



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103054542 B

(45) 授权公告日 2015. 02. 18

(21) 申请号 201210558529. 6

(22) 申请日 2012. 12. 20

(73) 专利权人 深圳市资福技术有限公司

地址 518120 广东省深圳市龙岗区大鹏街道
布新社区第四工业区 6 栋

(72) 发明人 王建平 章伟 李奕

(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)

(56) 对比文件

CN 202942082 U, 2013. 05. 22, 权利要求
1-10 项.

WO 2008/041809 A1, 2008. 04. 10, 说明书第
12 页第 1-8 行, 第 15 页第 19- 第 16 页第 20 行,
图 3-4.

CN 1829466 A, 2006. 09. 06, 说明书第 25 页
第 15-20 行.

DE 102011002693 A1, 2012. 07. 19, 全文.

WO 2009/107892 A1, 2009. 09. 03, 全文.

US 2004/0138552 A1, 2004. 07. 15, 全文.

CN 101351151 A, 2009. 01. 21, 说明书第 19
页第 27 行 - 第 20 页第 11 行, 图 1.

审查员 喻赛男

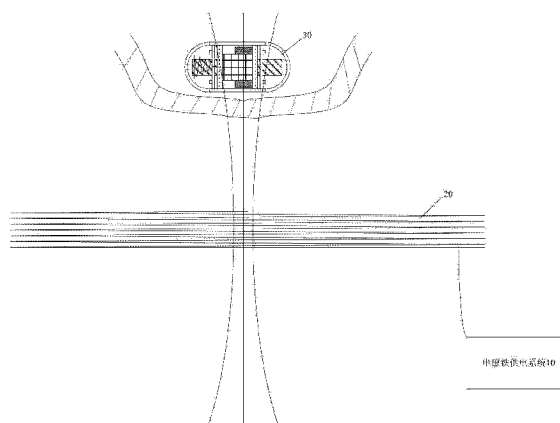
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

一种胶囊内窥镜运动的控制系统

(57) 摘要

本发明提供了一种胶囊内窥镜运动的控制系统, 包括电磁铁供电系统和电磁线圈, 所述电磁铁供电系统中设有电源和波形控制模块, 所述电磁铁供电系统和电磁线圈相互电连接, 当吞入带磁铁的胶囊内窥镜的人体进入通电电磁线圈产生的磁场中, 通过电磁铁供电系统的波形控制模块向电磁线圈提供波形按一定频率改变的电流, 使得磁场强弱产生交替变化, 避免带磁铁的胶囊内窥镜受磁场的吸引而吸附于肠胃内壁上。强弱交替变换的磁场, 使得胶囊内窥镜可保持贴近胃肠壁进行横向水平的运动, 以对胃肠壁的各个位置进行细致地拍摄, 获得更为清晰的图像数据, 且不会因引力过大而吸附嵌入胃肠的凹壁内而造成的滞留, 以进一步提高胃内影像拍摄的准确性和可控性。



1. 一种胶囊内窥镜运动的控制系统,其特征在于:包括电磁铁供电系统和电磁线圈,所述电磁铁供电系统中设有电源和波形控制模块,所述电磁铁供电系统和电磁线圈相互电连接,当吞入带磁铁的胶囊内窥镜的人体进入通电电磁线圈产生的磁场中,通过电磁铁供电系统的波形控制模块向电磁线圈提供波形按一定频率改变的电流,使得磁场强弱产生交替变化,避免带磁铁的胶囊内窥镜受磁场的吸引而吸附于肠胃内壁上。

2. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜运动的控制系统,其特征在于:所述电磁铁供电系统还包括电流控制模块,所述电流控制模块串联于波形控制模块和电磁线圈之间,使供电电流幅度按一定波形周期变化,并输出至电磁线圈。

3. 根据权利要求2所述的胶囊内窥镜运动的控制系统,其特征在于:所述波形控制模块生成电流幅度及波形控制信号,以控制电流控制模块的输出电流的波形和电流幅度,以一定频率强弱交替变化。

4. 根据权利要求2所述的胶囊内窥镜运动的控制系统,其特征在于:所述电流控制模块包括相互串联的波形输出模块和电流放大模块,所述波形输出模块与所述波形控制模块连接,由波形输出模块所发送的变换波形电流经电流放大模块进行放大处理后输出至电磁线圈。

5. 根据权利要求4所述的胶囊内窥镜运动的控制系统,其特征在于:所述波形控制模块为振荡电路,通过振荡电路向线圈提供振荡电流,通过经由电磁线圈的振荡电流,使得磁场强弱产生交替变化。

