

文章编号 1004-924X(2013)06-1553-08

胶囊内窥镜在肠道中的钳位

陈雯雯*, 颜国正, 贺 术, 柯 全

(上海交通大学 电子信息与电气工程学院, 上海 200240)

摘要: 由于胶囊内窥镜的有效钳位是实现其在肠道中有效驻停及运动的重要因素, 本文研究并设计了胶囊内窥镜的钳位机构。首先, 基于对摩擦力和肠道形变的分析, 讨论了影响钳位力的因素。考虑肠道安全性, 设计了阿基米德螺线腿机构。然后, 通过构建离体肠道测试平台, 测试不同直径、宽度、纹理及形状的样本在肠道内的钳位特性; 分析实验结果, 并建立了可定性描述钳位力的方程。最后, 基于电流反馈实现钳位机构的安全控制; 通过离体实验测试了钳位机构运动性能, 并验证了钳位机构的安全性和可行性。实验结果显示, 优化后的螺线腿钳位机构的钳位力达 1.486 N; 可较好地适应肠道的生理环境, 满足扩展肠道、安全钳位的要求。

关键词: 钳位力; 肠道; 胶囊内窥镜; 阿基米德螺线腿机构

中图分类号: TH776.1 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20132106.1553

Clamping mechanism of capsule endoscopes in intestine

CHEN Wen-wen*, YAN Guo-zheng, HE Shu, KE Quan

(School of Information and Electrical Engineering,
Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

* Corresponding author, E-mail: wenwenchen@sjtu.edu.cn

Abstract: As the efficient clamping of a capsule endoscope in an intestine plays a major role for its stopping and movement in the intestine, this paper investigated and designed a kind of clamping mechanism for the capsule endoscope. Firstly, the influence factors of clamping force were discussed on the analysis of the friction and stress force of the intestine, then a clamping mechanism of Archimedean spiral legs was designed in consideration of the security of the intestine. A test platform was built to measure the clamping force of mechanism by comparing the different diameters, widths, textures and shapes. On the basis of the analysis of test result, an equation of clamping force was established. Finally, the safe control of clamping mechanism was implemented by a current feedback and the safety and reliability of Archimedean spiral legs were proved. Experimental results indicate that the optimized clamping mechanism would be 1.486 N. It can satisfy the anchoring requirements of expanding intestine and assuring the safety of colon.

Key words: clamping force; intestine; capsule endoscope; clamping mechanism of Archimedean spiral leg

收稿日期: 2012-11-06; 修订日期: 2013-01-04.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 31170968); 载人航天领域预先研究计划资助项目 (No. 010203); 上海市科委资助项目 (No. 09DZ1907400)

1 引言

内窥镜作为肠道诊疗的重要工具,已经得到了广泛应用^[1]。胶囊内窥镜作为一种可吞服被动式消化道检查系统^[2],具有胶囊级体积,且能够对体内消化道图像进行无线传输等功能。因此,具有很好的应用前景。但胶囊内窥镜的运动过程需要在肠道自然蠕动的驱使下完成,不具有驻停检查及自主运动能力,容易造成漏检。针对上述问题,学者们研究了通过设计能在肠道中钳位的胶囊机器人来实现有效驻停及运动^[3-4]。

胶囊机器人若要在肠道中驻停,既要适应肠道柔软、高弹的特性,还要克服肠道表面湿滑,摩擦系数小的难题。目前胶囊机器人的结构大部分基于硬质的尖钩^[5-6]、划桨^[7]或类昆虫腿^[8-9],该类机构与肠壁的接触面积较小,一般在顶端设计尖刺以增加摩擦力,但是在划动和撑开过程中可能会伤害肠壁。另外,夹取^[4,10]或吸附^[11]肠壁,同样会引起病人的不适。近年,一种采用 PDMS(聚二甲硅氧烷)和 PFPE(全氟聚醚)的聚合物材料^[12]设计微细绒毛接触垫^[13]或细管脚^[14]的方法得到越来越多的关注,这种设计增加了胶囊机器人与肠壁的接触面积,一定程度上提高了摩擦力并且不产生硬点接触,但与光滑垫相比,摩擦力的提高一般不超过 1.5 倍,且软垫的面积较大,在垫脚闭合时会增大运动阻力。

