



肠道内可变直径胶囊机器人的动态特性

张永顺^①, 姜生元^②, 张学文^②, 于宏海^①, 王殿龙^①, 郭东明^①

① 大连理工大学精密与特种加工教育部重点实验室, 大连 116024;

② 北华大学机械工程学院, 吉林 132021

E-mail: zyshun@dlut.edu.cn

2009-01-06 收稿, 2009-04-16 接受

国家自然科学基金 (批准号: 60675054, 60875064) 和辽宁省自然科学基金 (批准号: 20082171) 资助项目

摘要 提出一种以外旋转磁场驱动的具有径向间隙自补偿功能的可变径胶囊机器人, 研制了外旋转磁场驱动装置和可变径胶囊机器人样机, 建立了胶囊机器人在柔弹性环境内的径向平衡方程和机器人运动方程, 对胶囊机器人在柔弹性壁和刚性壁流体环境内的动态特性进行了比较分析, 理论与试验研究表明变径胶囊机器人在柔弹性管和刚性管内具有几乎相同的动态驱动特性. 在径向间隙自补偿功能作用下, 显著提高了胶囊机器人外表面螺旋肋处的流体动压力、推力和胶囊机器人的管径适应性, 通过旋转磁场转速的调整, 实现了机器人推力与速度的控制. 该新型胶囊机器人具有适合柔弹性管壁内驱动的特点, 在人体肠道复杂环境内的介入医疗领域具有良好的应用前景.

关键词

变径胶囊机器人
间隙补偿
柔弹性壁

体内介入治疗具有安全、可靠和无痛苦等特点, 因此人们对微创医疗介入装置的研究表现出越来越浓厚的兴趣, 目标是在医疗工程领域实现介入诊疗与手术等作业^[1~5]. 可以预言通过口服并能实现在胃肠道内主动驱动行走的胶囊机器人在诊疗、施药、外科手术等方面将起到重要作用, 并能显著降低医疗费用和康复时间.

国内外研制了可吞服的胶囊内窥镜^[6~8], 它们通过CMOS摄像机获取体内图像, 并无线发射到体外. 可是胶囊内窥镜都是靠胃肠蠕动行走, 如果存在视觉死角时不能主动实现姿态的调整与控制, 因此, 严格来讲, 现有胶囊内窥镜尚不能称之为微型机器人系统. 可见开发可在胃肠内主动行走的胶囊机器人并通过无缆控制实现其功能扩展非常重要, 并极具挑战性. 以无缆驱动控制的方式并靠胶囊自身的推力主动实现驱动对正确诊断与治疗意义重大. 事

实上胶囊运动的可控性对于探测、观察和对病变区的分析是必要的, 以便有针对性地实施取样与施药.

为了实现上述目标, 主要存在两个技术瓶颈: 其一是要解决能量无线传输问题; 其二是要研发能在胃肠内驱动行走的胶囊机器人移动载体.

前者由射频控制的Norika胶囊已经得到部分解决^[9], 它可以通过外磁场驱动产生旋转. 在检查时, 能源与磁场源都嵌入在病人穿着的夹克里; Olympus开发了能在胃肠道检查的有趣装置^[10], 它是一粒在外磁场的激励下可以旋转、前进、后退的药丸; 另一个胶囊内窥镜装置的驱动是由外旋转磁场驱动嵌入在胶囊内的永磁铁^[11]; 人们还研制了一种胶囊机器人, 其驱动方式是靠偏心电机产生的振动使与胃肠道的摩擦力减小来实现驱动行走^[12].

后者是要研究能在胃肠道主动行走的胶囊机器人, 是极有挑战性的研究课题. 由于肠道内环境具

引用格式: 张永顺, 姜生元, 张学文, 等. 0B 肠道内可变直径胶囊机器人的动态特性. 科学通报, 2009, 54: 2408~2415

Zhang Y S, Jiang S Y, Zhang X W, et al. Dynamic characteristics of an intestine capsule robot with variable diameter. Chinese Sci Bull, 2009, 54, doi: 10.1007/s11434-009-0370-5

有如下特殊性：即非结构化，内壁光滑，蜿蜒曲折，截面变化大和大变形等特征^[13~17]，因此传统的轮式与履带式驱动系统均不能奏效。

为了寻找在胃肠道内的最佳驱动方案，人们研制了多种驱动器。文献[18]为了克服胶囊机器人在胃肠道内的滑动，开发了一种两端带夹紧机构的改进型蠕动式胶囊机器人^[18]；文献[19]开发了一种两端装有锥形支撑的靠电磁驱动的蠕动式机器人；文献[20]开发了一种以压电单元驱动的多关节空腔胶囊机器人；文献[21]报道了一个有4个驱动器单元的胶囊机器人，两个SMA合金弹簧能沿着机器人本体方向线性移动4个卡紧机构；文献[22]和[23]也研制了一种由SMA合金驱动的装入微型腿的胶囊机器人；受蟑螂行走的启发，文献[24]报道了一种嵌入多条腿的内窥镜胶囊机器人系统。

