

DOI: 10.16078/j.tribology.2017.05.015

食管黏膜组织在轴向延伸下的摩擦特性研究

于卿源, 钱诗梦, 林承雄, 杨青原, 赵豪川, 刘建涛*, 周仲荣

(西南交通大学 摩擦学研究所, 四川 成都 610031)

摘要: 对食管黏膜组织沿轴向分别以不同的延伸率进行延伸, 再通过往复摩擦试验近似模拟内镜前端进入食管的过程, 研究了食管黏膜组织在不同轴向延伸率伸长下的摩擦性能变化. 结果表明: 从轴向无延伸到延伸率达到 80% 时, 内镜前端与食管黏膜组织间的摩擦运行行为从食管黏膜组织只发生弹性变形的黏着状态变化到黏着和滑移的混合状态, 摩擦阻力和能耗增大, 摩擦系数增加. 食管黏膜组织的摩擦学性能与其表面结构和力学性能密切相关. 在沿轴向延伸率逐渐增加的延伸状态下, 食管黏膜表面的皱褶被拉平, 维持黏液润滑的特性变差; 随着食管黏膜组织轴向延伸率的增加, 黏膜组织的弹性模量增加, 抵抗摩擦变形的能力增强, 摩擦阻力增大. 研究结果为临床胃镜诊疗的安全操作提供了理论依据.

关键词: 食管黏膜; 轴向延伸; 摩擦学性能; 表面结构; 弹性模量

中图分类号: TH117.3

文献标志码: A

文章编号: 1004-0595(2017)05-0670-07

Tribological Properties of Esophageal Mucosa under Axial Extension

YU Qingyuan, QIAN Shimeng, LIN Chengxiong, YANG Qingyuan, ZHAO Haochuan, LIU Jiantao*, ZHOU Zhongrong

(Tribology Research Institute, Southwest Jiaotong University, Sichuan Chengdu 610031, China)

Abstract: In this study, the esophageal mucosa tissues were extended along their axial direction with different elongation rates, respectively. Subsequently, the tribological properties of esophageal mucosa tissue were investigated under these different elongation rates by using reciprocating friction tests to simulate the process of the front-end of endoscope passing into the gastrointestinal tract. The results show that the friction behavior between the front-end of endoscope and esophageal mucosa tissues changed from the sticking regime of elastic deformation of mucosa tissues to the intermediate regime of stick-slip when the axial elongation rate was from 0% to 80%, and the frictional resistance and energy consumption all increased, which led to the increase of friction coefficient. The tribological properties of esophageal mucosa are closely relevant to its surface structure and mechanical properties. When the elongation rate along the axial direction increased gradually, the ruffles on the surface of mucosa became flat and their ability to maintain the lubrication characteristics reduced. With the increasing axial elongation rate, the elastic modulus of mucosa tissue increased, and its ability to resist the deformation and the friction resistance enhanced. The results can provide the theoretical basis for safe operation in clinical diagnosis and treatment of gastroscop.

Key words: esophageal mucosa; axial extension; tribological properties; surface structure; elastic modulus

Received 21 April 2017, revised 26 June 2017, accepted 11 July 2017, available online 28 September 2017.

*Corresponding author. E-mail: jiantaoliu1982@swjtu.edu.cn, Tel: +86-28-87634141.

The project was supported by the National Natural Science Foundation of China (51675447, 51290291).

国家自然科学基金项目(51675447, 51290291)资助.

针对消化道疾病,以口鼻、结肠作为入口,输送胃肠镜等柔性器械通过消化道等至病变位置,对病变组织进行检查、消融、切除或剥离等操作,是目前消化系统疾病临床最基本的诊疗方法^[1-3]。然而,在内镜前端进入消化道的过程之中,由于反复插镜、旋镜和退镜等操作,引起消化道黏膜擦伤、穿孔和咽喉部损伤等并发症频率和程度大大增加^[3-4]。导致内镜器械介入过程中消化道组织损伤问题的原因主要在于我们对内镜前端管壁与消化道组织界面之间发生的摩擦、挤压和粘附等的交互作用机制缺乏认识。

