

# 微机器人在消化道内摩擦行为的研究

罗海堤, 李洁, 黄平

罗海堤, 李洁, 黄平, 华南理工大学机械工程学院 广东省广州市 510640  
通讯作者: 黄平, 510640, 广东省广州市, 华南理工大学机械工程学院机械设计及理论研究所. mephuang@scut.edu.cn  
电话: 020-87114588  
收稿日期: 2005-05-28 接受日期: 2005-06-13

## 摘要

主要研究微型机器人在消化道内运动的影响因素, 通过理论分析和实验研究得到几组摩擦力变化曲线. 理论和实验曲线均有相似的变化趋势, 所有理论和实验所得的摩擦力大小都小于1 N. 实验结果显示, 微机器人试样直径对摩擦力影响曲线区分明显. 但在试样长度对摩擦力影响实验中, 曲线变化未有明显的区别. 微机器人试样的外壳是由几种不同材料如: 铝、树脂和有机玻璃制成. 从试样材料对摩擦力影响实验中得到的曲线则有较大的起伏. 根据理论和实验的对比分析, 认为微机器人的直径、材料对于其在肠道中运动时的摩擦力具有较大的影响, 胃肠道微型机器人在具有较小直径的同时应尽量选用树脂或有机玻璃类材料.

**关键词:** 微机器人; 消化道; 摩擦

罗海堤, 李洁, 黄平. 微机器人在消化道内摩擦行为的研究. 世界华人消化杂志 2005;13(17):2115-2118  
<http://www.wjgnet.com/1009-3079/13/2115.asp>

## 0 引言

医用机器人的研究是当前的研究热点, 试验样机及商业化产品的种类和数量不断增加, 同时还出现了以进入人体微细管道进行诊疗和检查为目的的微小管道检测机构的研究热潮. 美国、法国、日本、以色列等国家的管道检测机构技术处于世界领先地位. 其中, 以色列的医用胃肠道内微型机器人研究成果格外引人注目, 也已在全世界范围内得到了推广应用. 近几年我国的微小型检测机构技术研究也在快速发展中, 上海交通大学研制了一种全方向蠕动式机器人驱动内窥镜系统<sup>[3]</sup>, 浙江大学研制了无损伤体内医用微型机器人<sup>[4]</sup>, 中国科技大学研制了基于SMA(形状记忆合金)导向的用于人体肠道检查和腹腔手术的医用蠕动式管道微机器人<sup>[5]</sup>, 重庆大学也有相关的研究成果.

医用机器人的出现为人体消化道系统疾病的诊断和治疗带来福音, 它克服了传统导管式内窥镜的弊端, 不但在给患者诊断时更安全舒适, 而且诊断范围能扩大传统内窥镜所不能检测的小肠段等. 目前已处于应用阶段的医用微机器人是被动式窥视微机器人, 而对于

给药、取样等功能的被动式微机器人亦已有相应的样机出现, 对于主动式微机器人则一直处于实验室研究阶段. 为了真正能够安全地在人体生物管道内运作, 任何一种微机器人都需要进行微机器人在生物管道内摩擦行为的研究. 我们研究胶囊形状的微机器人其材料、尺寸及重量对微机器人在肠道内前进时所受摩擦力的影响. 本文先进行理论分析, 然后以离体动物肠道进行实验, 最后进行对比分析得出结论.

## 1 微机器人动力学

作为微机器人工作环境和对象的人体消化道尤其是小肠段部分情况颇为复杂. 下面主要探讨的是微机器人在小肠段内运行时的摩擦行为. 小肠段消化道蜿蜒曲折地徘徊在人体腹腔内, 成人全长5-7 m, 分为十二指肠、空肠和回肠, 食物通过肠道的蠕动推向前进. 微机器人在肠道内运行示意图如下图1中A部分所示.

为简化起见, 设蠕动波近似为正弦波, 并根据现有微机器人的尺寸、肠道的直径及肠道曲折度的大小关系, 认为微机器人作用处仍是近似的笔直肠段, 从而有利于问题的分析. 在图中所示肠道环境中微机器人左端处小肠壁收缩, 右边的小肠壁扩张, 肠壁上有不少皱襞, 皱襞面上分布着肠道黏液. 微机器人剖面线段为肠道对微机器人的挤压部分.