上述胶囊机器人与胃肠道内壁直接接触，会导致对胃肠道的一些伤害，此外上述胶囊机器人不适合大变径范围内驱动。为了避免伤害，针对医学应用背景，文献[25]研制了与螺旋集成为一体的机器人驱动系统，当机器人旋转时，机器人外表面与管内壁形成流体动压力和流体动压保护膜，因此流体动压力推动机器人前进时不对胃肠道内壁造成伤害。受该驱动原理的启发，我们研制了一种由外旋转磁场驱动的外表附着螺旋的胶囊机器人^[26]，试验表明机器人外表面与管内壁的间隙对胶囊机器人的驱动影响很大，即间隙足够大时，推力不足以驱动胶囊机器人行走。从该试验现象再次得到启发，本文设计、研制和试验了一种由外旋转磁场驱动的可实现间隙自补偿的新型胶囊机器人。

基于径向间隙自补偿胶囊机器人的研制成功是胶囊机器人在新驱动原理方面的重要进展。试验表明可变直径胶囊机器人适应管径范围大，因此适合在胃肠道内驱动，通过间隙自补偿，显著提高了流体动压力与机器人的游动速度，病人可以饮入大黏度透明液体创造机器人驱动条件，该机器人在医学工程领域具有很好的应用前景。

1 胶囊机器人的外磁场驱动原理

研制的磁驱动装置包括旋转磁场外驱动器，它是径向磁化的N、S极相间排列的两磁极圆筒状钕铁硼(NdFeB)永磁体，采用变频调速电机带动外驱动器产生旋转磁场，通过与嵌入胶囊机器人本体与外驱

动器同磁极结构的内驱动器的磁耦合作用，驱动胶囊机器人随外旋转磁场在充满液体的柔弹性管壁中同步旋转，当机器人旋转时，其外表面与管道内壁形成流体动压力和流体动压保护膜，流体动压力推动机器人前进，不对胃肠道内壁造成伤害，驱动系统工作原理如图1所示。

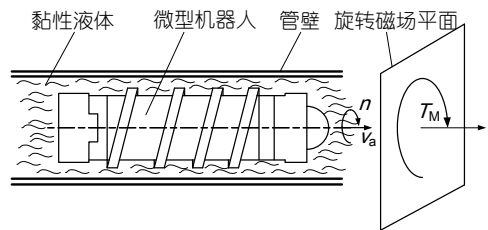


图1 外旋转磁场驱动胶囊式微机器人工作原理

外驱动器静止时，内驱动器的S极与外驱动器N极正对；外驱动器转动时，随着内、外驱动器相对转角的增加，作用在内驱动器上的驱动力矩也增加，当达到与管道中的液体对胶囊微型机器人的阻力矩相等时，内外驱动器保持以相对转角 α 同步旋转^[27]，如图2所示。

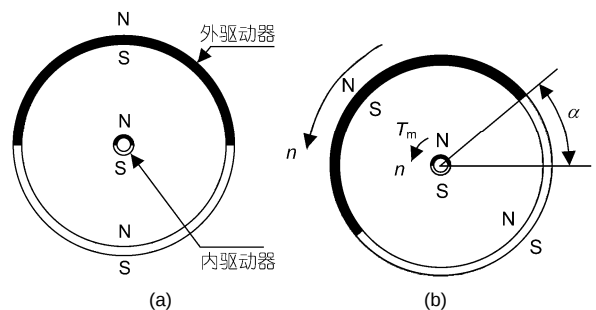


图2 内外驱动器相对转动示意图

(a) 静止；(b) 同步旋转

2 可变直径胶囊机器人的结构

研究表明，胶囊机器人表面与管壁的间隙对流体动压力影响较大，直接影响胶囊机器人的运动效率。当间隙增大时，胶囊机器人旋转产生的流体动压力减小，使胶囊机器人运动速度减慢甚至停止。当胶囊机器人外表面与管壁的间隙过大时，为使胶囊机器人继续行走，就要显著提高外磁场转速来增加机器人表面与管壁间的流体动压力，但大驱动转速会给患者带来不适感与能量损耗。

为了提高胶囊机器人的管径适用范围和柔弹

性变截面复杂环境内的驱动能力, 研制的径向间隙自补偿可变直径胶囊机器人如图 3 所示. 其外径为 15 mm, 长度 40 mm; 重量: 15.4 g, 螺旋肋高度为 1 mm, 宽度为 1 mm, 螺距为 9 mm.

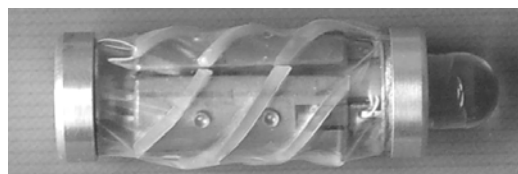


图 3 研制的可变直径胶囊机器人样机

图 4 为可变直径胶囊机器人结构示意图. 胶囊机器人外表面由四片外表缠绕螺旋的铜瓦组合构成, 每块铜瓦分别与同步径向离心伸展机构连接, 外部裹有乳胶薄膜. 当胶囊机器人旋转时, 四片铜瓦在

