



(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 I774832 B

(45)公告日：中華民國 111 (2022) 年 08 月 21 日

(21)申請案號：107129616 (22)申請日：中華民國 107 (2018) 年 08 月 24 日

(51)Int. Cl. : A61M25/01 (2006.01)

(30)優先權：2017/08/25 日本 2017-162592

(71)申請人：日商住友電木股份有限公司(日本) SUMITOMO BAKELITE CO., LTD. (JP)
日本(72)發明人：藤田康弘 FUJITA, YASUHIRO (JP)；松本康史 MATSUMOTO, YASUSHI (JP)；
清水太一 SHIMIZU, TAICHI (JP)；杉原勇作 SUGIHARA, YUSAKU (JP)

(74)代理人：周良謀；周良吉

(56)參考文獻：

JP 2007-236472A

JP 2010-88833A

US 2014/0142551A1

審查人員：許瑞峰

申請專利範圍項數：11 項 圖式數：12 共 57 頁

(54)名稱

導管及導管套件

(57)摘要

本發明的導管(100)具備連接於導管本體(10)的前端之樹脂製的前端末稍(80)，前端末稍(80)具有前端開口之前端管腔(81)，前端管腔(81)與管腔(31)連通。導管(100)係導管本體(10)的前端外徑為 0.6mm 以下並且前端末稍(80)的最大外徑為 0.6mm 以下的非主動類型的微型導管。導管本體(10)的軸向上的標記物(70)的尺寸小於前端末稍(80)的最大外徑，前端末稍(80)的軸向上的前端末稍(80)的長度為前端末稍(80)的最大外徑的 3 倍以上且 18 倍以下。

A catheter (100) includes a distal tip portion (80) made with resin and connected with a tip of a catheter body (10), the distal tip portion (80) including a distal lumen (81), a tip portion of the distal lumen (81) being open, and the distal lumen (81) being communicated with a lumen (31). The catheter (100) is a manually operated microcatheter in which the external diameter of the tip of the catheter body (10) is 0.6 mm or less and the maximum external diameter of the distal tip portion (80) is 0.6 mm or less. The size of a marker (70) in an axial direction of the catheter body (10) is smaller than the maximum external diameter of the distal tip portion (80), and the length of the distal tip portion (80) in an axial direction of the distal tip portion (80) is 3 times or more and 18 times or less of the maximum external diameter of the distal tip portion (80).

指定代表圖：

符號簡單說明：

10:導管本體

70:標記物

80:前端末稍

90:把持部

91:連結部

92:輪轂

93:翼部

94:保護件

100:導管

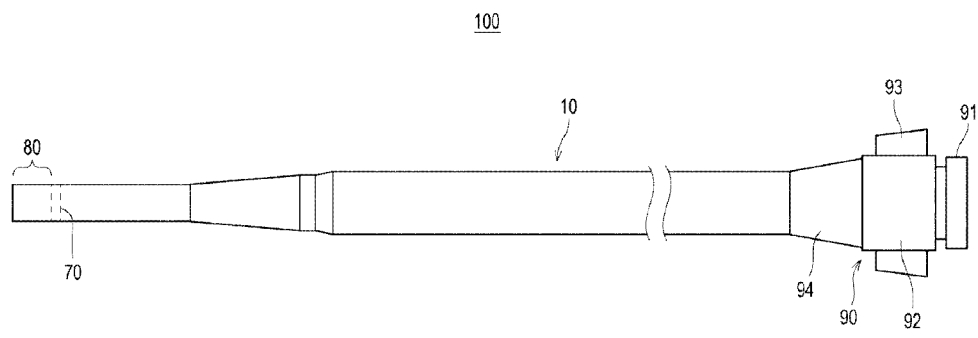


圖 1



公告本

I774832

【發明摘要】

【中文發明名稱】 導管及導管套件

【英文發明名稱】 CATHETER AND CATHETER KIT

【中文】

本發明的導管（100）具備連接於導管本體（10）的前端之樹脂製的前端末稍（80），前端末稍（80）具有前端開口之前端管腔（81），前端管腔（81）與管腔（31）連通。導管（100）係導管本體（10）的前端外徑為0.6mm以下並且前端末稍（80）的最大外徑為0.6mm以下的非主動類型的微型導管。導管本體（10）的軸向上的標記物（70）的尺寸小於前端末稍（80）的最大外徑，前端末稍（80）的軸向上的前端末稍（80）的長度為前端末稍（80）的最大外徑的3倍以上且18倍以下。

【英文】

A catheter (100) includes a distal tip portion (80) made with resin and connected with a tip of a catheter body (10), the distal tip portion (80) including a distal lumen (81), a tip portion of the distal lumen (81) being open, and the distal lumen (81) being communicated with a lumen (31). The catheter (100) is a manually operated microcatheter in which the external diameter of the tip of the catheter body (10) is 0.6 mm or less and the maximum external diameter of the distal tip portion (80) is 0.6 mm or less. The size of a marker (70) in an axial direction of the catheter body (10) is smaller than the maximum external diameter of the distal tip portion (80), and the

length of the distal tip portion (80) in an axial direction of the distal tip portion (80) is 3 times or more and 18 times or less of the maximum external diameter of the distal tip portion (80).

【指定代表圖】 圖1

【代表圖之符號簡單說明】

10：導管本體

70：標記物

80：前端末梢

90：把持部

91：連結部

92：輪轂

93：翼部

94：保護件

100：導管

【特徵化學式】

無

【發明說明書】

【中文發明名稱】 導管及導管套件

【英文發明名稱】 CATHETER AND CATHETER KIT

【技術領域】

【0001】

本發明係關於一種導管及導管套件。

本申請基於2017年8月25日於日本申請之日本專利申請2017-162592號主張優先權，將其內容援用於此。

【先前技術】

【0002】

近年來，進行了能夠插入到血管等體腔之導管的開發（例如，專利文獻1）。

通常，導管藉由利用導線之附隨導線（over-the-wire）之方法插入到體腔。該方法中，使插穿於導管之導線的前端部從導管的前端突出，使該導線的前端到達所希望的分支路徑之後，沿著導線推入導管，藉以使導管插入到所希望的分支路徑。

[先前技術文獻]

[專利文獻]

【0003】

專利文獻1：日本特開2007-82802號公報

【發明內容】

[發明所欲解決之課題]

【0004】

人的血管中，存在從相對大徑的血管分支之相對細徑的被稱為穿通支之血管。所希望的分支路徑係穿通支等細血管、還有AVM、脊椎動脈、或者與腫瘤相連之營養血管時，藉由市售的導管，即使對於熟練的施術者而言，插入到分支路徑的充分深度的位置亦非易事。

【0005】

本發明係鑑於上述課題而完成者，其提供一種能夠適宜地進行由導線先導而使導管進入穿通支等細血管、還有AVM、脊椎動脈、或者與腫瘤相連之營養血管之操作之結構的導管及導管套件。

【0006】

本申請包含以下態樣。

(1) 一種導管，其具備：

導管本體，具有：樹脂層，包含具有管腔之內層及形成於前述內層的外周之外層；及加強層，埋設於前述樹脂層，並且配置於前述管腔的周圍；

標記物，其為由不透輻射性金屬材料構成之環狀的標記物，在前述導管本體的前端埋設於前述樹脂層並且固定於前述加強層之前端，並配置於前述管腔的周圍；及

前端末稍，其為連接於前述導管本體的前端之樹脂製的前端末稍，具有與前述管腔連通且前端開口之前端管腔，

前述導管本體的前端的外徑為0.6mm以下，並且前述前端末稍的最大外徑為0.6mm以下，

前述導管本體的軸向上的前述標記物的尺寸小於前述前端末稍的最大外徑，

前述前端末稍的軸向上的該前端末稍的長度為該前端末稍的最大外徑的3倍以上且18倍以下。

(2) 如(1)之導管，其中在前述加強層中配置於前述導管本體的前端部之部分由編組金屬線而成之編結物構成，

前述金屬線の間距大於前述導管本體的前述前端部的外徑。

(3) 如(1)或(2)之導管，其中前述前端末稍的外徑與該前端末稍的軸向上的位置無關地為恆定。

(4) 如(1)或(2)之導管，其中前述前端末稍具有：

第1恆定直徑區域，外徑及內徑與該前端末稍的軸向上的位置無關地為恆定；

縮徑區域，與前述第1恆定直徑區域的前端側相連且外徑及內徑朝向前端側縮徑；及

第2恆定直徑區域，與前述縮徑區域的前端側相連且外徑及內徑與該前端末稍的軸向上的位置無關地為恆定。

(5) 如(1)至(4)中任一項之導管，其中前述導管本體具有：

第1前端區域，與前述前端末稍的基端側相連；及

第2前端區域，與前述第1前端區域的基端側相連，

前述第1前端區域由與前述前端末稍相同的樹脂材料構成，

前述第2前端區域由比構成前述第1前端區域之樹脂材料更高硬度的樹脂材料構成，

前述加強層遍及前述第1前端區域和前述第2前端區域而連續設置。

(6) 如(5)之導管，其中前述導管本體在比前述第2前端區域更靠基端側具有前述管腔的內徑與該導管本體的外徑朝向基端側逐漸擴徑之擴徑區域。

(7) 如(6)之導管，其中在前述導管本體中從比前述擴徑區域更靠前端側至比前述擴徑區域更靠基端側之區域，前述樹脂層由相同的樹脂材料構成。

(8) 如(6)或(7)之導管，其中前述導管本體中與前述擴徑區域的基端側相鄰之區域係與前述擴徑區域的基端相同外徑的小徑區域，

前述導管本體中與前述小徑區域的基端側相鄰之區域係比前述小徑區域更大徑的大徑區域。

(9) 如(1)至(8)中任一項之導管，其中前述前端末稍的蕭氏D硬度為40以下。

(10) 如(1)至(9)中任一項之導管，其中前述加強層中前述導管本體的長邊方向上的中間部至基端側的部分包含如下而構成：

第1編結物；及

第2編結物，在前述第1編結物的外周編組而成，

構成前述第2編結物之各金屬線的截面積大於構成前述第1編結物之各金屬線的截面積。

(11) 一種導管套件，其具備：

如(4)之導管；及

插穿於前述管腔而使用之導線，

前述第2恆定直徑區域的內徑與前述導線的前端部的外徑相同。

[發明之效果]

【0007】

依本發明，能夠適宜地進行由導線先導而使導管進入穿通支等細血管、還有AVM、脊椎動脈、或與腫瘤相連之營養血管之操作。

【圖式簡單說明】

【0008】

圖1係第1實施形態之導管的整體圖。

圖2係第1實施形態之導管的縱剖面圖。

圖3係圖2的局部放大圖，表示導管的前端部。

圖4A係用於說明實施例1中的導管100的一系列動作之示意圖。

圖4B係用於說明實施例1中的導管100的一系列動作之示意圖。

圖5A係用於說明實施例1中的導管100的一系列動作之示意圖。

圖5B係用於說明實施例1中的導管100的一系列動作之示意圖。

圖6係用於說明實施例1中的導管100的一系列動作之示意圖。

圖7A係用於說明實施例2中的導管100的一系列動作之示意圖。

圖7B係用於說明實施例2中的導管100的一系列動作之示意圖。

圖8係用於說明實施例2中的導管100的一系列動作之示意圖。

圖9係第2實施形態之導管的前端末稍的縱剖面圖。

圖10A係用於說明比較例1中的導管400的一系列動作之示意圖。

圖10B係用於說明比較例1中的導管400的一系列動作之示意圖。

圖11A係用於說明比較例1中的導管400的一系列動作之示意圖。

圖11B係用於說明比較例1中的導管400的一系列動作之示意圖。

圖12係用於說明比較例1中的導管400的一系列動作之示意圖。

【實施方式】

【0009】

以下，利用圖式對本發明的實施形態進行說明。另外，所有圖式中，對相同的構成要素標註相同符號，並適當省略說明。

本實施形態之導管的各種構成要素無需係分別獨立之存在，容許複數個構成要素作為1個構件而形成、1個構成要素由複數個構件形成、某一構成要素為其他構成要素的一部分、某一構成要素的一部分與其他構成要素的一部分重複等。

【0010】

關於說明本發明的實施形態時使用之術語，若無特別指明，則如下定義。

實施形態的說明中，有時適當使用前端部及基端部等術語。前端部是指，導管的各部中，包含導管的插入前端側的端（遠位端）之規定的長度區域。又，基端部是指，導管的各部中，包含導管的基端側的端（近位端）之規定的長度區域。

又，軸心表示沿著導管本體的長邊方向之中心軸。

導管的縱剖面是指沿著導管的軸心切斷之剖面。

【0011】

〔第1實施形態〕

首先，利用圖1至圖9，對第1實施形態進行說明。

如圖1至圖3中任一圖所示，本實施形態之導管100具備長條的導管本體10，該導管本體具有：樹脂層30，包含具有管腔31之內層32及形成於內層32的外周之外層33；及加強層40，埋設於樹脂層30，並且配置於管腔31的周圍。

進而，導管100具備由不透輻射性的金屬材料（例如，鉑合金）構成之環狀的標記物70。標記物70在導管本體10的前端埋設於樹脂層30並且固定於加強層40的前端，並配置於管腔31的周圍。

進而，導管100具備連接於導管本體10的前端之樹脂製的前端末稍80。前端末稍80具有前端開口之前端管腔81，前端管腔81與管腔31連通。以下，將前端管腔81的前端的開口稱為前端開口82。

導管100係導管本體10的前端的外徑為0.6mm以下並且前端末稍80的最大外徑為0.6mm以下的非主動類型的微型導管。在此，非主動類型意指關於在血管內改變導管的至少一部分曲率，係不依賴於電能或其他動力源（基於人體或重力之動力源以外的動力源）之機器。

導管本體10的軸向上的標記物70的尺寸（長度尺寸）小於前端末稍80的最大外徑。

又，前端末稍80的軸向上的該前端末稍80的長度為該前端末稍80的最大外徑的3倍以上且18倍以下。

本實施形態的情況下，如後述，設置於導管本體10的前端側之加強層係編結物（第1編結物50）。

此時，前端末梢80的軸向上的該前端末梢80的長度宜為該前端末梢80的最大外徑的4倍以上且18倍以下，進一步宜為7倍以上且15倍以下，更宜為8倍以上且12倍以下。

另外，圖1至圖3的各圖中，大幅放大顯示導管本體10及前端末梢80的徑向尺寸。

【0012】

依如此構成的導管100，能夠適宜地進行使導管100進入穿通支等細血管、還有AVM、脊椎動脈、或與腫瘤相連之營養血管之操作。例如，如圖4A、圖4B、圖5A、圖5B及圖6中，或者圖7A、圖7B及圖8中，分別示出時間序列上的動作例，能夠適宜地進行使導管100從相對大徑的動脈（例如，內頸動脈301）進入從該動脈分支之細徑血管（例如，穿通支302）之操作。

