

DOI: 10.13973/j.cnki.robot.2015.0246

## 微型腿式胶囊机器人的设计与分析

邵琪<sup>1,2</sup>, 刘浩<sup>1</sup>, 杨臻达<sup>1</sup>, 王恒之<sup>1</sup>, 李洪谊<sup>1</sup>

(1. 中国科学院沈阳自动化研究所机器人学国家重点实验室, 辽宁 沈阳 10016; 2. 中国科学院大学, 北京 100049)

**摘要:** 针对目前主动式胶囊机器人存在的安全性和有效性问题, 提出了一种基于伸缩和平移机构的腿式胶囊机器人。其中, 伸缩机构采用微型连杆结构, 平移结构采用丝杠-螺母结构。在空间位置、速度和输出力等约束条件下, 对这两套驱动机构进行建模和分析, 实现尺寸参数和电动机工作参数的优化。经过优化, 伸展速度的范围为 16.8 mm/s ~ 34.2 mm/s, 伸展力的范围为 2.45 N ~ 0.44 N, 伸展效率的范围为 92.8% ~ 34.0%; 而平移速度、平移推力和平移效率则基本保持恒定, 分别为 50 mm/min、4.20 N 和 50%。胶囊机器人驱动单元的长度和外径分别为 33 mm 和 16 mm。最后, 在离体猪结肠内测试该腿式胶囊平移机构机器人的性能, 结果表明它可实现有效、安全的伸缩与平移运动, 其平均速度可达 25 mm/min。

**关键词:** 胶囊机器人; 微型机器人; 胃肠道机器人; 周向伸缩; 微型连杆结构

**中图分类号:** TH12

**文献标识码:** A

**文章编号:** 1002-0446(2015)-02-0246-08

## Design and Analysis of Micro Legged Capsule Robot

SHAO Qi<sup>1,2</sup>, LIU Hao<sup>1</sup>, YANG Zhenda<sup>1</sup>, WANG Hengzhi<sup>1</sup>, LI Hongyi<sup>1</sup>

(1. State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China;

2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

**Abstract:** Facing the safety and feasibility problems of the existing active capsule robots, a legged capsule robot is proposed based on telescopic and translational mechanisms. The telescopic mechanism adopts the micro link structure, while the translational mechanism adopts the screw-nut structure. With the constraints of spatial location, speed and driving force, these two mechanisms are modeled and analyzed to optimize the dimensional parameters and motor operating parameters. After the optimization, the range of the telescopic speed is 16.8 mm/s~34.2 mm/s, the range of the telescopic force is 2.45 N~0.44 N, and the range of the telescopic efficiency is 92.8%~34.0%. Meanwhile, the translational speed, the force and the efficiency remain constant basically, which are 50 mm/min, 4.20 N and 50% respectively. The length and the outer diameter of the driving unit in the capsule robot are 33 mm and 16 mm respectively. Finally, the performance of the legged capsule robot is tested in the porcine colon, and the result shows that it can realize the telescopic and translational locomotion efficiently and safely with the mean speed of 25 mm/min.

**Keywords:** capsule robot; micro robot; gastrointestinal robot; circumferential expansion; micro link structure

### 1 引言 (Introduction)

受饮食习惯与人口老龄化的影响, 结肠癌已经成为危害人体健康的重要疾病<sup>[1]</sup>。通过对结肠的定时检查可发现早期的可疑病灶, 再通过有效的治疗手段, 就可降低结肠癌的死亡率。虽然传统结肠镜可以实现该功能, 但检测过程比较痛苦, 无法被患者广泛接受。而胶囊内窥镜作为一种新兴的消化道疾病诊断技术, 具有无创、无痛、检查方便等优点<sup>[2]</sup>。它通过内置的 CMOS (互补金属氧化物半导体) 传感器, 实时采集消化道内的图像, 并利用无

线通讯的方式将数据发送到体外的接收端。目前, 该项技术已经成功应用于临床, 包括以色列 Given Imaging 公司的 PillCam COLON 胶囊、重庆金山公司的 OMOM 胶囊和韩国的 Miro 胶囊等。但是, 这类胶囊只能依靠肠道的蠕动力实现被动移动, 无法实现加速、停止、倒退等运动, 限制了对肠道的观察与操作功能。

为解决这一问题, 多家机构致力于研究微型驱动机构, 可集成到胶囊内窥镜中。根据已发表的研究成果, 这种驱动机构可分为外部驱动与内部驱动两种。其中, 外部驱动机构主要是通过外部磁场来

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (61105099); 机器人学国家重点实验室课题资助项目 (2013-Z10)。

通信作者: 刘浩, liuhao@sia.cn 收稿/录用/修回: 2014-07-18/2014-11-12/2015-01-22

驱动胶囊内部的永磁体, 实现消化道内的旋转、推动等运动方式. 目前, 一些研究机构在现有胶囊内窥镜的基础上集成磁驱动模块, 有效利用了已有的胶囊本体技术, 降低了研发的时间和成本. 意大利比萨大学的 Carpi<sup>[3]</sup>、帝国理工大学的 Swain<sup>[4]</sup>、奥利巴斯与西门子公司<sup>[5]</sup>等都开发出了基于这种原理的胶囊机器人. 然而, 这类胶囊机器人都是针对充满液体的消化道腔道, 比较适合胃部环境, 并不适合肠道环境. 此外, 一些机构提出了新型的基于磁驱动的胶囊机器人和操作平台, 包括张永顺等人提出的基于永磁体的螺旋式驱动机构<sup>[6]</sup>, Yim 等人提出的基于内置永磁体和软聚合物的驱动机构<sup>[7]</sup>, Simi 等人提出的基于腿式和磁驱的混合驱动机构<sup>[8]</sup>. 综合来说, 外部驱动方式具有空间小和功耗低等优势. 但是, 它存在与磁设备(比如磁共振成像)无法兼容、定位精度较差等问题, 影响了胶囊机器人在肠道内的运动效率和安全性.

