



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102178504 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201110094550. 0

WO 2009/010828 A2, 2009. 01. 22, 全文.

(22) 申请日 2011. 04. 15

审查员 陈飞

(73) 专利权人 蔡信东

地址 225300 江苏省泰州市药城大道一号数字大厦七楼南侧

(72) 发明人 王怀成

(51) Int. Cl.

A61B 1/005 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 201143199 Y, 2008. 11. 05, 说明书第 2 页倒数第 8 行至第 7 页第 18 行、图 1-2.

CN 101711665 A, 2010. 05. 26, 说明书第 [0003]-[0156] 段、图 1-4.

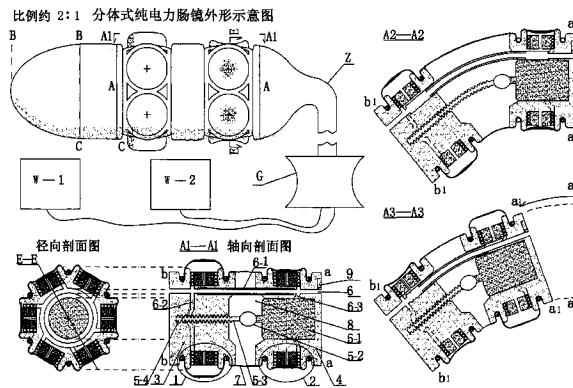
权利要求书1页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

智能肠镜

(57) 摘要

本发明为智能肠镜。属于一种智能型电子医疗器械。肠镜是胃肠道疾患进行常规检查不可或缺的重要器械,目前肠镜检查是手工操作,肠镜在肠道中运行是医生凭手感、经验及患者的感觉用手动装置进行的,故肠镜的进入是盲进,存在诸多不确定性,笨拙的肠镜、不科学的操作给患者带来诸多伤害;本发明智能肠镜以尊重生命、顺应人体客观规律为前提,采用了电子信息技术、特定的材料动力、人性化设计,制作出以自身的屈服性弯曲适应大肠的弯曲、在弯曲的大肠中自如运行的智能肠镜,使患者无任何痛苦风险、轻松快捷地接受检查,同时也解脱了医院、医生不堪重负的检查压力,提高了检查质量,保障了医疗安全,有效提升了胃肠道疾患诊治的电子信息化水平,造福了患者、社会。



1. 一种肠镜,包括可弯曲伸缩的胶囊状本体、设置在本体的内窥镜装置、取检装置、蠕动体、电源、智能芯片,还包括计算机程序化管理装置,其特征在于:所述蠕动体包括前、后蠕动体,所述前、后蠕动体上设置了多个吸附装置,所述吸附装置均以基本垂直于肠壁的角度与肠壁交替吸附,所述前、后蠕动体之间设置了可弯曲伸缩的驱动装置,所述可弯曲伸缩的本体是在可弯曲伸缩的驱动装置的驱动下在弯曲的大肠中运行的,所述驱动装置造型于前、后蠕动体,并将其连接为一体,所述蠕动体在弯曲的大肠中运行是以驱动装置对肠壁产生的屈服性弯曲实现的,所述屈服性弯曲是驱动装置通过蠕动体施于肠壁的侧向压力远小于肠壁施于蠕动体的张力实现的。

2. 根据权利要求1所述的肠镜,其特征在于:所述吸附装置、驱动装置均造型于蠕动体,所述前、后蠕动体通过所述驱动装置连接为一体,所述前、后蠕动体在驱动装置的驱动下与肠壁产生相对运动。

3. 根据权利要求1所述的肠镜,其特征在于:所述吸附装置包括设置在前蠕动体的前吸附装置、设置在后蠕动体的后吸附装置,前、后吸附装置在动力作用下与肠壁交替吸附。

4. 根据权利要求1所述的肠镜,其特征在于:所述可弯曲伸缩的驱动装置采用了使轴向动力易于改变传输方向的万向联轴器、软轴或流体动力,使驱动装置在大肠的折弯处易于产生屈服性弯曲,前后蠕动体在驱动装置的伸缩驱动下顺畅地穿越大肠的折弯处、与肠壁产生相对运动。

5. 根据权利要求3所述的肠镜,其特征在于:所述前、后吸附装置与肠壁的交替吸附,所述前、后蠕动体在驱动装置的驱动下与肠壁产生的相对运动,均是在计算机程序化管理下按照设定的程序进行交叉作业实现的,使肠镜按照要求的节律在肠道中运行。

6. 根据权利要求1所述的肠镜,其特征在于:所述驱动装置的驱动动力包括电机动力、液压或气压动力或电磁动力,所述电机动力也可由液压力或气压力驱动的涡轮蜗杆动力替代,所述吸附装置的吸附动力包括电磁动力、液压或气压动力。

7. 根据权利要求1-6任一所述的肠镜,其特征在于:所述肠镜包括遥控式肠镜及分体式肠镜,所述遥控式肠镜包括遥控式纯电力肠镜,所述分体式肠镜包括分体式纯电力肠镜、分体式流体动力肠镜或分体式混合动力肠镜。

8. 根据权利要求7所述的肠镜,其特征在于:所述遥控式肠镜包括进入体内的所述本体,所述本体还设置了所述智能芯片,设置在体外的包括所述计算机程序化管理装置及遥控装置。

9. 根据权利要求8所述的肠镜,其特征在于:所述分体式肠镜包括体内部分、体外部分、中间连接部分,所述体内部分包括所述肠镜本体中的内窥镜装置、取检装置、蠕动体、驱动装置,所述体外部分包括所述电源、计算机程序化管理装置、液气压动力装置,所述中间连接部分包括总导管、肛门导管机构。

智能肠镜

技术领域

[0001] 本发明属于智能型电子医疗器械,涉及一种对胃肠道进行常规医疗检查的智能肠镜。

技术背景

[0002] 目前用于人体胃肠道检查的肠镜均是手工人力操作,存在诸多弊端,不但使受检人产生通胀难忍、恶心呕吐的不良反应,而且存在休克、肠穿孔等风险,其根本原因是现行肠镜太为笨拙落后,僵硬强直的肠镜通过手工人力推进弯曲、无序的胃肠道,肠镜在何时、何处、向哪个方向拐弯完全凭借医生对人体胃肠道解剖部位的了解、凭手感经验、凭受检人反馈的通胀信息作出判断的,这是一个试探性的进入过程,存在诸多不确定性,落后的肠镜及不科学、不合理的操作必然给患者带来痛苦和风险,同时影响了检查质量;一项申请号为 200910260949.4、申请公布号为 CN 101711665A 的发明专利“仿生智能肠镜”,虽在一定程度上能克服现行肠镜存在的弊端,但因该肠镜在进入、退出胃肠道的方法上尚有欠缺,影响了进、出胃肠道的工作效率;而另一项申请号为 101110008558.0、申请日为 2011.01.17 的发明专利“肠镜”尽管克服了前一项专利存在的缺陷,使肠镜进出胃肠道的可靠性得到很大提升,但因该肠镜的本体是不可弯曲的,故在大肠折弯处运行尚显不利,而本发明“智能肠镜”则很好地克服这一缺陷,从而大大提升了肠镜在胃肠道中运行的工作效率及可靠性,提高了肠镜检查质量,也提高了受检人的舒适度,同时也为未来肠镜功能的拓展奠定了良好的基础。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于提供一种肠镜,一种较申请号为 200910260949.4、申请公布号为 CN 101711665 A 的发明专利“仿生智能肠镜”,以及申请号为 101110008558.0、申请日为 2011.01.17 的发明专利“肠镜”更为灵活、更具人性化、更为科学合理的肠镜,一种以肠镜本体的屈服性弯曲适应大肠的弯曲、在大肠的弯道中实现可靠运行的“智能肠镜”。

