



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110353654 A

(43)申请公布日 2019.10.22

(21)申请号 201910284467.6

A61B 18/14(2006.01)

(22)申请日 2019.04.10

A61B 18/12(2006.01)

(30)优先权数据

15/949217 2018.04.10 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 D.M.路德文 G.科恩 T.A.耶琳
G.弗雷森 M.谢克特

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 姜冰 张金金

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

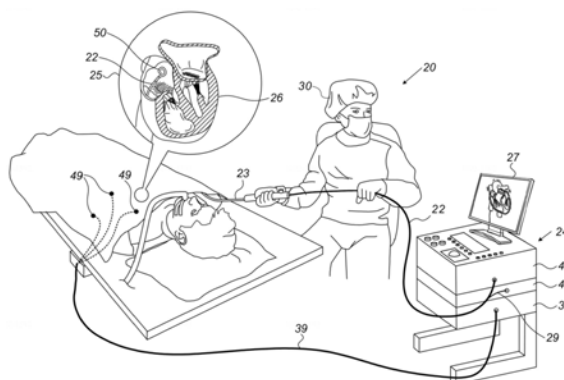
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

使用光纤形状感测结合当前位置的导管定位

(57)摘要

本发明题为“使用光纤形状感测结合当前位置的导管定位”。本发明提供了一种设备,该设备包括轴、柔性远端组件、两个或多个感测电极和光纤形状传感器。轴被配置为用于插入患者的身体中。柔性远端组件装配在轴的远端处。两个或多个感测电极设置在远端组件上方并且被配置为生成指示感测电极在身体内的位置的信号。光纤形状传感器耦合到远端组件的一部分,其中两个或多个感测电极具有距光纤形状传感器上方的已知位置的先验已知距离,并且其中光纤形状传感器被配置为提供柔性远端组件的空间变形的指示。



1. 一种设备,包括:

轴,所述轴用于插入患者的身体中;

柔性远端组件,所述柔性远端组件装配在所述轴的远端处;

两个或多个感测电极,所述两个或多个感测电极设置在所述远端组件上方并且被配置为生成指示所述感测电极在所述身体内的位置的信号;和

光纤形状传感器,所述光纤形状传感器耦合到所述远端组件的一部分,其中所述两个或多个感测电极具有距所述光纤形状传感器上方的已知位置的先验已知距离,并且其中所述光纤形状传感器被配置为提供所述柔性远端组件的空间变形的指示。

2. 根据权利要求1所述的设备,还包括处理器,所述处理器被配置为基于以下项估计所述远端组件在所述身体内的位置:(i) 由所述感测电极生成的所述信号,(ii) 所述先验已知距离,以及(iii) 由所述光纤形状传感器提供的所述空间变形的所述指示。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中所述处理器被配置为通过以下方式估计所述远端组件的所述位置:

使用所生成的信号估计所述感测电极的位置坐标;

基于所述先验已知距离对所述位置坐标进行局部缩放;以及

基于由所述光纤形状传感器提供的所述空间变形的所述指示来校正所局部缩放的位置坐标。

4. 一种用于位置感测的方法,包括:

将轴插入患者的身体内,其中柔性远端组件装配在所述轴的远端处,其中两个或多个感测电极设置在所述远端组件上并且被配置为生成指示所述感测电极在所述身体内的位置的信号,其中光纤形状传感器耦合到所述远端组件的一部分,其中所述两个或多个感测电极具有距所述光纤形状传感器上方的已知位置的先验已知距离,并且其中所述光纤形状传感器被配置为提供所述柔性远端组件的空间变形的指示;以及

使用所生成的信号并且使用由所述光纤形状传感器提供的所述空间变形的所述指示,测量所述两个或多个感测电极在体腔中的位置坐标。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中测量所述位置坐标包括接收(i) 由所述电极生成的所述信号和(ii) 由所述光纤形状传感器提供的所述空间变形的所述指示,并且基于所生成的信号、所述先验已知距离和所述空间变形的所述指示来估计所述远端组件在所述身体内的位置。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中估计所述远端组件的所述位置包括:

使用所生成的信号估计所述感测电极的位置坐标;

基于先验已知距离对所述位置坐标进行局部缩放;以及

基于由所述光纤形状传感器提供的所述空间变形的所述指示来校正所局部缩放的位置坐标。

使用光纤形状感测结合当前位置的导管定位

技术领域

[0001] 本发明整体涉及感测放置在活体内的物体的位置,并且具体地涉及为基于阻抗的位置传感器提供精确的参考。

背景技术

[0002] 在许多医学规程中需要跟踪体内物体诸如插入管、导管和植入物的位置。例如,美国专利申请公开2011/0319910描述了一种用于感测或测量可成形细长医疗器械的一个或多个零件的形状或位置和形状的方法、系统和设备,用于使用形状数据进行微创干预或诊断。该方法(包括获得多个局部形状数据)包括使用基于阻抗的定位系统,并且其中可成形器械包括至少一个传感器,其中该系统还包括至少一个电极,其中基于阻抗的定位系统确定传感器和电极之间的电压梯度。

