

新型医用微小管道机器人的研究^①

梁 亮^{②*} 彭 辉^{*} 陈 柏^{***}

(^{*}中南大学信息科学与工程学院 长沙 410083)

(^{**}长沙学院机电工程系 长沙 410022)

(^{***}南京航空航天大学江苏省精密与微细制造技术重点实验室 南京 210016)

摘 要 提出了一种应用于人体腔内细小管道的新型螺旋式微型机器人。该机器人能巧妙利用其机体不同旋向的内外螺旋槽在液体环境中作不同方向的高速旋转,实现其悬浮式快速运行。在模拟人体主动脉的脉动流场和静止流场环境下,运用计算流体动力学(CFD)方法数值分析了机器人在一定的运行速度下,血液对机器人的轴向驱动力以及机器人对血管壁的压力。结果表明:机器人轴向驱动力和血管壁所受最大压力变化基本和血流速度变化趋势一致;随着血管直径的增大,机器人轴向驱动力和血管壁所受最大压力都随之减小;随着机器人偏心距的增大,机器人轴向驱动力先减小后增大,而血管壁所受最大压力始终增大。最后实验验证了这种螺旋机器人可以在顺流和逆流的流体环境中运行。

关键词 医用微型机器人, 血管, 脉动流, 螺旋, 微创手术

0 引言

微创外科医疗技术是当今国际上的一个研究热点,目前的研究主要从两方面进行:一是改进传统的医用内窥镜系统,使之进一步微型化;二是改进该系统进入人体腔内的驱动方式。国内外学者已研制和开发了一些能自动把医用内窥镜系统送到人体腔内各个部位的微型机器人。比如,在肠道机器人方面,Kassim 等研制了仿蜥蜴行走的“内窥爬行者”机器人^[1],Cheung 等研究出一种蠕动内窥镜机器人^[2],张永顺等提出了螺旋式肠道胶囊微型机器人^[3],马官营等研制了一种模拟蚯蚓爬行的无缆机器人内窥镜系统^[4];在血管机器人方面,瑞典科学家研制出了能在血液、尿液和细胞介质中捕捉和移动单个细胞的血管内微型机器人^[5],日本科学家提出了一种基于外磁场驱动的外形尺寸为 0.5mm×8mm 的螺旋式游动机器人^[6],陈柏等研制了仿蝌蚪与螺旋泳动血管微型机器人和适合在大血管环境蠕动的基于腹足动物运动的仿生介入机器人^[7,8],杨岑玉等设计了一种可在非磁性细小管路直行和转向的仿趋磁细

菌的微型机器人^[9],付宜利等研制了一种用于血管介入手术的导向机器人^[10],田增民等已将医用机器人应用于玻璃血管模型和狗血管介入实验^[11]。基于机器人微型化和无损伤的要求,针对双节螺旋医用微型机器人体积较大和外壳螺旋槽高速旋转可能造成对人体腔管壁损伤的问题^[12],笔者提出了一种单节螺旋式微型机器人。考虑到在脉动流或静止流中,以一定速度运行的微型机器人在血管内的受力以及机器人运行时对血管壁产生的压力对研究螺旋式医用机器人的运动十分重要,本研究建立了内腔管内黏液流体的动力学控制方程,并借助计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)软件数值模拟,比较了机器人在脉动流和静止流中运行时血液对机器人的轴向驱动力以及机器人对血管壁的压力,分析了血管管径变化和偏心距(机器人中心线与血管中心线的距离)变化对机器人轴向驱动力和血管壁所受压力的影响。

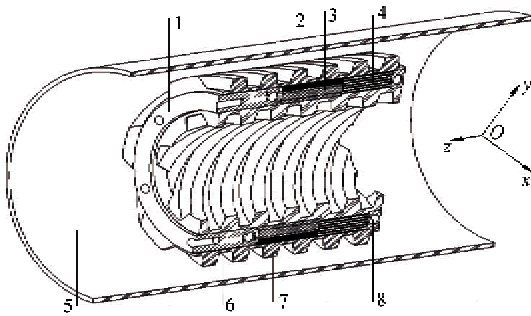
1 医用微型机器人的驱动机构

图 1 为医用微型机器人在人体腔管内的结构

① 国家自然科学基金(51075209)资助项目。

② 男,1977 年生,博士生;研究方向:医用微型机器人建模与智能控制;联系人,E-mail: fatiangliang@126.com
(收稿日期:2011-04-07)