亦即，藉由將前端末梢80構成為充分柔軟（如後述，前端末梢80的蕭氏D硬度例如為40以下），能夠使前端末梢80良好地追隨導線200的彎曲形狀且使前端末梢80沿著導線200進入穿通支302等。

尤其，能夠適宜地進行使導管100從內徑約為5mm的內頸動脈301進入穿通支302之操作。

【0013】

以下，進行更詳細說明。

在本實施形態的情況下，構成導管本體10之樹脂層30成為包含分別由樹脂材料構成之內層32及外層33之層結構。樹脂層30亦可以包含後述之親水性塗層而構成。

內層32係空心管結構者。管腔31係內層32的內部空間。管腔31從導管本體10的前端遍及基端而連續形成，在導管本體10的前端和基端分別開口。

外層33係與內層32同軸的空心管結構者，外層33的內周面接合於內層32的外周面。

構成內層32之樹脂材料與構成外層33之樹脂材料可以互不相同，亦可相同。

【0014】

前端末稍80呈與導管本體10的樹脂層30相同的層結構。亦即，前端末稍80呈內層83與外層84的2層結構。

內層83係空心管結構者。前端管腔81係內層83的內部空間。前端管腔81從前端末稍80的前端遍及基端而連續形成。前端管腔81的基端與管腔31的前端連通。前端管腔81在前端（前端開口82）開口。

內層83連接於內層32的前端側。

外層84連接於外層33的前端側。

導管本體10的前端中的內層32的內徑及外徑與前端末稍80的基端中的內層83的內徑及外徑相等。

導管本體10的前端中的外層33的內徑及外徑與前端末稍80的基端中的外層84的內徑及外徑相等。

【0015】

本實施形態的情況下，前端末稍80的外徑與該前端末稍80的軸向上的位置無關地為恆定。

在此，前端末稍80的內徑及外徑與前端末稍80的軸向上的位置無關地為恆定意指與前端末稍80的軸向上的位置相應之前端末稍80的外徑的變化及內徑的變化分別在 $\pm 10\%$ 以內的範圍，且更宜分別在 $\pm 5\%$ 以內的範圍。

又，前端末稍80的前端的外周側的角部可以設為R倒角形狀，此時，除了在前端末稍80的軸向上角部係設為R倒角形狀之前端區域以外，前端末稍80的外徑與該前端末稍80的軸向上的位置無關地成為恆定。

【0016】

又，前端末稍80的蕭氏D硬度為40以下。前端末稍80的蕭氏D硬度宜為20以上。蕭氏D硬度藉由ISO868確定。

在此，前端末稍80的蕭氏D硬度為前端末稍80的外表面側的蕭氏D硬度，本實施形態的情況下，為外層84的蕭氏D硬度。

【0017】

本實施形態的情況下，加強層40以包圍內層32之方式配置於內層32的周圍。

加強層40包含第1編結物50及配置於第1編結物50的外周之第2編結物60而構成。

更詳細而言，例如，第1編結物50從導管本體10的前端遍及基端而連續配置（參閱圖2、圖3）。

另一方面，第2編結物60例如從導管本體10的中間部遍及基端而連續配置，但未配置於導管本體10的前端部（參閱圖2）。

【0018】

第1編結物50藉由編組複數根金屬線而構成。宜藉由向相互相反之方向捲繞每複數根金屬線而構成第1編結物50。

【0019】

作為一例，第1編結物50藉由編組第1金屬線51～第8金屬線58這8根金屬線而構成。但是，構成第1編結物50之金屬線的根數並不限於此例。

該等金屬線的各金屬線例如為單線（並非絞線）的金屬線。該等金屬線的剖面形狀並無特別限定，例如呈圓形。亦即，構成第1編結物50之金屬線例如為圓線。第1金屬線51～第8金屬線58的外徑例如相互相等。

構成第1編結物50之金屬線中，第1金屬線51、第2金屬線52、第3金屬線53及第4金屬線54這4根金屬線相互並列且分別以螺旋狀延伸。亦即，第1金屬線51～第4金屬線54在導管本體10的軸向上相互保持大致等間隔而以螺旋狀捲繞在內層32的周圍。

又，剩餘的第5金屬線55、第6金屬線56、第7金屬線57及第8金屬線58相互並列且分別以螺旋狀延伸。亦即，第5金屬線55～第8金屬線58在導管本體10的軸向上相互保持大致等間隔而以螺旋狀捲繞在內層32的周圍。

但是，第1金屬線51～第4金屬線54所形成之螺旋的環繞方向與第5金屬線55～第8金屬線58所形成之螺旋的環繞方向成為相互相反之方向（反向旋轉）。藉此，第1金屬線51～第4金屬線54與第5金屬線55～第8金屬線58在導管本體10的軸向上週期性地相互交叉。

【0020】

本實施形態的情況下，構成第1編結物50之金屬線各自的間距P（圖3）大於導管本體10的前端部（例如，後述之前端側小徑區域21）的外徑。其中，如將針對第1金屬線51的間距P圖示於圖3，間距P係各金屬線中的相鄰之1對捲繞部的軸心間距離。

【0021】

如此，加強層40中配置於導管本體10的前端部（例如，前端側小徑區域21）之部分由編組金屬線（例如，第1金屬線51～第8金屬線58）而成之編結物（第1編結物50）所構成，金屬線の間距大於導管本體10的前端部的外徑。

藉由該結構，能夠抑制在內層32的外表面形成皺褶，能夠使內層32的外表面平坦，並能夠在導管本體10的軸向上使內層32的層厚均勻。又，藉由該結構，能夠兼顧導管本體10的前端部的適度的硬挺度與柔軟性。

【0022】

另外，例如，第1編結物50藉由從該第1編結物50的前端遍及基端，金屬線以恆定間隔捲繞而構成。

【0023】

第2編結物60藉由編組複數根金屬線而構成。

作為一例，第2編結物60藉由編組第1金屬線61～第8金屬線68這8根金屬線而構成。但是，構成第2編結物60之金屬線的根數並不限於此例。

該等金屬線的各金屬線例如為單線（並非絞線）的金屬線。該等金屬線的剖面形狀並無特別限定，例如，呈扁平的矩形。亦即，構成第2編結物60之金屬線例如為扁平線。第1金屬線61～第8金屬線68的剖面形狀及截面積例如相互相等。

【0024】

構成第2編結物60之金屬線中，第1金屬線61、第2金屬線62、第3金屬線63及第4金屬線64這4根金屬線相互並列且分別以螺旋狀延伸。亦即，第1金屬線61

～第4金屬線64在導管本體10的軸向上相互保持大致等間隔而以螺旋狀捲繞在第1編結物50的周圍。

又，剩餘的第5金屬線65、第6金屬線66、第7金屬線67及第8金屬線68相互並列且分別以螺旋狀延伸。亦即，第5金屬線65～第8金屬線68在導管本體10的軸向上相互保持大致等間隔而以螺旋狀捲繞在第1編結物50的周圍。

但是，第1金屬線61～第4金屬線64所形成之螺旋的環繞方向與第5金屬線65～第8金屬線68所形成之螺旋的環繞方向成為相互相反之方向（反向旋轉）。藉此，第1金屬線61～第4金屬線64與第5金屬線65～第8金屬線68在導管本體10的軸向上週期性地相互交叉。

【0025】

在此，構成第2編結物60之第1金屬線61～第8金屬線68的截面積大於構成第1編結物50之第1金屬線51～第8金屬線58的截面積。

亦即，加強層40中導管本體10的長邊方向上的中間部至基端側的部分包含第1編結物50及在第1編結物50的外周編組而成之第2編結物60而構成，構成第2編結物60之各金屬線的截面積大於構成第1編結物50之各金屬線的截面積。

藉此，能夠充分確保導管本體10的中間部至基端側的部分的剛性，故，能夠實現導管100的良好的推送性（pushability）。

【0026】

環狀的標記物70係與內層32及外層33同軸地配置於內層32的周圍。

如上述，標記物70固定於加強層40的前端。更詳細而言，例如，標記物70例如配置於第1編結物50的前端的周圍，鉗接固定於第1編結物50的前端。但是，

標記物70亦可以藉由接合於第1編結物50的前端的前端側等，而連接於第1編結物50的前端側。

如上述，導管本體10的軸向上的標記物70的尺寸亦即標記物70的軸長小於前端末稍80的最大外徑。

標記物70的軸長宜為0.2mm以上且0.4mm以下，典型上能夠設為0.3mm左右。

又，標記物70的軸長宜短於標記物70的外徑，更宜短於標記物70的內徑。

【0027】

如圖3所示，導管本體10具有與前端末稍80的基端側相連之第1前端區域11、及與第1前端區域11的基端側相連之第2前端區域12。

第1前端區域11由與前端末稍80相同的樹脂材料構成。更詳細而言，構成第1前端區域11中的內層32之樹脂材料與構成前端末稍80的內層83之樹脂材料為相同材料，並且構成第1前端區域11中的外層33之樹脂材料與構成前端末稍80的外層84之樹脂材料為相同材料。

第2前端區域12由比構成第1前端區域11之樹脂材料更高硬度的樹脂材料構成。更詳細而言，內層32例如從導管本體10的前端遍及基端而由相同的樹脂材料構成。故，構成第2前端區域12中的內層32之樹脂材料與構成第1前端區域11中的內層32之樹脂材料為相同的材料。但是，構成第2前端區域12中的外層33之樹脂材料比構成第1前端區域11中的外層33之樹脂材料更高硬度。例如，均以聚醚嵌段醯胺共聚物構成第2前端區域12中的外層33與第1前端區域11中的外層33時，作為構成第2前端區域12中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物，選擇蕭氏D硬度比構成第1前端區域11中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物的蕭氏D硬度更高者。

又，加強層40遍及第1前端區域11與第2前端區域12而連續設置。更詳細而言，如圖3所示，第1編結物50遍及第1前端區域11與第2前端區域12而連續設置。

藉由如此構成，能夠使導管本體10的前端部的剛性朝向基端側階段性地變高，故，能夠實現導管本體10的前端部中的適度的推送性，且能夠抑制在第1前端區域11與第2前端區域12的邊界處剛性過度不連續地變化。

【0028】

另外，第2前端區域12的蕭氏D硬度例如能夠設為前端末梢80及第1前端區域11的蕭氏D硬度的1.1倍以上且1.2倍以下。

第1前端區域11及第2前端區域12的蕭氏D硬度係各自的外表面側的蕭氏D硬度。

【0029】

導管本體10在比第2前端區域12更靠基端側具有管腔31的內徑與該導管本體10的外徑朝向基端側逐漸擴徑之擴徑區域22。

例如，擴徑區域22中，管腔31的內徑與導管本體10的外徑朝向基端側以線性錐形逐漸擴徑。

藉由如此構成，能夠在擴徑區域22朝向基端側逐漸增大導管本體10的剛性，並能夠實現導管本體10的良好的推送性。

又，能夠經由管腔31將藥液等液體順暢地供給至導管本體10的前端部。

【0030】

在導管本體10中的比擴徑區域22更靠前端側至比擴徑區域22更靠基端側的區域（圖3所示之第4前端區域14），樹脂層30由相同的樹脂材料構成。更詳細而言，從第4前端區域14的前端遍及基端，內層32的材料為相同的樹脂材料（例

如，PTFE），並且從第4前端區域14的前端遍及基端，外層33的材料為相同的樹脂材料（例如，聚醚嵌段醯胺共聚物）。

藉由如此構成，能夠抑制擴徑區域22和導管本體10中與擴徑區域22的前端側相鄰之區域（圖3所示之前端側小徑區域21）的邊界中的剛性的不連續的變化。又，能夠抑制擴徑區域22和導管本體10中與擴徑區域22的基端側相鄰之區域（圖3所示之小徑區域23）的邊界中的剛性的不連續的變化。

藉此，能夠在擴徑區域22的前端與基端分別抑制扭折的產生。

【0031】

如圖3所示，導管本體10中與擴徑區域22的基端側相鄰之區域係和擴徑區域22的基端相同外徑的小徑區域23，導管本體10中與小徑區域23的基端側相鄰之區域係比小徑區域23更大徑的大徑區域24。

藉由導管本體10在基端側具備大徑區域24，能夠充分確保導管本體10的基端側的部分的剛性，能夠實現導管100的良好的推送性。

【0032】

另外，在小徑區域23與大徑區域24之間例如配置有外徑係朝向基端側逐漸增大之外徑變化區域25。

又，例如，在導管本體10中的比擴徑區域22更靠基端側的部分（小徑區域23、外徑變化區域25及大徑區域24），管腔31的內徑成為恆定。

【0033】

又，例如，導管本體10中的比擴徑區域22更靠前端側的區域成為內徑及外徑與導管本體10的軸向上的位置無關地為恆定之前端側小徑區域21。

前端側小徑區域21的內徑（管腔31的內徑）及外徑係與擴徑區域22的前端中的內徑及外徑相等。

在此，前端側小徑區域21的內徑及外徑與導管本體10的軸向上的位置無關地為恆定意指與導管本體10的軸向上的位置相應之前端側小徑區域21的外徑的變化及內徑的變化分別在 $\pm 10\%$ 以內的範圍，宜分別在 $\pm 5\%$ 以內的範圍。

【0034】

前端側小徑區域21中例如包含有上述第1前端區域11與第2前端區域12，還包含有第3前端區域13。

第3前端區域13與第2前端區域12的基端側相連。第3前端區域13由比構成第2前端區域12之樹脂材料更高硬度的樹脂材料構成。更詳細而言，構成第2前端區域12中的內層32之樹脂材料與構成第3前端區域13中的內層32之樹脂材料為相同材料，但構成第3前端區域13中的外層33之樹脂材料比構成第2前端區域12中的外層33之樹脂材料更高硬度。例如，將構成第2前端區域12中的外層33與第3前端區域13中的外層33之樹脂材料設為聚醚嵌段醯胺共聚物時，作為構成第3前端區域13中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物，選擇蕭氏D硬度比構成第2前端區域12中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物的蕭氏D硬度更高者。