内部驱动方式则是利用内部植入的微型驱动机构, 实现肠道内的有效运动. 目前已有多种驱动方式成功应用于胶囊机器人, 包括仿尺蠖式<sup>[9-10]</sup>、螺旋式<sup>[11]</sup>、腿式<sup>[12]</sup>、履带式<sup>[13]</sup>和电刺激式<sup>[14]</sup>等. 通过对比分析, 发现腿式机构在尺寸、运动效率、安全性和功耗等方面具有明显优势. 此外, 通过腿部的伸展可扩大观察和操作的范围, 具有实用的临床意义. Kim 等人提出了仿船桨机构, 其在活猪结肠内的运动速度为 17 cm/min<sup>[15]</sup>, 但被动式的伸缩机构限定了它只能完成单向运动. 林蔚等人设计了基于仿尺蠖平移机构与腿式伸缩机构的胶囊机器人, 其在离体小肠中的速度为 6 cm/min<sup>[16]</sup>, 但其尺寸较大, 长度达到 90 mm, 可能会引起肠道堵塞等安全性问题. Gorini 等人提出了基于形状记忆合金(SMA)的腿式机构, 其旋转角度可达 135°<sup>[17]</sup>, 但由于 SMA 驱动时会产生高温, 故无法用于临床. 随后, Qurini 等人在此基础上进行改进, 设计了基于槽-跟随器的腿式机构, 其在离体结肠中的速度为 5 cm/min, 最大推力可达 3.8 N<sup>[18-20]</sup>. 其中, 腿部机构采用了钩状末端, 增加了胶囊与肠壁的交互力, 防止打滑情况的发生. 但是, 该设计可能会抓伤肠壁或肠系膜, 导致内出血或感染等情况的发生, 具有一定的安全隐患. 此外, 只有当腿部机构完全伸展时, 才能实现肠道内的有效运动. 对于肠道较窄的区域, 腿部机构可能无法完全伸展, 导致胶囊被堵塞在肠道内.

本文提出了一种腿式胶囊机器人, 其驱动机构由基于连杆的伸缩机构和基于丝杠-螺母的平移

机构组成. 伸缩机构则采用全新的周向扩张方式, 可适应不同直径的肠道环境, 避免了堵塞情况的发生. 此外, 腿部末端设计成平面结构, 可降低肠壁处的压强, 并增大接触面的静摩擦力, 避免了划伤与打滑情况的发生. 与之前的腿式机构相比, 该机构的安全性和运动效率都得到了提高.

## 2 腿式胶囊机器人的机构综合 (Mechanism synthesis of the legged capsule robot)

为了实现肠道内的伸缩和平移运动, 该胶囊机器人需要在微尺寸下集成 2 套独立的驱动机构. 因此, 机构设计需要满足尺寸小、驱动力大等要求, 这给驱动器的选择和传动机构的设计带来了较大的难度.

### 2.1 驱动原理

本文提出的腿式胶囊机器人, 由伸缩机构和平移机构组成, 可驱动腿部机构实现周向伸缩和轴向平移, 其运动步态如图 1 所示. 其中, 图 1(a) 为胶囊机器人的初始状态, 腿部机构位于其运动方向的一侧; 图 1(b) 表示腿部机构向外伸展, 将肠壁撑开; 图 1(c) 表示平移机构驱动腿部机构向后运动, 腿部机构受肠道的静摩擦力保持不动, 而胶囊本体向前运动; 图 1(d) 表示腿部机构向内回缩, 完全收到壳体内; 图 1(e) 表示胶囊本体不动, 而平移机构驱动腿部机构向前运动, 回到初始状态. 在整个过程中, 只有 (b) 和 (c) 之间的状态会产生有效的位移.

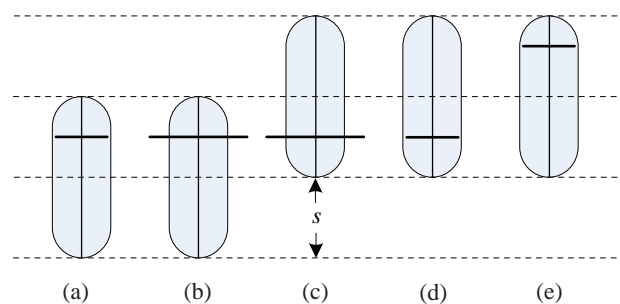


图 1 腿式胶囊机器人的运动步态

Fig.1 The locomotion gait of the legged capsule robot

### 2.2 约束条件

人体消化道的环境比较复杂, 这给驱动机构的设计带来很大的难度. 首先, 肠道内充满了消化液, 其摩擦系数仅为  $10^{-3}$  的数量级<sup>[21]</sup>. 光滑的表面与不规则的褶皱, 都会影响驱动机构的稳定性与效率. 此外, 肠道可认为是一种具有黏弹性和非线性的材料, 部分能量会浪费在无效的运动中. 而腿式机构通过伸展的腿部与肠壁接触, 本体与肠壁的

接触面积较小, 故其运动性能受肠道环境的影响也较小。同时, 结肠在不同位置处的直径并不相同, 在乙状结肠处最窄。对于成人, 乙状结肠的直径约为 20 mm ~ 30 mm。为了适应这种情况, 胶囊的直径需要在合理的范围内: 当其直径过大时, 可能会造成肠道内堵塞的情况; 当其直径过小时, 腿部机构无法与肠壁完全接触, 影响到其运动性能。因此, 设定胶囊机器人在回缩时的直径略小于结肠直径, 伸展时的直径略大于结肠直径。