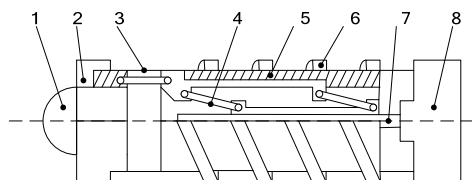


图 4 可变直径胶囊式机器人结构

- 1, 摄像头舱; 2, 前端头; 3, 乳胶薄膜; 4, 径向离心伸展机构; 5, 配重铜瓦; 6, 螺旋肋; 7, NdFeB 内驱动器; 8, 后端头

离心力的作用下沿径向同步伸展, 推动乳胶薄膜沿径向膨胀, 通过减小胶囊机器人表面与管壁的间隙来提高螺旋区域的流体动压力. 调整外磁场的转速, 通过铜瓦离心力来改变外表面与管壁间隙, 实现对胶囊机器人速度的控制, 显著提高了胶囊机器人在柔弹性壁内的驱动能力. 当胶囊机器人停止旋转时, 配重铜瓦产生的离心力逐渐消失, 在乳胶薄膜的等效径向应力的作用下恢复到初始状态. 图 5(a)为胶囊机器人径向闭合的情形; 图 5(b)为在离心力的作用下, 铜瓦沿径向同步伸展时的情形.

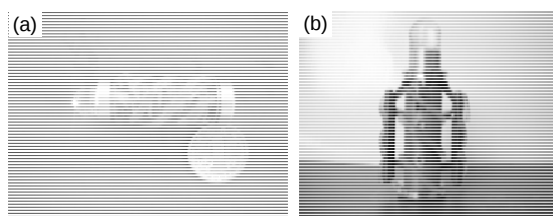


图 5 可变直径胶囊机器人径向伸展机构

(a) 闭合; (b) 伸展

3 胶囊机器人在柔弹性环境中动态特性

3.1 胶囊机器人表面动压力与运动方程

将胶囊机器人表面展开为平面, 建立如图 6 所示的斜坐标系^[28], x 沿胶囊机器人的轴向, y 轴沿螺旋线方向, z 轴表示油膜厚度方向, 图中, B_1 , B_2 分别为螺旋槽和螺旋顶部的宽度.

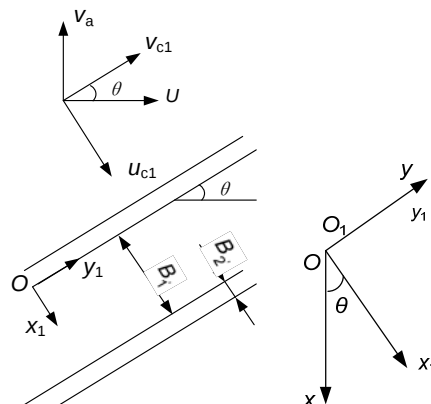


图 6 胶囊机器人表面展开图与斜坐标系

胶囊机器人旋转时, 配重铜瓦沿径向伸展, 胶囊机器人外表与管壁的间隙是变化的, 如图 7 所示, 图中 α 是矢量 r_a 的极角.

胶囊机器人螺旋底部和顶部与管壁间隙分别为

$$h_1(x, y) = e \cos\left(\frac{3}{4}\pi + \frac{y \cos \theta}{r}\right) + \sqrt{e^2 \cos^2\left(\frac{3}{4}\pi + \frac{y \cos \theta}{r}\right) - (e^2 - R^2)} - r, \quad (1)$$

$$h_2(x, y) = e \cos\left(\frac{3}{4}\pi + \frac{y \cos \theta}{r}\right) + \sqrt{e^2 \cos^2\left(\frac{3}{4}\pi + \frac{y \cos \theta}{r}\right) - (e^2 - R^2)} - r - h_c, \quad (2)$$

式中 r 为铜瓦外半径; R 为管壁内半径; e 为配重铜瓦的径向偏移量; h_c 为铜瓦厚度; θ 为螺旋角.

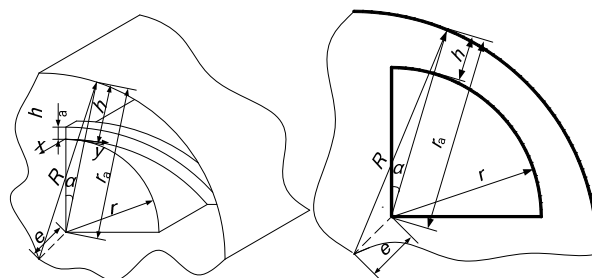


图 7 可变直径胶囊机器人与管壁间隙

参照瑞利阶梯轴承的压力分布^[29], 在过机器人轴线的截面内, 胶囊机器人表面在径向油膜压力分布如图 8 所示。

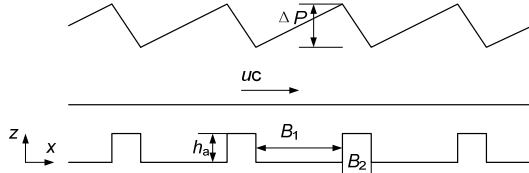


图 8 胶囊机器人轴截面与压力分布图

令 $h_0 = \frac{h_1 h_2 (B_1 u_{c1} h_2^2 + B_2 u_{c2} h_1^2)}{B_1 u_{c1} h_2^3 + B_2 u_{c2} h_1^3}$, 在一个螺距内的区域 B_1 和区域 B_2 的压力分布分别为^[30]

$$p(x, y) = \frac{6\mu u_{c1}}{h_1^2} \left(1 - \frac{h_0}{h_1} \right) x, \quad (3)$$

$$p(x, y) = \frac{6\mu u_{c2}}{h_2^2} \left(\frac{h_0}{h_2} - 1 \right) (B_1 + B_2 - x), \quad (4)$$

