



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103190880 B

(45)授权公告日 2016.08.03

(21)申请号 201310122502.7

(22)申请日 2013.04.10

(73)专利权人 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)

A61B 5/06(2006.01)

(56)对比文件

CN 203122346 U,2013.08.14,

CN 102647934 A,2012.08.22,

CN 1878495 A,2006.12.13,

US 2009/0192348 A1,2009.07.30,

US 2008/0027329 A1,2008.01.31,

审查员 万语

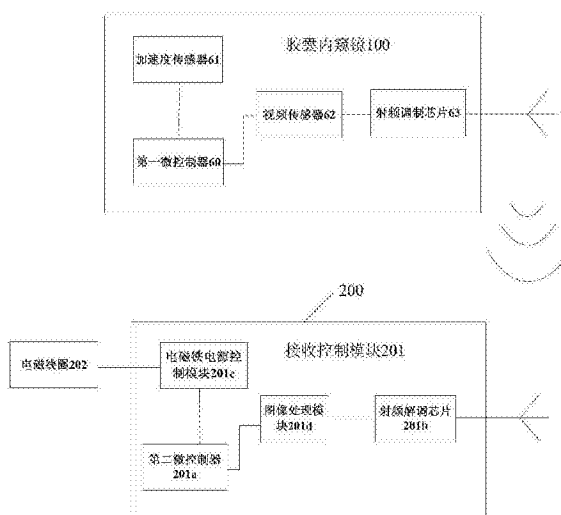
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统及控制方法

(57)摘要

一种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加速度传感器、射频调制芯片,通过加速度传感器记录下其在体内运行时的加速度值,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,并将运行加速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,以根据所反馈的加速度值的变化来控制胶囊内窥镜在肠胃内的运动速度。



1. 一种胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统,其特征在于包括:

胶囊内窥镜,其设有第一微处理器以及与之电连接的加速度传感器、射频调制芯片,通过加速度传感器实时记录下胶囊内窥镜在体内运行时的加速度值,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;

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,并通过加速度传感器所记录的运行加速度值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,以根据所反馈的加速度值的变化来控制胶囊内窥镜在肠胃内的运动速度,在第二微控制器中,当射频解调芯片所传输的加速度值大于设定加速度值时,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加速度值小于设定加速度值时,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。

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,其特征在于:当胶囊内窥镜的加速度为零时,电磁铁电源控制模块启动最大电流,当胶囊内窥镜的加速度达到或大于 1.0m/s^2 时,电磁铁电源控制模块关闭电流输出。

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,当加速度为零时,启动电流馈电输出为30A,当加速度为 $0\text{m/s}^2 < a < 0.5\text{m/s}^2$ 时,启动电流馈电输出为20A,当加速度为 $0.5\text{m/s}^2 < a < 1.0\text{m/s}^2$ 时,启动电流馈电输出为10A,当加速度为 $a > 1.0\text{m/s}^2$ 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所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统,其特征在于:所述胶囊内窥镜的设定加速度值小于 1.0m/s^2 。

5. 根据权利要求1-4中任一项所述的胶囊内窥镜体内运行速度的控制系统,其特征在于:所述加速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。

一种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,特别是指一种通过负反馈机制对胶囊内窥镜的加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,以控制其在肠胃中保持低速运行,获得清晰的图像。

[0006] 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:

[0007] 胶囊内窥镜,其设有第一微处理器以及与之电连接的加速度传感器、射频调制芯片,通过加速度传感器实时记录下胶囊内窥镜在体内运行时的加速度值,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,并通过加速度传感器所记录的运行加速度值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,以根据所反馈的加速度值的变化来控制胶囊内窥镜在肠胃内的运动速度。

[0011] 优选地,在第二微控制器中,当射频解调芯片所传输的加速度值大于设定加速度值时,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加速度值小于设定加速度值时,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反馈档位分为3档:10A、20A和30A,当加速度为零时,启动电流反馈输出为30A,当加速度为 $0\text{m/s}^2 < a < 0.5\text{m/s}^2$ 时,启动电流反馈输出为20A,当加速度为 $0.5\text{m/s}^2 < a < 1.0\text{m/s}^2$ 时,启动电流反馈输出为10A,当加速度为 $a > 1.0\text{m/s}^2$

