



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102307536 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 22

(21) 申请号 200980156172. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 12. 09

A61B 19/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

102009007513. 5 2009. 02. 05 DE

(56) 对比文件

WO 2008/062594 A1, 2008. 05. 29, 全文.

WO 2009/001666 A1, 2008. 12. 31, 全文.

CN 101351148 A, 2009. 01. 21, 全文.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 08. 05

审查员 李澍歆

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2009/066754 2009. 12. 09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/088991 DE 2010. 08. 12

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 J. 赖因施克

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 臧永杰 李家麟

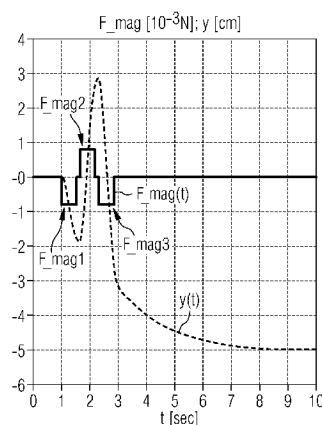
权利要求书1页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

从液体表面分离内窥镜胶囊

(57) 摘要

本发明涉及用于使以磁的方式引导的内窥镜胶囊(20)与水表面(31)分离的方法和装置,其目的是,在使用尽可能小的磁力的情况下将胶囊完全浸没在水(30)中并且在此与水表面分离。在此由励磁线圈系统(40)自动在胶囊上产生短时间力曲线($F_{\text{mag}}(t)$),该短时间力曲线包括一个或多个力脉冲。认为该胶囊在力曲线开始时在水表面处漂浮,则应用产生奇数个具有箱形轮廓的力脉冲的力曲线,其中每个奇数力脉冲引起内窥镜胶囊至少部分地浸入液体中并且每个偶数力脉冲引起内窥镜胶囊至少部分地从液体中露出。



1. 用于利用内窥镜胶囊 (20) 与液体 (30) 的表面 (31) 的分离来使在所述液体 (30) 的所述表面 (31) 处漂浮的内窥镜胶囊 (20) 完全浸没到所述液体 (30) 中的装置, 其中所述内窥镜胶囊 (20) 具有带有磁偶极矩的固定地集成的磁性元件 (21), 所述装置具有:

- 用于产生用于以磁的方式引导所述内窥镜胶囊 (20) 的磁场和 / 或磁梯度场的励磁线圈系统 (40),

- 具有用于控制所述励磁线圈系统 (40) 的单线圈 (41) 的电流供给的硬件和软件技术装置的驱动单元 (42),

其中

- 所述驱动单元 (42) 中的所述软件技术装置用于控制所述励磁线圈系统 (40) 的单线圈 (41) 的电流供给。

2. 如权利要求 1 所述的用于利用内窥镜胶囊 (20) 与液体 (30) 的表面 (31) 的分离来使在所述液体 (30) 的所述表面 (31) 处漂浮的内窥镜胶囊 (20) 完全浸没到所述液体 (30) 中的装置, 其特征在于, 所述软件包含胶囊运动模型, 利用该胶囊运动模型从所述内窥镜胶囊 (20) 的定义的初始状态出发以及根据借助所述励磁线圈系统 (40) 在所述内窥镜胶囊 (20) 上产生的磁力能够测定, 所述内窥镜胶囊 (20) 是否恰好位于所述液体 (30) 的表面 (31) 处或者所述内窥镜胶囊 (20) 是否完全浸没。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的用于利用内窥镜胶囊 (20) 与液体 (30) 的表面 (31) 的分离来使在所述液体 (30) 的所述表面 (31) 处漂浮的内窥镜胶囊 (20) 完全浸没到所述液体 (30) 中的装置, 其特征在于, 设置连接到所述驱动单元 (42) 上的输入单元 (44), 利用所述输入单元 (44), 操作员能够手动地预先确定所述内窥镜胶囊 (20) 是否恰好位于所述液体 (30) 的表面 (31) 处或者所述内窥镜胶囊 (20) 是否完全浸没。

从液体表面分离内窥镜胶囊

技术领域

[0001] 本发明涉及用于从水表面分离以磁的方式引导的内窥镜胶囊 (Endoskopiekapsel) 的方法和装置, 其目的是, 在使用尽可能小的磁力的情况下将胶囊完全浸没在水中并且在此与水表面分离。

背景技术

[0002] 内窥镜胶囊的使用在医学中得到越来越广的应用, 用于诊断或者用于处理患者内部。内窥镜胶囊此外还能够包含例如用于活组织检查或者用于将药物引入体内的医疗仪器和 / 或给出图像的系统, 例如摄像机。内窥镜胶囊具有与胶囊固定 (fest) 连接的、具有磁偶极矩的磁性元件, 所述磁偶极矩例如能够源自安装在胶囊中固定安装的永磁体。基于该磁偶极矩, 能够如例如在 DE 10 2008 004 871 中所述的那样借助调动装置 (Manövrier Vorrichtung) 以任意方式调动或者导航胶囊。

[0003] DE 10 2008 004 871 描述了由多个单线圈构成的励磁线圈系统用以导航内窥镜胶囊、视频胶囊或者其他的探针。在下文中只是仍一般性地称为“内窥镜胶囊”或者简称为“胶囊”, 其中这个概念概括了内窥镜胶囊、视频胶囊和其他的探针。在胶囊中固定地安装磁性元件 (例如永磁体或者铁磁体), 使得能够借助励磁线圈系统以任意的方式调动所述胶囊。励磁线圈系统产生沿笛卡尔坐标系的轴 x, y, z 的磁场分量 B_x, B_y, B_z 以及能够实现对内窥镜胶囊的无接触引导的磁性梯度场。

[0004] 在此情况下充分利用, 在不存在显著的磁反力的情况下, 磁性元件 (即具有磁偶极矩 $\vec{m}$ 的主体) 平行于由沿着笛卡尔坐标系的轴方向的磁场分量 B_x, B_y, B_z 组成的磁场 $\vec{B}$ 的方向取向。由于该磁性元件固定地与内窥镜胶囊连接, 所以胶囊的定向可能会受到影响。附加地, 以由磁梯度场 $\partial B_x / \partial x$ 等等触发的方式, 具有包含梯度场的梯度矩阵 $\underline{G}$ 的力 $\vec{F} = \underline{G} \cdot \vec{m}$ 根据下式对磁偶极矩 $\vec{m}$ 起作用:

$$[0005] \quad \vec{F} = \underline{G} \cdot \vec{m} = \begin{pmatrix} \partial B_x / \partial x & \partial B_x / \partial y & \partial B_x / \partial z \\ \partial B_y / \partial x & \partial B_y / \partial y & \partial B_y / \partial z \\ \partial B_z / \partial x & \partial B_z / \partial y & \partial B_z / \partial z \end{pmatrix} \cdot \vec{m}.$$

