



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103222841 A

(43) 申请公布日 2013. 07. 31

(21) 申请号 201310121865. 9

A61B 5/06 (2006. 01)

(22) 申请日 2013. 04. 10

(71) 申请人 深圳市资福技术有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区高新技术
产业园北区朗山路 13 号清华紫光科技
园 9 层 A905-1

(72) 发明人 李奕 孙平 章伟

(74) 专利代理机构 广东广和律师事务所 44298

代理人 刘敏

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 5/07 (2006. 01)

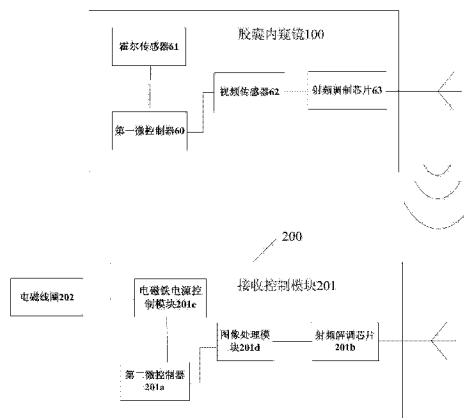
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统及控制
方法

(57) 摘要

胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统包括：
胶囊内窥镜，设有第一微处理器和与之电连接的
霍尔传感器、射频调制芯片，通过霍尔传感器记
录下其在体内运行时的磁感应强度值，传输至射
频调制芯片进行信号发送；速度控制装置，置于
体外，包括电性连接的接收控制模块和电磁线圈；
接收控制模块包括第二微控制器和电磁铁电源控
制模块、射频解调芯片，电磁铁电源控制模块与电
磁线圈电连接；当通电产生电磁场，体内的胶囊
内窥镜逐渐靠近肠胃内壁，并将运行磁感应强度
值经由射频调制芯片发送至射频解调芯片，第二
微控制器驱动电磁铁电源控制模块控制电磁线圈
调整电磁场的大小，以根据所反馈的磁感应强度
值的变化来控制胶囊内窥镜在肠胃内的运动速
度。



1. 胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统,其特征包括:

胶囊内窥镜,其设有第一微处理器以及与之电连接的霍尔传感器、射频调制芯片,通过霍尔传感器实时记录下胶囊内窥镜所在位置的磁感应强度,传输至射频调制芯片进行信号发送;

速度控制装置,置于体外,包括电性连接的接收控制模块和电磁线圈;

其中,接收控制模块包括第二微控制器和与之电连接的电磁铁电源控制模块、射频解调芯片,电磁铁电源控制模块与电磁线圈电连接;

当电磁铁电源控制模块驱动电磁线圈通电产生电磁场,体内的胶囊内窥镜受磁力作用而逐渐靠近肠胃内壁,并通过霍尔传感器记录胶囊内窥镜所在位置的磁感应强度,经由射频调制芯片发送至接收控制模块的射频解调芯片,并由射频解调芯片传输至第二微控制器,第二微控制器根据设定要求驱动电磁铁电源控制模块控制电磁线圈调整电磁场的大小,以根据所反馈的磁感应强度的变化来控制胶囊内窥镜在肠胃内的运动速度。

2. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统,其特征包括:在第二微控制器中,当射频解调芯片所传输的磁感应强度值大于设定磁感应强度值时,则发送减速信号至电磁铁电源控制模块,驱动其降低电流输出,以降低电磁线圈的电磁力;反之,当射频解调芯片所传输的磁感应强度值小于设定磁感应强度值时,则发送加速信号至电磁铁电源控制模块,驱动其提高电流,以提高电磁线圈的电磁力。

3. 根据权利要求2所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统,其特征包括:所述电磁铁电源控制模块的电流馈电档位分为4档:0A、10A、20A和30A,当磁感应强度 $B < 60Gs$ 时,启动电流馈电输出为30A,当磁感应强度为 $60Gs < B < 80Gs$ 时,启动电流馈电输出为20A,当磁感应强度为 $80Gs < B < 90Gs$ 时,启动电流馈电输出为10A,当磁感应强度为 $B > 100Gs$ 时,电磁铁电源控制模块关闭电流输出,电流馈电输出为0A。

4. 根据权利要求1-3中任一项所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统,其特征包括:所述磁感应强度值嵌入图像数据中,以图像数据中的填色像素格作为标记,与图像数据一并发送至接收控制模块。

5. 根据如权利要求1所述胶囊内窥镜体内运行速度的控制方法,其特征包括以下步骤:

步骤1)启动电磁铁电源控制模块,电磁线圈通电而产生电磁场;

步骤2)人体靠近电磁线圈,肠胃中的胶囊内窥镜受磁力吸引而向肠胃壁运动,并将霍尔传感器所记录其所在位置的磁感应强度发送至速度控制装置;

步骤3)速度控制装置根据胶囊内窥镜所反馈的磁感应强度的变化以控制其的运行速度。

6. 根据权利要求5所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制方法,其特征包括进一步包括:

步骤4)根据霍尔传感器所记录的磁感应强度计算得出胶囊内窥镜的运行加速度。

7. 根据权利要求6所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制方法,其特征包括:在步骤3)中,控制所述胶囊内窥镜的设定加速度值小于 $1.0m/s^2$ 。

8. 根据权利要求6所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制方法,其特征包括进一步包括:

步骤 5)根据霍尔传感器所记录的磁感应强度和当前电磁线圈的馈电电流值,计算得出胶囊当前所在位置。

9. 根据权利要求 5 所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制方法,其特征在于:在步骤 2)中,胶囊内窥镜中的霍尔传感器采集其所在位置的磁感应强度,经由射频调制芯片发送至速度控制装置,速度控制装置的接收控制模块的射频解调芯片接收所述磁感应强度信号后,传输至第二微处理器中进行信号比对,当射频解调芯片所传输的磁感应强度值大于设定磁感应强度值时,则发送减速信号至电磁铁电源控制模块,驱动其降低电流输出,以降低电磁线圈的电磁力;反之,当射频解调芯片所传输的磁感应强度值小于设定磁感应强度值时,则发送加速信号至电磁铁电源控制模块,驱动其提高电流,以提高电磁线圈的电磁力。

10. 根据权利要求 9 所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制方法,其特征在于:所述电磁铁电源控制模块的电流馈电档位分为 4 档:0A、10A、20A 和 30A,当磁感应强度 $B < 60\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 30A,当磁感应强度为 $60\text{Gs} < B < 80\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 20A,当磁感应强度为 $80\text{Gs} < B < 90\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 10A,当磁感应强度为 $B > 100\text{Gs}$ 时,电磁铁电源控制模块关闭电流输出,电流馈电输出为 0A。

胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统及控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及胶囊内窥镜,特别是指一种通过检测磁感应强度采用负反馈机制对胶囊内窥镜的速度进行实时调整的控制系统和控制方法。

背景技术

[0002] 胶囊式内窥镜是医学发展的科技新产品,其日渐被广泛应用于医学上各种病症的临床诊断,采用无痛无创伤的监测诊断,口服后进入人体胃或肠道中,通过其镜头组件近距离拍摄其内部的胃或肠壁状况,以进行临床诊断,减轻患者的临床痛苦。

[0003] 由于胶囊内窥镜内部的视频传感器单张图片的采集时间约为 30ms,单张图片的采集时间过长,如果胶囊在体内运行速度过快,极易造成采集下来的图片模糊不清的情况,因此有效控制胶囊运行速度变得有意义。

[0004] 因此,有必要提供可对胶囊内窥镜在体内运行速度进行控制的控制系统和控制方法。

发明内容

[0005] 基于现有技术的不足,本发明的主要目的在于提供一种通过检测磁感应强度对胶囊内窥镜在体内运行速度进行控制的控制系统和控制方法,以控制其在肠胃中保持匀速运行,获得清晰的图像。

[0006] 本发明提供了胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统,其包括:

[0007] 胶囊内窥镜,其设有第一微处理器以及与之电连接的霍尔传感器、射频调制芯片,通过霍尔传感器实时记录下胶囊内窥镜所在位置的磁感应强度,传输至射频调制芯片进行信号发送;

[0008] 速度控制装置,置于体外,包括电性连接的接收控制模块和电磁线圈;

[0009] 其中,接收控制模块包括第二微控制器和与之电连接的电磁铁电源控制模块、射频解调芯片,电磁铁电源控制模块与电磁线圈电连接;

[0010] 当电磁铁电源控制模块驱动电磁线圈通电产生电磁场,体内的胶囊内窥镜受磁力作用而逐渐靠近肠胃内壁,并通过霍尔传感器记录胶囊内窥镜所在位置的磁感应强度,经由射频调制芯片发送至接收控制模块的射频解调芯片,并由射频解调芯片传输至第二微控制器,第二微控制器根据设定要求驱动电磁铁电源控制模块控制电磁线圈调整电磁场的大小,以根据所反馈的磁感应强度的变化来控制胶囊内窥镜在肠胃内的运动速度。

[0011] 在第二微控制器中,当射频解调芯片所传输的磁感应强度值大于设定磁感应强度值时,则发送减速信号至电磁铁电源控制模块,驱动其降低电流输出,以降低电磁线圈的电磁力;反之,当射频解调芯片所传输的磁感应强度值小于设定磁感应强度值时,则发送加速信号至电磁铁电源控制模块,驱动其提高电流,以提高电磁线圈的电磁力。

[0012] 优选地,所述电磁铁电源控制模块的电流馈电档位分为 4 档:0A、10A、20A 和 30A,当磁感应强度 $B < 60\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 30A,当磁感应强度为 $60\text{Gs} < B < 80\text{Gs}$ 时,启动

电流馈电输出为 20A, 当磁感应强度为 $80\text{Gs} < B < 90\text{Gs}$ 时, 启动电流馈电输出为 10A, 当磁感应强度为 $B > 100\text{Gs}$ 时, 电磁铁电源控制模块关闭电流输出, 电流馈电输出为 0A。速度控制装置根据胶囊内窥镜的霍尔传感器所反馈的磁感应强度的变化来调整其在肠胃中的运行速度, 使其保持低速运行。

[0013] 本发明还提供了一种胶囊内窥镜体内运行速度的控制方法, 其包括以下步骤:

[0014] 步骤 1) 启动电磁铁电源控制模块, 电磁线圈通电而产生电磁场;

[0015] 步骤 2) 人体靠近电磁线圈, 肠胃中的胶囊内窥镜受磁力吸引而向肠胃壁运动, 并将霍尔传感器所记录其所在位置的磁感应强度发送至速度控制装置;

[0016] 步骤 3) 速度控制装置根据胶囊内窥镜所反馈的磁感应强度的变化以控制其的运行速度。

[0017] 优选地, 还可进一步包括以下步骤:

[0018] 步骤 4) 根据霍尔传感器所记录的磁感应强度计算得出胶囊内窥镜的运行加速度;

[0019] 步骤 5) 根据霍尔传感器所记录的磁感应强度和当前电磁线圈的馈电电流值, 计算得出胶囊当前所在位置。

[0020] 与现有技术相比, 本发明胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统, 通过霍尔传感器记录并向速度控制装置反馈磁感应强度值, 根据所反馈的磁感应强度值驱动电磁铁电源控制模块调整馈电电流的幅度, 通过负反馈机制调整电磁吸引力的大小, 由此, 调整内窥镜的运行速度, 避免了其速度过快导致所摄图像不清晰, 以获得清晰的图像或影像, 提高了拍摄的质量, 进而提高了诊断的准确性和精确度, 对其诊疗具有很大的实践意义。同时, 在操作设备上, 采用负反馈机制进行检测并控制, 结合电磁场场强变化特点对内窥镜运行的影响, 通过改变场强强度来实现对内窥镜速度的调整, 设备简单, 操作方便, 可靠性强, 调整应变灵活。另外, 还可通过所反馈的磁感应强度来计算得出胶囊内窥镜的运行加速度、其所在当前位置以及运行速度等各参数, 对医学诊断具有很大意义。

附图说明

[0021] 图 1 为本发明胶囊内窥镜的结构示意图;

[0022] 图 2 为本发明胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统的控制示意图;

[0023] 图 3 为本发明胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统的系统框图;

[0024] 图 4 为本发明胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统的电磁场曲线图;

[0025] 图 5 为本发明胶囊内窥镜的电流控制示意图;

[0026] 图 6 为本发明胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统的测距示意图;

[0027] 图 7 为本发明胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统的电磁铁电源控制模块的原理示意图;

[0028] 图 8 为本发明胶囊内窥镜的图像数据中加速度的标示示意图。

具体实施方式

[0029] 参照图 1 和图 2 所示, 本发明提供了一种胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统, 其包括胶囊内窥镜 100 和速度控制装置 200, 速度控制装置 200 通过胶囊内窥镜 100 所反馈的

