



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107666854 A

(43)申请公布日 2018.02.06

(21)申请号 201680029920.3

(22)申请日 2016.03.24

(30)优先权数据

14/673,972 2015.03.31 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.11.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/023862 2016.03.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/160463 EN 2016.10.06

(71)申请人 美敦力PS医疗股份有限公司

地址 美国德克萨斯州

(72)发明人 B·雅各布森

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100

代理人 张欣 钱慰民

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/03(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

A61B 6/00(2006.01)

A61B 6/12(2006.01)

A61B 34/20(2016.01)

A61M 27/00(2006.01)

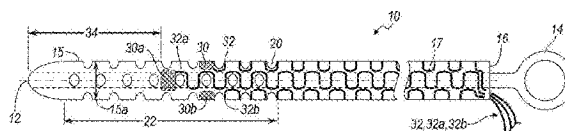
权利要求书3页 说明书13页 附图8页

(54)发明名称

用于分流器的无线压力测量和监测

(57)摘要

本发明公开了一种系统,所述系统包括用于辅助监测在所选位置处的压力的压力传感器。压力传感器可以应用于或结合到定位在患者体内的导管和/或分流器中。一种监测系统然后可以从所述压力传感器接收信号,以便随时间推移监测在所述位置处的压力。



1. 一种用于监测受试者体内的压力的系统,所述系统包括:

细长仪器,所述细长仪器被配置为放置在所述受试者体内,具有从第一末端到第二末端延伸一段距离的细长壁并且沿所述距离的至少一部分形成管腔,所述细长仪器进一步包括通过所述第一末端进入所述管腔的通道,其中,所述细长壁包括最大横截面尺寸;

穿过所述细长壁形成的多个入口,所述多个入口被配置用于允许流体从外部环境流入所述管腔;

与所述细长仪器集成的压力传感器,所述压力传感器被配置用于测量在所述多个入口附近所述外部环境内的压力,并且基于所述压力的所述测量来发射压力信号,其中,所述压力传感器没有使所述最大横截面尺寸增大大于约20%;以及

监测系统,所述监测系统被配置用于接收所述压力信号并且基于所接收到的压力信号向用户提供输出。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述压力传感器在所述细长壁的表面上被形成成为绝缘薄膜、导电薄膜和弹性薄膜的复合物。

3. 如权利要求1或2中任一项所述的系统,进一步包括:

天线,所述天线耦合至所述压力传感器;

其中,所述天线被配置用于无线地发射所述压力信号。

4. 如权利要求3所述的系统,其中,所述天线被配置为感应地耦合以便向所述压力传感器提供电力,从而选择性地测量所述压力;

其中,在所述压力传感器被感应地供电的时间期间,所述压力传感器测量所述压力。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的系统,进一步包括:

电池,所述电池用于至少为所述压力传感器供电以测量所述压力并发射所述压力信号。

6. 如权利要求1至5中任一项所述的系统,其中,从所述监测系统到所述用户的所述输出包括当所述压力信号超过阈值时的警报。

7. 如权利要求1至6中任一项所述的系统,进一步包括:

跟踪设备,所述跟踪设备与所述细长仪器相关联;

跟踪系统,所述跟踪系统被配置用于跟踪所述跟踪设备;

导航系统,所述导航系统被配置用于当将所述细长仪器放置在所述受试者体内时确定所述细长仪器相对于所述受试者的位置或取向中的至少一者。

8. 如权利要求7所述的系统,进一步包括:

显示设备,所述显示设备被配置用于显示所述受试者的图像以及表示在所述受试者的所述图像上叠加的所述细长仪器的轮廓的图标;

其中,所述导航系统包括所述跟踪系统;并且

其中,所述导航系统被配置用于基于所述细长仪器相对于所述受试者的所确定位置来在所述受试者的所述图像上叠加所述图标。

9. 如权利要求7所述的系统,进一步包括:

显示设备,所述显示设备被配置用于显示所述受试者的图像以及表示在所述受试者的所述图像上叠加的所述细长仪器的轮廓的图标;

其中,所述导航系统被配置用于从所述压力传感器接收所述压力信号;并且

其中,所述导航系统被配置用于基于所述细长仪器相对于所述受试者的所确定位置以及所述所接收到的压力信号来在所述受试者的所述图像上叠加所述图标。

10.一种监测在系统中某一位置处的压力的方法,所述方法包括:

提供细长仪器,所述细长仪器具有在其中形成的管腔;

提供从所述细长仪器的外部进入所述管腔的入口;

在所提供的入口附近提供压力传感器,以便测量所述所提供的入口附近的压力并且无线发射压力信号;

提供被配置为定位在所述系统附近但在其外部的收发器以便从所提供的压力传感器接收所述压力信号;以及

随时间推移将所述所接收到的压力信号与预定压力值进行比较。

11.如权利要求10所述的方法,进一步包括:

当所述接收到的压力信号不同于所述预定压力值时发出警报。

12.如权利要求10或11中任一项所述的方法,进一步包括:

在所述提供的细长仪器的表面上将所述提供的压力传感器形成为薄膜复合物。

13.如权利要求10至12中任一项所述的方法,进一步包括:

将所述所提供的压力传感器固定至所述细长仪器的外部。

14.如权利要求10至13中任一项所述的方法,进一步包括:

展示对多个所监测的所接收到的压力信号的图形显示。

15.如权利要求10至14中任一项所述的方法,进一步包括:

当将所述细长仪器放置在所述系统内时跟踪所述细长仪器。

16.如权利要求10至15中任一项所述的方法,进一步包括:

提供流体通过所述所提供的入口进入所述管腔的通道。

17.如权利要求10至16中任一项所述的方法,进一步包括:

当利用所述所提供的传感器感测到的压力超过与所述预定压力值的阈值差时,向用户提供警报。

18.如权利要求10至17中任一项所述的方法,其中,在所述所提供的入口附近提供所述压力传感器包括:提供所述压力传感器以使最大横向尺寸距离增大小于约0.1毫米。

19.一种监测在系统中某一位置处的压力的方法,所述方法包括:

定位细长仪器,所述细长仪器具有在其中的管腔以及从所述细长仪器的外部进入所述管腔的入口,其中,所述入口被置于所述系统中的所述位置处,其中,所述入口和所述管腔被配置用于允许流体从所述位置流动到引流体积;

在所述系统附近但在其外部定位收发器,以便从设置有所定位的细长仪器的压力传感器处接收压力信号,从而测量在所述位置处所述入口附近的压力;

利用监测系统随时间推移监测所述所接收到的压力信号;以及从所述监测系统接收关于所述所监测的所接收到的压力信号与预定压力值的比较的输出。

20.如权利要求19所述的方法,进一步包括:

从所述压力传感器无线地接收所述压力信号。

21.如权利要求19或20中任一项所述的方法,其中,当用户为所述压力传感器感应地供电时,发生利用所述监测系统随时间推移监测所述所接收到的压力信号。

22. 如权利要求19至21中任一项所述的方法,进一步包括:

利用与所述监测系统相关联的感应电源系统为所述压力传感器感应地供电。

23. 如权利要求19至22中任一项所述的方法,进一步包括:

在对所述细长仪器进行放置期间,利用跟踪设备来跟踪所述细长仪器;以及

在对所述细长仪器进行放置期间,查看对展示了在所述系统的图像上所叠加的所述细长仪器的图标

24. 如权利要求19至22中任一项所述的方法,进一步包括:

在对所述细长仪器进行放置期间,利用跟踪设备来跟踪所述细长仪器;以及

在将所述细长仪器放置在所述被跟踪位置处期间并且基于所述所接收到的压力信号,查看对展示了在所述系统的图像上所叠加的所述细长仪器的图标的显示。

用于分流器的无线压力测量和监测

技术领域

[0001] 本主题公开涉及用于各种系统的监视器,在各个实施例中,包括用于将被定位在受试者体内的导管、引流管(drain)和分流器的压力传感器。

背景技术

[0002] 本部分提供了与本公开相关的背景信息,其不一定是现有技术。

[0003] 可以将分流器插入到系统中以用于各种目的。通常,分流器允许流体(比如,液态流体)从第一位置传输至第二位置。分流器可以用于旁路预先存在的路径或者在预先存在的路径损坏或不存在路径的情况下用于创建新路径。

[0004] 在各种手术中,分流器可以被插入到受试者(比如,人类受试者)的解剖结构中以允许流体(比如,脑脊液)的引流。在没有脑脊液引流的情况下,可能会在封闭区域(比如,在脑室内)中建立压力,并且引起对受试者的大脑造成损伤。因此,可以提供分流器以确保在受试者的脑室内维持适当的压力。

发明内容

[0005] 本部分提供了本公开的总体概述,而不是其全部范围或其所有特征的全面披露。

[0006] 在某些情形下,各种过程可能部分地或完全地阻塞放置在受试者体内的分流器。这种功能失效或故障的分流器将允许压力建立并且引起比如对受试者的大脑造成的损伤。这种损伤可能在临床症状或体征再次在受试者体内出现之前发生。这种损伤可能是临时的、长期的或永久的。为了使这种损伤最小化,对在脑室中的脑脊液的实时压力监测可以是有用的。