[0004] 本发明的技术方案是:一种肠镜,包括可弯曲伸缩的胶囊状本体、设置在本体的内窥镜装置、取检装置、蠕动体、电源、芯片,还包括计算机程序化管理装置等,其特征在于:所述蠕动体包括前、后蠕动体,所述前、后蠕动体上设置了多个吸附装置,所述吸附装置均以基本垂直于肠壁的角度与肠壁交替吸附,所述前、后蠕动体及前、后蠕动体之间设置了可弯曲伸缩的驱动装置,所述可弯曲伸缩的本体是在可弯曲伸缩的驱动装置的驱动下在弯曲的大肠中运行的。

[0005] 所述吸附装置、驱动装置均造型于蠕动体,所述前、后蠕动体通过驱动装置连接为一体,所述前、后蠕动体在驱动装置的驱动下与肠壁产生相对运动。

[0006] 所述吸附装置包括设置在前蠕动体的前吸附装置、设置在后蠕动体的后吸附装置,前、后吸附装置在动力作用下与肠壁交替吸附。

[0007] 所述驱动装置造型于前、后蠕动体,并将其连接为一体,所述蠕动体可在弯曲的大

肠中运行是以驱动装置对肠壁产生的屈服性弯曲实现的,所述屈服性弯曲是驱动装置通过蠕动物体施于肠壁的设计压力远小于肠壁施于蠕动物体的张力实现的。

[0008] 所述可弯曲伸缩的驱动装置采用了使轴向动力易于改变传输方向的万向联轴器、软轴、流体动力,以使驱动装置在大肠的折弯处易于产生屈服性弯曲,前后蠕动物体在驱动装置的伸缩动力下便会顺畅地穿越大肠的折弯处、与肠壁产生相对运动。

[0009] 所述肠镜包括采用了专用软件的计算机程序化管理装置及智能芯片,所述专用软件是根据肠镜检查的特点及作业程序特别编制的应用软件。

[0010] 所述前、后吸附装置与肠壁的交替吸附与所述前、后蠕动物体在驱动装置的驱动下与肠壁产生的相对运动均是在进算计算机程序化管理下、按照设定的程序进行交叉作业进行的,使肠镜按照要求的节律在肠道中运行。

[0011] 所述驱动装置的驱动动力包括电机动力、液气压动力、电磁动力,所述电机动力可由液、气压力驱动的涡轮蜗杆动力替代,所述吸附装置的吸附动力包括电磁动力、液气压动力。

[0012] 所述肠镜包括遥控式肠镜及分体式肠镜,所述遥控式肠镜包括遥控式纯电力肠镜,所述分体式肠镜包括分体式纯电力肠镜、分体式流体动力肠镜、分体式混合动力肠镜。

[0013] 所述遥控式肠镜包括进入体内的所述本体,所述本体设置了所述的智能芯片,设置在体外的包括所述计算机程序化管理装置及遥控装置。

[0014] 所述分体式肠镜包括体内部分、体外部分、中间连接部分,所述体内部分包括所述肠镜本体中的内窥镜装置、取检装置、蠕动物体、驱动装置,所述体外部分包括所述电源、计算机程序化管理装置、液气压动力装置,所述中间连接部分包括总导管、肛门导管机构。

[0015] 目前,我国大多数三甲医院使用的肠镜是从日本引进的肠镜,是被医界公认的、世界最先进的肠镜,可见无论国人还是世人,只要染有消化疾患都在劫难逃、无一列外的要承受使用世界最先进的肠镜做肠镜检查带来的痛苦和风险,而本发明即破解了这一困扰医界及世人的世界性难题,若本发明专利得以开发、应用,受检人在基本没有感知、无任何痛苦风险的情况下,轻松、快捷地完成肠镜检查,这不仅保障了医疗安全,提高了肠镜检查质量,而且彻底解脱了医务工作者因长期操作、使用肠镜造成的心身压力,也为医患双方节约了大量时间,提高了优质医疗资源的利用;若本发明智能肠镜得以开发、应用则彻底解决了13亿人口大国对所谓世界最先进肠镜、即日产肠镜长期依赖进口的现状,也打破了该产品由西方垄断的格局,使国人在这一领域有了话语权、可制定比国际标准更高的肠镜及肠镜检查标准,使国人享受最高的医疗礼遇,实现了跨越式的进步与发展,这对国家大力推进医改、解决看病难看病贵的民生问题将发挥重要作用。

附图说明

[0016] 以下结合附图对本发明做进一步说明。

[0017] 图1是遥控式纯电力肠镜的外形及剖面示意图。

[0018] 图1所示的B-B内窥镜装置、C-C取检装置、A-A蠕动物体、D-D电源芯片装置依次连接为一体,构成遥控式纯电力肠镜的本体,即进入人体胃肠道的部分;未进入人体胃肠道的部分包括计算机程序化管理装置、遥控装置。

[0019] 图2是分体式纯电力肠镜的外形及剖面示意图。

[0020] 图 2 所示 B-B 内窥镜装置、C-C 取检装置、A-A 蠕动体依次连接为一体,构成分体式纯电力肠镜的自体,即进入胃肠道的体内部分,所述进入体内的自体中还设置了芯片;未进入人体胃肠道的部分包括部件 W-1 计算机程序化管理装置、部件 W-2 供电电源;中间连接部分包括部件 Z 总导管、部件 G 肛门导管机构。

[0021] 图 3 是分体式流体动力肠镜的外形及剖面示意图。

[0022] 图 4 所示 B-B 内窥镜装置、C-C 取检装置、A-A 蠕动体依次连接为一体,构成分体式流体动力肠镜进入人体胃肠道的体内部分;所示 W-1 计算机程序化管理装置、部件 W-2 供电电源、部件 W-3 液气压泵构成体外部分;所示部件 Z 总导管、部件 G 肛门导管机构构成中间连接部分,

