



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102006825 A

(43) 申请公布日 2011.04.06

(21) 申请号 200980113659.5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009.03.25

A61B 5/06 (2006.01)

(30) 优先权数据

102008018723.2 2008.04.14 DE

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.10.14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2009/053536 2009.03.25

(87) PCT申请的公布数据

WO2009/127506 DE 2009.10.22

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 塞巴斯蒂安·施密特

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 李慧

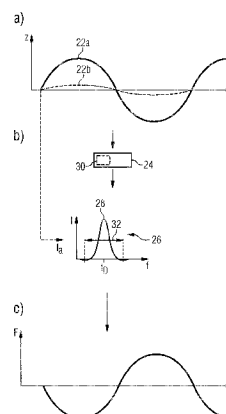
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

控制胶囊内窥镜运动的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种借助一磁系统 (8) 对一胶囊内窥镜 (10) 的运动进行控制的方法, 所述胶囊内窥镜 (10) 位于患者 (2) 中的一中空器官 (4) 内, 包括下列步骤: 在一运动信号 (22a, 22b) 中检测所述胶囊内窥镜 (10) 与时间相关的位置 (z) 的变化情况, 检验所述运动信号 (22a, 22b) 中的一周期性信号分量 (28), 测定所述周期性信号分量 (28) 的频率 (f0), 所述磁系统 (8) 向所述胶囊内窥镜 (10) 施加一个与所述频率 (f0) 同周期且与所述运动信号 (22a, 22b) 方向相反的力 (F)。



1. 一种借助一磁系统 (8) 对一胶囊内窥镜 (10) 的运动进行控制的方法, 其中所述胶囊内窥镜 (10) 位于患者 (2) 的一中空器官 (4) 内, 所述方法包括下列步骤:

在一运动信号 (22a, 22b) 中检测所述胶囊内窥镜 (10) 与时间相关的位置 (z) 的变化情况,

检验所述运动信号 (22a, 22b) 中的一周期性信号分量 (28),

测定所述周期性信号分量 (28) 的频率 (f_0),

所述磁系统 (8) 向所述胶囊内窥镜 (10) 施加一个与所述频率 (f_0) 同周期且与所述运动信号 (22a, 22b) 方向相反的力 (F)。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中,

用采样频率 (f_a) 对所述胶囊内窥镜 (10) 的位置 (z) 进行周期性检测, 以产生所述运动信号 (22a, 22b), 其中, 以至少双倍于所述胶囊内窥镜 (10) 的一预期周期性运动 (28) 频率 (f_0) 的频率来进行这一检测。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中,

借助所述运动信号 (22a, 22b) 的傅里叶变换和 / 或所述运动信号 (22a, 22b) 的频谱来检验所述运动信号 (22a, 22b) 中的所述周期性信号分量 (28)。

4. 根据权利要求 3 所述的方法, 其中,

识别出一局部高于所述频谱和 / 或所述傅里叶变换的频谱的凸起的峰值, 将该峰值作为所述周期性信号分量 (28)。

5. 根据上述任一权利要求所述的方法, 其中,

借助神经网络来检验所述运动信号 (22a, 22b) 中的所述周期性信号分量 (28)。

6. 根据上述任一权利要求所述的方法, 其中,

仅在一预定频率范围 (32) 内检验所述运动信号 (22a, 22b) 中的一周期性信号分量 (28)。

7. 根据权利要求 6 所述的方法, 其中,

所述频率范围 (32) 选定为所述磁系统 (8) 的固有频率。

控制胶囊内窥镜运动的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种控制胶囊内窥镜运动的方法。

背景技术

[0002] 无创或微创医疗措施在医疗技术中越来越重要。“医疗措施”在此可理解为各种医疗项目的上位概念，如诊断（例如视诊或活检）或治疗（例如针对性给药或安放钳夹或支架）。“患者”指的是接受医疗措施处理的人或动物。无创和微创医疗措施特别适合在患者体内，尤其是中空器官（如整个胃肠道）内实施。

