



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102551890 B

(45) 授权公告日 2015.07.22

(21) 申请号 201110317805.5

(22) 申请日 2011.10.09

(30) 优先权数据

12/899909 2010.10.07 US

(73) 专利权人 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·路德温 Y·邦亚克 D·S·莱维

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张金金 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 19/00(2006.01)

A61M 25/00(2006.01)

A61N 1/05(2006.01)

(56) 对比文件

WO 2009/147399 A1, 2009.12.10,

DE 19750441 C2, 2000.01.27,

US 2008/0294144 A1, 2008.11.27,

US 2010/0152574 A1, 2010.06.17,

CN 101522134 A, 2009.09.02,

CN 201282760 A, 2008.10.08,

审查员 李港

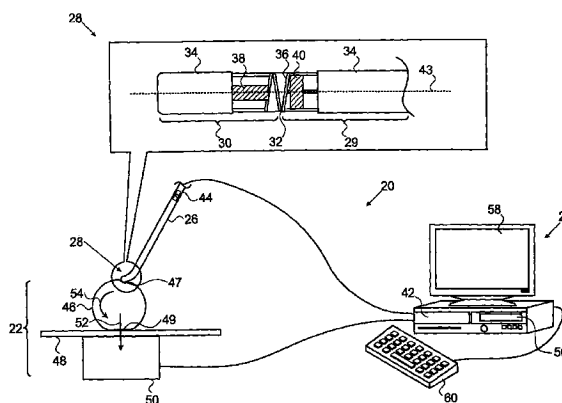
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

用于力感测导管的校正系统

(57) 摘要

本发明公开了一种设备,涉及用于力感测导管的校正系统,其由靠在表面上的滚动元件和连接到所述表面的力感测装置组成。所述力感测装置被构造为得到指示沿垂直于所述表面方向施加的力的第一测量值。所述力通过力感测探针压在所述滚动元件上而施加,以便将所述滚动元件保持不动。所述设备还包括校正处理器,所述校正处理器被构造为采集来自所述感测装置的第一测量值、采集指示来自所述力感测探针的力的第二测量值,以及基于所述第一和第二测量值校正所述力感测探针。



1. 一种用于力感测装置的校正设备,包括:

滚动元件,所述滚动元件靠在表面上;

力感测装置,所述力感测装置连接到所述表面,并被构造为通过压在所述滚动元件上以将所述滚动元件保持不动的力感测探针得到指示沿垂直于所述表面方向施加的力的第一测量值;以及

校正处理器,所述校正处理器被构造为采集来自所述感测装置的第一测量值、采集指示来自所述力感测探针的力的第二测量值,以及基于所述第一测量值和所述第二测量值校正所述力感测探针。

2. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述表面为平面。

3. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述滚动元件包括硅橡胶球。

4. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述力感测装置包括测力传感器。

5. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述处理器被构造为通过采集来自所述力感测装置的指示所述力的第一信号而得到所述第一测量值。

6. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述探针包括柔性插入管、远端头、以及将所述柔性插入管的远端连到所述远端头的接头。

7. 根据权利要求 6 所述的设备,其中将所述力感测探针压在所述滚动元件上导致所述远端头变形。

8. 根据权利要求 7 所述的设备,其中所述处理器被构造为通过读取来自所述探针的一个或多个指示所述变形的信号而得到所述第二测量值。

9. 根据权利要求 7 所述的设备,其中所述变形包括与所述远端的对称轴平行的所述远端头轴向位移。

10. 根据权利要求 7 所述的设备,其中所述变形包括所述远端头相对于所述远端的对称轴的角偏转。

11. 根据权利要求 1 所述的设备,其中校正所述探针包括计算一个或多个校正系数,所述校正系数用于评估作为所述第一和第二测量值的函数的力。

12. 根据权利要求 11 所述的设备,其中所述处理器被构造成将所述校正系数保存在连接到所述探针上的存储器中。

13. 根据权利要求 12 所述的设备,其中所述存储器包括电可擦除可编程只读存储器(E<sup>2</sup>PROM)。

14. 一种用于力感测装置的校正方法,包括:

