



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103705241 B

(45)授权公告日 2017.04.12

(21)申请号 201310346793.8

(22)申请日 2013.08.09

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103705241 A

(43)申请公布日 2014.04.09

(30)优先权数据

61/683,878 2012.08.16 US

13/945,598 2013.07.18 US

(73)专利权人 卡普索影像股份有限公司

地址 美国加利福尼亚萨拉托加

(72)发明人 戈登威尔逊 王康怀

(74)专利代理机构 北京亿腾知识产权代理事务

所 11309

代理人 陈霁

(51)Int.Cl.

A61B 5/07(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61N 1/36(2006.01)

(56)对比文件

CN 1868396 A,2006.11.29,全文.

EP 1779890 B1,2009.03.25,全文.

CN 101406410 A,2009.04.15,全文.

WO 2009/078557 A1,2009.06.25,全文.

CN 201719223 U,2011.01.26,说明书第2页第[0017]段至第3页第[0027]段,附图1-2.

审查员 郝星

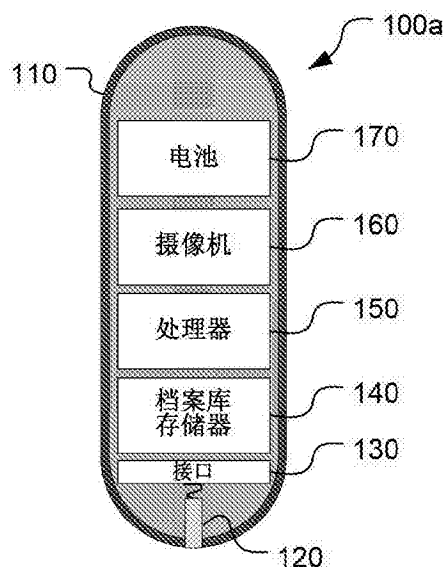
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

具有电极的活体内胶囊装置

(57)摘要

披露了一种具有移动控制的胶囊内窥镜装置。该胶囊内窥镜装置包括胶囊外壳、通过该胶囊外壳固定安置的一个或多个电极和胶囊外壳内的处理单元。电极对患者胃肠道中的活体组织施加电刺激。处理单元根据胶囊内窥镜装置的量化移动产生电刺激来调整胶囊内窥镜装置的移动。此外,胶囊装置可以被配置用于多功能电极。在一个实施例中,胶囊装置可以被配置成用电极来调整活体内的移动。在另一个实施例中,胶囊装置可以被配置成用电极下载存储在胶囊装置内的档案库存储器中的数据。在又一个实施例中,胶囊装置能够配置电极来收集电化学数据。



1. 一种胶囊内窥镜装置,包括:

胶囊外壳;

通过所述胶囊外壳固定安置的一个或多个电极,其中,所述一个或多个电极向患者胃肠道中的活体组织施加电刺激;

所述胶囊外壳内的处理单元,用以向所述一个或多个电极提供所述电刺激,其中,所述处理单元根据所述胶囊内窥镜装置的量化移动产生电刺激来调整所述胶囊内窥镜装置的移动;以及

四个或更多的LED,其被配置成对称地围绕所述胶囊内窥镜装置的纵轴以照亮患者胃肠道的肠壁,其中,所述处理单元或一个单独的处理器被配置为接收来自所述胶囊内窥镜装置的不同侧的影像强度并且确定所述胶囊内窥镜装置是否较之肠壁的另一侧来说更接近肠壁的一侧。

2. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,其中,根据所述胶囊内窥镜装置的所述量化移动,所述电刺激的持续时间、频率、工作周期或脉冲宽度或其任意组合被调整。

3. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,其中,根据所述胶囊内窥镜装置的所述量化移动,所述电刺激的持续时间和强度被调整。

4. 根据权利要求3所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述电刺激的持续时间和强度一直被同时调整到所述持续时间或所述强度达到限制为止,或者所述电刺激的持续时间和强度被分别地调整。

5. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述胶囊内窥镜装置的所述量化移动对应于所述胶囊内窥镜装置的穿越(transit)速度或姿势。

6. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,还包括影像传感器,所述影像传感器当所述胶囊内窥镜装置在患者胃肠道内行进时捕获影像,其中,所述胶囊内窥镜装置的所述量化移动基于所述影像被确定。

7. 根据权利要求6所述的胶囊内窥镜装置,其中,运动估计被应用到所述影像以导出运动信息,并且所述运动信息被用作所述量化移动。

8. 根据权利要求7所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述运动估计被应用到所述影像的子集,其中,通过空间和/或时间地对所述影像进行子抽样或者通过对所述影像进行裁剪而产生所述影像的子集。

9. 根据权利要求7所述的胶囊内窥镜装置,其中,全局运动从所述运动信息导出,并且所述全局运动被用作所述量化移动。

10. 根据权利要求9所述的胶囊内窥镜装置,其中,基于所述运动信息的均值、平均数、中值或其出现次数最多的数(majority),从一段时间的与所述影像有关的运动信息导出所述全局运动。

11. 根据权利要求7所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述运动估计由所述胶囊外壳内的运动估计模块来执行。

12. 根据权利要求11所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述运动估计模块被所述影像的视频压缩分享。

13. 根据权利要求6所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述胶囊内窥镜装置的姿势从所述影像被估计,并且所述胶囊内窥镜装置的估计姿势被用作所述量化移动。

14. 根据权利要求13所述的胶囊内窥镜装置, 其中, 所述胶囊内窥镜装置的姿势包括胶囊纵轴, 并且如果所述胶囊纵轴与第二轴之间的角度超过阈值, 则产生所述电刺激以减小所述角度, 其中, 所述第二轴垂直于所述胶囊内窥镜装置所处的患者胃肠道的横截面。

15. 根据权利要求6所述的胶囊内窥镜装置, 其中, 所述胶囊内窥镜装置的所述量化移动由所述胶囊内窥镜装置内的运动处理模块, 或者由所述胶囊内窥镜装置外的外部装置来确定。

16. 根据权利要求15所述的胶囊内窥镜装置, 还包括所述胶囊内窥镜装置内的无线链路, 所述无线链路向所述外部装置发射所述影像, 并且所述外部装置对应于基站。

17. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置, 其中, 基于预定义计划或者当所述胶囊内窥镜装置到达患者胃肠道的预定位置时, 所述胶囊内窥镜装置被配置成激活所述处理单元以产生所述电刺激。

18. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置, 还包括所述胶囊外壳内的第一传感器和固定附着于患者身体的第二传感器以提供所述胶囊内窥镜装置的所述量化移动, 其中, 所述第一传感器和所述第二传感器选自包括陀螺仪、加速计和电子罗盘的群。

19. 根据权利要求18所述的胶囊内窥镜装置, 其中, 多个电极以纵向被配置在所述胶囊内窥镜装置的一端, 并且所述电刺激被施加到所述多个电极以便将所述胶囊内窥镜装置引导至期望位置。

20. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置, 其中, 至少一个电极以纵向位于所述胶囊内窥镜装置的每一端, 并且所述电刺激被施加到所述胶囊内窥镜装置的每一端的所述至少一个电极, 以使得所述胶囊内窥镜装置移动更快或更慢。

21. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置, 其中, 如果所述胶囊内窥镜装置的量化移动不可用, 则不向所述一个或多个电极施加所述电刺激。

22. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置, 其中, 一个或多个第一电极以纵向处于所述胶囊内窥镜装置的第一端, 一个或多个第二电极以纵向处于所述胶囊内窥镜装置的第二端, 并且第一瞬时电刺激被施加到所述一个或多个第一电极, 第二瞬时电刺激被施加到所述一个或多个第二电极, 以致使对患者胃肠道的瞬时激荡。

23. 根据权利要求22所述的胶囊内窥镜装置, 其中, 所述第一瞬时电刺激和所述第二瞬时电刺激大体上被同时施加。

24. 一种胶囊内窥镜装置, 包括:

胶囊外壳;

通过所述胶囊外壳固定安置的一个或多个电极, 其中, 所述一个或多个电极向患者胃肠道中的活体组织施加电刺激;

第一处理单元, 其产生针对所述一个或多个电极的电刺激;

第二处理单元, 其包括第一档案库存储器和接口电路; 以及

耦合到所述一个或多个电极、所述第一处理单元和所述第二处理单元的切换模块, 其中, 所述切换模块被配置成取决于操作模式将所述一个或多个电极连接到所述第一处理单元或第二处理单元; 以及

其中, 所述切换模块、所述第一处理单元和所述第二处理单元在所述胶囊外壳内。

25. 根据权利要求24所述的胶囊内窥镜装置, 其中, 所述胶囊内窥镜装置被设置成捕获

模式,所述切换模块被配置成当所述胶囊内窥镜装置在患者胃肠道中时将所述一个或多个电极连接到所述第一处理单元。

26.根据权利要求24所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述胶囊内窥镜装置被设置成下载模式,所述切换模块被配置成当所述胶囊内窥镜装置从患者身体退出时将所述一个或多个电极连接到所述第二处理单元。

27.根据权利要求26所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述接口电路取得存储在所述第一档案库存储器中的归档数据,并且向所述一个或多个电极提供所述归档数据。

28.根据权利要求24所述的胶囊内窥镜装置,还包括所述胶囊外壳内耦合到所述切换模块的第三处理单元,其中,所述第三处理单元包括第二档案库存储器和信号处理电路。

29.根据权利要求28所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述第一档案库存储器和所述第二档案库存储器共享公共的档案库存储器。

30.根据权利要求28所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述胶囊内窥镜装置被设置成数据收集模式,并且所述切换模块被配置成当所述胶囊内窥镜装置在患者胃肠道中并且执行电化学参数收集时,将所述一个或多个电极连接到所述第三处理单元。

31.根据权利要求30所述的胶囊内窥镜装置,其中,所述信号处理电路处理来自于所述一个或多个电极的传感信号并且将所述传感信号存储在所述第二档案库存储器中。

## 具有电极的活体内胶囊装置

[0001] 相关申请的交叉参考

[0002] 本发明要求于2012年8月16日申请的美国临时申请的优先权,所述美国临时申请的标题为“具有电极的活体内胶囊装置(In Vivo Capsule Device with Electrodes)”,序列号61/683,878。本发明还与2012年6月9日申请的美国临时专利申请有关,所述美国临时申请的标题为“具有引线互连的胶囊摄像机停靠系统(Capsule Camera Docking System with Feedthrough Interconnect)”,序列号61/657,747。上述美国临时申请在此通过参考被全面合并。

### 发明领域

[0003] 本发明涉及活体内胶囊装置。特别地,本发明涉及多用途电极、胃肠道内的胶囊方向探测以及胶囊装置移动控制。

### 背景技术

[0004] 用于活体内体腔或身体通道成像的装置在本领域中是已知的,这些装置包括内窥镜和自主胶囊化摄像机。内窥镜是易弯曲或刚硬的管子,它通过身体开口或外科手术开口进入身体,一般来说是经口腔进入食道或者经直肠进入大肠。通过镜头中继系统或连贯(coherent)的光纤束,用镜头在远端形成影像并将其传输到身体外部的近端。概念上类似的仪器可以例如用CCD或CMOS阵列在远端以电子方式记录影像,并且通过缆线将影像数据作为电信号传送到近端。由于穿越复杂的通道很困难,内窥镜无法到达小肠中的大多数地方,并且内窥镜到达大肠的全部地方需要特殊的技术和预防措施,而这增加了成本。胶囊内窥镜是一种替代性活体内影像传感器,其解决了许多这些问题。摄像机被封装在可吞咽的胶囊中,用于向体外的基站接收机或收发信机和数据记录器发射数据的无线电发射机也被封装在内,所述数据主要包括由数字摄像机记录的影像。另一种具有板载数据存储器的自主胶囊摄像机在2006年9月19日申请的美国专利申请号11/533,304中被披露。

[0005] 基于无线胶囊摄像机的胃肠道成像的一个典型流程包括早上的住院患者探访,临床医生在探访中将基站设备贴附在患者身上,患者随后吞下胶囊。系统在吞咽之前开始记录影像,并且一直记录胃肠(GI)道的影像到其电池变得完全放电为止。对于基于自主胶囊摄像机的系统来说,被捕获影像将被存储在板载存储器中并且无需将基站贴附在患者身上。在胶囊摄像机被吞下之后,蠕动推动胶囊通过胃肠道。通过的速率取决于动力程度(motility)。通常,穿过小肠在4到8小时内。穿过整个胃肠道花的时间更长。为了降低检查大肠的流程时间,需要用药物加快穿越速度。已知某些患者的穿越速度慢,并且穿越时间在患者睡眠时通常甚至更长。通过对活体内的胶囊施加电刺激来降低流程时间的方法是可取的。尽管胶囊摄像机通常正向(即,朝着直肠)移动,然而它可能偶尔,特别是在大肠中,会经历倒退运动。而且,胶囊摄像机可能在一个地方停留特定的一段时间。除了胶囊摄像机之外,还存在用于各种诊断和治疗用途的其他活体内胶囊装置。其他胶囊装置也会遭遇与胶囊摄像机一样的问题。提供一种设备和方法来影响胶囊装置在胃肠道中的移动是所期望

的。影响胶囊装置的移动的能力可以给与胶囊装置相关联的板载应用带来益处。

## 发明内容

[0006] 披露了一种具有移动控制的胶囊内窥镜装置。该胶囊内窥镜装置包括胶囊外壳、通过胶囊外壳固定安置的一个或多个电极以及胶囊外壳内的处理单元。该电极对患者胃肠道中的活体组织施加电刺激。处理单元根据胶囊内窥镜装置的量化移动产生电刺激,用以调整胶囊内窥镜装置的移动。

[0007] 本发明的一方面涉及了用于移动控制的电刺激。电刺激的持续时间、频率、工作周期或脉冲宽度或其任意组合可以根据胶囊内窥镜装置的量化移动来调整。在一个实施例中,电刺激的持续时间和强度被一起或分开地调整。本发明的另一方面涉及了量化移动。该量化移动可以对应于胶囊内窥镜装置的运动信息或姿势。在一个实施例中,基于胶囊内窥镜装置中的影像传感器捕获的影像,胶囊内窥镜装置的运动信息或姿势被推导出来。运动信息或姿势的推导可以由胶囊内窥镜装置内的模块或由外部装置来执行。移动信息或姿势还可以通过使用诸如陀螺仪、加速计和电子罗盘之类的传感器来测量。

