



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102781338 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 01

(21) 申请号 201180011405. X

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100

(22) 申请日 2011. 01. 07

代理人 胡晓萍 丁晓峰

(30) 优先权数据

12/684, 083 2010. 01. 07 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 08. 28

(56) 对比文件

US 2009/0292199 A1, 2009. 11. 26,

US 2009/0264759 A1, 2009. 10. 22,

US 2005/0228290 A1, 2005. 10. 13,

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/020468 2011. 01. 07

审查员 谢春苓

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/085166 EN 2011. 07. 14

(73) 专利权人 戈尔企业控股股份有限公司

地址 美国特拉华州

(72) 发明人 D·R·迪茨 C·J·弗兰克林

J·L·罗文 D·J·梅西克

C·T·诺德豪森 C·G·奥克利

R·C·帕特森 J·H·波伦斯科

S·D·奎克 D·H·托德

T·L·托尔特 D·W·威尔森

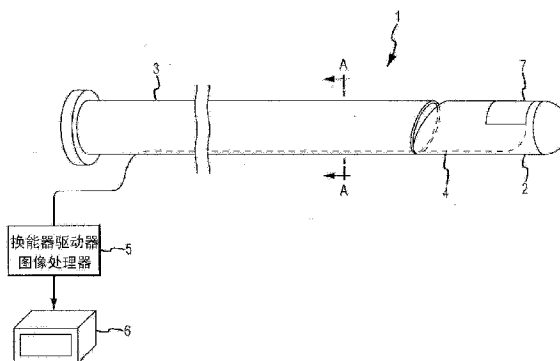
权利要求书1页 说明书51页 附图61页

(54) 发明名称

改进的导管

(57) 摘要

提供一种改进的导管。该导管可包括位于导管本体的远端处的可偏转构件。可偏转构件可包括超声换能器阵列。可偏转构件可通过活页铰链互连至导管本体。导管可包括从导管本体的近端延伸至远端的腔。腔可用于将干预装置输送至位于导管本体远端远侧的位置。可偏转构件可以枢转形式的方式选择性地偏转通过至少 90 度的弧。在可偏转构件包括超声换能器阵列的实施例中，超声换能器阵列可以是可操作的以在与导管本体对准和在相对于导管本体枢转时都进行成像。



1. 导管,包括:

导管本体;

可偏转构件,所述可偏转构件通过活页铰链可支承地互连至所述导管本体,从而所述可偏转构件能相对于所述导管本体绕铰链线偏转;所述活页铰链包括第一部分和第二部分,所述第一部分和第二部分沿着位于其间的所述铰链线一体地彼此邻接,其中,所述第二部分能相对于所述第一部分绕所述铰链线枢转;所述第一部分固定地互连至所述导管本体,所述可偏转构件固定地互连至所述第二部分;

其特征在于,所述活页铰链包括沿其外表面设置的扁平区域,所述扁平区域定尺寸为接纳柔性板或其它电互连构件,所述活页铰链还包括斜坡以允许电互连构件进入所附连的可偏转构件的间隙。

2. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述铰链线延伸通过邻接区域,其中,沿着所述铰链线的所述邻接区域的厚度小于所述导管本体的最小横向尺寸的约 15%。

3. 如权利要求 2 所述的导管,其特征在于,所述第一部分可操作以相对于第二部分绕所述铰链线偏转至少约 90 度。

4. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,一部件可支承地互连至所述可偏转构件,其中,所述第二部分、所述可偏转构件和所述部件能串联地枢转。

改进的导管

[0001] 相关申请

[0002] 本申请作为 2008 年 12 月 31 日提交的美国专利申请系列号 12/347,637 的部分继续申请而要求优先权。本申请作为 2008 年 6 月 27 日提交的美国专利申请系列号 12/163,325 的部分继续申请而要求优先权,该美国专利申请系列号 12/163,325 要求 2007 年 6 月 28 日提交的美国临时专利申请 60/946,807 的优先权。前述每个申请以参见的方式整体纳入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及改进的导管,尤其适于用于对干预装置成像和输送的导管(例如,具有诊断或治疗装置、药剂或能量输送能力的超声导管),该导管可用来获得定位在患者体内所需位置和 / 或输送目标位置的干预装置的目标图像。

背景技术

[0004] 导管是可插入人体血管、腔或管中且利用其延伸出人体的一部分来进行操纵的管状医疗装置。通常,导管相对薄且是柔性的,以便于沿非线性通道行进 / 缩回。导管可用作多种用途,包括诊断和 / 或治疗装置的体内定位。例如,导管可用来定位内部成像装置,部署可植入装置(例如支架、支架植入物、腔静脉过滤器),和 / 或输送能量(例如消融导管)。

[0005] 在这点上,使用超声成像技术来获得结构的可见图像尤其在医疗应用中变得越来越普遍。宽泛地说,典型地包括多个独立致动压电元件的超声换能器设有合适的驱动信号,使得超声能脉冲行进入患者体内。超声能在具有不同声阻抗的结构之间的界面处被反射。相同或不同的换能器检测返回能量的接收并提供对应的输出信号。可用已知的方式处理该信号,以在显示屏上产生结构之间界面和因此结构自身的图像。

[0006] 多个现有技术文献讨论了与专用外科设备组合来使用超声成像,从而实施非常精确的外科手术。例如,多件专利示出了使用超声技术以引导“活组织检查枪”,即从特定区域进行组织取样以作病理检查的仪器,例如用来确定特定结构是否为恶性肿瘤或类似物。类似地,其它现有技术文献讨论了使用超声成像技术以帮助其它的精细操作,例如取出存活卵子以用于体外受精和相关目的。

[0007] 体内诊断和治疗过程继续发展,人们已经认识到经由紧凑的可操纵导管来改进手术成像的愿望。更具体地说,本发明人认识到提供以下导管特征的愿望:便于位于导管远端的部件的选择性定位和控制,同时保持相对小的型面,由此对于各种临床应用产生增强的功能。

发明内容

[0008] 本发明涉及改进的导管设计。为此,导管定义成一种能插入人体血管、腔室或管道内的装置,其中,导管的至少一部分延伸出人体,且通过操纵 / 拉动导管伸出体外的部分,导管能被操纵和 / 或移出人体。在各种设计中,导管可包括导管本体和 / 或外部管状本体,

导管本体具有近端和远端,外部管状本体具有壁、近端和远端。该导管还可包括位于外部管状本体的远端处的可偏转构件。可偏转构件可包括一个或多个治疗和/或诊断装置。可偏转构件可包括一个或多个包括电气装置的部件,该电气装置例如是成像装置、诊断装置和/或治疗装置。该部件可包括:机械装置,诸如针和活组织探针,包括切割器、抓取器和刮除器;电气装置,诸如导体、电极、传感器、控制器和成像部件;以及可输送部件,诸如支架、移植、衬垫、过滤器、圈套和治疗器。例如,电气装置可以是诸如超声换能器阵列的换能器阵列,该超声换能器阵列可用于进行成像。在附加的实例中,装置可以是消融装置,诸如射频(RF)消融施加器或高频超声(HIFU)消融施加器。此外,在可偏转构件包括超声换能器阵列的情况下,超声换能器阵列可以是一维阵列、一维半阵列或二维阵列。可偏转构件可以相对于导管本体和/或外部管状本体选择性地偏转,从而有利于包括可偏转构件在内的部件的操作。

[0009] 在一方面,导管可包括导管本体和可偏转构件。可偏转构件可通过活页铰链(即,活铰链)可支承地互连至导管本体,从而可偏转构件能相对于导管本体绕铰链线偏转。

[0010] 在一实施例中,导管还可包括电导体。可偏转构件可位于导管本体的远端附近。至少一个活页铰链可将导管本体互连至可偏转构件。电导体可在可偏转构件和导管本体的远端之间延伸。可偏转构件可包括电气装置。

[0011] 在一方式中,电导体可响应于可偏转构件的偏转而弯曲。电导体可包含在至少一个活页铰链的至少一部分内。电导体可包括可偏转构件致动装置。

[0012] 在一实施例中,导管可包括腔,该腔延伸通过导管本体并从近端延伸至位于近端远侧的出口。腔可用于输送干预装置。

[0013] 在另一实施例中,导管可包括导管本体、位于导管本体远端处的至少一个活页铰链和可偏转构件。导管本体可具有至少一个可操纵段。可偏转构件可具有至少一部分,该至少一部分可在远端附近永久地位于导管本体外侧。可偏转构件可相对于导管本体选择性地偏转。可偏转构件可以可支承地互连至至少一个活页铰链。可偏转构件可包括电气装置(例如成像装置)。

[0014] 在一方式中,至少一个活页铰链可包括第一部分、第二部分和活页铰链部分,第一部分可支承地互连至导管本体的远端,第二部分可支承地互连至可偏转构件,活页铰链部分位于第一部分和第二部分之间且沿着铰链线一体地邻接第一部分和第二部分。包括铰链线在内的活页铰链部分可以是可操作的以允许第二部分相对于第一部分铰接地枢转。

[0015] 活页铰链的一些实施例可具有铰链线,该铰链线的厚度等于或小于导管本体的约一半直径,包括等于或小于约 50%、45%、40%、35%、30%、25%、20%、15%、10% 或 5%,或可落入这些值中任意两值之内或之外。

[0016] 在一设置中,导管可包括导管本体、可偏转构件、至少一个活页铰链和腔。可偏转构件可位于导管本体的远端,且可相对于远端偏转。至少一个活页铰链可位于远端附近,可偏转构件可以可支承地互连至至少一个活页铰链中的至少一个。腔可用于输送干预装置,且可从导管本体的近端延伸至位于近端远侧的出口。活页铰链可包括支承部分和固定至导管本体的固定部分。

[0017] 在一实施例中,导管本体可包括可操纵段。可偏转构件可包括成像装置。至少一个活页铰链可以具有一体结构。

[0018] 在另一实施例中,导管可包括导管本体、可偏转构件和至少一个可弯曲聚合物元件。可偏转构件可位于导管本体的远端。至少一个可弯曲聚合物元件可包括铰链线,该铰链线具有的厚度小于或等于导管本体的直径的一半。至少一个可弯曲聚合物元件可位于导管本体的远端附近,且可以可支承地附连至可偏转构件。在一方式中,导管还可包括电导体,该电导体在可偏转构件和导管本体的远端之间延伸。

[0019] 在另一实施例中,导管可包括导管本体、至少一个可弯曲聚合物元件和可偏转构件。导管本体可包括至少一个可操纵段。至少一个可弯曲聚合物元件可包括铰链线,该铰链线具有的厚度小于导管本体的直径的一半。至少一个可弯曲聚合物元件可位于导管本体的远端附近。可偏转构件可包括至少一部分,该至少一部分可在远端处永久地位于导管本体外侧。可偏转构件可相对于导管本体选择性地偏转。可偏转构件可以可支承地互连至至少一个可弯曲聚合物元件。

[0020] 在一设置中,导管可包括导管本体、可偏转构件、可弯曲聚合物元件和腔。可偏转构件可位于导管的远端,且可相对于远端偏转。可弯曲聚合物元件可位于远端附近,且可弯曲聚合物元件具有的厚度可小于导管本体的直径的一半。可偏转构件可以可支承地互连至可弯曲聚合物元件。腔可从导管本体的近端延伸至位于近端远侧的出口。在一实施例中,腔可用于输送干预装置。

[0021] 在另一设置中,一种用于操作导管的方法,包括:使导管本体行进通过患者体内的通道,操纵导管本体的可操纵段以将导管本体的远端定位在所需位置,使可偏转构件选择性地偏转,以及操作可偏转构件的成像装置以获取至少一个图像。选择性偏转可发生在活页铰链处且可相对于导管本体发生在操纵步骤之后。可偏转构件可通过活页铰链连接至导管本体的远端。在一方式中,活页铰链可包括互连至可偏转构件的支承部分、互连至导管本体的远端的固定部分、以及位于固定部分和支承部分之间的可弯曲部分。可弯曲部分可包括铰链线,该铰链线具有的厚度小于或等于导管本体的直径的一半。该方法还可包括使干预装置行进通过导管本体的腔。

[0022] 在一方面,导管可包括导管本体、可偏转构件、至少一个活页铰链和电互连构件。可偏转构件可包括电气装置。至少一个活页铰链可连接导管本体的远端和可偏转构件。电互连构件可在可偏转构件和导管本体的远端之间延伸。在一实施例中,电互连构件可部分地集成入至少一个活页铰链。

[0023] 在一方面,导管可包括导管本体和铰接支承件。铰接支承件可包括活页铰链部分和支承部分。活页铰链部分可具有互连至导管本体的远端的第一部分和互连至支承部分的第二部分。活页铰链部分可以是可操作的以允许支承部分相对于第一部分铰接地枢转。支承部分可具有用于支承成像装置的托架部分。在一方式中,导管还可包括壳体,壳体可操作以在支承部分上滑动并附连至支承部分。壳体可包括槽,槽与支承部分上的对应突部相匹配。壳体可具有入口。活页铰链部分可具有铰链线。

[0024] 在一设置中,一种用于操作导管的方法包括:通过使壳体中的至少一个开口与活页铰链的支承部分中的至少一个突部相匹配来将壳体附连至支承部分。支承部分可具有设置于其上的电气装置。该方法还可包括:通过入口注入粘合剂,从而使壳体结合至电气装置,和/或排出可能存在于壳体和电气装置之间的任何气泡。在一实施例中,电气装置可以是成像装置。

[0025] 在一方面,导管可包括导管本体和可偏转构件。可偏转构件可通过活页铰链可支承地互连至导管本体,从而可偏转构件能相对于导管本体绕铰链线偏转。在一方式中,活页铰链可包括第一部分和第二部分,第一部分和第二部分沿着位于其间的铰链线彼此邻接。第二部分可相对于第一部分绕铰链线枢转。第一部分可固定地互连至导管本体。第二部分可固定地互连至可偏转构件。部件可以可支承地互连至可偏转构件和第二部分,该可偏转构件和该部件可串联地枢转。例如,第二部分、柔性构件和部件可沿对应一致弓形路径一起枢转。导管可包括致动器,该致动器用于选择性且串联地枢转第二部分、可偏转构件和部件。部件可以是成像装置。铰链线可延伸通过邻接区域,该邻接区域可以在至少一个具有相对平坦的构造。邻接区域的厚度可小于导管本体的最小横向尺寸的约 15%。第一部分可以是可操作的以相对于第二部分绕铰链线偏转至少约 90 度。

[0026] 在一设置中,导管可包括外部管状本体、内部管状本体、可偏转构件和活页铰链。外部管状本体可从导管的近端延伸至导管的远端。内部管状本体可在外部管状本体内从外部管状本体的近端延伸至外部管状本体的远端。内部管状本体可限定通过其中的腔,用于输送干预装置,从内部管状本体的近端延伸至位于内部管状本体远端的退出口。外部管状本体和内部管状本体可以设置成在其间选择性地相对运动。可偏转构件的至少一部分可以在外部管状本体的远端永久地位于外部管状本体的外侧。可偏转构件可以可支承地互连至内部管状本体和外部管状本体中的一者。一旦有选择性相对运动,可偏转成像装置就可按预定方式选择性地偏转。活页铰链可支承地互连至内部管状本体。可偏转成像装置可支承地互连至活页铰链。在一方式中,活页铰链可包括铰链线,该铰链线具有的厚度等于或小于外部管状本体的直径的约一半。可偏转构件可包括电气装置。电气装置可以是成像装置。成像装置可以是超声换能器阵列。

[0027] 在一些实施例中,可偏转构件的至少一部分可永久地位于外部管状本体的外侧。在这点上,可偏转构件可选择性地偏离外部管状本体的中心轴线。在一些实施例中,这种可偏转性可以至少部分地或完全地位于外部管状本体的远端的远侧。

[0028] 在一些方面,导管还可包括腔,用于输送装置和 / 或材料,诸如输送干预装置,该腔延伸通过导管本体和 / 或外部管状本体并从外部管状本体的近端延伸至其远侧位置。为此,“干预装置”包括但不限于:诊断装置(例如压力换能器、电导率测量装置、温度测量装置、流量测量装置、电神经生理测绘装置、材料检测装置、成像装置、中心静脉压(CVP)监测装置、超声心动描记术(ICE)导管、气囊定位导管、针、活组织检查工具)、治疗装置(例如消融导管(例如射频、超声、光学)、卵圆孔未闭(PFO)封闭装置、冷冻导管、腔静脉过滤器、支架、支架移植物、房隔造口术工具)和药剂输送装置(例如针、插管、导管、细长构件)。为此,“药剂”包括但不限于:治疗剂、药物、化学化合物、生物化合物、遗传材料、染料、盐水和造影剂。药剂可以是液体、胶体、固体或任何其它合适形式。此外,腔可用来将药剂输送通过其中而无需使用干预装置。可偏转构件和干预装置输送腔的组合包含有利于导管的多功能性。这是有利的,因为它减少了导管的数量和手术期间所需进入位置,提供了限制干预手术时间的可能性并增强了使用便利性。

[0029] 在这点上,在一些实施例中,腔可由外部管状本体的壁的内侧表面来限定。在其它实施例中,腔可由位于外部管状本体的内部管状本体的内侧表面来限定,且从其近端延伸至远端。

[0030] 在另一方面,可偏转构件可以选择性地偏转通过至少 45 度的弧,在各种实施方式中可以是至少 90 度。例如,可偏转构件可以枢转形式的方式绕枢轴或铰链轴线偏转通过至少 90 度的弧。此外,可偏转构件可以选择性地偏转且可以保持在不同角度位置范围内的多个位置。这些实施例尤其适于实施包括成像装置的可偏转构件。

[0031] 在一些实施例中,可偏转成像装置可以选择性地从露出的(例如,可偏转成像装置的至少一部分孔不受外部管状本体阻碍)侧视第一位置偏转至露出的前视第二位置。本文所用的“侧视”定义为可偏转成像装置的如下位置:可偏转成像装置的视野定向成基本垂直于外部管状本体的远端。“前视”包括:可偏转成像装置的成像视野至少部分地偏转以能对包括导管远端远侧区域的体积进行成像。例如,可偏转成像装置(例如超声换能器阵列)可以与处于第一位置的外部管状本体的中心轴线对准(例如设置成与该中心轴线平行或同轴)。这种方式适应引入血管或体腔并在导管定位期间(例如在导管插入和行进入脉管通道或人体腔室期间)对解剖标记进行成像,其中,解剖标记图像可用来精确地定位包括导管的腔的退出口。接着,超声换能器阵列可相对于导管中心轴线从侧视第一位置偏转至前视第二位置(例如倾斜至少 45 度,或在一些应用中至少 90 度)。干预装置则可选择性地行进通过导管的腔,且进入位于腔出口附近的工作区域,并位于超声换能器阵列的成像视野之内,其中,采用干预装置来完成成像内部手术,从超声换能器阵列单独成像或与其它成像模块(例如荧光镜)组合成像。可偏转成像装置可偏转,从而可偏转成像装置中没有任何部分占据具有与退出口相同横截面的体积,且从退出口朝远侧延伸。这样,可偏转成像装置的成像视野可相对于外部管状本体保持成固定对齐,同时干预装置行进通过外部管状本体、通过退出口并进入可偏转成像装置的成像视野。

[0032] 在一些实施例中,可偏转成像装置可以选择性地从侧视第一位置偏转至后视第二位置。“后视”包括:可偏转成像装置的成像视野至少部分地偏转以能对包括导管远端近侧区域的体积进行成像。

[0033] 在其它实施例中,可偏转成像装置可以选择性地从侧视第一位置偏转至各种选定的前视位置、侧视位置和后视位置,同时较佳地保持相对固定或稳定的导管位置。在这些实施例中,超声换能器阵列相对于导管本体纵向轴线的定向角可以是在约 +180 度至约 -180 度的任何角度,或者至少约 180、约 200、约 260、或约 270 度的弧。设想到的角度包括约 +180、+170、+160、+150、+140、+130、+120、+110、+100、+90、+80、+70、+60、+50、+40、+30、+20、+10、0、-10、-20、-30、-40、-50、-60、-70、-80、-90、-100、-110、-120、-130、-140、-150、-160、-170 和 -180,或可落入这些值中任意两值之内或之外。

[0034] 在一相关方面,可偏转构件可包括超声换能器阵列,该超声换能器阵列具有的孔长度至少与外部管状本体的最大横向尺寸一样大。因此,可偏转超声换能器阵列可设置成选择性地从第一位置偏转至第二位置,第一位置适应导管行进通过脉管通道,第二位置相对于第一位置倾斜。再次,在一些实施例中,第二位置可以选择性地由使用者建立。

[0035] 在一相关方面,可偏转构件可以从与导管中心轴线对准(例如平行于其)的第一位置偏转至相对于中心轴线倾斜的第二位置,其中当处于第二位置时,可偏转构件设置在位于腔出口附近的工作区域外侧。这样,干预装置可以行进通过退出口而不与可偏转构件干涉。

[0036] 在一些实施例中,可偏转构件可设置成其横截面构造大体符合外部管状本体在其

远端的横截面构造。例如,当采用圆柱形外部管状本体时,可偏转构件定位成超过外部管状本体的远端且构造成符合(例如稍稍超过、占据或匹配在内)由该远端限定并邻近该远端的假想圆柱体积,其中可偏转构件可选择性地偏离该体积。这个方式有利于导管通过脉管通道的初始前进和定位。

[0037] 在一些实施例中,可偏转构件可设置成沿弧路径偏转,该弧路径延伸离开外部管状本体的中心轴线。例如,在各种实施方式中,可偏转构件可以设置成从第一位置偏转至第二位置,第一位置位于腔出口远侧,第二位置横向于外部管状本体(例如在外部管状本体一侧)。

[0038] 在另一方面,可偏转构件可设置成从导管的纵向轴线偏转,其中一旦偏转就限定了移位弧。在具有相对于外部管状本体固定的末端的导管中,移位弧是导管的最小曲率。在具有相对于外部管状本体可动的可偏转构件的导管中,移位弧是最小恒定半径弧,该最小恒定半径弧切向于可偏转构件的表面并切向于导管的中心轴线。在本方面,可偏转构件可设置成:外部管状本体远端的最小横向尺寸与移位弧半径之比是至少约 1。举例来说,对于圆柱形外部管状本体,该比值可以由外部管状本体远端的外直径相对于移位弧半径来限定,其中该比值可以有利地形成为至少约 1。

[0039] 在另一方面,可偏转构件可以在外部管状本体的远端互连至导管本体壁。如同将进一步描述的那样,这种互连可提供支承功能和/或选择性的偏转功能。在后面这点上,可偏转构件可以绕偏转轴线偏转,该偏转轴线偏离外部管状本体的中心轴线。例如,偏转轴线可以位于横向于外部管状本体的中心轴线延伸的平面中和/或位于平行于中心轴线延伸的平面中。在前面这点上,在一个实施例中,偏转轴线可位于正交于中心轴线延伸的平面中。在一些实施方式中,偏转轴线可位于切向于腔的退出口延伸的平面中,该腔延伸通过导管的外部管状本体。

[0040] 在还有另一方面,导管可包括用于输送干预装置的腔,该腔从近端延伸至位于外部管状本体远端的退出口,其中该退出口具有与外部管状本体的中心轴线同轴对准的中心轴线。这种设置有利于实现相对较小的导管横向尺寸,由此改进导管定位(例如在小的和/或曲折的脉管通道内)。可偏转构件还可设置成偏离同轴中心轴线,由此有利于偏离可偏转构件的初始导管引入(例如 0 度)位置的倾斜侧向位置。在一些实施例中,可偏转构件可偏转通过至少 90 度的弧。

[0041] 在另一方面,导管可包括致动装置,该致动装置从外部管状本体的近端延伸至远端,其中致动装置可互连至可偏转构件。例如,致动装置可包括气囊、系绳线、线(例如拉线)、杆、条、管、海波管、探针(包括预成形的探针)、电热致动的形状记忆材料、电活性材料、流体、永磁体、电磁体或其任意组合。该致动装置和外部管状本体可设置成相对运动,从而可偏转构件可响应于致动装置和外部管状本体之间 0.5cm 或更小的相对运动而偏转通过至少 45 度的弧。举例来说,在一些实施例中,可偏转构件可以响应于致动装置和外部管状本体的 1.0cm 或更小的相对运动偏转通过至少 90 度的弧。

[0042] 在另一方面,可偏转构件可互连至外部管状本体。在一个方式中,可偏转构件可以在其远端可支承地互连至外部管状本体。接着,包括一个或多个细长构件(例如线状构造)的致动装置可沿着外部管状本体设置,并可互连至可偏转构件的远端,其中,一旦将拉伸力(例如拉力)施加至细长构件的近端,细长构件的远端就可致使可偏转构件偏转。在该方式

中,外部管状本体可限定通过其中的腔,用于输送干预装置,该腔从外部管状本体的近端延伸至于近端远侧的退出口。

[0043] 在另一方式中,可偏转构件可以可支承地互连至外部管状本体和致动装置中的一者,且通过约束构件(例如绷带)可约束地互连至外部管状本体和致动装置中的另一者,其中一旦外部管状本体和致动装置有相对运动,约束构件就约束可偏转构件的运动以影响其偏转。

[0044] 例如,可偏转构件可以可支承地互连至致动装置并在远端可约束地互连至外部管状本体。在该方式中,致动装置可包括内部管状本体,该内部管状本体可限定通过其中的腔,用于输送干预装置,该腔从导管本体的近端延伸至位于近端远侧的退出口。

[0045] 更具体地说,在另一方面,导管可包括内部管状本体,该内部管状本体设置在外部管状本体内以在其间作相对运动(例如相对滑动)。位于远端的可偏转构件可以可支承地互连至内部管状本体。在一些实施例中,可偏转构件可以设置成:一旦外部管状本体和内部管状本体选择性地相对运动,可偏转构件就可选择性地偏转并可保持在所需角度定向。

[0046] 例如,在一个实施方式中,内部管状本体可以相对于外部管状本体可滑动地行进和缩回,其中,两个部件的表面之间的配合提供机构接口,该机构接口足以保持两个部件的选定相对位置和可偏转构件的对应偏转位置。近侧手柄也可设置成有利于保持两个部件的选定相对定位。

[0047] 在一附加方面,导管可包括致动装置,该致动装置从外部管状本体的近端延伸至外部管状本体的远端,并可相对于外部管状本体运动以将偏转力施加至可偏转构件。在这点上,致动装置可设置成:偏转力以平衡分布方式关于外部管状本体的中心轴线由致动装置从近端连通至远端。如同可以认识到的那样,这种平衡分布力连通有利于非偏置导管的实现,从而产生改进的控制和定位性质。

[0048] 连同—个或多个上述方面,导管可包括铰链,该铰链可支承地互连至外部管状本体,或者在一些实施例中可支承地互连至包含的致动装置(例如内部管状本体)。该铰链可以在结构上与导管本体分开并可固定地互连至导管本体(例如外部管状本体或内部管状本体)。铰链还可固定地互连至可偏转构件,其中可偏转构件以枢转形式的方式偏转。铰链构件可以至少部分地弹性变形,从而一旦施加预定致动力或致动力范围,就从第一构造变形至第二构造,并且一旦移除预定致动力就从第二构造至少部分地回到第一构造。这种功能有利于可偏转构件的设置,该可偏转构件可选择性地经由致动装置致动,从而一旦施加预定致动力就从初始第一位置运动至所需第二位置(例如拉伸力或拉力、或者施加至其的压缩推力),其中一旦选择性地释放致动力,可偏转构件就可自动地至少部分缩回至其初始第一位置。接着,可偏转构件的相继可偏转定位/缩回可在给定手术期间实现,由此在各种临床应用中产生改进的功能。

[0049] 在一些实施例中,铰接构件可设置成具有裂断强度,该裂断强度足以在导管定位期间减少非预期的可偏转构件偏转(例如由于与导管行进相关的机械阻力)。举例来说,铰接构件可呈现至少等于外部管状本体的裂断强度。

[0050] 在一些实施方式中,铰链可以是一件式整体构件的一部分。例如,铰链可包括形状记忆材料(例如镍钛诺)。在一个方式中,铰接构件可包括弧形的第一部分和互连至其的第二部分,其中,第二部分可绕由弧形第一部分限定的偏转轴线偏转。例如,弧形第一部分可

包括圆柱形表面。在一个实施例中，弧形的第一部分可包括两个圆柱形表面，这两个圆柱形表面具有在共同平面中延伸且以一角度相交的对应中心轴线，其中，浅鞍状构造由两个圆柱形表面来限定。

[0051] 在还有另一方面，外部管状本体可构造成有利于在其远端包含电气部件。更具体地说，外部管状本体可包括从近端延伸至远端的多个互连电导体。例如，在一些实施例中，电导体可互连在带状构件中，该带状构件绕导管中心轴线且沿着该导管中心轴线的全部或至少一部分螺旋设置，由此产生对于外部管状本体壁的改进结构质量，并避免在外部管状本体弯曲期间在电导体上的多余应变。例如，在一些实施例中，电导体可沿导管中心轴线的至少一部分编织，由此产生对于外部管状本体壁的改进结构质量。外部管状本体还可包括第一层和第二层，第一层设置在第一多个电导体之内且从近端延伸至远端，第二层设置在第一多个电导体之外且从近端延伸至远端。第一管状层和第二管状层可各自设置成具有约 2.1 或更小的介电常数，其中，可有利地减小在多个电导体和存在于导管外侧的体液之间以及在延伸通过外部管状本体的腔之内的电容耦合。

[0052] 在还有另一方面，导管可包括管状本体。管状本体可包括具有近端和远端的壁。壁可包括从近端延伸至远端的第一层和第二层。第二层可设置在第一层外侧。第一层和第二层可各自具有至少约 2500 伏 AC 的耐受电压。壁还可包括至少一个电导体，该电导体从近端延伸至远端且设置在第一层和第二层之间。腔可延伸通过管状本体。组合地说，第一层和第二层可提供抗伸长性，从而约 3 磅力 (lbf) (13 牛 (N)) 的拉伸负荷导致管状本体不超过 1% 的伸长。

[0053] 在一设置中，管状本体可提供抗伸长性，使得施加至管状本体的约 3lbf (13N) 的拉伸负荷导致管状本体不超过 1% 的伸长，并且在这个设置中，至少约 80% 的抗伸长性可由第一层和第二层来提供。

[0054] 在一实施例中，第一层和第二层可具有至多约 0.002 英寸 (0.05 毫米 (mm)) 的组合厚度。而且，第一层和第二层可具有至少约 345,000 磅 / 平方英寸 (psi) (2,379 兆帕 (MPa)) 的组合弹性模量。当拉伸负荷施加至管状本体时，第一层和第二层可呈现围绕周界且沿着管状本体长度的基本均匀拉伸分布。第一层和第二层可各自包括螺旋卷绕材料 (例如膜)。例如，第一层可包括多个螺旋卷绕的膜。多个膜的第一部分可沿第一方向卷绕，多个膜的第二部分可沿与第一方向相反的第二方向卷绕。多个膜中的一个或多个可包括高强度拉伸膜。多个膜中的一个或多个可包括无孔含氟聚合物。无孔含氟聚合物可包括无孔 ePTFE。第二层可类似于第一层构造。至少一个电导体可呈多导体带和 / 或导电薄膜的形式，并可沿着管状本体的至少一部分螺旋包裹。

[0055] 如同将认识到的那样，本方面的管状本体的结构可用在本文所述的其它方面，诸如以下方面：管状本体设置在另一管状本体内且两个管状本体之间的相对运动用来使可偏转构件偏转。

[0056] 在本方面的一实施例中，第一层和第二层可具有至多约 0.010 英寸 (0.25mm) 的组合厚度。而且，第一层和第二层可具有至少约 69,000psi (475.7MPa) 的组合弹性模量。在本实施例中，第一层可包括第一层的第一子层和第一层的第二子层。第一层的第一子层设置在第一层的第二子层之内。第二层可包括第二层的第一子层和第二层的第二子层。第二层的第一子层设置在第一层的第二子层之外。第一层的第一子层和第二层的第一子层可包

括第一种螺旋卷绕膜。第一层的第二子层和第二层的第二子层可包括第二种螺旋卷绕膜。第一种螺旋卷绕膜可包括无孔含氟聚合物,第二种螺旋卷绕膜可包括多孔含氟聚合物。

[0057] 在另一实施例中,第一层可具有至多约 0.001 英寸(0.025mm)的厚度,第二层可具有至多约 0.005 英寸(0.13mm)的厚度。而且,第一层可具有至少约 172,500psi(1,189MPa)的弹性模量,第二层可具有至少约 34,500psi(237.9MPa)的弹性模量。

[0058] 在另一方面,外部管状本体可包括从近端延伸至远端的多个电导体和位于第一多个电导体之内和 / 或之外的一组管状层。该组管状层可包括低介电常数层(例如定位成靠近电导体)和高耐受电压层。在这点上,低介电常数层可具有 2.1 或更小的介电常数,高耐受电压层可设置成产生至少约 2500 伏 AC 的耐受电压。在一些实施例中,一组低介电常数层和高耐受电压层可沿着外部管状本体的长度既设置在多个电导体内侧又设置在多个电导体外侧。

[0059] 在一些实施例中,连系层可间设在电导体和一个或多个内层和 / 或外层之间。例如,这些连系层可包括膜材料,该膜材料具有的熔化温度可低于外部管状本体的其它部件的熔化温度,其中,各部件的所述各层可进行组装且连系层选择性地熔化以产生互连结构。这种选择性熔化连系层可防止外部管状本体的其它层在操纵外部管状本体期间(例如在插入患者体内期间)相对于彼此迁移。

[0060] 对于某些设置,外部管状本体还可包括设置在电导体外侧的屏蔽层。例如,屏蔽层可设置成减小来自导管的电磁干扰(EMI)发射,并将导管与外部 EMI 屏蔽开来。

[0061] 在一些实施例中,还可包括光滑的内层和外层和 / 或涂层。也就是说,内层可设置在第一管状层的内侧,外层可设置在第二管状层的外侧。

[0062] 在还有另一方面,导管可设置成包括第一电导体部分和第二电导体部分,第一电导体部分从导管的近端延伸至远端,第二电导体部分在远端电互连至第一电导体部分。第一电导体部分可包括并排设置的多个互连的电导体,且非导电材料设于各电导体之间。在一些实施方式中,第一电导体部分可绕导管中心轴线螺旋设置,从其近端设置到远端。连同这些实施方式,第二电导体部分可包括互连至第一电导体部分的多个互连电导体的多个互连电导体,这多个互连电导体在远端平行于外部管状本体的中心轴线延伸。在一些实施例中,第一电导体部分可由带状构件限定,该带状构件包括在外部管状本体的壁内,由此有助于其结构整体性。

[0063] 连同所述方面,第一电导体部分可限定横跨互连的多个电导体的第一宽度,第二电导体部分可限定横跨互连的多个电导体的第二宽度。在这点上,第二电导体部分可由设置在基底上的导电迹线来限定。例如,基底可在第一电导体部分的端部和设置于导管远端的电气部件之间延伸,该电气部件例如包括超声换能器阵列。

[0064] 在各种实施例中,第二电导体部分可互连至可偏转构件,且可以具有可弯曲结构,其中,第二电导体部分的至少一部分可响应于可偏转构件的偏转而弯曲。更具体地说,第二电导体部分可由基底上的导电迹线来限定,该基底与可偏转构件串联地可弯曲通过至少 90 度的弧。

[0065] 在另一方面,导管可包括可偏转构件,该可偏转构件包括超声换能器阵列,其中,可偏转超声换能器阵列的至少一部分可位于远端处的外部管状本体内。此外,导管可包括用于输送干预装置的腔,该腔从近端延伸至其远侧位置。

[0066] 在还有另一方面,导管可包括可操纵或预弯曲导管段,该导管段位于外部管状本体的远端附近,可偏转构件可包括超声换能器阵列。此外,导管可包括用于输送干预装置的腔,该腔从近端延伸至其远侧位置。

[0067] 在另一方面,导管可包括外部管状本体,该外部管状本体具有壁、近端和远端。导管还可包括用于输送干预装置的腔,该腔延伸通过外部管状本体并从近端延伸至位于近端远侧的退出口。导管可包括第一电导体部分,该第一电导体部分包括并排设置的多个互连的电导体,且非导电材料设于各电导体之间。第一电导体部分可从近端延伸至远端。导管还可包括第二电导体部分,该第二电导体部分在远端电互连至第一电导体部分。第二电导体部分可包括多个电导体。导管还可包括位于远端的可偏转构件。第二电导体部分可电互连至可偏转构件,且可响应于可偏转构件的偏转而弯曲。

[0068] 在另一方面,导管可包括外部管状本体,该外部管状本体具有壁、近端和远端。导管还可包括用于输送干预装置或药剂输送装置的腔,该腔延伸通过外部管状本体并从近端延伸至位于近端远侧的退出口。导管还可包括可偏转构件,可偏转构件的至少一部分在远端永久地位于外部管状本体的外侧,可相对于外部管状本体选择性地偏转,且位于退出口远侧。在一实施例中,导管还可包括位于远端的铰链,可偏转构件可以可支承地互连至铰链。在这个实施例中,可偏转构件可以相对于外部管状本体绕由铰链限定的铰链轴线选择性地偏转。

[0069] 上文所述的多个方面包括设置在导管的外部管状本体的远端的选择性可偏转成像装置。本发明的附加方面可包括替代这些可偏转成像装置的可偏转构件。这些可偏转构件可包括成像装置、诊断装置、治疗装置或它们的任意组合。

[0070] 在另一方面,提供一种用于操作导管的方法,该导管具有位于其远端的可偏转成像装置。该方法可包括使导管的远端从初始位置运动至所需位置,以及在运动步骤的至少一部分期间从可偏转成像装置获取图像数据。可偏转成像装置可在运动步骤期间位于第一位置。该方法还可包括利用图像数据来确定导管何时位于所需位置,在运动步骤之后使可偏转成像装置从第一位置偏转至第二位置;以及使干预装置行进通过导管远端的退出口并进入处于第二位置的可偏转成像装置的成像视野。

[0071] 在一设置中,偏转步骤还可包括使导管外部管状本体和导管致动装置中至少一者的近端相对于外部管状本体和致动装置中另一者的近端平移。

[0072] 偏转力可响应于平移步骤施加至铰链。可偏转成像装置可以通过铰链可支承地互连外部管状本体和致动装置中一者。可响应于平移步骤启动偏转力。偏转力可以平衡分布的方式关于外部管状本体的中心轴线连通。以这种方式连通偏转力可减小导管的弯曲和/或抖动。

[0073] 在一设置中,在运动步骤和获取步骤期间,可保持可偏转成像装置相对于导管远端的位置。在一实施例中,可偏转成像装置可以在第一位置是侧视的且在第二位置是前视的。在一实施例中,在行进步骤期间,可将成像视野保持成与导管的远端基本固定对齐。

[0074] 可通过任何上述方面来利用与每个上述方面相关的上述各种特征。在考虑下文的进一步描述时,对于那些本领域技术人员来说,附加方面和相对应的优点将显而易见。

附图说明

- [0075] 图 1 示出了具有位于导管末端的可偏转超声换能器阵列的导管实施例。
- [0076] 图 2A 示出了图 1 所示的导管实施例的横截面图。
- [0077] 图 2B 示出了具有位于导管远端的可偏转超声换能器阵列的导管实施例。
- [0078] 图 2C 和 2D 示出了图 2A 和 2B 的导管实施例,其中该导管还包括可选的可操纵段。
- [0079] 图 3A 至 3D 示出了具有位于导管远端的可偏转超声换能器阵列的其它导管实施例。
- [0080] 图 4 示出了具有电导线的一导管实施例,该电导线附连至位于导管远端附近的超声换能器阵列,其中各电导线螺旋地延伸至导管近端且嵌入导管壁中。
- [0081] 图 4A 示出了一示例性导线组件。
- [0082] 图 5A 示出了包括可偏转构件的导管的一实施例。
- [0083] 图 5B 至 5E 示出了包括可偏转构件的导管的一实施例,其中,可偏转构件可通过使内部管状构件相对于外部管状本体运动来偏转。
- [0084] 图 5F 示出了在螺旋设置的电互连构件和柔性电构件之间的电互连结构的一实施例。
- [0085] 图 6A 至 6D 示出了包括可偏转构件的导管的一实施例,其中,可偏转构件可通过使细长构件相对于导管本体运动来偏转。
- [0086] 图 7A 和 7B 示出了另一方面,其中超声换能器阵列位于导管远端附近。通过采用致动装置可将该阵列操纵于侧视位置和前视位置之间,该致动装置附连至阵列且延伸至导管近端。
- [0087] 图 8A 至 8D 示出了图 7A 和 7B 的导管的各示例性变型。
- [0088] 图 9、9A 和 9B 示出了超声阵列可偏转的另外实施例。
- [0089] 图 10A 和 10B 示出了另外替代实施例。
- [0090] 图 11、11A 和 11B 示出了另外的实施例。
- [0091] 图 12 示出再一实施例。
- [0092] 图 13 是用于操作导管的方法的一实施例的流程图。
- [0093] 图 14A、14B、14C、14D 和 15 示出了替代的支承件设计。
- [0094] 图 16 示出了导管的另一实施例。
- [0095] 图 17 示出了导管的另一实施例。
- [0096] 图 18A 和 18B 示出了超声阵列可偏转的另一实施例。
- [0097] 图 19A、19B 和 19C 示出了超声阵列可偏转的另一实施例。
- [0098] 图 20A 和 20B 示出了超声阵列可偏转的另一实施例。
- [0099] 图 21 示出了一替代的支承件设计。
- [0100] 图 22A 和 22B 示出了超声阵列可偏转的另一实施例。
- [0101] 图 23A 和 23B 示出了超声阵列可偏转的另一实施例。
- [0102] 图 24A、24B 和 24C 示出了导管的另一实施例,其中超声阵列可部署于导管内。
- [0103] 图 25A 和 25B 示出了导管的另一实施例,其中超声阵列可部署于导管内。
- [0104] 图 25C 示出了导管的另一实施例,其中超声阵列可从导管之内部署至后视位置。
- [0105] 图 26A 和 26B 示出了导管的另一实施例,其中末端部分临时结合至管状本体。
- [0106] 图 27A、27B 和 27C 示出了导管的另一实施例,其中超声阵列可经由一对电缆来运

动。

[0107] 图 28A 和 28B 示出了导管的另一实施例,该导管可枢转地互连至内部管状本体。

[0108] 图 29A 和 29B 示出了导管的另一实施例,该导管可枢转地互连至内部管状本体。

[0109] 图 30A 和 30B 示出了导管的还有另一实施例,该导管可枢转地互连至内部管状本体。

[0110] 图 31A 和 31B 示出了图 30A 和 30B 的实施例,但增加了弹性管子。

[0111] 图 32A 和 32B 示出了导管的另一实施例,该导管包括弯折启动器。

[0112] 图 33A 和 33B 示出了导管的另一实施例,该导管包括两个系绳。

[0113] 图 34A 和 34B 示出了导管的另一实施例,该导管包括绕内部管状本体部分地包裹的两个系绳。

[0114] 图 35A 和 35B 示出了导管的另一实施例,该导管通过绕内部管状本体卷绕的系绳固定在引入构造。

[0115] 图 36A 至 36C 示出了导管的另一实施例,该导管附连至枢转臂并可用推线进行部署。

[0116] 图 37A 和 37B 示出了导管的另一实施例,该导管可用推线进行部署。

[0117] 图 38A 和 39B 示出了导管的两个另外实施例,其中超声成像阵列部署在多个臂上。

[0118] 图 40A 和 40B 示出了导管的另一实施例,其中超声成像阵列部署在多个臂上。

[0119] 图 41A 至 41C 示出了导管的另一实施例,其中超声成像阵列部署于内部管状本体的可偏转部分上。

[0120] 图 42A 至 42C 示出了可设置在导管内的弹簧元件。

[0121] 图 43A 至 43C 示出了具有可塌陷腔的导管,该导管可用来使超声成像阵列枢转。

[0122] 图 44A 和 44B 示出了具有可塌陷腔的导管。

[0123] 图 45A 和 45B 示出了具有可膨胀腔的导管。

[0124] 图 46A 和 46B 示出了一包括内部管状本体的导管,该内部管状本体包括铰接部分和末端支承部分。

[0125] 图 47A 和 47B 示出了一包括管状部分的导管,该管状部分包括铰链。

[0126] 图 48A 至 48D 示出了包括圈套的导管。

[0127] 图 49A 和 49B 示出了一包括电互连构件的导管,该电互连构件连接至超声成像阵列的远端。

[0128] 图 50 示出了将导体的螺旋卷绕部分电互连至超声成像阵列的方法。

[0129] 图 51A 和 51B 示出了具有拉线的导管,拉线从导管的第一侧过渡至导管的第二侧。

[0130] 图 52A 和 52B 示出了绕基底包裹的电互连构件。

[0131] 图 53 示出了通过活页铰链连接至可偏转构件的导管本体远端,该可偏转构件具有偏转至前视位置的二维换能器阵列。

[0132] 图 54A 至 54D 示出了活页铰链的一实施例。

[0133] 图 55 示出了包括支承件的活页铰链的另一实施例。

[0134] 图 56A 至 56C 示出了通过活页铰链连接至导管本体的可偏转构件。

[0135] 图 56D 示出了通过活页铰链连接至导管本体的另一可偏转构件。

[0136] 图 57 示出了活页铰链的另一实施例。

具体实施方式

[0137] 下面的详细描述涉及各种导管实施例,包括含超声换能器阵列的可偏转构件,以及用于输送干预装置的腔。这些实施例用于示例目的,并不意图限制本发明的范围。在这点上,可偏转构件可包括替代或附加于超声换能器阵列的部件。此外,附加的实施例可采用本文所述的发明特征而不必包含腔。

[0138] 嵌入导管的超声换能器阵列存在独特的设计挑战。两个关键点例如包括像平面中的分辨率以及将像平面与干预装置对准的能力。

[0139] 超声阵列的像平面中的分辨率可以用以下等式近似得到:

[0140] $\text{横向分辨率} = \text{常数} * \text{波长} * \text{图像深度} / \text{孔长度}$

[0141] 对于本文所述的导管来说,波长典型地处在 0.2mm 的范围内(在 7.5MHz 处)。常数处在 2.0 的范围内。比值(图像深度 / 孔长度)是关键参数。对于本文所述导管的 5 - 10MHz 范围内的超声成像来说,当该比值处在 10 或以下的范围内时,可以实现成像平面中的可接受分辨率。

[0142] 对于用导管在大血管和心脏内成像来说,理想的是在 70 - 100mm 的深度处成像。用在心脏和大血管内的导管典型地在直径上是 3 - 4mm 或更小。因此,尽管在原理上换能器阵列可制成为任意尺寸并放置在导管体内的任意位置,但该模型显示容易装配在导管结构内的换能器阵列没有用于可接受成像的足够宽度。

[0143] 由放置在导管上的阵列产生的超声图像平面典型地具有窄宽度,通常称为出平面图像宽度。对于在超声图像中看到的物体来说,重要的是它们位于该图像平面内。当可挠曲 / 可弯曲的导管放置在大血管或心脏中时,图像平面可在某种程度上被对准。理想的是,用超声图像将第二装置引导放置在体内,但这样做需要将第二装置放置在超声图像平面中。假如成像阵列和干预装置都在插入体内的可挠曲 / 可弯曲导管上,则将一个干预装置定向入成像导管的超声图像平面是极其困难的。

[0144] 本发明的一些实施例采用了超声图像来引导干预装置。为了实现这个,需要足够大的孔来产生具有可接受分辨率的图像,同时能够将装置放置在相对于成像阵列稳定和 / 或能将干预装置对准和 / 或对齐至超声像平面的已知位置。

[0145] 在一些实施方式中,超声阵列的孔长度可大于导管的横向尺寸。在一些实施方式中,超声阵列的孔长度可比导管的直径大得多(大 2 - 3 倍)。然而,这种大的换能器可装配入待插入体内的导管的 3 至 4mm 的最大直径内。一旦放入体内,成像阵列就部署出导管本体剩余空间以使干预装置通过该导管,该导管则将位于相对于成像阵列的已知位置。在一些设置中,成像阵列可部署成:干预装置可容易地保持在超声图像平面内。

[0146] 导管可构造成在远端脉管进入部位(例如腿中血管)经由皮肤穿刺而输送。通过这个脉管进入部位,导管可引入心血管系统的各个区域内,诸如下腔静脉、心室、腹主动脉和胸主动脉。

[0147] 将导管定位在这些解剖位置提供了用于将装置或治疗输送至特定目标组织或结构的管路。其一个实例包括将下腔静脉过滤器床边输送入患者,对于患者来说,转送至导管插入术实验室是高风险的或不合需要的。带有超声阵列换能器的导管允许医师不仅识别下腔静脉过滤器的正确解剖位置定位,而且还提供使腔静脉过滤器可在直接超声可视化之下

输送通过的腔。无需撤回或更换导管和 / 或成像装置,就可进行装置的位置识别和输送。此外,装置的输送后可视化允许医师在取出导管之前确认定位位置和功能。

[0148] 这种导管的另一应用是作为消融导管可通过其中输送入心房的管路。尽管超声成像导管目前用在许多这些心脏消融手术中,但实现消融导管和超声导管的适当定向以在消融部位获得适当可视化是非常困难的。本文所述的导管提供了消融管道可引导通过其中的腔,消融导管末端的位置在直接超声可视化下被监测。如上所述,该导管和其它干预装置和治疗输送系统的同轴对齐提供了可以实现直接可视化和控制的装置。

[0149] 现在转向附图,图 1 示出了具有位于导管 1 的可偏转远端上的超声换能器阵列 7 的导管实施例。具体地说,导管 1 包括近端 3 和远端 2。超声换能器阵列 7 位于远端 2 上。至少一个导电线 4 (诸如超小型扁平电缆) 附连至超声换能器阵列 7,该导电线从阵列 7 延伸至导管 1 的近端 3。至少一个导电线 4 通过导管壁中的端口或其它开口退出导管近端 3,且电连接至换能器驱动器;图像处理器 5,该图像处理器经由装置 6 提供可视图像。这种电连接或电导体可包括通过导体或系列导体的连续导电路径。这种电连接可包括感应元件,诸如隔离变压器。在合适的情况下,本文所述的其它电互连可包括这种感应元件。