又，第1編結物50遍及第2前端區域12與第3前端區域13而連續設置。

【0035】

進而，前端側小徑區域21中包含有第4前端區域14的前端部。

第4前端區域14的基端位於上述小徑區域23的前端與基端的中間。

第4前端區域14由比構成第3前端區域13之樹脂材料更高硬度的樹脂材料構成。更詳細而言，構成第3前端區域13中的內層32之樹脂材料與構成第4前端區

域14中的內層32之樹脂材料為相同材料，但構成第4前端區域14中的外層33之樹脂材料比構成第3前端區域13中的外層33之樹脂材料更高硬度。例如，將構成第3前端區域13中的外層33與第4前端區域14中的外層33之樹脂材料設為聚醚嵌段醯胺共聚物時，作為構成第4前端區域14中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物，選擇蕭氏D硬度比構成第3前端區域13中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物的蕭氏D硬度更高者。

【0036】

導管本體10還具備與第4前端區域14的基端側相連之第5前端區域15、與第5前端區域15的基端側相連之第6前端區域16、及與第6前端區域16的基端側相連之中間・基端區域17。

第5前端區域15由比構成第4前端區域14之樹脂材料更高硬度的樹脂材料構成。更詳細而言，構成第4前端區域14中的內層32之樹脂材料與構成第5前端區域15中的內層32之樹脂材料為相同材料，但構成第5前端區域15中的外層33之樹脂材料比構成第4前端區域14中的外層33之樹脂材料更高硬度。例如，將構成第4前端區域14中的外層33與第5前端區域15中的外層33之樹脂材料設為聚醚嵌段醯胺共聚物時，作為構成第5前端區域15中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物，選擇蕭氏D硬度比構成第4前端區域14中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物的蕭氏D硬度更高者。

第6前端區域16由比構成第5前端區域15之樹脂材料更高硬度的樹脂材料構成。更詳細而言，構成第5前端區域15中的內層32之樹脂材料與構成第6前端區域16中的內層32之樹脂材料為相同材料，但構成第6前端區域16中的外層33之樹脂材料比構成第5前端區域15中的外層33之樹脂材料更高硬度。例如，將構成第

5前端區域15中的外層33與第6前端區域16中的外層33之樹脂材料設為聚醚嵌段醯胺共聚物時，作為構成第6前端區域16中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物，選擇蕭氏D硬度比構成第5前端區域15中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物的蕭氏D硬度更高者。

中間・基端區域17由比構成第6前端區域16之樹脂材料更高硬度的樹脂材料構成。更詳細而言，構成第6前端區域16中的內層32之樹脂材料與構成中間・基端區域17中的內層32之樹脂材料為相同材料，但構成中間・基端區域17中的外層33之樹脂材料比構成第6前端區域16中的外層33之樹脂材料更高硬度。例如，將構成第6前端區域16中的外層33與中間・基端區域17中的外層33之樹脂材料設為聚醚嵌段醯胺共聚物時，作為構成中間・基端區域17中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物，選擇蕭氏D硬度比構成第6前端區域16中的外層33之聚醚嵌段醯胺共聚物的蕭氏D硬度更高者。

【0037】

小徑區域23中包含有第5前端區域15的前端部。

外徑變化區域25由第5前端區域15的其他一部分構成。

大徑區域24的前端部係包含第5前端區域15的另一其他一部分、第6前端區域16、及中間・基端區域17而構成。

第2編結物60的前端例如位於第6前端區域16的基端部。

【0038】

又，在導管本體10的前端側部分的外表層及前端末梢80的外表層，可以因應需要形成有親水性塗層。例如，在從中間・基端區域17的前端部至導管本體10的前端為止的外表層與前端末梢80的外表層形成有親水性塗層。

【0039】

在此，對導管100的各部的尺寸的例子進行說明。

前端末稍80的軸向上的該前端末稍80的長度宜為2.5mm以上且7mm以下，進一步宜為3mm以上且7mm以下，更宜為4mm以上且6mm以下，典型上能夠設為5mm左右。前端末稍80的長度宜設定為與分支為穿通支等細徑血管之前的相對大徑的血管（內頸動脈等）的內徑相等的長度。

導管本體10的軸向上的第1前端區域11的長度宜為3mm以上且7mm以下，典型上能夠設為5mm左右。

導管本體10的軸向上的第2前端區域12的長度宜為5mm以上且15mm以下，典型上能夠設為10mm左右。

結合了前端末稍80與導管本體10中能夠插入到體腔內之部分之導管100的有效長度宜為130cm以上且200cm以下，典型上能夠設為165cm左右。

如上述，前端末稍80的最大外徑為0.6mm以下。前端末稍80的最大外徑更宜為0.5mm以下。前端末稍80的最大外徑宜為0.35mm以上，典型上能夠設為0.4mm以上且0.45mm以下。

如上述，前端側小徑區域21的外徑為0.6mm以下。前端側小徑區域21的外徑更宜為0.5mm以下。前端側小徑區域21的外徑宜為0.35mm以上，典型上能夠設為0.4mm以上且0.45mm以下。

前端末稍80的內徑（前端管腔81的內徑）及前端側小徑區域21的內徑（前端側小徑區域21中的管腔31的內徑）宜為0.25mm以上且0.45mm以下。

【0040】

構成第1編結物50之各金屬線(第1金屬線51~第8金屬線58)的外徑宜為 $5\mu\text{m}$ 以上且 $30\mu\text{m}$ 以下，典型上能夠設為 $15\mu\text{m}$ 左右。

構成第1編結物50之各金屬線的間距宜為 0.3mm 以上且 0.8mm 以下，能夠設為 0.5mm 以上。

構成第1編結物50之各金屬線的間距宜未滿導管本體10的前端部(例如，前端側小徑區域21)的外徑的2倍，藉由設為如此，能夠實現導管本體10的前端部的良好的彎曲性。

構成第2編結物60之各金屬線(第1金屬線61~第8金屬線68)的矩形的剖面尺寸中，短邊宜為 $5\mu\text{m}$ 以上且 $30\mu\text{m}$ 以下，又，長邊宜為 $30\mu\text{m}$ 以上且 $70\mu\text{m}$ 以下。

構成第2編結物60之各金屬線的間距宜為 2mm 以上且 10mm 以下。

【0041】

接著，對導管100的各部的材料的例子進行說明。

作為內層32及內層83的材料，能夠使用PTFE等樹脂材料。

作為外層33及外層84的材料，能夠使用尼龍系彈性體、胺基甲酸酯系彈性體、聚酯系彈性體、或氟系樹脂(例如，e-PTFE等)。構成外層33及外層84之樹脂材料中可以添加有 BaSO_4 等不透輻射性添加劑。添加劑的含量依據硬度等所希望之物性適當確定，例如，相對於構成外層33及外層84之樹脂材料的總質量，能夠設為20質量%以上且50質量%以下。

標記物70的材料只要為不透輻射性的金屬材料(例如，鉑合金)，則並無特別限定。

作為構成第1編結物50之各金屬線(第1金屬線51~第8金屬線58)的材料，例如，能夠使用鎢。

作為構成第2編結物60之各金屬線（第1金屬線61～第8金屬線68）的材料，例如，能夠使用不鏽鋼（SUS304）。

【0042】

接著，對設置於導管本體10的近位側之把持部90進行說明。如圖1所示，在導管本體10的基端部設置有把持部90。把持部90具有用於從該基端使未圖示之注入器（注射器）插入之連結部91。在連結部91的外周形成有螺紋槽，以便能夠以可裝卸之方式固定注射器。在把持部90的中央部設置有輪轂92。在把持部90，形成有從前端遍及基端而沿軸心方向貫穿之空心，在該空心中的前端側的部分插入導管本體10的基端部，從而導管本體10的基端部被固定於把持部90。輪轂92具有隔著把持部90的軸心而對向之2個翼部93。藉由以把持部90的軸心作為中心來旋轉翼部93，能夠進行使整個導管本體10軸旋轉之轉矩操作，能夠調整進入到體腔之導管本體10的前端的方向。

在輪轂92的前端側設置有保護件94，覆蓋導管本體10的基端部的周圍。

【0043】

導管100例如為隨血流前進之流量導向導管。

另外，典型上，導管100用於進行如下操作：將導管本體10的前端部從被測者的大腿根部的動脈插入到體內，經由心臟及內頸動脈，插入到從內頸動脈分支之穿通支。故，導管本體10製作成與如此操作對應之長度。但是，本發明並不限於該例，導管100亦可以製作成適於插入其他部位之長度。

【0044】

〔第2實施形態〕

接著，利用圖9對第2實施形態進行說明。

本實施形態之導管（省略整體圖示）的前端末稍80的結構與第1實施形態之導管100不同，關於其他結構，構成與第1實施形態之導管100相同。

【0045】

本實施形態的情況下，前端末稍80具有：第1恆定直徑區域85，外徑及內徑與前端末稍80的軸向上的位置無關地為恆定；縮徑區域86，與第1恆定直徑區域85的前端側相連且外徑及內徑朝向前端側縮徑；及第2恆定直徑區域87，與縮徑區域86的前端側相連且外徑及內徑與前端末稍80的軸向上的位置無關地為恆定。

【0046】

第1恆定直徑區域85的外徑及內徑與第1實施形態中的前端末稍80的外徑及內徑相等。

第1恆定直徑區域85的外徑及內徑與前端末稍80的軸向上的位置無關地為恆定意指與前端末稍80的軸向上的位置相應之第1恆定直徑區域85的外徑的變化及內徑的變化分別在 $\pm 10\%$ 以內的範圍，且宜分別在 $\pm 5\%$ 以內的範圍。

【0047】

縮徑區域86的基端的外徑及內徑與第1恆定直徑區域85的前端的外徑及內徑相等。

縮徑區域86的外徑及內徑朝向前端側逐漸縮徑。

【0048】

第2恆定直徑區域87的基端的外徑及內徑與縮徑區域86的前端的外徑及內徑相等。

第2恆定直徑區域87的外徑及內徑與前端末稍80的軸向上的位置無關地為恆定意指與前端末稍80的軸向上的位置相應之第2恆定直徑區域87的外徑的變化及內徑的變化分別在 $\pm 10\%$ 以內的範圍，且宜分別在 $\pm 5\%$ 以內的範圍。

另外，第2恆定直徑區域87的前端的外周側的角部可以設為R倒角形狀，此時，在第2恆定直徑區域87的軸向上除了角部設為R倒角形狀之前端區域，第2恆定直徑區域87的外徑與前端末稍80的軸向上的位置無關地成為恆定。

【0049】

依本實施形態，藉由前端末稍80的第2恆定直徑區域87的內徑小於第1恆定直徑區域85的內徑，在進行利用導線200之操作時，能夠減小第2恆定直徑區域87的內周面與導線200的外周面的間隙。

藉此，能夠抑制導線200與前端末稍80的相對位置的變動（顫動），能夠穩定地進行高精度的操作。

又，通過導管的管腔31及前端管腔81而從前端末稍80的前端開口82吐出藥液等液體時，藉由液體的壓力，使第2恆定直徑區域87的內徑暫時擴徑，能夠順暢地吐出液體。

【0050】

第2恆定直徑區域87的外徑宜小於第1恆定直徑區域85的內徑。

但是，第2恆定直徑區域87的外徑可以與第1恆定直徑區域85的內徑相等，亦可以大於第1恆定直徑區域85的內徑。

【0051】

本實施形態的情況下，第2恆定直徑區域87的內徑與導線200的前端部的外徑相等。

在此，本實施形態之導管與導線200的套組（套件）成為本實施形態之導管套件。

【0052】

亦即，本實施形態之導管套件具備：長條的導管本體10（參閱圖1～圖3），具有樹脂層30及加強層40，該樹脂層包含具有管腔31之內層32及形成於內層32的外周之外層33，該加強層埋設於樹脂層30並且配置於管腔31的周圍；標記物70（圖1～圖3），其為由不透輻射性的金屬材料構成之環狀的標記物70，在導管本體10的前端埋設於樹脂層30，並且固定於加強層40的前端且配置於管腔31的周圍；前端末稍80（圖9），其為連接於導管本體10的前端之樹脂製的前端末稍80，具有與管腔31連通且前端開口之前端管腔81；又，該導管套件具備：導管，其為導管本體10的前端的外徑為0.6mm以下並且前端末稍的最大外徑為0.6mm以下之非主動類型的微型導管，導管本體10的軸向上的標記物70的尺寸小於前端末稍80的外徑，前端末稍80的軸向上的該前端末稍80的長度為該前端末稍80的最大外徑的7倍以上且15倍以下，前端末稍80具有外徑及內徑與該前端末稍80的軸向上的位置無關地為恆定之第1恆定直徑區域85、與第1恆定直徑區域85的前端側相連且外徑及內徑朝向前端側縮徑之縮徑區域86、及與縮徑區域86的前端側相連且外徑及內徑與該前端末稍80的軸向上的位置無關地為恆定之第2恆定直徑區域87；及導線200，插穿於管腔31來使用；且第2恆定直徑區域87的內徑與導線200的前端部的外徑相等。

【0053】

依據如此導管套件，則可藉由第2恆定直徑區域87的內徑與導線200的前端部的外徑相等，而在進行利用導線200之操作時，使第2恆定直徑區域87的內周面與導線200的外周面的間隙極小。

藉此，能夠更進一步抑制導線200與前端末稍80的相對位置的變動（顫動），並能夠更進一步穩定地進行高精度的操作。

【0054】

另外，本實施形態之導管不限於與上述之導管套件的導線200組合來使用，亦可以與未套件化之單體的導線200（與本實施形態之導管分開流通之導線200）組合來使用。

【0055】

以上，參閱圖式對各實施形態進行說明，但該等係本發明的例示，亦能夠採用上述以外的各種結構。

例如，上述各實施形態中，對加強層的前端部為編結物（第1編結物50）之例子進行說明，但加強層的前端部亦可以為藉由將線材（金屬線）捲繞成螺旋狀來構成之線圈。此時，前端末稍80的軸向上的該前端末稍80的長度宜為該前端末稍80的最大外徑的3倍以上且12倍以下，更宜為6倍以上且10倍以下。