微机器人运动的动力来源正是肠道蠕动收缩对微机器人的向前挤压推力. 肠道以一定的规律蠕动, 微机器人则以一定规律向前运动, 前进过程中受到肠壁的摩擦阻力. 探讨的是微机器人参数的变化对摩擦阻力的影响. 将微机器人从系统中独立出来进行受力分析如图1中B部分所示.

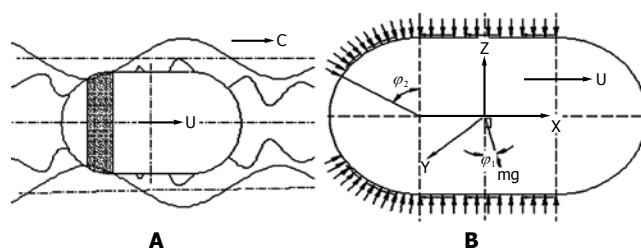


图1 微机器人受力示意图.

微机器人在运动过程中表面大部分受到压力和切应力, 这种切应力与摩擦阻力有所不同, 它的大小还与消

化道内黏液的特性及机器人的速度有关. 设机器人全长 $l$ , 半径 $r_0$ , 质量 $m$ . 根据机器人在肠道中运行的情况, 认为机器人右边的圆形部分不受压, 中间和左端圆形部分各自受到不同的压力. 设中间部分受到的压力和前进阻力分别为 $T_1$ 、 $\tau_1$  (合力分别为 $F_1$ 、 $F_2$ ), 左端部分受到的压力和前进阻力分别为 $T_2$ 、 $\tau_2$  (合力分别为 $F_3$ 、 $F_4$ ), 受压的范围夹角 $\varphi_2$ . 微机器人所受的重力为体力, 图示为其在质心 $o$ 处的合力 $mg$ , 在机器人实际运动过程中重力的方向不一定垂直, 而是有一定的夹角 $\varphi_1$ . 由于一般微小机器人的质量很小, 所以忽略由重力引起的应力分布的不均.

取连体坐标系如图1(B)所示, 根据上述的假设, 可以分析得出机器人各部分的合力只有 $x$ 轴的方向上不为零, 其它方向上为零, 因此只需考虑这个方向上的分力:

$$F_{1x} = 0 \quad (1)$$

$$F_{2x} = 2\pi r_0 \int_{x_1}^{x_2} \tau_1 dx \quad (2)$$

$$F_{3x} = \iint_{\Sigma} T_2 \cos \varphi ds = r_0^2 \int_0^{2\pi} d\theta \int_{\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}+\varphi_2} T_2 \sin \varphi \cos \varphi d\varphi \quad (3)$$

$$F_{4x} = \iint_{\Sigma} \tau_2 \sin \varphi ds = r_0^2 \int_0^{2\pi} d\theta \int_{\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}+\varphi_2} \tau_2 \sin^2 \varphi d\varphi \quad (4)$$

机器人的动力学方程为:

$$mg \sin \varphi_1 - F_{1x} - F_{2x} + F_{3x} - F_{4x} - ma = 0 \quad (5)$$

这里 $T_1$ 、 $\tau_1$ 和 $T_2$ 、 $\tau_2$ 都是位置和时间的函数, 它们的大小、变化的周期取决于蠕动波, 同时 $\varphi_1$ 、 $\varphi_2$ 也应是时间的函数. 考虑到在一定实验条件下, 不妨设 $T_1$ 、 $T_2$ 和 $\tau_1$ 、 $\tau_2$ 只是时间函数, 则有:

$$F_{2x} = 2\pi r_0 \int_{x_1}^{x_2} \tau_1 dx = \pi d \tau_1 (l - kd) \quad (6)$$

$$F_{3x} = \iint_{\Sigma} T_2 \cos \varphi ds = r_0^2 \int_0^{2\pi} d\theta \int_{\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}+\varphi_2} T_2 \sin \varphi \cos \varphi d\varphi = \pi T_2 r_0^2 \sin^2 \varphi_2 \quad (7)$$

$$F_{4x} = \iint_{\Sigma} \tau_2 \sin \varphi ds = r_0^2 \int_0^{2\pi} d\theta \int_{\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}+\varphi_2} \tau_2 \sin^2 \varphi d\varphi = \pi \tau_2 r_0^2 (\varphi_2 + \frac{1}{2} \sin 2\varphi_2) \quad (8)$$

## 2 实验分析

**2.1 实验设计** 为了客观地分析机构外壳的材料及尺寸对于其在肠道内运动阻力的影响, 我们使用五个重量相同的试样进行一组实验, 并将实验数据分为三组来进行讨论. 该六个试样的物理参数如表1所示. 所有试样均采用机械加工方法制造而成, 其表面粗糙度控制在2.3以下. 重量相同通过在空心试样内部填充数量不等的重物来实现.

