



(21) 申请号 202080067614.5

(22) 申请日 2020.09.23

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114585290 A

(43) 申请公布日 2022.06.03

(30) 优先权数据
19199675.0 2019.09.25 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2022.03.25

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2020/076623 2020.09.23

(87) PCT国际申请的公布数据
W02021/058601 EN 2021.04.01

(73) 专利权人 欧华内镜股份有限公司
地址 德国图宾根

(72) 发明人 塞巴斯蒂安·朔斯特克
马克·舒尔

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243
专利代理师 曾贤伟

(51) Int.Cl.
A61B 1/04 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 5/06 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 34/00 (2016.01)
A61B 90/50 (2016.01)

(56) 对比文件
CN 102307536 A, 2012.01.04
CN 103327884 A, 2013.09.25

审查员 王方

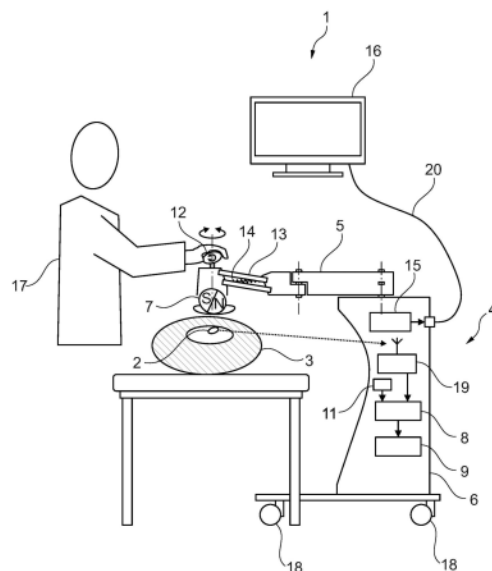
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

具有触觉反馈的内窥镜胶囊系统

(57) 摘要

一种内窥镜胶囊系统,其包括:具有磁性并适于引入到患者体内的中空器官中的内窥镜胶囊;用于内窥镜胶囊的体外引导和移动设备,其具有可移动的多铰链式悬臂,其在一个端部处被枢转地安装在支撑架上并且包括具有磁性并被枢转地安装在悬臂的另一个自由端部处的操纵装置,以根据操纵装置的实际运动对内窥镜胶囊进行拖曳、旋转、摇摆和/或纵倾;以及控制装置,其被设计为并适于限定内窥镜胶囊相对于操纵装置的位置和取向,其中设置了力和/或力矩产生装置或制动装置,其适于至少针对悬臂和/或操纵装置的预选的运动来影响体外引导和移动设备,力和/或力矩产生装置或制动装置与控制装置连接,以产生对抗根据实际限定的内窥镜胶囊相对于操纵装置的位置和/或取向而手动施加到悬臂和/或操纵装置上的移动力和/或引导力的反向力和/或反向力矩或制动力。



1. 一种内窥镜胶囊系统(1), 其包括:

内窥镜胶囊(2), 其具有磁性并适于引入到患者(3)体内的中空器官中;

用于引导和移动所述内窥镜胶囊(2)的体外引导和移动设备(4), 所述体外引导和移动设备(4)具有可移动的多铰链式悬臂(5), 所述悬臂在一个端部处被枢转地安装在支撑架(6)上并且包括具有磁性并被枢转地安装在所述悬臂(5)的另一个自由端部处的操纵装置(7), 以根据所述操纵装置(7)的实际运动对所述内窥镜胶囊(2)进行拖曳、旋转、摇摆和/或纵倾; 以及

控制装置(8), 其被设计为并适于限定所述内窥镜胶囊(2)相对于所述操纵装置(7)的位置和/或取向,

其特征在于, 其还包括:

力和/或力矩产生装置或制动装置(9), 其适于至少针对所述悬臂(5)和/或所述操纵装置(7)的预选的运动来影响所述体外引导和移动设备(4), 所述力和/或力矩产生装置或制动装置(9)与所述控制装置(8)连接, 以产生对抗根据实际限定的所述内窥镜胶囊(2)相对于所述操纵装置(7)的位置和/或取向而手动施加到所述悬臂(5)和/或所述操纵装置(7)上的移动力的反向力和/或反向力矩或制动力。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述内窥镜胶囊(2)的倾斜角(α_c)的修正角($\Delta\alpha_m$)和/或所述内窥镜胶囊(2)的侧倾角(β_c)用作对抗手动施加到所述悬臂(5)和/或操纵装置(7)上的移动力的所述反向力和/或所述反向力矩或所述制动力的量度。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 对抗手动施加到所述悬臂(5)和/或操纵装置(7)上的移动力的所述反向力和/或所述反向力矩通过所述悬臂(5)的至少一个扭矩控制致动器(10)产生。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 对抗手动施加到所述悬臂(5)和/或操纵装置(7)上的移动力的所述制动力通过制动盘上的制动衬片产生。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述操纵装置(7)的位置和/或取向由至少一个角度传感器(11)限定, 并且所述内窥镜胶囊(2)的位置和/或取向由设置在所述内窥镜胶囊(2)内的惯性传感器限定。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述体外引导和移动设备(4)具有可旋转且可倾斜的手柄/操纵杆(12), 通过其来手动调节所述操纵装置(7)的位置和/或取向。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 当所述手柄/操纵杆(12)被释放时, 保持经过手动调节后的所述操纵装置(7)的位置和/或取向。

8. 根据权利要求6所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述手柄/操纵杆(12)具有能够承载操作员(17)的手臂重量的构件, 其中所述手柄/操纵杆(12)的至少一个角自由度独立于所述构件之外起作用。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述体外引导和移动设备(4)的多铰链式的所述悬臂(5)具有平行四边形臂(13), 其带有弹簧元件或弹簧阻尼元件(14)。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述平行四边形臂(13)以扭矩控制的方式来驱动。

11. 根据权利要求9所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述平行四边形臂(13)将所述操纵装置(7)引导到在所述手柄/操纵杆(12)被释放时中断磁场的位置。

12. 根据权利要求9所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述平行四边形臂(13)将所述操纵装置(7)引导到在所述手柄/操纵杆(12)被释放时使所述操纵装置(7)位于所述内窥镜胶囊(2)正上方的位置。

13. 根据权利要求6所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述手柄/操纵杆(12)的旋转驱动以扭矩控制的方式来驱动。

14. 根据权利要求1所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述操纵装置(7)被驱动为在无抵靠的情况下进行侧倾。

15. 根据权利要求14所述的内窥镜胶囊系统(1), 其特征在于, 所述操纵装置(7)以位移控制或角度驱动的方式来驱动。

具有触觉反馈的内窥镜胶囊系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于磁性地引导体内内窥镜胶囊的内窥镜胶囊系统。在下文中将以胃肠医学中的应用为例对根据本发明的方面的引导装置进行说明。还可将本发明的全部内容赋予诸如呼吸系统、内脏外科、关节镜检查或神经外科的其他医学应用领域或技术系统。例如,这种技术系统可以是将有要进行控制的物体设置在其中的管道系统。

背景技术

[0002] 磁力驱动的内窥镜胶囊系统是优选内窥镜胶囊但也可能是探针或导管例如通过患者以药丸或胶囊的方式吞下而被引入到患者体内的内窥镜类型。在引入之后,内窥镜胶囊基本通过自然蠕动运动在肠道中推进。为了影响被吞下的内窥镜胶囊的运动和取向,设置有位于内窥镜胶囊内部的磁体(以下称为胶囊磁体)以及位于患者体外的体外磁体(以下称为磁性操纵装置)。

