示本發明第二實施方式，其中在每一相鄰的肋條909間設有連軸器1201 (coupling joints 1201)，用來防止肋條909變寬或是徑向滑動或是繞著可操縱臂301的長軸扭轉。第13及14圖分別是第12圖的對應圖示，除了第12圖顯示其休息時呈現彎曲狀態。

【0098】連軸器1201可由第13a圖上看出，設於可操縱臂301相對立的兩側上。在外凸側上以及內凹側上的肋條909邊緣彼此間隔一段距離。因此，與前述實施方式不同的是，脊柱並非由外凸側上鄰接的肋條來界定。相反的，是由可防止肋條909被壓縮的連軸器1201來界定，且連軸器1201以沿著可操縱臂301的長度排成兩列，使得肋條909繞著連軸器1201轉動，且脊柱可向任一側彎曲。換言之，肋條909與脊柱係相對於管件901的長軸彼此成直角相交。

【0099】連軸器1201讓發生在連接轉動平面外的彎曲或扭動情況極小化，並可防止形成肋條909的螺圈於徑向上變得鬆散或變大。一般來說，當可操縱臂301伸縮時，連軸器1201不會為可操縱臂301提供額外的剛性來幫助可操縱臂301回復原本的形狀。仍由組成可操縱臂301之連續結構的材料來提供所需的彈性和偏壓。

【0100】導線309(未繪出)在可操縱臂301內延伸，且固定在其最遠端肋條909邊緣上，該邊緣是外凸側上的肋條909的一部分。拉動導線309

可使每一肋條909繞著其相應連軸器轉動，進而致動肋條909，並使可操縱臂301彎曲。彎曲僅代表改變可操縱臂的曲率，因此彎曲也代表由原本拉直狀態將手臂彎曲或由原本彎曲狀態將手臂拉直。彎曲讓外凸側上肋條909的邊緣彼此靠近，同時打開內凹側上肋條909的邊緣。進一步拉動導線309可使彎曲反轉，讓可操縱臂301朝相反側彎曲。當鬆開方才拉動的導線時，可操縱臂301會自然回到其原本記憶的形狀。

【0101】本實施方式也是藉由切割一單件鎳鈦管來實施。切除管的少許部分以創造出多個螺旋盤升的螺圈，這些螺圈也構成可操縱臂301的肋條909。但是，切割也在每一肋條909一側留下一個公連軸器(male coupling joint)，以及每一肋條909另一側留下一個母連軸器(female coupling joint)。在此情況下，「側(sides)」並非指整條管的水平側，而是螺圈每一肋條的側邊。如圖所示，每一肋條909下側的公連軸器可與相鄰肋條909上側的母連軸器彼此配接。由管件切割出可操縱臂301後，將其保持在欲求的彎曲位置，其係讓所有公、母連軸器彼此配接後加熱使其記住彎曲位置及形狀。

【0102】在本實施方式的某些變化中，管件兩側連軸器上可分別貼附有導線，用來使管件向任一側彎曲。在這些變化的實施方式中，管件可有或無被預先彎曲。彈性材料製成的管件可僅使用一條導線即可讓管件伸縮並朝向相反側彎曲，並利用偏壓的力量恢復至其原有形狀。

【0103】第14圖繪示出個別、尚未配接的公連軸器1401及母連軸器1403面向相鄰接肋條909那面。公連軸器1401包含一連有圓頭的頸部，其能與包含有圓形間隙之顎部(jaw)的母連軸器1403配接。圓形顎部能著

圓頭轉動以作動肋條909。在製造連續結構的過程中，已將公連軸器1401及母連軸器1403配接好，第14圖僅示為了闡述目的而將其分開來繪製。

【0104】第12圖實施方式的優點是同時組合了連續結構的好處(整體物件，沒有個別獨立存在的部件，因此製造容易、容易縮減尺寸、可依據管材的結構來選擇欲求的剛性以及因順服性而有的內隱的拮抗力)及關節式彎曲段的好處(例如，為使軸向壓縮及平面外彎曲被極小化的機械限制)。

【0105】第15圖繪示出另一更簡化的連軸器設計。在此實施方式中，公連軸器1401僅是一個簡單的圓頭，沒有頸部部分；而母連軸器1403則是一個淺支架(shallow cradle)，因此母連軸器不需要像前述須攀附在圓頭處方能與公連軸器配接，因本實施方式中，公連軸器1401並不含頸部。

【0106】目前為止所描述的實施方式僅能在一平面上伸縮可操縱臂以將其彎曲或拉直。為了能在多平面上作動，本實施方式將其模組化，由同一管件上切出不同區段作為較大型可操縱臂301的不同部件。第16圖繪示出由單一管件製成的可操縱臂301，其被切割出兩區段類似第7圖的相連螺圈707。此兩區段螺圈707彼此具有相同軸心但偏移角度不同，使得彼此可於不同平面上彎曲。因此，管件上部1601的脊柱911(上部是指圖中上方部)面向一方向，但管件下部1603的脊柱911卻面向另一方向。可利用一條導線309來作動上部1601使其在第一平面上移動，並利用另一條導線309來彎曲下部1603使其在第二平面上移動。移動下部1603也可同時移動上部1601，因為上部1601是由下部1603延伸出去的。整體來

說，這種設計讓手術醫師有較大的自由度來引導可操縱臂301的末端效應件403。

【0107】須知在本發明實施方式中所謂「同軸(co-axial)」一詞並不代表該軸係處於拉直狀態下，只要該軸是順著可操縱臂301彎曲形狀呈彎曲且連續狀態即可。

【0108】第17圖繪示出用來製造具有多個區段之可操縱臂301的方法。首先，如第17a圖所繪示，先沿著整個管901進行螺旋切割，以產生多個管狀螺圈707，接著，如第17b圖所示，進一步切割管狀螺圈707一側以移除每一螺圈頂端一小部分材料907，如此可在螺圈間製造出多個間隙905，進而形成肋條909。可對管件下部多個管狀螺圈707另外一側做類似的切割，結果就產生下部的脊柱911與上部的脊柱911是分別形成在管件901不同側這樣的結果。因此，上部1601可如第17c圖所示往一方向彎曲，但下部1603可如第17d圖所示往另一方向彎曲。第18圖是管件細部圖，顯示如何切割出與上部1601之脊柱911位於不同側的下部1603之脊柱911。最後，固持上部1601後往一方向彎曲，並固持下部往另一欲求形狀方向彎曲，然後，加熱(未繪出)，使管件能記住所有形狀。

【0109】須知，上述切割管件並使上部與下部脊柱分別往相反方向彎曲乃是選擇性實施的步驟，此代表上部與下部可於同一平面上往兩個彼此相反的方向彎曲。或者，上部脊柱與下部脊柱可沿著相同軸彼此偏移一個角度。

【0110】第19圖繪出第16圖的操作方式。在此圖中，可操縱臂301的上部1601在休息時是朝左彎曲，下部1603在休息時則是朝右彎曲，因此，可操縱臂301呈現反S字型 (inverted letter S)的形狀。可拉動位於可操縱

臂301內部一條導線(該條導線是固定在上部1601最遠端肋條上)來減少上部1601的曲率。當進一步拉動該條導線時，可反轉該區率使朝向肋條側彎曲。

【0111】類似的，拉動導線309可將下部1603拉直。如果進一步拉動導線309，可反轉該曲率使朝向肋條側彎曲。在此情況下，導線309是位於可操縱臂301內部並固定在下部1603靠近遠端的肋條上或是固定在上部最近端上。因此，下部1603最遠端肋條正好是位於上部1601脊柱911下方的肋條。當充分拉動兩條導線時，會使呈反S字型可操縱臂301翻轉，使得位於上部1601和下部1603的全部肋條都關上。

【0112】第20圖繪示出另一種實施方式，其包含組成先前實施方式中的不同部件。為製作出第20圖的實施方式，以不同方式切割金屬管，使得每一區段都能往一個不同方向彎曲，並在可操縱臂301內部設置與區段數目相對應數目的導線，每一條導線都固定在個別區段的最遠端，以控制該區段的彎曲。

【0113】第20a圖顯示本實施方式中休息狀態下的可操縱臂301。第20b圖繪示出不同區段可分別透過導線309而移動或彎曲。

【0114】第20圖中的可操縱臂301包含4個區段2001、2003、2005、及2007。第一區段2001類似第12圖實施方式，在此區段下方即為第二區段2003及第三區段2005，其共同組成第16圖的實施方式。

【0115】第一區段2001與第二區段2003在軸向上呈彼此偏離狀態，使得第一區段2001能往第一平面2009彎曲，而第二區段2003能往第二平面2011彎曲，且第一與第二面彼此互成一夾角。同樣的，第二區段2003

與第三區段2005在軸向上呈彼此偏離狀態，使得第三區段2005能往第三平面2013彎曲，且第三與第二面彼此互成一夾角。因此，第一、第二及第三區段2001、2003、2005能各自在不同平面2009、2011、2013上移動，據以提供可操縱臂301三種不同角度的操作自由。

【0116】第四區段2007是一段連接段，用來與傳送管307上相應的連接器連接，例如透過焊接、膠黏、或機械式連接。較佳是，在連接後若由內視鏡近端扭轉傳送管時，可操縱臂301仍可轉動。

【0117】第21圖是第20圖實施方式的一種變形。可操縱臂301的主要區段包含繪示於第16圖的實施方式，兩端上分別連接有第12圖的實施方式。近端上配有連接器，用來連接傳送管。因此，本實施方式的可操縱臂301去有4個區段，且可各自在不同平面上彎曲。

【0118】第21a圖繪示出另一種實施方式。本實施方式包含底部的連接器、接續其後的是如第12圖實施方式的第二區段(a second section)、接著是如第16圖實施方式的兩段式區段(two-sectional embodiment)。末端效應器就焊接在第16圖實施方式的遠端上。在本實施方式中，兩段式區段的伸縮性較第二區段更好，因為兩段式區段中的間隙較大之故。類似的，第15圖實施方式中的可操縱臂301包含一個伸縮性較高的遠端，以及另一與之相連但伸縮性較差的近端。