实验原理如图2所示. 直流稳压电源驱动带减速箱的电机旋转以拉动细线, 细线的另一端绕过滑轮固定在试样一端的中心点, 并将试样放置在一段离体动物(猪)小肠中, 这样细线就会拉动试样沿肠道运动. 试样与肠道

之间的摩擦力大小与细线的拉力成线性关系, 而细线拉力的改变即代表电机负载的变化, 电机则由直流稳压电源供电, 所以摩擦力的变化也必然使电机的输入电流产生变化. 在电机正极串联一个固定阻值的电阻, 用自动数据采集系统测量该电阻两端电压的变化即可分析电机负载的变化规律.

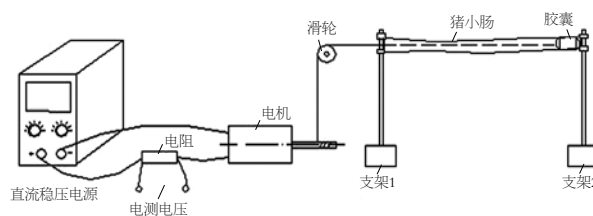


图2 实验装置示意图.

实验中采用的自动数据采集系统主要由数据采集卡和计算机组成. 其采用计算机作为数据采集系统的控制系统, 通过计算机外部总线与数据采集卡进行通讯, 将数据采集卡采集到的信号输入到计算机里. 为了更加直观地研究被测信号的变化规律, 数据采集系统采用曲线图的形式实时动态的显示测量到的数据. 同时, 计算机还将这些数据以文档形式保存下来, 以便于实验后进行数据的处理和分析. 实验选用离体的猪小肠一段50 cm, 测量发现直径和厚度不均匀分布, 大体上一端较小然后过渡到另一较大端, 其中最小直径是11 mm, 最大直径是22 mm, 平均直径15 mm, 直径趋势是先稍有增大而后减小到最小值再慢慢增大(有点类似于正弦曲线), 平均厚度1.5 mm. 自动数据采集系统的采样时间为60 s, 采样频率为40 Hz, 即数据采集卡将每隔25 ms的时间读取一次电平信号, 每个试样在一次实验中可获取2400个数据.

实验首先将各试样充填入一定量的重物, 用精度为0.01 g的天平称重, 使其重量相等. 同时将一段约50 cm长的肠道用清水冲洗干净, 两端固定在支架并尽量拉直. 滑轮、电机、电阻、直流稳压电源和数据采集系统均连接好备用. 为尽量避免试样引起的肠道变形影响实验结果, 各试样将按直径由小到大的顺序一一进行实验. 实验时, 试样与电机主轴用一定长度的细线连接, 并由肠道直径较大端(近滑轮端)塞入, 一直推到另一端. 打开电源, 电机开始转动, 同时按下键盘S键, 计算机开始采样和保存数据; 试样在细线拉动下开始往前滑动; 60 s后, 采样会自动停止, 这时关闭电源, 电机停转, 将试样从肠道中取出, 实验告一段落. 依次替换试样进行实验, 最后得到5组实验数据.

**2.2 实验条件下的理论分析** 在给定如上实验所述条件下, 肠道半径的变化很难以一个准确的函数表述, 为能与实验有个比较, 取肠道半径的变化为正弦曲线, 同时认为各试样运动速度近似相等, 则肠道半径变化函数可

表1 试样参数表

编 号	试样1	试样2	试样3	试样4	试样5
材 料	铝	树脂	树脂	树脂/有机玻璃	树脂/有机玻璃
密度 (g/cm <sup>3</sup> )	2.74	1.43	1.43	1.43/1.19	1.43/1.19
直径 (mm)	11.1	13.6	13.6	17.5	21.8
长度 (mm)	28.0	26.1	28.0	28.5	28.5

