

基于五元件模型的小肠动态粘弹特性研究^①张 诚^{②*} 刘 浩^{*} 苏 刚^{*} 谭人嘉^{* **} 李洪滨^{*}

(* 中国科学院沈阳自动化研究所 沈阳 110016)

(** 中国科学院研究生院 北京 100049)

摘 要 进行了小肠动态粘弹特性的研究,应用五元件模型描述了小肠材料的松弛过程,得到了小肠材料的粘弹性本构方程。搭建了物理仿真平台,设计了负压吸附夹具,进行了小肠剪切松弛实验,实验验证了模型的有效性并进行了模型参数辨识。将该模型应用于振动式胶囊机器人,根据机器人的运动参数研究了小肠在一定频率下的动态粘弹性,得到了以下结论:五元件模型可以很好地拟合小肠材料松弛过程;小肠材料本构方程参数不是固定的而是随应变变化的;在胶囊自由振动过程中,整个系统呈现过阻尼状态,即非往复的衰减运动。

关键词 动态粘弹特性,五元件模型,小肠,振动,过阻尼

0 引言

近些年,医用微创胶囊机器人成为国内外研究热点^[1],因为其自主驱动功能能有效克服被动式胶囊内镜耗时、漏检率高等缺陷。然而,对进入人体小肠这样的复杂生物结构环境中的胶囊机器人的控制和操作是一个难题,迫切需要研究人体肠道的能动性模型。丹麦 Gregersen 等对荷兰猪小肠的生物力学性能进行了拉伸实验研究,发现荷兰猪小肠的应力和应变符合指数关系,随后通过气囊法测得小肠环向主动-被动应力应变关系与轴向应力应变关系有关^[2,3],并建立了小肠的三维模型^[4]。国内浙江大学周银生等利用神经控制模型的机械运动模型,运用 Galerkin 有限元-有限差分法进行了肠道的运动学仿真^[5]。此外,很多研究人员研究了胶囊机器人与小肠之间相互作用关系,如韩国 Kim 等对胶囊在小肠内运动时的摩擦特性进行了实验分析^[6],用经典粘弹性模型对小肠进行建模^[7],并对胶囊机器人在小肠内运动时的小肠受力进行了有限元分析^[8];意大利的 Dario 等针对小肠对胶囊的作用提出了小肠分层建模理论^[9]。香港中文大学 Meng 等^[10]和上海交通大学颜国正等^[11]也进行了相关研究。但以上研究缺乏对小肠在一定频率情况下振动

的粘弹性研究,导致一些具有振动特性的医疗器械在小肠内应用缺乏理论支持。因此,本研究通过五元件模型刻画小肠的粘弹性。为了验证模型的有效性和获得模型参数,设计了物理实验仿真平台,通过松弛实验验证了模型基本符合小肠的材料特性,而且将该模型应用于基于振动运动模式的胶囊机器人,根据小肠粘弹性本构方程和胶囊机器人运动方式,对小肠在一定频率下的动态粘弹性进行了分析。

1 五元件模型的建立及其本构方程

1.1 五元件粘弹性模型

小肠材料具有明显的粘弹特性,因此,本研究使用一种五元件模型来模拟小肠的粘弹性,如图1所

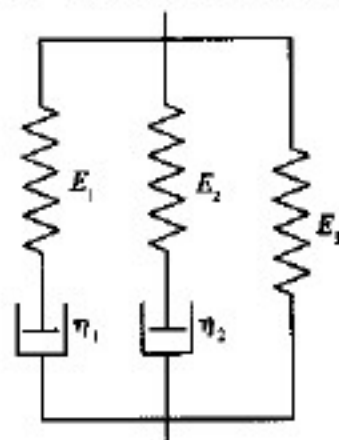


图1 小肠材料的五元件模型

① 863 计划(2009AA04Z210)和机器人学国家重点实验室独立课题(2009-Z06)资助项目。

② 男,1983 年生,博士生;研究方向:微型医疗机器人驱动及控制;联系人,E-mail:zhangcheng@sia.cn
(收稿日期:2011-09-01)