[0006] 梯度矩阵 $\underline{G}$ 基于麦克斯韦方程 $\text{rot } \vec{B} = 0$ 和 $\text{div } \vec{B} = 0$ 是对称的且是无迹的, 也就是说, 该梯度矩阵以 $\partial B_x / \partial y (= \partial B_y / \partial x)$, $\partial B_x / \partial z (= \partial B_z / \partial x)$, $\partial B_y / \partial z (= \partial B_z / \partial y)$ 和三个对角线元素中的两个 (例如 $\partial B_x / \partial x$ 和 $\partial B_y / \partial y$) 包含五个独立的梯度场。

[0007] 通过有针对性地驱动励磁线圈布置的单线圈, 能够以任意方式调节磁场 $\vec{B}$ 和矩阵 $\underline{G}$ 的一个或多个梯度场。因而, 一方面可能的是, 使磁性元件和 / 或 (bzw.) 胶囊旋转并且因此以任意的方式在励磁线圈系统内的工作空间 A 中取向。另一方面可能的是, 将力 $\vec{F}$ 施加在磁性元件上, 以便除了旋转之外还平移地移动所述磁性元件。

[0008] 为了借助由励磁线圈系统产生的各种场更详细地阐述胶囊导航,尤其是参阅 DE 10 2008 004 871。

[0009] 磁胶囊内窥镜(Kapselendoskopie)的特殊应用是所谓的胃筛查(Screening),所述胃筛查包括例如在 US 2007/0221233 A1 中描述的对胃的检查。在胃筛查时,用水部分地填充胃并且胶囊和/或集成在胶囊中的摄像机(其光轴通常沿着胶囊纵轴的方向定向并且其通常在胶囊端部之一处装入该胶囊中)应该对胃粘膜进行远距离拍摄以及近距离拍摄。在远距离拍摄时,胶囊通常在水表面处漂浮,其中两个通常为半球状的胶囊端部之一部分地凸出水表面。对于近距离拍摄,该胶囊典型地完全浸入水中。为了从远距离拍摄转变为近距离拍摄,该胶囊必须因而与水表面分离,对此必须基于水的表面张力将大约 2mN 数量级的磁力应用在胶囊上。该分离力明显大于磁力,其中需要所述磁力,以便将胶囊缓慢地(即在以 0-5mm/sec 的速度进行胃筛查的情况下)或者在水表面处以两维运动或者以完全浸入水中的方式三维地运动。典型地,这里需要数量级大约为 0.2mN 至 0.3mN 的力,其中对于完全浸入水中的胶囊的垂直运动,这仅在胶囊的平均密度几乎与水的密度相同时才适用。

[0010] 所施加的磁力与励磁线圈系统的单线圈中的线圈电流成比例。为了对胶囊产生完全浸没所需要的磁力,据此,励磁线圈中需要明显超出胶囊的正常导航所需的电流和/或(bzw.)安匝数的线圈电流和/或安匝数。相应于此,需要能够产生较高电流的昂贵功率放大器以及相应更有效的冷却系统。

[0011] 减小表面张力的影响的可能性在于,这样摆动在水表面处漂浮的胶囊,使得从水表面凸出的端部用水弄湿。在弄湿之后,胶囊的表现就像完全侵入的胶囊,该胶囊将在水表面之下悬浮,即,不再需要特别的分离力来使胶囊下沉。然而,在摆动时,胶囊的视角和/或由摄像机描绘的区域不可避免地被改变。因而,胃粘膜上的要更近地观察的目标区域(其例如借助远距离拍摄来识别)在摆动时通常离开摄像机的视场。在能够把更近的检查继续进行之前,该目标区域于是才必须再次被寻找,这在胶囊摄像机的图像重复率比较小的情况下以及在胃中的光学条件下可能是相当耗费时间的。

发明内容

[0012] 因此,本发明的任务是,说明用于使内窥镜胶囊完全浸没在液体表面之下的方法和装置。

[0013] 该任务通过在独立权利要求中说明的发明来解决。有利的扩展方案在从属权利要求中得出。

[0014] 在根据本发明的解决方案中,优化由励磁线圈系统在胶囊上和/或在其磁矩上产生的力的时间曲线。在此情况下,由励磁线圈系统根据本发明产生具有在内窥镜胶囊上的至少一个力脉冲的短时间力曲线,其中,所产生的力的方向基本上垂直于液体的表面。

[0015] 在有利的扩展方案中,通过最大可能箱形、斜坡状、三角形或者样条状的时间特性表征力脉冲,其中概念“箱形”、“斜坡状”、“三角形”以及“样条状”涉及所产生的力的时间特性。轮廓的特定造型,尤其是箱形的力脉冲具有如下优点,利用其仅仅必须应用比较小的磁力以便完全浸没。

[0016] 在根据本发明的方法的一个扩展方案中,在胶囊上产生奇数个力脉冲,其中每个奇数力脉冲的力的方向指向液体,使得引起内窥镜胶囊至少部分地侵入液体中,而每个偶

数力脉冲的力的方向从液体中指出,使得引起内窥镜胶囊至少部分地从液体中露出。

[0017] 在一个替代扩展方案中,产生偶数个力脉冲,其中每个奇数力脉冲的力的方向从液体中指出,使得引起内窥镜胶囊至少部分地从液体中露出,而每个偶数力脉冲的力的方向指向液体,使得引起内窥镜胶囊至少部分地侵入液体中。

[0018] 不仅具有奇数个力脉冲的扩展方案而且具有偶数个力脉冲的替代方案都被证明是有利的,原因在于用于浸没所需要的力脉冲的幅度数值相对于仅具有一个力脉冲的方法明显更小。

[0019] 有利地,使力脉冲的幅度数值和力脉冲的时间特性与弹簧质量系统的振荡谐振协调,其中弹簧质量系统的弹簧部分通过围绕该胶囊的液体的表面张力来确定,并且质量部分由内窥镜胶囊的质量以及围绕内窥镜胶囊的与内窥镜胶囊一起运动的液体部分的质量组成。由此实现,能够优化该力脉冲,使得一方面确保完全浸没,并且另一方面仅仅必须应用为了向励磁线圈系统的线圈供电所需的最小电流,该系统的超尺寸因此是多余的。

[0020] 根据表征内窥镜胶囊的参数(尤其是几何形状,表面特性和胶囊纵轴相对于水表面的取向)以及根据表征液体的参数(尤其是温度、化学成分、纯度以及粘性)来预先计算该短时间力曲线,使得内窥镜胶囊在短时间力曲线的产生结束后完全浸没并且将近(knapp)在液体表面之下处于悬浮状态。

[0021] 有利地,该短时间力曲线在通过操作员触发之后自动产生。通过此来确保,尤其是正确地调节该力曲线的力的数值并且对胶囊起作用的力准时被切断,使得胶囊在表面之下发生悬浮并且例如不撞击相对的胃内壁。

[0022] 此外,在一个特别的实施形式中,自动地(尤其通过胶囊运动模型)来测定,该内窥镜胶囊是否恰好位于液体的表面处或者该内窥镜胶囊是否完全浸没。操作员也能够手动地预先确定,该内窥镜胶囊是否恰好位于液体的表面处或者该内窥镜胶囊是否完全浸没。当该内窥镜胶囊已经完全浸没时该短时间力曲线不能够被产生。该实施形式提供了提高的安全性的优点。此外,该短时间力曲线(其与在液体表面处的胶囊的机械谐振协调(abgestimmt))的应用恰恰仅在该胶囊位于液体表面处时才是有意义的。否则,该力曲线可能引起不受控制的直至无规律的胶囊运动。不能排除,该胶囊非故意地例如撞击胃内壁和/或不受控制地离开借助远距离拍摄选出的胶囊位置。