[0003] 胶囊磁体和磁性操纵装置都适于产生极化方向已知的磁场。为此目的,螺线管和永磁体以及这两种可能性中的单个或多个的组合都是适用的。该装置还可以包括多个永磁体或多个螺线管,它们的磁场叠加形成合成磁场。使用永磁体的优点在于虽然胶囊和操纵装置结构简单但产生了相对较强的磁场,这就是为什么它们特别适合医疗用途。此外,与螺线管相比,永磁体不需要能量供应来维持磁场。

[0004] 如今,已知专门针对检查食道、胃以及小肠和大肠而开发和设计的多种不同类型的磁性内窥镜胶囊系统。因此,虽然该方法最初是针对检查以前难以通过内窥镜接近的小肠而开发的,但现在可以通过内窥镜胶囊检查胃肠道的所有部分。尤其是,由于胃和结肠中的内窥镜检查对于早期发现癌症起着至关重要的作用,因此胃和大肠的检查在临床上远比食道和小肠的检查更重要。

[0005] 根据当前的现有技术,被吞下的磁性内窥镜胶囊的运动和取向可以通过(预编程的)计算机控制系统(所谓的机器人系统)或通过操作员的手动引导来控制。

[0006] 例如,EP2347699A1公开了一种磁体驱动的胶囊型内窥镜,其具有体内磁性内窥镜胶囊和优选永久作用的体外磁体,该体外磁体安装在计算机控制的机械臂上。由于设置在内窥镜胶囊内部的胶囊磁体的布置和取向,内窥镜胶囊可以通过与体外的(永久)磁体相互作用而围绕其横轴倾斜、围绕其竖轴旋转并围绕其纵轴侧倾。以这种方式,提供了对内窥镜胶囊围绕其笛卡尔坐标系的所有三条轴(x轴、y轴、z轴)的取向的控制。

[0007] 根据EP2347699A1,体外永磁体的位置和取向通过机器人作动器来控制。机器人作动器又由计算机控制,该计算机从集成在内窥镜胶囊中的位置传感器并且从可以使操作员输入控制指令来移动内窥镜胶囊的操作员-机器接口接收传感器信号/反馈信号。然后这些传感器信号由计算机处理并转换为体外磁体的校准运动,这些运动由机器人作动器执行,不会受操作员的直接影响并且可以帮助将内窥镜胶囊与体外永磁体之间的相对位置保持在用于执行操作员输入的控制指令的最佳范围内。换言之,通过内窥镜胶囊与机械臂之间的直接信息反馈,可以实现对于控制人员来说直观且可预测的内窥镜胶囊的位置和取向的

控制。为了完全了解根据本发明的内窥镜胶囊的结构/组件和功能,在此参照EP2347699A1中公开的内窥镜胶囊。

[0008] 然而,EP2347699A1中公开的磁体驱动胶囊型内窥镜存在的缺点是,用于引导内窥镜胶囊的计算机控制的机械臂还可以执行的运动会导致在患者身体上产生具有或不具有有力作用的碰撞并因此在患者或控制人员的身体上产生危险的作用。换言之,传统概念的机器人在错误移动的情况下容易对人员产生致命伤害或损坏邻近的物体。

[0009] 在将磁体驱动胶囊型内窥镜应用于患者期间,还可能发生的情况是,由于体外永磁体与磁性内窥镜胶囊相对于彼此的距离过大,通过将控制指令输入到计算机中来控制/引导/移动体外永磁体、因此还有磁性内窥镜胶囊的位置和取向的操作员会无意中断当前的磁场。因此,磁性内窥镜胶囊不再能够由体外永磁体引导,并且至少在不考虑自然蠕动运动影响的情况下保持在胃肠道中磁场最后存在的位置处。在这种情况下,操作员首先必须恢复体外永磁体与磁性内窥镜胶囊之间的磁场。因此,操作员需要将安装有体外永磁体的机械臂引导到患者的腹壁上方,直到内窥镜胶囊再次对体外永磁体的运动做出反应为止。这种情况显然非常耗时且不必要地延长了过程。

[0010] 此外,操作员还可能将控制指令输入到计算机中并由此相对于内窥镜胶囊在非最佳距离处移动/引导体外永磁体。结果,内窥镜胶囊通常难以移动/定位,或者自身只能非常缓慢地移动/定位,这延长了过程并同时是低效的。综上所述,磁体驱动的胶囊型内窥镜的操作员不能感知到取决于两个磁性部件的位置的磁力,这使得实际应用难度更大。

[0011] 在DE102011054910A1中,公开了一种通过具有最多三个自由度的体外的马达驱动定位装置来磁性引导内窥镜胶囊的医疗机器人系统。可以驱动定位装置使定位装置的连接有/可连接磁性端部操纵装置的远端连接接口平移运动。磁性端部操纵装置自身针对磁场发生器的优选的旋转运动具有要进行驱动的最多两个自由度,由此控制患者体内的磁性内窥镜胶囊。

[0012] 为了减少体外磁场发生器的机器人引导的取向造成伤害的风险,磁场发生器的特定自由度被整体地封住或围住。因此,在DE102011054910A1中公开的机器人系统中,减少了可从外部自由接近的磁场发生器的机器人引导的取向的自由度的数量。以这种方式,该装置的功能不受限制并且该装置可用于与患者身体直接接触的医疗应用情况中,从而最大限度地减少对患者身体的不利的影响。

[0013] 然而,用于磁性引导内窥镜胶囊的机器人系统的这种设计非常复杂并且需要多个制造步骤和大量单独的部件,因此增加了制造成本。与此相关,这种机器人系统的医院或医生手术的购置成本也非常高。与可能以较低价格提供类似结果的替代的内窥镜系统相比,这种复杂的机器人系统相当不经济,因此使它们只能占据较小的市场份额。

[0014] 另一方面,体外磁场发生器的手动引导的控制具有装置结构可以表现出最小复杂性的优点。换言之,体外磁场发生器的手动引导比机器人系统需要更少的部件来实现相同的功能。与此同时,制造更容易并且相关成本更低。

[0015] 此外,操作员通过对体外磁场发生器进行手动定向至少通过其触觉获得了关于运动参数、尤其是在患者身体上具有或不具有有力作用的碰撞的永久的信息反馈。因此,在对磁场发生器进行定向时,首先排除了危害患者的动作。

[0016] 鉴于现有技术,本发明的一个目的是提供一种内窥镜胶囊系统,其具有表现出更

高的功能性的磁性。本发明的一个特定目的是尤其通过允许有意地控制内窥镜胶囊的定向来提高内窥镜胶囊系统的定位能力,并以这种方式提高检查准确性并使必要的应用持续时间最小化。

发明内容

[0017] 上述目的通过包括本发明特征的内窥镜胶囊系统来实现。

[0018] 因此,本发明的核心不仅在于现有技术所提出的限定或确定内窥镜胶囊相对于磁性操纵装置的位置和/或取向,而且还在于通过力和/或力矩产生装置或制动装置根据实际限定或确定的内窥镜胶囊相对于操纵装置的位置和/或取向来产生反向力和/或反向力矩或制动力,以抵抗操作员手动施加到用于控制胶囊的内窥镜胶囊系统的体外引导和移动设备上的移动力。

[0019] 换言之,如前所述,具有安装在一个端部处的操纵装置的体外引导和移动设备的过快或突然的移动/引导或者体外引导和移动设备在磁性操纵装置与内窥镜胶囊之间的距离过大的情况下的移动/引导会导致内窥镜胶囊与磁性操纵装置之间的磁场中断并因此导致对内窥镜胶囊失去控制。通过(连续地)限定/确定内窥镜胶囊相对于操纵装置的位置和/或取向,可以得出与操作员进行的体外引导和移动设备和/或操纵装置的手动位移相关的结论。基于此,产生反向力和/或反向力矩或制动力来抵抗操作员进行的体外引导和移动设备和/或操纵装置的手动位移。以这种方式,由于产生的反向力和/或反向力矩或制动力,操作员接收到表示他/她的体外引导和移动设备和/或操纵装置的进一步位移可能导致内窥镜胶囊与磁性操纵装置之间的磁场中断的触觉反馈。由于产生的触觉反馈,操作员还接收到如果体外引导和移动设备和/或操纵装置继续位移则将会在哪个方向上丢失内窥镜胶囊的信息。以这种方式,避免了因磁场中断而导致内窥镜胶囊在应用过程中的意外丢失并且提高了内窥镜胶囊的可控性。