本文通过对摩擦力和肠道形变的分析,研究了钳位机构的重量、宽度、撑开直径、接触面积和纹理对钳位力的影响,并提出了定性描述钳位力的方程。由于螺线本身的形状和电流反馈控制可有效地保护肠道安全,本文设计了螺线腿钳位机构。本文的研究将为肠道诊疗微机器人钳位机构的设计提供了一种新思路。

2 钳位力分析

与传统的硬质管道不同,肠道柔软具有高弹性,表面黏膜层附着体液,还具有一定黏度。本文根据肠道生理特性,在分析肠道摩擦特性和形变应力的基础上,结合现有文献的实验结果,研究了钳位力的影响因素。

2.1 摩擦力分析

机构的钳位特性反映了其在肠道中的摩擦力,但是受黏滑体液的影响,这种摩擦力与传统的干摩擦不同,但同时也不是完全润滑的湿摩擦,因此库伦摩擦定律不能用于描述钳位机构的摩擦特性。很多文章研究肠道摩擦阻力特性,在剪开平铺的肠壁上施加重物,通过测量水平拉动力测试摩擦力,并由式(1)拟合得到摩擦特性曲线^[15-19]

$$F = \mu N + F_v, \quad (1)$$

其中, μ 为摩擦系数, N 为重物重量, F_v 为黏滞项,与接触面积 A 有关,即 $F_v = \gamma A$, γ 为黏滞系数。此时摩擦力与肠道本身特性相关,且受重物重量和接触面积的影响。这里的测量对象是肠道表面黏膜的黏滑摩擦力,没有考虑肠道本身的非线性高弹特性,分析钳位力不仅要考虑肠道表面的摩擦特性,还要考虑肠道弹性形变产生的应力。

2.2 肠道形变应力分析

简化肠道模型,将肠道视为一段圆柱管腔。肠道内应力应变的基本关系为:

$$\frac{\sigma_m}{\rho_1} + \frac{\sigma_c}{\rho_2} = \frac{p}{t}, \quad (2)$$

其中, σ_m 是轴向应力, σ_c 是周向应力。 ρ_1 是轴向的弯曲曲率, ρ_2 是垂直于轴向的曲率。 p 是施加在圆筒两端的外力,如图 1 左图所示, p 包括应变力、腔内压力和蠕动压力等。 t 是压力受体的壁厚。设肠道是不可压缩的,则 t_0 表示肠道片段的壁厚, r_0 为半径, s_0 为肠道初始长度。在还未施加力的时候有:

$$\frac{t}{t_0} = \frac{r_0 s_0}{r s}. \quad (3)$$

轴向曲率为零,受力后肠道长度变化为 s ,且 $\rho_2 = r$,得到周向应力为:

$$\sigma_c = \frac{pr}{t} = \frac{r^2}{t_0 r_0 s_0} p. \quad (4)$$

轴向压力来自肠道两端的外力($T = p\pi r^2$),得到轴向应力为:

$$\sigma_m = \frac{T}{2\pi r t} = \frac{r^2}{2t_0 r_0 s_0} p, \quad (5)$$

在钳位时,肠道应变由膨胀引起。轴向应变、径向应变和壁厚方向上的应变分别为:

$$\epsilon_m = \frac{s}{s_0} - 1, \epsilon_c = \frac{r}{r_0} - 1, \epsilon_t = \frac{r_0 s_0}{r s} - 1. \quad (6)$$