[0003] 作为另一个示例,美国专利申请公开2008/0218770描述了一种被配置为操纵细长医疗器械的医疗器械组件,包括通过可移动接头耦合到第二构件的第一构件,其中光纤传感器耦合到第一构件和第二构件,使得第一构件和第二构件围绕可移动接头的相对运动引起光纤传感器的至少一部分的弯曲。光纤传感器具有可操作地耦合到控制器的近端,该控制器被配置为从光纤传感器接收指示其弯曲的信号,控制器配置为分析信号以确定第一构件和第二构件围绕可移动接头的相对位置。

[0004] 美国专利申请公布2014/0095105描述了一种校正和/或缩放基于电流的坐标系的算法,其可包括确定一个或多个全局变换或插值函数和/或一个或多个局部变换函数。全局和局部变换函数可通过计算一个全局度量张量和多个局部度量张量来确定。度量张量可基于预先确定和测量的导管上紧密间隔的传感器之间的距离来计算。

[0005] 美国专利申请公开2008/0190438描述了用于确定关于具有不同复电导率的材料分布内的物体的位置的信息的方法和系统。该方法包括:(i)使电流流入分布中;(ii)响应于电流,测量材料分布中多个位置中的每个位置处的电信号;(iii)提供关于材料相对于第一参考系的分布的空间信息,该空间信息指示材料分布中不同复电导率的区域;以及(iv)基于测量的电信号和空间信息,确定物体相对于关于材料分布的空间信息的位置。在一个实施方案中,该物体是插入患者心腔中的导管,用于心脏标测。

发明内容

[0006] 本发明的实施方案提供了一种设备,该设备包括轴、柔性远端组件、两个或多个感测电极和光纤形状传感器。轴被配置为用于插入患者的身体中。柔性远端组件装配在轴的远端处。两个或多个感测电极设置在远端组件上方并且被配置为生成指示感测电极在身体内的位置的信号。光纤形状传感器耦合到远端组件的一部分,其中两个或多个感测电极具有距光纤形状传感器上方的已知位置的先验已知距离,并且其中光纤形状传感器被配置为提供柔性远端组件的空间变形的指示。

[0007] 在一些实施方案中,该装置还包括处理器,该处理器被配置为基于以下项估计远

端组件在身体内的位置：(i) 由感测电极生成的信号，(ii) 先验已知距离，以及 (iii) 由光纤形状传感器提供的空间变形的指示。

[0008] 在一些实施方案中，处理器被配置为通过使用所生成的信号估计感测电极的位置坐标，通过基于先验已知距离对位置坐标进行局部缩放，以及通过基于由光纤形状传感器提供的空间变形的指示来校正所局部缩放的位置坐标，来估计远端组件的位置。

[0009] 根据本发明的实施方案，还提供了一种用于位置感测的方法，该方法包括将轴插入患者的身体内，其中柔性远端组件装配在轴的远端处，其中两个或多个感测电极设置在远端组件上并且被配置为生成指示感测电极在身体内的位置的信号，其中光纤形状传感器耦合到远端组件的一部分，其中两个或多个感测电极具有距光纤形状传感器上方的已知位置的先验已知距离，并且其中光纤形状传感器被配置为提供柔性远端组件的空间变形的指示。使用所生成的信号并且使用由光纤形状传感器提供的空间变形的指示，测量两个或多个感测电极在体腔中的位置坐标。

[0010] 结合附图，通过以下对本发明的实施方案的详细描述，将更全面地理解本公开，其中：

附图说明

[0011] 图1是根据本发明的一个实施方案的位置跟踪系统的示意性图解；

[0012] 图2是根据本发明的一个实施方案的包括光纤形状传感器和多个感测电极的柔性套索导管的示意性细部图；

[0013] 图3是根据本发明的一个实施方案的为直线和变形状态的图2的柔性套索导管的示意图；以及

[0014] 图4是示意性地示出根据本发明的实施方案的用于精确映射身体中的腔的方法的流程图。

具体实施方式

[0015] 概述

[0016] 一些医学规程需要患者的解剖结构的精确空间映射，诸如心脏的左心房的解剖结构。本文描述的本发明的实施方案提供位置感测系统和方法，其中光纤形状感测传感器 (FOSS传感器) 耦合到执行空间映射的医疗器械 (例如，导管) 的柔性远端组件。FOSS传感器在空间映射期间提供柔性远端组件的空间变形的指示。该指示用于校正柔性远端组件的位置的基于电阻抗的测量，其首先假设远端组件不变形。

