

用于主动控制胶囊内窥镜的磁驱动导航仪的设计*

陈振知, 刘 胜, 甘志银, 张鸿海*

(华中科技大学 机械科学与工程学院, 湖北 武汉 430074)

摘要: 为克服传统推拉式内窥镜和被动式无线胶囊内窥镜的缺点, 提出了一种用于主动控制胶囊内窥镜的磁驱动导航仪, 该系统包括可动病床和磁源支架两部分, 采用稀土永磁体产生外磁场, 通过机械结构控制外磁场与胶囊磁壳的相互作用实现对胶囊的主动控制。在模拟肠道环境下对磁驱动导航仪进行了体外试验。试验结果表明磁驱动导航系统不仅能实时控制胶囊在模拟肠道中的位置, 并能实时调节胶囊的姿态, 极大地提高了无线胶囊内窥镜的检测效率。

关键词: 磁驱动; 主动控制; 胶囊内窥镜

中图分类号: TH776.1; TH122

文献标志码: A

文章编号: 1001-4551(2011)01-0021-05

Design and experiment of magnetic propelling system for active locomotion wireless capsule endoscope

CHEN Zhen-zhi, LIU Sheng, GAN Zhi-yin, ZHANG Hong-hai

(School of Mechanical Science & Engineering, Huazhong University of Science & Technology, Wuhan 430074, China)

Abstract: Aiming at overcoming the deficiencies of traditional push-pull endoscopes and passive wireless capsule endoscopes, a magnetic propelling system for active locomotion wireless capsule endoscope was investigated. The permanent magnets were used to generate and regulate the outside magnetic field, which was used to control the movement and gesture of magnetic shelled endoscopic capsule. The performance of the system was evaluated through in-vitro experiments. Test results show that the proposed magnetic propelling system is capable of steering the capsule freely and controlling its gesture in the simulated gastrointestinal tract, thus it greatly improves the efficiency of capsule endoscopy.

Key words: magnetic propelling; active locomotion; capsule endoscopy

0 引 言

传统的消化道疾病诊断通常采用推拉式内窥镜进行检查, 医生将一段端部有摄像设备的软管从口腔或者肛门插入患者体内, 通过外部的推拉动作和摄像设备传回来的图像来寻找、辨别病变。这种检查方式虽效率高、成本低, 但检查过程痛苦, 易交叉感染, 并且无法检查小肠部分^[1-3]。被动式无线胶囊内窥镜在近十年的快速发展克服了一些推拉式内窥镜的不足, 成为发达国家成熟的检查手段。然而, 被动式胶囊内窥镜检查过程不受医师干预, 因此也存在一些问题, 例如胶

囊无法到达回盲瓣, 胶囊在人体中滞留, 检查过程缓慢, 胶囊在到达预定区域前失效等^[4-5]。为克服这些问题并赋予无线胶囊内窥镜更大的医疗潜力, 各国机构积极研究了多种胶囊内窥镜主动控制方案, 包括形状记忆合金驱动方式、螺旋驱动、双螺旋驱动、电刺激驱动原理、电机驱动以及液压驱动等^[6-12]。这些方案都期望通过微型化手段将驱动器集成到内窥镜胶囊上, 势必大大增加一次性胶囊的复杂程度和生产成本, 增加检查成本, 降低系统可靠性。相比之下, 通过外磁场驱动则是一种更有保障的方案。早在 1980 年弗吉尼亚大学就研究了用于神经外科的磁场定向系统, 可用

收稿日期: 2010-08-31

基金项目: 国家高技术研究发展计划(“863”计划)资助项目(2008AA04Z313)

作者简介: 陈振知(1985-), 男, 湖南株洲人, 主要从事生物医学工程方面的研究. E-mail: czhenzhi@gmail.com

通信联系人: 张鸿海, 男, 教授, 博士生导师. E-mail: honghaizhang@tom.com

外部磁场驱动人脑内的小磁珠以伤害最小的方式到达脑部肿瘤处进行热疗^[13]。后来,研究成果进入商业领域,发展成一种心血管介入诊治设备—Stereotaxis 计算机辅助心血管介入系统,取得了极大的成功。

基于以上考虑,笔者将外磁场驱动控制原理应用于主动式胶囊内窥镜系统,提出了一种用永磁体作为磁源的外磁场驱动设备,通过在普通被动式内窥镜胶囊上安装一个磁壳^[14],使得传统被动式胶囊能在这个可控外磁场中被驱动和控制。本研究集中讨论了外磁场磁源的选择、驱动设备的结构设计和运动控制,并通过将制造的系统样机与自行设计的内窥镜胶囊进行集成,在体外模拟肠道中对研制的样机进行了性能测试,验证了方案的可行性。

