



肠道内多胶囊机器人的控制策略

张永顺^{①*}, 王殿龙^①, 阮晓燕^①, 姜生元^②, 卢杰^②

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

收稿日期: 2010-07-26; 接受日期: 2011-04-13

国家自然科学基金 (批准号: 60675054, 60875064) 和机器人技术与系统国家重点实验室 (哈尔滨工业大学) 自主研究课题 (批准号: SKLRS200903B) 资助项目

摘要 针对肠道胶囊机器人的临界间隙现象, 研制了一种具有径向间隙自补偿功能的变径胶囊机器人, 应用泛函变分原理, 建立了满足胶囊机器人外螺旋肋表面边界条件的流体动压力模型, 基于端部效应和机器人外表面流体的动态平衡特性, 对胶囊机器人的临界间隙现象进行了理论与试验研究, 定义了启动转速的概念, 对螺旋参量与启动转速的关系进行了研究, 提出了同一磁场下对多个胶囊机器人实施驱动控制的方法, 并以启动曲线具有相似运动规律为目标函数, 通过遗传算法(GA)对多个胶囊机器人的螺旋参量进行了优化设计, 试验表明能有效的对多个胶囊机器人实施驱动控制, 实现人体肠道内多个不同医疗目标胶囊机器人的驱动与控制, 具有良好的医学应用前景.

关键词

变径胶囊机器人
径向间隙补偿
临界间隙启动转速
多机器人控制

体内介入诊疗与手术具有安全、可靠等特征, 并能显著降低医疗费用与康复时间^[1-5]. 可通过口服并能实现胃肠道内主动驱动的胶囊机器人有望突破现有医疗技术的局限性, 在诊疗、施药、外科手术等方面将起到重要作用, 使胃肠道某些无法触及盲区内的疾病诊疗成为可能, 其研究成果必将在医学工程领域产生重大变革, 并迅速成为医学工程研究领域的主流.

国内外研制成功的胶囊内窥镜均靠胃肠蠕动行走^[6-8], 通过 CMOS 摄像机获取体内图像并无线发射到体外, 但依然存在视觉死角和姿态调整问题, 尤其是存在滞留肠道排除难的危险而影响了应用效果, 可见胶囊内窥镜尚未构成微型机器人系统. 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的技术非常重要, 以便有针对性的探

测、观察和对病变区的分析, 最终实施取样与施药.

以此为宗旨, 首先要解决能量无线传输问题. 目前, 胶囊的姿态调整主要通过外磁场驱动产生旋转, 如 Norika 胶囊^[9], 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装置^[10], 也是在外磁场的激励下旋转、前进、后退; 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]. 上述旋转磁场的轴线不能调整, 不适应弯曲环境内驱动, 大连理工大学胶囊机器人课题组提出分别向三轴正交嵌套的亥姆霍兹线圈装置施加幅值和相位可调的同频谐波电流产生空间万向旋转磁场的技术方案, 使胶囊机器人在肠道弯曲环境内的驱动成为可能^[12].

其次是要研发能在胃肠内高效驱动行走的胶囊机器人移动载体. 由于肠道内环境的非结构化特征,

传统的轮式与履带式驱动系统均不能奏效^[13~17]。因此研究能在胃肠道内高效主动行走的胶囊机器人难度很大。

为了寻找最佳驱动方案,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;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;受仿生学的启发,文献[24~26]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,也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[27]研制了与螺旋集成为一体的机器人驱动系统,旋转的机器人外表面与管内壁形成了流体动压保护膜,机器人前进时不对胃肠道内壁造成伤害。受该驱动原理启发,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^[28],试验中发现了临界间隙现象,即机器人外表面与管壁间隙大到一定程度时,会发生推力不足,胶囊机器人空转不前的现象。事实上人体回肠系统管腔直径在 15~25 cm 范围变化^[29],若机器人采用刚性结构会因临界间隙现象而不能驱动胶囊机器人行走。

有鉴于此,本文研制了一种由外旋转磁场驱动的可实现径向间隙自补偿的胶囊机器人,试验中,意外地发现了多楔形效应^[30],显著提高了胶囊机器人表面的流体动压力和机器人的推力。本文应用泛函变分原理建立了满足边界条件的机器人表面油膜动压力模型,基于端部效应和机器人外表面流体的动态平衡特性,对胶囊机器人的临界间隙现象进行了理论与试验研究,定义了启动转速的概念,并提出多机器人驱动控制方案。临床上为了完成摄像、取样、诊断、喷药等不同任务,由于体积限制,只能将每个机器人的作业装置设计成具有单一功能,因此为了分别完成上述任务,就需要在同一磁场下分别对多机器人实施驱动与控制的技术。

试验表明,变径胶囊机器人适应管径范围大,能有效克服临界间隙现象,显著提高了肠道胶囊机器人的管径自适应性和驱动能力,实现了多机器人群组操作与控制,为同一体内驱动环境下对多胶囊机器人分别实施摄像、取样、诊断、喷药等多任务奠定了基础,在医学工程领域应用前景良好。

1 胶囊机器人磁驱动原理

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^[31, 32],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,不对胃肠道内壁造成伤害,流体动压力推动机器人前进,驱动系统工作原理如图 1 所示。