时,电磁铁电源控制模块关闭电流输出。

[0013] 优选地,速度控制装置根据胶囊内窥镜的加速度传感器所反馈的加速度值的变化来调整其在肠胃中的运行速度,使其保持低速运行,所述胶囊内窥镜的设定加速度值小于 1.0m/s^2 。

[0014] 优选地,所述加速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。

[0015] 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:

[0016] 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;

[0017] 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,并将加速度传感器所记录运行的加速度值发送至速度控制装置;

[0018] 步骤3)速度控制装置根据胶囊内窥镜所反馈的加速度值的变化以控制其的运行速度。

[0019] 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,通过加速度传感器记录并向速度控制装置反馈加速度值,根据所反馈的加速度值驱动电磁铁电源控制模块调整馈电电流的幅度,通过负反馈过程对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,使其保持匀速运行,保证了拍摄的平稳性和清晰性。

附图说明

[0020] 图1为本发明胶囊内窥镜的结构示意图;

[0021] 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;

[0022] 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;

[0023] 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;

[0024] 图5为本发明胶囊内窥镜的电流控制示意图;

[0025] 图6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;

[0026] 图7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

[0027] 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所反馈的加速度值的变化,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。

[0028] 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。

[0029] 参照图3所示,所述主控电路6上设有第一微处理器60和与之电连接的加速度传感器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,所述加速度传感器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。

[0030] 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所反馈的加速度值,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加速度值,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。

[0031] 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。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。

[0032] 参照图4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,磁感应强度随距离以约为 $\frac{1}{r^2}$ 形式分布,电磁铁磁力随距离靠近而加强,距离越近,电磁力加强越快,距离越远,磁力增加越慢。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。

[0033] 在本发明的优选实施例中,通过加速度传感器记录各个时间下的胶囊内窥镜的加速度值,在第二微控制器中,当射频解调芯片所传输的加速度值大于设定加速度值时,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加速度值小于设定加速度值时,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。通过对胶囊内窥镜的当前加速度进行实时监控,并根据加速度值对电流大小进行实时调整,以控制胶囊内窥镜保持在低速运行状态,保证所摄图像或影像的清晰度。其中,所述胶囊内窥镜的设定加速度值为小于 1.0m/s^2 。

[0034] 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。

[0035] 参照图5所示,在本实施例中,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,当加速度为零时,启动电流馈电输出为30A,以最大的馈电电流输出,使其受力最大,以加快其运行速度;当加速度为 $0\text{m/s}^2 < a < 0.5\text{m/s}^2$ 时,启动电流馈电输出为20A;当加速度为 $0.5\text{m/s}^2 < a < 1.0\text{m/s}^2$ 时,启动电流馈电输出为10A;当加速度为 $a > 1.0\text{m/s}^2$ 时,电磁铁电源控制模块关闭电流输出,电流馈电为0A。当加速度逐渐提升,胶囊内窥镜逐渐靠近肠胃壁,可降低馈电幅度,以降低其运行加速度,一方面,避免其运行过快,拍摄图像不清晰,另一方面,当靠近肠胃壁时运行过快,会导致其受磁力而快速吸附于肠胃壁上,影响其拍摄控制。当其加速度达到 1.0m/s^2 时,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,使其保持匀速运行,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。通过设置多个调整档位,方便负反馈的灵活调整,可根据加速度的大小,拨动电流控制档位,定量地控制电流输出幅度,以获得精确的加速度控制结果。

[0036] 参照图6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,输出至电磁线圈202,使其产生相应大小的磁场。

[0037] 参照图7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,加速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,所述加速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加速度值后,通过OSD功能,控制特定区域输出图像像素排列,以像素排列数表示加速度值,以此将加速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:将图像屏幕最后一列像素排列作为加速度值输出表示列:从上之下,每一位像素显红色,表示加速度值为 0.05m/s^2 ;如加速度值为 0.2m/s^2 时,则从上至下显示4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,即可即使得到加速度值。

[0038] 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:

[0039] 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;

[0040] 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,并将加速度传感器所记录运行的加速度值发送至速度控制装置;

