

1. 一种用于检测仪器与表面相互作用的系统,包括:
形状感测使能的仪器(102),其被配置为沿着所述表面通过;以及
相互作用评估模块(148),其被配置为监测来自所述仪器的形状感测反馈,以确定所述形状感测反馈的模式,并且基于所确定的所述形状感测反馈的模式来识别是否与所述表面进行了接触、确定所述接触的位置以及确定所述接触的幅度和持续时间。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述形状感测使能的仪器(102)包括光学形状感测系统(104),所述光学形状感测系统被配置为提供光学形状感测信号作为所述形状感测反馈。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中,形状感测反馈的所述模式包括通过所述光学形状感测信号中的不连续信息或频率响应信息中的一个或多个而识别出的振动。
4. 根据权利要求2所述的系统,其中,形状感测反馈的所述模式包括温度、轴向应变和曲率中的一个或多个。
5. 根据权利要求2所述的系统,其中,形状感测反馈的所述模式包括在来自所述仪器(102)的所述光学形状感测信号中识别出的压缩。
6. 根据权利要求2所述的系统,其中,形状感测反馈的所述模式包括形状配置,所述形状配置根据所述光学形状感测信号被确定并且被预测以指示所述仪器(102)与所述表面之间的接触。
7. 根据权利要求2所述的系统,其中,形状感测反馈的所述模式包括运动概况,所述运动概况根据指示所述仪器(102)与所述表面之间的接触的所述光学形状感测信号而被确定。
8. 根据权利要求1所述的系统,还包括复合度量(524),所述复合度量被配置为使用所述形状感测反馈的两个或更多个参数来确定所述仪器与所述表面之间的相互作用。
9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述复合度量的所述两个或更多个参数包括以下中的至少一个:所述仪器(102)的振动信息、所述仪器的轴向应变、所述仪器的曲率、温度、或者所述仪器的运动样式。
10. 根据权利要求2所述的系统,还包括对所述表面的表示(134),对所述表面的表示被配置为与由所述仪器的所述光学形状感测信号所确定的位置和取向进行比较,以确定表面接触是否已经发生,或者识别所述仪器与所述表面之间已经发生表面接触之处的位置。
11. 根据权利要求1所述的系统,还包括致动模块(140),所述致动模块被配置为根据所述形状感测反馈的所述模式来调节所述仪器,所述形状感测反馈的所述模式识别是否与所述表面进行了接触。
12. 一种用于检测仪器与表面相互作用的系统,包括:
柔性仪器(102),其被配置为沿着表面通过;
光学形状感测系统(104),其被集成到所述仪器中并且被配置为提供光学形状感测信号作为形状感测反馈;
处理器(114);
存储器(116),其被耦合到所述处理器;
相互作用评估模块(148),其被存储在所述存储器中并且被配置为监测来自所述仪器的所述形状感测反馈,以确定所述形状感测反馈的模式,并且基于所确定的所述形状感测

反馈的模式来识别是否与所述表面进行了接触、确定所述接触的位置以及确定所述接触的幅度和持续时间；以及

致动模块(140)，其被配置为根据所述形状感测反馈的所述模式来调节所述仪器。

13. 根据权利要求12所述的系统，其中，形状感测反馈的所述模式包括通过所述光学形状感测信号中的不连续信息或频率响应信息中的至少一个而识别出的振动。

14. 根据权利要求12所述的系统，其中，形状感测反馈的所述模式包括在所述光学形状感测信号中识别出的压缩。

15. 一种用于检测仪器与表面相互作用的方法，包括：

接收(502)来自柔性形状感测使能的仪器的形状感测反馈，所述柔性形状感测使能的仪器被配置为沿着所述表面通过；并且

使用相互作用评估模块来评估(504)所述形状感测反馈，所述相互作用评估模块被配置为监测来自所述仪器的所述形状感测反馈，以确定所述形状感测反馈的模式，并且基于所确定的所述形状感测反馈的模式来识别是否与所述表面进行了接触、确定所述接触的位置以及确定所述接触的幅度和持续时间。

利用光学形状感测的对表面接触的检测

技术领域

[0001] 本公开涉及医学仪器,并且更具体而言涉及在检测与表面的相互作用的过程中所采用的形状感测光纤。

背景技术

[0002] 光学形状感测 (OSS) 使用沿着多芯光纤的光以用于在手术介入期间的设备定位和导航。所涉及的一种原理利用在光纤中的、使用特征瑞利背散射或者受控的光栅图案的分布式应变测量。沿着所述光纤的形状开始于沿着传感器的特定点处,已知为起始点或 $z=0$,并且延伸到纤维的端部。针对临床使用,所述形状感测纤维被集成到医学设备中,诸如导管、导丝、内窥镜、机器人工具等。这通常通过将纤维放置到设备的壁内的腔中来完成。

[0003] 根据对形状感测数据的重建来提供多个形状参数。这些参数包括x、y、z位置、轴向应变和扭转等。最后,根据来自形状感测纤维内的多个芯(例如,4个芯)的相位的测量结果来导出所有这些参数。所述形状感测测量使用来自使用输入光源进行扫掠的一个范围的照射频率(例如,20nm)的数据。这需要一些有限量的时间(例如,1-10ms)来执行测量。在该时间期间,在芯中的相位的改变会导致不正确的读取以及对应的不正确的形状重建。在导航期间,这些不正确的形状通常通过被检测并移除。由于扭转是通过中央芯来归一化的三个外部芯的平均,其提供在所有芯中的相位的总计。

[0004] 在血管内流程中,存在由于在导航期间的介入设备的刮擦而产生栓塞颗粒的风险。在导航期间移位的这些栓塞颗粒可能导致不利的状况,例如在脉管系统的其他区域中的血栓。血栓继而可能导致诸如脑卒中的不利事件。对于操作者而言,难以获知设备的端部在导航期间与血管壁相接触的程度。

[0005] Ramamurthy的WO公布No.2009/023801公开了利用光纤传感器的机器人仪器系统和方法。

发明内容

[0006] 根据本原理,一种用于检测仪器与表面相互作用的系统,包括形状感测使能的仪器,所述形状感测使能的仪器被配置为沿着所述表面通过。相互作用评估模块被配置为监测来自所述仪器的形状感测反馈,以确定所述形状感测反馈的模式,所述形状感测反馈的模式识别是否与所述表面进行了接触。

[0007] 一种用于检测仪器与表面相互作用的系统,包括柔性仪器,所述柔性仪器被配置为沿着表面通过。光学形状感测系统被集成到所述仪器中并且被配置为提供光学形状感测信号作为形状感测反馈。包括处理器以及被耦合到所述处理器的存储器。相互作用评估模块被存储在所述存储器中并且配置为监测来自所述仪器的形状感测反馈,以确定所述形状感测反馈的模式,所述形状感测反馈的模式识别是否与所述表面进行了接触。致动模块被配置为根据所述形状感测反馈的模式来调节所述仪器。

[0008] 一种用于检测仪器与表面相互作用的方法,包括:接收来自被配置为沿着所述表

面通过的柔性形状感测使能的仪器的形状感测反馈；并且使用被配置为监测来自所述仪器的所述形状感测反馈的相互作用评估模块来评估所述形状感测反馈，以确定所述形状感测反馈的模式，所述形状感测反馈的模式识别是否与所述表面进行了接触。