【0119】第22圖繪示出另一種實施方式，其包含如第7圖實施方式的脊柱911，其上設有多個開放的狹縫2203。該些狹縫2203並非環繞可操縱臂301整個圓周設置，而是從可操縱臂一側切入脊柱911。較佳是，透過切除脊柱911上一小薄片材料來形成狹縫2203。設置狹縫2203目的在

從結構上減少鎳鈦管本身的抗性，使得當由肋條側拉動導線309時，更容易將脊柱911拉直。須知即使在此狀況下，亦即有狹縫2203存在下，脊柱911仍明顯不易被壓縮。也可選擇性地切除更多材料，來使本實施方式的可操縱臂遠端的伸縮性較近端更好。

【0120】第23圖繪示出以雷射903螺旋切割一金屬管901來製造出肋條的方法。第23圖所示的螺旋切割並不是延著整條管的長度一次性地切割出多個管狀螺圈。如果是這樣，所得結構會太薄或太脆弱，進而無法對個別螺圈再切除以製造出狹縫。相反的，第23圖所示的螺旋切割是每次僅對一小段長度做螺旋切割，接著立即對所切出的管狀螺圈進一步切割，除去一小片材料，以利後續形成脊柱。接著，從上一次螺旋切割停止的地方，再接著往下螺旋切割，並移除其上另一小片材料，直到獲得如第23(c)圖所示可操縱臂301為止，將其往欲求方向彎折後，加熱，使材料能記得彎曲的形狀，其中脊柱是位於內凹側且肋條是位於外凸側。

【0121】第24圖繪示出第22圖之可操縱臂的運作方式。第24(a)圖顯示第22圖之可操縱臂在休息時的狀態。第24(b)圖顯示可操縱臂被拉直後且狹縫處於打開時的狀態。第24(c)圖顯示反轉可操縱臂的曲率使其往另一相反方向伸縮後狹縫處於更打開時的狀態。

【0122】第25圖繪示出第7圖實施方式的另一種變形，其透過在脊柱內表面加上一種強化元件2501(例如，一種與脊柱911形狀相符的剛硬且彎曲的物件)來增強脊柱911的剛性。當最遠端肋條被鬆開時，強化元件2501可透過改善傳輸反應時間以及減少機械性遲滯(mechanical hysteresis)來幫助脊柱911更快的恢復其原有形狀。強化元件2501具有足

夠的可伸縮性來讓脊柱911被拉直。在本實施方式中，繪示的導線與可操縱臂的曲率並不完全相符，目的在顯示並非每種狀況都需要導線引導件來引導導線的傳輸。

【0123】第20圖實施方式中脊柱911的每一不同區段都可配置有如上的強化元件。

【0124】第26圖為另一種實施方式，其中強化元件2501並非由極具伸縮性的材料製成，而是在其兩端上加上彈簧2601。彈簧2601被固定在脊柱911內部適合的位置處。當可操縱臂301被伸縮時即可使彈簧2601被拉伸。但是，彈簧2601僅能強化可操縱臂301的偏壓，以便在最遠端肋條909被鬆開時，能迅速恢復其記憶的形狀。如此可改善傳輸反應時間並減少機械性遲滯，亦即，可更容易在可操縱臂301上看見拉動導線309所產生的效應。

【0125】為進一步改善可操縱臂301的反應性，所有與可操縱臂301連接的導線最好是預先已拉緊的(pre-tensioned)。亦即，所有的導線309都是繃緊的，等待可操縱臂301上各區段因被導線309拉動而產生移動。如果導線309處於未拉緊狀態，就可能出現回彈(backlash)，造成可操縱臂301在回應導線的拉動時出現延遲。

【0126】第27圖繪示出更一般性的實施方式，其中可操縱臂301包含一中空長形件2701，其在軸的一側(圖示為X)彈性較佳，另一側(圖示為Y)則較為僵硬。中空長形件是經模製、脫模或加熱後製成休息狀態下永久朝向僵硬側彎曲的形狀。中空長形件的材料在休息狀態下能保持彎曲但又具有充分的彈性，能夠在施加適當力量後被拉直或朝向另一側彎曲。一

如先前的實施方式，彎曲時的曲率與偏壓讓僅使用一條導線就足以使可操縱臂301能掃過(或擺盪橫越)一個平面。中空長形件可由兩種不同聚合物以共擠出成型方式製成，使得中空長形件的兩側分別由不同聚合物形成。外凸側可由較為僵硬的材料製成，因此當以導線309拉動可操縱臂301的遠端時，可操縱臂301不會因此縮短。內凹側可由較能膨脹擴張的材料製成，因此可被拉伸來容納可操縱臂301的伸縮。

【0127】截至目前為止所描述的實施方式都有一條導線309，固定在管件一側，該側即為最遠離脊柱的那側。如此可使當拉動鄰近的肋條來彎曲脊柱時，有較多操作空間。但是，本發明也涵蓋將導線固定在彎曲管件之脊柱側的實施態樣。

【0128】因此，能與內視鏡400一同使用來控制手術工具之可操縱臂301包含有：一管件，具有一近端及一遠端，且該遠端可裝上一手術末端效應件，及該管件是以彈性材料製成；一導線，從該管件近端內部延伸而出且貼附在該管件遠端和該管件一側；該管件有一段長度係具有曲率，且該曲率會隨著該管件末端被該導線拉動而改變；且該彈性材料的彈性讓該管件具有一偏壓(bias)，使得當該管件末端不再被拉動時可反轉該改變的曲率。

【0129】雖然上文實施方式中揭露了本發明的具體實施例，然其並非用以限定本發明，本發明所屬技術領域中具有通常知識者，在不悖離本發明之原理與精神的情形下，當可對其進行各種更動與修飾。

【0130】舉例來說，雖然本文將螺圈描述為管件上形成的切割，但在某些實施方式中，肋條可以僅是自彎曲脊柱上延伸出來的部分，其一端連接在脊柱上另一端則是自由懸臂狀態(freely cantilevering)。

【0131】舉例來說，可伸縮的手術工具300可與其他類似內視鏡400的裝置(例如，鼻腔內視鏡400或尿道電切除鏡等)一起使用。若這些裝置沒有內部通道供插入可伸縮的手術工具300，可在裝置上設置一個額外、可撕除的套管，來創造出一條可讓可伸縮的手術工具300通過的通道。

【符號說明】

【0132】

201：長形件

300：可伸縮的手術工具

301：可操縱臂

303：遠端

305：近端

307：傳送管

309：導線

400：內視鏡

401：蓋子

403：末端效應件

405：切片通道

411：遠端

413：通道入口

501 ：照相機

503 ：光源

505 ：鑷子

507 ：鉤刀

701 ：內凹側

703 ：外凸側

707 ：管狀螺圈

901 ：管

903 ：雷射源

905 ：間隙

907 ：小部分材料

909 ：肋條

911 ：脊柱

1201：連軸器

1401：公連軸器

1403：母連軸器

1601：上部

1603：下部

2001、2003、2005、2007：區段

2009：第一平面

2011：第二平面

2013：第三平面

2201：網眼

2203：狹縫

2501：強化元件

2601：彈簧

2701：中空長形件

【發明申請專利範圍】

【請求項1】 一種內視鏡手術用的可操縱臂，包含：

一管件，具有一近端、一遠端以及一連續結構，且該遠端可裝上一手術末端效應件，及該管件是以彈性材料製成；

一導線，從該管件近端內部延伸而出且貼附在該管件遠端和該管件一側；

該管件有一段長度係具有曲率，且該曲率會隨著該管件末端被該導線拉動而改變；且

該彈性材料的彈性讓該管件具有一偏壓(bias)，使得當該管件末端不再被拉動時可反轉該改變的曲率。

【請求項2】 如請求項 1 所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中

該管件沿著其軸長設有一第一側與一第二側，該第一側較該第二側更能被壓縮，該第二側較該第一側更不易被壓縮，且貼附有該導線的該管件之該側為第一側，當拉動導線時會壓縮該第一側造成該管件之曲率改變。

【請求項3】 如請求項 2 所述之內視鏡手術用的可操縱臂，更包含多個設於該第一側之間隙，使該第一側可被壓縮。

【請求項4】 如請求項 3 所述之內視鏡手術用的可操縱臂，更包含多個設於該管件內部之導線引導件，用以引導該導線。

【請求項5】 如請求項 2-4 任一項所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中該管件在休息狀態時係彎曲的，使其具有一內凹側和一外凸側，且該外凸側為該第一側。

【請求項6】 如請求項 5 所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中該管件是由多個螺旋圈構成的管狀件，該管件的曲率使得第一側該些螺旋圈的邊緣彼此分開因而產生前述該些間隙，且第二側該些螺旋圈的邊緣彼此緊靠其相鄰螺旋圈的邊緣，且該第一側與第二側分別位於該管件的對立面。

【請求項7】 如請求項 6 所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中該些螺旋圈沿著該可操縱臂的不同部位具有不同的螺距(spiral pitch)和/或間隔變化(spacing variations)，藉以使該可操縱臂的不同部位具有不同的可伸縮性(flexibility)。

【請求項8】 如請求項 6 所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中該些螺旋圈是藉由在該管件上進行至少一次螺旋切割而形成的。

【請求項9】 如請求項 6 所述之內視鏡手術用的可操縱臂，更包含至少一個狹縫，位於第二側至少一個螺旋圈的邊緣上。

【請求項10】 如請求項3所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中該管件是由多個螺旋圈構成的管狀件，且該可操縱臂更包含；

兩列彼此對立的多個連軸器，分別沿著該管件對立的兩側設置，每一列中的每一連軸器係可轉動地連接兩個相鄰的螺旋圈，使得該對立設置的連軸器可形成第二側；

該管件具有一軸，沿該管件長度方向設於該管件橫切面中心；且

該第一側與第二側彼此相對於該管件之該軸成正交。

【請求項11】 如請求項1所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中該管件是由單一材料製成且具有連續結構。

【請求項12】 如請求項1所述之內視鏡手術用的可操縱臂，更包含一長形彈簧，與第二側相連，用以增強該偏壓。

【請求項13】 如請求項1所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中

該管件包含至少兩區段，

至少兩條導線，分別自該管件近端延伸出且設於管件內部，

每一導線固定在每一區段的遠端，最遠區段的遠端即為管件的遠端，

每一區段具有該管件之一段曲率長度，使得當每一區段遠端被其相對應的導線拉動時可改變該區段的曲率。

【請求項14】 如請求項13所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中該至少兩區段之每一區段的曲率改變係發生在不同平面。