目前国内外关于消化道表面摩擦性能的研究主要集中在小肠上面。Kim^[5-6]测试了不同重量的滑块在闭式肠道和开式肠道内表面的摩擦系数,建立了小肠的摩擦力模型。Wang等^[7-9]、Woo等^[10]及zhang等^[11]研究了器械样品的尺寸、重量和材质以及速度和接触载荷等参数对小肠摩擦系数的影响,得出试样与小肠的平均摩擦力在10~50 mN之间,摩擦系数随着法向载荷的增加而减小,变化范围在0.08~0.2之间;摩擦系数随着速度的增大而增大;相比于长度,试样的直径对摩擦系数的影响更大;试样的表面材质对摩擦力的影响较大等结论。然而,内镜器械与食管组织的摩擦特性研究鲜有报道,尤其是内镜器械介入过程中导致组织轴向延伸变形下的摩擦性能变化尚不清楚。

本文作者通过摩擦学试验近似模拟内镜前端进入食管组织过程,研究了食管组织在不同轴向延伸率伸长下的摩擦性能变化,期望为胃肠镜诊疗的临床操作以及器械与组织界面实现安全接触提供理论依据。

1 试验部分

1.1 材料

胃肠镜前端通常为医用不锈钢管壁材料,因此选用直径为10 mm的医用不锈钢球模拟管壁材料,不锈钢球的表面粗糙度为24.9 μm 。食管组织选用结构和功能与人体组织相似的猪食管。8根刚离体的猪食管取自重量65 kg左右,年龄大约20周的8头猪。每根食管组织沿轴向剖开,其中6根组织用于摩擦试验,每根裁切成5块60 mm×30 mm的方块试样;2根用于拉伸试验,每根裁切成6块100 mm×10 mm的长条试样。试验前所有准备好的试样浸泡在pH为7.4的磷酸盐缓冲液中,用于保持食管组织生物蛋白的结构及生物特性。试验时取出试样,用吸水纸吸干试样表面多余液体。

将食管组织沿壁厚制成病理切片,经苏木精-伊红(HE)染色后,在生物光学显微镜(BX63, OLYMPUS, JAPAN)下观察到的组织结构如图1所示。可看到食管

组织从里到外分别为黏膜层、黏膜下层、肌肉层和浆膜层。再将沿轴向无延伸和60%延伸率下的食管组织分别制作成扫描电镜样品,在扫描电镜(SEM-Inspect, FEI, American)下观察到的黏膜层表面形貌的SEM照片如图2(a~b)所示,图2(c~d)对应着相应延伸率下食管黏膜层表面的光镜(LM)图片。沿图中的箭头方向,可看到沿轴向无延伸的食管黏膜层表面覆盖有褶皱较深和较密集的上皮组织,组织表面分布着海绵状的微孔,储存着食管黏液;而在60%延伸率下的食管黏膜层表面的褶皱被拉平,表面海绵状的微孔变大变浅,组织的刚性增加。

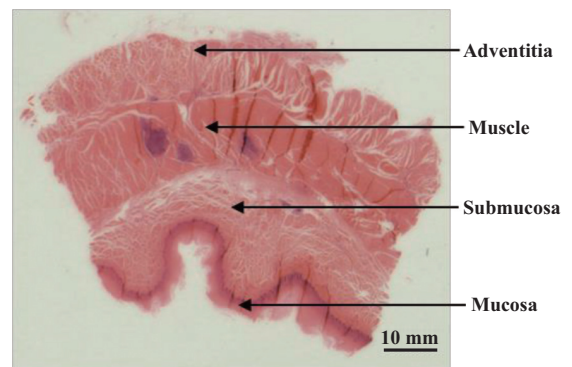


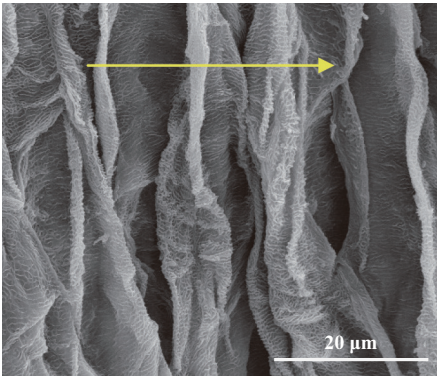
Fig. 1 Longitudinal histological photomicrograph of esophageal tissue structure