磁感应强度值的变化,对其进行负反馈控制,以调整胶囊内窥镜 100 在肠胃内的运行速度。

[0030] 其中,所述胶囊内窥镜 100 包括胶囊壳体 1 以及封装于其中的光源 2、镜头 3、天线 4、电源 5、主控电路 6、导磁模块 7,镜头 3 设置于电源 5 的一端或两端,光源 2 装设于镜头 3 旁,天线 4 套设于镜头 3 上,主控电路 6 和电源 5 分别与各模块电连接,所述导磁模块 7 套设于电源 5 外周,起配重并受磁力吸引牵引作用。

[0031] 所述主控电路 6 上设有第一微处理器 60 和与之电连接的霍尔传感器 61 和视频传感器 62,所述视频传感器 62 与射频调制芯片 63 电连接,其中,所述霍尔传感器 61 设于导磁模块 7 的一侧,并贴附于电源 5 上,用于采集胶囊内窥镜在肠胃中的当前磁感应强度并传输至第一微处理器 60;所述第一微处理器 60 将磁感应强度值附于视频传感器 62 所采集的图像数据上,传输至射频调制芯片 63,经射频调制芯片 63 反馈至速度控制装置 200,所述视频传感器 62 用于拍摄肠胃壁的图像,并通过天线发送至图像处理模块进行记录并分析。

[0032] 所述速度控制装置 200 包括电连接的接收控制模块 201 和电磁线圈 202,其中,接收控制模块 201 包括第二微控制器 201a 以及与之电连接的电磁铁电源控制模块 201c 和图像处理模块 201d,射频解调芯片 201b 与图像处理模块 201d 电连接,其中,射频解调芯片 201b 接收胶囊内窥镜 100 所反馈的磁感应强度,对其进行解调后传输至图像处理模块 201d,所述图像数据发送至第二微控制器 201a,经第二微控制器 201a 对图像数据进行解析,提取出图像数据中的磁感应强度值,第二微控制器 201a 根据磁感应强度值的变化值控制电磁铁电源控制模块 201c 对其输出电流进行实时调整,实现电磁线圈的磁场大小调整,以改变磁场对胶囊内窥镜 100 的磁场吸引力,进而改变胶囊内窥镜在肠胃中的运行速度。

[0033] 胶囊内窥镜在体液中,受浮力、重力和电磁吸引力的合力作用,其浮力和重力为稳定值,因此,电磁吸引力决定其合力大小和方向,而电磁吸引力与磁感应强度成正比例关系,因此,磁感应强度决定胶囊运行加速度的大小和方向。电磁线圈在通电状态产生磁场,对含有导磁模块的胶囊内窥镜产生吸引力,进而控制胶囊在人体内的行进路线和位置。

[0034] 当电磁线圈吸引胶囊内窥镜靠近时,距离越远,磁力增加越慢;距离越近,磁力增加越快。因此,当电磁线圈通电启动时,吸引胶囊内窥镜的时候,由于胶囊内窥镜距离磁铁越来越近,电磁吸引力随曲线急剧增大,导致加速度越来越大,胶囊运行速度也急剧增大,由于胶囊内窥镜图像采集速度的限制,胶囊运行速度过快,对于采集到清晰图像是非常不利的,因此需要对其加速度进行控制,以获得清晰的图像数据。由于,磁感应强度正比于电磁铁馈电电流的幅度,控制电磁铁的电流,即可控制胶囊内窥镜的瞬时加速度。

[0035] 参照图 3 所示,从以上电磁线圈磁感应强度分布曲线可以看出,磁感应强度距离

不是均匀分布的,其计算公式为 $B_z = \mu_0 H_z = \frac{\mu_0 I_1 N_1 a^2}{2(a^2 + r^2)^{3/2}}$, 磁感应强度随距离以约为 $\frac{1}{r^3}$ 形式分布,

可计算出胶囊所在位置、运行的加速度值和当前速度。设定一定电流值,通过霍尔传感器可测得出附近区域各位置的磁感应强度,改变电流值,测得不同的磁感应强度值,记录下不同档位的电流时的磁感应强度值。由此可知,在已知的电流值时,根据霍尔传感器所反馈的磁感应强度值,结合磁感应强度分布曲线,可计算得出胶囊内窥镜所在的位置,有助于帮助各图像的定位观测。由于胶囊内窥镜所受的电磁吸引力与磁感应强度值成正比关系,磁感应强度直接决定了其电磁吸引力,而电磁吸引力又直接决定了胶囊内窥镜所受的合力,根据霍尔传感器传出的磁感应强度值,可以实时推算出胶囊内窥镜的加速度值。根据霍尔传感

器所测的磁感应强度,可计算得出胶囊内窥镜的所在位置和加速度值,在电磁线圈馈电电流恒定的情况下,计算磁感应强度变化速度,可大致推算出其运动速度。

[0036] 在本发明的优选实施例中,通过霍尔传感器记录各个时间下的胶囊内窥镜的磁感应强度值,在第二微控制器中,当射频解调芯片所传输的磁感应强度值大于设定磁感应强度值时,则发送减速信号至电磁铁电源控制模块,驱动其降低电流输出,以降低电磁线圈的电磁力;反之,当射频解调芯片所传输的磁感应强度值小于设定磁感应强度值时,则发送加速信号至电磁铁电源控制模块,驱动其提高电流,以提高电磁线圈的电磁力,则提升胶囊内窥镜在肠胃中的运行速度。胶囊内窥镜在肠胃内处于游离状态,根据所反馈的磁感应强度的大小,来实时地调整其的运行速度。

[0037] 为了更精确地对胶囊内窥镜的运行速度进行控制,对加速度值的变化进行定量控制。当启动电磁线圈时,胶囊内窥镜距离肠胃壁最远,设定最大的电流输出,这时,胶囊内窥镜受磁场吸引力逐渐靠近肠胃壁,随着胶囊内窥镜与肠胃壁之间的距离缩短,按图 4 所示的磁感应强度变化曲线所示,磁感应强度随胶囊内窥镜与肠胃壁之间的距离逐渐缩小而增大。

[0038] 参照图 5 所示,所述电磁铁电源控制模块的电流馈电档位分为 4 档:0A、10A、20A 和 30A,当磁感应强度 $B < 60\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 30A,当磁感应强度为 $60\text{Gs} < B < 80\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 20A,当磁感应强度为 $80\text{Gs} < B < 90\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 10A,当磁感应强度为 $B > 100\text{Gs}$ 时,电磁铁电源控制模块关闭电流输出,电流馈电输出为 0A。当磁感应强度较弱时,开启最大馈电输出,使得胶囊内窥镜受力最大,提升其运行的速度;随着胶囊内窥镜逐渐向肠胃壁靠近,其磁感应强度逐渐增强,当磁感应强度达到一定值时,表明胶囊胃窥镜进入某磁场范围区域,降低馈电幅度,下降一个档位,即可将其加速度减小,随之运行速度下降;当磁感应强度增大到一定强度时,为了控制胶囊内窥镜的运行速度,第二微控制器发送停止信号至电磁铁电源控制模块,由其控制电磁线圈停止电流输出,使得胶囊内窥镜不受磁吸引力,其靠惯性缓慢向肠胃壁靠近,使其保持低速运行,以获得清晰的拍摄图像并传输至接收控制模块的图像处理模块中进行处理分析。