图。图中永磁铁(2)和线圈(3)组成微电机,之间采用滚动(或滑动)轴承(8)支撑。将永磁铁固接在带有右螺纹的机体外壳(7)上,线圈固接在中空的带有左螺纹的机体内轴(6)上。当微电机开始通电时,因机体内轴上固定了微电池(4)等模块,惯性较大,带螺纹的机体外壳高速旋转,迫使内腔管内黏液产生轴向运动,其反作用力推动机器人运动;同时,由于作用在机体外壳的黏液阻力将迫使带螺纹的机体内壳反向旋转,其反向旋转也可迫使黏液产生轴向运动,其反作用力也作用于机器人。因为机体外壳和内轴螺旋旋向和转向都相反,所以黏液对它们的反作用力方向都相同,从而实现无论是外壳还是内轴旋转,均可使机器人有相同方向的推进力,避免了仅有外螺纹的单节螺旋机器人内部电机高速旋转,而机体外壳转速较慢或不转导致驱动力减小的不足。同时调整机体外壳部分和机体内轴部分的质量比,能够改变外壳和内轴的旋转速度。



1:成像、通讯与控制模块; 2:永磁铁; 3:线圈; 4:微电池;
5:内腔管壁; 6:机体内轴; 7:机体外壳; 8:滚动轴承

图1 医用微型机器人结构图

由于黏液的动压效应,将形成一层动压润滑黏液膜,使得机器人处于悬浮状态,避免机器人与内腔管壁(5)直接接触,从而达到无损伤驱动的目的。改变机器人微电机的旋转方向,可以改变机器人运动的方向。在机体上还沿圆周布置有成像、通讯与控制模块(1),可以实现机器人的体外无线控制。如考虑电池容量的局限性,可以采用机体内放置永磁体,由外部旋转磁场驱动。

2 内腔管黏液流体的动力学控制方程

要研究机器人内外螺旋且旋转运行时机器人的轴向驱动力和内腔管壁所受压力,即研究黏液对机器人的作用力和黏液对内腔管壁的压力,首先要建

立内腔管黏液流体的动力学控制方程。

假设黏液的密度为 ρ ,引入哈密顿微分算子

$$\nabla = \mathbf{i} \frac{\partial}{\partial x} + \mathbf{j} \frac{\partial}{\partial y} + \mathbf{k} \frac{\partial}{\partial z}.$$

以黏液中的某一微元体为研究对象,如图2所示。根据质量守恒,可得方程

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0 \quad (1)$$

根据动量守恒,可得方程

$$\begin{cases} \frac{\partial(\rho u_x)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u_x \mathbf{u}) = -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + F_x \\ \frac{\partial(\rho u_y)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u_y \mathbf{u}) = -\frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + F_y \\ \frac{\partial(\rho u_z)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u_z \mathbf{u}) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} + F_z \end{cases} \quad (2)$$

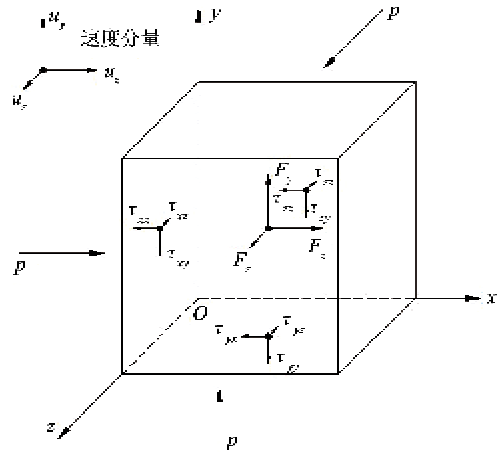


图2 黏液微元体模型

其中: u_x, u_y, u_z 分别是黏液微元体速度矢量 $\mathbf{u}$ 在 x, y, z 方向的分量; p 为黏液微元体上的压力; $\tau_{xx}, \tau_{xy}, \tau_{yx}, \tau_{yy}, \tau_{yz}, \tau_{zy}, \tau_{zx}, \tau_{zy}, \tau_{zz}$ 是因分子黏性作用而产生的作用在微元体表面的黏性应力 τ 的分量,且有