[0009] 通过下文对其说明性实施例的详细描述，本公开的这些和其他特征和优点将变得显而易见，要结合附图进行理解。

附图说明

[0010] 本公开将在下文将参考以下附图来呈现对优选实施例的详细描述，其中：

[0011] 图1是示出了根据一个实施例的形状感测系统的框图/流程图，所述形状感测系统采用相互作用评估模块，所述相互作用评估模块用于检测接触是否是由仪器与血管的壁进行的；

[0012] 图2示出了仪器到血管壁相互作用的两个范例；

[0013] 图3示出了两幅扭转曲线绘图，其示出了正常扭转曲线和由于振动干扰的错误扭转曲线；

[0014] 图4示出了扭转曲线绘图，该扭转曲线绘图示出了信号的远端区域被振动干扰破坏；

[0015] 图5示出了根据本原理的针对三个数据集的相对于帧数绘制的端部振动度量(tvm)，其中，数据集1示出了在体模内无端部刮擦，数据集2示出了在体模内的壁刮擦，并且数据集3示出了相对于皮肤的端部刮擦；并且

[0016] 图6是示出了根据说明性实施例的方法的框图/流程图，所述方法用于检测仪器是否已经与壁或表面相接触。

具体实施方式

[0017] 根据本原理，公开了系统和方法以识别介入设备的一部分何时与表面相接触，所述表面诸如是血管壁、皮肤的表面、心脏、骨骼、非生物学表面等。这样的技术优选可以采用光学形状感测信号，但是可以采用多种方案。在一些实施例中，可以采用包括但不限于光学形状感测的技术的组合以提供对表面接触或壁刮擦的有意义的表示。能够以多种方式从所述光学形状感测信号中提取壁刮擦信息。这些可以包括，例如，通过在扭转信号中的不连续来识别振动的存在，通过所述扭转信号的频率分量来识别振动的存在，根据轴向应变信号来检测在所述设备的端部处的压缩，根据设备的形状——特别是在远端部分中的高的曲率来预测壁接触，使用设备的运动概况来分离指示接触的信号等。

[0018] 将医学设备导航到目标血管中可以使用预弯曲的导管和导丝来实现，其彼此相互作用以及与脉管壁相相互作用。与脉管壁的该相互作用会导致在导航期间移位的栓塞颗粒的产生。这样的颗粒会导致在脉管系统中的其他区域中的栓塞，导致诸如脑卒中的不利事件。在常规的情景中，对于操作者而言，难以获知在导航期间设备的端部与血管壁的接触程度，因为所述设备是从身体的外部操纵的，并且由端部接触诱发的任何高频振动在被操作者感知到之前被阻尼掉。此外，在机器人流程中，其中，操作者不再具有来自设备的触觉反馈，获知设备的端部与血管壁之间的相互作用是尤其重要的。

[0019] 在光学形状感测测量期间发生的振动被采集到形状感测参数内。例如，在存在振

动的情况下,扭转参数往往示出不连续和尖峰。这些振动能够沿着所述传感器的长度被空间地定位。类似地,振动能够自身表现为在纤维中测量的终止反射的宽化。当曲率的半径在所述设备的远端部分中变得非常小时,另一形状参数,曲率,能够指示与所述壁的接触。通过根据本原理来检查形状感测数据针对这些和其他特征的表现,能够对在导航期间发生的壁刮擦的量进行量化。在手动操作的情况下,该值可以被报告给操作者。

[0020] 针对机器人操作,该信息可以是控制环的一部分,以支持针对所述设备的远端部分的替代位置或形状。例如,可以采用致动模块,所述致动模块采用关于形状感测使能的仪器的信息,以确定例如所述仪器何时与所述血管壁相接触,并且减少或者防止这样的接触,以预测何时要进行所述接触,并且降低其影响(力),以确定是否正在与表面(例如骨骼或皮肤的表面)进行充分的接触,以绘制针对整形外科应用的特征,例如全膝置换或者其他流程(例如当刮擦组织时,本原理能够确定骨骼是否已经与皮肤或肌肉等相接触等)。

[0021] 应当理解,将关于医学仪器描述本发明;然而,本发明的教导要宽泛的多,并且其适用于任何光纤仪器。在一些实施例中,在跟踪或分析负责生理或机械系统中采用本原理。具体地,本原理适用于对生物学系统的内部跟踪流程、在身体的所有区域(例如肺、胃肠道、排泄器官、血管等)中的流程。在附图中描绘的元件可以被实施为硬件和软件的各种组合,并且提供可以在单个元件或多个元件中的组合的功能。

[0022] 在附图中所示的各种元件的功能,能够通过使用专用硬件以及能够与合适的软件相关联来运行软件的硬件来提供。当由处理器提供时,所述功能能够由单个专用处理器来提供,由单个共享处理器,由多个个体处理器(其中的一些能够是共享的)。此外,不应将词语“处理器”或“控制器”的明确使用解释为排他性地指代能够执行软件的硬件,并且能够隐含地包括但不限于数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)和非易失性存储器等。

[0023] 此外,文本中记载本发明的原理、方面和实施例的所有陈述以及其具体实例都旨在既包含其结构的等价方案,又包含其功能的等价方案。此外,目的是,这样的等价方案既包括当前已知的等价方案,又包括将来开发的等价方案(即,所开发出的执行相同的功能的元件,而不管其结构如何)。因而,例如,本领域技术人员将认识到,本文中呈现的方框图表示体现本发明的原理的示范性系统部件和/或电路的概念图。类似地,应当认识到,流程图、流程框图、状态转移图、伪码等均表示实质上可以在计算机可读存储介质内表示,因而可由计算机或处理器执行的各种过程,而不管是否明确示出了这样的计算机或处理器。

[0024] 此外,本发明的实施例可以采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品能够从提供程序代码的计算机可用或计算机可读介质访问,以供计算机或者任何指令执行系统使用或者与之结合使用。就本说明书的目的而言,计算机可用或计算机可读介质可以是可以包括、存储、传送、传播或转移程序的任何设备,所述程序供指令执行系统、设备或装置使用或者与之结合使用。所述介质可以是电子、磁、光、电磁、红外或半导体系统(或者设备或装置)或传播介质。计算机可读介质的例子包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘和光盘。当前的光盘的例子包括光盘-只读存储器(CD-ROM)、光盘-读/写(CD-R/W)和DVD。

[0025] 现在参考附图,其中,采用类似的附图标记表示相同或类似的元件,首先参考图1,说明性地示出了根据一个实施例的用于使用形状感测使能的仪器来检测表面接触的系统

100。系统100可以包括工作站或控制台112,从所述工作站或控制台,监视和/管理流程。工作站112优选地包括一个或多个处理器114以及用于存储程序和应用的存储器116。存储器116可以存储光学感测模块115,其被配置为解读来自形状感测设备或系统104的光学反馈信号。光学感测模块115被配置为使用光学信号反馈(以及任何其他反馈,例如,电磁(EM)跟踪),来重建与医学设备或仪器(形状感测使能仪器)102和/或其周边区域相关联的变形、偏转或其他变化。所述医学仪器102可以包括导管、导丝、探头、内窥镜、机器人、电极、滤波器设备、球囊设备、指针或其他医学部件等。

[0026] 在仪器102上的所述形状感测系统104可以包括一个或多个光纤126,其以一个或多个设定模式被耦合到仪器102。光纤126通过线缆127连接到工作站12。线缆127根据需要可以包括光纤、电气连接、其他仪器等。线缆127与光学探询单元108进行接口,光学探询单元108可以包括一个或多个光学源106或者与其一起工作。探询单元108发送或接受来自形状感测系统104的光学信号。