植入医疗设备的安全性是评价其性能的关键指标。在伸展过程中, 腿部机构会对肠壁施加周向伸展力, 以克服肠壁由应变产生的阻力, 将其撑开; 在平移过程中, 腿部机构会对胶囊本体施加轴向推力, 以克服肠道的黏滞阻力、摩擦力和端部阻力等<sup>[22]</sup>, 实现轴向运动。在这两个过程中, 腿部机构都会与肠道发生交互力, 只是施加力的方式与方向不相同。为了实现肠道内安全、有效的运动, 交互力应处于合理的范围内。然而, 由于胶囊机器人与肠道之间的应力-应变关系较为复杂<sup>[23]</sup>, 且易受到肠道方向、直径等因素的影响, 故交互力没有明确的阈值。因此, 本文将以相关文献中的输出力作为参考, 对该胶囊机器人进行设计。其中, 当单个腿部机构的周向伸展力达到 0.25 N ~ 0.63 N 时, 就可实现肠壁的有效撑开<sup>[19-20]</sup>。此外, 当轴向推力达到 3.80 N 时, 就可完成肠道内的轴向平移<sup>[20]</sup>。

### 2.3 伸缩机构的设计

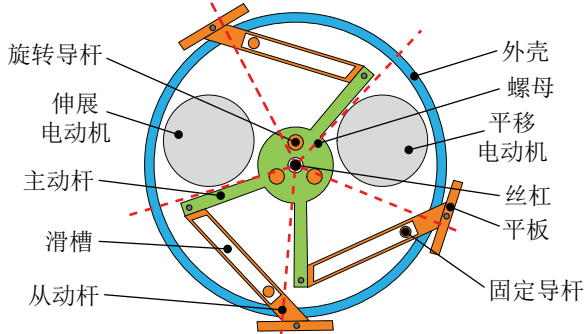


图2 伸缩机构的示意图

Fig.2 The diagram of the telescopic mechanism

伸缩机构采用了全新的基于连杆机构的周向展开构型, 包括伸缩电动机、伸缩齿轮组、螺母、3套由主动杆和从动杆组成的腿部机构、3个旋转导杆、3个固定导杆和3个末端平板, 如图2所示。其中, 伸缩电动机和平移电动机位于两个相邻腿部机构的中间, 其电动机轴的方向相反, 相应的齿轮组分别位于胶囊的两侧。3个旋转导杆可由伸缩齿轮组中的从动齿轮直接驱动, 故伸缩电动机可驱动

旋转导杆实现转动。由于旋转导杆从螺母的孔中穿过, 且螺母与3个主动杆是一体的, 故带动了螺母和主动杆的转动。此外, 3个从动杆具有较长的滑槽, 其一端通过铰链与主动杆相连, 形成了腿部机构。其另一端通过铰链与一块平板相连, 增大了与肠壁的有效接触面积。这样, 可降低接触面处的压强, 并增大了与肠壁的静摩擦力。3个固定导杆位于胶囊壳体的内侧, 其相对于胶囊本体保持静止, 并可从从动杆的滑槽中穿过。受到固定导杆的约束, 螺母的旋转运动将转化为从动杆的伸缩运动, 实现肠壁的有效撑开。因此, 通过控制电动机的正反向旋转, 就可以实现腿部机构的伸展或回缩运动。

### 2.4 平移机构的设计

平移机构采用丝杠-螺母的驱动方式, 包括平移电动机、平移齿轮组和丝杠等, 具有空间小、结构简单等优点。其中, 丝杠可由平移齿轮组中的从动齿轮直接驱动, 故平移电动机可驱动丝杠实现转动。同时, 螺母受到丝杠螺旋副和旋转导杆的约束, 其旋转运动将转化为沿丝杠的轴向运动。当腿部机构处于伸展状态时, 其受到肠壁的静摩擦力作用保持不动, 而胶囊本体则会沿肠道运动。当腿部机构处于回缩状态时, 其与肠道并不接触, 故胶囊本体会保持不动, 而腿部机构则会回到胶囊的前端。

这两套驱动机构可以独立运行, 基本不会互相影响, 因此该胶囊机器人具有2个独立的自由度。通过伸缩与平移的配合, 就可实现沿肠道的前进或后退运动。螺母作为两套机构的结合点, 在两种运动方式中所起到的作用并不相同。这种设计充分利用了胶囊机器人的径向和轴向空间, 实现了两套驱动机构的有效整合。

### 2.5 密封设计

在伸缩和平移过程中, 肠道中的消化液可能会进入到驱动机构内部, 造成电池、电动机或控制电路的短路。此外, 腿部机构的末端可能会被肠壁包裹住, 造成伸缩机构的阻力增大, 影响到伸缩运动的进行。因此, 为了保护电路和机械系统的安全性, 有效的密封设计对于胶囊机器人来说是必要的。本文将采用热塑性聚氨酯弹性体橡胶 (TPU) 薄膜将胶囊机器人包裹住, 其厚度仅为 0.02 mm, 可有效防止外部物质的进入。此外, 用胶将腿部末端与薄膜固定住, 防止腿部机构在薄膜内出现打滑现象。在装配过程中, 需要为腿部机构的平移运动预留出足够的活动空间, 降低薄膜对腿部机构的阻

力. 该设计在基本不改变运动模式的前提下, 可起到有效的密封保护作用.

### 3 驱动机构的参数分析 (Parameters analysis of the driving mechanism)

为了研究伸缩和平移机构的运动性能, 将分别对这两套机构进行建模, 并分析不同参数与速度、输出力之间的关系. 然后, 基于上述的约束条件, 确定最优的尺寸参数和电动机工作参数, 用于机器人样机的设计和装配.