又，加強層的前端部為線圈時，亦可以在比線圈更靠基端側在與線圈相同的層配置有編結物，該編結物的前端與線圈的基端藉由焊接而相互連接。

或者，亦可以遍及全長而將內側加強層（上述各實施形態中代替第1編結物50而配置之加強層）設為線圈，並將外側加強層設為編結物（上述各實施形態中的第2編結物60）。

又，上述各實施形態能夠在不脫離本發明宗旨之範圍內適當進行組合。

【0056】

接著，示出實施例，對本發明進行更具體的說明。但是，本發明並不受以下實施例的限制。

【0057】**[實施例1]**

利用具備模擬內頸動脈301（圖4A等）與模擬穿通支302（圖4A等）之血管內手術模擬器（血管模型），進行使第1實施形態之導管100進入到穿通支302之操作。

內頸動脈301的內徑約為5mm左右。穿通支302從內頸動脈301分支。穿通支302的內徑約為0.4mm至0.6mm左右。

【0058】

首先，如圖4A所示，使導線200先於導管100而從內頸動脈301進入穿通支302，使導線200的前端到達穿通支302的充分深的位置。前端末稍80的前端尚未進入穿通支302而是位於內頸動脈301內。

在此，導線200在接觸點P1與內頸動脈301的內周壁接觸，從該接觸點P1獲得反作用力，進入在與接觸點P1對向之一側分支之穿通支302。另一方面，導管100的前端亦即前端末稍80的前端在圖4A的階段並未到達接觸點P1。

【0059】

接著，如圖4B所示，沿著導線200推入導管100來使其前進。在圖4B的階段，前端末稍80的前端超過接觸點P1且位於接觸點P1的附近。又，標記物70未到達接觸點P1。

導線200中位於接觸點P1與穿通支302之間之部位會因微小的力而導致撓曲，但本實施形態中前端末稍80構成爲充分柔軟（蕭氏D硬度爲40以下），故，能夠抑制前端末稍80沿著導線200前進時的導線200的撓曲。

【0060】

接著，如圖5A及圖5B所示，沿著導線200進一步推入導管100來使其進一步前進。在圖5A及圖5B的階段，前端末稍80的前端進入到穿通支302。又，標記物70超過接觸點P1。

【0061】

本實施形態中，前端末稍80的軸向上的長度爲5mm，前端末稍80的最大外徑爲0.45mm，導管本體10的軸向上的標記物70的長度爲0.3mm。充分柔軟之前端末稍80具有充分的長度（前端末稍80的最大外徑的7倍以上的長度），並且標記物70充分短（導管本體10的軸向上的標記物70的尺寸小於前端末稍80的最大外徑），故，在使前端末稍80的前端進入穿通支302之過程中，導線200中位於接觸點P1與穿通支302之間之部位被導管100按壓而引起之撓曲得到了抑制。亦即，標記物70超過接觸點P1時或如圖5A及圖5B所示般標記物70超過接觸點P1之後，標記物70向圖5A及圖5B中的上方（箭頭A方向）按壓導線200中位於接觸點P1與穿通支302之間之部位之力得到了抑制。故，能夠使前端末稍80良好地追隨導線200的彎曲形狀且使前端末稍80沿著導線200進入到穿通支302等。

【0062】

又，配置於導管本體10的前端部之加強層40由編組金屬線而成之編結物（第1編結物50）構成，該等金屬線の間距爲0.8mm。導管本體10的前端部的外徑爲

0.5mm。亦即，在導管本體10中與標記物70的基端側相連之部分，構成第1編結物50之金屬線の間距設定為未滿導管本體10的前端部的外徑的2倍。

藉此，如圖5A及圖5B般，導管本體10中與標記物70的基端側相連之部分接觸於接觸點P1且導管100前進時，導管本體10中與接觸點P1接觸之部分能夠順暢地彎曲。

亦即，因為在導管本體10設置有第1編結物50，所以導管本體10的彎曲剛性高於前端末梢80的彎曲剛性，但第1編結物50的金屬線の間距充分小，因此第1編結物50以及導管本體10能夠藉由從接觸點P1接受之反作用力順暢地彎曲。尤其，因為構成第1編結物50之金屬線的剖面形狀為圓形，所以在金屬線彼此的交點，金屬線彼此能夠輕鬆地稍微旋轉（轉動），故，第1編結物50以及導管本體10的彎曲變得更加順暢。

藉此，導管本體10向圖5A及圖5B中的上方（圖5B所示之箭頭B方向）按壓導線200中位於接觸點P1與穿通支302之間之部位之力得到了抑制。

其結果，如圖6所示，關於導管本體10的前端亦即標記物70的配置區域，亦能夠使其順暢地進入到穿通支302內。

【0063】

[實施例2]

與實施例1相同，利用具備模擬內頸動脈301（圖7A等）及模擬穿通支302（圖7A等）之血管內手術模擬器（血管模型），進行使第1實施形態之導管100進入穿通支302之操作。

首先，如圖7A所示，使導線200先於導管100而從內頸動脈301進入穿通支302，使導線200的前端到達穿通支302的入口附近。前端末梢80的前端尚未進入穿通支302而是位於內頸動脈301內。

【0064】

接著，如圖7B所示，沿著導線200推入導管100來使其前進。在圖7B的階段，前端末梢80的前端進入到穿通支302，標記物70超過了接觸點P1。

與實施例1相同，在標記物70超過接觸點P1時或超過之後，標記物70向圖7A及圖7B中的上方（箭頭A方向）按壓導線200中位於接觸點P1與穿通支302之間之部位之力或導管本體10向圖7A及圖7B中的上方（箭頭B方向）按壓該部位之力得到抑制，如圖8所示，能夠使導管本體10的前端順暢地進入到穿通支302內。

【0065】

[比較例1]

作為微型導管（以下，導管400：圖10A、圖10B、圖11A、圖11B、及圖12），使用血管選擇性比較良好之代表性的市售的微型導管，與實施例1相同地，利用具備模擬內頸動脈301及模擬穿通支302之血管內手術模擬器，進行使導管400進入穿通支302之操作。

【0066】

導管400中，前端末梢480的軸向上的長度未滿該前端末梢480的最大外徑的1倍，導管本體410的軸向上的標記物470的長度大於前端末梢480的最大外徑，與本實施形態之導管100相比，前端末梢480的長度比率大幅減小，標記物470的長度比率大。又，呈加強層從標記物470朝向基端側延伸之結構。

【0067】

在圖10A的階段，與圖4A的階段相同，導線200先於導管400而從內頸動脈301進入到穿通支302。前端末梢480的前端尚未進入穿通支302而是位於內頸動脈301內，亦未到達接觸點P1。

【0068】

導管400中成為如下結構：標記物470位於導管400的前端附近，標記物470的軸長長，且從標記物470朝向基端側延伸有加強層，導管400的前端附近為止的剛性高。

故，若從圖10A的階段沿著導絲導線200推入導管400，則導線200中位於接觸點P1與穿通支302之間之部位被導管400的前端部按壓而撓曲，會有導線200會從穿通支302脫離之情況。

又，還會有導管400的前端部在接觸點P1卡在內頸動脈301的內周面而無法再前進之情況。

【0069】

又，在沿著導線200推入導管400，如圖10B所示，前端末梢480的前端進入到穿通支302的入口附近之情況下，亦如以下說明，會有無法使導管400更深地進入穿通支302或最終使導線200及導管400從穿通支302脫離之情況。

【0070】

亦即，如圖10B所示，使前端末梢480的前端進入到穿通支302的入口附近之後，如圖11A及圖11B所示，即使進一步推入導管400，亦成為導管400的前端部卡在穿通支302的入口附近之狀態，導管本體410向圖11A及圖11B的箭頭B方向撓曲。此時，導線200的前端部逐漸被引入到導管400內。

吾人認為成為如此動作之理由為，導管400的前端部的柔軟的部分亦即前端末稍480短，故，導管400的前端部堅韌，從而頂住穿通支302的入口的壁面而卡住。

進而，因為缺乏導管400的前端部的可撓性，所以在導管400的前端部彎曲之狀態下，與彎曲部相比，更向基端側中的導管400的行進方向施加對導管400之推入力，故，導致推入力消耗在前端部的橫向（與長邊方向交叉之方向）的動作之比例變高而非在前端部的縱向（長邊方向）的動作之比例變高，吾人認為此亦是成為圖11A及圖11B所示之動作之理由。

若在之後仍推入導管400，則如圖12所示，暫時進入到穿通支302的入口附近之導管400亦從穿通支302脫落，導致在內頸動脈301內進一步向箭頭B方向推入。

[產業上的可利用性]

【0071】

依本發明，能夠適宜地進行由導線先導而使導管進入穿通支等細血管、還有AVM、脊椎動脈、或與腫瘤相連之營養血管之操作。

【符號說明】

【0072】

10：導管本體

11：第1前端區域

12：第2前端區域

13：第3前端區域

- 14：第4前端區域
- 15：第5前端區域
- 16：第6前端區域
- 17：中間・基端區域
- 21：前端側小徑區域
- 22：擴徑區域
- 23：小徑區域
- 24：大徑區域
- 25：外徑變化區域
- 30：樹脂層
- 31：管腔
- 32：內層
- 33：外層
- 40：加強層
- 50：第1編結物（編結物）
- 51：第1金屬線
- 52：第2金屬線
- 53：第3金屬線
- 54：第4金屬線
- 55：第5金屬線
- 56：第6金屬線
- 57：第7金屬線

- 58：第8金屬線
- 60：第2編結物
- 61：第1金屬線
- 62：第2金屬線
- 63：第3金屬線
- 64：第4金屬線
- 65：第5金屬線
- 66：第6金屬線
- 67：第7金屬線
- 68：第8金屬線
- 70：標記物
- 80：前端末稍
- 81：前端管腔
- 82：前端開口
- 83：內層
- 84：外層
- 85：第1恆定直徑區域
- 86：縮徑區域
- 87：第2恆定直徑區域
- 90：把持部
- 91：連結部
- 92：輪轂

- 93：翼部
- 94：保護件
- 100：導管
- 200：導線
- 301：內頸動脈
- 302：穿通支
- 400：導管
- 410：導管本體
- 470：標記物
- 480：前端末稍

【發明申請專利範圍】

【第1項】

一種導管，其具備：

導管本體，具有：樹脂層，包含具有管腔之內層及形成於該內層的外周之外層；及加強層，埋設於該樹脂層，並且配置於該管腔的周圍；

標記物，其為由不透輻射性金屬材料構成之環狀的標記物，在該導管本體的前端埋設於該樹脂層並且固定於該加強層的前端，並配置於該管腔的周圍；及

前端末稍，其為連接於該導管本體的前端之樹脂製的前端末稍，具有與該管腔連通且前端開口之前端管腔，

該導管本體的前端的外徑為0.6mm以下，並且該前端末稍的最大外徑為0.6mm以下，

該導管本體的軸向上的該標記物的尺寸小於該前端末稍的最大外徑，

該前端末稍的軸向上的該前端末稍的長度為該前端末稍的最大外徑的3倍以上且18倍以下，

該加強層包含：第1編結物、以及配置於第1編結物的外周之第2編結物，

該第1編結物，從該導管本體的前端遍及至基端而連續配置，

該第2編結物，從該導管本體的中間部遍及至基端而連續配置，

構成該第2編結物之金屬線的截面積大於構成該第1編結物之金屬線的截面積。

【第2項】

如申請專利範圍第1項之導管，其中在該前端末稍的軸向上的該前端末稍的長度，為該前端末稍的最大外徑的7倍以上且15倍以下，

該前端末稍係由樹脂製的外層與樹脂層之內層所構成。

【第3項】

如申請專利範圍第1項之導管，其中在該加強層中配置於該導管本體的前端部之部分由編組金屬線而成之編結物構成，

該金屬線の間距大於該導管本體的該前端部的外徑。

【第4項】

如申請專利範圍第1項之導管，其中該前端木稍的外徑與該前端木稍的軸向上的位置無關地為恆定。

【第5項】

如申請專利範圍第1項之導管，其中該前端木稍具有：

第1恆定直徑區域，外徑及內徑與該前端木稍的軸向上的位置無關地為恆定；

縮徑區域，與該第1恆定直徑區域的前端側相連且外徑及內徑朝向前端側縮徑；

及

第2恆定直徑區域，與該縮徑區域的前端側相連且外徑及內徑與該前端木稍的軸向上的位置無關地為恆定。

【第6項】

如申請專利範圍第1項之導管，其中該導管本體具有：

第1前端區域，與該前端木稍的基端側相連；及

第2前端區域，與該第1前端區域的基端側相連，

該第1前端區域由與該前端木稍相同的樹脂材料構成，

該第2前端區域由比構成該第1前端區域之樹脂材料更高硬度的樹脂材料構成，

該加強層遍及該第1前端區域和該第2前端區域而連續設置。

【第7項】

如申請專利範圍第6項之導管，其中該導管本體在比該第2前端區域更靠基端側具有該管腔的內徑與該導管本體的外徑朝向基端側逐漸擴徑之擴徑區域。

【第8項】

如申請專利範圍第7項之導管，其中在該導管本體中從比該擴徑區域更靠前端側至比該擴徑區域更靠基端側之區域，該樹脂層由相同的樹脂材料構成。

【第9項】

如申請專利範圍第7項之導管，其中該導管本體中與該擴徑區域的基端側相鄰之區域係與該擴徑區域的基端相同外徑的小徑區域，該導管本體中與該小徑區域的基端側相鄰之區域係比該小徑區域更大徑的大徑區域。