[0150] 图 2A 是沿图 1 线 A-A 截取的横截面。如同可在图 2A 中看到的那样,导管 1 包括导管壁部分 12,该导管壁部分延伸至少近端 3 的长度且还限定延伸至少近端 3 的长度的腔 10。导管壁 12 可以是任何合适的材料,诸如挤压聚合物,并可包括一层或多层材料。还示出了位于壁 12 底部的至少一个导电线 4。

[0151] 可参照图 1 和 2B 来理解导管 1 的操作。具体地说,导管远端 2 可引入所需体腔内且行进至所需治疗部位,其中超声换能器阵列 7 处于“侧视”构造(如图 1 所示)。一旦到达目标区域,干预装置 11 就可行进通过导管 1 的腔 10 并离开远侧端口 13 而向远方行进。如同可以看到的那样,导管 1 可构造成:干预装置 11 向远方行进离开远侧端口 13 可使远端 2 偏转,因此导致超声换能器阵列 7 从“侧视”转换成“前视”。因此,医生可使干预装置 11 行进进入超声换能器阵列 7 的视野中。

[0152] “可偏转”定义成使超声换能器阵列或包含超声换能器阵列的导管本体一部分移离导管本体的纵向轴线的的能力,从而较佳地 1) 换能器表面完全地或局部地面向前或面向后,以及 2) 输送腔和导管本体的远侧退出端口可打开。可偏转可以包括 1) “可主动偏转”,其是指阵列或包含阵列的导管部分可通过远程施加力(例如,电气(例如有线或无线)、机械、液压、气动、磁性等),通过包括拉线、液压线、空气线、磁耦联或电导体的各种方式传送该力来移动;以及 2) “可被动偏转”,其是指阵列或包含阵列的导管部分在闲置的未约束条件下趋于与导管纵向轴线对准且可通过引入干预装置 11 施加的局部力来移动。

[0153] 在一些实施例中,超声换能器阵列可从导管的纵向轴线偏转高达 90 度,如图 2B 所示。而且,可偏转超声换能器阵列 7 可通过铰链 9 附连至导管,如图 2C 所示。在一实施例中,铰链 9 可以是弹簧加载的铰接装置。这种弹簧加载铰链可通过任何合适装置从导管的近端致动。在一实施例中,弹簧加载的铰链是通过撤回外部护套致动的形状记忆合金。

[0154] 参见图 2C 和 2D,导管 1 还可包括可操纵段 8。“可操纵”定义成引导可操纵段远侧的导管 1 和腔 10 的这些部分相对于可操纵段近侧的导管成一角度定向的能力。图 2D 示出了可操纵段 8 相对于可操纵段近侧的导管偏转成一角度。

[0155] 在另一实施例中,图 3A 和 3B 示出了导管 1,该导管在导管 1 的可偏转远端 17 上

包括超声换能器阵列 7。导管 1 包括近端(未示出)和可偏转远端 17。超声换能器阵列 7 位于可偏转远端 17 上。导线 4 附连至超声换能器阵列 7 且沿近侧方向延伸至导管 1 的近端。导管 1 还包括大体居中定位的腔 10, 该腔从导管的近端延伸至远端。在远端 17 处, 大体居中定位的腔 10 实质上被超声换能器阵列 7 阻塞或关闭。最后, 导管 1 还包括至少一个纵向延伸的狭缝 18, 该狭缝延伸通过超声换能器阵列 7 近侧的区域。

[0156] 如同在图 3B 中看到的那样, 一旦干预装置 11 朝远侧行进通过腔 10, 干预装置 11 使可偏转远端 17 和超声换能器阵列 7 沿向下运动偏转, 因此打开腔 10, 干预装置 11 可以朝远侧行进经过超声换能器阵列 7。

[0157] 图 3C 示出了作为图 3A 和 3B 的导管 1 的另一构造的导管 1'。导管 1' 与导管 1 相同地构造, 例外之处在于: 超声成像阵列 7 定向成它可操作以对导管 1' 的与纵向延伸狭缝 18 相反的侧面上的容积进行成像(例如, 沿与图 3A 和 3B 的超声成像阵列 7 相反的方向)。例如, 当干预装置 11 已被部署时, 这对于保持与固定解剖标记对齐可能是有利的。

[0158] 图 3D 示出了作为图 3A 和 3B 的导管 1 的一变型的导管 1"。导管 1" 构造成: 当干预装置 11 行进通过纵向延伸狭缝 18 时, 超声成像阵列 7 枢转至局部前视位置。导管 1" 的超声成像阵列 7 可定向成如图所示或可定向成沿相反方向成像(类似于导管 1' 的超声成像阵列 7)。在附加的实施例(未示出)中, 类似于导管 1 的导管可包括多个成像阵列(例如, 占据图 3A 和 3C 所示的位置)。

[0159] 在本文所述的各个实施例中, 导管可形成为具有位于其远端附近的超声换能器阵列。导管本体可包括具有近端和远端的管子。而且, 导管可具有从近端延伸至至少超声换能器阵列附近的至少一个腔。导管可包括电导线(例如超小型扁平电缆), 该电导线附连至超声换能器且嵌入导管壁中并从超声换能器阵列螺旋地延伸至导管的近端。

[0160] 例如在图 4 和 4A 中示出了这种导管。具体地说, 图 4 和 4A 示出了具有近端(未示出)和远端 22 的导管 20, 超声换能器阵列 27 位于导管 20 的远端 22 处。如同可看到的那样, 腔 28 由聚合物管 26 的内表面来限定, 该聚合物管可由合适的光滑聚合物形成(诸如, **PEBAX® 72D**、**PEBAX® 63D**、**PEBAX® 55D**、高密度聚乙烯、聚四氟乙烯、膨胀聚四氟乙烯及其组合), 并从近端延伸至超声换能器阵列 27 附近的远端 22。电导线(例如超小型扁平电缆)24 围绕聚合物管子 26 螺旋地包裹, 并从超声换能器阵列 27 附近朝近侧延伸至近端。在图 4A 示出了合适超小型扁平电缆的一实例, 其中, 超小型扁平电缆 24 包括电导线 21 和合适的地线, 诸如铜线 23。导电电路元件 43 (诸如柔性板)附连至超声换能器阵列 27 且附连至电导线 24。合适的聚合物膜层 40 (诸如光滑聚合物和 / 或收缩包裹聚合物)可位于电导线 24 上方以用作电导线 24 和屏蔽层 41 之间的绝缘层。屏蔽层 41 可包括例如可沿与电导线 21 相反的方向螺旋地包裹在聚合物膜 40 上的任何合适导体。最后, 外部护套 42 可设置在屏蔽层 41 上方且可由诸如光滑聚合物的任何合适材料制成。合适的聚合物例如包括 **PEBAX® 70D**、**PEBAX® 55D**、**PEBAX® 40D** 和 **PEBAX® 膜 23D**。图 4 和 4A 中示出了导管可包括上述的可偏转远端和可操纵段。

[0161] 上述导管提供了与导管远端处的超声探头电联接的装置, 同时提供了便于将干预装置输送至成像区域的工作腔。导管的结构采用了既驱动阵列又提供改进抗扭折性和抗扭转性的机械性质的导管。上述新颖结构提供了用于封装导体并必要地屏蔽于薄壁中的装置, 因此提供了适于干预过程的护套轮廓, 目标外径为 14 弗伦奇(Fr)或以下且目标内径为

8Fr 以上,因此有利于典型消融导管、过滤器输送系统、针、以及设计成用于脉管和其它过程的其它常用干预装置的输送。

[0162] 图 5A 示出了导管 50 的一实施例,该导管包括可偏转构件 52 和导管本体 54。导管本体 54 可以是柔性的且能弯曲以遵循其所插入的人体血管的轮廓。可偏转构件 52 可设置在导管 50 的远端 53 处。导管 50 包括手柄 56,该手柄可设置在导管 50 的近端 55 处。在可偏转构件 52 插入患者身体的手术期间,手柄 56 和导管本体 54 的一部分位于身体之外。导管 50 的使用者(例如医生、技师、干预者)可控制导管 50 的位置和各种功能。例如,使用者可握持手柄 56 并操纵滑动件 58 以控制可偏转构件 52 的偏转。在这点上,可偏转构件 52 可以是选择性可偏转的。手柄 56 和滑动件 58 可构造成:可保持滑动件 58 相对于手柄 56 的位置,由此保持可偏转构件 52 的选定偏转。这种位置保持例如可以至少部分地由摩擦(例如滑动件 58 和手柄 56 的固定部分之间的摩擦)、掣子和 / 或任何其它合适装置来实现。导管 50 可通过拉动(例如拉动手柄 56)从人体移除。

[0163] 此外,使用者可将干预装置(例如诊断装置和 / 或治疗装置)插入通过干预装置入口 62。使用者然后可将干预装置馈送通过导管 50 以使干预装置移动至导管 50 的远端 53。图像处理器和可偏转构件之间的电互连可被引导通过电子端口 60 并通过导管本体 54,如下所述。

[0164] 图 5B 至 5E 示出了包括可偏转构件 52 的导管的一实施例,其中,可偏转构件 52 可通过使内部管状本体 80 相对于导管 54 的外部管状本体 79 移动来偏转。如图 5B 所示,所示的可偏转构件 52 包括末端 64。末端 64 可封装各种部件和构件。

[0165] 末端 64 可具有与外部管状本体 79 的横截面相对应的横截面。例如,如图 5B 所示,末端 64 可具有与外部管状本体 79 的外表面相对应的倒圆远端 66。末端 64 的容纳超声换能器阵列 68 的部分可成形为至少部分地对应于外部管状本体 79 的外表面(例如如图 5B 所示,沿着末端 64 的下部外表面)。末端 64 的至少一部分可成形为促进输送通过患者的诸如脉管的内部结构。在这点上,倒圆的远端 66 可有助于使可偏转构件 52 移动通过脉管。其它合适的端部形状可用于末端 64 的远端 66 的形状。

[0166] 在一实施例中,诸如图 5B 至 5D 所示,末端 64 可保持超声换能器阵列 68。如同将能意识到的那样,如图 5B 所示,当可偏转构件 52 与外部管状本体 79 对准时,超声换能器阵列 68 可以是侧视的。超声换能器阵列 68 的视野可定位成垂直于超声换能器阵列 68 的平坦上表面(如图 5B 所示)。如图 5B 所示,当超声换能器阵列 68 是侧视的时,超声换能器阵列 68 的视野可以不被外部管状本体 79 阻碍。在这点上,超声换能器阵列 68 可以是可操作的以在导管本体 54 定位期间进行成像,由此能对解剖标记进行成像以帮助定位腔 82 的远端。超声换能器阵列 68 可具有孔长度。孔长度可大于外部管状本体 79 的最大横向尺寸。可偏转构件 52 的至少一部分可永久定位至外部管状本体 79 的远端的远侧。在一实施例中,可偏转构件 52 的整体可永久定位至外部管状本体 79 的远端的远侧。在这个实施例中,可偏转构件可以不能定位在外部管状本体 79 内。

[0167] 末端 64 还可包括能使导管遵循引导线的特征。例如,如图 5B 所示,末端 64 可包括在功能上连接至近侧引导线孔 72 的远侧引导线孔 70。在这点上,导管可以是可操作的以沿着螺纹引导线的长度行进通过远侧引导线孔 70 和近侧引导线孔 72。

[0168] 如同注意到的那样,可偏转构件 52 可以是相对于外部管状本体 79 可偏转的。在

这点上,可偏转构件 52 可与一个或多个构件互连以在可偏转构件 52 偏转时控制可偏转构件 52 的运动。系绳 78 可将可偏转构件 52 互连至导管本体 54。系绳 78 可在一端锚固至可偏转构件 52,并在另一端锚固至导管本体 54。系绳 78 可构造成抗拉构件,该抗拉构件可操作以防止锚固位置彼此移离的距离大于系绳 78 的长度。在这点上,通过系绳 78,可偏转构件 52 可能可受约束地互连至外部管状本体 79。

[0169] 内部管状本体 80 可设置在外部管状本体 79 内。内部管状本体 80 可包括通过内部管状本体 80 的长度的腔 82。内部管状本体 80 可能相对于外部管状本体 79 可动。这种运动可由图 5A 的滑动件 58 的运动来致动。支承件 74 可将可偏转构件 52 互连至内部管状本体 80。支承件 74 可能在结构上与内部管状本体 80 和外部管状本体 79 分开。柔性板 76 可包含电气互连结构,该电气互连结构可操作以将超声换能器阵列 68 电气连接至设置在外部管状本体 79 内的电气互连构件 104 (在图 5E 中示出)。当可偏转构件 52 设置在患者体内时,柔性板 76 的位于末端 64 和外部管状本体 79 之间的露出部分可被封装以防止其与流体(例如血液)的可能接触。在这点上,柔性板 76 可用粘合剂、膜包裹件、或可操作以将柔性板 76 的电导体与外围环境隔离的任何合适部件进行封装。在一实施例中,系绳 78 可围绕柔性板 76 的位于末端 64 和外部管状本体 79 之间的部分进行包裹。

[0170] 现在将参照图 5C 和 5D 讨论可偏转构件 52 的偏转。图 5C 和 5D 示出了可偏转构件 52,其中末端 64 的包围超声成像阵列 68 和支承件 74 的部分已被移除。如图 5C 所示,支承件 74 可包括管状本体接口部分 84,该管状本体接口部分可操作以将支承件 74 固定至内部管状本体 80。管状本体接口部分 84 可以任何合适的方式固定至内部管状本体 80。例如,管状本体接口部分 84 可用外部收缩包裹固定至内部管状本体 80。在这种构造中,管状本体接口部分 84 可放置在内部管状本体 80 上,然后收缩包裹件可放置在管状本体接口部分 84 上。然后施加热以致使收缩包裹材料收缩,并将管状本体接口部分 84 固定至内部管状本体 80。然后可将附加的包裹件施加在收缩包裹件上,以将管状本体接口部分 84 进一步固定至内部管状本体 80。在另一实例中,管状本体接口部分 84 可用粘合剂、焊接、紧固件或其任意组合固定至内部管状本体 80。在另一实例中,管状本体接口部分 84 可作为用来构件内部管状本体 80 的组装工艺的一部分固定至内部管状本体 80。例如,内部管状本体 80 可被局部组装,管状本体接口部分 84 可围绕局部组装的内部管状本体 80 定位,然后可完成内部管状本体 80,因此将管状本体接口部分 84 捕获在内部管状本体 80 的一部分内。

[0171] 支承件 74 例如可包括形状记忆材料(例如形状记忆合金,诸如镍钛诺)。支承件 74 还可包括铰接部分 86。铰接部分 86 可包括将管状本体接口部分 84 与托架部分 88 互连的一个或多个构件。如图 5B 和 5C 所示,铰接部分 86 可包括两个构件。托架部分 88 可支承超声换能器阵列 68。包括铰接部分 86 的支承件 74 可具有断裂强度,该断裂强度足以在内部管状本体 80 相对于外部管状本体 79 没有任何行进的情况下将可偏转构件 52 保持成与外部管状本体 79 基本对准。在这点上,可偏转构件 52 可以是可操作的以在外部管状本体 79 插入且引导通过患者体内时保持与外部管状本体 79 基本对准。

[0172] 铰接部分 86 可成形为:一旦施加致动力,铰接部分 86 就沿着预定路径围绕偏转轴 92 弹性变形。预定路径可以如下:末端 64 和铰接部分 86 各自移动至它们不与从腔 82 远端露出的干预装置相干涉的位置。当干预装置行进通过腔 82 远端处的退出口 81 且进入视野时,超声换能器阵列 68 的成像视野可相对于外部管状本体 79 被基本保持在位。如图

5B 至 5D 所示, 铰接部分可包括两个大体平行段 86a 和 86b, 其中, 各个平行段 86a 和 86b 的端部(例如, 铰接部分 86 相接于托架部分 88 之处和铰接部分 86 相接于管状本体接口部分 84 之处)可以大体成形为与沿着内部管状本体 80 的中心轴线 91 定向的柱体重合。各个大体平行段 86a 和 86b 的中心部分可朝向外外部管状本体 79 的中心轴线 91 扭转, 使得各中心部分与偏转轴线 92 大体对准。铰接部分 86 设置成它并不围绕内部管状本体 80 的整个周界设置。

[0173] 为了使可偏转构件 52 相对于外部管状本体 79 偏转, 内部管状本体 80 可相对于外部管状本体 79 运动。图 5D 示出了这种相对运动。如图 5D 所示, 内部管状本体 80 沿致动方向 90 (例如, 当可偏转构件 52 与外部管状本体 79 对准时, 沿超声换能器阵列 68 的方向)的运动可沿致动方向 90 在支承件 74 上施加力。然而, 因为托架部分 88 通过系绳 78 可受约束地连接至外部管状本体 79, 所以可防止托架部分 88 基本上沿致动方向 90 移动。在这点上, 内部管状本体 80 沿致动方向 90 的运动可导致托架部分 88 围绕其与系绳 78 的接口枢转, 还导致铰接部分 86 弯曲, 如图 5D 所示。因此, 内部管状本体 80 沿致动方向 90 的运动可导致托架部分 88 (和附连至托架部分 88 的超声换能器阵列 68)转动 90 度, 如图 5D 所示。因此, 内部管状本体 80 的运动可致使可偏转构件 52 的受控偏转。如图所示, 可偏转构件 52 可以选择性地偏转离开外部管状本体 79 的中心轴线 91。

[0174] 在一示例性实施例中, 内部管状本体 80 的约 0.1cm 的运动可导致可偏转构件 52 偏转经过约 9 度的弧。在这点上, 内部管状本体 80 的约 1cm 的运动可导致可偏转构件 52 偏转约 90 度。因此, 可偏转构件 52 可以选择性地从侧视位置偏转至前视位置。可偏转构件 52 的中间位置可通过使内部管状本体 80 移动预定距离来实现。例如, 在目前的示例性实施例中, 通过使内部管状本体 80 相对于外部管状本体 79 沿致动方向 90 移动约 0.5cm, 可偏转构件 52 可从侧视位置偏转 45 度。可结合其它合适构件几何形状以在内部管状本体 80 和可偏转构件 52 之间产生其它偏转关系。而且, 可获得大于 90 度的偏转(例如, 使得可偏转构件 52 至少部分地侧视至导管本体 54 的、与图 5C 所示相反的侧面)。而且, 导管 50 的一实施例可构造成使得可偏转构件 52 可实现预定最大偏转。例如, 手柄 56 可构造成限制滑动件 58 的运动, 使得滑动件 58 的整个运动范围对应于可偏转构件 52 的 45 度偏转(或任何其它合适偏转)。

[0175] 滑动件 58 和手柄 56 可构造成使得滑动件 58 相对于手柄 56 的基本任何相对运动导致可偏转构件 52 的偏转。在这点上, 可以基本上没有滑动件 58 的死区, 在该死区中, 滑动件 58 的运动不导致可偏转构件 52 的偏转。此外, 滑动件 58 的运动(例如, 相对于手柄 56)和可偏转构件 52 的对应偏转量之间的关系可以是基本线性的。

[0176] 当可偏转构件 52 从图 5C 所示的位置偏转以使得末端 64 没有任何部分占据相同直径的柱体且从退出口 81 朝远侧延伸, 干预装置可行进通过退出口 81 而不接触末端 64。这样, 超声换能器阵列 68 的成像视野可保持在相对于导管本体 54 的固定对齐, 同时干预装置通过退出口 81 行进入导管本体 54 并进入超声换能器阵列 68 的成像视野。

[0177] 当处于前视位置时, 超声换能器阵列 68 的视野可包含一区域, 干预装置可在该区域中插入通过腔 82。在这点上, 超声换能器阵列 68 可以是可操作的以帮助干预装置的定位和操作。

[0178] 可偏转构件 52 可围绕偏转轴线 92 偏转(偏转轴线 92 与图 5D 的视图对准且因此

用点表示)。偏转轴线 92 可定义成相对于管状本体接口部分 84 固定的点,托架部分 88 绕该点转动。如图 5D 所示,偏转轴线 92 可以偏离外部管状本体 79 的中心轴线 91。对于可偏转构件 52 的任何给定偏转,移位弧 93 可定义成切向于可偏转构件 52 的表面且切向于导管 50 的中心轴线 91 的最小恒定半径弧。在导管 50 的一实施例中,外部管状本体 79 的远端的最大横向尺寸与移位弧 93 的半径之比可以是至少约 1。

[0179] 可偏转构件 52 可围绕偏转轴线 92 偏转,使得超声换能器阵列 68 定位成靠近退出口 81。这种定位,连同小移位弧 93,减小了干预装置必须在从退出口 81 露出和进入超声换能器阵列 68 视野之间行进的距离。例如,一旦如图 5D 所示偏转 90 度,超声换能器阵列 68 可定位成:超声换能器阵列 68 的声学面离开退出口 81 的距离(沿中心轴线 91 测得)小于外部管状本体 79 的远端的最大横向尺寸。

[0180] 如图 5C 和 5D 所示,柔性板 76 可独立于可偏转构件 52 的偏转而保持互连至导管本体 54 和可偏转构件 52。

[0181] 图 5E 示出导管本体 54 的一实施例。如图所示的导管本体 54 包括内部管状本体 80 和外部管状本体 79。在所示的实施例中,外部管状本体 79 包括图 5E 所示的除了内部管状本体 80 之外的所有部件。为了图 5E 的显示,各层的各部分已被移除以显现导管本体 54 的结构。外部管状本体 79 可包括外部覆层 94。外部覆层 94 例如可以是高电压击穿材料。在一示例性构造中,外部覆层 94 可包括基本无孔复合膜,该基本无孔复合膜包括膨胀聚四氟乙烯(ePTFE)且在一侧带有过氟化乙烯基氟乙烯的热粘合层。该示例性构造可具有约 25mm 的宽度、约 0.0025mm 的厚度、大于约 0.6MPa 的异丙醇起泡点以及沿长度方向(例如最强方向)约 309MPa 的抗拉强度。外部覆层 94 可以是光滑的以帮助外部管状本体 79 行进通过患者体内。外部覆层 94 可提供高电压击穿(例如,外部覆层 94 可具有至少约 2500 伏 AC 的耐受电压)。

[0182] 在一示例性设置中,外部覆层 94 可包括多个螺旋卷绕的膜。多个膜的第一部分可沿第一方向卷绕,多个膜的第二部分可沿与第一方向相反的第二方向卷绕。在多个膜中的每个膜具有至少 1,000,000psi (6,895MPa) 的纵向模量和至少 20,000psi (137.9MPa) 的横向模量,多个膜中的每个膜可围绕管状本体的中心轴线以相对于管状本体 79 的中心轴线成小于约 20 度的角度进行卷绕。

[0183] 外部低介电常数层 96 可设置在外部覆层 94 内。外部低介电常数层 96 可减小电互连构件 104 和外部覆层 94 外侧材料(例如血液)之间的电容。外部低介电常数层 96 可具有小于约 2.2 的介电常数。在一实施例中,外部低介电常数层 96 可以是约 0.07-0.15mm 厚。在一实施例中,外部低介电常数层 96 可包括诸如 ePTFE 的多孔材料。多孔材料中的孔隙可用诸如空气的低介电材料填充。

[0184] 在一示例性设置中,外部覆层 94 和外部低介电常数层 96 的组合性质可包括 0.005 英寸(0.13mm)的最大厚度和 34,500psi (237.9MPa) 的弹性模量。在这点上,外部覆层 94 和外部低介电常数层 96 可被视为包括两个子层(外部覆层 94 和外部低介电常数层 96) 的单个复合层。

[0185] 移向外部管状本体 79 的中心,下一层可以是第一连系层 97。第一连系层 97 可包括膜材料,该膜材料可具有低于外部管状本体 79 的其它部件的熔化温度。在外部管状本体 79 的制造期间,第一连系层 97 可以选择性地熔化以产生互连结构。例如,选择性熔化的第

一连系层 97 可用来使外部低介电常数层 96、第一连系层 97 和屏蔽层 98 (下述)彼此固定。

[0186] 移向外部管状本体 79 的中心,下一层可以是屏蔽层 98。屏蔽层 98 可用来减少来自外部管状本体 79 的电发射。屏蔽层 98 可用来将屏蔽层 98 之内的部件(例如电互连构件 104)与外部电气噪声屏蔽开来。屏蔽层 98 可以呈双用线屏蔽件或编织件的形式。在一示例性实施例中,屏蔽层 98 可以是约 0.05-0.08mm 厚。移向外部管状本体 79 的中心,下一层可以是第二连系层 100。第二连系层 100 可包括膜材料,该膜材料可具有低于外部管状本体 79 的其它部件的熔化温度。在外部管状本体 79 的制造期间,第二连系层 100 可以选择性地熔化以产生互连结构。

[0187] 电互连构件 104 可位于第二连系层 100 之内。电互连构件 104 可包括多个导体,该多个导体以并排方式布置且在各导体之间设有绝缘(例如不导电)材料。电互连构件 104 可包括一根或多根超小型扁平电缆。电互连构件 104 可包含以并排方式布置的任意合适数量的导体。例如,电互连构件 104 可包含以并排方式布置的 32 或 64 根导体。电互连构件 104 可螺旋地设置在外部管状本体 79 内。在这点上,电互连构件 104 可螺旋地设置在外部管状本体 79 的壁内。电互连构件 104 可螺旋地设置成:电互连构件 104 没有任何部分交叠于自身。电互连构件 104 可从导管 50 的近端 55 延伸至外部管状本体 79 的远端 53。在一实施例中,电互连构件 104 可设置成平行于并沿着外部管状本体 79 的中心轴线。

[0188] 如图 5E 所示,在螺旋卷绕的电互连构件 104 的线圈之间可以有宽度为 Y 的间隙。此外,电互连构件 104 可具有宽度 X,如图 5E 所示。电互连构件 104 可螺旋地设置成宽度 X 与宽度 Y 之比大于 1。在这个实施例中,螺旋设置的电互连构件 104 可为外部管状本体 79 提供显著的机械强度和弯曲性能。在一些实施例中,这可避免或减少对于外部管状本体 79 内的单独增强层的需求。而且,间隙 Y 可沿着外部管状本体 79 的长度变化(例如连续地变化或以一个或多个离散步长变化)。例如,可能有利的是,外部管状本体 79 朝外部管状本体 79 的近端具有较大刚度。因此,间隙 Y 可朝外部管状本体 79 的近端变小。

[0189] 内部连系层 102 可设置在电互连构件 104 之内。内部连系层 102 可与第二连系层 100 相似地构造且起到与第二连系层 100 相似的功能。内部连系层 102 可具有例如 160 摄氏度的熔点。移向外部管状本体 79 的中心,下一层可以是内部低介电常数层 106。内部低介电常数层 106 可与外部低介电常数层 96 相似地构造且起到与外部低介电常数层 96 相似的功能。内部低介电常数层 106 可操作以减小电互连构件 104 和外部管状本体 79 之内材料(例如血液、干预装置)之间的电容。移向外部管状本体 79 的中心,下一层可以是内部覆层 108。

[0190] 内部覆层 108 可与外部覆层 94 相似地构造且起到与外部覆层 94 相似的功能。内部覆层 108 和外部覆层 94 可具有至多约 0.002 英寸(0.05mm)的组合厚度。而且,内部覆层 108 可与外部覆层 94 可具有至少约 345,000psi (2,379MPa)的组合弹性模量。组合之后,内部覆层 108 和外部覆层 94 可提供抗伸长性,使得施加至内部覆层 108 和外部覆层 94 的约 31bf (13N)的拉伸负荷导致管状本体 79 不超过 1%的伸长。在一设置中,管状本体 79 可提供抗伸长性,使得施加至管状本体 79 的约 31bf (13N)的拉伸负荷导致管状本体 79 不超过 1%的伸长,并且在这个设置中,至少 80%的抗伸长性可由内部覆层 108 和外部覆层 94 来提供。

[0191] 当拉伸负荷施加至管状本体 79 时,内部覆层 108 和外部覆层 94 可呈现围绕其周

界且沿着管状本体 79 长度的基本均匀拉伸分布。这种对于所施加拉伸负荷的均匀响应尤其可有助于在定位(例如插入患者)和使用(例如在使可偏转构件 52 偏转时)期间减少导管本体 54 的不合需要的定向偏置。

[0192] 如同外部覆层 94 和外部低介电常数层 96 那样,内部低介电常数层 106 和内部覆层 108 可被视为单个复合层的各个子层。

[0193] 连系层(第一连系层 97、第二连系层 100 和内部连系层 102)可各自具有基本相同的熔点。在这点上,在构造期间,导管本体 54 可经受升高的温度,该升高的温度可使各个连系层同时熔化并使导管本体 54 的各层彼此固定。或者,连系层可具有不同的熔点,从而允许一个或两个连系层选择性地熔化,而留下其它连系层或多个连系层未熔化。因此,导管本体 54 的各实施例可包括零个、一个、两个、三个或更多个连系层,这些连系层已熔化以使导管本体 54 的各层固定至导管本体 54 的其它层。

[0194] 前述各层(从外部覆层 94 至内部覆层 108)可各自彼此固定。这些层可一起形成外部管状本体 79。内部管状本体 80 可位于这些层之内并可相对于这些层运动。内部管状本体 80 可设置成:在内部管状本体 80 的外侧表面和内部覆层 108 的内侧表面之间有一定量的间隙。内部管状本体 80 可以是编织增强的聚醚嵌段酰胺(例如,聚醚嵌段酰胺可包括可从美国宾西法尼亚州费城的阿科玛公司(Arkema Inc.)获得的PEBAX®材料)管子。内部管状本体 80 可用编织的或盘绕的增强构件来增强。内部管状本体 80 可具有足够的断裂强度,使得它可以能使滑动件 58 沿内部管状本体 80 的长度侧向运动,从而可偏转构件 52 可在其在管状本体接口部分 84 处与支承件 74 接口的情况下由内部管状本体 80 的相对运动来致动。内部管状本体 80 也可以是可操作的以在可偏转构件 52 的偏转期间保持通过内部管状本体 80 长度的腔 82 的形状。因此,导管 50 的使用者可以能够通过操纵手柄 56 来选择和控制可偏转构件 52 的偏转量。腔 82 可具有与外部管状本体 79 的中心轴线 91 对准的中心轴线。

[0195] 为了有助于减小致动力(例如用来使内部管状本体 80 相对于外部管状本体 79 运动的力),内部覆层 108 的内表面、内部管状本体 80 的外表面或其两者可包括摩擦减小层。摩擦减小层能可呈一个或多个光滑涂层和 / 或附加层的形式。

[0196] 在图 5E 所示实施例的一变型中,内部管状本体 80 可用设置在外覆层 94 之外的外表管状本体来替换。在这个实施例中,外部管状本体 79 的各个部件(从外部覆层 94 至内部覆层 108)可保持从图 5E 所示基本上不变(各部件的直径可略微减小以保持导管本体 54 的类似总体内直径和外直径)。外表管状本体可装配在外覆层 94 之外且可相对于外部覆层 94 运动。这种相对运动可有利于可偏转构件 52 以与参照图 5A 至 5D 所述类似的方式偏转。在这个实施例中,电互连构件 104 将是外部管状本体 79 的一部分,该部分将位于外表管状本体的内侧。外部管状本体可如上所述类似于内部管状本体 80 来构成。

[0197] 在一示例性实施例中,导管本体 54 可具有小于 2,000 皮法的电容。在一实施例中,导管本体 54 可具有约 1,600 皮法的电容。在图 5E 的上述实施例中,外部覆层 94 和外部低介电常数层 96 可组合地具有至少约 2,500 伏 AC 的耐受电压。类似地,内部覆层 108 和内部低介电常数层 106 可组合地具有至少约 2,500 伏 AC 的耐受电压。其它实施例例如可通过改变覆层和 / 或低介电常数层的厚度来实现不同的耐受电压。在一示例性实施例中,外部管状本体 79 的外直径例如可以是约 12.25Fr。内部管状本体的内直径例如可以是约 8.4Fr。

[0198] 导管本体 54 可具有的扭折直径(导管本体 54 将扭折之前的、导管本体 54 的弯曲直径)比导管本体 54 的直径小十倍。这种构造对于导管本体 54 的解剖定位是合适的。

[0199] 如同这里所用的那样,术语“外部管状本体”是指导管本体的最外层和导管本体的设置成与最外层一起运动的所有层。例如,在如图 5E 所示的导管本体 54 中,外部管状本体 79 包括导管本体 54 的、除了内部管状本体 80 之外的所有示出的层。通常,在没有内部管状本体存在的实施例中,外部管状本体可等同于导管本体。

[0200] 参照图 5E 所述的外部管状本体 79 的各层例如在合适时可通过沿导管本体 54 的长度螺旋卷绕材料带来制成。在一实施例中,选定的层可沿与其它层相同的方向包裹。通过选择性地沿合适方向卷绕各层,可选择性地改变导管本体 54 的一些物理性质(例如刚度)。

[0201] 图 5F 示出了在螺旋设置的电互连构件 104 和柔性板 76 (可挠曲 / 可弯曲电气构件)之间的电互连结构的一实施例。为了示例目的,除了电互连构件 104 和柔性板 76 之外,在图 5F 中未示出导管本体 54 的所有部件。柔性板 76 可具有弯曲段 109。弯曲段 109 可弯曲以对应于外部管状本体 79 的曲率。柔性板 76 的弯曲段 109 在外部管状本体 79 的、靠近可偏转构件 52 的端部处设置在外部管状本体 79 内,相对于外部管状本体 79 的各层设置在与电互连构件 104 相同的位置。因此,柔性板 76 的弯曲段 109 可与电互连构件 104 接触。在这点上,电互连构件 104 的远端可在互连区域 110 互连至柔性板 76。

[0202] 在互连区域 110 之内,电互连构件 104 的导电部分(例如导线)可互连至柔性板 76 的导电部分(例如迹线、导电通路)。该电互连可通过剥去或移除电互连构件 104 的一些绝缘材料并使露出的导电部分接触柔性板 76 上对应露出的导电部分来实现。电互连构件 104 的端部和电互连构件 104 的露出导电部分可相对于电互连构件 104 的宽度设置成一角度。在这点上,柔性板 76 的各露出导电部分之间的间距(例如各露出导电部分之间的距离)可大于电互连构件 104 的间距(横跨宽度测得),同时在电互连构件 104 的各个导体和柔性板 76 之间保持电互连。

[0203] 如图 5F 所示,柔性板 76 可包括挠曲或弯曲区域 112,该挠曲或弯曲区域具有的宽度窄于电互连构件 104 的宽度。如同将会意识到的那样,通过挠曲区域 112 的每个单独电路径的宽度可小于电互连构件 104 内每个导电构件的宽度。此外,挠曲区域 112 内每个导电构件之间的间距可小于电互连构件 104 的间距。

[0204] 挠曲区域 112 可互连至柔性板 76 的阵列接口区域 114,通过该阵列接口区域,电互连构件 104 和柔性板 76 的导电路径可电互连至超声换能器阵列 68 的单独换能器。

[0205] 如图 5C 和 5D 所示,柔性板 76 的挠曲区域 112 可以是可操作的以在可偏转构件 52 偏转期间挠曲。在这点上,挠曲区域 112 可响应于可偏转构件 52 的偏转而弯曲。电互连构件 104 的单独导体可在可偏转构件 52 偏转期间保持与超声换能器阵列 68 的单独换能器电气连通。

[0206] 在一实施例中,电互连构件 104 可包括两组或更多分离组的导体(例如两个或更多个超小型扁平电缆)。在这个实施例中,各分离组导体中的每组导体可以与图 5F 所示相似的方式互连至柔性板 76。此外,电互连构件 104 (如图 5F 所示的单个电互连构件 104 或包括多个大体平行的不同电缆的电互连构件 104)可包括从导管本体 54 的远端 53 延伸至近端 55 的构件,或者电互连构件 104 可包括多个不同的、串联互连的构件,它们一起从导管本体 54 的远端 53 延伸至近端 55。在一实施例中,柔性板 76 可包括电互连构件 104。在这个

实施例中,柔性板 76 可具有从导管本体 54 的远端 53 延伸至近端 55 的螺旋包裹部分。在这个实施例中,在导管本体 54 的阵列接口区域 114 和近端之间可以不需要电导体互连(例如在柔性板 76 和超小型扁平电缆之间)。

[0207] 图 6A 至 6D 示出了包括可偏转构件 116 的导管的一实施例,其中,可偏转构件 116 可通过使细长构件相对于外部管状本体 118 运动来偏转。可以认识到,图 6A 至 6D 所示的实施例不包括内部管状本体,且外部管状本体 118 也可表征为导管本体。

[0208] 可偏转构件 116 可以是选择性可偏转的。如图 6A 所示,所示的可偏转构件 116 包括末端 120。类似于参照图 5B 所述的末端 64,末端 120 可包括超声换能器阵列 68,并可包括倒圆远端 66 和引导线孔 70。如同图 5B 的末端 64 那样,当可偏转构件 116 与外部管状本体 118 对准时,超声换能器阵列 68 可以是侧视的。在这点上,超声换能器阵列 68 可以是可操作的以在导管插入期间对解剖标记进行成像,从而帮助引导和 / 或定位外部管状本体 118。

[0209] 外部管状本体 118 可包括腔 128,该腔可操作以允许干预装置通过其中。可偏转构件 116 的至少一部分可永久定位至外部管状本体 118 的远端的远侧。在一实施例中,可偏转构件 116 的整体可永久定位至外部管状本体 118 的远端的远侧。

[0210] 可偏转构件 116 可以是相对于外部管状本体 118 可偏转的。在这点上,可偏转构件 116 可与一个或多个细长构件互连以在可偏转构件 116 偏转时控制可偏转构件 116 的运动。细长构件可呈拉线 130 的形式。拉线 130 可以是圆线。或者,拉线 130 例如可以在横截面上是矩形的。例如,拉线在横截面上可以是矩形的,宽厚比为约 5 比 1。

[0211] 如同图 5B 至 5E 所示的导管实施例那样,图 6A 至 6D 的导管可包括支承件 126,该支承件支承超声换能器阵列 68。支承件 126 可将可偏转构件 116 互连至外部管状本体 118。柔性板 122 可包含电气互连结构,该电气互连结构可操作以将超声换能器阵列 68 电气连接至设置在外部管状本体 118 内的电气互连构件 104 (在图 6D 中示出)。柔性板 122 的露出部分可类似于上述柔性板 76 进行封装。

[0212] 外部管状本体 118 可包括远侧部分 124。远侧部分 124 可包括围绕支承件 126 的固定部分 133 (如图 6B 和 6C 所示) 设置的多个包裹层。包裹层可用来将固定部分 133 固定至外部管状本体 118 的内部,如同下文参照图 6D 所述的那样。

[0213] 现在将参照图 6B 和 6C 讨论可偏转构件 116 的偏转。图 6B 和 6C 示出了可偏转构件 116,其中末端 120 的、包围超声成像阵列 68 和支承件 126 的部分已被移除。同样,外部管状本体 118 的、围绕固定部分 133 包裹的远侧部分 124 已被移除。支承件 126 可类似于上述的支承件 74 构造。支承件 126 还可包括类似于铰接部分 86 的铰接部分 131。

[0214] 为了使可偏转构件 116 相对于外部管状本体 118 偏转,拉线 130 可相对于外部管状本体 118 运动。如图 6C 所示,牵拉拉线 130 (例如朝向手柄 56) 可在拉线锚固点 132 处在支承件 126 上施加力,沿着拉线 130 将支承件 126 引向拉线出口 134。拉线出口 134 是拉线 130 从拉线罩壳 136 中露出的位置。拉线罩壳 136 可固定至外部管状本体 118。这种力可导致可偏转构件 116 弯向拉线出口 134。如同在图 5C 和 5D 所示的实施例中那样,可偏转构件的偏转将受支承件 126 的铰接部分 131 约束。如图 6C 所示,可偏转构件 116 的最终偏转可导致超声换能器阵列 68 枢转至前视位置。可以意识到,可偏转构件的各种偏转量可通过拉线 130 的受控运动来实现。在这点上,0 度和 90 度之间的任何偏转角度可通过使拉

线 130 移位小于图 6C 所示的量来实现。此外,大于 90 度的偏转可通过使拉线 130 移位大于图 6C 所示的量来实现。如图 6B 和 6C 所示,柔性板 122 可独立于可偏转构件 116 的偏转而保持互连至外部管状本体 118 和可偏转构件 116。

[0215] 图 6D 示出外部管状本体 118 的一实施例。为了图 6D 的显示,各层的各部分已被移除以显现外部管状本体 118 的结构。与图 5E 实施例的各层相似各层用与图 5E 相同的附图标记来标示,这里将不再论述。容纳拉线 130 的拉线罩壳 136 可设置成靠近外部覆层 94。外表包裹层 138 然后可设置在外部覆层 94 和拉线罩壳 136 之上,以将拉线罩壳 136 固定至外部覆层 94。或者,拉线罩壳 136 和拉线 130 例如可以设置在外部覆层 94 和外部低介电常数层 96 之间。在这个实施例中,可以无需外部包裹层 138。也可采用用于拉线罩壳 136 和拉线 130 的其它合适位置。

[0216] 屏蔽层 98 可以设置在外部低介电常数层 96 之内。第一连系层(在图 6D 中未示出),类似于第一连系层 97,可以设置在外部低介电常数层 96 和屏蔽层 98 之间。第二连系层 100 可以设置在屏蔽层之内。电互连构件 104 可以设置在第二连系层 100 之内。内部低介电常数层 142 可以设置在电互连构件 104 之内。在这点上,电互连构件 104 可螺旋地设置在外部管状本体 118 的壁内。

[0217] 移向外部管状本体 118 的中心,下一层可以是盘绕增强层 144。盘绕增强层 144 例如可以包括不锈钢线圈。在一示例性实施例中,盘绕增强层 144 可以是约 0.05-0.08mm 厚。移向外部管状本体 118 的中心,下一层可以是内部覆层 146。内部覆层 146 可与外部覆层 94 相似地构造且起到与外部覆层 94 相似的功能。腔 128 可具有与外部管状本体 118 的中心轴线对准的中心轴线。

[0218] 如同以上所注意的那样,外部管状本体 118 的远侧部分 124 的各包裹层用来将支承件 126 的固定部分 133 固定至外部管状本体 118 的内部。例如,可在远侧部分 124 中移除电互连构件 104 之外的各层。此外,电互连构件 104 可以参照图 5F 所述相似的方式电互连至远侧部分 124 附近的柔性板 122。因此,支承件 126 的固定部分 133 可定位在其余内层(例如内部低介电常数层 142、盘绕增强层 144 和内部覆层 146)之上,多个材料层可围绕远侧部分 124 包裹以将固定部分 133 固定至外部管状本体 118。

[0219] 外部管状本体 118 的外直径例如可以是约 12.25Fr。外部管状本体 118 的内直径例如可以是约 8.4Fr。

[0220] 图 7A 和 7B 示出了另外的实施例。如图所示,导管 30 包括可偏转的远端 32。超声换能器阵列 37 位于可偏转远端 32 处。导管还包括线 33,该线 33 附连至超声换能器阵列 37 且延伸至导管 30 的近端,该线在导管 30 的近端处离开端口或其它开口。如图 7A 所示,超声换能器阵列 37 处于“侧视”构造。导管可以在超声换能器阵列 37 处于“侧视”构造的情况下输送至治疗部位,如图 7A 所示。一旦到达治疗部位,就可沿近侧方向拉动线 33 以使可偏转远端 32 偏转,从而导致超声换能器阵列 37 运动至“前视”构造,如图 7B 所示。如图 7B 所示,一旦超声换能器阵列 37 定位在“前视”位置且可偏转远端 32 如图所示偏转,大体中心定位的腔 38 就可用于将合适的干预装置输送至导管远端 32 远侧的位置。或者,包含腔 38 且可相对于导管 30 外表面运动的管子可用来使可偏转远端 32 偏转至“前视”构造。

[0221] 图 8A 是如图 7A 和 7B 所示的装置的单瓣构造的前视图。图 8B 示出了图 7A 和 7B 所示的导管的双瓣构造。图 8C 示出了三瓣构造,图 8D 示出了四瓣构造。可以理解,可根据

需要构造任何合适数量的瓣。而且,在多瓣构造中,超声换能器阵列 37 可设置在一个或多个瓣上。

[0222] 图 9、9A 和 9B 示出了另外的实施例。图 9 示出了在其远端附近具有超声换能器阵列 7 的导管 1。超声换能器阵列 7 通过铰链 9 附连至导管 1。电导线 4 连接至超声换能器阵列 7 且朝近侧延伸至导管 1 的近端。导管 1 包括远侧出口 13。铰链 9 可位于超声换能器阵列 7 的远端,如图 9A 所示,或位于超声换能器阵列 7 的近端,如图 9B 所示。在任何情况下,超声换能器阵列 7 可被动或主动偏转,如上所述。超声换能器阵列 7 可向上偏转至前视构造(如图 9A 和 9B 所示),干预装置可至少部分地行进出远侧出口 13,从而干预装置的至少一部分将处于超声换能器阵列 7 的视野内。

[0223] 图 10A 和 10B 示出了另一实施例,其中,导管包括位于导管的导管远端 2 附近的超声换能器阵列 7。导管还包括可操纵段 8 和腔 10。腔 10 可定尺寸为接纳合适的干预装置,该干预装置可插在导管的近端处且行进通过腔 10 并离开口 13。导管还可包括引导线接纳腔 16。引导线接纳腔 16 可包括近侧端口 15 和远侧端口 14,因此允许合适引导线众所周知的“快速更换”。

[0224] 如同图 11 和 11A 和 11B 中进一步示出的那样,导管可操纵段 8 可以任何合适方向弯曲。例如,如图 11A 所示,可操纵段 11A 弯离端口 13,且如图 11B 所示,可操纵段弯向端口 13。

[0225] 图 12 示出又一实施例。具体地说,导管 1 可包括位于导管 1 的远端 2 处的超声换能器阵列 7。电导线 4 附连至超声换能器阵列 7 且延伸至导管 1 的近端。腔 19 位于超声换能器阵列 7 的近侧,且包括近侧端口 46 和远侧端口 45。腔 19 可定尺寸为接纳合适的引导线和 / 或干预装置。腔 19 可由合适的聚合物管材料构成,诸如 ePTFE。电导线 4 可位于导管 1 的中心之处或附近。

[0226] 图 13 示出了用于操作导管的方法实施例的流程图,该导管具有位于其远端处的可偏转成像装置。该方法中的第一步骤 150 可以是使导管的远端从初始位置运动至所需位置,其中,在该运动步骤期间,可偏转成像装置位于第一位置。可偏转成像装置在处于第一位置时可以是侧视的。运动步骤可包括通过进入部位将导管引入体内,该进入部位小于可偏转成像装置的孔。运动步骤可包括使导管相对于其周围环境转动。

[0227] 下一步骤 152 可以是在运动步骤的至少一部分期间从可偏转成像装置获取图像数据。获取步骤可在可偏转成像装置位于第一位置的情况下实施。在运动步骤和获取步骤期间,可保持可偏转成像装置相对于导管远端的位置。因此,可使可偏转成像装置运动,并可获取图像而无需使可偏转成像装置相对于导管远端运动。在运动步骤期间,导管和因此可偏转成像装置可相对于其周围环境转动。这种转动可允许可偏转成像装置在运动步骤期间在横向于导管行进路径的多个不同方向上获取图像。

[0228] 下一步骤 154 可以是利用图像数据来确定导管何时位于所需位置。例如,图像数据可表示可偏转成像装置和因此导管远端相对于标记(例如解剖标记)的位置。

[0229] 下一步骤 156 可以是使可偏转成像装置从第一位置偏转至第二位置。偏转步骤可跟随运动步骤。可偏转成像装置在处于第二位置时可以是前视的。可偏转成像装置在处于第二位置时可以相对于导管的中心轴线成至少 45 度角。可选的是,在偏转步骤之后,可偏转成像装置可回到第一位置,且导管复位(例如,重复运动步骤 150、获取步骤 152 和利用步

骤 154)。一旦复位,就可重复偏转步骤 156 并可继续该方法。

[0230] 在一实施例中,导管可包括外部管状本体和启动装置,各自从导管的近端延伸至远端。在这个实施例中,偏转步骤可包括使外部管状本体和启动装置中至少一者的近端向外部管状本体和启动装置中另一者的近端平移。可偏转成像装置可通过铰链而可支承地互连至外部管状本体和启动装置中一者,偏转步骤还可包括响应于平移步骤将偏转力施加至铰链。此外,偏转步骤还可包括响应于平移步骤而开始将偏转力施加至铰链。可通过操纵与导管近端互连的手柄来施加和保持偏转力。而且,施加步骤可包括通过致动装置以平衡分布方式围绕外部管状本体的中心轴线使偏转力从导管的近端连通至远端。

[0231] 下一步骤 158 可以是使干预装置行进通过导管远端处的出口并进入处于第二位置的可偏转成像装置的成像视野。在行进步骤期间,可将成像视野保持成与导管的远端基本固定对齐。

[0232] 在行进和使用干预装置(例如为了实施手术、安装或取回装置、作出测量)之后,可通过退出口撤回干预装置。可偏转成像装置然后可返回到第一位置。铰链的弹性偏转量可有利于回到第一位置。例如,铰链可朝向将可偏转成像装置定位在第一位置而偏置。这样,当可偏转成像装置处于第二位置且移除偏转力时,可偏转成像装置可回到第一位置。在通过退出口撤回干预装置(并且可选地从整个导管撤回)且可偏转成像装置回到第一位置之后,则可复位和/或移除导管。

[0233] 如同上述的支承件 74、126 那样,下述的支承件可由任何合适材料制成,诸如形状记忆材料(例如镍钛诺)。本文所述的任何合适的管状本体可构造成包括任何合适的电气构造构件。例如,在下述实施例中合适的情况下,外部管状本体可包含与图 5E 的电互连构件相似的电互连构件。

[0234] 图 5B 至 5D 的支承件 74、图 6A 至 6C 的支承件 126 和本文所述的任何类似构造的支承件可包含参照图 5B 至 5D 所述的铰接部分 86 和参照图 6A 至 6C 所述的铰接部分 131 的变型。例如,图 14A 至 14C 示出了三个备选铰接部分设计。图 14A 示出了支承件 160,该支承件包括呈锥形的铰接部分 162a、162b——当离开托架部分 164 的距离沿着管状本体接口部分 166 的方向增大时,铰接部分 162a/b 变薄。