图1 食管组织纵切面结构组织学图片

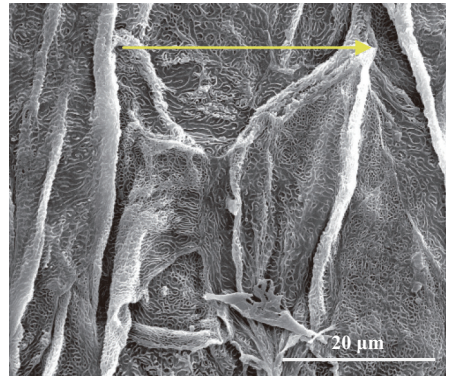
1.2 试验方法

摩擦试验在UMT-II多功能摩擦磨损试验机(UMT-II, Bruker Corporation, American)上进行,采用球一面接触的往复滑移运动模式模拟胃镜进入食管过程中的反复插镜和退镜操作。模拟内镜管壁的不锈钢球连接在UMT-II上部悬架系统的测力传感器上,食管黏膜组织放置在UMT-II试验机底部特制的夹具台面上,如图3所示。试验前将食管黏膜组织一端固定在夹具台面左边的夹紧装置中,另一端分别以0%、20%、40%、60%和80%的延伸率进行拉长后固定在右边的加紧装置中,初始组织的标距均为50 mm。根据胃肠镜与消化道组织接触机制的文献研究^[5-8],设定试验参数如下:法向载荷 F_n 为0.4 N,往复滑动速度为2 mm/s,频率 f 为0.5 Hz,往复位移 D 为 ± 5 mm,往复循环次数为20次,对应于时间为200 s。

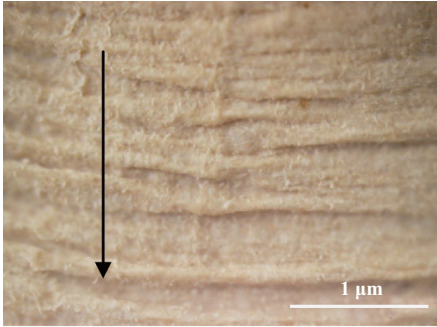
食管组织的拉伸试验在多功能电子万能拉力试验机上进行(HY0580, 上海衡翼精密仪器有限公司),试验装置如图4所示。试验过程中为防止食管组织滑脱,采用医用纱布包裹食管组织条两端,然后固定在上下两个夹持装置中。试验开始前调整上下两个固定



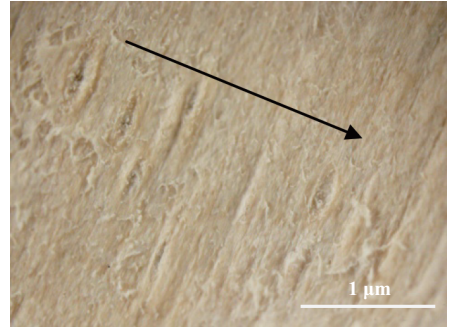
(a) SEM image for none axial extension



(b) SEM image for elongation rate of 60%



(c) LM image for none axial extension



(d) LM image for elongation rate of 60%

Fig. 2 SEM and LM micrographs of esophagus mucosa under none axial extension and elongation rate of 60%
图2 食管黏膜组织轴向无延伸及延伸60%状态下表面扫描电镜(SEM)形貌及光镜(LM)照片

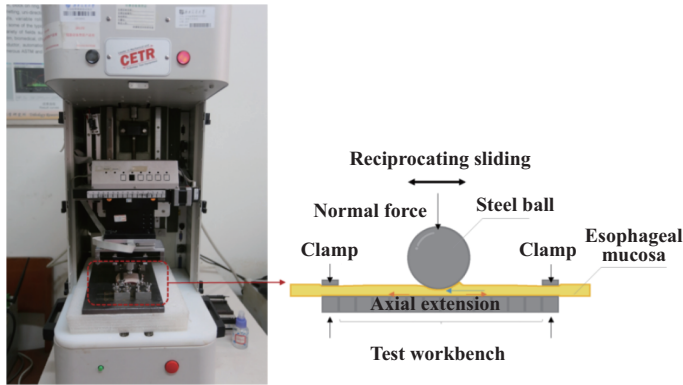


Fig. 3 The friction experiment device for esophageal tissue and the schematic diagram of contact model
图3 食管组织摩擦试验装置及接触模式简图