[0003] 为此，DE 10142253C1 公开了一种胶囊内窥镜，由外部磁场来控制其在患者体内进行无线导航（也就是运动）。该胶囊内窥镜是一种几何尺寸与待检中空器官匹配的胶囊，可持久稳定存在于中空器官内，即不会溶解，还配有一或多个内置式仪器，例如摄像机、活检钳或储药舱。

[0004] DE 10340925B3 公开的则是一种相应可为上述内窥镜胶囊产生磁场的电磁线圈系统。所用的磁场由一个围绕患者布置的磁系统或线圈系统产生，这个系统由多个（例如十四个）单个电磁线圈构成。磁系统所产生的磁场在固定于胶囊内部的磁性元件上产生一个平移力或转矩，借此使胶囊在患者体内运动。也就是说，在患者体内施加力使胶囊运动是有针对性的，以非接触方式进行，可从体外对其进行操控。

[0005] 使用上述系统对患者胃部进行这种检查（即所谓的可控式胶囊内窥镜检查）时，胶囊通常是漂浮在液体表面。这个液面会在外部因素（例如患者的心跳、呼吸或生理蠕动）影响下发生运动。液面形成表面波，这些表面波被中空器官（如胃部）的壁面反射，达到一定波长时，会迅速产生表面驻波。这些表面波将胶囊捕获，使其至少垂直于平均表面上下运动。换言之，胶囊在液体表面颠簸。使胶囊发生这种运动的频率通常只有几赫兹。胶囊的这种运动（即颠簸）对检查诊断质量会产生不利影响。举例而言，胶囊所记录的视频不稳定。

[0006] 一般由上述磁系统来控制胶囊的运动。为此需要通过位置识别系统来识别胶囊的位置、与时间相关的位置变化或者说运动。此外还需要从外部（例如由负责治疗的医生）规定胶囊在患者体内的标定位置。借助反馈机构在磁系统中自动产生相应磁场，以便在胶囊实际位置与规定的标定位置之间存在偏差时，产生合适的磁场来将胶囊送到标定位置或稳定保持在标定位置上。

[0007] 这种方案适合用来对胶囊的任何一种非周期性或者相当缓慢的运动进行控制，例如使胶囊目的明确地穿过患者身体或者将其保持在患者体内的指定位置上。这种用于控制胶囊运动的已知系统或方法的缺点在于，上述位置识别系统和磁系统具有惯性。就上文中所描述的胶囊在液体表面颠簸这一情况而言，在最糟糕的情况下，该反馈调节机构的延时正好是表面波所引起的胶囊运动周期的一半。因此，因惯性而延时产生的磁场以及作用在胶囊上的力不但不能用以对抗胶囊的运动，反而会因谐振效应强化胶囊的这种运动。这样就无法使胶囊保持稳定或者说为其减振。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种控制胶囊内窥镜运动的改进方法。

[0009] 这个目的通过一种控制胶囊内窥镜运动的方法而达成,其中,所述胶囊内窥镜位于患者的中空器官内,所述胶囊内窥镜的运动借助一磁系统而实现。本发明的方法包括下列步骤:检测一运动信号,该运动信号反映了所述胶囊内窥镜与时间相关的位置变化情况。检验所述检测到的运动信号中的周期性信号分量。如果发现了周期性信号分量,就测定其频率。随后由所述磁系统向所述胶囊内窥镜施加一个力,这个力与刚测定的周期性信号分量的频率同周期,并且与所述运动信号的方向相反。

[0010] 换言之,本发明是通过检测周期性信号分量来识别胶囊内窥镜的周期性振动或运动。为了补偿或减弱这种周期性振动或运动,需要借助磁系统在胶囊内窥镜上产生一个合适的周期性反作用力,这个反作用力可有效减弱胶囊的振动。也就是产生一个与胶囊在振动过程中的运动方向相反的力。

[0011] 通过应用本发明的方法,可有效减弱磁导航胶囊内窥镜的周期性(即近似单频率的)振动。在此过程中,当然也可叠加复数个单频分量以形成复合周期性振动。其结果是胶囊的运动总体上受到削弱,即状态更稳定,如果是利用胶囊内窥镜成像,就会得到更稳定、质量更好的图像或动态图像。