[0008] 根据本发明的具有移动控制的另一种胶囊内窥镜装置包括胶囊外壳、通过胶囊外壳固定安置的一个或多个电极、第一处理单元、第二处理单元和切换模块,其中,第一处理单元、第二处理单元和切换模块位于胶囊外壳的内部。电极对患者胃肠道中的活体组织施加电刺激。第一处理单元可以产生用于所述一个或多个电极的电刺激。第二处理单元包括第一档案库存储器和接口电路。切换模块被耦合到电极、第一处理单元和第二处理单元。此外,切换模块可以被配置成取决于操作模式将电极连接到第一处理单元或第二处理单元。例如,在捕获模式中,当胶囊内窥镜装置在患者胃肠道中行进时,切换模块可以被配置成将电极连接到第一处理单元。因此,电刺激能够调整胶囊内窥镜装置的速度、移动或姿势,以使得胶囊内窥镜装置能够达到更好的影像捕获。在胶囊内窥镜装置退出患者身体之后,切换模块可以通过将电极连接到第二处理单元在下载模式中配置胶囊内窥镜装置。胶囊内窥镜装置还可以包括第三处理单元,该第三处理单元被耦合到该切换模块以用于数据收集。

## 附图说明

[0009] 图1A到图1D说明了包含本发明实施例的用于胶囊装置的电极布局的四个示例。

[0010] 图2A说明了在胶囊装置一端以纵向环形配置的多个电极的示例。

[0011] 图2B说明了具有导电表面区域的电极结构的示例,所述导电表面区域以纵向安置在胶囊装置一端的表面上。

[0012] 图3说明了一个根据本发明实施例的包含多功能电极的胶囊装置的示例性框图。

[0013] 图4说明了一个无线胶囊摄像机系统的示例性框图,该无线胶囊摄像机系统使用基站探测胃肠道内的胶囊运动信息或方向。

[0014] 图5说明了一个包含本发明实施例的系统的示例性流程图,其中,刺激的持续时间和强度被分别地调整。

[0015] 图6说明了一个包含本发明实施例的系统的示例性流程图,其中,刺激的持续时间和强度在一个阶段中被同时调整,在另一个阶段中被分别地调整。

[0016] 图7说明了一个包含本发明实施例的系统的示例性流程图,其中,刺激的持续时间

和强度被同时调整。

### 具体实施方式

[0017] 容易理解,此处附图中一般描述和说明的本发明的若干组成部分可以在类别宽广的不同配置中被安排和设计。因此,如附图所示,下文中对本发明的系统和方法的实施例的更详细的描述不在于限制所要求的本发明的范围,而是仅仅在于表示本发明所选择的实施例。遍及说明书中提及的“一个实施例”、“实施例”或类似语言意味着就该实施例而描述的具体特色、结构或特征可以被包含在本发明的至少一个实施例中。因此,遍及说明书各处的“在一个实施例中”或“在实施例中”的措辞不一定全都指的是同一个实施例。

[0018] 此外,被描述的特色、结构或特征可以在一个或多个实施例中以任意适当的方法组合。然而,本领域技术人员应当认识到,本发明可以在没有个或多个具体细节的情况下,或者在采用其他的方法、组成部分等等的情况下来实践。在其他情况下,熟知的结构或操作未被示出或详细描述,以免模糊本发明的若干方面。通过参考附图将最佳地理解所说明的本发明实施例,其中,遍及附图中的相似部分由相同数字标示。下面的描述仅仅是通过举例的方式示意,并且仅仅是说明符合在此要求的本发明的设备和方法的特定选择的实施例。

[0019] 在根据本发明的实施例中,胶囊包含一个电气端,其中,该电气端被电连接到胶囊外壳内的电路。该电气端也被称为电极。图1A说明了包含本发明实施例的胶囊装置110的示例。该胶囊装置通常具有细长的形状,在纵向具有两端。在图1A中,电气端或电极是螺柱(stud)120的形式,如图1A所示,螺柱面向胶囊外部的一端的表面与胶囊外壳平齐。然而,螺柱无需恰好平齐于外壳,只要它们的凹处或凸出较小并且包括螺柱在内的胶囊外表面光滑即可。图1A中示出的胶囊装置相当于胶囊摄像机。虽然如此,根据本发明的实施例也可以纳入到其他胶囊装置中。在图1A的示例中,胶囊装置还包括档案库存储器140、处理器150、摄像机160和电池170。档案库存储器被用来存储被捕获影像。然而,档案库存储器也可以被用来存储其他的传感器数据(比如温度和PH值)。如果使用无线胶囊摄像机,则会用到无线发射机或无线收发信机(发射机和接收机)。对于无线胶囊摄像机来说,可以不需要或者减少档案库存储器。摄像机通常包括影像传感器(比如CMOS或CCD影像传感器)、将视野中的对象投影到影像传感器上的光学系统(图1A中未示出)、以及影像处理与压缩模块。处理器150可以被用来支持影像处理和压缩功能,压缩功能可以包括运动补偿视频编码。此外,处理器150还可用来支持诸如针对LED灯(图1A中未示出)的光线控制之类的其他功能。虽然图1A中示出了处理器模块150,但是该处理器模块也可以用多个处理器来实施,也可以被物理分成多个模块。

[0020] 尽管图1A说明了用以实践本发明的包含在胶囊装置中的单个电极的示例,然而胶囊装置也可以包含多于一个的电极来实践本发明。例如,图1B说明了在胶囊装置的一端具有两个电极(121和122)的胶囊装置的示例。此外,胶囊装置也可以在其两端都包含一个或多个电极。例如,图1C说明了在胶囊每一端都包含一个电极(123和123a)的示例性胶囊,而图1D说明了在胶囊每一端都包含两个电极(124、125、124a和125a)的示例性胶囊。

[0021] 在一个实施例中,多个电极可以被配置成在胶囊一端对称地环绕纵轴,比如以环形布置。优选地,与该环形相关联的平面垂直于胶囊的纵轴以增加电极接触粘膜表面的机

会。例如,图2A说明了在胶囊摄像机一端包含8个电极(220)的胶囊装置的底视图,其中,电极以环形配置并且该环形平面垂直于胶囊装置的纵轴。虽然环形被用作电极配置的示例以增加一个或多个电极接触粘膜表面的机会,然而围绕胶囊装置一端的周长来安置电极的其他配置也将达到同一目的。在另一个实施中,电极可以包括导电表面区域230,其如图2B中所示被安置在胶囊装置一端的表面上。每个电极还包括螺柱部分240,其被用作引线部分,用以为导电表面部分提供支持,也提供从导电表面到外壳110内其他部件的导通连接。图2B中示出的导电表面(230)具有较大的横截面以提高与粘膜表面接触的机会。尽管如此,螺柱的导电表面230部分也可以这样形成,即通过将引线部分延伸穿过胶囊外壳并且让引线部分的暴露端基本上与外壳表面齐平。在2012年6月9日申请的,序列号为61/657,747的美国临时专利申请中,披露了一种用于胶囊装置的连接器布局,并且该连接器可用作实践本发明的电极。

[0022] 在又一个实施中,电极用导电表面材料的迹线覆盖的区域来实施。经由诸如金属螺柱或金属线之类的导电部分,这些导电迹线被连接到胶囊内的其他部件或接触点。电极可以经由导电部分被连接到内部信号或刺激源。在一个实施中,引线被用来将内部电路连接到外部端或电极。引线的实施需要保持胶囊的密封。在一个例子中,粘合剂被施加并加以处理以提供所述密封。