[0027] 具有光纤的形状感测系统104可以基于光纤布拉格光栅传感器。光纤布拉格光栅(FBG)是短光纤段,其反射特定波长的光并发射所有其他的光。这是通过在纤芯中添加周期性变化的折射率来实现的,其生成波长特异的介质镜。纤维布拉格光栅因此能够被用作线内光纤以阻挡特定的波长,或者被用作波长特异的反射器。

[0028] 在常规光纤中的固有背散射能够被用于光学形状感测(OSS)。一种这样的方法是在标准单模式通信纤维中使用瑞利散射(或其他散射)。瑞利散射随着纤芯中的折射率的随机波动而发生。这些随机波动能够被建模为具有沿着光栅长度的幅度和相位的随机变化的布拉格光栅。通过使用在多芯纤维的单个长度内延伸的三个或更多个芯中的这种效应,能够跟随感兴趣表面的3D形状或动态。

[0029] 纤维布拉格光栅(FBG)还可以被采用以用于OSS,其使用折射率改变的界面中的每个处的菲涅尔反射。对于一些波长,所反射的各种周期的光是同相的,从而针对反射存在相长干涉,并且因此,针对透射存在相消干涉。布拉格波长对于应变以及温度是敏感的。这意味着,布拉格光栅能够被用作光纤传感器中的感测元件。在FBG传感器中,被测变量(例如、应变)引起布拉格波长的位移。

[0030] OSS的一个优点在于各种传感器元件能够在纤维的长度上分布。沿着嵌入在结构中的纤维的长度并入具有各种传感器(标度计)的三个或更多个芯允许这样的要以高准确度精确地确定的结构的三维形式。沿着纤维的长度,能够在各种位置处定位多个FBG传感器(例如3个或者更多个的纤维感测芯)。根据对每个FBG的应力测量,能够推测在其位置处的结构的曲率。根据多个所测量的位置,确定总三维形式。

[0031] 在一个实施例中,光学感测模块115包括相互作用评估模块148。从OSS设备104收集的数据被解读以使用OSS设备104反馈来评估由仪器102进行的相互作用/接触的量。所述壁相互作用评估模块148可以聚焦在一个或多个不同的参数上,以测量由仪器102与部署仪器102的体积131中的血管或器官壁进行的相互作用的持续时间、力、严重度或幅度等。所述表面相互作用评估模块148被配置为接收来自形状感测设备104的反馈,并且记录关于所述感测设备104已经处在所述体积131之内的位置和取向数据。来自空间或体积131之内的形状感测设备104的位置(和取向)数据或其他数据能够被显示在显示设备118上。工作站112包括显示器118,显示器118用于查看对象(患者)160或体积131的内部图像134,并且可以包

括图像134,作为在由成像设备110收集的图像上的形状感测设备104的位置的叠加或其他绘制。成像设备110可以包括任何成像系统。显示器118还可以允许用户与工作站112以及其部件或功能或者在系统100之内的任意其他元件进行相互作用。这进一步地通过接口120来促进,接口120可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触觉设备或任何其他外围或控制以允许用于来自工作站112以及与工作站112的交互中反馈。

[0032] 所述壁相互作用评估模块148评估临床上有用的数据,以确定在流程期间何时、何处以及何种程度地发生表面相互作用(例如,壁刮擦)。在特别有用的实施例中,被采用以识别介入仪器102的一部分何时已经与表面(例如,血管壁、皮肤、骨骼、器官、或者血管壁刮擦)相接触的技术能够从OSS系统104的光学形状感测信号中提取。所述技术可以包括:通过在扭转信号中的不连续来识别振动的存在,通过所述扭转信号的频率分量来识别振动的存在,和/或根据轴向应变信号来检测在仪器102的端部处的压缩。其他技术包括根据所述设备的形状来预测壁接触。这可以包括根据物理约束和条件来确定在仪器102的远端分段中的高曲率或者其他形状。在其他实施例中,仪器102的运动概况可以被采用以理解壁接触何时已经发生。

[0033] 所述壁相互作用评估模块148包括模型、算法、方程等,其使用OSS设备或系统104的OSS信号查看具体数据以理解仪器102的各部分何时接合体积131的壁或表面。当壁相互作用评估模块148确定已经发生接合时,接合的严重度和持续时间可以使用所述数据来评估。所述数据可以与可接受的阈值进行比较,并且被采用以在流程期间向用户提供引导。例如,如果测量到过多的壁相互作用,可以存在障碍或其他组织,并且所述流程可以被终止或者仪器102被撤回。在其他实施例中,优选地可根据从相互作用评估模块148向用户提供的引导来采取其他动作。

[0034] 在一个实施例中,其中,采用计算机辅助或机器人辅助,由相互作用评估模块148采用的信息可以被用作控制环的部分,以支持针对仪器102的部分(例如,远端端部部分)的备选位置或形状。例如,致动模块140可以被采用以控制仪器102的运动或形状。致动模块140采用由形状感测使能的仪器102提供的信息,以确定例如仪器102何时与表面或血管壁相接触,并且减少或防止这样的接触(例如,改变仪器102的形状)。所述致动模块140可以为用户提供是否已经进行表面接触或者是否已经进行超出阈值(例如,力阈值)的表面接触的反馈(例如,振动、光、听觉警报等)。在另一实施例中,可以采用致动模块140以由于关于何时要进行接触的预测(通过相互作用评估模块148)而更改对仪器的位置或使用。可以适于使用在模块136中的现有数据等进行预测。所述致动模块140之后将通过改变方向、降低速度等来试图降低其影响(力)。所述致动模块140可以被采用作为传感器以确定是否与表面(诸如骨骼或皮肤的表面)进行足够的或显著的接触,例如,以绘制针对如全膝置换或其他流程的整形外科应用的特征。

[0035] 致动模块140可以包括被配置为以限定的位移、速度和/或加速度推进或缩回所述仪器。致动模块140可以包括机器人控制机构,诸如致动器、伺服、气动设备等。

[0036] 参考图2,在血管202中的形状感测使能的仪器102的范例200和201被描绘以展示与血管202的内部表面的端部相互作用。在范例200中,仪器102被沿着箭头“A”的方向沿着血管202被拉回。端部204对斑块206进行刮擦。为了防止栓塞颗粒移位到血液流中,本原理被采用以确定是否正在进行表面接触。在范例201中,仪器102被沿着箭头“B”的方向沿着血

管202被推进。端部204通过与血管壁202的接触被弯曲回。这还引起与斑块的相互作用,以及颗粒到血流中的潜在移位。在范例202和201两者中,设备102的形状和配置可以被采用以确定表面相互作用。可以通过以下来确定表面相互作用:通过扭转信号中的不连续或者通过所述扭转信号的频率分量来识别振动的存在、曲率检测、运动概况和/或根据轴向应变信号检测在仪器102的端部204处的压缩来确定。也可以采用其他技术,例如,根据所述仪器的形状(例如,在远端分段中的高曲率等)的壁接触预测。

[0037] 参考图3,扭转曲线提供在OSS系统104(以及因此仪器102)中的扭转的量。图3示出了相对于节点数量绘制的弧度中的扭曲,其中,弧度数在远端地增加(向着曲线中的右侧)。当所述仪器102的端部与壁或表面相接触并且沿着其被刮擦时,能够存在被施予到所述仪器102的端部上的振动。该振动通常对OSS形状传感器的远端部分被隔离,并且导致在该区域中的不正确的测量结果。绘图302示出了正常扭转曲线的范例,并且绘图304示出了在测量期间已经被振动破坏的错误的扭转曲线。具有扭转曲线的形状可以被认为是不正确的(离群的)并且通常被从在常规系统中的显示(离群拒绝)中移除。在许多情况下,所述传感器的非常远端的部分(例如,10-100个节点或0.8-8mm)被从这种类型的离群检测中忽略,因为其通常对由振动造成的破坏敏感,并且会导致对临床上有用的数据的过度的拒绝,尤其是由于其不对形状的大部分做出贡献。根据本原理,能够采用针对所述形状测量的该非常远端部分收集的数据,以检测和测量在介入仪器(102)的端部处发生的振动。

