

文章编号 1004-924X(2012)03-0541-09

肠道微机器人柔性运动系统

高 鹏*, 颜国正, 王志武, 姜萍萍, 刘 华

(上海交通大学 电子信息与电气工程学院 仪器科学与技术系, 上海 200240)

摘要:提出一种适用于肠道微机器人的柔性运动系统来提高肠道机器人微创诊断的主动运动能力。柔性运动系统采用尺蠖型运动方式,由柔性运动机构和柔性驱动机构组成。柔性运动机构包括径向气囊软足和轴向伸缩推杆,并用万向节连接微机器人前后腔体从而提高运动柔性;柔性驱动机构利用尼龙线绳牵引波纹管泵驱动气囊软足和伸缩推杆激励微机器人伸缩。微机器人样机直径为 12.2 mm,长度为 78 mm,质量为 14.8 g,最大径向钳位外径为 20.2 mm,最大轴向行程为 16.4 mm。实验结果表明,柔性驱动机构可以为波纹管泵和伸缩推杆分别提供最大为 0.67 N 和 0.65 N 的驱动力;微机器人样机能够在不同倾斜角度的刚性有机玻璃管中运动,在水平和竖直管道中的平均运行速度为 0.38 mm/s 和 0.25 mm/s;能通过最小曲率半径为 49.3 mm 的塑料软管,在离体肠道中也能实现有效运动。本柔性运动系统为肠道微机器人提供了一种安全有效的自主运动方案。

关键词:肠道微机器人;柔性运动;软线牵引;胃肠道诊断

中图分类号:TP242.3;TH776 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20122003.0541

Flexible locomotion system for gastrointestinal microrobots

GAO Peng*, YAN Guo-zheng, WANG Zhi-wu, JIANG Ping-ping, LIU Hua

(Department of Instrument Science and Engineering, School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

* Corresponding author, E-mail: pompon_gp@hotmail.com

Abstract: A flexible locomotion system is proposed to improve the active locomotion ability of gastrointestinal microrobots in the minimally invasive diagnosis. The locomotion system simulating inch-worm-like locomotion comprises a flexible locomotion mechanism and a drive mechanism. The flexible locomotion mechanism is mainly composed of radial balloon feet and an axial telescopic pushrod. In addition, a developed universal joint is used to join two cavities of the microrobot to improve its locomotion flexibility. The drive mechanism uses the nylon wires to actuate the bellows bump for the balloon feet and stimulate the telescopic pushrod for the microrobot to realize the flexible drive. The developed microrobot prototype shows its diameter in 12.2 mm, length in 78 mm and the weight in 14.8 g, and realizes the maximum clamping diameter of 20.2 mm and the maximum axial stroke of 16 mm. The experiments show that the wire drive mechanism can provide the maximum force of 0.67 N for the bellows bump and 0.65 N for the axial pushrod, respectively. The microrobot prototype can move in the rigid plexiglass tube with different angles, and the average speeds in the horizontal and vertical

收稿日期:2011-09-30;修订日期:2011-11-24.

基金项目:国家 863 高技术研究发展计划资助项目(No. 2007AA04Z234, 2008AA04Z201);国家自然科学基金资助项目(No. 60875061, 31170968)

tubes are 0.38 mm/s and 0.25 mm/s, respectively. In addition, it can move in the curving plastic tube with a minimum curvature radius of 49.3 mm and present an effective locomotion in vitro intestinal tract. It can be seen that the flexible locomotion system provides an effective and safe locomotion case for gastrointestinal microrobots.

Key words: gastrointestinal microrobot; flexible locomotion; flexible wire traction; gastrointestinal diagnosis

1 引言

微创诊断已经成为临床医学重要的发展趋势,被广泛应用于人体胃肠道,常用诊断设备有传统内窥镜和胶囊内窥镜。传统内窥镜需在专业医生的操作下插入人体胃肠道,容易给病人带来不适感和创伤,而且无法深入到小肠,使得小肠疾病只能通过射线成像检查和外科手术治疗。微型胶囊内窥镜的使用开创了胃肠道全程无创诊断的新方法。自 2001 年以色列发明了第一粒微型胶囊内窥镜后,经过近 10 年的发展,各种胶囊内窥镜不断涌现,已经在医学临床上取得成功应用^[1-4]。胶囊内窥镜能将胃肠道内景象传输到体外供医生诊断^[5],但其只能随着胃肠道的蠕动被动前进,无法自主运动,常常遗漏某些部位或无法反复观察可疑病灶点。因此,随着 MEMS 技术和生物仿生技术的发展,具有自主运动系统的肠道微型机器人应运而生^[6]。此外,对于医学应用来说,微型胃肠道机构的研制必须具有良好的生物相容性,以符合微创诊断的要求。