[0023] 图 4 是分体式混合动力肠镜的外形及剖面示意图。

[0024] 图 4 所示 B-B 内窥镜装置、C-C 取检装置、A-A 蠕动体依次连接为一体,构成分体式混合动力肠镜进入人体胃肠道的体内部分;所示 W-1 计算机程序化管理装置、W-2 供电电源、W-3 液气压泵构成体外部分;所示部件 Z 总导管、部件 G 肛门导管机构构成中间连接部分。

具体实施方式

[0025] 图 1 是遥控式纯电力肠镜的外形及剖面示意图。

[0026] 图 1 遥控式纯电力肠镜外形图所示的 B-B 内窥镜装置、C-C 取检装置、A-A 蠕动体、D-D 电源芯片装置依次连接为一体,构成遥控式纯电力肠镜的自体,即进入人体胃肠道的部分;未进入人体胃肠道的部分包括计算机程序化管理装置、遥控装置。

[0027] 图 1 所示 B-B,是遥控式纯电力肠镜的内窥镜装置。该装置置于自体的前端,是摄录胃肠道内壁图像的装置。

[0028] 图 1 所示 C-C,是遥控式纯电力肠镜的取检装置。该装置置于内窥镜装置之后,是索取生化标本的装置。

[0029] 图 1 所示 A-A,是遥控式纯电力肠镜的蠕动体。该蠕动体置于取检装置之后,由图 1 所示 A1-A1 蠕动体的轴向剖面图说明。

[0030] 蠕动体包括前蠕动体、后蠕动体、吸附装置、驱动装置、内通道、伸缩腔、隔离罩构成;所述吸附装置包括前吸附装置、后吸附装置,所述驱动装置包括电机、万向联轴器、螺杆、螺套,所述内通道包括前通道、后通道、护送套管,除此还有隔离罩,伸缩腔。

[0031] 图 1 所示 A1-A1 部件 1,是前吸附装置。

[0032] 图 1 所示 A1-A1 部件 2,是后吸附装置。

[0033] 部件 1 前吸附装置与部件 2 后吸附装置的结构与功能相同,以下通过整图中的 E-E 径向剖面图及部件 1 的放大图作进一步说明。

[0034] 其中:部件 1-1 是弹簧圈。

[0035] 部件 1-2 是吸附件。吸附件造型于蠕动体。

[0036] 部件 1-3 是阀体。阀体内部的主体是铁制的扁圆形铁饼,外部辅以高弹性、高韧性、耐高温消毒、对人体无毒副作用的弹性材料。

[0037] 部件 1-4 是伸缩臂。该伸缩臂是由前端稍薄、过度到底端较厚的类同阀体的弹性材料制成的筒状体,伸缩臂的前端与部件 1-3 阀体的边部相融合,底端经由部件 1-1 弹簧圈

锁定在部件 1-2 吸附架的外侧,伸缩臂在伸缩时呈现桶装的、较为坚挺的弹性张力。

[0038] 部件 1-5 是电磁铁。电磁铁的中心开有一适度的通孔。

[0039] 部件 1-6 是电磁铁线圈。

[0040] 电磁铁与电磁铁线圈的设计应使其产生的磁动力能满足阀体进行推拉式往复运动的要求,并在阀体回缩时与肠壁形成有效的吸附,图 1 所示 A1-A1 部件 2 后吸附装置的阀体在电磁铁产生的磁场引力下回缩,吸附装置呈凹陷状、在负压下与肠壁吸附在一起,与此同时,图 1 所示 A1-A1 部件 1 前吸附装置的阀体在排斥性磁场动力下牵动伸缩臂向外伸展,吸附装置呈凸起状态、与肠壁不构成吸附,前吸附装置与后吸附装置在运行中同肠壁的吸附是交替进行的,吸附装置能与肠壁构成吸附是由于受检者胃肠道中的内容物已被清空,肠道内壁光滑而润泽、并呈贴合状态,肠镜被肠壁所包裹,具备了吸附装置易于与肠壁吸附的外部条件;电磁铁中心的通孔是阀体运动时气体的平衡孔。

[0041] 图 1 所示 A1-A1 部件 3,是前蠕动体。

[0042] 图 1 所示 A1-A1 部件 4,是后蠕动体。

[0043] 前、后蠕动体是吸附装置、驱动装置、内通道等部件造型、安装、连接的结构体,也是执行驱动装置弯曲伸缩、使肠镜进出胃肠道的动力载体。

[0044] 驱动装置由部件 5-1 至 5-4 构成。

[0045] 图 1 所示 A1-A1 部件 5-1,是电机。该电机造型于后蠕动体,是驱动装置的动力来源,该电机是直流电机,在电路控制下可做正、反转运行,电机转速较低、是可调的,电机扭矩不大,转速与扭矩的设计应满足使用的要求。

[0046] 图 1 所示 A1-A1 部件 5-2,是万向联轴器。该部件是连接电机轴与部件 5-3 螺杆的动力传输部件,是使电机的轴向动力改变传输方向的部件。

[0047] 图 1 所示 A1-A1 部件 5-4,是螺套。螺套造型于前蠕动体的轴心,

[0048] 图 1 所示 A1-A1 部件 5-3,是螺杆。螺杆是由可产生一定弯曲变形的高韧性材料制成,螺杆与螺套的螺纹是相匹配的,螺杆的一端与万向联轴器连接、另一端与螺套的螺纹咬合连接。

[0049] 万向联轴器、螺杆在转数很低的电机的驱动下按照要求的节律做正、反转运行,使螺杆牵动螺套做往复式推拉运动,由于动力传输中采用了易于改变轴向动力传输方向的万向联轴器及可弯曲的螺杆,故前、后蠕动体在驱动装置的驱动下可在弯曲无序的大肠中顺畅运行。

[0050] 图 1 所示 A1-A1 部件 8,是伸缩腔。是驱动装置拖动前、后蠕动体做伸缩运动的腔体。

[0051] 图 1 所示 A1-A1 部件 6,是内通道。是电源线路、数据线路的传输通道。

[0052] 图 1 所示 A1-A1 部件 6-1,是护送套管。该护送套管是电源线路、数据线路安全跨越部件 8 伸缩腔的套管,该套管由可弯曲、有一定韧性的材料制做,护送套管在内通道中应有足够的前后滑动空间,以确保电源线路、数据线路在驱动装置做伸缩运动时不受损伤。

[0053] 图 1 所示 A1-A1 部件 6-2,是前通道。是为前吸附装置提供电源的通道。

[0054] 图 1 所示 A1-A1 部件 6-3,是后通道。是为后吸附装置提供电源的通道。

[0055] 图 1 所示 A1-A1 部件 7,是隔离罩。该隔离罩是前、后蠕动体的间隙与外部胃肠道的隔离密封罩,是由高弹性、高韧性材料制成的桶状膜体,该筒状膜体套装在前、后蠕动体

