



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109414287 B

(45) 授权公告日 2021.04.20

(21) 申请号 201780041863.5

(22) 申请日 2017.06.27

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109414287 A

(43) 申请公布日 2019.03.01

(30) 优先权数据
62/362780 2016.07.15 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.01.04

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2017/039426 2017.06.27

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/013341 EN 2018.01.18

(73) 专利权人 圣犹达医疗用品心脏病学部门有
限公司
地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 A·D·希尔 Y·马里宁

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理
有限公司 11280
代理人 王勇 王博

(51) Int.Cl.
A61B 18/14 (2006.01)
A61B 18/00 (2006.01)
A61B 34/20 (2006.01)
A61B 90/00 (2006.01)
A61B 34/10 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102525657 A, 2012.07.04
US 2012172713 A1, 2012.07.05
CN 101657153 A, 2010.02.24
CN 103099678 A, 2013.05.15
US 2013308138 A1, 2013.11.21

审查员 郭康晋

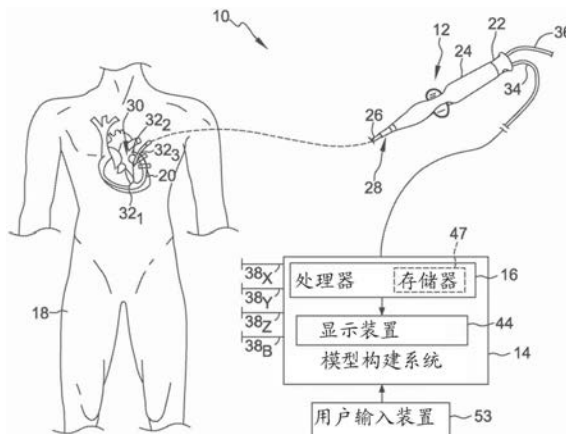
权利要求书2页 说明书14页 附图8页

(54) 发明名称

用于生成细长医疗装置的平滑图像的方法和系统

(57) 摘要

本公开提供了用于生成包括多个位置传感器的细长医疗装置的平滑图像的系统和方法。该系统包括模型构建系统,该模型构建系统被配置为耦合到医疗装置并且获取与位置传感器的位置对应的数据点。基于计算机的模型构建系统进一步被配置为建立坐标系,计算每个位置传感器的坐标,估计描述医疗装置的包括曲率项和扭转项的一组真实参数,基于刚度参数计算每个位置传感器的测量误差,基于(i)所估计的一组真实参数和位置传感器的坐标的函数,以及(ii)测量误差的加权,计算位置传感器的平滑数据点,使用平滑数据点生成医疗装置的图像,以及显示图像。



1. 一种用于生成细长医疗装置的图像的系统,所述细长医疗装置位于体内,所述细长医疗装置包括多个位置传感器,所述系统包括:

基于计算机的模型构建系统,其包括处理设备和存储器装置,所述基于计算机的模型构建系统被配置为耦合到所述细长医疗装置并且被配置为获取与所述多个位置传感器的相应位置对应的一组测量数据点,所述基于计算机的模型构建系统进一步被配置为:

建立与所述细长医疗装置相关联的坐标系;

计算所述多个位置传感器中的每一个位置传感器在所述坐标系中的相应坐标;

计算将所述细长医疗装置描述为具有恒定曲率值和恒定扭转值的几何形状的一组估计参数,所述一组估计参数包括曲率项和扭转项;

至少部分地基于相应的刚度参数,计算所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的测量误差,其中位置传感器的刚度参数限定所述位置传感器的测量数据点的允许变化量;

基于(i)所述一组估计参数和所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标的函数,以及(ii)所述测量误差的一部分,计算所述多个位置传感器的平滑数据点;

使用所述平滑数据点生成所述细长医疗装置的图像;以及

显示所生成的图像。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述细长医疗装置是平面医疗装置,并且其中所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标是由所述细长医疗装置的表面限定的平面中的二维坐标,其中所述二维坐标的第一项指定位置传感器沿所述平面的中心轴线的位移,以及其中所述二维坐标的第二项指定所述位置传感器垂直于所述平面的所述中心轴线的位移。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中所述细长医疗装置是弯曲或线性的医疗装置,并且其中所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标是表示所述多个位置传感器的最远侧位置传感器与沿所述细长医疗装置的每个对应位置传感器之间的弧长的标量。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中所述一组估计参数进一步包括仿射变换项。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述坐标系是圆柱坐标系。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中所述一组估计参数进一步包括以下中的至少一个:沿所述细长医疗装置的表面的位置传感器的数量、相邻位置传感器之间的距离、以及所述细长医疗装置的长度。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述测量误差表示一组径向基函数的线性组合。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述基于计算机的模型构建系统进一步被配置为将所述一组估计参数计算为所述一组测量数据点的非线性最小二乘解。

9. 一种生成细长医疗装置的图像的计算机实现的方法,所述细长医疗装置位于体内,所述细长医疗装置包括多个位置传感器,所述方法包括:

获取与所述多个位置传感器的相应位置对应的一组测量数据点;

建立与所述细长医疗装置相关联的坐标系;

计算所述多个位置传感器中的每一个位置传感器在所述坐标系中的相应坐标;

计算将所述细长医疗装置描述为具有恒定曲率值和恒定扭转值的几何形状的一组估计参数,所述一组估计参数包括曲率项和扭转项;

至少部分地基于相应的刚度参数计算所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的

测量误差,其中位置传感器的刚度参数限定所述位置传感器的测量数据点的允许变化量;

基于(i)所述一组估计参数和所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标的函数,以及(ii)所述测量误差的一部分,计算所述多个位置传感器的平滑数据点;

使用所述平滑数据点生成所述细长医疗装置的图像;以及

显示所生成的图像。

10.根据权利要求9所述的方法,其中所述细长医疗装置是平面医疗装置,并且其中计算相应坐标包括将所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标计算为由所述细长医疗装置的表面限定的平面中的二维坐标,其中所述二维坐标的第一项指定位置传感器沿所述平面的中心轴线的位移,以及其中所述二维坐标的第二项指定所述位置传感器垂直于所述平面的中心轴线的位移。

11.根据权利要求9所述的方法,其中所述细长医疗装置是弯曲或线性的医疗装置,并且其中计算相应坐标包括将所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标计算为表示所述多个位置传感器的最远侧位置传感器与沿所述细长医疗装置的每个对应位置传感器之间的弧长的标量。

12.根据权利要求9所述的方法,其中建立与所述细长医疗装置相关联的坐标系包括建立与所述细长医疗装置相关联的圆柱坐标系。

13.根据权利要求9所述的方法,其中计算一组估计参数包括将所述一组估计参数估计为所述一组测量数据点的非线性最小二乘解。

14.一种用于生成细长医疗装置的图像的处理设备,所述细长医疗装置位于体内,所述细长医疗装置包括多个位置传感器,所述处理设备被配置为:

获取与所述多个位置传感器的相应位置对应的一组测量数据点;

建立与所述细长医疗装置相关联的坐标系;

计算所述多个位置传感器中的每一个位置传感器在所述坐标系中的相应坐标;

计算将所述细长医疗装置描述为具有恒定曲率值和恒定扭转值的几何形状的一组估计参数,所述一组估计参数包括曲率项和扭转项;

至少部分地基于相应的刚度参数计算所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的测量误差,其中位置传感器的刚度参数限定所述位置传感器的测量数据点的允许变化量;

基于(i)所述一组估计参数和所述多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标的函数,以及(ii)所述测量误差的一部分,计算所述多个位置传感器的平滑数据点;

使用所述平滑数据点生成所述细长医疗装置的图像;以及

显示所生成的图像。

15.根据权利要求14所述的处理设备,其中所述一组估计参数进一步包括以下中的至少一个:沿所述细长医疗装置的表面的位置传感器的数量、相邻位置传感器之间的距离、以及所述细长医疗装置的长度。

16.根据权利要求14所述的处理设备,其中所述测量误差表示一组径向基函数的线性组合。

用于生成细长医疗装置的平滑图像的方法和系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2016年7月15日提交的美国临时专利申请No.62/362,780的权益,其内容通过引用整体包含于此。

技术领域

[0003] 本公开涉及用于生成细长医疗装置的平滑图像的系统和方法。更特别地,本公开涉及用于生成细长医疗装置(诸如例如体内导管)的平滑图像的计算机实现的系统和方法。

背景技术

[0004] 导管用于在人体和其它身体内执行多种任务,包括药物和流体的输送、体液的移除以及手术工具和器械的运输。例如,在心房颤动的诊断和治疗中,导管可用于将电极输送到心脏以进行心脏表面的电生理标测并将消融能量输送到表面,以及其它任务。为了适当地进行治疗,必须连续监测导管在体内的位置和方向。用于确定导管在体内的位置和方向的一种已知技术是通过使用位置感测和导航系统(有时称为方位标测系统)跟踪导管上的多个传感器。在由圣犹达医疗公司(St.Jude Medical,Inc.)以商标“ENSITE NAVX”出售的一个示例性系统中,传感器包括电极。身体外表面上的电极对的激励在体内生成电场。导管电极上的电压测量然后可用于确定导管电极在位置感测和导航系统的坐标系内的位置和方向。其它示例性位置感测和导航系统包括磁系统。

[0005] 为了向临床医生提供关于导管的位置和方向的信息,所确定的导管传感器的位置和方向通常用于渲染导管相对于周围组织(包括心脏组织)的图像。然而,传统系统的一个缺点是,由于例如传感器阻抗和放大器通道的细微差别,所确定的导管传感器的位置和方向会受到系统误差的影响。这些误差会使导管的渲染形状从其在所得图像中的真实机械形状变形。