$$\begin{cases} \tau_{xx} = 2\mu \frac{\partial u_x}{\partial x} + \lambda \nabla \cdot \mathbf{u} \\ \tau_{yy} = 2\mu \frac{\partial u_y}{\partial y} + \lambda \nabla \cdot \mathbf{u} \\ \tau_{zz} = 2\mu \frac{\partial u_z}{\partial z} + \lambda \nabla \cdot \mathbf{u} \\ \tau_{xy} = \tau_{yx} = \mu \left(\frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right) \\ \tau_{xz} = \tau_{zx} = \mu \left(\frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x} \right) \\ \tau_{yz} = \tau_{zy} = \mu \left(\frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y} \right) \end{cases} \quad (3)$$

式中, μ 为黏液动力黏度, λ 为第二黏度,通常取为

$-2\mu/3$; F_x, F_y, F_z 为黏液微元体上的体力, 因为体力只有重力, 加上重力方向与 y 轴相反, 则 $F_x = 0$, $F_y = -\rho g$, $F_z = 0$ 。

方程(1)和(2)即为黏液的动力学控制方程, 是黏液流场数值计算的数学模型。

3 数值计算

3.1 脉动血流函数

由于心脏的间歇射血, 动脉中的血流具有强烈的脉动特性, 静息心率下在心动周期的大部分时相中血液的总流量几乎为“零”, 只在射血期才出现可观的宏观血流, 血液正向流动期大约占心动周期的 $1/4 \sim 1/3$ 。假设内腔管为主动脉, 且管壁为刚性, 心脏搏动频率为 75 time/min , 即心脏搏动周期为 0.8 s , 其中心缩期占 0.3 s , 心舒期占 0.5 s 。主动脉计算进口平均速度曲线, 如图 3 所示, 表达式为^[13]

$$V_{\text{inlet}}(t) = \begin{cases} 2.4e^{-7.557t} \sin(13.09t) & (0 < t \leq 0.24 \text{ s}) \\ -0.343e^{-7.557(t-0.24)} \sin[13.09(t-0.24)] & (0.24 \text{ s} < t \leq 0.2743 \text{ s}) \\ 0 & (0.2743 \text{ s} < t \leq 0.8 \text{ s}) \end{cases} \quad (4)$$

式中, V_{inlet} 为主动脉计算进口平均速度, 单位为 m/s 。

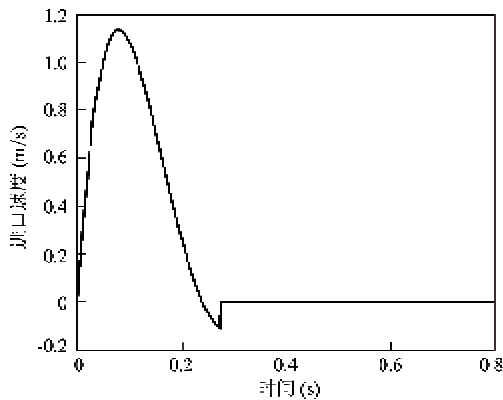


图 3 主动脉计算进口平均血流速度曲线

3.2 脉动流场与静止流场内机器人驱动力和血管壁压力数值仿真

在三维数值计算中, 根据人体主动脉实际的尺寸和血管内液体环境, 对机器人系统作了如下假设: 假定机器人与血管中充满血液, 血液密度为 1053.1 kg/m^3 , 动力黏度为 $0.0045135 \text{ Pa} \cdot \text{s}$, 并假定主动脉直径为 11 mm , 长度为 75 mm ; 机器人外壳右螺旋槽外径为 8 mm , 轴向长度为 15 mm , 螺纹线数为