【第10項】

如申請專利範圍第1項之導管，其中該前端末稍的蕭氏D硬度為40以下。

【第11項】

一種導管套件，其具備：

申請專利範圍第5項之導管；及

插穿於該管腔而使用之導線，

該第2恆定直徑區域的內徑與該導線的前端部的外徑相同。

【發明圖式】

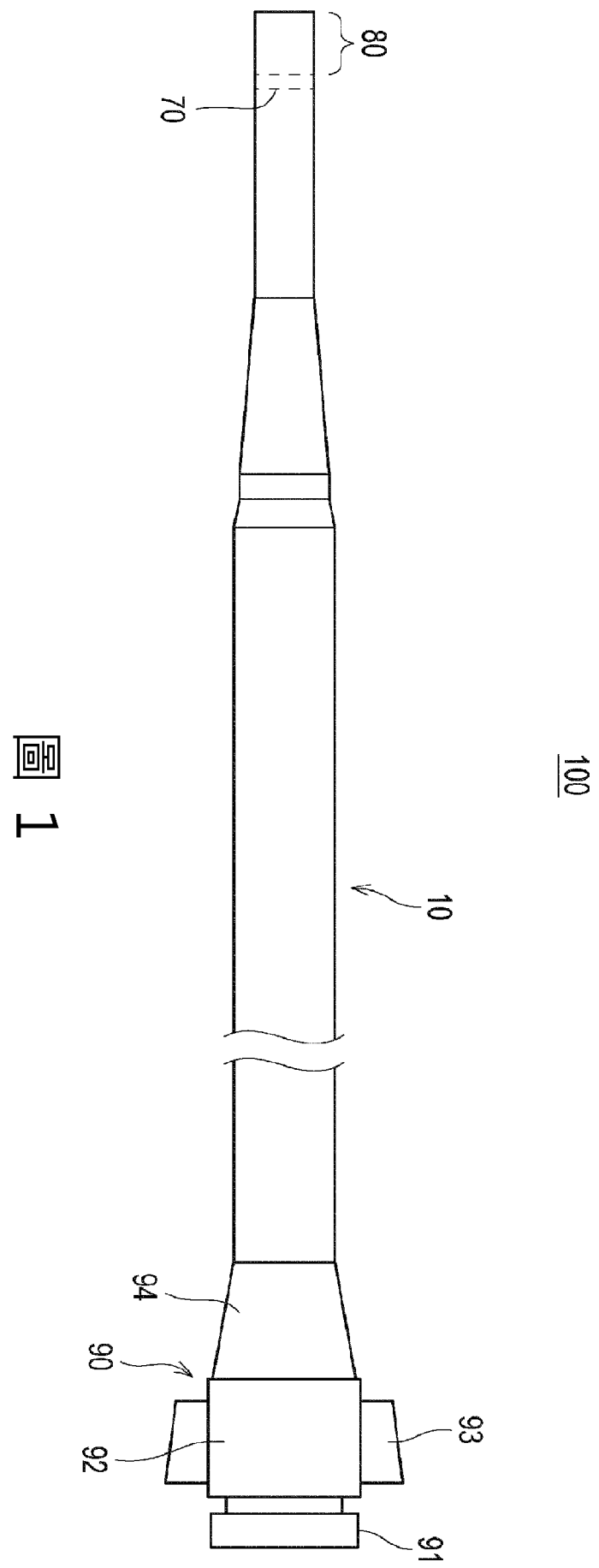


圖 1

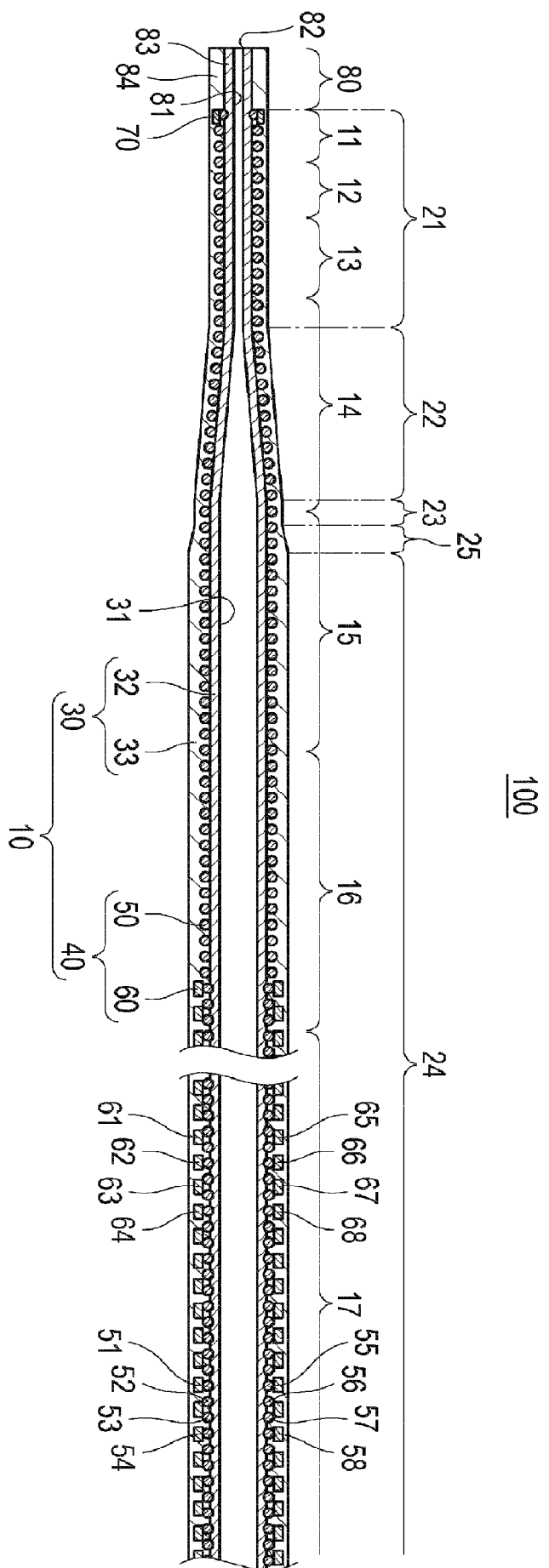


圖 2