写成如下形式:

$$h(t) = 15 + 3\sin 0.125t \quad 0 \leq t \leq 60 \quad (9)$$

分析机器人在实验状态下的受力, 可以看到电动机的牵引力代替了蠕动推进力, 机器人前进所受摩擦力正是  $F_{2x}$ , 为此需要讨论此时的切应力. 根据实验的情况, 认为在实验时间内, 各试样周长大于小肠萎缩周长, 即  $\pi d$  大于  $2D$ , 即当塞入试样周长大于小肠周长时, 肠道还将扩张产生张力, 对机器人有应力  $T_1$ . 这里为简单起见, 认为在实验低速条件下, 切应变为:

$$\tau_1 = k_1 T_1 = 2k_1 s f \left( \frac{\pi d - 2D}{D} \right) / d = 2k_1 k_2 s (\pi d - 2D) / (dD) \quad (10)$$

代入公式(6)得:

$$F_{2x} = 2\pi k_1 k_2 s (\pi d - 2D) (l - kd) / D \quad (11)$$

其中  $s$  为肠道的厚度,  $D$  既是  $h$ .

$k$  取 0.2,  $k_1$  的取值与材料有关, 这里试样 1 时取 0.9, 其他试样取 0.4,  $k_2$  取 3,  $s$  取平均值. 由上式计算得实验状态下模型所受摩擦力随时间变化的趋势.

### 3 结果分析与讨论

由前面的表 1 可知, 试样 4 与试样 5 材料相同, 长度也相同, 只有直径不同; 试样 2 与试样 3 材料相同, 直径相同, 仅在长度上略有不同, 因此可先进行分析试样直径和试样长度对摩擦力的影响. 由于数据量较大, 变化剧烈, 所绘制的是实验结果的多点移动平均线. 图 3 (A) 是试样 4 与试样 5 实验结果的 200 点移动平均线, 图 4 (A) 是试样 2 与试样 3 实验结果的 200 点移动平均线. 图 5 (A) 是试样 1 与试样 3 实验结果的 200 点移动平均线. 对应相应的实验条件, 我们按照公式 9-11 进行了计算, 图 3 至 5 的 (B) 部分是理论计算曲线. 下面对这些结果进行分析和讨论.

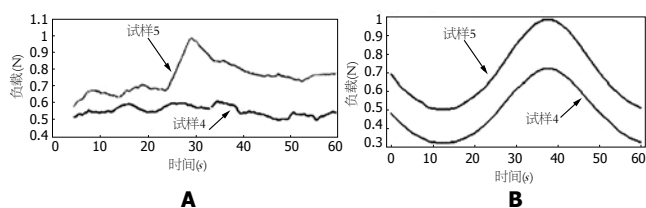


图3 试样直径对摩擦力的影响曲线.

在图 3 (A) 中, 两曲线基本相似, 试样 5 进行实验时电机电流明显大于试样 4 的电流, 尤其是在 25 s (1000 × 25 ms) 之后, 试样 5 的电流突然增大. 究其原因, 试样 5 的直径比试样 4 大, 则其表面积较大, 摩擦力也较大, 所以电机的输入电流也较大. 而肠道各点的直径不是等大, 在约 25 s 时试样进入直径较小的肠道段, 而试样 5 的直径较大, 它经过的时候引起了该段肠道的变形, 肠道的内表面紧贴在试样 5 的表面, 使得摩擦力突然增大. 试样 4 及其他直径更小的试样就不会产生这种电流突然明显增大的现象. 将理论曲线和实验曲线相比较, 可以发现有如下一特点: 从图 3 (A) 与 (B) 对比分

析可看到, 试样 4 和试样 5 的曲线无论是实验还是理论上的都基本相似; 在 (A) 与 (B) 中, 都是直径较大的试样 5 的值大于直径较小的试样 4; 在 0-60 s 内, 无论是实验还是理论图都有个峰值.

从图 4 (A) 中可以看出, 较长的试样 3 与较短的试样 2 的曲线在图中均有程度相似的起伏. 考虑到计时开始和结束时刻两试样在肠中的位置有差异, 若将试样 3 的曲线向右平移适当的距离, 则两曲线中段还有基本吻合之处. 这说明两试样长度相差毕竟较小, 从而使长度对试样与肠道之间摩擦力的影响在实验中表现不明显. 分析试样长度对摩擦力的影响. 图 4 (A) 与 (B) 是只有长度不一样的试样 2 和试样 3 的实验与理论曲线图. 首先, 无论是实验还是理论图, 试样 2 与试样 3 的摩擦曲线走势具有相似之处; 其次, 试样 2 的摩擦力虽然比试样 3 大些, 但不明显, 在图中试样 2 和试样 3 的摩擦曲线近似重合; 另外, 曲线在 0-60 s 内也有个最大值.