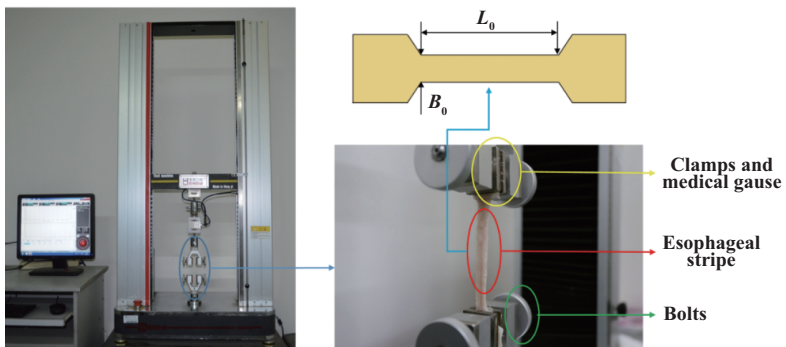


Fig. 4 The tensile experiment device for esophageal tissue and the sample holder
图4 食管组织拉伸试验装置及夹具

钳的位置, 保持食管条状组织的自然下垂状态, 拉伸试验前设置上下两个夹持装置间的食管组织条标距为 50 mm. 考虑到生物软组织的黏弹性特性, 在拉伸试验开始前对试验组织进行 5 次加载和卸载的预调拉伸以克服组织的应变软化效应^[12-13].

根据拉格朗日法, 条状食管组织的力学性能的计算如下:

$$\text{应力: } \delta = \frac{F_t}{A_0}$$

F_t 为试验测得的拉力, $A_0=B_0 \times H_0$ 是条状食管试样最开始的横截面积, H_0 是试样厚度, $H_0=1.6 \text{ mm}$, B_0 是试样的宽度, $B_0=10 \text{ mm}$

$$\text{延伸率: } \lambda = \frac{L_t - L_0}{L_0} \times 100\%$$

L_t 为试验测得的拉伸长度, L_0 为试样最开始的拉伸长度, 也即标距, 为 50 mm.

$$\text{弹性模量: } E = \delta / \lambda$$

试验结果均用平均值和方差表示, 并应用成组 t 检验进行统计学分析, $P < 0.05$ 表示组间差异具有统计学显著. 试验温度为 $25 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$, 空气相对湿度为 $50\% \pm 5\%$, 模拟胃肠镜诊疗的环境条件.

2 试验结果

2.1 食管黏膜组织摩擦特性

图 5 为食管黏膜组织在不同延伸率轴向拉伸状态

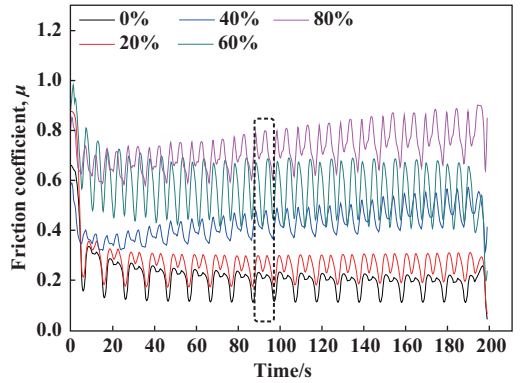


Fig. 5 Typical variations of friction coefficient with time for esophageal mucosa under different elongation rates
图 5 食管黏膜组织在不同延伸率轴向拉伸状态下摩擦系数随时间的典型变化曲线

下, 医用不锈钢球与黏膜层表面往复摩擦过程中的摩擦系数随着时间的典型变化曲线. 在每 10 s 的往复摩擦循环周期内摩擦系数均呈现出近似于“M”形有规律的波动, 这与每个往复摩擦循环周期内不锈钢球与黏膜表面的黏滑状态有关. 在随意选取的第九个往复摩擦循环周期内(图 5 方框内), 食管黏膜组织在不同延伸率轴向拉伸状态下典型的摩擦力—位移(F_t - D)变化曲线见图 6. 在沿轴向无延伸状态下, 食管黏膜组织的 F_t - D 曲线近似于不闭合的长条形[见图 6(a)], 在从左到右或从右到左的往复摩擦过程中, 摩擦力随位移逐渐增