[0235] 图 14B 示出了支承件 168,该支承件包括扇贝状且设置在管状本体接口部分 172 的弯曲平面内的铰接部分 170a、170b。图 14C 示出了支承件 174,该支承件包括单个铰接部分 176。单个铰接部分 176 是扇贝状的,具有设置在其中点附近的窄部。此外,单个铰接部分 176 弯曲成:单个铰接部分 176 的一部分设置在由管状本体接口部分 178 限定且延伸自管状本体接口部分 178 的管子之内。图 14D 示出了支承件 179,该支承件包括铰接部分 181a、181b、管状本体接口部分 185 和托架部分 183。托架部分 183 包括平坦段 187 以及定向成大体垂直于平坦段 187 的两个侧面段 189a、189b。如图 14A 至 14D 所示的这些设计变型可提供令人满意的失效周期(例如弯曲周期)、侧向刚度和角弯曲刚度,同时将应变和塑性变形保持在可接受程度内。

[0236] 图 15 示出了支承件 180,该支承件包括一对锯齿状铰接部分 182a、182b。这个设计允许保持足够的铰接部分 182a、182b 宽度和厚度,同时允许较长的有效悬臂弯曲长度,因此降低了使托架部分 184 相对于管状本体接口部分 186 偏转所需的力水平。也可采用其它合适构造,其中可以增大有效悬臂弯曲长度(与平直铰接部分相比)。

[0237] 图 16 示出了导管 188, 该导管包括内部管状本体 190 和外部管状本体 192。支承可偏转构件 196 的支承件 194 附连至内部管状本体 190。支承件 194 包括管状本体接口部分 198, 该管状本体接口部分使用诸如夹紧或胶合的任何合适附连方法附连至内部管状本体 190。支承件 194 还包括两个铰接部分: 第一铰接部分 200a 和第二铰接部分(在图 16 中看不到, 这是由于其平行于第一铰接部分 200a 且位于第一铰接部分 200a 正后方的位置)。可偏转构件 196 包括末端部分 202, 该末端部分 202 例如可模制在第一铰接部分 200a 和第二铰接部分的端部 204 之上。末端部分 202 还可包含超声成像阵列、合适的电连接结构以及任何其它合适的部件。诸如本文所述的任何合适的电互连方案和任何合适的偏转致动方案可与图 16 的支承件 194 一起使用。

[0238] 图 17 示出了导管 206, 该导管包括内部管状本体 208 和外部管状本体 210。支承可偏转构件 214 的支承件 212 附连至内部管状本体 208。支承件 212 包括第一铰接部分 216a 和第二铰接部分 216b, 第一铰接部分 216a 和第二铰接部分 216b 允许可偏转构件 214 相对于内部管状本体 208 和外部管状本体 210 偏转。在图 17 中, 外部管状本体 210 已被切除以帮助该描述。支承件 212 还包括第一内部管状本体接口区域 218a。第一内部管状本体接口区域 218a 可设置在内部管状本体 208 的各层之间以将支承件 212 固定至内部管状本体 208。为了示出图 17 中的该附连, 内部管状本体 208 的、设置在第一内部管状本体接口区域 218a 之上的部分已被切除。第二内部管状本体接口区域附连至第二铰接部分 216b 且设置在内部管状本体 208 各层内, 因此在图 17 中看不到。内部管状本体接口区域可以使用任何合适的附连方法(例如胶合、钉合)附连至内部管状本体 208。支承件 212 还可包括端部 220。可偏转构件可包括末端部分 222, 该末端部分可模制在端部 220 之上以将可偏转构件 214 固定至支承件 212 (类似于参照图 16 所述)。末端部分 222 还可包含超声成像阵列、合适的电连接结构以及任何其它合适的部件。诸如本文所述的任何合适的电互连方案和任何合适的偏转致动方案可与图 17 的支承件 212 一起使用。在另一构造中, 支承件 212 可包括单个铰接部分。

[0239] 图 18A 和 18B 示出了导管 224, 该导管包括内部管状本体 226 和外部管状本体 228。支承件 230 附连至内部管状本体 226。支承件 230 由弯曲成形的线束构成以实施下述的功能。支承件 230 可构造成其由连续线圈制成(例如, 在成形期间, 用来制成支承件 230 的线束的两端可彼此附连)。支承件 230 包括管状本体接口部分 232, 该管状本体接口部分可以是可操作的而以任何合适的方式(例如夹紧和 / 或粘合)固定至内部管状本体 226。支承件 230 还包括两个铰接部分: 第一铰接部分 234a 和第二铰接部分(在图 18A 和 18B 中看不到, 这是由于其平行于第一铰接部分 234a 且位于第一铰接部分 200a 正后方的位置)。支承件 230 还包括阵列支承部分 236, 该阵列支承部分可操作以支承超声成像阵列 238。铰接部分允许超声成像阵列 238 相对于内部管状本体 226 和外部管状本体 228 的偏转。导管 224 还可包括系绳和 / 或电互连构件 240。导管 224 还可包括第二系绳和 / 或电互连构件(未示出)。如图 18A 和 18B 所示, 内部管状本体 226 相对于外部管状本体 228 的延伸(在图 18A 和 18B 中向左运动)可导致超声成像阵列 238 相对于外部管状本体 228 偏转。导管 224 还可包括末端部分(未示出), 该末端部分可模制在超声成像阵列 238、阵列支承部分 236 和任何其它合适部件之上。诸如本文所述的任何合适的电互连方案和任何合适的偏转致动方案可与图 18A 和 18B 的支承件 230 一起使用。

[0240] 返回简要参照图 5C 和 5D, 系绳 78 和柔性板 76 显示成互连于外部管状本体 79 和托架部分 88 之间。在图 5C 和 5D 的替代布置中, 系绳 78 和柔性板 76 的功能可组合起来。在这个设置中, 柔性板 76 也可充当系绳。也充当系绳的柔性板 76 可以是典型的柔性板, 或者它可以特别适配(例如增强)以充当系绳。在合适时, 可偏转构件和导管本体之间的柔性板或其它电互连构件也可充当系绳(例如, 在图 18A 和 18B 的导管 224 中可采用这个设置)。

[0241] 图 19A-19C 示出了导管 242, 该导管包括内部管状本体 244 和外部管状本体 246。内部管状本体延伸部 248 延伸自内部管状本体 244 的远端。内部管状本体延伸部 248 经由内部本体与阵列支承件枢轴 252 可枢转地互连至阵列支承件 250。内部管状本体延伸部 248 通常足够刚性以能使阵列支承件 250 枢转, 如下所述。阵列支承件 250 可支承超声成像阵列(在图 19A-19C 中未示出)。阵列支承件 250 可以是可操作的以相对于内部管状本体延伸部 248 绕内部本体与阵列支承件枢轴 252 枢转。导管 242 还可包括系绳 254。系绳可以具有足够的刚度, 从而当阵列支承件 250 枢转时, 系绳基本上不弯折。系绳 254 可包括两个单独构件(在图 19A 和 19B 中只能看到一个构件, 这是由于一个构件平行于另一构件且位于另一构件正后方)。在第一端部, 系绳 254 可以经由外部本体至系绳枢轴 256 可枢转地互连至外部管状本体 246。在第二端部, 系绳 254 可以经由系绳至阵列支承件 258 可枢转地互连至阵列支承件 250。如图 19C (沿图 19A 中剖面线 19C 的剖面图) 所示, 系绳 254 的两个构件可设置在系绳至阵列支承件 258 的各端。阵列支承件 250 可以是弯曲的, 系绳至阵列支承件 258 可经过阵列支承件 250 中的对应孔。其它枢轴 252、256 可以类似地构造。内部管状本体延伸部 248 可以类似于系绳 254 来构造: 内部管状本体延伸部 248 也可由两个构件构成, 这两个构件横跨阵列支承件 250 并互连至内部本体至阵列支承枢轴 252 的两端。

[0242] 为了使阵列支承件 250 相对于内部管状本体 244 和外部管状本体 246 枢转, 内部管状本体 244 沿共同中心轴线相对于外部管状本体 246 运动。如图 19A 和 19B 所示, 该相对运动与系绳 254 对于阵列支承件 250 上的枢轴 258 和外部管状本体 246 上的枢轴 256 之间固定距离的保持组合起来, 致使阵列支承件 250 围绕内部本体至阵列支承件枢轴 252 转动, 直到如图 19B 所示, 阵列支承件基本垂直于内部管状本体 244 和外部管状本体 246 的共同中心轴线。内部管状本体 244 沿相反方向的运动致使阵列支承件 250 枢转回到如图 19A 所示的位置。可以理解, 内部管状本体 244 可以延伸超过图 19B 所示的位置, 从而阵列支承件 250 枢转通过大于 90 度的角度。在一实施例中, 阵列支承件 250 可枢转通过接近 180 度的角度, 从而阵列支承件 250 的敞开部分大体朝上(例如, 沿与图 19A 所示相反的方向)。

[0243] 导管 242 还可包括末端部分(未示出), 该末端部分可模制在阵列支承件 250、超声成像阵列和任何其它合适部件之上。如同本文所述的那样, 任何合适的电互连结构可与图 19A 至 19C 的导管 242 一起使用。

[0244] 在图 19A 的实施例的一变型中, 内部管状本体延伸部 248 可用具有类似构造的外部管状本体延伸部来替换, 但该外部管状本体延伸部是外部管状本体 246 的一部分而非内部管状本体 244 的一部分。在这个变型中, 外部管状本体延伸部可以刚性地固定至外部管状本体 246 且类似于系绳 254 永久定位。在这个变型中, 外部管状本体延伸部以任何合适方式可枢转地互连至阵列支承件 250。这种可枢转互连结构可以设置成朝向阵列支承件 250 的近端(例如, 最靠近内部管状本体 244 的端部)。连杆可设置在阵列支承件 250 的近端和内部管状本体 244 之间, 从而当内部管状本体 244 相对于外部管状本体 246 行进时, 阵列支

承件 250 围绕在外部管状本体延伸部和阵列支承件 250 之间的可枢转接口而枢转。

[0245] 图 20A 和 20B 示出了导管 260, 该导管包括内部管状本体 262 和外部管状本体 264。外部管状本体 264 包括支承部分 266 和铰接部分 268, 该铰接部分设置在外部管状本体 264 的支承部分 266 和管状部分 270 之间。铰接部分 268 可将支承部分 266 大体定位成: 支承部分 266 与管状部分 270 对准, 如图 20A 所示。铰接部分 268 可以是弹性的, 铰接部分可在从对准位置偏转时施加回复力。例如, 当铰接部分 268 设置在图 20B 所示的位置时, 铰接部分 268 可促使支承部分 266 回到图 20A 所示的位置。铰接部分 268 可以是外部管状本体 264 的具有合适尺寸的部分, 和 / 或它可包括诸如支承构件的附加材料(例如用来增加刚度)。超声成像阵列 270 可互连至支承部分 266。连杆 274 可设置在内部管状本体 262 和支承部分 266 之间。连杆 274 可以足够刚性以抵抗弯折。连杆 274 可经由内部管状本体至连杆枢轴 276 附连至内部管状本体 262。连杆 274 可经由支承部分至连杆枢轴 278 附连至支承部分 266。

[0246] 为了使支承部分 266 及其附连的超声成像阵列 272 相对于内部管状本体 262 和外部管状本体 264 枢转, 内部管状本体 262 沿共同中心轴线相对于外部管状本体 264 运动。如图 20A 和 20B 所示, 该相对运动与连杆 274 的、对于枢轴 276、278 之间固定距离的保持组合起来致使支承部分 266 转动, 直到如图 20B 所示, 阵列支承件基本上垂直于内部管状本体 262 和外部管状本体 264 的共同中心轴线。内部管状本体 262 沿相反方向的运动致使支承部分 266 枢转回到如图 20A 所示的位置。

[0247] 导管 260 还可包括末端部分(未示出), 该末端部分可模制在支承部分 266、超声成像阵列 272 和任何其它合适部件之上。如同本文所述的那样, 任何合适的电互连结构可与图 20A 和 20B 的导管 260 一起使用。

[0248] 在图 20A 的实施例的第一变型中, 连杆 274 可用可弯曲构件替换, 该可弯曲构件在一端固定地附连至支承部分 266 并在另一端固定地附连至内部管状本体 262。这种可弯曲构件可在内部管状本体 244 相对于外部管状本体 246 行进时弯曲, 并允许支承部分枢转, 如图 20B 所示。在图 20A 的实施例的第二变型中, 支承部分 266 和铰接部分 268 可用例如类似于支承件 160、168、174 和 / 或 180 构造的单独构件来替换, 修改之处在于, 相应的管状本体接口部分的尺寸和构造设计成附连至外部管状本体 264。第一变型和第二变型可单独结合入一实施例, 或者两个变型都可结合入一实施例。

[0249] 图 21 示出了支承件 280, 该支承件可与导管一起使用, 其中, 导管包括内部管状本体、外部管状本体和超声成像阵列。支承件 280 包括近侧管状本体接口部分 282, 该近侧管状本体接口部分能使用诸如夹紧和 / 或胶合的任何合适附连方法附连至内部管状本体。支承件 280 还包括远侧管状本体接口部分 284, 该远侧管状本体接口部分能使用任何合适附连方法附连至外部管状本体。支承件 280 还包括用于支承超声成像阵列的阵列支承部分 286。支承件 280 还包括两个连杆: 第一连杆 288 和第二连杆。第二连杆包括两个部分, 连杆 290a 和连杆 290b。支承件 280 可构造成: 当近侧管状本体接口部分 282 相对于远侧管状本体接口部分 284 运动时, 阵列支承部分 286 可相对于近侧管状本体接口部分 282 和远侧管状本体接口部分 284 的共同轴线枢转。这个作用可通过选择连杆 288、290a、290b 合适的相对宽度和 / 或形状来实现。在支承件 280 的另一设置中, 近侧管状本体接口部分 282 可附连至外部管状本体, 远侧管状本体接口部分 284 可附连至内部管状本体。在这个实施例

中,近侧管状本体接口部分 282 和远侧管状本体接口部分 284 将定尺寸为分别附连至外部管状本体和内部管状本体。

[0250] 图 22A 和 22B 示出了导管 294,该导管包括内部管状本体 296 和外部管状本体 298。支承件 300 附连至内部管状本体 296。支承件 300 可类似于图 5B-5D 的支承件 74 来构造,但增加了槽口 302。导管 294 还可包括系绳 304,该系绳将外部管状本体 298 互连至支承件 300 的托架部分 306。在功能上,系绳 304 可实施与图 5B-5D 的系绳 78 类似的功能。系绳 304 例如可以由扁平带子(例如扁平管子)形成,该扁平带子包括高强度韧性含氟聚合物(HSTF)和膨胀氟化乙烯丙烯(EFEP)。系绳 304 可构造成它包括扁平部分 308 和致密部分 310。系绳 304 的致密部分 310 可通过在待致密区域扭转系绳 304 然后加热系绳 304 来形成。致密部分 310 在横截面上可以是大体圆形。或者,致密部分 310 可具有大体矩形横截面、或具有任何其它合适形状的横截面。在这点上,扁平部分 308 可以设置在外部管状本体 298 的各合适层之间而不会不可接受地影响外部管状本体 298 的直径和/或形状,同时致密部分 310 可以是大体圆形的,这例如可有助于插入和定位在槽口 302 内,并有助于避免与其它部件(例如电互连构件和/或支承件 300)的干涉。

[0251] 槽口 302 可构造成接纳系绳 304 的致密部分 310,使得致密部分 310 钩在槽口 302 上。因此,槽口 302 可构造成:它的开口通常比槽口 302 的最深部分(系绳 304 可趋于占据之处)更远离外部管状本体 298。因为系绳 304 通常将在托架部分 306 的偏转期间受拉,系绳 304 可趋于保持在槽口 302 内。末端 312 可形成在托架部分 306 之上,这样就有助于将致密部分 310 保持在槽口 302 内。如同注意到的那样,支承件 300 可类似于图 5B-5D 的支承件 74 构造,这样就可以类似方式致动(例如通过内部管状本体 296 相对于外部管状本体 298 的运动和支承件 300 的对应弯曲,如图 22B 所示)。导管 294 还可包括任何其它合适的部件。如同本文所述的那样,任何合适的电互连方案可与图 22A 和 22B 的导管 294 一起使用。

[0252] 图 23A 和 23B 示出了导管 316,该导管包括内部管状本体 318 和外部管状本体 320。支承件 322 附连至内部管状本体 318。支承件 322 可类似于图 5B-5D 的支承件 74 构造。导管 316 还可包括系绳套袋 324,该系绳套袋用来在内部管状本体 318 相对于外部管状本体 320 移动时致使支承件 322 的托架部分 326 相对于内部管状本体 318 偏转(如图 23B 所示)。在这点上,系绳套袋 324 实施与图 5B-5D 的系绳 78 相似的功能。系绳套袋 324 可以是大体管状的且具有封闭端部 328。一旦安装在导管 316 中,系绳套袋 324 就可包括管状部分 330 和塌陷部分 332。管状部分 330 可封围托架部分 326 和超声成像阵列 334。或者,管状部分 330 可封围托架部分 326 而不覆盖超声成像阵列 334。塌陷部分 332 可以大体呈塌陷管子形式,且可以任何合适方式固定至外部管状本体 320。在管状部分 330 和塌陷部分 332 之间,系绳套袋 324 可包括开口 336。开口 334 例如可通过在安装在导管 316 中之前、在管状系绳套袋 324 中切割一狭缝来形成。这种安装可包括使托架部分 326 通过开口 336 以将托架部分 326 设置在系绳套袋 324 的封闭端部 328 内。剩余的系绳套袋 324 (系绳套袋 326 未围绕托架部分 326 设置的部分)可塌陷以形成塌陷部分 332,并以任何合适方式附连至外部管状本体 320。系绳 324 例如可由以下材料形成:该材料包括夹在两个 EFEP 层之间的 HSTF 层。导管 316 还可包括任何其它合适的部件。如同本文所述的那样,任何合适的电互连方案可与图 23A 和 23B 的导管 316 一起使用。

[0253] 图 24A-24C 示出了导管 340, 该导管包括外部管状本体 342 和可塌陷内腔 344。在图 24A-24C 中, 以剖面示出了可塌陷内腔 344 和外部管状本体 342。导管 340 的所有其它示例部件在剖面中未示出。

[0254] 在插入患者体内时, 导管 340 可如图 24A 所示构造且超声成像阵列 348 设置在外部管状本体 342 内。超声成像阵列 348 可设置在末端部分 350 内。超声成像阵列 348 可以经由环 352 电气和机械互连至外部管状本体 342。可塌陷内腔 344 可以在如图 24A 所示末端部分 350 设置在外部管状本体 342 内时处于塌陷状态。可塌陷内腔 344 可以通过接头 354 互连至末端部分 350。当处于图 24A 所示的位置时, 超声成像阵列 348 可以是可操作的, 因此可生成图像以有助于在插入干预装置 356 之前和 / 或期间定位导管 340。

[0255] 图 24B 示出了在干预装置 356 移位末端部分 350 时的导管 340。在这点上, 当干预装置 356 行进通过可塌陷内腔 344 时, 干预装置 356 可将末端部分 350 推出外部管状本体 342 之外。

[0256] 图 24C 示出了在干预装置 356 已经推过可塌陷内腔 344 端部处的开口 358 之后的导管 340。末端部分 350 可借助两个部件之间的接头 354 保持连接至可塌陷内腔 344。一旦干预装置 356 延伸通过开口 358, 超声成像阵列 348 可以大体面向前(例如面向相对于导管 340 的远侧方向)。这种定位可通过合适构造的环 352 来促进。超声成像阵列 348 可通过环 352 中的合适电缆而保持电互连。导管 340 还可包括任何其它合适的部件。

[0257] 图 25A 和 25B 示出了导管 362, 该导管包括外部管状本体 364 和内部构件 366。在图 25A 和 25B 中, 外部管状本体 364 在剖面中示出。导管 362 的所有其它示例部件在剖面中未示出。内部构件 366 可包括末端部分 368 和中间部分 370, 该中间部分设置在内部构件 366 的末端部分 368 和管子部分 372 之间。中间部分 370 可构造成: 在基本缺乏外部施加力的情况下, 中间部分 370 将末端部分 368 相对于管子部分 372 定位成大约直角(如图 25B 所示)。在这点上, 当末端部分 368 设置在外部管状本体 364 中时, 外部管状本体 364 可包含末端部分 368 使得末端部分 368 保持与管子部分 372 对准, 如图 25A 所示。在一些实施例中, 外部管状本体 364 的端部可在结构上增强, 从而有助于在末端部分 368 设置在管子部分 372 中时保持末端部分 368 与管子部分 372 对准。末端部分 368 可包括超声成像阵列 374。末端部分 368 还可容纳电互连至超声成像阵列 374 的电互连构件(未示出)。电互连构件可继续通过中间部分 370 然后沿着内部构件 366。内部构件 366 还可包括穿过其中的腔 376。尽管示为单个元件, 但末端部分 368、中间部分 370 和管子部分 372 可以是在组装过程期间互连的离散部分。在这点上, 中间部分 370 可由具有记忆构造的形状记忆材料(例如镍钛诺)构成, 该记忆构造包括 90 度弯曲以如图 25B 所示定位末端部分 368。

[0258] 在使用中, 导管 362 可插入患者体内, 其中末端部分 368 设置在外部管状本体 364 内。一旦导管 362 处于所需位置, 内部构件 366 可相对于外部管状本体 364 行进和 / 或外部管状本体 364 可撤回使得末端部分 368 不再设置在外部管状本体 364 内。因此, 末端部分 368 可移动至部署位置(如图 25B 所示), 超声成像阵列 374 可用来产生导管 362 远侧的体积图像。干预装置(未示出)可行进通过腔 376。

[0259] 图 25C 示出了类似于图 25A 和 25B 的导管 362 的导管 362', 该导管 362' 具有不同定位的超声成像阵列 374'。超声成像阵列 374' 设置在末端部分 368' 上, 从而一旦末端部分 368' 偏转, 超声成像阵列 374' 就可枢转至至少部分后视位置。后视的超声成像阵

列 374' 可替代图 25A 和 25B 的超声成像阵列 374, 或者它可附加于图 25A 和 25B 的超声成像阵列 374。

[0260] 在合适时, 本文所述的其它实施例可包括可设置在后视位置的超声成像阵列。这些超声成像阵列可替代或附加于所述的超声成像阵列。例如, 图 1 所示的实施例可包括可设置在至少部分后视位置的超声成像阵列。

[0261] 图 26A 和 26B 示出了包括管状本体 382 和末端 384 的导管 380。在图 26A 和 26B 中, 管状本体 382 和末端在剖面中示出。导管 380 的所有其它示例部件在剖面中未示出。末端 384 可包括超声成像阵列 386。末端 384 例如可通过将末端 384 包覆模制在超声成像阵列 386 上来制成。末端 384 可通过临时结合 388 临时互连至管状本体 382, 以在导管 380 插入患者体内时保持末端 384 固定。临时结合 388 例如可通过粘合剂或可分开机械联接件来实现。任何其它实现可分开结合的合适方法可用于临时结合。为了有助于插入, 末端 384 可具有倒圆的远端。管状本体 382 包括用于引入干预装置或其它合适装置(未示出)的腔 390。导管 380 还包括电缆 392, 该电缆将末端 384 中的超声成像阵列 386 电互连至管状本体 382 壁内的电互连构件(未示出)。当末端临时附连至管状本体 382 时, 电缆 392 可设置在腔 390 的一部分内, 如图 26A 所示。管状本体 382 可包括沿管状本体 382 的长度延伸的管状本体通道 394。对应的末端通道 396 可设置在末端 384 内。管状本体通道 394 和末端通道 396 可以一起构造成接纳致动构件, 诸如扁平 398。扁平线 398 可构造成: 在基本缺乏外部施加力的情况下, 扁平线 398 将末端 384 相对于管子本体 382 定位成大约直角(如图 26B 所示)。在这点上, 扁平线 398 可由具有记忆构造的形状记忆材料(例如镍钛诺)构成, 该记忆构造包括如图 25B 所示的 90 度弯曲。而且, 扁平线 398 可构造成: 扁平线 398 是可操作的以行进通过管状本体通道 394 和末端通道 396。

[0262] 在使用中, 导管 380 可插入患者体内, 其中末端 384 临时结合至管状本体 382。当处于图 26A 所示的位置时, 超声成像阵列 386 可以是可操作的, 因此可生成图像以有助于在插入导管 380 期间定位导管 380。一旦导管 380 处于所需位置, 扁平线 398 可通过管状本体通道 394 和末端通道 396 相对于管状本体 382 行进且进入末端。一旦扁平线 398 接触末端通道 396 的端部(和 / 或一旦扁平线 398 和末端 384 之间的摩擦达到预定阈值), 施加至扁平线 398 的附加插入力就可致使临时结合 388 失效并从管状本体 382 释放末端 384。一旦释放, 扁平线 398 相对于管状本体 382 的进一步行进就可导致末端 384 推离管状本体 382。一旦从管状本体 382 释放, 扁平线 398 的、在末端 384 和管状本体 382 之间的区段就可恢复所记忆的形状, 该记忆形状可致使末端 384 如图 26B 所示移位。在这个位置, 超声成像阵列 386 可用来产生导管 380 远侧的体积图像。干预装置(未示出)可行进通过腔 376。此外, 断开临时结合 388 所需的力可被选定为: 扁平线 398 终止于以如下程度压配入末端通道 396, 该程度允许扁平线 398 的后续撤回将末端 384 牵拉到管状本体 382 的端部附近, 从而进一步定位导管 380 和从患者取出导管 380。

[0263] 图 27A 至 27C 示出包括管状本体 404 的导管 402。在图 27A 至 27C 中, 管状本体 404 在剖面中示出。导管 402 的所有其它示例部件在剖面中未示出。第一控制电缆 406 和第二控制电缆 408 设置在管状本体 404 的一部分内。第一控制电缆 406 和第二控制电缆 408 可操作地互连至超声成像阵列 410 的相反两端。控制电缆 406、408 各自具有合适的刚度, 从而通过使第一控制电缆 406 相对于第二控制电缆 408 运动, 就可操纵超声成像阵列 410 相

对于管状本体 404 的位置。如图 27A 所示,控制电缆 406、408 可设置成:超声成像阵列 410 指向第一方向(如图 27A 所示向上)。通过使第一控制电缆 406 沿远侧方向相对于第二控制电缆 408 运动,超声成像阵列 410 可被调节成指向远侧方向(如图 27B 所示)。通过使第一控制电缆 406 进一步沿远侧方向相对于第二控制电缆 408 运动,超声成像阵列 410 可被调节成指向与第一方向相反的方向(如图 27C 所示向下)。可以认识到,也可实现所示各位置之间的任何位置。还可以意识到,超声成像阵列 410 的上述各位置可通过控制电缆 406、408 的相对运动来实现,这样可通过将控制电缆 406、408 中一者相对于管状本体 404 锚固并使控制电缆中另一者运动或者通过使控制电缆 406、408 同时运动来实现。控制电缆 406、408 中的至少一者可包括电导体以电互连至超声成像阵列 410。

[0264] 第一控制电缆 406 可附连至第一半杆 412。第二控制电缆 408 可附连至第二半杆 414。半杆 412、414 可各自是半圆柱体,这些半圆柱体构造成当彼此靠近时,它们形成直径约等于管状本体 404 内直径的圆柱体。半杆 412、414 可由柔性和 / 或光滑材料(例如 PTFE)制成,并且可以是可操作的以与管状本体 404 一起弯曲(例如当导管 402 设置在患者体内时)。半杆 412、414 可设置在导管 402 的远端附近,第二半杆 414 可相对于管状本体 404 固定,而第一半杆 412 可相对于管状本体 404 保持可运动的。而且,诸如扁平线等的致动器(未示出)可附连至第一半杆 412 且沿管状本体 404 的长度延伸,从而能让使用者相对于第二半杆 414 移动第一半杆 412,因此操纵超声成像阵列 410 的位置。

[0265] 超声成像阵列 410 的复位已被描述成:第一半杆 412 运动,同时第二半杆 414 相对于管状本体 404 保持静止。在替代实施例中,超声成像阵列 410 可通过以下来复位:移动第二半杆 414 同时使第一半杆 412 保持静止,或者同时或依次移动第一半杆 412 和第二半杆 414,或者同时和依次的组合。

[0266] 图 28A 和 28B 示出了导管 418,该导管包括外部管状本体 420 和内部管状本体 422。内部管状本体 422 可包括穿过其中的腔。导管 418 还包括末端部分 424,该末端部分包括超声成像阵列 426。末端部分 424 通过末端支承件 428 互连至外部管状本体 420。末端支承件 428 可包括电互连构件(例如柔性板、电缆)以电互连至超声成像阵列 426。尽管示为单件,但外部管状本体 420、末端支承件 428 和末端部分 424 也可各自是单独部件,它们在组装过程中结合在一起。末端部分 424 的一端可结合至末端支承件 428,另一端可在铰链 430 处结合至内部管状本体 422 的远端。铰链 430 可允许末端部分 424 相对于内部管状本体 422 绕铰链 430 转动。末端支承件 428 可以具有均匀的或不均匀的预定刚度,从而有利于如图 28A 所示的定位(例如,末端部分 424 与内部管状本体 422 轴向对准)。末端支承件 428 可包括形状记忆材料。

[0267] 在图 28A 和 28B 的实施例和本文所述所有其它合适实施例中,铰链 430 或其它合适铰链可以是活页铰链,其在本领域也称为“活”铰链,并可由任何合适材料构成(例如铰链可以是聚合物铰链)。采用一个或多个活页铰链的实施例可包括可弯曲的聚合物元件。活页铰链的一些实施例可具有铰链线,该铰链线的厚度等于或小于导管本体的约一半直径,包括等于或小于约 50%、45%、40%、35%、30%、25%、20%、15%、10% 或 5%,或可落入这些值中任意两值之内或之外。铰链 430 或其它合适铰链可以是实铰链,并可包括诸如销和对应孔和 / 或环的多个部件。

[0268] 在插入患者体内期间,导管 418 可如图 28A 所示布置,其中,末端部分 424 与内部

管状本体 422 轴向对准,并且超声成像阵列 426 的视野指向成垂直于导管 418 的纵向轴线(如图 28A 所示向下)。在这点上,导管 418 可被基本包含在等于外部管状本体 420 的外直径的直径内。根据需要,末端部分 424 可相对于内部管状本体 422 枢转以改变超声成像阵列 426 的视野方向。例如,通过使内部管状本体 422 相对于外部管状本体 420 朝远侧运动,末端部分 424 可枢转至如图 28B 所示的位置,从而超声成像阵列 426 的视野向上指向。可以理解,图 28A 和 28B 所示位置之间的各位置可在转动期间实现,包括以下位置:末端部分 424 竖直设置(相对于图 28A 和 28B 所示位置)且超声成像阵列 426 的视野指向远侧。还可以理解,一旦末端部分 424 竖直设置,内部管状本体 422 的腔的远端就完全不被末端部分 424 阻塞,然后干预装置可插入通过腔。

[0269] 在图 28A 和 28B 实施例的一变型中,内部管状本体可以是可塌陷的腔。在这个实施例中,干预装置的引入可用来将末端部分 424 部署至远侧视位置,可塌陷腔的后续撤回可用来使末端部分 424 返回到图 28A 的位置。

[0270] 在图 28A 和 28B 实施例的另一变型中,末端支承件 428 可包括加固构件 432。加固构件 432 可构造成它在导管 418 部署期间保持平直。这样,在末端部分 424 枢转期间,末端支承件 428 可基本上只在加固构件 432 与末端部分 424 之间的区域和在加固构件 432 与外部管状本体 420 之间的区域中弯曲。

[0271] 图 29A 和 29B 示出了导管 436,该导管包括外部管状本体 438 和内部管状本体 440。内部管状本体 440 可包括穿过其中的腔。导管 436 还包括互连至末端支承件 444 的超声成像阵列 442。末端支承件 444 在铰链 446 处互连至内部管状本体 440 的远端。铰链 446 可允许末端支承件 444 相对于内部管状本体 440 绕铰链 446 转动。电互连构件 448 可电互连至超声成像阵列 442。电互连构件 448 连接至超声成像阵列 442 的远端。电互连构件 448 可在末端支承件的、与超声成像阵列 442 相反的一侧上结合或以其它方式固定至末端支承件 444 的一部分 450。电互连构件 448 可包括在超声成像阵列 442 的连接结构和结合部分 450 之间的环 452。结合部分 450 借助其相对于末端支承件 444 的固定位置可用作应变释放装置,防止与超声成像阵列 442 枢转相关联的应变通过电互连构件 448 平移至环 452 和阵列 442。电互连构件 448 的系绳部分 454 可设置在结合部分 450 和电互连构件 448 进入外部管状本体 436 的位置之间。系绳部分 454 可以是电互连构件 448 的未修改部分,或者它可作修改(例如结构增强)以适应由于其充当系绳而造成的附加力。末端支承件 444 和超声成像阵列 442 可被包封或以其它方式设置在末端(未示出)内。

[0272] 在插入患者体内期间,导管 436 可如图 29A 所示设置,其中,超声成像阵列 442 与内部管状本体 440 轴向对准,并且超声成像阵列 442 的视野指向成垂直于导管 436 的纵向轴线(如图 29A 所示向下)。在这点上,导管 436 可被基本包含在等于外部管状本体 438 的外直径的直径内。根据需要,通过使内部管状本体 440 相对于外部管状本体 438 朝远侧运动,超声成像阵列 442 可相对于内部管状本体 440 枢转。由于超声成像阵列 442 的运动受系绳部分 454 约束,这种相对运动将致使超声成像阵列 442 绕铰链 446 枢转。通过使内部管状本体 440 相对于外部管状本体 438 朝近侧运动,超声成像阵列 442 可返回到图 29A 所示的位置。

[0273] 图 30A 和 30B 示出了导管 458,该导管包括外部管状本体 460 和内部管状本体 462。内部管状本体 462 可包括穿过其中的腔。导管 458 还包括设置在末端部分 464 内的超声成

像阵列 466。末端部分 464 在铰链 468 处互连至内部管状本体 462 的远端。铰链 468 可允许末端部分 464 相对于内部管状本体 462 绕铰链 468 转动。导管 458 还可包括系绳 470。系绳 470 可在末端锚固位置 472 锚固至末端部分 464 的远侧区域。系绳 470 可在外部管状本体锚固位置 474 锚固至外部管状本体 460 的远端。如同本文所述的那样,任何合适的电互连方案可与图 30A 和 30B 的导管 458 一起使用。

[0274] 在插入患者体内期间,导管 458 可如图 30A 所示设置,其中,末端部分 464 与内部管状本体 462 轴向对准,并且超声成像阵列 466 的视野指向成垂直于导管 458 的纵向轴线(如图 30A 所示向下)。末端部分 464 的这种定位可通过弹簧或将末端部分 464 偏置朝向图 30A 所示位置的其它合适机构或部件来促进。在这点上,导管 458 可被基本包含在等于外部管状本体 460 的外直径的直径内。根据需要,通过使外部管状本体 460 相对于内部管状本体 462 朝近侧运动,末端部分 464 可相对于内部管状本体 462 枢转。由于末端部分 464 的运动受铰链 468 约束,这种相对运动将导致末端部分 464 绕铰链 468 枢转。通过使外部管状本体 460 相对于内部管状本体 462 朝远侧运动并允许偏置机构或部件使末端部分 464 返回到图 30A 所示的位置,末端部分 464 可返回到图 30A 所示的位置。在另一实施例中,系绳 470 可具有足够的刚度,从而基本不需要将末端部分 464 偏置到图 30A 所示的位置。

[0275] 可以认识到,图 29A 和 30A 的铰链 446、468 分别(在合适时,连同本文所述的任何其它铰链)可呈活页铰链的形式,诸如图 14C 所示作为支承件 174 一部分的活页铰链。采用一个或多个活页铰链的实施例可包括可弯曲的聚合物元件。活页铰链的一些实施例可具有铰链线,该铰链线的厚度等于或小于导管本体的约一半直径,包括等于或小于约 50%、45%、40%、35%、30%、25%、20%、15%、10% 或 5%,或可落入这些值中任意两值之内或之外。还可以认识到,图 29A 和 30A 的铰链 446、468 分别可呈分别作为内部管状本体 440、462 的部分的活页铰链和阵列支承件的形式。这些还充当阵列支承件的内部管状本体将在构造上类似于图 20B 所示具有支承部分 266 的外部管状本体 264。

[0276] 图 31A 和 31B 示出了图 30A 和 30B 的导管 458 及其部件,但增加了弹性管子 478。弹性管子 478 可充当偏置机构以将末端部分 464 偏置朝向图 31A 所示的位置。弹性管子 478 也可有助于使导管 458 对于其所插入的血管较无创伤。弹性管子 478 例如可包括弹性材料,该弹性材料能够在末端部分 464 偏转时如图 31B 所示变形,并且一旦移除或减小偏置力就恢复到图 31A 所示的状态(例如此时外部管状本体 460 相对于内部管状本体 462 返回到图 31A 所示的位置)。为了保持将干预装置引入通过内部管状本体 462 的腔的能力,弹性管子 478 可包括开口 480。当处于如图 31B 所示的位置时,开口 480 可与腔对准,因此不与部署通过腔的干预装置相干涉。弹性管子 478 可以诸如收缩配合、结合、焊接或粘合剂的任何合适方式互连至内部管状本体 462 和末端部分 464。尽管示为占据超声成像阵列 466 的视野,但弹性构件 478 可设置成它不在超声成像阵列 466 的视野内。这可通过相对于图示重新构造弹性构件 478 和 / 或通过相对于图示重新定位超声成像阵列 466 来实现。可在本文所述的任何合适实施例中,使用弹性构件 478 或类似的、适当修改的弹性构件。

[0277] 图 32A 和 32B 示出了导管 484,该导管包括外部管状本体 486 和内部管状本体 488。内部管状本体 488 可包括穿过其中的腔。导管 484 还包括互连至电互连构件 492 的超声成像阵列 490。电互连构件 492 例如可呈柔性板的形式,该柔性板在一端互连至外部管状本体 486 内螺旋卷绕的电互连构件,并在另一端互连至超声成像阵列 490。导管 484 还包括系绳

494, 该系绳在一端在系绳至阵列锚固点 496 处锚固至电互连构件 492 和 / 或超声成像阵列 490 的远端。在另一端, 系绳 494 可在系绳至内部管状本体锚固点 498 处锚固至内部管状本体 488。如图 32A 所示, 系绳 494 可设置成: 当超声成像阵列 490 与内部管状本体 488 对准时, 系绳 494 绕弯折启动器 500 弯曲。电互连构件 492 既可提供至超声成像阵列 490 的电连接, 又可充当弹簧构件以将超声成像阵列 490 偏置朝向图 32A 所示的位置(即与内部管状本体 488 对准)。为了实现这个, 电互连构件 492 可包括加固件和 / 或弹簧件, 该加固件和 / 或弹簧件在超声成像阵列 490 和外部管状本体 486 之间的区域互连至电互连构件 492。末端(未示出)可模制在超声成像阵列 490 之上。

[0278] 在插入患者体内期间, 具有合适构造末端(未示出)的导管 484 可如图 32A 所示设置, 其中, 超声成像阵列 490 与内部管状本体 488 轴向对准, 并且超声成像阵列 490 的视野指向成大体垂直于导管 484 的纵向轴线(如图 32A 所示向下)。在这点上, 导管 484 可被基本包含在等于外部管状本体 486 的外直径的直径内。根据需要, 通过使内部管状本体 440 相对于外部管状本体 486 朝近侧运动, 超声成像阵列 490 可相对于内部管状本体 488 枢转。这种相对运动将系绳 494 设置成受拉, 导致系绳 494 施加在弯折元件 500 上的向下力。该向下力可导致电互连构件 492 以受控方式弯折, 使得电互连构件 492 沿顺时针方向枢转(相对于图 32A 的视图)。一旦弯折已经开始, 内部管状本体 488 的继续相对运动可导致超声成像阵列 490 枢转至如图 32B 所示的前视位置。通过使内部管状本体 488 相对于外部管状本体 438 朝远侧运动, 超声成像阵列 490 可回到图 32A 所示的位置。在这种情况下, 电互连构件 492 的前述偏置可导致超声成像阵列 490 返回到图 32A 所示的位置。

[0279] 可以认识到, 在合适时, 设置在管状本体和相对于管状本体运动的超声成像阵列之间的、本文所述电互连构件可构造成附加地充当偏置构件(诸如以上参照图 32A 和 32B 所述)。

[0280] 图 33A 和 33B 示出了导管 504, 该导管包括外部管状本体 506 和内部管状本体 508。内部管状本体 508 可包括穿过其中的腔。在图 33A 和 33B 中, 外部管状本体 506 在剖面中示出。导管 504 的所有其它示例部件在剖面中未示出。外部管状本体 506 包括支承部分 510 和铰接部分 512, 该铰接部分设置在外部管状本体 506 的支承部分 510 和管状部分 514 之间。铰接部分 512 可大体约束支承部分 510 相对于管状部分 514 的枢转运动(即, 图 33A 所示位置和图 33B 所示位置之间的枢转)。

[0281] 如图 33A 和 33B 所示, 铰接部分 512 可以是外部管状本体 506 的具有合适尺寸的部分, 和 / 或它可包括诸如支承构件的附加材料(例如用来增加刚度)。在图 33A 和 33B 的实施例的一变型中, 支承部分 510 和铰接部分 512 可用例如类似于支承件 160、168、174 和 / 或 180 构造的单独构件来替换, 修改之处在于, 相应的管状本体接口部分的尺寸和构造设计成附连至外部管状本体 506。

[0282] 超声成像阵列 516 可互连至支承部分 510。第一系绳 518 的第一端可互连至内部管状本体 508 的远端, 第一系绳 518 的第二端可互连至支承部分 510 的近端。第二系绳 520 的第一端可互连至内部管状本体 508, 第二系绳 520 的第二端可互连至支承部分 510 的远端。第二系绳可穿过外部管状本体 506 中通孔 522。

[0283] 为了使支承部分 510 及其附连的超声成像阵列 516 从图 33A 所示位置(例如与内部管状本体 508 对准)枢转至图 33B 所示位置(例如垂直于导管 504 的纵向轴线且是前视

的),内部管状本体 508 相对于外部管状本体 506 朝远侧运动。这种运动导致第二系绳 520 通过通孔 522 回撤入外部管状本体 506 的内部。当第二系绳通过通孔 522 回撤时,系绳的在通孔 522 和支承部分 510 远端之间的有效长度缩短,致使支承部分 510 枢转。为了使支承部分 510 从图 33B 所示位置返回到图 33A 所示位置,内部管状本体 508 相对于外部管状本体 506 朝近侧运动。这种运动导致内部管状本体 508 将支承部分 510 (借助它们经由第一系绳 518 的互连)拉回朝向支承部分 510 与内部管状本体 508 对准的位置。可以认识到,当由于内部管状本体 508 相对于外部管状本体 506 运动而致使系绳 518、520 中一者受拉时,在系绳 518、520 中另一者中释放拉力。在导管 504 的另一构造中,第一系绳 518 和第二系绳 520 可组合成单个系绳,该单个系绳如图所示沿内部管状本体 508 锚固且沿支承部分 510 穿入。这种系绳可在单个位置锚固至支承部分 510。

[0284] 导管 504 还可包括末端部分(未示出),该末端部分可模制在支承部分 510、超声成像阵列 516 和 / 或任何其它合适部件之上。如同本文所述的那样,任何合适的电互连结构可与图 33A 和 33B 的导管 504 一起使用。

[0285] 图 34A 和 34B 示出了导管 526,该导管 526 是图 33A 和 33B 的导管 504 的一变型。这样,类似的部件类似地进行标记,将不再参照图 34A 和 34B 进行论述。第一系绳 528 的第一端可互连至内部管状本体 508 的侧壁,第一系绳 528 的第二端可互连至铰接部分 512 的远侧位置。第二系绳 530 的第一端可在沿内部管状本体 508 长度的、与通孔 522 位置相对应的位置互连至内部管状本体 508 的侧壁,第二系绳 520 的第二端可互连至支承部分 510 的远端。第二系绳可穿过外部管状本体 506 中通孔 522。内部管状本体 508 可设置成:内部管状本体 508 的远侧部分从外部管状本体 506 的远端朝远侧延伸。内部管状本体 508 可相对于外部管状本体 506 转动。

[0286] 随着支承部分 510 如图 34A 所示与管状部分 514 对准,系绳 528、530 可如下设置。第一系绳 528 可至少部分地包裹且锚固至内部管状本体 508 的外周界。第二系绳 530 可沿与第一系绳 528 相反的方向至少部分地包裹且锚固至内部管状本体 508 的外周界。如图 34A 所示,当从内部管状本体 508 远端远侧的位置观察且朝向内部管状本体 508 的远端看时(这里称为端视图),第一系绳 528 沿顺时针方向部分地绕内部管状本体 508 包裹,第二系绳 530 沿逆时针方向部分地绕在内部管状本体 508 包裹。系绳 528、530 可呈绳索状构件的形式,其能沿其长度传送拉力并能顺从地绕内部管状本体 508 包裹。在一设置中,系绳 528、530 可呈绕内部管状本体 508 卷绕的弹簧的形式。

[0287] 为了使支承部分 510 及其附连的超声成像阵列 516 从图 34A 所示位置(例如与内部管状本体 508 对准)枢转至图 34B 所示位置(例如垂直于导管 526 的纵向轴线且是前视的),内部管状本体 508 相对于外部管状本体 506 逆时针(从端视图中看)转动。这种转动导致第二系绳 530 由于其绕内部管状本体 508 包裹而通过通孔 522 回撤入外部管状本体 506 的内部。当第二系绳通过通孔 522 回撤时,系绳的、在通孔 522 和支承部分 510 远端之间的有效长度缩短,致使支承部分 510 枢转。同时,第一系绳 528 从内部管状本体 508 解除包裹。为了使支承部分 510 从图 34B 所示位置回到图 34A 所示位置,内部管状本体 508 相对于外部管状本体 506 顺时针(从端视图中看)转动。这种转动导致第一系绳 528 绕内部管状本体 508 包裹,因此将支承部分 510 拉回朝向图 34A 所示的位置。同时,第二系绳 530 从内部管状本体 508 解除包裹。在导管 526 构造成支承部分 510 朝向图 34A 所示位置偏置的

情况下,第一系绳 528 可能是不必要的(例如,通过解除包裹第二系绳 530,偏置可足以使支承部分 510 返回到图 34A 所示位置)。沿着相同的线,在导管 526 构造成支承部分 510 朝向图 34B 所示位置偏置的情况下,第二系绳 530 可能是不必要的(例如,通过解除包裹第一系绳 528,偏置可足以使支承部分 510 回到图 34B 所示位置)。类似地,在支承部分 510 朝向图 33A 所示位置偏置的情况下,图 33A 和 33B 的导管 504 的第一系绳 518 可能是不必要的,并且在支承部分 510 朝向图 33B 所示位置偏置的情况下,图 33A 和 33B 的导管 504 的第二系绳 520 可能是不必要的。

[0288] 导管 526 还可包括末端部分(未示出),该末端部分可模制在支承部分 510、超声成像阵列 516 和 / 或任何其它合适部件之上。如同本文所述的那样,任何合适的电互连结构可与图 34A 和 34B 的导管 526 一起使用。

[0289] 图 35A 和 35B 示出了导管 534,该导管包括外部管状本体 536 和内部管状本体 538。内部管状本体 538 可包括穿过其中的腔。外部管状本体 536 包括支承部分 540 和铰接部分 544。铰接部分 544 可偏置成:铰接部分 544 将支承部分 540 大体定位成在基本缺乏外部施加力的情况下支承部分 540 相对于内部管状本体 538 成大约直角(如图 35B 所示)。超声成像阵列 542 可互连至支承部分 540。铰接部分 544 可以是外部管状本体 536 的具有合适尺寸的部分,和 / 或它可包括附加材料(例如用来增加刚度)。

[0290] 导管 534 包括设置在铰接部分 544 的远侧部分和内部管状本体 538 之间的系绳 546。系绳 546 可至少部分地包裹且锚固至内部管状本体 538 的外周界。系绳 546 可呈绳索状构件的形式,其能沿其长度传送拉力并能顺从地绕内部管状本体 538 包裹。

[0291] 为了使支承部分 540 及其附连的超声成像阵列 542 从图 35A 所示位置(例如与内部管状本体 538 对准)枢转至图 35B 所示位置(例如垂直于导管 534 的纵向轴线且是前视的),内部管状本体 538 可相对于外部管状本体 536 顺时针(从端视图中看)转动。由于铰接部分 544 的前述偏置,这种转动导致系绳 546 从内部管状本体 538 解除包裹且支承部分 540 移向图 35B 所示的位置。

[0292] 为了使支承部分 540 从图 35B 所示位置回到图 35A 所示位置,内部管状本体 538 可相对于外部管状本体 536 逆时针(从端视图中看)转动。这种转动导致系绳 546 绕内部管状本体 538 包裹,因此将支承部分 540 拉回朝向图 35A 所示的位置。

[0293] 导管 534 还可包括至超声成像阵列 542 的任何合适电互连,包括本文所述的合适连接方案。在图 35A 的实施例的一变型中,支承部分 540 和铰接部分 544 可用例如类似于支承件 160、168、174 和 / 或 180 构造的单独构件来替换,修改之处在于,相应的管状本体接口部分的尺寸和构造设计成附连至外部管状本体 536。

[0294] 在使用中,导管 534 可插入患者体内,其中末端部分 540 与外部管状本体 536 对准。一旦导管 534 处于所需位置,内部管状本体 538 可相对于外部管状本体转动,从而允许铰接部分 544 以使支承部分 540 相对于导管 534 纵向轴线运动至所需角度。干预装置(未示出)可行进通过内部管状本体 538 内的腔。

[0295] 图 36A 至 36C 示出包括管状本体 554 的导管 552。管状本体 554 包括通过其中的腔 556。管状本体 554 还包括延伸通过管状本体 554 的侧壁的通道 558。臂 560 的近端附连至管状本体 554,使得臂 560 可相对于管状本体 554 枢转。臂 560 可以有足够的刚度以允许超声成像阵列 562 枢转,如下所述。超声成像阵列 562 的远端可互连至臂 560 的远端,

从而当超声成像阵列 562 与管状本体 554 对准时,超声成像阵列 562 的后面(如图 36A 所示指向向上的定向)可大体平行于臂 560。导管 552 还包括沿通道 558 延伸的推线 564。推线 564 的远端互连至超声成像阵列 562 的近端。推线 564 的远端和超声成像阵列 562 的近端之间的互连可以是如图 36A 至 36C 所示的刚性连接,或者它可以是铰接连接或任何其它合适类型的连接。推线 564 和超声成像阵列 562 之间的互连位置比起靠近超声成像阵列 562 的后面更靠近超声成像阵列 562 的前面(如图 36A 所示指向向下的定向)。这种设置有助于通过将较大扭矩施加在超声成像阵列 562 上来将超声成像阵列 562 初始移离图 36A 所示的位置,此时的扭矩比推线 564 接近于与臂 560 共线所实现的扭矩大。

