

1. 一种用于控制工作空间 (A) 中的医疗设备 (10) 的位置 (x, y, z) 的方法, 其中医疗设备 (10) 包括发送设备, 所述发送设备发出信号 (S), 所述信号 (S) 被多个接收设备 (11-14) 接收,

其中

- 在信号处理设备 (20) 中, 基于参考信号 (R) 和在所述接收设备 (11-14) 处所接收的信号 (SE11-SE14) 确定相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$),

- 将所确定的相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$) 输送给调节设备 (70), 以及

- 所述调节设备 (70) 根据所述相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$) 调节用于影响医疗设备 (10) 的位置 (x, y, z) 的操纵装置 (80)。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于,

- 所述参考信号 (R) 由参考信号源 (60) 生成,

- 在信号处理设备 (20) 中, 确定所述参考信号 (R) 与在所述接收设备 (11-14) 处所接收的信号 (SE11-SE14) 之间的相位偏差 ($d\varphi_{11}, d\varphi_{12}, d\varphi_{13}, d\varphi_{14}, \dots$),

- 根据所述相位偏差 ($d\varphi_{11}, d\varphi_{12}, d\varphi_{13}, d\varphi_{14}, \dots$) 确定相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$)。

3. 根据权利要求 2 所述的方法, 其特征在于, 为了确定所述相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$),

- 将所述相位偏差 ($d\varphi_{11}, d\varphi_{12}, d\varphi_{13}, d\varphi_{14}, \dots$) 之一 ($d\varphi_{11}$) 确定为参考, 以及

- 在其余的相位偏差 ($d\varphi_{12}, d\varphi_{13}, d\varphi_{14}, \dots$) 与所述参考 ($d\varphi_{11}$) 之间分别形成差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$)。

4. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于,

- 将在所述接收设备 (11-14) 中的任意一个 (14) 处所接收的信号 (SE14) 用作参考信号 (R), 以及

- 在所述信号处理设备 (20) 中, 确定所述参考信号 (SE14, R) 与在其余的接收设备 (11-13) 处所接收的信号 (SE11-SE13) 之间的相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$)。

5. 根据权利要求 1 至 4 之一所述的方法, 其特征在于, 调节设备 (70) 将操纵装置 (80) 调节为使得所述相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$) 在时间上保持恒定。

6. 根据权利要求 1 至 4 之一所述的方法, 其特征在于, 存储在时刻 (t1) 所确定的相位差 ($\Delta\varphi_1(t1), \Delta\varphi_2(t1), \Delta\varphi_3(t1), \dots$)。

7. 根据权利要求 6 所述的方法, 其特征在于, 调节设备 (70) 将操纵装置 (80) 调节为使得所述相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$) 对应于所存储的相位差 ($\Delta\varphi_1(t1), \Delta\varphi_2(t1), \Delta\varphi_3(t1), \dots$)。

8. 根据权利要求 5 或 7 之一所述的方法,其特征在于,操纵设备 (80) 根据由调节设备 (70) 预先给定的调节生成一个或多个梯度场 (G_{ij}) 和 / 或一个或多个磁场分量 (B_x, B_y, B_z)。

9. 根据权利要求 5、7 或 8 之一所述的方法,其特征在于,操纵装置 (80) 被调节为使得所述操纵装置 (80) 生成作用于医疗设备 (10) 的力,所述力对医疗设备 (10) 的运动或者医疗设备 (10) 的位置 (x, y, z) 与额定位置 ($x(t1), y(t1), z(t1)$) 的偏差进行反作用。

10. 根据前述权利要求之一所述的方法,其特征在于,在调节设备 (70) 中,为了调节操纵装置 (80) 仅仅考虑来自所输送的相位差的有限数目的相位差、尤其是仅仅考虑按照绝对值来说最大的相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \Delta\varphi_5, \Delta\varphi_6, \Delta\varphi_7$) 并且忽略其余的相位差 ($\Delta\varphi_4$)。

11. 一种用于控制工作空间 (A) 中的医疗设备 (10) 的位置 (x, y, z) 的装置,其中医疗设备 (10) 包括用于发送信号 (S) 的发送设备,所述装置具有

- 一个或多个接收设备 (11-14),其用于接收信号 (S),
- 参考信号源 (60),其用于生成参考信号 (R),以及
- 信号处理设备 (20),其用于基于在接收设备 (11-14) 处所接收的信号 (SE11-SE14)

以及参考信号 (R) 来确定相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$),

其中

- 接收设备 (11-14) 和参考信号源 (60) 为了传输所接收的信号 (SE11-SE14) 和参考信号 (R) 而与信号处理设备 (20) 连接,以及

- 信号处理设备 (20) 为了传输所述相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$) 而与调节设备 (70) 连接。

12. 根据权利要求 11 所述的装置,其特征在于,

信号处理设备 (20) 包括一个或多个设备 (21-24) 以及减法装置 (50),其中所述一个或多个设备 (21-24) 用于确定参考信号 (R) 与所接收的信号 (SE11-SE14) 之间的相位偏差 ($d\varphi_{11}, d\varphi_{12}, d\varphi_{13}, d\varphi_{14}, \dots$),所述减法装置 (50) 用于根据所述相位偏差 ($d\varphi_{11}, d\varphi_{12}, d\varphi_{13}, d\varphi_{14}, \dots$) 来确定所述相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$)。

13. 根据权利要求 12 所述的装置,其特征在于,

每个设备 (21-24) 具有第一和第二信号输入端以及信号输出端,其中

- 参考信号源 (60) 与每个设备 (21-24) 的第一信号输入端连接,
- 接收设备 (11-14) 分别与设备 (21-24) 的第二信号输入端连接,
- 设备 (21-24) 的信号输出端与减法装置 (50) 连接,以及 - 减法装置 (50) 为了传输所