[0006] 此外,某些平滑算法可能不适用于圆形或其它弯曲的导管。例如,应用基函数以将所测量的电极位置建模为与直线的偏差的平滑算法可能不适当地对具有大的曲率的导管进行建模。在具有大曲率的导管上实施这种平滑算法可能引起诸如成像导管中的直径减小的误差。

发明内容

[0007] 在一个实施例中,本公开涉及一种用于生成细长医疗装置的图像的系统,该细长医疗装置包括体内的多个位置传感器。该系统包括基于计算机的模型构建系统,该模型构建系统被配置为耦合到细长医疗装置并且被配置为获取与多个位置传感器的相应位置对应的一组测量数据点。模型构建系统进一步被配置为建立与细长医疗装置相关联的坐标系,并且计算多个位置传感器中的每一个位置传感器在坐标系中的相应坐标。模型构建系统还被配置为估计描述细长医疗装置的一组真实参数,该组真实参数包括曲率项和扭转项,并且至少部分地基于相应的刚度参数,计算多个位置传感器中的每一个位置传感器的

测量误差。模型构建系统进一步被配置为基于 (i) 所估计的一组真实参数和多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标的函数, 以及 (ii) 测量误差的加权来计算多个位置传感器的平滑数据点。模型构建系统还被配置为使用平滑数据点生成细长医疗装置的图像, 并显示所生成的图像。

[0008] 在另一个实施例中, 本公开涉及一种生成细长医疗装置的图像的计算机实现的方法, 该细长医疗装置包括体内的多个位置传感器。该方法包括获取与多个位置传感器的相应位置对应的一组测量数据点, 建立与细长医疗装置相关联的坐标系, 以及计算多个位置传感器中的每一个位置传感器在坐标系中的相应坐标。该方法还包括估计描述细长医疗装置的一组真实参数, 该组真实参数包括曲率项和扭转项, 以及至少部分地基于相应的刚度参数计算多个位置传感器中的每一个位置传感器的测量误差。该方法进一步包括基于 (i) 所估计的一组真实参数和多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标的函数, 以及 (ii) 测量误差的加权来计算多个位置传感器的平滑数据点。该方法还包括使用平滑数据点生成细长医疗装置的图像, 并显示所生成的图像。

[0009] 在另一实施例中, 本公开涉及一种用于生成细长医疗装置的图像的处理设备, 该细长医疗装置包括体内的多个位置传感器。处理设备被配置为获取与多个位置传感器的相应位置对应的一组测量数据点, 建立与细长医疗装置相关联的坐标系, 以及计算多个位置传感器中的每一个位置传感器在坐标系中的相应坐标。处理设备还被配置为估计描述细长医疗装置的一组真实参数, 该组真实参数包括曲率项和扭转项, 以及至少部分地基于相应的刚度参数计算多个位置传感器中的每一个位置传感器的测量误差。处理设备进一步被配置为基于 (i) 所估计的一组真实参数和多个位置传感器中的每一个位置传感器的相应坐标的函数, 以及 (ii) 测量误差的加权来计算多个位置传感器的平滑数据点。处理设备进一步被配置为使用平滑数据点生成细长医疗装置的图像, 并显示所生成的图像。

[0010] 通过阅读以下描述和权利要求以及通过查阅附图, 本公开的前述和其它方面、特征、细节、效用和优点将变得显而易见。

附图说明

[0011] 图1是根据一个实施例的用于生成细长医疗装置的平滑图像的系统的图解视图。

[0012] 图2是在人的心脏内的图1所示系统中使用的导管的远端的图解视图。

[0013] 图3是图1中所示系统的模型构建系统的图解示意图。

[0014] 图4是可与图1中所示的系统一起使用的平面导管的示例。

[0015] 图5是可与图1中所示的系统一起使用的篮式导管的示例。

[0016] 图6是示出根据一个实施例的用于生成细长医疗装置的平滑图像的方法的流程图。

[0017] 图7A-7C示出了与图1中所示的系统一起使用的诸如导管的细长医疗装置的替代实施例的示例参数化。

[0018] 图8A是使用先前方法的细长医疗装置的视觉渲染的示例。

[0019] 图8B是根据本公开的细长医疗装置的平滑图像的示例。

[0020] 在附图的若干视图中, 对应的附图标记指示对应的部分。

具体实施方式

[0021] 本公开提供了用于生成体内细长医疗装置(例如,导管)的平滑图像的系统和方法。特别地,本文描述的系统和方法适合于通过将细长医疗装置上的位置传感器(例如,电极)的位置描述为与弯曲参数形式的偏差来生成弯曲或圆形细长医疗装置的图像。因此,本文描述的系统和方法可用于对一维医疗装置以及二维医疗装置(诸如平面导管)进行成像。

[0022] 更具体地,本文描述的系统包括被配置为实施平滑算法的模型构建系统。平滑算法通过将基函数改变为假设位置传感器的测量位置被解释为与空间中的曲线的偏差而不是与直线的偏差来表示优于先前算法的改进。该方法同样适用于笔直医疗装置(因为直线是具有零曲率的曲线)和具有大曲率的医疗装置。该方法有益于弯曲医疗装置上的任何一组位置传感器,包括环绕腔室的线性标测导管,诸如在心房扑动和心室标测程序中。

[0023] 在本文中使用的术语“平面的”或类似地“平面”的情况下,应理解为指代拓扑平面。换句话说,“平面”在笛卡尔坐标系中可能不是“平坦的”,而是表示在拓扑意义上是平面的二维流形。

[0024] 现在参考附图,其中相同的附图标记用于标识各个视图中的相同组件,图1示出了用于生成体内的细长医疗装置的平滑图像的系统10的一个示例性实施例。在该实施例中,系统10包括细长医疗装置和模型构建系统14等其它组件。在该实施例中,细长医疗装置是导管12,并且模型构建系统14部分地包括处理设备16。处理设备16可以采用电子控制单元的形式,例如,其被配置为生成并渲染导管12的平滑图像。尽管系统是根据渲染导管来描述的,但应该理解为可以使用本发明的系统来渲染多种细长医疗装置(例如,导引器护套、起搏引线等)。

[0025] 如图1中所示,导管12被配置为插入患者的身体18中,并且更特别地,插入患者的心脏20中。导管12可包括电缆连接器或接口22、手柄24、具有近端28和远端30的轴杆26(如本文所用,“近侧”是指朝向导管12的在临床医生附近的的方向,并且“远侧”是指远离临床医生并且(通常)在患者的身体内部的方向)。导管12可以包括电生理(EP)导管,用于收集与心脏20相关联的EP数据,以使得能够生成心脏表面的几何形状的图像和相关的EP数据。导管12还可以允许移除体液或将流体和药物注射到体内,并且可以进一步提供用于在体内运输手术工具或器械的部件,包括用于起搏或组织消融的手术工具或器械。尽管在所示实施例中导管12包括EP导管,但应该理解,本发明的系统可用于在视觉上渲染多种不同类型的导管,包括例如心腔内超声心动图(ICE)导管和使用多种消融能量(例如,射频、低温、超声、激光或其它光等)的消融导管。导管12可以由诸如聚氨酯的传统材料形成。

[0026] 参见图2,导管12可包括多个EP标测电极32,诸如远侧尖端电极32A、近侧环形电极32B和中间环形电极32C。提供电极32以生成关于导管12的位置的信息,并且因此可以用作根据本发明的位置传感器。如下文更详细讨论的,电极32还提供关于心脏20的几何形状的信息和其它EP数据。导管12可以进一步包括其它传统组件,诸如例如但不限于,温度传感器、附加传感器或电极、消融元件(例如,用于输送RF消融能量的消融尖端电极、高强度聚焦超声消融元件等)和相应的导体或引线。

[0027] 连接器22为例如电缆34、36的电缆提供机械、流体和电连接,所述电缆延伸到系统10的模型构建系统14和/或其它组件,例如,可视化、导航和/或标测系统(如果与模型构建系统14分开且不同)、消融发生器、冲洗源等。连接器22在本领域中是传统的,并且特别地设

置在导管12的近端28及其手柄24处。

[0028] 设置在轴杆26的近端28处的手柄24为临床医生提供了保持导管12的位置,并且可以进一步提供用于在患者的身体18内转向或引导轴杆26的部件。例如,手柄24可以包括改变延伸通过导管12至轴杆26的远端30的转向线的长度以将轴杆26转向的部件。手柄24在本领域中也是传统的并且将理解手柄24的构造可能改变。在其它实施例中,导管12可以被机器人驱动或控制。因此,在这种实施例中,不是临床医生操纵手柄来转向或引导导管12及其轴杆26,而是使用机器人来操纵导管12。

[0029] 轴杆26是细长的管状柔性构件,其被配置为身体18内移动。轴杆26支撑,例如但不限于安装在其上的传感器和/或电极,诸如例如传感器32、相关联的导体、以及可能用于信号处理和调节的附加电子器件。轴杆26还可以允许运输、输送和/或移除流体(包括冲洗流体、低温消融流体和体液)、药物和/或手术工具或器械。轴杆26可以由诸如聚氨酯的传统材料制成,并且限定一个或多个腔,该腔被配置为容纳和/或运输电导体、流体或手术工具。可以通过传统的导引器将轴杆26引入到身体18内的血管或其它结构中。然后可以使用本领域公知的部件将轴杆26转向或引导穿过身体18到达期望的位置,诸如心脏20。