式中 $B_1 = B'_1 / \cos \theta$, $B_2 = B'_2 / \cos \theta$, B_1 是截面中螺旋底部的宽度, B_2 是螺旋顶部的宽度, u_{c1} 是螺旋底部沿 x 轴的速度, u_{c2} 是螺旋顶部沿 x 轴的速度。

根据纳维-斯托克斯方程并假设黏性液体为牛顿流体, 得胶囊机器人表面的液体剪切应力为

$$\begin{cases} \tau_x = -\frac{1}{2} \cdot \frac{1}{\cos^2 \theta} \cdot \frac{\partial p}{\partial x} \cdot h - \frac{\mu}{h} u_c \\ \tau_y = -\frac{1}{2} \cdot \frac{\partial p}{\partial y} \cdot h - \frac{\mu}{h} v_c \end{cases}, \quad (5)$$

将剪切应力分别在螺旋底部和顶部积分, 得胶囊机器人表面螺旋底部和顶部受到液体的剪切力分别为

$$\begin{cases} F_{xB_1} = \iint \tau_{x1} dx dy \cos \theta, \\ F_{yB_1} = \iint \tau_{y1} dx dy \cos \theta, \end{cases}$$

$$\begin{cases} F_{xB_2} = \iint \tau_{x2} dx dy \cos \theta, \\ F_{yB_2} = \iint \tau_{y2} dx dy \cos \theta. \end{cases}$$

将剪切力向胶囊机器人的轴向和周向投影, 得胶囊机器人受到黏性液体的轴向力和周向力

$$\begin{cases} F_a = (F_{yB_1} + F_{yB_2}) \sin \theta - (F_{xB_1} + F_{xB_2}), \\ F_t = (F_{yB_1} + F_{yB_2}) \cos \theta. \end{cases} \quad (6)$$

轴向推力 F_a 随胶囊机器人游动速度 v_a 的增大而减小, 令 $F_a = 0$, 胶囊机器人轴向受力平衡, 可计算胶囊机器人的稳态游动速度。

3.2 胶囊机器人的径向受力分析

胶囊机器人在柔弹性壁环境内的径向动态模型如图 9 所示, 旋转时, 配重铜瓦沿径向伸展, 对乳胶薄膜产生压力 P_1 ; 乳胶薄膜径向变形并形成阻碍膨胀的等效径向应力 σ_1 ; 胶囊机器人螺旋使液体形成动压力 P_2 ; 该动压力推动柔弹性壁产生径向变形, 柔弹性壁由于变形产生阻碍膨胀的径向等效应力 σ_2 。在某一转速下, 上述径向形变达到稳态时, 乳胶薄膜和柔弹性壁的径向动平衡方程为

$$\begin{cases} P_1 = \sigma_1 + P_2, \\ P_2 = \sigma_2. \end{cases} \quad (7)$$

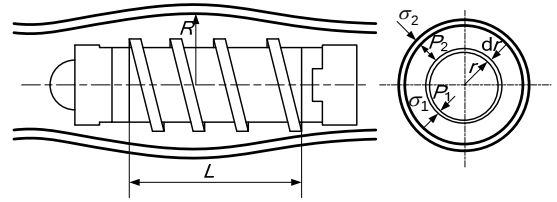


图 9 可变直径胶囊机器人的径向动平衡

3.3 胶囊机器人的径向变形分析

胶囊机器人旋转时, 配重铜瓦沿径向伸展, 胶囊机器人的截面不是圆形, 为了减小计算误差, 取等效半径来计算其外裹乳胶薄膜在旋转时产生的等效径向应力, 如图 10 所示。等效半径为

$$r_1 = \sqrt{\frac{2e^2 + 4\sqrt{2}re + \pi r^2}{\pi}}.$$

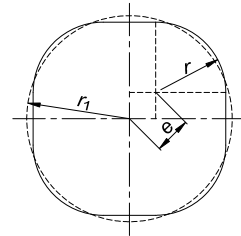


图 10 等效圆示意图

假设柔弹性壁与乳胶薄膜采用相同材料, 则乳胶薄膜和柔弹性壁所受等效径向力可分别表示为^[31]

$$\sigma_1 = \int_{r_{11}}^{r_{12}} \frac{2}{r} \left[\left(\frac{(\lambda r)^2}{R_{12}^2 - (r_{12}^2 - r^2)\lambda} - \frac{R_{12}^2 - (r_{12}^2 - r^2)\lambda}{r^2} \right) C_{01} - \left(\frac{R_{12}^2 - (r_{12}^2 - r^2)\lambda}{(\lambda r)^2} - \frac{r^2}{R_{12}^2 - (r_{12}^2 - r^2)\lambda} \right) C_{10} \right] dr, \quad (8)$$

$$\sigma_2 = \int_{r_{21}}^{r_{22}} \frac{2}{r} \left[\left(\frac{(\lambda r)^2}{R_{22}^2 - (r_{22}^2 - r^2)\lambda} - \frac{R_{22}^2 - (r_{22}^2 - r^2)\lambda}{r^2} \right) C_{01} - \left(\frac{R_{22}^2 - (r_{22}^2 - r^2)\lambda}{(\lambda r)^2} - \frac{r^2}{R_{22}^2 - (r_{22}^2 - r^2)\lambda} \right) C_{10} \right] dr, \quad (9)$$