[0023] 根据本发明的用于实施用于利用将内窥镜胶囊与液体的表面分离来使在液体表面处漂浮的内窥镜胶囊完全浸没到液体中的方法的装置包括用于产生磁场和/或磁梯度场用以以磁的方式引导内窥镜胶囊的励磁线圈系统和驱动单元。该内窥镜胶囊具有固定地集成的、具有磁偶极矩的磁性元件。用于控制励磁线圈系统的单线圈的电流供给的导航软件在驱动单元中,和用于控制励磁线圈系统的单线圈的电流供给的另外的软件被实现,其中该另外的软件实施根据本发明的方法。

[0024] 有利地,该另外的软件包括胶囊运动模型,利用该胶囊运动模型从内窥镜胶囊的定义的初始状态出发并且根据借助该励磁线圈系统在内窥镜胶囊上产生的磁力能够测定,内窥镜胶囊是否恰好位于液体表面处或者内窥镜胶囊是否完全浸没。

[0025] 替代地或者附加地,该驱动单元具有输入装置,利用该输入装置操作员可以手动地预先确定,内窥镜胶囊是否恰好位于液体表面处或者内窥镜胶囊是否完全浸没。

[0026] 完全浸没的特征在于,该胶囊应该浸入其下的水表面在该胶囊之上封闭(über

der Kapsel schließt)。

附图说明

[0027] 根据在下文中描述的实施例以及借助附图得到本发明的其他优点、特征和细节。

[0028] 在此：

[0029] 图 1A 示出放置在励磁线圈布置中的患者的胃的未按正确比例的视图的截面图，

[0030] 图 1B 示出用于执行根据本发明的方法的合适的励磁线圈布置的视图，

[0031] 图 2A 示出对胶囊位置与短斜坡状力脉冲形式的第一力曲线的依赖性的仿真的结果，

[0032] 图 2B 示出对胶囊位置与具有与第一力曲线相同的长度和形状但具有稍微更加陡峭的斜坡的第二力曲线的依赖性的仿真的结果，

[0033] 图 2C 示出对胶囊位置与具有箱形力脉冲的第三力曲线的依赖性的仿真的结果，

[0034] 图 2D 示出对胶囊位置与具有三个箱形力脉冲的第四力曲线的依赖性的仿真的结果。

具体实施方式

[0035] 图 1A 以未按正确比例的示图示出患者 1 的胃 10。在胃 10 中为了执行胃筛查而存在具有永磁体 21 的内窥镜胶囊 20。胃 10 部分地用水 30 填充，并且内窥镜胶囊 20 在水表面 31 处漂浮。内窥镜胶囊 20 的纵轴在图 1A 中沿 y 方向定向。内窥镜胶囊 20 的纵轴和 y 方向不必一致，而是能够彼此成直至大约 70° 的角度。y 方向在下文中定义为如下方向，即该方向垂直于水表面 31。在此正 y 方向从水 30 中向外定向。沿负 y 方向的运动因此意味着内窥镜胶囊 20 的浸入或浸没，而胶囊 20 沿正 y 方向的运动等于露出。

[0036] 该患者 1 躺在患者病床 50 上以便检查并且位于具有多个单线圈 41 的励磁线圈系统 40 内，为了清楚起见在图 1B 中仅其中一个设有附图标记。励磁线圈系统 40 也包括未示出的功率放大器。能够将如例如在 DE 10 2008 004 871 或者在 DE 103 40 925 B3 中描述的线圈系统用作励磁线圈系统 40。在图 1B 中示范性地示出具有十个单线圈 41 的励磁线圈系统 40 的一个可能的实施形式，该实施方式尤其适合用于在患者 1 的胃 10 中导航内窥镜胶囊 20。

[0037] 将励磁线圈系统 40 用于通过产生磁场 $\vec{B}$ 的分量 B_x 、 B_y 、 B_z 和 / 或梯度矩阵 $\vec{G}$ 的梯度场而在内窥镜胶囊 20 的磁性元件 21 上产生转矩和 / 或力 F_{mag} 。由于该磁性元件 21 固定地与胶囊 20 连接，因此得到，所产生的力也直接对内窥镜胶囊 20 起作用。

[0038] 对于在下文中用 F_{mag} 以及诸如此类表示的磁力因此是指在内窥镜胶囊 20 的磁性元件 21 与梯度矩阵 $\vec{G}$ 的通过励磁线圈系统 40 产生的梯度场之间的相互作用中对内窥镜胶囊 20 起作用的力。

[0039] 如已经提及的一样，为了精确地阐述励磁线圈系统 40 与永磁体 21 和 / 或其磁偶极矩之间的相互作用参阅 DE 10 2008 004 871。

[0040] 为了控制励磁线圈系统 40，设置驱动单元 42，在驱动单元 42 中借助相应的导航软件控制单线圈 41 的电流供给以便产生磁场和梯度场。例如，励磁线圈系统 40 的操作员能够手动地借助操作单元 43（例如操纵杆）来影响磁场和梯度场的产生，使得根据操纵杆 43

的偏转方向来产生沿确定空间方向的场,其中所产生的场的数值能够取决于操纵杆 43 的偏转幅度。

[0041] 在内窥镜胶囊 20 中集成摄像机 20,摄像机 20 的光轴沿胶囊 20 的纵轴方向定向。利用摄像机 20 首先进行胃粘膜 11 的远距离拍摄,其中发现异常 12,例如溃疡。为了能够更精确地检查异常 12,必须进行近距离拍摄,为此,必须沿负 y 方向更靠近异常 12 地运动内窥镜胶囊并且最终完全浸没内窥镜胶囊。

[0042] 原则上,为了完全浸没以及为了与此相联系地使内窥镜胶囊 20 与水表面 31 分离,要注意的是,可以将分离过程考虑为动态进程。认为具有质量 M 的胶囊 20 首先在水表面 31 处漂浮并且现在利用励磁线圈系统 40 沿负 y 方向对胶囊 20 施加磁力 F_{mag} ,因此胶囊 20 的运动强烈地取决于所施加力 F_{mag} 的时间曲线。如果 F_{mag} 太小,则胶囊 20 和围绕胶囊 20 的水表面 31 虽然部分地 (in Stück) 向下下沉,但未发生胶囊 20 与表面 31 的分离以及完全浸没。相反地,胶囊 20 与在胶囊 20 周围的水表面 31 又向上荡回。在力作用不充分的情况下,胶囊 20 与周围的水一起运动,如阻尼振荡器或者如具有弹簧常数 k_{surf} , 阻尼 $k_{fric} + k_{fricW}$ 以及质量 $M+m$ 的阻尼弹簧质量系统,其中 k_{fric} 是胶囊的摩擦系数,和 k_{fricW} 是周围的水的摩擦系数,其中 M 是胶囊的质量,和 m 是一起运动的水的质量。弹簧质量系统的弹簧部分通过围绕胶囊 20 的液体的表面张力来确定,而质量部分由内窥镜胶囊 20 的质量 M 以及围绕内窥镜胶囊 20、与内窥镜胶囊一起运动的液体部分的质量 m 组成。