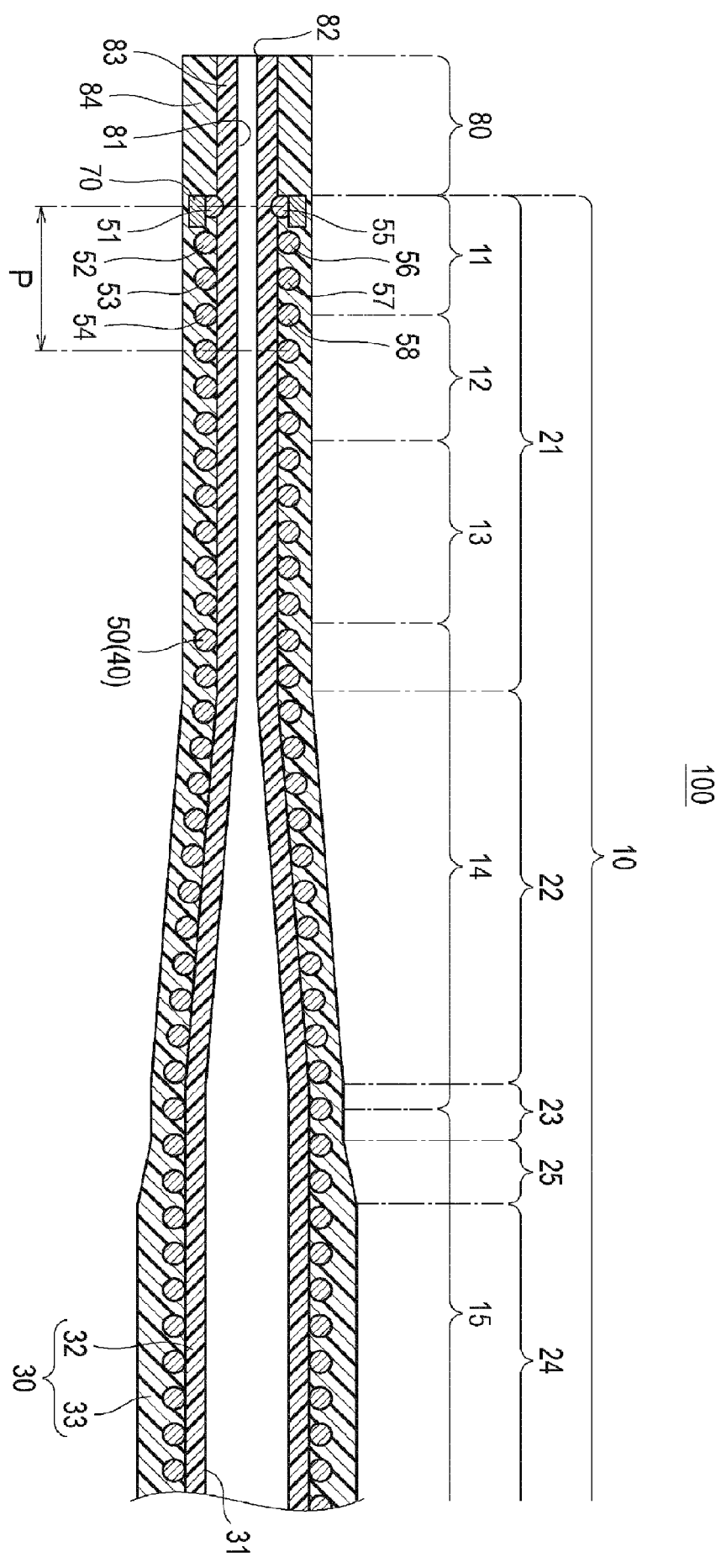


圖 3

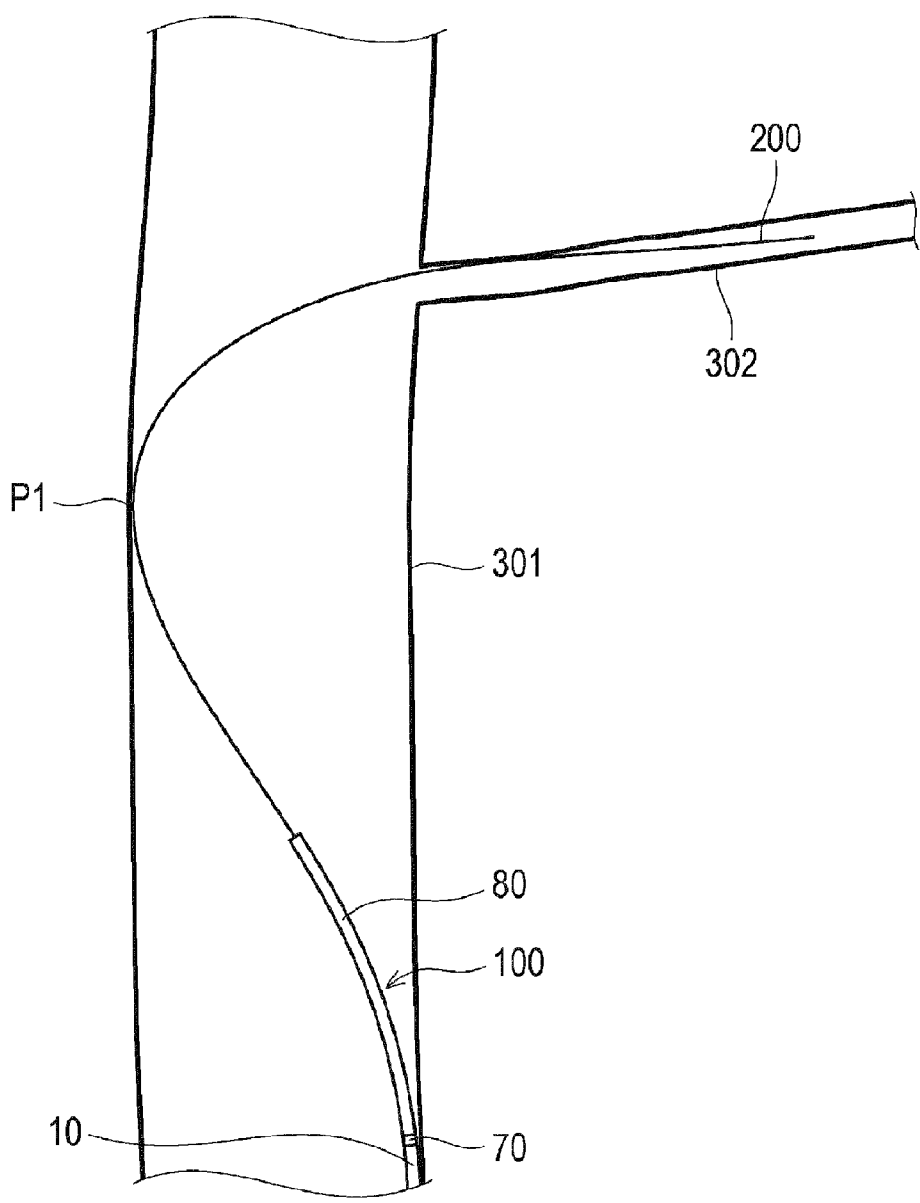


圖 4A

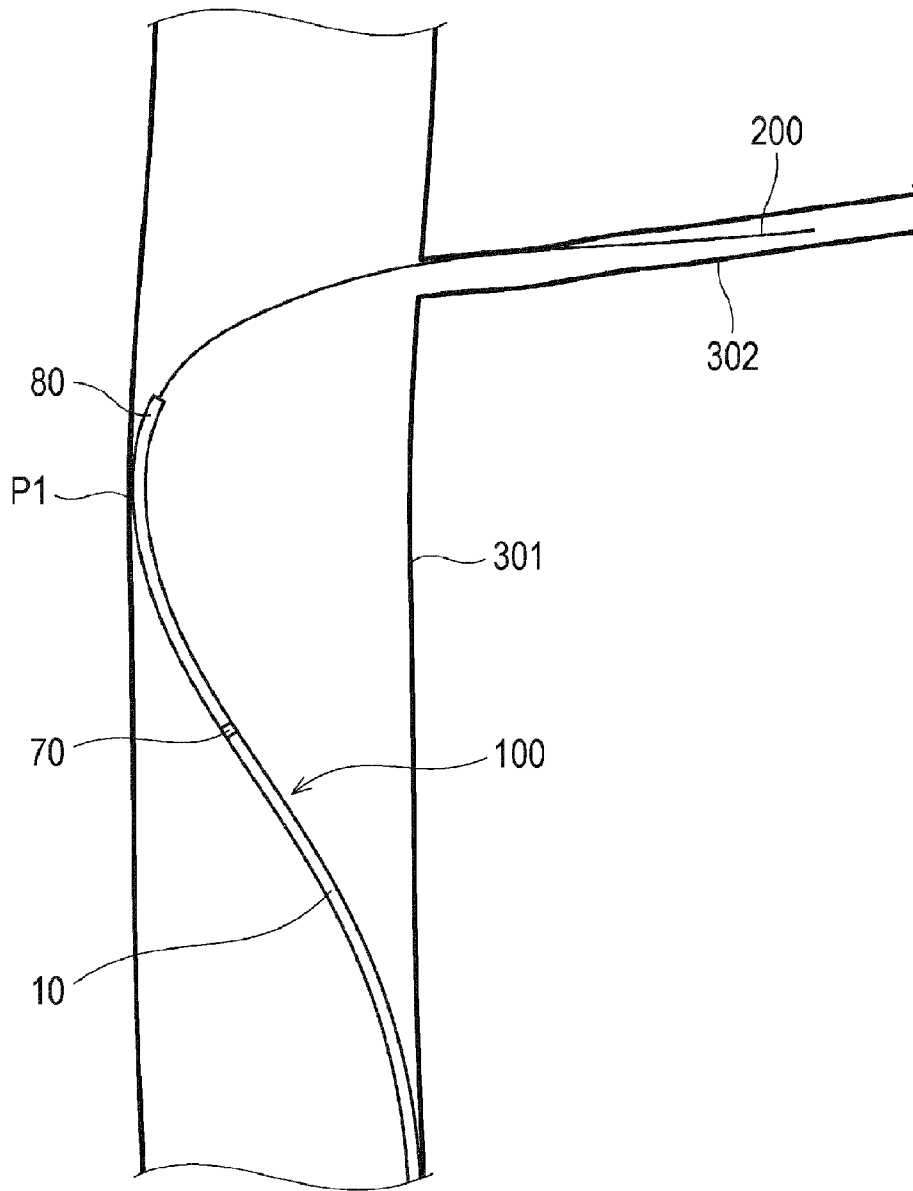


圖 4B

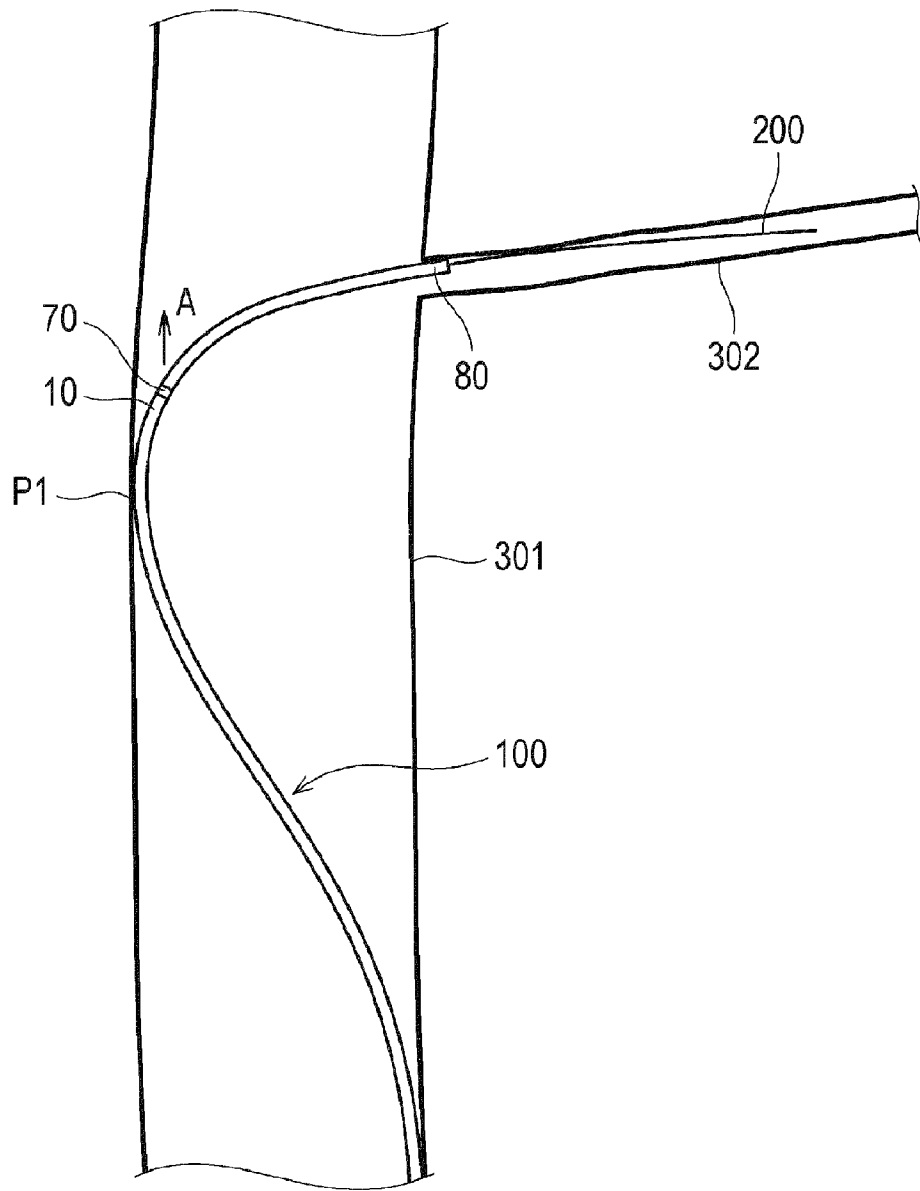


圖 5A

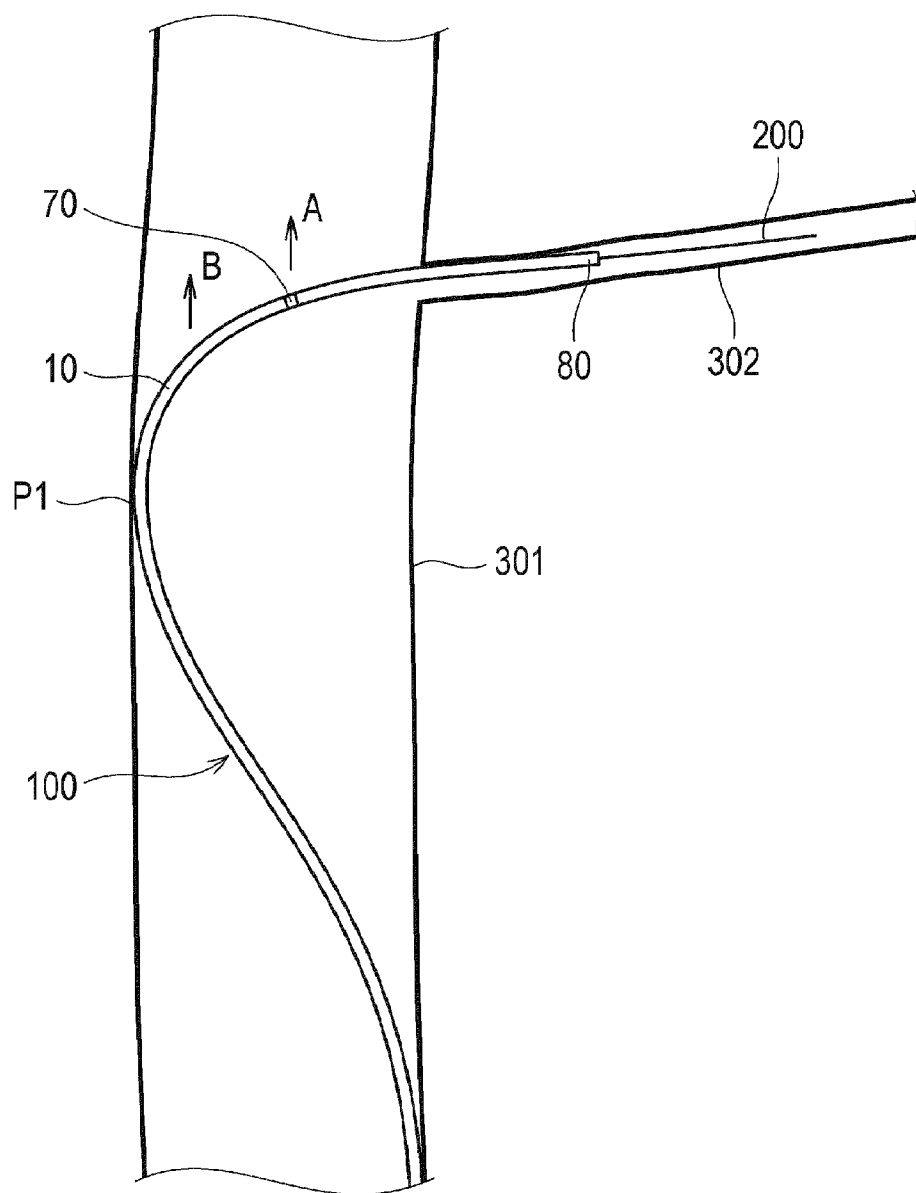


圖 5B