[0020] 另外,与现有技术相比,该系统的总体操作更加高效。例如,由于所产生的触觉反馈依赖于磁性操纵装置与磁性内窥镜胶囊之间的位移,因此操作员可以通过操纵装置与内窥镜胶囊之间的可以比作橡皮筋式连接的方式感知到体外引导和移动设备和/或操纵装置的操作;随着操纵装置与内窥镜胶囊之间位移的增加,触觉反馈产生的反向力也增大,就像橡皮筋被拉伸并产生越来越大的反向力一样。这种橡皮筋式的效果是系统通过对传感器数据进行适当解析并且对致动器产生相应的控制以实现相应的触觉反馈力来产生/模拟的。显然,由于橡皮筋必须穿透患者的皮肤因此在系统中实际上没有橡皮筋,这种控制原理可以被描述为磁性操纵装置与磁性内窥镜胶囊之间的“虚拟橡皮筋”。

[0021] 详细地,提供了一种内窥镜胶囊系统,其包括:内窥镜胶囊,其具有磁性并适于被引入到患者体内的中空器官中;用于内窥镜胶囊的体外引导和移动设备,其具有可移动的多铰链式悬臂,该悬臂在一个端部处被枢转地安装在支撑架上并且包括具有磁性并被枢转地安装在悬臂的另一个自由端部处的操纵装置,以根据操纵装置的实际运动对内窥镜胶囊进行拖曳、旋转、摇摆和/或纵倾;以及控制装置,其被设计为并适于限定内窥镜胶囊相对于操纵装置的位置和取向。根据本发明,还设置有力和/或力矩产生装置或制动装置,其适于至少针对悬臂和/或操纵装置的预选的运动来影响体外引导和移动设备,力和/或力矩产生装置或制动装置与控制装置连接,以产生对抗根据实际限定的内窥镜胶囊相对于操纵装置

的位置和/或取向而手动施加到悬臂和/或操纵装置上的移动力的反向力和/或反向力矩或制动力。

[0022] 为了控制和产生对抗手动施加到悬臂和/或操纵装置上的移动力的这些反向力和/或反向力矩或制动力,内窥镜胶囊的倾斜角的修正角和/或内窥镜胶囊的侧倾角用作对抗手动施加到悬臂和/或操纵装置上的移动力的反向力和/或反向力矩或制动力的量度。

[0023] 可以在引导和移动设备处通过不同的方式产生对抗手动施加到悬臂和/或操纵装置上的移动力的、代表操作员的触觉反馈的反向力和/或反向力矩或制动力。例如,对抗手动施加到悬臂和/或操纵装置上的移动力的反向力和/或反向力矩可以通过悬臂的至少一个扭矩控制致动器产生。作为替代方案,对抗手动施加到悬臂和/或操纵装置上的移动力的制动力可以通过制动盘上的制动衬片产生。

[0024] 为了有效地限定或确定内窥镜胶囊和操纵装置的位置和/或取向,内窥镜胶囊系统可以设置有多个传感器。根据本发明的另一个方面,操纵装置的位置和/或取向可以通过至少一个角度传感器限定或确定。内窥镜胶囊的位置和/或取向可以通过设置在内窥镜胶囊内部的惯性传感器限定。

[0025] 体外引导和移动设备可以设置有可旋转且可倾斜的手柄/操纵杆,通过其来手动调节操纵装置的位置和/或取向。导致磁性操纵装置摇摆的手柄/操纵杆的手动旋转由此被机械地传递到磁性操纵装置的保持结构(即,保持叉的形式),并且在无抵靠/停止/限制的情况下发生。此外,手柄/操纵杆在手动倾斜时具有大约 $\pm 80^\circ$ 的移动自由度。此外,手柄/操纵杆还被设计为在被操作员释放时保持操纵装置的手动调节后的角位置。以这种方式,保持了手柄/操纵杆和操纵装置的最后的位置/取向。

[0026] 对于用于使操纵装置朝向或远离患者的腹壁移动的体外引导和移动设备的垂直运动,体外引导和移动设备的多铰链式悬臂可以具有带有弹簧元件或弹簧阻尼元件的平行四边形臂。弹簧元件或弹簧阻尼元件由此被用于操纵装置的重量补偿,使得在操纵装置在垂直方向上运动期间不必进行提升工作,而只需施加用于加速和制动的力。此外,弹簧元件或弹簧阻尼元件可以被设计为补偿操作员手臂的重量,以使操作员能够将其手臂放置在体外引导和移动设备上,从而允许通过不会加速肌肉疲劳的相当放松的方式连续操作体外引导和移动设备。根据本发明的另一个方面,手柄/操纵杆还具有被设计为支撑操作员的手臂的构件,其能够承载他/她的手臂重量。为了在通过该构件承载操作员的手臂重量的同时保持对手柄/操纵杆的角自由度(例如倾斜、摇摆)的精细马达操纵,手柄/操纵杆的至少一个角自由度与上述构件分离/独立于其之外起作用。为了增加内窥镜胶囊系统的易用性,平行四边形臂也可以通过扭矩控制的方式来驱动。

[0027] 根据本发明的另一个方面,平行四边形臂还可以被设计为将操纵装置引导到在手柄/操纵杆被释放时中断操纵装置与内窥镜胶囊之间的磁性连接的位置。换言之,当手柄/操纵杆被操作员释放时,例如由于应用中断,操纵装置通过平行四边形臂在垂直方向上自动远离患者的腹壁和内窥镜胶囊移动,直到中断了操纵装置与内窥镜胶囊之间的当前磁场为止。

[0028] 替代地,平行四边形臂也可以被设计为将操纵装置引导到在手柄/操纵杆被释放时使操纵装置位于内窥镜胶囊正上方的位置。这意味着,当手柄/操纵杆被操作员释放时,通过平行四边形臂使操纵装置在垂直方向上并在操纵装置与内窥镜胶囊之间的当前磁场

范围内移动为尽可能靠近位于内窥镜胶囊正上方的患者腹壁部分。

[0029] 内窥镜胶囊系统也可以是全自动的,从而使系统的总体操作更加方便。为了实现这一点,手柄/操纵杆的旋转驱动可以被设计为通过扭矩控制的方式来驱动。

[0030] 根据本发明的另一个方面,操纵装置可以被驱动为在无抵靠/停止/限制的情况下进行侧倾。以这种方式,能够使操纵装置响应于手柄/操纵杆的倾斜而在360度以上的角度下进行侧倾。然而,操纵装置的侧倾不限于扭矩控制的驱动。替代地,根据本发明的一个方面,磁性操纵装置可以通过位移控制或角度驱动的方式来驱动。

[0031] 需要明确指出的是,上述的方面可通过单独的或彼此任意组合的方式实现本发明的目的,因此应可在本申请的范围内通过单独的或任意组合的方式要求保护。

附图说明

[0032] 在下文中,参照附图通过优选的实施方式详细地说明本发明,在附图中:

[0033] 图1示意性示出了根据本发明的内窥镜胶囊系统的临床应用和对应的控制;

[0034] 图2示意性示出了具有对应的致动器和传感器的体外引导和移动设备的基本结构;

