



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115666357 A

(43) 申请公布日 2023. 01. 31

(21) 申请号 202180036631.7

S · K · 马兰德 E · M · 梅纳德

(22) 申请日 2021.03.19

S · M · 奎斯特 N · J · 奈顿

(30) 优先权数据

(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司  
72003

62/992,695 2020.03.20 US

63/044,960 2020.06.26 US

17/205,854 2021.03.18 US

专利代理师 张昊

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.11.21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2021/023198 2021.03.19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02021/188923 EN 2021.09.23

(71) 申请人 森特公司

地址 美国犹他州

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 5/021 (2006.01)

A61B 5/0215 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61M 25/09 (2006.01)

H02J 50/90 (2016.01)

H02J 50/40 (2016.01)

H02J 50/05 (2016.01)

(72) 发明人 R · J · 林德 C · R · 埃斯蒂斯

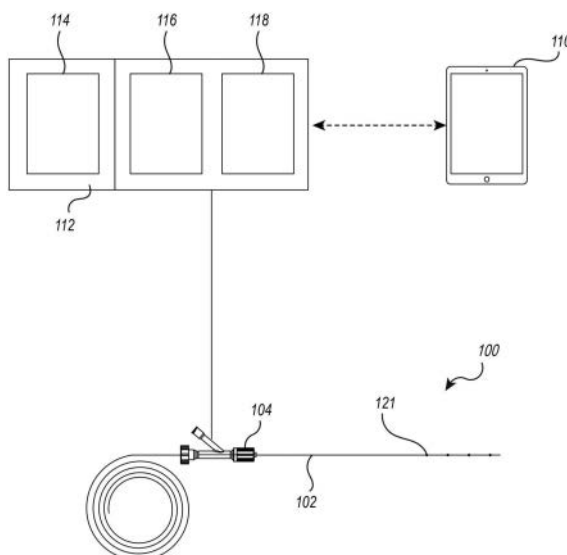
权利要求书3页 说明书17页 附图13页

## (54) 发明名称

用于压力和其他生理参数的成像和测量的导管

## (57) 摘要

一种导管系统包括被配置为用于插入身体的管腔空间 (诸如脉管系统) 中的细长的管结构。导管是导电的并且被配置为传导电信号。导管包括一个或多个功率和数据耦合装置, 该一个或多个功率和数据耦合装置被配置为发送和接收诸如来自设置在导管的管腔内的下面的导丝的功率和/或数据信号。一个或多个传感器耦合到导管的远端部段并且电连接到一个或多个功率和数据耦合装置。



1. 一种医疗装置,包括:

用于插入身体内的细长的管结构,所述管结构具有近端端部、远端端部和在所述管结构中延伸通过的管腔;

一种或多种传感器类型的一个或多个传感器,耦合到所述管结构的远端部段;

与所述管结构相关联的一个或多个线,所述一个或多个线能够电连接到所述一个或多个传感器;以及

第一功率和数据耦合装置,被配置为与所述管结构可操作地相关联,所述功率和数据耦合装置被配置为导电耦合到所述一个或多个线并通过所述一个或多个线发送和接收电信号。

2. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述细长的管结构是线上导管。

3. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述细长的管结构是快速交换导管。

4. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述一个或多个线包括一个或多个功率和/或数据线,所述一个或多个功率和/或数据线设置在所述管腔内,或者跨所述第一功率和数据耦合装置与所述一个或多个传感器之间的管结构延伸或在所述第一功率和数据耦合装置与所述一个或多个传感器之间的管结构的壁内。

5. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述一个或多个线包括能够定位在所述管结构的至少部分管腔内的导丝。

6. 根据权利要求5所述的医疗装置,其中,所述第一功率和数据耦合装置是设置在所述管结构的近端部段处的近端功率和数据耦合装置。

7. 根据权利要求6所述的医疗装置,还包括设置在所述管结构的远端部段处的第二远端功率和数据耦合装置。

8. 根据权利要求7所述的医疗装置,其中,所述近端功率和数据耦合装置以及所述远端功率和数据耦合装置被配置为,当所述导丝被插入通过所述管结构的所述管腔时导电地接触所述导丝,从而使得所述电信号能够经由所述导丝在所述管结构的所述近端部段与所述管结构的所述远端部段之间通过。

9. 根据权利要求8所述的医疗装置,其中,所述近端功率和数据耦合装置、所述远端功率和数据耦合装置或者所述近端功率和数据耦合装置和所述远端功率和数据耦合装置两者被配置为通过与所述导丝直接接触而导电耦合到所述导丝。

10. 根据权利要求8所述的医疗装置,其中,所述近端功率和数据耦合装置、所述远端功率和数据耦合装置或者所述近端功率和数据耦合装置和所述远端功率和数据耦合装置两者被配置为通过电容耦合而导电耦合到所述导丝。

11. 根据权利要求10所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器在所述管结构的所述远端部段处电连接到所述远端功率和数据耦合装置。

12. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述装置被配置为通过单个线发送和接收所述电信号。

13. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述管结构是经外周置入中心静脉导管、中心静脉导管或静脉内导管。

14. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述第一功率和数据耦合装置被配置为通过与所述一个或多个线直接接触而导电耦合到所述一个或多个线。

15. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述第一功率和数据耦合装置被配置为通过与所述一个或多个线电容耦合而导电耦合到所述一个或多个线。

16. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述一种或多种传感器类型包括两种或更多种不同的传感器类型。

17. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,多个传感器被配置为提供一个或多个生理参数的同时测量。

18. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器在激活时具有5秒或更小的采样率。

19. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器包括一个或多个压力传感器。

20. 根据权利要求19所述的医疗装置,其中,所述一个或多个压力传感器包括电阻式传感器、电容式传感器、光学传感器、声学传感器、光声传感器或其组合。

21. 根据权利要求19所述的医疗装置,所述装置包括沿着所述管结构的远端部分的长度纵向间隔开的多个压力传感器。

22. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器包括一个或多个超声波传感器、摄像头、电荷耦合装置或其他成像传感器。

23. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述电信号包括功率信号,所述功率信号通过所述一个或多个线输送到所述一个或多个传感器以为所述一个或多个传感器供电。

24. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述电信号包括数据信号,所述数据信号由于所述一个或多个传感器的操作而由所述一个或多个传感器通过所述一个或多个线发送。

25. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器至少部分地嵌入所述管结构的壁内。

26. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器耦合到基板,并且其中,所述基板耦合到所述管结构的远端部段。

27. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器和对应于所述一个或多个传感器的辅助电子器件设置在所述管结构的远端部段上。

28. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述管结构是海波管。

29. 一种导管系统,包括:

导管,具有近端端部、远端端部和在所述导管中延伸通过的管腔;

一种或多种传感器类型的一个或多个传感器,耦合到所述导管的远端部段;

第一功率和数据耦合装置,被配置为与所述导管可操作地相关联;以及

一个或多个功率和/或数据线,所述一个或多个功率和/或数据线跨所述第一功率和数据耦合装置与所述一个或多个传感器之间的导管延伸或在所述第一功率和数据耦合装置与所述一个或多个传感器之间的导管的壁内;

其中,所述功率和数据耦合装置被配置为电容耦合到所述一个或多个功率和/或数据线,并由此发送和接收电信号。

30. 一种导管系统,包括:

导管,具有近端端部、远端端部和在所述导管中延伸通过的管腔,所述管腔被配置为容纳导丝;

一种或多种传感器类型的一个或多个传感器,耦合到所述导管的远端部段;  
近端功率和数据耦合装置,被配置为与所述导管的近端部段可操作地相关联;以及  
远端功率和数据耦合装置,耦合到所述导管的远端部段,

其中,所述近端功率和数据耦合装置以及所述远端功率和数据耦合装置被配置为,当所述导丝被插入通过所述导管的所述管腔时导电地接触所述导丝,从而使得电信号能够经由所述导丝在所述导管的所述近端部段与所述导管的所述远端部段之间通过。

## 用于压力和其他生理参数的成像和测量的导管

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2020年3月20日提交的题为“CATHETER SYSTEM, DEVICE, AND METHOD THEREOF (导管系统、装置及其方法)”的序列号为62/992,695的美国临时专利申请、于2020年6月26日提交的题为“CATHETER AND GUIDEWIRE SYSTEMS WITH ENHANCED LOCATION AND CHARACTERIZATION FEATURES (具有增强定位和表征特征的导管和导丝系统)”的序列号为63/044,960的美国临时专利申请、以及于2021年3月18日提交的题为“CATHETER FOR IMAGING AND MEASUREMENT OF PRESSURE AND OTHER PHYSIOLOGICAL PARAMETERS (用于压力和其他生理参数的成像和测量的导管)”的序列号为17/205,854的美国发明申请的优先权。上述申请中的每个的全部内容通过全文引用并入本文。

[0003] 另外,本申请涉及于2021年3月18日提交的题为“SIGNAL CONDUCTING DEVICE FOR CONCURRENT POWER AND DATA TRANSFER TO AND FROM UN-WIRED SENSORS ATTACHED TO A MEDICAL DEVICE (用于向和从附接到医疗装置的非有线传感器进行功率和数据的并发传送的信号传导装置)”的序列号为17/205,614的美国专利申请、于2021年3月18日提交的题为“OPERATIVELY COUPLED DATA AND POWER TRANSFER DEVICE FOR MEDICAL GUIDEWIRES AND CATHETERS WITH SENSORS (用于具有传感器的医疗导丝和导管的可操作地耦合的数据和功率传送装置)”的序列号为17/205,754的美国专利申请、以及于2021年3月18日提交的题为“GUIDEWIRE FOR IMAGING AND MEASUREMENT OF PHYSIOLOGICAL PARAMETERS (用于生理参数的成像和测量的导丝)”的序列号为17/205,964美国专利申请。上述申请中的每个的全部内容通过全文引用并入本文。

### 背景技术

[0004] 本发明大体上涉及医疗装置,该医疗装置包括管腔内装置(诸如导丝和导管),该管腔内装置包括用于一个或多个生理参数的同时和/或连续测量的各种传感器。

[0005] 导丝装置通常用于将导管或其他介入装置引入或引导到患者体内的目标解剖位置。通常,导丝进入并穿过患者的脉管系统,以到达目标位置,该目标位置例如可能处于患者的心脏或大脑处或在患者的心脏或大脑附近。射线照相成像通常被用于辅助将导丝导航(navigate)到目标位置。导丝可具有各种外径尺寸。例如,广泛使用的尺寸包括直径为0.010、0.014、0.016、0.018、0.024和0.035英寸,尽管导丝在直径上也可能更小或更大。导管也具有各种尺寸,并且通常被配置为与标准导丝尺寸一起使用。

[0006] 在许多情况下,导丝在介入手术期间被放置在体内,在介入手术中,导丝可用于将多个导管或其他介入装置引导至目标解剖位置。一旦就位,导管可用于抽吸凝块或其他闭塞物,或者用于输送药物、支架、栓塞装置、不透射线染料或用于治疗患者的其他装置或物质。

[0007] 这些类型的介入装置可以包括位于远端端部处的传感器,以便向装置提供附加的功能。例如,血管内超声(IVUS)是一种成像技术,其利用具有附接到远端端部的超声成像传感器的导管。超声用于在目标脉管系统(通常是冠状动脉)内成像。

[0008] 这种传感器的使用引入了若干挑战。特别地,考虑到所涉及的严格的尺寸约束,所涉及的介入装置具有非常有限的工作空间。此外,以保持有效功能的方式将传感器与介入装置集成可能是具有挑战性的。

[0009] 本领域常见的另一个问题是装置的远端端部在目标位置处的适当定位(localization)和定域(positioning)。如果装置尖端在插入期间不适当地定位,或者如果尖端在插入之后远离期望的位置迁移,则可能出现各种风险。例如,对于导管实现方式,不适当的定位可能导致流体输注,这可能导致患者疼痛或受伤、血栓形成率增加、延误治疗、装置破损或故障、由于装置更换而导致的延误、以及与装置更换相关联的附加成本以及主治医师和医疗中心所需的附加时间。