的外壁上,经由弹簧圈锁紧。

[0056] 图 1 所示 D-D,是遥控式纯电力肠镜的电源芯片装置。该装置置于本体后端的端盖中、与后蠕动体的后端连接,其电源是高效充电电池,是遥控式纯电力肠镜的供电电源,该电源的输出电路采用了 PWM 脉宽调制方式,通过特别编制的控制软件、为不同的用电装置提供所需的供电模式;其芯片设置了遥控式纯电力肠镜进行肠镜检查作业的相关程序,计算机程序化管理装置、遥控装置通过芯片发出相关指令、完成各项肠镜检查作业。

[0057] 以下通过图 A1-A1、图 A2-A2 轴向剖面图,对前、后蠕动体在吸附装置、驱动装置的作用下在大肠的弯曲处运行作一连续说明。

[0058] 按某种供电模式为前、后吸附装置供电,使前吸附装置呈图 A1-A1 部件 1 状态,即不与肠壁吸附的游离状态,使后吸附装置呈部件 2 状态、与肠壁吸附在一起,即后蠕动体与肠壁结合为一体,此时,接入某个方向的电机电流,旋动的电机轴通过万向联轴器带动可弯曲的螺杆旋转,旋动的螺杆驱动螺套、将处于游离状态的前蠕动体向前推进,即将前蠕动体的前端从图 A1-A1 的 b-b 位置推至图 A2-A2 的 b1-b1 位置,由于在弯曲的肠道中肠镜本体最前端的内窥镜装置遇到肠壁的强大阻力,但驱动装置的万向联轴器、可弯曲的螺杆在肠壁阻力下极易改变轴向动力的传输方向,在肠壁张力远远大于肠镜前端施于肠壁的侧向压力时,肠镜的驱动装置便会以自身的屈服性弯曲来适应大肠的弯曲、使肠镜在弯曲的大肠中运行;随即,转入下一个供电程序,通入的电流方向完全相反,使前吸附装置与肠壁吸附,即前蠕动体与肠壁结合为一体,后吸附装置未与肠壁吸附,后蠕动体呈游离状,当电机反向旋转时,后蠕动体在螺杆的拉动下、驱动装置仍以屈服性弯曲的方式向前移动,如此周而复始,使可弯曲伸缩的肠镜在弯曲无序的大肠中顺畅地运行。

[0059] 图 2 是分体式纯电力肠镜的外形及剖面示意图。

[0060] 图 2 分体式纯电力肠镜外形图所示 B-B 内窥镜装置、C-C 取检装置、A-A 蠕动体依次连接为一体,构成分体式纯电力肠镜的本体,即进入胃肠道的体内部分,所述进入体内的本体中还设置了芯片;未进入人体胃肠道的部分包括部件 W-1 计算机程序化管理装置、部件 W-2 供电电源;中间连接部分包括部件 Z 总导管、部件 G 肛门导管机构。

[0061] 图 2 分体式纯电力肠镜外形图所示的 B-B 内窥镜装置、C-C 取检装置、A-A 蠕动体与图 1 所示上述装置的图形,在结构与功能上完全相同,故不重复说明,详见图 1 该部分说明,仅对进入体内部分增加的芯片做一说明。

[0062] 图 2 所示 A1-A1 部件 9,是芯片。芯片设置了分体式纯电力肠镜进行肠镜检查作业的相关程序,在计算机程序化管理、控制下完成各项肠镜检查作业。

[0063] 图 2 所示部件 W-1,是计算机程序化管理装置。该装置是分体式纯电力肠镜的管理中心,通过对进入体内部份的芯片进行控制、管理,完成分体式纯电力肠镜的各项肠镜检查作业。

[0064] 图 2 所示部件 W-2,是供电电源。是为分体式肠镜所有用电装置提供所需的电力,该电源的输出电路采用了 PWM 脉宽调制等方式、通过特别编制的软件进行控制,以为吸附装置、驱动装置等不同的用电需求提供所需的供电模式。

[0065] 图 2 所示部件 Z,是总导管。总导管内包含有连接体内部分与体外部分的电源线路、数据线路,总导管的外部设有保护层。

[0066] 图 2 所示部件 G,是肛门导管机构。该机构由动力对辊、肛门卡构成,动力对辊设置

在肛门卡内,肛门卡的外缘锁定在肛门处,肛门导管机构是拖动总导管将分体式纯电力肠镜体内部分牵出胃肠道的动力机构、同时也是分体式纯电力肠镜体内部分进入胃肠道的递送动力机构,动力对辊还装有一微动力传感装置,动力对辊通过微动力传感装置反馈的张力信息向总导管辅以一定的递送动力,以补偿吸附装置、驱动装置因拖动总导管造成的过载动力损失;如果吸附装置、驱动装置设计的动力足够大,其动力补偿装置可取消。

[0067] 以下通过图 2 轴向剖面图 A1-A1、A2-A2、A3-A3 对前、后蠕动体在吸附装置、驱动装置的作用下在大肠的折弯处运行作一连续说明。

[0068] 按某种供电模式为前、后吸附装置供电,使前吸附装置呈图 A1-A1 部件 1 状态、形成不与肠壁吸附的游离状态,使后吸附装置呈部件 2 状态、与肠壁吸附在一起,即后蠕动体与肠壁结合为一体,此时,接入某个方向的电机电流,旋动的电机轴通过万向联轴器带动可弯曲的螺杆旋转,旋动的螺杆驱动螺套、将处于游离状态的前蠕动体向前推进,即将前蠕动体的前端从图 A1-A1 的 b-b 位置推至图 A2-A2 的 b1-b1 位置,由于在弯曲的肠道中肠镜本体最前端的内窥镜装置遇到肠壁的强大阻力,但驱动装置的万向联轴器、可弯曲的螺杆在肠壁阻力下极易改变轴向动力的传输方向,在肠壁张力远远大于肠镜前端施于肠壁的侧向压力的情况下,肠镜的驱动装置便会以自身的屈服性弯曲来适应大肠的弯曲、在弯曲的大肠中运行;随即,进入下一个供电程序,通入的电流方向相反,使前吸附装置与肠壁吸附,如图 A3-A3 所示,即前蠕动体与肠壁结合为一体,后吸附装置未与肠壁吸附,后蠕动体呈游离状,当电机反向旋转时,后蠕动体在螺杆的拉动下、驱动装置以屈服性弯曲变形的形式向前移动,使图 A3-A3 中的后蠕动体从 a-a 位置前移至 a1-a1 的位置,如此周而复始,实现可弯曲伸缩的肠镜在弯曲无序的大肠中自如地运行;肠镜退出胃肠道是在计算机程序化管理下采用了退出胃肠道的供电模式,肠镜同样以屈服性弯曲变形的形式适应大肠的弯曲、自如地退出胃肠道。