式中 C_{10} , C_{01} 为 Rivlin 正定常数, $C_{10}=115100$, $C_{01}=101300$; 乳胶薄膜厚为 0.05 mm, 柔弹性管壁厚为 0.1 mm; R_{12} , R_{22} 为乳胶薄膜和柔弹性管变形前的外半径, r_{11} , r_{12} 和 r_{21} , r_{22} 分别为乳胶薄膜和柔弹性管变形后的内、外半径; λ 为轴向应变率。

当机器人以角速度 ω 旋转时, 铜瓦的离心力为

$$F = \omega^2 \left[\frac{8+2\pi}{12\pi} \cdot \frac{r^3 - (r-h_c)^3}{r^2 - (r-h_c)^2} + e \right] \rho [r^2 - (r-h_c)^2] L.$$

假设胶囊机器人的离心力平均分布在等效半径为 r_1 的圆柱面上, 则配重铜瓦对乳胶薄膜的压力为

$$P_1 = \frac{\omega^2 \rho}{2r_{11}} \left[\frac{8+2\pi}{12\pi} \cdot \frac{r^3 - (r-h_c)^3}{r^2 - (r-h_c)^2} + e \right] [r^2 - (r-h_c)^2], \quad (10)$$

式中 ρ 为铜瓦的密度

在一块配重铜瓦的一个螺旋范围内, 黏性液体的平均动压力为

$$P_2 = \frac{\iint_{B_1} p dx dy + \iint_{B_2} p dx dy}{L_s \cdot (B_1 + B_2)}, \quad (11)$$

式中 L_s 为一块配重铜瓦上的螺旋长度。

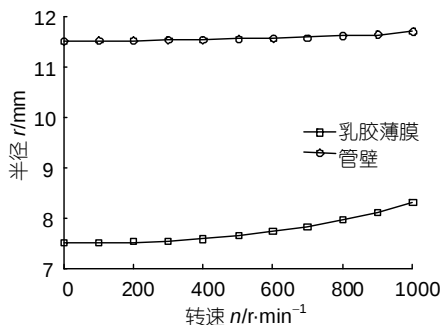


图 11 胶囊机器人橡胶套与柔弹性壁的变形

最后, 将式(8)~(11)分别代入式(7), 得乳胶薄膜与柔弹性管壁的径向动态平衡方程组, 再与轴向力表达式(6)联立, 并令轴向力 $F_a=0$, 可求得胶囊机器人在一定转速下的稳态游动速度、径向偏移量等未知量。

4 可变直径胶囊机器人在柔弹性环境中的动态特性

依据上述理论分析, 对乳胶柔弹性壁和胶囊机器人乳胶薄膜的径向变形进行了仿真计算, 并对胶囊机器人的运动特性进行了分析。

图 11 为柔弹性壁的内半径 r_{21} 与胶囊机器人乳胶套外径 r_{12} 随外旋转磁场的变形关系。可见胶囊机器人乳胶套的变形量较大, 而柔弹性壁的变形较小, 因此间隙变小, 起到了补偿径向间隙的作用。

图 12 为胶囊机器人在柔弹性环境内运动与在刚性环境内运动时配重铜瓦的径向偏移量的对比曲线。可见, 同转速下, 在柔弹性环境中运动时铜瓦的径向偏移量比在刚性环境中运动时略大, 原因是胶囊机器人转动过程中产生的流体动压力推动柔弹性壁产生变形, 同时胶囊机器人的配重铜瓦也将继续沿径向伸展, 直至胶囊机器人达到稳态游动。

图 13 为胶囊机器人在柔弹性壁环境中的运动速度与在刚性环境中的运动速度随转速的变化曲线。

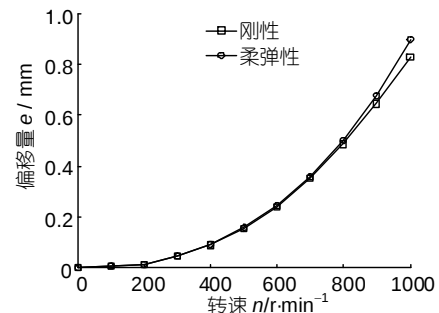


图 12 铜瓦在刚性与柔弹性环境内的径向偏移量

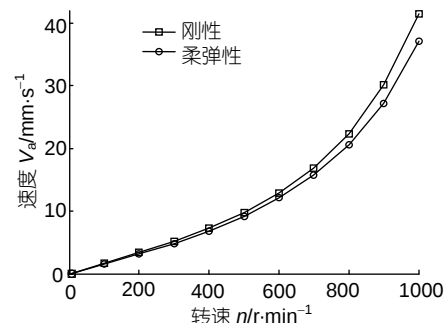


图 13 在刚性与柔弹性环境的游动速度

可见二者差别不大,得出如下结论:径向间隙自补偿胶囊机器人通过径向间隙自适应补偿,改善了胶囊机器人在柔弹性薄膜管壁内的运动特性,使胶囊机器人在柔弹性薄膜管壁内与在刚性管壁内的运动特性相同,显著提高了在柔弹性壁管内的驱动行走能力。