【請求項15】 如請求項1所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中

該可操縱臂係位於一傳送管(transmission tube)遠端；

該傳送管包含一通道，該導線即螺旋鎖在該通道內；

該導線近端與鈕(knob)和/或控制桿(lever)相連，用以拉動該導線，使得當該管件末端被傳輸管近端的導線拉動時，可改變該曲率。

【請求項16】 如請求項1所述之內視鏡手術用的可操縱臂，其中該手術末端效應件是鑷子、鉤刀(diathermy knife)、注射針頭、或縫合工具。

【請求項17】 一種將一中空管製成一內視鏡手術中用以操作一末端效應件之可操縱臂的方法，包含：

(a) 提供該中空管，其具有一近端及一遠端，該遠端可裝上一手術末端效應件，且該中空管是以彈性材料製成；

(b) 沿著該中空管長度及圓周進行螺旋切割，以便沿著該中空管至少一側製造出多個間隙；

(c) 將一導線插入該中空管近端；及

(d) 將該導線貼附在該中空管上，該貼附是如下形式：

(i) 位於該中空管有多個間隙的那側；及

(ii) 遠離近端使得該導線延伸越過該些間隙；

其中，該可操縱臂具有一連續結構。

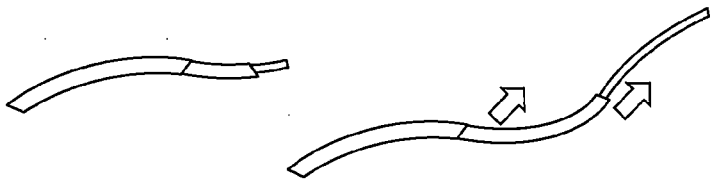
【請求項18】 如請求項17所述之方法，更包含：

將該中空管固持在一彎曲位置；

使該中空管能透過塑性變形(plastic deformation)或熱處理能記憶其休息時的該彎曲狀態。

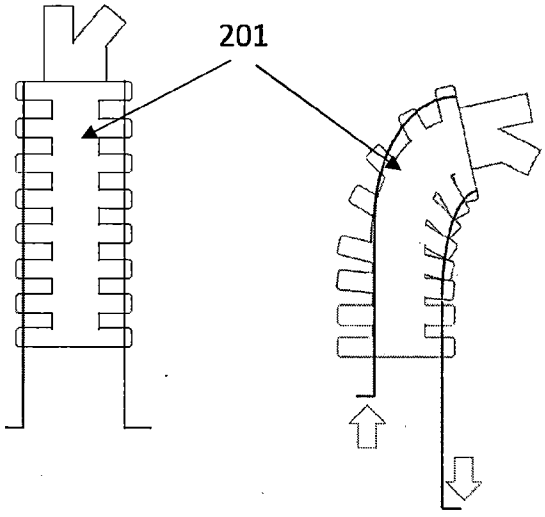
【請求項19】 如請求項17所述之方法，更包含以能夠在每一螺旋圈留下連接部以連接相鄰螺旋圈的方式切割該中空管。