[0010] 此外,用于内部成像和导管定位的常规方法需要注入染料和/或使用X射线。这些中的每一个都可能对受试者有害。此外,这种成像辐射可能对暴露于辐射的医生和工作人员有害。

[0011] 由于需要管理若干长度较长的线和其他组件(包括导丝和导管、电力电缆、数据线等),因此使用这种介入装置也是有挑战性的。对于什么是无菌区中允许的以及何时可以将其移除,必须小心。通常需要附加的工作人员来管理这种线和电缆。

[0012] 因此,持续需要改进的介入装置,其有效地集成传感器,有效地管理与传感器的功率和数据通信,有效地将数据从装置传达出去以进行附加处理,并且实现了将医疗装置更有效地定位在脉管系统或其他目标解剖结构内期望的目标位置中。

## 发明内容

[0013] 在一个实施例中,一种导管系统包括被配置为用于插入身体内的导管,管结构具有近端端部、远端端部和在该管结构中延伸通过的管腔。一种或多种传感器类型的一个或多个传感器耦合到管结构的远端部段,并且一个或多个线与管结构相关联并能够电连接到该一个或多个传感器。第一功率和数据耦合装置被配置为与管结构可操作地相关联并且导电耦合到该一个或多个线,从而通过该一个或多个线发送和接收电信号。

[0014] 在一些实施例中,该一个或多个线包括一个或多个功率和/或数据线,该一个或多个功率和/或数据线跨第一功率和数据耦合装置与该一个或多个传感器之间的管结构延伸或在第一功率和数据耦合装置与该一个或多个传感器之间的管结构的壁内。因此,第一功率和数据耦合装置可以经由该一个或多个功率和/或数据线与导管的远端部段处的一个或多个传感器进行通信。

[0015] 在一些实施例中,导管系统包括设置在导管的近端部段处的第一近端功率和数据耦合装置以及设置在导管的远端部段处的第二远端功率和数据耦合装置。导管被配置为容纳导丝。近端功率和数据耦合装置以及远端功率和数据耦合装置被配置为,当导丝被插入通过管结构的管腔时导电地接触导丝,从而使得电信号能够经由导丝在管结构的近端部段与管结构的远端部段之间通过。

[0016] 在一些实施例中,近端功率和数据耦合装置、远端功率和数据耦合装置或者近端功率和数据耦合装置和远端功率和数据耦合装置两者被配置为通过与导丝直接接触而导电耦合到导丝。在一些实施例中,近端功率和数据耦合装置、远端功率和数据耦合装置或者近端功率和数据耦合装置和远端功率和数据耦合装置两者被配置为通过电容耦合而导电

耦合到导丝。

[0017] 提供本发明内容部分是为了以简化形式介绍概念的选择,这些概念将在下面的具体实施方式部分中进一步描述。本发明内容部分并非旨在标识要求保护的主题的关键特征或必要特征,也不旨在用于帮助确定要求保护的主题的范围。

[0018] 附加的特征和优点将在下面的描述中阐述,并且部分从描述中是显而易见的,或者可以通过本文教导的实践而获知。本发明的特征和优点可以借助于所附权利要求中特别指出的工具和组合来实现和获得。本发明的特征将通过以下描述和所附权利要求变得更加明显,或者可以通过如下文所述的本发明的实践而获知。

## 附图说明

[0019] 从以下结合附图和所附权利要求对实施例的描述中,本发明的各种目的、特征、特性和优点将变得显而易见并且更容易理解,所有附图和所附权利要求都形成本说明书的一部分。在附图中,相同的附图标记可以用于表示各个图中对应或相似的部分,并且所描绘的各种元件不一定按比例绘制,其中:

[0020] 图1示出了被配置为提供本文描述的一个或多个特征的导丝系统,示出了功率和数据耦合装置的组件,并且示出了耦合装置可以通信地耦合到外部装置;

[0021] 图2示出了被配置为提供本文描述的一个或多个特征的导管系统,示出了功率和数据耦合装置的组件,并且示出了耦合装置可以通信地耦合到外部装置;

[0022] 图3是导管的远端部段的展开图,以更好地示出导管上的示例性传感器布置;

[0023] 图4示出了具有组件的导管系统,这些组件允许为设置在远端部段处的一个或多个传感器供电并且允许使用穿过导管的管腔的导电导丝从一个或多个传感器采集数据;

[0024] 图5A-图5E示出了示例性传感器基板和各种布置,通过这些布置可以使用这种基板将传感器定位在导管上;

[0025] 图6A-图6D示出了用于将传感器基板施加到导管的远端部段的过程;

[0026] 图7示出了可以在导管中使用的示例性超声阵列的详细视图;

[0027] 图8A和图8B示出了在导管的近端部段处使用的示例性近端功率和数据耦合装置的详细视图;以及

[0028] 图8C示出了在导管的远端部段处使用的示例性远端功率和数据耦合装置的详细视图。

## 具体实施方式

[0029] 管腔内系统概述

[0030] 图1示出了可以并入本文描述的一个或多个特征的导丝系统100的示意概况。导丝系统100包括可通过近端装置104布线(routable)的线102。导丝系统100的线102被配置为用于插入受试者的身体中。受试者通常是人,但在其他实现方式中可以是非人哺乳动物或甚至非哺乳动物。根据特定的偏好和/或应用需要,可以使用任何合适的施用途径。常见的途径包括股动脉、桡动脉和颈静脉,但是导丝系统100可以根据需要利用其他进入路径。

[0031] 尽管本文描述的许多示例涉及与血管内手术(例如,心血管或神经血管)相关的导丝系统100或导管系统200(参见图2)的使用,但是应当理解,所描述的系统也可以用于其他

医疗应用中。可以利用本文描述的系统的其他医疗应用包括例如涉及进入淋巴、泌尿/肾、胃肠、生殖、肝或呼吸系统的应用。

[0032] 近端装置104在这里被示出为止血阀,但是在其他实施例中,近端装置104可以包括附加的或可替代的形式。近端装置104在本文中也可以称为“数据和功率耦合装置104”或简称为“耦合装置104”。

[0033] 线102的长度可以根据特定应用需要和目标解剖区域而变化。作为示例,取决于特定应用需要和/或特定解剖目标,线102可以具有从近端端部到远端端部约50cm至约350cm、更常见地约200cm的总长度。线102可以具有使得外径(例如,在应用其他外构件之后)为约0.008英寸至约0.040英寸的尺寸,但是取决于特定应用需要,也可以使用更大或更小的尺寸。例如,特定实施例可以具有对应于标准导丝尺寸的外径尺寸,诸如0.010英寸、0.014英寸、0.016英寸、0.018英寸、0.024英寸、0.035英寸、0.038英寸或导丝装置常见的其他此类尺寸。线102可以由不锈钢或者具有适当机械性能的其他金属或合金形成。附加地或可替代地,线102可以由具有适当机械性能的导电材料形成。在一些实施例中,线102可以由导电聚合物形成或包括该导电聚合物。

[0034] 耦合装置还可以包括发送器或与发送器相关联,以使得能够在导丝系统100与外部装置110(或多个这种外部装置)之间进行无线通信。在替代实施例中,导丝系统100和外部装置110可以经由有线连接来连接。

[0035] 外部装置110可以是手持装置,诸如移动电话、平板电脑或膝上型计算机。尽管本文将示例性实施例描述为使用手持装置或移动装置作为外部装置110,但是应理解,这不是必需的,因此其他实施例可以包括其他“非移动”装置,诸如台式计算机、监测器、投影仪等。在一些实施例中,外部装置110包括移动装置/手持装置,并且附加地包括台式装置或其他非移动装置。例如,移动装置可以被配置为从发送器接收传输的数据,并通过还将数据发送到非移动计算机系统来充当网桥。这在医生想要在移动装置上查看数据的选项但可能需要将数据附加地或可替代地传递或镜像在更大的监测器上的情况下(诸如当双手被预先占用时(例如,在处理导丝系统100时))可能是有用的。

[0036] 导丝系统100的外部装置110可以辅助医生确定线102的远尖端在人体的血管或其他目标解剖结构内的位置。以这种方式,医生可以适当地定位线102,同时还获得目标解剖结构处的各种参数的数据,使得医生可以更好地理解相关环境并在治疗患者的同时做出适当的决策。

[0037] 导丝系统100和导管系统200的一个或多个无线系统可以包括例如个人区域网络(PAN)(例如,超高频无线电波通信,诸如**蓝牙®**、**ZigBee®**、BLE、NFC)、局域网(LAN)(例如,WiFi)或广域网(WAN)(例如,蜂窝网络,诸如3G、LTE、5G)。附加地或可替代地,无线数据传输可以包括光信号(红外、可见无线电、使用或不使用光纤线路)的使用,诸如射频(RF)传感器、红外信令或无线数据传输的其他手段。

[0038] 如本文所使用的,“电信号”和“信号”两者一般均是指所公开的系统、装置或方法内的任何信号。而“传感器数据信号”、“传感器信号”或“数据信号”是指携带由医疗装置(诸如医疗传感器)生成的命令或信息的任何信号。相比之下,“功率信号”或“能量信号”是指向医疗装置(诸如传感器)提供功率的任何信号。在一些情况下,“信号”可以包括数据信号和功率信号两者。

[0039] 传感器数据信号的处理可以完全或主要在外部装置110处执行,或者可替代地可以至少部分地在通信地连接到外部装置110的一个或多个其他外部装置处(诸如在远程服务器或分布式网络处)执行。附加地或可替代地,可以在耦合装置104或204处、在线102或导管202上、或者在导丝系统100或导管系统200内的装置的某个组合处进行传感器数据信号的处理。例如,传感器数据信号可以包括图像数据、位置数据和/或各种类型的传感器数据(与流体流量、流体压力、各种气体或生物组分的存在/水平、温度、其他物理参数等有关)。

[0040] 一个或多个传感器可以耦合到线102,并且一个或多个传感器可以进行操作以通过线102将数据信号发送到耦合装置104。附加地或可替代地,耦合装置104可以进行操作以将功率或信号发送到一个或多个传感器。

[0041] 如图所示,导丝系统100包括控制单元112(以示意图形式放大示出),该控制单元112包括电源114、数据信号处理器116和可选的发送器118。如上所述,发送器118使得能够与外部装置110(或多个这种装置)进行无线通信。

[0042] 数据信号处理器116被配置为从与线102相关联的一个或多个传感器121接收通过线102发送的传感器数据信号。电源114被配置为通过线102传输电力以向线102的一个或多个传感器121和/或其他组件供电。电源114可以包括板载电源(on-board power source)(诸如电池或电池组),和/或可以包括到外部电源的有线连接。一个或多个传感器121可以位于线102上任何合适的位置处,但是通常将设置在预计到达目标解剖结构的远端部段处。

[0043] 导丝系统100被配置为通过实际线102本身发送这些功率和数据信号,并且不需要附加迹线/引线来将信号从远端部段发送到近端部段,反之亦然。使用线102本身来通过装置发送功率和/或数据信号提供了若干益处。例如,使用线102传输这些信号减少或消除了沿着线102运行其他连接线以将传感器121连接到近端端部和/或向传感器输送功率的需要。考虑到导丝固有地涉及严格的尺寸和性能(例如,可扭转性、弯曲性、可推动性、刚度等)限制并且具有有限的工作空间的事实,减少或消除外来组件的能力释放了有限的空间并且允许更大的设计灵活性。减少或消除附加连接线的使用还降低了装置的整体复杂度,从而降低了组件故障的风险,产生更稳健的功能装置。