1 磁驱动导航仪设计

外磁场驱动小型器件在人体内运动有两种方案。1 种方案使用固定安放的多组电磁线圈在空间产生方向、大小可调的磁场控制小磁体运动。这种方案可动部件少、机械结构简单。然而,磁场强度在空气中衰减非常快,普通带铁芯的电磁铁和 Maxwell 线圈都存在“体积大、质量大、功耗高、对电源要求高以及工作过程中产生大量焦耳热并不易散去”的缺点,超导电磁铁又因其价格昂贵和对工作温度有很高要求而不适用于主动控制胶囊内窥镜。此外,交变磁场对人体的危害一直没有定论,将其应用于医疗设备会让患者和医疗人员承担未知的风险。第 2 种方案使用永磁体作为磁源,通过使磁源运动来调节磁场在空间的分布达到控制小型磁体运动的目的。本研究采用第 2 种方案。永磁体具有体积小、价格低廉、能够磁场相对较强并十分稳定的磁场等优点,选择一个强度适中、磁场分布合理的永磁体作为磁源是导航仪设计的关键。然而永磁体只能产生静磁场,如何通过调整磁源的位置来控制胶囊在复杂肠胃道内的运动,以及如何用机械结构实现所需要的运动组合则是导航仪设计的难点。下文将着重讨论这 3 个部分的设计。

1.1 外磁场磁源的选择

在本研究中,笔者选用了直径 90 mm、厚 30 mm 的圆柱形稀土永磁体(钕铁硼 NdFeB 材料)作为磁驱动导航仪原型机的磁源,具有 3 400 Gauss 的表面磁通密度。为了研究方案可行性以及外磁场的控制策略,分析磁源产生的磁场在空间的分布和强度很重要。因此,笔者使用 COMSOL 建立了它的有限元模型,计算结果如图 1 所示。如图 1(a)所示,描绘了永磁体在空

间产生的磁场的分布情况,其中流线所示为磁力线,背景颜色所示为磁场的分布,磁力线越密集的位置磁场强度越大。在两块磁铁对称放置的情况下,磁铁放置的对称平面上最小磁势位置位于两永磁体的中心轴线与此平面的焦点。根据场论中的基本原理,胶囊内永磁体处于此平面内时会在磁场力的作用下运动到最小磁势位置,磁场力大小和外磁场变化的梯度成正比。这样的磁势特性可以被用于控制胶囊克服肠道阻力在肠道内运动。只要能在胶囊运动过程中不断调节两永磁体的轴线方向,就能够实现对胶囊任意空间位置的控制。如图 1(b)所示,稀土永磁体中轴线上磁通密度随距离变化的情况,曲线表示有限元分析计算的结果,点表示用高斯计在相应位置测量多次得到的测量值。从图中可以看出,有限元模拟结果与实验测量结果吻合得很好,说明了这个模型的准确性。并且,在两块对称放置的永磁体之间距离为 200 mm 时,其中点的磁通密度还能达到 430 Gauss,足够与胶囊磁壳建立稳定的磁联接以保证对胶囊运动的稳定控制。因此,圆柱形稀土永磁体可以作为磁驱动导航仪的磁源,能够产生合适的空间磁场分布,并能够为系统提供一个合理的工作区域。