[0038] 所述端部振动能够通过在所述仪器与所述血管壁或表面之间的机械接触引起。在机器人流程中,操作者常常不具有来自仪器102的触觉反馈。在这种情况下,获知在所述仪器102的端部与所述血管壁之间的相互作用通常是有用的。这然后可以被反馈到所述操作者,作为在机器人控制器(例如,致动模块140)中感觉到的‘振动’。机器人控制环能够考虑在定位过程中的端部振动的量以及所述仪器的远端形状。

[0039] 参考图4,扭转曲线或曲线308示出了相对于节点数据绘制的以弧度为单位的扭曲,其中,节点数据在远端增加。曲线308示出了由在所述测量期间在远端端部区域处的振动破坏的形状,其中,所述端部经历在导航期间通过壁接触的端部振动。应当注意,在传感器的远端节点中存在可观测到的不连续310。

[0040] 为了检测所述端部正在经历振动,可以采用若干种算法。例如,可以采用关于扭转的远端部分的差异的阈值,如下所示的:

[0041] $tvm = \max(\theta_i - \theta_{i-10}) \text{ for } i = \text{end} - 10 \cdots \cdot \text{end} \quad (1)$

[0042] 使用等式(1)来计算端部针对度量(tvm),其中,θ是以弧度为单位的扭曲,i是沿着所述纤维的节点,并且是end是在纤维中的节点的数量(在图4的范例中为1858)。所述算法测试所述纤维的上10个节点,并且使用在扭曲中的最大跳变来识别潜在振动。根据由OSS系统的中央纤芯归一化的外部纤芯的平均相位差异来导出扭曲,并且因此,针对扭曲度量所描述的任何算法还能够被应用到来自一个或多个芯的相位差。

[0043] 参考图5,等式(1)的算法被应用到3个数据集。所述数据集包括:

[0044] 数据集1:在端部与血管壁之间没有接触的情况下利用在脉管体模(被用作模拟的硬塑料)中的导管的导航。所述导管的端部在导航期间在体模血管中自由浮动。

[0045] 数据集2:在端部与血管壁之间相接触的情况下利用在脉管体模(例如,硬塑料)中的导管的导航。所述导管的端部在导航期间与体模壁相接触。

[0046] 数据集3:沿着皮肤表面(手掌)手动地拖动导管的端部。

[0047] 针对所述三个数据集计算端部振动度量(tvm),并且分别在绘图402、404和406中进行绘制。在形状的近端部分中具有扭转误差的形状被从该分析中排除,以仅聚焦在端部区域中的振动上。在体模内部没有端部刮擦的数据集(数据集1)中,绘图402的tvm在导航期间是非常低的。在具有体模内部的壁刮擦的数据集(数据集2)中,在绘图404中清晰地存在端部振动中的更大数量的跳变。在该模拟中的体模的内部是非常平滑的硬塑料。在绘图406中,跨皮肤表面牵拉所述设备的端部,并且在tvm中存储显著的增加。在特定时间间隔(2秒)期间超出tvm阈值的形状的百分比例如可以被报告给操作者,以用于关于在所述设备的端部处经历的振动的量的反馈。还可以采用其他标准和阈值。

[0048] 再次参考图4,扭曲频率分量可以被采用作为检测在所述仪器102与所述腔的壁之间的表面接触的另一种方式。一种监测在仪器102的端部/远端分段处的振动并且继而检测壁刮擦的方法是通过利用沿着仪器102的长度阻尼。当所述设备的端部可视与所述血管壁相接触时,在所述端部处观察到由不连续310指示的高频振动。该振动能够沿着所述设备的长度作为纵波传播,同时在其进一步行进时被阻尼。所述振动的幅度和频率以及阻尼的比率变化,并且能够被写为以下项的函数:与所述血管壁相接触的幅度、沿着所述壁的刮擦的持续时间、所述设备的属性(例如其重量、结构、机械和材料性质)等。一旦被表征,能够采用阻尼的量(或者其他性质)来量化壁仪器相互作用的量、持续时间和性质。在该范例中,图4的两个扭转绘图,在壁刮擦期间,示出了在远端端部处的更高的频率分量,其中,该频率减小示出了沿着所述设备的长度的振动的阻尼。

[0049] 捷取振动的另一种相关的方式是通过评估在仪器102的端部附近的扭曲信号的频率。所述远端分段的频率将大于近端部分。期望所述频率沿着所述长度下降(从端部朝向近端区域),并且使用该方案,由于壁刮擦的振动能够与由于其他原因(诸如关于设备的终止和扭转的问题)在扭曲中的改变区分开来。能够采用所区别的信号来量化表面-仪器相互作用的量、持续时间和属性。

[0050] 根据本原理,可以进行其他测量并采用其以评估关于与仪器的表面或壁相互作用的发生、幅度和持续时间。在一个实施例中,可以测量并采用轴向张力。在用于确定壁刮擦的这样的方法中,在形状重建期间获得轴向张力信号。如果仪器102的端部接触壁,所述相互作用能够导致在所述端部处的小的压缩。该接触能够根据光学感测信号来确定。如果所述端部以一角度接触所述壁,将在轴向张力信号中观测到在轴向方向中的力的分量(沿着纤维/仪器的方向),并且这可以被用于确定壁刮擦。在另一实施例中,温度能够被用于识别与臂或冷表面的接触。温度能够根据通过纤维的中央芯的光学形状感测参数中提取。温度指标对于设备被用在身体外部以与皮肤表面相接触的应用是特别有意义的。

[0051] 在另一实施例中,仪器102的比曲率可以被用于识别表面接触。端部壁刮擦能够包括在传感器(104)的远端部分中的小的曲率,并且能够指示设备与血管壁的相接触,如例如在图2中所示的。这针对手动非致动的设备是非常有意义的,其中,仪器102的曲率的小半径可以仅仅是与解剖结构的外部机械相互作用等的结果。

[0052] 在又另一实施例中,运动概况可以被采用以识别壁/仪器相互作用。壁刮擦可以通过观测OSS信号的位移、速度和加速模式(运动概况)来检测。仪器102的端部的刮擦可能引起仪器102的远端部分的突然加速/长期减速。该方法可以采用被用于区分由于正常处理的

加速/减速与由于壁刮擦的加速/减速。这能够通过将在端部处的(或者与血管壁相接触的部分)与在纤维的不与血管壁相接触的其他部分处的加速/减速模式进行比较来完成。特征数据可以被存储,以供相互作用评估模块148(图1)用于进行比较。当测量运动概况时,其能够与特征数据进行比较,以确定相互作用是否已经发生以及相互作用的类型。

[0053] 应当理解,该说明已经聚焦于仪器102的端部;然而,所描述的所有方法/技术能应用于仪器102的更近端的部分。可能感兴趣的是,仅识别随着壁刮擦在身体之内发生的振动,因此,获知所述设备的多少在身体之内是由意义的。