[0017] 通过测量装配在导管远端处的感测电极和附接到患者皮肤的表面电极之间的阻抗可估计导管的远端的位置。原则上，基于阻抗的技术足以导出感测电极的位置，例如在心脏中。然而，在实践中，所得的位置精度不足。

[0018] 在下文的描述中，由Biosense-Webster公司制造的基于纯有源电流定位 (PureACL) 阻抗的系统和技术用作基于阻抗的位置跟踪系统的示例，而使用此类感测电极的导管被称为“PureACL导管”。表面电极在下文中称为“ACL贴片”。在一些实施方案中，为了提高定位精度，首先将校准导管插入心脏中。校准导管包括磁性位置传感器和与PureACL导管的感测电极类似的感测电极。校准导管用于产生校准图，其中磁传感器的精确位置测量

与不太精确的PureACL (基于阻抗) 测量相关。

[0019] 随后插入心脏的PureACL导管仅使用感测电极 (即使用基于PureACL阻抗的方法) 使用校准图为医生提供其远端在心脏中的正确位置。

[0020] 在许多实际情况中, 使用“局部缩放”过程可以进一步提高磁校准PureACL位置感测的精确度。在一些实施方案中, 应用下文称为“独立电流位置” (ICL) 的此类过程, 以便进一步提高磁校准的PureACL位置的精确度。ICL过程适用于具有设置在其远端上的多个感测电极的导管。使用相邻电极之间的一个或多个已知距离, 在其他输入中, ICL过程能够缩放多个电极的相对位置, 以精确地适合PureACL导管的远端的形状, 最终提供高度精确的电极位置。只要导管远端的刚度足以承受非常局部的变形, 在ICL中使用的假设 (即相邻电极之间的距离总是已知的) 就是有效的。如果该假设无效 (即如果导管远端变形超过允许量), 则局部缩放过程不提供预期的精确度。

[0021] 在实践中, 柔性远端组件的形状在映射期间确实变形, 但是在整个组件的尺度上变形。由于磁校准的PureACL和ICL方法仅在远端组件未变形时才能提供精确的位置, 因此变形导致由磁校准的PureACL和ICL方法导出的感测电极位置的误差。

[0022] 在本发明的一些实施方案中, FOSS传感器耦合到柔性远端组件。光纤上方的已知位置诸如距光纤远端 (即, 光纤的最远边缘) 的给定长度的位置用作参考点以计算柔性远端组件的相对变形。每当柔性远端组件变形时, FOSS传感器提供变形的指示。该指示用于校正磁校准的基于电阻抗的导出电极位置。

[0023] 在本说明书中, 术语“柔性PureACL导管”、“柔性远端组件”和“柔性导管”可互换使用。

[0024] 在一些实施方案中, 提供了一种柔性PureACL套索导管, 其包括柔性基部区段和螺旋端部区段。FOSS传感器耦合到柔性PureACL套索导管。感测电极可以分布在基部区段上和/或螺旋端部区段上。当套管导管的一部分诸如基部区段在映射过程期间变形时, 感测电极的实际位置相对于使用PureACL和ICL导出的位置移位 (例如, 由于柔性基部区段的弯曲、偏转和/或扭转)。FOSS传感器提供的变形的指示产生正确导出的感测电极的位置。

[0025] FOSS传感器通常基于光纤。使用光纤的形状感测利用了光纤波导芯中传播的光的应变灵敏度。当此类芯偏离光纤中心时, 其会经受取决于光纤曲率的应变。对于多于一个的偏离芯, 也可以确定弯曲的方向。存在各种技术, 其从光纤引导的光信号中提取光纤形状, 并且任何此类技术可用于实现所公开的医疗器械。

[0026] 所公开的系统和方法提供高度精确的空间和电生理学映射能力。这些能力是通过将紧凑的光纤传感器方向感测与相对较低的成本和简单性相结合而获得的, 其特征在于基于PureACL和ICL阻抗的位置感测。此外, FOSS传感器的固有紧凑性为构建紧凑且灵活的感测和/或消融导管开辟了道路。

[0027] 系统说明

[0028] 图1是根据本发明的一个实施方案的位置跟踪系统20的示意性图解。系统20用于确定柔性PureACL导管诸如柔性套索导管50的位置, 其在装配在轴22的远端处的插图25中看到。如上所述, PureACL导管50包含与PureACL校准导管的感测电极类似的感测电极 (如图2所示), 但不需要包括磁场传感器。

[0029] 套索导管50被插入, 同时通过护套23折叠到内部体腔诸如患者28的心脏26的腔室

中。通过将套索导管50包含在折叠配置中,护套23还用于使沿着到目标位置的途径的血管创伤最小化。医生30通过使用靠近导管近端的操纵器操纵轴22和/或从护套23偏转将套索导管50导航到心脏26中的目标位置。在护套23回缩后,套索导管50恢复其预期的功能形状。