[0035] 图3a和图3b示出了根据本发明的内窥镜胶囊的倾斜角的控制机构;并且

[0036] 图4a和图4b示出了根据本发明的内窥镜胶囊的侧倾角的控制机构。

具体实施方式

[0037] 图1示出了常规临床应用期间的整个内窥镜胶囊系统1。内窥镜胶囊系统1包括:已经被引入到示意性表示的患者3的胃肠道中的内窥镜胶囊2;体外引导和移动设备4,其具有可移动的多铰链式悬臂5,该悬臂在一个端部处被枢转地安装在支撑架6上并且包括被枢转地安装在悬臂5的另一个自由端部处的磁性操纵装置7;以及控制装置8,其被设计为并适于限定或确定内窥镜胶囊2相对于操纵装置7的位置和取向。此外,内窥镜胶囊系统1配备有力和/或力矩产生装置或制动装置9,其适于至少针对悬臂5和/或操纵装置7的预选运动来影响体外引导和移动设备4。力和/或力矩产生装置或制动装置9还与控制装置8连接并且产生对抗根据实际限定或确定的内窥镜胶囊2相对于操纵装置7的位置和/或取向而手动施加到悬臂5和/或操纵装置7上的移动力的反向力和/或反向力矩或制动力。

[0038] 为了使操作员17能够手动移动/引导操纵装置7,在安装操纵装置7的悬臂5的端部设置有手柄/操纵杆12。手柄/操纵杆12与操纵装置7的未被示出的保持结构(例如,保持叉的形状)连接,该保持结构能够将手柄/操纵杆12的运动传递到操纵装置7。因此,手柄/操纵杆12的倾斜和/或旋转导致操纵装置7进行侧倾和/或摇摆。

[0039] 多铰链式悬臂5自身被设计为具有多个部分,优选三个部分,以提供操纵装置7围绕笛卡尔坐标系的所有三条轴(x轴、y轴、z轴)的运动。悬臂5的实现垂直方向上(z轴)的运动的部分被设计为平行四边形臂13的形式,其包括用于补偿操纵装置7的重量的弹簧元件或弹簧阻尼元件14。弹簧元件或弹簧阻尼元件14还可以被设计为补偿操作员17的手臂的重量,以使操作员17能够将他/她的手臂放置在体外引导和移动设备4上,从而允许连续操作体外引导和移动设备4。此外,手柄/操纵杆12可以具有未进一步示出的能够承载操作员17的手臂重量的构件。为了在通过该构件承载操作员17的手臂重量的同时保持对手柄/操纵

杆12的角自由度(例如倾斜、摇摆)的精细马达操纵,手柄/操纵杆12的至少一个角自由度独立于上述构件之外起作用。如前所述,悬臂5在其另一个端部处被枢转地安装在支撑架6上。支撑架6的与地板接触的端部可以具有滚轮/轮子18,体外引导和移动设备4可由此进行移动。

[0040] 内窥镜胶囊系统还设置有视频处理器15,其接收由内窥镜胶囊2记录的胃肠道的无线传输的图像数据并处理这些数据。通过将视频处理器15经由电缆20与内窥镜屏幕16连接来提供这些数据的实时视频形式的可视化。以这种方式,操作员17能够监控内窥镜胶囊2的倾斜和/或观察方向,并通过使手柄/操纵杆12倾斜和/或旋转来根据需要对其进行调节。

[0041] 此外,在一个优选实施方式中,内窥镜胶囊2以及体外引导和移动设备4都配备有用于分别限定内窥镜胶囊2和磁性操纵装置7的位置和/或取向的传感器。在内窥镜胶囊2设置有未进一步示出的惯性传感器的同时,体外引导和移动设备4配备有至少一个、优选多个角度传感器11。当操作员17通过手柄/操纵杆12在悬臂5和/或操纵装置7上手动施加移动力时,角度传感器11确定/记录操纵装置7的实际的位置和/或取向。由角度传感器11测量的操纵装置7的这些位置和/或取向数据随后被传输到控制装置8。同时,设置在内窥镜胶囊2内部的惯性传感器将与内窥镜胶囊2的位置和/或取向相关的数据以无线电信号的形式传输到设置在体外引导和移动设备4内的射频接收器19。与操纵装置7的位置和/或取向数据一样,由射频接收器19接收的无线电信号被传输到控制装置8。控制装置8处理内窥镜胶囊2和磁性操纵装置7的这些位置和/或取向数据,并基于它们控制/调节力和/或力矩产生装置或制动装置9产生的反向力和/或反向力矩或制动力。在其他的实施方式中,内窥镜胶囊2内的传感器可以是允许推断出内窥镜胶囊2至少相对于操纵装置7的位置和取向的任何传感器或传感器配置。体外引导和移动设备4中的传感器可以是允许推断出操纵装置7至少相对于内窥镜胶囊2的位置和取向的任何传感器或传感器配置。

[0042] 在图2中,具有对应的致动器和传感器的体外引导和移动设备4的基本结构在一个优选实施方式中示意性示出。图1所示的体外引导和移动设备4的基本结构和附图标记保持不变,因此以下仅强调图1和图2的体外引导和移动设备4之间的不同之处。图2示出了仅在图1中指出的角度传感器11,它们设置在悬臂5上方的一些具体位置和悬臂5的安装有操纵装置7的端部处。体外引导和移动设备4优选设置有六个角度传感器11,它们各自确定悬臂5和磁性操纵装置7的单独的位置/取向,从而能够精确确定操纵装置7的位置和/或取向。

[0043] 特别地,针对多铰链式悬臂5的每个铰链、因此针对悬臂5的每条运动轴(x轴、y轴、z轴)提供一个角度传感器11,以确定角度并以这种方式确定悬臂5的每个部分的位置。此外,磁性操纵装置7自身配备有角度传感器11,由于操纵装置7能够在无抵靠/停止/限制的情况下进行侧倾,因此其能够确定无限制的角区域。此外,手柄/操纵杆12设置有角度传感器11,其能够通过倾斜期间测量手柄/操纵杆12的角度来确定操纵装置7的取向。最后一个角度传感器11被设置为用于确定手柄/操纵杆12的旋转角,从而确定操纵装置7的摇摆角。这个角度传感器11与被设计为确定无限制的角区域的操纵装置7的角度传感器11类似。

[0044] 如前所述,控制装置8基于惯性传感器和角度传感器11测量的内窥镜胶囊2和操纵装置7的位置和/或取向数据来控制力和/或力矩产生装置或制动装置9。总体来说,力和/或力矩产生装置或制动装置9通过能够产生反向力和/或反向力矩或制动力的不同的部件实现。在图2中,对抗手动施加到悬臂5和/或磁性操纵装置7上的移动力的反向力和/或反向力

矩通过悬臂5的扭矩控制致动器10来产生。例如,通过在相应的致动器10上施加反向力矩,可以产生能够使操作员17感知为触觉反馈的对应的反向力。替代地或附加地,盘式制动器或其他类型的制动器可用于产生对抗手动施加到悬臂5和/或操纵装置7上的移动力的适当的制动力。因此,反向力和/或反向力矩或制动力可通过不同的方式产生。尽管未在图2中示出,但是平行四边形臂13也可以通过扭矩控制的方式来驱动,从而增加内窥镜胶囊系统1的易用性。

[0045] 如图2所示,除了悬臂5的扭矩控制致动器10之外,还在磁性操纵装置7处设置有另一个致动器21。然而,操纵装置7的致动器21不是扭矩控制致动器,而是位移控制或角度驱动的致动器21,使得操纵装置能够在无抵靠/制停止/限制的情况下进行侧倾。在其他的实施方式中,内窥镜胶囊2内的传感器可以是允许推断出内窥镜胶囊2至少相对于操纵装置7的位置和取向的任何传感器或传感器配置。体外引导和移动设备4中的传感器可以是允许推断出操纵装置7至少相对于内窥镜胶囊2的位置和取向的任何传感器或传感器配置。