5 试验

由于径向间隙自补偿胶囊机器人在刚性管壁和在柔弹性管壁内的运动特性差别不大,为了便于比较和检测,我们选取相同外形结构尺寸的刚性结构机器人 A 与径向间隙自补偿胶囊机器人 B 一起在刚性有机玻璃管内进行试验,机器人参数如表 1 所示。试验中采用机玻璃管的直径为 23 mm;管道两端用乳胶薄膜密封,充满动力黏度为 0.5 Pa·s 的硅油,因此计算只考虑流体动压力。

表 1 几种胶囊机器人的螺旋参数

参数	机器人 A	机器人 B	机器人 C
螺距 p/mm	9	9	9
螺旋角 θ/mm	45	45	30
螺旋肋高度 H_s/mm	1	1	1
螺旋肋宽度 a/mm	1	1	1
胶囊机器人外径 $2r/\text{mm}$	15	15	15
乳胶薄膜厚度 t/mm	刚性	0.05	0.05

图 14 所示为胶囊机器人游动速度与其转速关系的仿真曲线与试验曲线,胶囊机器人的速度随着转速的增加而增加。

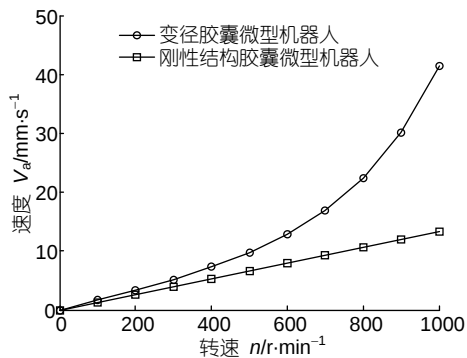


图 14 刚性胶囊机器人 A 和可变直径胶囊机器人 B 的游动试验

刚性结构胶囊机器人的速度与外旋转磁场的转速为线性关系,而径向间隙自补偿胶囊机器人的速度与外旋转磁场转速为上凹曲线的非线性关系,显著提

高了胶囊机器人旋转产生的流体动压力和胶囊机器人的游动速度。这正是自补偿结构所起的作用,随着转速的增加,胶囊机器人与管壁的间隙减小,其旋转产生的流体动压力和胶囊机器人的游动速度增加。

为了再次比较螺旋参数对游动速度的影响,我们选择表 1 中的变直径胶囊机器人 B、C 在有机玻璃管内进行试验,机器人 B 和机器人 C 的仿真与试验曲线分别如图 15 和 16 所示。

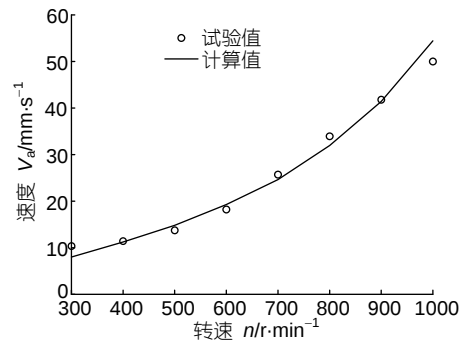


图 15 可变直径胶囊机器人 B 游动试验

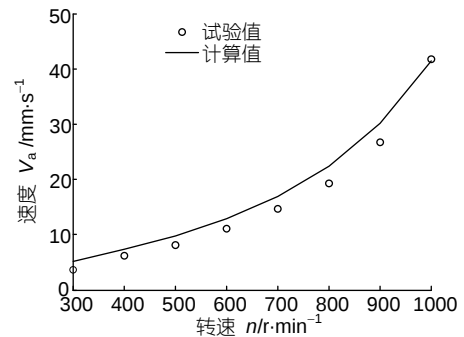


图 16 可变直径胶囊机器人 C 游动试验

两种情形下,理论与试验曲线基本一致,表明上述数学模型可以描述新型胶囊机器人的动态行为,试验也表明螺旋角为 45° 时,胶囊机器人的游动速度较大。

选用离体猪大肠一段,将可变直径胶囊机器人放入猪大肠中进行行走试验,如图 17 所示。

为了验证胶囊机器人的游动效果,研制了磁场驱动装置与变径胶囊机器人样机。图 18 为研制的两磁极外旋转磁场装置和驱动机器人在猪大肠内水平和垂直行走试验的照片,旋转磁场的转速通过变频调速来控制,外驱动器的参数如表 2 所表。试验时,猪肠道的平均内直径大约为 21 mm,内部充满动力



图 17 可变直径胶囊机器人与试验用离体猪大肠

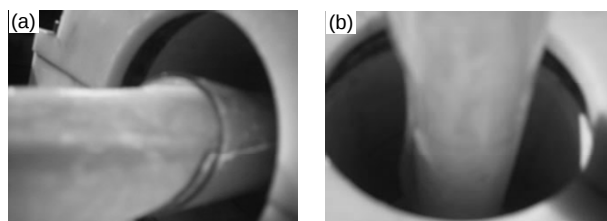


图 18 可变直径胶囊机器人在猪大肠中的游动试验

(a) 水平; (b) 垂直

黏度为 0.5 Pa·s 的硅油, 胶囊机器人和猪大肠的初始间隙在 3 mm 左右, 胶囊机器人径向间隙可由其转速控制. 当调节转速在 1000 r/min 左右时, 胶囊机器人径向膨胀大约为 1 mm, 使得径向间隙缩小为 2 mm 左右, 胶囊机器人能顺利地在猪大肠中以 40 mm/s 的速度水平行走; 胶囊机器人能克服重力垂直行走, 速度明显减小, 大约为 20 mm/s.