[0030] 通常,套索导管50用于诊断或治疗处理,诸如对心脏进行空间映射,以及在执行心脏组织的消融之前映射心脏中的相应电位。其他类型的导管或其他体内装置可以替代地与系统20一起使用以用于其他目的,通过他们自身或与其他治疗装置诸如消融导管结合。

[0031] 如上所述,套索导管50包括多个感测电极。这些感测电极通过穿过轴22的导线连接到控制台24中的驱动电路。控制台24包括处理器41(通常是通用计算机),其具有合适的前端和接口电路37,用于接收来自PureACL贴片49的信号。处理器41通过穿过电缆39的导线连接到PureACL贴片49,该PureACL贴片49附接到患者26的胸部皮肤。

[0032] 在一些实施方案中,处理器41精确地确定装配在心脏26内的套索导管50处的感测电极的位置坐标。处理器41基于其他输入中的感测电极(在导管上)和ACL贴片49(即,使用上述PureACL和ICL方法)之间的测量阻抗来确定位置坐标。控制台24驱动显示器27,其显示身体内的导管位置的远端。

[0033] 使用系统20的电极位置感测方法在各种医疗应用中实现,例如在由Biosense Webster公司(加利福尼亚州欧文市(Irvine,California))生产的CARTO™系统中实现,并且在美国专利7,756,576、7,869,865和7,848,787中有详细描述,其公开内容均以引用的方式并入本文。

[0034] 控制台24还包括FOSS单元45,其通常包括光源和光谱仪,两者都耦合到一个或多个光纤。一个或多个光纤穿过轴22并将FOSS单元45与FOSS传感器(其包括在导管50中,如图2所示)耦合。如图1所示,包括一个或多个光纤的电缆29从轴22分离以进入控制台24并连接到单元45。FOSS单元45将光信号发送到FOSS传感器,并且从FOSS传感器接收返回光信号,该光信号指示导管50的空间变形。FOSS单元45分析返回光信号并向处理器41提供对应的电输入,处理器41使用其来计算由于导管50的变形引起的感测电极的位移,以校正感测电极PureACL和ICL导出的位置。下面进一步描述FOSS单元45和FOSS传感器。

[0035] 在一些实施方案中,处理器41还被配置为基于以下项估计套索导管50(即,导管50的柔性远端组件)在身体内的位置:(i)由感测电极生成的信号,(ii)感测电极和光纤上方已知位置之间的先验已知距离,以及(iii)由光纤形状传感器(见图2)提供的空间变形的指示,如下面所描述的。

[0036] 处理器41通常用软件编程以执行本文所述的功能。该软件可经网络以电子形式被下载到计算机,例如另选地或除此之外,该软件可被提供和/或存储在非临时性有形介质诸如磁性存储器、光学存储器、或电子存储器上。

[0037] 系统20的元件和本文描述的方法可以应用于使用多种多电极导管诸如球囊、篮子和多臂导管进行位置感测和/或控制消融。还可以通过使用ACL贴片电极49或其他皮肤附着电极施加电压梯度来执行基于阻抗的测量,并且利用导管50上的感测电极中的两个或多个测量潜在电压。(例如,使用Biosense Webster公司(加利福尼亚州欧文市)生产的Carto®4技术)。因此,本发明的实施方案适用于任何位置感测方法,其中感测电极生成指示其在身体内的位置的信号。

[0038] 使用FOSS结合当前位置的导管定位

[0039] 图2是示出根据本发明的一个实施方案的柔性套索导管50的示意性细部图,该柔性套索导管50包括光纤形状传感器、(FOSS) 51和多个感测电极52。

[0040] 如图2所示,套索导管50装配在轴22的远端处。柔性套索导管50包括柔性基部区段53和套索导丝54,FOSS传感器51耦合到柔性基部区段53和套索导丝54。如图所示,FOSS传感器51具有端部82,其靠近套索导丝54的远侧边缘。感测电极52周向分布在套索导丝54上。在导管50的完全扩张状态下,套索导丝54位于垂直于由轴22的远端限定的纵向轴线的平面中。位于距光纤远侧端部82的给定长度处的光纤上方的已知位置81用作处理器41的参考点,以计算柔性套索导管50相对于如下所述的变形。

[0041] 选择图2中描述的导管配置纯粹是为了概念清晰。实际上,套索导丝54可包括围绕由轴22的远端限定的纵向轴线的一个或多个绕组,或者少于单个绕组。在另选的实施方案中,其他柔性导管可以装配在轴22的远端处,诸如包括多个臂的PENTARAY[®]标测导管。