述相位差 ($\Delta\varphi_1, \Delta\varphi_2, \Delta\varphi_3, \dots$) 与调节设备 (70) 连接。

14. 根据权利要求 12 或 13 所述的装置,其特征在于,设备 (21-24) 的数目对应于接收设备 (11-14) 的数目。

15. 根据权利要求 13 或 14 所述的装置,其特征在于,设备 (21-24) 分别包括混频器 (31-34) 以及相位计 (41-44),其中

- 所述第一和第二信号输入端连接到混频器 (31-34),

- 相位计 (41-44) 连接到混频器的输出端, 以及
- 相位计 (41-44) 的输出端与减法装置 (50) 连接。

16. 一种用于控制工作空间 (A) 中的医疗设备 (10) 的位置 (x, y, z) 的装置, 其中医疗设备 (10) 包括用于发送信号 (S) 的发送设备, 所述装置具有

- 至少两个接收设备 (11-14), 其用于接收信号 (S), 所述接收设备 (11-14) 包括第一接收设备 (14) 以及一个或多个第二接收设备 (11-13), 以及
- 信号处理设备 (20), 其用于基于在接收设备 (11-14) 处所接收的信号 (SE11-SE14) 确定相位差 ($\Delta\phi_1$, $\Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3, \dots$),

其中

- 接收设备 (11-14) 为了传输所接收的信号 (SE11-SE14) 而与信号处理设备 (20) 连接, 以及
- 信号处理设备 (20) 为了传输所确定的相位差 ($\Delta\phi_1$, $\Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3, \dots$) 而与调节设备 (70) 连接。

17. 根据权利要求 16 所述的装置, 其特征在于, 信号处理设备 (20) 包含用于确定相位差 ($\Delta\phi_1$, $\Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3, \dots$) 的一个或多个设备 (21-23)、尤其是相位检测器 (21-23), 其中所述设备 (21-23) 的数目至少对应于第二接收设备 (11-13) 的数目。

18. 根据权利要求 17 所述的装置, 其特征在于, 每个设备 (21-23) 具有第一和第二信号输入端以及信号输出端, 其中

- 第一接收设备 (14) 为了传输所接收的信号 (SE14) 而与每个设备 (21-23) 的第一信号输入端连接,
- 第二接收设备 (14) 分别与设备 (21-23) 的第二信号输入连接, 以及
- 设备 (21-23) 的信号输出端为了传输所确定的相位差 ($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3, \dots$) 而与调节设备 (70) 连接。

19. 根据权利要求 11 至 18 之一所述的装置, 其特征在于, 调节设备 (70) 与用于影响医疗设备 (10) 的位置 (x, y, z) 的操纵装置 (80) 连接, 其中所述操纵装置 (80) 是用于不接触地引导医疗设备 (10)、尤其是内窥镜胶囊的线圈装置。

20. 根据权利要求 11 至 19 之一所述的装置, 其特征在于, 医疗设备 (10) 是能够以磁的方式或不接触的方式导航的内窥镜胶囊。

借助于相位差测量对人体中的医疗设备进行位置控制

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于测量诸如内窥镜胶囊之类的医疗设备的位置改变的系統以及一种使用该测量来影响医疗设备的位置的装置。

背景技术

[0002] 内窥镜胶囊的使用越来越广泛地应用于医学中以诊断或者治疗患者的体内。内窥镜胶囊尤其是可以含有例如用于活检或用于将药物引入到身体中的医疗器械和 / 或成像系统、如摄像机。除此之外,在胶囊内可以集成永磁体,该永磁体赋予该胶囊磁偶极矩,使得可以借助于如在 DE 103 40 925 B3 中所述的电磁线圈装置任意地操纵该胶囊。

[0003] 在利用医疗设备、如内窥镜胶囊检查体内时,该设备的位置一般受到监控并且在必要时被影响。例如在胃部检查时,用水充满半个胃,并且内窥镜胶囊漂浮在水面上。在拍摄胃内壁的图像时所出现的问题是,由于不可避免的水运动而使该胶囊以及摄像机随着该胶囊一起运动,使得仅能拍摄到不清晰的模糊图像。而且在应当拍摄特定区域的一系列图像的情况下,需要该胶囊静止。

[0004] 为了确定位置,电磁测量方法大多使用几乎无影响地穿透人体的低频交变磁场,由此可以进行绝对的位置确定。在 WO 2005/120345 A2 中描述有这样的系统。但是,公知的系统一方面具有有限的测量精度这一缺点。另一方面,由于差的信噪比以及与此相关联的必要的长积分时间造成时间分辨率相对较小并且测量值延迟比较大。可替代地,为了对体内的医疗设备进行绝对位置测量,已经提出在高频电磁波下的相位差测量。在此,未考虑到的是,通过具有不同介电常数和电导率的人体组织的波传播导致自由空间中球形波前的显著变形。为了使得尽管如此仍然能够进行绝对位置测量,需要高成本的校正方法。

发明内容

[0005] 因此,本发明的任务是,说明一种装置和一种方法,利用所述装置和方法可以检测医疗设备的位置改变并且对这样的改变进行反作用。

[0006] 该任务通过独立权利要求中说明的发明来解决。有利的扩展方案自从属权利要求中得出。

[0007] 本发明的出发点在于,为了控制体内的医疗设备的位置以及为了可能的位置校正,不需要所述设备的绝对位置,而是仅须根据位置改变的方向以及至少粗略地根据位置改变的绝对值来检测位置改变。在确定医疗设备与额定位置的偏差时,或者更一般地在医疗设备执行不期望的运动时,可以使用对所述偏差或运动进行反作用的调节。因此仅仅执行相对位置确定就足够了。