[0030] 参考图3,除了处理设备16之外,模型构建系统14可以包括多个贴片电极38、多路开关40、信号发生器42和显示装置44等其它可能的组件。在其它实施例中,这些组件中的一些或全部组件与模型构建系统14分离且不同,但是电连接到模型构建系统14并且被配置用于与模型构建系统14通信。

[0031] 处理设备16可以包括可编程微处理器或微控制器,或者可以包括专用集成电路(ASIC)。处理设备16可以包括中央处理单元(CPU)和输入/输出(I/O)接口,处理设备16可以通过该接口接收多个输入信号,包括例如由贴片电极38和位置传感器32生成的信号,并且生成多个输出信号,包括例如用于控制和/或提供数据至例如显示装置44和开关40的输出信号。处理设备16可以被配置为采用适当的编程指令或代码(即,软件)执行多种功能,诸如在上面和下面更详细描述的那些功能。因此,处理设备16被编程有用于执行本文所述的功能的在计算机存储介质上编码的一个或多个计算机程序。

[0032] 除了被称为“腹部贴片”的贴片电极38_B的可能例外之外,提供贴片电极38以生成电信号,例如用于确定导管12在三维坐标系内的位置和方向以及生成关于心脏20的EP数据。在一个实施例中,贴片电极38正交地放置在身体18的表面上并用于在身体18内创建轴特定的电场。例如,在一个实施例中,贴片电极38_{X1}、38_{X2}可以沿第一(x)轴线放置。贴片电极38_{Y1}、38_{Y2}可以沿第二(y)轴线放置,并且贴片电极38_{Z1}、38_{Z2}可以沿第三(z)轴线放置。另外,参考电极(未示出)也可以附接到身体18。贴片电极38中的每一个贴片电极可以耦合到多路开关40。在该实施例中,处理设备16通过适当的软件配置为向开关40提供控制信号,由此顺序地将成对的电极38耦合到信号发生器42。每对电极38的激励在身体18内和诸如心脏20的兴趣区域内生成电场。非激励电极38(称为腹部贴片38_B)处的电压电平被滤波并转换和提供给处理设备16以用作参考值。

[0033] 通过激励贴片电极38将导管12上的电极32设置在身体18中(例如心脏20内)创建的电场内。电极32经历取决于贴片电极38之间的方位和电极32相对于心脏20的表面的位置的电压。在电极32之间进行的电压测量比较可以用于确定电极32在心脏20内的位置。电极32在心脏20内(例如,在心室内)的移动产生关于心脏20的几何形状的信息以及EP数据。

[0034] 如上面简要描述的,并且如下面将更详细描述,提供模型构建系统14以确定诸如导管12的细长医疗装置上的位置传感器(诸如电极32)的位置和方向。模型构建系统14被配置为使用该位置和方向数据来生成心脏20内的导管12的平滑图像。更特别地,模型构建系统14的处理设备16被配置为获取使用位置传感器32(即,电极32)收集的测量数据点,该测量数据点对应于电极32的相应位置。在该实施例中,模型构建系统14通过如上所述激活电极32获取测量数据点。然而,在其它实施例中,模型构建系统14可以在没有肯定地参与测量数据点的收集的情况下简单地从电极32或系统10中的另一个组件(诸如例如作为模型构建系统14的一部分或者可由其访问的存储器或其它存储装置)获取测量数据点。模型构建系统14被配置为将测量数据点描述为与参数形式的偏差(例如,在一维导管12的情况下的曲线,或者在二维导管12的情况下的平面)并使用这种偏差生成导管的平滑图像。出于说明和清楚的目的,以下描述将限于如下实施例,其中模型构建系统14被配置为在收集测量数据点时既生成图像又通过使用电极32来获取测量数据点。然而,应当理解,其中模型构建系统14仅从电极32或系统10的另一个组件获取测量数据点并且然后基于其生成平滑图像的其它实施例仍在本公开的精神和范围内。

[0035] 因此,在该实施例中,除了生成导管12的平滑图像之外,模型构建系统14被配置为与电极32一起工作以收集在导管12的建模中使用的数据点。模型构建系统14可以包括基于电场的系统,诸如例如可从圣犹达医疗公司商业获得并且通常参考标题为“Method and Apparatus for Catheter Navigation and Location and Mapping in the Heart”的美国专利No.7,263,397示出的EnSite™Velocity™系统,其全部公开内容通过引用包含于此。然而,在其它实施例中,模型构建系统14可以包括其它类型的系统,诸如例如但不限于:基于磁场的系统,诸如可从韦伯斯特生物传感公司(Biosense Webster)获得并且如通常参考题为“*Intrabody Measurement*”的美国专利No.6,498,944、题为“*Medical Diagnosis, Treatment and Imaging Systems*”的6,788,967以及题为“*System and Method for Determining the Location and Orientation of an Invasive Medical Instrument*”的6,690,963中的一个或多个所示的Carto™系统,其全部公开内容通过引用包含于此;或gMPS系统,其来自MediGuide公司并且如通常参考题为“*Medical Positioning System*”的美国专利No.6,233,476、题为“*System for Determining the Position and Orientation of a Catheter*”的7,197,354以及题为“*Medical Imaging and Navigation System*”的7,386,339中的一个或多个所示的,其全部公开内容通过引用包含于此;基于电场和磁场的组合的系统,诸如可从韦伯斯特生物传感公司获得的Carto 3™系统;以及其它基于阻抗的定位系统、基于声学或超声的系统、以及通常可用的基于荧光透视、计算机断层扫描(CT)和磁共振成像(MRI)的系统。

[0036] 如上面简要描述的,位置传感器32产生指示导管方位(位置和/或方向)信息的信号。在该实施例中,其中模型构建系统14是基于电场的系统,位置传感器32包括电极。可替代地,在模型构建系统14是基于磁场的系统的实施例中,位置传感器32可包括一个或多个磁传感器,其被配置为检测低强度磁场的一个或多个特性。例如,在一个示例性实施例中,位置传感器32可包括设置在导管12的轴杆26上或其中的磁线圈。

[0037] 为了清楚和说明的目的,模型构建系统14在下文中将被描述为包括基于电场的系统,诸如例如上面识别的EnSite™ Velocity™系统。应当理解,虽然下面的描述主要限于其

中位置传感器32包括电极的实施例,但是在其它实施例中,位置传感器32可以包括一个或多个磁场传感器(例如,线圈)。因此,包括除了下面描述的传感器或电极之外的位置传感器的模型构建系统仍然在本公开的精神和范围内。

[0038] 在该实施例中,导管12的电极32电耦合到处理设备16并且被配置为用于位置感测功能。更特别地,通过激励贴片电极38将电极32放置在身体18中(例如,在心脏内)创建的电场中。通过使用多种已知算法,处理设备16然后可以确定每个电极32的方位(位置和方向),并且将其记录为与处理设备16相关联或可由处理设备16访问的存储器或存储装置(诸如存储器47)中的每个电极32的相应位置对应的测量数据点。在一些实施例中,在记录测量数据点之前,由处理设备16接收的信号表示的原始测量数据可以由处理设备16使用已知或以后开发的技术校正,以考虑呼吸、心脏活动和其它伪影。

[0039] 虽然以上描述到目前为止一般是关于贴片电极38的正交布置,但是本公开并不意味着如此限制。而是,在其它实施例中,非正交布置(例如,非正交偶极子的布置)可用于确定传感器32的位置坐标。在另一示例性实施例中,多个贴片电极38可沿公共轴线线性布置。在这种实施例中,包括贴片电极38之一和安装在导管12上的第一电极32的电极对的激励生成电场。然后,非激励贴片电极38可以测量可以用于确定另一电极32的位置的电位。因此,在这种实施例中,包括不同贴片电极38和第一导管安装电极32的多个电极对的激励可用于确定另一个电极32的位置。

[0040] 图4示出了可以与图1中所示的系统10一起使用的平面导管12'的一个实施例。导管12'包括耦合到浆402的导管主体400。导管主体400可以进一步包括第一主体电极432A和第二主体电极432B。浆402可包括第一样条404、第二样条406、第三样条408以及第四样条410,它们通过近侧耦合器412耦合到导管主体400并且在浆402的远端处通过远侧连接器414彼此耦合。在一个实施例中,第一样条404和第四样条410可以是一个连续片段,并且第二样条406和第三样条408可以是另一个连续片段。在其它实施例中,各种样条可以是彼此耦合的单独片段。多个样条可进一步包括变化数量的电极432C。所示实施例中的电极可包括沿样条均匀间隔的环形电极。在其它实施例中,电极可以均匀或不均匀地间隔开,并且电极可以包括点电极或其它类型的电极。

[0041] 第一样条404、第二样条406、第三样条408以及第四样条410大致排列在相同(拓扑)平面中,通常以420指示。换句话说,平面420由导管12'的浆402的表面421限定。平面420包括中心轴线422。尽管平面420在图4中示出为相对平坦,但是应该理解,浆402可以弯曲、卷曲、变弯、扭曲和/或以其它方式变形。因此,由浆420限定的平面420可以相应地变形,使得平面420是非平坦的拓扑平面。如本文进一步讨论的,可以使用沿方向 U_1 (沿中心轴线422从远侧到近侧的方向)和方向 U_2 (从第一样条404朝向第四样条410的方向)的距离来描述电极432的位置。