[0042] FOSS传感器51可包括一个或多个光纤。在附图中仅示出了简化的光节点段,其中为清楚起见省略了FOSS传感器51的所有其他元件。在一些实施方案中,FOSS传感器51可包括一个或多个图案化光纤,其响应于FOSS单元45发射的入射光信号而生成一个或多个返回光信号。光纤上的图案可以是空间编码的(例如,包括沿光纤感侧节段图案化的多个光栅,其具有与位置相关的周期性)。因此,返回光信号可以提供变形量度及其沿光纤的位置的指示。

[0043] FOSS单元45分析返回信号,以便提供一个或多个变形(例如,弯曲和/或偏转和/或扭转)及其相应位置的指示,其可以用于计算两个或多个感测电极52的位置的位移校正,如下面进一步说明的。

[0044] 例如,在美国专利申请公布2006/0013523中描述了可用于实现传感器51和单元45的示例性FOSS子系统。Gander等人在“使用多芯光纤中的布拉格光栅进行弯曲测量(Bend measurement using Bragg gratings in multi-core fibre)”(电子快报,第36卷,第2期,2000年1月,第120-121页)中并且在美国专利7,772,541中描述其他FOSS技术,在这里仅举几个例子。

[0045] 另选地,可以使用任何其他合适的FOSS传感器。FOSS技术已经商业化用于医疗应用,例如由诸如美国的OFS FITEI有限公司和美国的Luna Innovations Incorporated的公司商业化。

[0046] 通常,其他类型的形状传感器诸如由(电)应变仪组成的形状传感器可以耦合到柔性远端组件的基部区段53,以便提供基部区段53的变形的指示。

[0047] 图3是根据本发明的一个实施方案的为直线和变形状态的图2的柔性套索导管的示意图。可以看到套索导管50的基部区段53处于未变形状态46,并且还处于变形状态47。当套索基部区段53未变形时,其未变形方向66平行于由轴22的远端限定的纵向轴线的方向。当基部区段53变形时,基部区段53(以及其套索导线54)指向不同的方向,即变形方向67。

[0048] 如图3的插图59示出了柔性基部区段53(即,柔性远端组件的)的示例性变形。示例性变形的特征在于位置81处的偏转角80。FOSS单元45分析FOSS传感器51提供的光信号,以便导出角度80的指示。如上所述,FOSS传感器提供的另一个指示是沿着光纤发生偏转的位置81。基于基部区段53的已知长度,容易从到基部区段53的端部的位置81导出长度56(例如,通过FOSS单元45)。使用角度80和长度56,处理器41计算位移55₀。

[0049] 如图所示,感测电极52A、52B和52C的位置也通过位移55₀分别改变(大约)到位置52a、52b和52c。因此,位移55₀用作位移55A、55B和55C的充分近似,其表征电极52A、52B和52C由于示例性变形而经受的大部分位置变化。使用位移55₀作为输入,处理器41可以校正柔性远端组件的不太精确的位置(由PureACL和ICL导出)。

[0050] 图3中所示的基部区段53的特定类型的变形是在平面内偏转角度80。仅通过示例的方式描绘了该变形。一般来讲,套索导管50的基部区段53的变形可包括空间中的任何变形,例如弯曲和/或偏转(相对于纵向轴线)和扭转(围绕纵向轴线)的组合。FOSS传感器51被配置为提供基部区段53的变形的指示。处理器41使用该指示来计算空间中的一般位移55₀。在一些实施方案中,基于来自FOSS传感器51的指示,处理器41计算一组n个位移{55_n},其中装配在导管50处的n个电极52中的每一个具有针对其计算的不同位移。

[0051] 在一个实施方案中,套索导管50在空间中的某个平面内变形(例如,图3中所示的变形)。该弯曲的示例性形式可以例如由于导管结构(例如,基部区段53的刚性特性)或者由于探测的解剖结构的性质而发生。在此类情况下,变形的测量基本上是一维的,并且可以装配简化的FOSS传感器和/或采用简化的FOSS方法。

[0052] 图4是示意性地示出根据本发明的实施方案的用于精确地映射身体中的腔(例如,心腔)的方法的流程图。在映射过程开始时,处理器41在PureACL步骤60计算感测电极52的位置62。如插图61中所示,在相对于任意原点58的给定身体位置处计算位置。假设套索导管50的未变形方向66(在插图61中看到的方向66),并且因此所得的计算电极位置62相对于原点58围绕未变形方向66展开。

[0053] 接下来,处理器41在ICL步骤63使用ICL局部缩放处理计算电极位置的局部缩放因子。结果显示在插图64中,其中感测电极的现在导出位置65相对于任意原点58是精确的。

[0054] 由于未考虑套索导管50的柔性远端组件的变形,导出的电极位置65与其实际位置相比仍然是不精确的。为了纠正该错误,FOSS传感器51在FOSS步骤68以位移55₀的形式提供柔性远端组件的空间变形的指示,例如当导管套索50在待映射的体积内移动时。处理器41通过添加位移55₀来校正电极位置65。如在插图69中所见,现在正确地导出所得的计算出的电极位置70,以相对于任意原点58围绕FOSS测量变形方向67展开。