[0069] 图 3 是分体式流体动力肠镜的外形及剖面示意图。

[0070] 所述流体动力是指液压、气压动力。

[0071] 分体式流体动力肠镜由体内部分、体外部分、中间连接部分构成。

[0072] 图 3 所示 B-B 内窥镜装置、C-C 取检装置、A-A 蠕动体依次连接为一体,构成分体式流体动力肠镜进入人体胃肠道的体内部分;所示 W-1 计算机程序化管理装置、部件 W-2 供电电源、部件 W-3 液气压泵构成体外部分;所示部件 Z 总导管、部件 G 肛门导管机构构成中间连接部分,图 3 分体式流体动力肠镜的体外部分与中间连接部分、除增加了部件 W-3 液气压泵外,与图 2 分体式纯电力肠镜的该部分完全相同,故不重复说明,详见图 2 该部分说明。

[0073] 图 3 所示部件 1,是前吸附装置。

[0074] 图 3 所示部件 2,是后吸附装置。

[0075] 图 3 所示前、后吸附装置与图 4 所示的吸附装置的结构与功能完全相同,故不再重复说明,详见图 4 该部分说明。

[0076] 图 3 所示部件 3,是前蠕动体。

[0077] 图 3 所示部件 4,是后蠕动体。前、后蠕动体是前、后吸附装置、驱动装置、线路管、伸缩腔、隔离罩等部件进行固定、连接、造型的结构体。

[0078] 图 3 所示部件 5-1,是流体导管。

[0079] 图 3 所示部件 5-2,是伸缩囊。流体导管与伸缩囊构成分体式流体动力肠镜的驱动

装置,流体动力、即液气压动力介质经由部件 5-1 流体导管进入部件 5-2 伸缩囊,伸缩囊在正、负液气压动力下产生伸缩性推拉动力,该动力牵动前、后蠕动体与肠壁产生相对运动。

[0080] 图 3 所示 A1-A1 部件 6,是总管道。该管道是电源线路、数据线路、液气压管路的传输管道,其中 L 管道是经由总管道向前吸附装置提供液气压动力的管道,K 管道是单独为后吸附装置提供液气压动力的管道。

[0081] 图 3 所示 A1-A1 部件 8,是伸缩腔。该腔是驱动装置进行伸缩运动的腔体。

[0082] 图 3 所示 A1-A1 部件 6-1,是护送管套。该套是总管道穿越部件 8 伸缩腔的护送管套,该管套在驱动装置做伸缩活动时,其前、后有足够的滑动空间。

[0083] 图 3 所示 A1-A1 部件 7,是隔离罩。该隔离罩是前、后蠕动体间隙与外部胃肠道的隔离密封罩,是由高弹性、高韧性材料制成的桶状膜体,该筒状膜体套装在前、后蠕动体的外壁上,经由弹簧圈锁紧。

[0084] 图 3 所示部件 9,是芯片。该芯片设置了做肠镜检查的相关程序,在计算机程序化控制、管理下完成分体式肠镜的肠镜检查作业。

[0085] 图 3 所示部件 10,是叠络式伸缩套。该套由适宜的弹性材料制成的叠络体,置于隔离罩之内、伸缩囊之外,与前、后蠕动体连接,该套具有良好的轴向伸缩功能,但在部件 5-2 伸缩囊做伸张运动时有较好的侧向收拢功能。

[0086] 图 3 所示部件 W-3 液气压泵,该泵为吸附装置、驱动装置提供所需的液气压动力。

[0087] 以下就分体式流体动力肠镜的蠕动体在弯曲的大肠中运行,通过图 A1-A1、A2-A2、A3-A3 轴向剖面图作一连续说明。

[0088] 在某种供电模式下,令后吸附装置经由 K 管道提供的液气压动力为负压,使之与肠壁吸附、即呈图 A2-A2 状态,后蠕动体与肠壁结合为一体,此时,前吸附装置未与肠壁吸附,前蠕动体呈游离状,随即,通过部件 5-1 流体管道向部件 5-2 伸缩囊提供正的液气压动力,使伸缩囊伸张,将前蠕动体从图 A1-A1 的 b-b 位置推至图 A2-2 中的 b1-b1 的位置;当变成相反的供电方式时,前吸附装置经由部件 6 总管道的 L 管道提供的负的液气压动力与肠壁吸附,后吸附装置未与肠壁吸附,即呈图 A3-A3 前吸附装置的状态,当为伸缩囊提供的液气压动力为负压时,处于游离状的后蠕动体在负压下从图 A2-A2 的 a-a 位置被拉至图 A3-A3 的 a1-a1 位置,如此,周而复始;因驱动装置的流体动力介质有良好的流汤、平衡性,故连接前、后蠕动体的驱动装置、即伸缩囊便迅速以自身的屈服性弯曲变形适应大肠的弯曲,使分体式流体动力肠镜以柔软的躯体在弯曲的大肠中自如运行。

[0089] 图 4 是分体式混合动力肠镜的外形及剖面示意图。

[0090] 分体式混合动力肠镜由体内部分、体外部分、中间连接部分构成。

[0091] 图 4 所示 B-B 内窥镜装置、C-C 取检装置、A-A 蠕动体依次连接为一体,构成分体式混合动力肠镜进入人体胃肠道的体内部分;所示 W-1 计算机程序化管理装置、W-2 供电电源、W-3 液气压泵构成体外部分;所示部件 Z 总导管、部件 G 肛门导管机构构成中间连接部分。

[0092] 所述混合动力是指前、后吸附装置采用的动力是液气压动力,而驱动装置采用的动力是电机动力。

[0093] 图 4 分体式混合动力肠镜所示 B-B 内窥镜装置、C-C 取检装置与图 1 所示上述装置的图形、结构与功能完全相同,故不重复说明,详见图 1 该部分说明。

[0094] 图 4 所示 A-A 是分体式混合动力肠镜的蠕动体。该蠕动体由图 4 所示 A1-A1 轴向剖面图说明。

[0095] 分体式混合动力肠镜的蠕动体包括前蠕动体、后蠕动体、所述前、后蠕动体包括前吸附装置、后吸附装置、驱动装置、线路管、芯片、伸缩腔、隔离罩。

[0096] 图 4 所示 A1-A1 部件 3, 是前蠕动体。

[0097] 图 4 所示 A1-A1 部件 4, 是后蠕动体。前、后蠕动体是前、后吸附装置、驱动装置、线路管、伸缩腔、隔离罩进行固定、连接、造型的结构体。

[0098] 图 4 所示 A1-A1 部件 1, 是前吸附装置。

[0099] 图 4 所示 A1-A1 部件 2, 是后吸附装置。前、后吸附装置从整图 E-E 的径向剖面图、A1-A1 轴向剖面图可知, 吸附装置的多个圆形凹槽分别造型于前、后蠕动体的侧壁, 构成前、后吸附装置的吸附上, 在圆形凹槽的外部套装一膜体, 该膜体由高弹性、高韧性、耐高温消毒的医用材料制成, 是一个由专用模具成型的、有不同造型、不同厚度、不同弹性张力要求的组合式膜体, 该膜体经由特制的高弹性锁紧圈锁紧在吸附上外部的凹槽中, 由此构成了前、后吸附装置, 每个吸附上膜体在液气压动力下产生如图所示的部件 1、部件 2 的伸缩性凹凸变形, 因大肠内壁呈贴合状, 肠镜被紧紧包裹, 在液气压为负压时伸缩性膜体即呈部件 1 凹陷状、与肠壁吸附在一起, 在液气压为正压时则伸缩膜体呈部件 2 凸起状、不与肠壁吸附, 蠕动体在肠道中运行时前、后吸附装置与肠壁的吸附是交替进行的。