6. 根据权利要求5所述的胶囊内窥镜运动的控制系统,其特征在于:所述电磁铁供电系统还包括电涌保护器,所述电涌保护器串联于电源和电流控制模块之间,用于控制过大电流对电流控制模块的损坏。

7. 根据权利要求6所述的胶囊内窥镜运动的控制系统,其特征在于:所述振荡电流呈正弦波、方波或三角波形式。

8. 根据权利要求2所述的胶囊内窥镜运动的控制系统,其特征在于:所述波形控制模块的频率为1Hz-100KHz;所述波形控制模块的强度为1A至50A;电磁线圈的匝数为300-2000匝之间。

一种胶囊内窥镜运动的控制系统

技术领域

[0001] 本发明涉及胶囊内窥镜,特别是指一种控制胶囊内窥镜在肠胃中的运动状态进行控制的控制系统和方法。

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] 胶囊内窥镜进入体内后,需要对人体的胃部进行影像,由于胶囊内窥镜处于游离状态,在体液中自由漂浮,其位置不确定,所拍摄的影像具有太大的随意性,人们有时难于判断出所摄图像的方位,难于判定胃部中的整体状况,或所摄肿瘤在其何方位,由于胶囊内窥镜的运动状态和轨迹难于控制,由于电磁铁对于胶囊内窥镜的吸引力是与两者之间的距离成反比的,容易出现因电磁磁场长时间强烈吸引而吸附嵌入肠胃的凹壁的现象,而影像拍摄的过程,甚至造成胶囊内窥镜在肠胃中的滞留。

[0004] 因此,有必要提供一种控制胶囊内窥镜在肠胃中的运动状态和轨迹的控制系统和方法,以控制其对所需胃壁进行清晰的拍摄的控制系统和方法,提高医学诊断的准确度和精确度。

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振荡电流产生磁场强弱的交替变换的磁场,以控制胶囊内窥镜在肠胃中的运动状态,避免其陷入胃肠壁的凹陷中,保证了其平稳地横向运行的控制系统和方法。

[0006] 本发明提供了一种胶囊内窥镜运动的控制系统,包括电磁铁供电系统和电磁线圈,所述电磁铁供电系统中设有电源和波形控制模块,所述电磁铁供电系统和电磁线圈相互电连接,当吞入带磁铁的胶囊内窥镜的人体进入通电电磁线圈产生的磁场中,通过电磁铁供电系统的波形控制模块向电磁线圈提供波形按一定频率改变的电流,使得磁场强弱产生交替变化,避免带磁铁的胶囊内窥镜受磁场的吸引而吸附于肠胃内壁上。

[0007] 优选地,所述电磁铁供电系统还包括电流控制模块,所述电流控制模块串联于波形控制模块和电磁线圈之间,使供电电流幅度按一定波形周期变化,并输出至电磁线圈。

[0008] 优选地,所述波形控制模块生成电流幅度及波形控制信号,以控制电流控制模块的输出电流的波形和电流幅度,以一定频率强弱交替变化。优选地,所述波形控制模块为振荡电路,通过振荡电路向线圈提供振荡电流,通过经由电磁线圈的振荡电流,使得磁场强弱产生交替变化。所述振荡电流呈正弦波、方波或三角波形式。

[0009] 优选地,所述电流控制模块包括相互串联的波形输出模块和电流放大模块,所述波形输出模块与所述波形控制模块连接,由波形输出模块所发送的变换波形电流经电流放大模块进行放大处理后输出至电磁线圈。

[0010] 优选地,所述电磁铁供电系统还包括电涌保护器,所述电涌保护器串联于电源和电流控制模块之间,用于控制过大电流对电流控制模块的损坏。

[0011] 优选地,所述波形控制模块的频率为 1Hz-100KHz ;所述波形控制模块的强度为 1A 至 50A ;电磁线圈的匝数为 300-2000 匝之间。

[0012] 本发明提供了一种胶囊内窥镜运动的控制方法,其包括以下步骤:

[0013] 步骤 1) 让患者吞入带磁铁的胶囊内窥镜,胶囊内窥镜进入患者肠胃中;

[0014] 步骤 2) 通过电磁铁供电系统对电磁线圈通电,使之产生磁场,人体进入所述磁场中进行检测;