[0055] 当医生30将套索导管移动到腔中的新位置时,在重新定位步骤71,该过程自身重复,循环回到ACL步骤60,直到医生30接收到腔的完整映射,例如心脏的左心房的腔。

[0056] 图4所示的示例性流程图完全是为了概念清晰而选择的。例如,在一个实施方案中,基于来自FOSS传感器51的指示,处理器41计算电极52中相应的两个或多个的两个或多个不同(例如,方向不同)的位移。在另选的实施方案中,步骤的顺序可以改变(例如,ACL和FOSS步骤可以并行发生),并且可以使用附加步骤,诸如导管位置的磁感测。为清楚起见,几乎没有提出ICL方法。ICL方法通常包括比呈现的更多算法步骤。例如,实际位置可以通过ICL方法通过对导管已经穿过附近的身体体素中的每一个的局部缩放因子求平均来确定。

[0057] 尽管本文描述的实施方案主要涉及心脏应用,但是本文描述的方法和系统也可以用于其他应用,诸如耳鼻喉科、神经病学、鼻窦成形术和肺血管成形术。

[0058] 应当理解,上述实施方案以举例的方式被引用,并且本发明不限于上文具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文描述的各种特征的组合和子组合以及他们的变型和修改,本领域的技术人员在阅读上述描述时将会想到所述变型和修改,并且所述变

型和修改并未在现有技术中公开。以引用方式并入本专利申请的文献被视为本申请的整体部分,不同的是如果这些并入的文献中限定的任何术语与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突,则应仅考虑本说明书中的定义。