[0041] 步骤3)速度控制装置根据胶囊内窥镜所反馈的加速度值的变化以控制其的运行

速度。

[0042] 其中,在步骤2)中,胶囊内窥镜中的加速度传感器采集其运行的加速度值,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加速度值信号后,传输至第二微处理器中进行信号比对,并根据信号比对结果控制电磁铁电源控制模块的电流输出大小。

[0043] 在步骤3)中,在速度控制装置的第二微控制器进行加速度信号比对,当射频解调芯片所传输的加速度值大于设定加速度值时,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加速度值小于设定加速度值时,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。

[0044] 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,当加速度为零时,启动电流馈电输出为30A,当加速度为 $0\text{m/s}^2 < a < 0.5\text{m/s}^2$ 时,启动电流馈电输出为20A,当加速度为 $0.5\text{m/s}^2 < a < 1.0\text{m/s}^2$ 时,启动电流馈电输出为10A,当加速度为 $a > 1.0\text{m/s}^2$ 时,电磁铁电源控制模块关闭电流输出,电流馈电输出为0A。

[0045] 在电磁线圈产生磁场的过程中,胶囊内窥镜实时地将加速度传感器所记录的加速度值通过胶囊内部的射频调制芯片和天线,发送至速度控制装置的接收控制模块的射频解调芯片,根据所反馈的加速度值信息,第二微控制器驱动电磁铁电源控制模块对馈电电流幅度进行实时的调整。刚开始吸引胶囊内窥镜时,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,电磁线圈以最大电流进行工作,以吸引和牵动胶囊;当胶囊内窥镜由于受到电磁线圈的电磁吸引力,开始向电磁线圈方向运行,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加速度值急剧增大时,立即通过电磁铁电源控制模块,实时降低电磁铁馈电电流,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,且避免其高速运动而吸入肠胃壁中,影响拍摄控制过程。