[0043] 只有当胶囊 20 和水表面 31 向下的偏转 (Auslenkung) 超出临界值时,到水表面中的能量输入才足够大,使得在水边缘与胶囊 20 分离之后,水表面能够在胶囊之上封闭。在该分离过程之后,该胶囊 20 在水中象具有质量 M 和液压摩擦系数 k_{fric} 的单一主体一样运动。

[0044] 图 2A 示出对沿 y 方向的胶囊位置 $y(t)$ 与施加在胶囊上的力 F_{mag} 的依赖性的仿真的结果。力曲线 $F_{mag}(t)$ 和 / 或力 F_{mag} 的时间曲线 $F_{mag}(t)$ 的特征在于该力的数值 $|F_{mag}(t)|$ 以斜坡方式逐渐地上升直至最大值 1.6mN 并且随后下降到零。力 F_{mag} 在此沿负 y 方向起作用。同样根据时间 t 在图 2A 中示出沿 y 方向的胶囊位置 $y(t)$ 。该仿真示出如下情况,其中该力 F_{mag} 不足以将胶囊 20 与水表面分离。胶囊 20 虽然浸入,但在力 F_{mag} 切断之后胶囊 20 进行沿 y 方向的振荡运动,以便最终又在水表面 31 处达到静止。

[0045] 图 2B 示出了力 F_{mag} 的基本上与图 2A 中相同的时间曲线。力数值的斜坡状上升然而比在图 2A 中的略微更陡峭,使得力 F_{mag} 的数值的最大值也比在图 2A 的情况中略微更大,即,大于 1.6mN。在这种情况下,出现胶囊 20 与水表面 31 的分离以及出现完全浸没,即,水表面在胶囊之上封闭。该胶囊 20 因此浸没并且由于摩擦而在确定的深度停止。

[0046] 在图 2C 中示出另外的仿真的结果,其中所产生的磁力 F_{mag} 的时间曲线有所改变。替代斜坡状上升,此处产生具有箱形轮廓和 / 或箱形时间曲线的力脉冲 $F_{mag}(t)$,该力脉冲 $F_{mag}(t)$ 沿负 y 方向起作用。

[0047] 在理想的箱形力脉冲中,所产生的力在第一时间点跳跃地从通常位于零水平的第一数值上升到第二数值 (该第二数值然后保持一定的时间间隔),以及在第二时间点该力又跳跃地回落到第一数值。

[0048] 该力的时间特性然而直接取决于流经励磁线圈系统 40 的单线圈的电流的时间特性。这些线圈电流的时间特性可能由于线圈的电感以及由于（未示出的）功率放大器的受技术条件限制的电压（其为线圈供电）而是近似箱形的，因而所产生的力的时间特性也只能是近似箱形的。在此，“近似”箱形力脉冲的特征在于：a) 在尽可能短的时间内实现该力从第一数值到第二数值的上升以及线圈电流的相应上升，以及

[0049] b) 力平稳状态和 / 或者相应的电流平稳状态对于是上升时间的多倍的时间间隔被保持在第二数值的水平上。

[0050] 如果下文中提到箱形力或者电流脉冲，则分别指的是近似箱形脉冲。否则称为理想的箱形脉冲。该近似箱形脉冲在技术上通常如此实现，使得在考虑给定技术前提条件的情况下实现从第一力数值到第二力数值的最小可能上升时间。该技术事实在此情况下包括功率放大器的功率参数以及励磁线圈的特征，尤其是其电感。

[0051] 对于形成图 2C 和 2D 的图表的基础的仿真，考虑理想的箱形力脉冲。

[0052] 图 2C 示出，利用箱形力脉冲 F_{mag} 完全浸没以及与水表面的分离已经在 $|F_{mag}| = 1.2mN$ 的力数值时是可能的。在这种情况下胶囊 20 也完全浸没并且由于摩擦而在确定的深度停止。

[0053] 所需的力幅度的进一步减小能够通过如下方式来实现：接连产生多个箱形力脉冲，其中尤其奇数个力脉冲是有利的。这些力脉冲在其时间曲线方面与已经提到的由胶囊以及在胶囊与水表面分离之前周围的水组成的阻尼弹簧质量系统的振荡谐振相协调。尤其是，在此使力脉冲的幅度的数值和力脉冲的时间特性与该振荡谐振相协调。

[0054] 在此，每个奇数力脉冲的力的方向（即，第一、第三、第五等等力脉冲的力的方向）指向负 y 方向和 / 或者指向液体。因此，奇数力脉冲引起内窥镜胶囊浸入液体中。而每个偶数力脉冲的力的方向（即，第二、第四等等力脉冲的力的方向）从液体中指出。因而，偶数力脉冲引起内窥镜胶囊从液体中露出。

[0055] 就此而论，图 2D 示出具有时间力曲线的仿真的结果，其中产生三个相继的力脉冲 F_{mag1} 、 F_{mag2} 和 F_{mag3} 。奇数力脉冲 F_{mag1} 和 F_{mag3} 的方向指向液体，而偶数力脉冲 F_{mag2} 沿相反的、正 y 方向的方向起作用。同样示出沿 y 方向的胶囊位置的时间曲线 $y(t)$ 。该第一力脉冲 F_{mag1} 引起内窥镜胶囊浸入液体中，但还未完全浸没。该第二力脉冲 F_{mag2} 沿相反的方向起作用并且引起胶囊从液体中露出，而第三力脉冲 F_{mag3} 最终实现内窥镜胶囊完全浸没在液体的表面以下。由于在第三力脉冲 F_{mag3} 结束后不再有力施加在胶囊上，所以胶囊不是不受控制地进一步下沉，而是通过与液体的摩擦而被制动并且最终将近在表面之下停止。

[0056] 为了能够实现内窥镜胶囊完全浸没所需的力脉冲 F_{mag1} 至 F_{mag3} 和 / 或力数值 $|F_{mag1}|$ 至 $|F_{mag3}|$ 的平稳状态 (Plateau) 这里仅处于 0.8mN。

[0057] 该仿真表明，斜坡状的、相对缓慢的力增大（如其在图 2A 和 2B 中示出的一样）导致 $F_{mag}(t)$ 的最大值中 $|F_{mag}| > 1.6mN$ 的比较高的力需求。对于如图 2C 中的单独的箱形力脉冲，当力脉冲的数值处于至少 1.2mN 时，在此外相同的条件下就已经能够实现胶囊与水表面的分离以及完全浸没。在三个相继的力脉冲的序列中，分别仅为 0.8mN 的数值就已经足够。