近几年,已有多种运动机构和驱动形式的肠道微型机器人^[7-13]相继问世,为了减少主动运动对胃肠道造成的损害和对病人引起的不适感,还需要不断改进运动和驱动机构,提升微机器人主动运动的生物相容性和安全性。肠道微型机器人需要在运动过程中既能同组织表面实现柔性接触,又能在运动过程中实现柔性驱动。

在自然界中,从微生物、寄生虫到较大的生物体都具有卓越的机构、组织和器官来实现看似简单的动作,通过研究尺蠖、蚯蚓、海星、蜗牛等动物的运动方式,可以发现在肠道中采用仿生的运动方式和机构具有良好的生物相容性^[14]。考虑到胃肠道的特性,仿尺蠖型的柔性运动机构对变化多样的胃肠道具有良好的适应性,而且具有比较

简单的运动机构^[15]。本文对柔性运动系统的研究主要围绕尺蠖型柔性运动机构及其驱动系统的实现来展开。尺蠖型运动分解为径向钳位运动和轴向伸缩运动,由于肠道微机器人在运动过程中与生物组织应该具有较高的接触安全性,因此作者设计了薄壁锥形气囊软足作为径向钳位机构,通过对其打气和抽气来实现与肠道的柔性接触。此外,微机器人本身应该具有一定的可变形性以适应弯曲的肠道环境,因此定制了多自由度连接机构来实现机体的柔性运动。驱动机构则利用钢丝绳牵引驱动微型波纹管 and 伸缩推杆来实现对微机器人的柔性驱动。

2 运动机构

2.1 尺蠖运动原理

尺蠖身体的前后部位有类似吸盘的附件,中间躯干可以收缩和伸长,运动过程中前后吸盘交替作用,中间部位交替收缩和伸长,最终实现运动。尺蠖型运动方式可以在狭窄空间内实现有效爬行运动,而且具有较好的生物相容性。肠道微机器人采用紧凑型尺蠖结构,机体分为前后 2 个腔体,腔体间能实现轴向的伸长和收缩动作,而且每个腔体上装有径向钳位软足来实现钳位锚定动作。图 1 显示了微机器人的仿尺蠖运动原理。

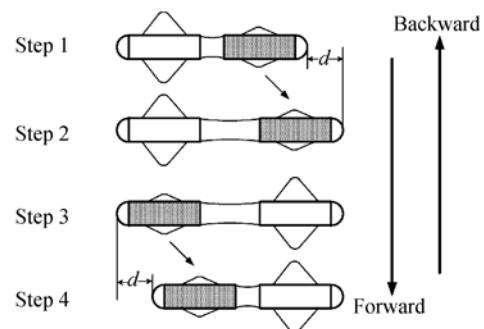


图 1 尺蠖运动原理图

Fig. 1 Inchworm-like locomotion schematic

步态 1:尾部气囊软足膨胀,头部气囊软足收缩,机体在轴向方向保持收缩状态;

步态 2:头部和尾部气囊软足保持步态 1 的状态,机体沿轴线方向呈现伸长状态;

步态 3:尾部气囊软足收缩,头部气囊软足膨胀,机体在轴向方向保持伸长状态;

步态 4:头部和尾部气囊软足保持步态 3 的状态,机体沿轴线方向呈现收缩状态。

微机器人完成步态 1~4 的运动周期便可以实现一个向前的运动步距 d ,不断重复此运动周期,微机器人便可以实现连续的向前运动。反之,改变步态方向,微机器人将向后运动。通过保持气囊软足对肠道的锚位状态和伸缩机构的状态,微机器人可以较容易地实现原地驻停,便于医学诊断。

2.2 模型分析

微型肠道机器人运动机构主要包含径向锚位机构和轴向伸缩机构。单气囊软足的力学模型被用来评测气囊与肠道壁接触时的力学特性;万向节几何模型用于评价机体运动的灵活性;微机器人腔体的综合力学几何模型则用于分析微机器人运动过程中的运动情况。