[0100] 图 4 所示 A1-A1 部件 5-1 至部件 5-4, 是驱动装置。该驱动装置与图 1 遥控式纯电力肠镜所示 A1-A1 驱动装置完全相同, 故不重复说明, 详见图 1 该部分说明,

[0101] 图 4 所示 A1-A1 部件 6, 是总管道。该管道是电源线路、数据线路、液气压管路的传输管道, 其中 L 管道是经由总管道向前吸附装置提供液气压动力的管道, K 管道是单独为后吸附装置提供液气压动力的管道。

[0102] 图 4 所示 A1-A1 部件 8, 是伸缩腔。该腔是驱动装置进行伸缩运动的腔体。

[0103] 图 4 所示 A1-A1 部件 6-1, 是护送管套。该套是总管道穿越部件 8 伸缩腔的护送管套, 该管套在驱动装置做伸缩活动时, 其前、后有足够的滑动空间。

[0104] 图 4 所示 A1-A1 部件 7, 是隔离罩。该隔离罩是前、后蠕动体间隙与外部胃肠道的隔离密封罩, 是由高弹性、高韧性材料制成的桶状膜体, 该筒状膜体套装在前、后蠕动体的外壁上, 经由弹簧圈锁紧。

[0105] 图 4 所示部件 9, 是芯片。该芯片设置了做肠镜检查的相关程序, 在计算机程序化控制、管理下完成分体式混合动力肠镜的肠镜检查作业。

[0106] 图 4 所示部件 W-1 计算机程序化管理装置、部件 W-2 供电电源、部件 W-3 液气压泵、部件 Z 总导管、部件 G 肛门导管机构与图 3 分体式流体动力肠镜的该部件结构与功能相同, 只存在驱动装置采用的动力是电机动力的差别, 故对相同的部分不做重复说明, 详见图 3 所示说明。

[0107] 以下通过图 A1-A1、A2-A2、A3-A3 轴向剖面图对蠕动体的运行作业作一连续说明。

[0108] 在计算机程序化管理下、启动某种供电模式, 令 W-3 液气压泵为后吸附装置提供的液气压力为负压, 后吸附装置与肠壁吸附, 如图 A2-A2 所示, 则后蠕动体与肠壁结合为一体, 此时, 前吸附装置与肠壁未吸附, 前蠕动体呈游离状; 继之, 设置在后蠕动体的电机启动, 令电机转动的方向使螺杆产生推动螺套的效应, 将前蠕动体的前端从图 A1-A1 轴向剖

面图的 b-b 位置被推至图 A2-A2 的 b1-b1 位 ;当变成相反的供电序列时,如 A3-A3 所示,使前吸附装置与肠壁吸附,前蠕动物体与肠壁结合为一体,后蠕动物体呈游离状,相继,电机反向转动,螺杆则拉动后蠕动物体,将后蠕动物体的后端从图 A2-A2 的 a-a 位置被拉至图 A3-A3 的 a1-a1 位置,如此,周而复始地运行,由于连接前、后蠕动物体的驱动装置的万向联轴器及可弯曲的螺杆极易产生屈服性弯曲以适应弯曲的大肠,使蠕动物体在弯曲的大肠中自如运行。

[0109] 图 1、图 2、图 4 所示肠镜采用的电机可完全由流体动力驱动的涡轮、蜗杆装置来代替 ;附图中的吸附装置为 6 个前吸附装置、6 个后吸附装置,实际实施并非一定是 6 个 ;本发明提供的附图仅为示意图,并非机械性图纸,与未来的产品图纸可能相差甚远,准确、合理的技术参数均要通过大量实验来决定。

[0110] 本发明“智能肠镜”采用了肠镜以自身的屈服性弯曲变形来适应大肠的无序弯曲进出大肠,高度人性化的肠镜彻底消除了现行肠镜由手工人力操作必然必然给人带来的不良反应及风险,大大提高了医疗安全,同时,因其良好的可靠性、可控性大大提高了肠镜的检查质量,轻松、快捷的检查方式造福了患者,解脱了医生,提高了优质医疗资源的利用,降低了医疗成本,对推进国家医改将发挥重要作用。