在空肠情况下,肠壁在圆周方向上的力与肠道内腔的膨胀压力平衡,当钳位机构在肠道中撑

开时,施加在钳位机构的力由 ϵ_m 、 ϵ_c 及 ϵ_t 决定。钳位直径小于肠道直径时,在内窥镜重量作用下,肠道下部受压发生形变。该种形变表现在肠道长度的变化: $s < s_0$, 即轴向形变 $\epsilon_m > 0$, 此时作用在肠道上的力是由轴向形变决定。当钳位直径扩张到大于肠道直径时,肠道形变包括轴向形变和圆周形变,使得肠道壁膨胀变薄,在钳位直径膨胀超过肠道直径之后,圆周应力上升。

2.3 钳位力影响因素分析

基于胶囊在肠道中运动时的阻力分析^[16-17], 得到影响胶囊机器人钳位力的因素有重量、直径、接触纹理、长度、材料和速度,下面基于应力应变和摩擦黏滞特性分析这些因素的对钳位力的作用原理。

如图1所示,肠道中的钳位机构在外部压力作用下,接触肠壁使之发生形变,并排开黏液。胶囊重量较小的情况下,对钳位力影响不大。胶囊越重,压力越大,表面褶皱储存的黏滑液体越多,越容易打滑。此时影响钳位的是黏附力而不是重量。当胶囊扩张肠壁时,保持相同接触面积,增加胶囊直径与增加胶囊长度相比,肠道摩擦力可提高3倍以上^[18]。由肠道的形变应力分析得到,随直径变大圆周应变和壁厚应变引起的应力起主要作用。扩张直径可使钳位力也迅速提高,而黏滑环境下增加接触面积不能有效提高摩擦力。因此公式(1)无法描述钳位力的变化。

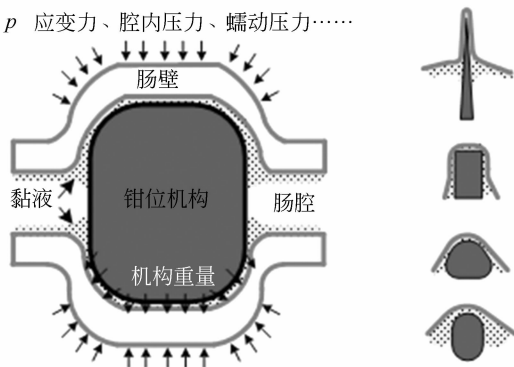


图1 钳位机构腔内受力分析及不同末端形状的钳位机构与肠壁接触形态

Fig. 1 Analysis of clamping force in intestinal and contact forms of different clamping mechanisms with intestinal wall

软质材料比硬质材料的接触面稍大,但在纹理和面积相同的情况下,不同材料的摩擦力变化

不大,实验得到有纹理表面的摩擦力最大为光滑表面摩擦力的1.5倍^[16-17]。因此,设计合理的纹理可有效提高钳位力。这是由于设置接触纹理可以增加接触面积并产生边缘效应,如图1右所示。比较现在常用的纹理:尖刺型可使黏液完全挤出,但此时肠道有被戳伤的风险;柱状纹理不会完全排出黏液,但是直角边缘可以有效地隔开黏液以减少打滑;圆滑三角状纹理与肠道接触柔和,无尖角边缘,在一定程度上增加了与肠道的接触面积;圆球纹理有光滑的接触面,对肠道的的影响最小。通过比较以上几种纹理,尖角或钩状纹理的摩擦力虽大但不利于肠道安全,而三角和圆球纹理的摩擦力又太小,综合考虑上述因素,一般选择柱状纹理。

3 钳位力测试

通过以上分析可知,机构的重量、直径、宽度、接触面积及纹理形状都会影响钳位力。增加机构直径可以有效提高钳位力,并可扩张肠道以便观察肠道内壁。本文设计的钳位机构需要能一定程度撑开肠壁,还要适应肠道直径的变化,与肠道柔性接触,无尖角产生。为了得到满足要求的钳位机构,本文通过搭建测试平台,在离体肠道中测试比较不同设计因素的影响,根据实验结果,改进钳位机构,使之在肠道中能安全、有效地钳位。