6, 导程 15 mm , 螺旋槽为矩形, 齿顶宽为 1 mm , 槽底宽为 1.5 mm , 槽深为 0.8 mm ; 机体内轴左螺旋槽内径为 2.8 mm , 轴向长度为 15 mm , 螺纹线数为 6, 导程 15 mm , 螺旋槽为矩形, 齿顶宽为 1 mm , 槽底宽为 0.8 mm , 槽深为 0.6 mm , 如图 1 所示。

考虑到机器人在高速运行时血管内血液的流动为湍流, 在数值分析中采用雷诺平均的 NS 方程作为控制方程, 湍流模型设为标准 $k-\varepsilon$ 模型, 近壁处流动采用标准壁面函数处理, 压力和速度耦合方程采用标准 SIMPLE 算法求解。为了模拟机器人内轴空心区域流体和外壳邻近区域流体的运动, 采用滑移网格方法进行处理, 给定外壳邻近区域流体转速为 1000 r/min (正转) 和内轴空心区域流体转速为 -200 r/min (反转)。解算收敛条件设为: 血管两端进出口的流量误差小于 0.001 , x, y, z 方向速度、 k 和 ε 的残差收敛精度均为 0.001 。在数值计算中, 采用了动网格技术, 并假定机器人以速度为 20 mm/s 沿着血管中心线 z 轴正方向作直线运动。非稳态数值计算中, 对于脉动流场, 进口边界条件设置按照方程(4)分为 3 个阶段, 每步迭代时间与迭代步数乘积等于每个阶段时间, 并且在每个阶段重新设置进口和出口边界, 以符合血液正向流动、反向流动和不流动三种情况; 对于静止流场, 进口和出口边界条件均设置为压力边界。

图 4 是血流一个脉动周期范围内, 机器人在脉动流场和静止流场环境中所受轴向驱动力曲线图。可以看出, 在脉动流场下, 当机器人运行方向与血液流动方向相同时, 所受的轴向驱动力是增大的, 即加速运动, 而当机器人运动方向与血液流动方向相反时, 机器人所受轴向驱动力的方向发生改变, 并且数值是增大的, 即减速运动, 当血液流动速度为 0 时,

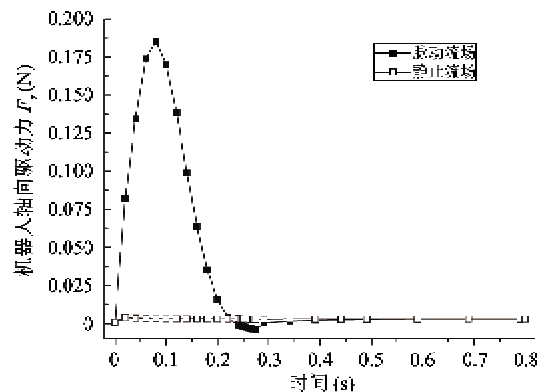


图 4 一个脉动周期内机器人轴向驱动力曲线

高速旋转的机器人同样存在轴向驱动力,并且总体上机器人驱动力变化趋势和血流速度变化趋势基本是一致的;而在静止流场下,机器人运行时的轴向驱动力为正且基本保持不变。

图5是血流一个脉动周期范围内,机器人在脉动流场和静止流场环境中,血管壁所受最大压力曲线图。可以看出,在脉动流场中,血流方向为 z 轴正向时,血管壁所受最大压力值变化趋势和血流速度变化趋势基本是一致的,在整个周期范围内,血管壁压力最大值出现在 $t = 0.06\text{s}$ 时刻,此时压力值为 3800Pa ,位置处在血流进口附近,当血流方向为 z 轴反向时,血管壁所受最大压力值变化趋势和血流速度变化趋势基本是相反的,但最大压力值减小得很少;而在静止流场中,血管壁所受最大压力数值较小,且基本保持不变。