[0007] 本发明公开了一种系统,所述系统包括用于辅助监测在所选位置处的压力的压力传感器。压力传感器可以应用于或结合到定位在患者体内的导管和/或分流器中。可以将分流器和/或导管永久地植入在患者中。根据各个实施例,在患者体内的单独或一起的导管和分流器可以提供在患者体内的压力的立即缓解。还可以将分流器适当地放置在任何所选系统内,比如包括在汽车发动机、飞机发动机等内的分流器的任何流体系统。而且,其他非人类或非移动受试者可以具有流体路径,比如冷却或润滑流体路径,其可能时常被阻塞,其中,可以提供分流器以辅助确保流体从一个位置到另一位置的适当引流。

[0008] 压力传感器可以设置有分流器或导管,以便辅助测量在将要引流的位置处或附近的压力。压力传感器可以被提供作为可以集成到导管的表面上的相当小的传感器(比如在所述表面上形成的多条迹线或在导管的表面附近)或者作为可以集成到分流器或导管中的独立传感器。例如,压力传感器可以形成在薄膜上并且应用于分流器或导管。进一步地,所述传感器可以连接至电路系统以便允许将无线或有线传输信息传输至所选系统,比如手术导航系统(包括StealthStation®手术导航系统)和/或监测系统(如CareLink®监测系统),这两者均由在美国明尼苏达州具有营业所的美敦力公司(Medtronic, Inc.)销售。替代性系统(比如任何无线接收器系统,包括便携式计算机系统)可以用于接收包括压力信号的增量

或批量传输的数据,所述压力信号包括压力测量值。进一步地,所述无线系统可以是电池供电的(即,包括车载电源系统)或者可以是无源的(例如,包括辐射电源系统或感应电源系统)。感应电源系统或辐射电源系统可以包括在2011年3月11日提交的美国专利申请13/045,686中所公开的那些,所述美国专利申请通过引用并入本文。

[0009] 其他适用领域将根据本文中提供的描述而变得显而易见。本发明内容中的所述描述和具体示例仅旨在用于说明的目的,并不旨在限制本公开的范围。

附图说明

[0010] 本文中所述的附图用于仅说明所选实施例而非所有可能的实施方式的目的,并不旨在限制本公开的范围。

[0011] 图1A是包括一个或多个传感器的分流器的示意图;

[0012] 图1B是在图1A的分流器的表面上形成的传感器的详细视图;

[0013] 图2是包括如在图1B中所展示的压力传感器和所选位置的分流器的示意图;

[0014] 图3A是根据各个实施例的包括传感器芯片的分流器的示意图;

[0015] 图3B是图3A中所展示的传感器的第一平面视图;

[0016] 图3C是图3A中所展示的传感器的俯视图;

[0017] 图4是压力监测系统的示意性视图;

[0018] 图5A是导航和成像系统的视图;并且

[0019] 图5B是管心针和导管的未组装视图。

[0020] 贯穿附图的若干视图,相应的参考号指示相应的部分。

具体实施方式

[0021] 现在将参照所附附图更全面地描述示例实施例。

[0022] 参照图1A和图1B,展示了导管10。应当理解,分流器可以具有类似结构并且可以包括各种传感器,例如本文中所讨论的。而且,导管或分流器通常可以被称作细长仪器,其可能是中空的或包括管腔17。应当理解,除非另有明确说明,对导管、分流器、细长中空仪器的引用并不意味着忽视类似结构,除非明确说明。

[0023] 导管10可以从远末端12沿长度延伸至可以定位在适当的系统或解剖结构的一部分中的近末端16。示例性分流器系统包括由美敦力公司销售的那些系统(包括由在加利福尼亚州戈利塔具有营业所的美敦力神经外科(Medtronic Neurosurgery)销售的LP分流器),并且可以进一步包括各种阀门和流动受控系统(包括Strata®阀门、Delta®阀门以及同样由美敦力公司和/或美敦力神经外科销售的其他阀门和流动受控系统)。进一步地,导管10可以被包括为或提供为导管(包括同样由美敦力神经外科销售的Ares™抗生素导管)。

[0024] 可以利用各种技术(比如利用经由近末端16插入到导管10中的管心针或细长构件14)来将导管10插入或定位在患者体内。应当理解,除非另外明确说明,对任何具体的所跟踪仪器的引用并不旨在将讨论限于单一或具体的可跟踪仪器,而是可能涉及本文中所公开的任何仪器。近末端16可以包括开口,并且可以是朝向远端12部分地或完全地延伸导管10的长度的管腔17的入口。然而,导管10可以在远末端12处是封闭的并且是密封的。如本文中进一步讨论的管心针14还可以用于使用各种手术导航技术来辅助导航,同样如本文

中进一步讨论的。然而,管心针14可以在导管10插入到所选患者或适当的受试者(包括非生物或非人类受试者)的过程中向导管10提供所选刚性。如以上所讨论的,导管10可以是比如本领域中通常已知的导管,包括由美敦力神经外科销售的Ares™导管。相应地,可以提供相对于导管10可移动或固定的各种固定机构和夹子,但是这些在本领域中通常是已知的。

[0025] 导管10包括具有最大横截面尺寸15a的外部壁15,可以穿过所述外部壁形成壁入口或孔20。孔20允许流体流入或流出到导管10的管腔17中。孔20可以包括沿所选长度(比如导管10的长度22)延伸的多个孔20。长度22可以延伸至远端末端12或者可以定位在邻近远端末端12。

[0026] 无论如何,孔20允许材料进入到导管10中或离开导管10。根据各个实施例(包括具有脑脊液分流系统的导管10的使用),脑脊液(CSF)可以进入到导管10,所述导管将要通过管腔17被传送到所选收集位置。如本领域中通常所理解的,管腔17的收集点或出口可以进入流量控制阀门,并且然后进入收集系统(包括外部袋或容器),或者内部地定位到患者体内(比如在腹腔内的腹膜附近)。

[0027] 通常,选择维持在患者的颅骨腔内的大脑内的脑室内的预定或所选压力或压力范围,如本文中进一步所展示的。可以利用定位或形成在导管10上的压力传感器30来测量对在脑室内压力的确定,所述导管定位在脑室内。入口20和导管10允许CSF从脑室移动到导管10中。相应地,定位在入口20之间或者在导管10的区域或长度22内的压力传感器30允许测量将从中移除CSF的同一区域(包括脑室)中的压力。

[0028] 压力传感器30可以经由接线或连接器32与监测系统互连,所述接线或连接器可以沿导管10的长度延伸比如到近端末端16。接线或其他连接器的长度然后可以与所选监测或传输系统互连,如本文中进一步讨论的。而且,除了压力传感器30之外还可以提供不止一个压力传感器30,比如压力传感器30a和30b。应当理解,压力传感器30-30b中的每一个都可以利用所选接线或导体32、32a和32b连接至选择数据监测或传输系统。连接器32-32b可以直接应用于导管10(包括其表面),或者设置在集成到导管10的印刷电路板上。然而,连接器32-32b可以类似于美国专利申请公开号2014/0012130中所公开的那些连接器,所述美国专利申请通过引用并入本文。进一步地,除了位置之外,压力传感器30-30b可以是相同或几乎相同的,包括大小、灵敏度等。应当进一步理解,可以仅提供一个传感器30,和/或选择仅从这一个传感器30接收或发射信号。

[0029]

[0030] 如图1A中所展示的,最远端压力传感器(包括压力传感器30a)定位在距远端末端12一定距离34处。进一步地,其他压力传感器30和30b定位在更靠近最远端压力传感器30a。然而,应当理解,压力传感器30-30b可以被定位在连同导管10的任何适当的位置处,包括仅定位在长度22内或在其他适当的位置处,如本文中进一步讨论的。压力传感器30可以被定位用于最大化与导航或长期监测或两者相关的信息。压力传感器30-30b可以与长期监测相关,并且可以如图1A中所展示的那样放置。压力传感器30'-30b'可以与导航相关,并且可以包括如在图2中所展示的在分流器远端尖端和在所述孔的近端处的那些传感器。然而,应当理解,可以将所有的压力传感器放置在单个设备上。如图1B中所展示的,压力传感器30可以形成在导管10的表面40上。表面40可以是外部表面(比如在外壁15上),并且压力传感器30可以被形成为可根据各种技术放置在所述表面上的薄膜42。进一步地,薄膜42可以包括

约0.2毫米(mm)至约0.5mm的宽度和长度以及约0.01mm至约0.1mm的厚度。薄膜42可以连接至导电迹线(比如包括层压到表面40上的约0.01mm至约0.04mm的宽度),或者可以包括气相沉积技术或其他适当的形成技术。而且,应当理解,表面40可能不是最外部表面,而是可能覆盖有所选材料(如聚合物护套或盖)。