#### 3.1 伸缩机构的参数分析

胶囊机器人的截面可分为 5 块区域, 包括 5 个电动机和 3 组腿部机构, 如图 2 所示. 相对于中心而言, 单个电动机所占角度约为  $60^\circ$ , 故单个腿部机构所占的最大角度可达  $80^\circ$ , 即腿部机构回缩时的最大角度. 为了提高腿部机构对可变的肠道直径的适应性, 需提高其最大伸展长度, 即主动杆和从动杆的总长度. 那么, 当其完全回缩时, 两个主动杆应与电动机基本相切, 而所有腿部末端应完全处于外壳内, 避免与肠壁的接触. 为了提高最大伸展长度, 将主动杆长度设置为  $7\text{ mm}$ , 对应的从动杆长度和最大伸展长度分别为  $9.67\text{ mm}$  和  $16.67\text{ mm}$ .

##### 3.1.1 运动学和动力学模型

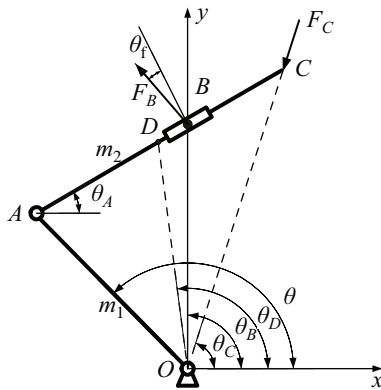


图 3 单个腿部机构的示意图

Fig.3 The diagram of the single leg mechanism

为了研究伸缩机构的运动性能, 建立了其运动学和动力学模型, 如图 3 所示. 其中, 点 O 表示胶囊的中心轴, 杆 OA 表示主动杆, 杆 AC 表示从动杆, 点 B 表示固定导杆, 点 D 表示杆 AC 的中心点, 而  $m_1$  和  $m_2$  分别表示杆 OA 和 AC 的质量. 由于胶囊的轴向阻力包括黏滞阻力、端部阻力和摩擦力, 而摩擦力也主要与前两个阻力的径向分量有关, 受重力方向的影响较小<sup>[22]</sup>, 故本文仅对沿水平方向的肠道进行分析. 此外, 考虑到腿部机构能否有效撑开肠壁决定了该机构的可行性, 故本文将仅对伸

展运动进行分析.

伸缩机构共受到 4 个力, 包括电动机的驱动力、B 点受到的压力、摩擦力以及 C 点受到的肠壁阻力. 其中, 根据固定导杆与从动杆的摩擦系数, B 点的压力和摩擦力可合成为一个力  $F_B$ , 其方向与杆 AC 的法线方向的夹角用  $\theta_f$  表示. 而点 C 处的肠道阻力  $F_C$  与腿部机构的输出力为一组作用力与反作用力, 满足牛顿第二定律. 初始时, 伸缩机构完全回缩在胶囊外壳内. 在电动机的驱动下, 主动杆 OA 以匀速沿顺时针方向转动, 并驱动杆 AC 向外伸展, 将肠壁撑开, 直至主动杆与 y 轴重合.

利用 MATLAB 中的 Simulink 组件, 可极大简化运动学和动力学方程的求解过程. 其中, 运动学方程只需要建立该机构的位置方程, 如式 (1) 所示. 利用 Simulink 中的求导工具就可获得该方程的 1 阶和 2 阶导数, 得到对应的速度、加速度、角速度和角加速度. 此外, 对于运动学方程, 可利用达朗贝尔原理将动力学问题转化为静力学问题. 首先, 以点 O 为参考点, 对整个伸缩机构进行力矩分析, 如式 (2) 所示. 其中,  $\theta_g$  表示重力方向. 然后, 以点 A 为参考点, 对杆 AC 进行力矩分析, 如式 (3) 所示. 当电动机转速和扭矩已知时, 通过运动学和动力学方程的联立求解, 就可得到速度和输出力的变化过程.

$$\begin{cases} l_{OA} \cos \theta + l_{AC} \cos \theta_A = l_{OC} \cos \theta_C \\ l_{OA} \sin \theta + l_{AC} \sin \theta_A = l_{OC} \sin \theta_C \\ l_{OA} \cos \theta + l_{AB} \cos \theta_A = 0 \\ l_{OA} \sin \theta + l_{AB} \sin \theta_A = l_{OB} \\ l_{OA} \cos \theta + l_{AD} \cos \theta_A = l_{OD} \cos \theta_D \\ l_{OA} \sin \theta + l_{AD} \sin \theta_A = l_{OD} \sin \theta_D \end{cases} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} & -M + F_B l_{OB} \cos(\theta_f + \theta_A) - \frac{1}{12} l_{AC}^2 \ddot{\theta}_A m_2 + \\ & (l_{AD} \ddot{\theta}_A \sin \theta_A + l_{AD} \dot{\theta}_A^2 \cos \theta_A + l_{OA} \dot{\theta}^2 \cos \theta) l_{OD} \sin \theta_D + \\ & (l_{AD} \ddot{\theta}_A \cos \theta_A - l_{AD} \dot{\theta}_A^2 \sin \theta_A - l_{OA} \dot{\theta}^2 \sin \theta) l_{OD} \cos \theta_D + \\ & \frac{1}{2} l_{OA} m_1 g \sin(\theta_g - \theta) + l_{OD} m_2 g \sin(\theta_g - \theta_D) = 0 \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} & F_B l_{OB} \sin \theta_f - F_C l_{AC} \sin(\theta_C - \theta_A) - \frac{1}{12} l_{AC}^2 \ddot{\theta}_A m_2 + \\ & (l_{AD} \ddot{\theta}_A \sin \theta_A + l_{AD} \dot{\theta}_A^2 \cos \theta_A + l_{OA} \dot{\theta}^2 \cos \theta) l_{AD} \sin \theta_A - \\ & (l_{AD} \ddot{\theta}_A \cos \theta_A - l_{AD} \dot{\theta}_A^2 \sin \theta_A - l_{OA} \dot{\theta}^2 \sin \theta) l_{AD} \cos \theta_A - \\ & l_{AD} m_2 g \cos(\theta_g + \theta_A) = 0 \end{aligned} \quad (3)$$

##### 3.1.2 转速分析

当电动机处于不同转速时, 假定其输出功率保持恒定, 故其输出扭矩与转速成反比, 那么, 低速

时的输出扭矩较大, 高速时的输出扭矩较小. 由于伸缩齿轮组的效率较高, 可忽略这部分的功率损失, 认为电动机功率都传递到螺母上. 而伸缩齿轮组的减速比设置为 1:1, 故电动机与螺母的转速相同.