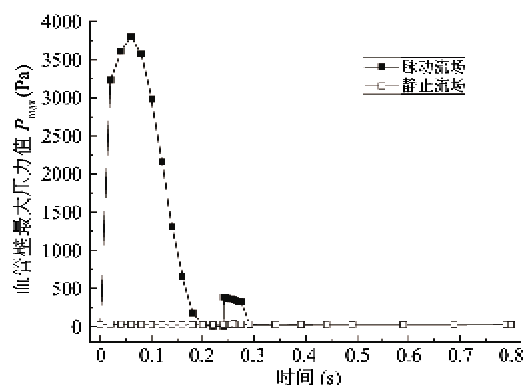


图5 一个脉动周期内血管壁最大压力曲线

图6是血流一个脉动周期范围内,机器人在脉动流场和静止流场环境中,血管壁所受最小压力曲线图。可以看出,在脉动流场中,随着时间的增长,血管壁所受最小压力值是先增大后减小,在时间 $t = 0.24\text{s}$,即血流正向流动与反向流动的交接点时,

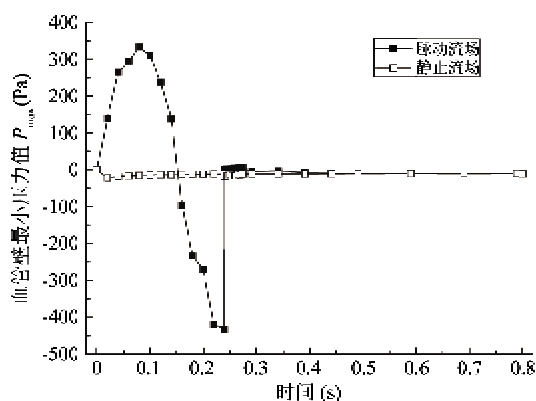


图6 一个脉动周期内血管壁最小压力曲线

血管壁承受最大负压值为 433.5Pa ;而在静止流场中,血管壁所受最小压力为较小负压值,且基本保持不变。

3.3 血管直径对机器人驱动力和血管壁压力的影响

图7和图8是在脉动流场($t = 0.08\text{s}$,即血流速度最大时刻)中,机器人轴向驱动力和血管壁所受压力随血管直径变化的曲线图。从两图可以看出,机器人轴向驱动力和血管壁所受的最大压力都是随着血管直径的增大而减小。因此在血管壁所能承受的压力范围内,可以通过提高机器人外径来增大机器人的轴向驱动力。

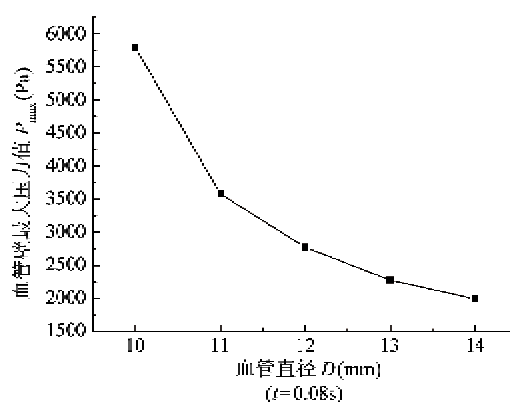


图7 机器人轴向驱动力与血管直径的关系曲线($t = 0.08\text{s}$)

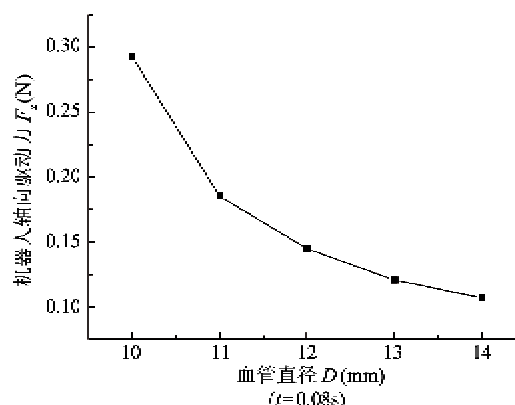


图8 血管壁最大压力与血管直径的关系曲线($t = 0.08\text{s}$)

3.4 偏心距对机器人驱动力和血管壁压力的影响

图9和图10是在脉动流场($t = 0.08\text{s}$)中,机器人轴向驱动力和血管壁所受压力随偏心距变化的曲线图。从图中可以看出,随着机器人偏心距的增大,机器人轴向驱动力先减小后增大,而血管壁所受的最大压力总是增大的,因此在血管壁所能承受的压力范围内,可以通过增大机器人偏心距,也就是机器人更接近血管壁来提高机器人的轴向驱动力。