[0031] 因此,将提供压力传感器30-30b,使得当压力传感器被包括时,可以将导管15a(尤其是在长度22内)的最大横截面尺寸增大小于约20%。通常,选择包括小于约0.1mm至约0.3mm(包括约0.2mm)的尺寸增大。因此,将压力传感器30-30b包括在内并不会有效地增大导管10的尺寸。因此,包括压力传感器30-30b的导管10可以包括与之前所使用的导管(比如,Ares™导管)基本上相同的功效。

[0032] 尽管如此,压力传感器30可以适当地暴露于在导管10的外表面的外部或在所述导管的外表面处的环境,以便能够适当地监测包括大脑脑室的区域中的压力。相应地,压力传感器30或所述多个压力传感器30、30a和30b可以感测在导管10上这些压力传感器被放置的位置处的压力,并且沿连接器32-32b传输所感测的压力,以便适当监测在脑室内或包括压力传感器30-30b的导管10的其他所选位置处的压力。如本文中所讨论的,还可以提供无线通信系统以便传输来自压力传感器30-30b的信号。

[0033] 通常,压力传感器30-30b可以测量在导管10的孔20处或附近的压力。所测量的压力可以是作为压力信号被无线或有线传输的压力值。可以按托(Torr)、每平方英寸的磅数或其他适当的单位来确定压力值。

[0034] 根据各个实施例,并且另外参照图2,展示了可以与导管10基本上类似或相同的导管10'。导管10'还可以包括远端末端12'和近端末端16'以及穿过导管10的外部壁15'到导管10'的内部管腔17'的一个和多个端口20。通常还可以在长度22'内限定最大外部横截面尺寸。如图2中所展示的,导管10'还可以包括一个或多个压力传感器30'-30'b。然而,各个压力传感器30'-30'b的定位可以位于沿长度22'(包括端口20')的不同位置处。

[0035] 如图2中所展示的,第一压力传感器30'可以定位在端口20'的近端范围处,并且第三压力传感器30'b可以定位在基本上在第一压力传感器30'的对面或与其邻近。第二压力传感器30'a可以定位在远端末端12'处或基本上与其邻近。所述多个压力传感器30'-30'b允许测量在导管10'的远端处和基本上邻近或直接在端口20'的通常由距离22'限定的近端范围处的点处两者的压力。相应地,可以具有与导管10基本上类似或完全相同结构的导管10'可以能够提供对在相对于包括端口20'的长度22'的不同位置处的压力的测量,然后,包括长度22和端口20的导管10。尽管如此,还应当理解,可以相对于导管10以任何适当的数量和适当的位置来提供压力传感器,以供测量相对于导管10的所选部分(比如在脑室内)的压力,如本文中进一步讨论的。

[0036] 压力传感器30a-30b和/或30'-30'b可以根据各种已知技术形成在导管10、10'的表面上。例如,可以将细接线放置在导管10、10'的所选表面上以形成传感器。而且,传感器30可以形成为薄膜并且应用于所述表面,如以上所指出的。示例性传感器可以包括在Kim等人的Materials For Multifunctional Balloon Catheters With Capabilities and Cardiac Electrophysiological Mapping And Ablation Therapy(用于具有各种能力的多功能囊导管以及心脏电生理映射和剥蚀治疗的材料),自然材料,第1-8页(2011年3月6日)中所公开的那些传感器,此文献通过引用并入本文。然而,在其上形成传感器的表面可

以是可以在其上形成传感器的外部传感器或内部表面。例如,传感器30-30b或30'-30' b可以形成在形成管腔17、17'的内部表面上。

[0037] 然而,根据各个实施例,如图3A-3C所展示的,可以提供传感器组件50,其可以附着在外部表面上或在导管60内部。导管60可以基本上类似于导管10、10',并且可以包括沿长度22"从远末端12"朝向近末端16"延伸的入口20"。进一步地,导管60可以包括管腔17",孔20"允许流体流动至所述管腔。如以上所讨论的,导管60的外部壁15"还可以具有至少在长度22中的最大外部横向测量15"。可以将管心针14"放置在管腔17"中,比如用于使导管60变硬以供插入到受试者和/或导航中,如本文中进一步讨论的。尽管如此,可以提供导管60以供插入到包括传感器组件50的所选受试者体内。

[0038] 传感器组件50可以是适当的传感器,比如由具有位于科罗拉多州的博尔德的营业所的Phase IV Engineering公司销售的微型或小型压力传感器。传感器组件50可以包括电路板62,其上组装各种部件,包括电容器64、处理器系统66(其可以包封在绝缘材料中)和传感器部分68。传感器部分68可以与处理器系统66互连以辅助分析由压力传感器68生成的压力信号。

[0039] 处理器66可以是执行存储在存储器系统中的指令的任何适当的处理器(比如通用处理器)和/或形成用于分析来自压力传感器68的信号 of 的所选目的的专用集成电路(ASIC)。相应地,可以在相当小的封装体中提供压力传感器组件50,所述封装体通常包括约1mm乘以约5mm的尺寸,并且进一步包括约3mm乘以约10mm的尺寸。电路板62可以提供用于在包括电容器64、处理器66和压力传感器68在内的各个部件之间进行通信的框架。进一步,可以向天线组件70提供互连。

[0040] 天线组件70可以允许将信号从压力传感器组件50传输到所选接收器或控制器,本文中将进一步讨论。因此,压力传感器组件50可以包括用于为处理器66、其他部件和天线70提供电力的电源(比如电池)。可替代地或除此之外,压力传感器组件50可以包括无源电源系统,所述无源电源系统可以从外部源接收信号以便向压力传感器组件50提供电力。根据各个实施例,天线组件70可以至少是感应器电路的一部分,用于允许电力从外部源经由天线70传输到压力传感器组件50。因此,天线70可以既发射包括关于由压力传感器68感测的所测量的压力值的信息的压力信号又接收用于向压力传感器组件50提供电力的信号。

[0041] 可替代地或除此之外,还可以提供通信线路或导体80以便将压力传感器组件50与所选收发器或通信器互连。导体80可以类似于以上所讨论的用于将信号从压力传感器组件50传送至所选控制器或接收器的导体32中的一个或多个。因此,导体80可以传输关于由压力传感器组件50的压力传感器68感测的压力的信号以供分析和进一步处理。

[0042] 压力传感器组件50可以采用适当的技术与导管60互连。例如,可以将套管或涂层构件90放置在压力传感器组件50上方以便将压力传感器组件50粘附或固定至导管60。套管90可以由适当的材料形成,比如Kevlar®聚合物材料或其他适当的聚合物。套管90通常被提供为在确定导管60附近的压力时不干扰压力传感器组件50的可操作性。进一步地,可以提供线路80以便捕获套管90或将其保持在适当的位置中。

[0043] 如在图3A中所展示的,压力传感器组件50可以基本上定位在远末端12"的附近或在所述远末端处。然而,应当理解,如以上关于图1A和图2所讨论的,可以在沿导管60的长度的任何适当位置处提供压力传感器组件50。进一步地,可以沿导管60的长度(比如通常

在导管60的长度22”内)提供不止一个压力传感器组件50。因此,可以提供压力传感器组件50或任何所选数量的压力传感器组件50以便确定在沿长度22”(通常包括孔20”)的所选位置处的压力。

[0044] 根据各个实施例,如以上所讨论的,可以确定在所选位置处或在沿导管10、10’或60的多个位置处的压力的确定。确定相对于所选导管10、10’或60的压力可以用于确定在所选脑室(比如在患者体内的侧脑室)内的压力。还应当理解,可以测量各种其他的压力,比如脊柱中的压力、心脏附近的压力或其他适当位置。然而,如本文中进一步讨论的,确定脑室(如在大脑内的颅腔内的脑室)内的压力可以用于确定植入到受试者体内以供从颅腔内的脑室中引流或移除CSF的分流器的功效。相应地,压力传感器(包括以上根据各个实施例讨论的那些)可以用于确定分流器系统的功效并且实现分流器系统的减轻脑积水的所选结果。

[0045] 除了以上所讨论的各个实施例,应当理解,可以提供与导管(包括导管10、10’、60)集成的各种系统。各种传感器可以包括在Kim等人的Materials For Multifunctional Balloon Catheters With Capabilities and Cardiac Electrophysiological Mapping And Oblation Therapy (用于具有各种能力的多功能囊导管以及心脏电生理映射和剥蚀治疗的材料),自然材料,第1-8页(2011年3月6日)中所公开的那些传感器,此文献通过引用并入本文。另外,压力传感器可以包括由在马萨诸塞州的剑桥具有营业所的MC10公司销售的那些压力传感器。由MC10销售的传感器可以直接集成到常规仪器(比如囊导管或柔性轴)的薄的弹性膜中或其上。另外,传感器(比如传感器组件50)可以包括由在科罗拉多州的博尔德具有营业所的Phase IV Engineering公司销售的微型、小型或超小型无源无线传感器。可以根据Positive ID公司来对其他传感器进行适配,包括含有集成天线的Glucocip™组件。