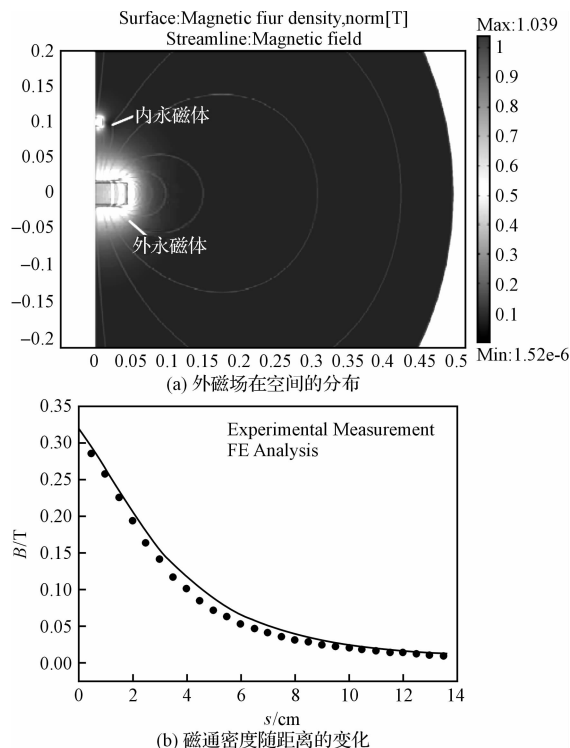


图 1 COMSOL 有限元模型

1.2 导航仪结构设计

为了能够最大限度地利用稀土永磁体所能提供的外磁场,笔者设计了如图 2 所示的结构来控制外磁场

的分布,从而有效地驱动、控制带磁壳的胶囊内窥镜在肠道内运动。磁驱动导航仪机械机构主要由两部分组成:可动病床和永磁体支架。患者平躺在可动病床上并将其腹部暴露在外磁场建立的工作区域中,通过调整外磁场的分布和可动病床相对永磁体中轴线的位置就能控制患者体内胶囊的位置和姿态,从而达到主动控制的目的。可动病床驱动机械结构采用现成标准件加工装配,为避免其中的钢制丝杆导轨等零件改变工作区域内的磁场分布,笔者将可动病床设计成了悬臂结构,工作区域伸出它下部的基座,以避免基座上运动机构中钢件对外磁场产生不利影响。可动病床为两层平板结构,第 1 层和第 2 层之间以及第 2 层和基座之间用分别平行于 X 轴和 Y 轴的导轨、丝杆和螺母连接。在伺服电机的驱动下,可动病床的工作区域可相对于永磁体支架在 X - Y 平面内任意平移,完成对胶囊的位移控制。永磁体支持架主要由磁装配体、C 形臂及其基座组成。两个磁装配体分别固定在 C 形臂右侧的开口端,C 形臂左侧则通过法兰、旋转轴和减速机连接到基座上,使得 C 形臂能整体相对基座旋转,从而可以带动胶囊绕自身轴线旋转(当胶囊轴线与 X 轴平行时)或带动胶囊在 Y - Z 平面内的俯仰(当胶囊轴线与 Y 轴平行时)。磁装配体上,用以产生并控制外磁场分布的永磁体分别由导轨和丝杆连接在 C 形臂的开口端,并可以分别沿着各自磁装配体的轴线做平移。当两组磁铁分别向相反方向运动时,若 C 形臂处于水平平面,则可以完成胶囊在 X - Y 平面的转动运动;若 C 形臂在竖直平面,则可以完成胶囊在 X - Z 平面的俯仰运动。结合 C 形臂的转动和永磁体在各自磁装配体内的移动可以实现对胶囊姿态的控制。

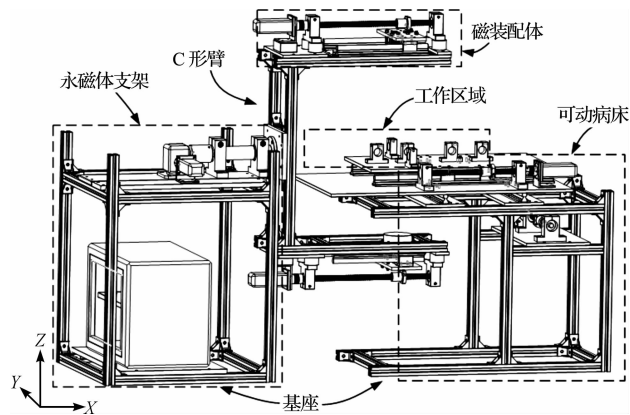


图 2 磁驱动导航仪机械结构示意图

1.3 导航仪运动组合设计

磁驱动导航仪的运动组合原理图如图 3 所示。磁驱动导航仪机总共有 5 个相互独立的运动轴,每个运

动在图 3(a)~(c)中分别用不同的数字和相应的箭头标示:1 号箭头表示磁装配体整体绕 C 形臂与基座相连接轴线的旋转运动,2 号和 3 号箭头表示两块永磁体分别在 X - Y 平面内和 Y - Z 平面内的反向平动,4 号和 5 号箭头则分别表示可动病床沿 X 轴和 Y 轴的移动。通过对这 5 个运动的不同组合以及不同顺序安排,笔者可以完全实现控制胶囊在复杂消化道内运动的目的。磁驱动导航仪可实现的相应的胶囊的 4 种主要运动如图 3(d)所示:胶囊在 X - Y 平面内的任意方向移动由可动病床和磁装配体之间的相对移动来控制,胶囊的俯仰可以由两组磁铁的相对反向运动实现,胶囊在 X - Y 平面内的转动由两组磁铁的移动和磁装配体的转动共同实现,并且磁装配体的转动还能控制胶囊绕自身轴线的回转运动。