[0023] 本发明的实施例配置一个或多个电极以用于多个功能。例如,电极可以被耦合到胶囊内的存储装置,以便在胶囊从人体排泄出来之后下载数据。此外,电极还可用来在活体内施以电刺激,以刺激肠肌收缩来改变肌动活动(motor activity),从而使胶囊更快或更慢地移动,或者使胶囊改变移动方向。因此,电极可以被配置成通过将人体用作电媒介来提供活体内数据传输的功能,其中,电极信号可以被施加在电极上以便向耦合到人体的外部装置发送信号。电极还可以被配置用于提供感测功能,比如测量胃肠道内的电化学参数。

[0024] 电极可以被耦合到处理单元,以便提供驱动电极所需的信号或是处理由电极感测到的信号。处理单元可以用状态机和包括逻辑电路和/或控制器的电路模块来实施。此外,电极可以被耦合到开关电路,其中,开关电路可将电极配置成从一组功能中执行期望功能。例如,电极可以被配置成当胶囊在胃肠道内时执行移动调整功能。当胶囊装置在人体内时,电极可以通过与移动调整功能分时而被配置成收集胃肠道中的电化学数据。替换地,多个电极组可以被用于并发的移动调整和电化学数据收集。此外,电极被配置成在胶囊从人体退出之后执行数据下载。一个包含本发明实施例的系统可以包括切换模块,该切换模块选择性地电极连接到各个模块以执行所选择的功能。执行不同功能的模块可以在具有各自的处理器和各自的模拟驱动电路的单独模块上执行。一些单独模块可以共享一些公共部件。此外,这些模块也可以被实施为单个集成模块。在一个实施例中,可编程处理器可以执行具有不同的嵌入固件编码的不同功能。

[0025] 图3说明了用于移动调整、数据收集和数据下载的多功能电极的简化示例。在移动调整功能中,用于电极的所需信号由信号生成模块310生成。为了有效地调整胶囊移动,被递送到电极的信号可能必须被带至特定的电压级或电流级。信号驱动器320被用来形成用于电极340的期望信号级。在该示例中示出了两个电极。然而,也可使用更多或更少的电极。切换模块330用于恰当地将相应模块连接到电极。切换模块330可以由图3未示出的控制器或系统处理器来控制。虽然各模块和电极之间由单线连接,然而每条线可以表示合适的多

条线路。在捕获模式中,移动或姿势调整能够使胶囊装置移动加快或减慢,或者使胶囊装置改变方向或方位以达到更佳的影像捕获。

[0026] 在数据收集模式中,电极被连接到信号放大器/处理模块370以收集电化学数据并将其存储在档案库存储器350中。在数据下载模式中,存储在档案库存储器350中的数据被读出到接口电路360中,并且该模块被耦合到电极340,以使得外部装置可以通过电极340访问存储在胶囊装置内的数据而无需物理地打开胶囊装置。图3意在说明本发明的实施例,本领域技术人员可以在不脱离本发明精神的前提下以不同的变化来实践本发明。虽然图3中示出了单个档案库存储器,但是也可以将单独的档案库存储器用于传感器数据收集和影像捕获。

[0027] 胶囊装置一般是细长的形状,这样,胶囊装置主要会沿着纵向进行。然而,关于胶囊的哪一端在沿胃肠道移动时会面向正向是不确定的。因此,当刺激信号被施加到电极以用于调整胶囊移动时,胶囊装置可能被非故意地以错误的方向移动。根据本发明的实施例包括在胶囊装置每一端上的一组电极,以及确定胃肠道中的胶囊装置方向的方向确定模块。基于确定的方向和期望的移动调整,体现本发明的系统可以配置胶囊装置向电极施加对应的刺激信号。例如,如果使胶囊装置向前移动的移动调整是期望的,则刺激信号可以被施加到对应于后向端的胶囊装置一端的电极。来自电极的信号将刺激粘膜表面并且使其收缩。由于由电刺激引起的肠道收缩,胶囊将向正向移动。当需要将刺激施加到电极的一端时,另一端的电极可以是三态的、保持断开,或者是高输入/输出电阻。在一个实施例中,另一组切换模块可以将刺激切换到胶囊的两端之一。

[0028] 在本发明的一个实施例中,胶囊装置包括在四侧上的LED灯以照亮肠壁。基于从胶囊不同侧接收到的光强,可以确定胶囊的哪一侧更接近肠壁。替换地,姿势位置推导可被用来确定胶囊的哪一侧更接近肠壁。因此,一侧上的电极可以被施加相对于胶囊同一端的另一侧更强或更弱的刺激,以便将胶囊引导至期望的姿势位置。

[0029] 在根据本发明的一个实施例中,胶囊摄像机被用作胶囊装置,并且胃肠道内的胶囊摄像机方向根据由胶囊摄像机捕获的影像来确定。此外,运动估计可用来确定与胶囊相关联的运动信息,比如胶囊方向、胶囊位置、胶囊移动或任何组合。基于诸如空间和/或时间子抽样的影像之类的图像子集或者基于裁剪的图像,运动估计可以被推导出。全局运动估计可用来确定运动方向。因为胶囊装置在胃肠道中主要以正向移动,所以全局运动可以识别胶囊装置移动的方向。诸如多个块的运动矢量之类的运动信息可用来确定全局运动的方向。这些运动矢量的均值(average)、平均数(mean)、这些运动矢量的出现次数最多的数、这些运动矢量的直方图的峰值、运动矢量的中值等等,可用来确定胃肠道内胶囊的方向。

[0030] 为了在确定胃肠道内的胶囊装置方向的过程中提高精度,全局运动矢量可被共同用来确定胃肠道内的胶囊装置的方向,该全局运动矢量从一段时间的不同时刻捕获的影像中导出的。例如,对应于在一段时间的不同时刻捕获的影像的全局运动矢量的均值、平均数、出现次数最多的符号、直方图可被共同地用来确定胃肠道内的胶囊装置的方向。有时,胶囊装置可能斜着(sideway)行进,即对应于细长方向的胶囊装置的轴垂直于胃肠道的纵向方向。在这种情况下,基于一段时间内的多个全局运动矢量进行方向确定的好处变得显而易见。在根据本发明的一个实施例中,在无法决定胃肠道内的胶囊方向时不对电极施加刺激。基于被捕获图像确定胃肠道内的胶囊方向的过程可以由胶囊装置在活体内完成,或

者由诸如基站之类的外部装置来完成。对于没有用于影像数据的板载存储器的无线胶囊摄像机来说,被捕获影像通过无线链路被发送到基站。在这类情况下,确定胃肠道内诸如方向、位置和速度之类的胶囊运动信息的过程可以在基站完成。胃肠道内的胶囊方向判断可以通过无线链路被传递回胶囊。根据从基站接收的信息,胶囊摄像机可以对电极施加刺激信号。

[0031] 一个示例性框图在图4中被示出,其说明了包含本发明实施例的胶囊摄像机400和基站450。胶囊摄像机400包括摄像机410、无线链路420、处理器/驱动器430、电极440和天线442。处理器430的功能可以与摄像机410或无线链路420内的处理器共享。例如,处理器430可以包括运动估计功能,该运动估计功能可以被摄像机410中的视频压缩所需的运动估计共享。摄像机410捕获影像,被捕获影像通过使用无线链路模块420和天线442被发射。基站450通过天线452和无线链路460接收捕获的影像。接收的影像被处理器470处理,其中,诸如与胃肠道有关的胶囊方向之类的运动信息被确定。与胃肠道有关的确定胶囊方向的信息被发射回胶囊摄像机。根据确定的胶囊方向和期望的移动调整,胶囊摄像机可以确定需要的刺激信号。替换地,在基站450的处理器模块470还可以基于确定的胶囊方向和期望的移动调整来确定控制信号,并且通过无线链路460将该控制信号发射到胶囊摄像机。图4意在说明本发明的实施例,本领域技术人员可以在不脱离本发明精神的前提下以其他变化实践本发明。