比例约 2:1 遥控式纯电力肠镜外形示意图

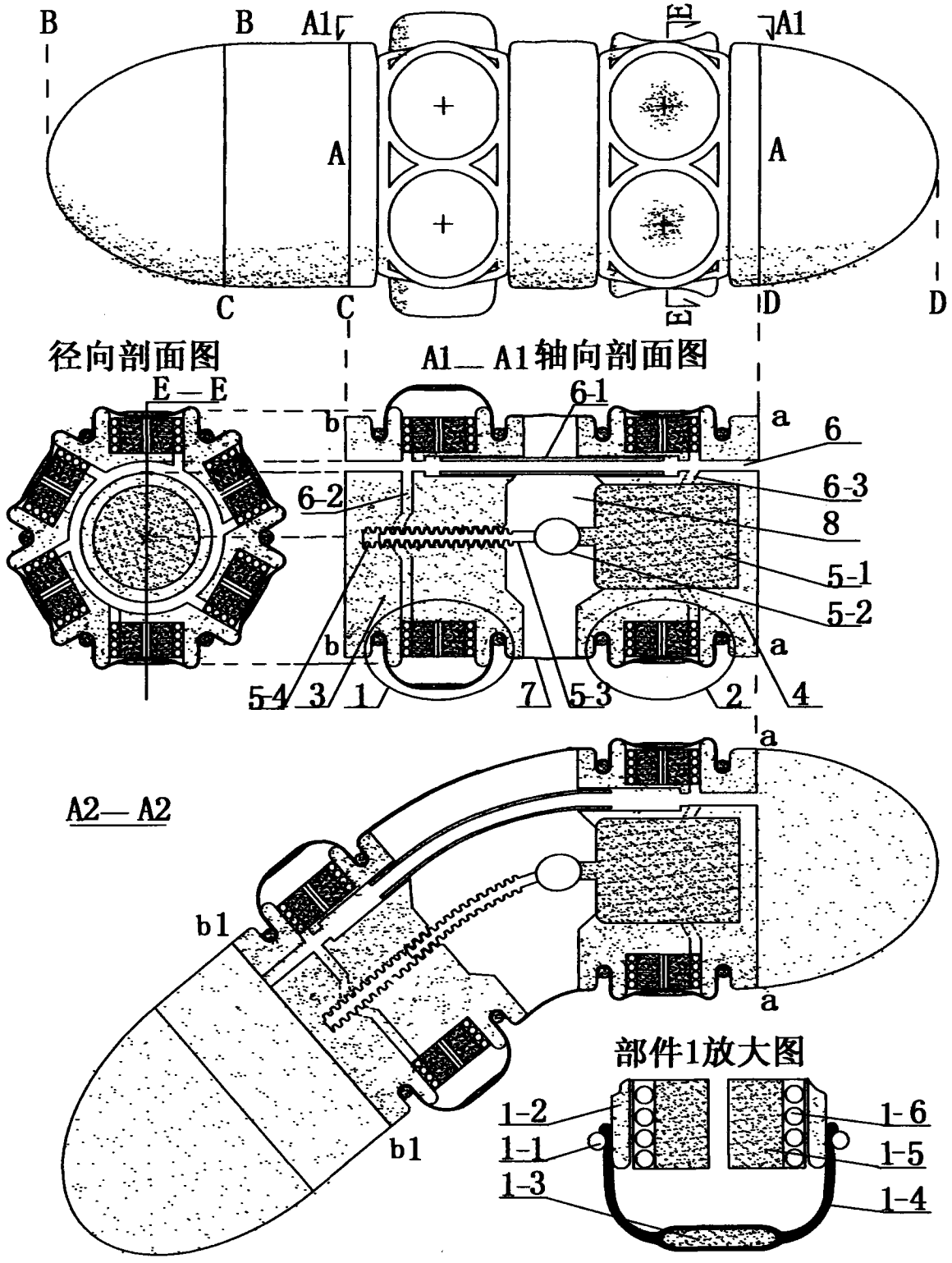


图 1

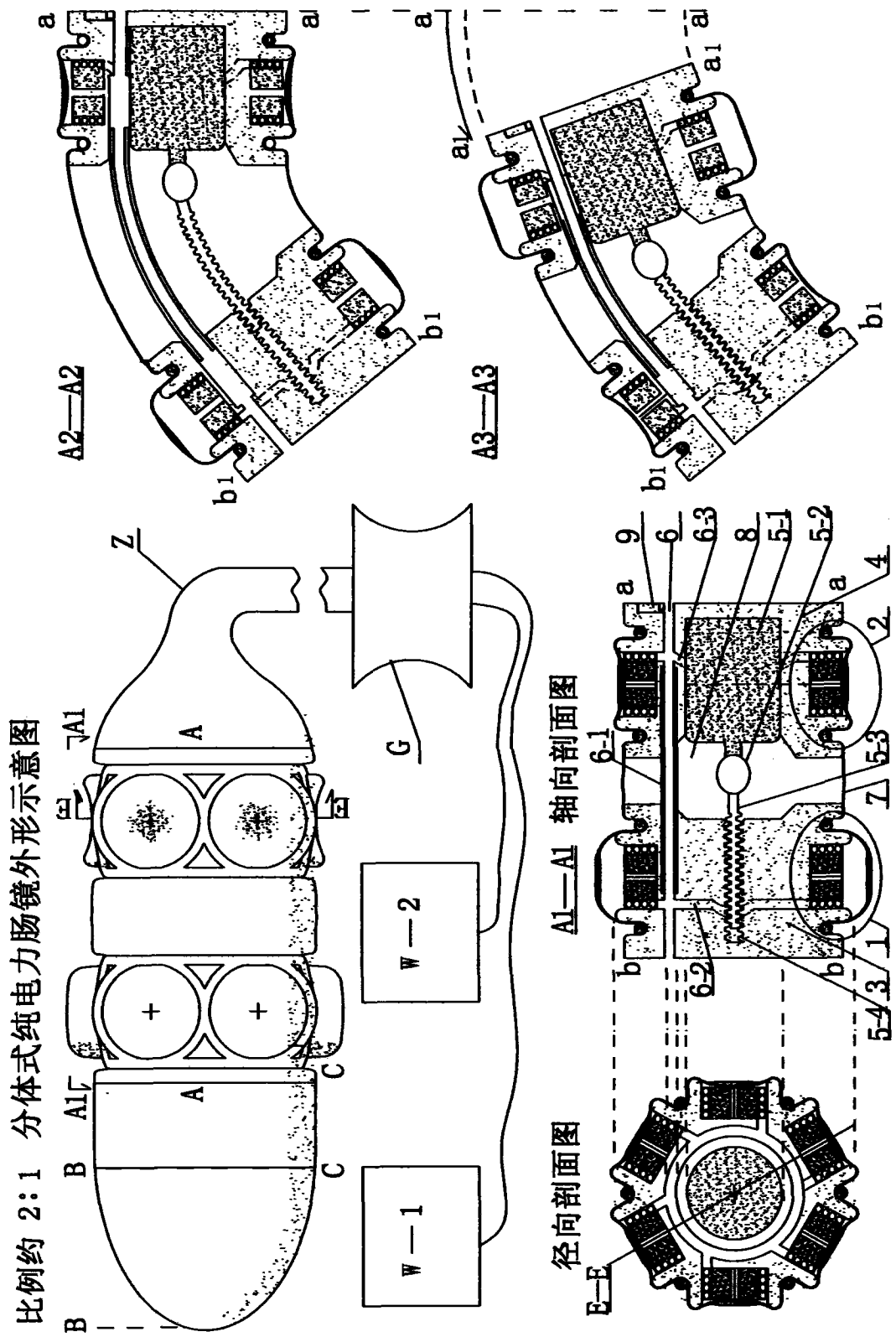


图 2