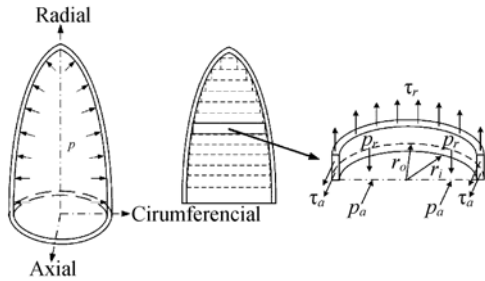


图 2 气囊软足受力分析

Fig. 2 Force analysis of balloon foot

气囊软足为均匀薄壁锥形气囊,由各向同性材料制成。气囊内充满气体,根据帕斯卡原理,内部各点压强相等。如图 2 所示,气囊参照微机器人分解为轴向、径向和周向 3 个正交方向,仿尺蠖运动过程中,肠道和气囊主要作用于轴向和径向,其相互作用表现为轴向和径向合成压强 p_a 和 p_r ,气囊壁轴向和径向切应力为 τ_a 和 τ_r 。锥形气囊可以看成由许多微小的圆环组成, r_i 和 r_o 为圆环的内径和外径,圆环受到的切应力可用以下公式表示

$$\tau_a = \frac{p_a \cdot r_i}{r_o - r_i}, \quad (1)$$

$$\tau_r = \frac{p_r \cdot r_i^2}{r_o^2 - r_i^2}. \quad (2)$$

人体肠道柔软曲折,微机器人在其内运动时,肠道也会发生随机蠕动。微机器人分为前后 2 个腔体,中间为伸缩部分,如果只是沿机体轴线方向简单的伸缩运动,不易于适应肠道的生理结构,因此选用万向节来提高运动柔性。图 3 所示以右手准则建立直角坐标, z 轴同腔体轴线重合, x 轴靠

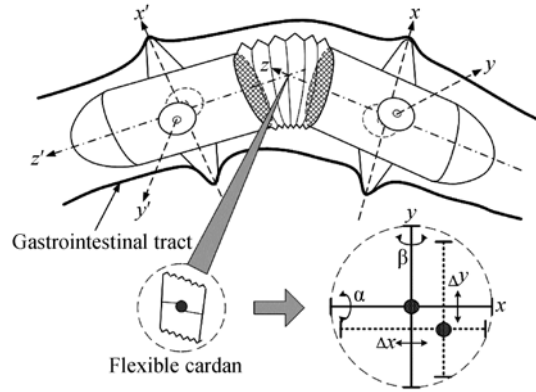


图 3 运动分析

Fig. 3 Locomotion analysis

近铅垂方向,万向节不仅能绕 y 轴和 x 轴转动,而且能沿 y 轴和 x 轴移动。假设后腔位置和姿态固定,前腔发生相对于前腔的转动和平移可以表示为

$$\mathbf{R}_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (3)$$

$$\mathbf{R}_y(\beta) = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (4)$$

$$\mathbf{R}_z(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (5)$$

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -x_0 & -y_0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (6)$$

变换公式为

$$(x', y', z', 1) = (x, y, z, 1) \cdot \mathbf{R}_x(\alpha) \cdot \mathbf{R}_y(\beta) \cdot \mathbf{T}, \quad (7)$$

其中 α 和 β 的变化范围为 $\pm 15^\circ$, x_0 和 y_0 平移范围为 ± 2 mm。

$$[f \cos \alpha \sin \beta - x_0 \quad f \sin \alpha - y_0 \quad f \cos \alpha \cos \beta] \quad (8)$$

式中 f 为后腔体对前腔体作用力。当 $\alpha=0, \beta=0$ 时, f 直接传递到微机器人前腔。

在不考虑肠道蠕动的情况下,微机器人本身的重量会对肠道产生垂直向下的压力,这样处在下部的气囊软足会受到肠道壁的支撑力。整个连通气囊中的内部压强相等,而单腿气囊的支撑力同气囊与肠道壁接触面的投影面积成正比。在实际情况下,胃肠道蠕动会对机器人产生影响,肠道蠕动的情况是复杂的,但总的来说可以分解为沿肠道轴线的运动和垂直于肠道表面的运动,自然也会有沿肠道的推力和垂直于肠道表面的压力。通过分解,这里把肠道蠕动对机器人产生的运动分解为沿机器人轴向和垂直于轴向上的作用。机器人本身重力的影响也分解为沿机器人轴向和垂直于轴向上的分量。微型胶囊机器人在肠道中的姿态是不确定的,以单个腔体为研究对象,假设微机器人腔体重心为坐标圆心,腔体中轴线为 z 轴,腔体前进方向为 z 轴正方向,腔体圆周上均匀分布 4 个气囊软足,前后气囊中线为 y 轴,上下气囊中轴线为 x 轴,向上为 x 轴正向,建立右手坐标系。微机器人腔体受力如图 4 所示:

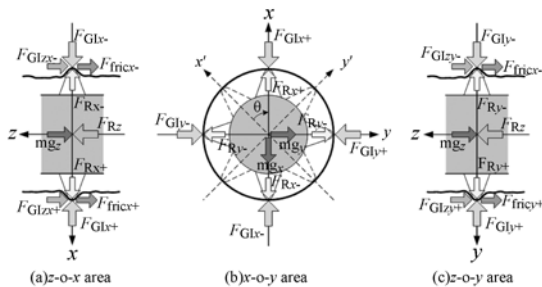


图 4 受力分析

Fig. 4 Force analysis

微机器人重力 mg 与坐标轴 x, y, z 成一定夹角 α, β, γ , 重力在 x, y, z 轴上的分量为

$$(mg_x, mg_y, mg_z) = mg \cdot (\cos \alpha, \cos \beta, \cos \gamma), \quad (9)$$

只有当 x 轴和 y 轴方向上气囊软足的支撑力与机体的重力和肠道对气囊软足的作用相互保持平衡,机体才能保持平衡姿态。

X 轴方向:

$$F_{Glx+} + F_{Rx-} + mg_x = F_{Glx-} + F_{Rx+}, \quad (10)$$

Y 轴方向:

$$F_{Gly-} + F_{Ry+} + mg_y = F_{Gly+} + F_{Ry-}, \quad (11)$$

式中, mg 为机体重力分量, F_{GI} 为肠道作用力分量, F_R 为气囊软足作用力分量, 下标 x 和 y 定了坐标轴, 下标“+”和“-”指明了坐标轴方向。

当腔体处于主动锚位状态时:

$$F_{Rz} \geq F_{fricx+} + F_{fricy-} + F_{fricy+} + F_{fricx-} + F_{Gly+} + F_{Gly-} + F_{Gly+} + F_{Gly-} + mg, \quad (12)$$

当腔体处于被动滑动状态时:

$$F_{Rz} \leq F_{fricx+} + F_{fricy-} + F_{fricy+} + F_{fricx-} + F_{Gly+} + F_{Gly-} + F_{Gly+} + F_{Gly-} + mg, \quad (13)$$

其中, F_{fric} 为腔体与肠道摩擦力分量。机体轴线与 z 轴夹角的不同, 造成重力的符号和数值在 z 轴分量上的变化, 使得重力既可为阻力又可为动力。前后腔间推力 F_{rc} 的传递可通过万向节传递公式得出。

2.2 设计与装配

锥形气囊软足底面截面圆直径为 4 mm, 壁厚为 0.3 mm, 气囊高度为 4 mm, 顶部为圆弧过渡。材料为广泛应用于医学领域的硅橡胶, 其具有优异的生理惰性, 无毒、无味、无腐蚀、抗凝血、与机体的相容性好, 能经受苛刻的消毒条件, 还有良好的电绝缘性、耐氧抗老化性、耐光抗老化性以及防霉性、化学稳定性等。由于硅胶具有表面张力弱, 表面能小, 成膜能力强的特点, 易于通过注塑成型。首先利用 CAM 技术加工气囊模具, 然后把配比好的硅橡胶原料注入到模具当中利用高温硫化工艺制备气囊。对加工好的气囊进行表面观察, 剔除有裂纹和破损的, 然后对符合要求的气囊进行气密性检测。合格的气囊软足如图 5 所示。

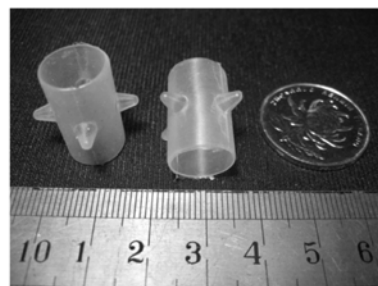


图 5 柔性气囊软足

Fig. 5 Flexible balloon foot

万向节利用金属制成,具有 4 个自由度,可以实现沿 x 和 y 方向 $\pm 2\text{ mm}$ 的平移,绕 x 和 y 方向 $\pm 15^\circ$ 的转动,增大了肠道微机器人的运动灵活性和适应性。