研究表明,胶囊机器人表面与管壁的间隙对流体压力影响较大,当大于临界间隙时,胶囊机器人旋转产生的流体动压力减小,使胶囊机器人驱动效率降低,运动速度减慢甚至停止。当间隙过大时,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的流体动压力,这样不仅患者会有不适感,而且旋转磁场的研制难度也会加大,研制的间隙自补偿胶囊机器人使上述问题迎刃而解,其结构如图 2 所示。其外径为 15 mm,长度 40 mm;重量 15.4 g,螺旋肋高度 1 mm,宽度 1 mm,螺距 10 mm。

胶囊机器人外表面包括 4 片外表缠绕螺旋的铜瓦,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,4 片铜瓦在离心力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

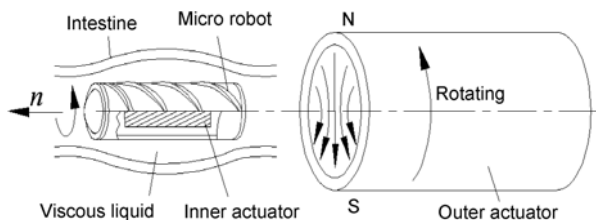


图 1 外旋转磁场驱动胶囊机器人工作原理

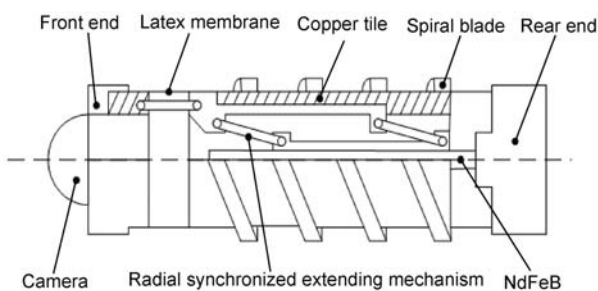


图 2 可变直径胶囊机器人结构

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，实现对机器人的速度控制，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 3(a)为胶囊机器人径向闭合的情形；图 3(b)为在离心力的作用下，铜瓦沿径向同步伸展时的情形。

2 胶囊机器人的流体动压力与运动方程

2.1 机器人表面运动速度分析

将胶囊机器人表面展开为平面，建立如图 4 所示的斜坐标系^[30]， x 轴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。直角坐标系与斜坐标系的坐标变换为

$$\begin{cases} x = x_1 / \cos \theta, \\ y = y_1 - x_1 \tan \theta, \end{cases} \quad (1)$$

式中， θ 为机器人的螺旋升角。

$$\begin{cases} u_i = v_a - U_i \tan \theta, \\ v_i = U_i / \cos \theta, \end{cases} \quad (2)$$

式中， u_i 为机器人 B_i 区域表面相对流体在 x 向速度分

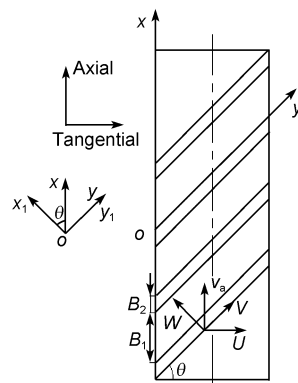


图 4 胶囊机器人表面坐标系

量， v_i 为机器人 B_i 区域表面相对流体在 y 向速度分量， v_a 为机器人轴向速度， U_i 为机器人切向速度。 $i=1$ 表示螺旋底部； $i=2$ 表示螺旋顶部。

机器人运动时带动铜瓦表面液体同速运动，将其分解为两部分：螺旋肋挤压油膜而产生沿 x_1 轴方向的液体速度 W_i ；液体沿螺旋肋方向流动的速度 V_i 。

$$\begin{cases} W_i = v_a \cos \theta - U_i \sin \theta, \\ V_i = v_a \sin \theta + U_i \cos \theta. \end{cases} \quad (3)$$

胶囊机器人旋转时，在离心力的作用下配重铜瓦曲率中心偏离了管壁轴线，图 5 为变径胶囊机器人与间隙相关参数的几何关系示意图。

胶囊机器人螺旋底部和顶部与管壁之间的间隙分别为：

$$h_1 = \varepsilon + \sqrt{R^2 + \varepsilon^2 - e^2} - r, \quad h_2 = h_1 - h_a,$$

式中，

$$\varepsilon = e \cos \left(\frac{3}{4} \pi + \frac{y \cos \theta}{r} \right),$$

e 为配重铜瓦的径向偏移量， r 为机器人铜瓦外半径， R 为管壁内半径， h_a 为螺旋肋高。

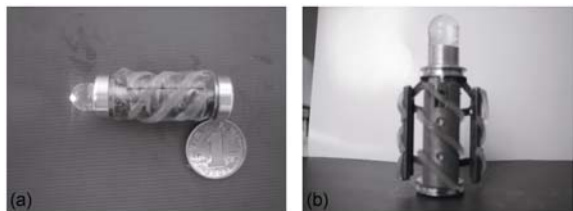


图 3 可变直径胶囊机器人结构

(a) 闭合；(b) 伸展

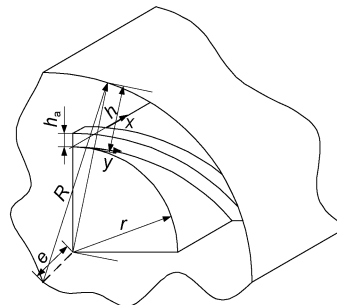


图 5 胶囊微型机器人截面示意图

2.2 泛函变分油膜压力分布

在前期研究中, 我们根据瑞利阶梯轴承的压力分布规律, 在斜坐标中研究了机器人铜瓦表面油膜压力的分布, 得到三维压力曲线图^[30]. 但在机器人铜瓦外侧 $y=0$ 处压力不全为 0, 可见该模型不能满足油膜压力分布的边界条件, 为了准确描述压力分布规律, 减小计算误差, 下面建立符合边界条件的径向间隙自补偿机器人油膜压力数学模型.