[0032] 当胶囊在胃肠道内行进时,其穿越肠道的时间因人而异是普遍现象。一方面,当胶囊装置在胃肠道内移动过慢时,可能希望提高正向的穿越速度。另一方面,当胶囊装置在胃肠道内移动过快时,可能希望降低正向的穿越速度。当需要用刺激来调整胶囊装置的移动时,必须在施加刺激信号之前被知晓胃肠道内的胶囊方向。基于运动矢量的方向确定可用来确定胃肠道内的胶囊方向。有时,同一人的胃肠道的不同段可能具有不同的穿越速度,并且在某些肠段需要刺激来提高或降低速度。在胃肠道的某些段中,优选地每行进一段距离就取得更多的影像。因此,调整胶囊装置移动的控制可以因胃肠道的不同段而不同。针对调整胶囊装置移动的控制可以包括一些标准,该标准与何时施加刺激以及刺激信号的强度或长度有关。由于针对调整胶囊装置移动的控制可能取决于胃肠道的特定段,比如大肠段和小肠段,因此系统可能需要识别胃肠道的不同段。在本发明的一个实施例中,来自光源的光强与影像传感器接收的像素值之比被用来确定胃肠道的不同段。

[0033] 当胶囊装置是胶囊摄像机时,由胶囊摄像机捕获的影像可用来识别胶囊装置的速度。在这种情况下,胶囊装置内的影像传感器被用作传感装置来确定胃肠道内的胶囊方向,影像传感器形成胶囊摄像机的整合部分。如前所述,运动估计可用来确定胶囊在被捕获影像之间的移动。胶囊摄像机行进的距离可以除以对应的时间间隔以确定穿越速度。在另一个实施例中,加速计作为传感装置被合并到胶囊内以判断胶囊装置的速度。加速度在时间上的积分被用来测量胶囊装置的速度。此外,该速度又可以被求积分来导出距离。在这种情况下,穿越速度可以被确定。如果测量速度不同于期望速度,则可以向胶囊装置的电极施加刺激信号以调整速度。

[0034] 为了恰当地控制胶囊装置的移动,刺激的强度、持续时间和频率必须在行进中(on the fly)确定。对于不同个体,达成期望的胶囊移动所需的刺激强度和频率是不同的。因此,根据本发明的实施例,刺激的强度和频率基于个体对施加的刺激的反应被适应性确定。

定。例如,如果施加的刺激没有引起预期的肌动活动(motor activity)或穿越速度改变,则控制模块可以提高刺激每次施加的强度或者增加刺激每次施加的持续时间。替换地,控制模块可以提高施加刺激的频率。为安全起见,刺激力度有一个上限。在一个实施例中,工作周期调整或脉宽调制被用来控制速度。

[0035] 肠穿越在本质上是插曲式的(episodic),并且可以根据预定的计划和/或位置在较长的时间周期上需要施加刺激。例如,在装置被咽下后可能花4小时达到直肠,或者花10小时行进大约5米而到达直肠。因此,胶囊装置可以被配置为按照预定计划或者当胶囊装置到达预定位置就激活移动调整功能。刺激力度和持续时间会适应个体以及胃肠道的具体段以实现期望的肌动活动反应。在一个实施例中,刺激简单地在几小时后施加,例如8小时。

[0036] 图5说明了一个用于适应性地确定刺激的强度和持续时间的示例性流程图。基于穿越速度进行判断,其中,期望的穿越速度可以取决于胃肠道的特定段。例如,如果想要胶囊装置在小肠段收集更多的传感数据,则可能期望是让胶囊装置在小肠段行进得更慢。在图5中,根据框510进行初始控制,然后在框512中测量穿越速度。如先前所提及,穿越速度可以基于一段时间内的运动矢量来测量,其中,胃肠道的纵向方向中的全局运动矢量被用来估计胶囊装置的行进距离,并且可以通过将估计距离除以对应的总时间间隔来确定速度。在框514中,将测量速度与目标速度进行比较。如果该速度足够快,则如框516中所示,保持缺省的刺激的持续时间和强度。如果该速度不够快,则如框520中所示,增加刺激的持续时间。在框520中增加持续时间之后,在框522中再次测量穿越速度并将其在框524中与期望的穿越速度进行比较。如果该速度足够快,则如框526中所示,使用增加后的刺激持续时间。如果该速度不够快,则如框530中所示,将刺激持续时间与阈值1进行比较。如果该刺激持续时间小于阈值1,则流程回到框520,进一步增加刺激持续时间。否则,刺激持续时间不会被改变(框532),而是在框540中增加刺激强度。在强度增加后,在框542中再次测量穿越速度并将其在框544中与期望穿越速度进行比较。如果该速度足够快,则在框546中使用增加后的刺激强度。如果该速度不够快,则如框550中所示,将该刺激强度与阈值2进行比较。如果该刺激强度小于阈值2,流程回到框540,进一步提高刺激强度;否则,刺激强度不会被改变(框552)。

[0037] 图5的流程图说明了一个示例以包含本发明的实施例。本领域技术人员可以在不脱离本发明精神的前提下,通过重新安排步骤、增加更多步骤或去掉一些步骤来实践本发明。图6说明了另一个示例性的流程图,其类似于图5的示例性流程图。图5的框520只增加了刺激持续时间,而图6的框620增加了刺激持续时间和强度。如果测量出的速度足够快,则如框626中所示,增加的持续时间和强度被保持。图7说明了一个包含本发明另一个实施例的系统的示例性流程图。图7中的系统总是同时增加刺激的持续时间和强度。除了框730和732之外,与图7相关联的流程类似于图6的上面部分。在框730中,将增加的次数与阈值3进行比较。如果增加次数小于阈值3,则流程回到620;否则在框732中,增加后的刺激持续时间和强度被保持。在又一个示例中,可以调整刺激的占空比而不是刺激的持续时间和/或强度。除了刺激持续时间外,强度、占空比和脉冲宽度调制也可用来控制胶囊移动。

[0038] 前面提到,可能期望使胶囊装置在胃肠道一段(例如,小肠段)中行进得较慢,以使得它能够在胃肠道中捕获更多影像或收集更多数据。图5到图7中所示的示例性移动调整说明了一个流程,该流程向电极施加刺激以使得胶囊装置在胃肠道中移动更快。本领域技术

人员可以用类似的流程使胶囊装置以较慢速度穿越。例如,如果测量出的穿越速度过快,则持续时间、强度、力度或其任意组合可以被降低以使胶囊装置减速。此外,如果胶囊装置在两端都备有电极,则可以向会使胶囊装置减速的一端的电极施加刺激信号。

[0039] 在胃肠道内确定胶囊方向的流程应该在向电极施加刺激之前执行。因此,在一段时间内胶囊不向电极施以刺激。在胃肠道内确定胶囊方向的这段时间是胶囊装置收集多幅影像以及做出判断所需要的,以求精确并且避免导致胶囊倒退的错误判断。有时,肠活动非常慢,而这会使得方向确定很困难。根据本发明的实施例对胶囊两端(假设在两端上都包括电极)都施以刺激信号。施加在胶囊装置两端的刺激信号在强度和持续时间上大体相等以便暂时激荡肠。刺激信号可以大体上同时施加在两端。刺激信号会触发蠕动以使得胶囊装置通过蠕动移动。方向探测可以被执行,然后通过向胶囊的正确一端的电极施加合适的刺激,确定的方向可用于胶囊移动控制。这样的流程系列被称为刺激决定模式,该流程系列包括:初始,施加刺激信号以使得胶囊装置由于肠激荡而移动;探测胶囊方向;以及施加刺激信号以致使期望的胶囊装置移动。如上所述,通过施以刺激的胶囊移动控制的流程总是在确定胶囊方向之后执行。然而,也可以在正在做出决定的时候施加刺激。