[0012] 相比现有技术中的已知方法,本发明的优点在于可以检测胶囊运动的周期,并相应地在磁系统中周期性地产生磁场。通过适当的相移,可将整个导航系统至少相对于周期性分量而言的惯性或者说位置识别与磁场产生之间相应的延迟时间考虑在这个周期内。这里从一定程度上利用了这样一个优势,即当胶囊发生周期性振动时,至少就这个运动分量而言,胶囊未来的运动或运动分量是可预测的,因而相应可以借助磁场系统来产生用以减振的预计磁场或预计反作用力。

[0013] 对给定患者进行指定检查时,根据从以往胶囊内窥镜应用中获得的信息或经验值只能估计到胶囊周期性运动的某些最高频率。根据本发明的一种优选实施方式,此时可通过对胶囊位置进行周期性检测或采样来检测所述运动信号,其中,以至少双倍于胶囊周期性运动预计最高频率的频率来进行采样。这是符合数字采样定理的处理方式,这样在测定胶囊位置变化时不会产生误差。

[0014] 根据另一有利实施方式,借助所述运动信号的傅里叶变换和/或所述运动信号的频谱来检验所述运动信号中的周期性信号分量。这种方法可以特别方便地将典型的周期性信号分量和非周期性信号分量予以区分并加以测定。

[0015] 根据另一有利实施方式,识别周期性信号分量的特别简单的方法是找寻或测定局部高于所述运动信号的频谱和/或所述傅里叶变换的频谱的凸起的峰值。这种峰值例如是频谱图中的一个凸起部分,根据公知准则,它是典型地局部高于剩余频谱的凸起。

[0016] 作为上述方法的替代或补充方案,本发明的另一有利实施方式是借助神经网络来检验所述运动信号中的周期性信号分量。为此需要针对相关任务(即识别胶囊内窥镜运动信号中的周期性信号分量)对一神经网络进行专门训练。作为替代或补充方案,也可以在周期性信号分量已知的情况下,利用该神经网络来测定合适的相关减振信号,即需要由磁系统产生的、与周期性运动信号方向相反的力的时间特性。

[0017] 根据另一有利实施方式,仅在一可预定的频率范围内检验所述运动信号中的周期性信号分量。换言之这里认为,在某些频率范围内,胶囊内窥镜不会发生周期性振动。因此也就不必检验这些频率范围内是否会出现周期性信号分量。借此可加快在可预定频率范围内的相应找寻速度。

[0018] 根据另一优选实施方式,上述频率范围可选定为所述磁系统的固有频率。这种固有频率例如是与所述磁系统在位置检测和磁场产生之间的惯性或延迟时间相符的固有频率,或者是所述磁系统有可能引起胶囊内窥镜谐振的其他典型固有频率。换言之,所述方法的这种方案是目的明确地对已知的系统诱发振动频率或根据经验值判断经常出现的其他典型振动频率进行观测,以便对其采取相应的应对措施。如果采用傅里叶变换的频谱,这就意味着,检测周期性信号分量时只是对傅里叶变换的频谱的某些范围进行检验或观测。

[0019] 下文将借助附图所示实施例对本发明予以进一步说明。

附图说明

[0020] 图 1 为患者接受胶囊内窥镜检查时的局部示意图;

[0021] 图 2a) 为图 1 所示胶囊内窥镜与时间相关的位置曲线图;

[0022] 图 2b) 为图 2a) 所示信号的频谱;以及

[0023] 图 2c) 为图 1 所示磁系统所产生的反作用力的时间特性曲线。

具体实施方式

[0024] 图 1 是一患者 2 (即该患者大约注满一半液体 6 的胃部 4) 的局部示意图。患者 2 正在接受胶囊内窥镜检查,在此过程中,该患者被置于一个此处象征性地用两个电磁线圈加以表示的电磁线圈系统 8 中。开始胶囊内窥镜检查之前,需要给患者 2 喂以胶囊内窥镜 10,图中胶囊内窥镜 10 已位于胃部 4 内。受各种因素(例如患者 2 的心跳、呼吸或生理蠕动)影响,胃部 4 中的液体 6 发生运动,并在其表面 12 形成波 14。在波 14 的作用下,漂浮在表面 12 的胶囊内窥镜 10 开始在胃部 4 内沿双向箭头 16 所示的方向上下运动。也就是说,这是一种沿电磁线圈系统 8 的坐标系 18 的 z 轴进行的运动。