将螺旋表面沿 x_1 方向的断面展开, 螺旋结构参数如图 6 所示. B'_i ($i=1, 2$) 为 x_1 方向机器人 B_i 区域的宽度, z_1 轴为油膜厚度方向. 应用变分理论求解限制边界下的油膜压力等价于凸集上的泛函极值问题^[33].

在 B_i ($i=1, 2$) 区域内油膜厚度满足 $\partial h_i / \partial x_1 = 0$. 牛顿流体二维雷诺方程^[34]简化为

$$\frac{\partial}{\partial x_1} \left(h_i^3 \frac{\partial p_i}{\partial x_1} \right) + \frac{\partial}{\partial y_1} \left(h_i^3 \frac{\partial p_i}{\partial y_1} \right) = 0, \quad (4)$$

式中, p_i 为机器人在 B_i 区域表面的油膜压力. i 取 1, 2.

油膜动压力的边界条件包括: 1) 矩形区域 4 条边界上压力为零; 2) 油膜厚度在 $x_1 = B'_1$ 处发生突变, 但流体动压力连续, 而且单位时间内沿 x_1 方向液体流量也连续, 边界条件表示为

$$p_i(0, y_1) = p_i(L', y_1) = 0, \quad (5)$$

$$p_1(B'_1, y_1) = p_2(B'_1, y_1), \quad (6)$$

$$\left\{ \frac{W_1 h_1}{2} - \frac{h_1^3}{12\mu} \frac{\partial p_1}{\partial x_1} = \frac{W_2 h_2}{2} - \frac{h_2^3}{12\mu} \frac{\partial p_2}{\partial x_1} \right\} \Big|_{x_1=B'_1}, \quad (7)$$

式中, L' 为螺旋肋长度, B'_i 为 B_i 区域在 x_1 方向的宽度, μ 为流体黏度.

为满足(5)式的边界条件, 根据分离变量法假设

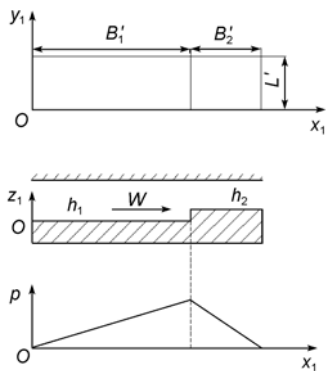


图 6 机器人螺旋参数和压力分布

压力公式为

$$p_i = (L'y_1 - y_1^2) \Phi_i(x_1). \quad (8)$$

为了满足边界条件(5)~(7)式, 泛函 $J(p_i)$ 的变分等价方程可以表示为

$$J(p_i) = \iint \left[\left(\frac{\partial p_i}{\partial x_1} \right)^2 + \left(\frac{\partial p_i}{\partial y_1} \right)^2 \right] dx_1 dy_1. \quad (9)$$

寻找函数 $\Phi_i(x_1)$ 使泛函 $J(p_i)$ 的变分为 0, 变分问题的 Euler 方程为

$$\Phi_i''(x_1) - \frac{10}{L'^2} \Phi_i(x_1) = 0. \quad (10)$$

将微分方程(10)的解代入边界条件公式(5)~(7)中, 得矩形阶梯油膜压力分布公式

$$p_1 = C \left(e^{\frac{\sqrt{10}}{L'} x_1} - e^{-\frac{\sqrt{10}}{L'} x_1} \right), \quad (11)$$

$$p_2 = kC \left(e^{\frac{\sqrt{10}}{L'} (B'_1 + B'_2 - x_1)} - e^{-\frac{\sqrt{10}}{L'} (B'_1 + B'_2 - x_1)} \right), \quad (12)$$

式中,

$$C = \frac{36\mu(W_1 h_1 - W_2 h_2) \left(\frac{y_1}{\sqrt{10}} - \frac{y_1^2}{\sqrt{10}L'} \right)}{h_1^3 \left(k_1 + \frac{1}{k_1} \right) + h_2^3 k \left(k_2 + \frac{1}{k_2} \right)},$$

$$k = \frac{k_2(k_1^2 - 1)}{k_1(k_2^2 - 1)}, \quad k_i = e^{\frac{\sqrt{10}}{L'} B'_i}, \quad i \text{ 取 } 1, 2.$$

根据(1)式将 p_i 进行坐标变换, 得到在斜坐标系中的油膜压力分布.

图 7 为机器人螺旋表面油膜压力分布三维曲线. 可见, 在铜瓦表面一个螺旋周期内, 油膜压力在 4 条边界上均为零, 并在螺旋凹槽与螺旋肋顶部交界处达到峰值. 因此, 与实际情况较吻合.