[0042] 图5示出了篮式导管12''的实施例,该篮式导管12''可以被认为是在椭圆体表面上的电极的2D阵列,该电极的2D阵列可以与图1中所示的系统10一起使用。篮式导管12''可以包括耦合到篮502的导管主体500。篮502可以利用近侧连接器504耦合到导管主体500。篮502可包括多个样条506、远侧耦合器508和冲洗管510。多个样条506中的每一个样条可以包括至少一个电极532。在所示实施例中,多个样条中的每一个样条包括八个电极532。然而,可以基于期望的特性改变电极的确切数量。

[0043] 参考图6,示出了用于生成在身体(例如,身体18)中的细长医疗装置(例如,导管12)的平滑图像的方法。该方法可以在模型构建系统14中(例如,在处理设备16中)实施例如作为配置模型构建系统14以执行该方法的步骤的软件。

[0044] 在第一步骤602中,获取与导管12上的每个电极32的测量位置对应的测量数据点。与任何测量一样,电极位置测量可以表达为真实位置加上测量误差:

$$[0045] \quad X = \langle X \rangle + \epsilon$$

[0046] 其中 X 表示导管12上的电极32的测量位置, $\langle X \rangle$ 表示电极32的真实位置,并且 ϵ 表示测量位置中的测量误差、或者与理想化或真实参数形式的偏差。如果误差随时间推移具有零平均值,则可以使用时间滤波来消除误差。对于通过测量阻抗值确定的导管位置,诸如在EnSite™Velocity™系统中,在时间滤波之后可能存在大量电极特定的误差。这些剩余的误差可能是由于制造中的变化、电极-电解质界面中的局部变化、和/或仪表化中未补偿的通道间变化、以及许多其它潜在的来源。

[0047] 在同一导管12上的其它点的测量位置(诸如其它电极32的测量位置)可用于减小测量的电极位置中的剩余误差。尽管其上设置有电极32的导管12的真实位置、方向和/或形状是未知的,但这些可以从导管12上的电极32的测量位置的集合推断出来。通常,“参数化导管12”可以指如下导管12,其中一组参数(例如,电极32的位置、方向、形状、长度、数量,相邻电极32之间的距离等)确定电极32的真实位置。

[0048] 在步骤604中,建立与导管12相关联的坐标系(“导管坐标系”)。然后将各个电极测量误差描述为与真实位置的偏差,如由参数化导管和真实参数的推断估计所确定的,假设每个电极32的测量误差是独立且正态分布的。真实参数被估计或推断为最小化参数化位置和测量位置之间的平方测量误差之和的那些参数。

$$[0049] \quad \langle X_i \rangle = f(\langle p \rangle, U_i)$$

[0050] 其中 $\langle X_i \rangle$ 表示电极 i 的真实位置, $\langle p \rangle$ 表示一组真实参数,并且 U_i 表示电极 i 的导管坐标系中的坐标。

[0051] 在步骤606中,计算每个电极32的坐标 U_i 。对于弯曲或线性的一维导管12, U_i 是表示最远侧电极(例如,电极32A)和电极 i 之间沿导管12的轴杆26的弧长的标量,并且 p 由曲线参数和仿射变换组成: $\{\theta, M\}$ 。导管12的参数形式可以使用以下来描述:

$$[0052] \quad f(p, U_i) = [1 \quad U_i \cos(\theta U_i) \quad \sin(\theta U_i)] M$$

[0053] 该函数定义了电极32的真实位置可能位于的可能域。对于弯曲或线性的一维导管,真实位置由恒定曲率的单个曲线描述,以使得每个电极的真实位置必须拟合由曲线参数 θ 和仿射投影 M 限定的曲线。

[0054] 对于示例性平面导管12'(参见图4), U_i 是由导管12'的表面421限定的平面420中的二维坐标。第一项($U_{i,1}$)指定沿导管12'的中心轴线422在远侧到近侧方向 U_1 中的距离,并且第二项($U_{i,2}$)指定从中心轴线422垂直于中心轴线422(例如方向 U_2)的距离。另外, p 由曲率项、扭转项和仿射变换组成: $\{\kappa, \tau, M\}$ 。 κ 和 τ 是由导管12'的表面限定的平面上的常数。此外,

$$[0055] \quad \theta^2 = \kappa^2 + \tau^2$$

[0056] 使得曲线参数由曲率项 κ 和扭转项 τ 定义。

$$[0057] \quad \mathcal{L}_{i,1} = \frac{U_{i,1}}{\sqrt{1 + \tau^2 U_{i,2}^2}}$$

$$[0058] \quad \mathcal{L}_{i,2} = U_{i,2} - \frac{\kappa}{\theta^2}$$

[0059] 每个 \mathcal{L} 项表示距离测量值 $U_{i,1}$ 、 $U_{i,2}$ 中的校正,以考虑由限定导管12'的参数平面中的任何曲率或扭曲(扭转)引起的长度中的任何变化。

$$[0060] \quad f(p, U_i) = [1 \quad \mathcal{L}_{i,1} \quad \mathcal{L}_{i,2} \cos(\theta \mathcal{L}_{i,1}) \quad \mathcal{L}_{i,2} \sin(\theta \mathcal{L}_{i,1})] M$$

[0061] 该函数定义了电极32的真实位置可能位于的可能域。对于二维导管,通过包括曲率(κ)和扭转(τ)项的示例性二维参数形式描述真实位置。

[0062] 在步骤608中,将真实参数的估计 \hat{p} 计算为原始测量的非线性最小二乘解。诸如Levenberg-Marquardt的解算器可用于此目的。

[0063] 对于所有参数化模型,测量误差 ε 由 U_i 维度中的薄板样条描述,每个电极刚度由 λ_i 指定。“刚度”可以进一步描述为定义允许每个电极32的测量位置有多少变化的参数。换句话说,刚度 λ 越大,该电极32的平滑位置越接近与推断参数对应的位置(U_i)。如下所示,平滑位置与测量位置的偏差(Λ)是刚度和测量位置与由推断参数得到的位置之间的差的乘积。在步骤610中,至少部分地基于刚度参数 λ_i 计算每个电极32的测量误差(即,每个电极32的测量位置中的测量误差)。

$$[0064] \quad \varepsilon = (\Psi - \Lambda) W$$

$$[0065] \quad \Psi_{ij} = \psi(|U_i - U_j|)$$

$$[0066] \quad \Lambda_{ij} = \lambda_i \delta_{ij}$$

[0067] 通常,如果 U_i 是1-D,则径向基函数被定义为 $\psi(r) = r^3$,如果 U_i 是2-D,则 $\psi(r) = r^2 \ln r$,并且如果 U_i 是3-D,则 $\psi(r) = r$ 。这些径向基函数是薄板样条的标准。这些是在整个域上 $\nabla^4 \psi = 0$ 的函数。该形式描述了双调和函数。双调和函数描述了许多连续体的物理特性,包括弹性静力学或斯托克斯流。在薄板样条公式中,双调和函数描述了各向同性体的弯曲,其中主体上的所有力总和为零。从这个意义上说,它很平滑。该物理描述导致平滑误差的描述。

[0068] 对于给定的一组刚度参数 λ_i 和真实参数的估计 \hat{p} , λ ,权重 W 通过求解以下等式(等式(A))唯一地确定:

$$[0069] \quad (\Psi - \Lambda) W = X - f(\hat{p}, U_i) \quad (A)$$

[0070] 在步骤612中,然后基于(i)如步骤608中估计的所估计的一组真实参数和如在步骤606中计算的电极32中的每一个电极的相应坐标的函数以及(ii)测量误差的平滑部分(即 ΨW),来计算平滑数据点 X_S 。更特别地, X_S 计算如下:

$$[0071] \quad X_S = f(\hat{p}, U_i) + \Psi W$$

[0072] 在步骤614中,基于平滑的数据点 X_S 生成图像(例如,图8B中所示的图像850)。在步骤616中,显示所生成的图像(例如,在显示装置44上,如图1中所示)。

[0073] 图7A-7C示出了与图1中所示的系统10一起使用的诸如导管的细长医疗装置的替代实施例的示例性参数化。每个导管由输入到参数形式 u 的不同参数值描述。更具体地,图7A示出了具有大致圆形形状的导管12的参数化 u ;图7B示出了线性导管12的参数化 u ;并且图7C示出了弯曲导管12的参数化 u (即,具有比图7A中所示的圆形导管12更低的曲率)。

[0074] 图8A是使用先前方法的细长医疗装置801的视觉渲染800的示例。视觉渲染800示出了不均匀间隔的电极802,并且基本上减小了医疗装置801的曲线804的直径 D_1 ,导致比具有直径 D_2 的圆形形状更椭圆。

[0075] 图8B是根据本公开的细长医疗装置812的平滑图像850的示例。平滑图像850使用本文描述的算法和方法生成(步骤614),并且可以在显示装置44(图1中示出)上显示(步骤616)。平滑图像850以均匀间隔的电极832为特征。此外,细长医疗装置812的曲线852的直径 D_3 不减小,产生更圆形的形状。

[0076] 以下讨论进一步详细描述了对于弯曲样条(例如,一维细长医疗装置)和平面导管(例如,二维细长医疗装置)的等式(A)的求解。所有细长的医疗装置,包括线性和圆形的导管,可以表示为具有恒定曲线参数的3D参数曲线。对于拉直的导管,曲率为零,并且对于弯曲导管,曲率不为零。由模型构建系统14(诸如EnGuide™平滑系统)执行的平滑可以表达为将测量的电极位置拟合到一些未知曲率的3D曲线所需的任何翘曲的最小化。对于任何给定的曲率,径向基函数被很好地定义,并且所得到的基函数上的权重具有精确的解。然后未知曲率的确定是一种优化,使薄板样条权重的弯曲能量最小化。