[0044] 图2是可以并入本文描述的一个或多个特征的导管系统200的概况。导管系统200可以在许多方面类似于导丝系统100,并且与导丝系统100相关的上述描述也适用于此,但特别指出差异的地方除外。导管系统包括从近端端部206延伸到远端端部208的导管202。导管202可以包括一个管腔或多个管腔。通常,导管202将至少主要由一个或多个医用级聚合物材料形成,但是一些实施例可以包括其他材料,诸如金属。例如,除非另有说明,否则如本文所使用的,术语导管202可以指包括具有一个或多个管腔并且被配置为用于插入身体中的细长管结构的其他医疗装置,该细长管结构包括海波管(hypotube)或微机械管。在一些实施例中,导管系统200可以包括一个或多个嵌套导管(例如,以“伸缩”配置布置)。例如,单独的层可以包括编织层、衬里、聚合物涂层、本领域已知的其他导管层或其组合。

[0045] 导管系统200包括导管202和近端装置204(其在本文中也可以称为“近端功率和数据耦合装置204”或仅称为“近端耦合装置204”)。近端耦合装置204包括控制单元212(以示意图形式放大示出),该控制单元212包括电源214、数据信号处理器216和可选的发送器218。发送器218使得能够与外部装置110(或多个这种装置)进行无线通信,如上面关于图1所描述的。

[0046] 数据信号处理器216被配置为从与导管202相关联的一个或多个传感器221接收通过导管202发送的传感器数据信号。电源214被配置为通过导管202传输电力以向导管202的一个或多个传感器221和/或其他组件供电。电源214可以包括板载电源(on-board power source) (诸如电池或电池组), 和/或可以包括到外部电源的有线连接。一个或多个传感器221可以位于导管202上任何合适的位置处, 但是通常将设置在导管202预计到达目标解剖结构的远端部段处。如本文所使用的, “远端部段”是指装置的最远端30cm、装置的最远端20cm、装置的最远端15cm、装置的最远端10cm, 或者是指使用任何两个前述值作为端点的范围。

[0047] 例如, 传感器221可以通过采用粘合、模制、共挤出、焊接和/或胶合技术耦合到导管202 (例如, 耦合到导管202的远端部段)。附加地或可替代地, 传感器221可以耦合到基板, 该基板本身附接到导管202, 如下面更详细地解释的。如本文所使用的, “远端部段”或“远端部分”是指装置的最远端30cm、装置的最远端20cm、装置的最远端15cm、装置的最远端10cm, 或者是指使用任何两个前述值作为端点的范围。在一些实施例中, “中间部段”可以被认为大致是装置的中间三分之一, “近端部段”或“近端部分”可以被认为大致是装置的近端三分之一。

[0048] 在一些实施例中, 功率和/或数据线201沿着导管202的长度延伸到一个或多个传感器221。在一些实施例中, 一个或多个功率和/或数据线201可以并入导管202内的编织结构的至少一部分中或可以形成导管202内的编织结构的至少一部分。如本文所使用的, “功率线”和/或“数据线”是指医疗装置内的任何导电路径 (例如, 迹线)。尽管可以利用多个功率和/或数据线201, 但是更优选实施例被配置为在单个线上发送功率和数据两者和/或在单个线上管理来自多个传感器的传感器数据信号。这减少了必须通过 (或沿着) 导管202的结构布线的线的数量, 并且更有效地利用了装置的有限空间, 以及降低了装置的复杂度和装置故障的关联的风险。

[0049] 在一些实施例中, 可以通过线路201同时发送多个功率和/或数据信号 (例如, 来自多个传感器221的数据信号)。也可以以“连续”方式发送功率和/或数据信号。即, 功率和/或数据信号可以具有足够高的采样率, 使得信息在实际上“实时”的时间帧内被提供给用户。对于大多数应用, 这将包括大约5秒或更小、3秒或更小、1秒或更小的采样率或亚秒采样率。

[0050] 近端耦合装置204可以包括一个或多个端口, 以有助于将流体 (例如, 药物、营养物) 引入导管202中。导管202被设定尺寸并被配置为临时插入体内、永久植入体内、或被配置为在体内输送植入物。在一个实施例中, 导管202是经外周置入中心静脉导管(peripherally inserted central catheter, PICC) 线, 通常放置在身体的手臂或腿中以进入身体的血管系统。导管202也可以是中心静脉导管、IV导管、冠状动脉导管、支架输送导管、球囊导管、动脉粥样硬化切除术导管或IVUS导管或其他成像导管。导管202可以是单腔或多腔导管。

[0051] 导丝系统100和/或导管系统200可以有效地用于系统的远端部段的定位将是有益的应用中。例如, 本文描述的定位特征可以用于帮助支架输送或将PICC导管或中心静脉导管适当地放置在目标部位 (诸如, 上腔静脉与右心房的上壁交界连接点(cavoatrial junction)) 处。

[0052] 附加传感器详细信息

[0053] 导丝系统100的一个或多个传感器121和/或导管系统200的一个或多个传感器221可以包括例如压力传感器、流量传感器、成像传感器或组分检测传感器。压力传感器(或多个压力传感器)可以被设定尺寸并被配置为感测环境中的压力变化。流量传感器(或多个流量传感器)可以被设定尺寸并被配置为感测流体流量,诸如速度或其他流动特性。检测传感器(或多个检测传感器)可以检测到一或多个检测节点的接近度或距离,该一或多个检测节点相对于身体定位在外部。成像传感器可以收集各种形式的成像数据。

[0054] 附加地或可替代地,一个或多个传感器可以被配置为感测生物组分的存在或测量目标解剖位置中(例如,血液中)的生理参数。可以检测/测量的示例性生物组分包括糖水平、pH水平、CO<sub>2</sub>水平(CO<sub>2</sub>分压、碳酸氢盐水平)、氧水平(氧分压、氧饱和度)、温度和其他这种底物(substrate)和生理参数。例如,一个或多个传感器可以被配置为感测生物组分的存在、不存在或水平,该生物组分诸如为免疫系统相关分子(例如,巨噬细胞、淋巴细胞、T细胞、自然杀伤细胞、单核细胞、其他白细胞等)、炎症标志物(例如,C-反应蛋白、降钙素原、淀粉样蛋白A、细胞因子、 $\alpha$ -1-酸糖蛋白、血浆铜蓝蛋白、铁调素、结合珠蛋白等)、血小板、血红蛋白、氨、肌酸酐、胆红素、高半胱氨酸、白蛋白、乳酸盐、丙酮酸盐、酮体、离子和/或营养水平(例如,葡萄糖、尿素、氯化物、钠、钾、钙、铁/铁蛋白、铜、锌、镁、维生素等)、激素(例如,雌二醇、卵泡刺激素、醛固酮、孕酮、黄体生成素、睾酮、甲状腺素、促甲状腺素、甲状旁腺激素、胰岛素、胰高血糖素、皮质醇、催乳素等)、酶(例如,淀粉酶、乳酸脱氢酶、脂肪酶、肌酸激酶)、脂质(例如,甘油三酯、HDL胆固醇、LDL胆固醇)、肿瘤标志物(例如,甲胎蛋白、 $\beta$ 人绒毛膜促性腺激素、癌胚抗原、前列腺特异性抗原、降钙素)和/或毒素(例如,铅、乙醇)。

[0055] 导管传感器布置和远端特征

[0056] 图3示出了导管系统200的远端部段的展开图,示出了布置在其上的各种传感器。在该实施例中,一个或多个传感器(在图2中更一般地示出)包括多个压力传感器220和超声波传感器222。如上所述,传感器可以通过嵌入导管202内、通过粘合剂附接和/或通过其他附接手段附接到导管202。在该示例中,这些传感器定位在基板224上,并且基板224以将传感器放置在它们相应的期望位置处的方式定位在导管202上。基板224可以由稍微柔性的材料(例如,合适的医用级聚合物)制成,该材料允许将基板224包裹、缠绕或以其他方式定位到导管202上。基板224还包括柔性电路(诸如迹线线路和/或一个或多个导电触点)以将传感器导电耦合到导管202。基板224可以与导管202形成摩擦配合,并且可以附加地或可替代地粘附或以其他方式机械结合到导管202。

[0057] 将传感器耦合到基板224并且然后将基板224放置在导管202上提供了若干益处。例如,基板224可铺设成基本上为二维的布局,这使得适当地定位传感器更容易。然后,与将每个传感器单独放置到导管202上相比,可以更容易地将具有与其耦合的传感器的二维基板224放置在三维圆柱形状的导管202上。特别地,与试图控制每个传感器在三维圆柱形状的导管202上的相对间隔相比,确保各种传感器相对于彼此适当地定位在基板224上并且然后将基板224定位到导管202上更容易。可替代地,可以在将基板施加到三维导管202之后,将各种传感器放置在基板上。

[0058] 所示实施例还包括能量采集器232。能量采集器被配置为将注入的功率转换成适合于传感器的经调节的DC电压。例如,能量采集器232还可以提供其他电气调节功能,诸如在故障或电压起伏(brownout)期间切断到传感器的功率。另外,如本文所使用的并且除非

另有说明,否则能量采集器232被认为是一个或多个传感器221的子组件。因此,除非另有说明,否则对一个或多个传感器221的引用也指关联的电路,诸如能量采集器232。

[0059] 另外,在至少一个实施例中,能量采集器232被配置为为一个或多个传感器221提供控制功能。例如,可以将特定信号从功率和数据耦合装置204传达到能量采集器232。特定信号可以包括啁啾、脉冲函数或特定频率信道处的某个信号。能量采集器232将特定信号映射到预定命令,然后按照该预定命令进行动作。例如,特定信号可以映射到切断到一个或多个传感器221供电的一个或多个轨道的DC功率的命令。因此,在接收到特定信号时,能量采集器232停止向一个或多个传感器221提供功率,从而使一个或多个传感器221关闭。可以将任何数量的不同信号映射到任何数量的不同命令。另外,在至少一个实施例中,除了能量采集器232之外的电路接收、解释信号和/或按照信号进行动作。

[0060] 除非另有说明,否则当提及传感器(一般地或特定类型的传感器)时,应当理解也包括辅助电子器件(Supporting electronics)。辅助电子器件可以包括例如功率调节器、转换器、信号放大器、诸如专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)等处理组件。优选地,一个或多个传感器221的辅助电子器件定位在一个或多个传感器221本身附近(例如,在远端部段处和/或在基板224上)。有利地发现,与将辅助电子器件放置在装置的近端部段处相比,这减少了信号漂移。将辅助电子器件(例如,ASIC)放置在传感器221附近的远端部段处提供了有效的信号传输,而没有其他方法的显著漂移问题。

[0061] 包括基板224(并且因此包括传感器)的导管202的长度可以为约3cm至约30cm,或更典型地约5cm至约15cm,但是这些长度可以根据特定应用需要而变化。优选地,传感器布置的长度基本上跨越目标解剖结构中的病变/狭窄的预期长度。可以利用压力传感器220的线性布置在目标解剖结构处提供压力映射,而不需要移动导管202。可以同时和/或连续地进行来自多个传感器的多个测量。还可以利用压力传感器220的布置测量脉搏波速度(PWV)(例如,通过确定一系列波峰并测量波峰之间的时间)和/或提供脉搏波形的空间跟踪。

[0062] 使用单独导丝的导管功率和数据传输

[0063] 图4示出了处于允许使用穿过导管202的管腔的导电导丝101为一个或多个传感器221供电和/或允许一个或多个传感器221使用导丝101传递数据信号的配置中的导管系统200。导丝101可以对应于上述导丝系统100,或者可以采用本领域已知的其他导丝形式,只要导丝101能够传导电信号即可。导管202被配置为使用导丝101来传输功率和/或数据的某些实施例可以省略其他功率和/或数据线201。换言之,导管202可以被配置为使得导丝101是传输功率和/或数据信号所需的唯一线或线路。