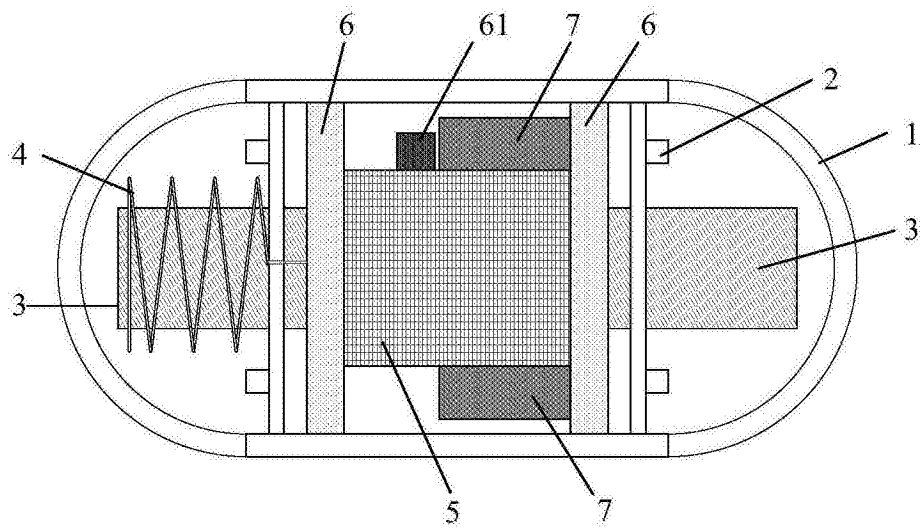


图1

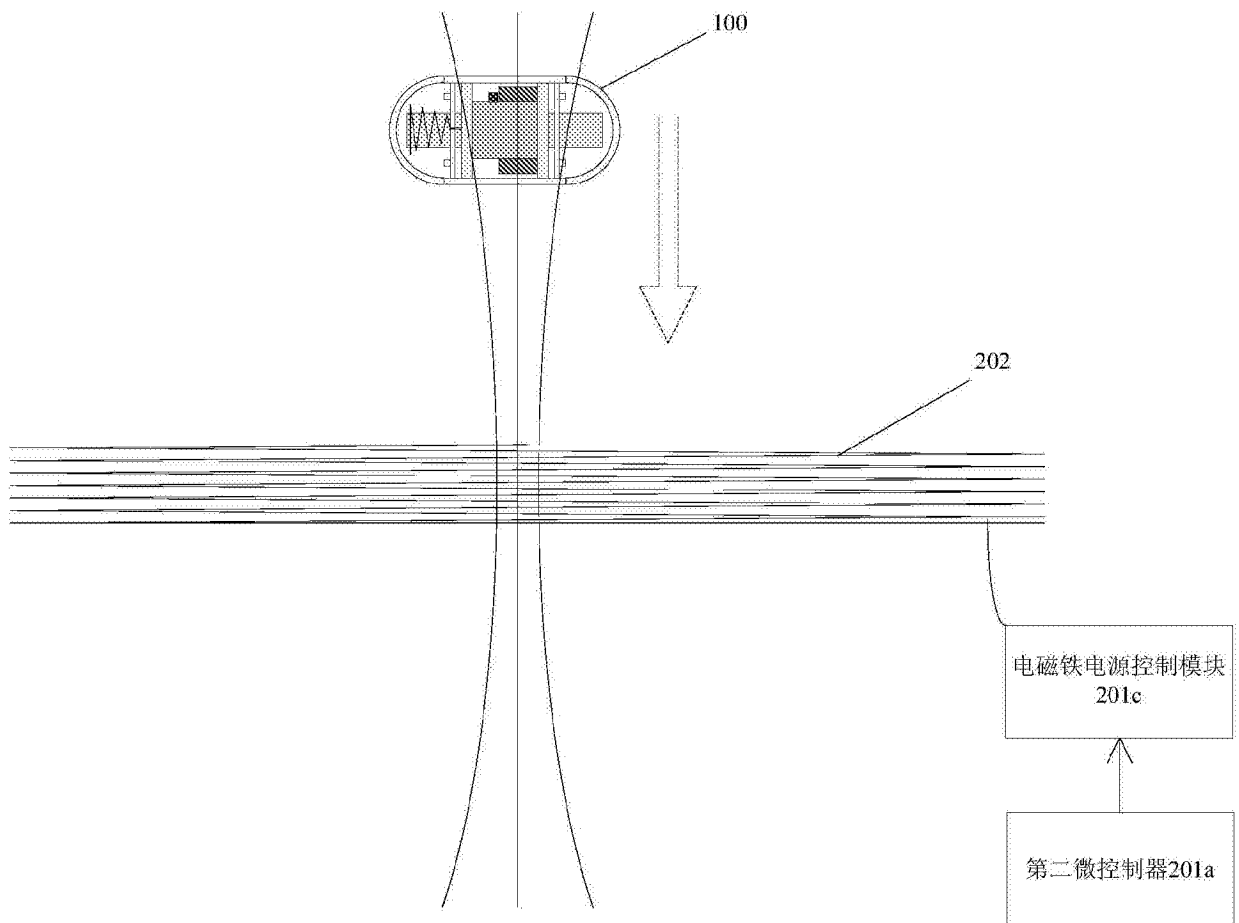