[0025] 电磁线圈系统 8 包括一个用于确定胶囊内窥镜 10 在坐标系 18 中的位置的定位装置 20。这个定位装置的其中一项功能是测定胶囊内窥镜与 z 轴相关的当前位置 z 。位置 z 被传输到控制与分析单元 24 上,并在此处作为运动信号 22a 被绘制成以时间为横坐标的曲线图。

[0026] 图 2a 是胶囊内窥镜 10 的位置 z 以时间 t 为横坐标的曲线图,在此为运动信号 22a。控制与分析单元 24 对运动信号 22a 进行处理并确定其如图 2b 所示的频谱 26。其中的 I 是总信号在频率 f 上各频率分量的强度。由于运动信号 22a 以恒定频率 f_0 近似正弦曲线延伸,且胶囊内窥镜 10 在其他情况下不会在胃部 4 中进行额外的叠加运动,频谱 26 在频率 f_0 处形成峰值 28。因此在频谱 26 中,峰值 28 构成运动信号 22a 中的周期性信号分量。

[0027] 控制与分析单元 24 借助频谱 26 识别到胶囊内窥镜 10 正以频率 f_0 进行周期性运动,于是在电磁线圈系统 8 中产生相应的磁场,借此在胶囊内窥镜 10 上产生一个力 F ,这个力在任何一个时间点 t 上都与胶囊内窥镜 10 的当前运动(可从运动信号 22a 中获知)方向相反。

[0028] 图 3 是所产生的力 F 以时间 t 为横坐标的时间特性曲线。力 F 可极大削弱胶囊内窥镜 10 在双向箭头 16 所示方向上的运动, 自此产生胶囊内窥镜 10 如图 2a 中用虚线表示的运动信号 22b。

[0029] 也就是说, 通过上述方法几乎可以消除胶囊内窥镜 10 以频率 f_0 进行的周期性运动分量, 也就是, 使胶囊内窥镜 10 在坐标系 18 的 z 向上在胃部 4 中几乎保持位置固定。这可以极大地改善胶囊内窥镜 10 的功能, 举例而言, 如果胶囊内窥镜提供胃部 4 的内部视频图像, 那么这个视频图像从运动信号 22a 看极其不稳定, 从运动信号 22b 看则几乎是静止不动的。

[0030] 根据一种替代实施方式, 控制与分析单元 24 可包含一神经网络 30, 以便完成上述信号处理和产生力这两项任务。

[0031] 根据一种替代实施方式, 通过以采样频率 f_a 对运动信号 22a 进行采样来测定频谱 26。就图 1 所示的检查情形而言, 此处已知的是, 胶囊内窥镜 10 的最大振动频率是频率 f_0 。因此根据采样定理, 采样频率 f_a 可选定为 $f_a \geq 2f_0$ 。

[0032] 根据另一替代实施方式, 控制与分析单元 24 仅检验频率范围 32 内是否会出现周期性信号分量, 因为根据经验值判断, 电磁线圈系统 8 不会在频谱 26 的剩余频率范围内产生周期性信号分量。因为, 在剩余频率范围内胶囊振动是不会发生的。