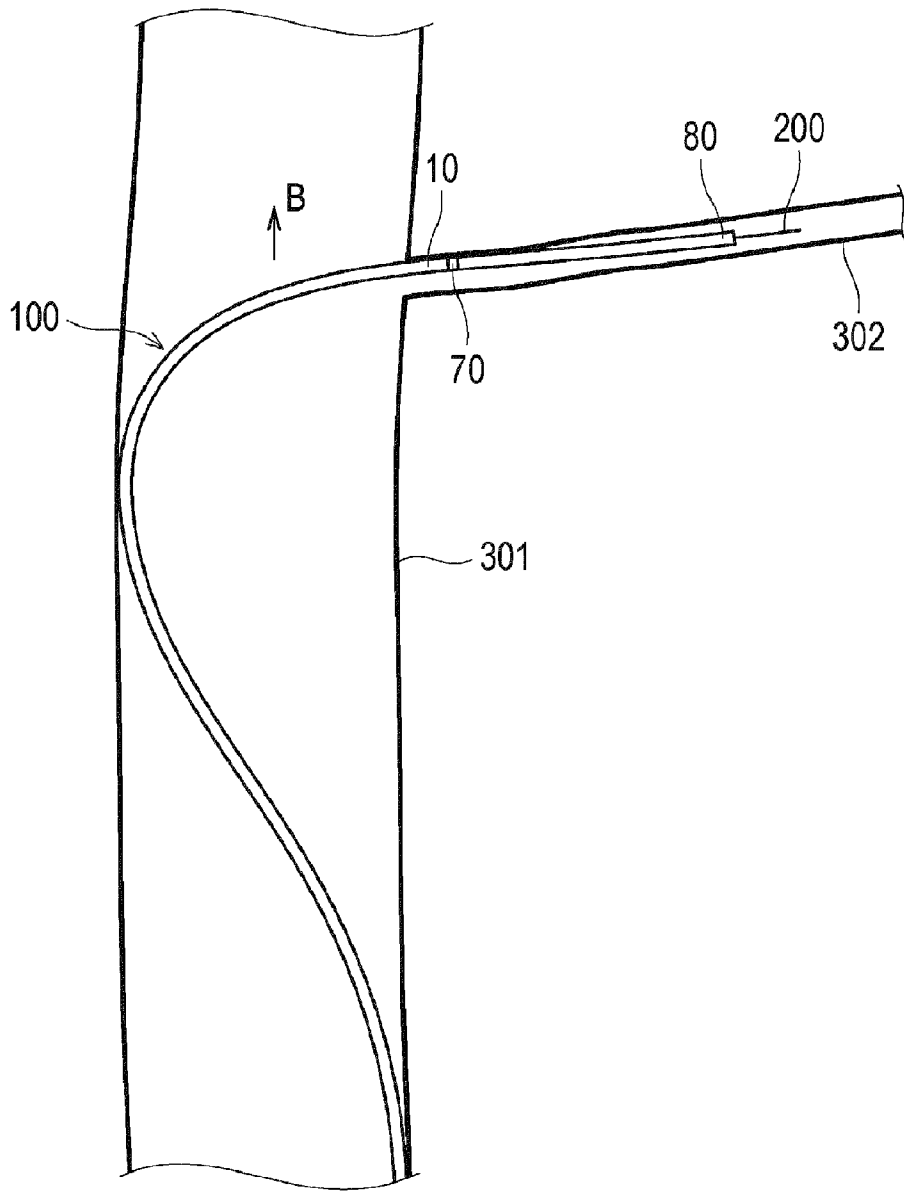


圖 6

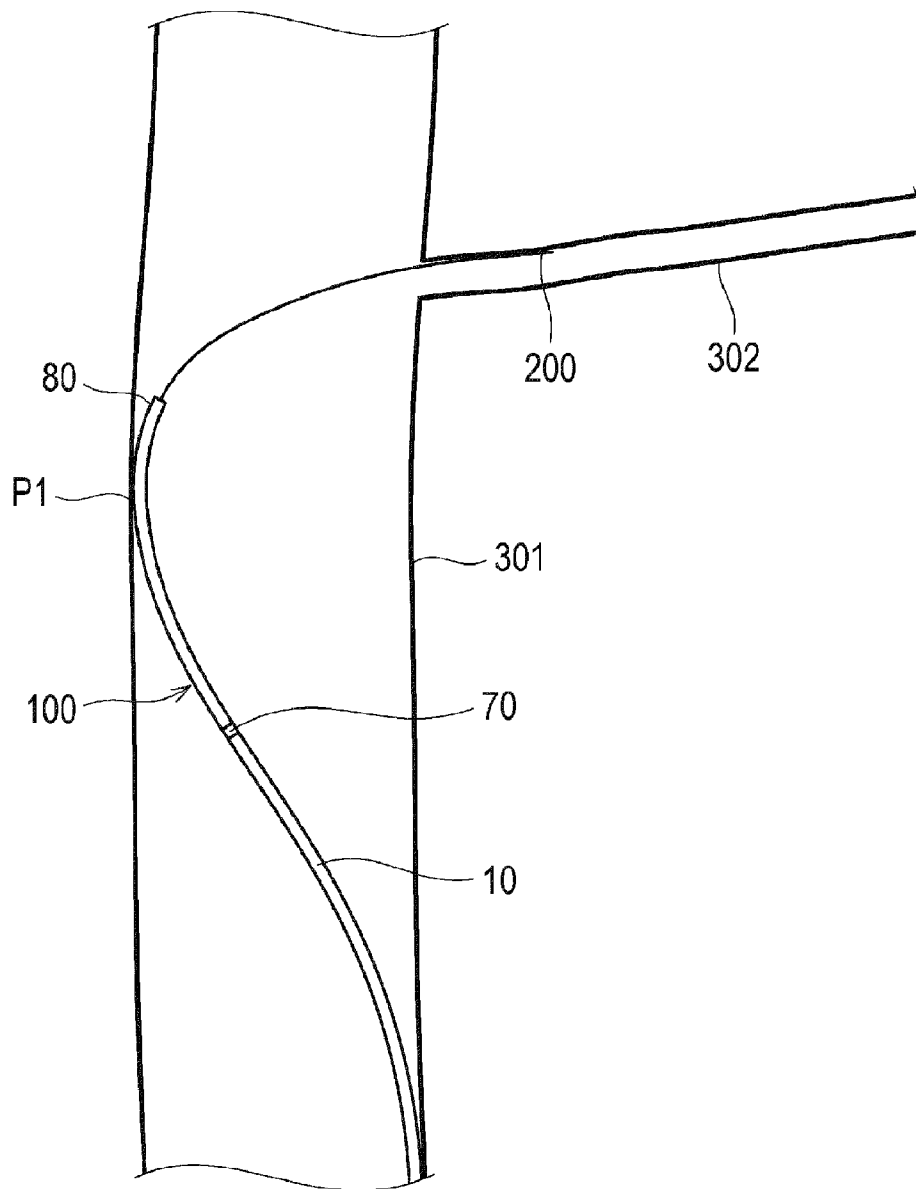


圖 7A

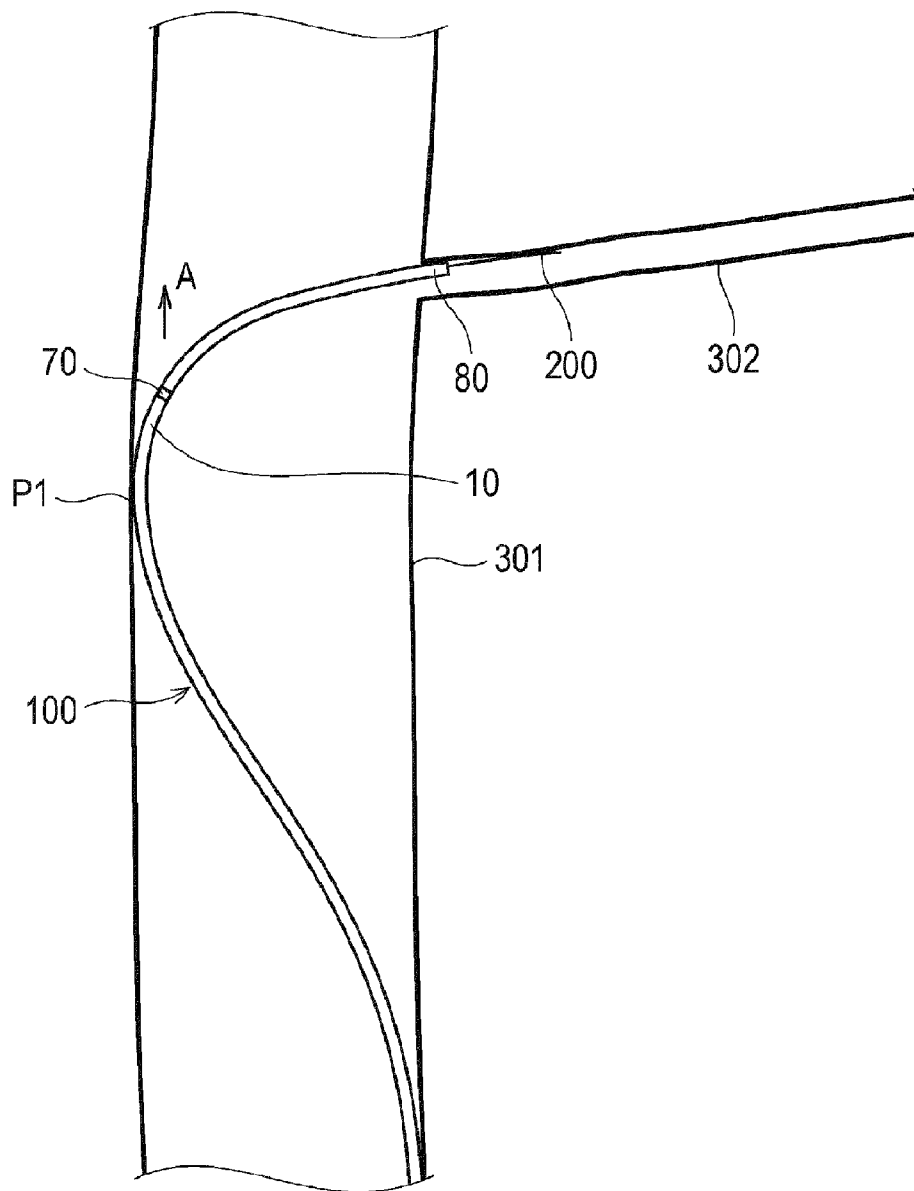


圖 7B

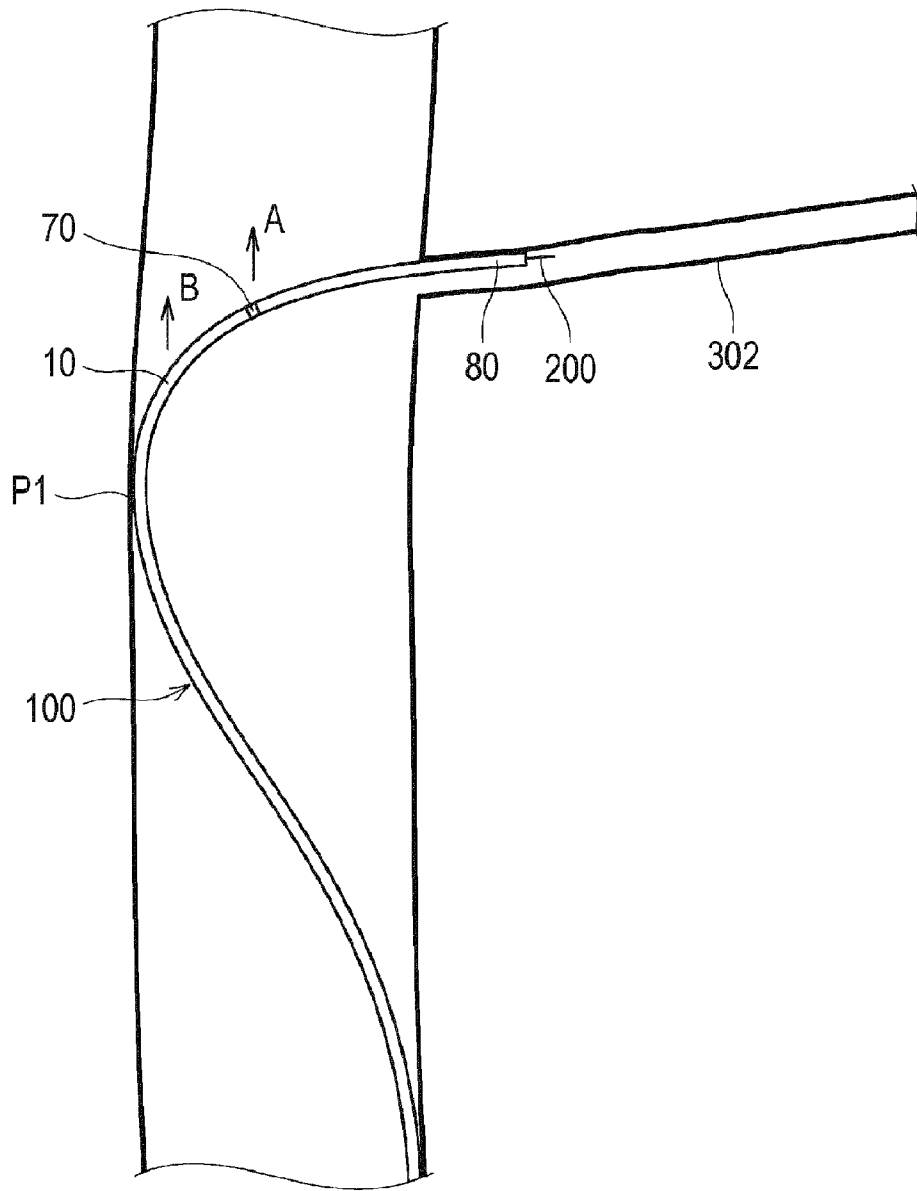


圖 8

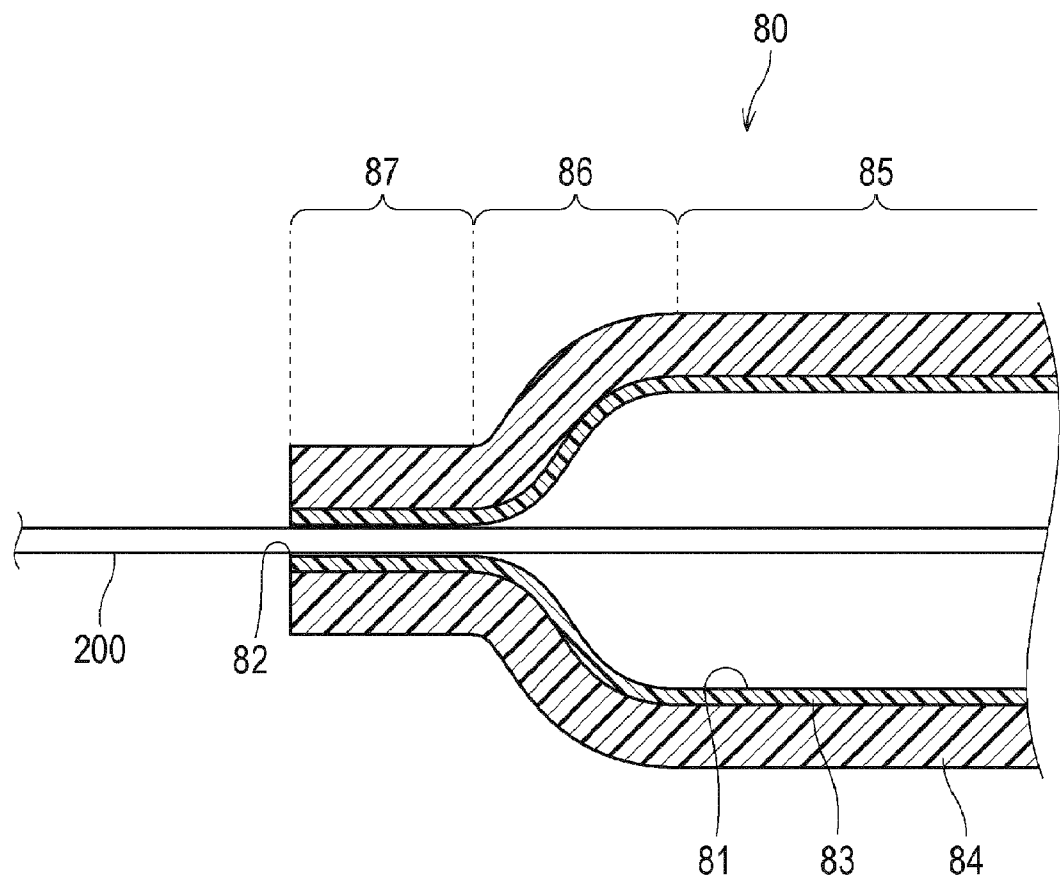


圖 9