图2

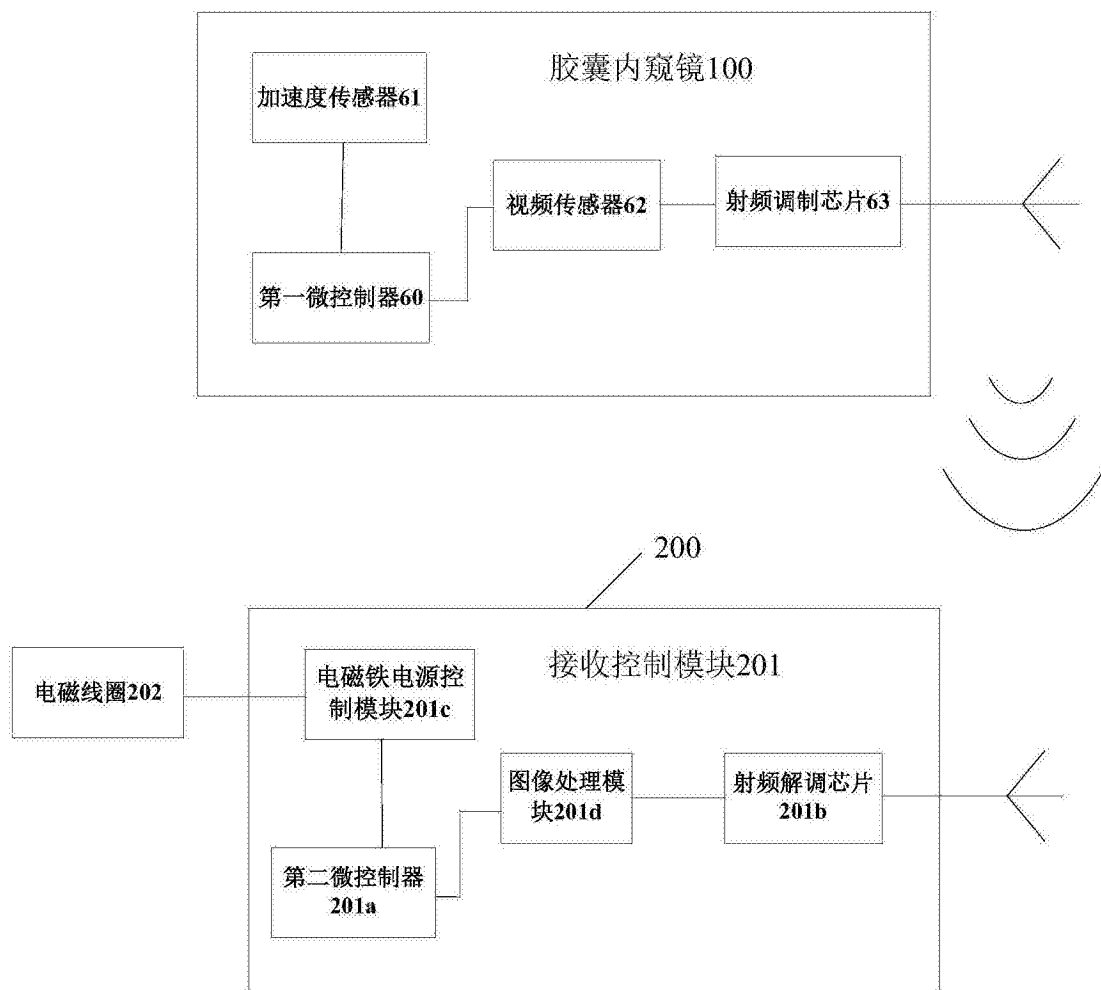


图3

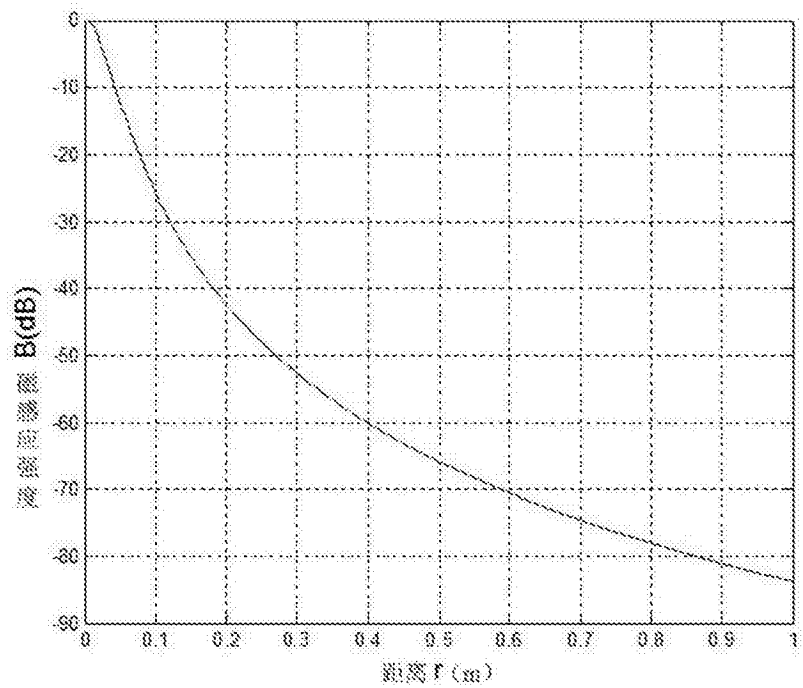