【發明圖式】



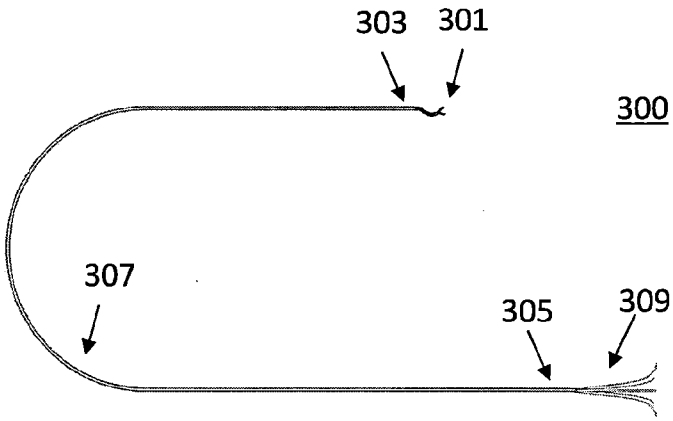
先前技藝

第 1 圖

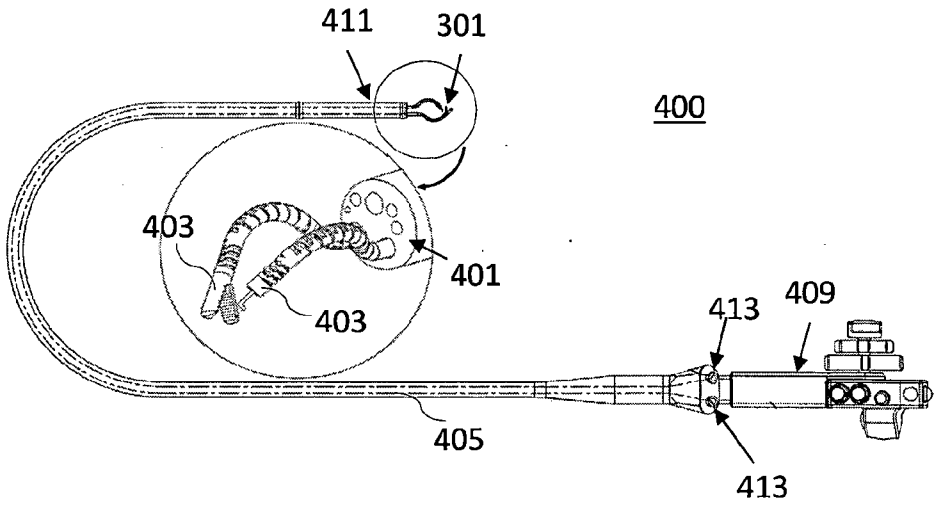


先前技藝

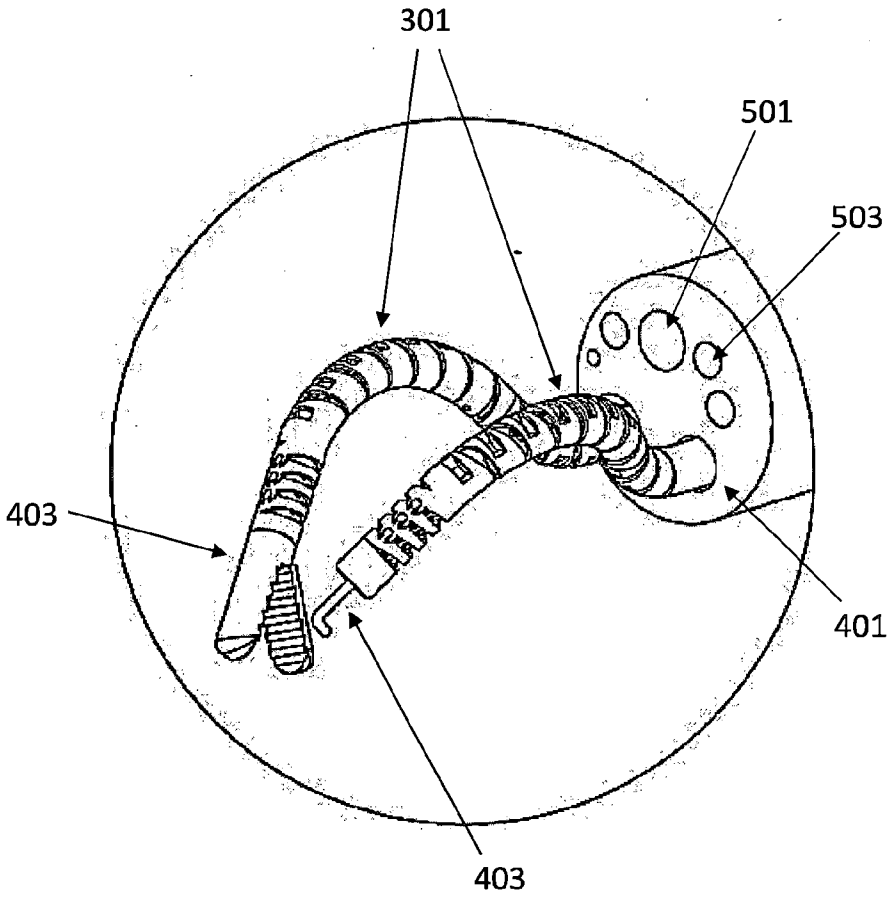
第 2 圖



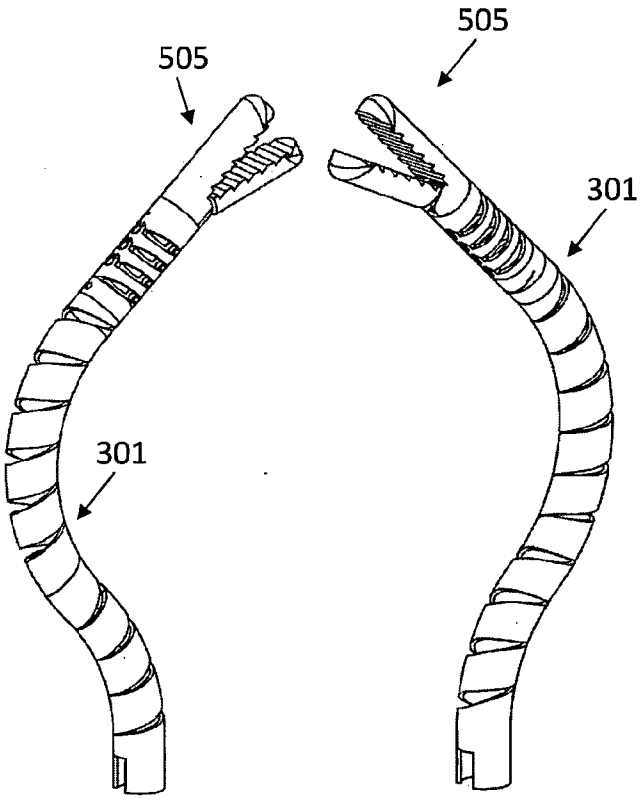
第 3 圖



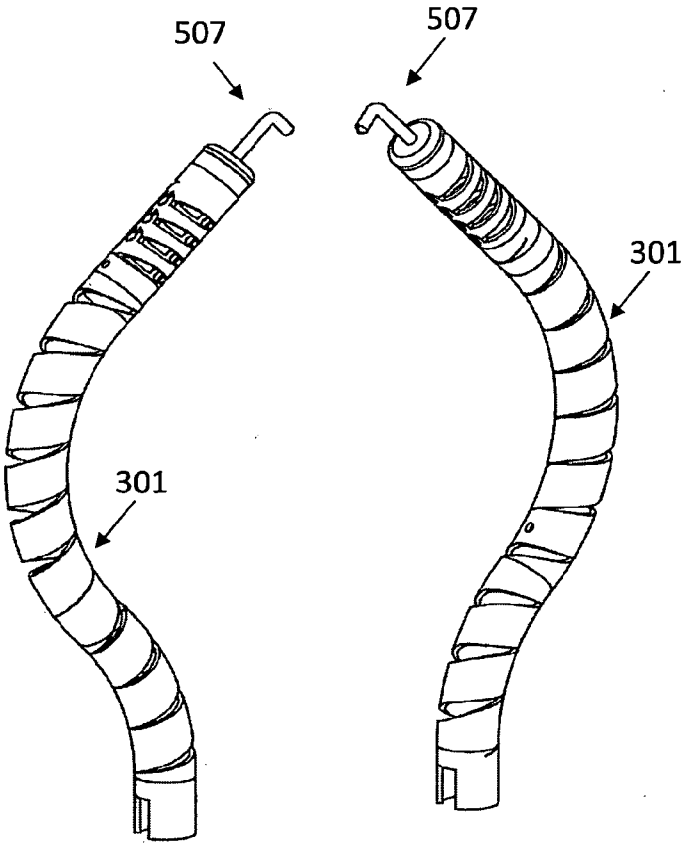
第 4 圖



第 5 圖



第 5a 圖

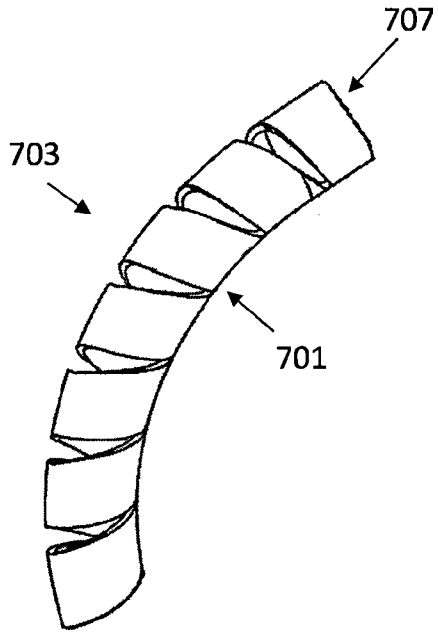


第 5b 圖

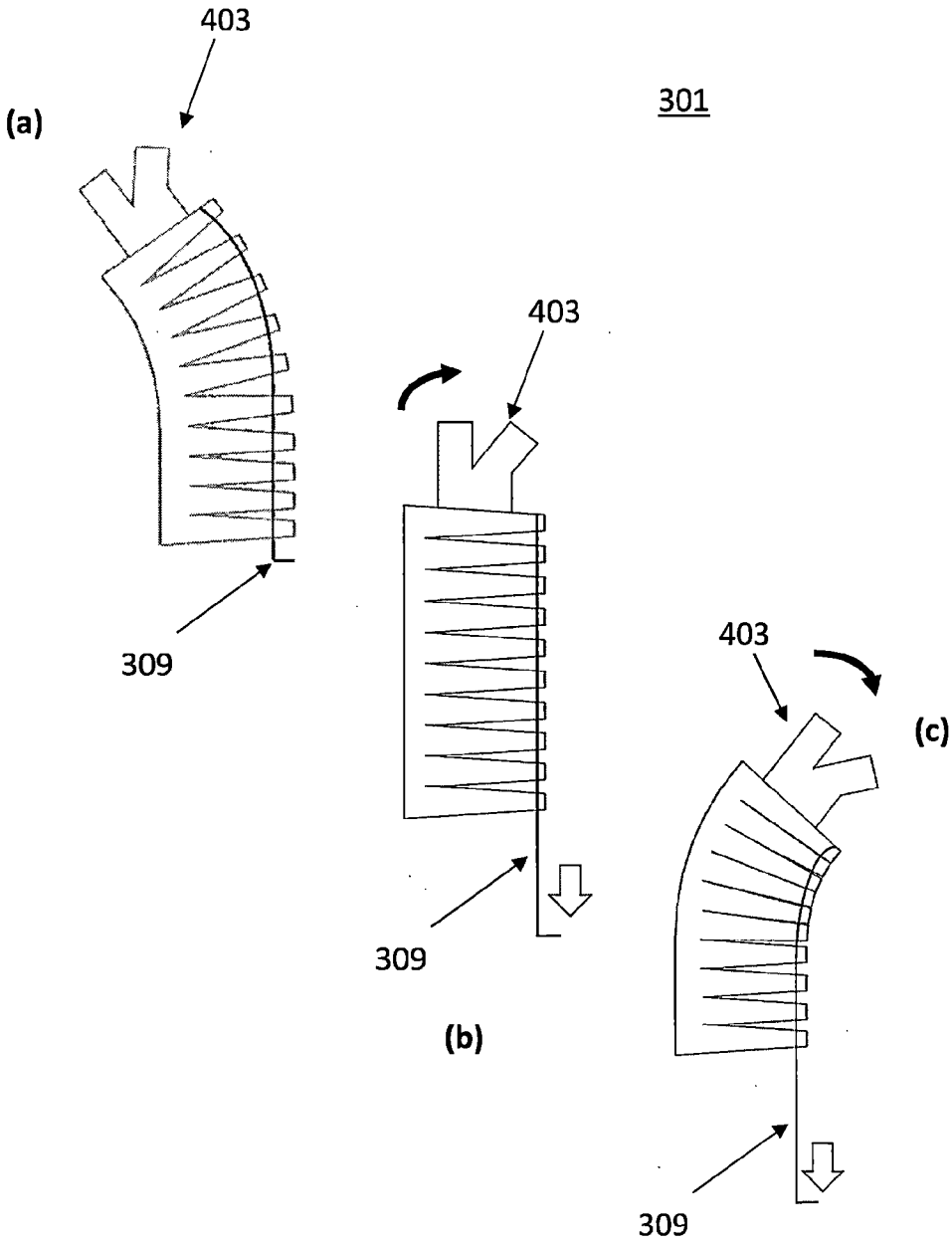
202404525