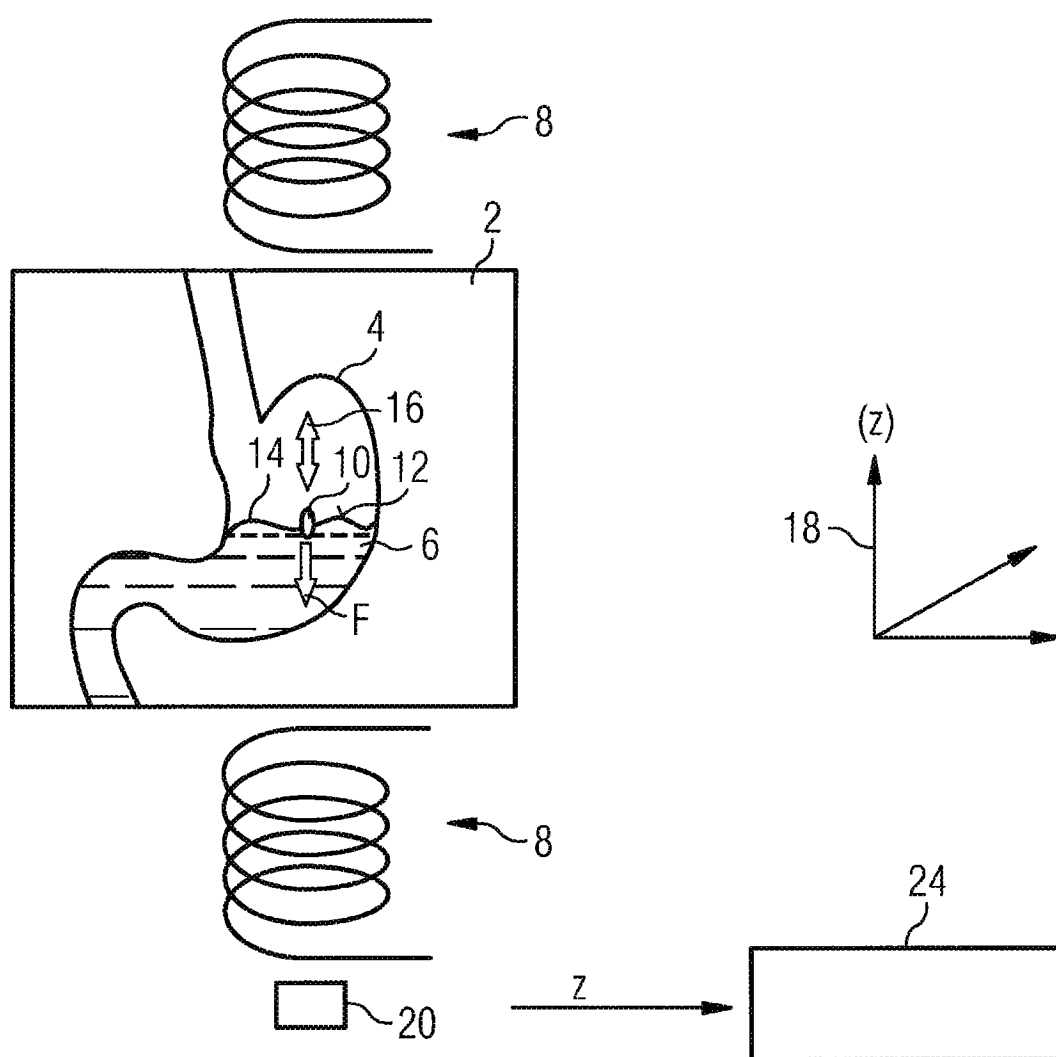


图 1

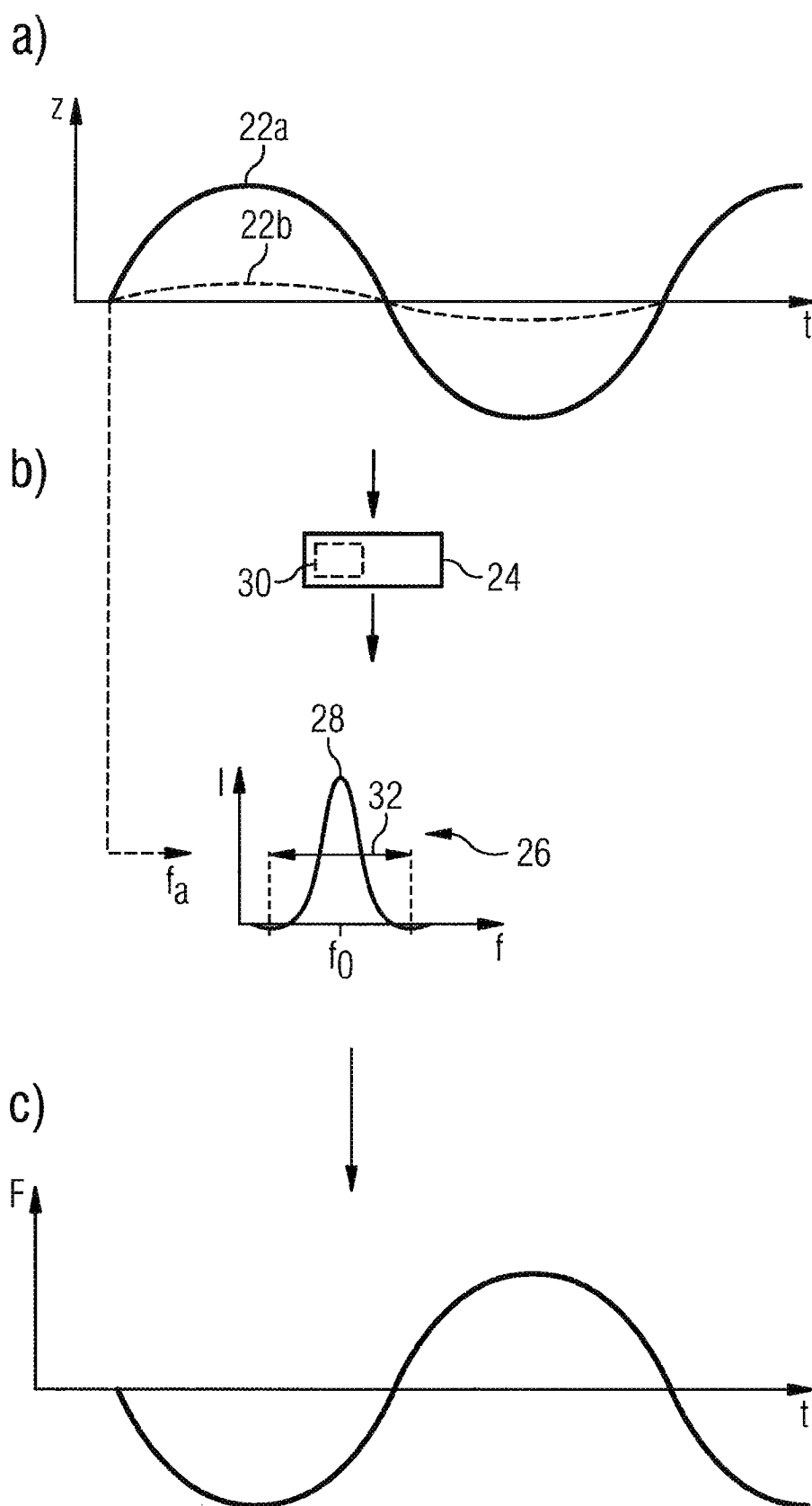


图 2

专利名称(译)	控制胶囊内窥镜运动的方法		
公开(公告)号	CN102006825A	公开(公告)日	2011-04-06
申请号	CN200980113659.5	申请日	2009-03-25
[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	塞巴斯蒂安·施密特		
发明人	塞巴斯蒂安·施密特		
IPC分类号	A61B5/06		
CPC分类号	A61B1/04 A61B5/06 A61B1/041 A61B2019/2253 A61B2019/2261 A61B5/062 A61B1/00158 A61B34/73 A61B2034/732		
代理人(译)	李慧		
优先权	102008018723 2008-04-14 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种借助一磁系统(8)对一胶囊内窥镜(10)的运动进行控制的方法,所述胶囊内窥镜(10)位于患者(2)中的一中空器官(4)内,包括下列步骤:在一运动信号(22a, 22b)中检测所述胶囊内窥镜(10)与时间相关的位置(z)的变化情况,检验所述运动信号(22a, 22b)中的一周期性信号分量(28),测定所述周期性信号分量(28)的频率(f₀),所述磁系统(8)向所述胶囊内窥镜(10)施加一个与所述频率(f₀)同周期且与所述运动信号(22a, 22b)方向相反的力(F)。