[0040] 由于硬件技术的进步,胶囊装置的尺寸可以进一步缩减。当小尺寸的胶囊装置在胃肠道的较宽段中行进时,胶囊装置有时可能发生弹跳从而使其前端变成后端。因此,必须频繁地进行关于胶囊哪一端面朝正向的判断。然而,如果速度探测显示胶囊在一段时间内以期望速度移动,则即不需要执行方向探测,也不需要刺激。

[0041] 对于非常小的胶囊装置,胶囊装置易于转向。为了探测胶囊装置的转向,姿势估计被使用。胶囊装置的姿势(即,与坐标轴有关的三维位置和方位)可以用姿势估计技术从胶囊装置捕获的影像被估计。用于姿势估计的技术在机器视觉领域是熟知的,其细节在此不再赘述。在理想情况下,胶囊纵轴应该与垂直于胃肠道横截面的轴对准,而且胶囊面向正向。如果胶囊倾斜,则两条轴之间会有一个角度。两条轴之间的角度可以从胶囊装置的姿势来确定。如果该角度超过阈值,则所期望的是向胶囊装置施加刺激以减少倾斜,从而使胶囊装置不会非故意地转向。

[0042] 对于无线胶囊装置,影像可被发送到基站,从而在基站可以估计胶囊姿势信息。估计出的姿势信息可被发射到胶囊装置,以使得胶囊装置能够根据估计姿势信息调整速度和/或方位。作为替换,基站可以基于估计姿势信息确定需要的控制信号,并且向胶囊装置发射该控制信息。如果胶囊装置用板载存储器来存储捕获影像,则胶囊装置不得不使用胶囊装置内的处理器来估计姿势信息。

[0043] 对于无线胶囊来说,陀螺仪、加速计或电子罗盘可以被置于胶囊之内并且放在患者身上(比如躯干)。基于从胶囊装置内和患者身上的传感装置感测到的信息,可以由基站得出有关胶囊装置是否转向的信息。因此,基站可以向胶囊装置发射控制信号。

[0044] 上述描述被给出以使本领域的普通技术人员能够在特定应用及其需求的环境中实践提供的本发明。所描述的实施例的各种修改对于本领域技术人员来说是显而易见的,并且在此定义的总原则可以被应用到其他实施例。因此,本发明并非受限于示出和描述的特定实施例,而是应符合与在此披露的原则和新颖特征一致的最广范围。在上文的具体描述中说明了不同的具体细节以提供对本发明的全面理解。尽管如此,本领域技术人员应当理解本发明可以被实践。

[0045] 执行本申请中披露的步骤的本发明实施例可以基于专用集成电路(ASIC)、微控制器或基于硬件的处理器。本发明的实施例也可以是程序代码,该程序代码在数字信号处理器(DSP)上运行以执行在此描述的流程。本发明还可以包括由计算机处理器、数字信号处理器、微处理器或现场可编程门阵列(FPGA)来执行的若干功能。通过执行定义了本发明体现的特定方法的机器可读的软件代码或固件代码,这些处理器可以被配置用于执行根据本发明的特定任务。软件代码或固件代码可以用不同的编程语言和不同的格式或风格来开发。软件代码还可以被编译用于不同的目标平台。然而,执行根据本发明任务的软件代码的不同的代码格式、风格和语言以及配置代码的其他方法不应脱离本发明的精神和范围。

[0046] 在不脱离本发明的精神和基本特征的前提下,本发明可以用其他具体形式来体现。被描述的示例在所有方面都被视为说明性而非限制性的。因此,本发明的范围由所附的权利要求指定,而非由前面的描述指定。落入权利要求的等效含义和范围内的所有变化将包含在权利要求的范围内。