[0054] 再次参考图1,相互作用评估模块148可以包括被采用以解读和组合从形状感测系统104接收的测量到的结果的模型和/或复合度量模块136。在一个实施例中,可以采用复合度量,其包括振动和曲率检测测量结果的组合。这些测量结果可以以不同的方式进行组合,包括对来自每个测量结果的贡献进行加权,以实现更为准确的相互作用确定和表征。例如,被采用以表征壁/仪器相互作用的每种方法可以被给出一分数,并且所述分数可以基于重要性被加权,从而导出总体分数。所述总体分数能够被采用以相对于阈值进行比较,从而识别所述相互作用。基于所述总体分数或者一个或多个个体分数,相互作用评估模块148可以被采用以做出对壁刮擦或相互作用的类型和严重度的推荐。在一个实施例中,可以关于如何是壁刮擦或相互作用最小化或减小而做出推荐。例如,如果在远端端部处感测轴向应力,相互作用评估模块148可以做出对是仪器103变直以减小该类型的相互作用的推荐。这些动作可以通过致动模块140来执行。

[0055] 所述推荐可以基于索引数据存储系统或关系数据库138来做出。当计算总体分数或个体分数时,所述分数能够在数据库138中被参考以确定推荐的动作。所推荐的动作可以包括预先存储的文本,其能够被显示在显示器118上,所述数据可以适于模型或方程来处理,以输出特定的动作(例如,“顺时针扭转30度”等),或者由致动模块140来执行动作。所述分数和推荐能够基于流程的类型,使用光学形状感测和/或其他成像信息(例如,X射线、CT、MRI、内窥镜等)的身体之内的设备的已知位置。

[0056] 在其中一起使用多个形状感测设备的情况下,能够通过相互作用评估模块148来采用仪器(102)相对于彼此的已知位置,以识别更可能与血管壁相接触的更远端地延伸的仪器。随着端部在所述表面上刮擦,血管壁的硬度的改变将导致不同的“振动标志”。例如,随着端部从刚性组织通过而到软组织,能够通过在端部的振动中的改变来推断机械性质。在这种情况下,所述刚性组织可以由狭窄引起,并且端部刮擦将导致壁在较软的、健康的组织区域之上刮擦时更高的频率振动。因此,狭窄区域的位置可以实时地被识别和指示给操作者。这样的振动模式能够对仪器102是特异性的(对于引导丝线和导管是不同的),并且该差异能够进一步被用于识别所述区域的性质/纹理/组织类型。

[0057] 另外,这样的狭窄区域可以被匹配到从术前或术中成像识别的已知狭窄区域。这可以被用于改进在被用于导航目的的形状感测仪器与模型之间的配准。针对图像和导航模型的端部刮擦数据的检测可以被采用从而还提供其他益处。例如,所检测到的壁刮擦(从OSS纤维)的位置可以被采用以配准所存储的或实时图像中的血管壁在。在另一范例中,所述图像可以被采用以核实指示壁接触的OSS数据。

[0058] 在其他实施例中,本原理可以被采用以将OSS系统104的远端部分转到端部传感器。例如,在远端部分的振动标志中的改变可以被采用以在完全部署之前或者在部署之后

识别在血管内的支架的位置。在该实施例中,来自支架移植材料的振动标志将针对在任一侧上的脉管壁的不同的标志。类似地,在支架移植物之内的开窗的位置将由于在振动标志中的突然变化而是能检测的。

[0059] 来自成像系统110的成像信息,例如X射线图像或视频图像,可以被采用以识别所述设备端部何时接触血管的壁。可以对所述成像信息(例如,扭曲、扭曲的频率、阻尼、轴向应变等)与OSS信息进行映射,并且能够使用所组合的数据(图像和OSS)来记录模式或事件(每血管/设备/个体)。所组合的数据可以被采用以构建数据库。通过构建数据库或者使用该先验信息,能够针对流程的给定部分获端部壁刮擦发生时的模式。这些模式可以被采用和存储在数据库138中,以提供用于确定在壁刮擦可能发生时的流程的可能部分的预测工具。数据库138能够提供与在所述流程中的点向对应的警告消息,其中,应当更为小心。所组合数据(图像和OSS)还能够被应用作为搜索标准,以确定端部壁刮擦的时刻。

[0060] 在其他实施例中,确定壁刮擦的另一种方式是通过使用阻尼振动。在这样的情况下,特定的输入振动可以在导航期间被应用到仪器102。这可以具有已知的样式、幅度或频率。该振动将被传送(利用一些阻尼)到仪器102的远端端部,并且在该模式中的任何改变(例如,点阻尼)将意味着,所述设备的端部已经开始与所述血管壁相接触。所述输入振动可以是正操纵细长设备(例如导管)的机器人致动器的自然振动。在非机器人情况下,所述振动可以在正常处理和导航期间由临床医师施加。在这两种情况下,振动的频率,以及其中间的扭转信号的差可以被采用以预测所述设备与血管壁的接触的位置和时间。

[0061] 本原理应用到各种应用,包括将光学形状感测技术集成到用于身体中导航的医学设备(例如,内窥镜、支气管镜、导管、导丝等)或其他仪器或者通过机械系统。这包括机器人和非机器人使用的情况。另外,本原理发现在非医学应用中的用途,例如,识别仪器何时与壁或表面相接触。本原理应用于OSS系统,其采用任何散射或反射现象,例如,形状感测纤维的瑞利(增强的或规则的)以及纤维布拉格实施方案。

[0062] 参考图6,示出和描述了一种用于仪器检测与血管壁的相互作用的方法。在框502中,接收来自被配置为沿着所述表面通过的柔性形状感测使能的仪器的感测反馈。所述血管可以包括任何管腔、器官、表面、壁、皮肤、骨骼、肌肉或机械部件或体积。在框504中,使用相互作用评估模块来评估所述形状感测反馈,所述相互作用评估模块被配置为监测来自所述仪器的形状感测反馈,以确定所述形状感测反馈的模式,其识别是否与血管的表面或壁相接触。所述评估可以包括一个或多个不同的参数,如将例示性描述的。

[0063] 评估所述形状感测反馈可以包括在框506中评估通过所述光学形状感测信号中的不连续信息所识别的振动,或者在框508中评估由所述光学形状感测信号中的频率响应信息(例如,阻尼响应改变等)所识别的振动。评估所述形状感测反馈可以包括:在框512中识别在所述仪器的远端端部部分处的光学形状感测信号中的压缩(例如,轴向应变),在框514中基于所存储的信息(例如,模型、度量、预测数据等)来预测在所述仪器与所述表面之间的接触,或者在框516中确定和/或比较运动概况或图像与所存储的数据以确定在所述仪器与所述表面之间是否进行接触。OSS数据可以被与图像进行比较,或者图像可以被与OSS数据进行比较,以提供在坐标系之间的配准,或者核实与表面的接触等。在框518中,评估所述形状感测反馈可以包括识别在所述仪器的远端端部部分处的光学形状感测信号中的温度差(例如,轴向应变)。在框520中,评估所述形状感测反馈可以包括识别在所述光学形状感测

仪器中的已知曲率。

[0064] 在框522中,所述表面的表示(例如,图像(所存储的或实况的)、模型等)可以被配置为与通过所述仪器的所述光学形状感测所确定的位置和取向进行比较。所述比较可以用于确定表面接触是否已经发生或者识别其中在所述仪器与所述表面之间已经发生表面接触的位置。所述图像和OSS数据可以被配准以确定接触是否已经发生,或者接触可以通过将所述接触位置与边界或血管壁相配准而被核实。在另一实施例中,OSS接触可以被采用作为标准以配准所述血管壁或边界。框522可以根据需要被独立地执行以用于所述仪器相对于所述表面的配准、导航、数据收集等。