[0039] 参照图 6 所示,通过本运行速度的控制系统,不仅可以实时检测胶囊内窥镜的磁感应强度,通过负反馈机制,调整电磁线圈的馈电电流,来调整其运行速度。另一方面,通过对磁感应强度的检测,获知胶囊内窥镜在肠胃中的大致位置。距离电磁中心面 50cm 处为基准线,以馈电电流为 20A 为例,胶囊内窥镜在 40cm — 50cm 之间时,磁感应强度为 60GS — 100GS;在 30cm — 40cm 之间时,磁感应强度为 100GS — 160GS;在 20cm — 30cm 之间时,磁感应强度为 160GS — 300GS。若调整馈电电流为 10A 时,当霍尔传感器所测得的磁感应强度为 30GS — 60GS 时,可推测胶囊内窥镜在 40cm — 50cm 之间,当所测得的磁感应强度为 50GS — 80GS 时,可推测胶囊内窥镜在 30cm — 40cm 之间,当所测得的磁感应强度为 80GS — 150GS 时,可推测胶囊内窥镜在 20cm — 30cm 之间。以此类推,在已知馈电幅度的情况下,根据磁感应强度,可计算出胶囊内窥镜与肠胃壁之间的间距,由此获知其位置,帮助其推测所拍摄图像的大致位置。

[0040] 参照图 7 所示,在电磁铁电源控制模块 201c 中,包括电连接的交直流转换控制模块 202a、反向电流抑制模块 202b 和防雷保护模块 202c,交直流转换控制模块 202a 与第二微控制器电连接,反向电流抑制模块 202b 与电磁线圈 202 电连接,当交流电源接入交直流

转换控制模块 202a, 防雷保护模块 202c 与报警模块电连接, 交流电源由交直流转换控制模块 202a 接入, 当收到第二微控制器所发出的调整电压信号时, 根据所述信号指令控制, 采用小信号控制输出的直流幅值, 经过交直流转换后, 输出所需大小电流, 所述防雷保护模块 202c 起到防雷击及电流浪涌的作用, 反向电流抑制模块对反向电流起到泄放和抑制作用, 使得电压保持正向, 经电流抑制和调整后, 输出至电磁线圈 202, 使其产生相应大小的磁场。

[0041] 参照图 8 所示, 为提高图像质量, 胶囊内窥镜图像传输采用模拟信号形式, 直接通过模拟 FM 调制芯片输出, 因此, 磁感应强度值无法通过数字形式打包输出。为了解决数据的传输问题, 所述磁感应强度值嵌入图像数据中, 以图像数据中的填色像素格作为标记, 与图像数据一并发送至接收控制模块, 通过视频传感器的 OSD 功能, 当第一微控制器采集到磁感应强度值后, 通过 OSD 功能, 控制特定区域输出图像像素排列, 以像素排列数表示磁感应强度值, 以此将磁感应强度值输出给外部接收端。OSD 是 on-screen display 的简称, 即屏幕菜单式调节方式。一般是按 Menu 键后屏幕弹出的显示器各项调节项目信息的矩形菜单, 可通过该菜单对显示器各项工作指标包括色彩、模式、几何形状等进行调整, 从而达到最佳的使用状态。另外, 在 OSD 选项里还可以调整显示的位置、无动作关闭显示的时间。例如: 我们将图像屏幕最后一列像素排列作为磁感应强度值输出表示列: 从上之下, 每一位像素显红色, 表示磁感应强度值为 10Gs; 如磁感应强度值为 80Gs 时, 则从上至下显示 8 格红色, 同列其余格像素显示蓝色; 以此类推, 接收端根据所接收屏幕信息最后一列的像素颜色排列和数量, 即可即使得到磁感应强度值。

[0042] 本发明还提供了一种胶囊内窥镜体内运行速度的控制方法, 其包括以下步骤:

[0043] 步骤 1) 启动电磁铁电源控制模块, 电磁线圈通电而产生电磁场;

[0044] 步骤 2) 人体靠近电磁线圈, 肠胃中的胶囊内窥镜受磁力吸引而向肠胃壁运动, 并将霍尔传感器所记录其所在位置的磁感应强度发送至速度控制装置;

[0045] 步骤 3) 速度控制装置根据胶囊内窥镜所反馈的磁感应强度的变化以控制其的运行速度。

[0046] 在本发明的优选实施例中, 还可以通过所反馈的磁感应强度值计算得出胶囊内窥镜的运行加速度和其当前所在位置, 具体包括以下步骤:

[0047] 步骤 4) 根据霍尔传感器所记录的磁感应强度计算得出胶囊内窥镜的运行加速度。

$F_{\text{合力}} = G + F_{\text{浮力}} + F_{\text{磁力}} = ma$, 其中, 重力 G , 浮力 $F_{\text{浮力}}$ 可以测得, 磁力 $F_{\text{磁力}}$ 可以根据霍尔传感器所传输的磁感应强度值计算可得, 已知胶囊内窥镜的质量 m , 因此即可实时计算出加速度;

[0048] 步骤 5) 根据霍尔传感器所记录的磁感应强度和当前电磁线圈的馈电电流值, 计算

得出胶囊当前所在位置。依据 $B_z = \mu_0 H_z = \frac{\mu_0 I_1 N_1 a^2}{2(a^2 + r^2)^{3/2}}$, 测试所得磁感应强度 B , 馈电电流值 I , 磁

导率 μ_0 , 线圈匝数 N_1 , 线圈半径 a , 均已知, 根据公式即可测试胶囊内窥镜目前所在位置 r (胶囊内窥镜与电磁线圈中心之间的距离)。

[0049] 其中, 在步骤 2) 中, 胶囊内窥镜中霍尔传感器采集其所在位置的磁感应强度, 经由射频调制芯片发送至速度控制装置, 速度控制装置的接收控制模块的射频解调芯片接收所述磁感应强度信号后, 传输至第二微处理器中进行信号比对, 当射频解调芯片所传输的第二磁感应强度大于第一磁感应强度时, 则发送减速信号至电磁铁电源控制模块, 驱动其降低电流, 以降低电磁线圈的电磁力; 反之, 当射频解调芯片所传输的第二磁感应强度小于第