示,该模型是由三个弹簧和两个阻尼器经过串并联组成的,其中 E_1 、 E_2 、 E_3 为弹簧的弹性模量, η_1 、 η_2 为阻尼器的粘性模量,通过松弛实验,该模型参数与实验数据的一致性可达到99%^[7]。

1.2 模型本构方程

根据模型结构和弹簧及阻尼器的性质,推导模型的本构方程^[12]为

$$\begin{cases} \sigma = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 \\ \dot{\varepsilon}_1 = \dot{\sigma}_1/E_1 + \sigma_1/\eta_1 \\ \dot{\varepsilon}_2 = \dot{\sigma}_2/E_2 + \sigma_2/\eta_2 \\ \sigma_3 = E_3\varepsilon_3 \\ \varepsilon = \varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \varepsilon_3 \end{cases} \quad (1)$$

其中 σ_1 、 σ_2 、 σ_3 分别为五元件模型中3条并联支路的应力, ε_1 、 ε_2 、 ε_3 分别为3条并联支路的应变。解方程组(1)得

$$p_0\sigma + p_1\dot{\sigma} + p_2\ddot{\sigma} = q_0\varepsilon + q_1\dot{\varepsilon} + q_2\ddot{\varepsilon} \quad (2)$$

其中 σ 为模型整体应力, ε 为整体应变, $p_0 = E_1E_2$, $p_1 = E_2\eta_1 + E_1\eta_2$, $p_2 = \eta_1\eta_2$, $q_0 = E_1E_2E_3$, $q_1 = (E_1 + E_3)E_2\eta_1 + (E_2 + E_3)E_1\eta_2$, $q_2 = (E_1 + E_2 + E_3)\eta_1\eta_2$ 。式(2)即为小肠材料的本构方程。

2 松弛实验及模型参数辨识

本文通过松弛实验来验证五元件粘弹性模型的有效性和辨识模型参数。首先搭建物理仿真平台,根据生物实验要求进行小肠材料的松弛实验;之后根据实验结果对模型参数进行辨识。

2.1 物理实验仿真平台

整个物理仿真平台可分为两个部分:实验操作平台和控制、采集及分析单元,如图2所示。实验操作平台的主要功能是直线电机拖动仿胶囊模块在小肠中运动,通过微力传感器测得仿胶囊模块受力。直线电机固定于基座上,型号为NIKKIDENSO公司



图2 物理实验仿真平台

的NLA-7SL系列,外置绝对编码器采用RENISHAW公司的RGH22X-1um,实验平台整体精度可达1μm。电机定子与支架相连,支架上固定单自由度微力传感器,右侧为载物平台。载物台上固定真空套管,其结构图如图3所示,通过夹具将小肠固定在套管内,从气孔中将真空仓内空气抽出,并密封气孔,这样可以使小肠完全固定,将仿胶囊模块置于小肠内,通过碳纤维杆与微力传感器探头相连。仿胶囊模块表面带有毛刺,可使仿胶囊模块与小肠间不产生相对滑移。

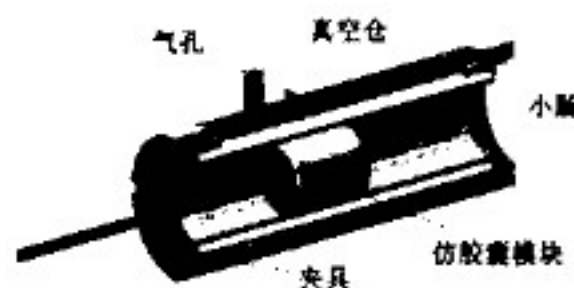


图3 真空套管结构图

上位机采用PC机作为控制单元,电机控制器通过串口与PC机相连。采用NI公司的PCI6229采集卡采集编码器信号和微力传感器的电压信号,其中微力传感器输出信号为毫伏级电压,经过前置信号放大器后进入采集卡,通过LABVIEW软件读出并存储。