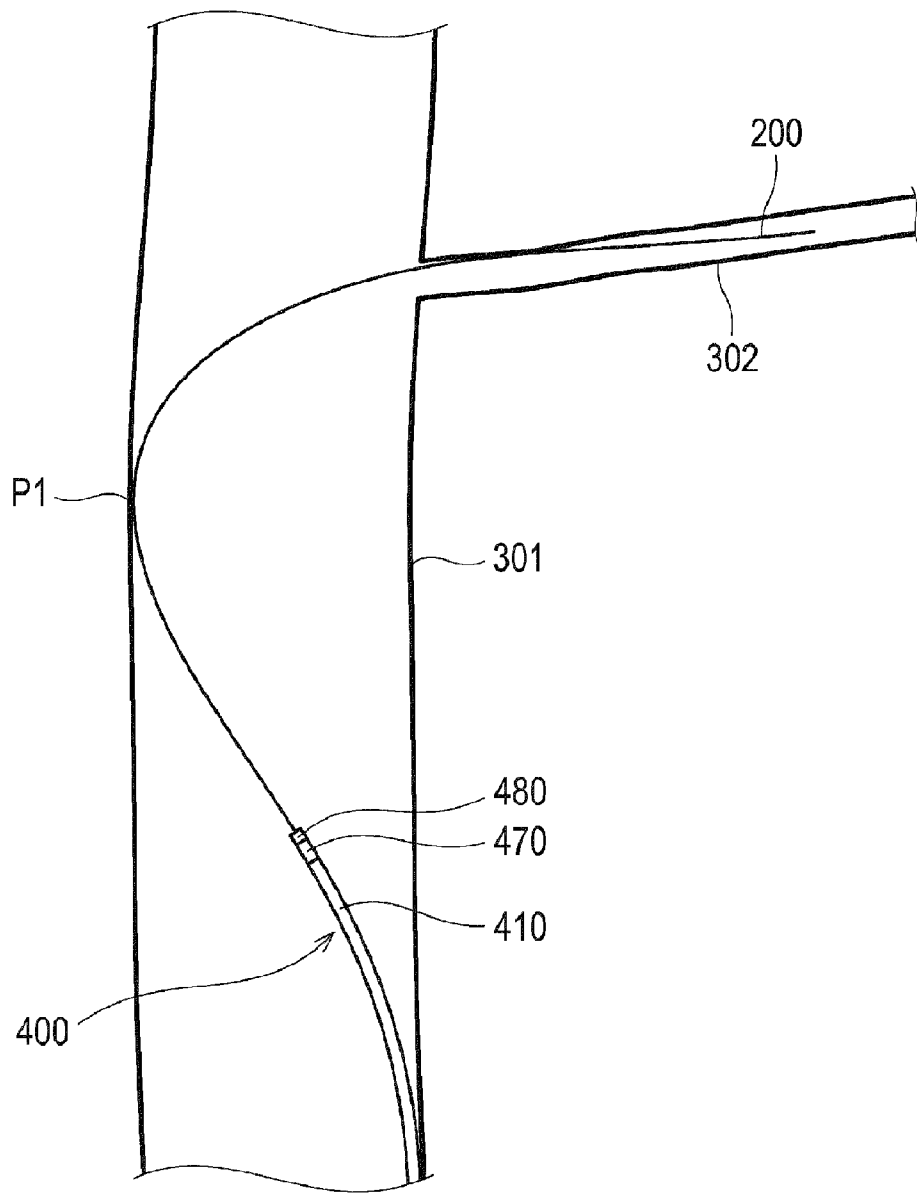


圖 10A

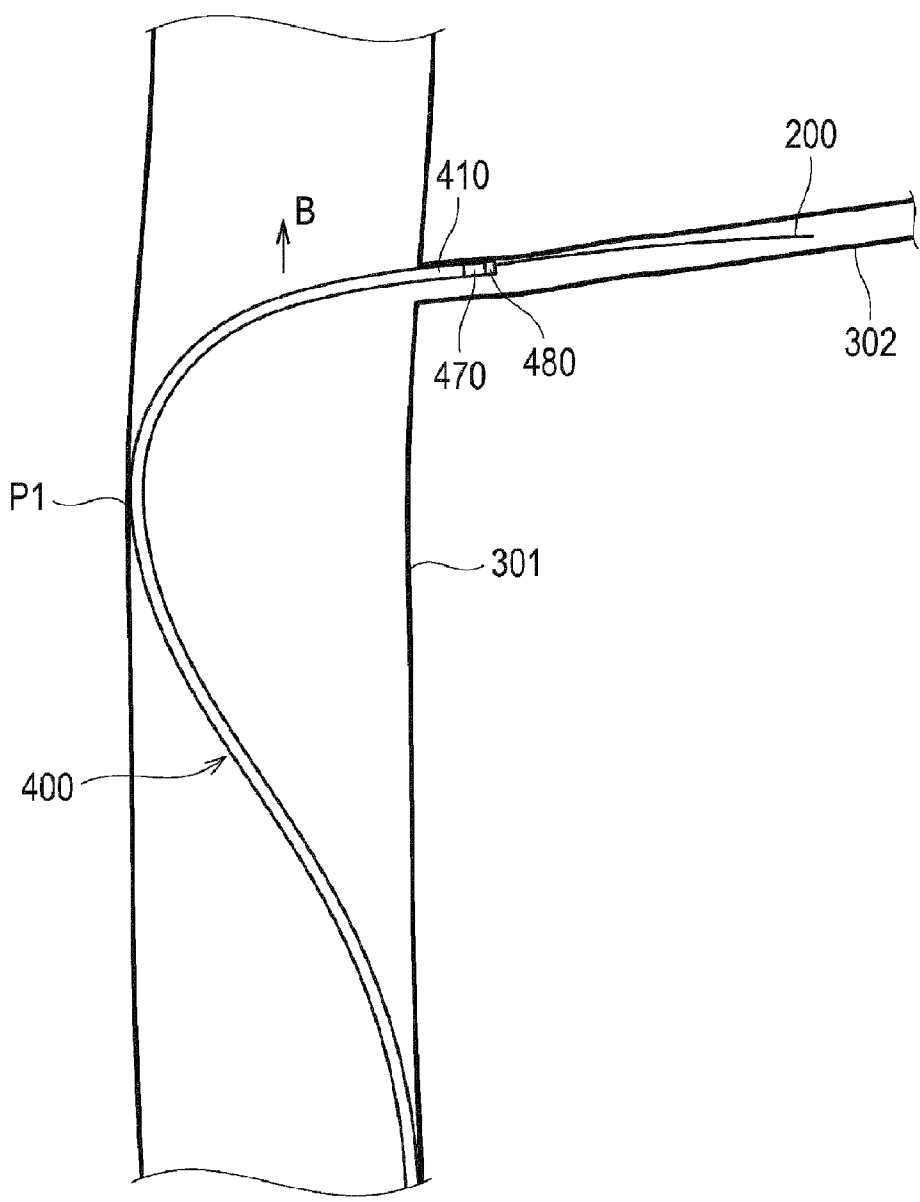


圖 10B

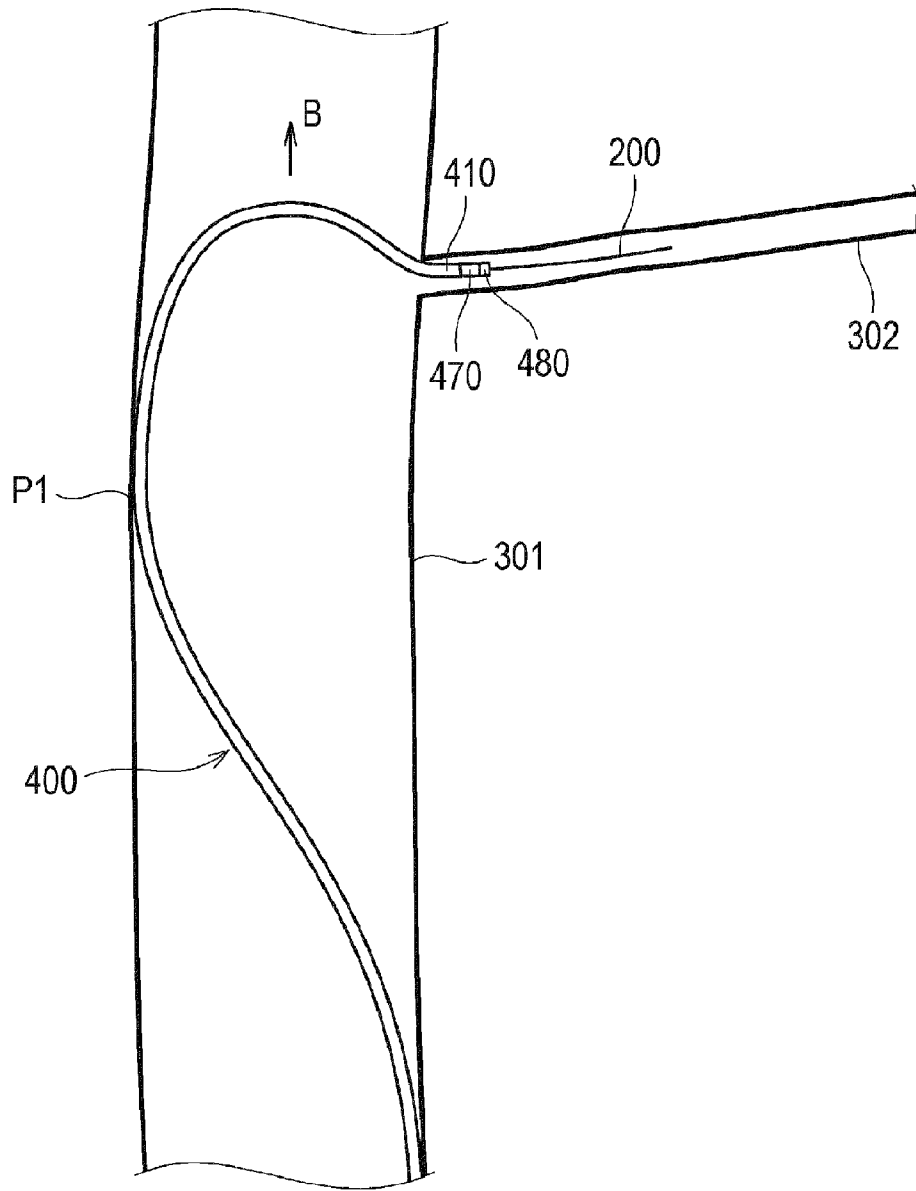


圖 11A

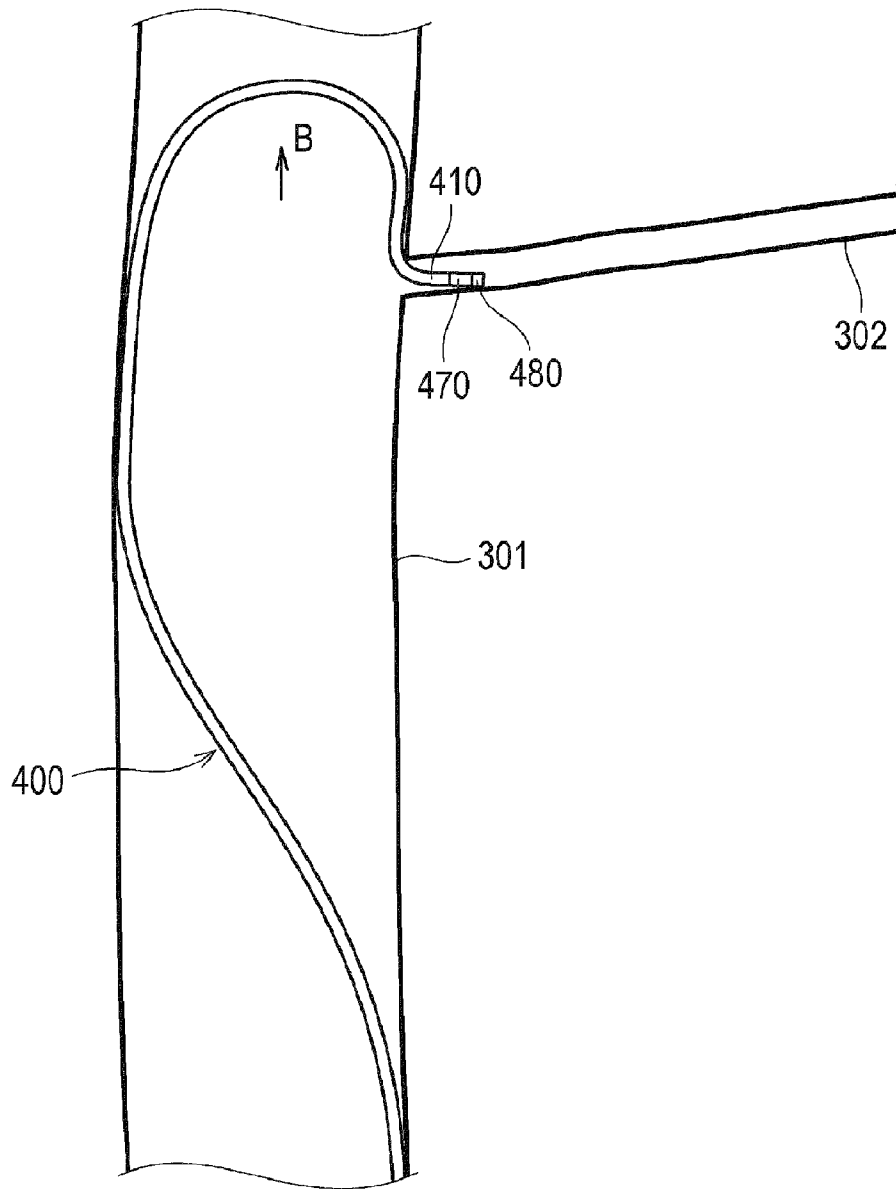


圖 11B

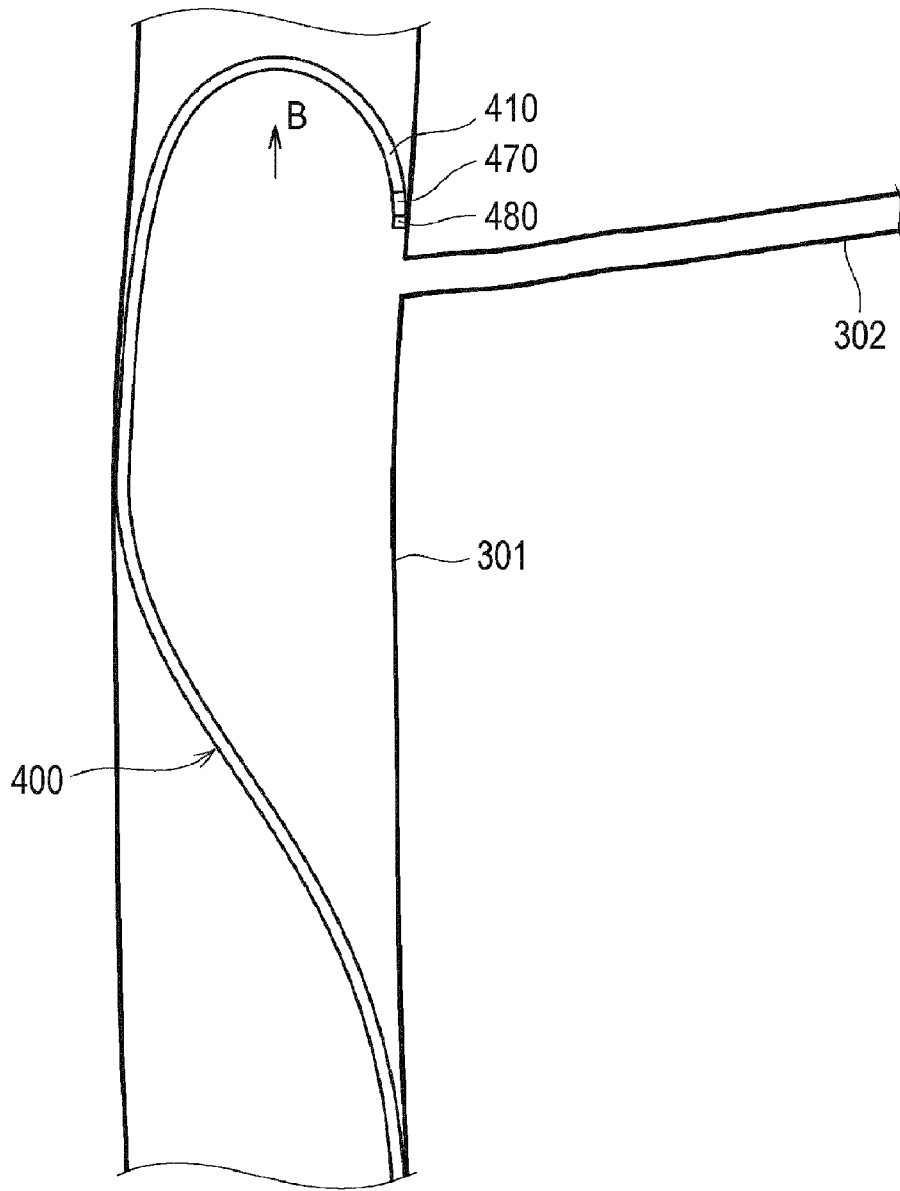


圖 12