表 2 外驱动器的结构参数

驱动器	参数	数值
外驱动器	表面 1 的曲率半径 R_1/mm	55.25
	表面 2 的曲率半径 R_2/mm	50.25
	外驱动器的长度 l_1/mm	117
	剩余磁通密度 B_{r2}/mm	1.1

6 结论

本文设计、研制、试验了一种外旋转磁场驱动的具有径向间隙自补偿功能的可变直径胶囊机器人. 理论分析与试验表明, 胶囊机器人运动时, 柔弹性壁的变形很小, 因此柔弹性壁的变形对胶囊机器人的运动影响可以忽略, 进而径向间隙自补偿胶囊机器人在柔弹性环境中的运动可以近似等效为在刚性管壁环境中的运动, 也就是说在可变直径胶囊机器人外柔顺表面的作用下, 将柔弹性管壁撑开, 使在

柔弹性管壁内驱动行走与在刚性管内一样容易, 解决了刚性结构胶囊机器人不适合柔弹性壁管道环境内驱动的问题. 总之通过减小胶囊机器人与管壁之间的间隙, 有效地提高了在柔弹性环境内的轴向推进力与游动速度, 提高了胶囊机器人的管径适用范围与驱动效率, 在离体猪肠内的试验表明, 该胶囊机器人适合柔弹性壁环境内行走, 在生物医学工程领域具有广阔的应用前景.

为了实用化, 更富有挑战性的难题是要解决胶囊机器人在弯曲肠道内的定位与驱动, 我们提出以三轴亥姆霍兹线圈叠加产生空间万向旋转磁场的方法实现内嵌驱动器螺旋结构胶囊机器人在弯曲肠道内驱动的技术方案. 如图 19 所示, 通过调整内嵌姿态传感器的手柄向三轴亥姆霍兹线圈施加(12)式的谐波电流, 可实现空间万向旋转磁场的叠加, 并能调整空间万向旋转磁场轴线与肠道的弯曲方向一致. 理论与仿真研究表明, 改变(12)式中的坐标角 α , β , γ , 就可以实现旋转磁场轴线的调整; 改变电流的方向, 旋转磁场的旋转方向改变, 实现胶囊机器人的反向驱动.

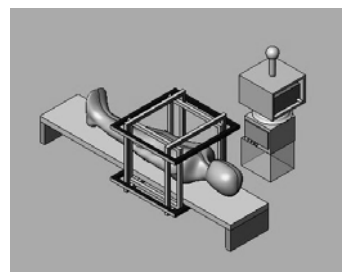


图 19 三轴亥姆霍兹线圈产生空间万向旋转磁场总体技术方案

$$\begin{cases} I_x = -I_0 \cdot \sin \alpha \cdot \sin(\omega t - \varphi_x), \\ I_y = -I_0 \cdot \sin \beta \cdot \sin(\omega t + \varphi_y), \\ I_z = I_0 \cdot \sin \gamma \cdot \sin \omega t. \end{cases} \quad (12)$$

$$\tan \varphi_x = \frac{\cos \beta}{\cos \gamma \cdot \cos \alpha}, \quad \tan \varphi_y = \frac{\cos \alpha}{\cos \gamma \cdot \cos \beta},$$

式中 α , β , γ 分别为要产生旋转磁场的轴线与直角坐标系 x , y , z 轴的夹角, I_0 为施加电流的幅值, ω 为施加交变电流的角速度.

为了实现胶囊机器人的姿态定位, 可通过三轴亥姆霍兹线圈向胶囊机器人机载的万向小磁针施加直流磁场, 由机载无线视觉系统观察到万向小磁针的指引向与机器人轴线重合时, 外加直流磁场的方