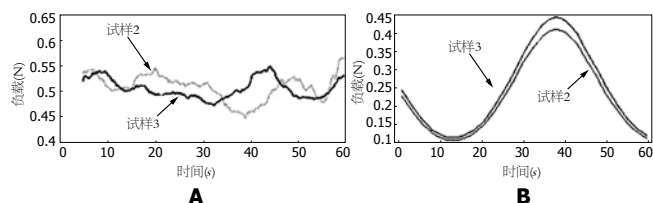


图4 试样长度对摩擦力的影响曲线.

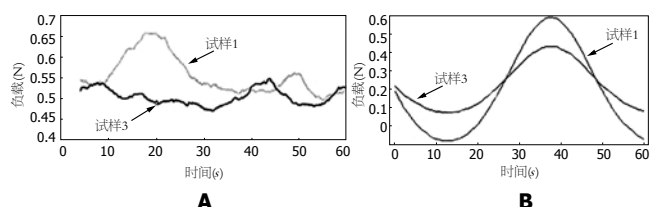


图5 试样材料对摩擦力的影响曲线.

我们采用了多个不同材料制成的微机器人模型, 因此还可探讨试样材料对摩擦力的影响. 在图 5 (A) 中可看到有大部分时间段试样 1 的摩擦力大于试样 3. 而由表 1 可知, 试样 3 的直径大于试样 1 的直径, 由前面所分析的直径对摩擦力大小的影响可知, 试样 3 的摩擦力应是大于试样 1. 由此可见其原因应是二者的材料不同. 试样 1 是用铝材加工而成的, 试样 3 则是树脂材料制成的, 树脂具有自润滑性能, 摩擦系数小, 所以试样 3 所受的摩擦力小于试样 1, 这个差值甚至抵消了直径增大所造成的摩擦力的变化. 由图 5 分析试样材料对摩擦力的影响. 试样 1 和试样 3 不但材料不同, 而且直径也有所不同, 实验和理论曲线分别如图 5 (A) 和 (B) 所示. 在这两图中可以看到, 试样 1 和试样 3 的曲线不同前面的情况, 两者不相似; 在 0-60 s 内, 在曲线最大值附近都是试样 1 大于试样 3, 而且试样 1 曲线爬升更为陡峭.

从上述分析可知, 所有试样在运行时间内都通过了

肠道的最小直径处,表现在曲线上即是摩擦力都有一个最大值.实验曲线中最大值出现的时间不同是因为各试样的速度有所不同,而理论曲线则是在假设它们速度相同情况下得到的,从而出现峰值的时间相同.

总之,微机器人的直径对于其在肠道中运动的摩擦力或者说是运动速度具有较大的影响,这主要是直径的变化不但引起接触面积的变化,还引起接触应力的变化.机器人的长度对摩擦力的影响不是很大,实验效果不明显.试样材料对微机器人所受摩擦力的有较大的影响.对于胃肠道微型机器人来说,选取何种材料制造是极为重要的,良好的材料使机器人更好地在肠道中运行,更容易通过肠道,在不影响其加工性能和满足使用条件的情况下,应尽量选用具有自润滑性能、摩擦系数小、生物适应性好的树脂或有机玻璃类材料.在胃肠道微型机器人的设计制造过程中,制造材料和机器人直径的选取主要从摩擦角度考虑;机器人长度的选取则不是从这一角度出发,应是从另一角度即肠道的蜿蜒曲折所决定.