[0296] 为了使超声成像阵列 562 从图 36A 所示位置(例如与管状本体 554 对准)枢转至图 36B 所示位置(例如垂直于导管 552 的纵向轴线且是前视的),推线 564 可相对于管状本体 554 行进。如图 36A 和 36B 所示,这种相对运动,与臂 560 对于其与管状本体 554 的附连位置和超声成像阵列 562 的远端之间固定距离的保持组合起来,可导致超声成像阵列 562 枢转至图 36B 的前视位置。可以认识到,推线 564 将具有合适的裂断强度以转移必要程度的力,从而如图所示使超声成像阵列 562 运动。为了使超声成像阵列 562 从图 36B 所示位置返回到图 36A 所示位置,推线 564 可被撤回。

[0297] 导管 552 还可包括至超声成像阵列 562 的任何合适电互连,包括本文所述的合适连接方案。例如,电互连构件可沿着臂 560 设置,且可将超声成像阵列 562 电互连至设置在管状本体 554 壁内的电互连构件。末端(未示出)可模制在超声成像阵列 562 之上。

[0298] 导管 552 还可以是可操作的以将超声成像阵列 562 部署至图 36C 所示位置,其中,超声成像阵列 562 面向与图 36A 所示插入位置基本相反的方向。这可通过使推线 564 相对于管状本体 554 继续行进越过图 36B 所示位置来实现。可以认识到,推线 564 的进一步行进可产生超声成像阵列 562 越过图 36C 所示的进一步枢转。还可以意识到,超声成像阵列 562 可以定位在所述各位置之间的任何中间位置。

[0299] 图 37A 和 37B 示出了导管 568,该导管 568 是图 36A 和 36B 的导管 552 的一变型。这样,类似的部件类似地进行标记,将不再参照图 37A 和 37B 进行论述。臂 570 附连至管状本体 554 的远端。臂 570 例如可呈柔性板的形式,该柔性板包括互连至超声成像阵列 562 的电导体。在臂 570 包括柔性板的实施例中,柔性板可包括增强或其它构件以有利于如下所述使用柔性板(例如用作铰链)。臂 570 可以有足够的柔性以允许超声成像阵列 562 枢转,如下所述。臂 570 可沿着超声成像阵列 562 的后面连接至超声成像阵列 562。导管 568 还包括沿通道 558 延伸的推线 572。推线 572 的远端互连至超声成像阵列 562 的近端,如同在图 36A 和 36B 的导管 552 中那样。

[0300] 为了使超声成像阵列 562 从图 37A 所示位置枢转至图 37B 所示位置,推线 572 可相对于管状本体 554 行进。如图 37A 和 37B 所示,该相对运动与臂 570 的柔性组合起来可导致超声成像阵列 562 枢转至图 37B 的前视位置。为了使超声成像阵列 562 从图 37B 所示位置返回到图 37A 所示位置,推线 572 可被撤回。末端(未示出)可模制在超声成像阵列 562 之上。

[0301] 图 38A 和 38B 示出了在某些程度上类似于图 7A 至 8D 的导管的导管 576,其中,各部件的相对运动可导致外部管状本体 578 的可偏转部分将超声成像阵列偏转至前视位置。在导管 576 的情况下,超声成像阵列可包括第一成像阵列 586a 和第二成像阵列 586b。如

图 38A 所示,导管 576 的引入构造(例如导管 576 在其被引入患者体内时的构造)包括处于背靠背关系的第一成像阵列 586a 和第二成像阵列 586b,至少部分塌陷的内部管状本体 580 位于成像阵列 586a、586b 之间。内部管状本体 580 可包括穿过其中的腔 582。外部管状本体 578 和内部管状本体 580 可在导管 576 的远端 584 处的单个位置彼此固定。

[0302] 为了使成像阵列 586a、586b 从图 38A 所示位置(例如侧视的)运动至图 38B 所示位置(例如前视的),可将外部管状本体 578 的近端朝远侧推动,同时保持内部管状本体 580 的位置(和/或可将内部管状本体 580 的近端朝近侧抽动,同时保持外部管状本体 578 的位置)。这种相对运动可导致外部管状本体 578 的接触成像阵列 586a、586b 的各部分向外移位,因此使成像阵列 586a、586b 枢转至如图 38B 所示的前视位置。为了有助于控制成像阵列 586a、586b 的运动,外部管状本体 578 可包括第一刚性部分 588(例如具有足够刚度以实施本文所述的功能),该第一刚性部分在成像阵列 586a、586b 枢转时保持基本平直。第一刚性部分 588 可通过将合适的加固构件增加至外部管状本体 578 来形成。此外,外部管状本体 578 可包括设置成靠近成像阵列 586a、586b 的第二刚性部分 590。第二刚性部分 590 可用来减少或消除在枢转期间传送到成像阵列 586a、586b 的弯曲力,并有助于成像阵列 586a、586b 的对准。如图 38B 所示,一旦成像阵列 586a、586b 定位在前视位置,腔 582 就可用来将合适的干预装置输送至导管远端 584 的远侧位置。

[0303] 导管 576 还可包括至成像阵列 586a、586b 的任何合适电互连,包括本文所述的可合适连接方案。例如,电互连构件可沿着外部管状本体 578 以及第一刚性部分 588 和第二刚性部分 590 设置。

[0304] 图 39A 和 39B 示出了导管 594,该导管 594 是图 38A 和 38B 的导管 576 的一变型。这样,类似的部件类似地进行标记,将不再参照图 39A 和 39B 进行论述。如图 39A 所示,导管 594 的引入构造包括布置成偏置(例如它们占据沿着导管 594 长度的不同位置)背靠背设置的第一成像阵列 598a 和第二成像阵列 598b,至少部分塌陷的内部管状本体 580 靠近成像阵列 598a、598b。内部管状本体 580 可包括穿过其中的腔 582。外部管状本体 596 和内部管状本体 580 可在导管 594 的远端 584 处彼此固定。

[0305] 成像阵列 598a 和 598b 可以与以上参照图 38A 和 38B 所述类似的方式枢转。外部管状本体 596 可包括设置成靠近成像阵列 598a、598b 的第二刚性部分 600、602。第二刚性部分 600、602 可用来减少或消除在枢转期间传送到成像阵列 598a、598b 的弯曲力,并有助于成像阵列 598a、598b 的对准。如图 38B 所示,第二刚性部分 600、602 可各自将成像阵列 598a、598b 定位在离开导管 594 中心轴线的各独特距离处。

[0306] 图 38A 至 39B 的成像阵列 586a、586b、598a、598b 如图所示靠近导管 576、594 的远端 584。在替代的构造中,成像阵列 586a、586b、598a、598b 可设置成离开远端 584 预定距离。在这点上,成像阵列 586a、586b、598a、598b 可设置在沿着导管 576、594 的任何合适位置。

[0307] 图 40A 和 40B 示出了包括管状本体 606 的导管 604,该管状本体具有穿过其中的腔 608。管状本体 606 包括多个螺旋设置的狭缝(在图 40A 中可看到狭缝 610a、610b、610c 和 610d),这些狭缝限定诸如臂 612a、612b 和 612c 的多个臂。用来限定任何合适数量臂的任何合适数量狭缝可包括在管状本体 606 中。至少一个臂可包括超声成像阵列。例如,在图 40A 和 40B 所示的实施例中,臂 612a 和 612b 分别包括超声成像阵列 614a 和 614b。管状

本体 606 的远侧部分 616 (在臂 612a-612c 的远侧)至管状本体 606 的近侧部分 618 (在臂 612a-612c 的近侧)的相对转动可导致臂如图 40B 所示向外偏转,使超声成像阵列 614a 和 614b 运动至大体前视位置。干预装置可行进通过腔 608。

[0308] 远侧部分 616 和近侧部分 618 之间的相对转动可以任何合适方式实现。例如,导管 604 可包括类似于图 38A 和 38B 的导管 576 的内部管状本体的内部管状本体(未示出)。这种内部管状本体可在远侧部分 616 固定至管状本体 606。在这个实施例中,内部管状本体相对于管状本体 616 的转动可导致远侧部分 616 (借助其固定至内部管状本体)相对于近侧部分 618 转动,由此致使臂如图 40B 所示向外偏转。而且,内部管状本体可包括穿过其中的腔以用于例如部署干预装置。

[0309] 图 41A 和 41B 示出了导管 624,该导管包括外部管状本体 626 和内部管状本体 628。内部管状本体 628 可包括穿过其中的腔。超声成像阵列 630 互连至内部管状本体 628。在超声成像阵列 630 附近,内部管状本体 628 可沿内部管状本体 628 的纵向轴线被切割,因此将内部管状本体 628 分成第一纵向部分 632 和第二纵向部分 634。超声成像阵列 630 设置在第一纵向部分 632 的远侧半部上。第一纵向部分 632 和第二纵向部分 634 的各远端可保持彼此互连,并互连至内部管状本体 628 的远侧部分。第一纵向部分 632 的近端可沿横向切割线 636 与内部管状本体 628 的剩余部分分开。第二纵向部分 634 保持连接至内部管状本体 628。第一纵向部分 632 的近端可在结合点 638 处结合或以其它方式附连至外部管状本体 626。第一纵向部分 632 可包括铰链 640。铰链 640 可以是第一纵向部分 632 的一部分,该部分修改成:当外部管状本体 626 相对于内部管状本体 628 朝远侧行进(和/或内部管状本体 628 相对于外部管状本体 626 朝近侧缩回)时,第一纵向部分 632 优先地在铰链 640 处弯折和/或弯曲。

[0310] 为了使超声成像阵列 630 从图 41A 所示位置(例如侧视的)运动至图 41B 所示位置(例如至少部分前视的),外部管状本体 626 相对于内部管状本体 628 朝远侧行进。因为第一纵向部分 632 的近端结合至外部管状本体 626 且远端连接至内部管状本体 628,所以外部管状本体 626 的行进将导致第一纵向部分 632 在铰链 640 处弯折,因此使超声成像阵列 630 枢转,从而超声成像阵列 630 的视野是至少部分前视的,如图 41B 所示。通过使外部管状本体 626 相对于内部管状本体 628 朝近侧缩回,第一纵向部分 632 可返回到图 41A 所示的位置。

[0311] 图 41C 示出了作为图 41A 和 41B 的导管 624 的一变型的导管 642。这样,对类似的部件作类似地标记,且不再参照图 41C 进行论述。如图 41C 所示,内部管状本体 646 可包括第一纵向部分 632 和第二纵向部分 634。然而,与图 41A 和 41B 的实施例(其中,第一纵向部分 632 和第二纵向部分 634 定位成靠近导管 642 的远端)相反的是,导管 642 的第一纵向部分 632 和第二纵向部分 634 可设置在沿着导管 642 的任何合适位置。外部管状本体 644 可包括窗口 648 以适应第一纵向部分 632 的部署。图 41C 的超声成像阵列 630 可以与以上参照图 41A 和 41B 所述类似的方式枢转。

[0312] 导管 642 还包括第二超声成像阵列 650,该第二超声成像阵列定向成沿至少部分后视方向进行成像。超声成像阵列 650 可以附加于超声成像阵列 630,或可以是导管 642 的唯一成像阵列。

[0313] 图 41C 示出了具有一区段(例如第一纵向部分 632)的导管,该区段具有一长度且

构造成：在已被部署时，长度的两端保持沿着导管本体，而中心段从导管本体向外弯折。在这点上，设置在中心段上的超声成像阵列可被部署。这里描述了若干其它类似构造的实施例。这些例如包括图 7A 至 8D、38A 至 39B 和 40A 至 41B 的实施例。在这些实施例的每个实施例中，并且在本文所述的其它合适实施例中，一个或多个超声成像阵列可设置在中心段上的任何合适位置。因此，在这些实施例中，超声成像阵列可设置成它们在已被部署时运动至前视位置、后视位置或两者皆有。

[0314] 导管 624、642 还可包括至超声成像阵列 630 的任何合适电互连，包括本文所述的合适连接方案。例如，电互连构件可沿着内部管状本体 628、646 设置。

[0315] 除了部署超声成像阵列以获得所关心区域的图像之外，超声成像阵列的部署还可有助于使腔定位以引入干预装置或其它合适装置。例如，图 8C 的超声换能器阵列 37（三瓣构造）的部署可导致导管的三瓣中的每一瓣运动抵靠在例如已部署导管的血管壁上。结果，腔 38 的端部可大体设置在血管的中心。本文所述的其它实施例，诸如与图 38A 至 40B 相关联的实施例，还可在超声成像阵列部署期间将腔大体设置在通道（例如血管）的中心（例如，假如在部署超声成像阵列时通道的尺寸大体对应于导管的尺寸）。

[0316] 图 42A 至 42C 示出了一示例性弹簧元件 652，可采用该弹簧元件以产生回复力，从而有助于已部署的超声成像阵列返回朝向部署前位置。弹簧元件 652 可包括任何合适数量的弹簧。例如且如图 42A 至 42C 所示，弹簧元件 652 可包括设置在两个端部段 656a、656b 之间的三个弹簧 654a、654b、654c。弹簧元件 652 例如可由诸如图 42B 所示的坯料制成。坯料可被滚压以形成图 42A 的圆柱形构造。端部段 656a、656b 的端部可结合以保持图 42A 的圆柱形构造。弹簧 654a、654b、654c 可包括窄区，诸如沿弹簧 654b 设置的窄区 658，窄区设置在弹簧 654a、654b、654c 的大约中点处和各弹簧 654a、654b、654c 的各端。窄区可充当铰链，为弹簧 654a、654b、654c 提供优先的弯曲位置。因此，假如压缩力施加至弹簧元件 652（例如施加至端部段 656a、656b），各弹簧 654a、654b、654c 可如图 42C 所示向外弯折。与一个或多个弹簧 654a、654b、654c 相关联的一个或多个超声成像阵列将因此枢转。

[0317] 弹簧元件 652 的构造例如可设置在图 8C 实施例的导管本体侧壁内。各弹簧 654a、654b、654c 可设置在图 8C 的三瓣设计的一个瓣内。当集成入图 8C 的导管中时，弹簧元件 652 可提供使导管偏置朝向平直的未部署位置（例如用于导管插入、定位和移除）的回复力。在另一实例中，类似于弹簧元件 652 的弹簧元件（例如具有合适数量的、合适形状的弹簧）可部署在图 40A 和 40B 的导管 604 的管状本体 606 内，以提供朝向如图 40A 所示平直构造的偏置力。

[0318] 在另一实例中，类似于弹簧元件 652 的弹簧元件（例如只具有两个弹簧）可部署在图 38A 至 39B 的导管 576、594 的外部管状本体 578、596 内，从而提供朝向如图 38A 和 39A 所示平直构造的偏置力。在另一实例中，类似于弹簧元件 652 的、适当修改的弹簧元件（例如只具有两个弹簧）可部署在图 41A 的导管 624 的内部管状本体 628 内，以提供朝向如图 41A 所示平直构造的偏置力。

[0319] 图 43A 至 43C 示出包括外部管状本体 664 的导管 662。超声成像阵列 666 互连至外部管状本体 664。导管 662 包括可塌陷腔 668。可塌陷腔 668 大体沿着导管 662 的长度在外部管状本体 664 的中心腔室中延伸。然而，在导管 662 的远端附近，可塌陷腔 668 被引导通过外部管状本体 664 的侧部端口 670。可塌陷腔 668 沿着外部管状本体 664 的外表面

延伸预定距离。在导管 662 的远端附近(在侧部端口 670 远侧的位置),可塌陷腔 668 互连至端部端口 672。端部端口 672 是在导管 662 的末端 674 附近的横向通孔。端部端口 672 可构成:端部端口 672 的开口与超声成像阵列 666 的前面位于外部管状本体 664 的相同侧上。

[0320] 在导管 662 插入患者体内期间,导管 662 可如图 43A 所示构造,其中末端 674 大体沿着导管 662 的纵向轴线指向。此外,可塌陷腔 668 的、位于外部管状本体 664 外的部分(例如,可塌陷腔的位于侧部端口 670 和端部端口 672 之间的部分)可塌陷并大体定位成抵靠外部管状本体 664 的外侧壁。

[0321] 当需要获得末端 674 远侧区域的图像时,可相对于外部管状本体 664 朝近侧拉动可塌陷腔 668。结果可以是,导管 662 的远端弯曲(当在图 43B 所示的定向中时向上),从而超声成像阵列 666 枢转至前视位置。为了实现这个弯曲运动,导管 662 的远端可设计成:超声成像阵列 666 和侧部端口 670 之间的区域是相对柔性的,而包括超声成像阵列 666 和位于超声成像阵列远侧的区域是相对刚性的。因此,朝近侧拉动可塌陷腔 668 可导致相对柔性区域弯曲,从而致使超声成像阵列 666 的前面和端部端口 672 的开口枢转至如图 43B 所示的前视构造。

[0322] 当需要将干预装置 676 插入患者体内时,干预装置 676 可朝远侧行经通过可塌陷腔 668。当干预装置 676 行进通过侧部端口 670 时,侧部端口 670 的开口可移位以使其与外部管状本体 664 的中心腔室成一直线。当干预装置 676 行进通过可塌陷腔 668 的、位于外部管状本体 664 之外的区段时,可塌陷腔 668 的该部分也可运动以使其与外部管状本体 664 的中心腔室对准。当干预装置 676 行进通过端部端口 672 时,端部端口 672 也可运动使其也与外部管状本体 664 的中心腔室和可塌陷腔 668 的、位于外部管状本体 664 之外的区段对准。当干预装置 676 行进时,超声成像阵列 666 可相对于导管 662 的纵向轴线垂直移位(例如当处在图 43C 所示定向时向下)。可以认识到,当干预装置 676 部署至末端 674 远侧时,超声成像阵列 666 可保持可操作以产生末端 674 远侧的图像。

[0323] 一旦干预装置 676 缩回,导管 662 就可返回到对准位置(例如如图 43A 的构造)以用于后续复位或移除。在一实施例中,导管 662 的远端可包括弹簧元件,一旦外部移位力(例如可塌陷腔 668 上的缩回力和/或由于干预装置 676 存在而造成的移位力)已被移除,该弹簧元件就可使导管 662 返回到对准位置。在另一实施例中,探针(例如相对刚性线,未示出)可行进通过探针通道 678。探针可具有足够的硬度以使导管 662 的端部朝向对准位置(例如如图 43A 的位置)返回。

[0324] 导管 662 还可包括至超声成像阵列 666 的任何合适电互连,包括本文所述的合适连接方案。例如,电互连构件可沿着外部管状本体 664 设置。

[0325] 图 44A 至 44B 示出包括管状本体 684 的导管 682。管状本体的尺寸和构造可设计成可将可操纵的成像导管 686 输送至患者体内的选定部位。可操纵的成像导管 686 可包括设置在其远端的超声成像阵列 688。可扩张的通道 690 可互连至管状本体 684 的外表面。如图 44A 所示,可扩张的通道 690 可以塌陷状态插入,由此减小导管 682 在插入期间的横截面。一旦导管 682 已令人满意地定位,就可将干预装置(未示出)输送通过可扩张的通道 690。当干预装置行进通过可扩张的通道 690 时,该可扩张的通道 690 可膨胀。可扩张的通道 690 例如可由任何合适的导管材料制成,例如包括 ePTFE、硅树脂、聚氨脂、PEBAX®、乳

胶和 / 或它们的任意组合。可扩张的通道 690 可以是弹性的,并可以在引入干预装置时伸展至干预装置的直径。在另一设置中,可扩张的通道 690 可以是非弹性的,并可以在引入干预装置和时展开。例如,可扩张的通道 690 可包括膜管。在另一设置中,可扩张的通道 690 可包括弹性材料和非弹性材料。

[0326] 图 45A 和 45B 示出了导管本体 694。图 45A 示出了引入构造。引入构造可包括内陷部分 696。一旦导管本体 694 已令人满意地定位,就可将干预装置(未示出)输送通过。导管本体 694 可在干预装置行进时膨胀。导管本体 694 的膨胀可包括使内陷部分 696 外推,直到它形成如图 45B 所示的大体管状导管本体的一部分。在这点上,导管本体 694 可在处于具有第一横截面面积的构造时引入患者体内。然后,在选定位置,干预装置可插入通过导管本体 694 且导管本体 694 可膨胀至第二横截面面积,第二横截面面积大于第一横截面面积。导管本体 694 从引入构造(图 45A)至膨胀构造(图 45B)的变形可以是弹性变形,其中,在干预装置移除之后,导管本体 694 能朝向其初始轮廓返回,或者它可以是至少部分的弹性变形。

[0327] 图 46A 和 46B 示出了导管 700,该导管包括外部管状本体 702 和内部管状本体 704。内部管状本体 704 可包括穿过其中的腔。导管 700 还包括超声成像阵列 706,该超声成像阵列互连至内部管状本体 704 的末端支承部分 708。内部管状本体 704 的末端支承部分 708 通过内部管状本体 704 的铰接部分 710 互连至内部管状本体 704 的远端。内部管状本体 704 的末端支承部分 708 和铰接部分 710 例如可通过以下来形成:切除内部管状本体 704 的远端的一部分,留下一超声成像阵列 706 可互连至的区段(末端支承部分 708)和一可充当内部管状本体 704 的末端支承部分 708 和管状端部 711 之间的铰链的区段(铰接部分 710)。内部管状本体 704 可具有任何合适结构。例如,内部管状本体 704 可类似于图 5E 的内部管状本体 80 来构造,但增加了编织网以增强内部管状本体 704。编织网可用来提供回复力,以使超声成像阵列 706 从部署位置(如图 46B 所示)返回到引入位置(如图 46A 所示)。

[0328] 铰链部分 710 可允许末端支承部分 708 相对于内部管状本体 704 绕铰接部分 710 转动。电互连构件 712 可电互连至超声成像阵列 706。电互连构件 712 连接至超声成像阵列 706 的远端。电互连构件 712 可在末端支承部分的、与超声成像阵列 708 相反的一侧上结合或以其它方式固定至末端支承部分 706 的一部分 714。电互连构件 712 可包括在超声成像阵列 706 的连接结构和部分 714 之间的环 716。部分 714 借助其相对于末端支承部分 708 的固定位置可用作应变释放装置,防止与超声成像阵列 706 枢转相关联的应变通过电互连构件 712 平移至环 716 和阵列 706。电互连构件 712 的系绳部分 718 可设置在结合部分 714 和电互连构件 712 进入外部管状本体 702 的位置之间。系绳部分 718 可以是电互连构件 712 的未修改部分,或者它可作修改(例如结构增强)以适应由于其充当系绳而造成的附加力。末端支承部分 708 和超声成像阵列 706 可被包封或以其它方式设置在末端(未示出)内。

[0329] 在插入患者体内期间,导管 700 可如图 46A 所示设置,其中,超声成像阵列 706 与内部管状本体 704 轴向对准,并且超声成像阵列 706 的视野指向成垂直于导管 700 的纵向轴线(如图 46A 所示向下)。在这点上,导管 700 可被基本包含在等于外部管状本体 702 的外直径的直径内。根据需要,通过使内部管状本体 704 相对于外部管状本体 702 朝远侧运动,超声成像阵列 706 可相对于内部管状本体 704 枢转。由于超声成像阵列 706 的运动受

系绳部分 718 约束,这种相对运动将致使超声成像阵列 716 绕铰接部分 710 枢转。通过使内部管状本体 704 相对于外部管状本体 702 朝近侧运动,超声成像阵列 706 可返回到图 46A 所示的位置。

[0330] 图 47A 和 47B 示出了导管 720,该导管包括互连至管状本体 724 的远端的管状铰链 722。管状铰链 722 和管状本体 724 可包括穿过其中的腔以引入干预装置。导管 720 还包括超声成像阵列 726,该超声成像阵列互连至管状铰链 722 的支承部分 728。管状铰链 722 的铰接部分 730 设置在管状铰链 722 的支承部分 728 和管状铰链 722 的管状部分 732 之间。导管 720 还包括线 734,该线连接至支承部分 728 且沿管状铰链 722 和管状本体 724 延伸。在线 732 的近端进行拉动可致使支承部分 728 相对于管状部分 732 绕铰接部分 730 枢转,如图 47B 所示。释放线 734 上的拉力和 / 或推动线 734 的近端可导致支承部分 728 返回到图 47A 所示的位置。管状铰链 722 可包括形状记忆材料(例如镍钛诺)和 / 或弹簧材料,从而一旦释放拉力,管状铰链 722 就可朝向图 47A 所示位置返回。电互连构件 736 可电互连至超声成像阵列 726。电互连构件 736 可呈柔性板或其它柔性导电构件的形式。电互连构件 736 可被引导通过管状铰链 722,如图 47A 和 47B 所示,然后互连至设置在管状本体 724 内的螺旋卷绕的电互连构件(例如,类似于图 5E 的电互连构件 104)。支承部分 728 和超声成像阵列 726 可被包封或以其它方式设置在末端(未示出)内。

[0331] 在插入患者体内期间,导管 720 可如图 47A 所示设置,其中,超声成像阵列 726 与内部管状本体 724 轴向对准,并且超声成像阵列 726 的视野指向成垂直于导管 720 的纵向轴线(如图 47A 所示向下)。在这点上,导管 720 可被基本包含在等于管状本体 724 的外直径的直径内。根据需要,通过使线 734 相对于管状本体 724 朝远侧运动,超声成像阵列 726 可相对于管状本体 724 枢转。由于超声成像阵列 726 的运动受管状铰链 722 约束,这种相对运动将致使超声成像阵列 726 绕铰接部分 730 枢转。

[0332] 图 48A 至 48D 示出了包括管状本体 742 的导管 740,该管状本体包括穿过其中的腔 744。导管 740 还包括末端部分 746,该末端部分则包括超声成像阵列 748。末端部分 746 可通过中间部分 750 互连至管状本体 742。线 752 在线锚固点 754 处附连至末端部分 746 的远侧部分。线 752 可由任何合适材料或材料组制成,包括但不限于金属和聚合物。线 752 在外部(相对于末端部分 746)从线锚固点 754 引导至末端部分 746 远侧部分上的线馈送孔 756。线 752 通过线馈送孔 756 并进入末端部分 746 内部。此后,线 752 在内部沿着末端部分 746、中间部分 750 和管状本体 742 的至少一部分延伸。线 752 的近端(未示出)可由导管 740 的操作者触及。导管 740 可构造成:在缺乏外部施加力的情况下,末端部分 746 和中间部分 750 与管状本体 742 轴向对准,如图 48A 所示。在这点上,形状记忆材料(例如镍钛诺)或弹簧材料可纳入导管 740,从而一旦释放任何外力,末端部分 746 和中间部分 750 就可返回到图 48A 所示的位置。

[0333] 在插入患者体内期间,导管 740 可如图 48A 所示设置,其中,末端部分 746 和中间部分 750 与管状本体 742 轴向对准,并且超声成像阵列 748 的视野指向成垂直于导管 740 的纵向轴线(如图 48A 所示大体向上)。在这点上,末端部分 746 可被基本包含在等于管状本体 742 的外直径的直径内。

[0334] 根据需要,包括超声成像阵列 748 在内的末端部分 746 可相对于管状本体 742 枢转至前视位置,在该前视位置,超声成像阵列 748 可用来产生导管 740 远侧的体积图像。为

了枢转末端部分 746, 第一步骤可以是: 将线 752 的一部分馈送通过线馈送孔 756 以形成圈套 758 (线 752 在末端部分 746 之外的环), 如图 48B 所示。线馈送孔 756 和末端部分 746 内的对应通道可构造成: 一旦这种馈送, 线 752 就大体在垂直于导管 740 纵向轴线的平面中形成圈套 758, 并包围腔 744 的圆柱形远端延伸部。因此, 当干预装置 760 从腔 744 朝远侧馈送时, 干预装置 760 将通过圈套 758, 如图 48C 所示。一旦干预装置 760 已馈送通过圈套 758, 线 752 就可经过线通过孔 756 抽入末端部分 746, 从而圈套 758 捕获干预装置 760 以使末端部分 746 的远端和干预装置 760 串联地运动。一旦被捕获, 干预装置 760 就可相对于管状本体 742 朝近侧运动, 致使末端部分 746 枢转, 从而超声成像阵列 748 处于至少部分的前视位置, 如图 48D 所示。中间部分 750 可构造成: 中间部分 750 在第一弯曲区域 762 和第二弯曲区域 764 弯曲, 以有利于末端部分 746 枢转, 如图 48D 所示。为了使末端部分 746 朝向其图 48A 的定位返回, 干预装置 760 可在被圈套 758 捕获时朝远侧行进, 和 / 或圈套 758 可松开, 由此使末端部分 746 的远端与干预装置 760 脱离 (因此允许形状记忆材料和 / 或弹簧材料使末端部分 746 运动)。

[0335] 导管 740 还可包括至超声成像阵列 748 的任何合适电互连, 包括本文所述的合适连接方案。例如, 电互连构件可沿着管状本体 742 和中间部分 750 设置。

[0336] 图 49A 和 49B 示出了导管 768, 该导管包括外部管状本体 770 和内部管状本体 772。导管 768 还包括超声成像阵列 778、支承件 774 和铰接部分 776。支承件 774 和超声成像阵列 778 可设置在末端 780 内。导管 768 在某些程度上类似于图 5B 至 5D 的导管 54, 因此将不再论述类似的特性。导管 768 和导管 54 之间的示例性差异是: 导管 768 的柔性板 782 沿着支承件 774 的外侧底面 (如图 49A 所示) 设置并包括端部环 784, 在该端部环处, 柔性板 782 连接至超声成像阵列 778 的远端。这种设计可减小由于超声成像阵列 778 枢转而转移至柔性板 782 和超声成像阵列 778 之间结合处的力 (例如充当应变释放装置)。这种设计还免除了以下需求: 柔性板 782 穿过或围绕支承件 774 以能在超声成像阵列 778 的近端互连至超声成像阵列 778。接着, 这允许诸如图 49A 和 49B 所示的单个铰接部分 776 (与图 5B 的导管 54 的双铰接部分 86a、86b 相反)。而且, 由图 49A 和 49B 的构造所提供的超声成像阵列 778 至柔性板 782 连接的应变释放可有利于能使柔性板 782 还充当系绳的功能 (类似于图 5B 的系绳 78)。在另一实施例中, 图 49A 和 49B 的导管 768 可包括类似于图 5B 的系绳 78 的系绳。

[0337] 图 50 示出了电互连构件 788 的一实施例。电互连构件 788 例如可替代图 5A 至 5E 所示导管 50 中图 5D 所示的组件。而且, 电互连构件 788 或其结构可用于本文所述的任何合适实施例。电互连构件 788 包括螺旋设置部分 790, 该螺旋设置部分可设置在导管的管状本体中 (例如类似于图 5F 的电互连构件 104)。电互连构件 788 的螺旋设置部分 790 可包括以并排设置结合在一起的多个单独导体。电互连构件 788 可包括未结合部分 792, 其中, 电互连构件 788 的各单独导体未结合在一起。未结合部分 792 的各单独导体可各自单独绝缘以有助于防止各导体之间的短路。未结合部分 792 可提供电互连构件 788 的、比螺旋设置部分 790 相对柔性的部分。在这点上, 未结合部分 792 可具有足够的柔性以提供彼此铰接的各构件之间的电互连。因此, 在本文所述的合适实施例中, 电互连构件 788 的未结合部分 792 可替代柔性板或其它柔性电互连。

[0338] 电互连构件 788 还可包括阵列连接部分 794, 该阵列连接部分构造成电接触于超

声成像阵列(在图 50 中未示出)。阵列连接部分 794 例如可包括以与螺旋设置部分相同的、并排设置结合在一起的多个单独导体。在这点上,电互连构件 788 可通过以下构造:在未结合部分 792 中的各导体之间去除结合结构,同时留下螺旋设置部分 790 和阵列连接部分 794 中的结合完整无缺。阵列连接部分 794 的各导体可以选择性地露出,以使它们可电互连至超声成像阵列的合适构件。在另一实施例中,阵列连接部分 794 可互连至中间构件,该中间构件可布置成提供从阵列连接部分 794 的各单独导体至超声成像阵列的各合适构件的电连接。

[0339] 电互连构件 788 的另一实施例可构造成没有阵列连接部分 794。这种构造可采用“飞线”,其中,未结合部分 792 的各导体保持为一端电互连至螺旋设置部分 790 而在另一端不连接。这些不连接的飞线然后例如可以单独地结合至超声成像阵列上的对应导体。

[0340] 在本文所述的采用可动细长构件(例如拉线)以致使超声成像阵列偏转的实施例中,细长构件大体沿着导管本体的一侧被引导。在这些实施例的一变型中,细长构件可构造成:细长构件的第一部分沿导管本体的第一侧设置,细长构件的第二部分沿导管本体的第二侧设置。例如,图 51A 和 51B 示出了图 6B 的实施例,其中,拉线罩壳 136 的第一部分 798 和拉线 130 沿导管本体 118 的第一侧设置,拉线罩壳的第二部分 800 和拉线沿导管本体 118 的第二侧设置。图 6B 的其它部件先前已述,将不再进行描述。这些构造可有助于减小拉线罩壳 136 和拉线 130 施加在导管本体 118 上的不对称力的水平(例如在导管定位和/或操作期间)。这可导致在末端部署期间保持导管稳定性的增强能力。

[0341] 图 51A 示出了一实施例,其中,拉线罩壳 136 的第一部分 798 和拉线 130 通过过渡段 802 连接至拉线罩壳 136 的第二部分 800 和拉线 130。过渡段 802 是拉线罩壳 136 和拉线 130 的围绕导管本体 118 螺旋卷绕的区段。图 52A 示出了一实施例,其中,拉线罩壳 136 的第一部分 798 和拉线 130 通过联接件 804 连接至拉线罩壳 136 的第二部分 800 和第二拉线 806。联接件 804 可围绕导管本体 118 的一部分长度圆柱形地设置,并可以是可操作的以响应于施加在拉线 130、186 上的力沿导管本体 118 的该部分滑动。第二拉线 806 可设置在导管本体 118 的第二侧上且附连至联接件 804。拉线 130 也附连至联接件 804。当操作者朝近侧拉动第二拉线 806 时,联接件 804 朝近侧移位,并且拉线 130 借助其与联接件 804 的连接而被朝近侧拉动。图 51A 和 51B 的两种所示拉线构造还可像推线那样操作。

[0342] 图 52A 和 52B 示出了导管本体的一部分,其包括基底 850 和螺旋卷绕的电互连构件 852。基底 850 和电互连构件 852 可纳入本文所述的任何合适实施例,包括内部管状本体包含电互连构件 852 的实施例和外部管状本体包含电互连构件 852 的实施例。基底 850 是电互连构件 852 绕其卷绕的层。例如,基底 850 将是图 5E 实施例中的内部连系层 102。

[0343] 再参见图 52A,电互连构件 852 可具有宽度(x),基底可具有直径(D)。电互连构件 852 可绕基底 850 包裹,使得在电互连构件 852 的各相继线圈之间存在间隙(g)。电互连构件 852 可以角度(θ)卷绕,由此导致电互连构件 852 沿导管纵向轴线的每个绕圈的长度(L)。因此,长度(L)如下与角度(θ)相关:

[0344] $L=x/\sin(\theta)$ 等式 1

[0345] 此外,角度(θ)如下与(D)、(L)和(g)相关:

[0346] $\tan(\theta)=(\pi(D))/(z(L+g))$ 等式 2

[0347] 其中,(z)是绕基底 850 卷绕的各独特电互连构件 852 的数量(在图 52A 和 52B 的

导管中, $(z)=1$)。对应特定的电互连构件 852, (x) 是已知的。还有, 对于特定的基底 850, (D) 将是已知的。而且对于特定的导管, (z) 和 (g) 可以是已知的。因此, 等式 1 和 2 可具有两个未知的变量, (θ) 和 (L) 。因此, 对于 (D) 、 (z) 、 (g) 和 (x) 的给定值, 可以确定 (θ) 和 (L) 。在基底的直径 (D) 为 0.130 英寸 (3.3mm)、电互连构件 852 的数量 (z) 为 1、所需间隙 (g) 为 0.030 英寸 (0.76mm) 且电互连构件 852 的宽度 (x) 为 0.189 英寸 (4.8mm) 的一示例性实施例中, (θ) 被发现为 58 度且 (L) 被发现为 0.222 英寸 (5.64mm)。

[0348] 参见图 52B, 对于给定的导管, 可以有最小所需弯曲半径 (R) 。为了确保在导管弯曲至最小所需弯曲半径 (R) 时、电互连构件 852 的相继各线圈不彼此交叠, 间隙 (g) 应等于或超过最小间隙 (g_m) 。最小间隙 (g_m) 是如下的间隙尺寸: 当导管弯曲至如图 52B 所示的最小所需弯曲半径 (R) 时, 电互连构件 852 的相继各线圈彼此接触。最小所需弯曲半径 (R) 如下与长度 (L) 和最小间隙 (g_m) 有关:

[0349] $(L+g_m)/L=R/(R-(D/2))$ 等式 3

[0350] 将 (L) 的值 (0.222inches (5.64mm)) 和 (D) 的值 (0.130inches (3.3mm)) 代入等式 3 并使用 1.0 英寸 (25.4mm) 的最小所需弯曲半径 (R) , 得到最小间隙 (g_m) 为 0.015 英寸 (0.38mm)。因此, 对于等式 3 中的 1.0 英寸 (25.4mm) 的弯曲半径 (R) 来说, 用在上述等式 1 和 2 中的 0.030 英寸 (0.76mm) 的间隙 (g) 超过 0.015 英寸 (0.38mm) 的最小间隙 (g_m) 。因此, 当导管弯曲至 1.0 英寸 (25.4mm) 的弯曲半径 (R) 时, 0.030 英寸 (0.76mm) 的间隙 (g) 不应导致电互连构件 852 的相继各线圈彼此接触。

[0351] 图 53 示出了导管 860 的远端, 其包括通过活页铰链 864 连接至可偏转构件 866 的导管本体 862, 该可偏转构件 866 具有二维换能器阵列 868 和电互连构件 870。二维换能器阵列 868 由换能器元件的二维矩阵构成, 该二维矩阵能使超声束在方位上和在高度上通过电子操作电子地运动越过三维区域。二维阵列能扫描三维体积, 而无需该阵列的任何电机驱动的运动。活页铰链 864 具有第一部分或固定部分 867 和第二部分或支承部分 865, 该第一部分或固定部分可支承地互连至导管本体 862 的内部管状本体 872, 该第二部分或支承部分可支承地互连至可偏转构件 866。活页铰链 864 还包括铰链线 880, 第二部分 865 和互连的可偏转构件 866 可绕该铰链线相对于第一部分 867 铰接地枢转。电互连构件 870 是柔性的且充当互连至导管本体 862 的外部管状本体 874 和可偏转构件 866 的约束构件。内部管状本体 872 和外部管状本体 874 之间的选择性相对运动致使可偏转构件 866 以预定方式选择性地偏转。例如, 一旦内部管状本体 872 相对于外部管状本体 874 行进, 力就通过电互连构件 870 连通至可偏转构件 866。图 53 中的可偏转构件 866 偏转至前视位置。能够多路复用 (和具有其它功能) 的阵列电路构件 876 可设置在二维换能器阵列 868 和电互连构件 870 之间。电互连构件 870 可以呈柔性板的形式。可偏转构件 866 可放置和 / 或封装在可选的壳体 878 或末端中 (以虚线示出)。壳体 878 可以是放置在可偏转构件 866 的各内部部件上的独立式部件, 或者壳体 878 可以模制在可偏转构件 866 的各内部部件上。电互连构件 870 可被引导通过可偏转构件 866 而至远端, 然后被向后折叠以互连至阵列电路构件 876。

[0352] 在一实施例中, 活页铰链可通过包覆模制或类似技术附连至导管本体。例如, 活页铰链 864 的第一部分 867 可包覆模制在内部管状本体 872 上。活页铰链 864 的第一部分 867 的近侧面可用作至少一个局部密封件, 该局部密封件用于内部管状本体 872 和外部管状本

体 874 之间的环状空间。还有,活页铰链 864 的第一部分 867 的近侧面可形成用来限制可偏转构件 866 的偏转的硬质止挡件(例如,可防止可偏转构件 866 沿后视方向偏转)。

[0353] 图 54A 至 54D 示出了与导管 860 分开的、类似于图 83 的活页铰链 864 的活页铰链 882。活页铰链 882 的第一部分 884 是与诸如内部管状本体 872 的构件接口的管状构件。在替代的构造中,第一部分 884 可定尺寸为与导管本体的远端外壁或与导管本体的任何其它合适部分接口。第一部分 884 可定尺寸为:导管本体的一部分可绕第一部分 884 的外表面包裹以将第一部分 884 固定至导管本体。第一部分 884 可包括腔 890,该腔可提供通向第一部分 884 所附连至的导管本体腔的通路。

[0354] 活页铰链 882 的第二部分 886 在形状上可以是半圆形的,并可构造成与图 53 的可偏转构件 866 之类的可偏转构件或其它合适构件接口。第二部分 866 可包括端壁 892,该端壁可以任何合适方式互连至可偏转构件。例如,端壁 892 可使用粘合剂、焊接、销、紧固件或其任意组合互连至可偏转构件。可偏转构件的各部分可包覆模制或成形在第二部分 886 之上。

[0355] 第二部分 886 可在铰链线 888 的邻接区域中颈缩至预定厚度,从而实现所需的铰接强度同时也实现所需的抗弯强度。

[0356] 活页铰链 882 可包括沿活页铰链 882 的外表面设置的扁平区域 894。扁平区域 894 可定尺寸为接纳柔性板或其它电互连构件,该柔性板或其它电互连构件可将导管本体中的各电导体以可偏转方式连接至各电气部件。活页铰链 882 可包括斜坡 896,该斜坡可允许电互连构件进入所附连的可偏转构件的间隙,同时不存在当可偏转构件偏转时电互连构件可接触抵靠的尖锐边缘。

[0357] 图 55 是铰接支承件 900 的图示。铰接支承件 900 包括活页铰链部分 902 和支承部分 908。活页铰链部分 902 可与以上参照活页铰链 882 和 864 所述类似地构造。在这点上,活页铰链部分 902 可包括类似于第一部分 884 和 867 的第一部分 904,用于互连至导管本体。此外,活页铰链部分 902 可包括类似于第二部分 886 和 865 的第二部分 906,用于互连至支承部分 908。第一部分 904 可具有锥形部分 905 或类似构造以帮助导管引入和撤回。铰接部分 900 还包括铰链线 910,第二部分 906 和互连的支承部分 908 可绕该铰链线相对于第一部分 904 铰接地枢转。铰接支承件 900 可以是一体模制件,或者它可以由两个或更多个单独件组装而成。例如,铰接支承件 900 可通过将支承部分 908 互连至活页铰链部分 902 来构成。

[0358] 支承部分 908 可包含托架区域 912,该托架区域可定尺寸为用于换能器阵列或其它合适装置。如图所示,支承部分 908 构造成固定装置(相对于第二部分 906),诸如一维或二维换能器阵列。托架区域 912 可包括倒圆部分 914,该倒圆部分可具有一个或多个倒圆元件以有助于保持电互连构件(未示出)的弯曲半径、为电互连构件提供应变释放、和/或防止电互连构件的折皱。托架区域 912 可包括通过处(未示出),以允许连接至装置的电互连构件通过托架区域 912 的底部以与互连至第一部分 904 的导管本体互连。通过处可设置在托架区域 912 的近端附近。

[0359] 末端或壳体 916 可以是可操作的以滑过支承部分 908。壳体 916 可以是例如由聚醚嵌段酰胺(PEBAX®)、聚氨酯、LDPE、聚甲基戊烯(TPX)或尼龙制成的模制部件。壳体 916 可具有槽 918,当壳体 916 安装在支承部分 908 上时,该槽 918 可沿着支承部分 908 跨坐在

对应突部 920 上。壳体 916 可包括通孔 922, 该通孔可用于引导线以有助于对接支承件 900 所附连的导管进行定位。一旦壳体 916 位于支承部分 908 上, 环氧树脂或其它类似粘合材料可注射入壳体 916 的内部, 从而填充壳体 916 的内部并排出任何可能位于壳体 916 和换能器阵列表面之间的气泡。环氧树脂或类似粘合材料也可用来在声学上耦合阵列和壳体。槽 918 可允许气泡从壳体 916 的内部排出。环氧树脂或其它类似材料可通过入口 924 注射入壳体 916 的内部。

[0360] 图 56A 至 56C 示出了导管 930 的一实施例, 该实施例包括定位在导管本体 936 的远端 934 和可偏转构件 938 之间的中心定位活页铰链 932。可偏转构件 938 可包含换能器阵列(例如一维阵列、二维阵列), 该换能器阵列能对设置在可偏转构件 938 附近的平面或体积 940 (示意示出) 进行成像。

[0361] 如图 56B 和 56C 所示, 可偏转构件 938 可具有至少 200 度的总运动范围。图 56B 示出了从对准位置(图 56A) 枢转约 +100 度的可偏转构件 938, 图 56C 示出了从对准位置偏转约 -100 度的可偏转构件 938。该运动范围可通过使导管本体 936 的外管 942 相对于内管 944 移位来实现。系绳 946 互连至外管 942 和可偏转构件 938。系绳可由约束构件 937 来约束, 使得系绳 6408 的一部分保持在远端 6402 附近。

[0362] 因此, 当如图 56B 所示外管 942 相对于内管 944 朝近侧运动时, 系绳 946 朝近侧拉动可偏转构件 938, 从而致使该可偏转构件沿正向枢转。类似地, 当如图 56C 所示外管 942 相对于内管 944 朝远侧运动时, 系绳 946 朝远侧推动可偏转构件 938, 从而致使该可偏转构件沿反向枢转。系绳 946 必须具有合适的刚度以使该系绳能沿反向推动可偏转构件 938。正值将通常用来描述可偏转构件运动以使其至少部分地面向前(例如使可偏转构件内的超声换能器阵列面向前) 的转动, 负值将通常用来描述可偏转构件运动以使其至少部分地面向后的转动。系绳 946 可形成为具有任何合适的柔性和构造, 以呈现所需形状, 诸如例如探针的柔性推杆或形状记忆材料。在一实施例中, 系绳 946 可以是柔性板或其它电互连构件, 该柔性板或其它电互连构件也用来将可偏转构件 938 电互连至系绳本体 936。在这个构造中, 柔性板可被增强以实现足够的刚度。

[0363] 在另一实施例中, 导管本体 936 可由单个管子构成, 系绳 946 可以是由导管 930 的使用者致动的推线 / 拉线。在这个实施例中, 使用者将拉动推线 / 拉线以如图 56B 所示沿正向拉动可偏转构件 938, 并推动推线 / 拉线以如图 56C 所示沿负向推动可偏转构件 938。

[0364] 图 56D 示出了导管 950, 其是导管 930 的一变型。导管 950 包括定位在导管本体 956 的远端 954 和可偏转构件 958 之间的中心定位活页铰链 952。可偏转构件 958 可包含换能器阵列 960 (例如一维阵列、二维阵列), 该换能器阵列能对设置在可偏转构件 958 附近的平面或体积 962 (示意示出) 进行成像。

[0365] 导管 950 可具有能与参照导管 930 所示比拟的总运动范围(例如至少 200 度)。导管 950 可包括第一致动构件 964 和第二致动构件 966, 该第一致动构件 964 和第二致动构件 966 可用来使可偏转构件 958 偏转。第一致动构件 964 和第二致动构件 966 可以呈线的形式。第一致动构件 964 和第二致动构件 966 可沿着导管本体 956 的长度延伸至一位置, 在该位置, 操作导管 950 的使用者可以能够选择性地拉动致动构件 964、966 以控制可偏转构件 958 的偏转。

[0366] 第一致动构件 964 可以在第一锚固点 968 固定至可偏转构件 958, 该第一锚固点设

置在可偏转构件 958 的、与换能器阵列 960 的前面相反的一侧上。在这点上,拉动第一致动构件 964 可致使可偏转构件 958 沿正向转动(如图 56D 所示向上)。第二致动构件 966 可以在第二锚固点 970 固定至可偏转构件 958,该第二锚固点设置在可偏转构件 958 的与换能器阵列 960 的前面相同的一侧上。拉动第二致动构件 966 可致使可偏转构件沿负向转动(如图 56D 所示向下)。

[0367] 电互连构件 972 可通过中心设置的活页铰链 952。电互连构件 972 例如可包括柔性板。

[0368] 图 57 示出了导管 974,该导管包括内部管状本体 976 和外部管状本体 978。类似于活页铰链 882 的活页铰链 982 附连至内部管状本体 976。可偏转构件 980 附连至活页铰链 982。可偏转构件 980 可包含超声换能器阵列(例如一维阵列、二维阵列),该换能器阵列能对设置在可偏转构件 980 附近的平面或体积 984 (示意示出)进行成像。

[0369] 导管 974 还可包括管子系绳 986。管子系绳 986 可以是收缩管件(例如氟化乙烯丙烯(FEP)收缩管)或其它可结合管道,其带有被移除的部分 988,从而管子系绳 986 的、靠近活页铰链 982 的铰链线 990 的区域 992 是非管状的且可充当系绳。管子系绳 986 可在外部管状本体 978 远端的区域 994 通过施加热致使收缩管收缩而固定至外部管状本体 978,或通过施加粘合剂而由此固定至外部管状本体 978。而且,管子系绳 986 可在区域 996 通过施加热致使收缩管收缩而固定至可偏转构件 980,或通过施加粘合剂而由此固定至偏转构件 980。

[0370] 为了使可偏转构件 980 从图 57 所示位置偏转至前视位置(例如如图 57 所示向上偏转可偏转构件 980),可使内部管状本体 976 相对于外部管状本体 978 行进(例如如图 57 所示向右运动)。借助通过管子系绳 986 的区域 992 连系至外部管状本体 978 的可偏转构件 980,该行进可致使可偏转构件 980 转动至至少部分前视位置。类似地,在管子系绳 986 的区域 992 具有足够刚度的情况下,内部管状本体 976 相对于外部管状本体 978 从图 57 所示位置缩回可导致可偏转构件 980 转动至至少部分后视位置(例如,如图 57 所示向下)。如同本文所述的那样,任何合适的电互连方案可与图 57 的导管 974 一起使用。