[0008] 为此,医疗设备连续地或者间隔地发送高频电磁信号,这些高频电磁信号被多个空间上分布的接收设备接收。为了检测医疗设备的运动,在所述接收设备处所接收的信号与参考信号之间的相位差的时间行为被监测。在此,所述参考信号可以来自单独的参考信号源或者所述接收设备之一。在所述接收设备的一个或多个相位差改变的情况下,假定医

疗设备已经运动,从而在必要时可以采取相应的应对措施以便所述运动进行反作用。

[0009] 所述应对措施由调节设备根据所检测的相位差来触发。所述调节设备调节用于影响医疗设备的位置的操纵装置(**Manövrier Vorrichtung**),其中所述操纵装置可以是如 DE 103 40 925B3 中所描述的电磁线圈装置。

[0010] 根据本发明的方法通过仅仅执行相对位置测量而带来的优点是,由于高的信噪比而提供快速的测量并且由此提供短的反应时间。因此,医疗设备与额定位置的偏差被快速地检测并且可以相应地在位置改变的绝对值变得过大以前短期地被校正。除此之外,与绝对位置测量不同的是,有利地不需要关于位于医疗设备或发送设备与接收设备之间的身体组织的知识(例如介电常数、电导率)。

[0011] 为了使得能够更精确和更快速地进行绝对位置测量,可以设想将根据本发明的方法或装置与其它的、例如用于进行绝对位置测量的低频测量方法相组合。

附图说明

[0012] 从下面所述的实施例中以及根据附图得出本发明另外的优点、特征、以及细节。

[0013] 在此:

[0014] 图 1 示出根据本发明的装置的第一实施例,

[0015] 图 2 示出根据本发明的装置的第二实施例,

[0016] 图 3 示出患者上多个接收设备和一个医疗设备的布置,

[0017] 图 4 示出在根据图 3 的医疗设备运动的情况下得出的相位差改变的概况,

[0018] 图 5 示出一种操纵装置。

具体实施方式

[0019] 第一实施例

[0020] 图 1 以第一实施方式示出根据本发明的用于控制工作空间 A 中的医疗设备 10 的位置 x、y、z 的装置。在此,工作空间 A 可以是患者体内的空腔、诸如胃,而医疗设备 10 优选地为内窥镜胶囊。内窥镜胶囊 10 装备有永磁体,并且因此具有磁偶极矩,使得可以借助于如在 DE 103 40925 B3 中所述以及相应地在图 5 中示意性示出的操纵装置 80 或电磁线圈装置以磁的方式和不接触的方式操纵该内窥镜胶囊。

[0021] 除此之外,内窥镜胶囊 10 含有发送设备。该发送设备持续地或间隔地发送经过调制或未经调制的信号 S,例如具有 435MHz 的频率的高频信号 S。

[0022] 信号 S 被一个或多个、在第一实施例中为 4 个接收设备 11-14 接收。为此给接收设备 11-14 装备有用于接收电场和 / 或磁场的天线。除此之外,接收设备 11-14 分别含有用于放大所接收的信号的前置放大器。利用接收设备 11-14 所接收和放大的信号 SE11-SE14 被传输给信号处理设备 20。信号处理设备 20 含有多个设备 21-24,其中给每个接收设备 11-14 都分配有设备 21-24。设备 21-24 分别具有第一和第二信号输入端以及信号输出端,其中所接收的信号 SE11-SE14 分别施加在第二信号输入端上。

[0023] 除此之外设置有生成参考信号 R 的参考信号源 60。该参考信号源 60 可以是参考振荡器,该参考振荡器的频率优选地仅仅轻微地偏离信号 S 的频率。参考信号 R 施加在设备 21-24 的每个第一信号输入端上。

[0024] 设备 21-24 优选地分别含有混频器 31-34 和相位计 41-44, 其中每个混频器都分别具有第一和第二信号输入端。设备 21-24 的第一以及第二信号输入端对应于混频器 31-34 的第一以及第二信号输入端。相位计 41-44 的信号输出端对应于设备 21-24 的信号输出端。

[0025] 施加在混频器 31-34 的信号输入端上的信号以本身公知的方式被彼此混频。混频器 31-34 的输出信号分别被转发到相位计 41-44 的信号输入端。相位计 41-44 确定其输入端上所施加的信号的相位, 其中例如信号首先被放大为使得近似地形成矩形信号, 然后该矩形信号的过零点被确定。那样的话, 相位计 41-44 的输出信号分别对应于施加在设备 21-24 或混频器 31-34 的第一和第二信号输入端上的信号的相位之间的相位偏差 $d\phi_{11}$ 、 $d\phi_{12}$ 、 $d\phi_{13}$ 、 $d\phi_{14}$ 。例如, 在设备 21 的第一信号输入端上施加有信号 R, 而在设备 21 的第二信号输入端上施加有在接收设备 11 处所接收的信号 SE11。那样的话, 设备 21 的输出信号对应于信号 SE11 的相位 $\phi(\text{SE11})$ 与参考信号 R 的相位 $\phi(R)$ 之间的偏差 $d\phi_{11} = \phi(\text{SE11}) - \phi(R)$ 。相应的道理适用于设备 22-24 的输入信号和输出信号, 也就是说, 设备 21-24 的输出信号对应于在接收设备 11-14 处所接收的信号 SE11-SE14 的相位 $\phi(\text{SE11})$ 、 $\phi(\text{SE12})$ 、 $\phi(\text{SE13})$ 、 $\phi(\text{SE14})$ 与由参考信号源 60 所生成的参考信号 R 的相位 $\phi(R)$ 之间的相位偏差 $d\phi_{11}$ 、 $d\phi_{12}$ 、 $d\phi_{13}$ 、 $d\phi_{14}$ 。