当电动机功率固定为 0.10 W, 转速为 20 r/min ~ 80 r/min 时, 对应的伸展速度、伸展力和传动效率曲线分别如图 4、5 和 6 所示. 结果表明, 当主动杆靠近 y 轴时, 伸展力和传动效率都会出现较大浮动, 故认为主动杆无法与 y 轴完全重合. 那么, 本文将只分析有效区间内的变化情况. 当电动机的转速增大时, 伸展速度会等比例增大, 而伸展力会等比例降低. 对于特定的电动机转速, 伸展过程中的速度和输出力并非保持恒定. 其中, 伸展速度会先缓慢后快速增大, 伸展力会线性降低. 此外, 不同转速对应的初始传动效率基本相同, 且伸展过程中的传动效率会随时间呈下降趋势, 其下降速度与转速成正比.

当电动机转速为 20 r/min ~ 80 r/min 时, 起始和最终状态下的伸展特性如表 1 所示. 为了实现有效的伸展运动, 伸展力需要克服肠壁的阻力. 在伸展运动中, 肠壁会发生变形, 故根据应力-应变关系, 其产生的阻力也会增大. 当螺母转速为 60 r/min ~ 80 r/min 时, 最终伸展力降到 1 N 附近. 显然, 当转速较高时, 伸展力可能不足以撑开肠壁. 考虑到伸展运动所需的时间较短, 基本小于 1 s, 故伸展速度对平均速度的影响较小, 故可通过降低伸展速度来提高伸展力. 因此, 将电动机的转速设置为 40 r/min. 根据该电动机转速, 可选配合适的减速器. 此时, 伸展速度的范围为 16.8 mm/s ~ 34.2 mm/s, 伸展力的范围为 6.04 N ~ 1.58 N, 传动效率的范围为 91.6% ~ 48.7%.

表 1 不同转速时的伸展特性

Tab.1 The stretching performance at different rotational speeds

转速 / (r/min)	20	40	60	80
起始速度 / (mm/s)	8.40	16.8	25.4	34.0
起始伸展力 / N	12.5	6.04	3.97	3.03
起始效率 / (%)	94.4	91.6	90.8	92.7
最终速度 / (mm/s)	15.6	34.2	42.6	56.6
最终伸展力 / N	3.94	1.58	1.07	0.48
最终效率 / (%)	55.2	48.7	40.9	24.5

### 3.1.3 功率分析

当电动机功率为 0.10 W, 转速为 40 r/min 时, 起始伸展力达到 6.04 N. 该力可能会超过肠壁的承

受范围, 造成肠壁损伤或穿孔等安全隐患, 影响患者的人身安全. 因此, 通过占空比调制的方法, 可降低电动机的输出功率, 进而降低伸展力, 提高伸缩机构的安全性.

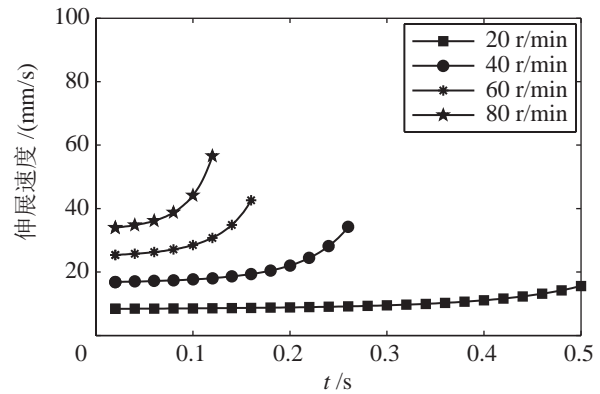


图 4 不同转速对应的伸展速度曲线

Fig.4 The stretching speed curves with different rotational speeds

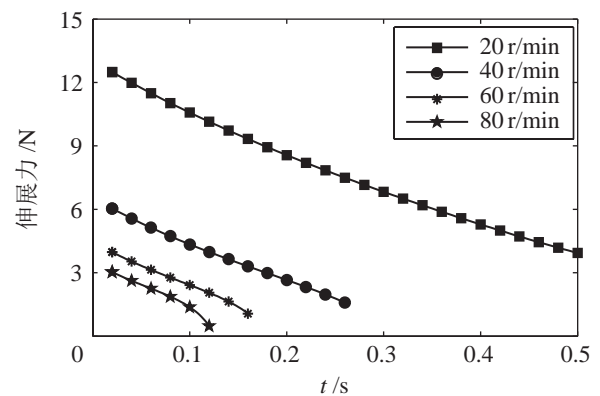


图 5 不同转速对应的伸展力曲线

Fig.5 The stretching force curves at different rotational speeds

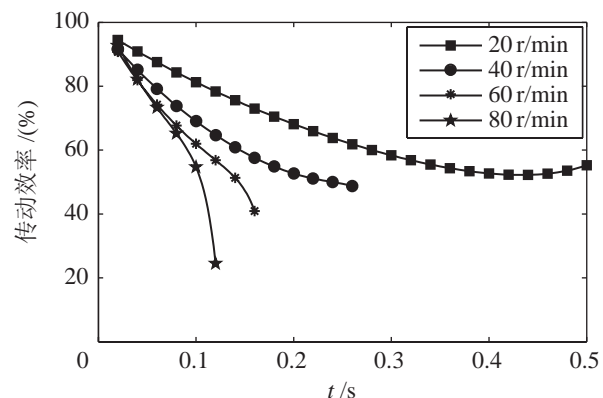


图 6 不同转速对应的传动效率曲线

Fig.6 The transmission efficiency curves at different rotational speeds

当电动机转速固定为 40 r/min, 功率为 0.02 W ~ 0.10 W 时, 对应的伸展力和传动效率曲线如图 7、8 所示. 结果显示, 当功率从 0.02 W 增到 0.10 W