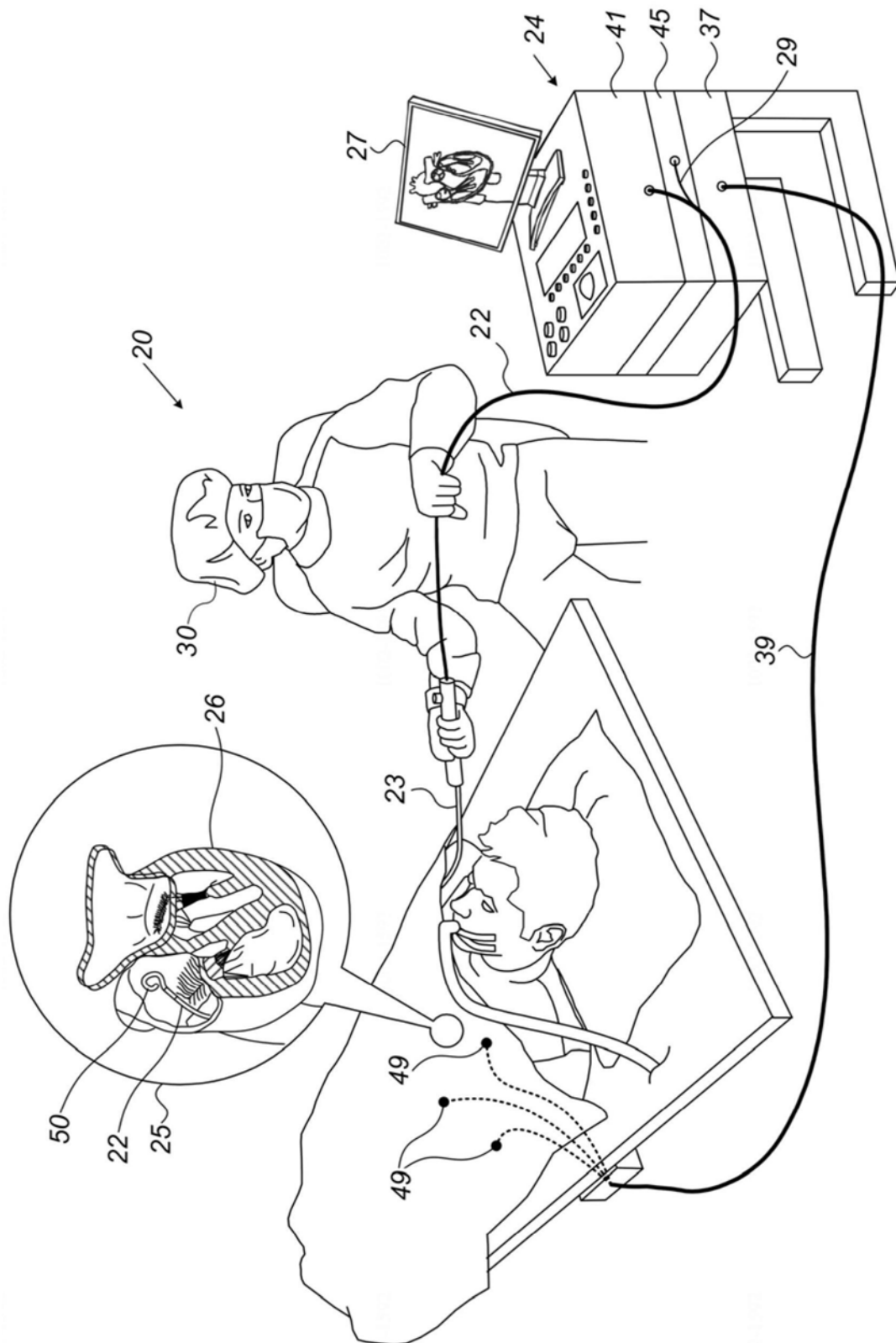


图1

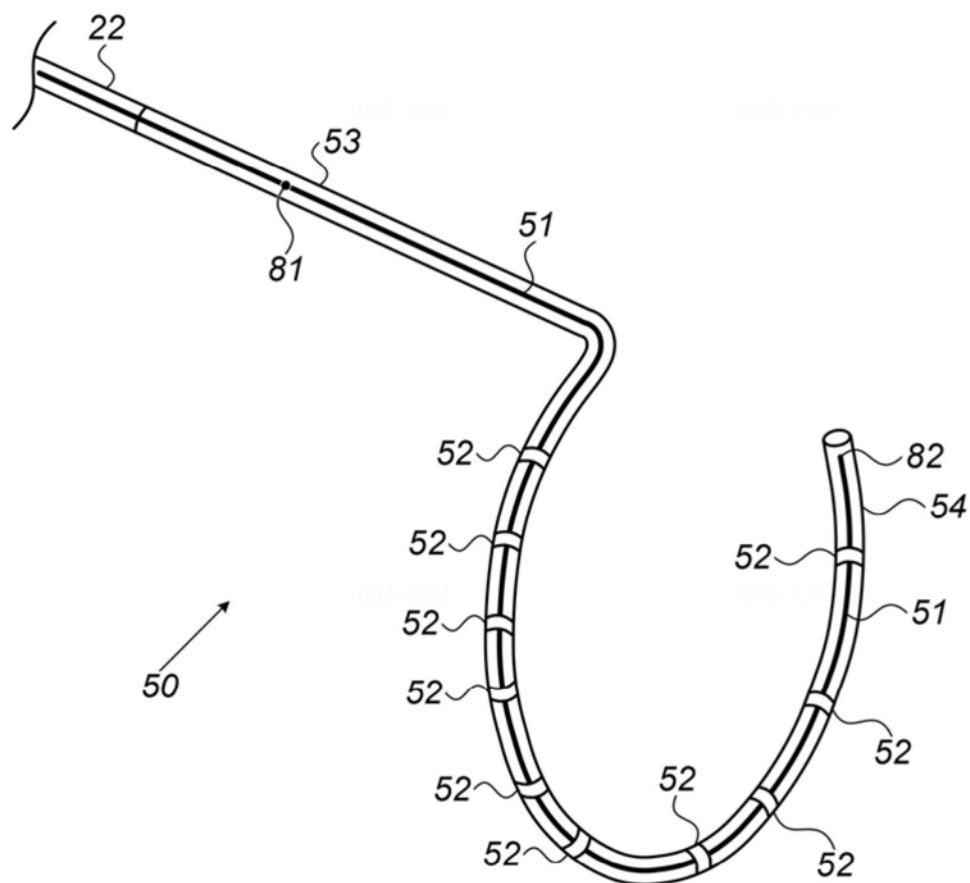


图2