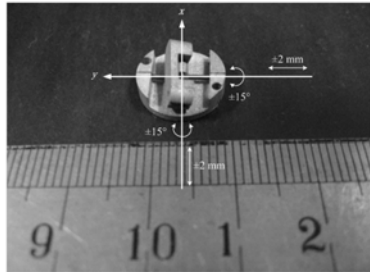


图 6 柔性万向节
Fig. 6 Flexible cardan

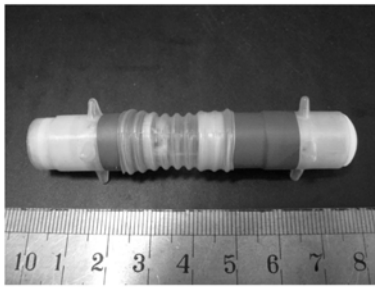


图 7 微机器人样机
Fig. 7 Microrobot prototype

机器人样机如图 7 所示。机壳采用厨具应用级的聚丙烯棒料,通过机加工而成,机壳最薄厚度为 0.2 mm 。前后腔体通过万向节连接,柔性驱动器位于后腔体。机体前端为透明有机玻璃球罩,便于摄像头流明装置的工作。系统整体装配后,微机器人样机直径为 12.2 mm ,长度为 78 mm ,重量为 14.8 g ,最大径向钳位外径为 20.2 mm ,最大轴向行程为 16.4 mm 。

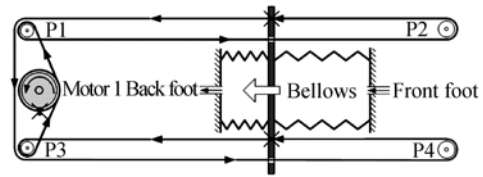
3 驱动机构

3.1 驱动原理

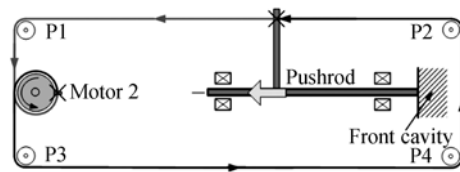
柔性驱动器采用微型无刷电机,利用具有一定弹性的线绳驱动波纹管泵和机体伸缩推杆,从而避免齿轮和蜗轮蜗杆传动的功率损耗和刚性的传动机构运动冲击。

图 8(a)所示波纹管泵分为前后两个独立腔室,分别与前后气囊软足通过管路联通。波纹管

中间安装有一个隔板,隔板两头分别与线绳固定。电机输出轴线轮与线绳有一个固定点,通过 4 个滑轮,整个线绳驱动系统呈封闭系统。当电机 1 逆时针转动时,牵引线绳带动波纹管隔板挤压后腔并拉伸前腔,使得波纹管后腔内空气被压到后气囊软足,前气囊软足内的空气被抽到波纹管前腔,前后气囊软足状态呈现图 1 中步态 1 和 2 的状态。反之,当电机 1 顺时针转动时,前后气囊软足呈现步态 3 和 4 状态。



(a) 波纹管驱动
(a) Bellows bump drive



(b) 推杆驱动
(b) Pushrod drive

图 8 驱动原理图

Fig. 8 Drive schematic

图 8(b)显示微机器人推杆一段同微机器人前腔固定,一段与牵引线绳固定。电机输出轴线轮也与线绳有一固定点,通过 4 个滑轮,整个线绳牵引系统也呈现封闭状态。当电机 2 顺时针转动时,牵引线绳带动推杆伸长,从而使微机器人前后腔体呈现步态 2 和 3 的状态。反之,当电机 2 逆时针转动时,微机器人机体处于收缩状态,呈现步态 1 和 4 状态。

3.2 设计和装配

整个驱动机构集成于微机器人后腔中。驱动电机采用微型高转矩无刷直流电机 SBL04-0829/PG04-79,由日本 Namiki 公司生产。电机堵转转矩为 $1.5\text{ mN}\cdot\text{m}$,额定电压为 3.3 V ,转速为 350 r/min 。Namiki 公司为此无刷电机配置了专属驱动器 SSD04,其尺寸为 $20\text{ mm}\times 34\text{ mm}$,显然驱动器是无法直接装入肠道机器人狭窄的机体的。鉴于此无刷电机驱动信号为 3 项相位角相差

120°的方波信号,模拟开关器件可以模拟出相同的控制信号,最终在两块直径为 11 mm 的圆形电路板上集成了整个驱动电路来有序控制两个微型无刷电机,驱动电路板原型如图 9 所示。