时, 伸展速度完全相同, 而伸展力基本与功率成正比, 对应的起始伸展力从 6.04 N 降到 1.25 N. 对于特定的输入功率, 伸展力会保持下降的趋势. 此外, 当时间在 0.2 s 以内时, 不同功率对应的传动效率基本重合, 从 90% 附近降低到 50% 附近. 随后, 不同功率对应的传动效率曲线开始分离, 其下降速度基本与功率成反比. 因此, 当电动机功率较低时, 最终伸展力和传动效率偏低, 可能不足以撑开肠壁.

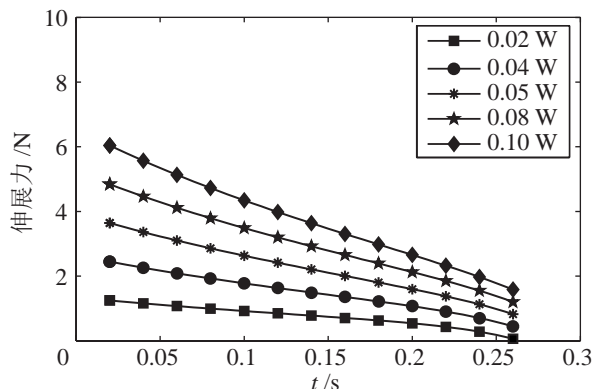


图 7 不同功率对应的伸展力曲线

Fig.7 The stretching force curves under different powers

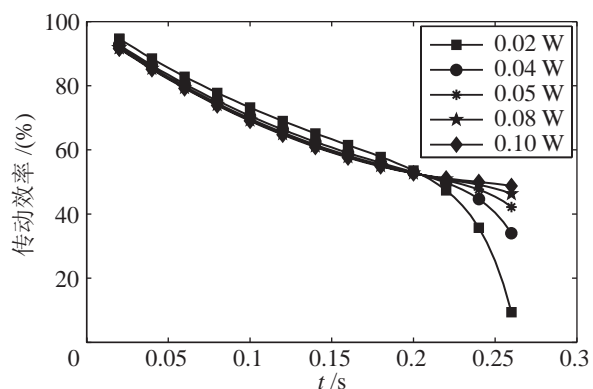


图 8 不同功率对应的传动效率曲线

Fig.8 The transmission efficiency curves under different powers

当电动机功率为 0.02 W ~ 0.10 W 时, 起始和最终的伸展特性如表 2 所示. 其中, 对于固定的电

表 2 不同功率时的伸展特性

Tab.2 The stretching performance under different powers

输入功率 /W	0.02	0.04	0.06	0.08	0.10
起始速度 / (mm/s)	16.8	16.8	16.8	16.8	16.8
起始伸展力 /N	1.25	2.45	3.65	4.84	6.04
起始效率 / (%)	94.6	92.8	92.1	91.8	91.6
最终速度 / (mm/s)	34.2	34.2	34.2	34.2	34.2
最终伸展力 /N	0.06	0.44	0.82	1.20	1.58
最终效率 / (%)	9.4	34.0	42.2	46.3	48.7

动机功率, 初始和最终伸展力分别对应于最大值和最小值. 为了保证伸缩机构的可行性和安全性, 需要保证伸展力处于合理范围内. 根据之前的约束条件, 将电动机功率设置为 0.04 W. 此时, 伸展速度的范围为 16.8 mm/s ~ 34.2 mm/s, 伸展力的范围为 2.45 N ~ 0.44 N, 传动效率的范围为 92.8% ~ 34.0%.

### 3.2 平移机构的参数分析

与伸缩机构相比, 平移机构采用了基于丝杠—螺母的传动方式, 其运动和力特性的计算更简单, 无需建立运动学和动力学模型. 其中, 平移齿轮组的减速比也设置为 1:1, 故胶囊的平移速度  $v$  与电动机转速  $v_M$  和丝杠螺距  $L$  成正比, 如式 (3) 所示. 当平移机构的输入功率  $P$  和传动效率  $\eta$  保持固定时, 平移推力  $F_P$  与平移速度  $v$  成反比, 故与丝杠螺距  $L$  成反比, 如式 (4) 所示. 因此, 丝杠螺距对于平移机构来说是个重要的机械参数, 会影响到平移速度和平移力, 两者相互制约. 首先, 平移推力应能克服肠道的轴向阻力, 保证胶囊实现有效的平移运动. 在此基础上, 应尽量提高平移速度, 降低胶囊的检查时间. 经过综合分析, 将丝杠的螺距设置为 0.25 mm. 当电动机的转速为 200 r/min, 齿轮组的减速比为 1:1 时, 可计算出平移速度为 50 mm/min. 那么, 通过对比, 可知平移运动所需时间远大于伸缩运动的时间, 故胶囊的平均速度主要受平移速度的影响.

$$v = v_M L \tag{4}$$

$$F_P = \frac{P\eta}{v_M L} \tag{5}$$

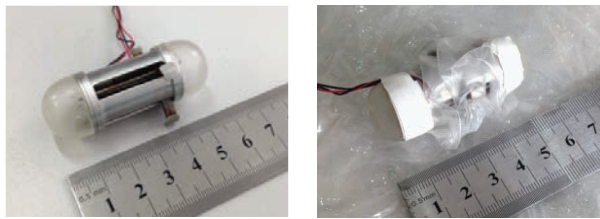
此外, 如果平移推力过大, 超过了肠壁的承受范围, 也会造成对肠壁的损伤. 因此, 也采用占空比调制的方法来降低电动机的输出功率, 保证平移推力处于合理范围内. 考虑到滑动丝杠与螺母的摩擦, 平移机构的传动效率大约为 50%. 根据之前的约束条件, 将输入功率设置为 0.007 W, 对应的平移推力为 4.20 N.