[0046] 进一步地,除了如以上示例性讨论的具体的传感器,可以提供各种线圈以允许进行感应以便为各种传感器供电。例如,在马萨诸塞州的威尔明顿具有营业所的Metrigraphics销售包括单层或多层柔性电路的柔性微型电路,可以采用适当的天线大小来提供所述柔性电路以便允许感应。在马萨诸塞州的普利茅斯具有营业所的Tech-Etch公司也提供可以用作天线的柔性电路。相应地,线圈(比如柔性电路线圈)可以用于为传感器供电,如本文中进一步讨论的。

[0047] 通常,选择具有小型的压力传感器。因此,小型传感器可以集成到导管中,并且导管可以具有不大于通常提供的导管(包括由美敦力神经外科销售的Ares®导管)的尺寸的尺寸。也就是说,通常选择将传感器提供在导管(比如导管10和/或导管60)上,而不会增大或显著增大导管(如通常销售的不具有传感器的)的外部尺寸。相应地,可以选择导管具有传感器,所述传感器将提供在在导管上,相对于不具有任何压力传感器的导管而言,不会增大导管的尺寸超过约10%或超过约20%或增大0%。这可以包括增大导管的尺寸不超过20%。所选将被维持的尺寸是横截面最大尺寸,比如至少在长度22、22’、22”内。进一步地,通常选择使传感器具有随时间推移接近于零或零漂移。也就是说,可以在放置或植入之前校准压力传感器,并且所述校准将变化或所述测量将变化超过压力传感器的所选使用寿命的小于约1%至约10%,包括约5%。作为进一步示例,在超过所植入导管的五年使用寿命的压力测量中具有小于1%的漂移可能是令人满意的。

[0048] 提供在导管(包括导管10、10'和60)上的各种压力传感器可以用于各种目的,比如测量脑室内的压力。如以上所讨论的,导管可以定位在患者的脑室内,如图4中所示示意性展示的。如图4中示例性展示的,导管10可以定位在受试者106的大脑102的侧脑室100内。受试者106可以是任何适当的受试者,比如人类受试者,包括人类儿童或青少年。在某些实例中,CSF可能不会从脑室(包括在受试者106的大脑102内的侧脑室100)引流,从而导致脑积水。在这些实例中,可以将分流器和/或导管系统(其可以包括导管10)植入侧脑室100内,以便提供CSF从侧脑室100流出大脑102外的路径。

[0049] 在各种手术示例中,导管10可以与阀门108互连或连接,所述阀门可以是由美敦力神经外科销售的Strata®阀门。然而,为了各种目的,可以选择不包括所述阀门。进一步地,阀门108可以具有与其相关联的感应天线109,比如放置在阀门108的表面上。通常,阀门108可以放置在受试者106的皮肤表面附近,因此,感应耦合可以更高效。导电迹线(比如迹线32-32b)然后将电力传输至传感器30-30b。相应地,感应电源天线无需直接与传感器3.0-30b或其他适当的压力传感器一起放置。

[0050] 导管10可以进一步与引流套管110互连,所述引流套管可以定位在受试者106的适当位置中,比如腹膜腔112的腹部附近,如以上所讨论的。还应当理解,套管110可以与外部收集系统或封装体互连,而不是内部引流到受试者106。如本领域通常所理解的,由于在脑室(包括侧脑室100)内的流体的积聚,脑积水对大脑102造成压力并且将大脑102压向受试者106的颅骨114。相应地,提供CSF从侧脑室100到大脑102外的通道可以减小或消除脑积水的影响。

[0051] 如果导管100或引流系统的各部分形成堵塞,或者CSF的增加大于最初设计的参数,则压力可能在侧脑室100内增大超过所选(比如预定的)值。这种功能失效或故障的分流器将允许压力再次建立并且可能对受试者106的大脑造成损伤。这种损伤可能在临床症状或体征再次在受试者106中出现之前发生。这种损伤可能是临时的、长期的或永久的。为了使这种损伤最小化,对在脑室中的脑脊液进行实时压力监测可以允许在损伤之前进行早期检测和治疗。因此,可以在导管10或以上根据各个实施例所讨论的任何适当的导管上提供压力传感器(包括以上所讨论的那些),以便监测侧脑室100内或在导管10被植入的其他适当的位置中的压力。应当理解,除非明确说明,本文中作为示例对导管10的讨论并不旨在忽视其他所公开的导管。类似地,除非明确说明,对压力传感器30的讨论并不旨在将本公开仅限于此传感器而非包括所公开的实施例的其他压力传感器。

[0052] 通常,如以上所讨论的,导管10可以包括定位在其上的压力传感器。压力传感器(比如压力传感器30)可以测量在传感器30处的压力,并且所述压力可以随时间推移被记录为压力值。进一步地,如以上所讨论的,与压力传感器30进行的通信可以是无线的。可替代地或除此之外,所述通信可以是有线的。无论如何,可以将接收器和/或发射器(收发器)120提供为被定位在所植入位置中的导管10附近,比如在枕头122内或下面和/或在床或患者支撑件内或下面。受试者106可以躺在枕头122上并且收发器120可以从定位在侧脑室100中的压力传感器30接收压力信号。

[0053] 如果压力传感器30是无线的,则收发器120可以发射信号以便为感应天线供电,如以上所讨论的,和/或所述收发器可以发射信号以便指示压力传感器发射是否提供了内部电池的信号。可替代地,收发器120可以物理地连接(比如利用引线或导体32)以便将压力信

号传送至收发器120。收发器120可以是适当的收发器,比如由美敦力公司销售的收发器**CareLink®**Reader。通常,收发器120可以从压力传感器30接收压力信号并且经由通信线路130将其传送至工作站140。

[0054] 工作站140可以从收发器120接收从压力传感器30接收到的压力信号。通信线路130可以是有线数据传输线路和/或无线传输(例如,**Bluetooth®**通信协议)。工作站140可以允许用户选择由压力传感器30进行监测的次数和频率。因此,压力传感器无需不断地测量压力。这可以是节电例程。而且,如果无源地为压力传感器30供电,则其可以只有当用户指令收发器120发出电源信号时才进行测量。因此,对压力的测量可以是连续的或者以任何所选频率进行。

[0055] 工作站140可以是适当的工作站,比如便携式计算机(比如便携式或手持式工作站160)、用于联网处理器的终端或任何其他适当的工作站。尽管如此,工作站140可以包括处理器142和存储器系统144。处理器142可以是专用处理器,比如专用集成电路。可替代地或除此之外,处理器142可以是被配置用于执行指令的通用处理器,如本文中进一步讨论的。指令可以存储在存储器144上,所述存储器可以是任何适当类型的存储器,比如读/写存储器、随机存取存储器、本地存储器或远程连接的存储器。进一步地,来自传感器30的传感器信息或数据可以存储在存储器144上以供稍后检索和/或处理。工作站140可以进一步包括显示器146,用于显示信息,如随时间推移的压力测量的图形148。进一步地,工作站140可以包括用户输入端,比如触摸屏显示器、指点设备或其他适当的输入端。

[0056] 与工作站140一起使用的收发器120可以提供外部测量和/或分析系统,其通常可以被称为压力分析系统。进一步地,应当理解,收发器120可以被集成到工作站140中,并且可以将具有集成收发器120的工作站140定位成足够靠近导管10,以接收从自导管10上的压力传感器30传输的压力信号。以此方式,工作站140可以提供紧凑且高效的系统,用于接收来自压力传感器30的压力信号以便提供对其的分析。

[0057] 在各个实施例中,工作站140可以包括手持式便携式设备,比如**iPhone®**通信系统或类似的设备。用户(比如护士、医生等)可以将图4中示例性展示为160的手持式设备定位在受试者106附近,以便接收来自导管10上的压力传感器30的压力信号。可以比如经由**Bluetooth®**无线传输协议来无线传输压力信号,所述无线传输示意性展示为传输162。所发射的信号可以由机载处理器或远程处理器分析以供在手持式设备160的显示器166上查看瞬时压力值和/或用曲线图表示的压力值164。

[0058] 因此,根据各个实施例,工作站140(其可以被实施为手持式设备160)可以用于查看由导管10上的压力传感器30感测的压力值。这可以允许用户监测侧脑室100或其他适当位置中的压力,以确保在受试者106的大脑102内维持适当的压力(比如预定压力)。所述预定压力可以是单个值、一定值范围或具有阈值范围的单个值(例如,加上或减去所选预定值)。

[0059] 如以上所讨论的,脑积水可能增大颅骨114内的大脑102中的压力。这种增大的压力可以本身表现为头痛或对患者的其他创伤。然而,在对患者的创伤发生之前,压力通常可能在颅骨114内(比如在侧脑室100内)增大到预创伤水平但高于预定或预选择的值。相应地,比如利用工作站140进行的比如恒定的或以所选频率或次数的监测可以允许确定压力正增长到不期望的或未选择的水平,并且可以在对受试者106的创伤发生之前发生干预。因