图4

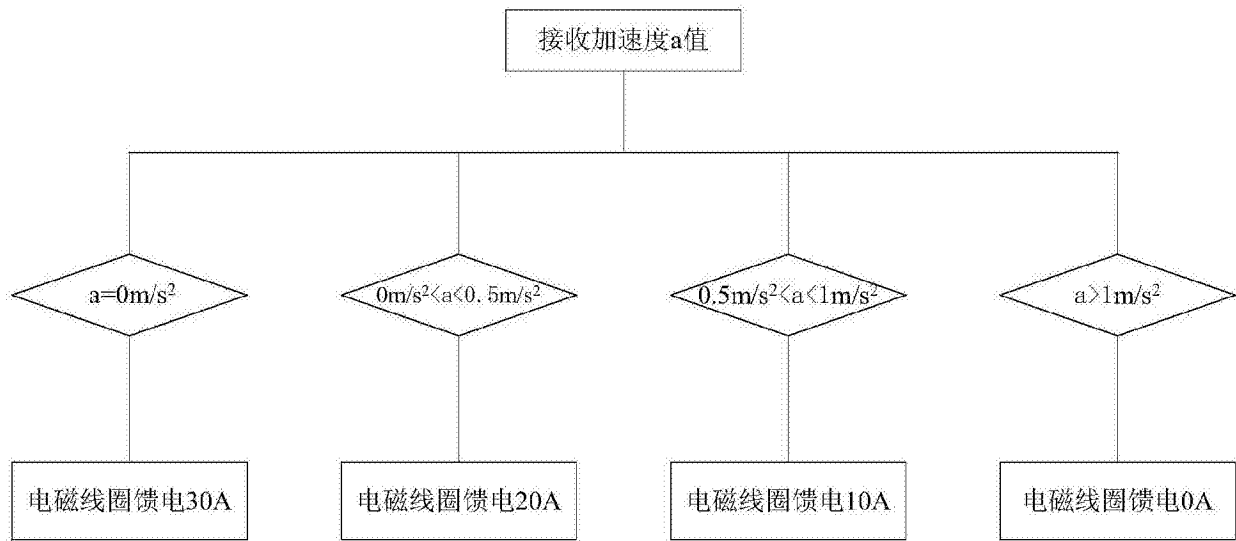


图5

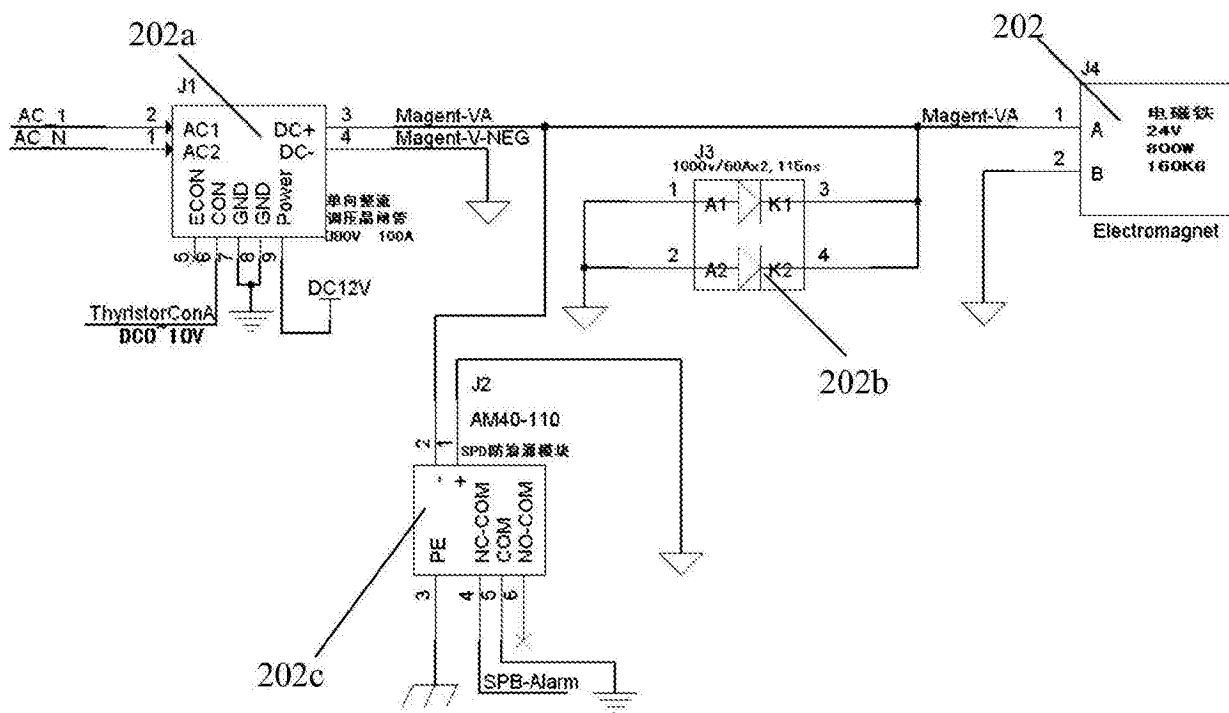