2.2 实验过程及结果

实验选取新鲜的猪小肠,为了保持小肠活性,在样本保存过程中使用台氏液浸泡,并持续通入氧气。选取一段适当长度的猪小肠,将其放置与真空套管内,用夹具将两端固定;用注射器从气孔处将真空仓内空气抽净,确保小肠完全吸附在真空仓外壁上,封闭气孔;将真空套管固定于载物台上。仿胶囊模块直径13mm,长15mm,将其置于小肠内,通过电机拉动仿胶囊模块在小肠内完成不同应变下的剪切应力松弛实验,以直线电机驱动仿胶囊模块使其产生一个位移,即给小肠一个突加恒定剪切应变作用,观察其应力随时间减小的过程。

经测定,小肠壁平均厚度为2mm,胶囊机器人在小肠内运动过程中小肠最大伸长量可达6.5mm^[13]。分别选取应变为50%、100%、150%、200%进行实验,得到小肠样本剪切应力与时间的关系^[14]。

2.3 模型参数辨识

用 $Y(t)$ 表示对单位突加恒应变的松弛函数,则在突加恒应变 ε_0 的作用下,其应力 σ 随时间的变化,可以用以下函数来表示:

$$\sigma(t) = Y(t)\varepsilon_0 \quad (3)$$

根据五元件模型本构方程,其松弛函数可表示为

$$Y(t) = E_1 e^{-t/\tau_1} + E_2 e^{-t/\tau_2} + E_3 \quad (4)$$

通过曲线拟合方法获得不同应变下的应力曲线,结果说明五元件模型可以很好地模拟小肠的粘弹特性。通过拟合得到的五元件模型参数见表 1^[14],由表 1 可知,模型中弹性模量和粘性模

表 1 五元件模型的曲线拟合参数

应变	E_1 (kPa)	E_2 (kPa)	E_3 (kPa)	η_1 (kPa)	η_2 (kPa)
50%	2.926	1.539	1.422	0.053	0.561
100%	3.159	1.216	1.064	0.078	0.555
150%	2.781	0.948	0.812	0.067	0.393
200%	1.726	0.484	0.541	0.060	0.320

量不是一个确定值,在不同的应变条件下模型的 5 个参数是不同的,因此,不能用一个定参数的模型来表述小肠的粘弹特性。

通过最小二乘曲线拟合得到五元件模型中弹性模量和粘性模量与应变之间的关系如图 4 所示,返回二次多项式的系数见下式:

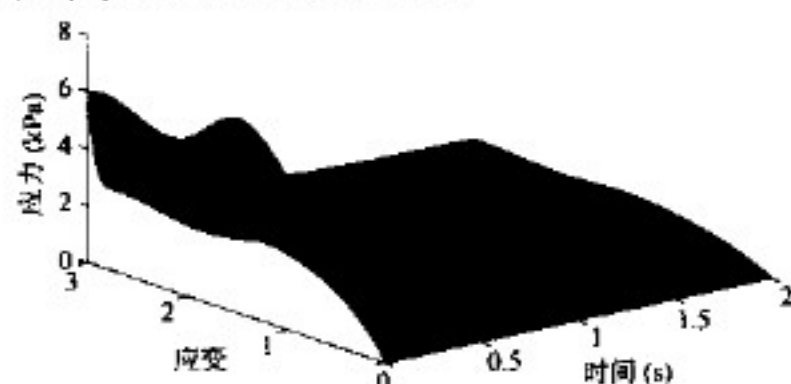


图 4 小肠剪切松弛应力曲线

$$\begin{aligned} E_1 &= -0.1617\varepsilon^2 - 0.3175\varepsilon + 3.348 \\ E_2 &= 0.1729\varepsilon^2 - 1.078\varepsilon + 2.078 \\ E_3 &= 0.1653\varepsilon^2 - 0.9792\varepsilon + 1.877 \\ \eta_1 &= -0.01386\varepsilon^2 + 0.03667\varepsilon + 0.0442 \\ \eta_2 &= 0.0185\varepsilon^2 - 0.2205\varepsilon + 0.6971 \end{aligned} \quad (5)$$