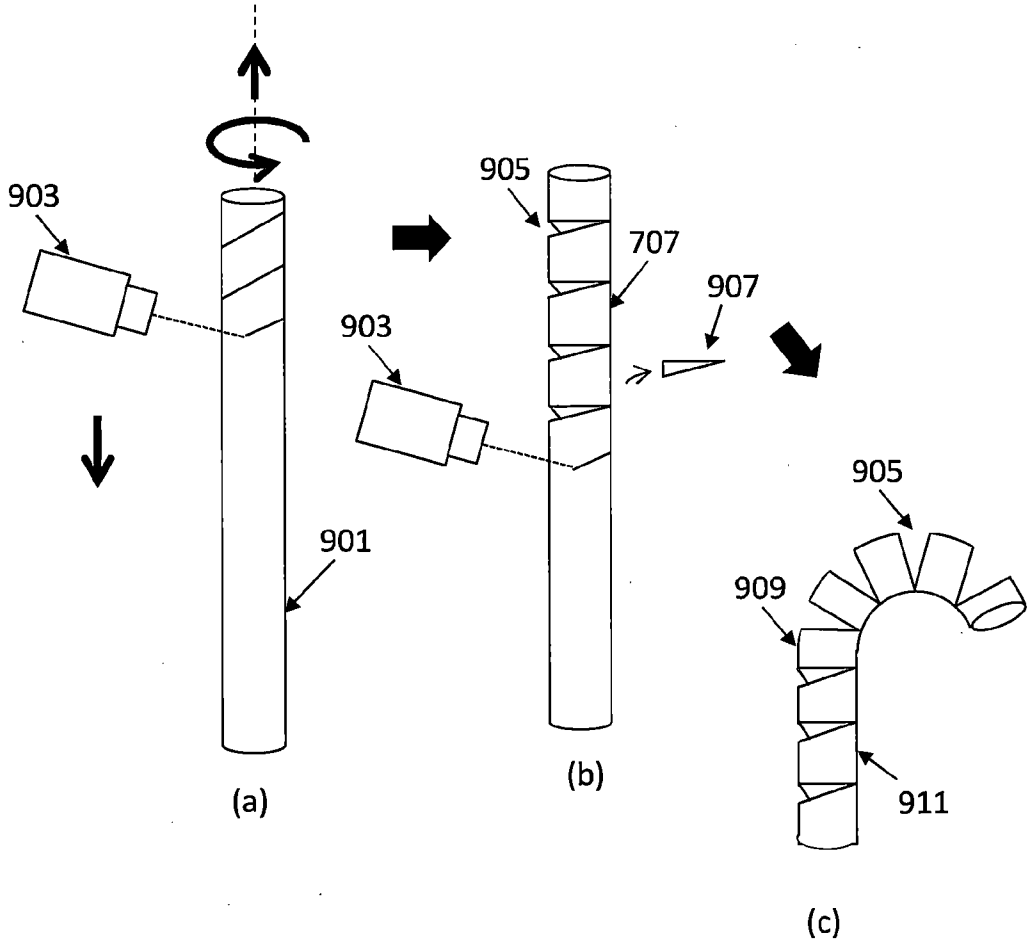
图 6



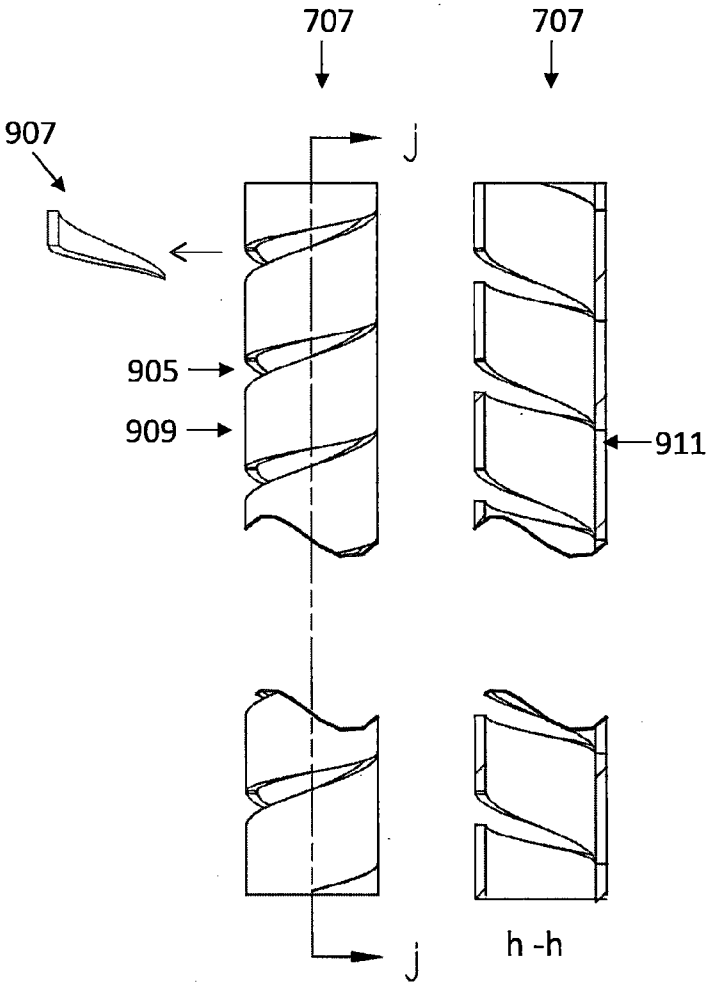
第 7 圖



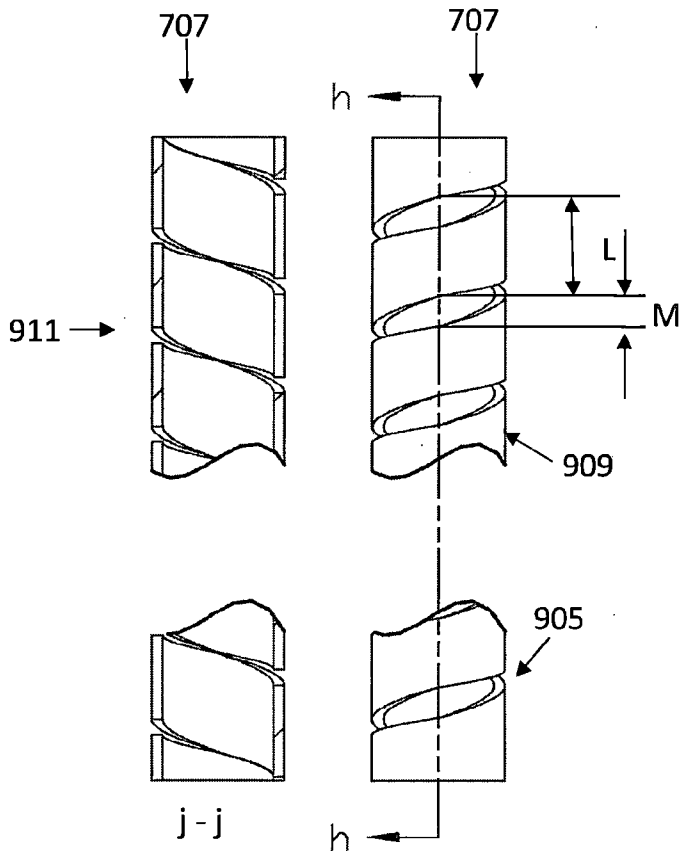
第 8 圖



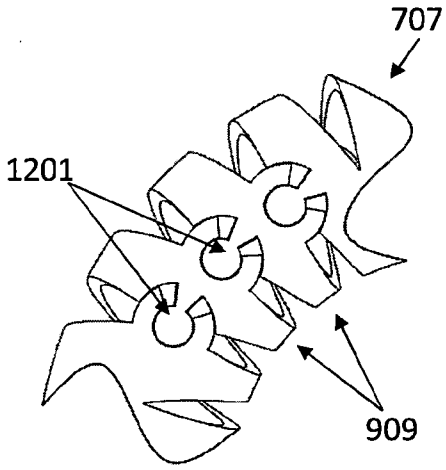
第 9 圖



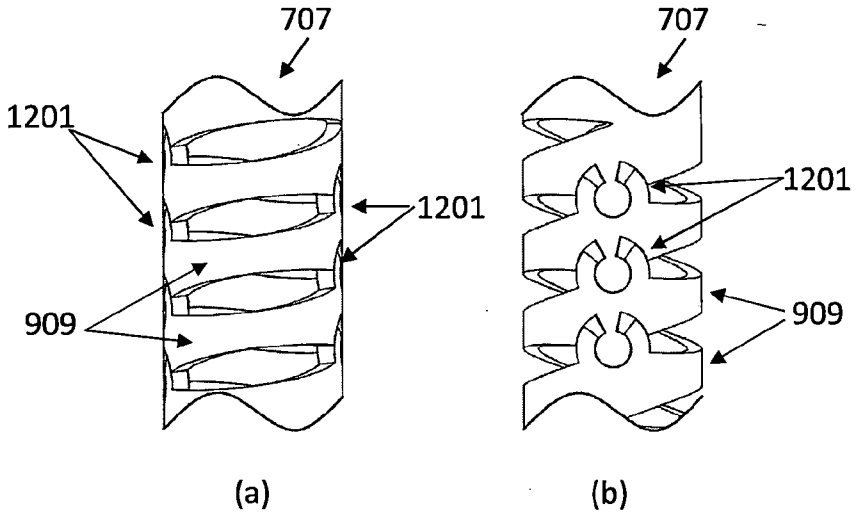
第 10 圖



第 11 圖



第 12 圖



第 13 圖

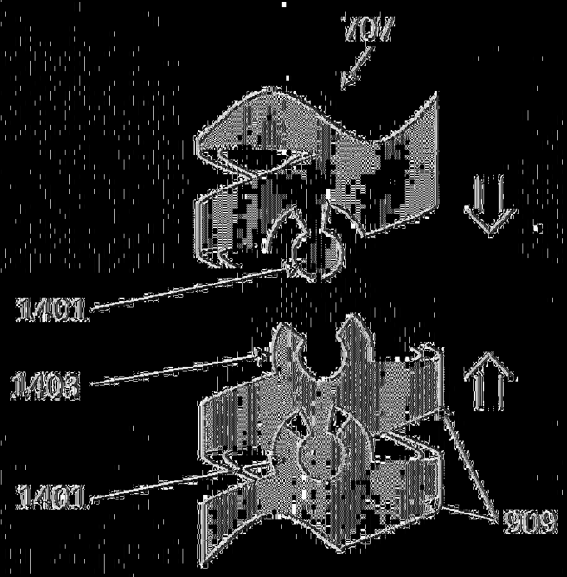
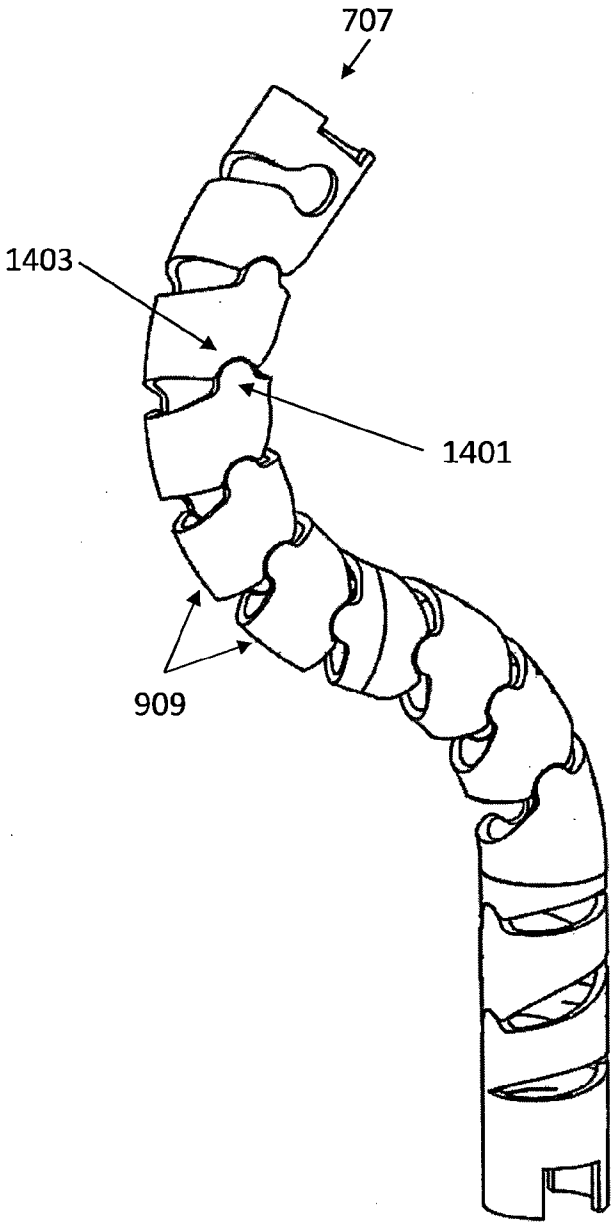
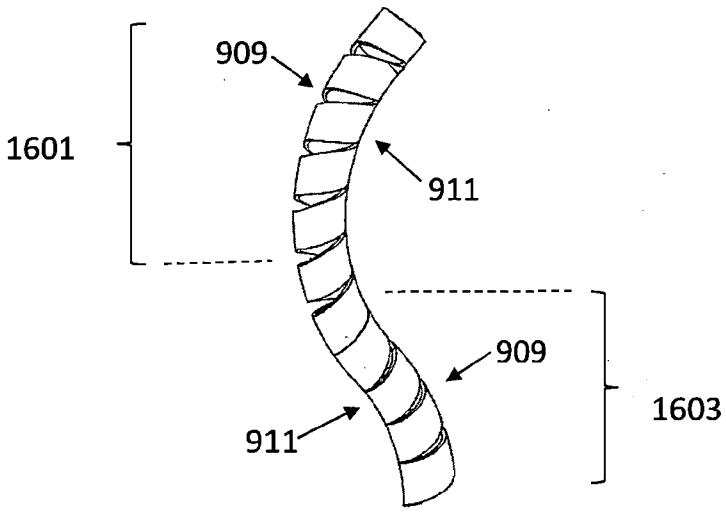