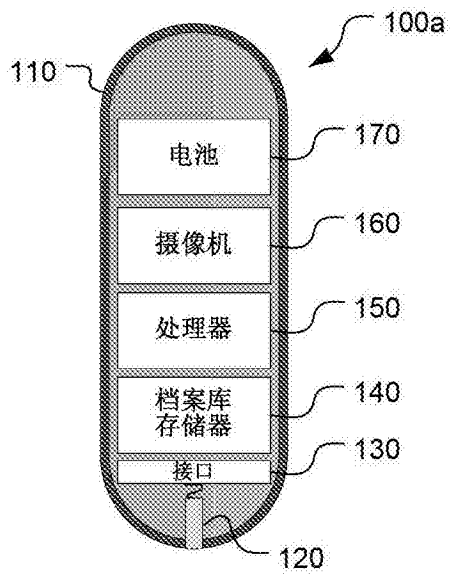


图1A

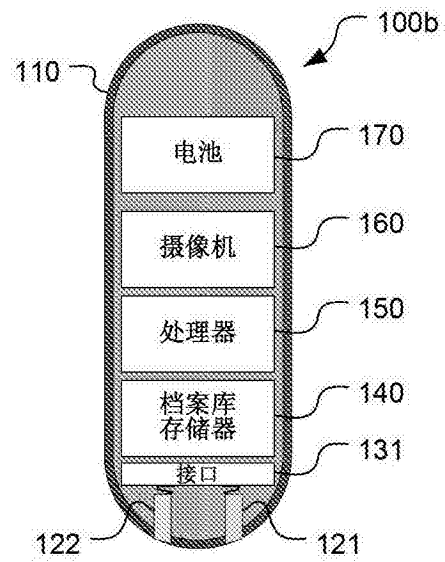


图1B

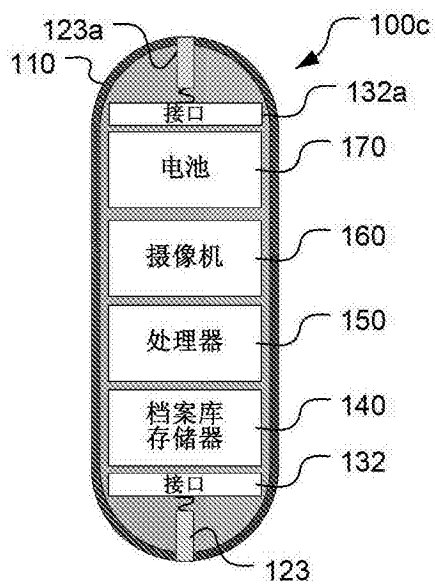


图1C

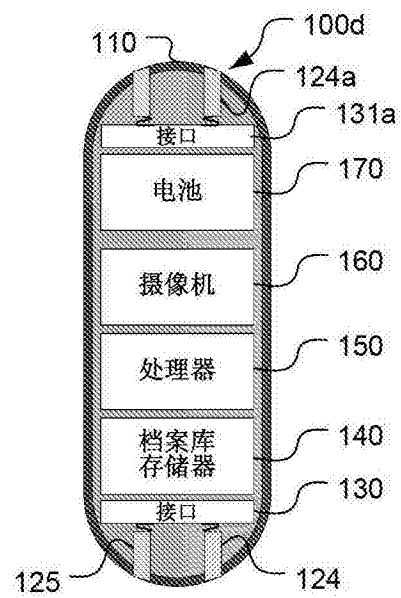


图1D

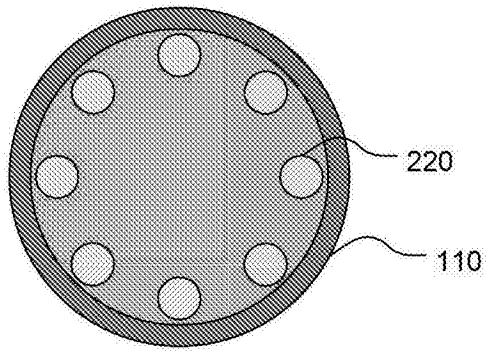


图2A

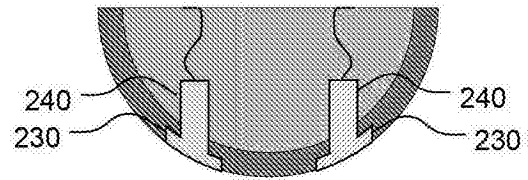


图2B

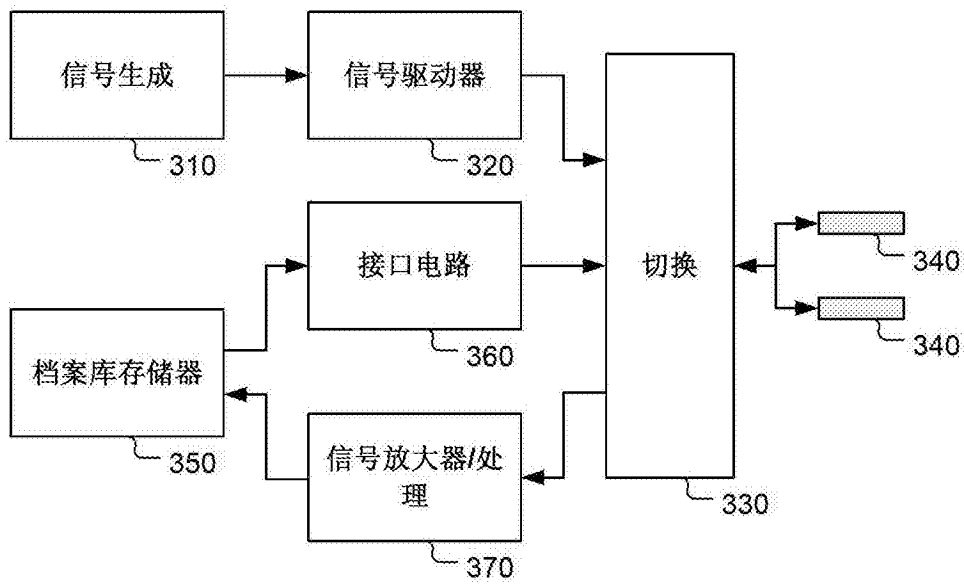


图3

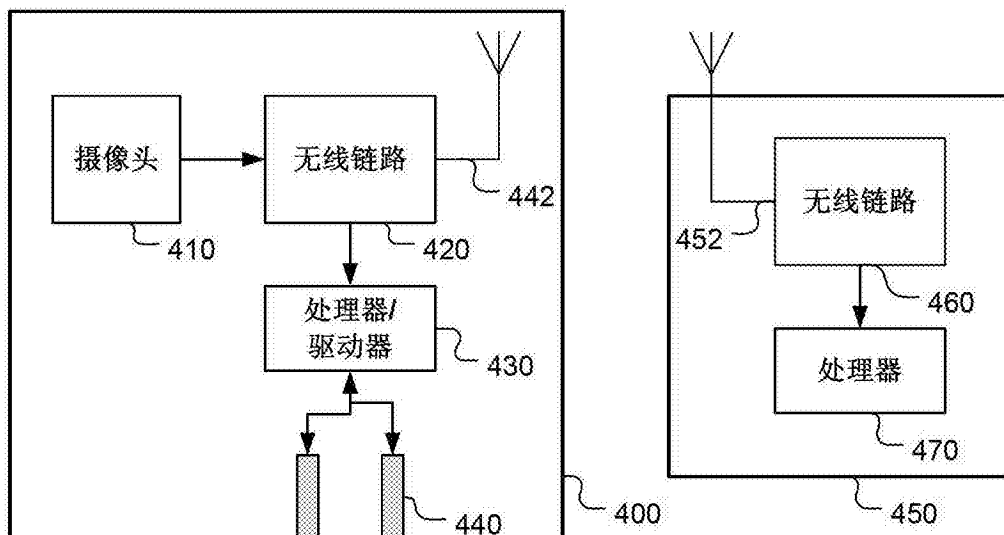


图4

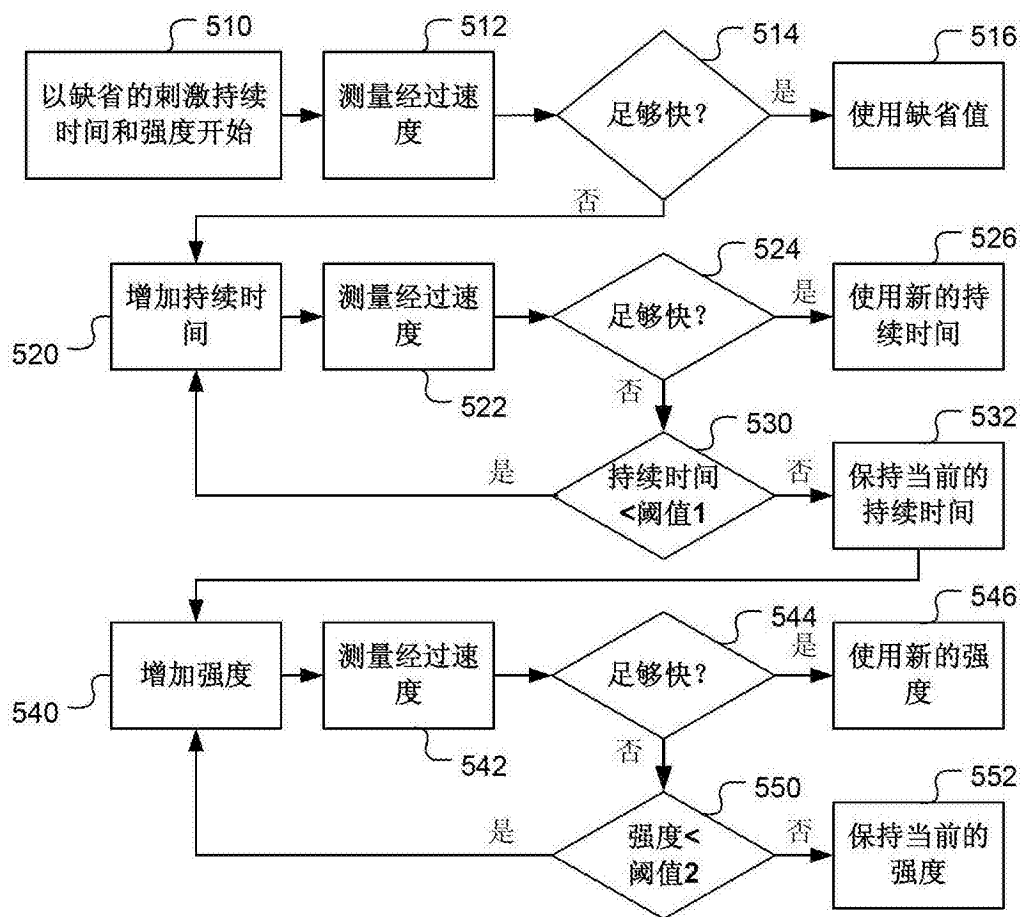


图5

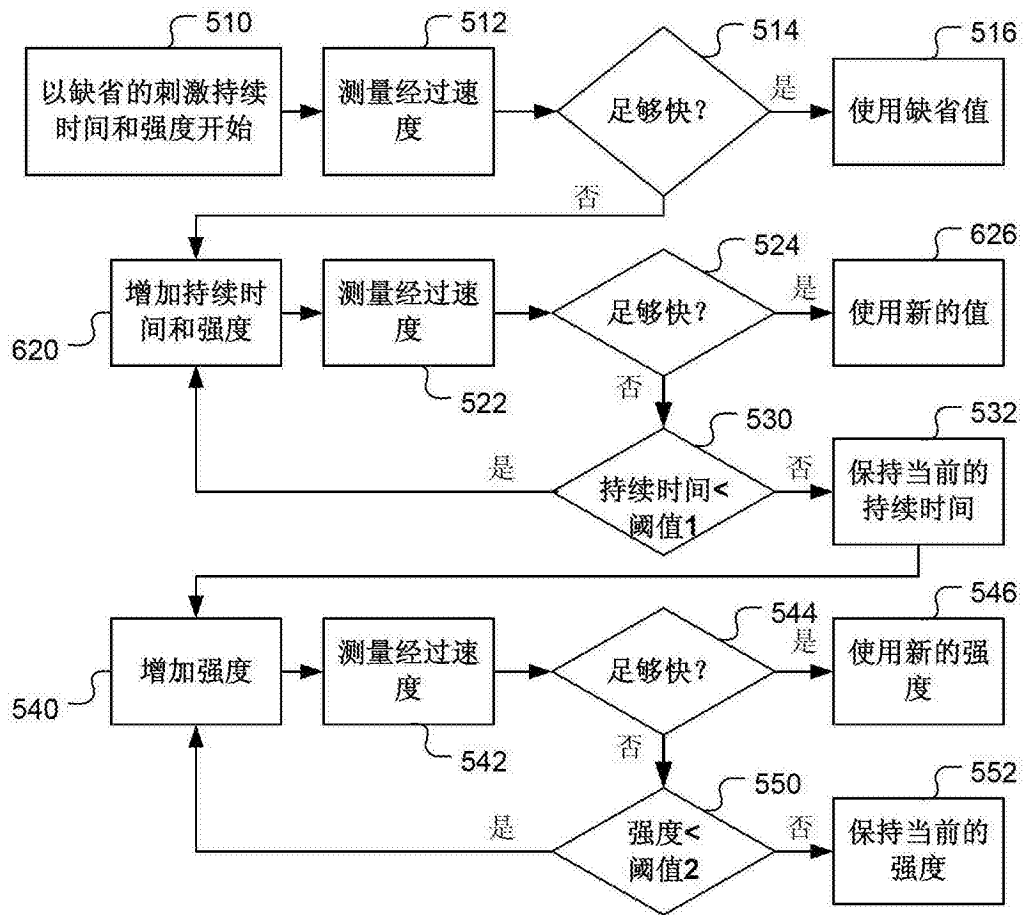


图6

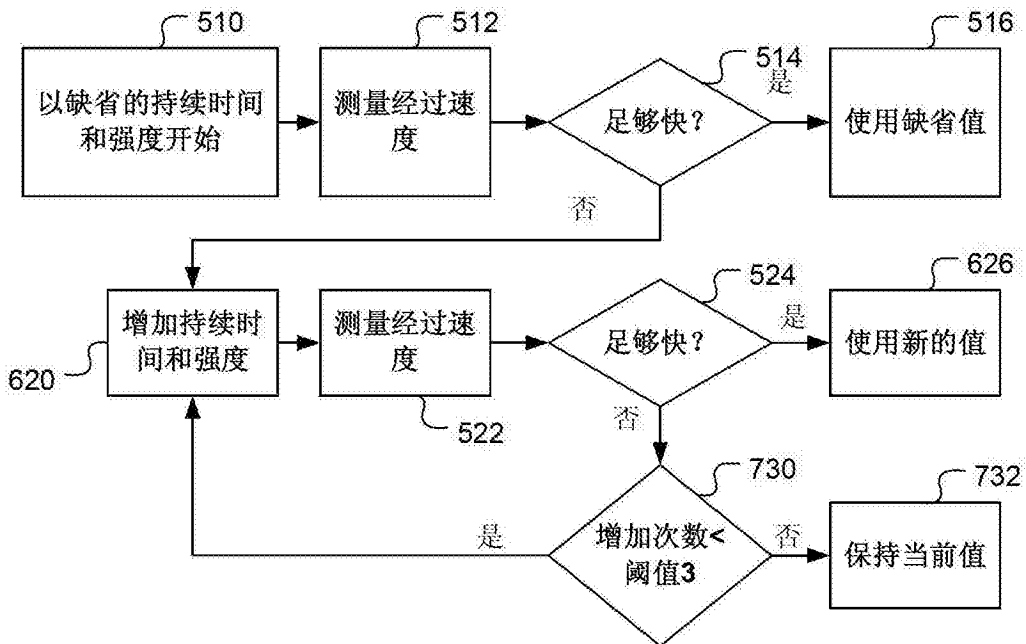


图7

|               |                                                          |         |            |
|---------------|----------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)       | 具有电极的活体内胶囊装置                                             |         |            |
| 公开(公告)号       | <a href="#">CN103705241B</a>                             | 公开(公告)日 | 2017-04-12 |
| 申请号           | CN201310346793.8                                         | 申请日     | 2013-08-09 |
| 申请(专利权)人(译)   | 卡普索影像股份有限公司                                              |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译) | 卡普索影像股份有限公司                                              |         |            |