3 小肠动态粘弹特性分析

小肠五元件模型的建立对胶囊机器人驱动机理的研究和控制方案的优化有重要的意义,因此将该模型应用于一种振动式胶囊机器人。

3.1 振动式胶囊机器人驱动机理及样机参数

振动式胶囊机器人主要分为胶囊外壳和内部滑块两部分。基于电磁感应定律,内部滑块产生振动,根据两者相互作用力,胶囊外壳可以前进或后退。

胶囊外壳包括导磁体和线圈,线圈与导磁体连接;内部滑块由磁钢和导磁垫片构成,其中 3 块磁钢同极相对通过导磁垫片固连在一起,如图 5 所示^[15]。根据“内力-摩擦”驱动方式以脉宽调制(PWM)方式给线圈内通入电流即可使胶囊运动^[16]。

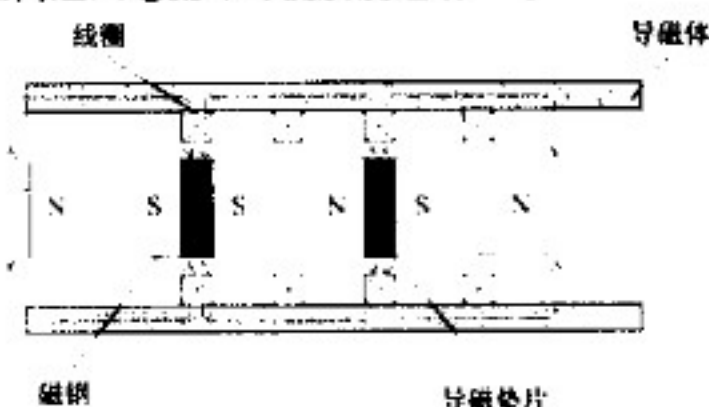


图 5 振动式胶囊机器人内部磁路简图

机器人样机长度 35.72mm,直径 13mm。样机的中部为 19mm 长的驱动仓,内部滑块长度为 16mm,即滑移距离为 3mm。样机两侧为负载仓,样机外壳质量(m_1)为 3.21g,内部滑块质量(m_2)为 7.94g,如图 6 所示。

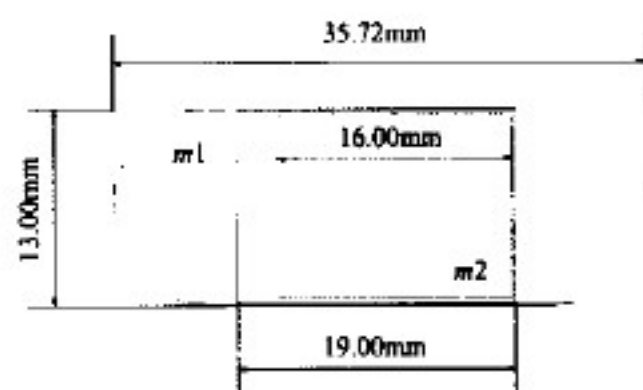


图 6 胶囊机器人驱动器原理样机参数

3.2 小肠材料动态粘弹性分析

根据振动式胶囊机器人振动运动模式,五元件模型的本构方程不足以刻画小肠环境对运动中胶囊机器人的作用情况。因此需研究小肠的动态粘弹性,即关注材料在交变应变作用下的应力响应。设应变随时间简谐变化,交变应变的复数形式表示为

$$\varepsilon(t) = \varepsilon_0 e^{i\omega t} \quad (6)$$

其中是 i 虚数单位, ω 是角频率, ε_0 是应变幅值。将式(6)代入本构方程(2)得

$$\sum_{k=0}^2 p_k \frac{d^k \sigma}{dt^k} = \sum_{k=0}^2 q_k (i\omega)^k \varepsilon_0 e^{i\omega t} \quad (7)$$