[0015] 步骤 3) 通过电磁铁供电系统向电磁线圈提供波形按一定频率改变的电流,使得磁场强弱产生交替变化,使得胶囊内窥镜在肠胃中保持平行移动。

[0016] 在步骤 3) 中,所述电磁铁供电系统的波形控制模块生成电流幅度及波形控制信号,以控制电流控制模块的输出电流的波形和电流幅度以一定频率强弱交替。

[0017] 与现有技术相比,本发明的胶囊内窥镜运动的控制系统,通过在电磁铁供电系统中设置振荡电路,向电磁线圈输出振荡电流,使之产生强弱交替变换的磁场,进而控制进入磁场中的带磁铁的胶囊内窥镜的运动状态,当磁场随电流增大而增强时,将胶囊内窥镜吸引向胃肠壁方向运动,贴近胃肠壁进行清晰的近角度拍摄,当磁场随电流减小而减弱时,胶囊内窥镜的向胃肠壁的运动停止,而随胃肠液的流向保持平稳的运行,这样,强弱交替变换的磁场,使得胶囊内窥镜可保持贴近胃肠壁进行横向水平的运动,以对胃肠壁的各个位置进行细致地拍摄,获得更为清晰的图像数据,且不会因引力过大而吸附嵌入胃肠的凹壁内而造成的滞留,以控制胶囊内窥镜在肠胃内的行进录像和位置,使其运动和拍摄顺畅,以进一步提高胃内影像拍摄的准确性和可控性。

附图说明

[0018] 图 1 为本发明胶囊内窥镜的结构示意图;

[0019] 图 2 为本发明胶囊内窥镜在胃中的控制状态图;

[0020] 图 3 为本发明的电磁铁供电系统产生正弦波的振荡电流示意图;

[0021] 图 4 为本发明的电磁铁供电系统产生方波的振荡电流示意图;

[0022] 图 5 为本发明的电磁铁供电系统产生三角波的振荡电流示意图;

[0023] 图 6 为本发明的电磁铁供电系统的系统结构框图;

[0024] 图 7 为本发明的电磁铁供电系统的电流控制模块的电流传输示意图。

具体实施方式

[0025] 参照图 1 和图 2 所示,本发明提供了一种胶囊内窥镜运动的控制系统 100,包括电磁铁供电系统 10 和电磁线圈 20,所述电磁铁供电系统 10 中设有电源 101 和波形控制模块 102,所述电磁铁供电系统 10 和电磁线圈 20 相互电连接,当吞入带磁铁的胶囊内窥镜 30 的人体进入通电磁线圈 20 产生的磁场中,通过电磁铁供电系统 10 的波形控制模块 2 向电磁线圈 20 提供波形按一定频率改变的电流,使得磁场强弱产生交替变化,避免带磁铁的胶囊内窥镜 30 受磁场的吸引而吸附于肠胃内壁上。

[0026] 其中,参照图 6 所示,所述电磁铁供电系统 10 包括交流电源 101 和分别与之电连

接的波形控制模块 102、电流控制模块 103,所述波形控制模块 102 和电流控制模块 103 相互串联,所述电流控制模块 103 与电磁线圈 20 相电连接,所述波形控制模块 102 生成电流幅度及波形控制信号传输至电流控制模块 103,以控制电流控制模块 103 的输出电流的波形和电流幅度,以一定频率强弱交替变化。优选地,所述波形控制模块 102 为振荡电路,通过振荡电路向线圈提供振荡电流,通过经由电磁线圈 20 的振荡电流,使得磁场强弱产生交替变化。参照图 3- 图 5 所示,所述振荡电流的馈电幅度呈正弦波、方波或三角波形式输出,利用了振荡电流的原理,其电流呈强弱地交替变换,当电流增强时,正弦波呈现波峰,与之电连接的电磁线圈所产生的磁场也随之增强,这时,可将人体内的胶囊内窥镜向肠胃壁移动,当电流变弱时,正弦波呈现波谷,电磁线圈所产生的磁场也随之减弱,这时,磁场对胶囊内窥镜的吸引力下降,胶囊内窥镜停止向肠胃壁移动,即可随肠胃液的流动方向平行地移动,以通过两端的镜头对其两端的肠胃壁进行拍摄,以达到控制胶囊内窥镜在肠胃中的运动的目的。

[0027] 参照图 7 所示,为了对所述波形控制模块 102 所输出的电流幅度和波形电流进行控制和传输,所述电流控制模块 103 串联于波形控制模块 102 和电磁线圈 20 之间,使供电电流幅度按一定波形周期变化,并输出至电磁线圈 20。所述电流控制模块 103 包括相互串联的波形输出模块 103a 和电流放大模块 103b,所述波形输出模块 30 与所述波形控制模块 102 连接,由波形输出模块 103a 所发送的变换波形电流经电流放大模块 103b 进行放大处理后输出至电磁线圈 20。通过所述电流控制模块 103 对波形控制模块 102 输出的交替波形电流进行放大处理,再将放大后的波形振荡电流传输至电磁线圈 20,使之产生强弱交替变换的电磁场,以对人体内的带磁场的胶囊内窥镜产生忽弱忽强的磁场控制,使之靠近胃肠壁进行拍摄,但不会因长时间的过强磁场致使其粘附于胃肠壁的凹陷处。