[0077] 曲线样条实施方式

[0078] 3D曲线可以由Frenet移动标架表示为曲线的微分参数函数。如果曲率 κ 和扭转 τ 对于弧上的任何距离 l 是恒定的,则参数函数的积分等于恒定Frenet标架的矩阵指数。

$$[0079] \quad F = \begin{bmatrix} 0 & \kappa & 0 & 0 \\ -\kappa & 0 & \tau & 0 \\ 0 & -\tau & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \ell$$

$$[0080] \quad \Phi = \exp F(\kappa, \tau, l)$$

[0081] 由于矩阵指数通常不能数值高效或精确地计算,因此应用以下内容:

$$[0082] \quad \theta = \sqrt{\kappa^2 + \tau^2}$$

$$[0083] \quad G(\kappa, \tau) = \begin{bmatrix} \frac{\kappa}{\theta} & 0 & \frac{\tau}{\theta} & 0 \\ \frac{0}{\theta} & 1 & 0 & 0 \\ -\tau & 0 & \kappa & 0 \\ \frac{\theta}{\theta} & 0 & \frac{\theta}{\theta} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$[0084] \quad \Phi(\kappa, \tau, \ell) = G(\kappa, \tau) \exp \left(\begin{bmatrix} 0 & \theta & 0 & 0 \\ -\theta & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\kappa}{\theta} & 0 & \frac{\tau}{\theta} & 0 \end{bmatrix} \ell \right) G^T(\kappa, \tau)$$

[0085] 在扩展剩余矩阵指数的前几项之后,可以识别以下三角级数恒等式:

$$[0086] \quad \Phi(\kappa, \tau, \ell) = G(\kappa, \tau) \begin{bmatrix} \cos(\theta\ell) & \sin(\theta\ell) & 0 & 0 \\ -\sin(\theta\ell) & \cos(\theta\ell) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \frac{\kappa}{\theta^2} \sin(\theta\ell) & \frac{\kappa}{\theta^2} (1 - \cos(\theta\ell)) & \frac{\tau\ell}{\theta} & 1 \end{bmatrix} G^T(\kappa, \tau)$$

[0087] 对于完整的 Φ 矩阵,将Givens旋转留在解中是有用的。最后一行对应于沿参数曲线的点的笛卡尔坐标,并且可以仅用正确的Givens旋转来表达。

$$[0088] \quad P(\kappa, \tau, \ell) = \begin{bmatrix} \frac{\kappa}{\theta^2} \sin(\theta\ell) & \frac{\kappa}{\theta^2} (1 - \cos(\theta\ell)) & \frac{\tau\ell}{\theta} & 1 \end{bmatrix} G^T(\kappa, \tau)$$

[0089] 为了建立导管的坐标系(例如,NavXTM坐标系),刚体变换和描述无旋转NavXTM缩放的对称矩阵或其组成的一般仿射结果可以如下组成:

$$[0090] \quad [x \quad y \quad z] = P(\kappa, \tau, \ell) \begin{bmatrix} Q \\ t^T \end{bmatrix} S = P(\kappa, \tau, \ell) M$$

$$[0091] \quad Q^T Q = I$$

$$[0092] \quad S = S^T$$

[0093] 认识到矩阵指数中使用的Givens旋转和曲线相关常数可以包括在仿射矩阵中,3D曲线上的点的方位(例如,电极32的位置)可以表达如下:

$$[0094] \quad M' = \begin{bmatrix} \frac{\kappa}{\theta^2} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{\kappa}{\theta^2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\tau}{\theta} & 0 \\ 0 & \frac{\kappa}{\theta^2} & 0 & 1 \end{bmatrix} G^T M$$

$$[0095] \quad [x \quad y \quad z] = [\sin(\theta\ell) \quad \cos(\theta\ell) \quad 1 \quad 1] M'$$

[0096] 其中,对于给定的 $x_i \in X$:

$$[0097] \quad x_i = m_1^x \sin(\theta\ell) + m_2^x \cos(\theta\ell) + m_3^x \ell_i + m_4^x$$

[0098] 应该注意的是,对于曲线样条, κ 和 τ 落在等式之外。换句话说,尽管被用于构造曲率 θ ,但单独的曲线项和扭转项不会独立地影响最终方位 x_i 。 κ 和 τ 包括在仿射项 M 中,并且参数形式可以使用单个非线性参数 θ 和仿射线性项 M 来定义。

[0099] 包括薄板样条(TPS)项,其中 $\psi(r)$ 是1D径向基函数: $|r|^3$

$$[0100] \quad x_i = m_1^x \sin(\theta\ell) + m_2^x \cos(\theta\ell) + m_3^x \ell_i + m_4^x + \sum_j w_j^x (\psi(\ell_i - \ell_j) - \lambda_i \delta_{ij})$$

[0101] 针对 y 和 z 的表达式相似。

[0102] 以矩阵形式:

$$[0103] \quad [X \quad Y \quad Z] = [\sin(\theta\mathcal{L}) \quad \cos(\theta\mathcal{L}) \quad \mathcal{L} \quad 1^N \quad \Psi] \begin{bmatrix} M' \\ W \end{bmatrix}$$

[0104] 对于给定的 θ 和 λ ,精确确定 M' 和 W 。确切地确定假设径向基函数和参数导管形式之间的正交性,即 $W^T [\sin(\theta\mathcal{L}) \quad \cos(\theta\mathcal{L}) \quad \mathcal{L} \quad 1^N] = 0$

[0105] 迭代 θ 以找到最小 $\text{tr}(W^T \Psi W)$ 。更具体地,假设径向基函数和参数导管形式之间的正交性,迭代 θ 以找到没有径向基函数的最小 $\|\varepsilon\|_F$ 。

[0106] 平面导管实施方式

[0107] 空间中的弯曲平面可以由Frenet移动标架表示为曲线上的微分参数函数。如果曲率 κ 和扭转 τ 对于中心圆弧上的任何距离 l 都是恒定的,则参数函数的积分等于恒定Frenet标架的矩阵指数。

$$[0108] \quad F = \begin{bmatrix} 0 & \kappa & 0 & 0 \\ -\kappa & 0 & \tau & 0 \\ 0 & -\tau & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \ell$$

$$[0109] \quad \Phi = \exp F(\kappa, \tau, l)$$

[0110] 由于矩阵指数通常不能数值高效或精确地计算,因此应用以下内容:

$$[0111] \quad \theta = \sqrt{\kappa^2 + \tau^2}$$

$$[0112] \quad G(\kappa, \tau) = \begin{bmatrix} \frac{\kappa}{\theta} & 0 & \frac{\tau}{\theta} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\tau & 0 & \kappa & 0 \\ \frac{\theta}{\theta} & 0 & \frac{\theta}{\theta} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$[0113] \quad \Phi(\kappa, \tau, \ell) = G(\kappa, \tau) \exp \left(\begin{bmatrix} 0 & \theta & 0 & 0 \\ -\theta & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\kappa}{\theta} & 0 & \frac{\tau}{\theta} & 0 \end{bmatrix} \ell \right) G^T(\kappa, \tau)$$

[0114] 在扩展剩余矩阵指数的前几项之后,可以识别以下三角级数恒等式:

$$[0115] \quad \Phi(\kappa, \tau, \ell) = G(\kappa, \tau) \begin{bmatrix} \cos(\theta\ell) & \sin(\theta\ell) & 0 & 0 \\ -\sin(\theta\ell) & \cos(\theta\ell) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \frac{\kappa}{\theta^2} \sin(\theta\ell) & \frac{\kappa}{\theta^2} (1 - \cos(\theta\ell)) & \frac{\tau\ell}{\theta} & 1 \end{bmatrix} G^T(\kappa, \tau)$$

[0116] 对于完整的 Φ 矩阵,将Givens旋转留在解中是有用的。最后一行对应于沿曲线的点的笛卡尔坐标(例如,电极32的位置),并且可以仅用右Givens旋转来表达。

[0117] 为了保持从中心轴线(例如,中心轴线422)扩展一些距离的路径的弧长 u_2 ,必须应用归一化,使得对于与中心轴线间隔 u_2 的某些弧长 u_1 ,Frenet标架应该用 l 计算如下:

$$[0118] \quad \ell = \frac{u_1}{\sqrt{1 + \tau^2 u_2^2}}$$

[0119] 这只是计算保持斜边长度的腿长的校正。

[0120] 然后通过乘以Frenet标架在平面上定位一个点：

$$[0121] \quad P(\kappa, \tau, u_1, u_2) = [0 \quad u_2 \quad 0 \quad 1] \Phi \left(\kappa, \tau, \frac{u_1}{\sqrt{1 + \tau^2 u_2^2}} \right)$$

[0122] 代入：

$$[0123] \quad \begin{aligned} & P(\kappa, \tau, u_1, u_2) \\ &= [0 \quad u_2 \quad 0 \quad 1] G(\kappa, \tau) \begin{bmatrix} \cos(\theta\ell) & \sin(\theta\ell) & 0 & 0 \\ -\sin(\theta\ell) & \cos(\theta\ell) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \frac{\kappa}{\theta^2} \sin(\theta\ell) & \frac{\kappa}{\theta^2} (1 - \cos(\theta\ell)) & \frac{\tau\ell}{\theta} & 1 \end{bmatrix} G^T(\kappa, \tau) \end{aligned}$$