3.1 钳位机构设计

螺旋结构在生物中广泛存在,这种结构节省材料、节约能量消耗,并具有一定的弹性。基于阿基米德螺旋线设计的腿式结构在旋转打开和关闭过程中具有一定的弹性,有利于应力的均匀分布和释放,可以防止戳伤肠壁。如图2所示,随着腿螺旋打开,与肠道接触的最大外径增大,腿的力臂变短,输出力逐渐变大,符合随肠道撑开直径变大,撑开肠道的力变大的趋势。另外,在螺旋腿旋转闭合的过程中,由于摩擦力集中在腿部外端,在肠道内黏液润滑的作用下,机器人机体会发生旋转,这样可以防止肠道夹入腿部机构间隙,保证肠道安全,如图2(a)~2(d)所示。

以径向平面的中心为原点,设计阿基米德螺旋线腿方程:

$$\begin{cases} r = a + b \cdot \theta \\ x = r \cos \theta \\ y = r \sin \theta \end{cases} \quad (7)$$

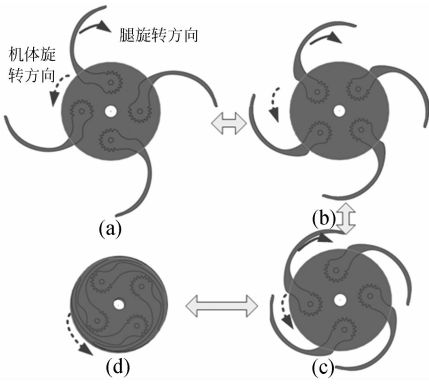


图 2 螺旋腿的打开和闭合过程

Fig. 2 Opening and closing process of spiral leg

其中, r 为腿的螺旋轨迹, x, y 为不同角度 θ 对应的平面坐标, 在 $\Phi 16$ mm 的圆周平面内分布 4 条相隔 90° 的螺旋腿, 在圆周方向可扩张肠道至 38 mm, 其中 $a=6.735$ mm, $b=0.525$ mm, θ 变化范围为 $0\sim 160^\circ$ 。

3.2 测试平台

搭建测试平台用于测试不同钳位机构的样本在肠道中的钳位力。猪肠道与人体肠道的生物特性最相近, 这里选取一段直径为 40 mm、新鲜均匀的猪结肠作为样本, 将各个钳位机构样本分别垂直置于猪肠中, 从样本中心孔一端拉出细绳, 并从套管中穿出(防止肠壁粘连压住细绳, 影响测力值)连接到测力计。测力计固定在可水平左右移动的平台, 在细分式两项混合式步进电机驱动下, 螺杆带动平台缓慢稳定滑动。信号发生器给出一定频率的方波信号到电机控制器, 用于调节平台的滑动速度和方向。测力计拉动细绳过程中, 移动工作台采集测力计的输出信号, 并导入文档保存。



图 3 测试平台

Fig. 3 Test platform

3.3 钳位力测试

设计不同形状、厚度和撑开直径的腿式机构样本, 选择铝材加工, 如图 4 所示, 分为 4 组分别用于测试钳位直径、宽度、纹理及形状对摩擦力的影响。 A_1, A_2, A_3 样本的撑开直径不同、厚度相同。 A_4 和 A_5 撑开直径相同、厚度不同。 A_6 比 A_4 增加了腿部顶端的纹理, 方形柱状横纹形状尺寸为: 宽 0.5 mm、高 1 mm。 A_7 是与 A_4 相同长度的直线腿。腿式机构参数如表 1 所示。另外, 为了测试钳位机构重量对钳位力影响, 在样本 A_1 中心孔穿入铁心, 并吸附不同重量的吸铁石以改变样本重量, 得到重量分别为 3.8、10、20、30 g 样本 $A_1, A_{12}, A_{13}, A_{14}$ 。