[0046] 通常,内窥镜胶囊2不受阻碍地跟随操纵装置7的运动/引导,这是在这种情况下力和/或力矩产生装置或制动装置9不产生反向力和/或反向力矩或制动力的原因。然而,如果内窥镜胶囊2的运动不再对应于操纵装置7的运动,即,如果内窥镜胶囊2由于中空器官阻止x方向或y方向上的运动而不能跟随操纵装置7,则内窥镜胶囊2和操纵装置7的位置和/或取向相对于彼此出现偏差。在这种情况下,通过力和/或力矩产生装置或制动装置9产生反向力和/或反向力矩或制动力,从而以所产生的触觉反馈的形式向操作员17指示当前的偏差。为了控制/调节由于内窥镜胶囊2和操纵装置7之间的偏差而产生的触觉反馈,本发明提供了两种控制机构。

[0047] 图3a和图3b所示的控制机构用于在操作员17通过手柄/操纵杆12使操纵装置7手动位移时控制/调节内窥镜胶囊2的倾斜角,以使内窥镜胶囊2在水平面的x方向上直线运动。在图3b中表示出用于避免内窥镜胶囊2倾斜的补偿运动。

[0048] 具体而言,图3a示出了在磁性操纵装置7设置在内窥镜胶囊2的正上方的情况下的内窥镜胶囊2的取向,以下将其称为磁性操纵装置7的初始位置。因此,内窥镜胶囊2将自身定向成使得胶囊磁体的极化方向(N/S)与操纵装置7的极化方向反平行。同时,根据本发明,操纵装置7的倾斜角的控制被设计为使得手柄/操纵杆12的倾斜角(相对于水平面,以下称为 α_H)对应于内窥镜胶囊2的倾斜角(相对于水平面,以下称为 α_C):

[0049] (1) $\alpha_H = \alpha_C$

[0050] 与此相反,由于内窥镜胶囊2和操纵装置7的极化方向彼此反平行,因此 α_H 与操纵装置7在其初始位置中的倾斜角 α_M 、 $\alpha_{M,0}$ 的关系如下:

[0051] (2) $\alpha_M = \alpha_{M,0} = -\alpha_H$

[0052] 图3b示出了在通过手柄/操纵杆12使操纵装置7从图3a所示的初始位置开始在水平面的x方向上相对于内窥镜胶囊2手动位移从而使操纵装置7的x位置和内窥镜胶囊2的x位置彼此在x方向上偏离差值 Δx 时对操纵装置7的取向的影响。由于当前的圆形磁场,操纵装置7经由手柄/操纵杆12在水平面的x方向上进行的位移通常会导致内窥镜胶囊2产生倾斜运动。然而,根据本发明,磁性操纵装置7的位置和/或取向的变化如前所述通过体外引导和移动设备4的角度传感器11连续记录。这些传感器数据可同时提供给控制装置8,该控制装置因此在操纵装置7的x位置和内窥镜胶囊2的x位置之间存在偏差的情况下控制/调节磁

性操纵装置7的倾斜角 α_M ,使得等式(1)保持有效并且防止内窥镜胶囊2倾斜。因此, α_M 被修正角 $\Delta\alpha_M$ 连续修正。基于此,操纵装置7的实际倾斜角 α_M 由操纵装置7在其初始位置中的倾斜角 $\Delta\alpha_{M,0}$ 与操纵装置7的倾斜角的修正角 $\Delta\alpha_M$ 之和表示:

$$[0053] \quad (3) \alpha_M = \alpha_{M,0} + \Delta\alpha_M$$

[0054] 换言之, α_H 表示内窥镜胶囊2的目标倾斜角,其通过操作员17来手动调节并通过设置在手柄/操纵杆12中的角度传感器11来测量。另一方面, α_C 表示内窥镜胶囊2的实际倾斜角,其通过内窥镜胶囊2与操纵装置7之间的磁场来调节并通过设置内窥镜胶囊2内的惯性传感器来测量。为了确保 α_C 对应于 α_H ,通过角度传感器11连续确定 α_M 并通过致动器10、21进行相应调节。这种关系产生了用于控制/调节内窥镜胶囊2的倾斜角 α_C 的以下等式:

$$[0055] \quad (4) \alpha_{M,n+1} = \alpha_{M,n} + f(\alpha_{C,n} - \alpha_{H,n})$$

[0056] 基于上述内容,尽管由于内窥镜胶囊2与磁性操纵装置7之间在垂直方向上的距离 Δz 未知而导致精确位移 Δx 是未知的,但 $\Delta\alpha_M$ 可以被视为操纵装置7在水平面的x方向上的手动位移 Δx 的量度。因此, $\Delta\alpha_M$ 被用作在水平面的x方向上控制和生成触觉反向力 $F_{H,x}$ 的量度:

$$[0057] \quad (5) F_{H,x} \rightarrow f(\Delta\alpha_M)$$

[0058] 在实践中,由于操纵装置7的校正调节以及通过无线电信号对内窥镜胶囊2的位置和/或取向数据进行的传输,前述的控制方法导致延迟。然而,由于能够预料到操作员17在应用期间的缓慢运动,因此这是无关紧要的。

[0059] 图4a和图4b示出了根据本发明的内窥镜胶囊2的另一个控制机构,其用于通过手柄/操纵杆12手动位移操纵装置7来将操纵装置7沿着其y轴定向为垂直地位于内窥镜胶囊2上方,使得内窥镜胶囊2的y轴22设置在水平面中。

[0060] 图4a示出了在磁性操纵装置7垂直地设置在内窥镜胶囊2上方并且磁性操纵装置7的极化方向垂直的情况下的内窥镜胶囊2的取向及其y轴22。内窥镜胶囊2将自身定向成使得设置在内窥镜胶囊2内的胶囊磁体的极化方向与体外永磁体的极化方向反平行,即,内窥镜胶囊2的y轴22水平定向并且内窥镜胶囊2不发生侧倾。根据本发明,内窥镜胶囊2被设计为具有稳定的水平线,这意味着避免了内窥镜胶囊2围绕其纵轴/x轴23发生侧倾。

[0061] 图4b示出了在从图4a所示的情况开始相对于内窥镜胶囊2沿着y轴(即在内窥镜胶囊2的侧向方向上)手动位移磁性操纵装置7时对内窥镜胶囊2的取向的影响。在这种情况下,内窥镜胶囊2开始围绕其纵轴/x轴23侧倾,从而在内窥镜胶囊2的y轴22与水平面之间形成内窥镜胶囊2的所谓的侧倾角 β_C 。这种取向变化由内窥镜胶囊2内的惯性传感器和体外引导和移动设备4的角度传感器11同等地记录,并且适当的传感器数据可提供给控制装置8。与图3b中的 $\Delta\alpha_M$ 类似, β_C 用作操纵装置7在水平面的y方向上的手动位移 Δy 的量度,并用作抵抗内窥镜胶囊2围绕其纵轴/x轴23的侧倾的用于计算和生成水平面的y方向上的触觉反向力 $F_{H,y}$ 的量度:

$$[0062] \quad (6) F_{H,y} \rightarrow f(\beta_C)$$

[0063] 与倾斜角 α_C 的控制/调节机构相反,侧倾角 β_C 不是通过修正角来直接控制和调节的。相反,由于通过在水平面的y方向上产生的触觉反向力 $F_{H,y}$ 所获得的反馈,内窥镜胶囊系统1的操作员17能够直观地补偿磁性操纵装置7在水平面的y方向上的这种位移 Δy 。在内窥镜胶囊系统1的实际应用期间,可能会出现诸如在结肠的深左曲中操纵内窥镜胶囊2的情