[0065] 在框524中,复合度量可以任选地被组合并且被配置为使用所述形状感测反馈的两个或更多个参数(例如框506-522的参数中的两个或更多个参数)来确定在所述仪器与所述表面之间的相互作用。其他参数也可以被采用,替代在框506-522中包括的那些或者附加于在框506-522中包括的那些。例如,所述复合度量的所述两个或更多个参数包括如下的组合:所述仪器的振动信息、所述仪器的轴向应变、所述仪器的曲率、温度、所述仪器的运动样式等。

[0066] 在框526中,报告结果。在所述仪器与所述壁之间的相互作用的类型和幅度可以被指示给用户。这可以包括关于如何避免或减少这样的接触的指导、动作或其他信息,或者简地提供实时反馈,其中,用户能够中断当前的任务或动作,以减少壁刮擦等。

[0067] 在解释随附的权利要求时,应当理解:

[0068] a) “包括”一词不排除在给定权利要求中所列举的其他元件或动作之外的元件或动作的存在;

[0069] b) 元件之前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在;

[0070] c) 权利要求中的任何附图标记都不限制其范围;

[0071] d) 若干“单元”可以由相同的项或硬件或软件实施的结构或功能来表示;

[0072] e) 并不旨在需要特定序列的动作,除非专门指出。

[0073] 已经描述了用于利用光学形状感测来检测表面接触的优选实施例(其旨在示例性的而非限制性的),应当注意到,本领域技术人员在上述教导的基础上能够实现修改和变型。因此,应当理解,可以对所公开的本公开文本的特定实施例中进行变化,其在如由随附的权利要求所划定的本发明描述的实施例的范围之内。由此已经描述了细节并且尤其被专利法所要求的,在随附的权利要求中阐述了由专利证书所主张或希望保护的内容。