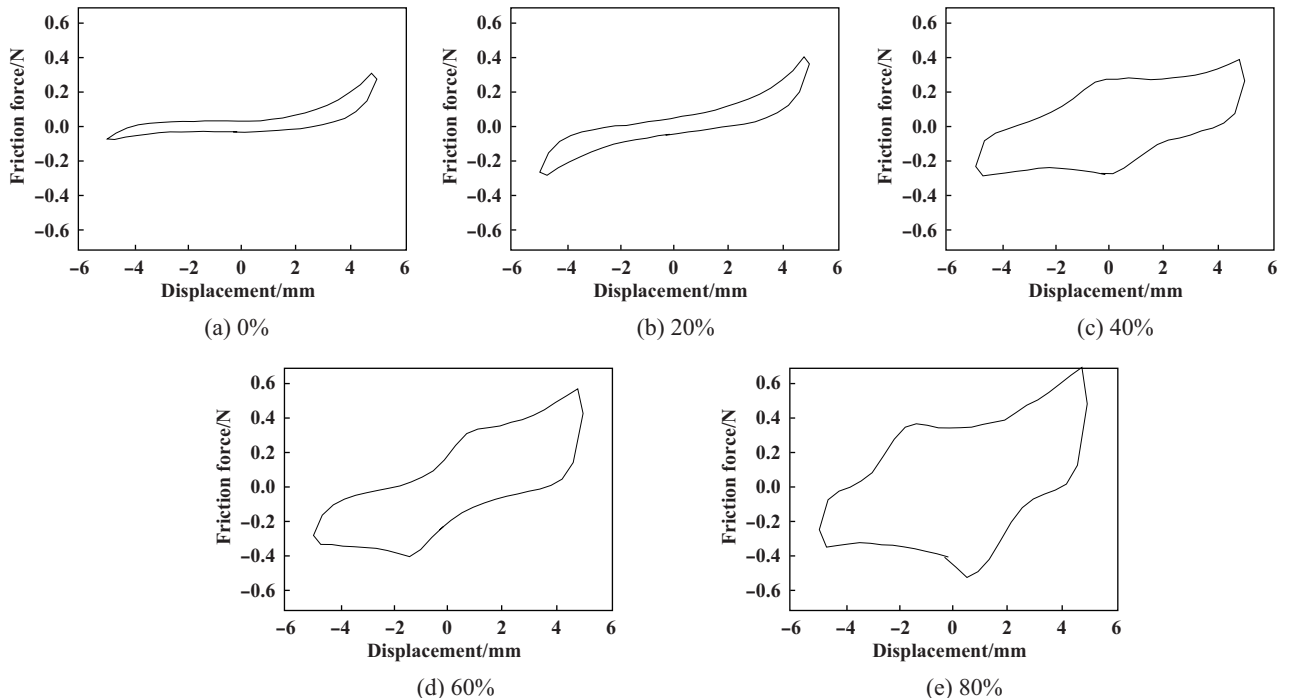


Fig. 6 Typical F_t - D curves in one reciprocating friction cycle for esophageal mucosa under different elongation rates

图 6 食管黏膜组织在不同延伸率轴向拉伸状态下一个往复摩擦周期内典型的 F_t - D 变化曲线

大,这时上摩擦副与食管黏膜组织之间基本上没有相对滑动,处于黏着摩擦运动状态,主要以食管黏膜组织的弹性变形为主,往复位移也主要靠食管黏膜组织的弹性变形来协调.由于食管黏膜组织具有生物软组织典型的黏弹性滞后特性,往复两个方向的 F_t - D 曲线不重合,存在摩擦能量损耗^[14-15].对应着图6中0%延伸状态下的波动曲线来看,此时“M”形的中间波谷较平缓.在食管黏膜组织沿轴向20%的延伸状态下[见图6(b)],摩擦力随位移的增加量要高于无轴向延伸状态,长条形的 F_t - D 曲线围成的面积略大于无轴向延伸状态,说明摩擦能量损耗增大.此时对应着图6中的“M”形的中间波谷加深.当食管黏膜组织沿轴向延伸率达到40%时, F_t - D 曲线近似于平行的四边形[见图6(c)],摩擦力随位移开始时(-5 mm处)逐渐增大,食管黏膜组织发生弹性变形,这部分位移同样靠食管黏膜组织的弹性变形来协调;当达到往复摩擦中间位置时(0 mm处),摩擦力基本上平稳波动到位移5 mm处,这时不锈钢球与食管黏膜组织间发生了相对滑动;在不锈钢球从右到左反方向运动时,同样经历着这种运动模式;因此,在轴向延伸率达到40%时,不锈钢球与食管黏膜组织间处于黏着与滑移的混合摩擦运动状态^[16].随着食管黏膜组织轴向延伸率增加到60%和80%, F_t - D 曲线呈现出规则的四边形[见图6(d-e)],不锈钢球与食管黏膜组织间均处于黏着与滑移的混合摩擦运动状态;随着轴向延伸率的增加, F_t - D 曲线围成的四边形面积有所增加,摩擦能量损耗增大.此时对应着图6中的“M”形的中间波谷也逐渐增大.食管黏膜组织在不同延伸率轴向拉伸状态下平均摩擦系数如图7所示,从图5及图7可见,食管黏膜组织在沿轴向无延伸状态下的摩擦系数大概在0.2左右,这与大部分文献研