#### 4 参考文献

- 1 郑小林. 无线胶囊式小肠内窥镜技术进展. 中国医疗器械信息 2004;10:6-8
- 2 皮喜田, 彭承琳, 郑小林, 侯文生, 樊华, 崔建国, 刘洪英. 消化道药丸式微型诊疗系统研究进展. 中国医疗器械杂志 2004;02:120-124
- 3 曹长江, 张琛, 张凯宾. 基于超微马达的医用内窥监视系统研究. 仪表技术与传感器 2001;4:34-36
- 4 周银生, 贺惠农, 全永昕. 无损伤肠道机器人运行速度的研究. 摩擦学学报 1999;19: 299-303
- 5 杨杰, 中村仁彦, 吴月华, 张松, 吉本坚一. 医用微型机器人——SMA内窥镜与SMA腹腔手术钳子. 中国科学技术大学学报 1996;26:444-449
- 6 孙立宁, 刘品宽, 吴善强, 刘涛. 管内移动微型机器人研究与发展现状. 光学精密工程 2003;11:326-332
- 7 迟冬祥, 颜国正, 林良明. 基于蚯蚓运动原理的肠道检查微机器人内窥镜系统. 机器人 2002;24:222-238
- 8 梁浩, 朱文坚, 黄平. 体内胶囊式药物释放微机电系统机构设计研究. 现代制造工程 2004;2:19-21
- 9 刘文光, 陈和恩, 陈扬枝. 医用管道微机器人的研究进展. 现代制造工程 2004;5:14-16
- 10 王亚珍, 朱文坚, 黄平. 胶囊式胃肠道取样微机电系统的设计研究. 现代制造工程 2004;5:16-18
- 11 J Peirs, D Reynaerts, H Van Brussel. A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope. *Sensors and Actuators A* 2001;92:343-349
- 12 Etsuko Kobayashi, Kim Daeyong, Ichiro Sakuma, Takeyoshi Dohi. A new wide-angle view endoscopic robot using wedge prisms. *International Congress Series* 2001;1230:149-153
- 13 Dumbor Laateh Ngaage, Rajesh Shah, Sukumara Pillai Sanjay, Alexander Ronald John Cale. Cardiopulmonary endoscopy: an effective and low risk method of examining the cardiopulmonary system during cardiac surgery. *Eur J Cardiothorac Surg* 2001;19:152-155
- 14 J Peirs, D Reynaerts, H Van Brussel. Design of miniature parallel manipulators for integration in a self-propelling endoscope. *Sensors and Actuators* 2000;85:409-417
- 15 John L Wallace, G Cirino, G Webb McKnight, Susan N Elliott. Reduction of gastrointestinal injury in acute endotoxic shock by flurbiprofen nitroxybutylester. *Eur J Pharmacol* 1995;280:63-68
- 16 Charles Mosse, Tim Mills, Mark Appleyard, Paul Swain. Electrostimulation to move endoscopes in the small bowel. *Proc. SPIE Vol* 2001;4158:24-28
- 17 Shinya Itoh, Shoji Kawahito, Tomoyuki Akahori, Susumu Terakawa. Design and implementation of a one-chip wireless camera device for a capsule endoscope. *SPIE-IS&T/Vol* 2005;5677:109-118
- 18 M Sendoh, K Ishiyama, K-I Arai. Fabrication of magnetic actuator for use in a capsule endoscope. *Ieee Trans Magn* 2003;39:3232-3234
- 19 Tong Boon Tang, Erik A Johannessen, Lei Wang, Alexander Astaras, Mansour Ahmadian, Alan F Murray, Jonathan M Cooper, Steve P Beaumont, Brian W Flynn, David R S Cumming. Toward a Miniature Wireless Integrated Multisensor Microsystem for Industrial and Biomedical Applications. *Ieee Sens J* 2002;2:628-635
- 20 樊艳华, 窦艳玲, Hans Gregersen. 在体鼠小肠应力-应变实验研究. 医用生物力学 2002;17:141-146
- 21 田余祥, 王冬梅, 孙立梅, 王冰. 健卫颗粒对胃肠运动功能的影响. 中国中西医结合外科杂志 2003;9:388-390
- 22 齐清会, 曹沛宏, 韩耀辉. 胆囊切除术后胃电图及胃肠道压力变化. 中华外科杂志 1998;36:611-613
- 23 何斌, 杨灿军, 陈鹰, 周银生. 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;22:267-273
- 24 张子其, 陈孝, 张建平, 张钰. 胶囊内镜对小肠疾病的诊断价值分析. 中华消化内镜杂志 2003;20:227-229
- 25 张敏敏, 李兆申. 内脏感觉研究进展. 国外医学·消化系疾病分册 2002;22:82-84
- 26 曾衍钧, 许传青, 杨坚, 徐小虎. 软组织的生物力学特性. 中国科学 2003;33:1-5
- 27 刘作广, 赵洪伦, 周慧峰. 生物组织有限元建模与分析. 同济大学学报 2002;30:356-358
- 28 莫思健. 小肠出血的诊治进展. 现代中西医结合杂志 2004;13:2214-2215
- 29 吴江红. 肠道微型机器人无损驱动原理方法及其仿真模型研究. 重庆大学博士学位论文 2000
- 30 梁浩. 胃肠道用微胶囊药物释放微机电系统的设计与研究. 华南理工大学硕士学位论文 2004

编辑 潘伯荣 审读 张海宁