[0371] 对于本领域的技术人员来说,对上文描述的实施例的其它修改和扩展将是显而易见的。这些修改和扩展都将落在本发明的由下文的权利要求所限定的范围内。

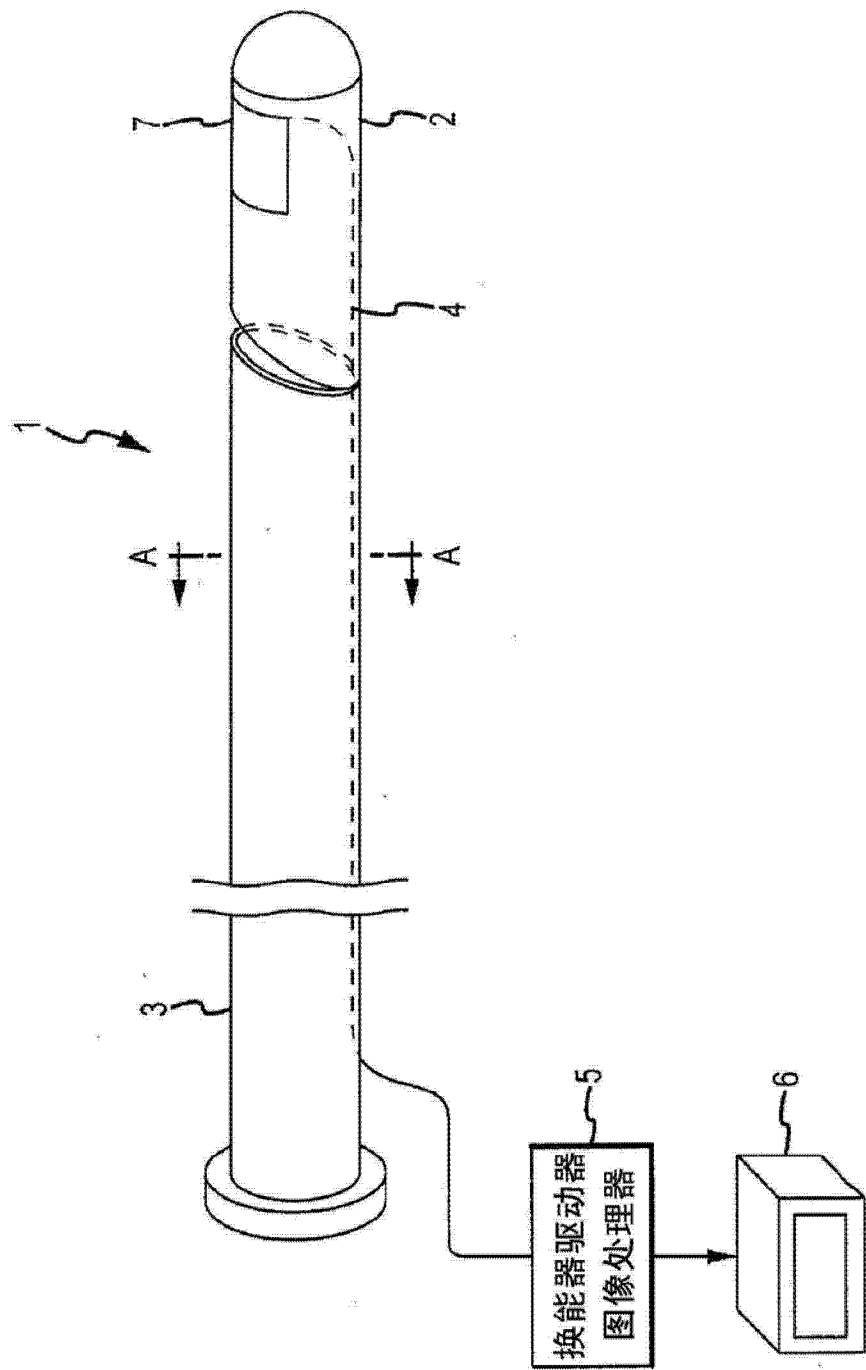


图 1

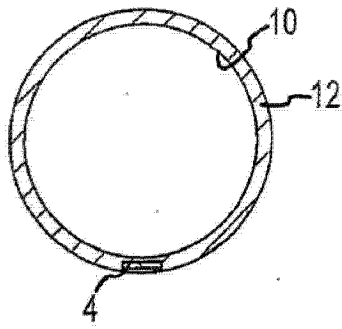


图 2A

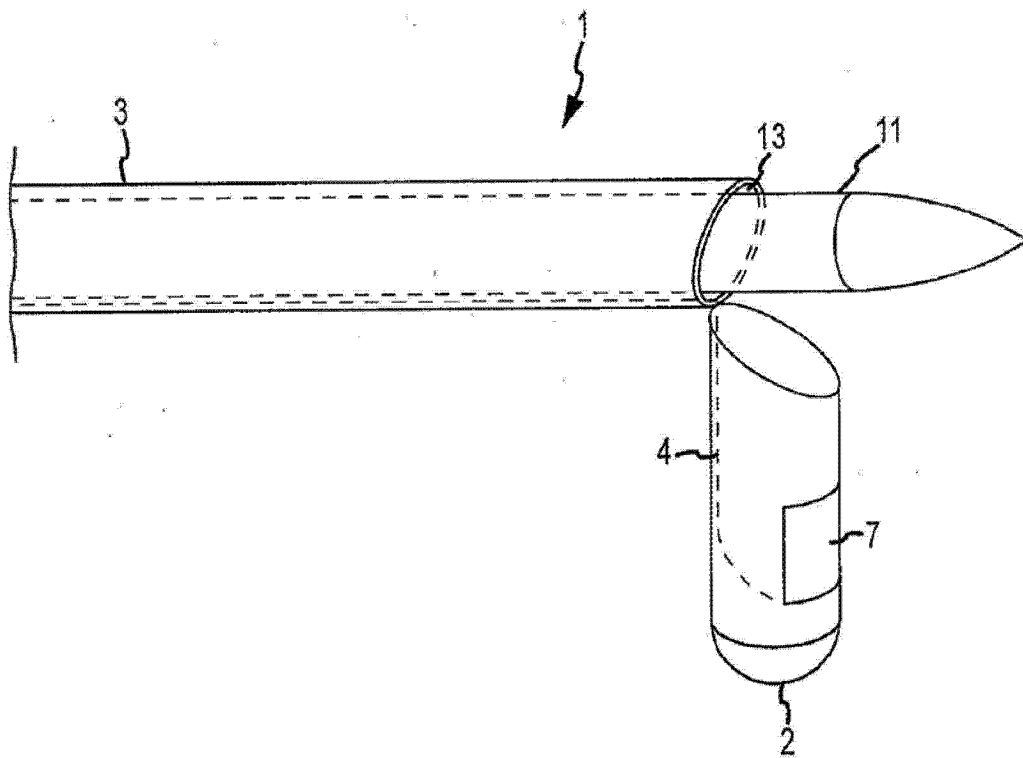


图 2B

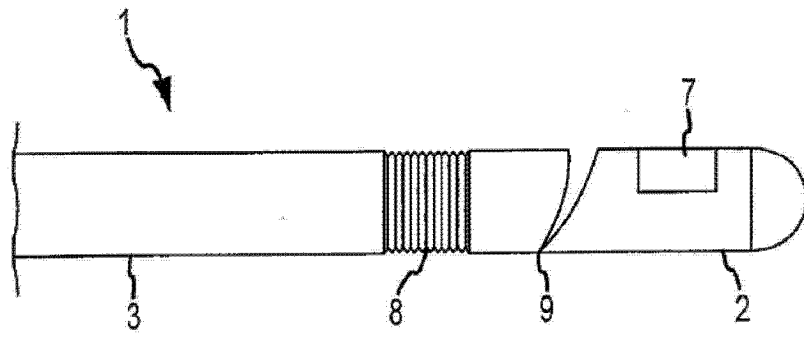


图 2C

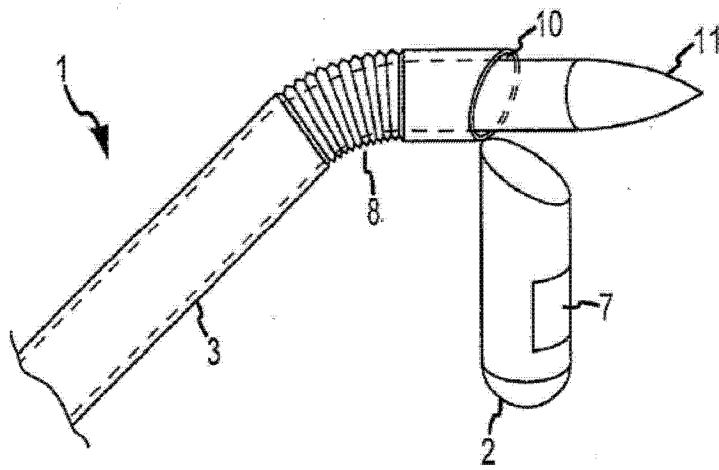


图 2D

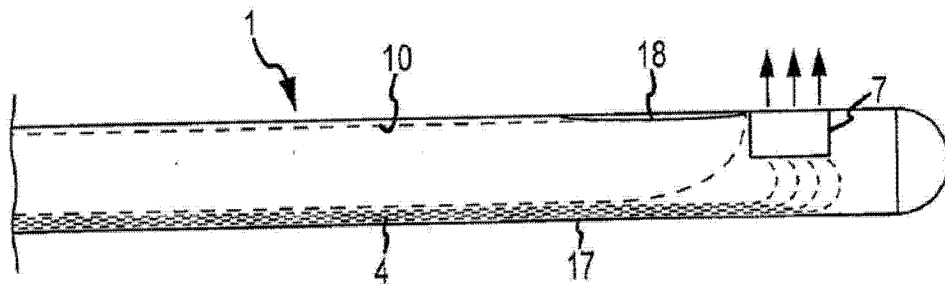


图 3A

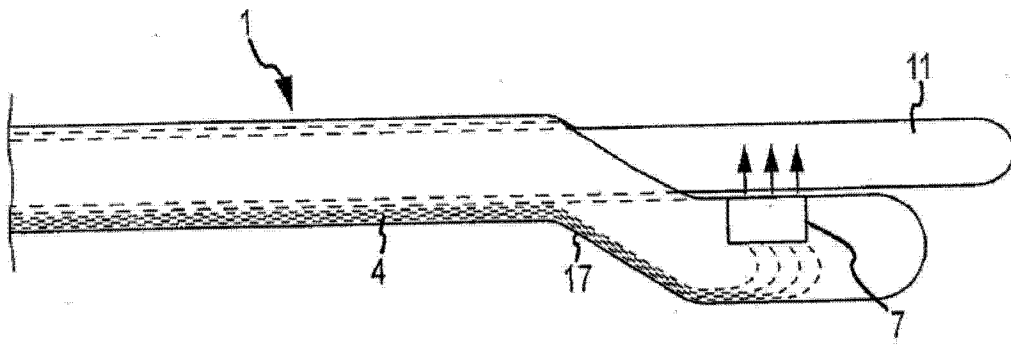


图 3B

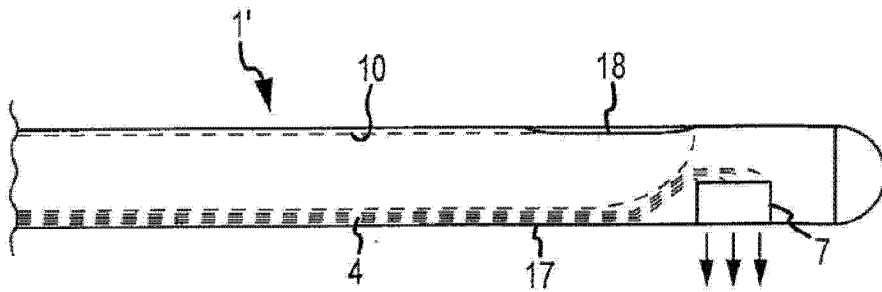


图 3C

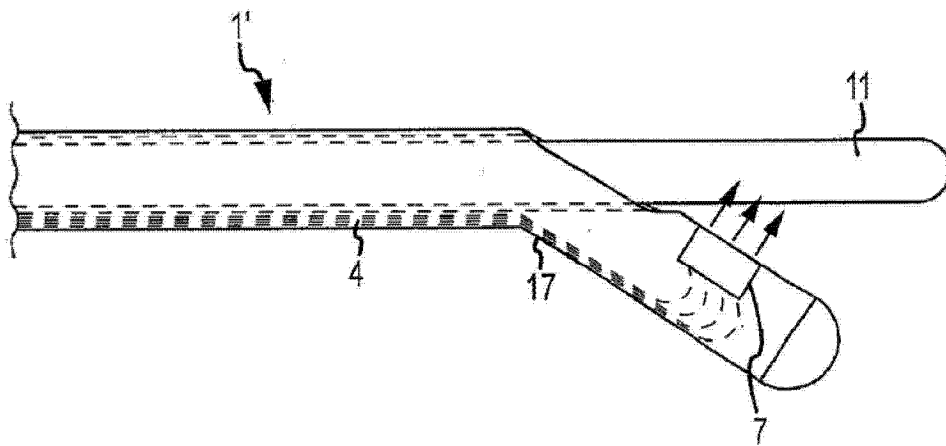


图 3D

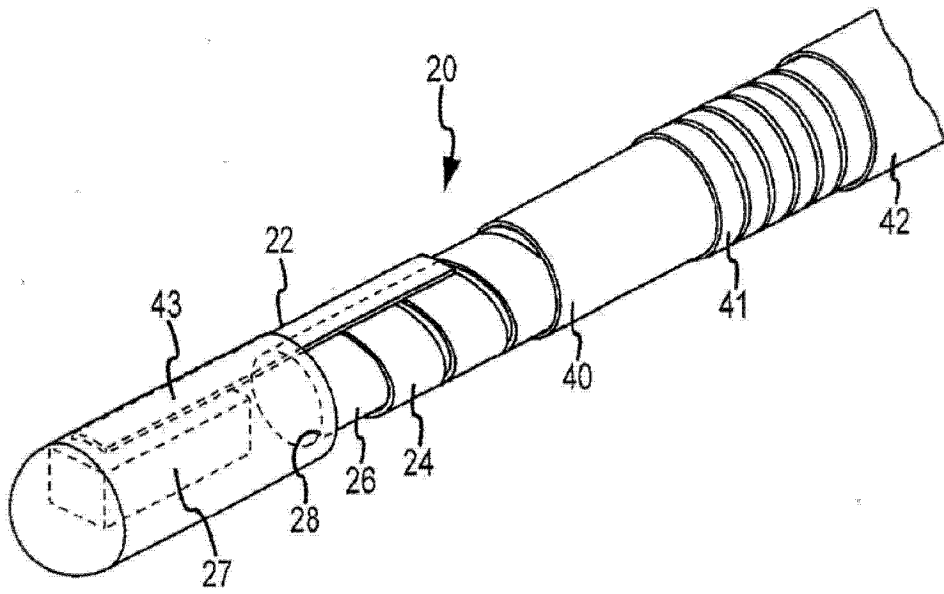


图 4

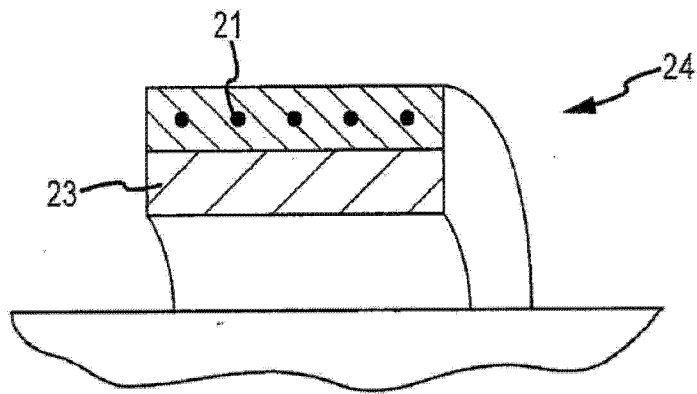


图 4A

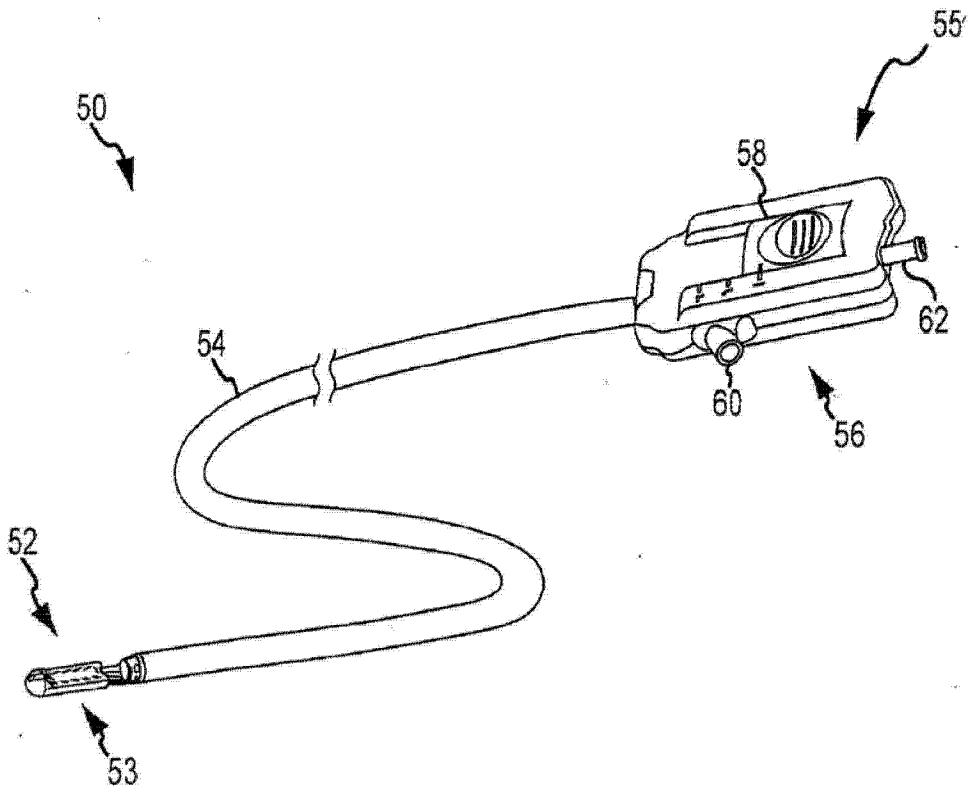


图 5A

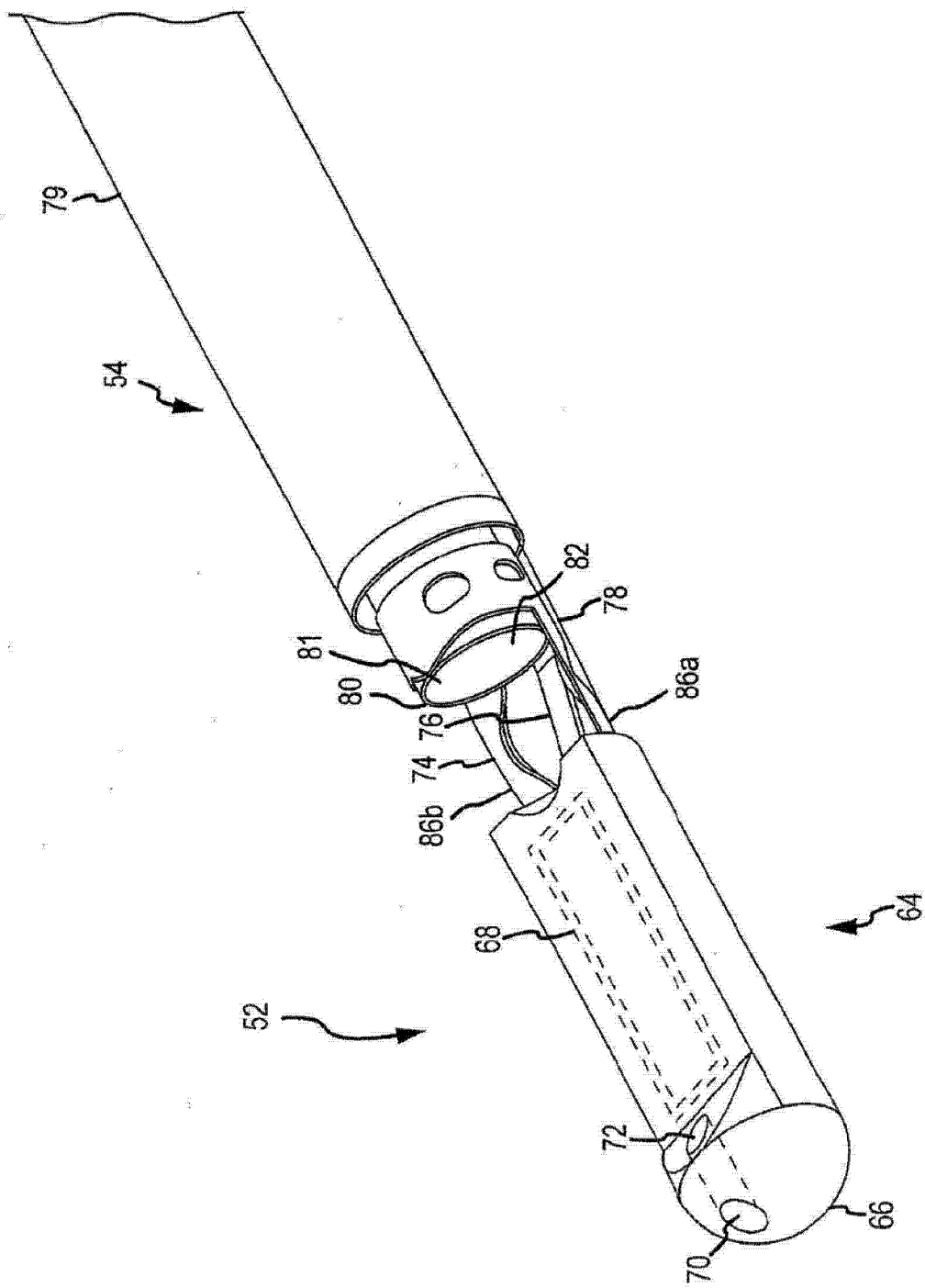


图 5B

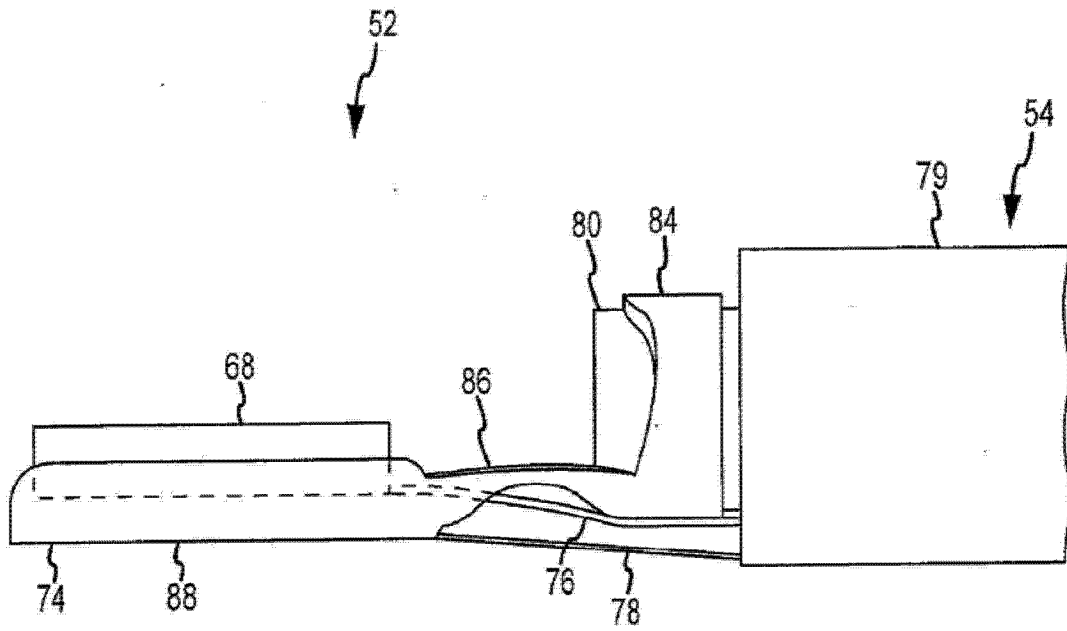


图 5C

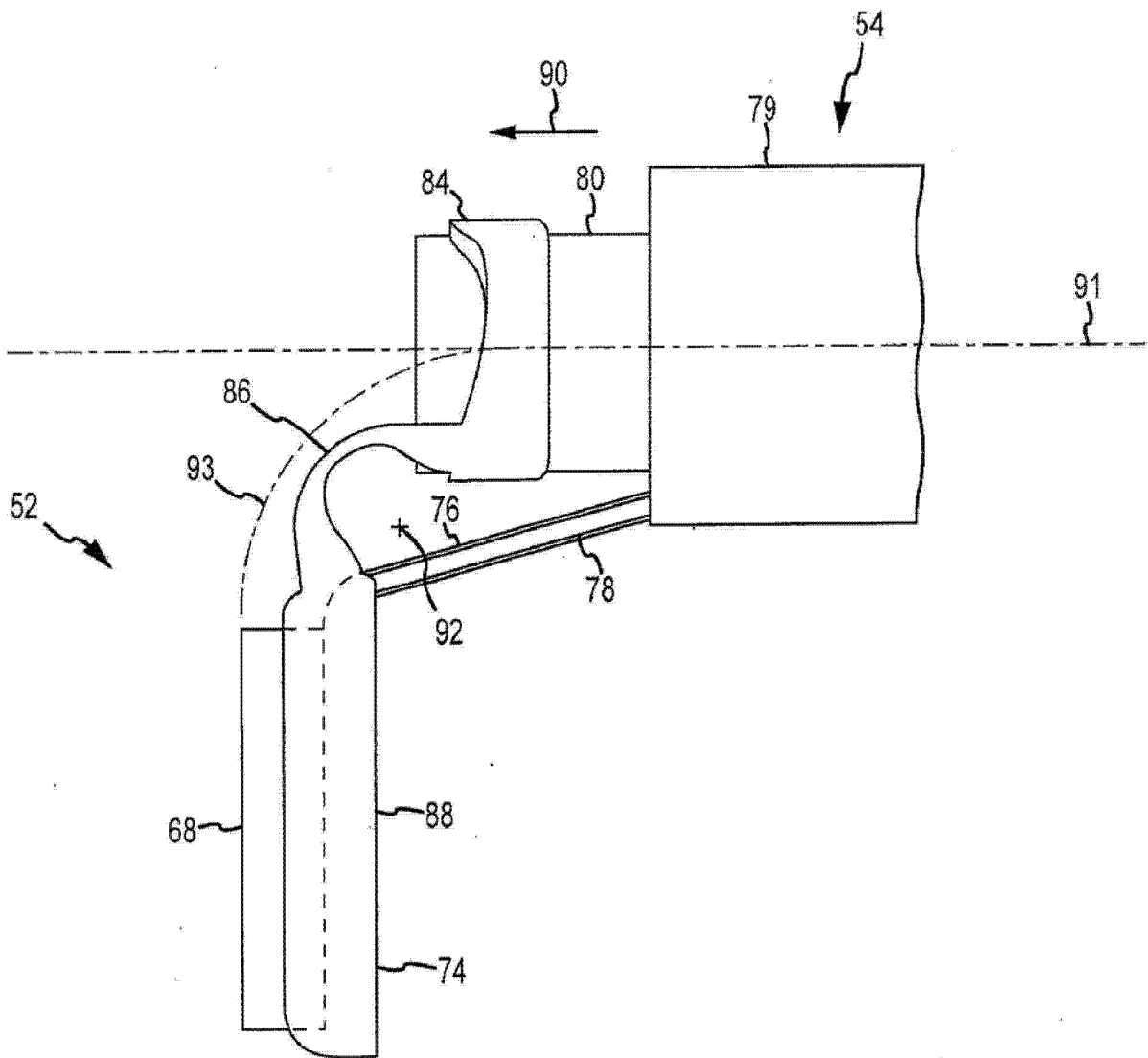


图 5D

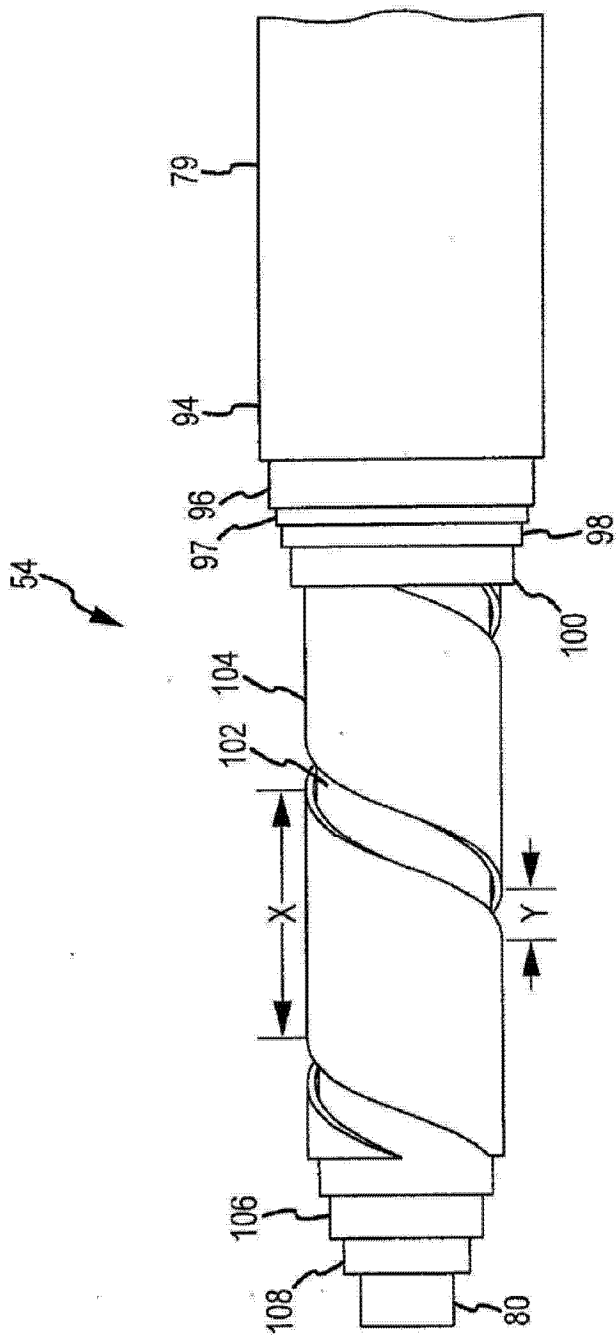


图 5E

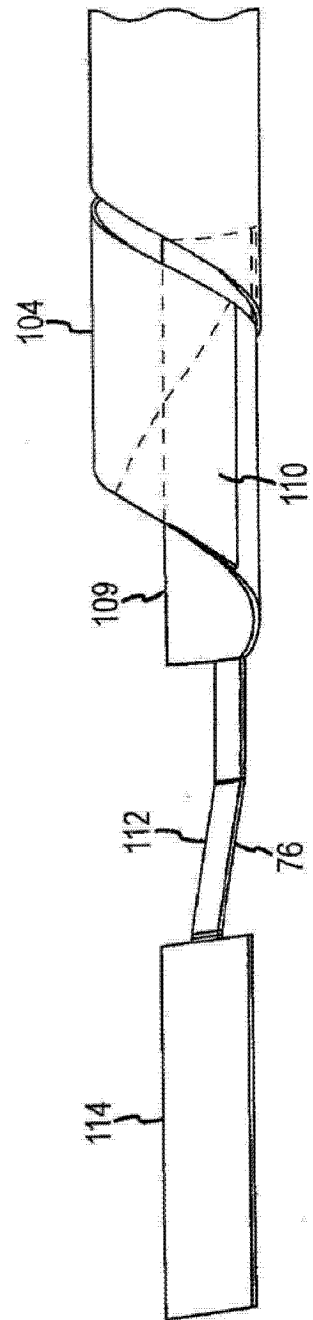


图 5F

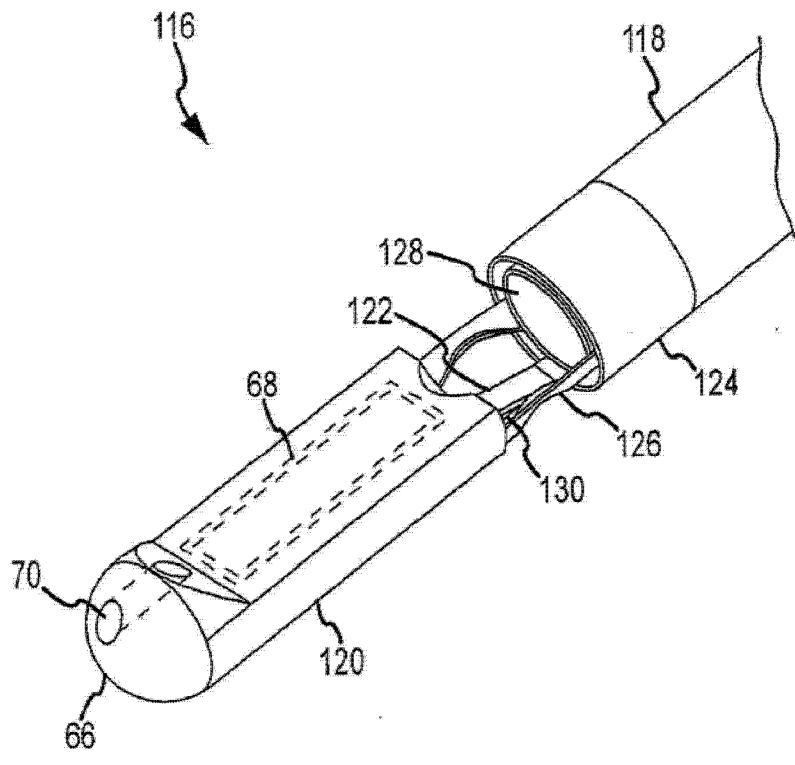


图 6A

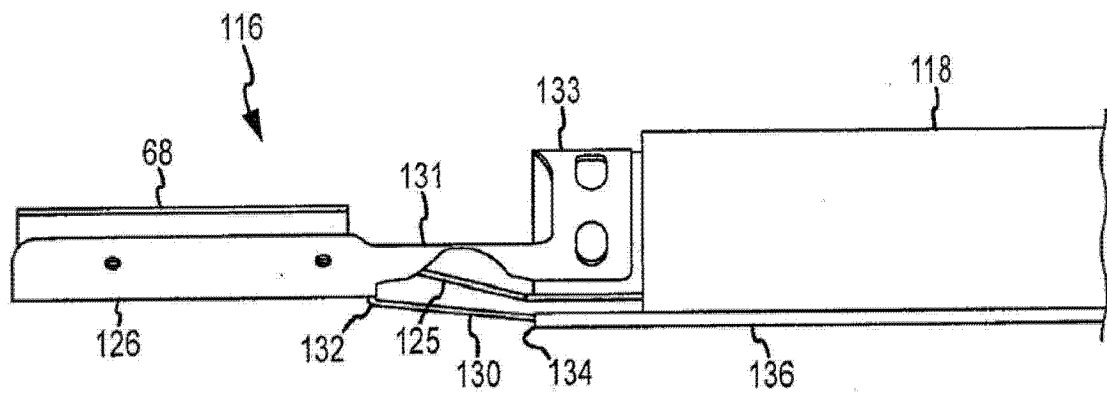


图 6B

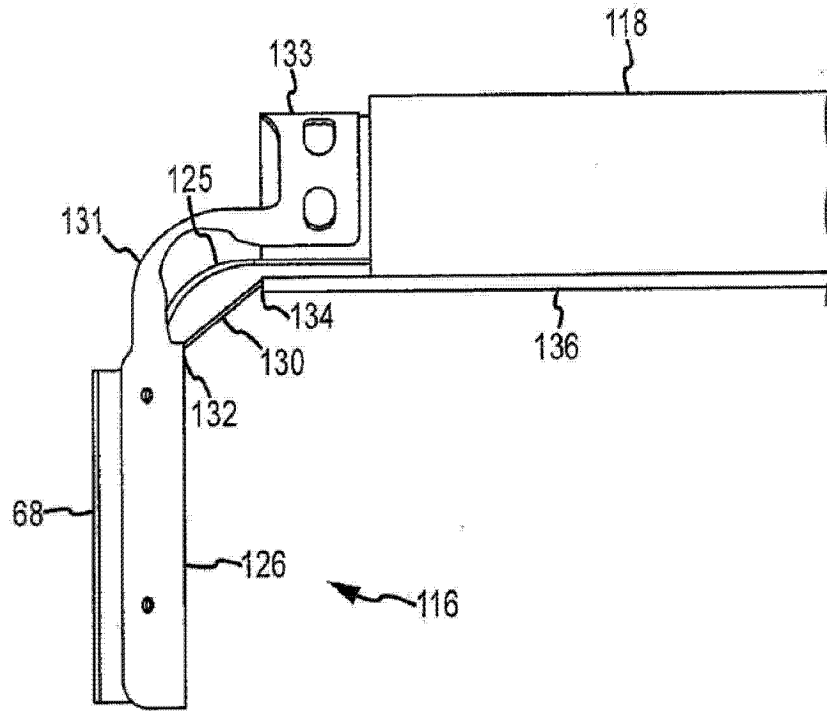


图 6C

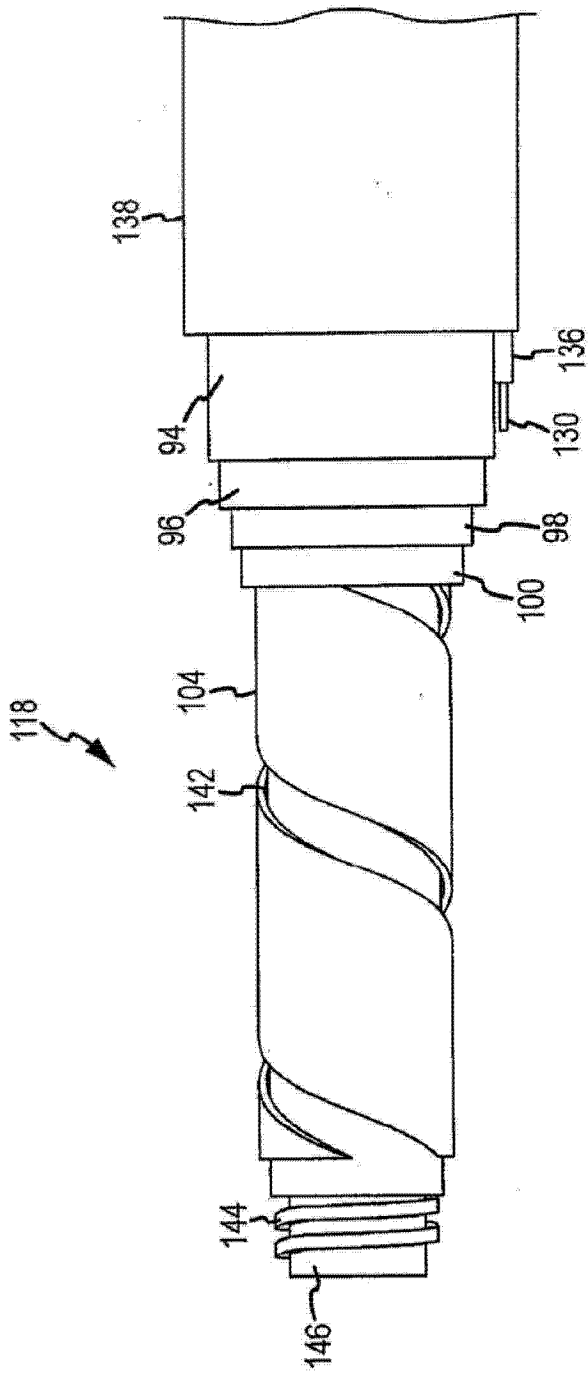


图 6D

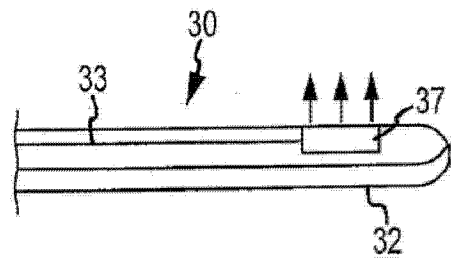


图 7A

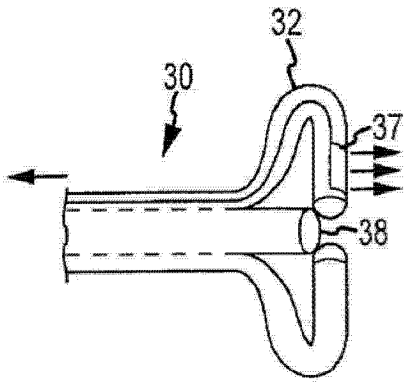


图 7B

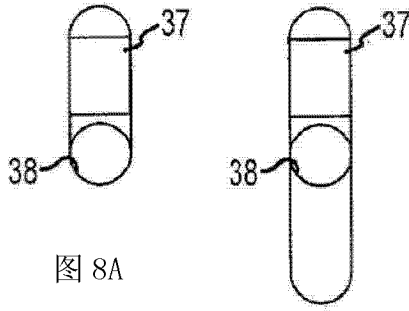


图 8A

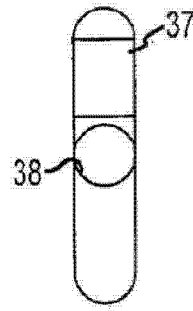


图 8B

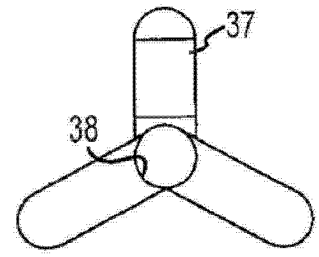


图 8C

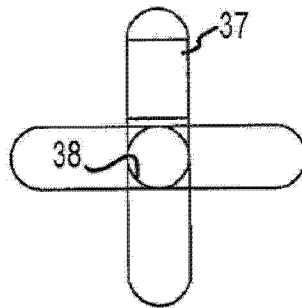


图 8D

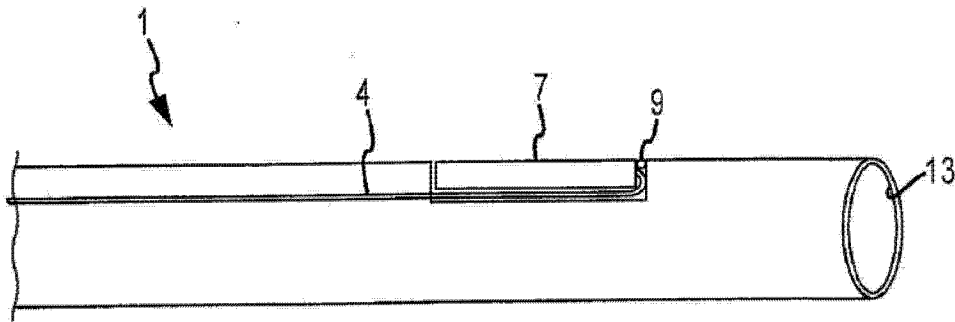


图 9

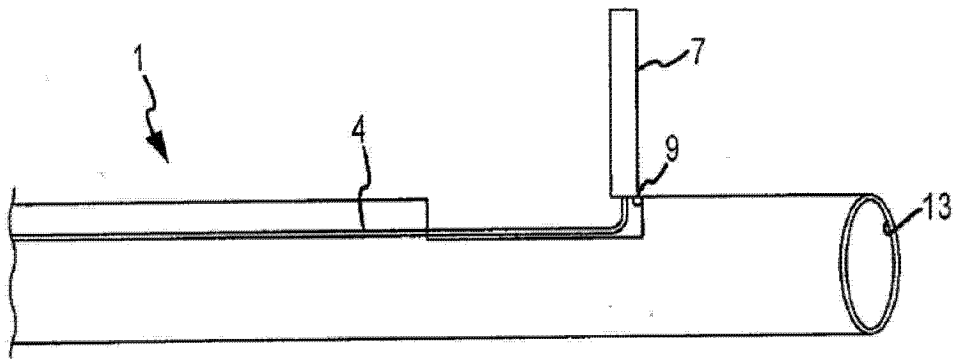


图 9A

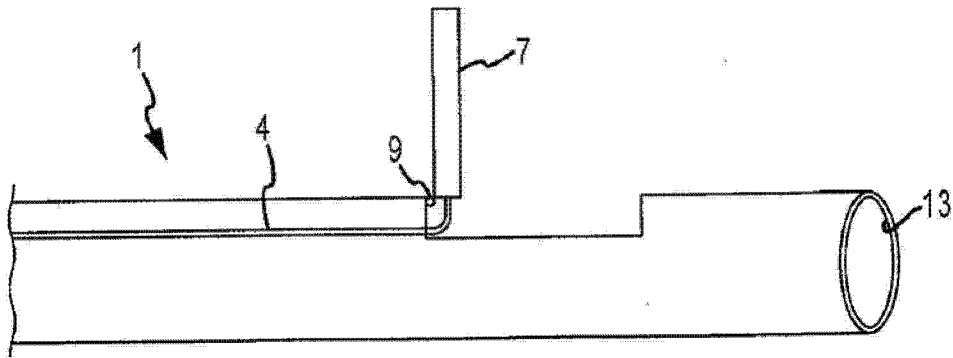


图 9B

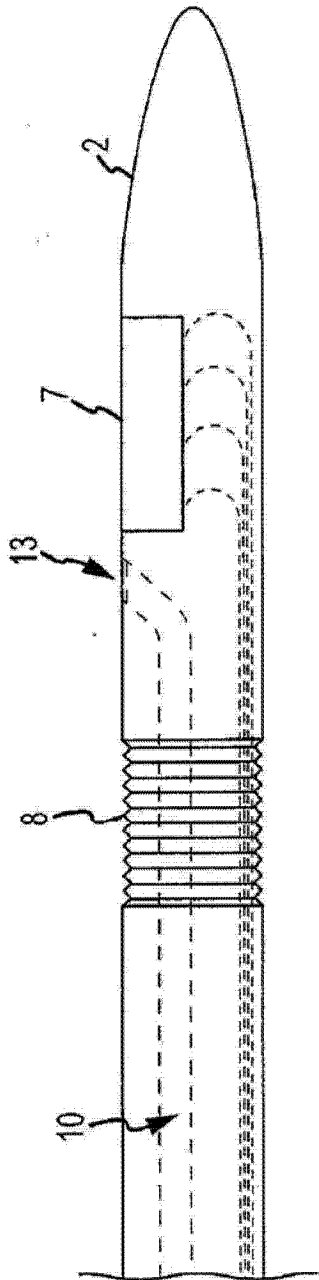


图 10A

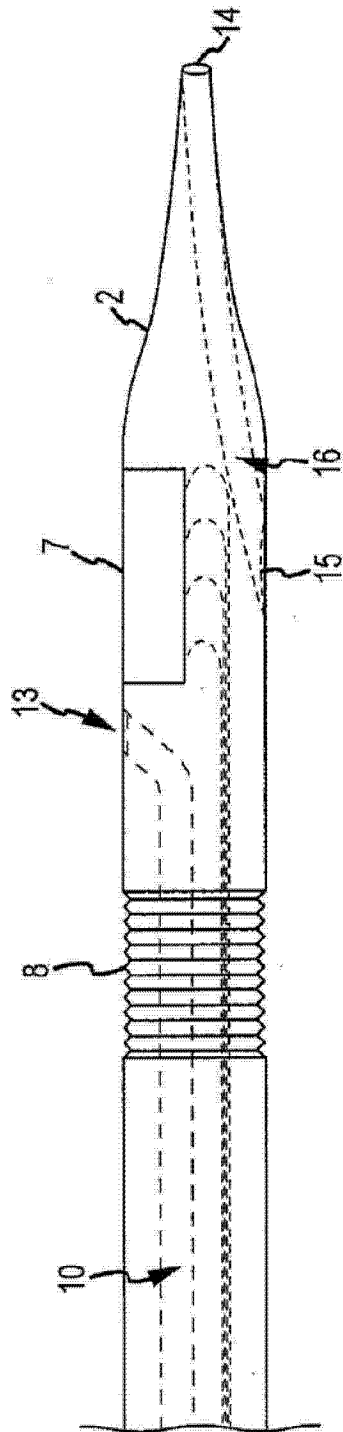


图 10B

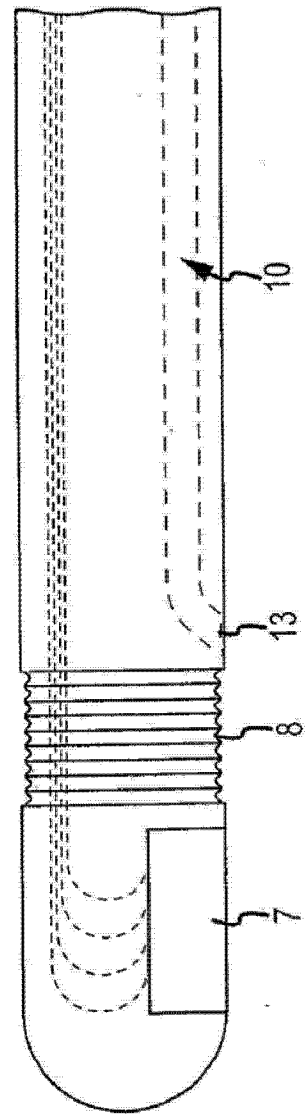


图 11

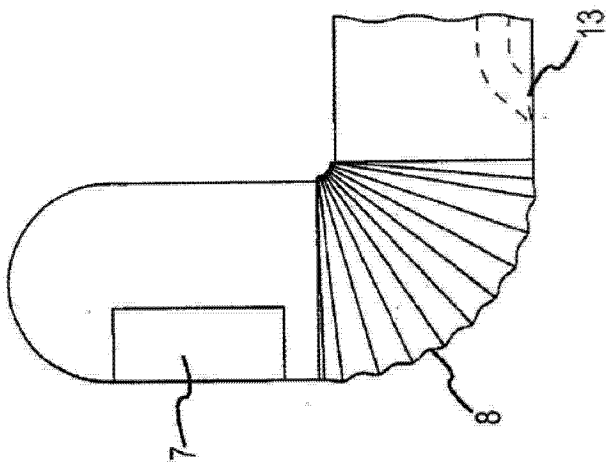


图 11A

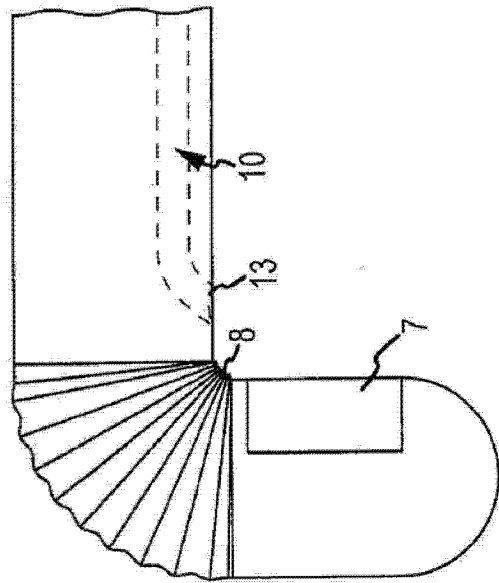


图 11B

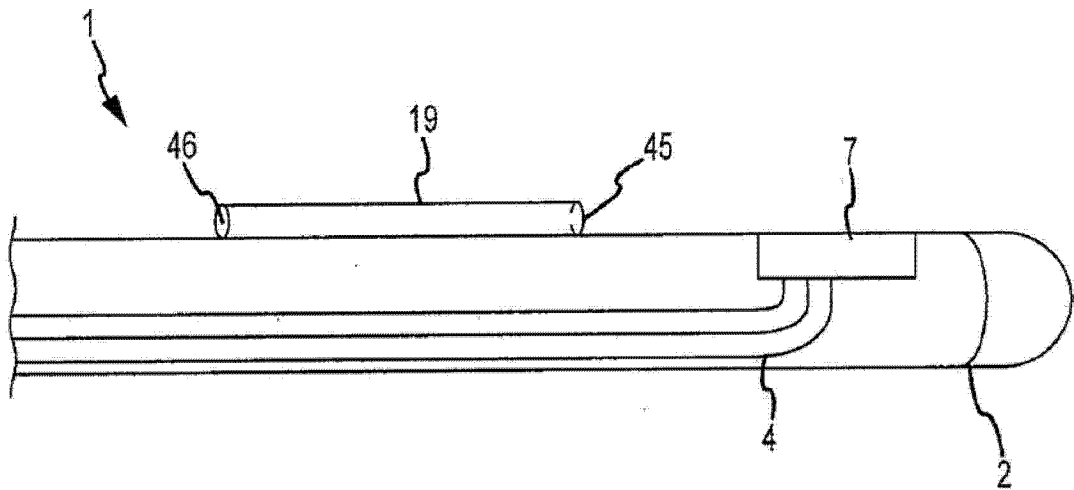


图 12

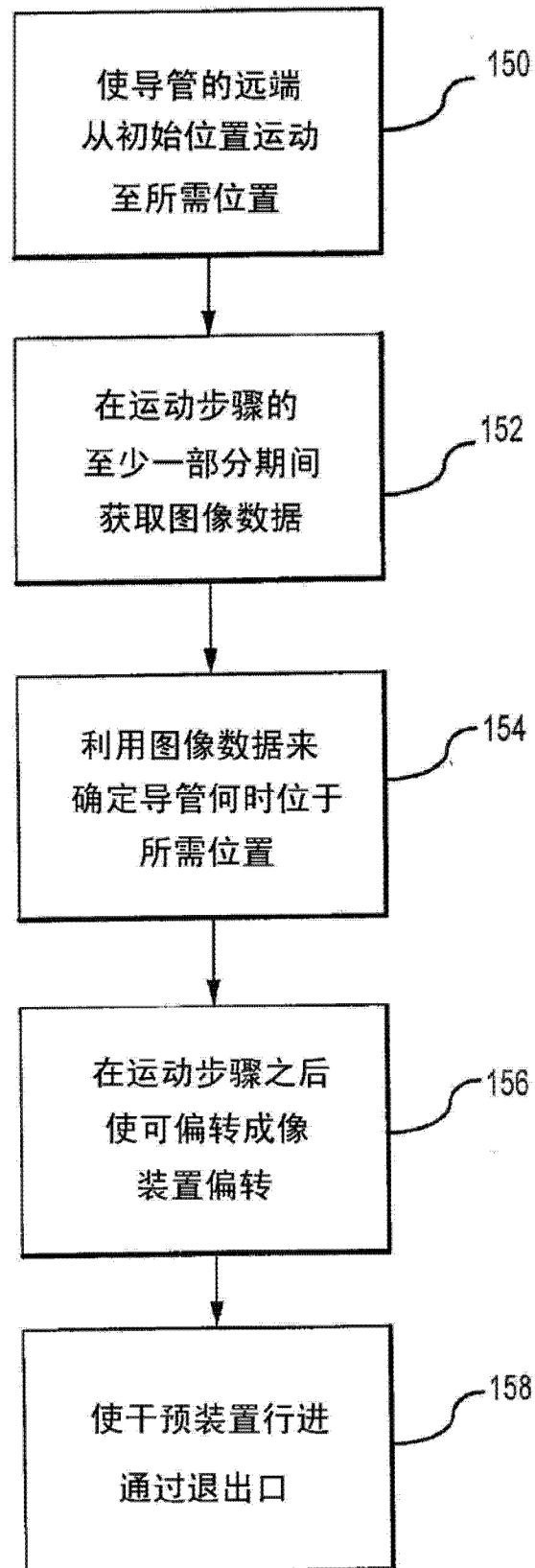


图 13

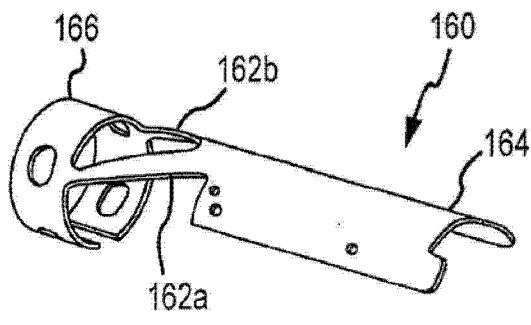