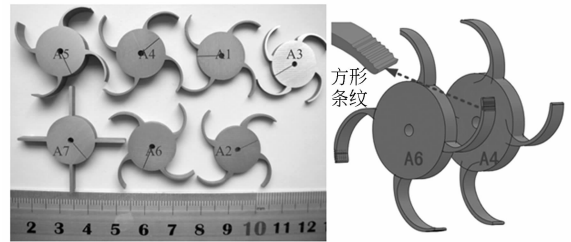


图 4 不同钳位机构样本

Fig. 4 Several samples of different clamping mechanisms

表 1 样本参数及钳位力测试结果

Tab. 1 Sample parameters and test results of clamping force

样本	厚度 /mm	外径 /mm	角度 /($^\circ$)	纹理	重量 /g	钳位力/N
A_1	3	36	155	无	3.8	0.815 6
A_2	3	35.4	130	无	3.75	1.248 7
A_3	3	29.2	50	无	3.5	0.005 4
A_4	5	36	155	无	6.4	0.013 2
A_5	8	36	155	无	10.1	0.01
A_6	5	36	155	有	6.2	0.252 9
A_7	5	38.3	155	无	6.8	0.002 5
A_{12}	3	36	155	无	10	0.783 5
A_{13}	3	36	155	无	20	0.713 1
A_{14}	3	36	155	无	30	0.510

以 0.1 mm/s 的速度拉动样本, 同时, 采集并显示钳位力, 反复测量 6 次, 取平均值, 比较几次测试结果如图 5 所示。分别比较了不同重量、样

本直径、厚度及形状纹理的样本钳位力曲线。

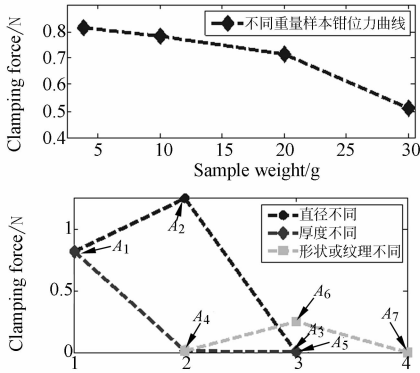


图5 钳位力测试曲线

Fig. 5 Clamping force curve of different samples

3.4 实验结果分析

通过上述实验,得出如下结果:

(1)重量的影响:随着样本重量增加,钳位力降低。当钳位机构重量低于10 g时,钳位力变化不大,而大于10 g时,钳位力加速下降;

(2)扩张直径的影响: A_1 与 A_2 的直径约比 A_3 大18%,但钳位力远大于 A_3 ;

(3)接触面积的影响: A_1 与 A_2 的外径相近,但是螺旋腿包裹型的特殊形状使 A_2 与肠道的接触面积略大于 A_1 ,钳位力也略大于 A_1 ;

(4)厚度的影响:3个不同样本的摩擦力中 A_1 远大于 A_4 和 A_5 ,即样本的摩擦力随厚度的增加而大幅度减小;

(5)形状的影响: A_7 是目前使用最多的直线腿结构,虽然最大外径比螺旋腿略长,但摩擦力更小。

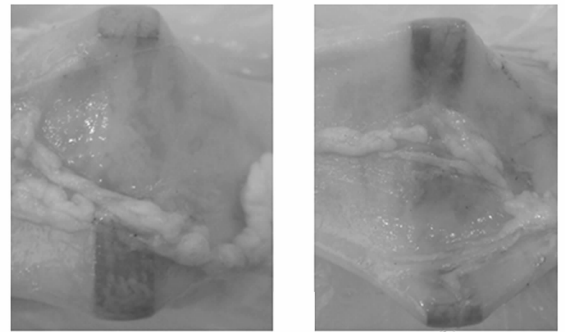
(6)纹理的影响: A_6 顶端带有纹理,这里设计的末端方形柱横纹加工方便,而且有助于排开肠道黏液,可有效提高钳位力。