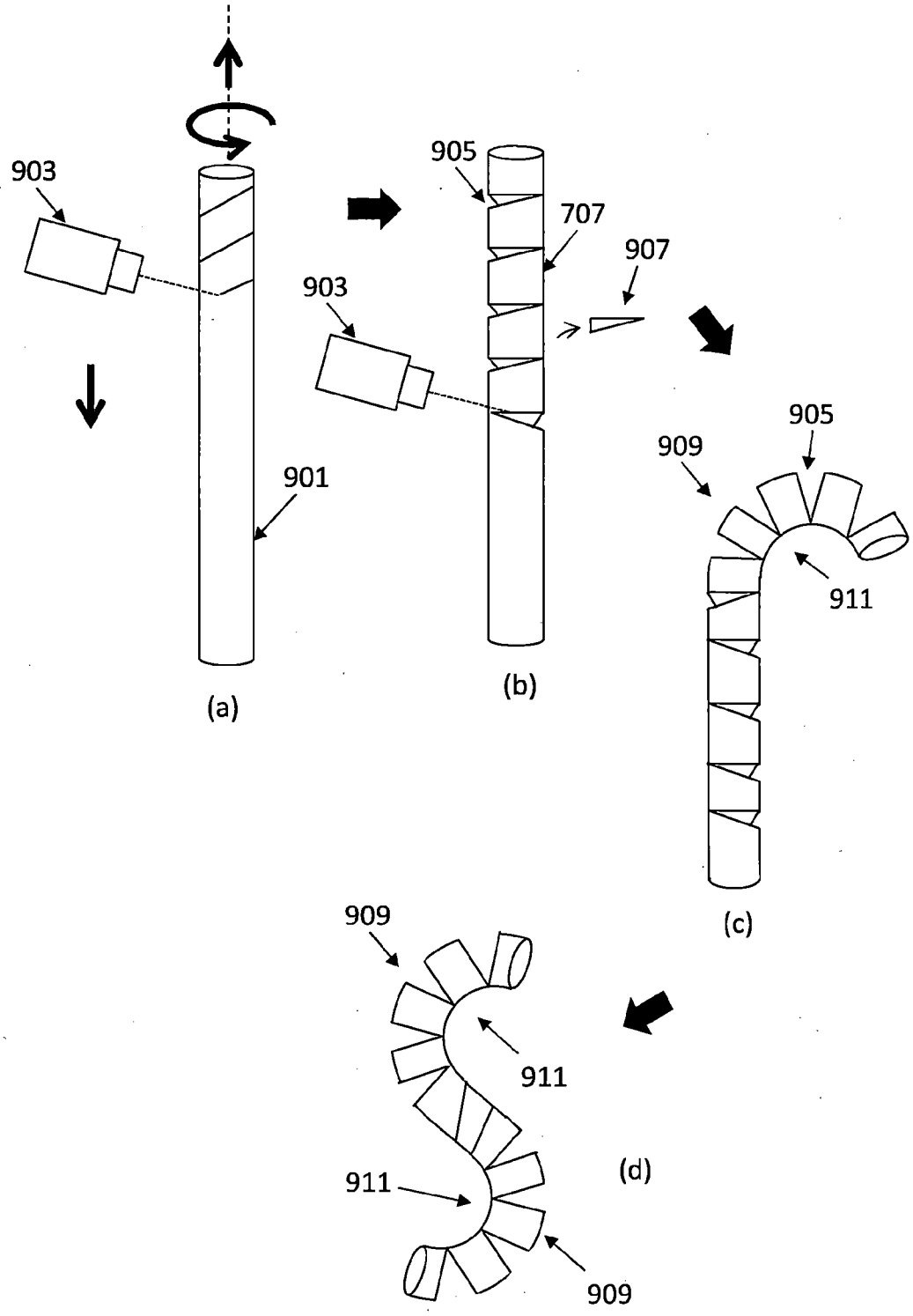
图 14 所示



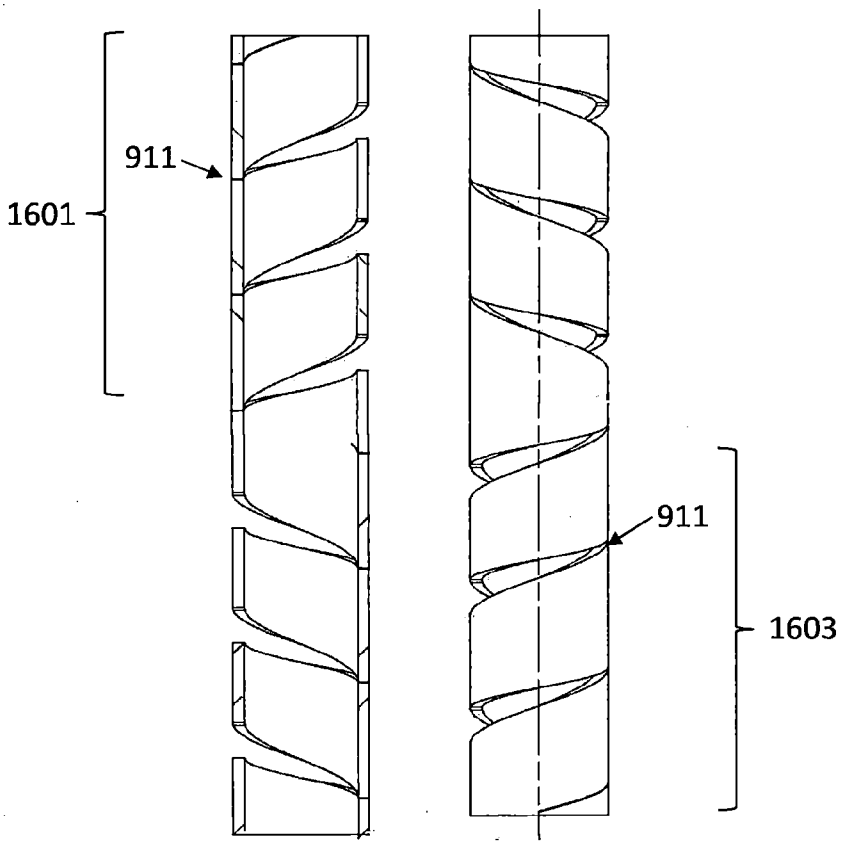
第 15 圖



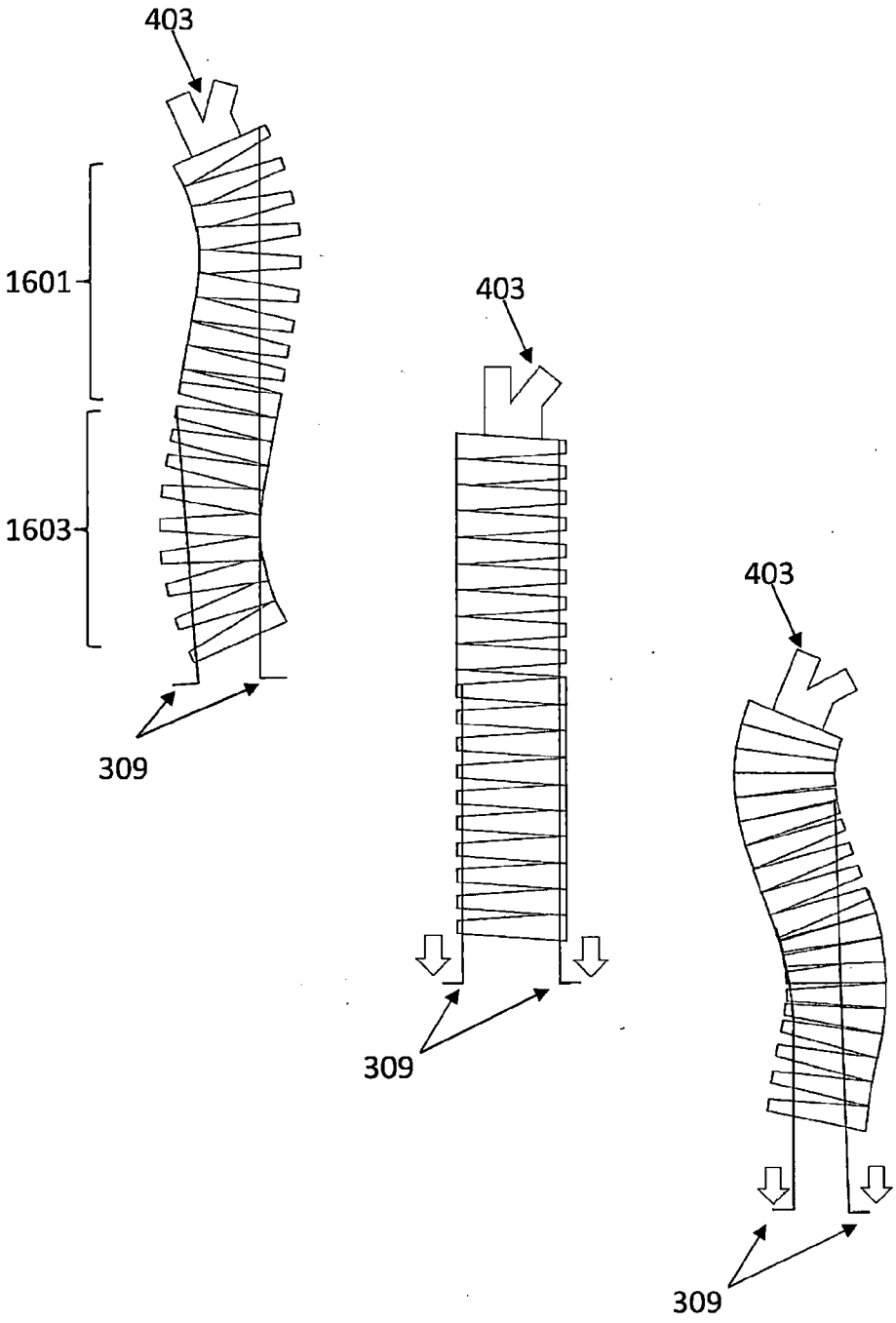
第 16 圖



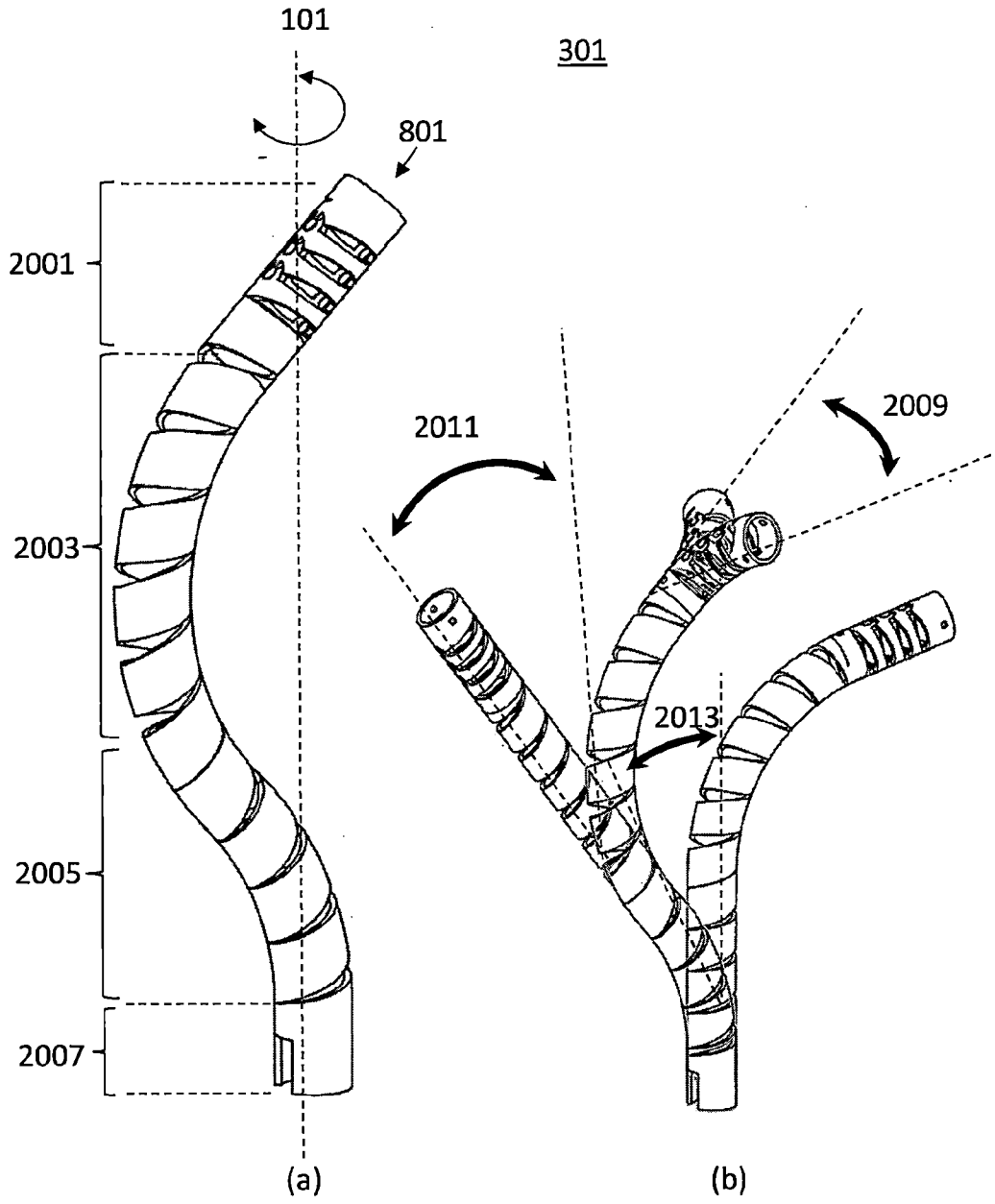
第 17 圖



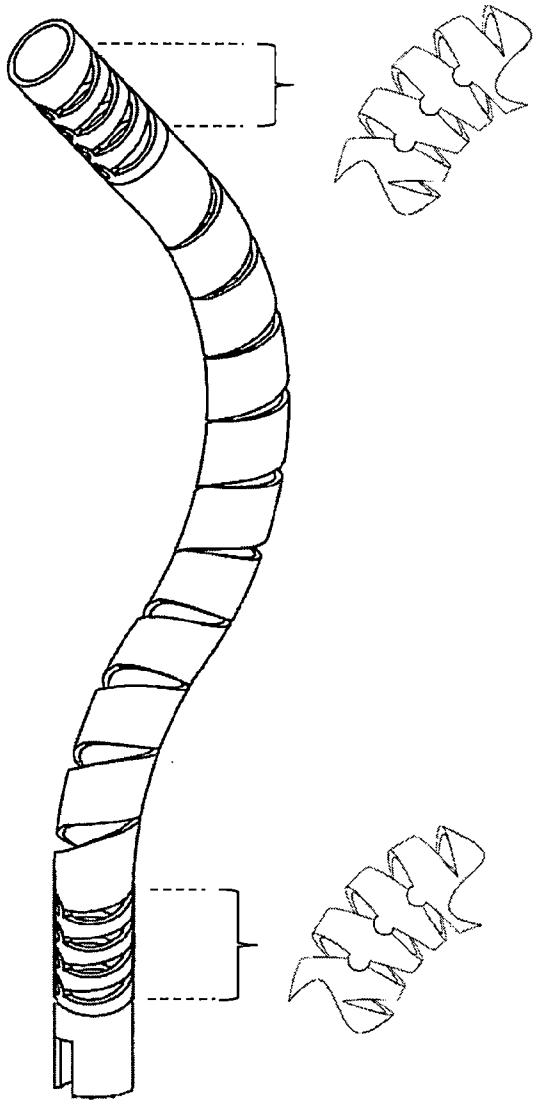