图 14A

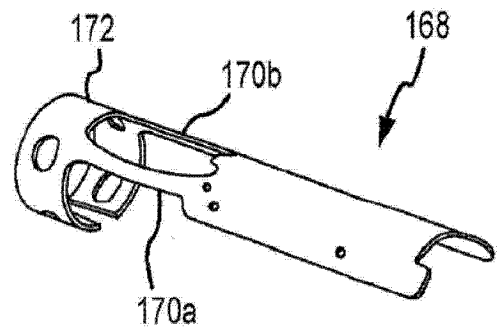


图 14B

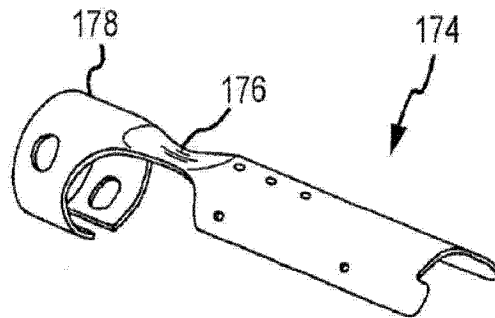


图 14C

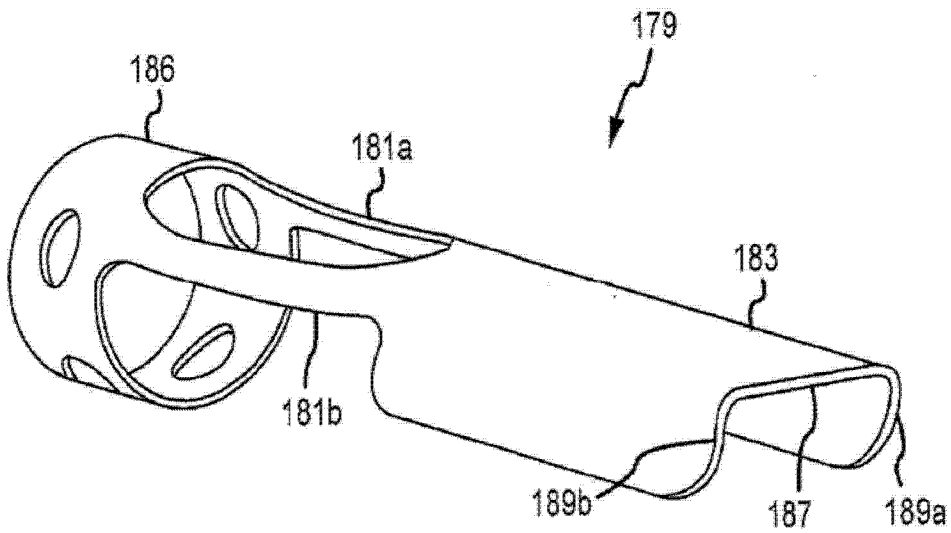


图 14D

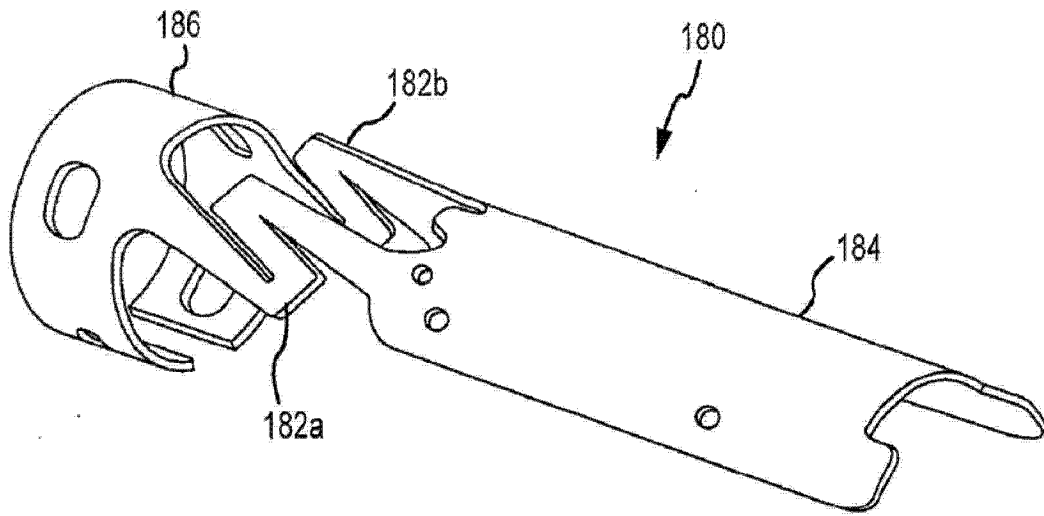


图 15

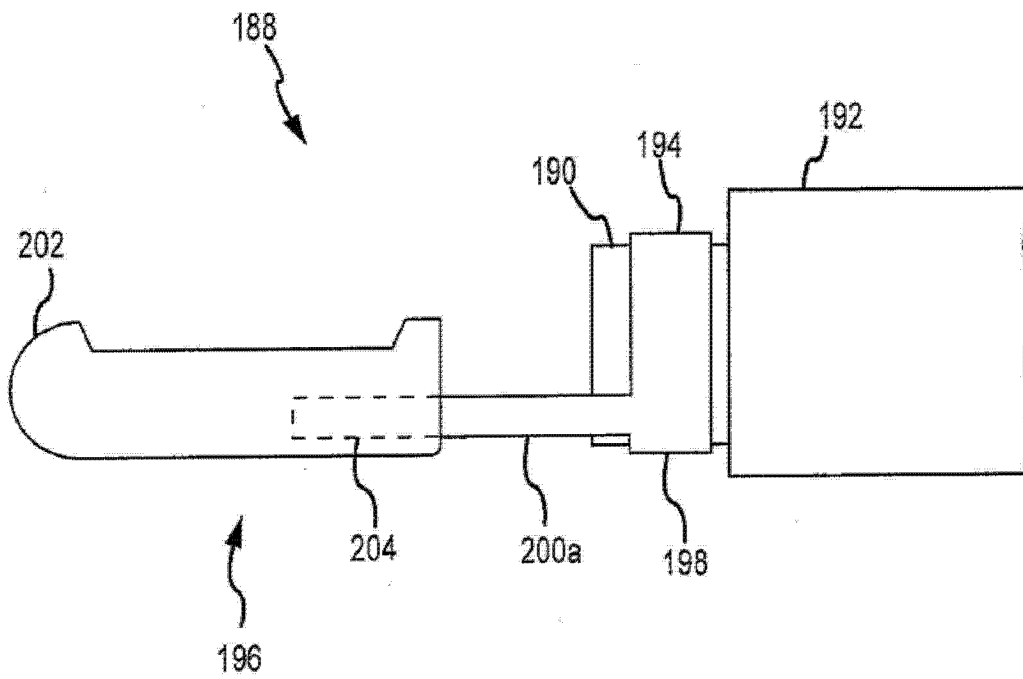


图 16

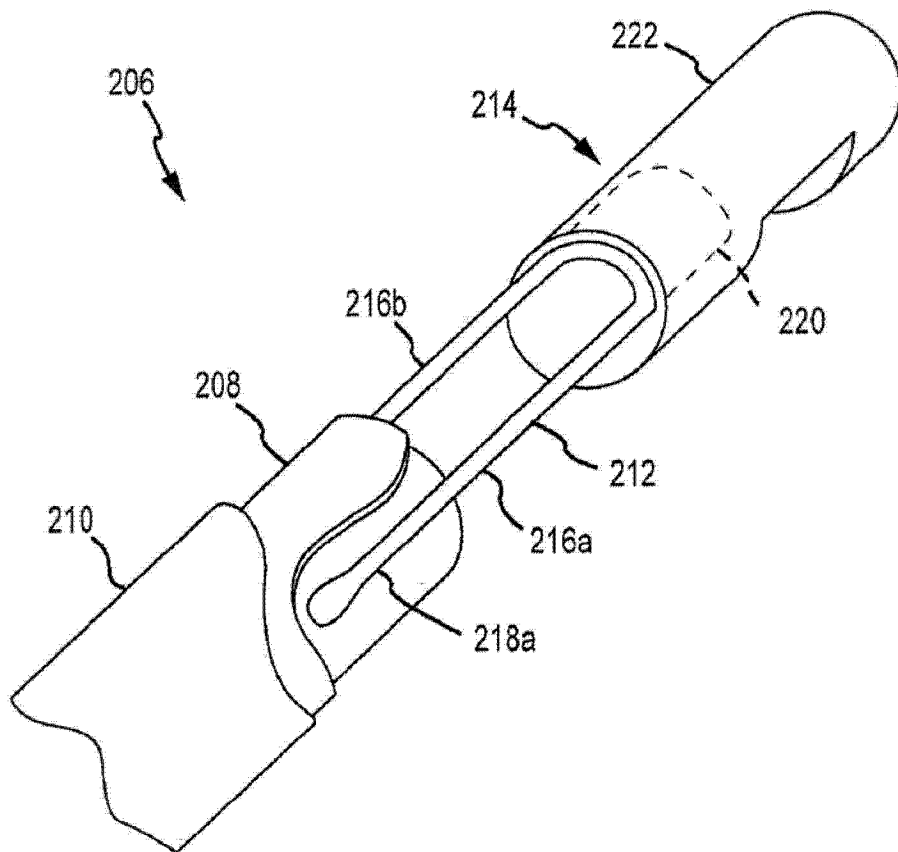


图 17

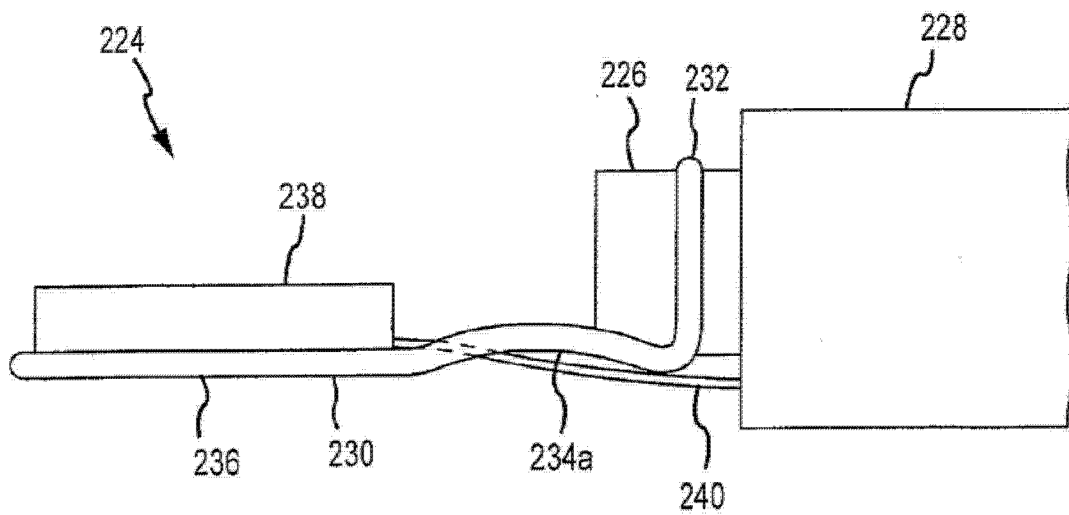


图 18A

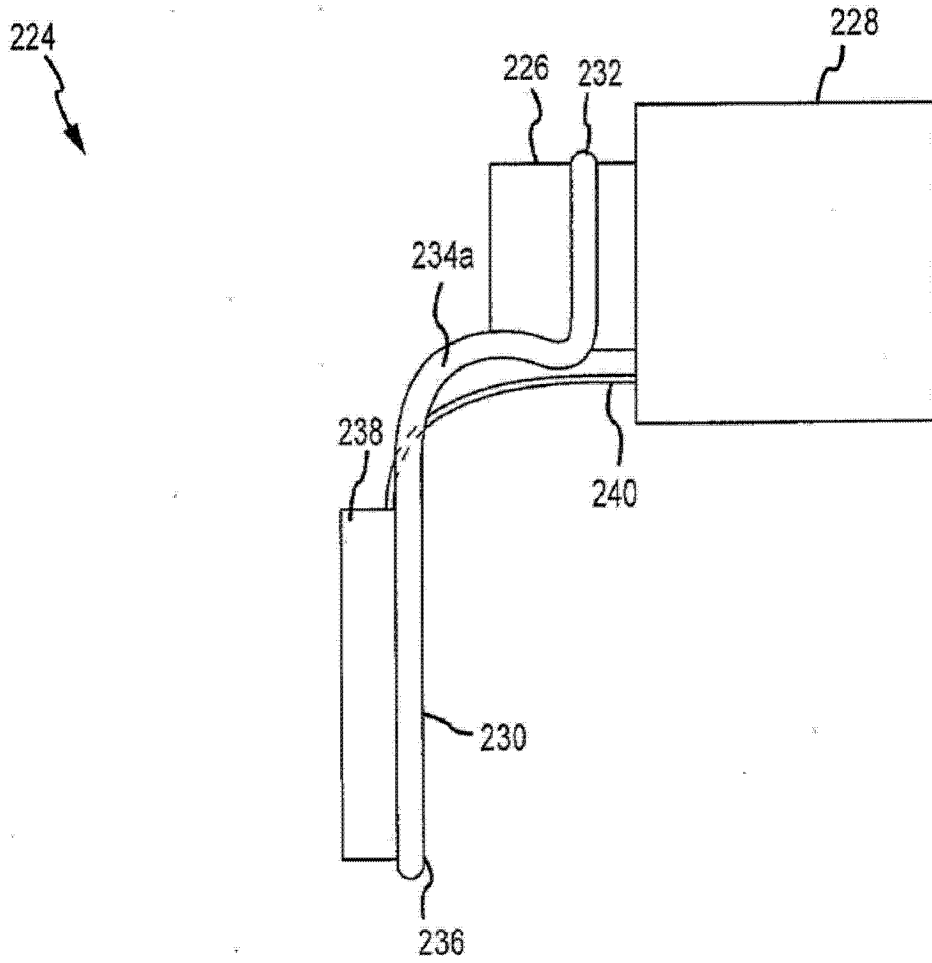


图 18B

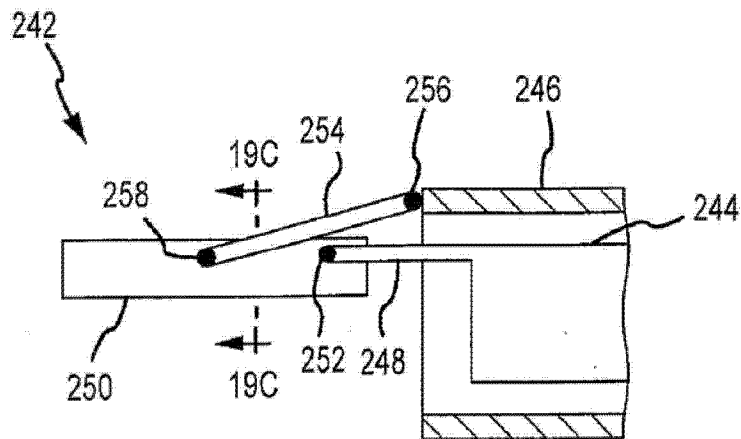


图 19A

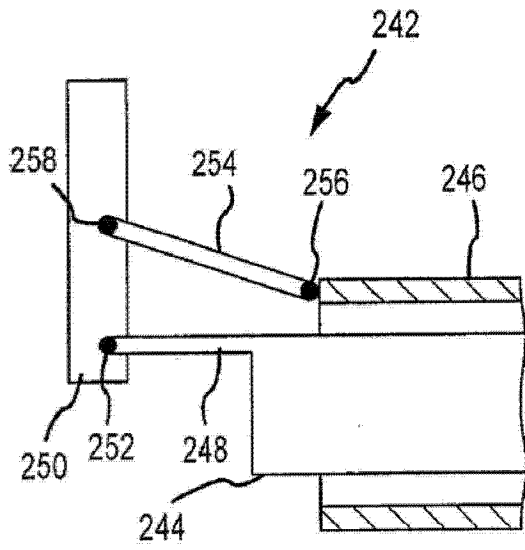


图 19B

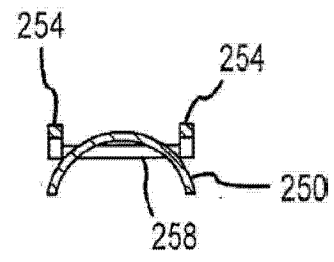


图 19C

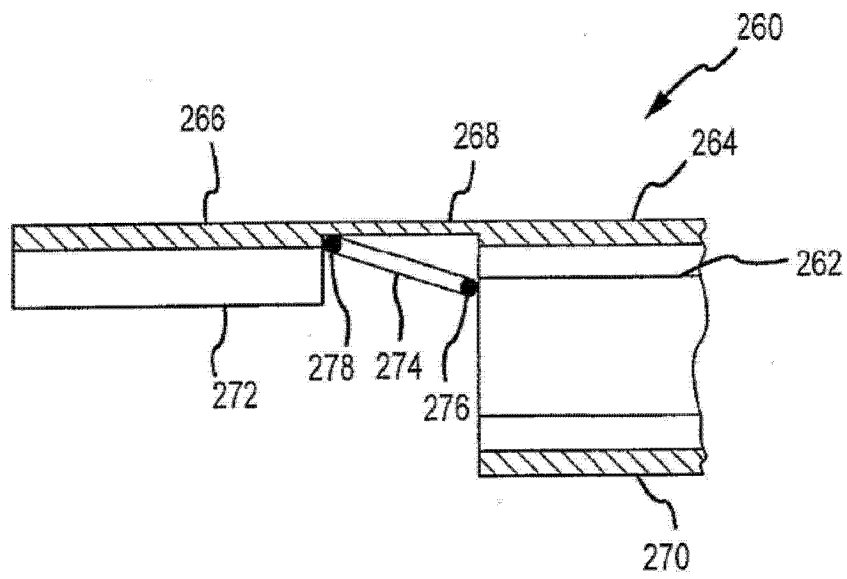


图 20A

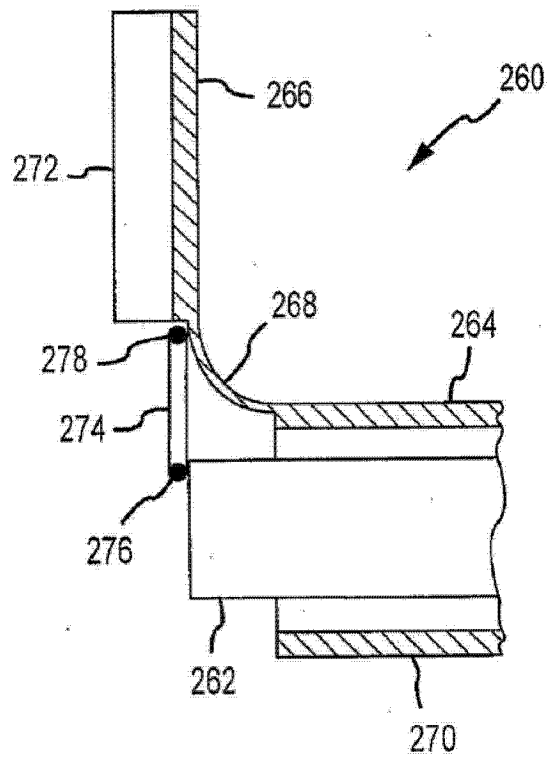


图 20B

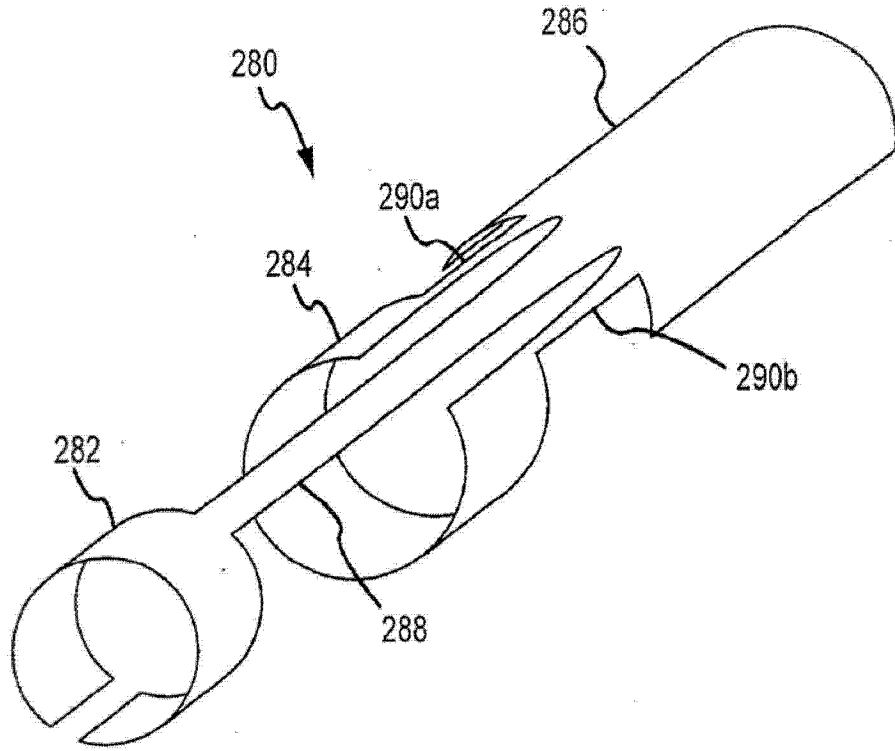


图 21

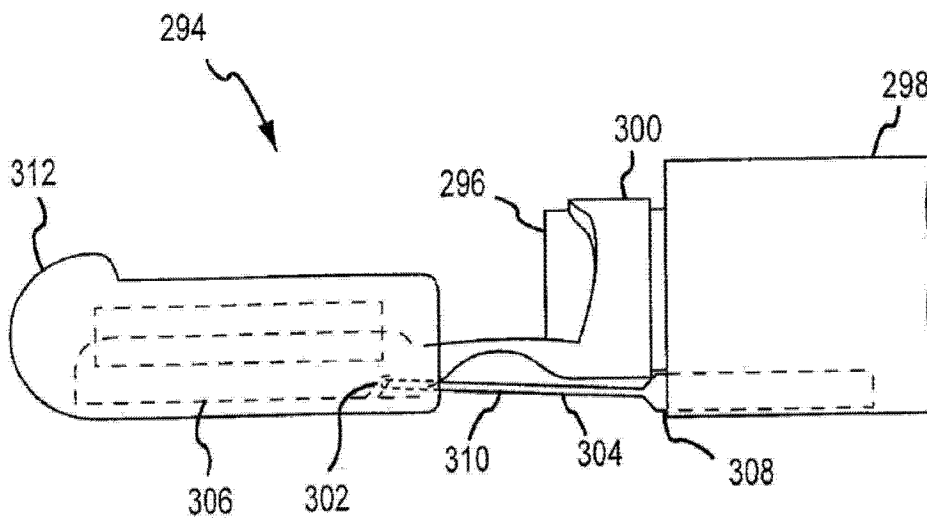


图 22A

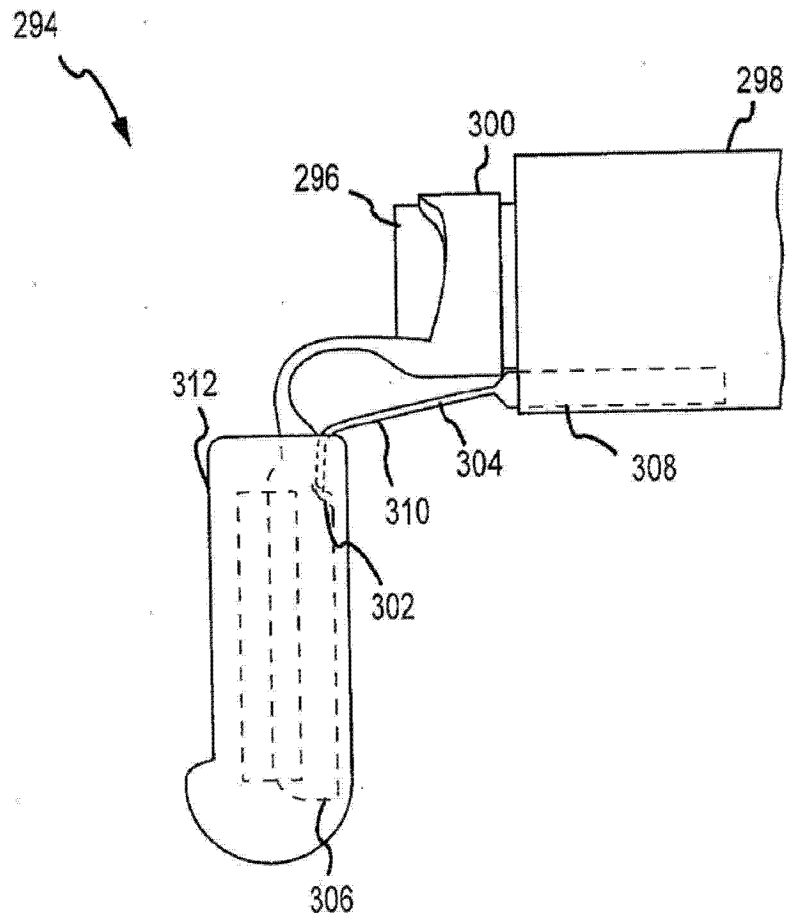


图 22B

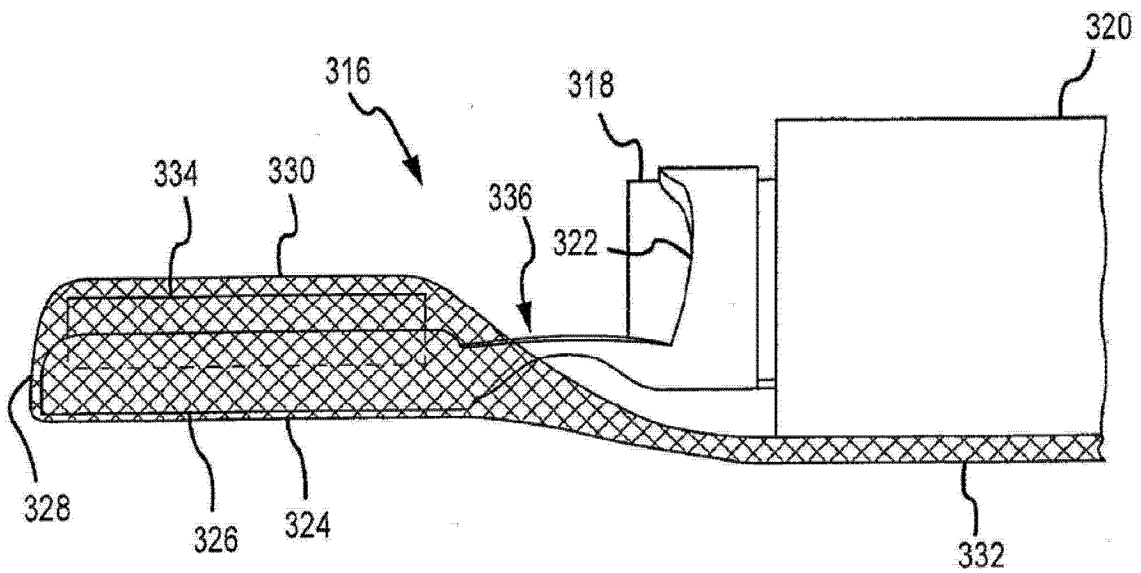


图 23A

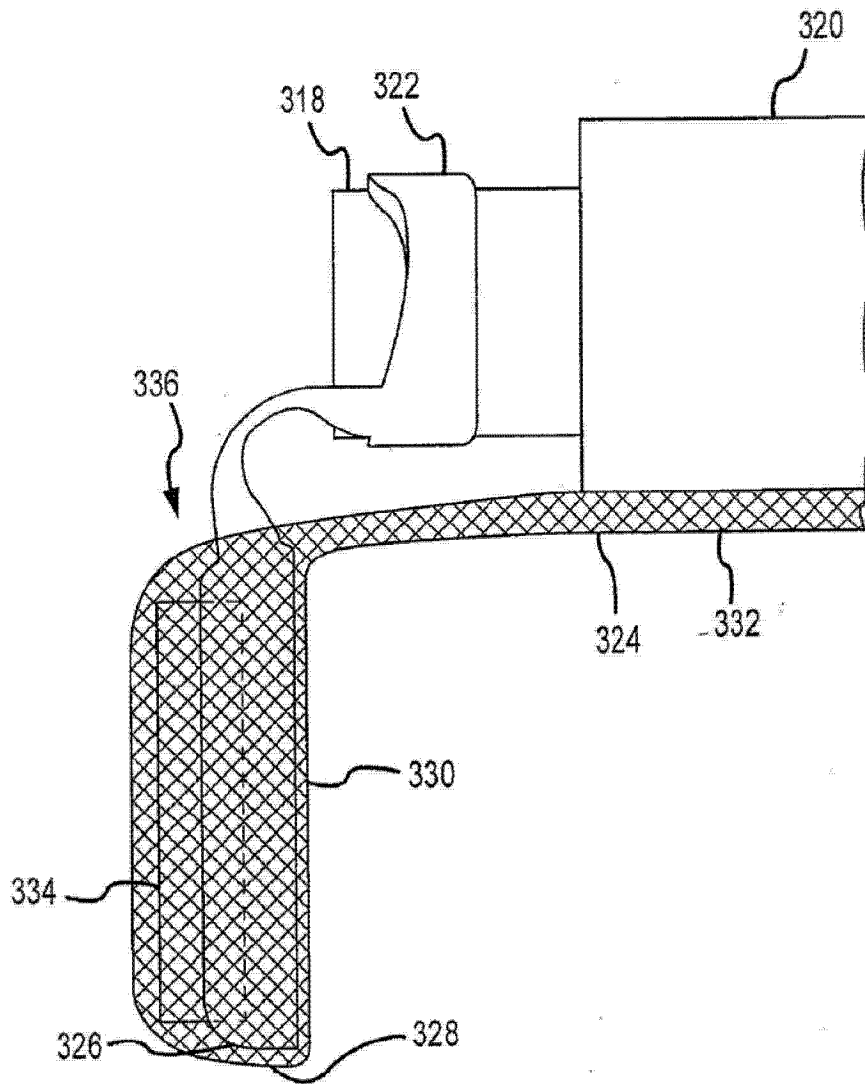


图 23B

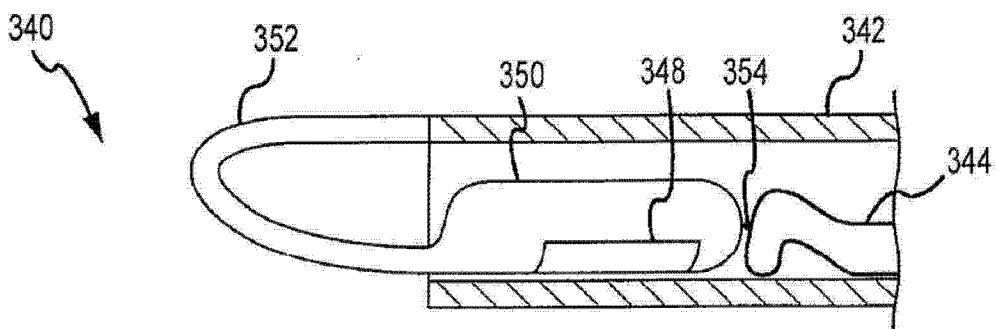


图 24A

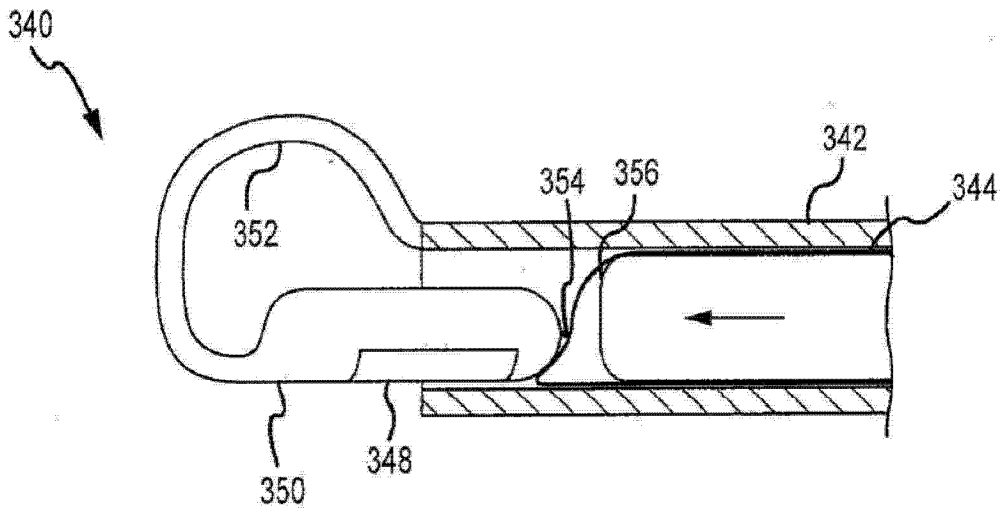


图 24B

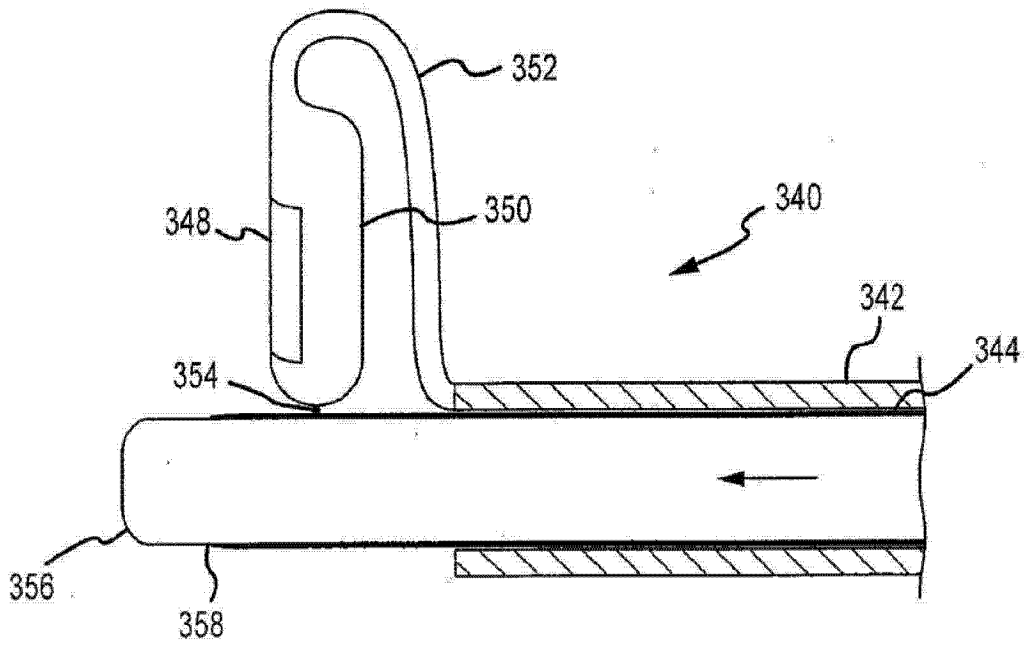


图 24C

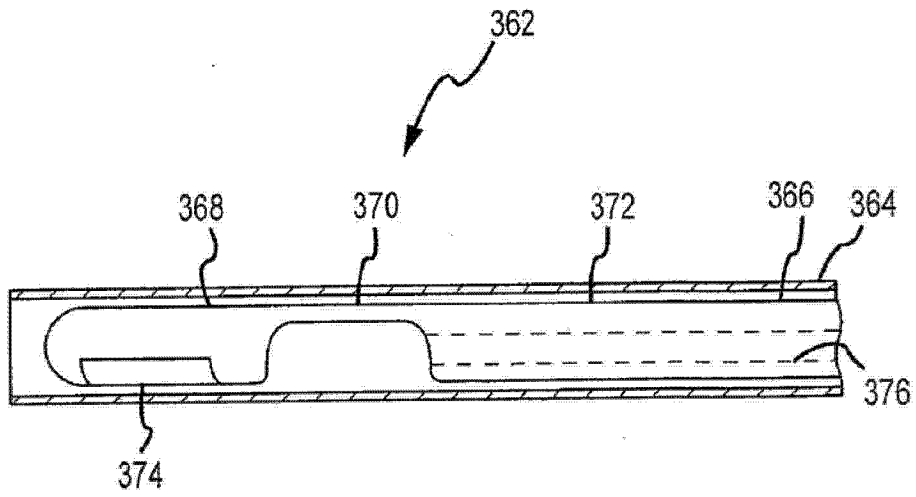


图 25A

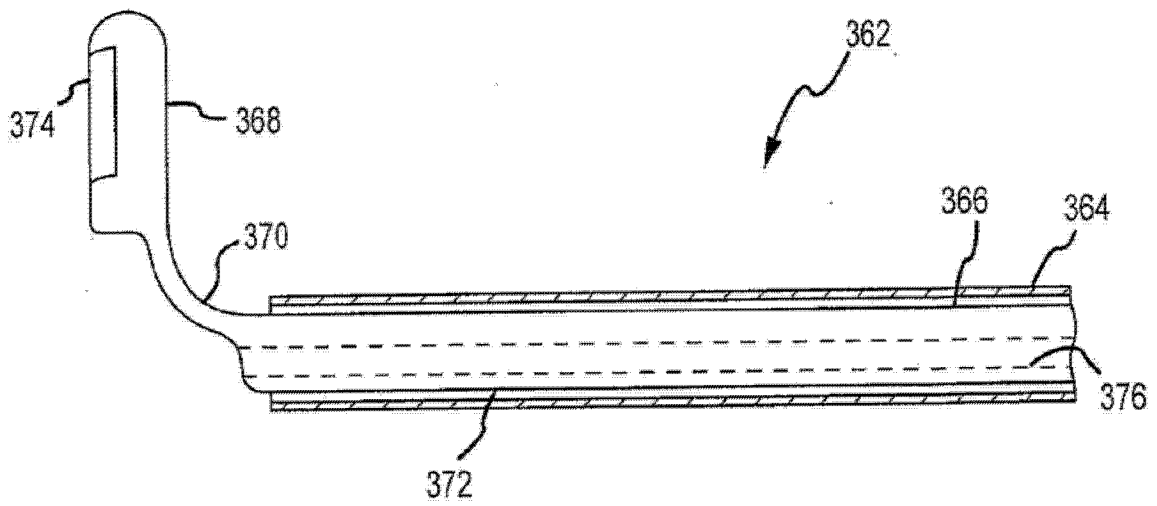


图 25B

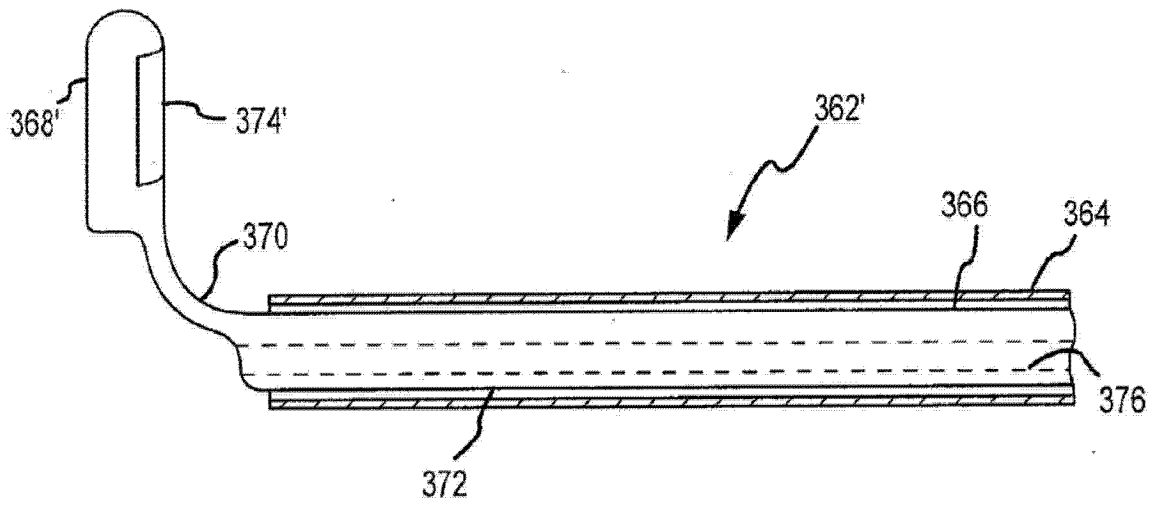


图 25C

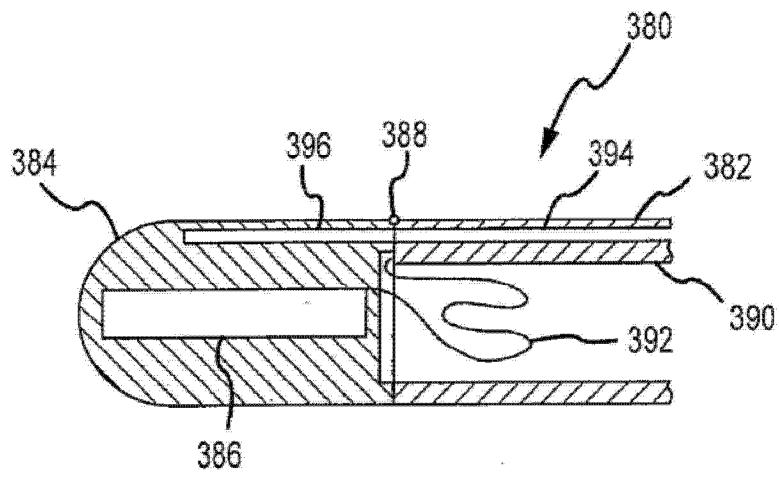


图 26A

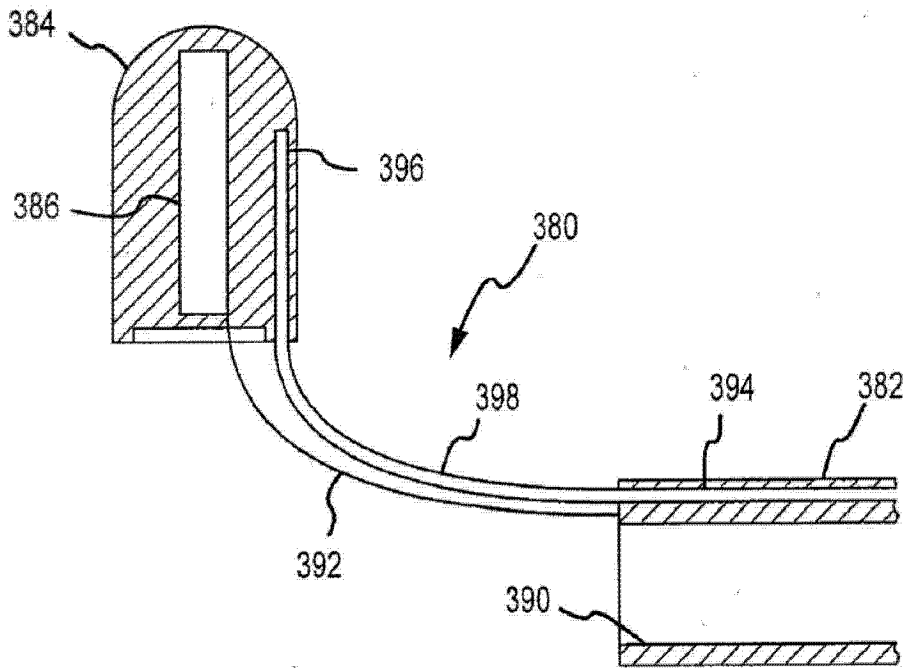


图 26B

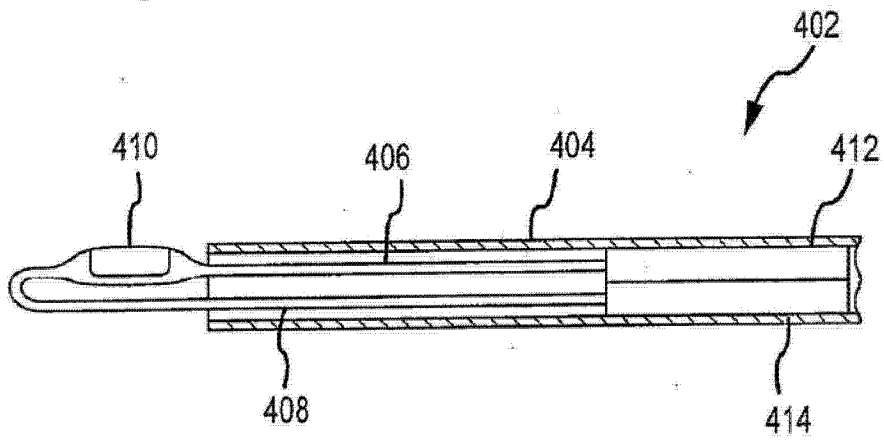


图 27A

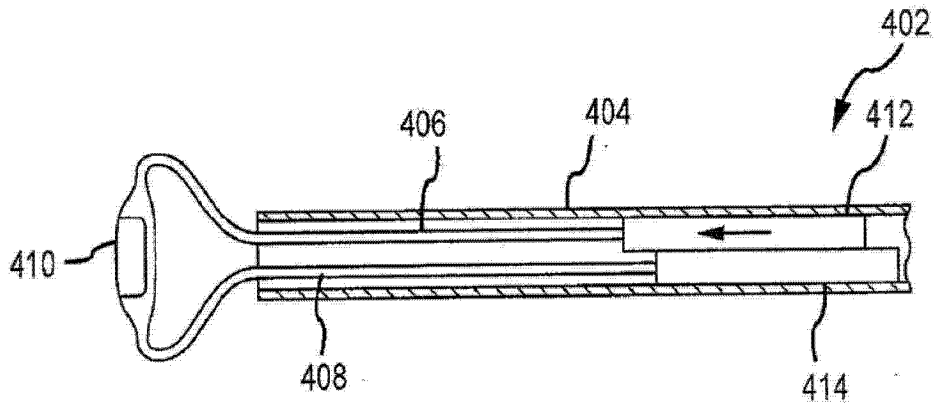


图 27B

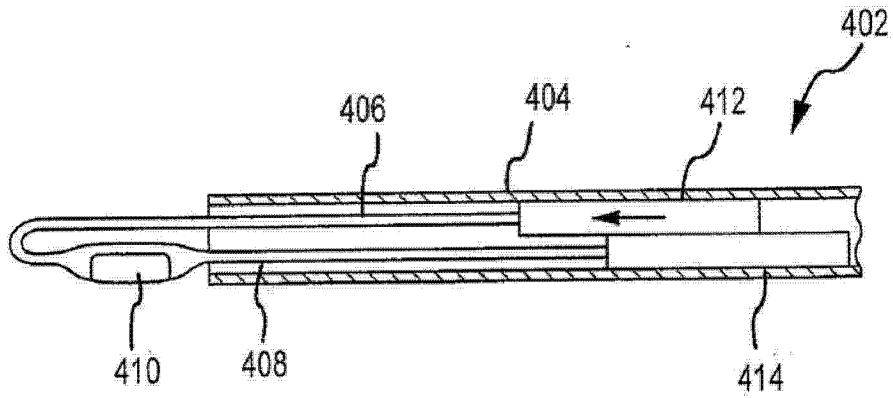


图 27C

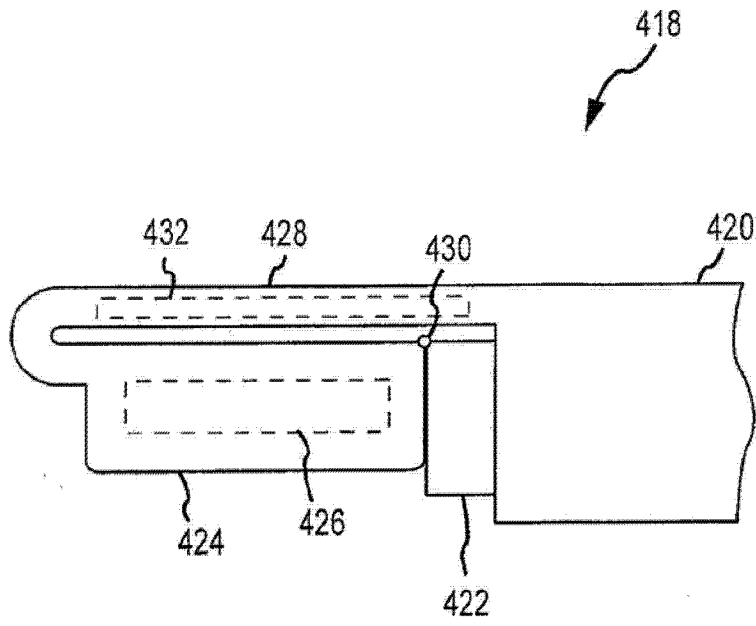


图 28A

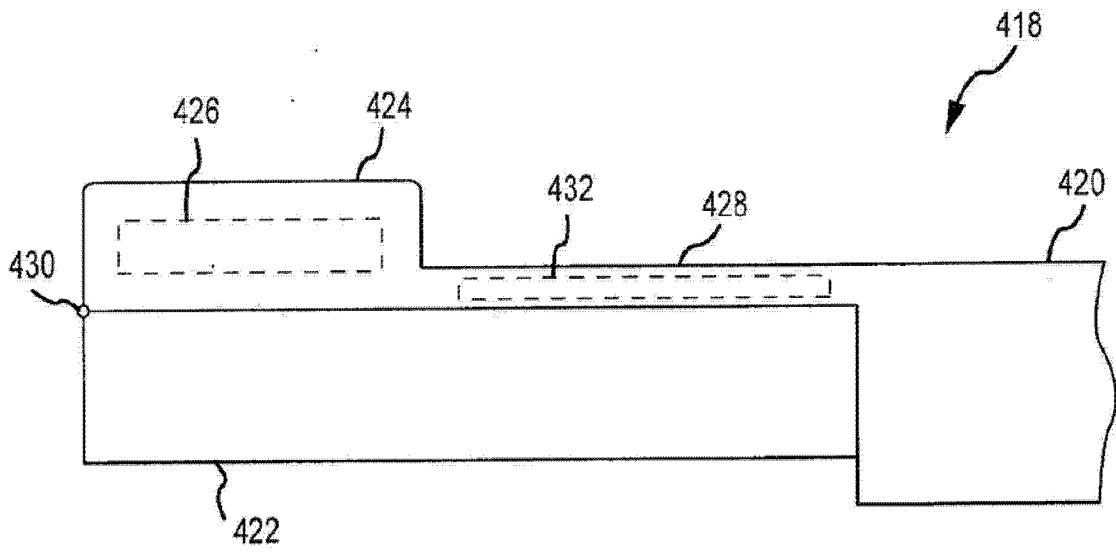


图 28B

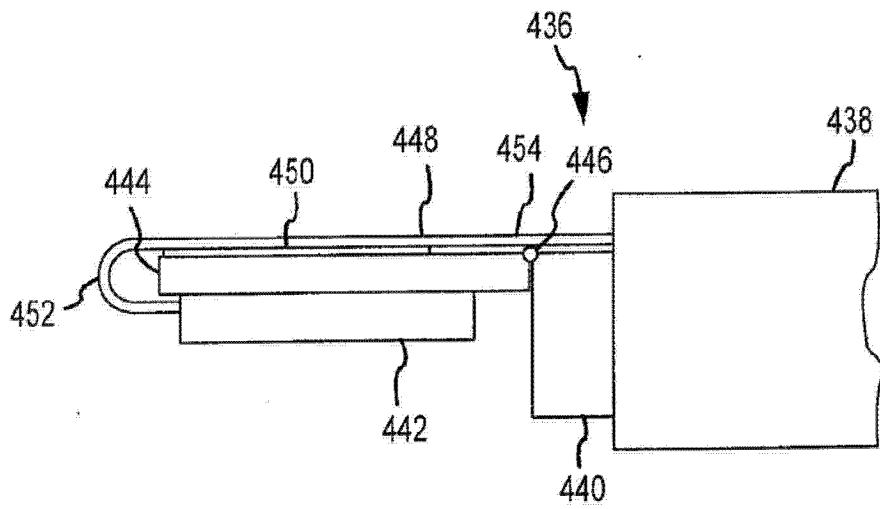


图 29A

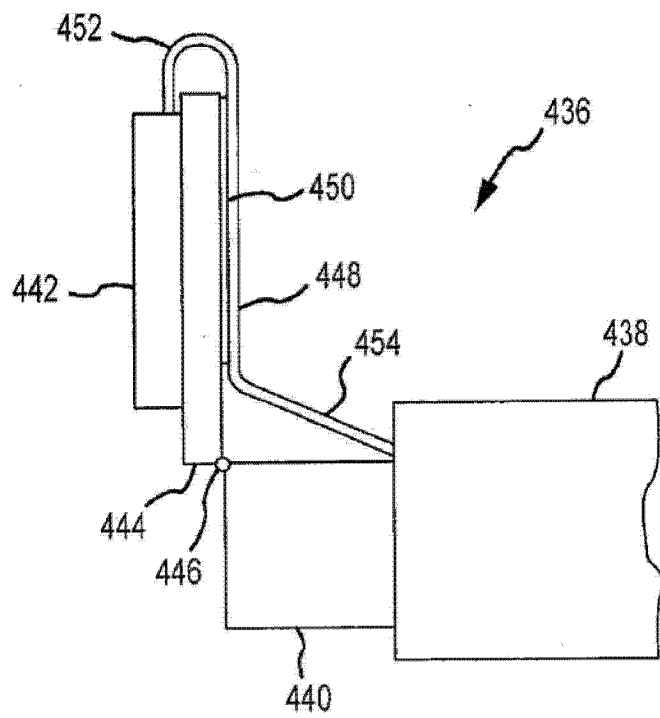


图 29B

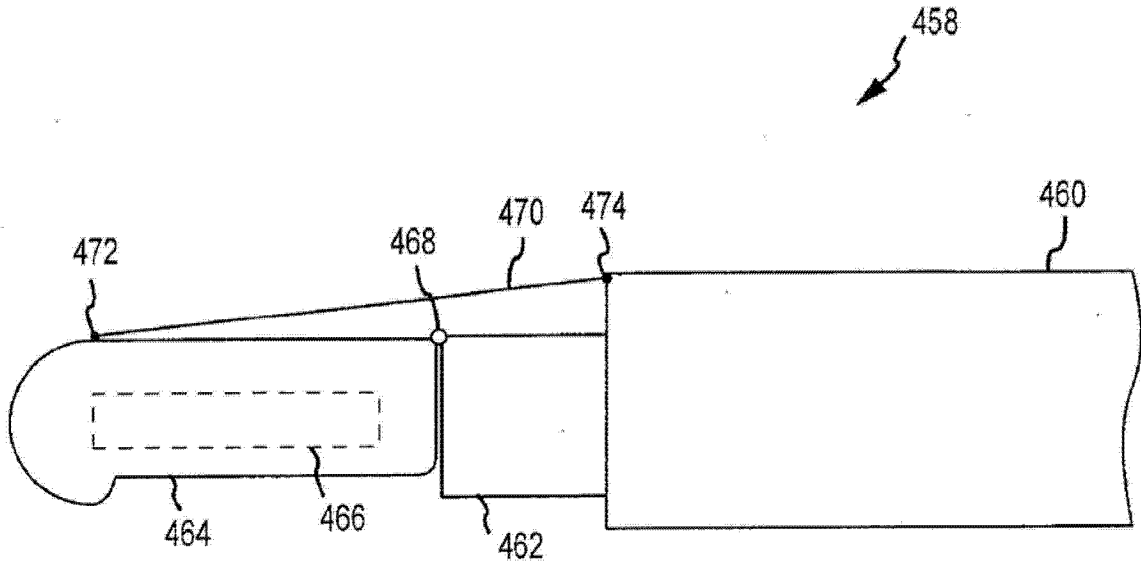


图 30A

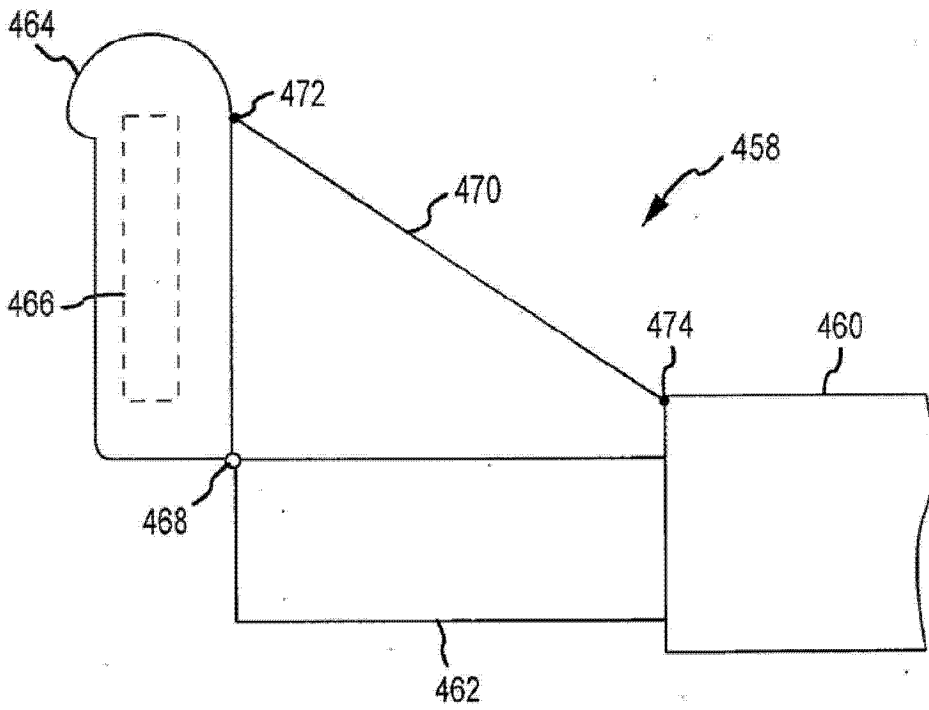


图 30B

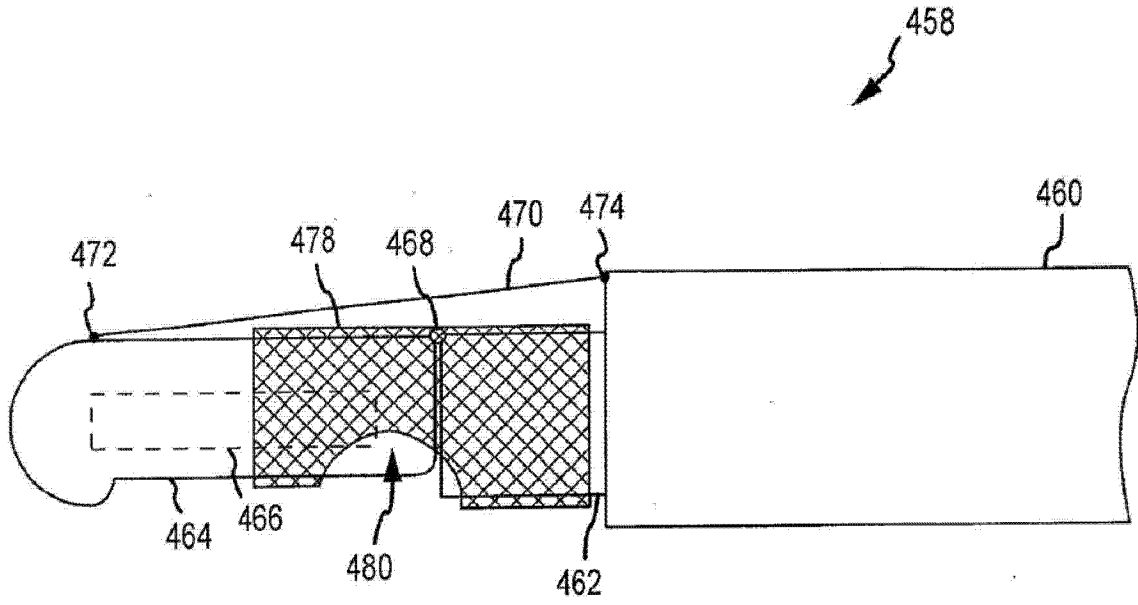


图 31A

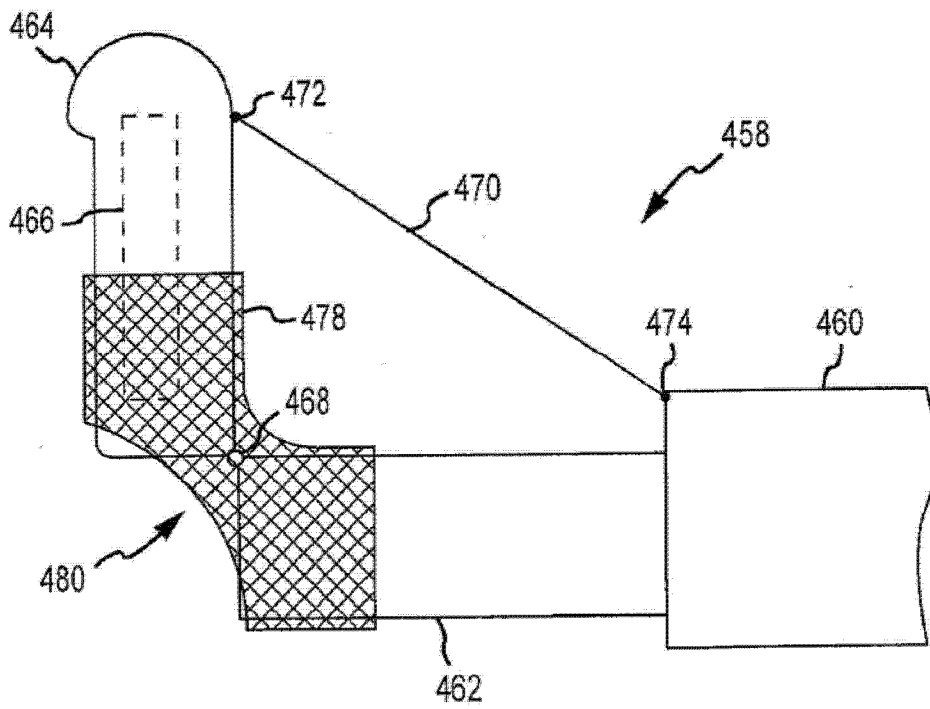


图 31B

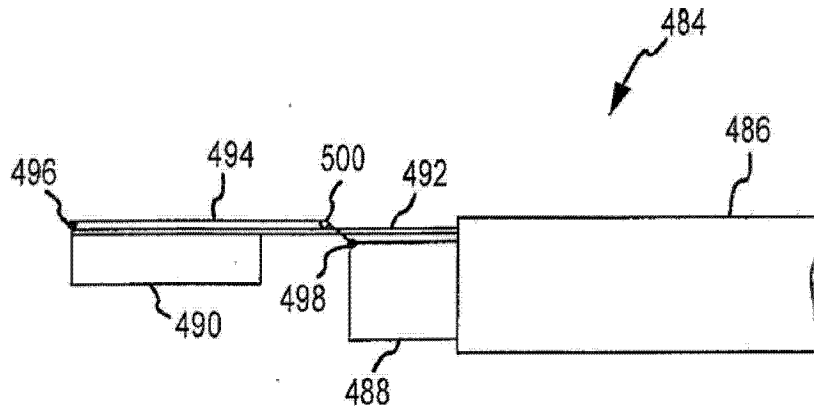


图 32A

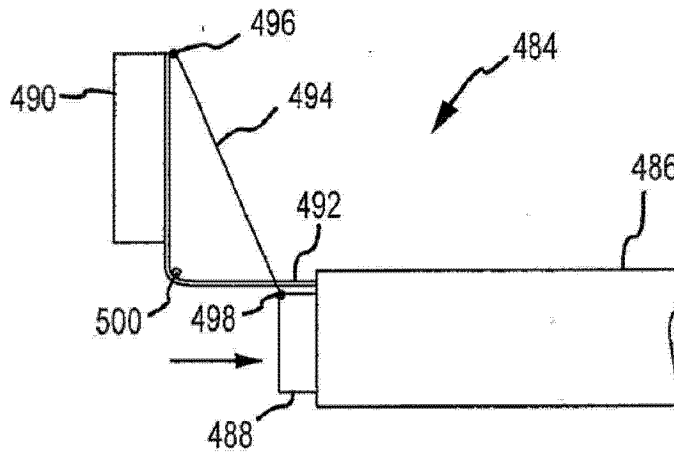