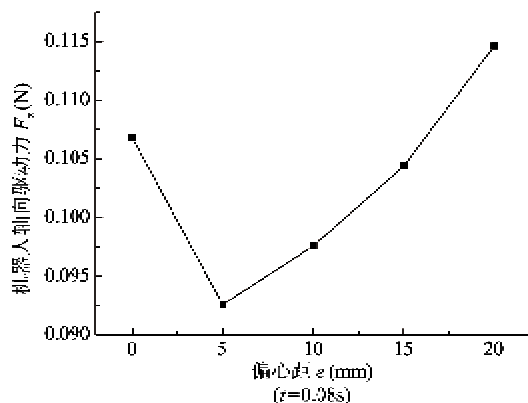


图 9 机器人轴向驱动力与偏心距的关系曲线 ($t=0.08s$)

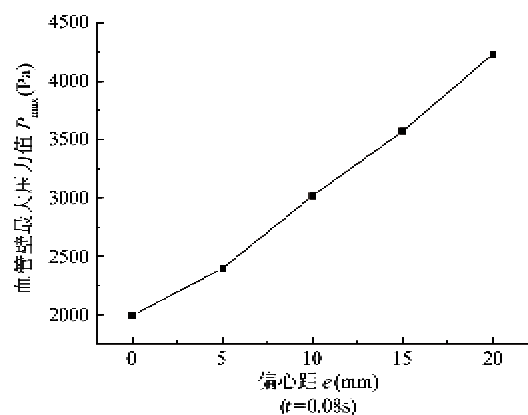


图 10 血管壁最大压力与偏心距的关系曲线 ($t=0.08s$)

4 模拟动脉环境中血管机器人的运行实验

为验证螺旋式血管机器人在人体动脉环境中运行的可行性,制作了 $\phi 10\text{mm} \times 25\text{mm}$ 的内外螺旋机器人实验样机,如图 11 所示。机体外右螺旋为矩形螺旋,外径为 10mm,长度为 25mm,螺旋线数为 6,齿顶宽为 1mm,槽底宽为 3mm,槽深 1mm,螺旋升角为 45° ;机体内左螺旋也为矩形螺旋,内径为 3.2mm,长度为 25mm,螺旋线数为 6,齿顶宽为 1mm,槽底宽为 2mm,槽深 0.8mm,螺旋升角也为 45° 。利用心脏外科手术中所用人工血泵,模拟动脉环境中血液的流动(动脉中的血流速度按照式(4)),并利用 $\phi 20\text{mm} \times 100\text{mm}$ 的透明橡胶软管模拟人体主动脉弓,观察研究机器人运动状态。在实验中观察发现:机器人在流体冲击下既能顺流前进,又能逆流前进;流体冲击会使机器人在运动过程中产生一定的倾角。



图 11 螺旋机器人实验样机

当机体外螺旋转速为 800r/min 、内螺旋转速为 -200r/min 、环境液体黏度为 $0.1\text{Pa} \cdot \text{s}$ 、环境液体为静态时,机器人通过 $\phi 20\text{mm} \times 100\text{mm}$ 的软管的平均运动速度约为 2.5mm/s 。当透明软管中的液体流速为 0.8m/s 时,机器人顺流运动的平均速度约为 3.2mm/s ,逆流运动的平均速度约为 1.7mm/s 。机器人在流体冲击下,其运动是可控的。

5 结论

(1) 提出了一种内外螺旋、体积微小的新型医用微型机器人,它可以在人体肠道、尿道、大动脉等人体细小管道内实现悬浮式无损伤运行。

(2) 当高速旋转的螺旋微型机器人以一定速度运行时,在一个脉动血流周期范围内,血管壁所受最大压力变化基本和血流速度变化趋势一致;机器人的轴向驱动力大小和方向的变化与血流速度大小和方向的变化完全一致;在静止血流中,血管壁所受压力和机器人轴向驱动力数值较小,基本保持不变;脉动流场中机器人的轴向驱动力和血管壁所受压力都远大于静止流场,在机器人不是很靠近血管壁时,血管壁最大压力点出现在血流速度最大时刻的进口附近。