第 18 圖



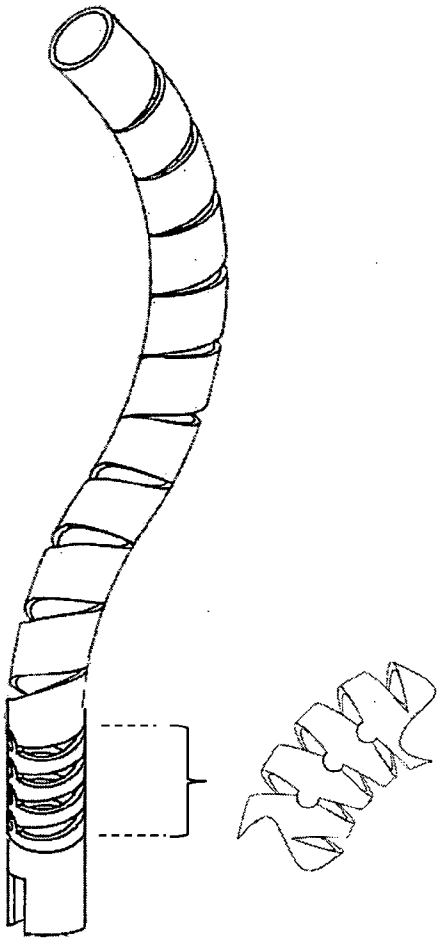
第 19 圖



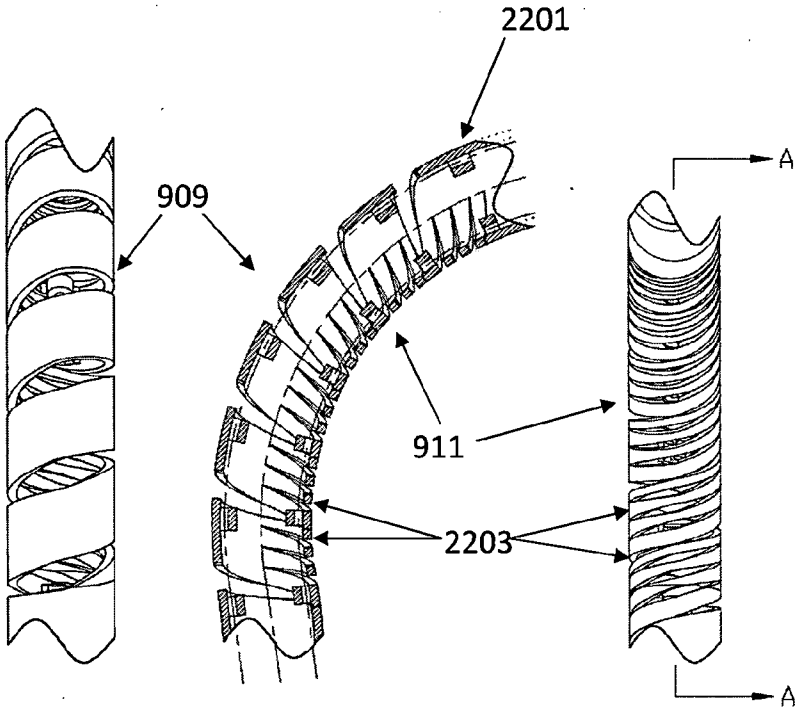
第 20 圖



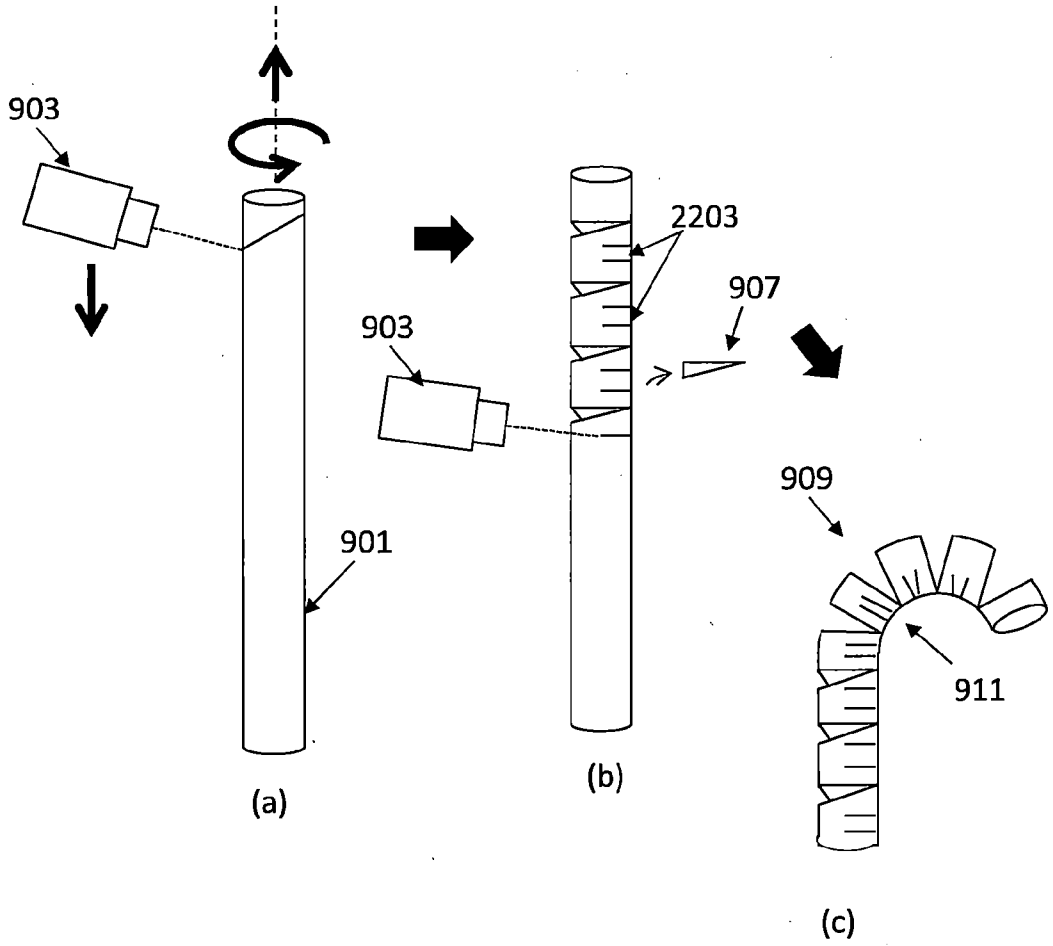
第 21 圖



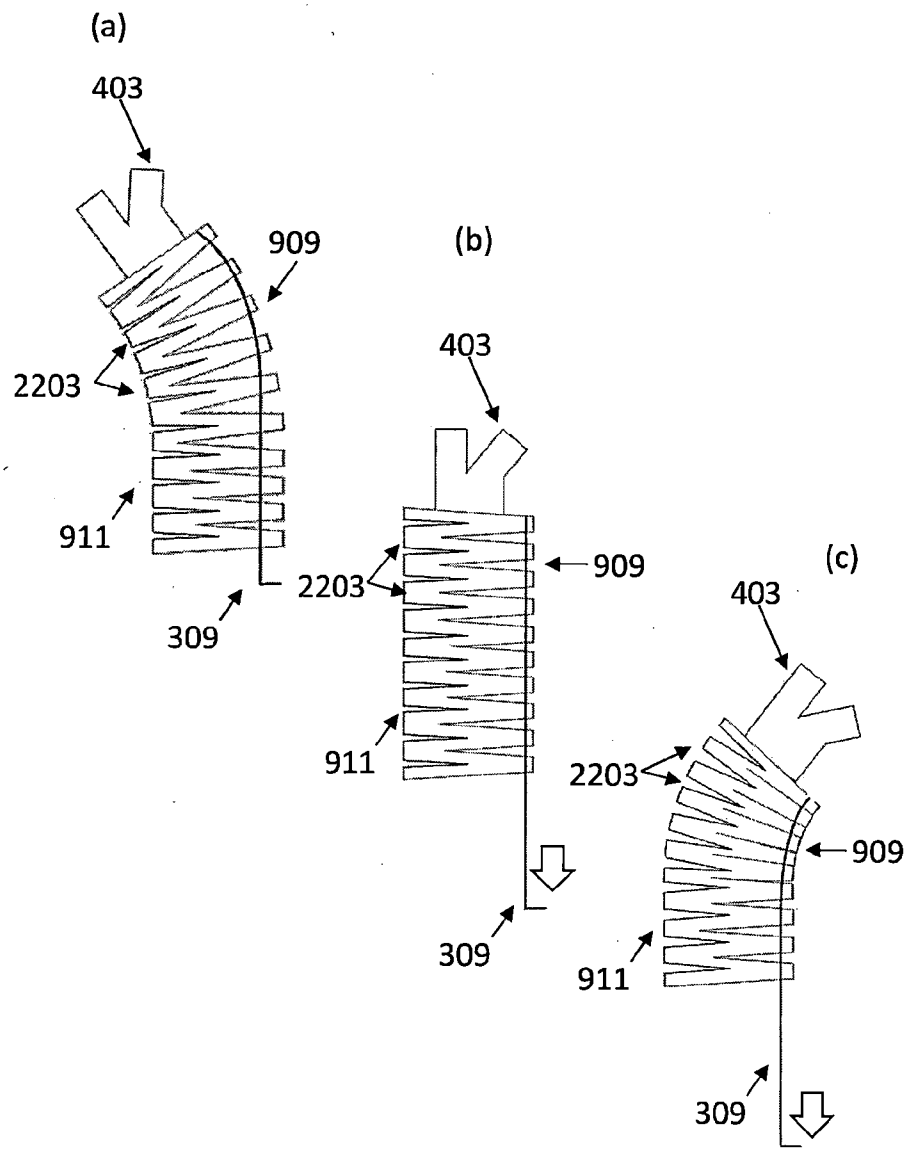
第 21a 圖