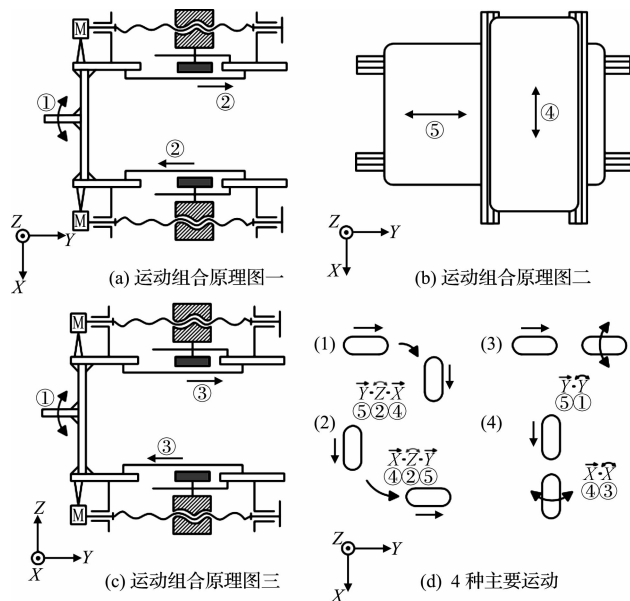


图 3 磁驱动导航仪的运动原理示意图

2 磁驱动主动控制系统实验

2.1 主动胶囊内窥镜系统集成

无线胶囊内窥镜磁控导航系统原型如图 4 所示,其组成主要包括磁导航仪机械结构(磁装配体,磁支撑座,可动病床)、驱动电源、伺服控制模块(伺服控制箱,伺服电机和伺服驱动器)以及工作站和控制界面。做肠胃道检查时,患者需平躺在可动病床上,将腹部暴露在工作区域内,并吞下一枚带有磁壳的无线胶囊内窥镜。当胶囊达到受检区域时,操作人员通过工作站激活胶囊,使胶囊开始向上位机传输图像。操作人员向控制界面输入控制参数(胶囊的运动速度、方向等),参数通过控制程序解读后传递给控制卡,控制卡

再通过伺服控制箱驱动伺服电机带动磁导航仪运动,从而主动地控制胶囊在人体肠胃道内的运动。工作站的控制界面以 Visual C++ 6.0 作为开发工具,针对所选择的运动控制卡进行编程。由于磁驱动导航仪拖动胶囊内窥镜在肠道内运动在不同肠道区域时要求的控制参数不同,因此需要用软件实现将不同的控制部分协调起来,完成整个主动控制过程。磁驱动导航仪的工作区域大小由永磁体强度和可动病床 X-Y 两轴的行程共同决定,图示样机的工作区域为 600 mm × 400 mm × 20 mm,基本覆盖正常人的整个腹部区域。经初步测试,磁控导航原型系统位置精度达到 0.05 mm,单轴最大运动速度 65 mm/s,重复定位精度 0.25 mm,性能参数满足主动控制胶囊内窥镜体内检测的基本要求。