将滚动元件安置在与力感测装置连接的表面上;

将力感测探针压在所述滚动元件上,以使所述滚动元件在所述表面上保持不动,同时通过所述滚动元件沿垂直于所述表面的方向将力施加到所述力感测装置上;

与此同时,对所述力感测探针施压,从而使用所述力感测装置和所述探针分别得到力的第一测量值和力的第二测量值;以及

基于所述第一测量值和所述第二测量值校正所述力感测探针。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,其中所述表面为平面。

16. 根据权利要求 14 所述的方法,其中所述滚动元件包括硅橡胶球。

17. 根据权利要求 14 所述的方法,其中所述力感测装置包括测力传感器。

18. 根据权利要求 14 所述的方法,其中得到所述第一测量值包括采集来自所述力感测装置的指示所述施加力的第一信号。

19. 根据权利要求 14 所述的方法,其中所述探针包括柔性插入管、远端头、以及将所述柔性插入管的远端连接到所述远端头的接头。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,其中将所述力感测探针压在所述滚动元件上导致所述远端头变形。

21. 根据权利要求 20 所述的方法,其中得到所述第二测量值包括读取来自所述探针的一个或多个指示所述变形的信号。

22. 根据权利要求 20 所述的方法,其中所述变形包括与所述远端的对称轴平行的所述远端头轴向位移。

23. 根据权利要求 20 所述的方法,其中所述变形包括所述远端头相对于所述远端的对称轴的角偏转。

24. 根据权利要求 14 所述的方法,其中校正所述探针包括计算一个或多个校正系数,所述校正系数用于评估作为所述第一和第二测量值的函数的力。

25. 根据权利要求 24 所述的方法,该方法还包括将所述校正系数保存在连接到所述探针的存储器内。

26. 根据权利要求 25 所述的方法,其中所述存储器包括电可擦除可编程只读存储器(E<sup>2</sup>PROM)。

## 用于力感测导管的校正系统

### 技术领域

[0001] 本发明整体涉及侵入式探针,具体地讲,涉及对侵入式探针内的力传感器进行校正。

### 背景技术

[0002] 多种医疗手术涉及将物体,例如传感器、管子、导管、分配装置和植入物,放入患者体内。目前已为跟踪此类物体开发出了位置感测系统。磁性位置感测是本领域已知的方法之一。在磁性位置感测中,通常将磁场发生器置于患者体外的已知位置处。探针远端内的磁场传感器在这些磁场作用下产生并处理电信号,以确定探针远端的位置坐标。这些方法和系统在美国专利 5,391,199、6,690,963、6,484,118、6,239,724、6,618,612 和 6,332,089 中、在 PCT 国际专利公布 WO 1996/005768 中、以及在美国专利申请公布 2002/0065455 A1、2003/0120150 A1 和 2004/0068178 A1 中有所描述,这些专利的公开内容全部以引用方式并入本文。

[0003] 当将探针置于体内时,期望探针远端头直接接触身体组织。通过(例如)测量远端头和身体组织之间的接触压力,可以确认接触情况。其公开内容以引用方式并入本文中的美国专利申请公开 2007/0100332 和 2009/0093806 描述了使用嵌入导管的力传感器感测导管远端头和体腔内的组织之间的接触压力的方法。

### 发明内容

[0004] 本发明的一个实施例提供下述设备,其包括:

[0005] 滚动元件,其靠在表面上;

[0006] 力感测装置,其连接到该表面上,并被构造成通过压在滚动元件上以便将滚动元件保持不动的力感测探针得到指示沿着垂直于该表面方向施加的力的第一测量值;以及

[0007] 校正处理器,其被构造成采集来自感测装置的第一测量值、采集指示来自力感测探针的力的第二测量值,以及基于第一和第二测量值校正力感测探针。

[0008] 通常,该表面为平面。

[0009] 在本发明所公开的实施例中,滚动元件可以为硅橡胶球。

[0010] 通常,力感测装置包括测力传感器。

[0011] 处理器可被构造为通过采集来自力感测装置的指示力的第一信号而得到第一测量值。

[0012] 在可供选择的实施例中,探针包括柔性插入管、远端头以及将柔性插入管的远端连接到远端头的接头。通常,将力感测探针压在滚动元件上会导致远端头变形。处理器可被构造为通过读取来自探针的一个或多个指示变形的信号而得到第二测量值。