此,利用工作站140以及手持式工作站160的任何监测都可以导致到用户的输出,比如警报响起或被提供至所选个体(如护士或医生)。例如,可以提供文本消息、可听警报、颜色警报或其他警报以便指示由在导管10上的压力传感器30测量的压力在所选范围之上或之外。

[0060] 返回参照图5A和图5B,导管(包括以上所讨论的导管或支架10、10')可以与所导航仪器一起定位在受试者106内。所导航仪器可以包括跟踪设备或元件200',所述跟踪设备或元件直接定位在导管10或根据任何各个实施例的导管上,或者可以与管心针14一起被包括。跟踪设备可以包括形成在导管10上或管心针14上的电磁跟踪设备(包括接线线圈、导电材料等)。根据各个实施例,管心针14可以包括在管心针14的远端附近形成的跟踪设备200。管心针14可以放置在如在图1中并在图5B中进一步展示的导管的管腔17内。

[0061] 跟踪设备200可以与导航系统202互连,如图5A中所展示的。如本文中进一步讨论的,导航系统可以包括跟踪系统204,所述跟踪系统可以在空间(包括三维X、Y、Z位置和三维俯仰、偏转和横滚取向)中跟踪所述跟踪设备200,从而确定跟踪设备200在空间中的位置和取向。管心针14可以旋转地或轴向地固定在导管10内以便允许确定导管10的部分或全部,包括邻近跟踪设备200的部分。可替代地,导管10可以包括允许在导管10的植入和定位期间直接地跟踪导管10的跟踪设备200'。适当的跟踪设备可以包括例如在美国专利号8,644,907中所公开的跟踪设备,所述美国专利通过引用并入本文。另外,导航系统可以包括在美国专利申请公开2014/0323852中所公开的导航系统,所述美国专利申请通过引用并入本文。

[0062] 继续参照图5A和图5B,可以经由在受试者106的颅骨114中的开口或孔210将导管10插入到患者106中。如本领域中通常所理解的,孔210可以是通过颅骨114形成的钻孔。然后可以将直接经由跟踪设备200'或经由管心针14上的跟踪设备200所跟踪的导管10插入到孔210中。可以根据各种导航手术和技术(如本领域中通常已知的和以下所讨论的那些)进行导管10的相对于受试者106的导航以便确保或辅助在受试者106内的所选位置(包括预定的或预选择的位置)中定位导管10。进一步地,虽然以下描述总体上与在大脑102的侧脑室内定位导管10相关,但是应当理解,导管10可以定位到任何适当的位置以便辅助流体从一个位置到另一位置的移动或输送。

[0063] 主要关于对人类患者执行手术描述了导航系统202(其可以包括电磁导航系统),导航系统202可以用于对有生命和/或无生命的受试者执行手术,包括如在美国专利申请公开号2014/0323852中所公开的那些导航系统,所述美国专利申请通过引用并入本文。而且,可以相对于体积、机械设备和/或封闭结构来执行本文中所公开的手术。所述体积可以是有生命或无生命的物体。所述受试者可以是包括封闭机械设备的物体。

[0064] 导航系统202辅助执行导航或引导手术。引导手术可以例如是外科手术、神经手术、脊柱手术和矫形手术。导航系统202允许用户(比如外科医生220)在显示器22上查看仪器(比如导管10或可以在坐标系中跟踪的其他适当的仪器)的位置。坐标系可以与图像(比如在图像引导手术中的图像)相关,或者可以与无图像手术相关。

[0065] 导航系统202可以作为基于图像的系统或作为无图像系统操作。当作为无图像系统操作时,导航系统202可以将受试者空间(通常被限定在受试者106内或附近)注册到表示受试者106的区域的图形显示,而不是受试者空间和图像空间两者。虽然可以获取图像数据以便确认仪器或受试者106的解剖部分的各个位置,但是无需在任何时间都获取受试者106

的图像数据。可以跟踪受试者106的位置,并且可以跟踪仪器10相对于受试者106的位置。

[0066] 当作为无图像系统操作时,可以确定解剖结构相对于仪器的位置,并且可以跟踪解剖结构和仪器的位置。例如,可以通过利用仪器110触摸几个点来确定髌骨的平面。作为另一个示例,可以以类似的方式确定股骨的位置。可以利用图标或图形在显示器上显示仪器10和解剖结构的位置。然而,显示器可能不会显示所捕获的受试者106的实际图像数据。可以提供其他数据,如图集数据或变形图集数据。图集数据可以是受试者106生成或推广的图像数据。例如,可以基于对患者大脑的图像数据的详细分析而生成大脑图谱。以下进一步描述了作为基于图像的系统操作的导航系统202。

[0067] 虽然将导航系统202描述为使用成像设备230获取图像数据,但是还可以获取和/或使用其他数据,如患者和非患者的具体数据。成像设备230获取受试者106的术前、术中或术后图像数据和/或实时图像数据。成像设备230可以例如是被配置为具有x射线源232和x射线接收设备234的C型臂的荧光x射线成像设备。在成像设备230上可以包括或安装其他成像设备。可以包括校准目标和跟踪目标以及射线传感器。

[0068] 导航系统202可以进一步包括成像设备控制器236。成像设备控制器236控制成像设备230以便(i) 捕获在x射线接收部分234处接收的x射线图像,并且(ii) 存储所述x射线图像。成像设备控制器236可以与成像设备230分离和/或控制成像设备230的旋转。例如,成像设备28可以围绕患者106在所选方向上移动。而且,成像设备可以包括如由在明尼苏达州具有营业所的美敦力公司销售的O-arm®成像设备。

[0069] 进一步地,可以包括成像器跟踪设备240以便跟踪成像设备230的所选部分的位置,以便相对于受试者106来标识成像设备230的位置,同时获取用于辅助注册的图像数据。图像数据然后可以无线地或者经由链路252从成像设备控制器236转发到导航计算机254的处理模块。导航计算机254可以包括处理模块,所述处理模块被配置用于执行进行手术的指令。

[0070] 工作站254可以包括导航计算机254、导航显示器256、用户界面258和可访问存储器系统260。可以从控制器236将图像数据传输至工作站254或传输至跟踪系统204。工作站254可以是便携式计算机,比如膝上型计算机或平板计算机。导航计算机254(包括计算机模块)可以包括执行用于对导管10进行导航的指令的通用处理器和/或可以包括专用电路。如本文中进一步讨论的,跟踪系统204可以包括具有导航设备接口(NDI) 262的线圈阵列控制器(CAC) 261。

[0071] 虽然在图5A中示出了成像设备230,但也可以使用随时间推移获取的包括四维成像模式的任何其它替代的2D、3D或3D成像。例如,可以使用比如等中心荧光镜检查、双平面荧光镜检查、超声、计算机断层扫描(CT)、多切片计算机断层扫描(MSCT)、T1加权磁共振成像(MRI)、T2加权MRI、高频超声(HIFU)、正电子发射断层扫描(PET)、光学相干断层扫描(OCT)、血管内超声(IVUS)、超声、术中、计算机断层扫描(CT)、单光子发射计算机断层扫描(SPECT)和/或平面 γ 闪烁扫描(PGS)成像设备等任何成像设备。这些成像设备中的任何一个都可以用于获取受试者106的术前或术后和/或实时图像或图像数据。通常还可以获得图形并且在二维或三维中显示所述图像。以更先进的形式,实现了受试者的3D表面呈现区域,其可以在时间上呈现或改变(四维)。3D表面呈现区域可以通过结合来自图集或解剖模型图或者来自MRI、CT或超声心动描记术模式获取的术前图像数据的受试者数据或其他数据

来实现。来自混合模式(比如正电子发射断层扫描(PET)与CT组合或单光子发射计算机断层扫描(SPECT)与CT组合)的图像数据集还可以提供叠加到解剖数据上以使用来到达受试者106内的目标部位的功能图像数据。

[0072] 导航系统202进一步包括跟踪系统204。跟踪系统204包括定位器264,所述定位器还可以被称为发射线圈阵列(TCA)、跟踪阵列或发射线圈组件。TCA 264包括可以发射或接收的线圈阵列266。跟踪系统204包括CAC261。定位器264、管心针14的仪器跟踪设备200或导管10的跟踪设备200'。应当理解,所跟踪的部分通常可以被称为仪器,并且跟踪设备通常可以被称为仪器跟踪设备。跟踪系统还可以跟踪动态参考系(dynamic reference frame, DRF) 270。所有所跟踪的部分经由NDI 262连接至CAC 261。可以在CAC/NDI容器272中提供CAC 260和NDI 262。NDI 262可以具有与定位器264、仪器跟踪设备200和/或DRF 270无线地或经由接线进行通信的通信端口。

[0073] 线圈阵列定位器264可以发射由DRF 270和至少一个跟踪设备(例如,仪器跟踪设备200)接收的信号。跟踪设备200可以与在手术期间通常定位在受试者106内的位置处的仪器14相关联。DRF 270然后可以基于从定位器270和/或其他定位器的所生成场的所接收/所感测的信号而从DRF跟踪设备271发射和/或提供信号。应当理解,还可以采用相反的方式操作跟踪系统,其中,跟踪设备200、270发射由TCA 264感测的场。