位角即为胶囊机器人轴线的位置。

空间万向旋转磁场驱动技术可望解决在弯曲肠

道环境的无缆驱动问题,使胶囊机器人实现体内的介入诊断与治疗成为可能。

参考文献

- 1 Dario P, Hannaford B, Menciassi A. Smart surgical tools and augmenting devices. *IEEE Trans Rob Autom*, 2003, 19: 782—791 [\[DOI\]](#)
- 2 MacFadyen B V, Cuschieri A. Endoluminal surgery. *Surg Endosc*, 2005, 19: 1—3 [\[DOI\]](#)
- 3 Cuschieri A, Melzer A. The impact of technologies on minimally invasive therapy. *Surg Endosc*, 1997, 11: 91—92 [\[DOI\]](#)
- 4 Cuschieri A. Minimally invasive surgery: Hepatobiliary-pancreatic and foregut. *Endosc*, 2000, 32: 331—344 [\[DOI\]](#)
- 5 Schostek S, Fischer H, Kalanovic D, et al. Microsystems in medicine—Results of an international survey. *Minimally Invasive Therapy Allied Technol*, 2005, 14: 360—368 [\[DOI\]](#)
- 6 Swain P, Iddan G, Meron G, et al. Wireless capsule endoscopy of the small bowel: Development, testing and first human trials. *Proc SPIE*, 2001, 41: 19—23
- 7 Iddan G, Meron G, Glukhovskiy A, et al. Wireless capsule endoscopy. *Nature*, 2000, 405: 417—418
- 8 Meron G. The development of the swallable video capsule (M2A). *Gastrointest. Endosc*, 2000, 52: 817—819
- 9 RF System Lab, NORIKA3. Available. (English): <http://www.rfamerica.com/sayaka/> (Japanese), 2001
- 10 Olympus. <http://www.olympus-globe.co-m/en/news/2005b/nr051013capsle.cfm>, 2008
- 11 Jian X Y, Mei T, Wang X H. Driving method of an endoscopic robot capsule by external magnetic field. *Robot*, 2005, 27: 367—372
- 12 Zabulis X, Sfakiotakis M, Tsakiris D P. Effects of vibratory actuation on endoscopic capsule vision. In: 30th Annual Int IEEE EMBS Conf, 2008. 5901—5904
- 13 Phee L, Accoto D, Menciassi A, et al. Analysis and development of locomotion devices for the gastrointestinal tract. *IEEE Trans. Biomed Eng*, 2002, 49: 613—616
- 14 Phee L, Menciassi A, Gorini S, et al. An innovative locomotion principle for minirobots moving in the gastrointestinal tract. In: *Proc IEEE Int Conf Rob Autom*, 2002. 1125—1130
- 15 Dario P, Ciarletta P, Menciassi A, et al. Modeling and experimental validation of the locomotion of endoscopic robots in the colon. *Int J Rob Res*, 2004, 23: 549—556 [\[DOI\]](#)
- 16 Accoto D, Stefanini C, Phee L, et al. Measurements of the frictional properties of the gastrointestinal tract. In: *The World Tribol. Congr*, Vienna, Austria, 2001
- 17 Menciassi A, Stefanini C, Gorini S, et al. Legged locomotion in the gastrointestinal tract problem analysis and preliminary technological activity. In: *Proc IEEE Int Conf Intell Robots Syst*, 2004. 937—942
- 18 Kassim I, Phee C L, Wan N G. Locomotion techniques for robotic colonoscopy. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 2006, 25: 49—56 [\[DOI\]](#)
- 19 Wang X N, Meng M Q H. An inchworm-like locomotion mechanism based on magnetic actuator for active capsule endoscope. In: *Proc IEEE/RSJ Int Conf on Intell Robots Syst*, 2006. 1267—1272
- 20 Guo Z Y, Qiu O L, Guo Q D, et al. The prototype of a piezoelectric medical robot. In: *Proc IEEE Int Symp Micromechatron Human Sci*, 2002, 73—77
- 21 Kim B, Lee S, Park J H, et al. Design and fabrication of a locomotive mechanism for capsule-type endoscopes using shape memory alloys (SMAs). *IEEE/ASME Trans Mechatron*, 2005, 10: 77—86 [\[DOI\]](#)
- 22 Menciassi A, Stefanini C, Gorini S, et al. Locomotion of a legged capsule in the gastrointestinal tract: Theoretical study and preliminary technological result. In: *Proc IEEE Int Conf Eng Med Biol*, 2004, 26: 2767—2770
- 23 Dario P, Menciassi A, Stefanini C, et al. Teleoperated endoscopic capsule equipped with active locomotion system. Patent WO 2005082248, 2005
- 24 Quirini M, Menciassi A, Scapellato S, et al. Design and fabrication of a motor legged capsule for the active exploration of the gastrointestinal tract. *IEEE/ASME Trans Mechatron*, 2008, 13: 169—179 [\[DOI\]](#)
- 25 Ikeuchi K, Yoshinaka K, Hashimoto S, et al. Locomotion of medical micro robot with spiral ribs using mucus. In: *Proc IEEE Int Symp Micro Mach Human Sci*, 1996. 217—222
- 26 张永顺, 李治贵, 敬双萍, 等. 肠道微型胶囊机器人轴向磁拉力特性. *中国机械工程*, 2006, 18: 1709—1719
- 27 Zhang Y, Wang D, Guo D, et al. Characteristics of magnetic torque of a capsule micro robot applied in intestine. *IEEE Trans Magn*, 2009, 45: 2128—2135 [\[DOI\]](#)
- 28 Lu C H, An X, Li J F. Analysis and research on spiral oil wedge hydrodynamic bearing for precise machine tool spindles. *Int J Machine Tools Manuf*, 1998, 38: 197—203 [\[DOI\]](#)
- 29 张永顺, 张凯, 张林燕. 体内微型机器人的全方位驱动特性. *机器人*, 2006, 28: 560—570
- 30 Pinkus O, Sternlicht B. *Theory of Hydrodynamic Lubrication*. New York: McGraw Hill Co, 1961
- 31 Gent A N. *Engineering with Rubber—How to Design Rubber Components*. New York: Hanser Gardner Publications, 2001