解式(7)可得

$$Y^*(i\omega) = Y_1(\omega) + iY_2(\omega) \quad (8)$$

$$Y_1(\omega) =$$

$$\frac{[E_1 E_2 E_3 - (E_1 + E_2 + E_3) \eta_1 \eta_2 \omega^2] (E_1 E_2 - \eta_1 \eta_2 \omega^2)}{(E_1 E_2 - \eta_1 \eta_2 \omega^2)^2 + (E_2 \eta_1 + E_1 \eta_2)^2 \omega^2}$$

$$Y_2(\omega) = \frac{[(E_1 + E_3)E_2\eta_1 + (E_2 + E_3)E_1\eta_2](E_2\eta_1 + E_1\eta_2)\omega}{(E_1E_2 - \eta_1\eta_2\omega^2)^2 + (E_2\eta_1 + E_1\eta_2)^2\omega^2} + \frac{[(E_1 + E_3)E_2\eta_1 + (E_2 + E_3)E_1\eta_2](E_1E_2 - \eta_1\eta_2\omega^2)\omega}{(E_1E_2 - \eta_1\eta_2\omega^2)^2 + (E_2\eta_1 + E_1\eta_2)^2\omega^2} - \frac{(E_2\eta_1 + E_1\eta_2)[E_1E_2E_3 - (E_1 + E_2 + E_3)\eta_1\eta_2\omega^2]\omega}{(E_1E_2 - \eta_1\eta_2\omega^2)^2 + (E_2\eta_1 + E_1\eta_2)^2\omega^2}$$

$Y^*(i\omega)$ 为模型的复模量,它是 ω 的函数, $Y_1(\omega)$ 和 $Y_2(\omega)$ 分别是其实部和虚部,它们由材料常数 p_i, q_i 和 ω 所确定。

由于胶囊机器人采用振动式驱动方式,首先考虑胶囊在小肠内自由振动,即不对胶囊施加外力,根据二阶系统理论分析胶囊在小肠内自由振动的情况。假设振动过程中胶囊和小肠间不发生相对滑移,整个系统可抽象为五元件模型作为粘弹性杆拉动质量为 M 小车在光滑平面上滑动,小车可看作不施加外力的胶囊机器人,如图 7 所示。

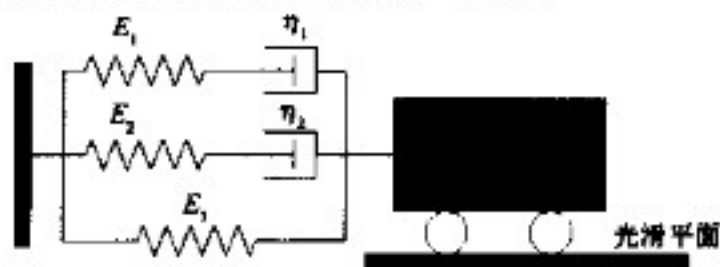


图7 胶囊在小肠内运动系统的抽象模型

设小肠壁厚为 d , 截面积为 A , 小车位移为 u , 该系统自由振动方程包括动力学方程、剪切形变几何方程和小肠本构方程,分别由式

$$M\ddot{u} + A\sigma = 0 \quad (9)$$

$$\varepsilon = u/d \quad (10)$$

$$\sigma = Y^*\varepsilon \quad (11)$$

表示。式中 σ 为应力, $\ddot{u}$ 为加速度, ε 为小肠应变, Y^* 为小肠复模量。

将式(10)(11)代入式(9)得

$$M\ddot{u} + \frac{A}{d}Y^*u = 0 \quad (12)$$

设自由振动的复数解为

$$u = u_0 e^{i\omega t} \quad (13)$$

将式(13)代入式(12)中,得振动系统的自由振动方程

$$-\omega^2 \frac{Md}{A} + Y^* = 0 \quad (14)$$

为了解得数值解,以胶囊机器人样机参数作为计算标准。将样机参数及式(5)、(8)代入式(14)求解得

$$\omega = \begin{cases} i\omega_1 & \omega_1 > 0 \\ i\omega_2 & \omega_2 > 0 \end{cases}$$