(3) 随着血管直径的增大,血管壁所受最大压力和机器人的轴向驱动力都随之减小。

(4) 随着机器人偏心距的增大,机器人轴向驱动力是先减小后增大,而血管壁所受最大压力始终增大。

(5) 模拟血管环境,在流体脉动冲击下,机器人既能顺流前进,又能逆流前进;流体冲击会使机器人运动过程中产生一定的倾角;流体冲击对机器人运动速度会产生影响,但影响幅度在可控范围内。

参考文献

- [1] Kassim I, Phee L, Wan S, et al. Locomotion techniques for robotic colonoscopy. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2006, 25(3): 49-56
- [2] Cheung E, Karagozler, M E, Park, S, et al. A new endoscopic microcapsule robot using beetle inspired microfibrillar adhesives. In: Proceedings of the 2005 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Monterey, Canada, 2005. 551-557
- [3] 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. *机械工程学报*, 2009, 45(8): 18-23
- [4] 马官营,颜国正,王坤东等. 无线供能胃肠道微型诊疗机器人系统研究. *机器人*, 2008, 30(1): 56-62
- [5] Jager E W, Inganas O, Lundstrom I. Microrobots for micrometer-size objects in aqueous media: potential tools for single-cell manipulation. *Science*, 2000, 288 (5475): 2335-2338
- [6] Ishiyama K, Sendoh M, Yamazaki A, et al. Swimming of magnetic micro-machines under a very wide-range of Reynolds number conditions. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2001, 37(4): 2868-2870
- [7] 陈柏,顾大强,潘双夏等. 仿蝌蚪与螺旋的泳动机器人系统的设计. *机械工程学报*, 2005, 41(10): 88-92
- [8] 陈柏,陈笋,蒋素荣等. 仿生介入机器人的运动性能. *机器人*, 2010, 32(3): 414-418
- [9] 杨岑玉,王铮,王金光等. 仿趋磁细菌的微型机器人研究. *机器人*, 2009, 31(2): 146-150
- [10] 付宜利,李显凌,梁兆光. 基于形状记忆合金的自主导导向机器人设计. *机械工程学报*, 2008, 44(9): 76-82
- [11] 田增民,徐武夷,卢旺盛等. 医用机器人在血管介入治疗中应用的实验研究. *国际脑血管杂志*, 2010, 18(5): 338-341
- [12] 穆晓枫,周银生,陈柏. 一种医用肠道机器人的理论分析与试验研究. *机械工程学报*, 2004, 40(7): 124-127
- [13] 邱霖. 分岔动脉血管介入治疗的数值模拟和实验研究:[博士学位论文]. 成都:四川大学建筑与环境学院, 2004. 32-34

A new kind of medical pipeline micro-robot

Liang Liang^{* **}, Peng Hui^{*}, Chen Bai^{***}(^{*} College of Information Science and Engineering, Central South University, Changsha 410083)(^{**} Department of Mechanical & Electrical Engineering, Changsha University, Changsha 410022)(^{***} Jiangsu Key Laboratory of Precision and Micro-Manufacturing Technology,

Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016)

Abstract

A new type of spiral micro-robot which can be used in tiny pipelines of the human body is proposed. This type of robot can move quickly in suspension by cleverly using its rightabout inner and outer screws' high speed of rotation in different rotative directions in the liquid. With the methodology of computational fluid dynamics (CFD), the driving force of the blood to the robot and the impact pressure of the robot on the blood vessel wall in the environments of imitating the pulsating flow of the aorta and the stationary flow were calculated. Moreover, the influences of the vessel diameter and the eccentricity (i. e., the distance between the center line of the robot and that of the blood vessel) on the driving force of the robot and the impact pressure of the blood vessel wall were analyzed. The experimental results demonstrate that the proposed spiral micro-robot can be applied to both positive and reverse flowing fluids.

Key words: medical micro-robot, blood vessel, pulsating flow, spiral, minimally invasive surgery