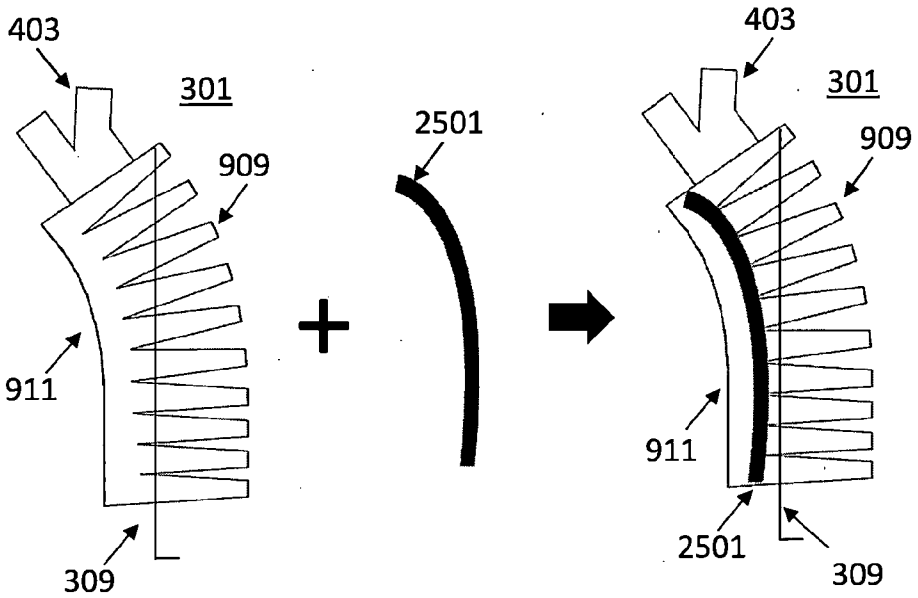
第 22 圖



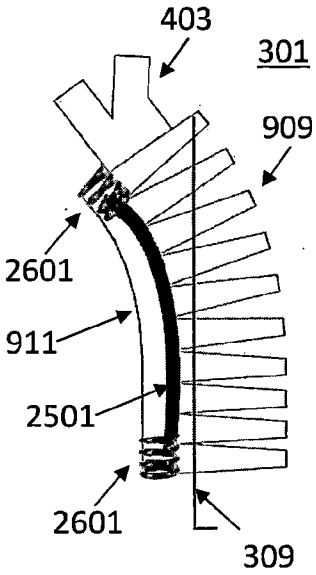
第 23 圖


(a)
403
909
2203
911
309
(b)
403
2203
909
911
309
(c)
403
2203
909
911
309

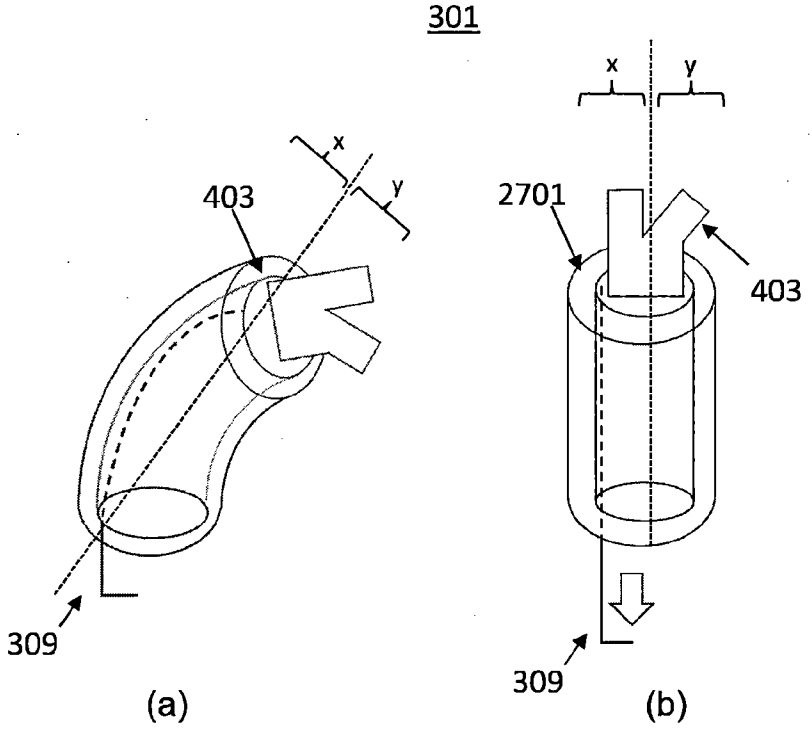
第 24 圖



第 25 圖



第 26 圖



第 27 圖