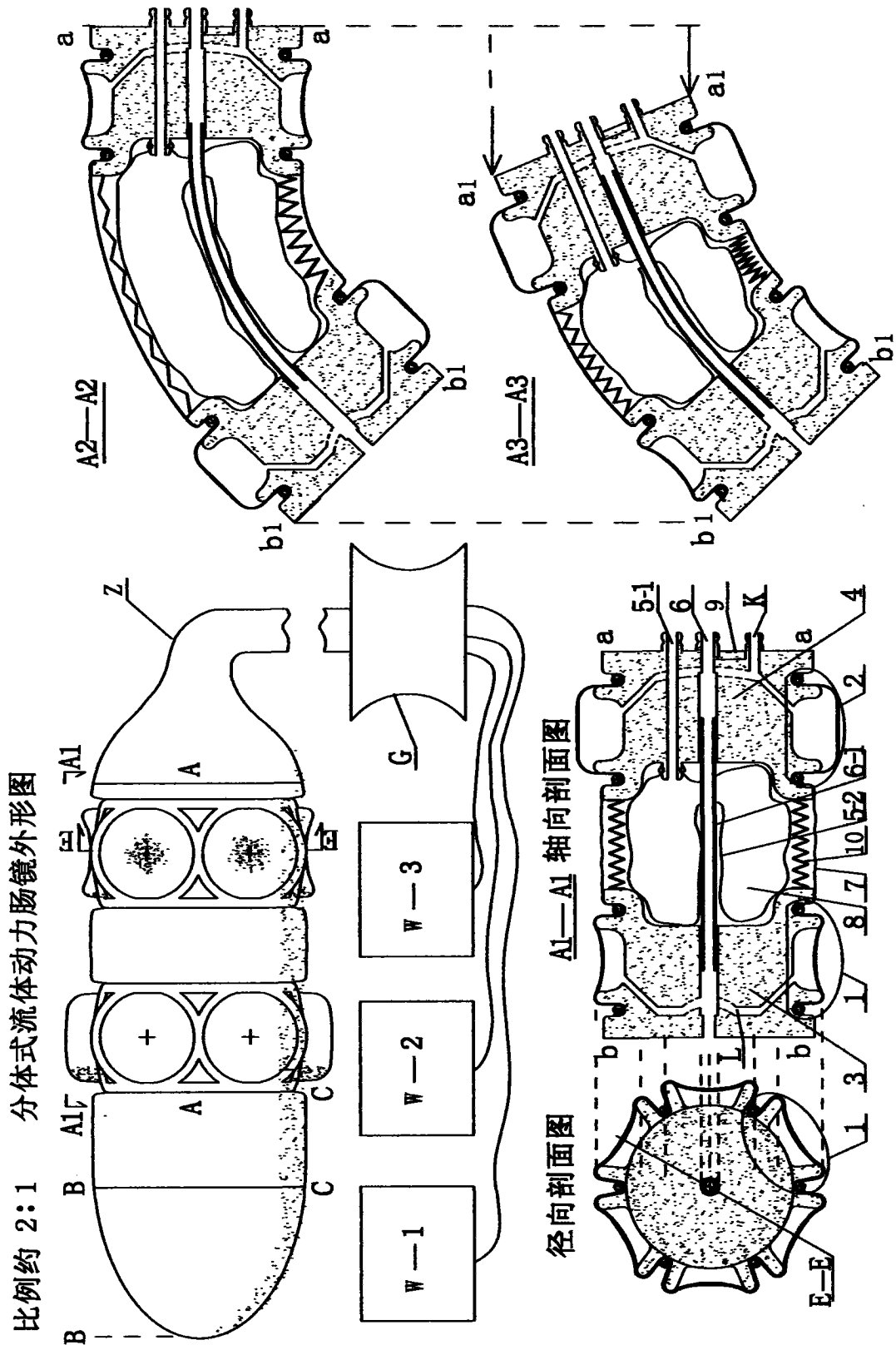


图 3

比例约 2:1 分体式混合动力肠镜外形示意图

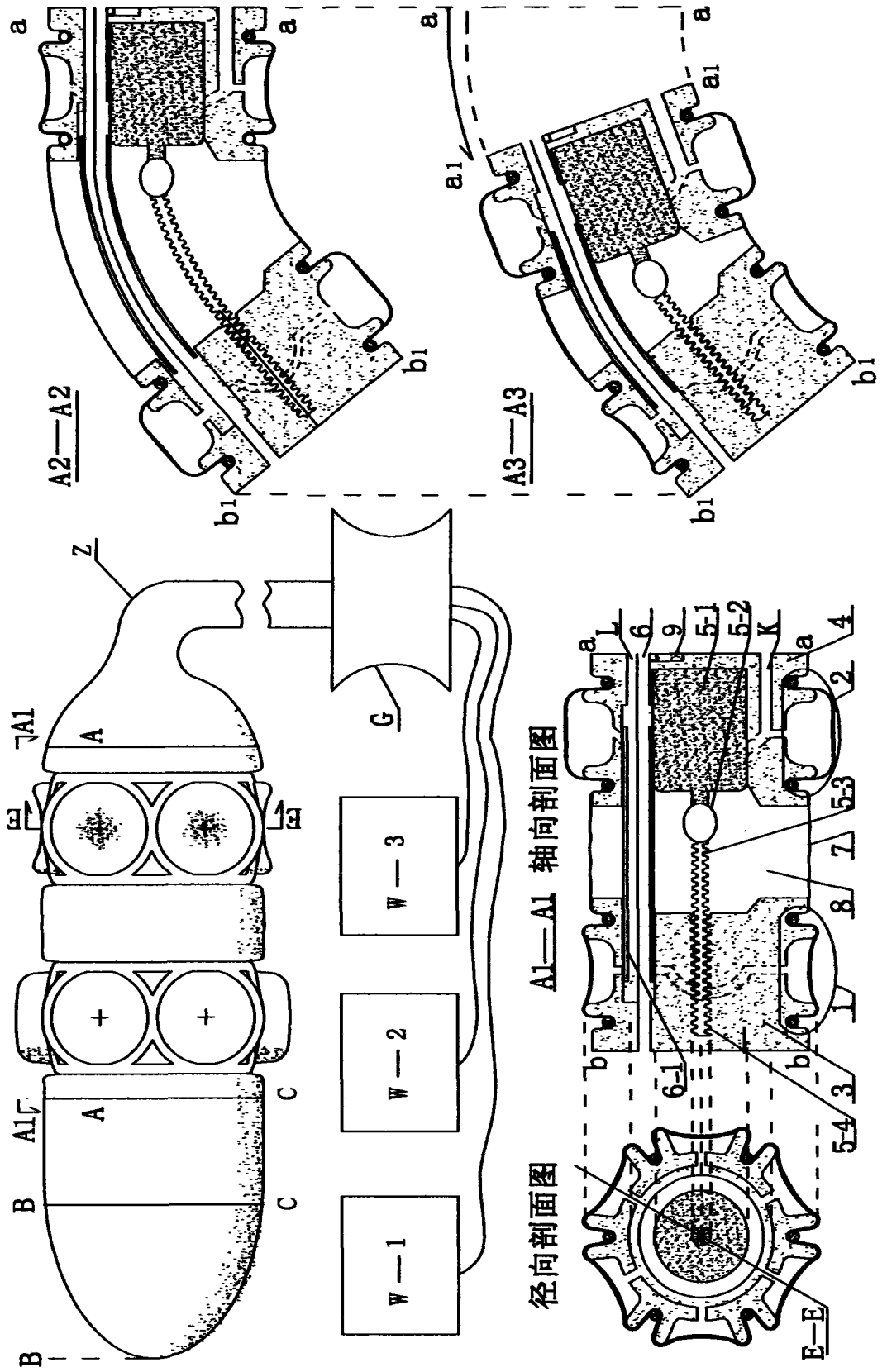


图 4