[0074] DRF 270可以连接至NDI 262以将信息转发至CAC 261和/或导航计算机250。DRF 270可以固定至受试者106并且邻近于导航正发生的区域,从而使得受试者106的任何移动被检测为在定位器264和DRF 270之间的相对运动。DRF 270可以与受试者106互连。将任何相对运动指示给CAC 260,其更新注册相关性并且维持准确的导航。

[0075] 在操作中,导航系统202创建在图像数据或图像空间中的点(比如在显示器256上显示的由图像280限定的一个点)与在受试者空间中的相应点(例如,在患者解剖结构中或在患者空间中的点)之间的映射。在创建映射之后,图像空间和受试者空间相互注册。这包括将图像空间中的定位(位置和取向)与受试者空间(或真实空间)中的相应定位关联。基于所述注册,导航系统202可以在叠加图像中展示相对于受试者106的图像在仪器14的导航定位处的图标282(其可以包括仪器(包括导管10和/或管心针14)的三维呈现)。例如,可以相对于所提出的轨迹和/或所确定的解剖目标展示图标282。工作站254(单独地和/或与CAC 261和/或C型臂控制器(控制模块) 236相组合)可以在相对于所跟踪仪器14的预先获取的图像或图集模型上标识相应点,并且在显示器256上显示相对于图像280的定位。这种识别被称为导航或定位。工作站254、CAC 261和C型臂控制器236和/或其所选部分可以结合到单个系统中或实现为单个处理器或控制模块。

[0076] 为了将受试者106注册到图像280,用户220可以通过从预获取的图像中选择和存储特定点并且然后用指点探针或任何适当的跟踪设备来触摸受试者106上的相应点来使用点注册。导航系统202对这两个所选点集合之间的关系进行分析并且计算匹配,这允许在图像数据或图像空间中的每个点与其在受试者106或受试者空间上的相应点的相关性。

[0077] 所选用于执行注册或形成映射的点是基准标记,比如解剖标志或人工标志。此外,基准标记是在图像上可识别的,并且在受试者106上是可识别且可访问的。基准标记可以是定位在受试者106上的人工标志或可以在图像数据中容易地标识的解剖标志。

[0078] 导航系统202还可以使用解剖表面信息或路径信息来执行注册(被称为自动注

册)。导航系统202还可以通过使用轮廓算法、点算法或密度比较算法利用所获取的2D图像来注册3D体积图像从而执行2D到3D注册。

[0079] 为了维持注册准确度,导航系统202在注册和导航期间利用DRF 270跟踪受试者106的定位。这是因为受试者106、DRF 270和定位器264都可以在手术期间移动。可替代地,一旦注册已经发生,可以比如利用头部固定器将受试者106保持不动。因此,如果导航系统202没有跟踪受试者106的位置或受试者106的解剖结构区域,则注册之后的任何受试者移动都将导致在相应图像内的不准确导航。DRF 58允许跟踪系统204跟踪解剖结构并且可以在注册期间使用。因为DRF 270被刚性地固定至受试者106,所以解剖结构或定位器264的任何移动都被检测为定位器264与DRF 270之间的相对运动。这种相对运动经由NDI 262传送至CAC 261和/或处理器250,其更新注册相关性从而维持准确导航。

[0080] 跟踪系统204可以将定位器264定位成邻近患者空间以生成EM场(被称为导航场)。因为导航场或患者空间中的点与唯一的场强和方向相关联,所以跟踪系统204可以通过测量在跟踪设备200处的EM场的场强和方向或分量而确定仪器14的定位(其可以包括位置和取向)。DRF 270固定至受试者106以便在所述导航场中标识受试者106的位置。跟踪系统204在定位期间不断地确定DRF 270和仪器14的相对定位并且将此空间信息关联至受试者注册数据。这使能进行在受试者106内和/或相对于其的仪器14的图像引导。

[0081] 为了获得最大准确度,可以选择将DRF 270固定在至少六个自由度中的每一个中。因此,DRF 270或任何跟踪设备(比如跟踪设备200)可以相对于轴线运动X、平移运动Y、旋转运动Z而固定,相对于DRF 270所附接至受试者106的部分而偏转、俯仰和横滚。任何适当的坐标系可以用于描述各种自由度。以此方式相对于受试者106固定DRF 270可以辅助维持导航系统202的最大准确度。

[0082] 如以上所讨论的,仪器14可以包括管心针。然而,所包括的讨论还可以包括作为仪器的导管10、10'、60。因此,对仪器14的引用并不旨在限制可以被跟踪或导航的仪器。

[0083] 相应地,导航系统202可以用于将导管10与跟踪系统204一起放置。如以上所讨论的,这可以通过获取受试者106的图像数据(包括MRI图像数据)来执行。可以对MRI图像数据进行分析以确定用于比如在所选脑室(包括侧脑室、第一脑室、第二脑室或第三脑室等)中定位导管10的位置。可以将此定位标识为用于辅助导航的解剖目标。导航系统202然后将受试者106的受试者空间注册到图像280的图像空间,并且可以将导管10的位置标识为在图像280上叠加的图标282。当将导管10移动到受试者106的颅骨114和大脑102时,用户220然后可以查看显示器256以定位导管10。因此,用户220无需直接查看导管10以确定其在受试者106内的位置。如以上所讨论的,导管10可以直接在其上包括跟踪设备200',或者可以基于定位在导管10内的管心针14上的跟踪设备200的跟踪而确定导管10的定位。可以根据各个实施例发生跟踪定位在仪器的管腔或套管内的管心针(比如管心针14),包括在美国专利号8,644,907中所公开的那些,所述美国专利通过引用并入本文。

[0084] 尽管如此,用户220或任何适当的用户可以确定在受试者106内的导管10的定位以便植入分流器系统用于治疗所述受试者106,比如治疗脑积水。在植入期间或植入之后,可以利用导航系统202执行在受试者106内定位导管10以辅助确保或确认达到导管10的所选位置。一旦已经发生导管10的植入,那么可以使用压力传感器(比如,以上讨论的压力传感器30)来监测侧脑室100内的压力。监测系统140(包括收发器120)然后可以用于恒定地监测

或以所选次数或频率监测在导管10处(包括在侧脑室100内)的压力。因此,可以利用导航系统202将导管10定位在受试者106的大脑102内的充分精确的位置处,并且可以利用压力传感器(比如与导管10一起包括的压力传感器30)恒定地监测侧脑室100内的压力。

[0085] 进一步地,应当理解,导管10无需与导航系统202一起植入,并且可以根据任何适当的手术与任何适当的系统一起植入。进一步地,应当理解,虽然以上所讨论的示例性实施例是指导管10,但是可以植入任何适当的导管或分流器并且包括适当的压力传感器,比如以上所讨论的那些压力传感器。相应地,导管10通常指向被植入的导管,但还可以指导管10'和导管60。此外,任何适当的压力传感器(包括以上所讨论的那些)可以与对应的导管一起提供,并且无需提供只包括压力传感器30的导管10。在各个示例性实施例中讨论的压力传感器可以包括本文中所讨论的压力传感器中的任何一个。进一步地,应当理解,所选导管可以包括多种类型的压力传感器,比如压力传感器30和压力传感器组件50。

[0086] 继续参照图5A,根据各种实施例(包括以上所讨论的那些)的压力传感器30-30b, 30'-30b'可以用于向导航系统202提供压力信息。如以上所讨论的,可以无线、有线或以其组合的方式将压力信息传输至导航系统202。压力信息可以与导航系统一起使用,比如呈现在显示器256上。压力信息可以辅助用户220提供相关位置信息并且用于确认位置。例如,压力测量可以有助于确定分流器适当地放置在具有将被降低的高压力的脑室中。在导航期间的压力监测可以帮助确保从所选植入位置处通过分流器的流动正在发生,分流器被放置远离大脑等。因此,来自压力传感器的单个可以辅助用户220“感觉”在受试者106内的仪器(包括分流器10)的位置。

[0087] 提供了示例实施例,以使得本公开将是透彻的,并且将保护范围完全传达给本领域技术人员。阐明了许多具体细节,比如具体部件、设备和方法的示例,以提供本公开内容的实施例的透彻理解。将对本领域技术人员来说显而易见的是,无需采用具体细节,示例实施例可以采用许多不同的形式实施,并且不应该被解释为限制本公开的范围。在一些示例实施例中,并未详细描述众所周知的过程、众所周知的设备结构以及众所周知的技术。

[0088] 为了说明和描述的目的,已经提供了前述描述。所述描述并不旨在是详尽的或是限制本公开。特定实施例的单独的元件或特征通常不限于于此特定实施例,而是在适用的情况下,可互换并可用于所选实施例中,即使没有被具体示出或描述,情况也是如此。相同部分还可以以多种方式进行变化。这类变化不被认为是脱离了本公开,并且所有这类修改都旨在包括在本发明的范围内。