图 32B

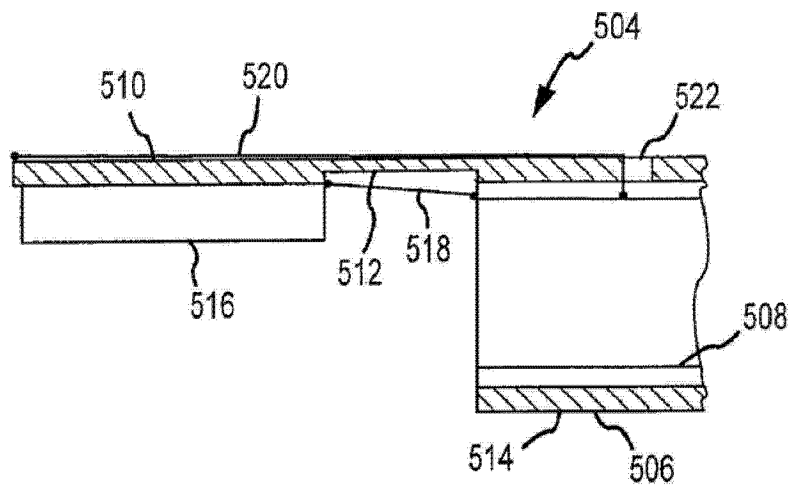


图 33A

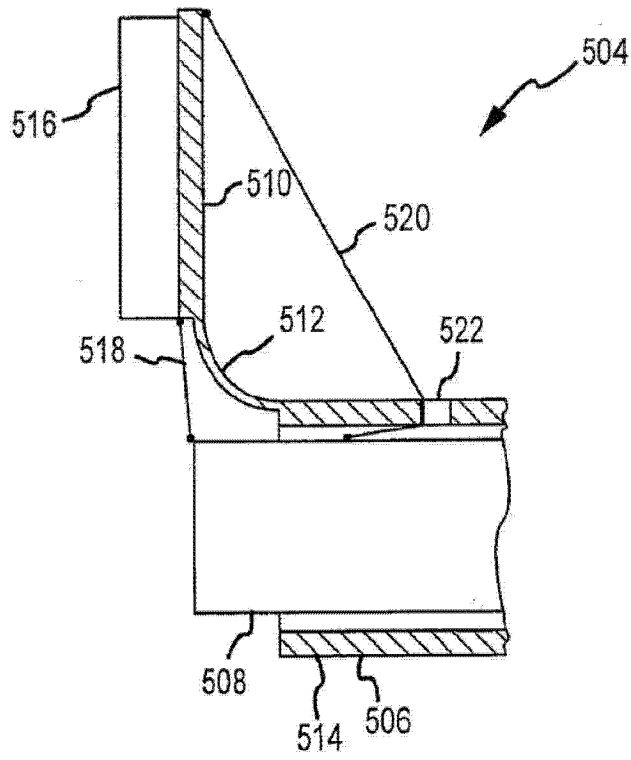


图 33B

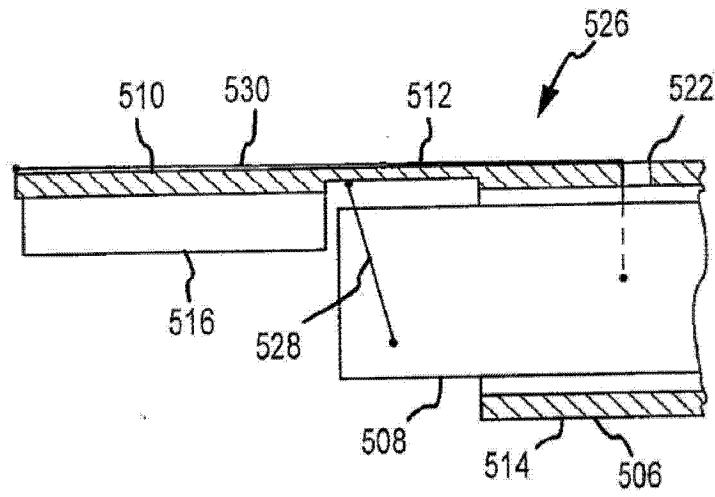


图 34A

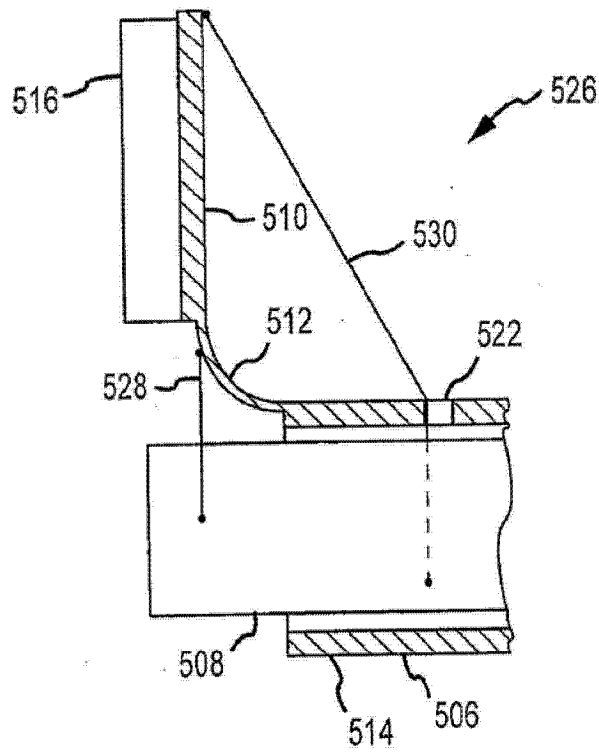


图 34B

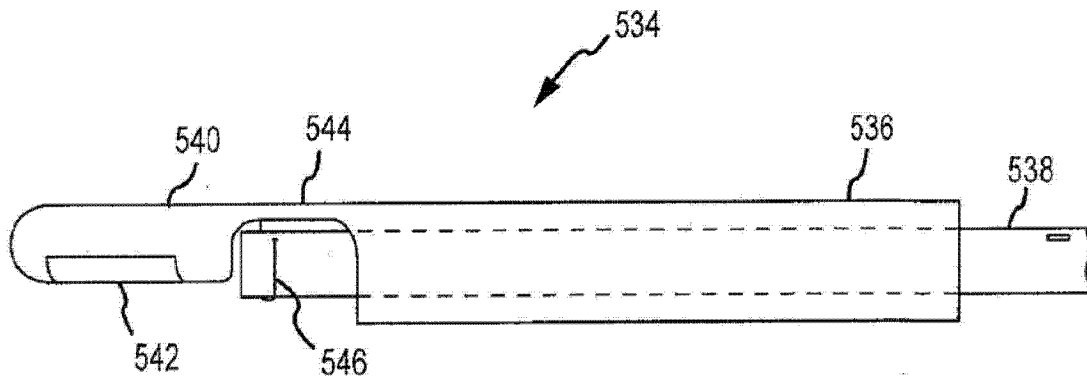


图 35A

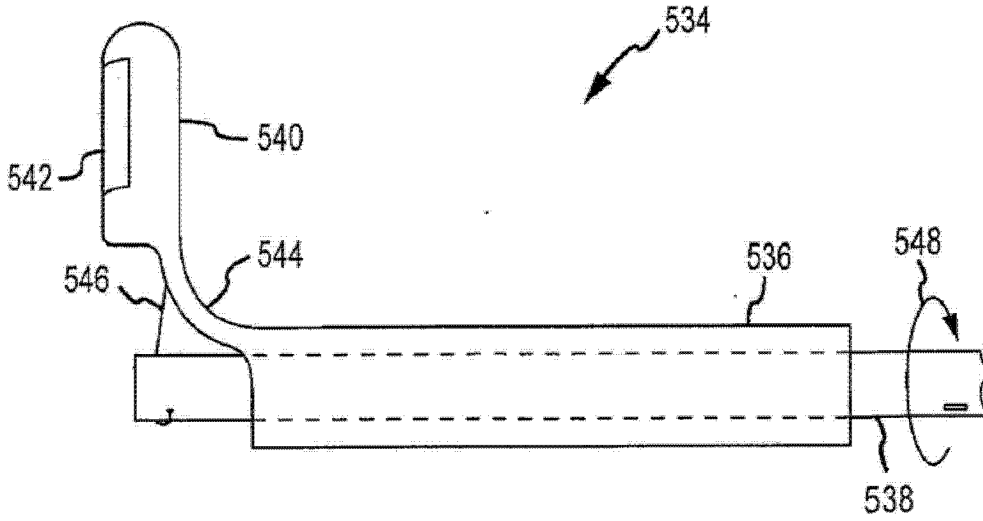


图 35B

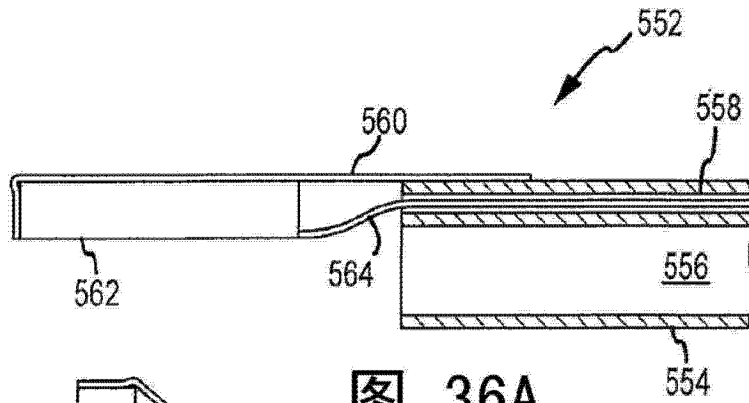


图 36A

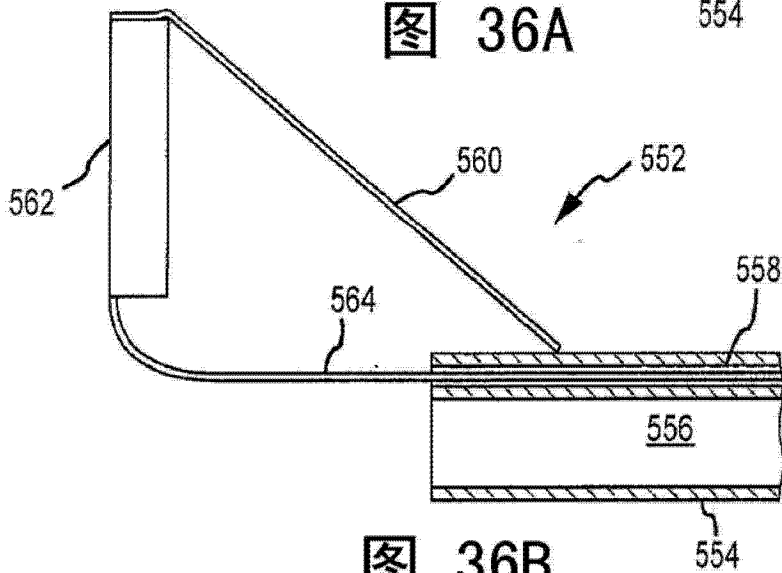


图 36B

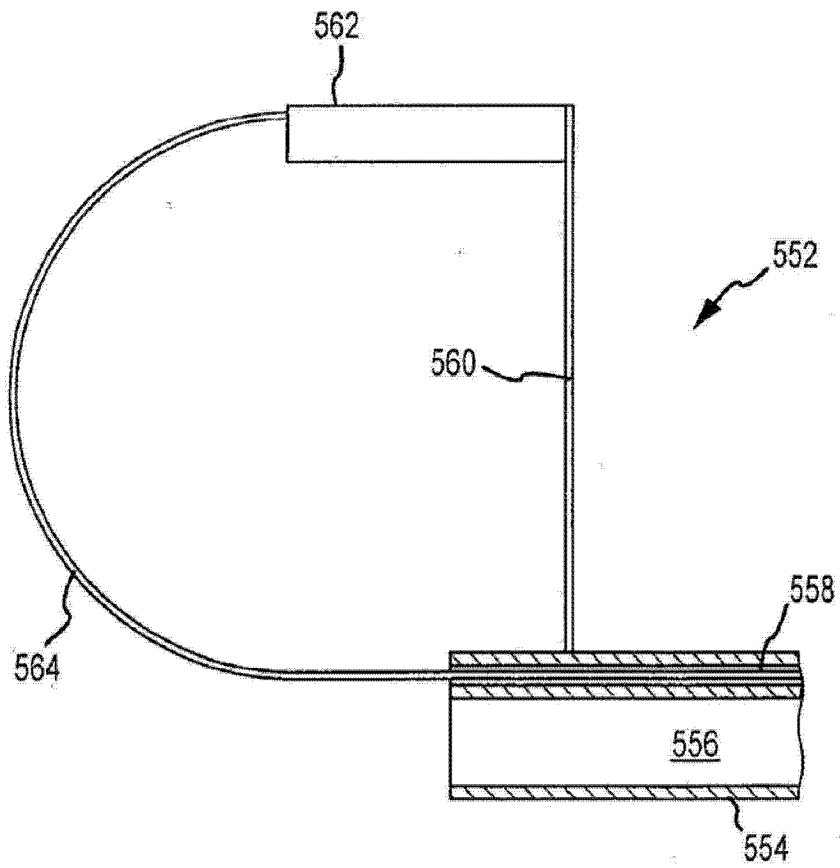


图 36C

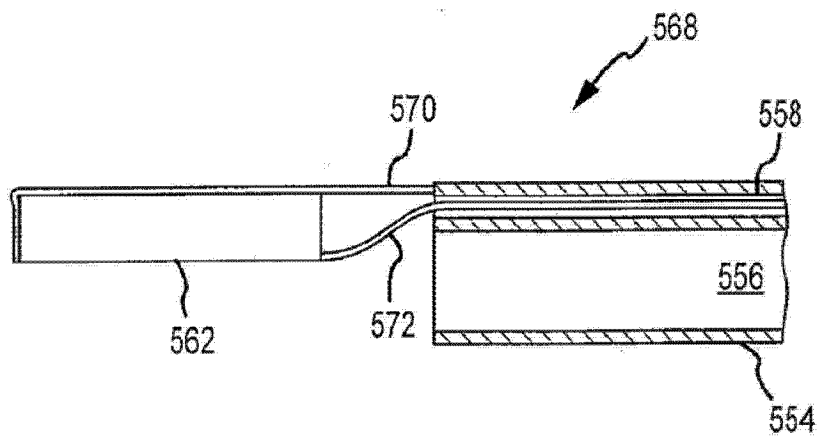


图 37A

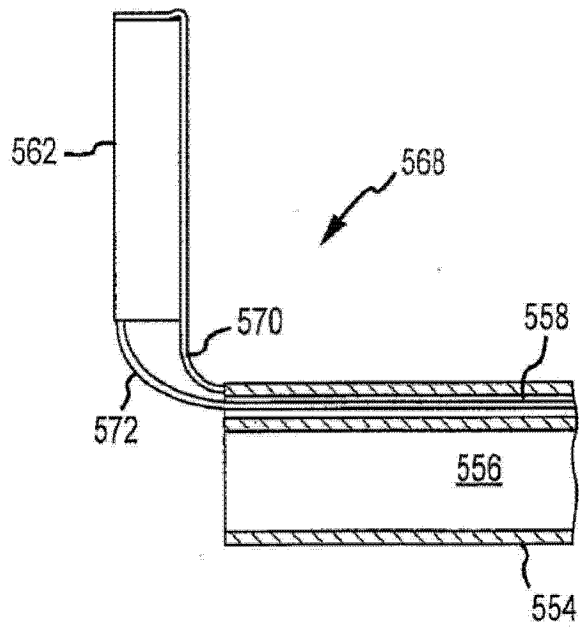


图 37B

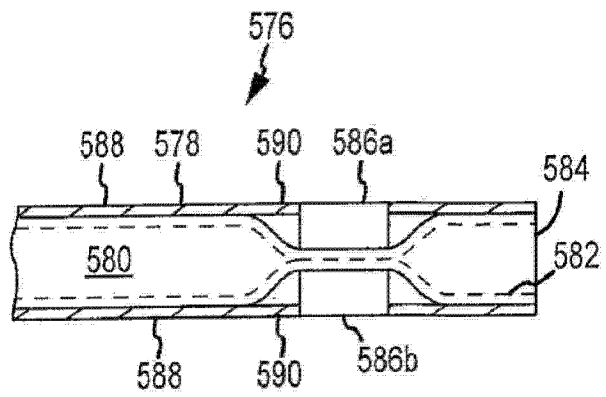


图 38A

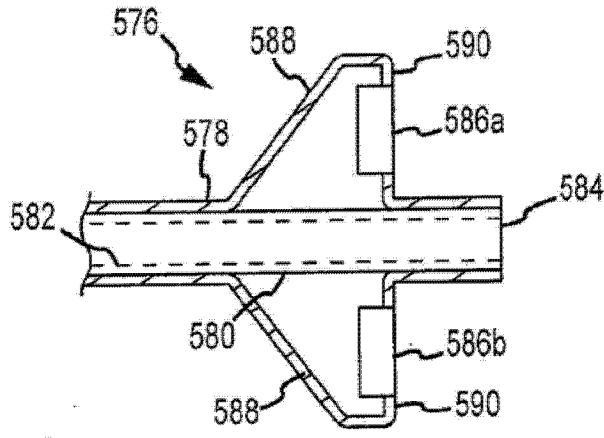


图 38B

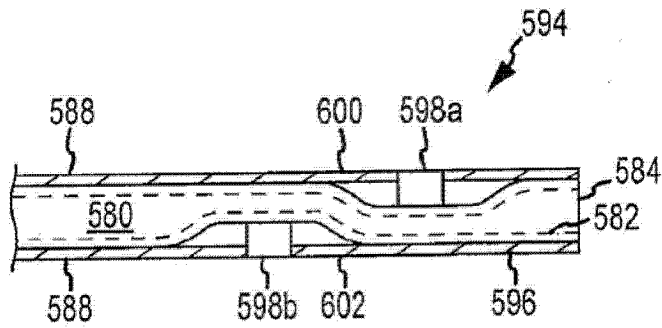


图 39A

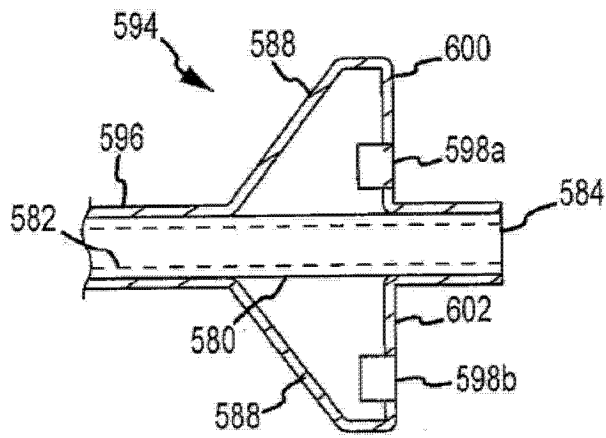


图 39B

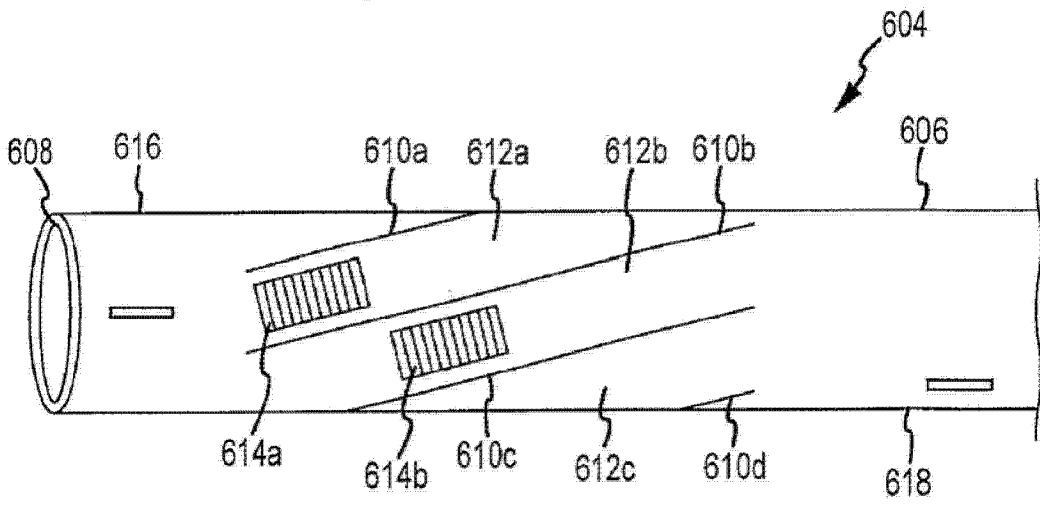


图 40A

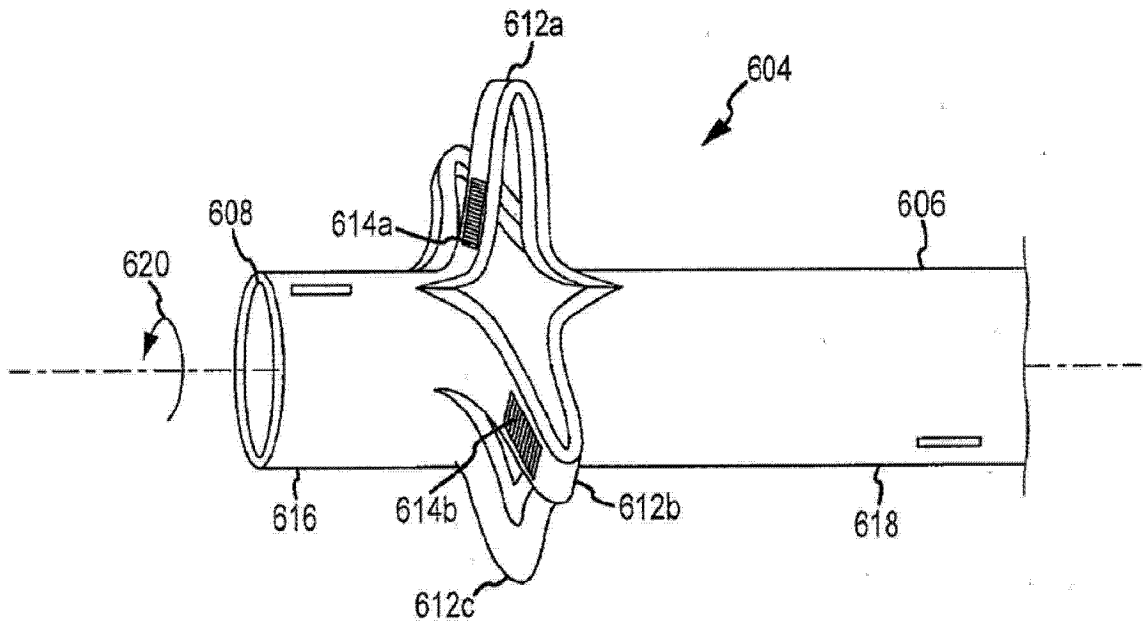


图 40B

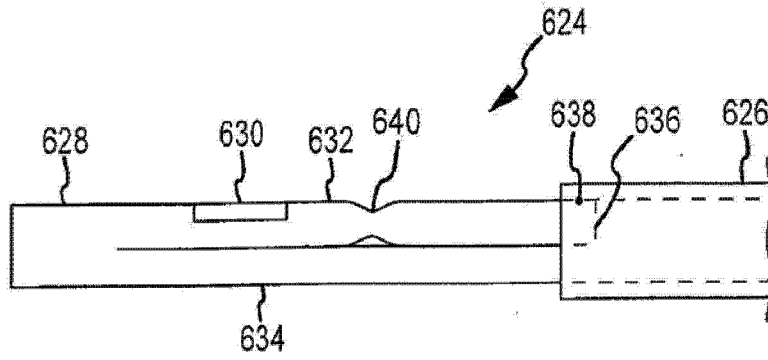


图 41A

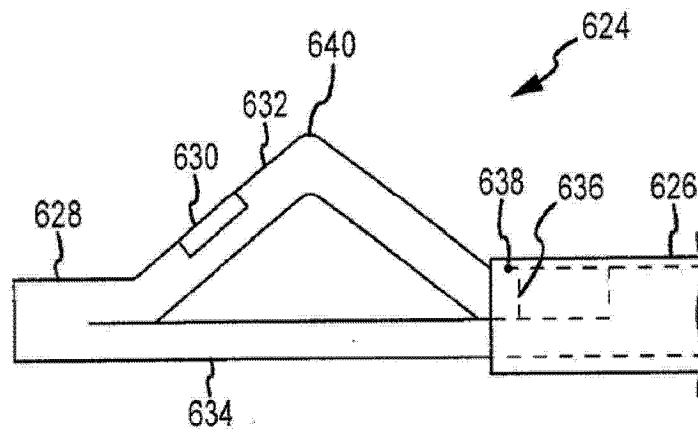


图 41B

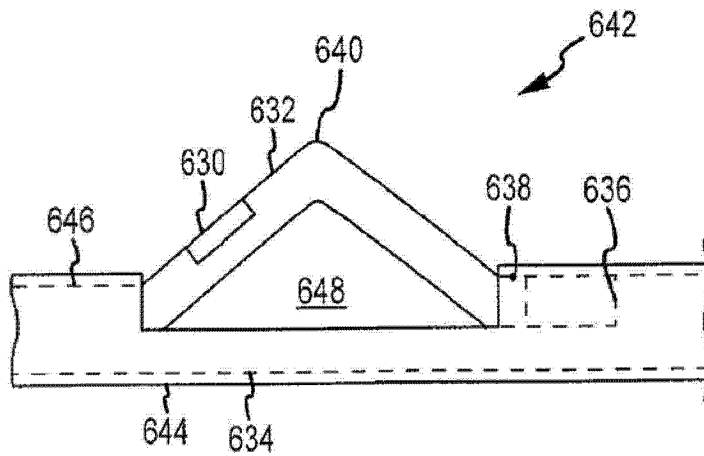


图 41C

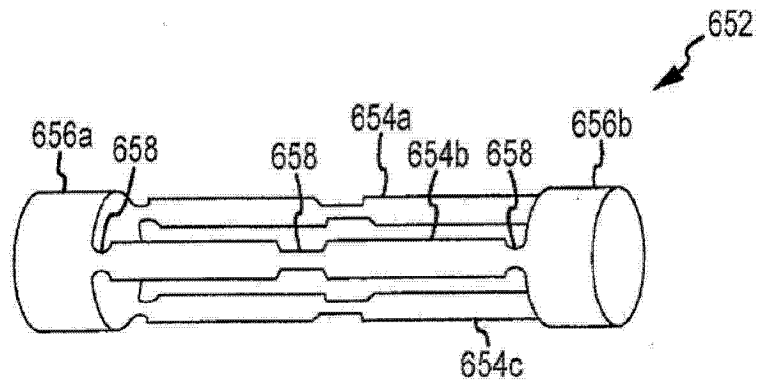


图 42A

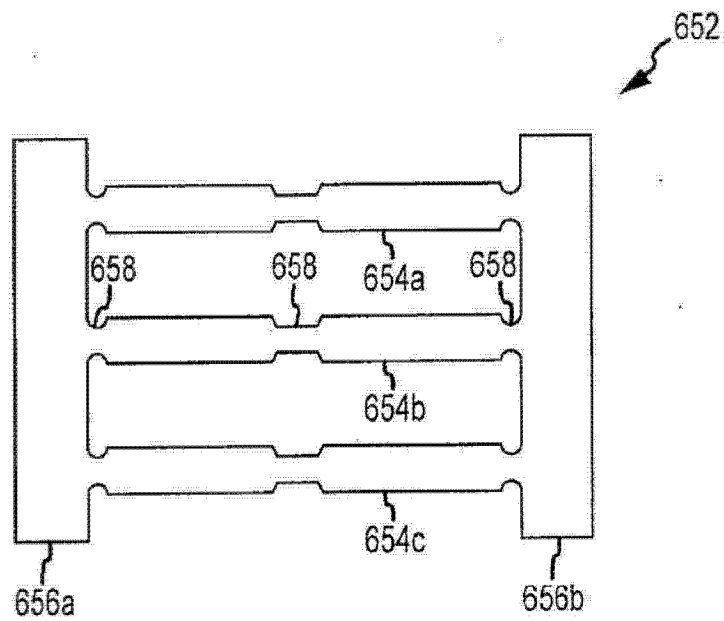


图 42B

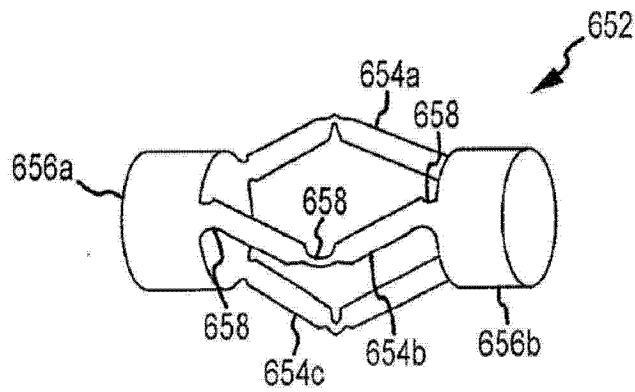


图 42C

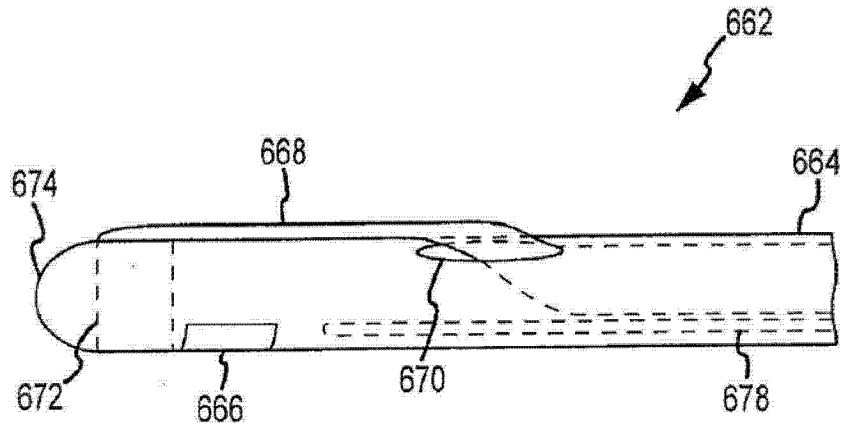


图 43A

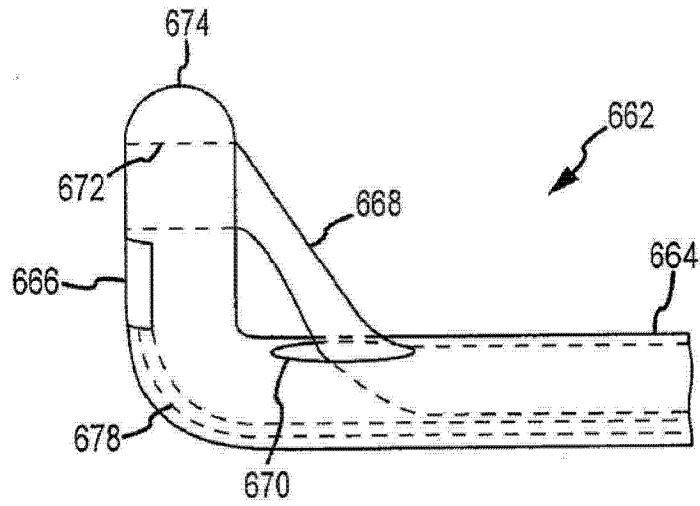


图 43B

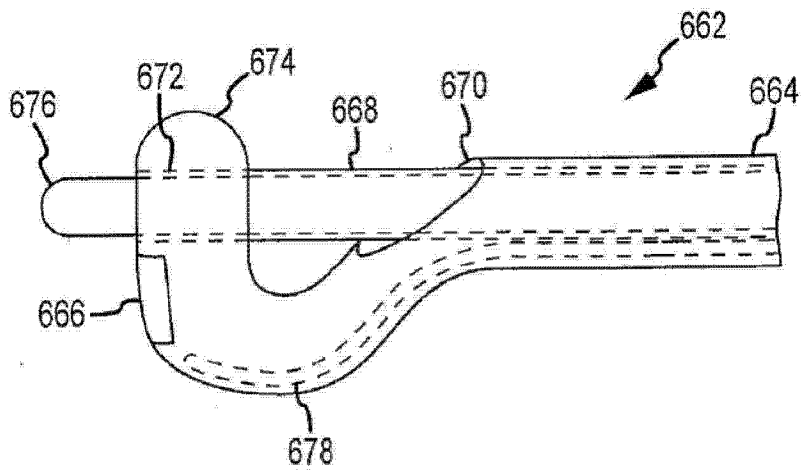


图 43C

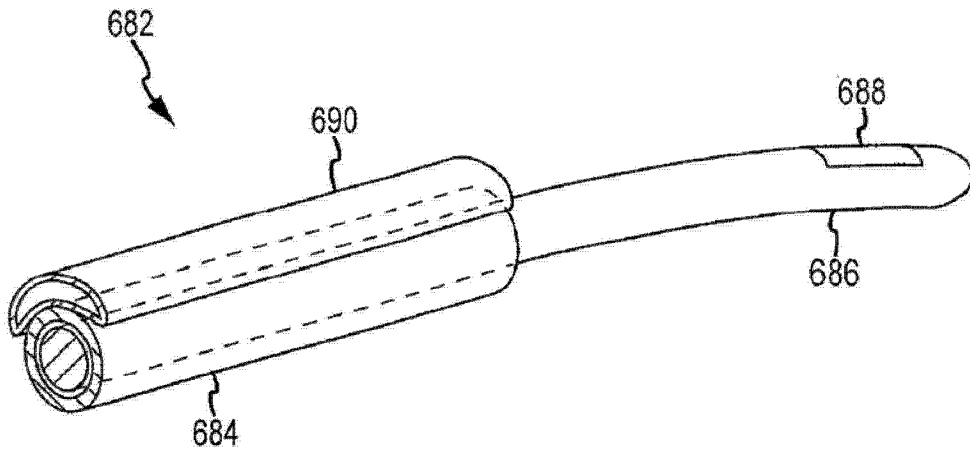


图 44A

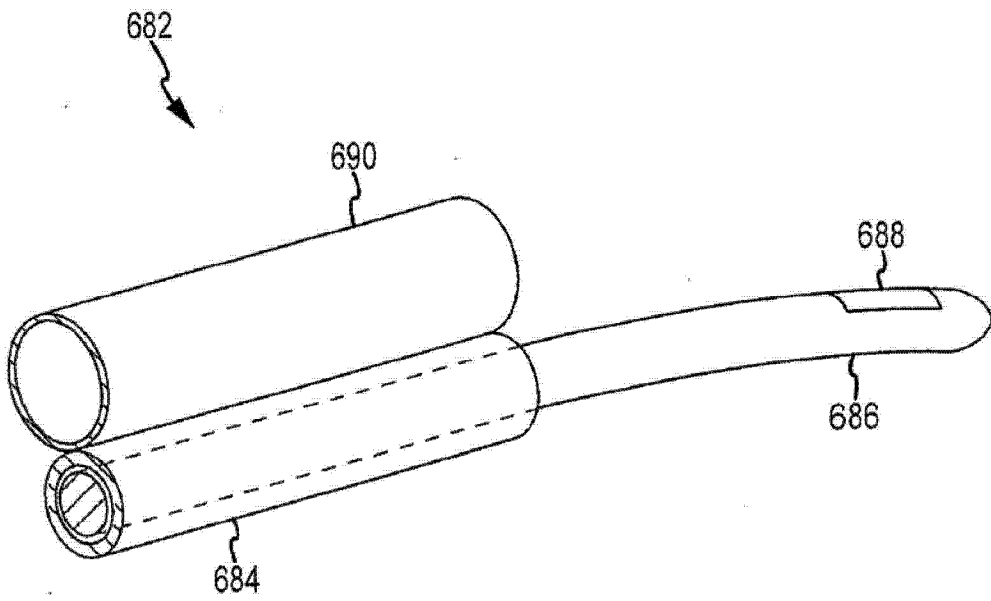


图 44B

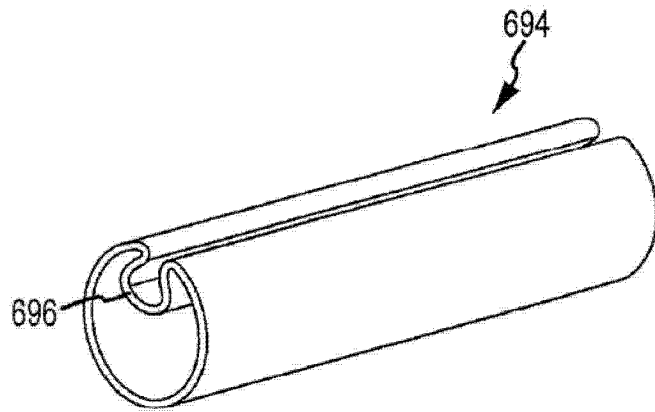


图 45A

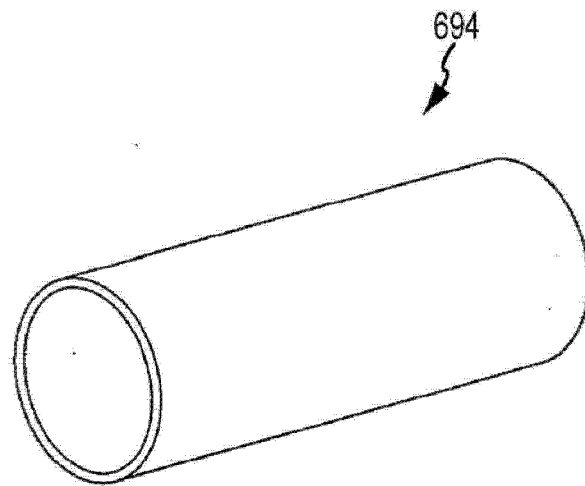


图 45B

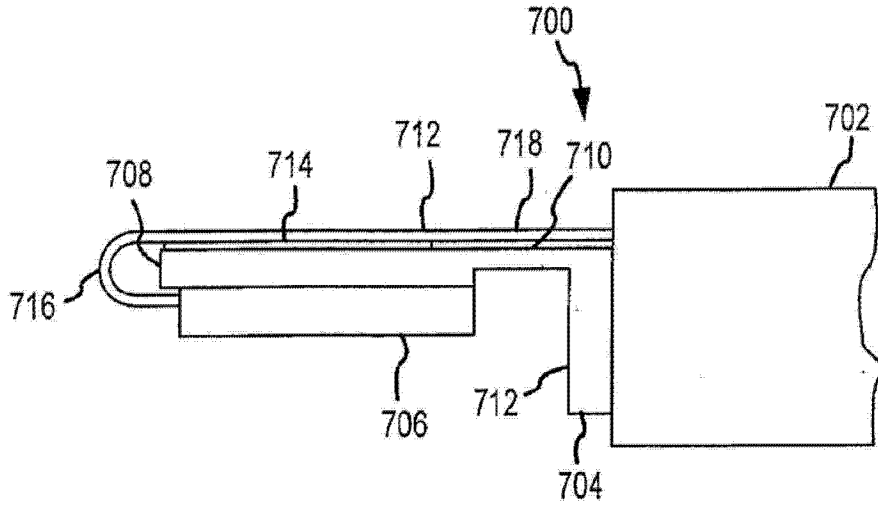


图 46A

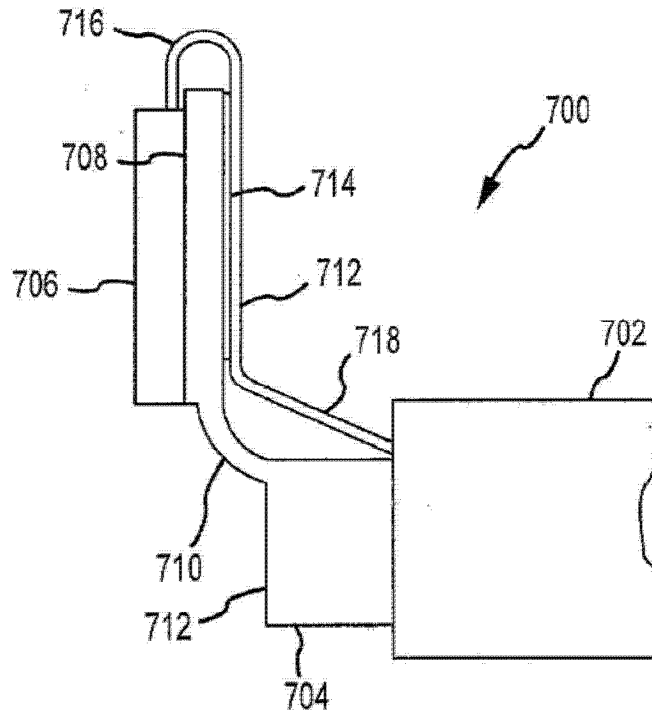


图 46B

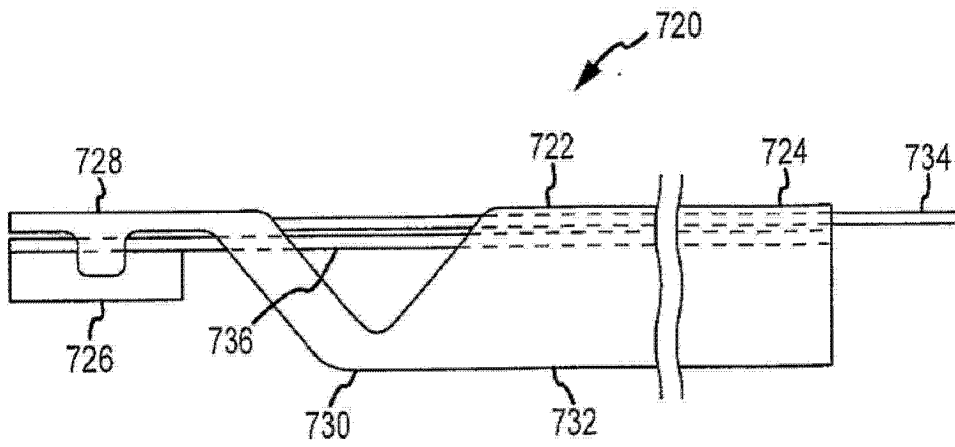


图 47A

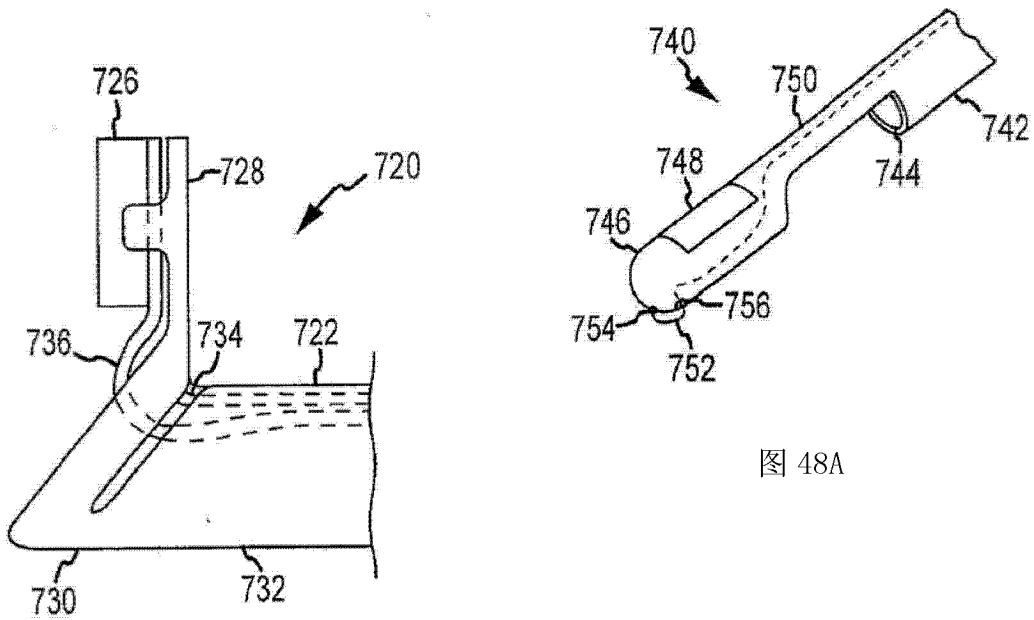


图 47B

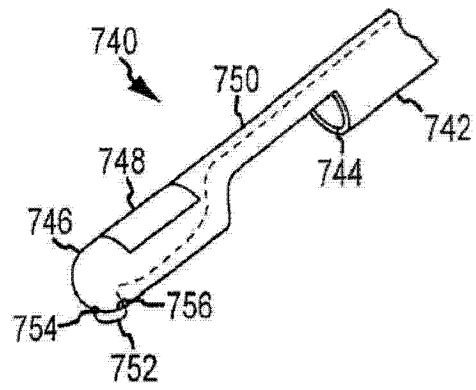


图 48A

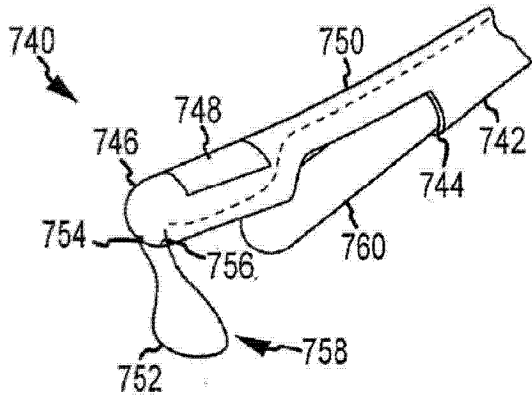


图 48B

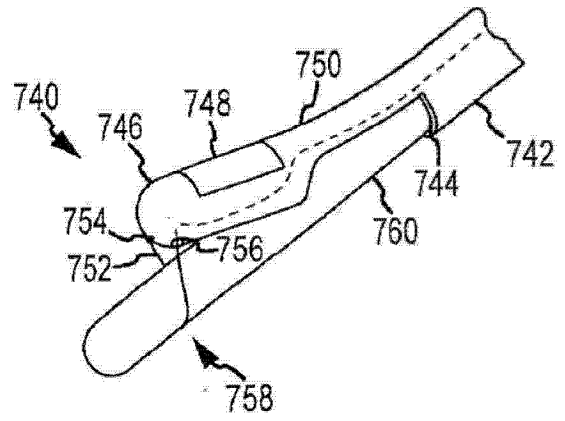


图 48C

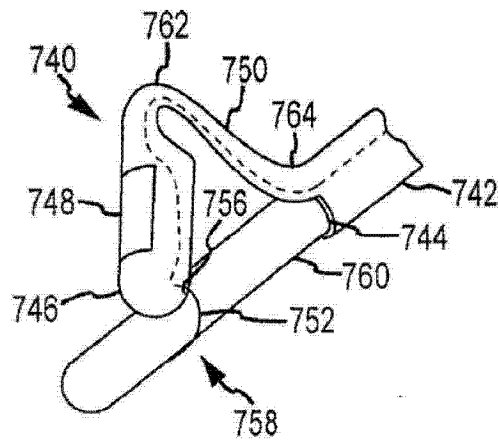


图 48D