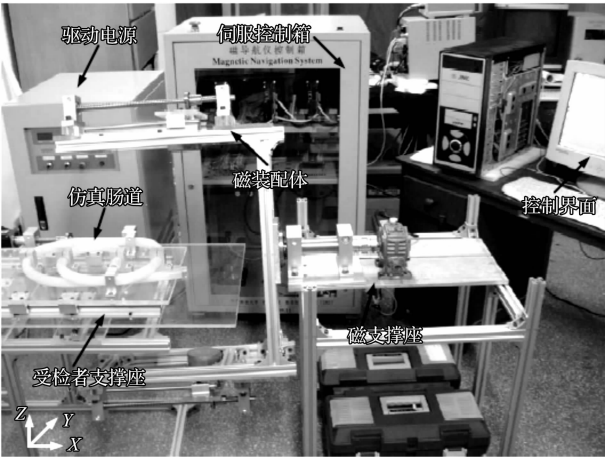


图 4 磁控导航系统原型机

与磁驱动导航仪配合使用的胶囊是笔者所在实验室自行研发的内窥镜胶囊原型。胶囊电路全部由商用芯片搭建而成,如图 5 所示,主要包括 LED 照明模块、CMOS 成像模块、单片机控制模块以及 2.4 G 无线收发模块 4 个部分。每个模块被单独集成在一片直径 9.8 mm、厚度 1.5 mm 的圆形应刷电路板上,电路板之间用柔性基板连接。胶囊的外壳是用对人体无害且不与肠胃道酸性消化液反应的医用 PMMA(聚碳酸酯)加工而成,前后的半球形穹顶因对成像质量有较大影响而使用了抛光工艺处理。磁壳则使用铷铁硼材料通过粉末冶金方法制得,厚 1.5 mm,表面磁场强度为 1 600 Gauss。胶囊原型的整体直径为 15 mm(带磁壳),长 32 mm,目前还不可用于活体实验,其体积尺寸也有进一步缩减的空间。胶囊目前只能工作在被动模式,能够以 0.5 ~ 1 fps 的速率采集分辨率为 320 × 240 的彩色图像并实时传回给上位机用于诊断和分析。两节 75 mA 的纽扣电池能支持其工作 1 h 左右。

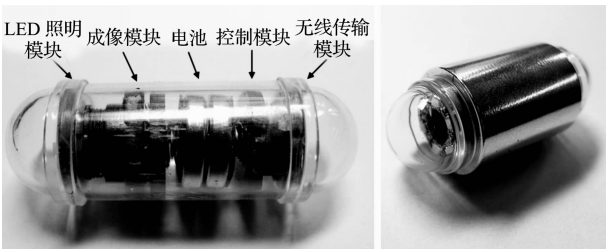


图 5 实验中使用的原型内窥镜胶囊

2.2 体外运动控制实验

为了测试磁驱动导航仪对胶囊运动的控制性能,笔者设计了一组体外运动控制实验。体外实验设置如图 6 所示。模拟肠道采用透明 PVC 管搭建,使用铝合金轴承座固定在可动病床的工作区域内。PVC 管的尺寸和布置都尽量模拟人体肠道的几何特性来确定:PVC 管内径为 25 mm(人体小肠的典型尺寸为 20 ~ 35 mm),长 1.6 m,按照人体肠道的拓扑特性分为 A、B、C、D、E、F(6 段),以模拟小肠的回转、生理狭窄以及结肠的升降等肠道几何特征。

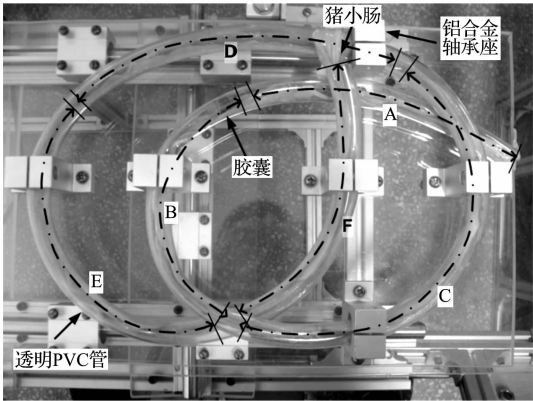


图 6 体外实验的实验设置

为了便于实验观察同时模拟胶囊在肠道中运动的真实的阻力特征,PVC 管下半部分内壁上涂覆有剖开的新鲜猪小肠。实验过程中,除了每隔一段时间向猪小肠喷洒一定量的水来保持其润湿外,笔者还另外准备了多段 1.6 m 长剖开的猪小肠被并浸泡在生理盐水中,用以每半小时替换一次模拟肠道内的用猪小肠,以保证猪小肠的新鲜以及多次实验过程中摩擦阻力的均一性。胶囊原型从模拟肠道的一端插入,在磁导航仪的驱动下通过整条肠道达到出口,沿途拍摄模拟肠道内壁的图像。胶囊通过每段模拟肠道所用时间的平均值如表 1 所示,用以分析和改进系统的控制策略。从表 1 可以看出,磁控导航系统能控制胶囊通过此模拟肠道的平均时间是 148.78 s,平均速度为 10.75 mm/s,极大地提高了肠道检测效率。然而,表 1 也反映出胶囊在主要沿 Y 方向运动的肠段中平均速度要低于在主要