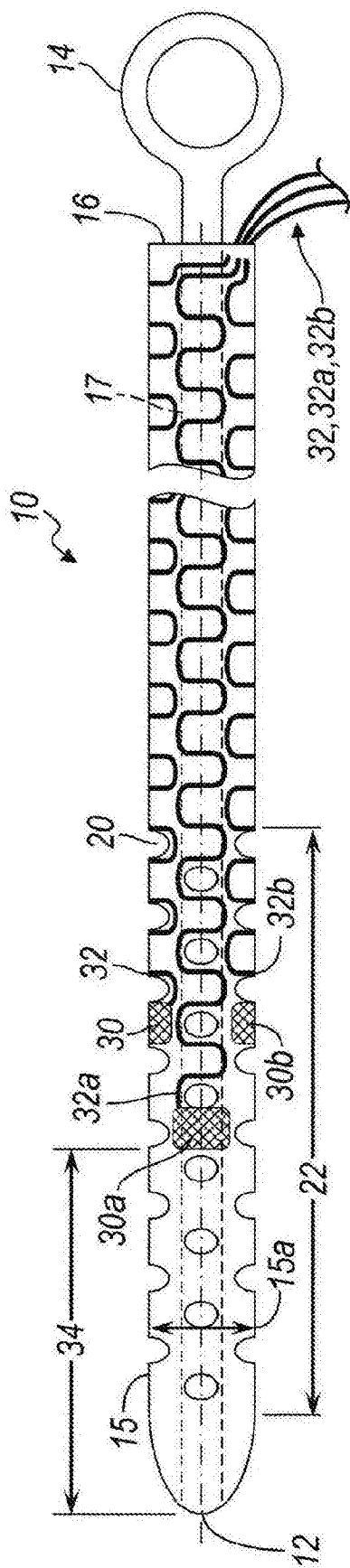


图1A

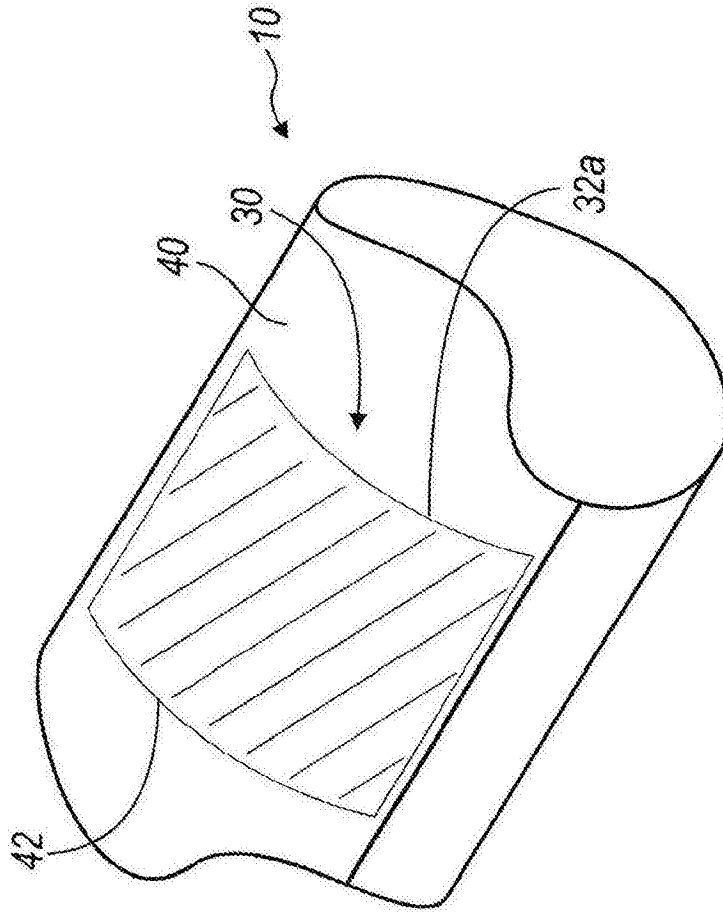


图1B

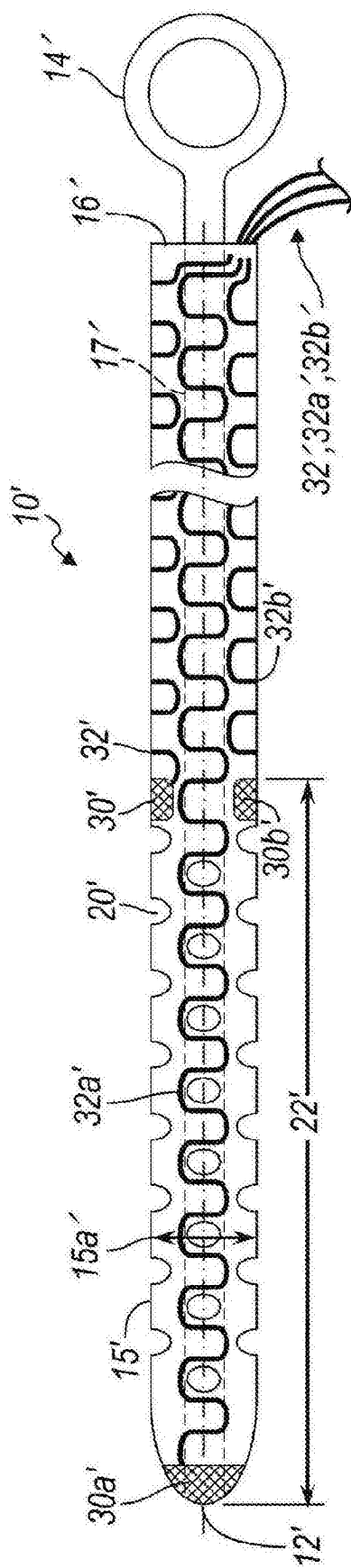


图 2

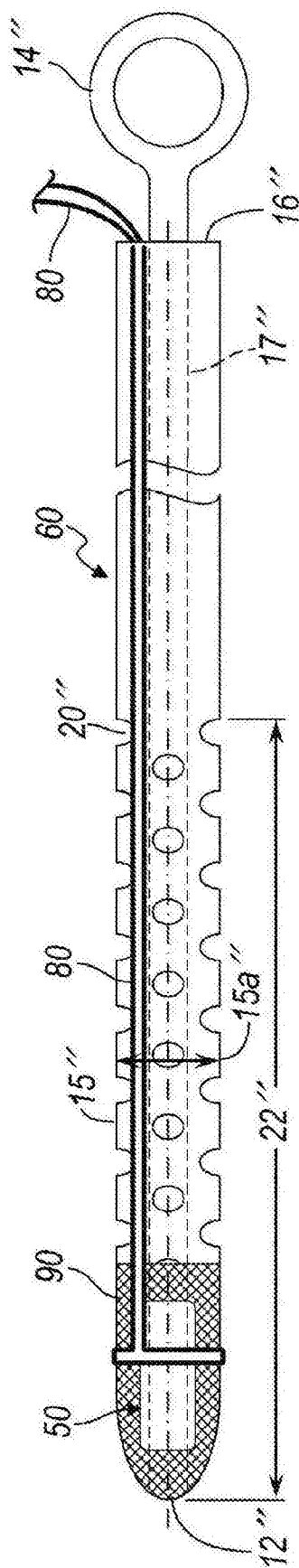


图3A

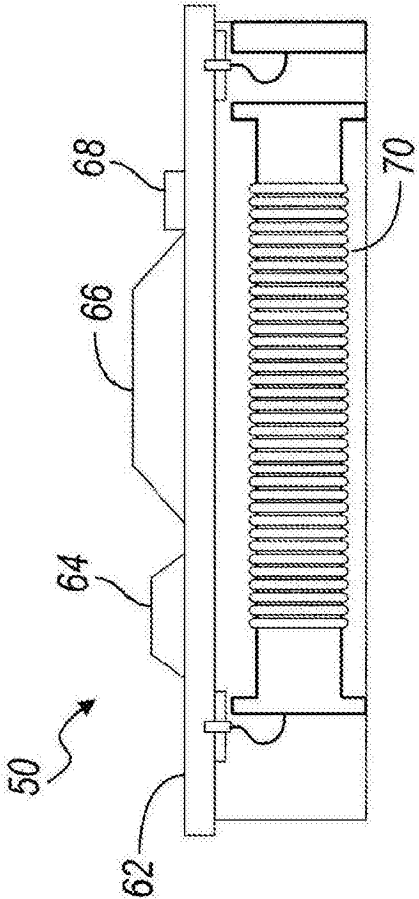