[0064] 如图所示,导管202可以在导丝101上布线。导丝101和导管202两者被引导(route)通过近端耦合装置204。一个或多个传感器221设置在导管202的远端部段处。远端功率和数据耦合装置205(也称为“远端耦合装置205”)也设置在导管202的远端部段处,并且与一个或多个传感器221导电连通。近端耦合装置204和远端耦合装置205两者均被配置为导电耦合到下面的导丝101。

[0065] 将导丝101用作传输功率和/或数据的装置减少或消除了为了沿着导管202传输功率和/或数据而对各个功率和/或数据线(参见图2的功率和/或数据线201)的需要。因为这种功率和/或数据线201必须沿着导管202的长度布线或嵌入导管202的壁内,所以导管202的形状和机械性能必须考虑到这些附加的约束,制造随之变得更加困难。将导丝101用作用

于传输功率和/或数据的装置同样减少了在导管202的使用期间处于失效或故障风险的组件的数量,从而提供了用于将功率传输到传感器221并从传感器221接收数据信号的稳健系统。

[0066] 耦合装置204、205与导丝101之间的导电耦合可以通过耦合装置204、205与下面的导丝101之间的直接接触来实现。例如,耦合装置204、205中的一者或两者的内表面的尺寸可以被确定为使得当导管202在导丝101上通过时直接接触导丝101。

[0067] 更优选的实施例不需要与下面的导丝101直接接触。如下面更详细描述,在一些实施例中,近端耦合装置204、远端耦合装置205或两者被配置为电容耦合到下面的导丝101。该类型的耦合甚至进一步减少或消除了为了沿着导管202传输功率和/或数据而对各个功率和/或数据线201的需要。电容耦合还消除了耦合装置204、205的内表面与导丝101的外表面之间进行直接接触的需要,该直接接触会增大导管202与导丝101之间的摩擦和结合的风险。在其他实施例中,近端耦合装置204可以直接耦合到导管202以传输功率和/或数据(不一定需要导丝101进行导电耦合)。这种实施例不一定需要远端耦合装置205。

[0068] 传感器基板和在导管中的应用

[0069] 如上所述,一个或多个传感器221可以通过嵌入导管202的结构内、通过粘合剂附接和/或通过本领域已知的其他传感器附接方法耦合到导管202。在另一示例中,导管202的外表面可以被蚀刻或开槽并且填充有形成适当的导电迹线的材料(例如,导电聚合物),一个或多个传感器221可以与该导电迹线相关联。然后将外层至少部分地施加在迹线和/或传感器221上,以将组件嵌入导管202的壁内。

[0070] 以下描述了附接一个或多个传感器221的另一种方法,该方法可以作为本文描述的其他传感器附接方法的补充或替代而使用。

[0071] 图5A-图5E示出了基板224的附加示例性配置。图5A提供了基板224的示例,该基板224具有允许围绕导管202进行螺旋缠绕的结构,类似于图3中所示的结构。图5B示出了在结构内具有切口或裂口的基板224的示例。图5B的基板224也可以围绕导管202定位,直到边缘在切口/裂口处相遇或交叠为止。可替代地,图5B的基板224可以形成具有两个半部的“蛤壳(clamshell)”结构,这两个半部放置在导管202上,然后通过上覆的外构件被联合(join)在一起和/或保持在适当位置。尽管所示的切口/裂口是纵向的,但是其他实施例可以包括其他形状的其他切口/裂口,包括横向的切口/裂口、弯曲的切口/裂口、螺旋形的切口/裂口等。在一些实施例中,切口/裂口实现了被配置为在联合时彼此接合的匹配的互锁件和/或边缘集。

[0072] 图5C示出了具有管结构并具有切口图案538的基板224的示例,该切口图案538允许管被操纵以放置在导管202上。图5C示出了螺旋切口图案。附加地或可替代地,其他实施例可以包括允许管被操纵以使该管能够放置在导管202上的其他切口图案(例如,一系列纵向和/或横向切口)。然而,优选地,切口图案538围绕管周向分布,以避免在管内形成优选的弯曲平面。

[0073] 图5D和图5E提供了在将基板224放置在导管202上期间可以如何操纵基板224的示例。图5D示出了处于其默认状态的基板224的管结构。通过适当地扭转管的端部,管纵向缩短而径向膨胀,如图5E所示。在径向膨胀位置中,管可以装配在导管202上并定位在期望的位置中。在去除扭转力后,则管恢复到图5D的默认位置,从而围绕导管202收紧。在一些实施

例中,管可以足够收紧以围绕导管202形成摩擦配合。如上所述,外构件的粘合剂结合和/或放置可以附加地或可替代地用于将基板224保持在适当位置。

[0074] 图6A-图6D示出了用于将传感器基板224施加到导管202的一系列步骤。在该示例中,基板224具有被配置为围绕导管202螺旋缠绕的条带的形式(如在图5A所示的实施例中)。图6A示出了布置在平坦位置中的基板224。基板224包括基体材料636(例如,合适的医用级聚合物)和导电迹线634。例如,导电迹线634可以包括标准导电铜迹线和/或嵌入基体材料636中或以其他方式附接到基体材料636的其他导电材料。

[0075] 在一些实施例中,可以利用导电聚合物来形成导电迹线634。例如,基体材料636可以被切割、开槽或以其他方式制备以在期望的位置中容纳导电聚合物,然后可以施加导电聚合物并(根据需要)允许该导电聚合物固化以形成导电迹线634。类似的过程可以应用于导管202本身的外表面,而不需要基板224。

[0076] 导电迹线634为传感器(例如,所示的压力传感器220,但是可以附加地或可替代地使用本文描述的其他传感器类型)提供导电接触,使得一旦基板224被施加到导管202,传感器220就可以被放置成与下面的导管202的其他组件导电连通。导电迹线634可以形成一条或多条连续且邻接的线路,如图所示。可替代地,基板224中可以包括导电材料的一个或多个离散部段以用于传感器的对应放置,只要离散部段中的每一个以某种方式被放置成与下面的结构导电连通即可。

[0077] 如图6B所示,传感器220被定位成旋转地偏离平坦化基板224的纵向轴线。这允许在围绕导管202螺旋缠绕基板224时,传感器与导管202的纵向轴线对准,如图6C所示。这种类型的偏移对于某些传感器类型(例如,径向对称的传感器)可能不是必需的,但是可以在相对于导管202的传感器取向是很重要的情况下使用。例如,偏移角度可以是偏离纵向轴线约10至35度,但是可以根据诸如基板224在被施加到导管202时的缠绕角度、传感器220的期望的最终取向等因素利用其他偏移角度。

[0078] 还可以修改传感器220在基板224上的间隔和/或将基板224施加到导管202时的缠绕角度,以调整传感器220相对于下面的导管202的所得到的位置和间隔。例如,所示实施例示出了每个顺序传感器220以约120度周向偏离相邻传感器。根据设计偏好和/或特定应用需要,可以利用其他周向偏移角度。优选实施例包括某种形式的周向偏移,以便更好地围绕装置的周向将传感器220间隔开,从而更好地消除作为整体传感器读数中的变量的周向位置。

[0079] 图6D示出了将外构件226施加在基板224上。可以使用收缩管、通过浸涂和/或通过本领域已知的将聚合物涂层施加到导管的其他方式来施加外构件226。为了说明的目的,传感器220被示出为稍微在外构件226的外表面上方。在大多数实施例中,传感器220将与外构件226的外表面基本上齐平。

[0080] 成像功能

[0081] 导管系统200可以包括用于提供成像的一个或多个传感器。图7示出了超声波传感器222的示例。例如,与本文描述的其他传感器一样,超声波传感器222可以放置在基板224上,然后该基板224被定位在导管202上,或者超声波传感器222可以直接嵌入导管202中。所示超声波传感器222包括一个或多个(优选地多个)电容式微机械超声换能器(CMUT)742和互补金属氧化物半导体(CMOS)芯片740形式的对应辅助电子器件。在所示实施例中,每个

CMUT 742以1:1关系与其自己的CMOS芯片740成对地相关联。每个CMUT 742和CMOS芯片740对独立地工作以通过导管202发送数据信号,而不需要CMOS芯片740中的任何一个来多路复用来自单独的CMUT 742的多个信号。

[0082] 导管系统200的超声波传感器222可以被配置为以任何适当的频率集进行操作。在一些实施例中,超声波传感器222可以以约10MHz至约80MHz、约15MHz至约60MHz、约20MHz至约50MHz或使用任何两个前述值作为端点的其他范围的中心频率进行操作。

[0083] 附加地或可替代地,导管系统200的一些实施例可以包括其他成像传感器。例如,导管系统200可以包括被配置为捕获各种类型的成像数据(包括像素阵列、图像、视频或其他类型的成像数据)的摄像头装置。导管系统200可以包括本领域已知的适于定位在系统的远端部分处或与系统的远端部分集成的任何成像装置,包括光纤摄像头、LIDAR系统、拉曼散射系统、光学相干断层扫描(OCT)、毫米波摄像头、红外成像系统、本领域已知的其他成像装置/系统或其组合。可以使用本领域已知的一种或多种图像增强算法来修改由这种成像装置收集到的图像数据。

[0084] 功率和数据耦合装置

[0085] 如上所述(参见图4和相关讨论),导管系统200可以包括近端耦合装置204和远端耦合装置205,该近端耦合装置204和远端耦合装置205一起起作用以使用下面的导丝101沿着导管202传输功率和/或数据,从而最小化或消除对跨导管202的显著长度延伸的功率和/或数据线201的需要。因此,一些实施例可以利用单个功率和数据耦合装置,而一些实施例可以利用成对的功率和数据耦合装置。一些实施例可以包括多于两个的功率和数据耦合装置。例如,一些实施例可以利用多个导丝和/或导管构件(例如,在针对位于血管分叉处的冠状动脉病变的手术中),并且多个这种构件可以包括一个或多个功率和数据耦合装置。

[0086] 图8A提供了示例性近端功率和数据耦合装置204的详细视图。近端耦合装置204在这里被示出为止血阀,但是本文描述的近端耦合装置204的组件和关联的功能可以由不一定需要提供阀功能的其他结构(例如,扩张器、端口、插入针、注射器)提供。然而,由于止血阀在导丝应用中普遍存在,因此将近端耦合装置204的组件集成到止血阀中是有益的实现方式。

[0087] 所示的近端耦合装置204包括本体844,该本体容纳电池846形式的电源(对应于图2的电源214)和发送器218。近端耦合装置204可以附加地或可替代地包括有线功率连接847,但是优选实施例最小化附加布线的使用。近端耦合装置204还包括第一近端导电表面850(在该示例中为导电管的形式),该第一导电表面定位成使得导丝101在插入并平移通过近端耦合装置204时从中穿过。因此,图8A示出了线上(over-the-wire)导管应用,其中导管202可以在导丝101上传递并通过近端耦合装置204。在这种线上耦合中,导管202至少从功率和数据耦合装置204到导管202的远端部分包围导丝101。在这种实施例中,导管202被配置为最小化或避免干扰近端耦合装置204与导丝101之间的电容耦合。例如,这可以通过以下方式来实现:确保导管202的表面不完全围绕导丝101,在导电表面中包括孔或其他孔口(例如,其尺寸被确定为与用于承载一个或多个信号的频率匹配,从而允许通过间隙进行耦合)。

[0088] 另一方面,图8B描绘了在“快速交换”导管应用中的近端耦合装置204。在该应用中,导管202穿过近端耦合装置204的部分可以与导丝101相邻而不是在导丝101上。快速交

换耦合包括导管202包围导丝101的远端部分和导丝101邻近于导管202的近端部分延伸的近端部分。在线上配置或快速交换配置中,功率和数据耦合装置204被配置为耦合到导丝101中的导电表面和/或导管202中的导电表面。