[0026] 由于参考信号源 60 和内窥镜胶囊 10 的发送设备的频率在通常情况下并不精确地一致, 因此相位偏差 $d\phi_{11}$ 、 $d\phi_{12}$ 、 $d\phi_{13}$ 、 $d\phi_{14}$ 在时间上不是恒定的, 而是随时间线性地增长。但是在内窥镜胶囊 10 不运动这一前提下, 这些偏差之间的差必定在时间上是恒定的。因此在信号处理设备 20 中设置有减法装置 50, 偏差 $d\phi_{11}$ 、 $d\phi_{12}$ 、 $d\phi_{13}$ 、 $d\phi_{14}$ 被馈入到该减法装置 50 中。

[0027] 在减法装置 50 中确定相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 。在此, 相位偏差 $d\phi_{11}$ 、 $d\phi_{12}$ 、 $d\phi_{13}$ 、 $d\phi_{14}$ 中的任意一个被确定为参考值 $d\phi_{\text{ref}}$, 例如 $d\phi_{\text{ref}} = d\phi_{11}$, 并且形成其余的相位偏差 $d\phi_{12}$ 、 $d\phi_{13}$ 、 $d\phi_{14}$ 与参考值 $d\phi_{\text{ref}}$ 之间的差, 也就是说, $\Delta\phi_1 = d\phi_{12} - d\phi_{11}$, $\Delta\phi_2 = d\phi_{13} - d\phi_{11}$ 并且 $\Delta\phi_3 = d\phi_{14} - d\phi_{11}$ 。可以任意地或者例如根据偏差 $d\phi_{11}$ 、 $d\phi_{12}$ 、 $d\phi_{13}$ 、 $d\phi_{14}$ 的绝对值来选择作为参考值 $d\phi_{\text{ref}}$ 的偏差。

[0028] 相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 在时间上连续地或者间隔地被确定。

[0029] 相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 被输送给调节设备 70。调节设备 70 与用于影响内窥镜胶囊 10 的位置 x、y、z 的操纵装置 80 连接, 并且将相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 用于调节操纵装置 80。在此, x、y、z 定义内窥镜胶囊 10 在笛卡尔坐标系中的重心位置, 其中笛卡尔坐标系可以例如通过操纵装置 80 的几何关系来设置。

[0030] 第二实施例

[0031] 在图 2 中所示的第二优选实施例中, 医疗设备 10 如在第一实施例中那样借助于发送设备持续地或间隔地发送经调制的或未经调制的信号 S。信号 S 被接收设备 11-14 接收,

其中接下来接收设备 11-14 之一被称为第一接收设备 14,而其余的接收设备被称为第二接收设备 11-13。接收设备 11-14 分别包括用于接收电场和 / 或磁场的天线以及用于放大所接收的信号的前置放大器。

[0032] 利用接收设备 11-14 所接收和放大的信号 SE11-SE14 被传输给信号处理设备 20。在信号处理设备 20 中,在第二接收设备 11-13 处所接收的信号 SE11-SE13 与在第一接收设备 14 处所接收的信号 SE14 之间的相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 被确定,也就是说, $\Delta\phi_1 = \phi(SE11) - \phi(SE14)$ 、 $\Delta\phi_2 = \phi(SE12) - \phi(SE14)$ 、 $\Delta\phi_3 = \phi(SE13) - \phi(SE14)$,其中 $\phi(X)$ 符号化表示信号 X 的相位。因此按第一实施例的语义,第一接收设备 14 所接收的信号 SE14 充当参考信号 R。

[0033] 为了确定相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$,设置有设备 21-23、例如相位检测器 21-23,其中相位检测器 21-23 的数目至少对应于第二接收设备 11-13 的数目。

[0034] 每个相位检测器 21-23 都具有第一和第二信号输入端以及信号输出端。在此,第一接收设备 14 与每个相位检测器 21-23 的第一信号输入端连接以用于传输所接收的信号 SE14。第二接收设备 11-13 分别与相位检测器 21-23 的第二信号输入端连接,而用于传输所确定的相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 的信号输出端与调节设备 70 连接。

[0035] 由于所接收的信号 SE11-SE14 的频率是相等的,因此与第一实施例不同的是,在第二实施例中可以直接确定相位差。

[0036] 相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 如在第一实施例中那样被输送给调节设备 70。调节设备 70 如在第一实施例中那样与用于影响内窥镜胶囊 10 的位置 x、y、z 的操纵装置 80 连接,并且将相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 用于调节操纵装置 80。

[0037] 信号处理设备 20 被安排为使得可以替代于第一接收设备 14 所接收的信号 SE14 而将在任意其它接收设备 11-13 处所接收的信号 SE11-SE13、即例如接收设备 12 的信号 SE12 用作参考信号 R。因此,可以根据 $\Delta\phi_1 = \phi(SE11) - \phi(SE12)$ 、 $\Delta\phi_2 = \phi(SE13) - \phi(SE12)$ 、 $\Delta\phi_3 = \phi(SE14) - \phi(SE12)$ 计算出相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 。那样的话,接收设备 12 担当第一接收设备的角色,而接收设备 11、13、14 构成第二接收设备组。可以设想借助于第一和第二复用器的实现方案,其中第一复用器从信号 SE11-SE14 中选出一个信号、例如 SE14 并且将该信号输出给相位检测器 21-23 的第一信号输入端,而第二复用器从信号 SE11-SE14 中选出其余的 3 个信号、在该例中为 SE11、SE12 和 SE13,并且将这些信号分别转发给第二信号输入端。但是可替代地,也可以设想其它的可能性:将接收设备 11-14 中的任意一个以电路技术的方式确定为第一接收设备,并且将信号 SE11-SE14 相应地传送到相位检测器的第一和第二信号输入端。