[0124] 左Givens旋转不会影响投影点。

$$[0125] \quad [0 \quad u_2 \quad 0 \quad 1] G(\kappa, \tau) = [0 \quad u_2 \quad 0 \quad 1]$$

$$[0126] \quad \begin{aligned} & P(\kappa, \tau, u_1, u_2) \\ &= [0 \quad u_2 \quad 0 \quad 1] \begin{bmatrix} \cos(\theta\ell) & \sin(\theta\ell) & 0 & 0 \\ -\sin(\theta\ell) & \cos(\theta\ell) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \frac{\kappa}{\theta^2} \sin(\theta\ell) & \frac{\kappa}{\theta^2} (1 - \cos(\theta\ell)) & \frac{\tau\ell}{\theta} & 1 \end{bmatrix} G^T(\kappa, \tau) \end{aligned}$$

[0127] 通过Frenet标架的中心部分投射点产生：

$$[0128] \quad \begin{aligned} & P(\kappa, \tau, u_1, u_2) \\ &= \left[\left(\frac{\kappa}{\theta^2} - u_2 \right) \sin(\theta\ell) \quad \frac{\kappa}{\theta^2} + \left(u_2 - \frac{\kappa}{\theta^2} \right) \cos(\theta\ell) \quad \frac{\tau\ell}{\theta} \quad 1 \right] G^T(\kappa, \tau) \end{aligned}$$

[0129] 为了建立导管的坐标系(例如,NavXTM坐标系),可以组成刚体变换和描述无旋转NavXTM缩放的对称矩阵或其组成的一般仿射结果：

$$[0130] \quad [x \quad y \quad z] = P(\kappa, \tau, u_1, u_2) \begin{bmatrix} Q \\ t^T \end{bmatrix} S = P(\kappa, \tau, u_1, u_2) M$$

$$[0131] \quad Q^T Q = I$$

$$[0132] \quad S = S^T$$

[0133] 认识到在矩阵指数中使用的Givens旋转和一些与曲线相关的常数可以包括在仿射矩阵中,如下的3D曲线上的点的方位可以表达如下：

$$[0134] \quad \begin{aligned} & P(\kappa, \tau, u_1, u_2) \\ &= \left[\left(u_2 - \frac{\kappa}{\theta^2} \right) \sin(\theta\ell) \quad \left(u_2 - \frac{\kappa}{\theta^2} \right) \cos(\theta\ell) \quad \ell \quad 1 \right] \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\tau}{\theta} & 0 \\ 0 & \frac{\kappa}{\theta^2} & 0 & 1 \end{bmatrix} G^T(\kappa, \tau) \end{aligned}$$

$$[0135] \quad M' = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\tau}{\theta} & 0 \\ 0 & \frac{\kappa}{\theta^2} & 0 & 1 \end{bmatrix} G^T M$$

$$[0136] \quad [x \quad y \quad z] = \left[\left(u_2 - \frac{\kappa}{\theta^2} \right) \sin(\theta \ell) \quad \left(u_2 - \frac{\kappa}{\theta^2} \right) \cos(\theta \ell) \quad \ell \quad 1 \right] M'$$

[0137] 其中,对于给定的 $x_i \in X$:

$$[0138] \quad x_i = m_1^x \left(u_2 - \frac{\kappa}{\theta^2} \right) \sin(\theta \ell) + m_2^x \left(u_2 - \frac{\kappa}{\theta^2} \right) \cos(\theta \ell) + m_3^x \ell_i + m_4^x$$

[0139] 包括TPS项,其中 $\psi(r)$ 是2D径向基函数 $r^2 \ln(r)$:

$$[0140] \quad x_i = m_1^x \left(u_2 - \frac{\kappa}{\theta^2} \right) \sin(\theta \ell) + m_2^x \left(u_2 - \frac{\kappa}{\theta^2} \right) \cos(\theta \ell) + m_3^x \ell_i + m_4^x + \sum_j w_j^x (\psi(|[u_1 \quad u_2]_i - [u_1 \quad u_2]_j|) - \lambda_i \delta_{ij})$$

[0141] y 和 z 的表达式相似。

[0142] 以矩阵形式:

$$[0143] \quad [X \quad Y \quad Z] = \left[\left(u_{:,2} - \frac{1^N \kappa}{\theta^2} \right) \right]$$

$$[0144] \quad \circ \sin(\theta \mathcal{L}) \quad \left(u_{:,2} - \frac{1^N \kappa}{\theta^2} \right) \circ \cos(\theta \mathcal{L}) \quad \mathcal{L} \quad 1^N \quad \Psi \Big] \begin{bmatrix} M' \\ W \end{bmatrix}$$

[0145] 对于给定的 κ 、 τ 和 λ ,精确确定 M' 和 W 。确切地确定假设径向基函数和参数导管形式之间的正交性,即 $W^T [\sin(\theta \mathcal{L}) \quad \cos(\theta \mathcal{L}) \quad \mathcal{L} \quad 1^N] = 0$

[0146] 迭代 κ 、 τ 以找到没有径向基函数的最小二乘拟合。一旦找到,就像在TPS中一样求解 M' 和 W 。

[0147] 应当理解,本文所述的平滑方法也可以实施用于其它医疗装置,包括球囊导管和/或3D导管。在这种实施例中,相应地调节算法。

[0148] 应当理解,如上所述的模型构建系统14,以及特别地处理设备16可以包括本领域已知的传统处理设备,其能够执行存储在相关存储器中的预编程指令,所有这些指令都根据本文描述的功能执行。预期本文所述的方法,包括但不限于本发明实施例的方法步骤,将在一些实施例中编程,其中所得软件存储在相关存储器中,并且如此描述,也可构成用于执行这种方法的部件。鉴于前述的使能描述,在软件中实施本发明将仅需要本领域普通技术人员的编程技能的常规应用。这种系统可以进一步是具有ROM、RAM二者、非易失性和易失性(可修改)存储器的组合的类型,使得可以存储软件并且还允许存储和处理动态产生的数据和/或信号。

[0149] 尽管以上已经以一定程度的特殊性描述了本公开的某些实施例,但是本领域技术

人员可以在不脱离本公开的精神或范围的情况下对所公开的实施例进行多种改变。所有方向参考(例如,上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、顶部、底部、上方、下方、垂直、水平、顺时针和逆时针)仅用于标识目的,以帮助读者理解本公开内容并且不特别地关于本公开的位置、方向或用途产生限制。结合参考(例如,附接、耦合、连接等)将被广义地解释,并且可以包括元件的连接之间的中间构件以及元件之间的相对移动。因此,结合参考不一定推断出两个元件直接连接并且彼此处于固定关系。旨在将以上描述中包含的或附图中示出的所有内容解释为仅是说明性的而非限制性的。在不脱离所附权利要求限定的本公开的精神的情况下,可以进行细节或结构的改变。

[0150] 当介绍本公开的元件或其优选实施例时,冠词“一”、“一个”、“该”和“所述”旨在表示存在一个或多个元件。术语“包含”、“包括”和“具有”旨在包括在内并且意味着可能存在除所列元件之外的其它元件。