况,在这种情况下将磁性操纵装置7定位在内窥镜胶囊2的侧面以通过磁场在内窥镜胶囊2上实现所需的力是有利的。在这种情况下,操作员17有意地接受并且还控制内窥镜胶囊2围绕其纵轴/x轴23的侧倾以及在水平面的y方向上产生的反向力 $F_{H,y}$,以将内窥镜胶囊2置于所需位置。

[0064] 综上所述,本发明因此涉及一种内窥镜胶囊系统1,其包括:内窥镜胶囊2,其具有磁性并适于被引入到患者身体3的中空器官中;用于内窥镜胶囊2的体外引导和移动设备4,其具有可移动的多铰链式悬臂5,该悬臂在一个端部处被枢转地安装在支撑架6上并且包括具有磁性并被枢转地安装在悬臂5的另一个自由端部处的操纵装置7,以根据操纵装置7的实际运动对内窥镜胶囊2进行拖曳、旋转、摇摆和/或纵倾;以及控制装置8,其被设计为并适于限定内窥镜胶囊2相对于操纵装置7的位置和取向。根据本发明,这种内窥镜胶囊系统1还包括力和/或力矩产生装置或制动装置9,其适于至少针对悬臂5和/或操纵装置7的预选运动来影响体外引导和移动设备4,该力和/或力矩产生装置或制动装置9与控制装置8连接,以产生对抗根据实际限定的内窥镜胶囊2相对于操纵装置7的位置和/或取向而手动施加到悬臂5和/或操纵装置7上移动力和/或引导力的反向力和/或反向力矩或制动力。

[0065] 附图标记列表

[0066] 1 内窥镜胶囊系统

[0067] 2 内窥镜胶囊

[0068] 3 患者身体

[0069] 4 体外引导和移动设备

[0070] 5 悬臂

[0071] 6 支撑架

[0072] 7 操纵装置

[0073] 8 控制装置

[0074] 9力和/或力矩产生装置或制动装置

[0075] 10 悬臂的致动器

[0076] 11 角度传感器

[0077] 12手柄/操纵杆

[0078] 13平行四边形臂

[0079] 14弹簧元件或弹簧阻尼元件

[0080] 15 视频处理器

[0081] 16 内窥镜屏幕

[0082] 17 操作员

[0083] 18滚轮/轮子

[0084] 19 射频接收器

[0085] 20 电缆

[0086] 21操纵装置的致动器

[0087] 22内窥镜胶囊的Y轴

[0088] 23内窥镜胶囊的X轴

[0089] N 北极

- [0090] S 南极
- [0091] α_c 内窥镜胶囊的倾斜角
- [0092] α_h 手柄/操纵杆的倾斜角
- [0093] α_m 操纵装置的倾斜角
- [0094] $\alpha_{m,0}$ 操纵装置在其初始位置的倾斜角
- [0095] $\Delta \alpha_m$ 操纵装置的倾斜角的修正角
- [0096] Δx 操纵装置在水平面的x方向上的位移
- [0097] $F_{H,x}$ 水平面的x方向上的反向力
- [0098] β_c 内窥镜胶囊的侧倾角
- [0099] Δy 操纵装置在水平面的y方向上的位移
- [0100] $F_{H,y}$ 水平面的y方向上的反向力
- [0101] Δz 操纵装置和内窥镜胶囊之间在垂直方向上的距离