[0089] 所示的近端耦合装置204被配置为用作电容耦合器,该电容耦合器允许在导管202上和从导管202传送功率和/或数据(在图8B所示的特定示例中通过导丝101;其他实施例不一定需要导丝101来传送功率和/或数据,而是可以使用例如一个或多个功率和/或数据线201来传送功率和/或数据),而不需要与导管202或导丝101直接接触。特别地,第一近端导电表面850用作被配置为耦合到第二导电表面(即,导丝101的一部分)的第一导电表面。在操作中,第一近端导电表面850辐射时变电场以将功率输送到导丝101,并且包括(或连接到)被配置为从导丝101和/或导管202接收数据信号的拾取器。因为导丝101的外表面与第一近端导电表面850的内部部分之间的空间通常将填充有血液(其具有相对合适的导电性),所以可以在不需要特别高的电压(例如,5伏至12伏通常是足够的)的情况下建立电容耦合。第一近端导电表面850通信地连接到发送器218,使得数据信号可以从耦合装置204传输到一个或多个外部装置110(参见图2)。

[0090] 尽管所示实施例包括处于管形式的第一近端导电表面850,但是其他实施例可以包括处于以下形式的第一导电表面:一个或多个板、其他同心或部分同心形状或者能够与导丝101形成充分电接触的其他形状。近端耦合装置204可以包括一个或多个附加的辅助电子组件,诸如用于放大信号的放大器。

[0091] 图8C示出了位于导管202的远端部段处(靠近远端端部208)的远端耦合装置205的实施例。远端耦合装置205可以包括类似于图8A中所示的近端耦合装置204的组件和特征。远端耦合装置205包括导丝101穿过的第一远端导电表面851(这里以管的形式示出),并且可以可选地包括其电连接到的电源(这里以电池849的形式示出)。第一远端导电表面851可以替代地是板、弯曲表面或适合于在导管202的远端部段处使用的其他形状。一个或多个传感器221电连接到第一远端导电表面851(例如,通过一个或多个连接线)。

[0092] 类似于近端耦合装置204,但是信号通常沿相反方向行进,远端耦合装置205的第一远端导电表面851进行操作以从导丝101拾取传输的功率信号,然后将它们传输到一个或多个传感器221。第一远端导电表面851还被配置为从一个或多个传感器221接收数据信号并辐射时变电场以将对应的数据信号输送到导丝101。

[0093] 尽管所示的远端耦合装置包括处于第一远端导电表面851形式的第一导电表面,但是其他实施例可以包括处于以下形式的第一导电表面:一个或多个板、其他同心或部分同心形状或者能够在导管202的远端部段处与导丝101形成充分电接触的其他形状。远端耦合装置205可以包括一个或多个附加的辅助电子组件,诸如用于放大信号的放大器。

[0094] 当导管202在导丝101上被传递并通过近端耦合装置204时,它不会显著地破坏第一近端导电表面850与导丝101之间的电耦合。即使导管202在导丝101的外表面与第一近端导电表面850的内表面之间经过,电容性接触也保持在允许功率和数据信号的连续传输的水平(例如,通过导管和/或电容性表面几何形状的适当设计)。相比之下,当在导丝上引导导管时,需要到线的某种类型的有线连接以传递功率和/或数据的系统必须暂时断开连接。除了与连接和断开导丝相关联的复杂性之外,这意味着将存在通过线传递的可视化和/或其他数据信号停止的时刻。另一方面,所示系统200不需要附加的断开连接/重新连接步骤。

[0095] 耦合装置204、205可以被配置为同时传输功率和数据信号。例如,在一些实现方式中,近端耦合装置204可以将多个不同的功率信号(例如,被配置为向不同的传感器或不同的传感器集合供电的每个功率信号)提供给导丝101,和/或从导丝101接收多个不同的数据信号(例如,来自不同的传感器或不同的传感器集合的每个数据信号)。类似地,远端耦合装置205可以将多个不同的数据信号(例如,来自不同的传感器或不同的传感器集合的每个数据信号)提供给导丝101,和/或从导丝101接收多个不同的功率信号(例如,被配置为向不同的传感器或不同的传感器集合供电的每个功率信号)。

[0096] 附加计算机系统的详细信息

[0097] 本文描述的某些方法可以由计算机系统来实践,该计算机系统包括一个或多个处理器和诸如计算机存储器的计算机可读介质。特别地,计算机存储器可以存储计算机可执行指令,这些计算机可执行指令在由一个或多个处理器执行时,引起各种功能的执行,例如在实施例中列举的动作。

[0098] 计算系统的功能性可以通过计算系统经由网络连接互连到其他计算系统的能力来增强。网络连接可包括但不限于经由有线或无线以太网的连接、蜂窝连接、或者甚至通过串行、并行、USB或其他连接的计算机到计算机的连接。这些连接允许计算系统访问其他计算系统上的服务并快速且有效地从其他计算系统接收应用数据。

[0099] 计算系统的互连促成了分布式计算系统,例如所谓的“云”计算系统。在本描述中,“云计算”可以是用于实现对可配置的计算资源(例如,网络、服务器、存储、应用、服务等)的共享池的无处不在、方便、按需的网络访问的系统或资源,其可以减少管理工作或服务提供商交互的方式提供和发布。云模型可以由各种特性(例如,按需自助服务、广泛的网络访问、资源池、快速弹性、测量的服务等)、服务模型(例如,软件即服务(“SaaS”)、平台即服务(“PaaS”)、基础设施即服务(“IaaS”)和部署模型(例如,私有云、社区云、公共云、混合云等)组成。

[0100] 基于云和远程的服务应用很流行。此类应用被托管在公共和私有的远程系统(例如,云)上,并且通常提供用于与客户端来回通信的一组基于网络的服务。

[0101] 许多计算机旨在通过与计算机的直接用户交互来使用。因此,计算机具有输入硬件和软件用户界面以促进用户交互。例如,现代通用计算机可包括键盘、鼠标、触摸板、摄像头等以允许用户将数据输入到计算机中。此外,还可以使用各种软件用户界面。

[0102] 软件用户界面的示例包括图形用户界面、基于文本命令行的用户界面、功能键或热键用户界面等。

[0103] 公开的实施例可以包括或利用包括计算机硬件的专用或通用计算机,如下面更详细的讨论。公开的实施例还包括用于携带或存储计算机可执行指令和/或数据结构的物理和其他计算机可读介质。这种计算机可读介质可以是可被通用或专用计算机系统访问的任何可用介质。存储计算机可执行指令的计算机可读介质为物理存储介质。携带计算机可执行指令的计算机可读介质为传输介质。因而,通过示例方式而非限制的方式,本发明的实施例可以包括至少两个明显不同类型的计算机可读介质:物理计算机可读存储介质和传输计算机可读介质。

[0104] 物理计算机可读存储介质包括RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM或其他光盘存储(例如,CD、DVD等)、磁盘存储或其他磁存储装置、或能用于以计算机可执行指令或数据结构的形式

存储期望的程序代码方式并且能被通用或专用计算机访问的任何其他介质。

[0105] “网络”被定义为能够在计算机系统和/或模块和/或其他电子装置之间传送电子数据的一个或多个数据链路。当经由网络或另一通信连接(硬连线、无线或硬连线或无线的组合)将信息传输或提供到计算机时,计算机恰当地将连接视为传输介质。传输介质可包括网络和/或数据链路,其可用于承载计算机可执行指令或数据结构形式的程序代码,并可被通用或专用计算机访问。以上的组合也包括在计算机可读介质的范围内。

[0106] 另外,在到达各种计算机系统部件时,呈计算机可执行指令或数据结构形式的程序代码方式能被自动从传输计算机可读介质传输到物理计算机可读存储介质(或反之亦然)。例如,经由网络或数据链路接收的计算机可执行指令或数据结构能够在网络接口模块(例如,“NIC”)内的RAM中缓存,并且然后最终被传输到计算机系统RAM和/或计算机系统上较不易失的计算机可读物理存储介质。因而,计算机可读物理存储介质能被包含于同样(或者甚至主要)利用传输介质的计算机系统部件中。

[0107] 计算机可执行指令例如包括指令和数据,其使通用计算机、专用计算机或专用处理装置执行特定功能或功能组。计算机可执行指令例如可以是二进制、中间格式指令(例如汇编语言)、或者甚至源代码。尽管用结构特征和/或方法动作专用的语言描述了本主题,但应理解,在所附权利要求书中限定的主题不必限于上述特征或动作。相反,所描述的特征和动作被公开为实现权利要求的示例形式。

[0108] 本领域技术人员将理解的是,本发明可以在具有多种类型的计算机系统配置的网络计算环境中实践,这些计算机系统配置包括个人计算机、台式计算机、便携式计算机、消息处理器、手持设备、多处理器系统、基于微处理器的或可编程的消费电子产品、网络PC、小型计算机、大型计算机、移动电话、PDA、寻呼机、路由器、交换机等。本发明还可以在分布式系统环境中实践,在分布式系统环境中,经由网络链接(通过硬连线数据链路、无线数据链路、或通过硬连线和无线数据链路的组合)的本地和远程计算机系统均执行任务。在分布式系统环境中,程序模块可以位于本地和远程存储设备二者中。

[0109] 替代地或附加地,本文描述的功能性可以至少部分地由一个或多个硬件逻辑组件来执行。例如但不限于,可以使用的硬件逻辑组件的说明性类型包括现场可编程门阵列(FPGA)、程序专用集成电路(ASIC)、程序专用标准产品(ASSP)、片上系统(SOC)、复杂可编程逻辑器件(CPLD)等。

[0110] 附加示例性方面

[0111] 本公开的实施例可以包括但不一定限于以下条目中记载的特征:

[0112] 条目1:一种医疗装置,包括:用于插入身体内的细长的管结构,所述管结构具有近端端部、远端端部和在所述管结构中延伸通过的管腔;一种或多种传感器类型的一个或多个传感器,耦合到所述管结构的远端部段;与所述管结构相关联的一个或多个线,所述一个或多个线能够电连接到所述一个或多个传感器;以及第一功率和数据耦合装置,被配置为与所述管结构可操作地相关联,所述功率和数据耦合装置被配置为导电耦合到所述一个或多个线并通过所述一个或多个线发送和接收电信号。

[0113] 条目2:根据条目1所述的医疗装置,其中,所述细长的管结构被配置为线上导管。

[0114] 条目3:根据条目1或条目2所述的医疗装置,其中,所述细长的管结构被配置为快速交换导管。

[0115] 条目4:根据条目1-3中任一项所述的医疗装置,其中,所述一个或多个线包括一个或多个功率和/或数据线,所述一个或多个功率和/或数据线设置在所述管腔内,或者跨所述第一功率和数据耦合装置与所述一个或多个传感器之间的管结构延伸或在所述第一功率和数据耦合装置与所述一个或多个传感器之间的管结构的壁内。

[0116] 条目5:根据条目1-4中任一项所述的医疗装置,其中,所述一个或多个线包括能够定位在所述管结构的所述管腔的至少一部分内的导丝。

[0117] 条目6:根据条目5所述的医疗装置,其中,所述第一功率和数据耦合装置是设置在所述管结构的近端部段处的近端功率和数据耦合装置。

[0118] 条目7:根据条目6所述的医疗装置,还包括设置在所述管结构的远端部段处的第二远端功率和数据耦合装置。

[0119] 条目8:根据条目7所述的医疗装置,其中,所述近端功率和数据耦合装置以及所述远端功率和数据耦合装置被配置为,当所述导丝被插入通过所述管结构的所述管腔时导电地接触所述导丝,从而使得所述电信号能够经由所述导丝在所述管结构的所述近端部段与所述管结构的所述远端部段之间通过。

[0120] 条目9:根据条目8所述的医疗装置,其中,所述近端功率和数据耦合装置、所述远端功率和数据耦合装置或者所述近端功率和数据耦合装置和所述远端功率和数据耦合装置两者被配置为通过与所述导丝直接接触而导电耦合到所述导丝。