[0028] 在本发明的又一个优选实施例中,为了控制过大电流对电流控制模块的损坏,所述电磁铁供电系统还包括电涌保护器 104,所述电涌保护器 104 串联于电源 101 和电流控制模块 103 之间。

[0029] 在本发明中,所述电磁铁供电系统 10 包括多组相互并联的交流电源 101 和分别与之电连接的电涌保护器 104、波形控制模块 102、电流控制模块 103,所述各组控制单元分别与一个电磁线圈 20 相串联,以按一定频率向电磁线圈 20 输出波形电路,这样,可同时多个相同方位或不同方位的电磁线圈 20 进行分别控制,以控制体内带磁铁的胶囊内窥镜在不同的磁场作用下进行移动拍摄。

[0030] 在本发明中,所述振荡电路的频率为 1Hz-100KHz。若供电电流幅度周期变化的频率过高,电磁线圈对胶囊的吸引力不能得到有效的释放,无法使胶囊内窥镜脱离嵌入脏器内壁的状态;频率过低,电磁线圈对胶囊内窥镜的吸引力释放过长,容易造成电磁线圈失去对胶囊内窥镜的实时控制。

[0031] 所述振荡电路的强度为 1A 至 50A。若电磁线圈的供电电流的幅度过低,无法产生足够强的电磁引力;供电电流过高,易造成电磁引力过大,从而使胶囊内窥镜嵌入脏器壁,而不能有效控制运行轨迹。

[0032] 电磁线圈的匝数为 300-20000 匝之间。相同电流状态下,线圈匝数与电磁引力成正比;因此,线圈匝数下限取决于电磁引力的下限要求,线圈匝数的下限取决于供电系统的驱动能力及设备的体积。

[0033] 在本发明中,胶囊内窥镜中的磁铁作为磁场产生件,设置于其中部,并套设于胶囊内窥镜的电池上。通过胶囊内窥镜中的磁铁与外部的电磁线圈相互作用,受磁场吸引而控制其运动轨迹和运动状态。由于电磁吸引力与胶囊内窥镜之间的距离成反比,即胶囊内窥镜与电磁线圈距离越近,吸引力越强,反之减弱。通过波形控制模块向电磁磁场输出电流强度波形按一定频率改变的电流,使得胶囊内窥镜可贴近胃肠壁上进行拍摄,但不易因磁场引力吸附而致使其嵌入到器脏凹壁上,减少了胶囊内窥镜滞留于肠胃内的风险,保证了其可横向运行。

[0034] 所述胶囊内窥镜 30 包括胶囊壳体 1 以及封装于其中的光源 2、镜头 3、天线 4、电池 5、主控电路板 6 和磁铁 7,镜头 3 设置于电池 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,主控电路板 6 和电池 5 分别与各模块电连接,所述磁铁 7 套设于电池 5 的外周,以和外部通电线圈产生的磁场产生相互作用,改变胶囊内窥镜在胃中的运行状态和轨迹。

[0035] 本发明中还提供了一种胶囊内窥镜运动的控制方法,其包括以下步骤:

[0036] 步骤 1) 让患者吞入带磁铁的胶囊内窥镜,胶囊内窥镜进入患者肠胃中;

[0037] 步骤 2) 通过电磁铁供电系统对电磁线圈通电,使之产生磁场,人体进入所述磁场中进行检测;