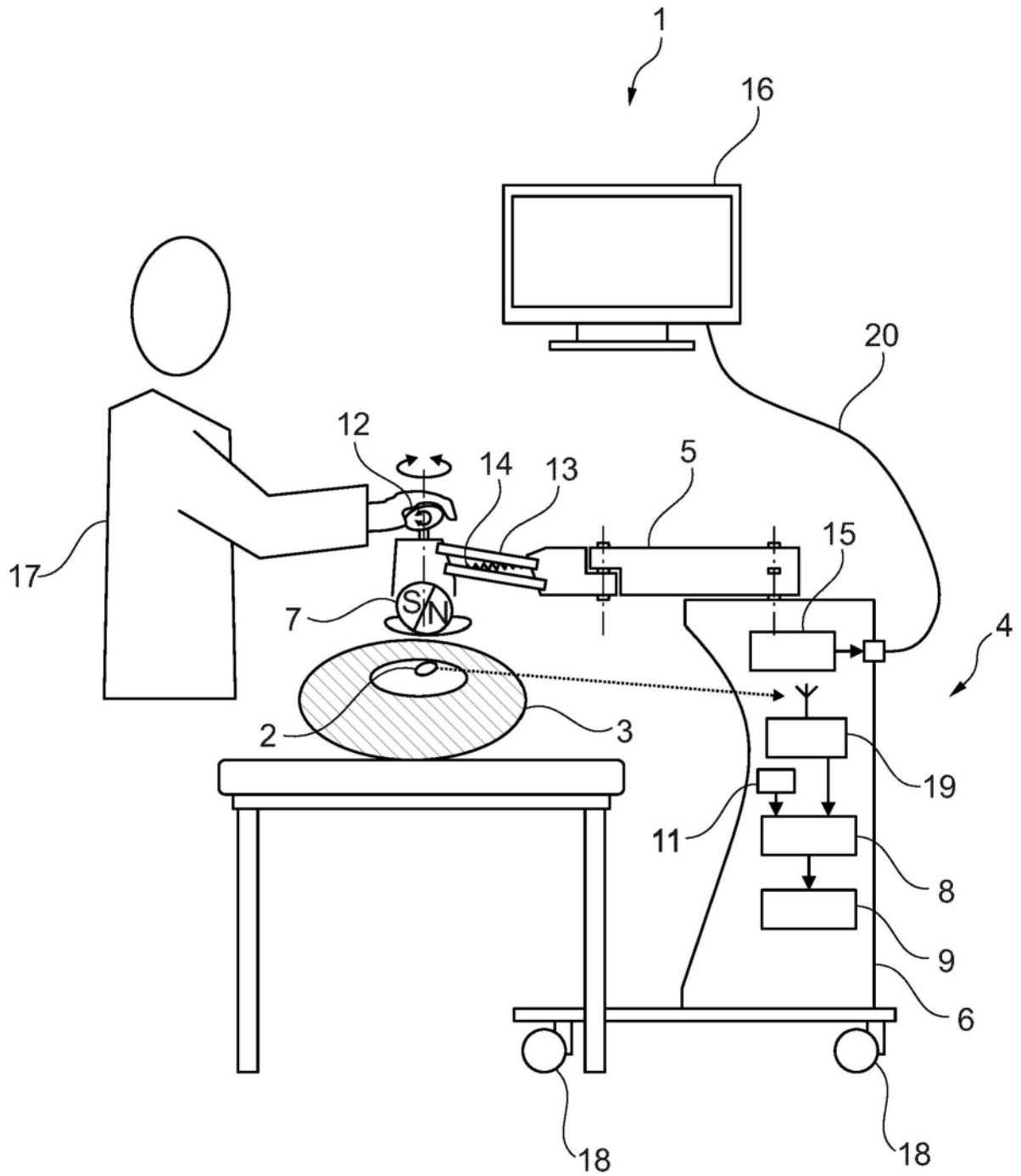


图1

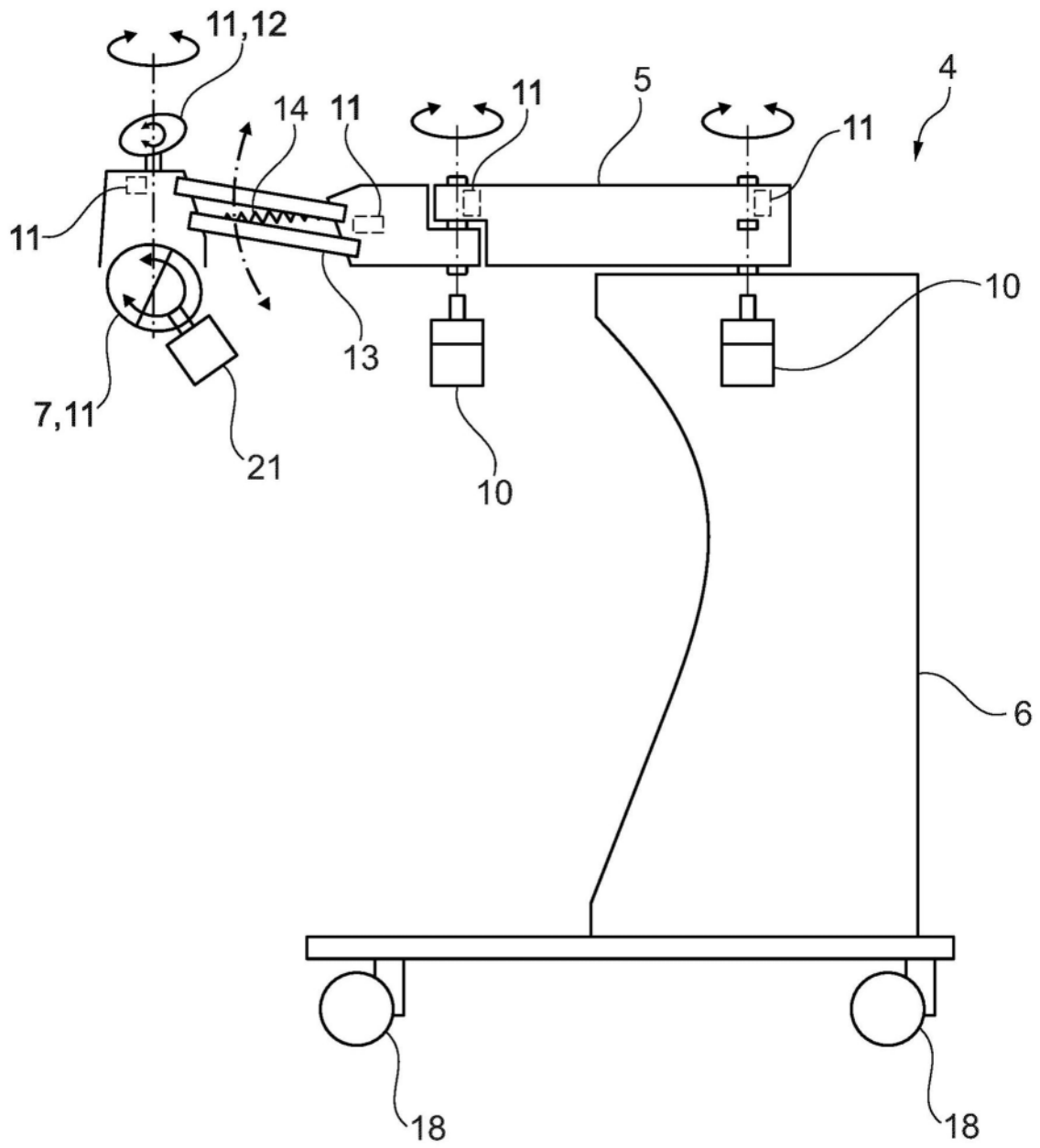


图2

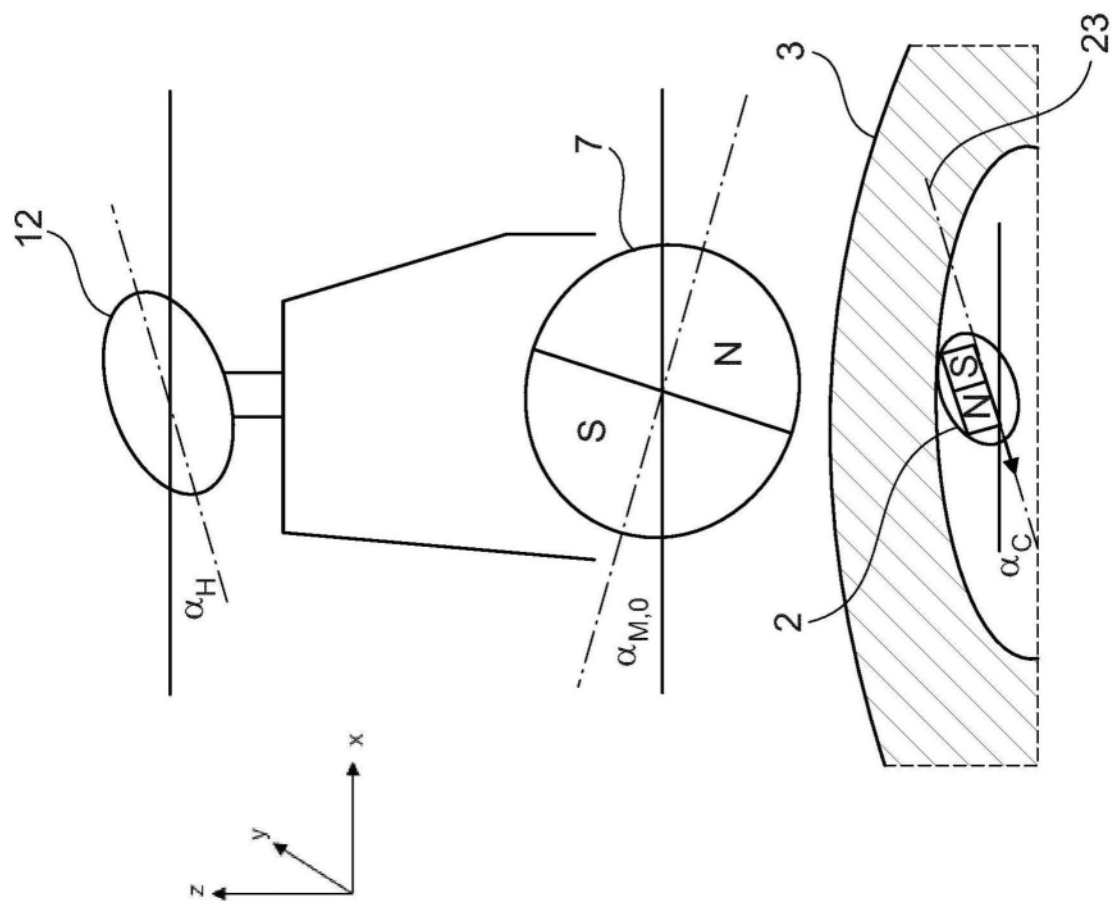


图3a