[0151] 由于在不脱离本公开的范围的情况下可以对上述结构进行多种改变,所以包含在以上描述中或在附图中示出的所有内容应当被解释为说明性的而不是限制性的。

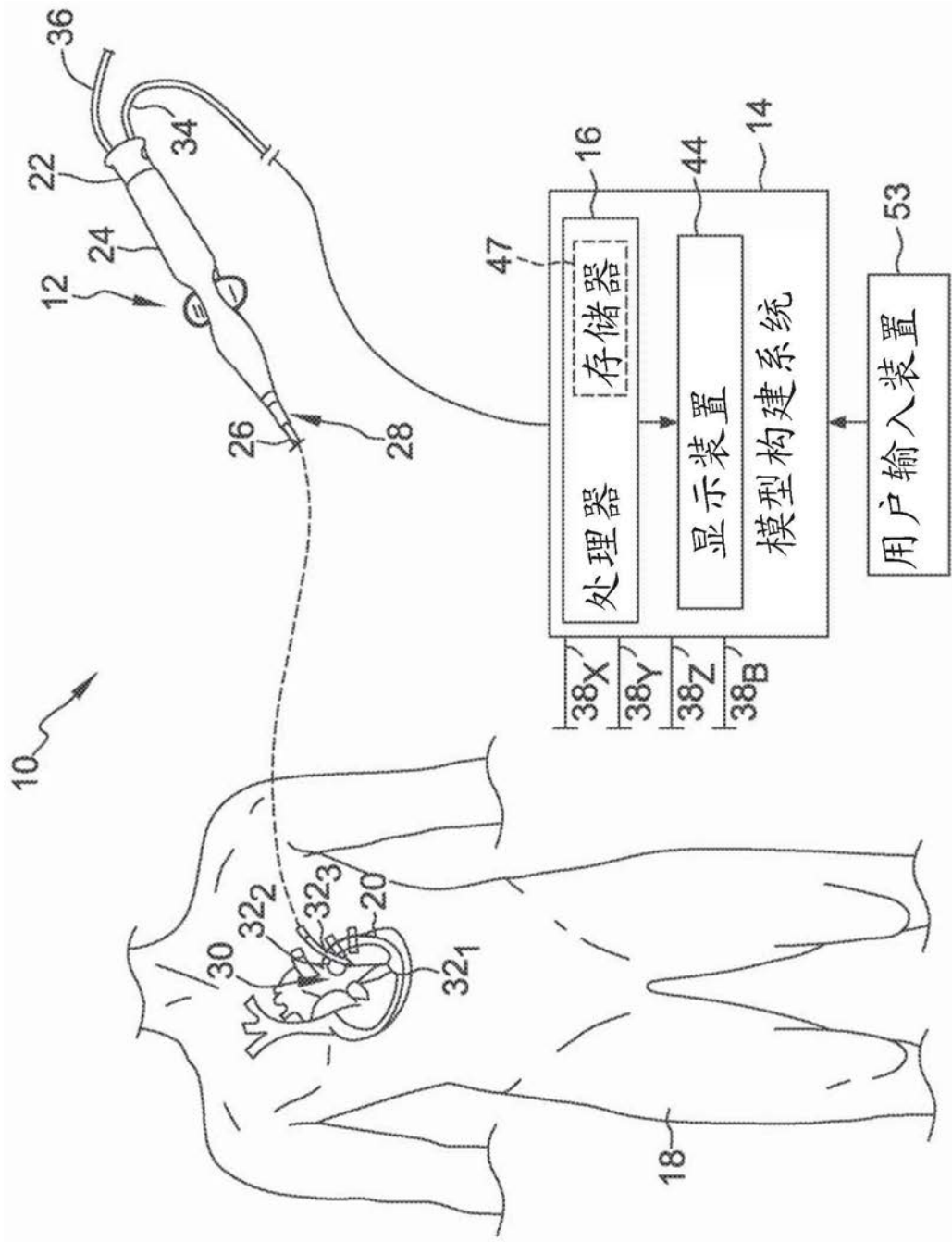


图1

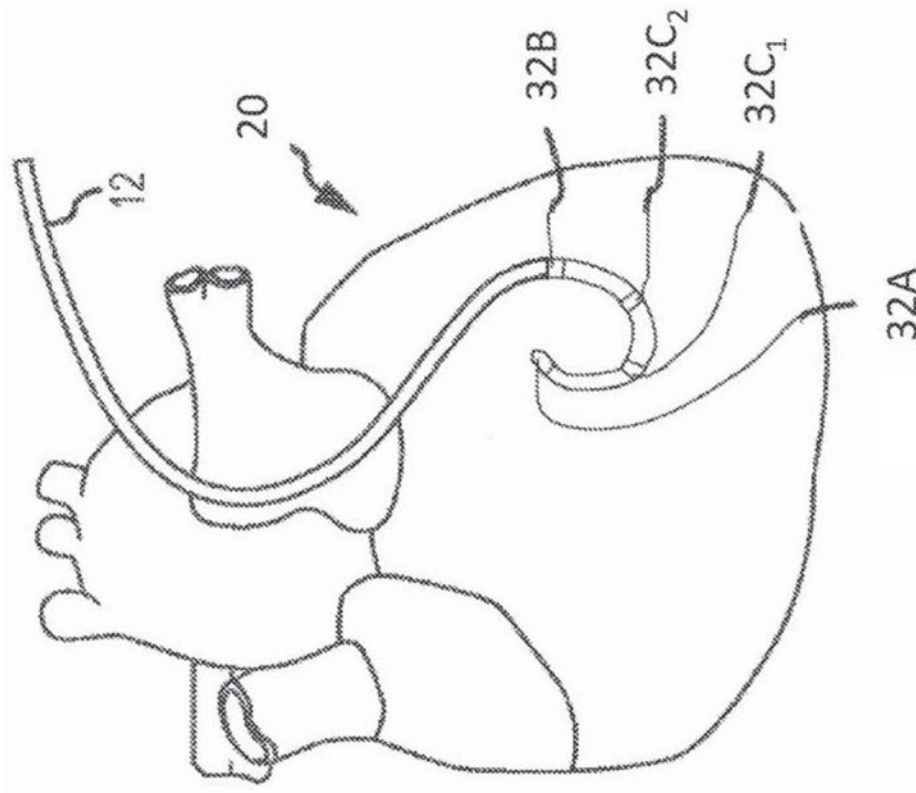


图2

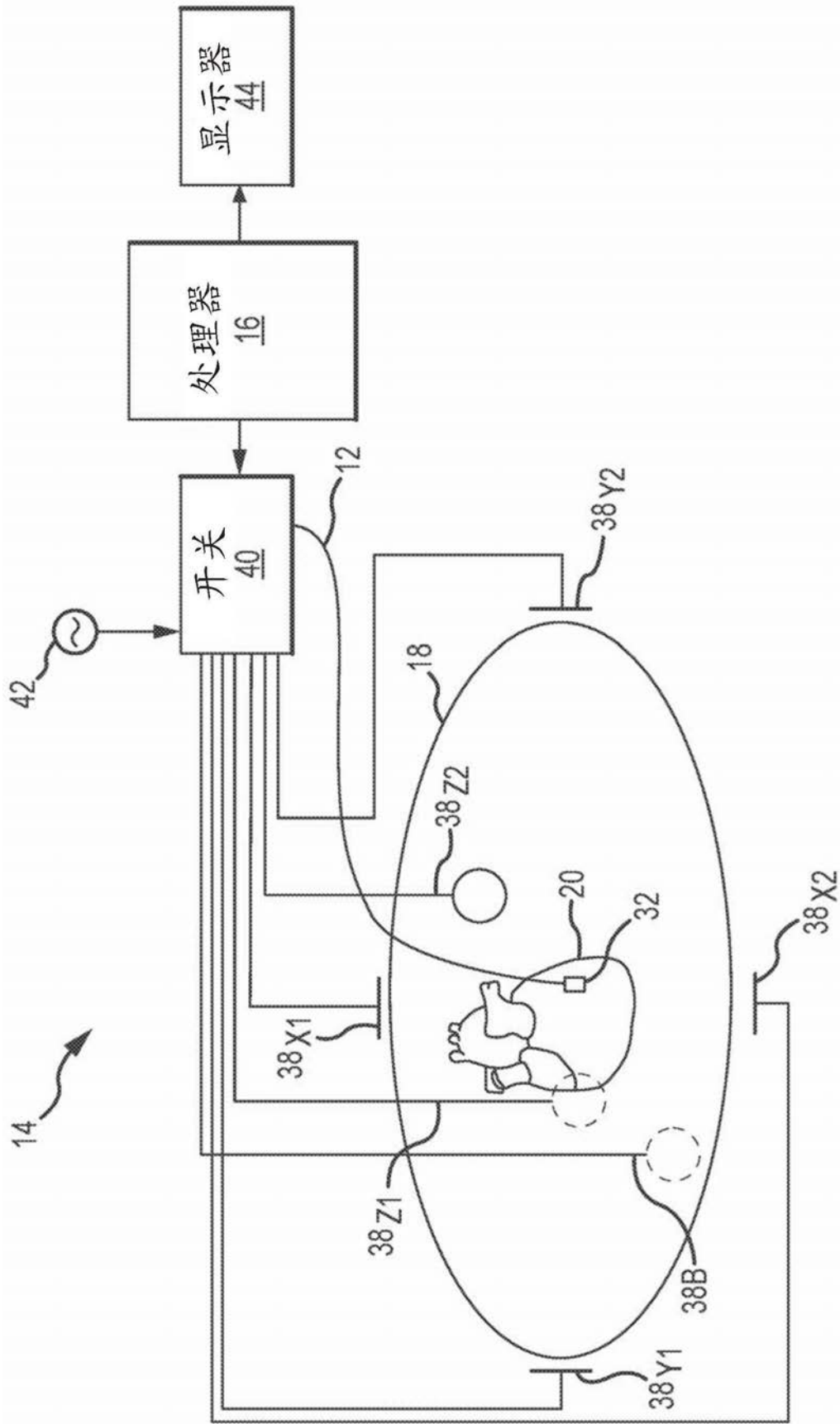


图3

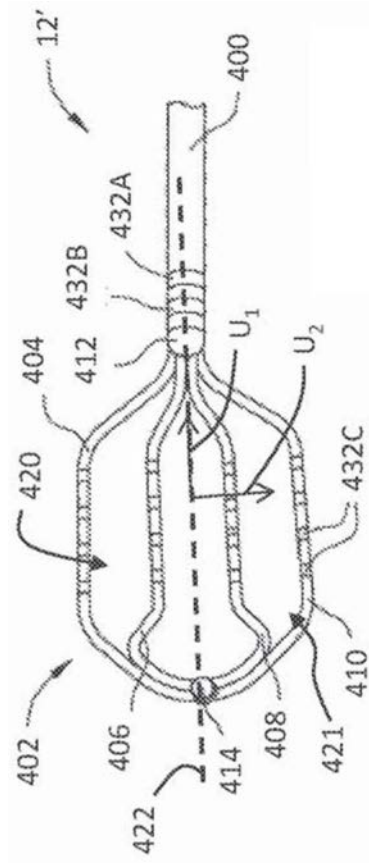


图4

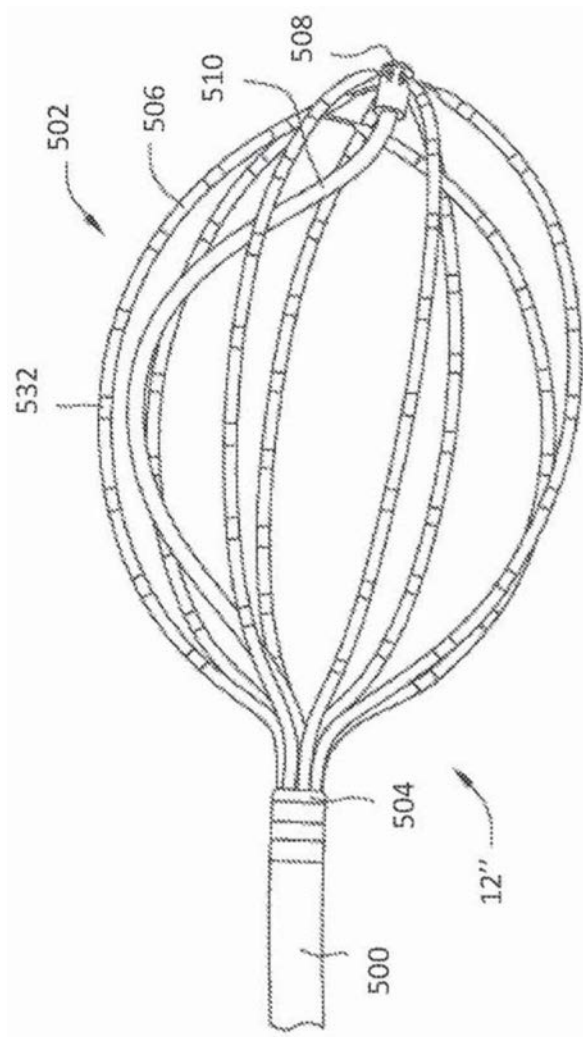