[0013] 所述变形可由与远端的对称轴平行的远端头轴向位移构成。作为另外一种选择或除此之外,所述变形可由远端头相对于远端对称轴的角偏转构成。

[0014] 通常,校正探针包括计算一个或多个校正系数,用于评估作为第一和第二测量值

的函数的力。处理器可被构造为将校正系数存储到与探针连接的存储器中。存储器可包括电可擦除可编程只读存储器 (E<sup>2</sup>PROM)。

[0015] 根据本发明的实施例,还提供了一种方法,其包括:

[0016] 将滚动元件安置在连接到力感测装置的表面上;

[0017] 将力感测探针压在滚动元件上,以使滚动元件在表面上保持不动,同时通过滚动元件沿垂直于表面的方向将力施加在力感测装置上;

[0018] 与此同时,对力感测探针施压,从而使用力感测装置和探针分别得到力的第一和第二测量值;以及

[0019] 基于第一和第二测量值校正力感测探针。

### 附图说明

[0020] 本文参照附图,仅以举例说明的方式描述本发明,在附图中:

[0021] 图 1 为根据本发明的实施例用于力感测导管的校正系统的示意图;

[0022] 图 2 为根据本发明的实施例示意性地示出校正力感测导管的方法的流程图;以及

[0023] 图 3 为根据本发明的实施例示出接触心内膜组织的力感测导管远端头的示意性细部图。

### 具体实施方式

[0024] 一些侵入式探针(例如导管)包括用于测量导管和体内组织间的力的力传感器。例如,力传感器位于探针的远端头内,并且该远端头在由其施加到心内膜组织上的力的作用下变形。远端头的变形提供接触力的指示。然而在许多实际情况中,实际接触力与变形测量值之间的关系因导管而异。

[0025] 为了确保准确的力测量,本发明的实施例提供了用于校正配有力传感器的探针(如导管)的方法和系统。在一些实施例中,校正设备包括柔性、有回弹力的滚动元件,例如硅橡胶球,其靠在连接到感测装置的水平平坦表面上。

[0026] 在校正过程中,力感测导管的远端头以可引起球滚动的给定角度压在球上。由于远端头施加在球上的力不仅产生了扭矩(其引起球滚动)还产生了向下(即,垂直)的力,因此球发生滚动。如果球没有滚动(或者在改变导管与球之间的接合角度后球停止滚动时),那么所有由远端头施加到球的力定向为可通过感测装置进行测量的向下力。

[0027] 将远端头压在球上还可在远端头与球之间的力作用下引起远端头变形。当远端头变形时,导管中的力传感器产生对远端头的变形测量。在一些实施例中,当由远端头施加到球的力重新定向为向下力时(即,当球静止不动时),校正处理器接收来自力传感器的变形测量值和来自感测装置的力测量值。在这种情况下,校正处理器可以计算用于评估由导管施加的力(作为变形的函数)的校正系数。本发明的实施例提供简便、低成本的方式,对以多种角度接触组织的力传感器进行精确校正。

[0028] 在一些实施例中,将校正系数保存在连接到导管的非易失性存储器中。当随后在医疗系统中使用导管时,可使用校正过程中计算的校正系数以高精度由变形测量值导出导管远端头施加到身体组织上的实际力。

[0029] 系统说明

[0030] 图 1 为根据本发明实施例的力感测导管校正系统 20 的图示。系统 20 包括连接到校正单元 24 的校正设备 22。在下文所述的实施例中,利用系统 20 校正探针 26,在本发明的例子中,探针包括用于心脏或其他身体器官的治疗和 / 或诊断目的的导管。