[0038] 有利地,为了提高测量精度而使用 4 个以上接收设备。图 3 示出由内窥镜胶囊 10 和 8 个被安置在工作空间 A 区域中的接收设备 11-18 构成的系统。在具体的应用中,工作空间 A 可以是患者体内,其中内窥镜胶囊例如可以位于患者的胃中。附加于图 3 中所示的接收设备 11-18,可以在所示图像平面的前面或后面的图像平面中设置另外的接收设备。有利地,将接收设备布置为使得要利用内窥镜胶囊检查的整个区域被接收器设备的网络包围。

[0039] 运行方式

[0040] 第一和第二实施例的区别在于参考信号 R 的提供。在第一实施例中单独的参考信号源 60 提供参考信号 R, 而在第二实施例中接收设备 11-14 中的任意一个充当参考信号 R 的源。调节设备 70 中运行的用于基于所确定的相位差 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ 、 $\Delta\phi_3$ 来控制内窥镜胶囊 10 的位置 x、y、z 的方法的基本方法步骤对于这两个实施例是相同的。

[0041] 利用图 3 中所示的系统, 7 个相位差 $\Delta\phi_1$ 至 $\Delta\phi_7$ 被确定并且被输送给调节设备 70。在内窥镜胶囊 10 不运动、即相对于接收设备 11-18 静止的情况下, 相位差 $\Delta\phi_1$ 至 $\Delta\phi_7$ 在时间上是恒定的。

[0042] 如果胶囊 10 运动, 则相位差 $\Delta\phi_1$ 至 $\Delta\phi_7$ 中的至少一些在运动期间改变。在此, 一般可以假设: 伴随着胶囊 10 在胶囊 10 与相应接收方向之间的连线方向上的大运动, 相位差发生大的改变。

[0043] 调节设备 70 通过监测输送给该调节设备 70 的相位差 $\Delta\phi_1$ 至 $\Delta\phi_7$ 的时间行为 $\Delta\phi_1(t)$ 至 $\Delta\phi_7(t)$ 来分析所确定的相位差 $\Delta\phi_1$ 至 $\Delta\phi_7$ 。在此, 连续地将瞬时的、即在时刻 t_2 所确定的相位差 $\Delta\phi_1(t_2)$ 至 $\Delta\phi_7(t_2)$ 与之前在时刻 t_1 所确定的相位差 $\Delta\phi_1(t_1)$ 至 $\Delta\phi_7(t_1)$ 相比较 ($t_1 < t_2$)。

[0044] 可替代地, 可以在任意的第一时刻 t_1 存储瞬时的相位差 $\Delta\phi_1(t_1)$ 至 $\Delta\phi_7(t_1)$ 作为参考值。例如如果该系统的操作者已经使内窥镜胶囊 10 进入额定位置 $x(t_1)$ 、 $y(t_1)$ 、 $z(t_1)$, 其中在该位置应拍摄胃内壁的特定区域的一系列图像, 需要胶囊 10 静止。在该时刻 t_1 , 例如通过操作员按下按钮而存储瞬时确定的相位差 $\Delta\phi_1(t_1)$ 至 $\Delta\phi_7(t_1)$ 。在调节设备 70 中, 在之后的第二时刻 t 所确定的相位差 $\Delta\phi_1(t)$ 至 $\Delta\phi_7(t)$ 被连续地与所存储的参考值 $\Delta\phi_1(t_1)$ 至 $\Delta\phi_7(t_1)$ 相比较。

[0045] 在相位差 $\Delta\phi_1$ 至 $\Delta\phi_7$ 中的一个或多个改变的情况下, 由调节设备 70 发起操纵装置 80 的调节。在两个实施例中, 操纵装置 80 优选地是用于无接触地引导内窥镜胶囊 10 的多单线圈装置, 如在 DE 10340925B3 中例如作为“电磁线圈装置”所描述的那样。操纵装置 80 通过相应地有针对性地给单线圈通电而生成一个或多个磁场分量 B_x 、 B_y 、 B_z 和 / 或一个或多个梯度场 $G_{ij} = \partial B_i / \partial j$, 其中 $i, j = x, y, z$, 由此可以通过与胶囊 10 的永磁体的磁偶极矩共同作用来将转矩和 / 或力作用于胶囊 10。根据由调节设备 70 预先给定的调节来建立对单线圈所进行的有针对性的通电以及由此产生的梯度场 G_{ij} 和 / 或磁场分量 B_x 、 B_y 、 B_z 。

[0046] 在此, 该调节通过如下方式进行: 在内窥镜胶囊 10 的位置 x、y、z 改变时——该改变如上面所述与一个或多个相位差的改变相关联, 梯度场 G_{ij} 和 / 或磁场分量 B_x 、 B_y 、 B_z 被调整为使得所生成的力和转矩对所检测到的胶囊运动进行反作用。

[0047] 由于对一个或多个单线圈的通电与可这样生成的转矩和力在绝对值和方向方面的关系是公知的, 因此可以对通过监测相位差所检测的内窥镜胶囊运动进行有针对性的反作用, 所通过的方式是根据所检测的运动方向以及必要时根据所检测的运动幅度来给相应的单线圈通电。关于操纵装置 80 的基本作用方式参阅 DE 103 40 925 B3。根据本发明的装置的操纵装置 80 以类似的方式工作, 但是并不固定于 DE 10340 925 B3 的“电磁线圈装