[0038] 步骤 3) 通过电磁铁供电系统向电磁线圈提供波形按一定频率改变的电流,使得磁场强弱产生交替变化,使得胶囊内窥镜在肠胃中保持平行移动。

[0039] 在步骤 3) 中,所述电磁铁供电系统的波形控制模块生成电流幅度及波形控制信号,以控制电流控制模块的输出电流的波形和电流幅度以一定频率强弱交替。

[0040] 参照图 2 所示,当带磁铁的胶囊内窥镜被吞入人体中后,其可在人体肠胃内自由地运行,启动电磁铁控制系统,对胶囊内窥镜在人体内(特别是胃)的运行轨迹进行控制。进入通电的电磁线圈产生的磁场中,电磁铁供电系统的振荡电路向电磁线圈提供振荡电流,以正弦波、方波或三角波等形式进行馈电,使得磁场强弱交替变化,由于通电电磁线圈对带磁铁的胶囊内窥镜的吸引力与其之间的距离成反比关系,即当距离越近,吸引力越强,当电流增强时,磁场随之增强,使得胶囊内窥镜的磁铁与之相吸,而逐渐向肠胃壁靠近,容易造成当胶囊内窥镜向电磁线圈靠近的情况下,以近距离地对肠胃壁进行拍摄,由于吸引力的逐渐加强,而被嵌入到器脏内壁缝隙,不能移动;如果对电池所馈的电流,其幅度随时间有一个强弱的周期变化,当电流减弱时,磁场随之减弱,这时,胶囊内窥镜停止向肠胃壁方向运动,而随胃液的流向而平稳地横向运行,这样可避免其因强磁场吸引而被吸附嵌入于肠胃的凹壁之中,造成胶囊内窥镜的滞留,影像其横向运行时对图像的拍摄。从而使电磁铁对胶囊的吸引力既有一个加强的过程,同时也伴随一个引力短暂释放的过程,从而避免由于电磁引力只能单调增加而使胶囊嵌入器脏内壁失去控制的情况。利用了波形电流使得磁场对胶囊内窥镜的吸引力具有加强和释放的过程,以控制胶囊内窥镜的运动状态和轨迹,保证了其左右横向运动的平稳运行,解决了现有技术中,胶囊内窥镜的运动不可控的问题。