2.3 机器人径向受力分析

图 8 为胶囊机器人膨胀时的径向动态模型. 以机器人外部包裹的乳胶薄膜为研究对象, 旋转时, 粘性流体对机器人产生液体动压力 F_1 , 同时配重铜瓦在离心力 F_2 作用下沿径向伸展, 推动乳胶薄膜径向变形, 形成乳胶薄膜阻碍自身变形的等效径向力 F_3 . 稳态游动时, 胶囊微型机器人乳胶薄膜受力平衡

$$F_1 - F_2 + F_3 = 0. \quad (13)$$

配重铜瓦受到的液体动压力为

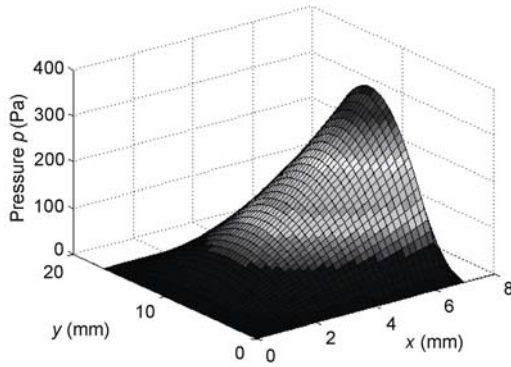


图 7 机器人螺旋表面压力分布

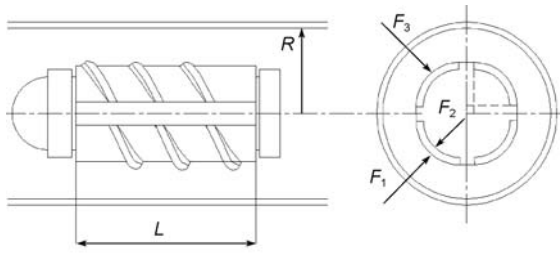


图 8 变径胶囊机器人的径向动平衡

$$F_1 = N \sum_{i=1}^2 \iint_{B_i} p_i dx dy \cos \theta, \quad (14)$$

式中, N 为机器人一块铜瓦上的螺旋周期数.

配重铜瓦的离心力为

$$F_2 = \rho \omega^2 L \left[\frac{\sqrt{2}}{3} (r^3 - r_c^3) + \frac{\pi e}{4} (r^2 - r_c^2) \right], \quad (15)$$

式中, ρ 为铜瓦密度, ω 为机器人角速度, r_c 为配重瓦片内壁半径, h_c 为瓦片厚度, L 为瓦片长度, 且有 $r_c = r - h_c$

乳胶薄膜所受等效径向力为^[35]

$$F_3 = \pi L R_1 \left\{ \int_{r_1}^{r_2} \frac{1}{r} \left[\left(\frac{r^2}{R_2^2 - (r_2^2 - r^2)} - \frac{R_2^2 - (r_2^2 - r^2)}{r^2} \right) C_{01} - \left(\frac{R_2^2 - (r_2^2 - r^2)}{r^2} - \frac{r^2}{R_2^2 - (r_2^2 - r^2)} \right) C_{10} \right] dr \right\}, \quad (16)$$

式中, C_{10} , C_{01} 为 Rivlin 正定常数, $C_{10}=115100$, $C_{01}=101300$, r_1 , r_2 为乳胶薄膜变形后内、外表面曲率半径, R_1 , R_2 为乳胶薄膜变形前的内、外表面曲率半径, h_t 为乳胶薄膜厚度, $R_2 = R_1 + h_t$.

将(14)~(16)式代入机器人径向平衡方程(13)中,

得到稳态时机器人的径向平衡方程.

2.4 机器人轴向受力分析

机器人运动时, 螺旋肋驱动粘性液体向后流动, 阻碍液体向后流动的剪切力就是机器人的轴向驱动力 F_a ; 由于流体的连续性, 机器人前端液体要不断填充到机器人外表面与管道内壁的间隙, 并对机器人前端产生端部阻力 F_f . 机器人的运动过程如下: 驱动开始时有 $F_a < F_f$, 机器人在管内空转; 当 $F_a = F_f$ 时, 机器人达到启动转速, 开始有运动趋势; 当 $F_a > F_f$ 时, 机器人加速运动直到再次出现 $F_a = F_f$ 时, 机器人达到稳定滑动速度, 即

$$F_a - F_f = 0. \quad (17)$$

根据纳维-斯托克斯方程和牛顿内摩擦定律, 胶囊微型机器人表面的液体剪切应力为^[36]

$$\begin{cases} \tau_{xi} = \frac{1}{2 \cos^2 \theta} \left(\frac{\partial p_i}{\partial y} \sin \theta - \frac{\partial p_i}{\partial x} \right) h_i - \frac{\mu}{h_i} u_i, \\ \tau_{yi} = \frac{1}{2 \cos^2 \theta} \left(\frac{\partial p_i}{\partial x} \sin \theta - \frac{\partial p_i}{\partial y} \right) h_i - \frac{\mu}{h_i} v_i. \end{cases} \quad (18)$$