沿 X 方向肠段的运动,这是因为在沿 Y 方向运动时除了需要可动病床的移动外还需要 C 形臂的位置变换予以配合,因此降低了胶囊的平均运动速度。由此可知,运用算法将病床的移动和 C 形臂的转动运动按一定的规则联合起来能够进一步提高系统的工作效率。

表 1 磁驱动导航仪控制下胶囊在模拟肠道中的运动情况

肠段编号	A	B	C	D	E	F
L/mm	244	212	315	237	287	305
t/s	16.2	30.5	41.2	7.78	37.8	15.3
$v/(\text{mm} \cdot \text{s}^{-1})$	15.1	7.0	7.6	30.5	7.6	19.9

注: L —长度; t —时间; v —段内速度。

3 结束语

本研究设计并制造了一种磁控导航系统,能够作用在现有的被动式胶囊内窥镜上,使其达到主动控制的目的,并使其具有良好的兼容性和广阔的适用范围。磁控导航系统使用稀土永磁体作为磁源,经济、高效地提供了合理的工作区域,并避免了交变磁场对人体的潜在危害;外磁场的调节通过机械结构带动磁源运动来完成,降低了控制系统的复杂程度并提高了系统可靠性。体外运动试验表明,此磁控导航系统不仅能控制胶囊在肠道内的运动和姿态,极大地提高胶囊内窥镜检查的效率,还能与传统被动式胶囊内窥镜兼容,有效地降低一次性内窥镜胶囊的成本,为定点释药、组织活检等功能预留更大的内部空间。此外,磁控导航系统的原理与结构也可用于心、脑、血管等的介入式检查和治疗,通过控制的优化和性能的提高一定能更好地实现服务于智能检查、微创治疗的目的。

参考文献 (References):

[1] CAFFREY C M, CHEVALERIAS O, O' MATHUNA C, et al. Swallowable-capsule technology [J]. **IEEE Pervasive Computing**,2008,7(1):23-29.

[2] NAKAMURA T, TERAN A. Capsule endoscopy: past, present, and future [J]. **Journal of Gastroenterology**, 2008,43(2):93-99.

[3] 李赓韬,王惠南. 胶囊内窥镜的研究进展[J]. 医疗设备信息,2005,20(2):36-37.

[4] LEWIS B S, SWAIN P. Capsule endoscopy in the evaluation of patients with suspected small intestinal bleeding: results of a pilot study[J]. **Gastrointestinal Endoscopy**,2002,56(3):349-353.

[5] MOGLIA A, PIETRABISSA A, CUSCHIERI A. Science, medicine, and the future capsule endoscopy [J]. **British Medical Journal**,2009(9):339.

[6] CHIBA A, SENDOH M, ISHIYAMA K, et al. Moving of a magnetic actuator for a capsule endoscope in the intestine of a pig [J]. **Magnetics Society of Japan**,2005(29):343-346.

[7] 穆晓枫,周银生,陈 柏. 一种医用肠道机器人的理论分析和实验研究[J]. 机械工程学报,2004,40(7):124-127,144.

[8] GAO M Y, HU C Z, CHEN Z Z, et al. Finite-difference modeling of micromachine for use in gastrointestinal endoscopy[J]. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 2009,56(10):2413-2419.

[9] SPINA G L, STEFANINI G, MENCIASSI A, et al. A novel technological process for fabricating micro-tips for biomimetic adhesion[J]. **Journal of Micromechanics and Microengineering**,2005,15(8):1576-1587.

[10] QUAGLIA C, BUSELLI E, WEBSTER R J, et al. An endoscopic capsule robot: a meso-scale engineering case study[J]. **Journal of Micromechanics and Microengineering**,2009,19(10):1-11.

[11] QUIRINI M, MENCIASSI A, SCAPELLATO S, et al. Design and fabrication of a motor legged capsule for the active exploration of the gastrointestinal tract [J]. **IEEE-Asme Transactions on Mechatronics**,2008,13(2):169-179.

[12] WOO S H, KIM T W, LEE J H, et al. Implemented edge shape of an electrical stimulus capsule[J]. **International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**,2009,5(1):59-65.

[13] NOBLE D. The rise of computational biology[J]. **Nature Reviews Molecular Cell Biology**,2002,3(6):460-463.

[14] CARPI F, PAPPONE C. Stereotaxis Niobe® magnetic navigation system for endocardial catheter ablation and gastrointestinal capsule endoscopy [J]. **Expert Review of Medical Devices**,2009,6(5):487-498.

[编辑:张 翔]