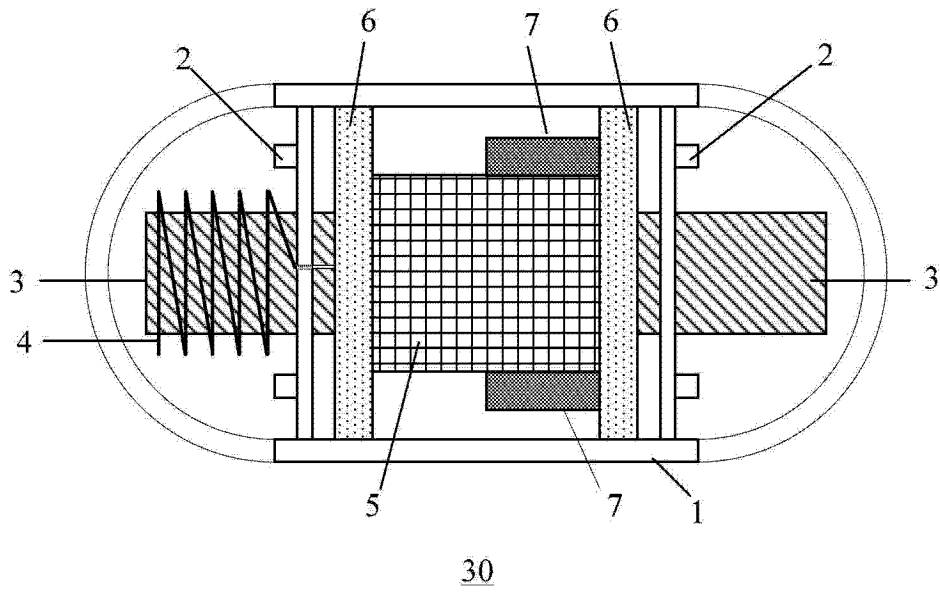


图 1

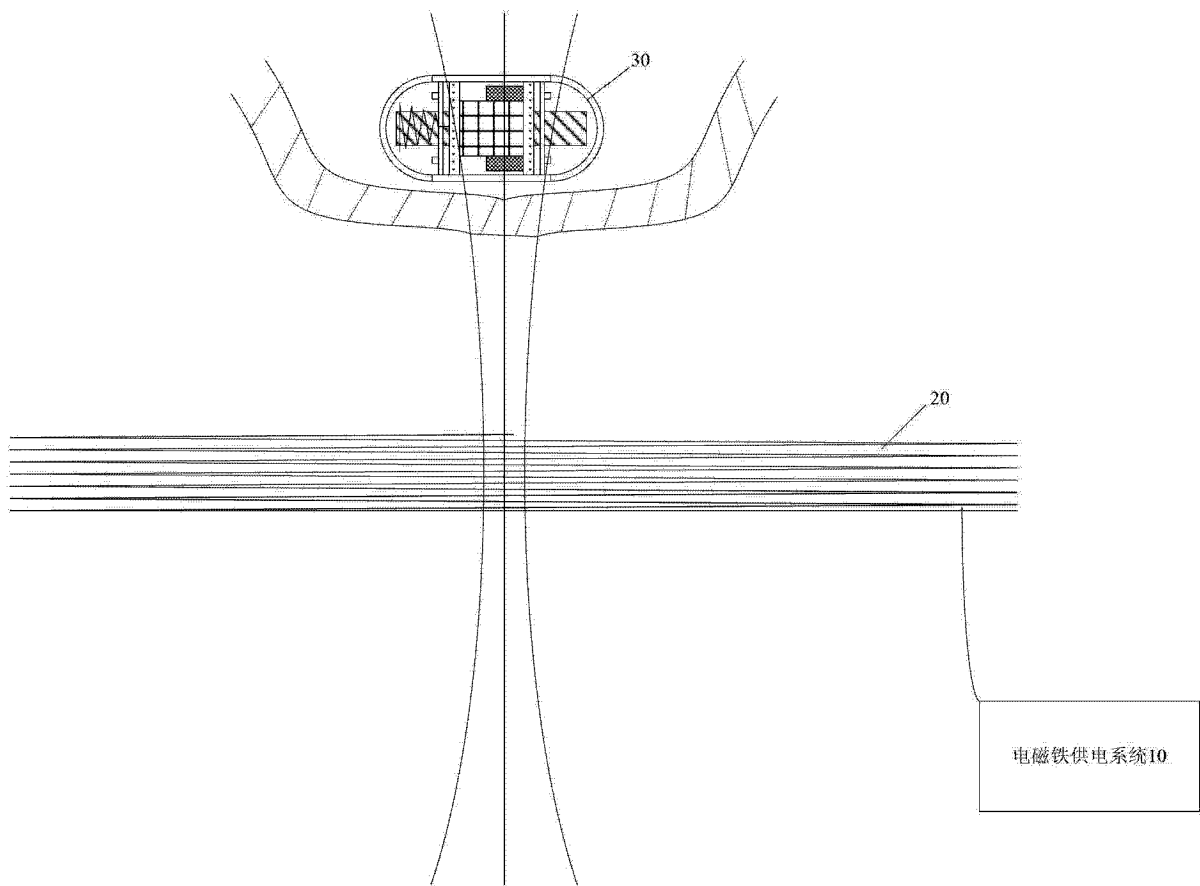


图 2

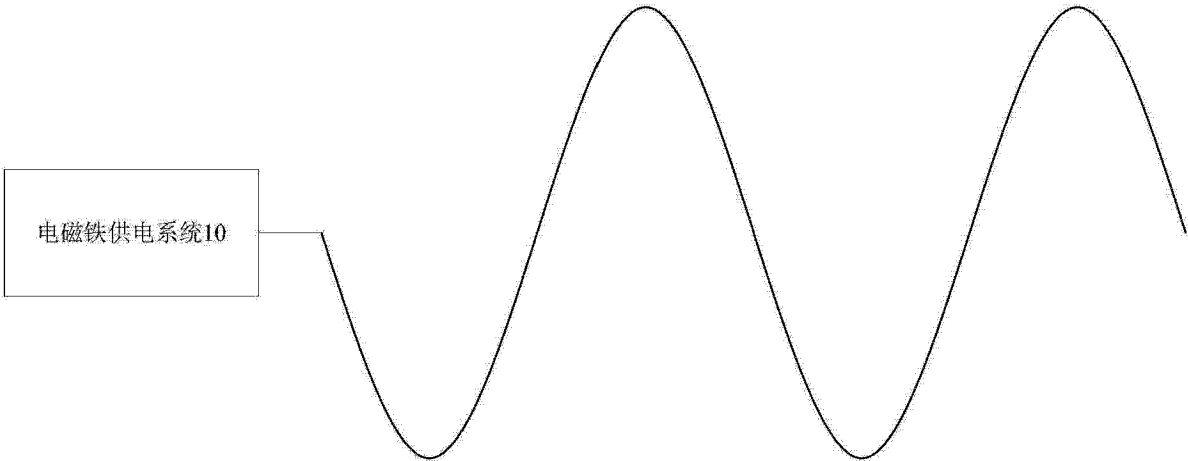


图 3

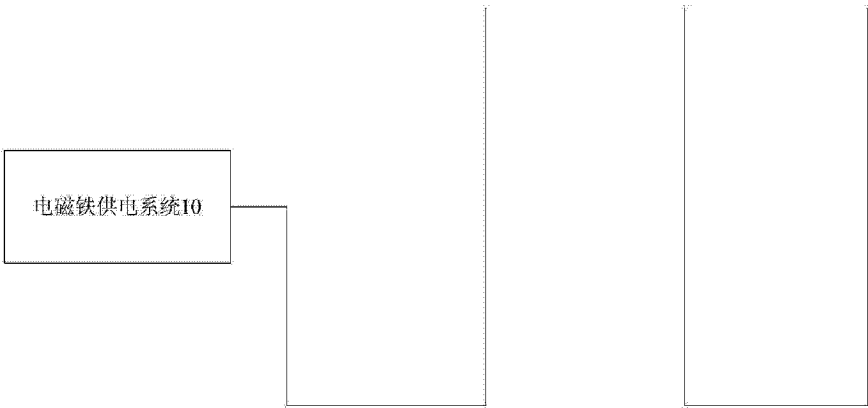


图 4

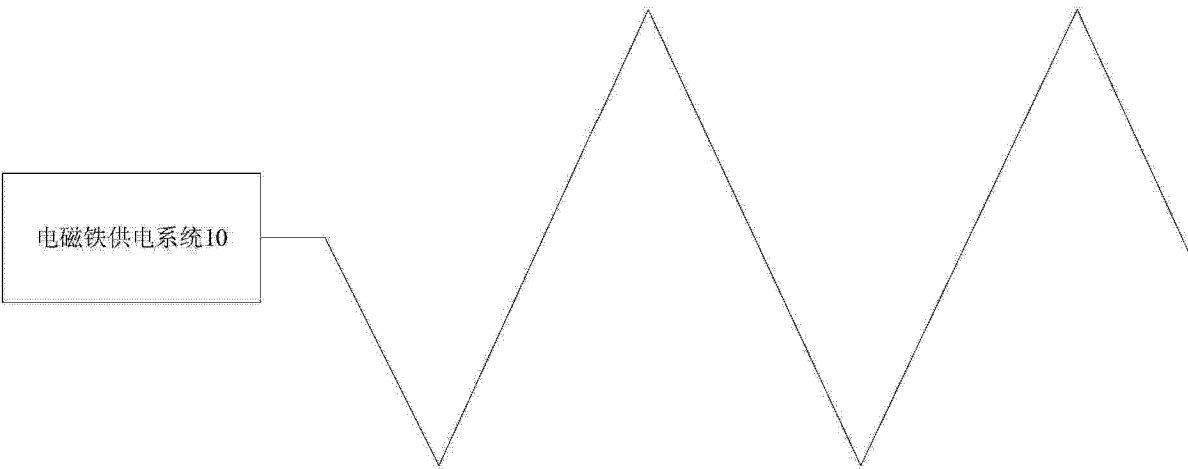


图 5

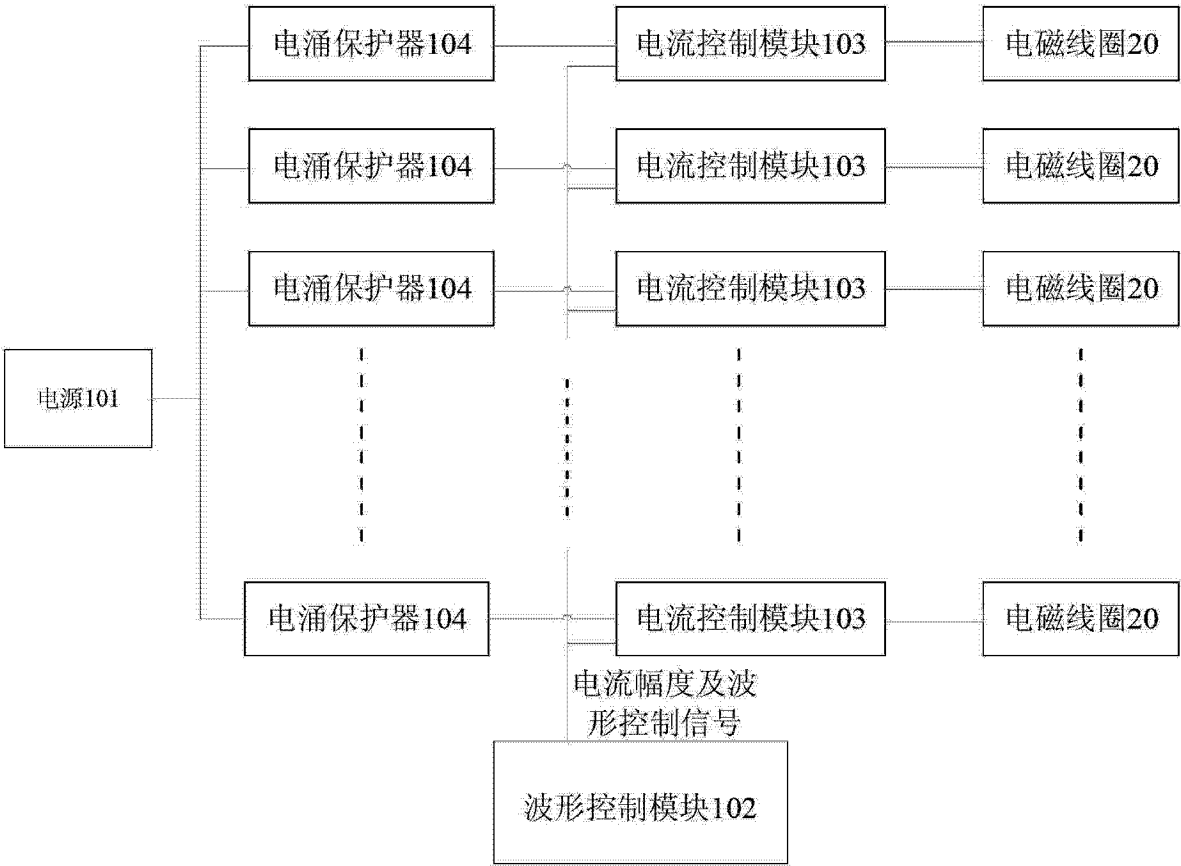


图 6