[0121] 条目10:根据条目8所述的医疗装置,其中,所述近端功率和数据耦合装置、所述远端功率和数据耦合装置或者所述近端功率和数据耦合装置和所述远端功率和数据耦合装置两者被配置为通过电容耦合而导电耦合到所述导丝。

[0122] 条目11:根据条目10所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器在所述管结构的所述远端部段处电连接到所述远端功率和数据耦合装置。

[0123] 条目12:根据条目1-11中任一项所述的医疗装置,其中,所述装置被配置为通过单个线发送和接收所述电信号。

[0124] 条目13:根据条目1-12中任一项所述的医疗装置,其中,所述管结构被配置为经外周置入中心静脉导管、中心静脉导管或静脉内导管。

[0125] 条目14:根据条目1-13中任一项所述的医疗装置,其中,所述第一功率和数据耦合装置被配置为通过与所述一个或多个线直接接触而导电耦合到所述一个或多个线。

[0126] 条目15:根据条目1-14中任一项所述的医疗装置,其中,所述第一功率和数据耦合装置被配置为通过与所述一个或多个线电容耦合而导电耦合到所述一个或多个线。

[0127] 条目16:根据条目1-15中任一项所述的医疗装置,其中,所述一种或多种传感器类型包括两种或更多种不同的传感器类型。

[0128] 条目17:根据条目1-16中任一项所述的医疗装置,其中,多个传感器被配置为提供一个或多个生理参数的同时测量。

[0129] 条目18:根据条目1-17中任一项所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器在激活时具有5秒或更小的采样率。

[0130] 条目19:根据条目1-18中任一项所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器包括一个或多个压力传感器。

[0131] 条目20:根据条目19所述的医疗装置,其中,所述一个或多个压力传感器包括电阻

式传感器、电容式传感器、光学传感器、声学传感器、光声传感器或其组合。

[0132] 条目21:根据条目19或条目20所述的医疗装置,所述装置包括沿着所述管结构的远端部段的长度纵向间隔开的多个压力传感器。

[0133] 条目22:根据条目1-21中任一项所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器包括一个或多个超声波传感器、摄像头、电荷耦合装置或其他成像检测器。

[0134] 条目23:根据条目1-22中任一项所述的医疗装置,其中,所述电信号包括由于所述一个或多个传感器的操作而由所述一个或多个传感器通过所述一个或多个线发送的数据信号。

[0135] 条目24:根据条目1-23中任一项所述的医疗装置,其中,所述电信号包括数据信号,所述数据信号由于所述一个或多个传感器的操作而由所述一个或多个传感器通过所述一个或多个线发送。

[0136] 条目25:根据条目1-24中任一项所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器至少部分地嵌入所述管结构的壁内。

[0137] 条目26:根据条目1-25中任一项所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器耦合到基板,并且其中,所述基板耦合到所述管结构的远端部段。

[0138] 条目27:根据条目1-26中任一项所述的医疗装置,其中,所述一个或多个传感器和对应于所述一个或多个传感器的辅助电子器件设置在所述管结构的远端部段上。

[0139] 条目28:根据条目1-27中任一项所述的医疗装置,其中,所述管结构是海波管。

[0140] 条目29:一种导管系统,包括:导管,具有近端端部、远端端部和在所述导管中延伸通过的管腔;一种或多种传感器类型的一个或多个传感器,耦合到所述导管的远端部段;第一功率和数据耦合装置,被配置为与所述导管可操作地相关联;以及一个或多个功率和/或数据线,所述一个或多个功率和/或数据线跨所述第一功率和数据耦合装置与所述一个或多个传感器之间的导管延伸或在所述第一功率和数据耦合装置与所述一个或多个传感器之间的导管的壁内;其中,所述功率和数据耦合装置被配置为电容耦合到所述一个或多个功率和/或数据线,并由此发送和接收电信号。

[0141] 条目30:一种导管系统,包括:导管,具有近端端部、远端端部和在所述导管中延伸通过的管腔,所述管腔被配置为容纳导丝;一种或多种传感器类型的一个或多个传感器,耦合到所述导管的远端部段;近端功率和数据耦合装置,被配置为与所述导管的近端部段可操作地相关联;以及远端功率和数据耦合装置,耦合到所述导管的远端部段,其中,所述近端功率和数据耦合装置以及所述远端功率和数据耦合装置被配置为,当所述导丝被插入通过所述导管的所述管腔时导电地接触所述导丝,从而使得电信号能够经由所述导丝在所述导管的所述近端部段与所述导管的所述远端部段之间通过。

[0142] 结论

[0143] 虽然已经参考具体构造、参数、组件、元件等详细描述了本公开的某些实施例,但是这些描述是说明性的,并且不应被解释为限制所要求保护的发明的范围。

[0144] 此外,应当理解,对于所描述的实施例的任何给定元件或组件,除非另有隐含或明确说明,否则针对该元件或组件列出的任何可能的替代方案通常可以单独使用或彼此组合使用。

[0145] 另外,除非另有说明,否则在说明书和权利要求书中使用的表示数量、成分、距离

或其他测量结果的数字应被理解为可选地由术语“约”或其同义词修饰。当术语“约”、“大约”、“基本上”等与所说的量、值或条件结合使用时,其可以被认为是偏离所说的量、值或条件小于20%、小于10%、小于5%或小于1%的量、值或条件。至少,并且不试图将等同原则的应用限制在权利要求的范围内,每个数值参数应根据所报告的有效数字的数量并通过应用普通的舍入技术来解释。

[0146] 本文使用的任何标题和副标题仅用于组织目的,并不意味着用于限制说明书或权利要求书的范围。

[0147] 还将注意,如在本说明书和所附权利要求书中所使用的,单数形式“一”、“一个(种)”和“该(所述)”不排除复数指代物,除非上下文另有明确规定。因此,例如,引用单个指代物(例如,“小部件”)的实施例还可以包括两个或更多个这样的指代物。

[0148] 还应当理解,本文描述的实施例可以包括在本文描述的其他实施例中描述的性质、特征(例如,成分、组件、构件、元件、部件和/或部分)。因此,给定实施例的各种特征可以与本公开的其他实施例结合和/或合并到本公开的其他实施例中。因此,关于本公开的特定实施例的某些特征的公开不应被解释为将应用或包括所述特征限制到特定实施例。相反,应当理解,其他实施例也可以包括这种特征。

[0149] 在不脱离本发明的精神或特征的情况下,本发明可以以其他特定形式实施。所描述的实施例在各方面均考虑为仅是示例性而非限制性的。因此,本发明的范围由所附权利要求而非前述说明来示出。在权利要求书的等同方案的含义和范围内的所有改变都包含于其范围内。