将剪切应力在机器人 B_i ($i=1, 2$) 区域内积分, 得机器人受到粘性液体的剪切力

$$\begin{cases} F_x = \sum_{i=1}^2 \iint \tau_{xi} dx dy \cos \theta, \\ F_y = \sum_{i=1}^2 \iint \tau_{yi} dx dy \cos \theta. \end{cases} \quad (19)$$

将剪切力向机器人轴向投影, 则变径机器人受到黏性液体的总轴向驱动力为

$$F_a = 4N (F_y \sin \theta + F_x). \quad (20)$$

单位宽度内, 通过机器人表面与管壁间隙沿 x 方向的液体流量为

$$q_x = \frac{u_i h_i}{2} - \frac{h_i^3}{12\mu} \frac{\partial p_i}{\partial x}. \quad (21)$$

当螺旋肋推动粘性液体向后流动时, 机器人表面与管壁围成的环形流体区域及机器人前端柱形流体区域各补充一部分流体使流量保持恒定. 图 9 为胶囊机器人端部的液体流动示意图, 液体速度在胶囊机器人铜瓦表面达到最大值. u_f 为机器人表面液体轴向速度, $u_f = V_1 \sin \theta - v_a$, u_t 为机器人前端环形区域流体速度, u_c 为机器人前端端柱形区域流体速度, z 为油膜厚度方向.

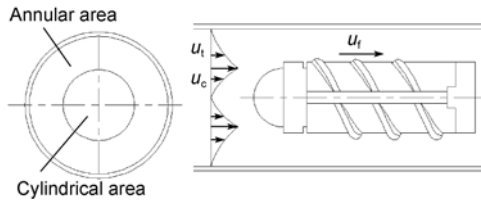


图9 胶囊机器人端部液体流动示意图

机器人前端流体速度满足边界条件

$$\begin{cases} u_t(0) = u_c(0) = u_f, \\ u_t(h_1) = u_c(-r) = 0. \end{cases} \quad (22)$$

符合(22)式的流体轴向运动速度分别为

$$\begin{cases} u_t = u_f \left(\frac{z}{h_1} - 1 \right) \left(\frac{z}{b} - 1 \right), \\ u_c = u_f \left(\frac{z}{r} + 1 \right) \left(\frac{z}{c} + 1 \right), \end{cases} \quad (23)$$

式中, b, c 为待定系数.

取 $z=h_1/2$ 和 $z=-r/2$ 处圆周周长分别为环形区域和柱形区域油膜周向宽度. 单位时间内, 流经机器人表面与管壁之间间隙的 x 向液体总流量为

$$Q_1 = q_x \pi (2r + h_1). \quad (24)$$

单位时间内机器人前端液体轴向总流量为

$$Q_2 = \int_0^h u_t dz \cdot \pi (2r + h_1) + \int_{-r}^0 u_c dz \cdot \pi r. \quad (25)$$

根据粘性液体轴向流量连续, 柱形区域流体速度分布为

$$u_c = \left(\frac{z}{r} + 1 \right) \left(\frac{3(r^2 u_f - q_x (2r + h_1))z}{r^3} + u_f \right). \quad (26)$$

机器人端部受到的液体粘滞阻力^[37]为

$$F_f = 6\pi\mu \int_{-r}^0 u_c dz. \quad (27)$$

将(20)和(27)式代入机器人轴向平衡方程(17)中, 得到稳态时机器人的轴向平衡方程.

联立径向平衡方程(13)和轴向平衡方程(17), 可得胶囊机器人稳态游动速度、径向偏移量和临界间隙等未知量.

3 多胶囊机器人的驱动与控制

3.1 临界间隙与启动转速

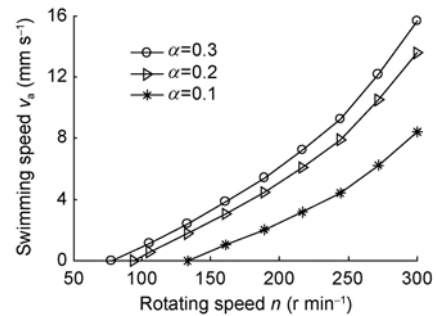
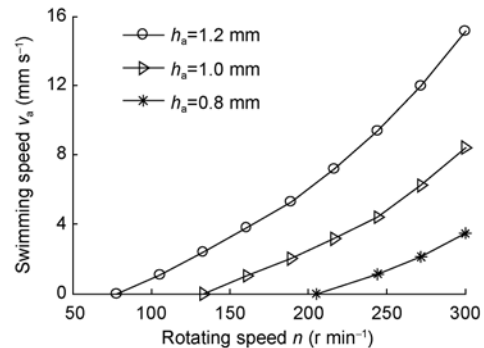
试验表明, 间隙较小时, 稳定游动速度实验值与

理论值吻合程度好; 间隙较大时, 试验值与理论值偏离. 实验值和理论值不偏离的最小间隙即为临界间隙^[28]. 大于临界间隙时, 液体动压力将不足以推动胶囊机器人前进, 这种现象称为临界间隙现象.