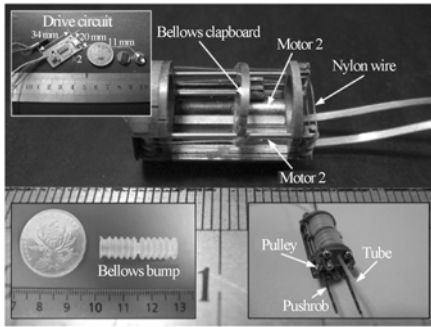


图 9 驱动机构

Fig. 9 Driver mechanism

驱动机构中线绳为直径 0.105 mm 的尼龙线绳,强度拉力为 1.50 kg。如图 9 所示,尼龙线绳通过滑轮转向,构成一封闭回路,并分别同驱动电机、波纹管推板和伸缩推杆固定。硅胶波纹管作为驱动泵,其两个腔室互不贯通,但分别与前后腔气囊软足联通构成 2 个独立封闭气路。随着电机正反向转动,波纹管中间挡板向两侧移动,两腔室分别压缩和伸长,腔室内形成正压或负压,使得与其相通的气囊膨胀或收缩。对于机体伸缩机构来说,电机的转动带动与其相连的滑块,伸缩推杆在滑块的带动下伸长或缩短,推杆的另一头通过万向节与微机器人前腔体连接,实现机器人的收缩和伸长。尼龙线绳具有一定的弹性,在驱动的过程中遇到较大负载时,能通过一定的形变来吸收运动冲击力。此外,波纹管泵本身也具有一定的弹性,虽然在运动过程中会损耗一定的压强,但正是这种弹性,使得其在挤压气囊的过程中,会通过波纹管的形变使得气囊与肠道的相互作用达到一定的平衡,提高了微机器人主动运动的生物相容性。可见,柔性驱动系统能够缓解运动冲击,提高适应性。

整个驱动机构连同微机器人携带的微型摄像头系统瞬时最大功耗为 273 mW。只携带摄像头系统的胶囊内窥镜在电池组的供给下只能工作 6~8 h,对于高功率消耗的驱动机构来说,长时间的连续工作需要消耗较大的能量,考虑体积的限制,有限电池组无法为其提供充足的能量。虽然

通过使用微细缆线,微机器人可以与体外电源相连,获得充足能量,但缆线极易与肠道壁发生摩擦,不利于主动微创诊断。近些年来基于电磁耦合技术的无线供能技术广泛应用于肠道微机器人,体外发射线圈激励起高频交变磁场,微机器人体内植入的接收线圈可以产生感应电压,然后通过整流和电压变换电路供给不同负载,具体系统结构可见文献[8]。当体外发射系统通入 14.7 W 电能时,系统无线能量传输效率达到 2.45%,体内接收功率可达 360 mW,完全能满足驱动机构和摄像头系统的能量需求。

4 测量实验与结果

利用高精密度测力计 FGC-0.5B 测得柔性驱动机构对波纹管泵最大驱动力为 0.67 N,对伸缩推杆最大驱动力为 0.65 N。电机绕线轮和机构中的滑轮半径为 1 mm,电机的堵转转矩是 1.5 mN·m,堵转时线轮切线上拉力为 1.5 N。电机堵转转矩是其额定转矩的 1.8~2.2 倍,输出最大驱动力约为 0.83 N,可得波纹管驱动效率为 80.83%,伸缩推杆驱动效率为 77.82%。先前的驱动机构多采用螺杆丝杆机构,使电机输出轴的旋转驱动力转换为直线驱动力,效率一般为 20%~30%,比较可见线绳牵引驱动效率较高。尼龙线本身有一定弹性,在拉长的一定限度内,还可以发生一定形变,尼龙的杨氏模量是 3.6 GPa,对于直径为 0.105 mm 的细绳来说,60 mm 长的尼龙绳测得的最大弹性变形为 1.16 mm,与理论值 1.24 mm 相近。可见,线绳驱动机构对瞬间驱动冲击动能有很好的吸收作用。

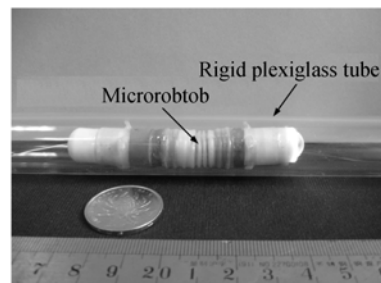


图 10 刚性管道实验

Fig. 10 Experiment in rigid plexiglass tube

图 10 显示了微型机器人在内径 20 mm,壁厚 1 mm 的刚性有机玻璃管中运动。运动过程

中,气囊软足能够与管道壁良好接触,机器人前后腔体姿态保持完好,腔体轴线与管道轴线近似重合,如图11所示。有机玻璃管与水平面从 0° 到 90° 夹角变化过程中,随着夹角的增大,微机器人重力沿轴线分量增大,气囊软足产生的锚位摩擦力使得机器人本体在管道中无明显下滑,但机器人会发生打滑现象,提高运动频率和轴向行程的方法可以避免打滑。微机器人在水平和垂直管道中的平均运行速度为 0.38 mm/s 和 0.25 mm/s 。