### 3.3 样机装配

根据上述优化参数, 完成胶囊机器人样机的加工与装配. 其中, 无密封和有密封的样机分别如图 9(a) 和 9(b) 所示. 驱动单元的长度为 33 mm, 包括两侧盖帽的整体长度为 58 mm, 腿部闭合时的外径为 16 mm, 腿部伸展时的外径为 32 mm. 该样机中的齿轮和丝杠用铜加工, 而外壳和连杆结构等用铝加工. 这些金属并不适合直接与消化道接触, 未来

将考虑采用生物相容材料。

目前,传统胶囊内窥镜中的图像采集、无线通信模块和电池等并没有集成到该样机中。但这些技术都已经较为成熟,可以直接与驱动模块集成,这也将作为下一步的研究工作。此外,由于驱动机构的功率较高,纽扣电池已经无法满足胶囊机器人的需求。用于胶囊机器人的无线供能技术已经发展得较成熟,可完全代替纽扣电池。目前,胶囊内只需集成  $0.48 \text{ cm}^3$  的接收模块,就可实现  $330 \text{ mW}$  功率的连续传输,足够满足该胶囊机器人的需求<sup>[24]</sup>。



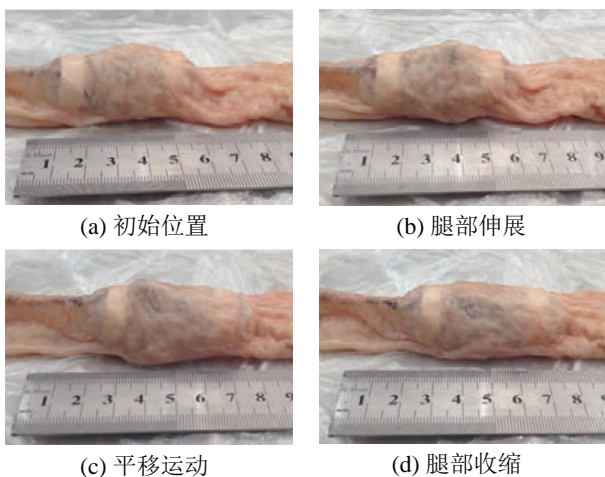
(a) 无密封的胶囊样机 (b) 有密封的胶囊样机

图9 胶囊机器人样机

Fig.9 The prototype of the legged capsule robot

#### 4 实验与结果 (Experiments and results)

为了验证该胶囊机器人的可行性,使用新鲜的猪结肠作为测试环境,研究其运动性能。首先,截取一段长度为  $50 \text{ cm}$  的结肠,清空内部的食糜和消化液。然后,将这段结肠拉直后,平放到试验台上。通过外部驱动器,可控制胶囊机器人完成伸缩和平移运动,其运动步态如图 10 所示。



(a) 初始位置 (b) 腿部伸展  
(c) 平移运动 (d) 腿部收缩

图 10 胶囊机器人在结肠中的运动

Fig.10 The locomotion of the capsule robot in the colon

在伸展过程中,肠壁处产生明显突起,其所需时间约为半秒钟,可忽略不计。在平移过程中,胶囊机器人可克服肠壁的轴向阻力,实现有效的平移运动。此时,由于腿部末端平板增大了与肠壁的接触面积,使得静摩擦力足够大,故胶囊本体基本没

有打滑。在一个平移过程中,胶囊机器人的位移约为  $15 \text{ mm}$ ,耗时  $18 \text{ s}$ ,故平移速度约为  $50 \text{ mm/min}$ ,与理论分析结果基本一致。而在一个完整周期内,其平均速度约为  $25 \text{ mm/min}$ 。当实验完成后,将结肠切开,发现肠壁没有明显的划痕或伤口。因此,该胶囊机器人可在满足安全性的前提下,实现有效的伸缩与平移运动。

#### 5 结论 (Conclusion)

本文提出了一种基于伸缩和平移运动的腿式胶囊机器人,有效解决了目前胶囊机器人可能划伤组织和发生堵塞的问题。通过对这 2 套机构的建模和分析,确定其最优的尺寸参数和电动机工作参数。当伸缩电动机的转速和输入功率分别为  $40 \text{ r/min}$  和  $0.04 \text{ W}$  时,伸展速度的范围为  $16.8 \text{ mm/s} \sim 34.2 \text{ mm/s}$ ,伸展力的范围为  $2.45 \text{ N} \sim 0.44 \text{ N}$ ,而伸展效率的范围为  $92.8\% \sim 34.0\%$ 。当平移电动机的转速和输入功率分别为  $200 \text{ r/min}$  和  $0.007 \text{ W}$  时,平移速度、平移推力和平移效率分别为  $50 \text{ mm/min}$ 、 $4.20 \text{ N}$  和  $50\%$ 。由于伸展力和平移推力都达到了约束条件,故足以克服肠壁的阻力,完成有效的伸缩和平移运动。根据该优化参数,完成胶囊机器人样机的装配,其有效长度为  $33 \text{ mm}$ ,闭合时外径为  $16 \text{ mm}$ ,伸展时外径为  $32 \text{ mm}$ 。通过离体结肠内的动物实验,表明胶囊机器人的运动性能与预期结果基本一致,其平均速度约为  $25 \text{ mm/min}$ ,并不会在肠壁上产生明显的损伤,充分验证了这种驱动方式的有效性和安全性。