如果磁场转速较小, 机器人表面与管壁间流体产生的推力不能克服端部效应流体阻力, 胶囊机器人在粘性液体中空转不前; 当转速增加, 机器人通过径向间隙自补偿达到临界间隙时, 推力能克服端部效应流体阻力, 机器人开始启动, 对应的旋转磁场转速定义为启动转速. 下面分析机器人螺旋参数对启动转速的影响, 以便优化机器人螺旋结构, 实施同一磁场下对多胶囊机器人的控制.

记螺旋宽度系数 $\alpha = B_2 / (B_1 + B_2)$, 图 10 为仿真得到的胶囊机器人具有不同螺旋宽度系数 α 时, 旋转磁场转速与机器人游动速度的关系曲线, 各曲线与横轴的交点为相应的启动转速, 可见, 启动转速随 α 的增大而减小, α 的变化对游动曲线斜率的影响不大.

图 11 为胶囊机器人具有不同螺旋肋高度 h_a 时, 旋转磁场转速与机器人游动速度的仿真曲线, 各曲线与横轴的交点为相应的启动转速, 可见, 启动转速

图10 启动转速与螺旋宽度系数 α 的关系曲线图11 启动转速与螺旋肋高度 h_a 的关系曲线

随螺旋肋高度 h_a 的增大而减小, 曲线斜率略增.

图 12 为胶囊机器人具有不同螺旋角 θ 时, 旋转磁场转速与机器人游动速度的仿真曲线, 各曲线与横轴的交点为相应的启动转速, 启动转速随 θ 增大而略减, 但曲线斜率明显增加. 以上 3 个参量对驱动特性曲线的起始点与斜率都有影响, 因此可通过参量的优化, 得出理想的多条驱动特性曲线, 以实现多机器人的驱动控制.

3.2 多机器人控制策略

由于机器人旋转小于启动转速时, 机器人在管道内空转不前, 基于启动转速的概念, 在同一磁场下, 可对多个具有不同启动转速的胶囊机器人实施控制, 以 3 个机器人为例进行说明.

图 13 为 3 个变径胶囊机器人的驱动特性曲线, 分别具有不同的启动转速 n_1, n_2, n_3 . 当外磁场驱动转速低于 n_2 时, 只有机器人 1 沿轴向运动, 可独立控制机器人 1 到任何位置, 机器人 2、机器人 3 在液体中空转不前; 当外磁场驱动转速在 n_2 和 n_3 之间时, 机器人 1、机器人 2 分别以 v_{a1}, v_{a2} 的速度轴向游动, 而机

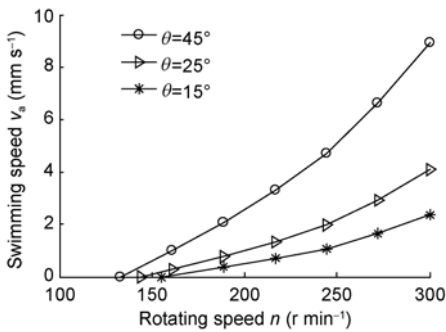


图 12 启动转速与螺旋角的关系曲线

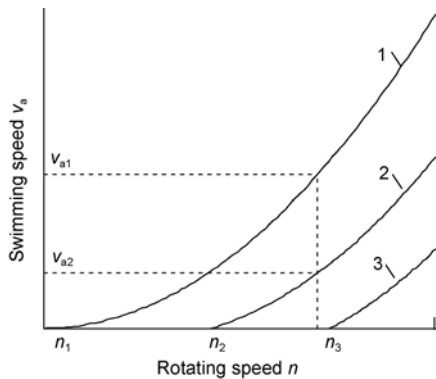


图 13 多胶囊机器人的启动特性曲线与控制

器 人 3 轴 向 无 运 动, 且 有 $v_{a1} > v_{a2}$; 随 着 外 磁 场 转 速 增 加 到 大 于 n_3 , 3 个 机 器 人 同 时 在 液 体 中 游 动, 且 有 $v_{a1} > v_{a2} > v_{a3}$.

综上所述, 在上述 3 个驱动转速区域, 改变外旋转磁场的速度与方向, 可在同一旋转磁场下控制 3 个具有不同启动转速特性机器人分别到任何位置, 实现多机器人的群操作与控制.

3.3 多机器人螺旋参数的优化

多个机器人的启动特性曲线若是相同规律的等间距曲线, 就容易控制机器人以一定时间间隔分别到达预定地点, 关键是如何优选多个机器人的启动特性曲线, 下面采用遗传算法对机器人结构参数进行优化设计.

优化设计的目标是磁场转速每增加 50 r/min, 启动一个机器人. 选用机器人 2 为标准, 启动转速 $n_2 = 144$ r/min; 优化机器人 1 和机器人 3 的螺旋结构参量, 使它们的启动转速分别为 $n_1 = 94$ r/min 和 $n_3 = 194$ r/min, 并使驱动特性曲线与标准机器人 2 具有相似运动规律.

根据表 1 中的参数仿真标准机器人 2 的启动特性曲线, 参照其游动速度与转速的关系优化设计机器人 1 和机器人 3, 使其启动特性曲线与标准机器人启动特性曲线间距的标准差最小.