结合对钳位力的分析得到:在机构较轻的情况下,重量对钳位力的影响不大。但随着重量的增加,受重物压力影响,肠道变形将导致黏液积累,钳位力加速下降;增加接触面积可以增加钳位力,同时增大钳位机构直径可以更有效地提高钳位力;在相同外径的情况下,腿厚度的增加并不能有效增加接触面积,而越细越尖的腿式结构可以嵌入肠道,排开黏液,可以增加机构在肠道的驻留力;通过增加纹理可以有效提高钳位力,提高的倍数与具体的机构形状有关。

螺旋腿式钳位机构能够很好地适应肠道的黏

滑环境,通过增加与肠道的接触面积,提高钳位力。基于实验结果螺旋腿钳位机构加以改进,选择3 mm宽、顶端带有方形条纹的螺旋腿结构,测量得其钳位力为1.486 N。

实验过程中可以观察到,螺旋腿相比直线型腿式结构,与肠道接触不易产生尖角,更加安全,如图6所示。螺旋腿自有的弹性也会在螺旋打开的同时保护肠道。在该实验中腿的材料是铝材,其结构强度有待进一步验证,在将来实际应用时,可以考虑将材料换为具有一定弹性的钛合金薄片,并使用PDMS微绒毛薄膜包裹在腿外部,增加腿的弹性,并提高钳位力。



(a)螺旋腿

(b)直线腿

(a)Spiral legs

(b)Straight legs

图6 2种不同结构样本钳位状态

Fig. 6 Clamping states of 2 kinds of different samples

4 钳位力方程

基于实验分析,钳位力与钳位机构的设计参数有关,且都是非线性关系。从肠道生理环境分析,机构与肠道的相互作用过程中,会使肠道产生形变并改变了其表面黏膜和黏液的状态,与方程(1)不同,这里综合考虑了肠道高弹和黏滑的特性,提出定性描述钳位力的影响方程:

$$F = (N + \delta)\lambda + \eta \frac{s}{d}, \quad (8)$$

其中, δ 为肠道形变参数,与肠道本身的直径和钳位机构的直径有关,用于标识肠道形变产生的应变力; N 为机构重量; λ 为黏附系数。 $(N + \delta)\lambda$ 代表钳位机构对肠道作用产生的黏附力。另外,肠道表面附有湿滑的黏液,用 $\eta s/d$ 项描述湿摩擦下的钳位力,其中 η 为黏滞系数, s 为表观接触面积, d 为肠道黏膜和机构表面间黏液的平均厚度。

从方程(8)分析钳位实验结果:在钳位机构重量较小的情况下,钳位力对重量不敏感,重力产生的形变可以忽略;而当钳位机构直径远小于肠道直径时,肠道只受重力作用,此时 δ 项可以忽略;当机构与肠道的接触面积 s 增大,钳位力也会增大,但同时与黏膜厚度有关,采用不同的纹理或机构宽度时,钳位机构和肠道表面之间的黏液挤出情况不同,导致黏液厚度 d 不同。其厚度越薄,钳位力越大,但是肠道表面黏液有保护肠壁的作用,采用尖刺结构挤压肠壁,黏液厚度会变薄,摩擦力增大,但会有损伤肠壁的风险。

5 运动安全性控制

在已有的机器人控制系统^[20]的基础上,设计可保障人体肠道安全的控制方法。机器人控制系统需要接收运动命令并反馈体内运动机构信息,因此,采用射频双向通信,通过电流检测闭环控制机构输出力的大小,并可实时改变钳位机构的扩张长度。不同于传统的时间控制,电流反馈可通过电机电流大小直观反应肠道的受力情况。

设计胶囊内窥镜样机如图7所示,机器人模拟尺蠖的运动方式,机体前后端各有一组螺旋腿钳位机构,中间波纹管内部的伸缩机构可拉动物体前进后退,收缩后体积为 $\Phi 18\text{ mm} \times 41\text{ mm}$ 。当螺旋腿扩张肠道力超过 3 N 时,电机电流达到 0.098 A ,为了保护肠道,需控制机构停止扩张。表3给出扩张力大于 3 N 时,标定的几种螺旋腿机构停止时的检测电流值。由于活体肠道中的推动力与离体肠道有区别,临床应用时可通过病人的感受和人机界面反馈回来的电流值实时改变停止电流值,以保护病人安全。