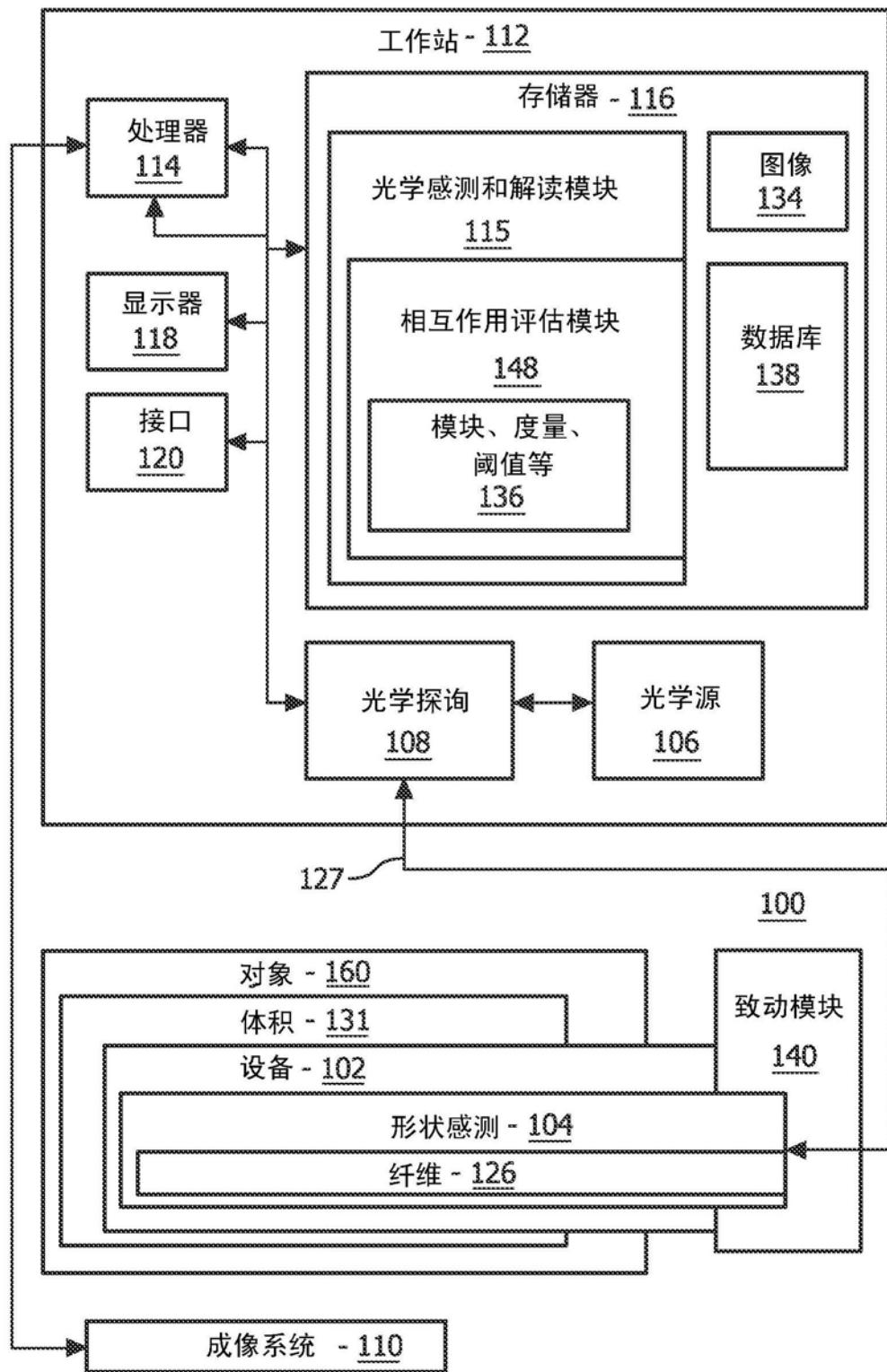


图1

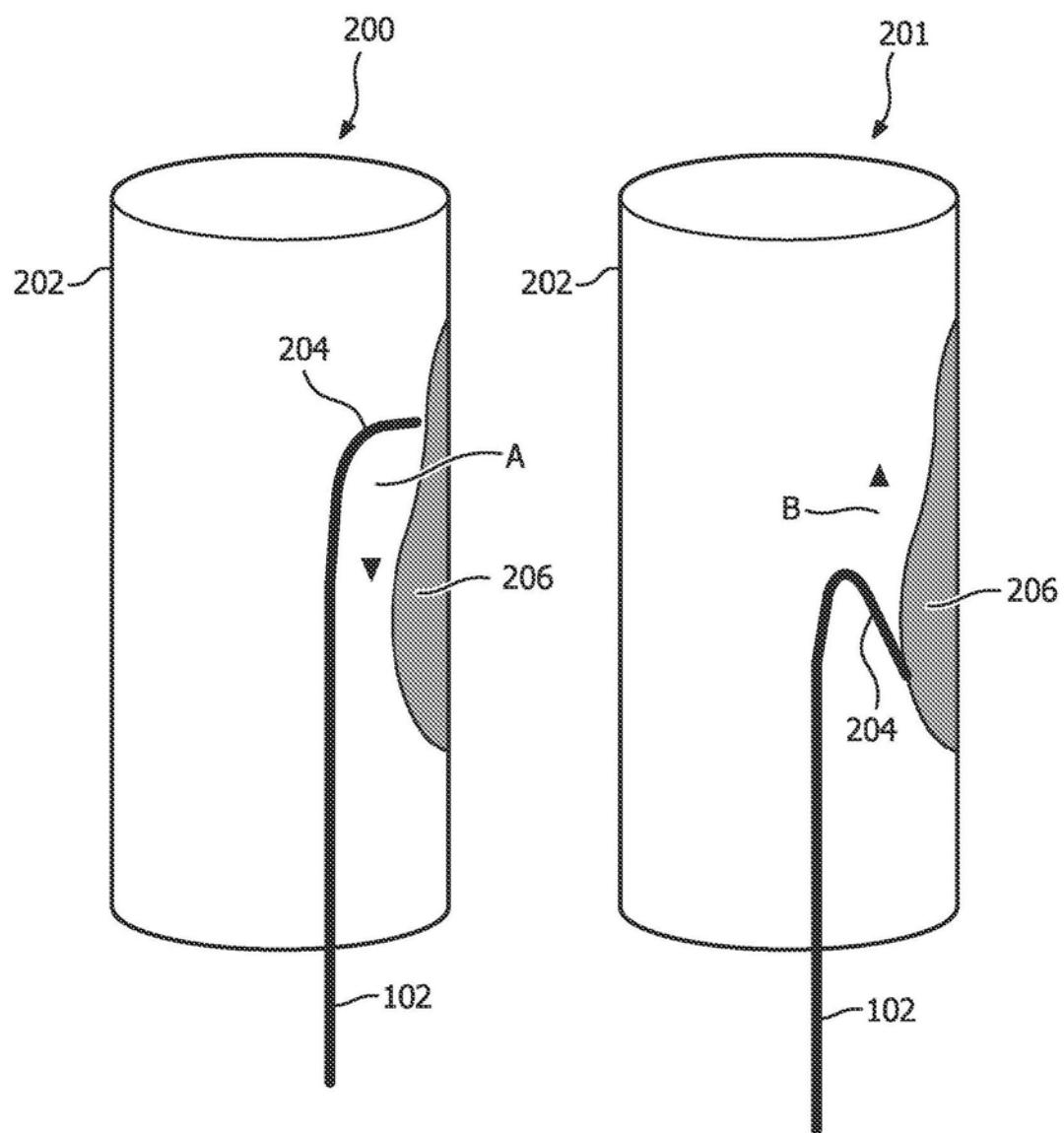


图2

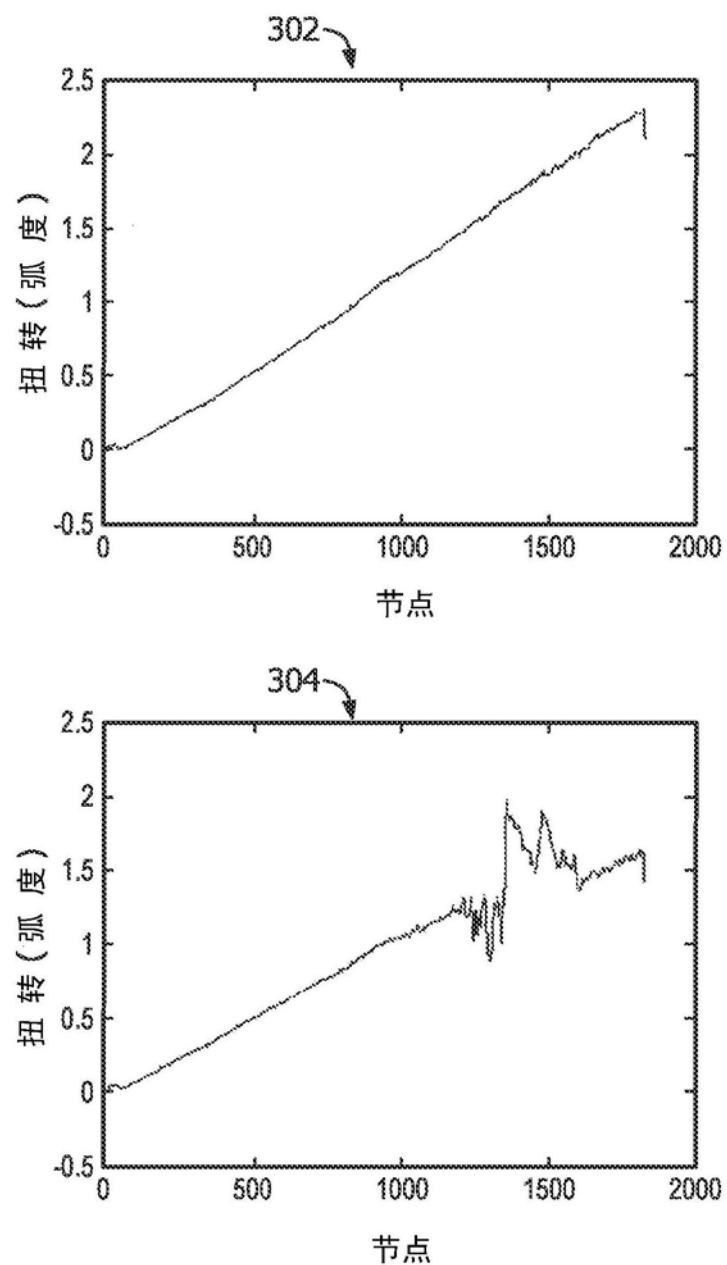