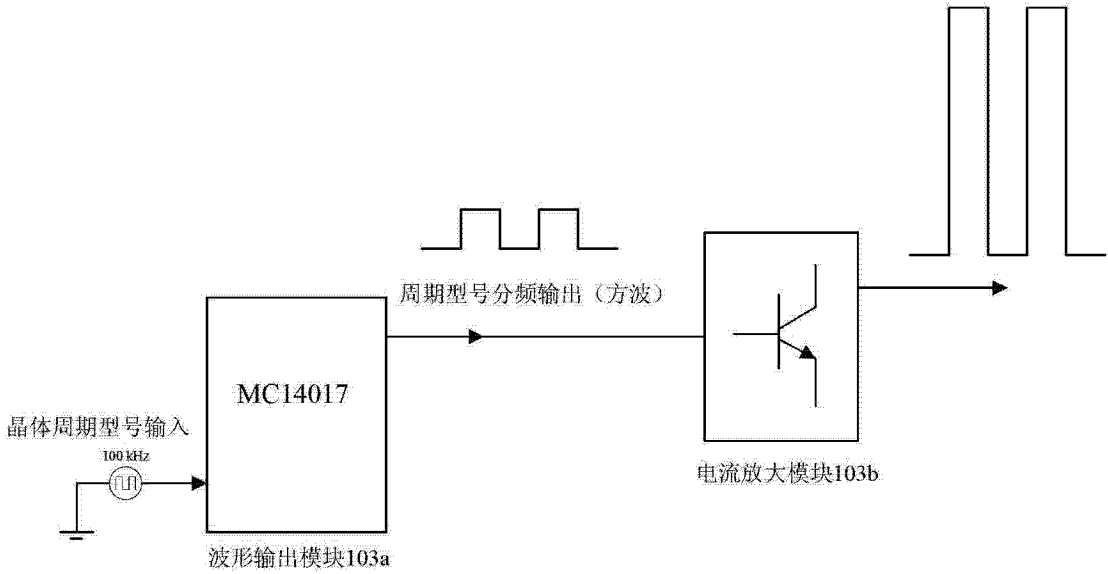


图 7

专利名称(译)	一种胶囊内窥镜运动的控制系统		
公开(公告)号	CN103054542B	公开(公告)日	2015-02-18
申请号	CN201210558529.6	申请日	2012-12-20
[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	王建平 章伟 李奕		
发明人	王建平 章伟 李奕		
IPC分类号	A61B1/00		
代理人(译)	刘敏		
其他公开文献	CN103054542A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种胶囊内窥镜运动的控制系统，包括电磁铁供电系统和电磁线圈，所述电磁铁供电系统中设有电源和波形控制模块，所述电磁铁供电系统和电磁线圈相互电连接，当吞入带磁铁的胶囊内窥镜的人体进入通电电磁线圈产生的磁场中，通过电磁铁供电系统的波形控制模块向电磁线圈提供波形按一定频率改变的电流，使得磁场强弱产生交替变化，避免带磁铁的胶囊内窥镜受磁场的吸引而吸附于肠胃内壁上。强弱交替变换的磁场，使得胶囊内窥镜可保持贴近胃肠壁进行横向水平的运动，以对胃肠壁的各个位置进行细致地拍摄，获得更为清晰的图像数据，且不会因引力过大而吸附嵌入胃肠的凹壁内而造成的滞留，以进一步提高胃内影像拍摄的准确性和可控性。