目标函数为

$$\min \left\{ \sqrt{\frac{1}{m-1} \sum_{j=2}^m \left(\frac{v_{a(k,j)} - v_{a(k_2,j)}}{v_{a(k,j-1)} - v_{a(k_2,j-1)}} - 1 \right)^2} \right\}.$$

式中, $v_{a(k,j)}$ 表示转速 $n=n(j)$ 时机器人 k 的稳态游动速度, $v_{a(k_2,j-1)}$ 表示转速 $n=n(j-1)$ 时标准机器人的稳态游动速度. $k=1$ 时表示机器人 1, $k=3$ 时表示机器人 3.

设计变量为: $e, n, \alpha, \theta, h_a$.

表 1 几种胶囊机器人的螺旋参数

Parameters	Symbol	Robot 1	Robot 2	Robot 3	Unite
Spiral pitch	s	10	10	10	mm
Spiral angle	θ	37	45	45	($^\circ$)
Height of blade	h_a	1.13	1	0.92	mm
Width coefficient	α	0.18	0.10	0.09	mm
Robot outer diameter	r	7.5	7.5	7.5	mm
Depth of latex sleeve	h_t	0.01	0.01	0.01	mm

约束条件为: $e \geq 0$,

$$0.9 \text{ mm} \leq h_a \leq 1.2 \text{ mm},$$

$$0.1 \leq \alpha \leq 0.3,$$

$$0 \leq \theta \leq 45^\circ,$$

$$0 \leq n \leq 300,$$

$$n = n_k \text{ 时, } v_a = 0, \quad (28)$$

$$F_a - F_f = 0, \quad F_1 - F_2 + F_3 = 0. \quad (29)$$

采用遗传算法寻优时, 选用种群规模为 30, 交叉率为 0.85, 变异率为 0.02, 最大进化代数为 400. 表 1 为优化后的两组胶囊机器人的结构参数.

4 试验

为了验证理论分析的正确性和基于启动转速的多机器人操作原理, 研制了磁场驱动装置和如表 1 所示 3 组变径胶囊机器人, 并进行了驱动控制试验.

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, 分别选取优化机器人 1、机器人 2 和机器人 3 在刚性有机玻璃管内进行试验. 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, 充满动力粘度为 0.5 Pa·s 的硅油, 因此计算只考虑流体动压力. 图 14 为机器人启动转速的试验结果与仿真结果对比. 可见, 胶囊机器人在管道中启动转速的计算值与试验值符合较好, 验证了上述流体动力学模型的准确性和多机器人控制优化方法的有效性.

图 15 为机器人游动距离与时间关系的试验结果与仿真结果对比. 试验中, $t < 10$ s 时, 磁场转速 $n = 125$ r/min; $t = 10$ s 时磁场转速增加为 $n = 175$ r/min; $t = 20$ s 时磁场转速增加为 $n = 225$ r/min. 可见, 通过调整外磁场转速, 可以控制多个具有不同启动转速的多个胶

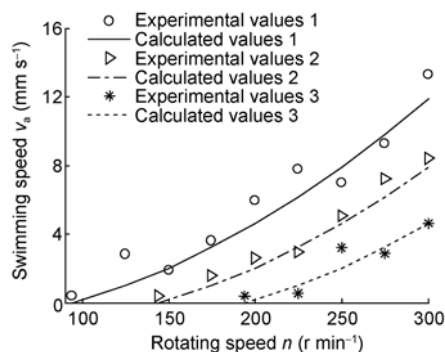


图 14 机器人启动转速曲线的仿真与试验曲线

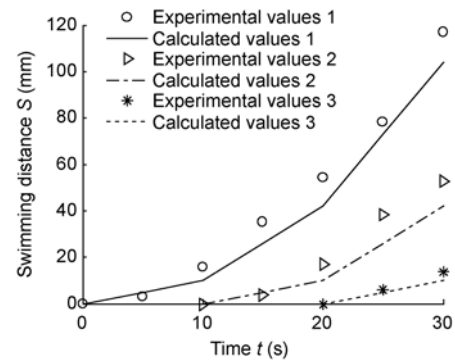


图 15 机器人游动距离与时间的试验

囊机器人沿一定路径到达预定地点.

为了验证胶囊机器人的游动效果, 在猪肠道内进行了水平和垂直游动试验, 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; 能克服重力 垂直行走, 速度约为 20 mm/s.

5 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, 应用泛函变分原理建立了满足边界条件的机器人表面油膜动压力模型, 基于端部效应和机器人外表面 流体的动态平衡特性, 对胶囊机器人的临界间隙现象进行了理论与试验研究, 定义了启动转速的概念, 启动转速与间隙的大小相关, 其物理意义是在某一 临界间隙时, 机器人表面与管壁间的流体动压产生的 推力与端部效应流体阻力相等时的最小外旋转磁 场转速.

提出了同一磁场下对多个胶囊机器人实施驱动 控制的方法, 并以多机器人启动特性曲线具有相似 运动规律为目标, 通过遗传算法对多个胶囊机器人 的螺旋参量进行了优化设计, 理论与试验研究得出 以下结论:

- 1) 临界间隙与启动转速具有对应关系: 临界间隙大, 启动转速也大, 启动转速的大小还与螺旋参量有关;
- 2) 变径胶囊机器人适应管径范围大, 能有效克服临界间隙现象, 显著提高了肠道胶囊机器人的管径自适应性和驱动能力;
- 3) 与我们以前的认识截然不同, 与临界间隙相

对应的启动转速特性曲线不通过原点;

4) 可有效的优化设计满足理想启动特性和便于实施多胶囊机器人操作的螺旋参量;

5) 提出的基于启动转速概念的同一磁场下多胶囊机器人的驱动控制方法切实可行.