[0058] 在该方法的现实应用中应注意：虽然所产生的力 F_{mag} 恰好足够用于将胶囊 20 与水表面 31 分离，但是应该避免胶囊 20 的除此之外进行的有可能不受控制的向下运动。在理想情况下，内窥镜胶囊 20 应该在分离之后立即在水表面 31 之下悬浮并且尤其是不冲击例如位于胶囊 20 之下的胃粘膜 11。这样的预先规定在手动控制胶囊 20 的情况下（其中例如借助由手操作的操纵杆产生对于用于产生期望的磁场和梯度场的励磁线圈系统 40 的单线圈的电流供给的预先规定）只能困难地实现，原因在于典型地必须以大约 0.1sec 的时间精度切断用于分离胶囊 20 的磁力 F_{mag} ，以便避免在水表面 31 之下不受控制的运动。此外，所需的力曲线取决于在与液体表面分离之前以及期间胶囊纵轴与 y 方向成什么角度。有利地，由此，浸没胶囊 20 的进程，即力曲线 F_{mag} 或者力曲线 F_{mag1} 、 F_{mag2} 、 F_{mag3} 的计算和产生自动地执行，而操作员不必操纵地干预。该自动进程在与励磁线圈系统 40 相连接的控制单元中实现并且因此能够产生所需的力曲线。在此尤其提供，使用励磁线圈系统 40 的已经存在的驱动单元 42 作为控制单元并且在驱动单元 42 中实现该自动进程。有效地，将必要的操作员干预限制于其触发浸没的自动进程，例如，其方式是他操作驱动单元 42 的相应的按钮等等。

[0059] 在操作按钮之后并且认为内窥镜胶囊 20 在该时间点位于水表面 31 处，通过驱动单元 42 产生短时间力曲线 $F_{mag}(t)$ ，其引起胶囊 20 完全浸没在水表面 31 之下并且随后接近在水表面 31 之下保持在悬浮状态。相应于由操作员期望的额定力的力曲线与能够包括在图 2B 至 2D 中示出的力曲线之一的该短时间力曲线相关联，其中该额定力由操作员借助如上所述的操作单元 43 预先给出的并且能够实现胶囊 20 在水下的期望的导航。例如，在根据图 1A 检查的情况下提供，将胶囊 20 进一步沿 y 方向运动，以便能够产生异常 12 的近距离拍摄。

[0060] 相对于胶囊的正常导航，该短时间力曲线的特征此外在于，能够产生较高的磁力，其中最大为 0.2mN 至 0.3mN 的磁力典型地足够了。由此避免在正常手动导航中用太强的力对胶囊加载以及胶囊运动太快。

[0061] 为了控制励磁线圈系统 40，已经引入了驱动单元 42。该驱动单元 42 能够附加地用于测定该内窥镜胶囊 20 是否恰好位于水表面 31 处或者胶囊 20 是否完全浸没。对此在驱动单元 42 中实现相应的软件。

[0062] 在驱动单元 42 中的软件中，例如存放有胶囊 20 的简单运动模型，利用该简单运动模型认为胶囊 20 的初始位置是已知的，胶囊位置能够根据在胶囊 20 上施加的力来计算。借助胶囊 20 的定义的初始状态（其包括胶囊 20 的初始位置和初始取向），以及在使用例如由操纵杆 43 收到的控制指令，即操纵杆 43 的偏转的方向和幅度的情况下，该运动模型测定该胶囊相对于初始位置的大概 y 位置并且尤其测定该胶囊 20 是否在水表面 31 处漂浮。在此自起始时间点起考虑在胶囊上起作用的磁力的整个时间曲线。典型地，在筛查流程开始时该胶囊将在水表面处或者以磁的方式向那里运动。对于这种运动模型的实现有利的是，对于在一定的时期内操作员没有通过操纵杆 43 或者通过其它的操作单元（例如键盘）进行输入的情况，自动地转换到驱动单元 42 的运行模式，其中将内窥镜胶囊 20 拉向水表面 31。于是能够可靠地认为该胶囊 20 位于表面 31 处，使得达到定义的状态“内窥镜胶囊在水表面处漂浮”。

[0063] 替代地或者附加地，通过图形用户界面 (GUI) 向操作员显示，该胶囊 20 恰好处于

何种状态和 / 或初始状态,也就是说,具体地,胶囊 20 是否在水表面 31 处漂浮或者它是否完全浸没。该操作员能够借助相应的输入单元 44 例如利用按键或者脚踏开关在需要时手动地改变胶囊 20 的在软件中接受的并且在 GUI 处显示的状态。如果在 GUI 处例如显示,该胶囊 20 完全浸没,但操作员肯定该胶囊 20 漂浮,则该操作员能够借助操作输入单元 44 来校正胶囊 20 的在软件中接受的状态并且因而确定该运动模型的适合的起始状态。

[0064] 上述力脉冲具有斜坡状或者箱形轮廓和 / 或时间特性。自然也可想到的是例如具有对称或非对称三角形轮廓或者正弦形或者余弦形轮廓的力脉冲。该力脉冲也能够以样条状,即如线性样条或者更高阶样条那样形成。其它轮廓形状同样是可能的,然而箱形轮廓具有如下优点,所需的最大力和 / 或所需的最大电流低于在非箱形轮廓情况下。

[0065] 为了计算具有如下意图的各个力脉冲:完全浸没胶囊并且将近在表面之下停止,该力曲线首先例如被定义为 3 个近似箱形力脉冲的序列,其中所有三个脉冲都具有相同的时间长度和幅度。据此,仍有两个可自由选择的参数要确定,即,单脉冲的长度和幅度。该确定最好根据实验来进行,而且根据对在确定的检查中实际应使用的那个胶囊特定的几何形状和表面材料。在确定参数时,必要时,与在水中和 / 或在水表面处胶囊取向的依赖关系也将起作用。只要不使用添加剂(例如发泡剂),水的影响(例如与温度和可能的污染有关)大概可能小。