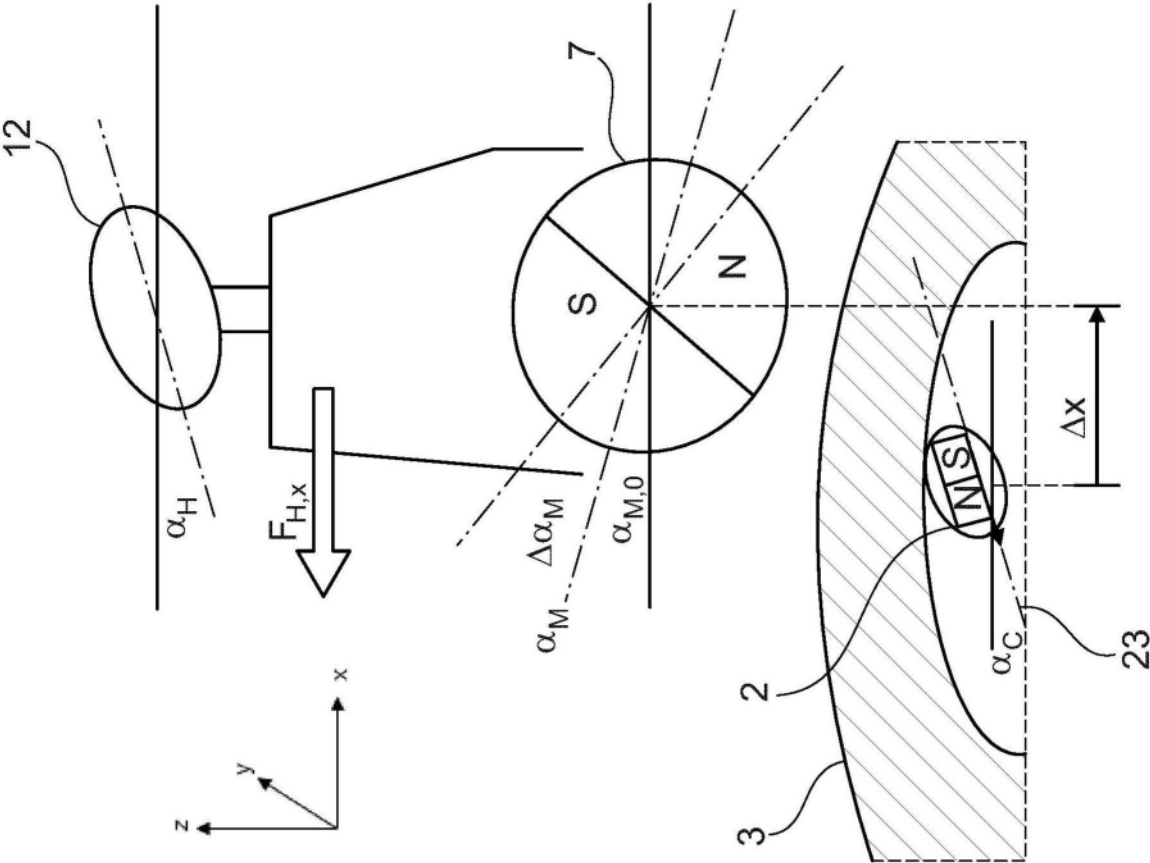


图3b

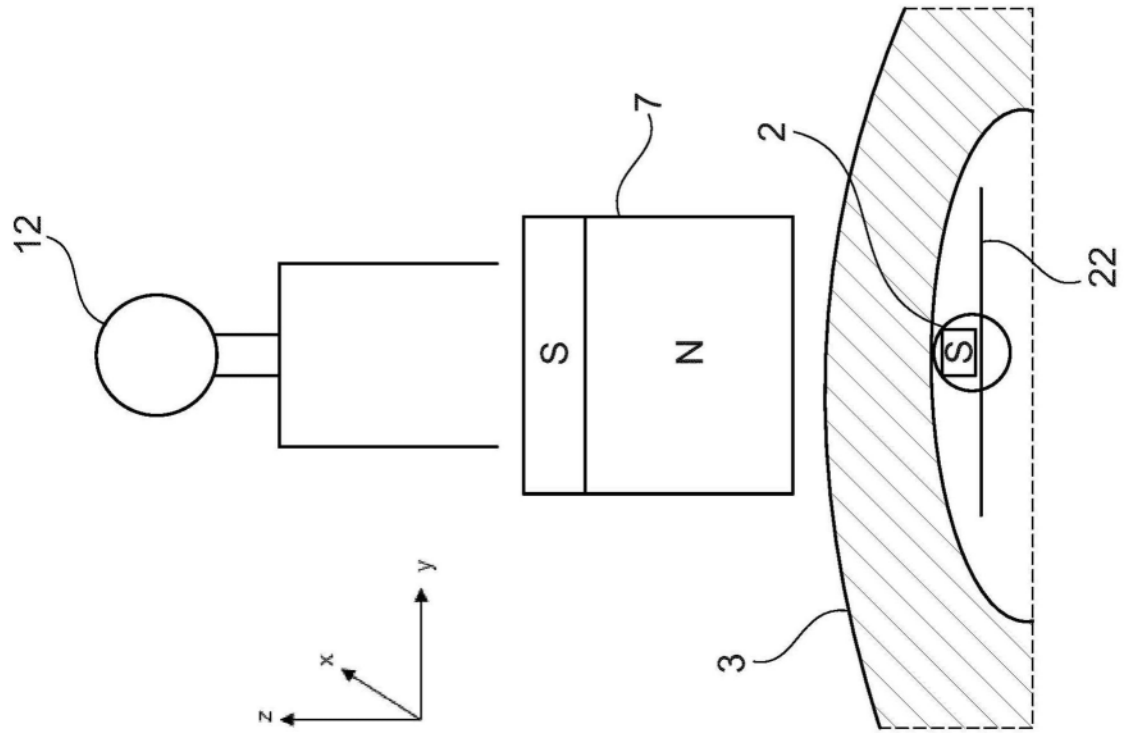


图4a

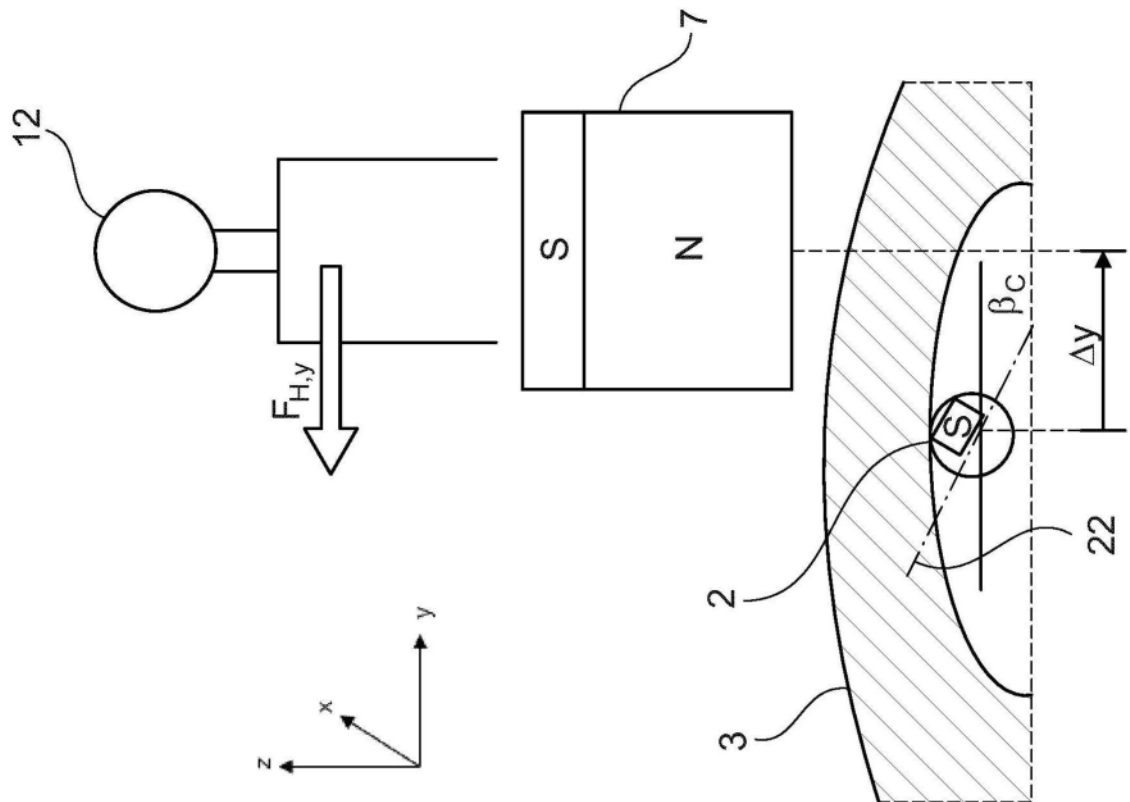


图4b