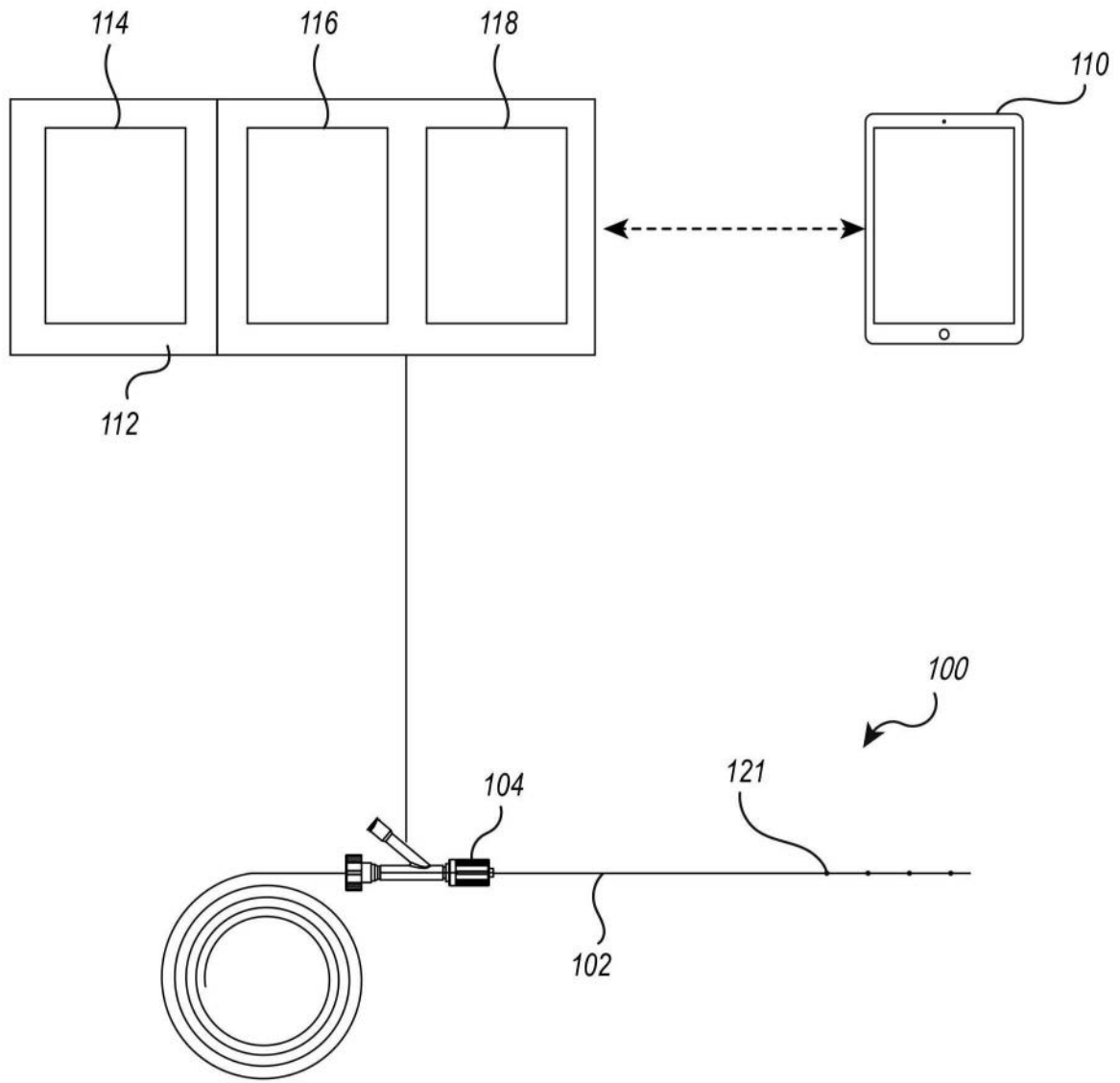


图1

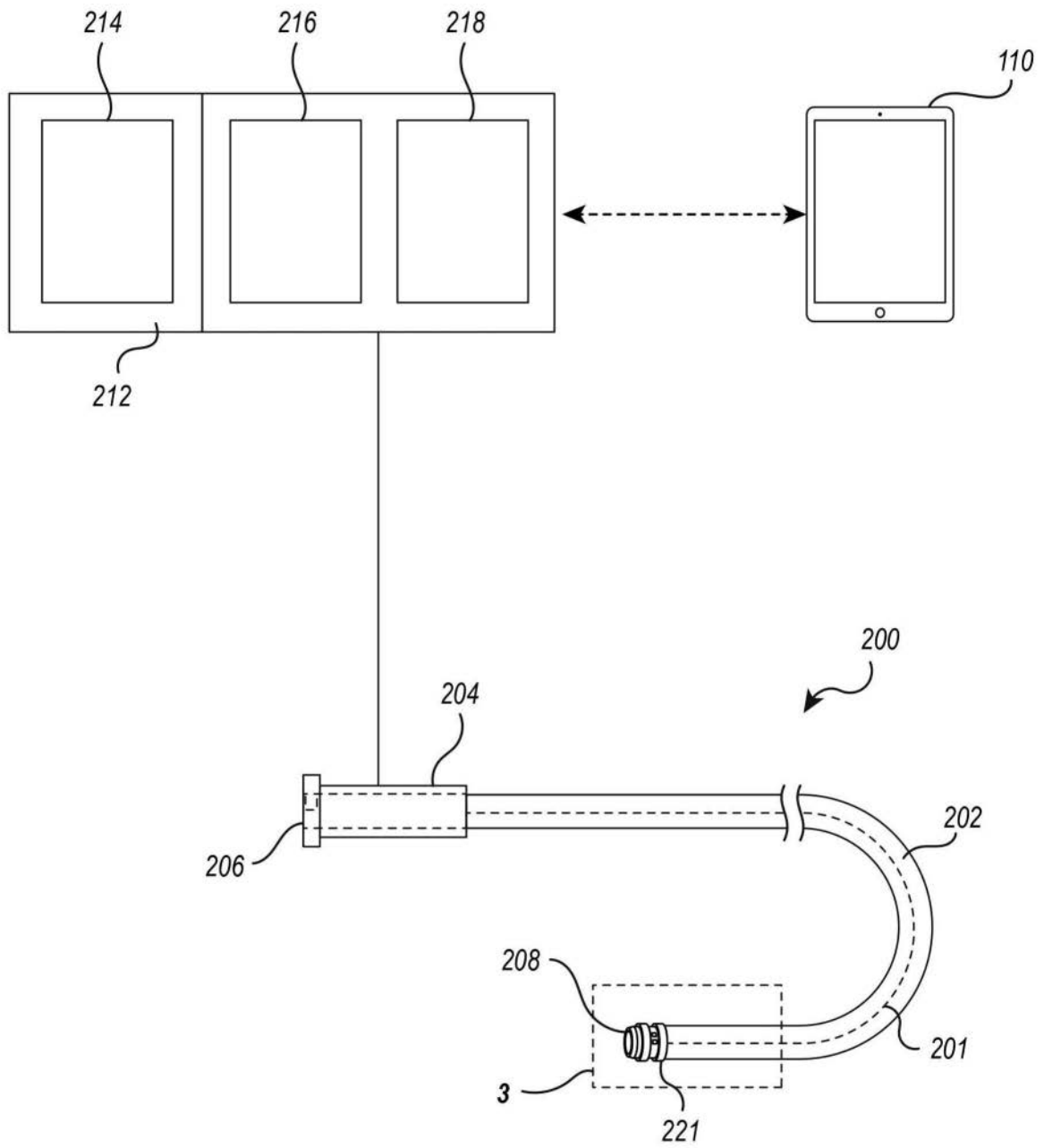


图2

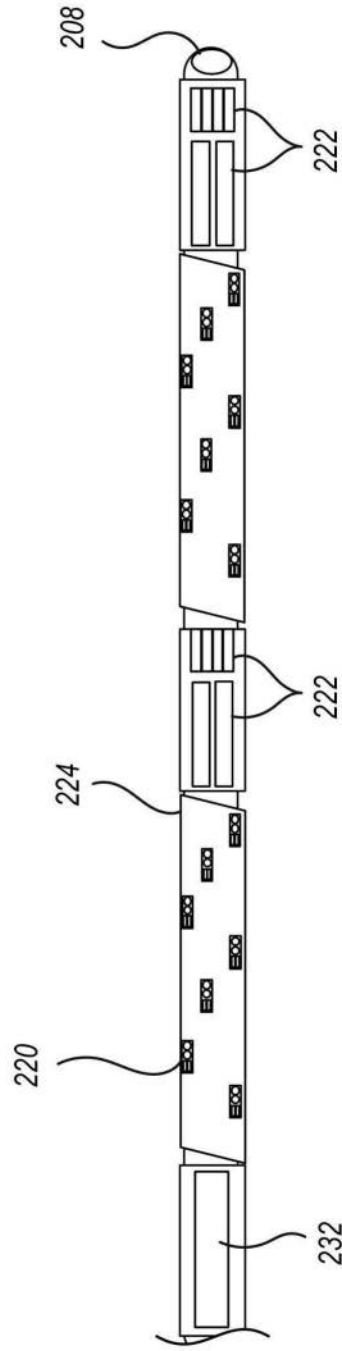


图3

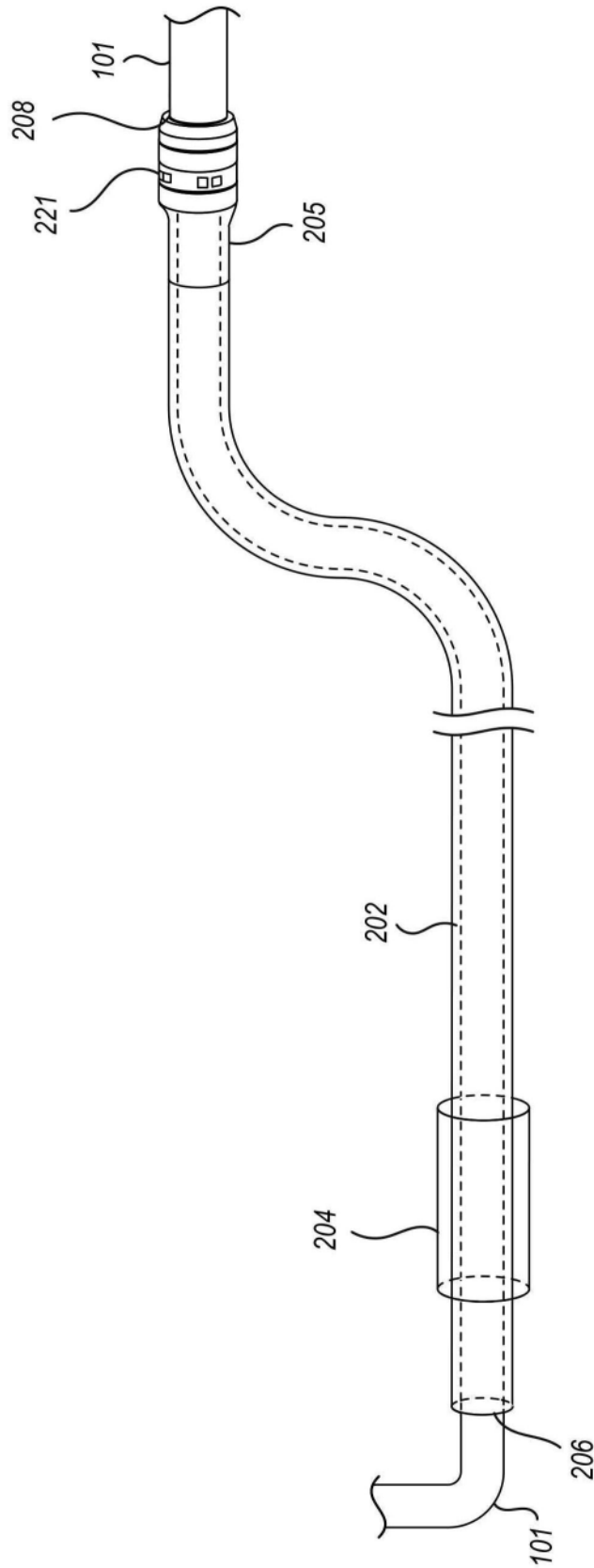


图4

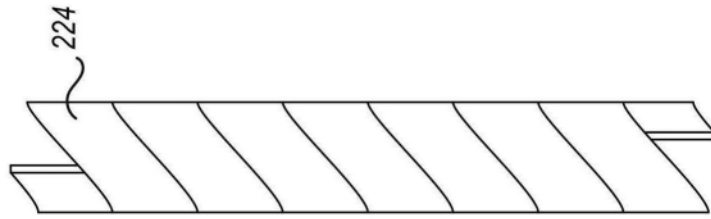


图5A

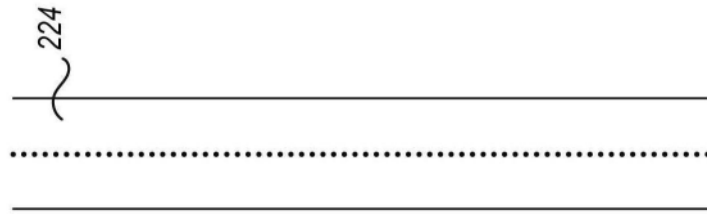


图5B

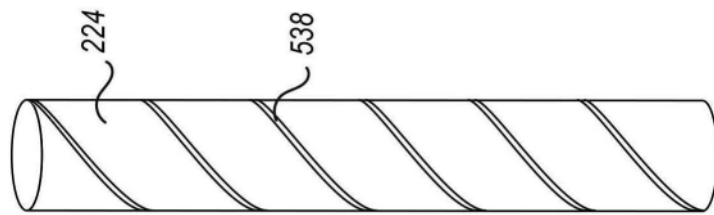


图5C

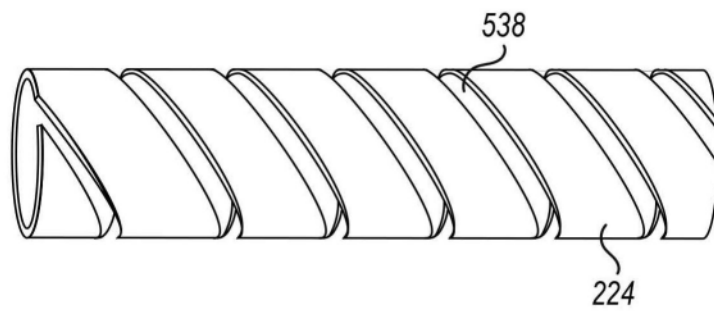