图3B

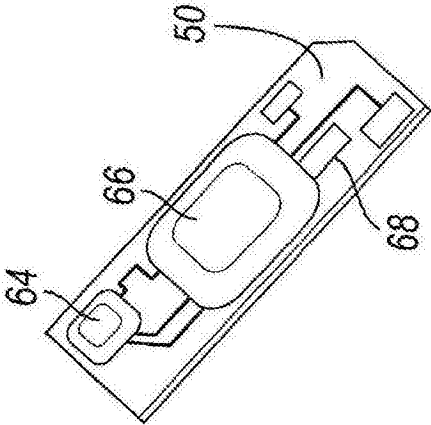


图3C

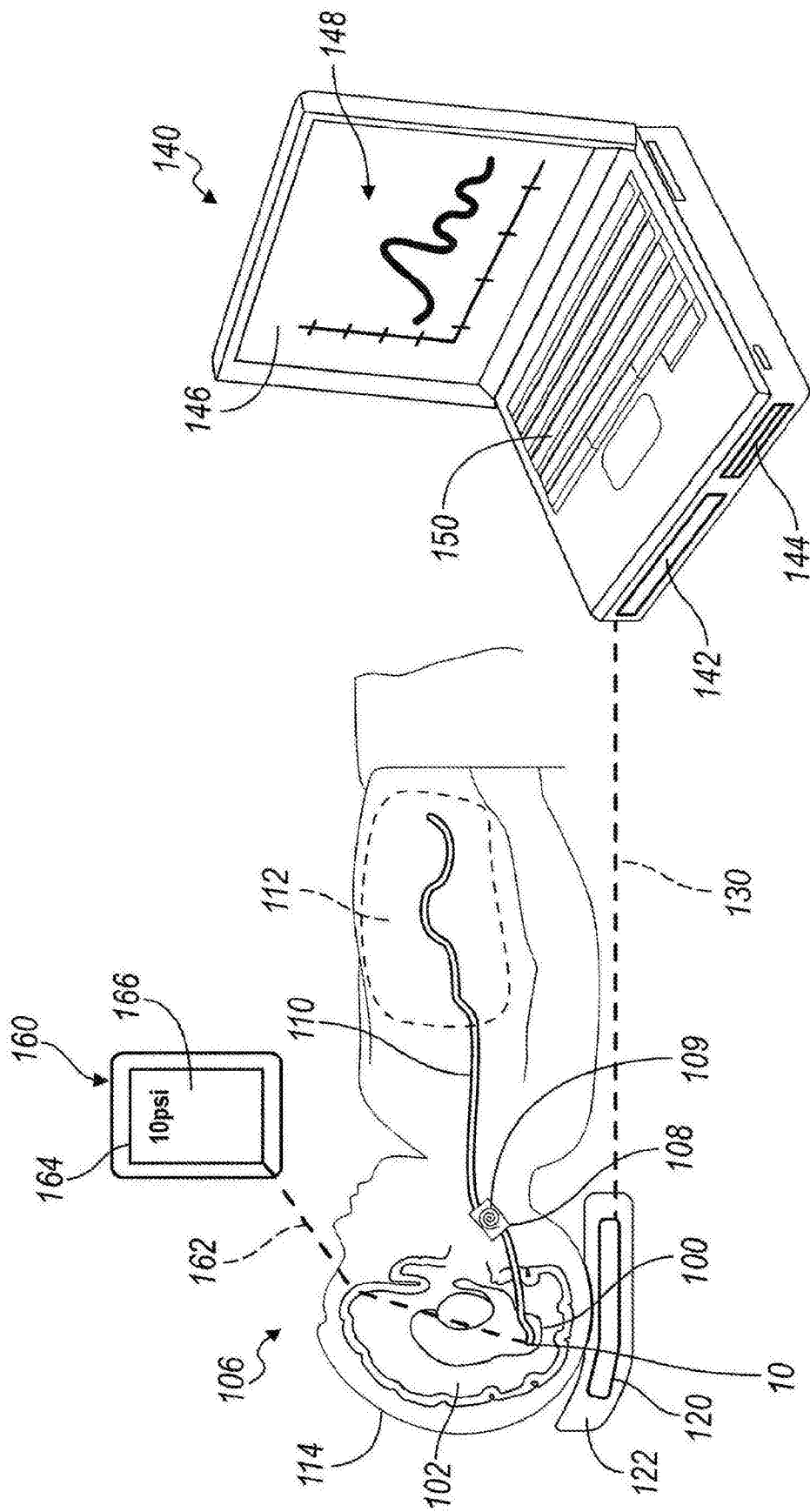


图4

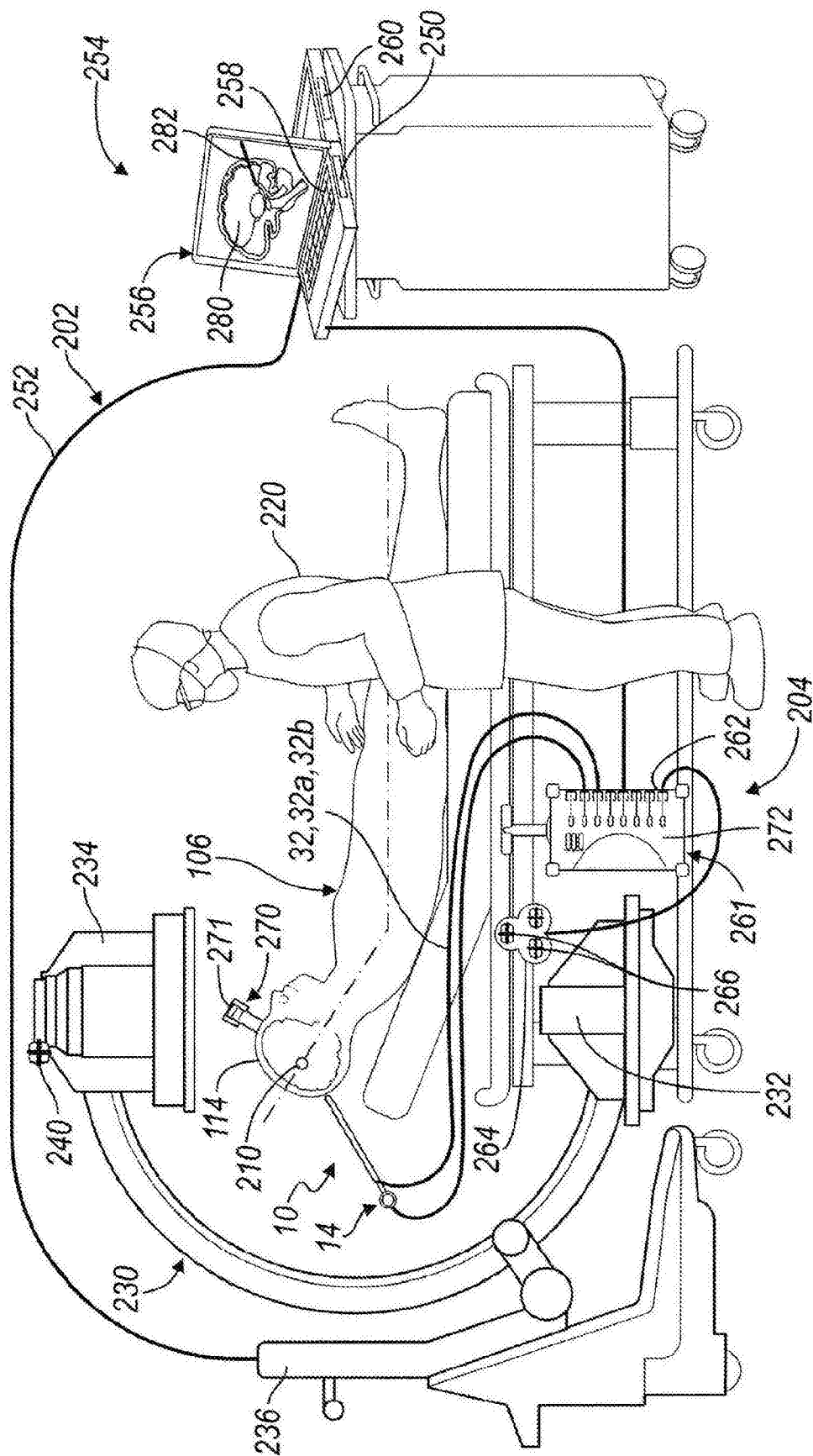


图5A

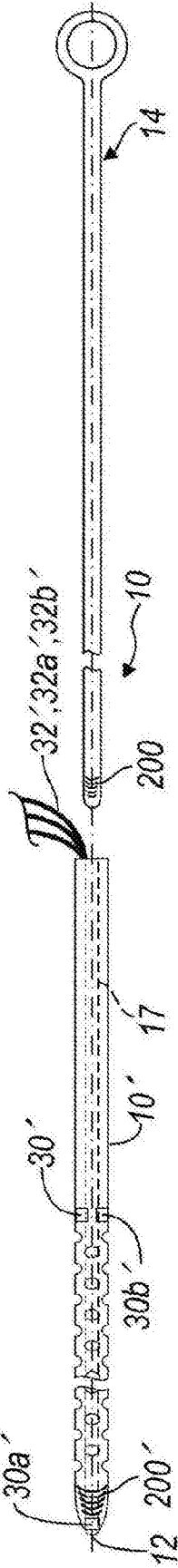


图5B