图3

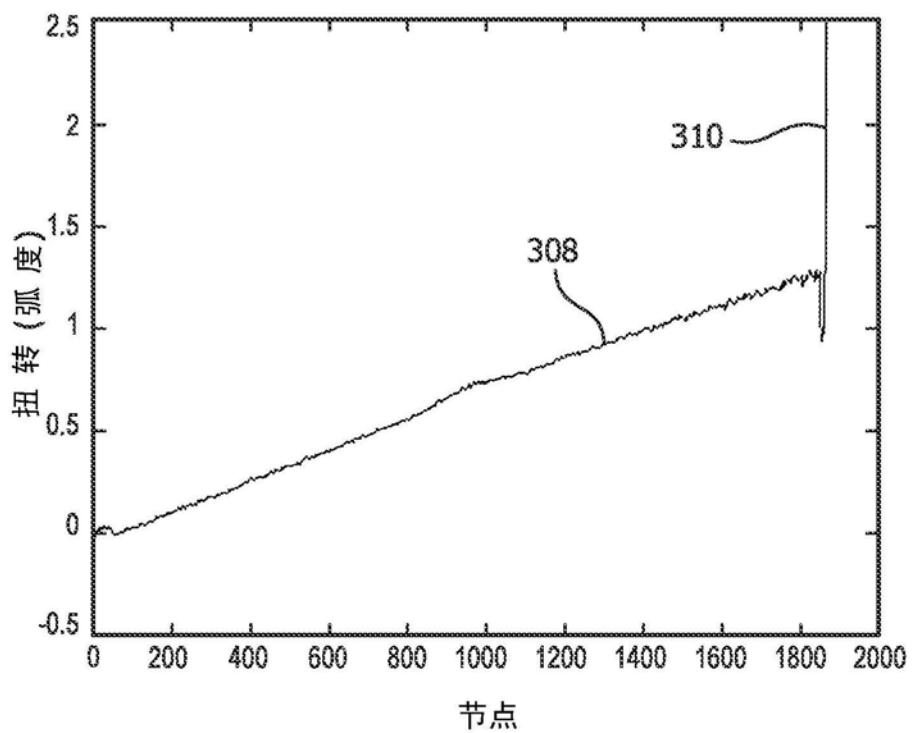
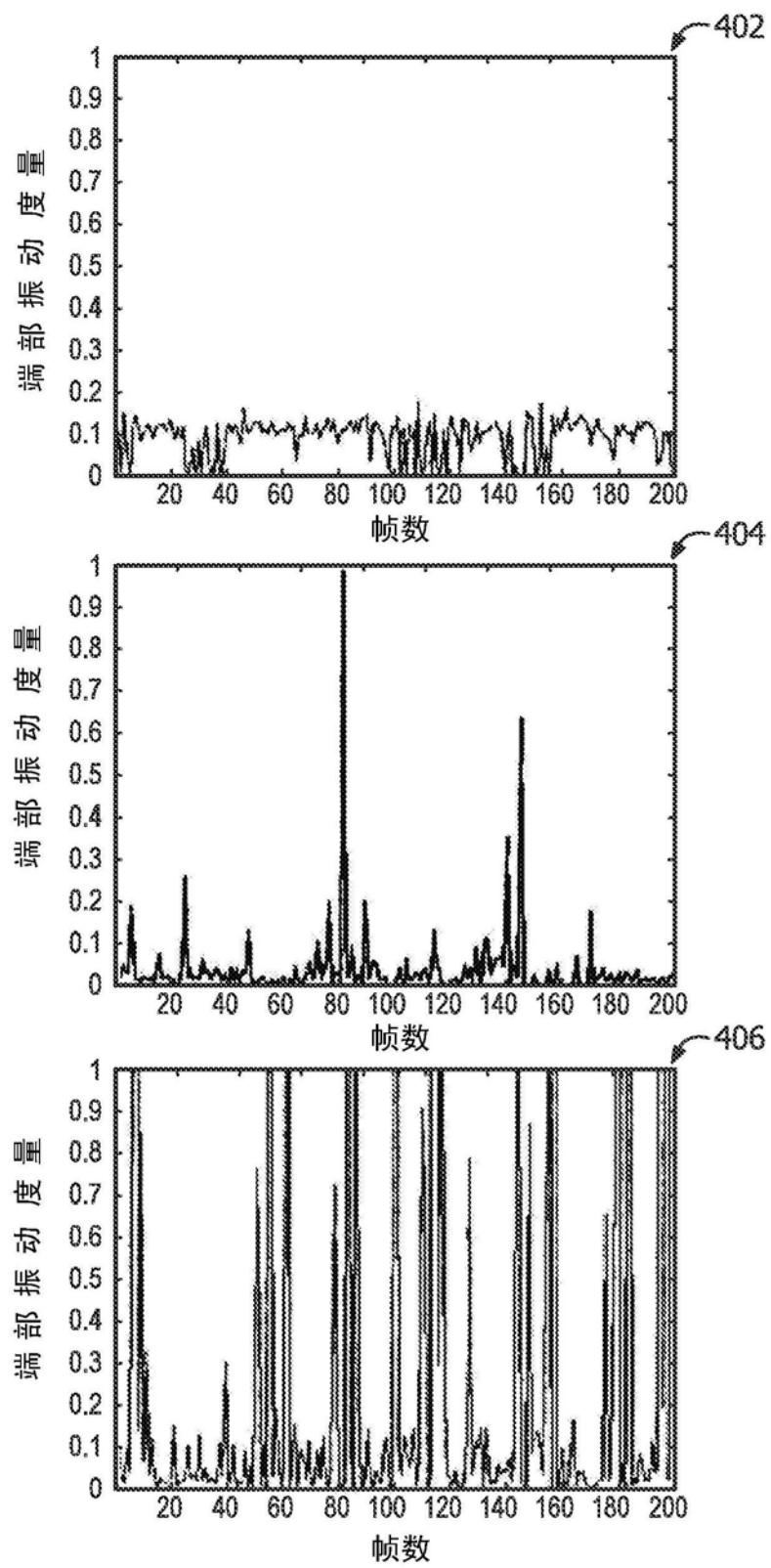


图4



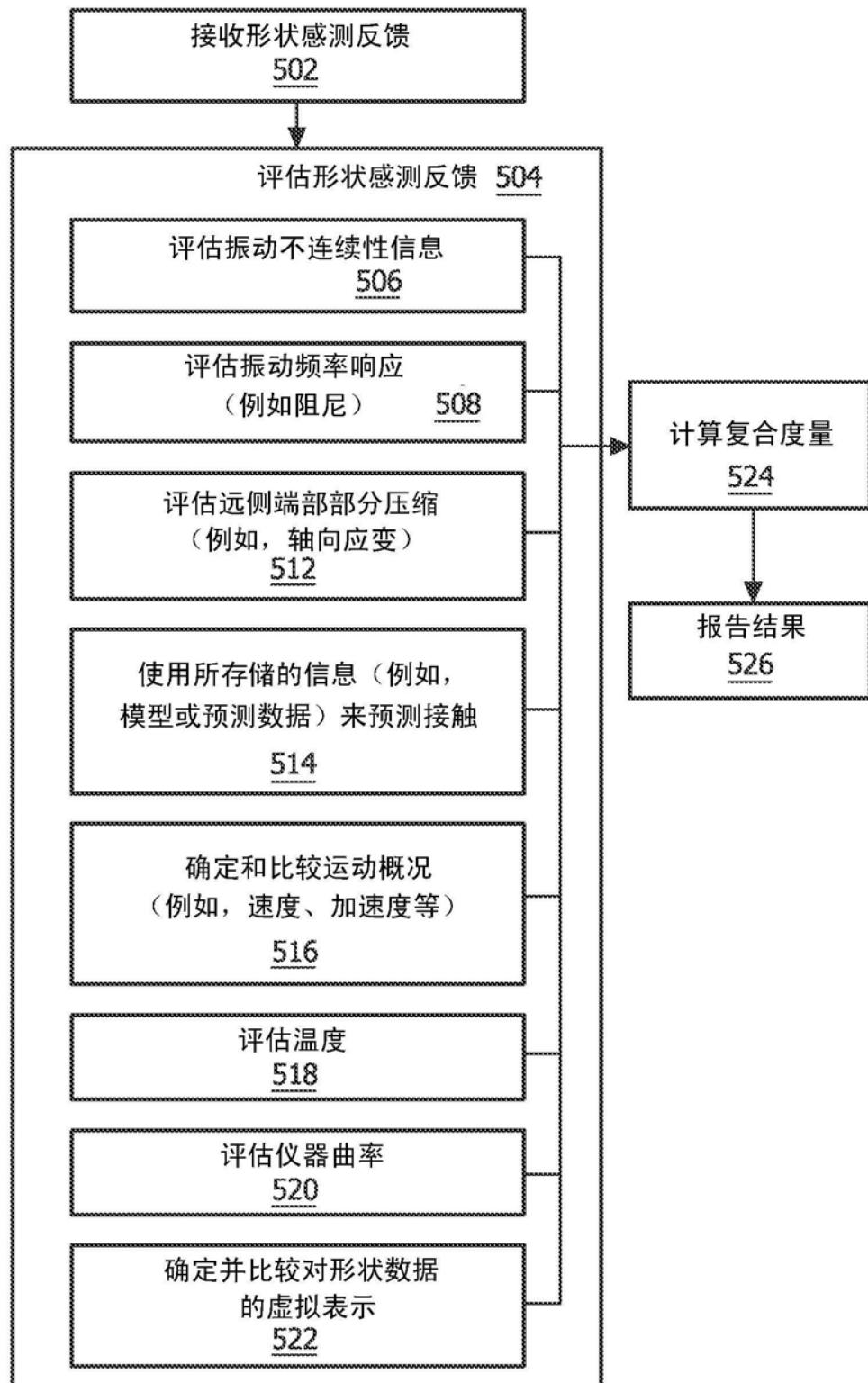


图6