[0031] 探针 26 包括在医疗手术中用于插入患者体腔的远端 28。远端 28 包括柔性的插入管 29,其通过接头 32 连接到远端头 30。插入管 29 的远端被柔韧的绝缘材料 34 覆盖。同样,接头 32 的区域也被柔韧的绝缘材料覆盖,该绝缘材料可与材料 34 相同,或可特别适合让接头无阻碍地弯曲和压缩。在图 1 中,材料 34 以切除的方式示出,以便露出导管的内部结构。与柔性的插入管 29 相比较,远端头 30 通常相对刚硬。

[0032] 远端头 30 通过有回弹力的构件 36 连接到柔性插入管 29。在图 1 中,有回弹力的构件的形式为卷簧,但其他类型的有回弹力的元件也可用于此目的。有回弹力的构件 36 允许在施加到远端头的力的作用下在远端头 30 与柔性插入管 29 的远端之间作有限范围的相对移动。

[0033] 远端头 30 容纳有磁性位置传感器 38。传感器 38 可包括一个或多个微型线圈,并通常包括多个沿不同的轴取向的线圈。(传感器 38 通常用于在医疗手术中通过测量由外部发生器产生的磁场而追踪远端头 30 的位置。)柔性插入管 29 的远端容纳有微型磁场发生器 40,其靠近有回弹力的构件 36。通常,磁场发生器 40 包括线圈,线圈由校正单元 24 发出的经导管传输的电流驱动。通常,驱动该磁场发生器,使得其磁场在时间和 / 或频率方面有别于在医疗手术中运行的外部发生器的磁场。作为另外一种选择,位置传感器 38 可包括另一类型的磁性传感器、充当位置检测器的电极或其他类型的位置检测器,例如基于阻抗的位置传感器或超声位置传感器。虽然图 1 示出了具有单个位置传感器的探针,但本发明的实施例可以采用具有不止一个位置传感器的探针。

[0034] 磁场发生器 40 产生的磁场使得传感器 38 内的线圈产生具有磁场发生器的驱动频率的电信号。这些信号的振幅将根据远端头 30 相对于柔性插入管 29 远端的位置和取向而改变。校正单元 24 中的校正处理器 42 对这些信号进行处理,以便确定轴向位移(即,沿着或平行于导管的轴 43 的横向移动),以及远端头相对于导管轴的角偏转量。轴 43 为柔性插入管 29 远端的对称轴。在本文中,将远端头 30 的位移和偏转统称为远端头的变形。(由于由线圈产生的磁场具备轴对称性,因此使用磁场发生器 40 中的单个线圈只能检测偏转的大小,而不能检测偏转的方向。任选地,磁场发生器 40 可包括两个或更多个线圈,在这种情况下,还可以确定偏转的方向。)位移量和偏转量可通过向量加法合并,以得到远端头 30 相对于柔性插入管 29 远端的移动的总量值。

[0035] 远端头 30 相对于柔性插入管 29 远端的移动提供有回弹力构件 36 的变形的度量。因此,磁场发生器 40 与传感器 38 的组合充当力感测系统。借助对位移和偏转的组合式感测,并且在本文所述的校正之后,该力感测系统给出对力的正确度量,而不管力是正面施加还是成角度地施加到远端头 30 上。此类探针和位置传感器的更多细节在上文引用的美国专利申请公开 2009/0093806 和 2009/0138007 中有所描述。

[0036] 探针 26 还包括非易失性存储器 44,例如电可擦除可编程只读存储器 (E<sup>2</sup>PROM),其被构造为存储校正过程中计算出的校正系数。如上所述,当随后在医疗系统中使用导管时,可使用存储器 44 中存储的校正系数以高精度由位移和偏转测量值导出导管远端头施加到身体组织上的实际力。

[0037] 校正设备 22 包括硅橡胶球 46 和表面 48。以举例的方式,假设表面 48 为平面和水平的状态。在图 1 的实施例中,当远端头 30 压在球 46 上时,球可以在表面 48 上自由滚动。在一些实施例中,远端头 30 压在球 46 上可在远端头压住球的位置产生凹陷 47 和 / 或在球压住平表面 48 的位置产生变形 49(即,压扁)。