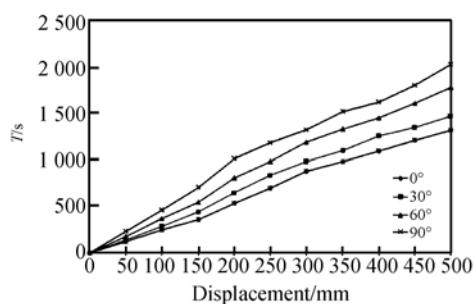


图11 刚性管道实验结果

Fig. 11 Experiment results in rigid plexiglass tube

肠道微机器人运动柔性试验如图12所示。水平桌面上固定一根弯曲的内径为 20 mm 的熟料软管,微机器人可以通过最小曲率半径为 49.3 mm 的弯曲管道。实验结果表明肠道微机器人具有一定转弯特性,对弯曲管道具有较好的适应特性。

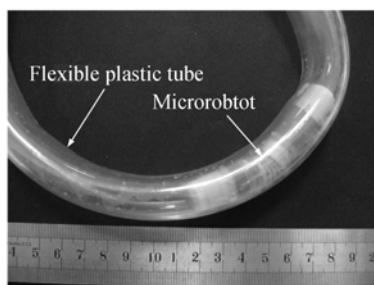


图12 柔性管道实验

Fig. 12 Experiment in flexible plastic tube

利用新鲜猪小肠来模拟肠道环境进行体外实验,小肠长度为 250 mm ,两头固定于平面基板上,机器人放于肠道内测试离体肠道实验如图13所示。保持肠道内原始遗留生物黏液,经过测试,肠道微型机器人用时 630 s ,在肠道内行进 20 mm 。

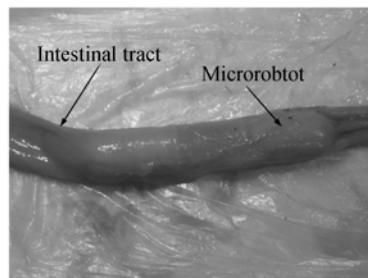


图13 离体肠道实验

Fig. 13 Experiment in the in vitro intestinal tract

5 结 论

本文针对人体肠道环境,设计了一种适用于肠道微机器人的柔性运动系统。运动系统采用尺蠖运动原理,前后腔体安装有气囊软足,充气膨胀后可以支撑肠道锚定微机器人指定腔体,然后通过中间的伸缩机构实现机体的有效运动行程。根据运动机构的设计,驱动机构利用2个微型电机牵引尼龙线绳来驱动波纹管泵和伸缩推杆。

本文提出的柔性运动系统为肠道微机器人主动运动系统的研究提供了一种安全合理的方案。实验结果表明,微机器人可以在各种环境中实现有效运动。临床医学实践中,微机器人可以从肛门插入或通过入口吞服的方式进入人体肠道,未来研究中还需要进一步微型化和提高机体柔性,最终提高从口腔进入的舒适性,提升微机器人在肠道内主动运动的安全性和效率。从实际临床应用考虑出发,运动材料的生物相容性、无线能量供给的效率和安全性问题还需要在以后的研究中不断深入。

参考文献:

[1] IDDAN G, MERON G, GLUKHOVSKY A, *et al.*. Wireless capsule endoscopy [J]. *Nature*, 2000, 405 (5):417-418.

[2] SWAIN P. Wireless capsule endoscopy [J]. *Gut*, 2003, 52: 48-50.

[3] TOENNIES J L, TORTORA G, SIMI M, *et al.*. Swallowable medical devices for diagnosis and surgery: the state of the art [J]. *Proc Institution of*