在不同应变 ε 情况下, ω 的值见表 2。

表2 不同应变情况下的频率值

应变	ω_1	ω_2
0	75.3470	1.4779
50%	52.7721	1.3161
100%	42.2033	1.1601
150%	36.2510	1.0230
200%	32.7054	0.9295

从表 2 可以得出, ω 为纯虚值,此时自由振动的位移解为

$$u = C_1 e^{-\omega_1 t} + C_2 e^{-\omega_2 t} \quad (15)$$

式中 C_1 和 C_2 为常数,由初始位移和初始速度决定。

设初始位移为 3mm,初始速度为 0,得到 50% ~ 200% 应变下自由振动的位移曲线如图 8 所示,随着时间的推移,系统振幅逐步趋近于零,而没有出现负位移的情况,说明系统做非往复的衰减运动,即振动中的过阻尼状态。该结果说明振动过程中由于阻尼器的粘滞效应,弹性势能将完全耗散,胶囊机器人难以通过振动积累弹性势能以达到增大振幅的目的。

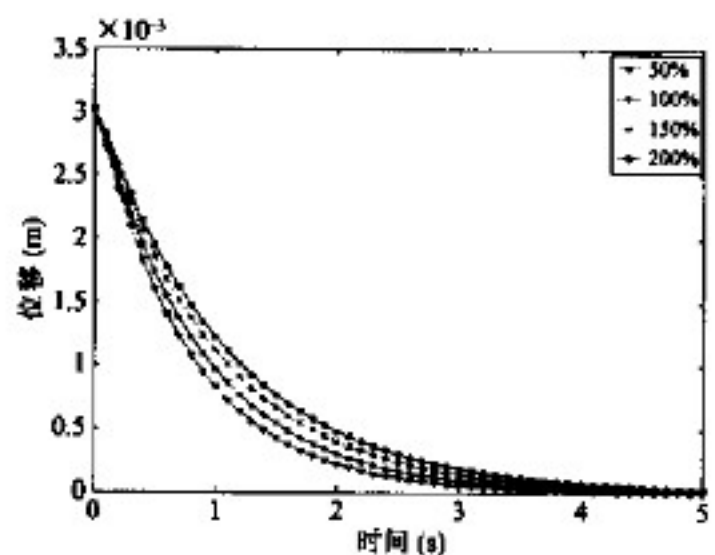


图8 自由振动的位移

4 结论

搭建物理仿真平台进行的生物材料剪切松弛实验表明,五元件模型可以很好地拟合小肠松弛特性曲线。根据数据拟合结果,小肠五元件模型中弹性系数和粘性系数不是定值,而是因应变不同而不同,从而得到小肠材料的粘弹性本构方程。将该模型应用于振动式胶囊机器人,根据胶囊运动方式的需求,研究小肠材料的动态粘弹特性,胶囊在小肠内以一定频率自由振动,分析胶囊在小肠内的受力情况,表明系统呈现过阻尼状态,即非往复的衰减运动,由于

阻尼器的作用,小肠内无法储存能量。该研究对胶囊机器人的驱动设计和控制方法提供了重要的参考依据,对胃肠道疾病和人工肠道的研究等也有一定意义,不足之处在于没有考虑肠道多层复杂结构的不同材料特性和人体中肠道蠕动等因素,未来仍需要进一步研究。