[0038] 除了球 46 和表面 48 之外,校正设备 22 还包括连接到平表面的测力传感器 50。测力传感器测量由远端头施加到表面 48 上的向下力 52,并产生指示该向下力的电信号。另外,当远端头 30 压在球 46 上时,可存在扭矩 54,该扭矩导致球在表面 48 上滚动。虽然图 1 所示的系统使用测力传感器 50 测量向下力,但系统 20 可使用任何其他合适类型的传感器测量向下力,并且此类传感器也因此被视为在本发明的精神和范围之内。

[0039] 测力传感器 50 和探针 26 都通过合适的连接装置(如电缆和连接器)连接到校正单元 24。校正单元 24 包括校正处理器 42、存储器 56、显示器 58 和输入装置 60(例如键盘)。处理器 42 通常包括通用计算机,其具有合适的前端和接口电路,用于从位置传感器 38 和测力传感器 50 接收信号,并用于控制校正单元 24 的其他元件。处理器 42 可以在软件内编程,以执行本文所述的功能。例如,可经网络将软件以电子形式下载到处理器 42 中,或者可将软件提供在非临时性有形介质上,例如光学、磁或电子存储介质。作为另外一种选择,可通过专用或可编程数字硬件元件执行处理器 42 的一些或全部功能。

[0040] 使用单轴测力传感器进行导管校正

[0041] 图 2 为根据本发明实施例示意性地示出校正力感测导管的方法的流程图。在初始步骤 70 中,操作员(未示出)将远端头 30 压在球 46 上。将远端头 30 压在球 46 上使得导管 26 在接头 32 处弯曲,从而使远端头变形。远端头 30 内的位置传感器 38 输出指示变形(即,远端头的位移和偏转)的信号。同时,测力传感器 50 输出测量值,它指示远端头 30 施加在球 46 上的向下力。变形和向下力的测量值均被传输到校正单元 24。应注意的是,在校正程序开始之前,操作员通常(通过键盘 60)将测力传感器 50 归零,以便说明球的重量。

[0042] 将远端头 30 压在球 46 上还可使球发生轻微变形(例如,凹陷 47 和 / 或变形 49)。由远端头 30 压在球 46 上产生的任何足够大的扭矩 54 均可使球发生滚动。在第一比较步骤 72 中,如果球 46 在移动(即,滚动),则在重新定位步骤 74 中,操作员将改变探针 26 与球之间的接合角度,方法回到步骤 70。转到步骤 72,如果球 46 静止不动(即,没有滚动),则远端头 30 仅向球施加向下力 52(即,沿垂直于表面 48 的方向),从而使球保持不动。当球 46 静止不动时,由测力传感器 50 测得的向下力等于远端头与球之间的力。

[0043] 在远端头 30 压在球 46 上的同时,在第一采集步骤 76 中,校正单元 24 采集来自传感器 38 的第一信号,该信号指示变形测量值。在第二采集步骤 78 中,校正单元 24 还采集来自测力传感器 50 的第二信号,该信号指示向下力的测量值。

[0044] 在校正步骤 80 中,处理器 42 使用采集到的变形和向下力的测量值计算校正系数。通过将来自位置传感器 38 的变形测量值相对来自测力传感器 50 的力测量值绘图,校正系数根据位置传感器的测量值确定施加到远端头 30 的力,从而校正探针 26。换句话说,给定的校正系数(例如,包括指示偏转和位移测量值的有序对数字)将远端头 30 的变形测量值转变为实际的力读数。

[0045] 在第二比较步骤 82 中,如果需要另外校正,则方法返回到上方的步骤 74。否则,在存储步骤 84 中,处理器 42 将校正矩阵保存到探针上的存储器 44 中,至此方法结束。

[0046] 要保存校正矩阵,处理器 42 可基于计算出的系数将解析计算保存到存储器 44 中。作为另外一种选择,处理器 42 可以将具有测量值间内插值的查找表保存到存储器 44 中。