置”设计,而是也可以包括和 / 或必要时构造更多或更少的单线圈,以便生成与 DE 103 40 925 B3 的操纵装置或“电磁线圈装置”不同的磁自由度数目。

[0048] 因此,由调节设备 70 对操纵设备 80 进行调节的结果是:相位差 $\Delta\varphi_1(t)$ 至 $\Delta\varphi_7(t)$ 在时间上保持恒定,或者瞬时确定的相位差 $\Delta\varphi_1(t)$ 至 $\Delta\varphi_7(t)$ 与所存储的参考值 $\Delta\varphi_1(t_1)$ 至 $\Delta\varphi_7(t_1)$ 一致。因此可以对不期望的内窥镜胶囊运动或者胶囊 10 的位置 x 、 y 、 z 与额定位置 $x(t_1)$ 、 $y(t_1)$ 、 $z(t_1)$ 的偏差进行反作用。

[0049] 另外的实施例

[0050] 图 3 中由箭头所表明的胶囊 10 在 x 方向上的运动反映了鉴于接收设备 12、16 所确定的相位差 $\Delta\varphi_2$ 、 $\Delta\varphi_6$ 的比较大的改变。相反,鉴于接收设备 14、18 所确定的相位差 $\Delta\varphi_4$ 、 $\Delta\varphi_8$ 完全不改变或者仅仅最小地改变。图 4 示出一幅图,在该图中,针对接收设备 11-18 以任意单位绘出相位差 $\Delta\varphi_1$ 至 $\Delta\varphi_7$ 的改变,这些改变可以根据图 3 在胶囊 10 在 x 方向上运动的情况下得出。

[0051] 优选地,在调节设备 70 中分析相位差时仅仅考虑有限数目的相位差、尤其是仅仅按照绝对值来说最大的相位差 $\Delta\varphi_1$ 、 $\Delta\varphi_2$ 、 $\Delta\varphi_3$ 、 $\Delta\varphi_5$ 、 $\Delta\varphi_6$ 、 $\Delta\varphi_7$,而其余的 $\Delta\varphi_4$ 被忽略。可替代地,可以根据相位差的绝对值进行加权。

[0052] 在内窥镜胶囊装备有如摄像机之类的成像系统并且传送视频信号的情况下,可以将为此目的存在于该胶囊中的发送器也用于传送信号 S ,其中通常使用 433MHz 的载波频率。那样的话,可以放弃单独的发送设备或者胶囊中用于传输信号 S 以便进行位置控制的其它附加嵌入式装置。为此可能必须改变胶囊的发送程序,使得以预先给定的间隔中断图像传输并且在几微秒内发送未经调制的用于位置测量的信号。

[0053] 接收设备可以直接地、例如通过粘附到皮肤上被固定在患者或操纵装置 80 上。出于实际原因,例如在 DE 103 40 925 B3 中所述的操纵装置 80 或电磁线圈装置的情况下,圆柱形操纵装置 80 的内部空间中的接收设备被安置在圆柱内壁上。