| [标]发明人        | 戈登威尔逊<br>王康怀                                             |         |            |
| 发明人           | 戈登威尔逊<br>王康怀                                             |         |            |
| IPC分类号        | A61B5/07 A61B5/06 A61B1/00 A61N1/36                      |         |            |
| CPC分类号        | A61B1/00018 A61B1/00124 A61B1/00156 A61B1/041 A61B5/6861 |         |            |
| 代理人(译)        | 陈霁                                                       |         |            |
| 审查员(译)        | 郝星                                                       |         |            |
| 优先权           | 61/683878 2012-08-16 US<br>13/945598 2013-07-18 US       |         |            |
| 其他公开文献        | CN103705241A                                             |         |            |
| 外部链接          | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>           |         |            |

#### 摘要(译)

披露了一种具有移动控制的胶囊内窥镜装置。该胶囊内窥镜装置包括胶囊外壳、通过该胶囊外壳固定安置的一个或多个电极和胶囊外壳内的处理单元。电极对患者胃肠道中的活体组织施加电刺激。处理单元根据胶囊内窥镜装置的量化移动产生电刺激来调整胶囊内窥镜装置的移动。此外，胶囊装置可以被配置用于多功能电极。在一个实施例中，胶囊装置可以被配置成用电极来调整活体内的移动。在另一个实施例中，胶囊装置可以被配置成用电极下载存储在胶囊装置内的档案库存储器中的数据。在又一个实施例中，胶囊装置能够配置电极来收集电化学数据。