[0047] 图 3 为根据本发明实施例示出接触心脏 92 的心内膜组织 90 的远端头 30 的示意性细部图。在本例中,远端头 30 包括电极 94。在一些电生理诊断和治疗方法(例如心内电标测)中,电极 94 和组织 90 之间保持适当水平的力非常重要。当医疗专业人员(未示出)将远端头 30 压到心内膜组织 90 上时,导管在接头 32 处弯曲。需要足够的力来确保远端头与组织之间具有良好的电极接触。电接触不良会导致读数不准确。在另一方面,过大的力会使组织变形,从而使映图失真。

[0048] 当远端头 30 压在组织 90 上时,传感器 38 生成指示远端头 30 相对于柔性插入管 29 远端的变形的测量值。医疗成像系统(如标测系统,未示出)使用保存在探针的存储器 44 内的校正系数将这些测量值转化成准确的力读数。因此,使用本发明实施例的侵入式探针校正将确保医疗专业人员可以准确地控制探针施加到组织上的力。

[0049] 应当理解上述实施例仅是举例方式的援引,本发明并不限于上文具体示出和描述的内容。更确切地说,本发明的范围包括上述各种特征的组合和子组合、以及本领域技术人员在阅读上述说明书时可能想到的并且现有技术中未公开的变型形式和修改形式。