#### 参考文献 (References)

- [1] Siegel R, DeSantis C, Jemal A. Colorectal cancer statistics[J]. CA: A Cancer Journal for Clinicians, 2014, 64(2): 104-117.
- [2] Iddan G, Meron G, Glukhovskiy A, et al. Wireless capsule endoscopy[J]. Nature, 2000, 405(6785): 417.
- [3] Carpi F, Kastelein N, Talcott M, et al. Magnetically controllable gastrointestinal steering of video capsules[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2011, 58(2): 231-234.
- [4] Swain P, Toor A, Volke F, et al. Remote magnetic manipulation of a wireless capsule endoscope in the esophagus and stomach of humans[J]. Gastrointestinal endoscopy, 2010, 71(7): 1290-1293.
- [5] Rey J F, Ogata H, Hosoe N, et al. Blinded nonrandomized comparative study of gastric examination with a magnetically guided capsule endoscope and standard videoendoscope[J]. Gastrointestinal Endoscopy, 2012, 75(2): 373-381.
- [6] 张永顺, 于宏海, 阮晓燕, 等. 新型肠道胶囊式微型机器人的运动特性[J]. 机械工程学报, 2009, 45(8): 18-23. Zhang Y S, Yu H H, Ruan X Y, et al. Kinematics characteristic of a new capsule-type micro robot in intestine[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2009, 45(8): 18-23.

- [7] Yim S, Sitti M. Design and rolling locomotion of a magnetically actuated soft capsule endoscope[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2012, 28(1): 183-194.
- [8] Simi M, Valdastrì P, Quaglia C, et al. Design, fabrication, and testing of a capsule with hybrid locomotion for gastrointestinal tract exploration[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2010, 15(2): 170-180.
- [9] Kim B, Lee M G, Lee Y P, et al. An earthworm-like micro robot using shape memory alloy actuator[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2006, 125(2): 429-437.
- [10] Lin W, Shi Y T, Jia Z W, et al. Design of a wireless anchoring and extending micro robot system for gastrointestinal tract[J]. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2013, 9(2): 167-179.
- [11] Kim Y T, Kim D E. Novel propelling mechanisms based on frictional interaction for endoscope robot[J]. *Tribology Transactions*, 2010, 53(2): 203-211.
- [12] Menciassi A, Stefanini C, Gorini S, et al. Legged locomotion in the gastrointestinal tract[C]//*IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Piscataway, USA: IEEE, 2004: 937-942.
- [13] Sliker L J, Kern M D, Schoen J A, et al. Surgical evaluation of a novel tethered robotic capsule endoscope using micro-patterned treads[J]. *Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*, 2012, 26(10): 2862-2869.
- [14] Woo S, Kim T, Cho J. Stopping mechanism for capsule endoscope using electrical stimulus[J]. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2010, 48(1): 97-102.
- [15] Kim H M, Yang S, Kim 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.
- [16] 林蔚, 颜国正. 驻留-伸缩式微型胃肠道机器人的力学模型[J]. *机器人*, 2012, 34(5): 553-558.  
Lin W, Yan G Z. Mechanical modeling of an anchoring-extending gastrointestinal micro robot[J]. *Robot*, 2012, 34(5): 553-558.
- [17] Gorini S, Quirini M, Menciassi A, et al. A novel SMA-based actuator for a legged endoscopic capsule[C]//*IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*. Piscataway, USA: IEEE, 2006: 443-449.
- [18] Quirini M, Menciassi A, Scapellato S, et al. Feasibility proof of a legged locomotion capsule for the GI tract[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2008, 67(7): 1153-1158.
- [19] 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.
- [20] Valdastrì P, Webster R J, Quaglia C, et al. A new mechanism for mesoscale legged locomotion in compliant tubular environments[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2009, 25(5): 1047-1057.
- [21] Dario P, Ciarletta P, Menciassi A, et al. Modeling and experimental validation of the locomotion of endoscopic robots in the colon[J]. *International Journal of Robotics Research*, 2004, 23(4/5): 549-556.
- [22] Zhang C, Liu H, Tan R, et al. Modeling of velocity-dependent frictional resistance of a capsule robot inside an intestine[J]. *Tribology Letters*, 2012, 47(2): 295-301.
- [23] Ciarletta P, Dario P, Tendick F, et al. Hyperelastic model of anisotropic fiber reinforcements within intestinal walls for applications in medical robotics[J]. *International Journal of Robotics Research*, 2009, 28(10): 1279-1288.
- [24] Carta R, Thone J, Puers R. A wireless power supply system for robotic capsular endoscopes[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2010, 162(2): 177-183.

#### 作者简介:

- 邵琪 (1987-), 男, 博士生. 研究领域: 医疗机器人, 生理信号检测.
- 刘浩 (1980-), 男, 博士, 副研究员. 研究领域: 医疗机器人, 医疗传感, 组织器械交互.
- 李洪谊 (1972-), 男, 博士, 研究员. 研究领域: 医疗机器人, 人机融合, 网络遥操作.

(上接第 245 页)

- [17] 林晓君, 郭立, 熊志伟, 等. 3 维解耦转换量测 Kalman 滤波算法[J]. *火控雷达技术*, 2005, 34(3): 6-12.  
Lin X J, Guo L, Xiong Z W, et al. 3-D decoupled algorithm based on converted measure Kalman filter[J]. *Fire Control Radar Technology*, 2005, 34(3): 6-12.
- [18] Blom H A P, Bar-Shalom Y. The interacting multiple model algorithm for systems with Markovian switching coefficients[J]. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 1988, 33(8): 780-783.
- [19] Yaakov B S, Li X R. *Estimation and tracking: Principles, techniques, and software*[M]. London, UK: Artech House, 1993.

#### 作者简介:

- 李为 (1984-), 博士生. 研究领域: 目标跟踪和机器人智能.
- 李一平 (1963-), 女, 研究员. 研究领域: 水下机器人控制等.
- 封锡盛 (1941-), 男, 研究员. 研究领域: 水下机器人总体技术, 控制和导航等.