图5

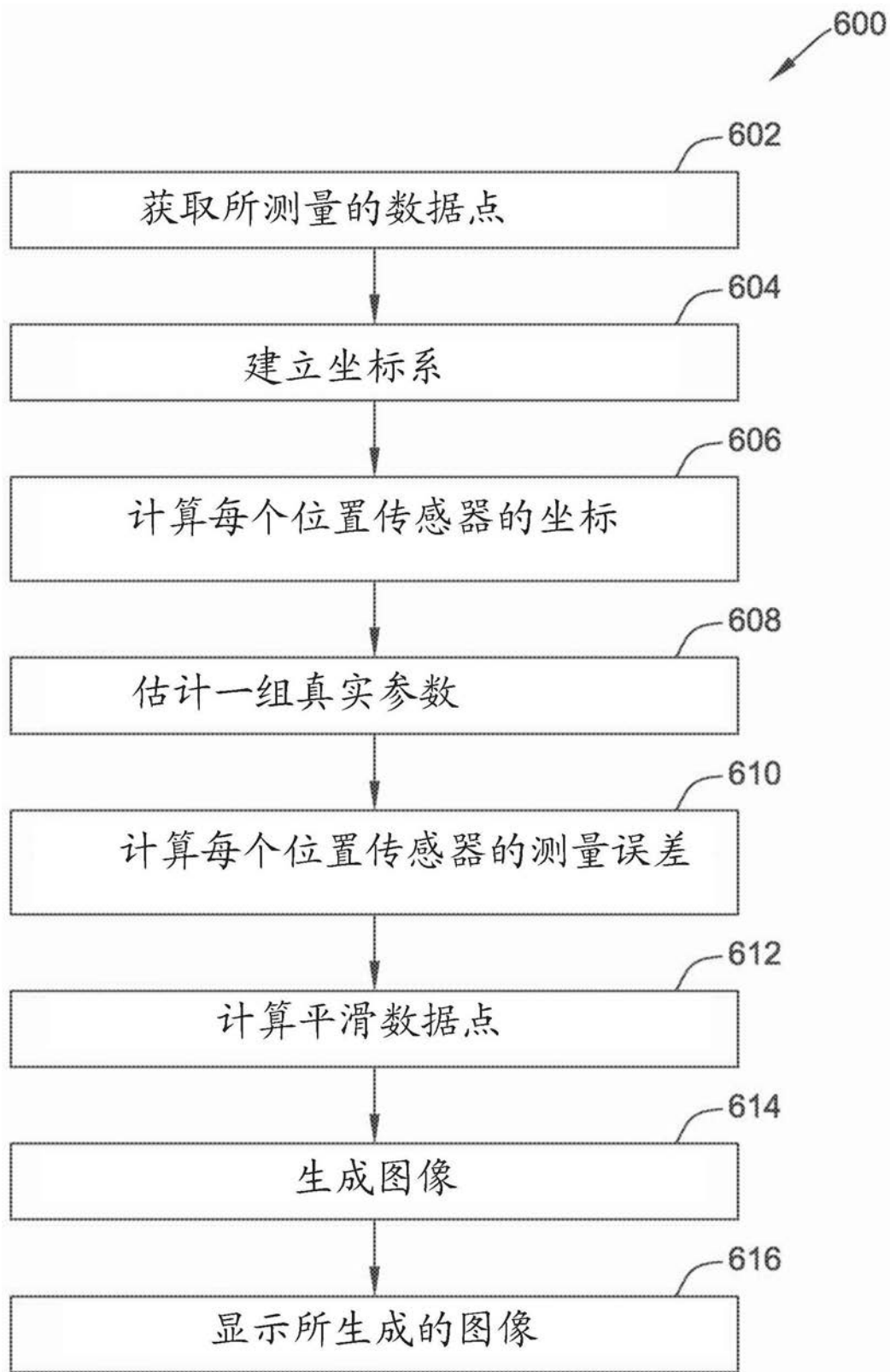


图6

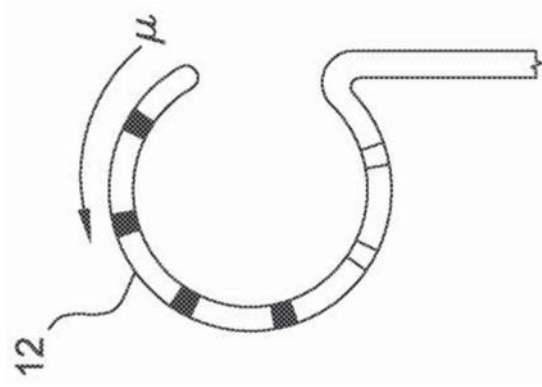


图7A

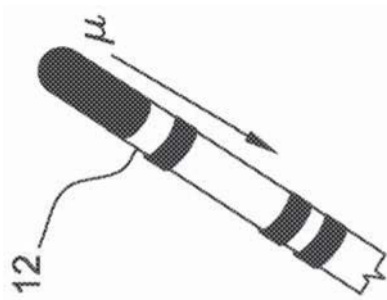


图7B

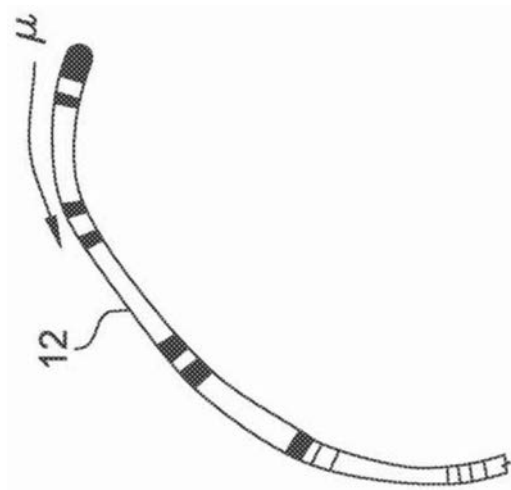


图7C

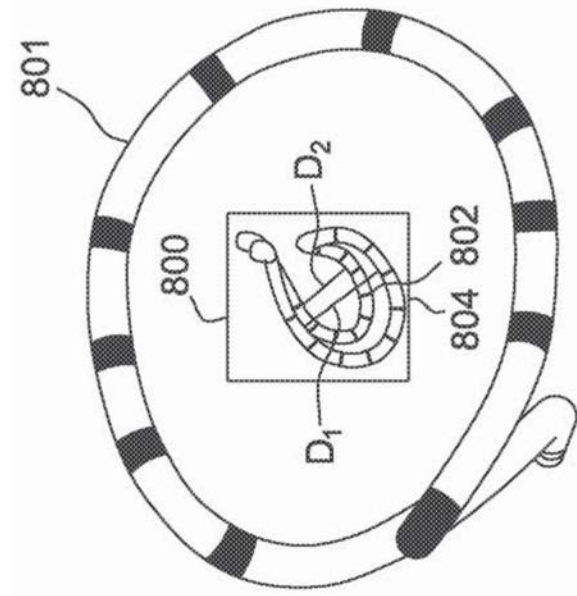


图8A

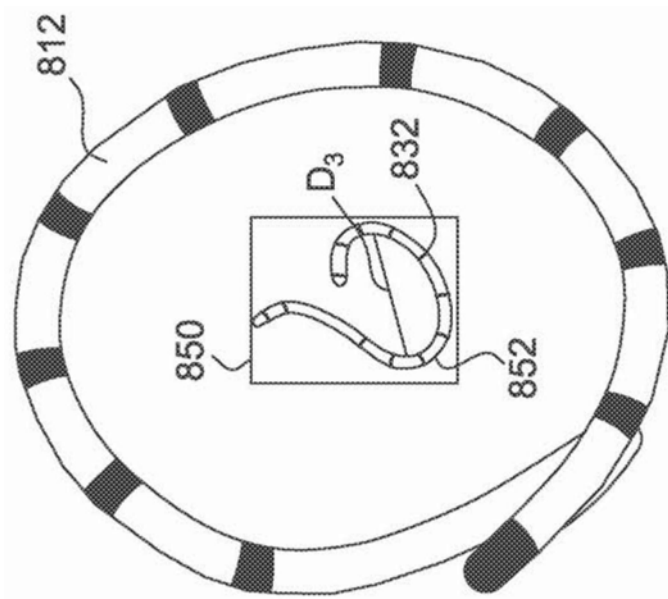


图8B