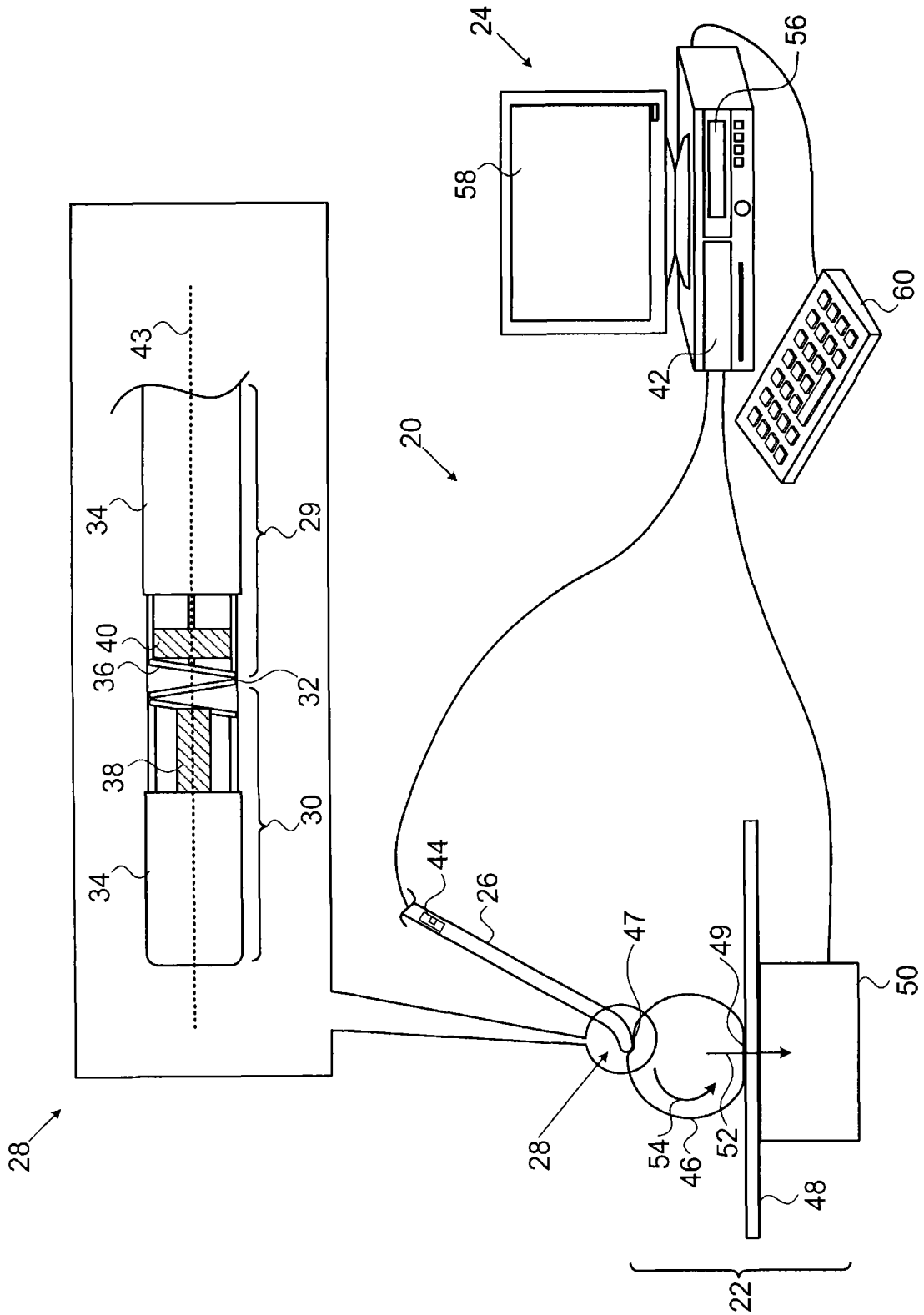


图 1

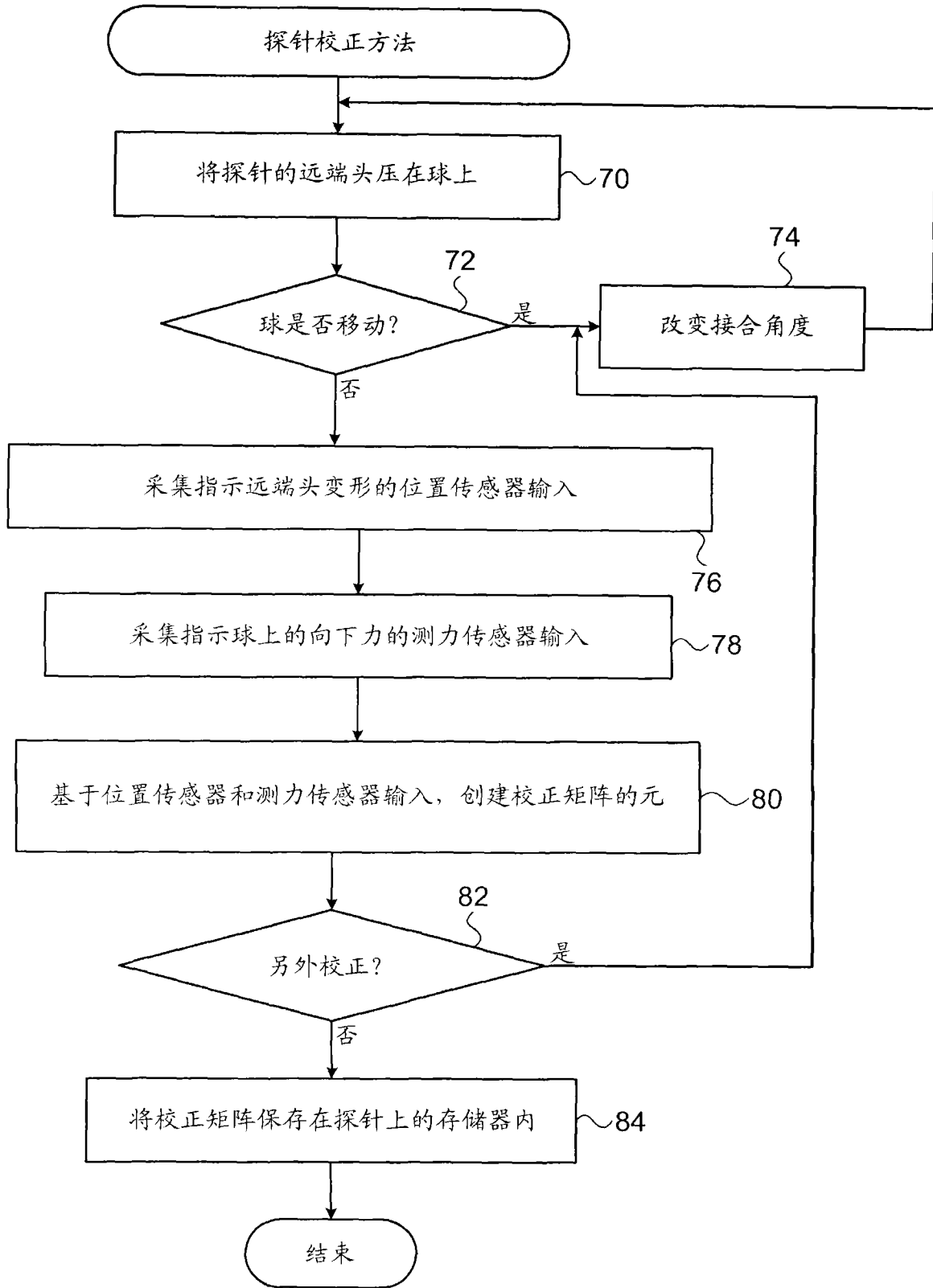