图5D

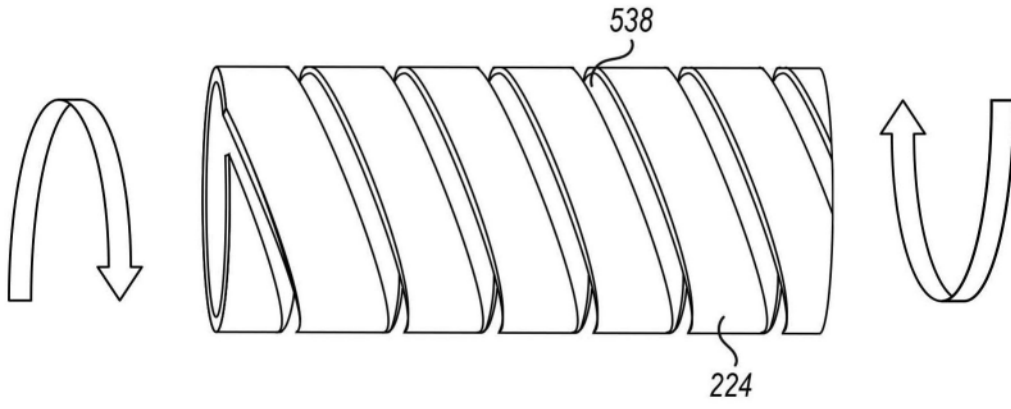


图5E

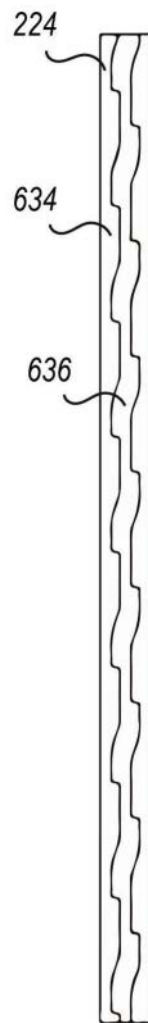


图6A

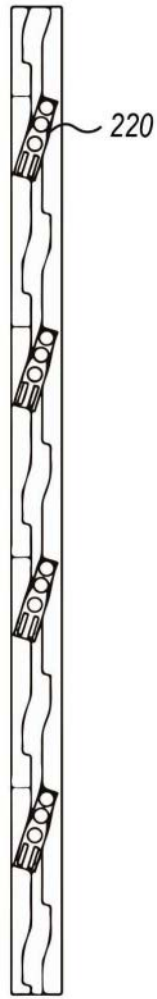


图6B



图6C



图6D

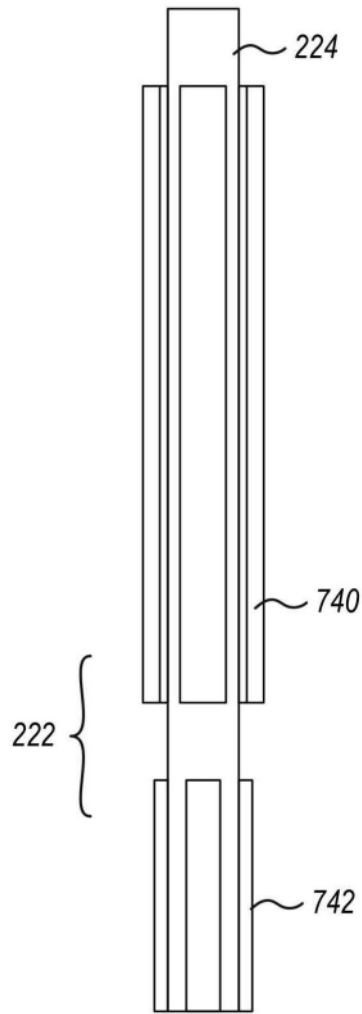


图7

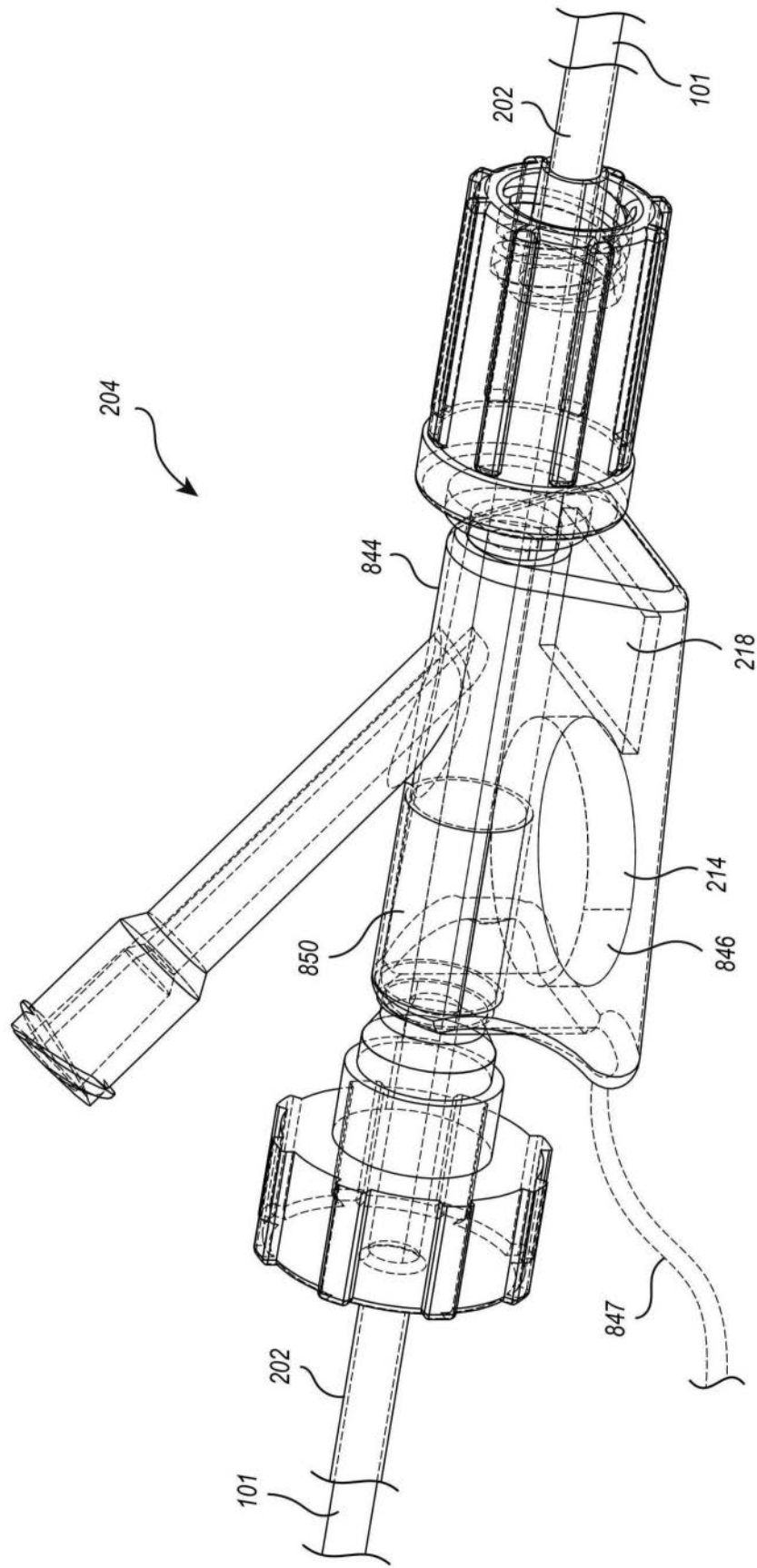


图8A

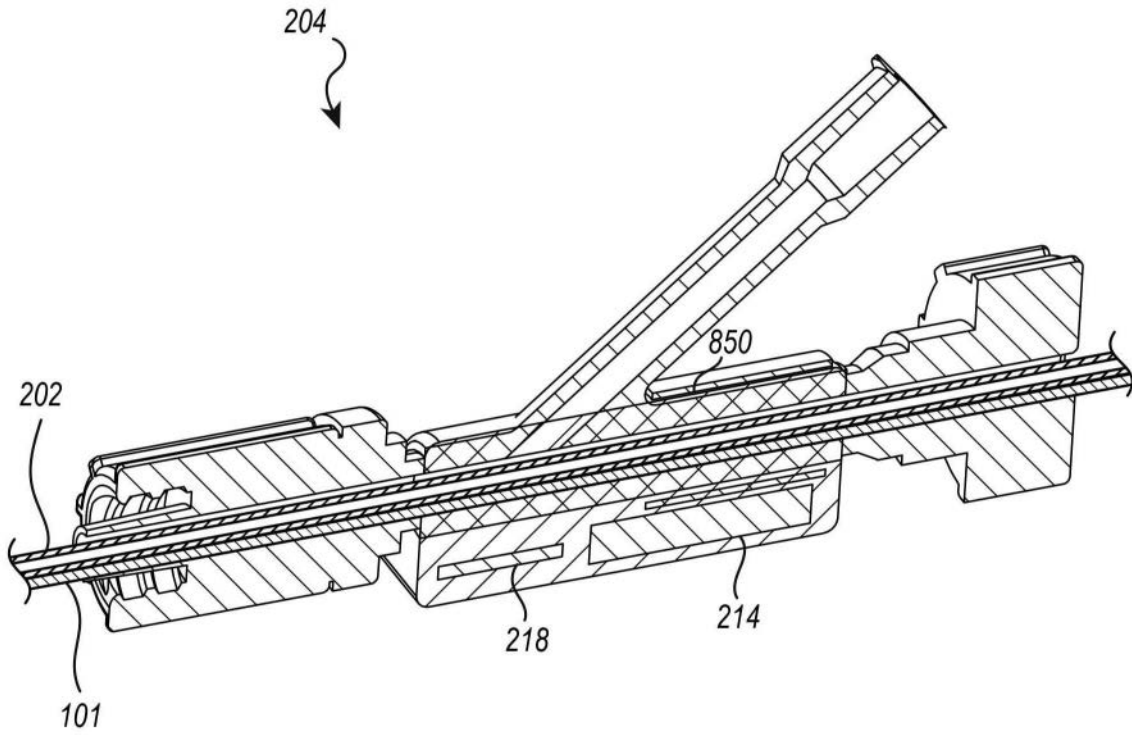


图8B

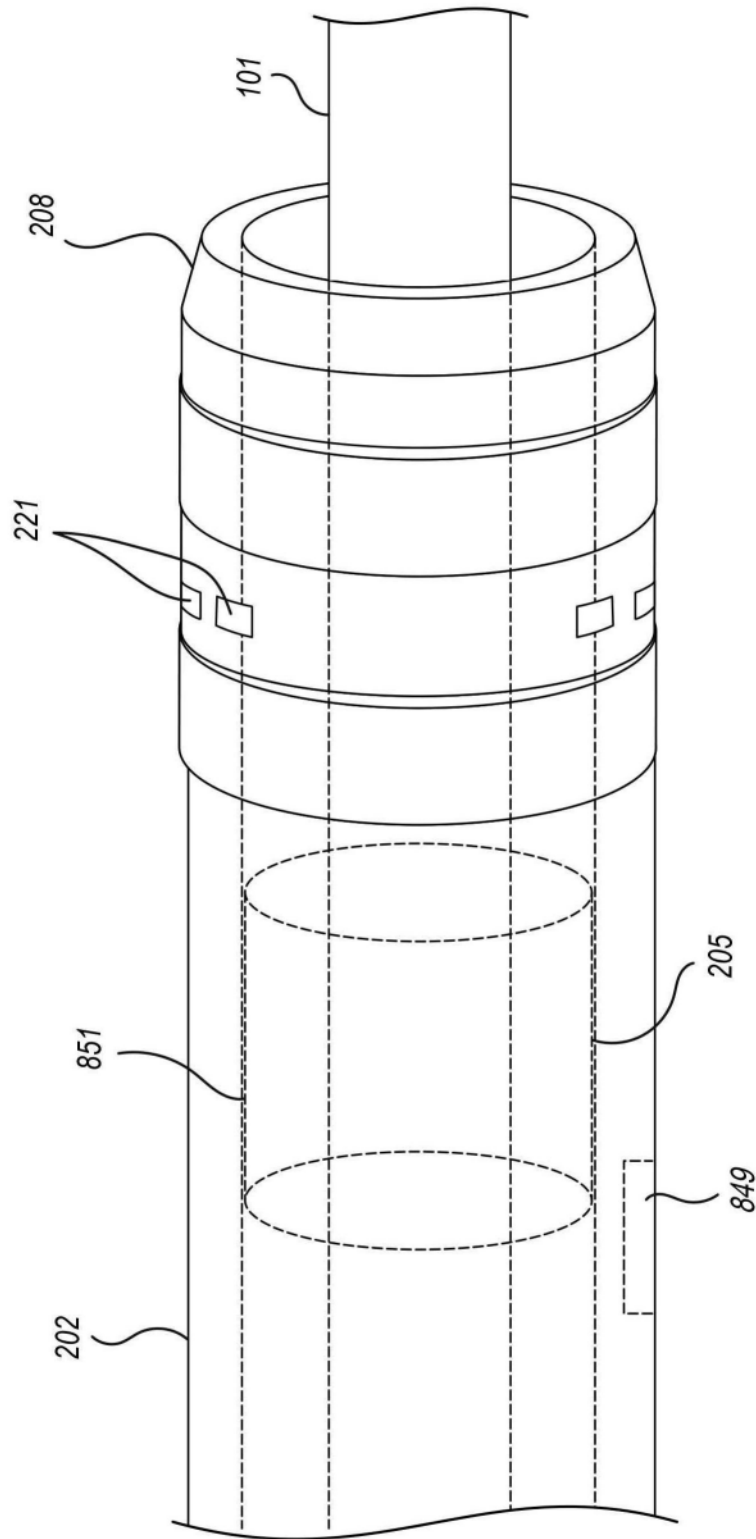


图8C