- Mechanical Engineers, Part C: J. Mechanical Engineering Sci.*, 2010, 224(7): 1397-1414.
- [4] 郭旭东, 严荣国, 颜国正, 等. 胶囊内窥镜无线遥测定位的校正[J]. *光学精密工程*, 2010, 18(12): 2650-2655.
GUO X D, YAN R G, YAN G ZH. Calibration method for wirelessly localizing capsule endoscopy [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(12): 2650-2655. (in Chinese)
- [5] 潘国兵, 颜国正, 张明卿, 等. 概率神经网络与差异演化在胶囊内窥镜图像出血识别中的应用[J]. *光学精密工程*, 2010, 18(6): 1429-1435.
PAN G B, YAN G ZH, ZHANG M Q, *et al.*. Application of probabilistic neural network and differential evolution to bleeding detection in wireless capsule endoscopy images [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(6): 1429-1435. (in Chinese)
- [6] 迟鹏程, 张卫平, 陈文元, 等. 基于 MEMS 技术的 SU-8 仿昆虫微扑翼飞行器设计及制作[J]. *光学精密工程*, 2011, 33(3): 366-370.
CHI P C, ZHANG W P, CHEN W Y, *et al.*. Design and fabrication of an SU-8 biomimetic flapping-wing micro air vehicle by MEMS technology [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011, 33(3): 366-370. (in Chinese)
- [7] WANG K D, YAN G ZH, MA G Y, *et al.*. An earthworm-like robotic endoscope system for human intestine: design, analysis, and experiment [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2008, 37(1): 210-221.
- [8] GAO P, YAN G ZH, WANG ZH W, *et al.*. A robotic endoscope based on minimally invasive locomotion and wireless techniques for human colon [J]. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2011, 7(3): 256-267.
- [9] 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 Trans. Mechatronics*, 2008, 13(2): 169-179.
- [10] HARADA K, OETOMO D, SUSILO E, *et al.*. A reconfigurable modular robotic endoluminal surgical system: vision and preliminary results [J]. *Robotica*, 2010, 28(2): 171-183.
- [11] GAO M Y, HU CH ZH, CHEN ZH ZH, *et al.*. Design and fabrication of a magnetic propulsion system for self-propelled capsule endoscope [J]. *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 2010, 57(12): 2891-2902.
- [12] ZHANG Y SH, JIANG SH Y, ZHANG X W, *et al.*. A variable diameter capsule robot based on multiple wedge effects [J]. *IEEE/ASME Trans Mechatronics*, 2011, 16(2): 241-254.
- [13] KIM H M, YANG S, KIN J, *et al.*. Active locomotion of a paddling-based capsule endoscope in an in vitro and in vivo experiment [J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2010, 72(2): 381-387.
- [14] MENCIASSI A, DARIO P. Bio-inspired solutions for locomotion in the gastrointestinal tract: background and perspectives [J]. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2003: 2287-2298.
- [15] KIM B, LEE S, PARK J H, *et al.*. Inchworm-like microrobot for capsule endoscope [C] *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Shenyang, P. R. China, 2004: 458-463.

作者简介:



高 鹏(1982—),男,山西太原人,博士研究生,2005年、2008年于太原理工大学分别获得学士、硕士学位,主要从事微型机电系统控制理论与方法,精密工程与微型机器人等方面的研究。E-mail: pompon_gp@hotmail.com



王志武(1969—),男,湖北黄冈人,副研究员,2002年于上海交通大学获博士学位,主要从事机电设计与控制方面和研究。E-mail: zwwang903@gmail.com



姜萍萍(1975—),女,安徽安庆人,副教授,2005年于上海交通大学获得博士学位,主要从事精密医疗仪器、智能检测系统等方面的研究。E-mail: jpp99@sjtu.edu.cn



刘 华(1974—),男,重庆铜梁人,副教授,2000年于重庆交通大学获得硕士学位,2003年于上海交通大学获得博士学位,主要从事精密仪器及机械设计、医疗仪器设计、微机电系统方面的研究。E-mail: liuyuhua@sjtu.edu.cn

导师简介:



颜国正(1961—),男,湖南桃江人,教授,博士生导师,1993年于吉林工业大学获得博士学位,1995年于南京航空航天大学博士后出站,主要从事微型机电系统控制理论与方法,医用精密仪器与机器人技术等方面的研究。E-mail: gzhyan@sjtu.edu

● 下期预告

强湍流下并行中继自由空间光通信的中断分析

王俊波^{1,2},盛 明¹,谢秀秀¹,焦 媛¹

(1. 南京航空航天大学 电子信息工程学院,江苏 南京 210016;

2. 东南大学 移动通信国家重点实验室,江苏 南京 210096)

中断性能的分析在自由空间光通信中占有重要地位。本文在大气强湍流条件下,对并行中继自由空间光通信系统的中断概率进行了研究。考虑到大气衰减、大气湍流和指向误差对自由空间光通信系统传输性能的影响,首先建立了自由空间光通信系统的复合信道模型。在此信道模型的基础上,进一步推导出采用并行中继的自由空间光通信系统端到端中断概率的解析表达式。最后,通过计算机仿真分析了发送功率、指向误差及通信距离对通信系统中断概率的影响。仿真结果表明,并行中继传输技术可以有效提高自由空间光通信系统的中断性能,此外,所推导中断概率的解析表达式可准确地评估并行中继自由空间光通信系统的传输性能,为未来自由空间光通信的系统设计提供理论依据。