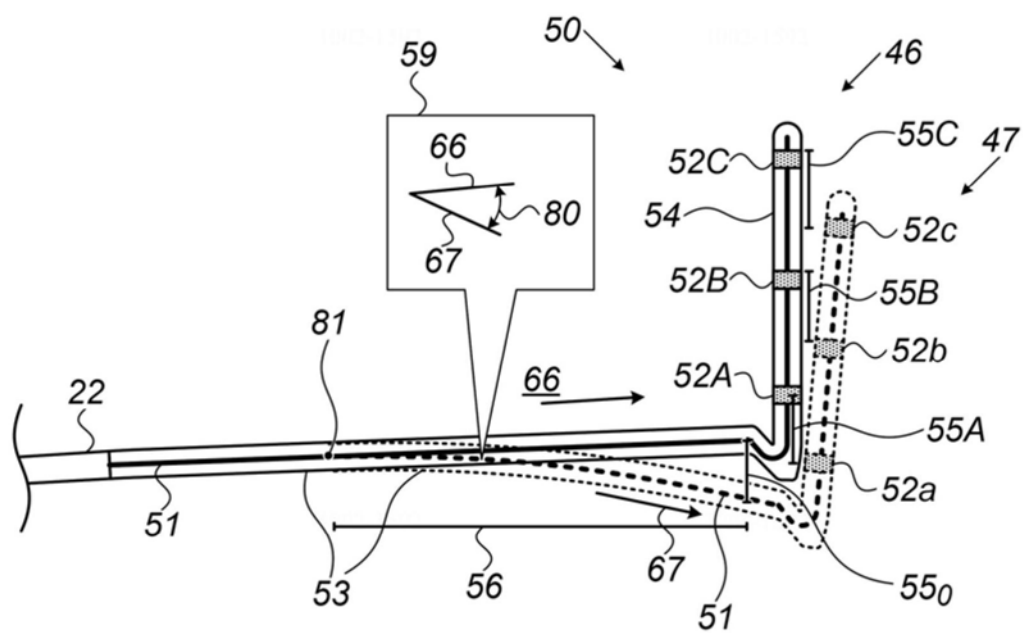


图3

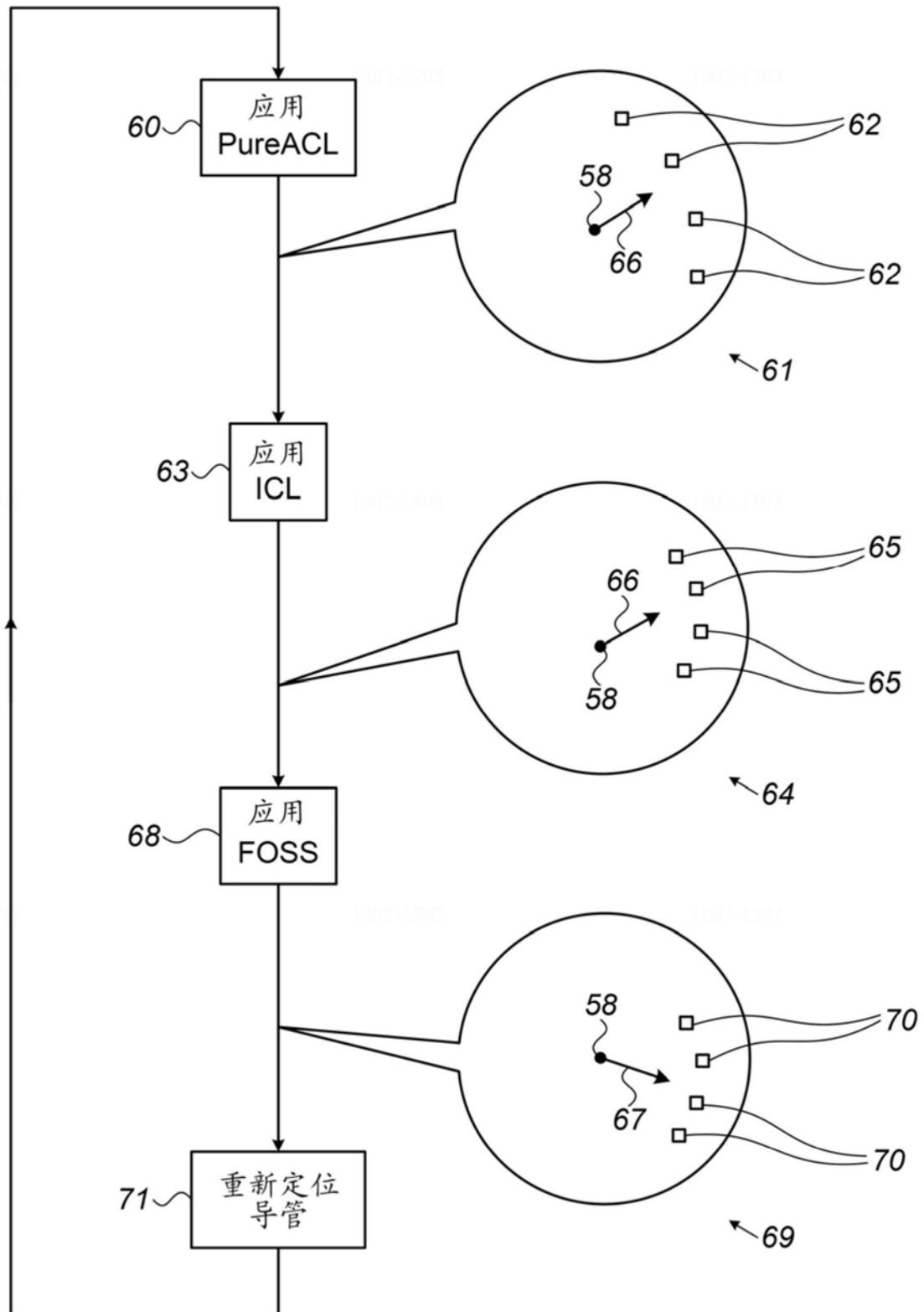


图4