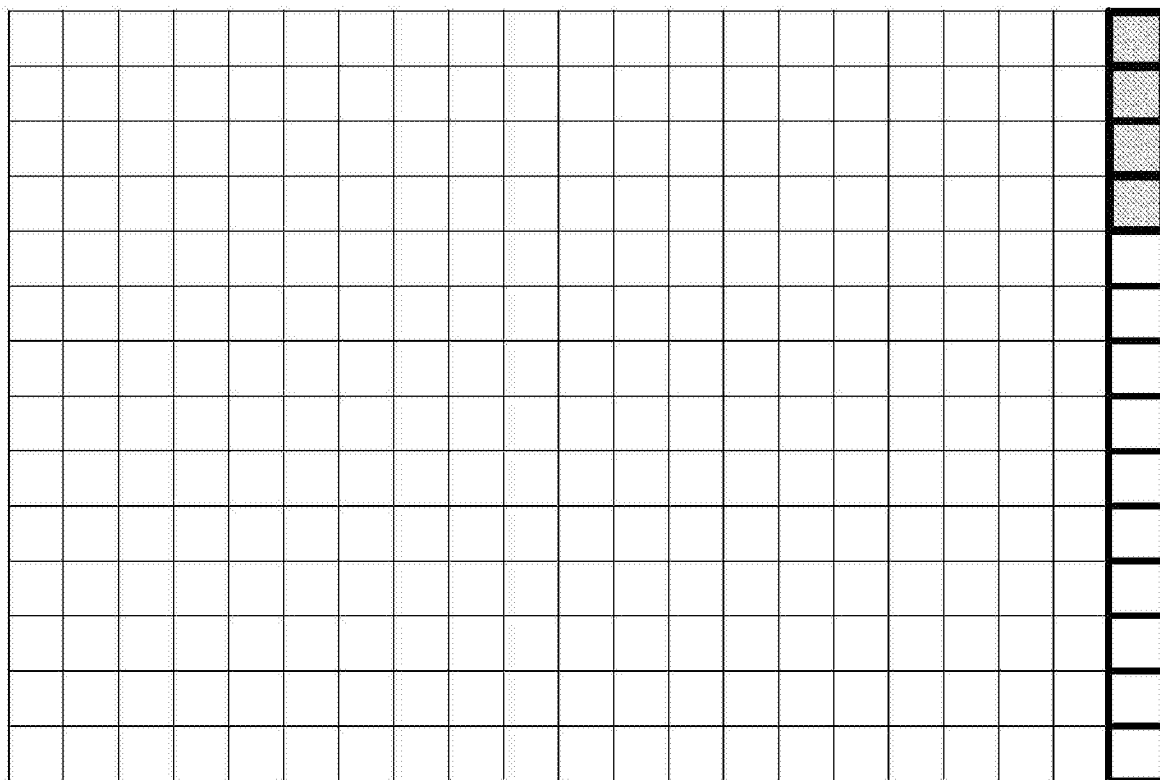


图6

垂直像素值
0-n1

水平像素值0-n2

图7