图 2

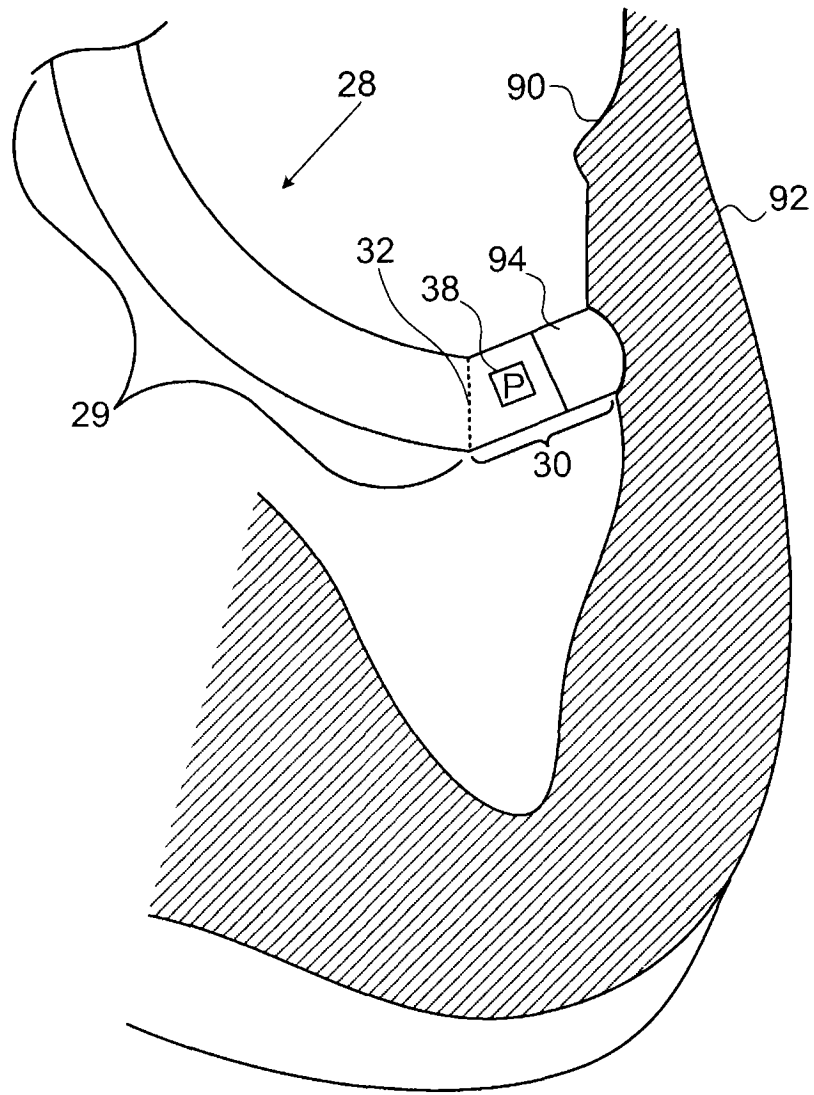


图 3