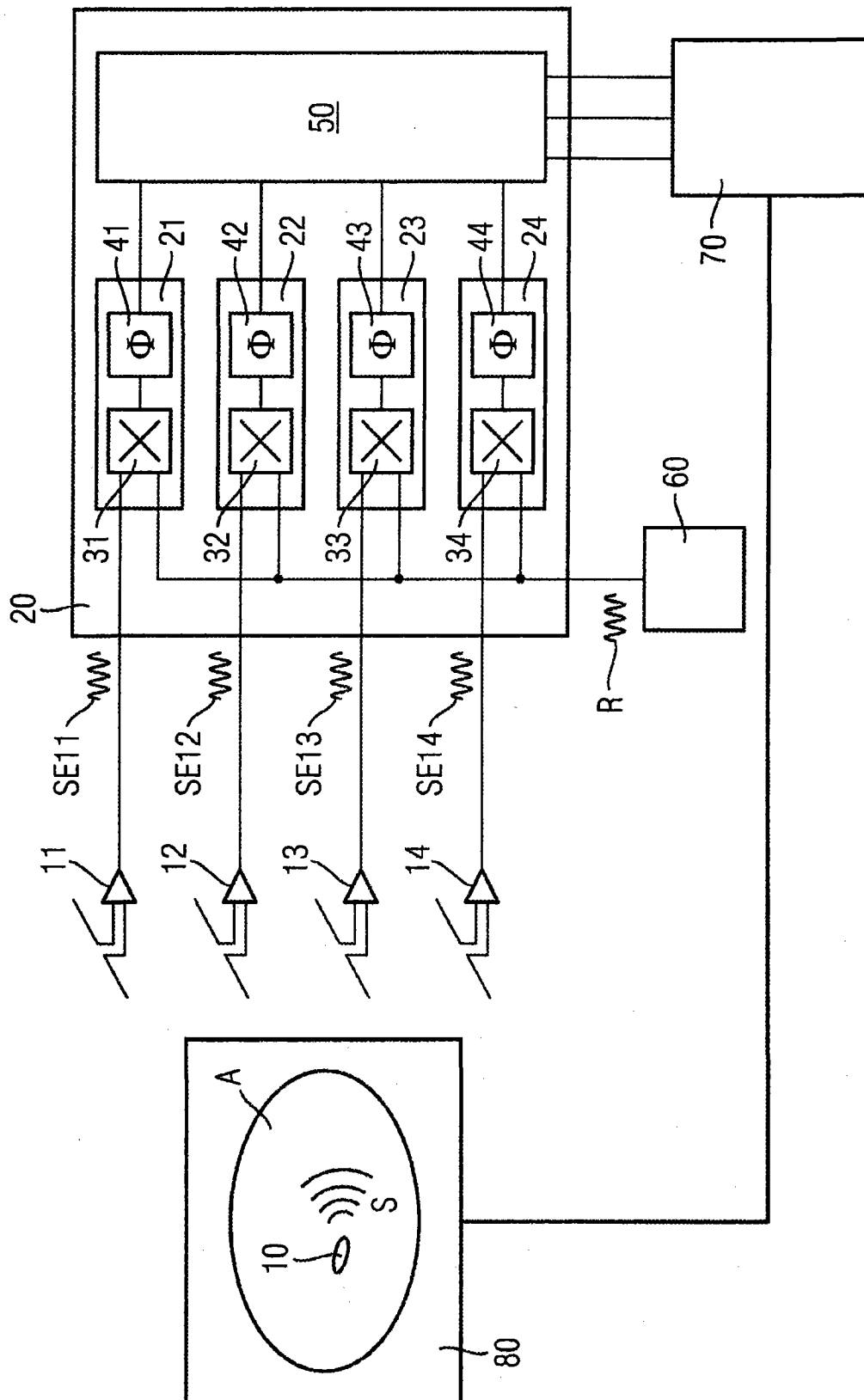


图 1

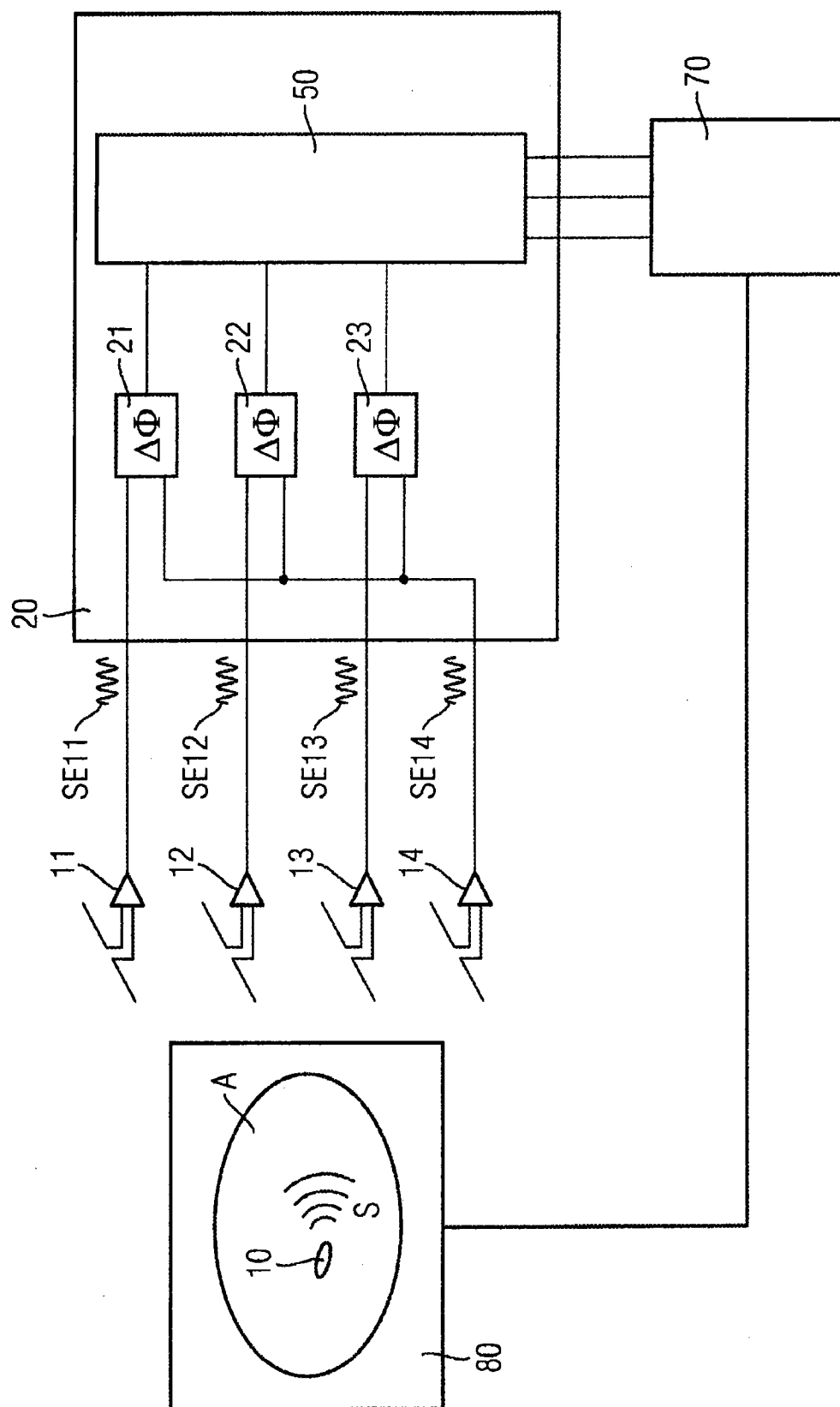


图 2

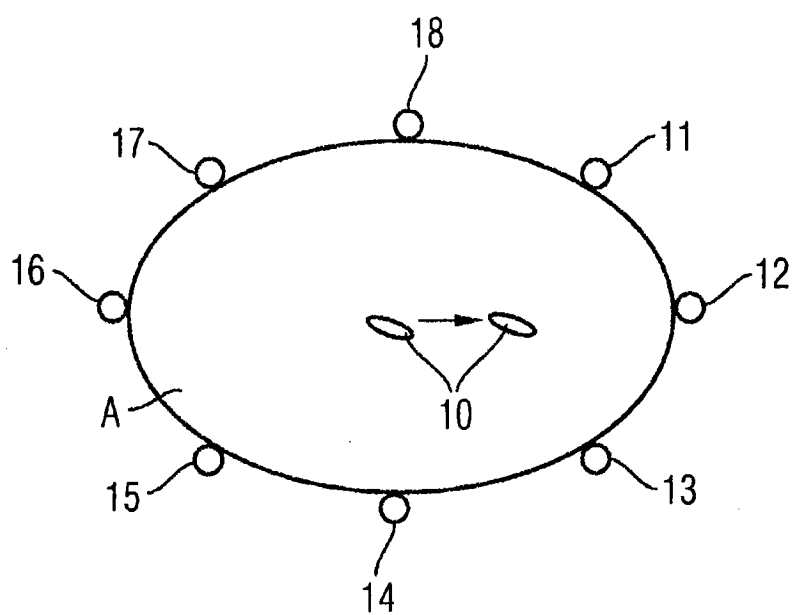


图 3

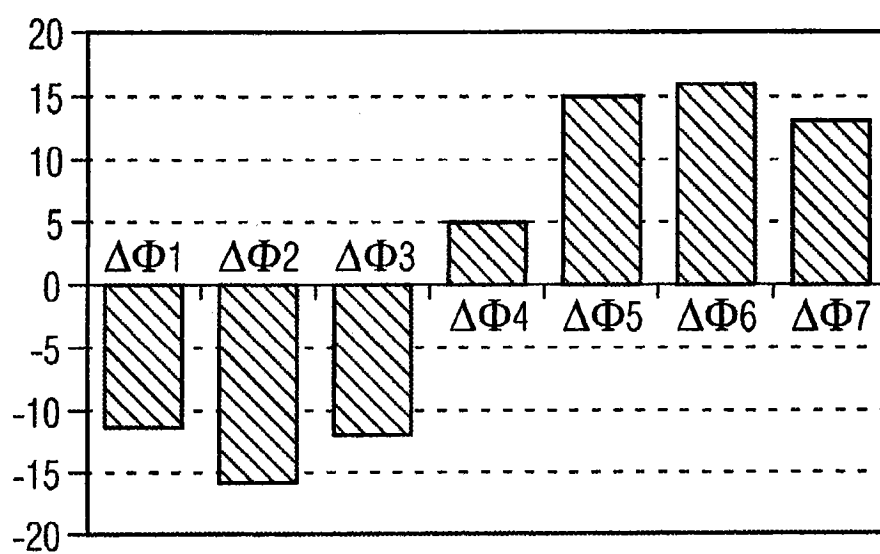


图 4

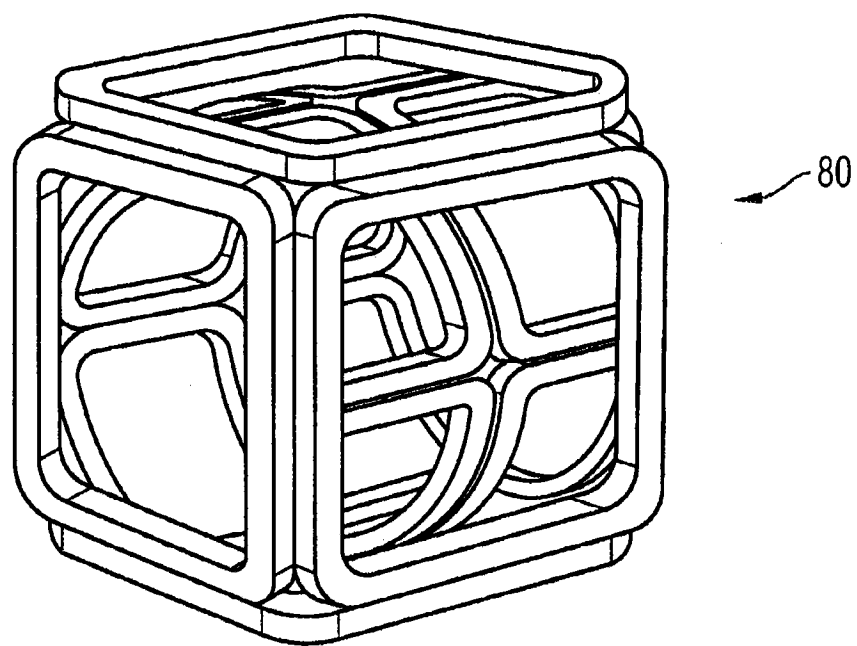


图 5

专利名称(译)	借助于相位差测量对人体中的医疗设备进行位置控制		
公开(公告)号	CN101909519A	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200880123860.7	申请日	2008-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子公司		
[标]发明人	D·迪尔 R·奥佩尔特 J·赖因施克		
发明人	D·迪尔 R·奥佩尔特 J·赖因施克		
IPC分类号	A61B5/06 A61B5/00 A61B1/273 A61B5/07 A61B19/00		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B1/273 A61B5/06 A61B2019/5251 A61B5/073 A61B5/07 A61B2019/2261 A61B2019/5475 A61B1/00016 A61B2019/2253 A61B5/062 A61B34/73 A61B2034/2051 A61B2034/732 A61B2090/3975		
代理人(译)	张涛 李家麟		
优先权	102008003005 2008-01-02 DE		
其他公开文献	CN101909519B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于测量诸如内窥镜胶囊之类的医疗设备的位置改变的装置以及一种使用所述测量来影响所述医疗设备的位置的装置。所述医疗设备发送信号，所述信号被多个空间上分布的接收设备接收。所接收的信号与参考信号之间的相位差的时间行为给出关于所述医疗设备是否已经运动的说明。在检测到运动的情况下，可以由调节设备将操纵装置调节为使得所述操纵装置生成作用于所述医疗设备的反作用于所检测到的运动的力和/或转矩。