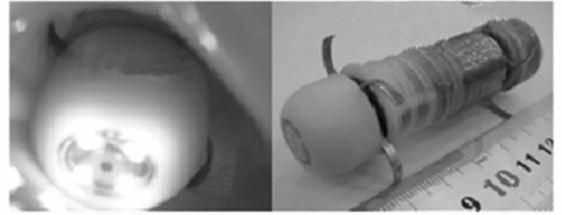
表 2 螺旋腿停止电流值

Tab. 2 Values of stopped current for spiral legs

(mA)

运动状态	电机动作	停止电流
前螺旋腿撑开	前螺旋腿电机反转	120
前螺旋腿闭合	前螺旋腿电机正转	92
后螺旋腿撑开	后螺旋腿电机反转	136
后螺旋腿闭合	后螺旋腿电机正转	104

为进一步验证钳位机构运动的安全性,进行了离体肠道实验,如图7所示。在肠道中爬行的螺旋腿机器人可在肠道中安全钳位,不会产生尖角,并可随肠道直径的变化改变撑开直径,有效保护肠道。

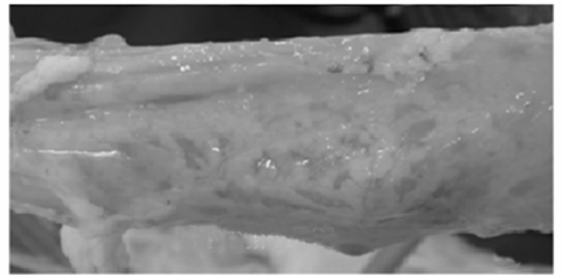


(a) 肠道中钳位

(b) 螺旋腿胶囊内窥镜机器人

(a) Intestinal clamp

(b) Spiral capsule endoscope robot



(c) 肠道中钳位外观

(c) Appearance of intestinal clamp

图 7 螺旋腿机器人样机及肠道爬行运动测试

Fig. 7 Prototype of spiral leg robot and exercise test of intestinal crawling

6 结 论

本文结合肠道摩擦力和应变力分析了钳位力的影响因素,采用不同钳位样本,通过实验研究了不同重量、厚度、直径、接触面积、纹理和形状对钳位力的影响,并提出了定性描述钳位力的方程。验证表明所设计螺旋腿钳位机构安全可靠,并可产生较大的钳位力,可以较好地适应肠道黏滑、高弹的生理环境。利用电流反馈实现了运动安全性控制,并在离体肠道中测试了钳位机构的安全性和可行性。虽然方程(8)可以描述钳位力的影响因素和作用原理,但是具体参数随活体的生理状态变化较大,现在无法定量描述。另外,螺旋腿胶囊内窥镜样机的钳位和运动性能需要在活体肠道中进一步验证。

参考文献:

- [1] MERON G D. The development of the swallowable video capsule(M2A)[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2000, 52(6): 817-819.
- [2] POSTGATE A J, WILL O C, FRASER C H, *et al.*. Capsule endoscopy for the small bowel in juvenile polyposis syndrome: A case series [J]. *Endoscopy*, 2009, 41(11): 1001-1004.
- [3] SUKHO P, JONGOH P, HYUNJUN P, *et al.*. Multi-functional Capsule Endoscope for Gastro-intestinal Tract [C]. In: *Proceedings of the SICE-ICASE*, 2006, *International Joint Conference*, 2006, 2090-2093.
- [4] MENCIASSI A, GORINI S, MOGLIA A, *et al.*. Clamping tools of a capsule for monitoring the gastrointestinal tract problem analysis and preliminary technological activity [C]. *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005, 1309-1314.
- [5] GORINI S, QUIRINI M, MENCIASSI A, *et al.*. A novel SMA-based actuator for a legged endoscopic capsule [C]. *The First IEEE/RAS-EMBS International conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, 2006, 443-449.
- [6] KIM B, LEE S, PARK J H, *et al.*. Inchworm-like microrobot for capsule endoscope [C]. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2004, 458-463.
- [7] PARK H, PARK S, YOON E, *et al.*. Paddling based microrobot for capsule endoscopes [C]. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2007, 3377-3382.
- [8] QUIRINI M, SCAPELLATO S, VALDASTRIP, *et al.*. An approach to capsular endoscopy with active motion [C]. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2007, 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, 2827-2830.
- [9] VALDASTRIP, WEBSTER R J, QUAGLIA C, *et al.*. A new mechanism for mesoscale legged locomotion in compliant tubular environments [J]. *Robotics*, 2009, (25): 1047-1057.
- [10] ACCOTO D, PASSANISI S, GUGLIEMELLI E. Pinch locomotion: A novel propulsion technique for endoscopic robots [C]. *4th IEEE RAS&EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioR061)*, 2012, 1377-1382.
- [11] PHEE L, MENCIASSI A, ACCOTO D, *et al.*. Analysis of robotic locomotion devices for the gastrointestinal tract [J]. *Robotics Research*, 2003, 6: 467-483.
- [12] BUSELLI E, PENSABENE V, CASTRATARO P, *et al.*. Evaluation of friction enhancement through soft polymer micro-patterns in active capsule endoscopy [J]. *Measurement Science and Technology*, 2010, 21(10): 105802-105808.
- [13] CHEUNG E, KARAGOZLER M E, PARK S, *et al.*. A new endoscopic microcapsule robot using beetle inspired microfibrillar adhesives [C]. *2005 IEEE/ASME International conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 2005, 551-557.
- [14] KIM Y, KIM D. Biotribological investigation of a multi-tube foot for traction generation in a medical microrobot [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2009, 223(6): 677-686.
- [15] HOEG H D, SLATKIN A B, BURDICK J W, *et al.*. Biomechanical modeling of the small intestine as required for the design and operation of a robotic endoscope [C]. In: *Proceedings of the Robotics and Automation*, 2000, 1592: 1599-1606.
- [16] KIM J S, SUNG I H, KIM Y T, *et al.*. Experimental investigation of frictional and viscoelastic properties of intestine for microendoscope application [J]. *Tribology Letters*, 2006, 22(2): 143-149.
- [17] WANG X, MENG M Q H. An experimental study of resistant properties of the small intestine for an active capsule endoscope [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2010, 224(1): 107-118.
- [18] WANG K D, YAN G ZH. Research on measurement and modeling of the gastro intestine's frictional characteristics [J]. *Measurement Science & Technology*, 2009, 20(1): 015803-015808.
- [19] 陈雯雯, 颜国正, 高鹏, 等. 结肠诊疗微机器人控制系统的设计和实现 [J]. *光学精密工程*, 2012, 20(6): 1296-1302.
- CHEN W W, YAN G ZH, GAO P, *et al.*. Control system design of micro diagnosis and treat robot for colonoscopy [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(6): 1296-1302. (in Chinese)

作者简介:



陈雯雯(1985—),女,山东淄博人,博士研究生,2007年于中国石油大学获得学士学位,2010年于上海交通大学获得硕士学位,主要研究方向为微型医疗机器人系统的设计及控制。E-mail: wenwenchen@sjtu.edu.cn



贺 木(1986—),男,湖南桃江人,博士研究生,2008年、2011年于西安理工大学分别获得学士、硕士学位,主要从事微型机电系统控制理论与方法、精密工程与微型机器人等的研究。E-mail: heshu86@163.com



柯 全(1989—),男,湖北黄石人,硕士研究生,2011年于长春大学获得学士学位,现主要从事精密工程与微型机器人等的研究。E-mail: kequanhubei@163.com

导师简介:



颜国正(1961—),男,湖南桃江人,教授,1993年于吉林工业大学获得博士学位,1995年于南京航空航天大学博士后出站,主要研究方向为智能机器人、微小机电系统。E-mail: gzyan@sjtu.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)