一磁感应强度时,则发送加速信号至电磁铁电源控制模块,驱动其提高电流,以提高电磁线圈的电磁力。经过磁感应强度的测量和比对,根据比对结果,改变电磁线圈的馈电输出,来实时调整胶囊内窥镜的运行速度。

[0050] 优选地,所述电磁铁电源控制模块的电流馈电档位分为 4 档:0A、10A、20A 和 30A,当磁感应强度 $B < 60\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 30A,当磁感应强度为 $60\text{Gs} < B < 80\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 20A,当磁感应强度为 $80\text{Gs} < B < 90\text{Gs}$ 时,启动电流馈电输出为 10A,当磁感应强度为 $B > 100\text{Gs}$ 时,电磁铁电源控制模块关闭电流输出,电流馈电输出为 0A。速度控制装置根据胶囊内窥镜的霍尔传感器所反馈的磁感应强度的变化来调整其在肠胃中的运行速度,使其保持低速运行。可以理解,电流馈电可分为若干档位,亦可根据不同的需求进行馈电档位的调整,以实时调整胶囊内窥镜的所受的磁场吸引力,进而调整其实时加速度。

[0051] 刚启动电磁线圈时,由于胶囊内窥镜距离电磁线圈的相对距离较远,吸引力较弱,这时,设定电磁线圈以最大电流进行工作,以吸引和牵动胶囊内窥镜;当胶囊内窥镜受到电磁线圈的电磁吸引力,开始向肠胃壁方向运行,由于其相互之间距离的拉近,电磁吸引力根据其磁感应强度分布曲线,开始逐渐加强,胶囊内窥镜运行加速度越来越大;当外部的接收控制模块接收到胶囊内窥镜的磁感应强度值急剧增大时,立即通过电磁铁电源控制模块,通过负反馈的方式实时降低电磁线圈的馈电电流,从而降低电磁吸引力,降低胶囊内窥镜的运行加速度,从而保证其运行速度不至于过快,保证输出图像的清晰度,有利于图像数据的分析。通过上述控制系统,不仅可以实时控制调整胶囊内窥镜的运行速度,而且可以计算得出胶囊内窥镜与肠胃壁之间的间距和其运行加速度值。