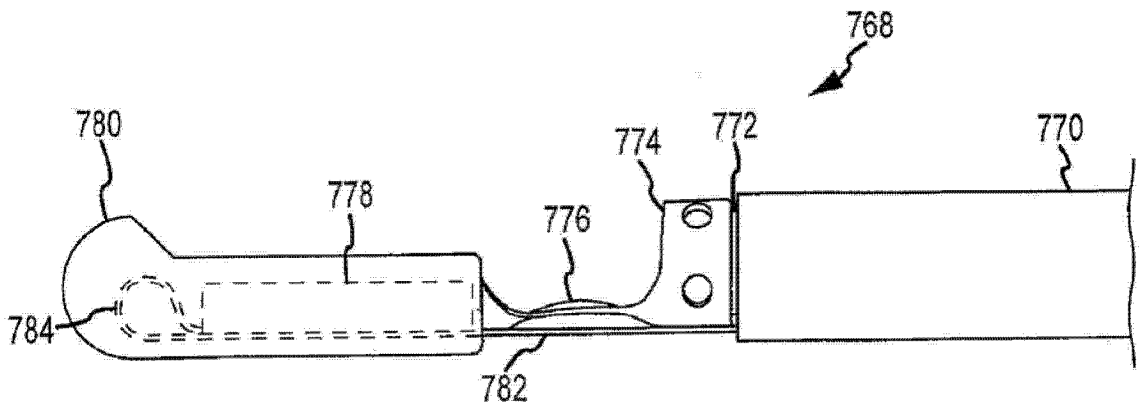


图 49A

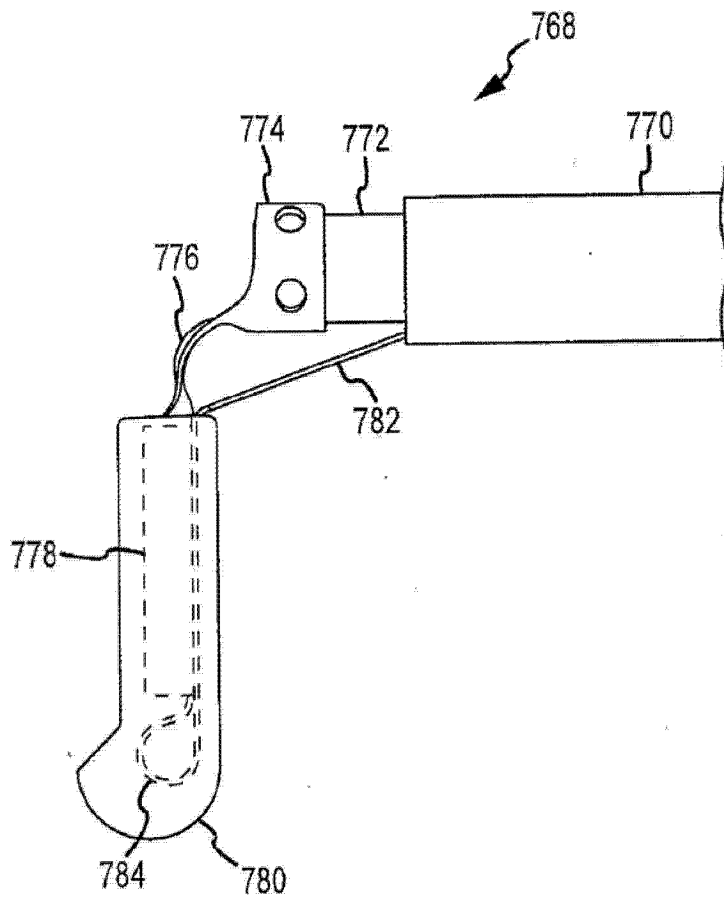


图 49B

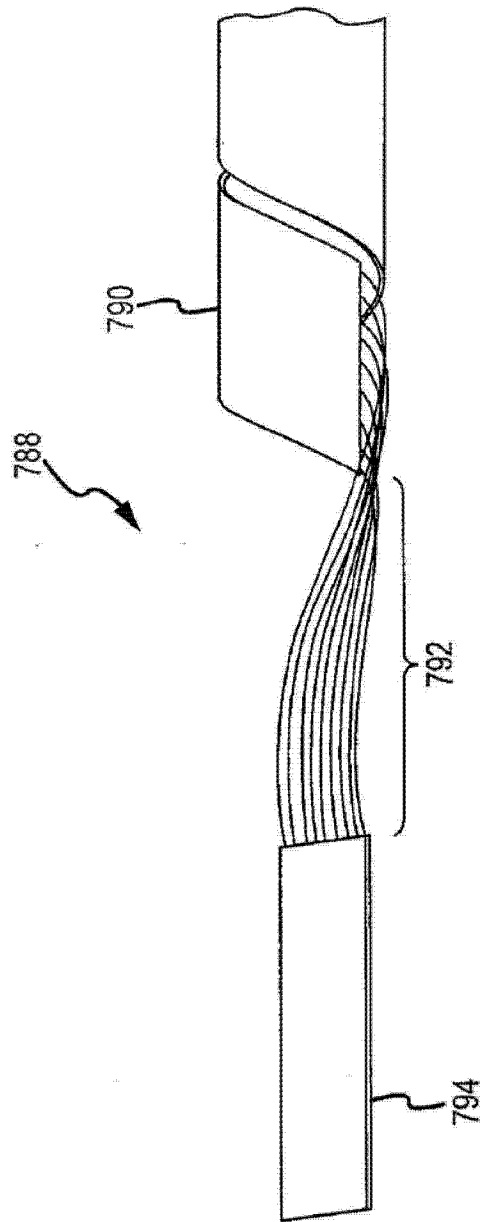


图 50

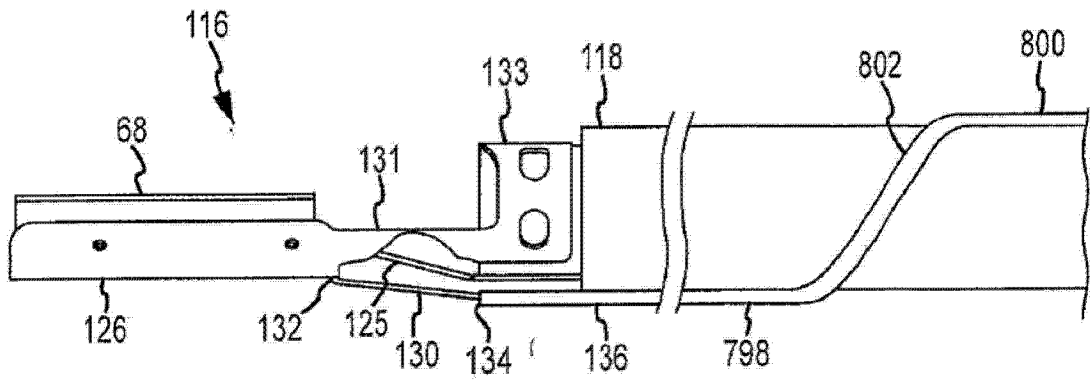


图 51A

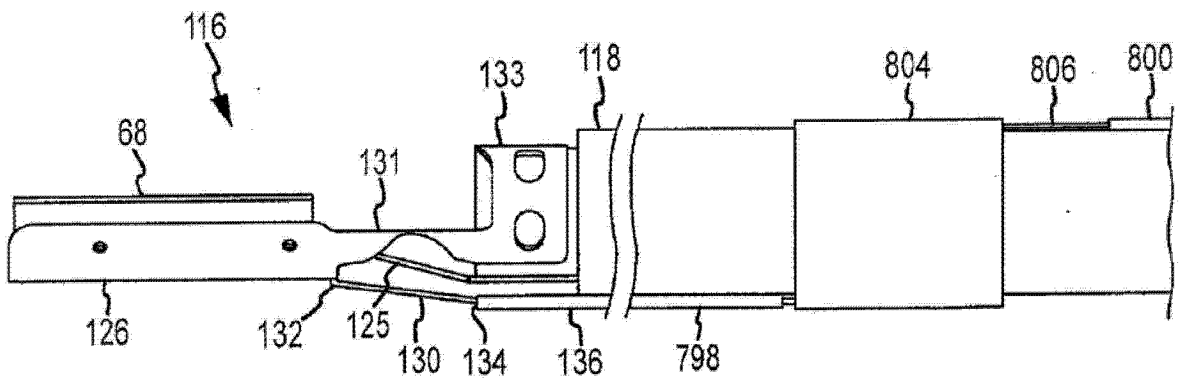


图 51B

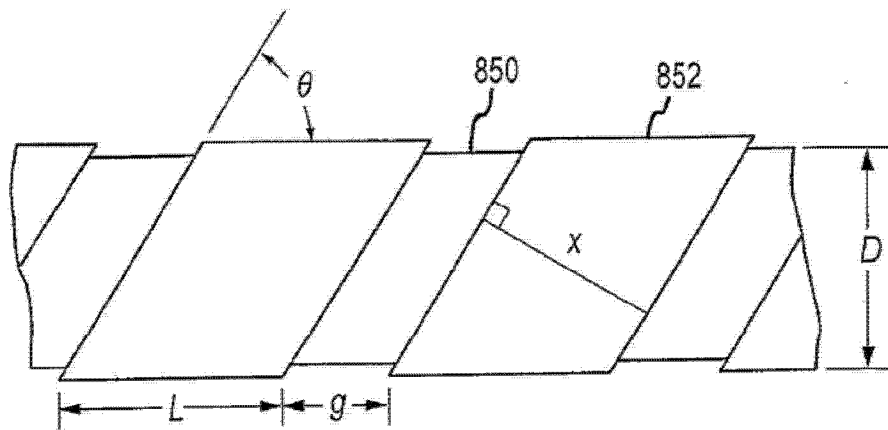


图 52A

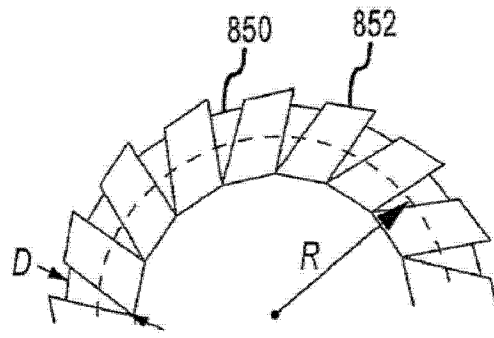


图 52B

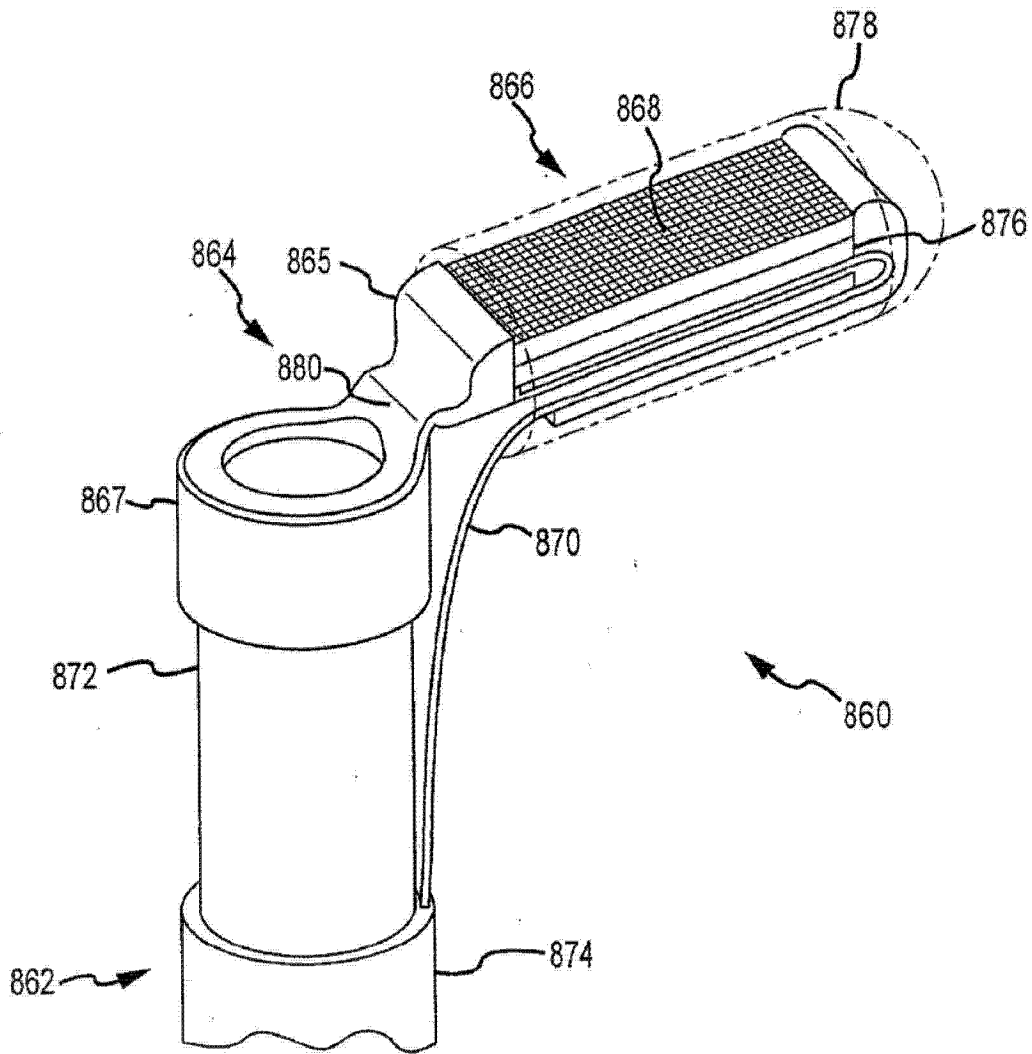


图 53

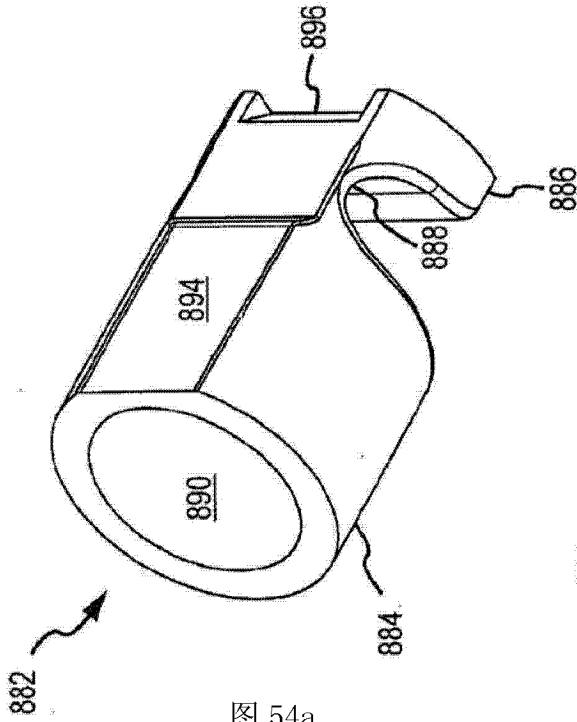


图 54a

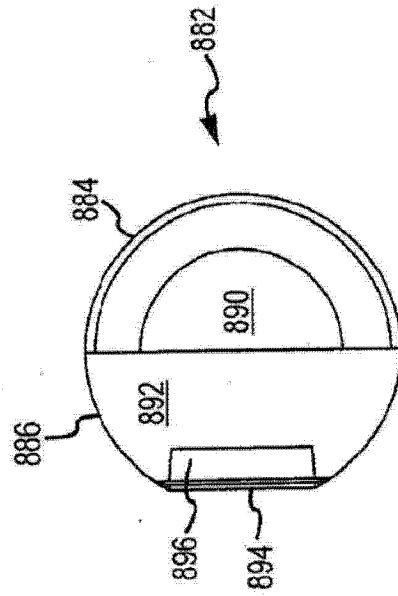


图 54b

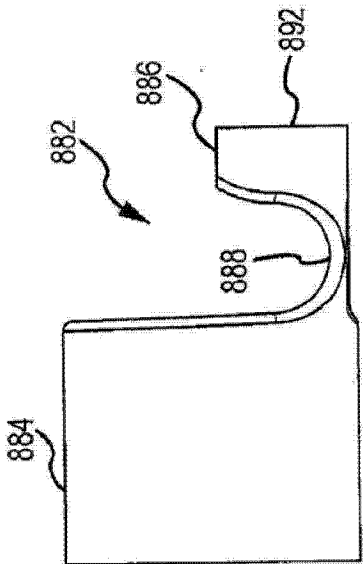


图 54c

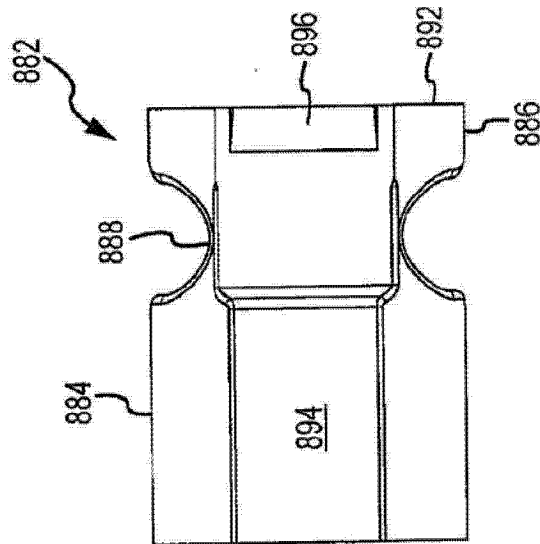


图 54d

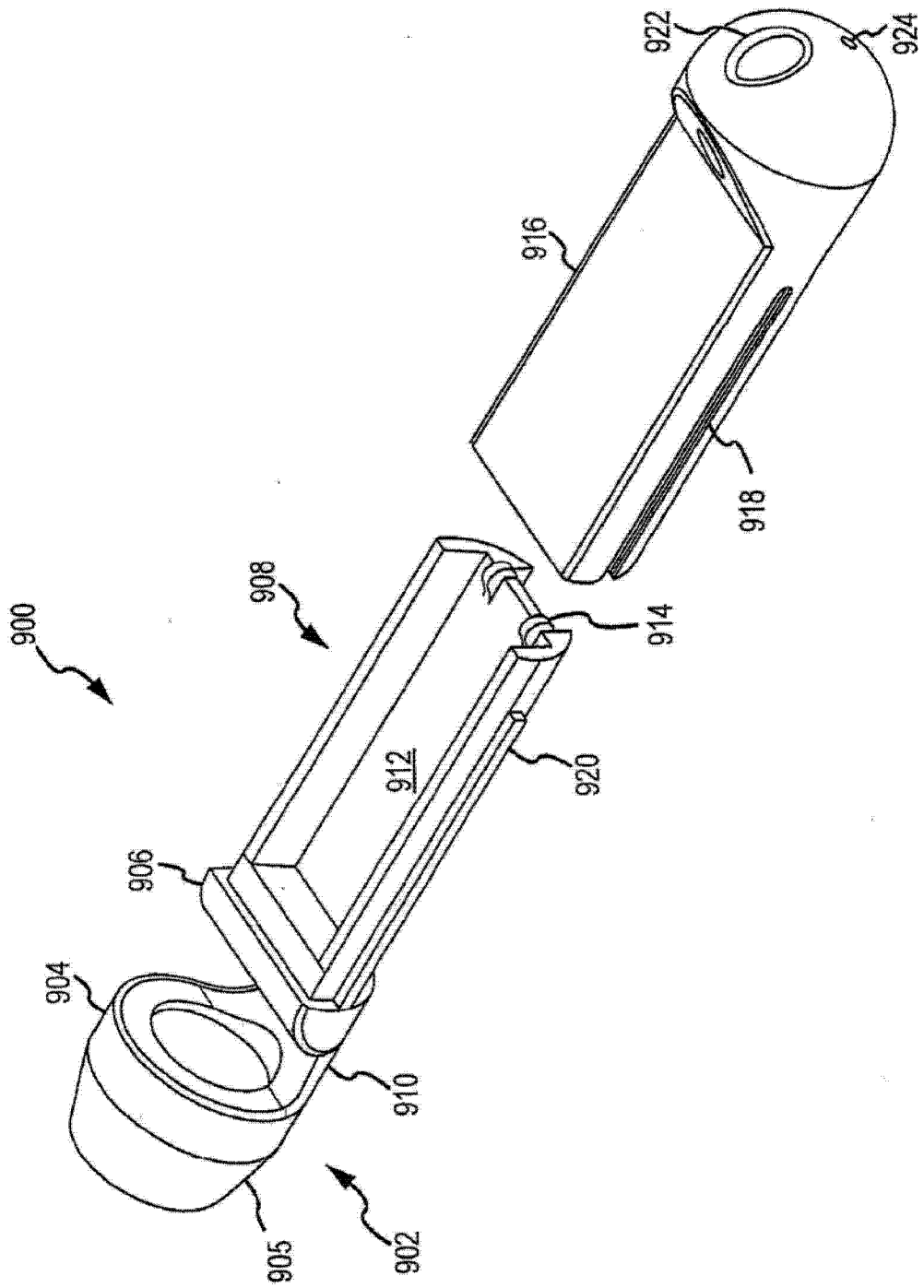


图 55

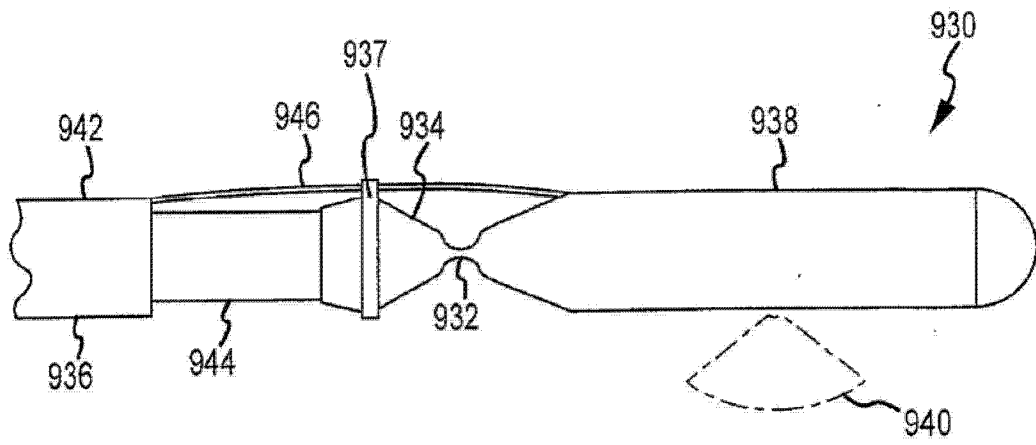


图 56A

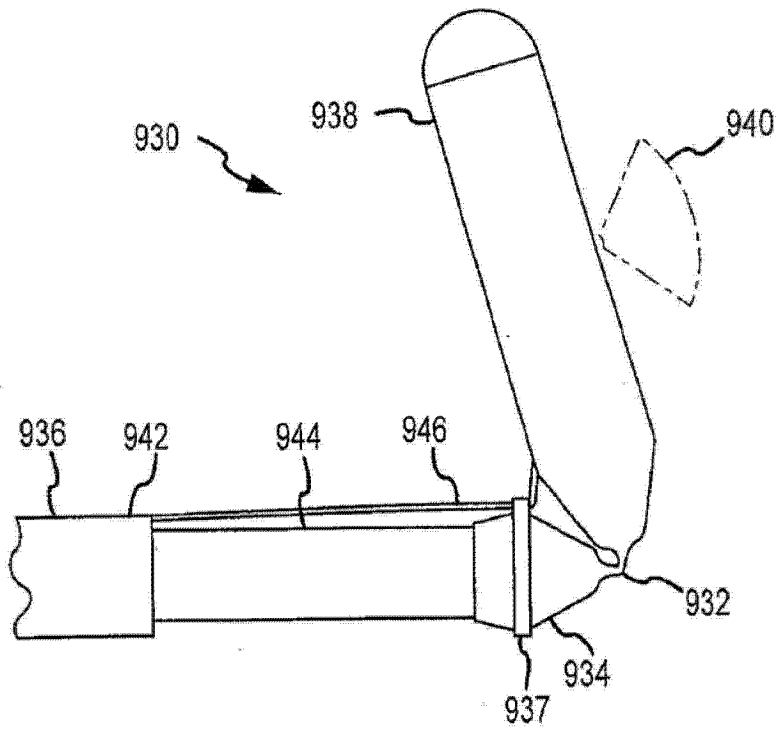


图 56B

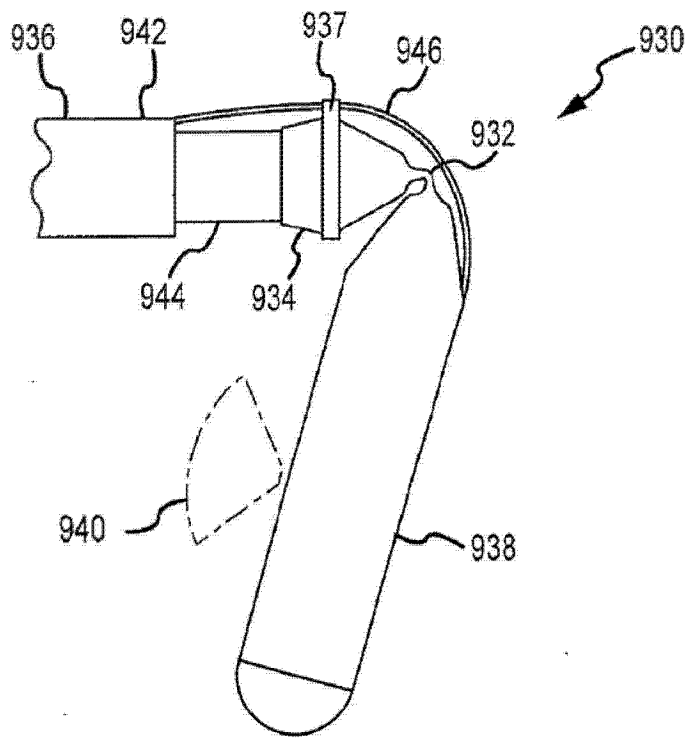


图 56C

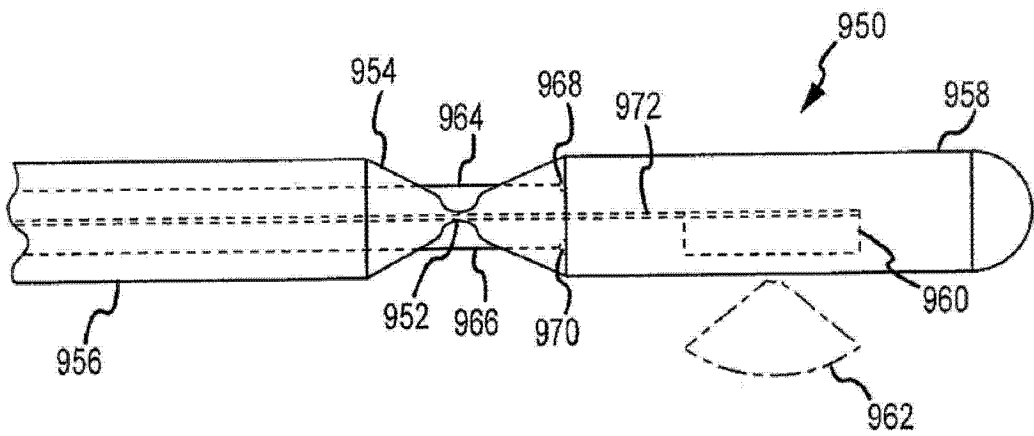


图 56D

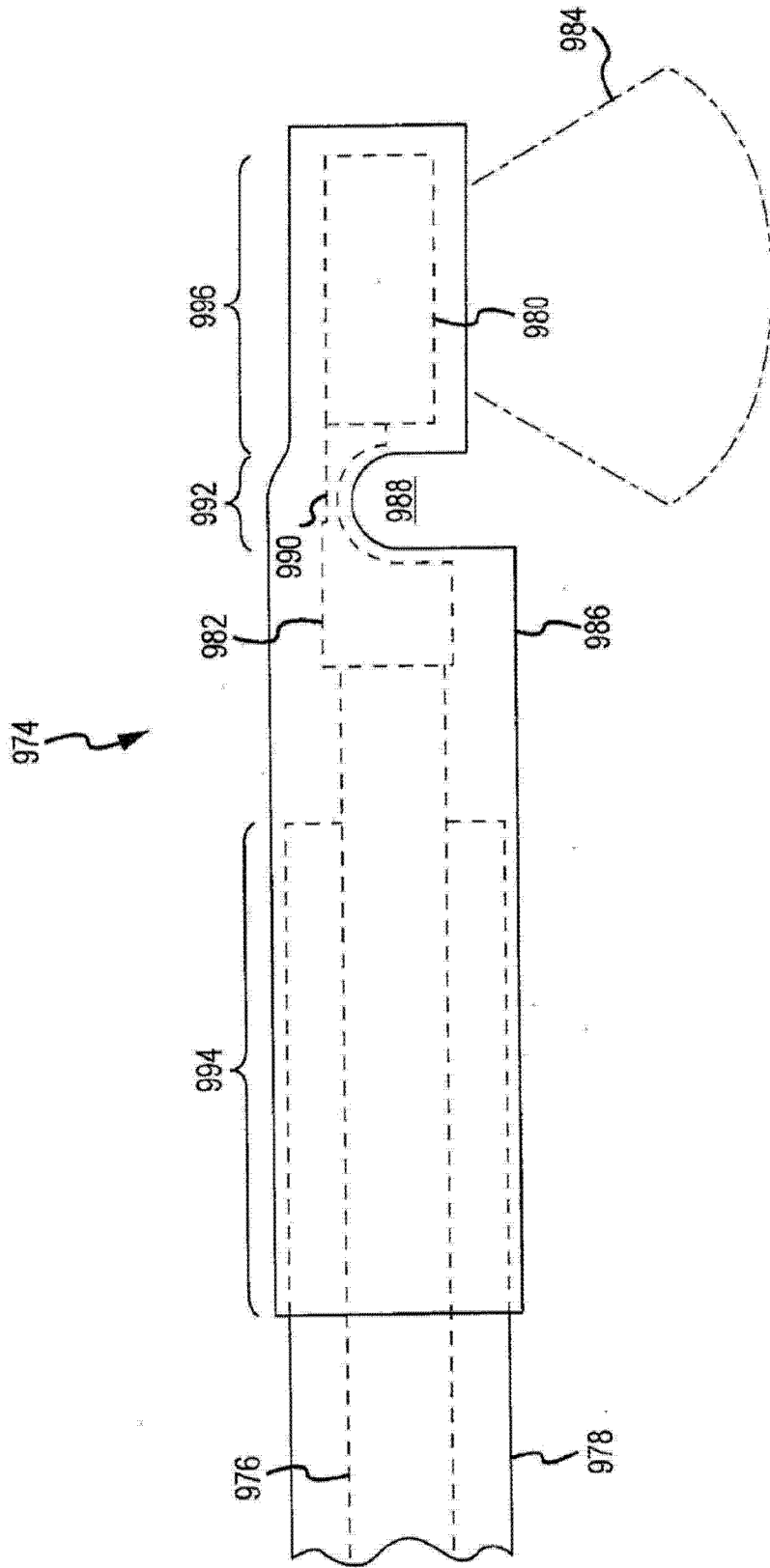


图 57

专利名称(译)	改进的导管		
公开(公告)号	CN102781338B	公开(公告)日	2014-10-01
申请号	CN201180011405.X	申请日	2011-01-07
[标]申请(专利权)人(译)	戈尔企业控股股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	戈尔企业控股股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	戈尔企业控股股份有限公司		
[标]发明人	DR迪茨 CJ弗兰克林 JL罗文 DJ梅西克 CT诺德豪森 CG奥克利 RC帕特森 JH波伦斯科 SD奎克 DH托德 TL托尔特 DW威尔森		
发明人	D·R·迪茨 C·J·弗兰克林 J·L·罗文 D·J·梅西克 C·T·诺德豪森 C·G·奥克利 R·C·帕特森 J·H·波伦斯科 S·D·奎克 D·H·托德 T·L·托尔特 D·W·威尔森		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B17/3421 A61B2017/2906 A61B8/4461 A61M25/0082 A61M25/0068 A61B8/445 A61M25/0155 A61B8/12 A61B2017/003 A61M25/0074 A61B2017/22014 A61B2017/00867 A61B2017/22039 A61B2019/528 A61B19/5225 A61B8/4466 A61M25/0147 A61M25/0158 A61B17/3478 A61B90/37 A61B2090/3784		
代理人(译)	胡晓萍 丁晓峰		
优先权	12/684083 2010-01-07 US		
其他公开文献	CN102781338A		
外部链接	Espacenet SIPO		
摘要(译)			

提供一种改进的导管。该导管可包括位于导管本体的远端处的可偏转构件。可偏转构件可包括超声换能器阵列。可偏转构件可通过活页铰链互连至导管本体。导管可包括从导管本体的近端延伸至远端的腔。腔可用来将干预装置输送至位于导管本体远端远侧的位置。可偏转构件可以枢转形式的方式选择性地偏转通过至少90度的弧。在可偏转构件包括超声换能器阵列的实施例中，超声换能器阵列可以是可操作的以在与导管本体对准和在相对于导管本体枢转时都进行成像。