参考文献

- [1] Spada C, Riccioni ME, Costamagna G. Rapid access real-time device and rapid access software: new tools in the armamentarium of capsule endoscopy. *Expert Review of Medical Devices*, 2007, 4(4): 431-435
- [2] Zhao J, Liao D, Gregersen H. Phasic and tonic stress-strain data obtained in intact intestinal segment In vitro. *Dig Dis Sci*, 2008, 53(12): 3145-3151
- [3] Zhao J, Liao D, Yang J, Gregersen H. Stress and strain analysis of contractions during ramp distension in partially obstructed guinea pig jejunal segments. *J Biomech*, 2011, 44(11): 2077-2082
- [4] Liao D, Zhao J, Gregersen H. Gastrointestinal tract modelling in health and disease. *World J Gastroenterol*, 2009, 15(2): 169-176
- [5] 陈柏, 周银生, 穆晓枫. 粘弹性肠道能动性模型的建立与数值模拟. *中国生物医学工程学报*, 2003, 22(3): 267-274
- [6] Baek N K, Sung I H, Kim D E. Frictional resistance characteristics of a capsule inside the intestine for microendoscope design. *Journal of Engineering in Medicine*, 2004, 218(3): 193-201
- [7] Kim J S, Sung I H, Kim Y T, et al. Experimental investigation of frictional and viscoelastic properties of intestine for microendoscope application. *Tribology Letters*, 2006, 22(2): 143-149
- [8] Kim J S, Sung I H, Kim Y T, et al. Analytical model de-

velopment for the prediction of the frictional resistance of a capsule endoscope inside an intestine. *Journal of Engineering in Medicine*, 2007, 221(8): 837-845

- [9] Ciarletta P, Dario P, Tendick F, et al. Hyperelastic model of anisotropic fiber reinforcements within intestinal walls for applications in medical robotics. *The International Journal of Robotics Research*, 2009, 28(10): 1279-1288
- [10] Wang X, Meng M Q. An experimental study of resistant properties of the small intestine for an active capsule endoscope. *Journal of Engineering in Medicine*, 2010, 224(1): 107-118
- [11] Wang K D, Guo Z Y. Research on measurement and modeling of the gastro intestine's frictional characteristics. *Measurement Science and Technology*, 2009, 20(1): 015803.1-015803.6
- [12] 张义同. 粘弹性理论. 天津: 天津大学出版社, 2002. 2-3
- [13] Zhang C, Su G, Tan R, Li H. Experimental investigation of the intestine's friction characteristic based on "internal force-static friction" capsubot. In: Proceedings of the IASTED International Conference on Biomedical Engineering, Innsbruck, Austria, 2011. 117-123
- [14] Tan R, Liu H, Su G, et al. Experimental investigation of the small intestine's viscoelasticity for the motion of capsule robot. In: Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, Beijing, China, 2011. 249-253
- [15] Su G, Zhang C, Tan R, et al. A linear driving mechanism applied to capsule robots. In: Proceedings of the IEEE International Conference on Networking, Sensing and Control, Okayama, Japan, 2009. 206-209
- [16] Li H, Furuta K, Chernousko L F. Motion generation of the capsubot using internal force and static friction. In: Proceedings of the IEEE Conference on Decision and Control, San Diego, USA, 2006. 6575-6580

Research of intestines' dynamic viscoelasticity based on five-element model

Zhang Cheng^{* **}, Liu Hao^{*}, Su Gang^{*}, Tan Renjia^{* **}, Li Hongyi^{*}

(^{*} Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016)

(^{**} Graduate University, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049)

Abstract

This paper presents the research on intestines' dynamic viscoelasticity (DV). The relaxation process of an intestine material was described using the five-element model (FEM), and the viscoelastic constitutive equation of the material was obtained. A physical simulation platform was constructed and a fixture was developed according to the negative pressure adsorption principle to perform the material's shear-relaxation test. The FEM's effectiveness was verified and the model's parameters were obtained through the experiment. Then the model was applied to a vibratory capsule robot and the intestine's DV at a certain frequency was obtained according to the motion parameters of the capsule robot. The paper comes to three conclusions. First, the FEM fits well into modeling the shear-relaxation process. Second, the parameters of the intestine's viscoelastic constitutive equation are not constant, but changes with strain. Third, when the capsule robot makes a free vibration, the whole system is in an overdamping condition, which means that the capsule robot moves damped with no reciprocation.

Key words: dynamic viscoelasticity, five-element model, intestine, vibration, overdamping