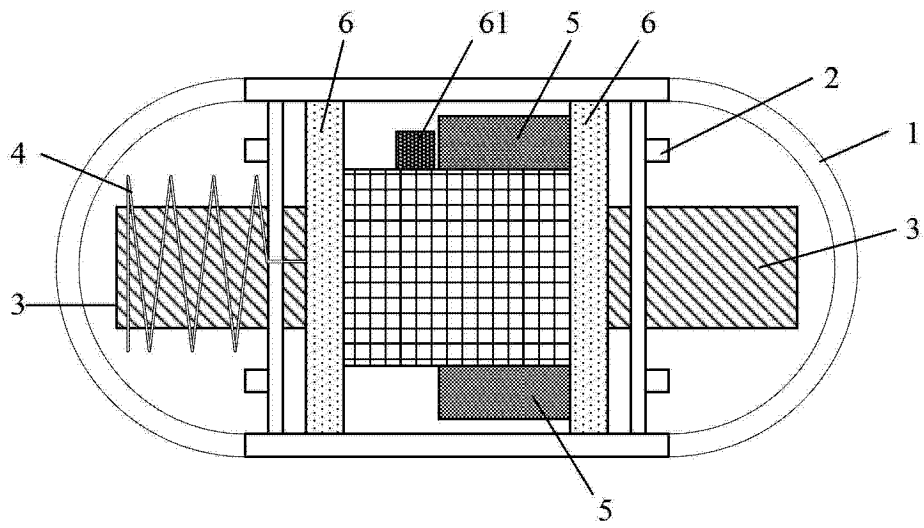


图 1

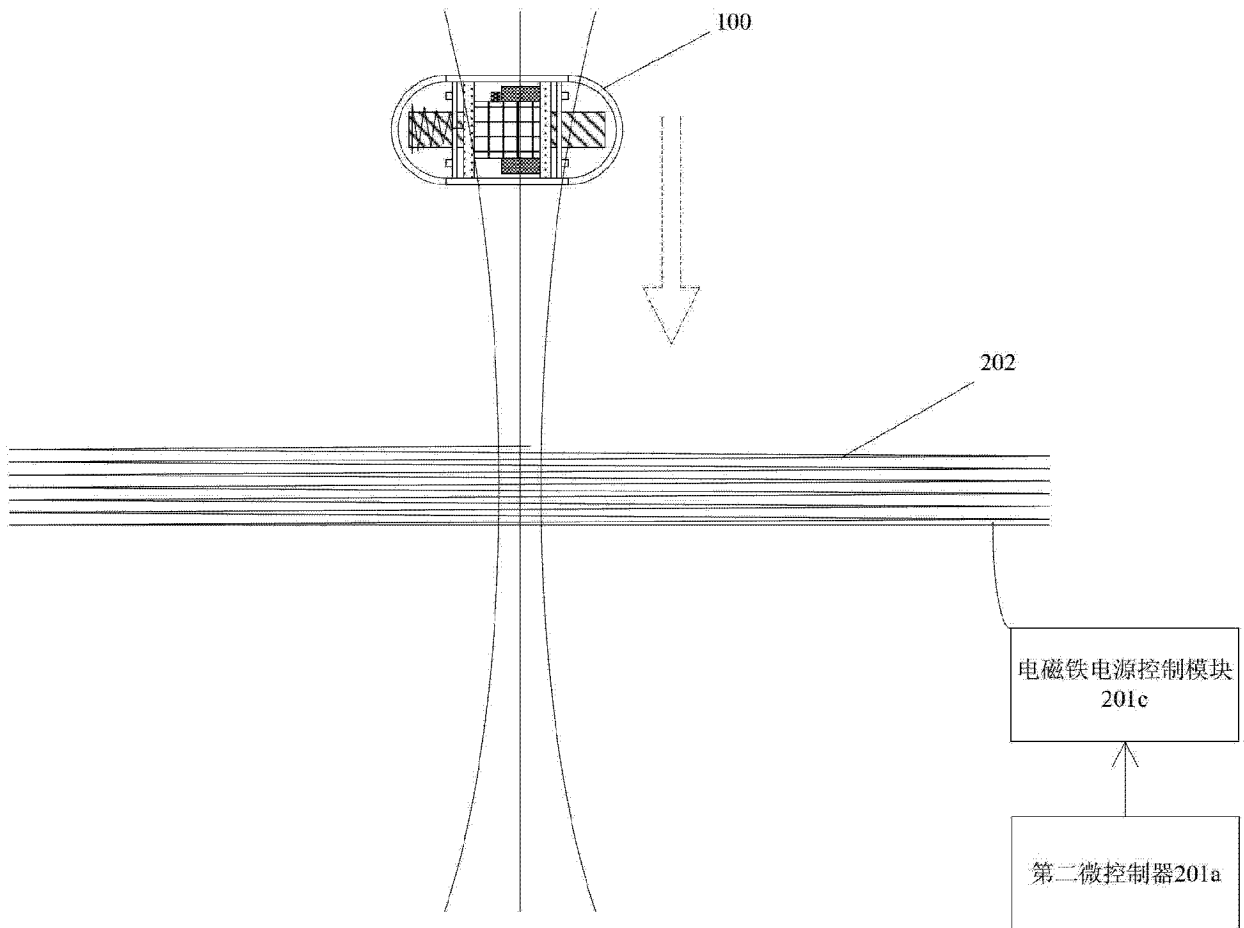


图 2

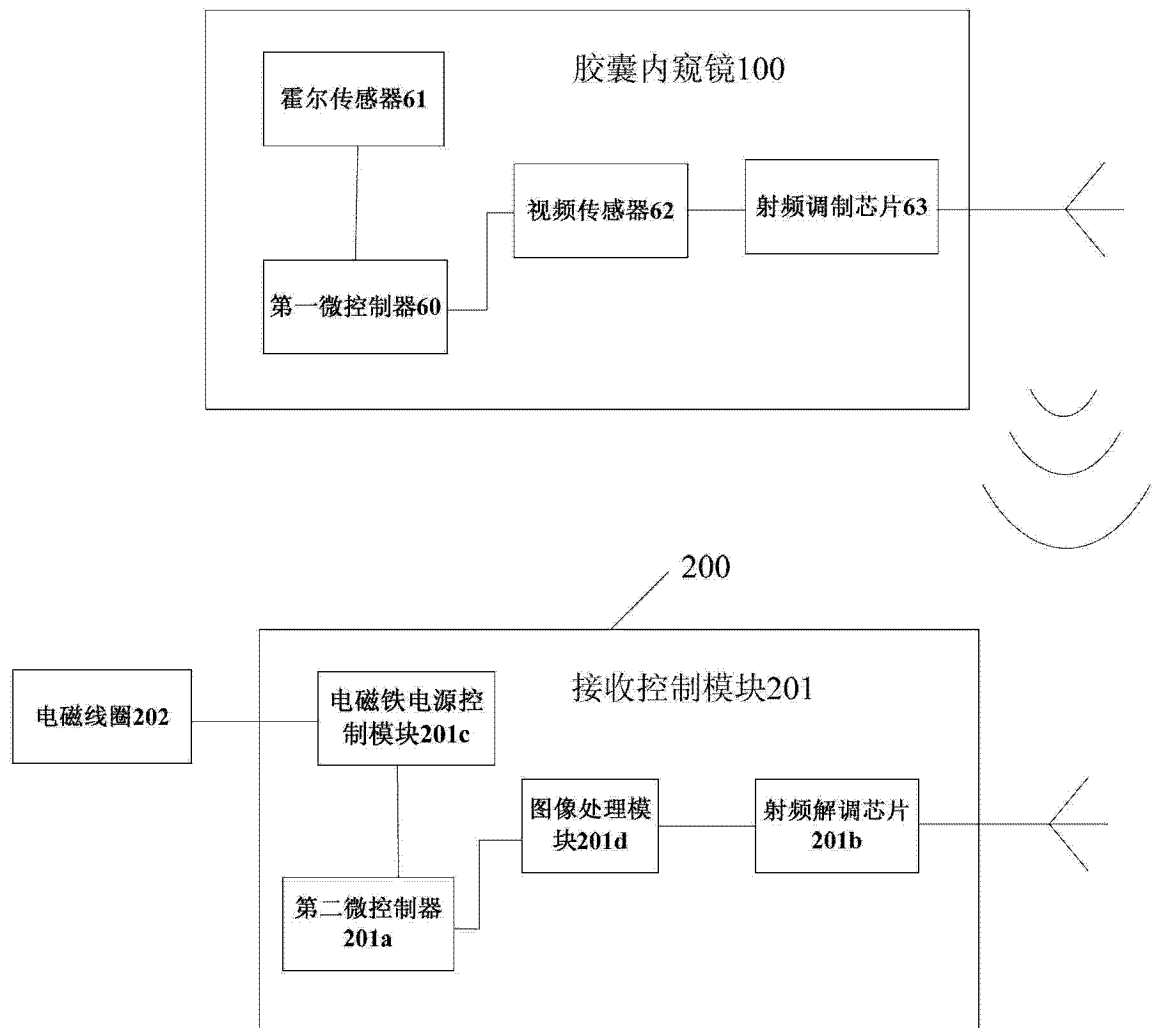


图 3

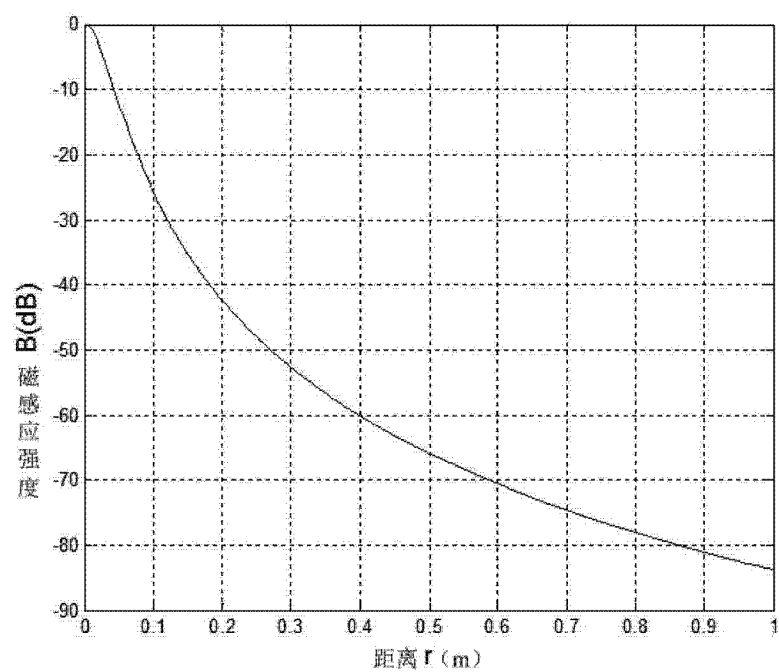


图 4

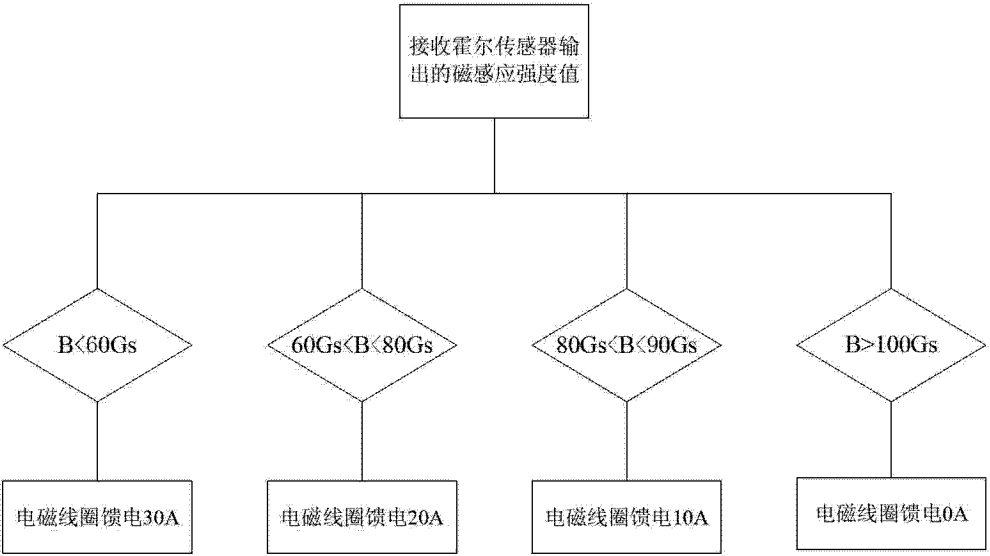


图 5

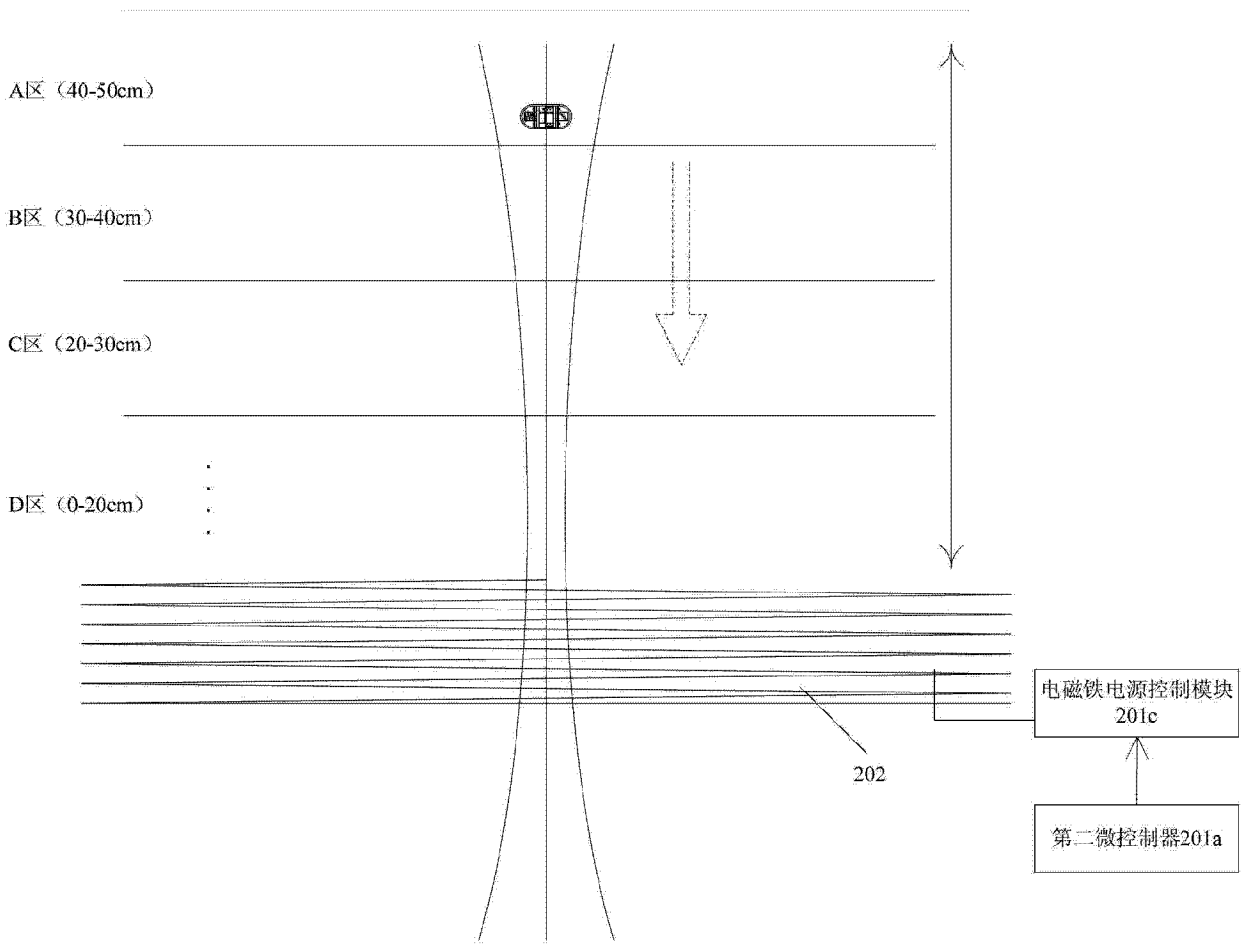


图 6

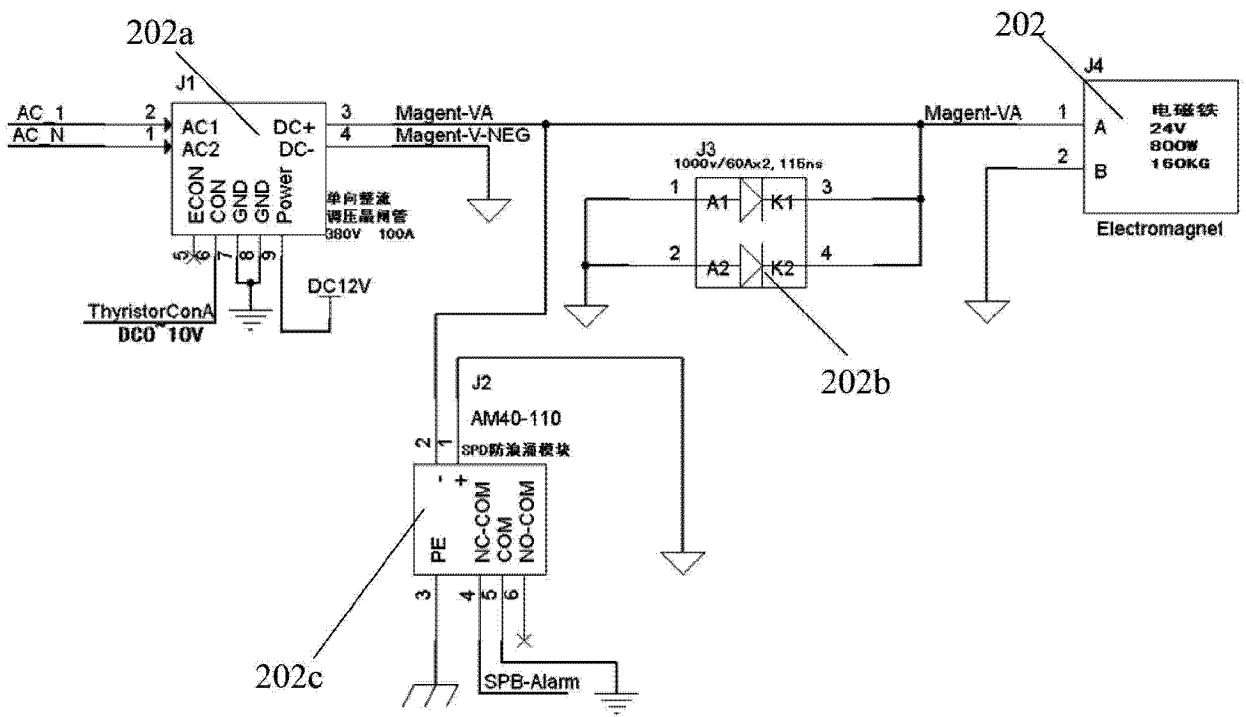


图 7

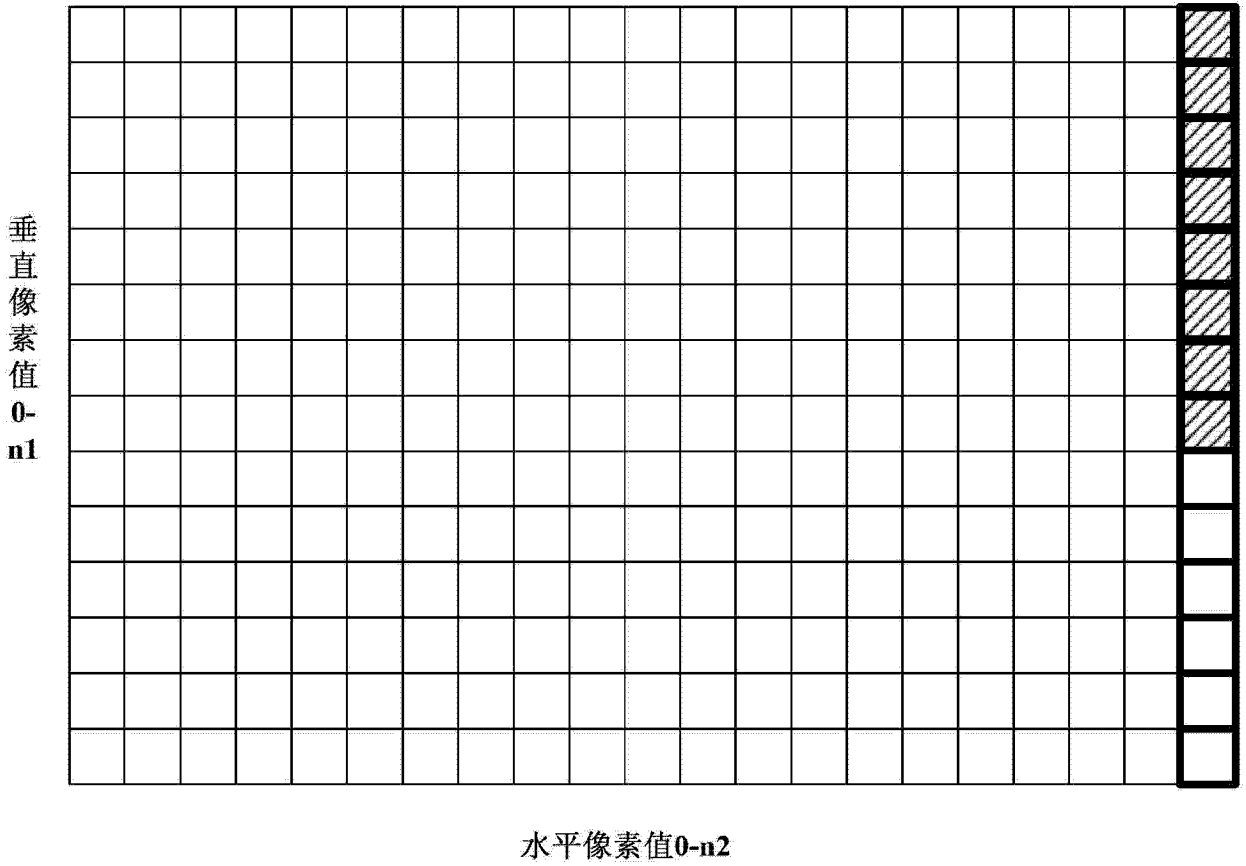


图 8

专利名称(译)	胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统及控制方法		
公开(公告)号	CN103222841A	公开(公告)日	2013-07-31
申请号	CN201310121865.9	申请日	2013-04-10
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市资福技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市资福技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市资福技术有限公司		
[标]发明人	李奕 孙平 章伟		
发明人	李奕 孙平 章伟		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61B5/06		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B34/73		
代理人(译)	刘敏		
其他公开文献	CN103222841B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统包括：胶囊内窥镜，设有第一微处理器和与之电连接的霍尔传感器、射频调制芯片，通过霍尔传感器记录下其在体内运行时的磁感应强度值，传输至射频调制芯片进行信号发送；速度控制装置，置于体外，包括电性连接的接收控制模块和电磁线圈；接收控制模块包括第二微控制器和电磁铁电源控制模块、射频解调芯片，电磁铁电源控制模块与电磁线圈电连接；当通电产生电磁场，体内的胶囊内窥镜逐渐靠近肠胃内壁，并将运行磁感应强度值经由射频调制芯片发送至射频解调芯片，第二微控制器驱动电磁铁电源控制模块控制电磁线圈调整电磁场的大小，以根据所反馈的磁感应强度值的变化来控制胶囊内窥镜在肠胃内的运动速度。