实现了多机器人群组操作与控制, 为同一体内驱动环境下对多胶囊机器人分别实施摄像、取样、诊断、喷药等多任务奠定了基础, 在医学工程领域应用

前景良好. 未来的工作将进行胶囊机器人多楔形效应驱动原理的研究, 优化最大限度产生多楔形效应的机器人结构, 目标是增大胶囊机器人的临界间隙, 也就是即使机器人在大间隙的情形下, 仍然具有良好的驱动性能. 研究表明多楔形效应驱动原理可望进一步突破胶囊机器人的驱动性能. 此外, 我们还要解决胶囊机器人在弯曲肠道内的定位与驱动问题才能使临床应用成为可能.

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
- 2 MacFadyen B V, Cuschieri A. Endoluminal surgery. *Surg Endosc*, 2005, 19: 1–3
- 3 Cuschieri A, Melzer A. The impact of technologies on minimally invasive therapy. *Surg Endosc*, 1997, 11: 91–92
- 4 Cuschieri A. Minimally invasive surgery: Hepatobiliary-pancreatic and foregut. *Endosc*, 2000, 32: 331–344
- 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
- 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 swallowable video capsule (M2A). *Gastrointest Endosc*, 2000, 52: 817–819
- 9 RF System Lab, NORIKA3. (2001). Available.(English): <http://www.rfamerica.com/sayaka/>; (Japanese). 2001
- 10 Olympus. Available (English): <http://www.olympus-globe.co-m/en/news/2005b/nr051013capsle.cfm>. (Accessed in 2008). 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 Zhang Y, Jiang S, Zhang X, et al. Dynamic characteristics of an intestine capsule robot with variable diameter. *Chin Sci Bull*, 2010, 55: 1813–1821
- 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: *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Washington DC: IEEE, 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
- 16 Accoto D, Stefanini C, Phee L, et al. Measurements of the Frictional Properties of the Gastrointestinal Tract. Vienna: The World Tribology Congress, 2001
- 17 Menciassi A, Stefanini C, Gorini S, et al. Legged locomotion in the gastrointestinal tract problem analysis and preliminary technological activity. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Sendai: IEEE, 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
- 19 Wang X N, Meng M.Q-H. An inchworm-like locomotion mechanism based on magnetic actuator for active capsule endoscope. In: *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Beijing: IEEE, 2006. 1267–1272
- 20 Guozheng Y, Qiuong L, Guoqing D, et al. The prototype of a piezoelectric medical robot. In: *Proceedings of IEEE International Symposium on Micromechatronics and Human Science Nagoya*: IEEE, 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
- 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: *Proceedings of IEEE International Conference Engineering in Medicine and Biology Society*, San Francisco: IEEE, 2004. 2767–2770
- 23 Dario P, Menciassi A, Stefanini C, et al. Teleoperated endoscopic capsule equipped with active locomotion system. WIPO Patent, WO

2005082248, 2005-09-09

- 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 Tracs Mechatron*, 2008, 13: 169–179
- 25 Carta R, Thone J, Puers R. A wireless power supply system for robotic capsular endoscopes. *Sens Actuators A*, 2010, 162: 177–183
- 26 Cristofaro S, Stefanini N, Susilo E, et al. Electromagnetic wobble micromotor for microrobots actuation. *Sens Actuators A*, 2010, 161: 234–244
- 27 Ikeuchi K, Yoshinaka K, Hashimoto S, et al. Locomotion of medical micro robot with spiral ribs using mucus. In: *Proceedings of IEEE International Symposium on Micro Machine and Human Science*, 1996. 217–222
- 28 Zhang Y, Yu H, Ruan X, et al. Kinematics characteristics of a new capsule-type micro robot in intestine. *J Mech Eng*, 2009, 45: 18–23
- 29 Saladin K S. *Human Anatomy*. Boston: McGraw-Hill Higher Education, 2005
- 30 Zhang Y, Jiang S, Zhang X, et al. A variable diameter capsule robot based on multiple wedge effects, *IEEE/ASME Tracs Mechatron*, 2011, 16: 241–254
- 31 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: 493–503
- 32 Zhang Y, Yue M, Guo D, et al. Characteristics of spatial magnetic torque of an intestine capsule micro robot with variable diameter. *Sci China Ser E-Tech Sci*, 2009, 52: 2079–2086
- 33 Baiocchi C, Capelo A. *Variational and Quasivariational Inequalities Applications to Free Boundary Problems*. New York: John Wiley&Sons, 1984
- 34 裘祖干. 一类微机电流体四边形阶梯轴承的精确解, *润滑与密封*. 1989, 2: 13–20
- 35 Gent A N. *Engineering with rubber - how to design rubber components*. USA: Hanser Gardner Publications, 2001
- 36 SZERI A. *Fluid Film Lubrication: Theory and Design*. Cambridge: Cambridge University Press, 1998
- 37 Pinkus O, Sternlicht B. *Theory of Hydrodynamic Lubrication*. New York: McGraw Hill Co., 1961