[0066] 根据实验确定的力曲线存放在驱动单元 42 的软件中,例如,以“查找表(Look-up-Table)”的形式,其包含明确地表征力曲线的参数。

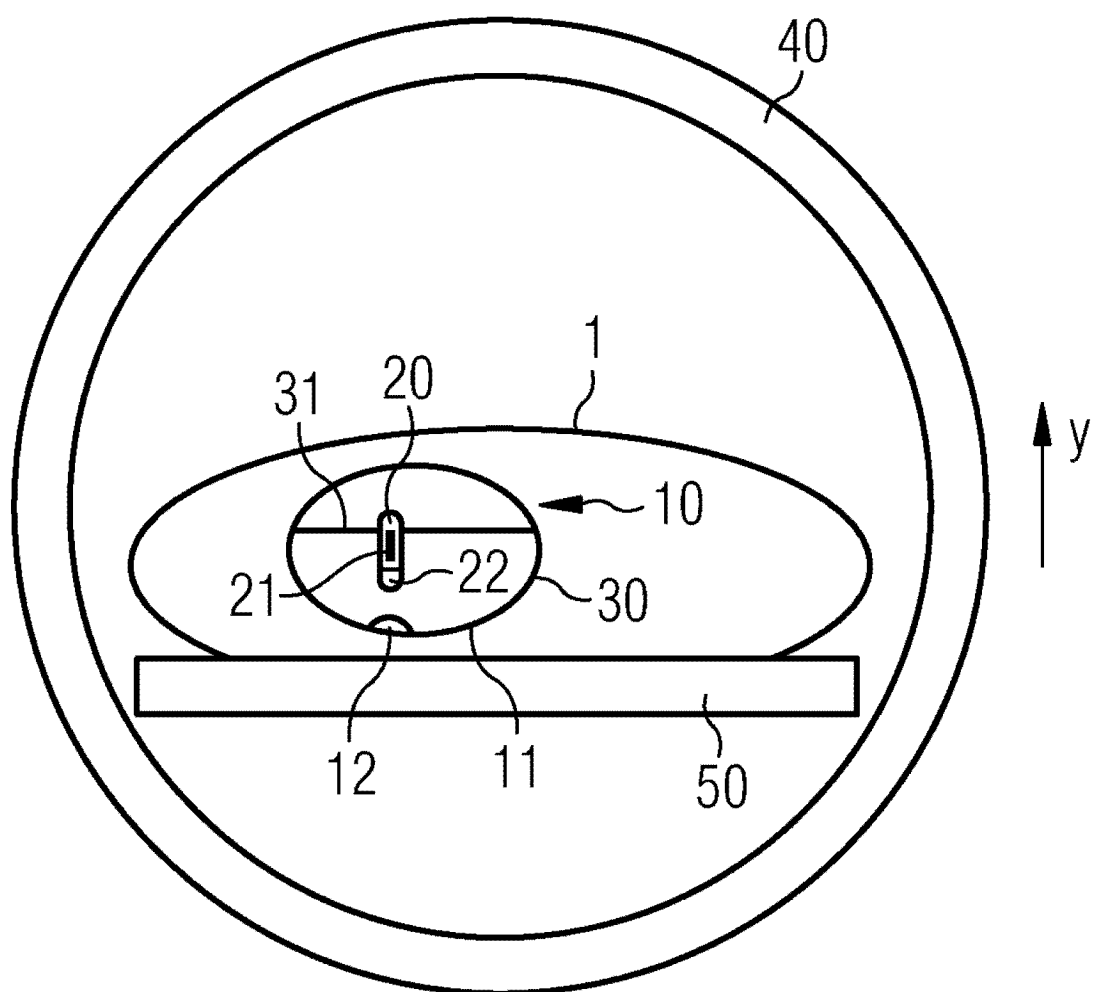


图 1A

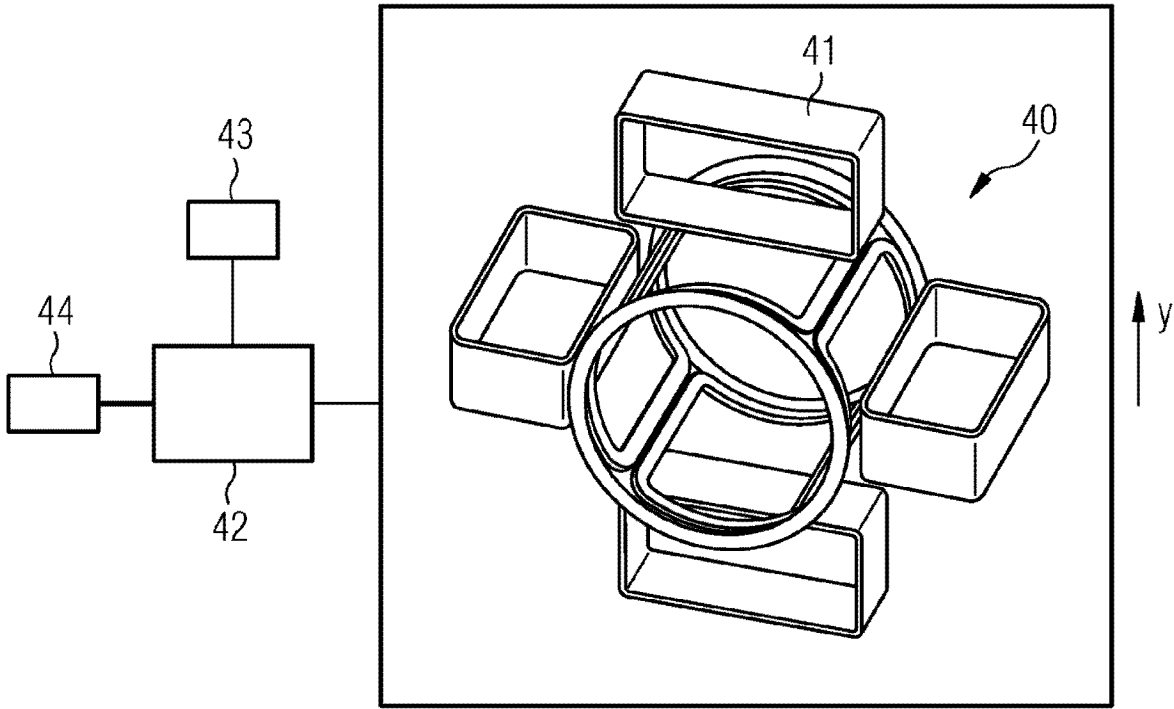


图 1B

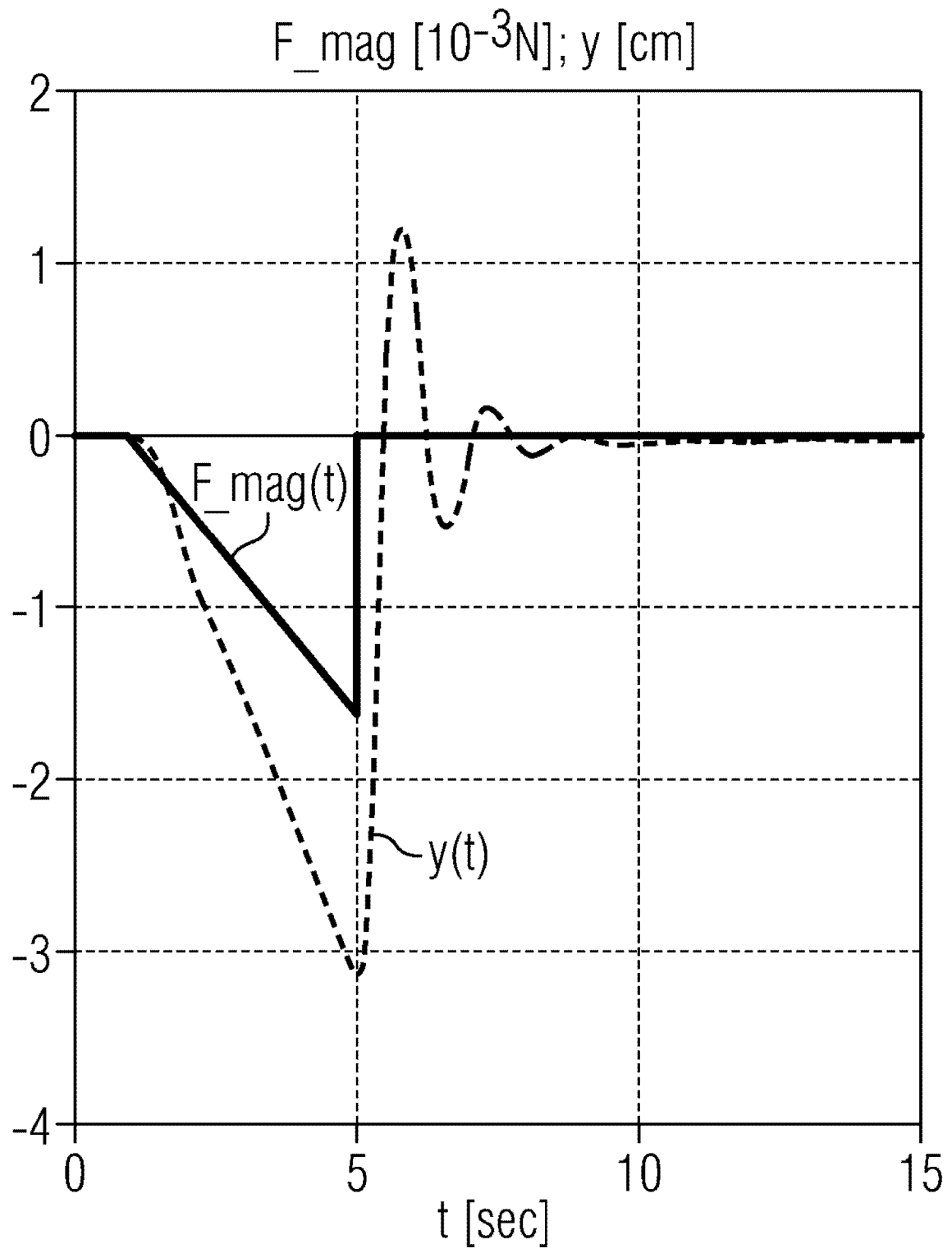


图 2A

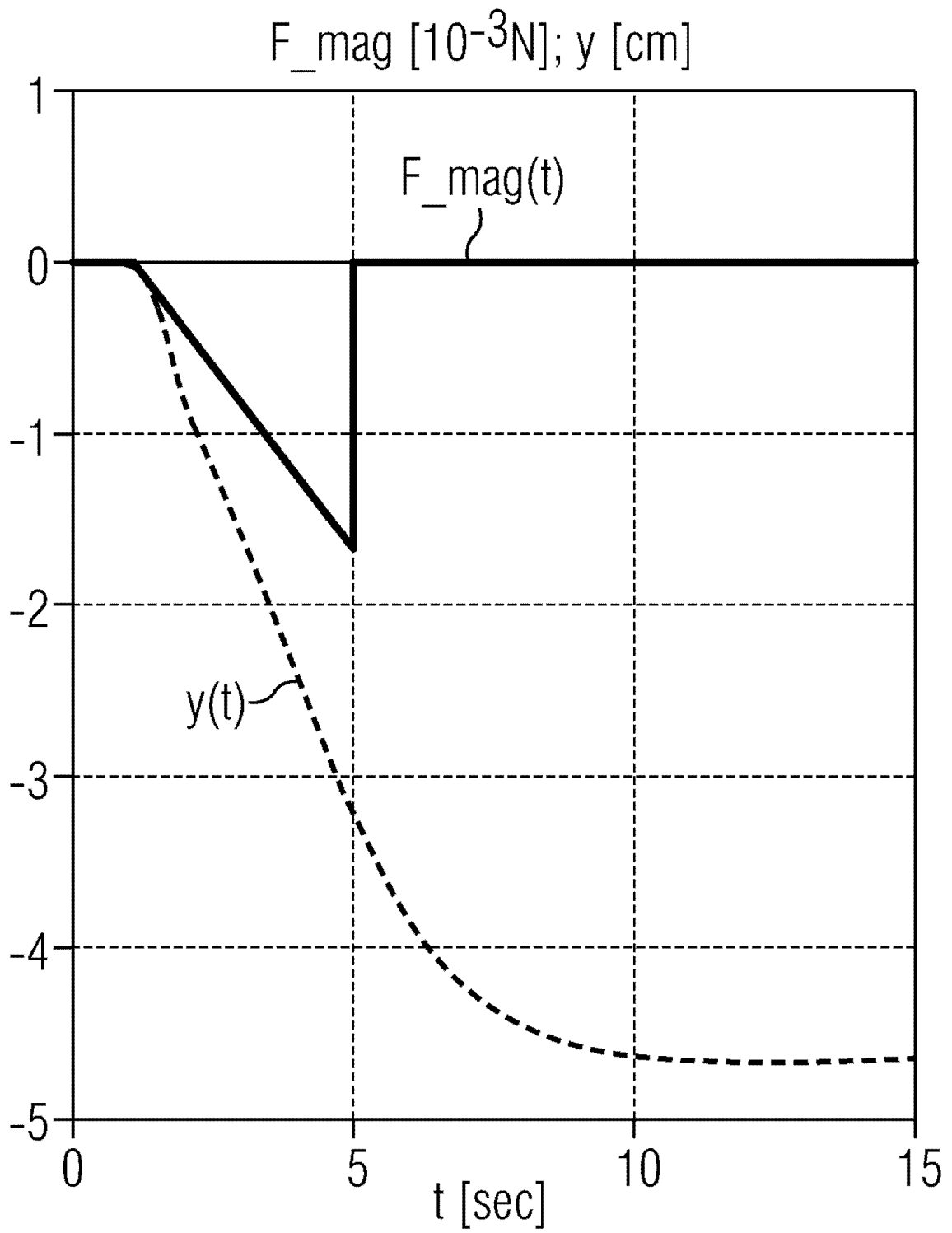


图 2B

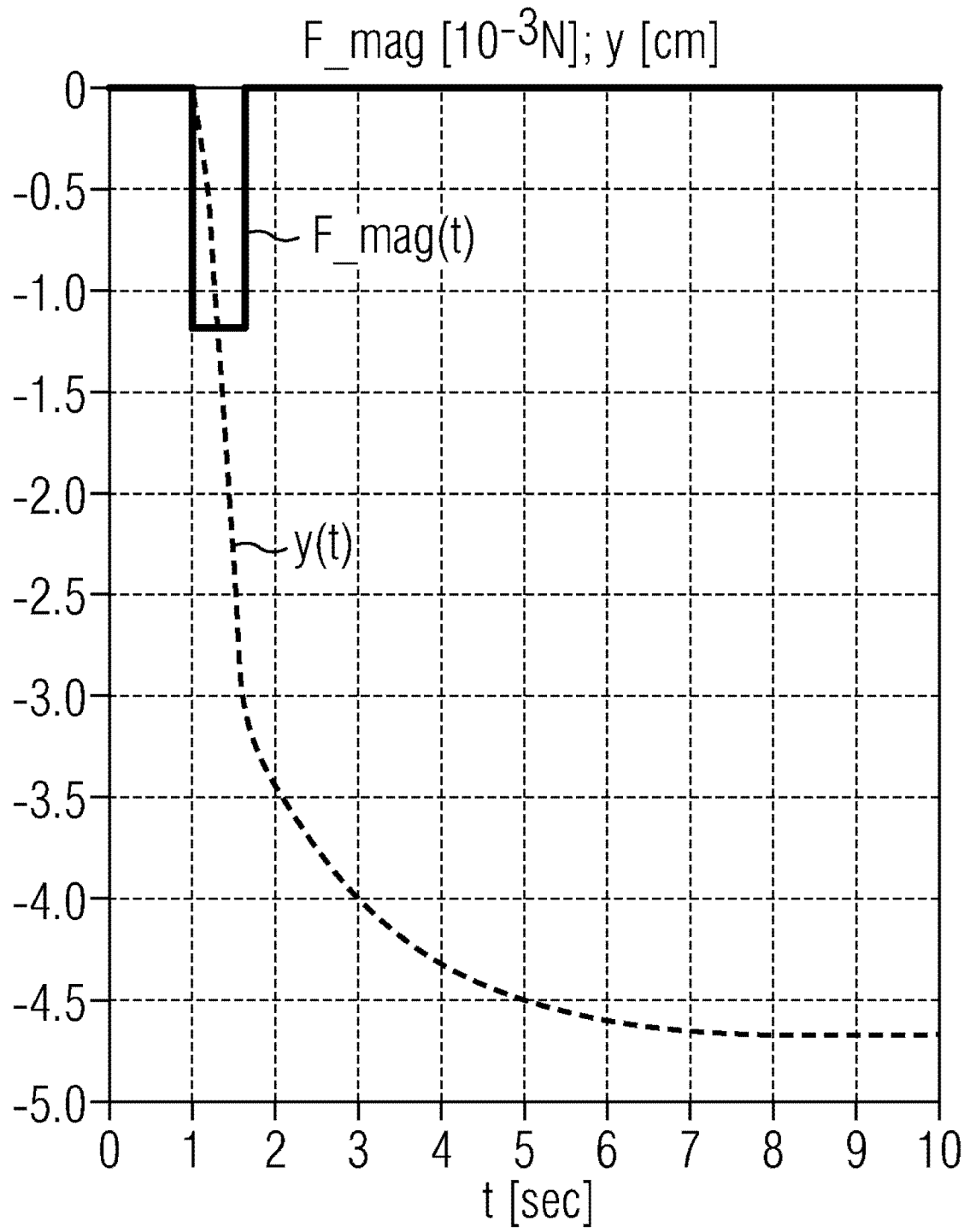


图 2C

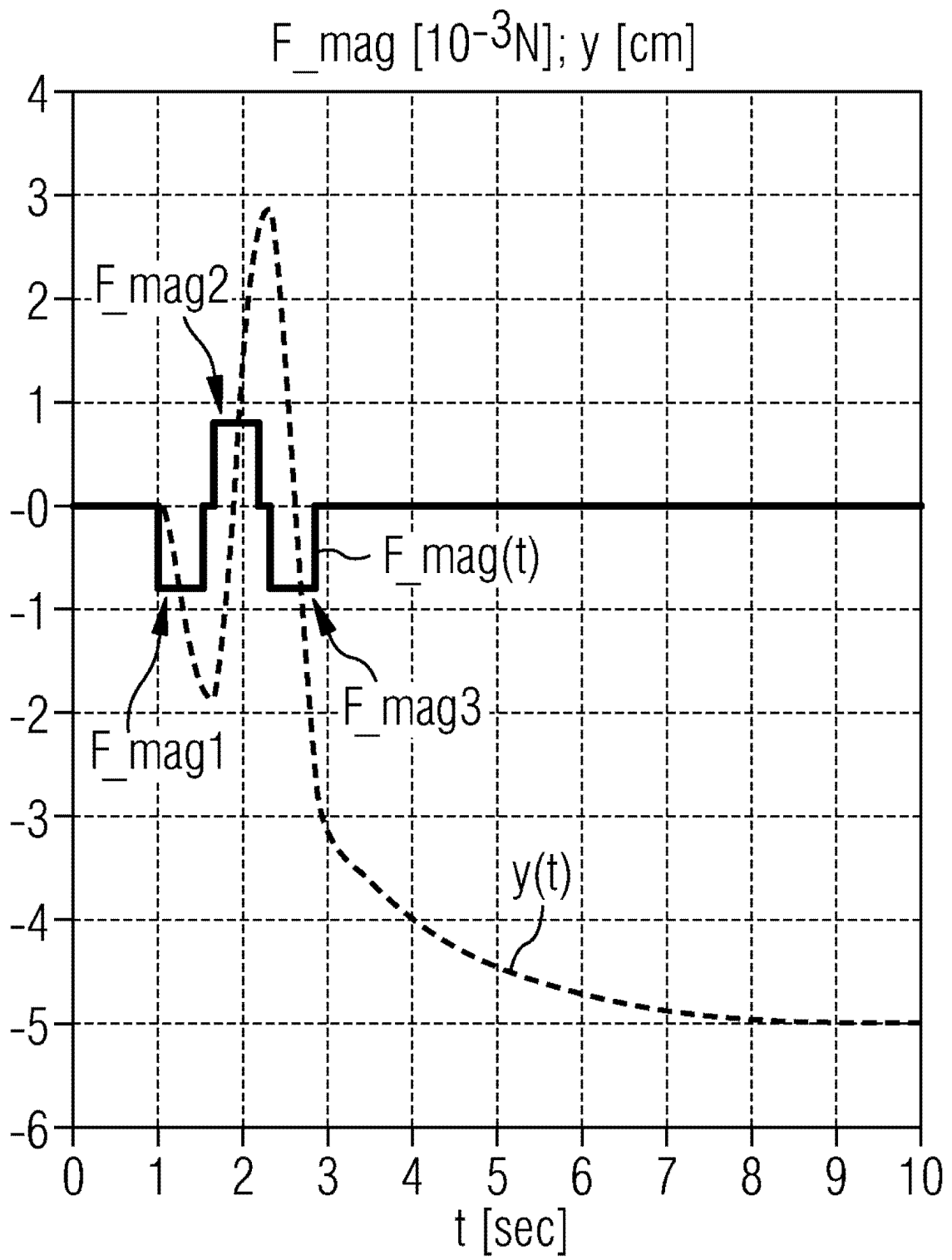


图 2D

专利名称(译)	从液体表面分离内窥镜胶囊		
公开(公告)号	CN102307536B	公开(公告)日	2014-10-22
申请号	CN200980156172.5	申请日	2009-12-09
[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	J 赖因施克		
发明人	J.赖因施克		
IPC分类号	A61B19/00		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B2019/2261 A61B19/22 A61B5/062 A61B2019/2253		
代理人(译)	臧永杰 李家麟		
优先权	102009007513 2009-02-05 DE		
其他公开文献	CN102307536A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于使以磁的方式引导的内窥镜胶囊(20)与水表面(31)分离的方法和装置，其目的是，在使用尽可能小的磁力的情况下将胶囊完全浸没在水(30)中并且在此与水表面分离。在此由励磁线圈系统(40)自动在胶囊上产生短时间力曲线($F_{\text{mag}}(t)$)，该短时间力曲线包括一个或多个力脉冲。认为该胶囊在力曲线开始时在水表面处漂浮，则应用产生奇数个具有箱形轮廓的力脉冲的力曲线，其中每个奇数力脉冲引起内窥镜胶囊至少部分地浸入液体中并且每个偶数力脉冲引起内窥镜胶囊至少部分地从液体中露出。