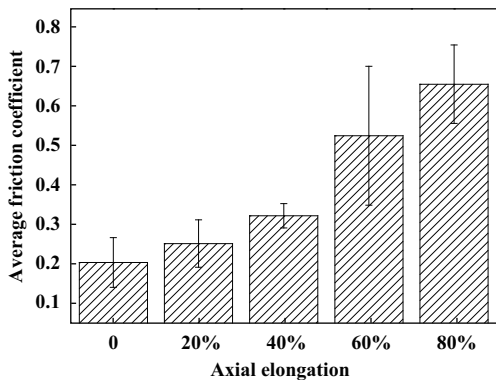


Fig. 7 Mean friction coefficients of esophageal mucosa under different elongation rates

图7 食管黏膜组织在不同延伸率轴向拉伸状态下的平均摩擦系数

究的小肠摩擦系数结果相近^[7-11].随着轴向延伸率的增加,食管黏膜组织摩擦系数逐渐增大,尤其是60%延伸率以后,摩擦系数增加较快,表现出明显的差异性($P < 0.05$).

2.2 食管黏膜组织拉伸特性

图8为食管黏膜组织在轴向拉伸下典型的应力-应变曲线,由于食管黏膜组织是一种非线性黏弹性材料,其应力随着应变呈现出典型的非线性变化,其应力-应变关系已不服从胡克定律.在图中20%至80%的延伸率下,对应的弹性模量(图中红色线对应的斜率和数值)逐渐增加.图9为食管黏膜组织在不同延伸率下加载与卸载时典型的力值-位移曲线,左图为右图中20%延伸率下的放大图.不同延伸率下的加载和卸载过程中力值-位移曲线均表现出非线性关系,而且两条力值-位移曲线均不重合,存在变形滞后,即有能量消耗在黏膜组织的弹性纤维和胶原纤维中^[14, 17].随着延伸率的增加,这种能量消耗逐渐增加,使得食管黏膜组织的弹性纤维和胶原纤维逐渐变硬,刚性增加.

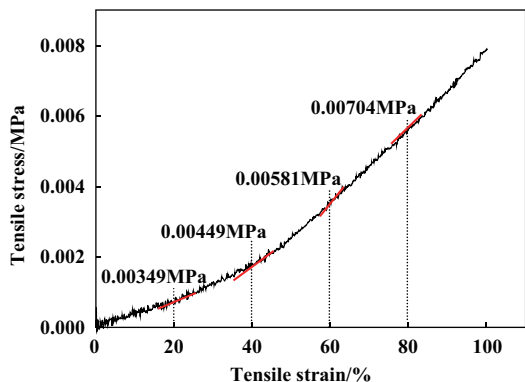


Fig. 8 Typical stress-strain curve for esophageal mucosa in axial extension test

图8 食管黏膜组织轴向拉伸中典型的应力-应变曲线

3 讨论

在胃肠镜前端推入到消化道进行诊疗过程中,不可避免地挤压和摩擦消化道表面,使消化道组织产生变形和损伤.因此,本文中模拟这一过程,研究食管组织在不同延伸率轴向伸长条件下的摩擦性能变化.

随着轴向延伸率的增加,食管黏膜组织摩擦系数逐渐增大,这一结果与食管黏膜组织的表面结构和力学性能变化有关.黏膜组织主要由弹性纤维和胶原纤维组成,弹性纤维呈现条状排列,胶原纤维则呈现出无规律螺旋分布^[18].在黏膜组织沿轴向进行0至80%拉伸时,微观承载单元主要为弹性纤维^[18],使黏膜组织整体产生了弹性变形,其表面沿着轴向平行排列的较

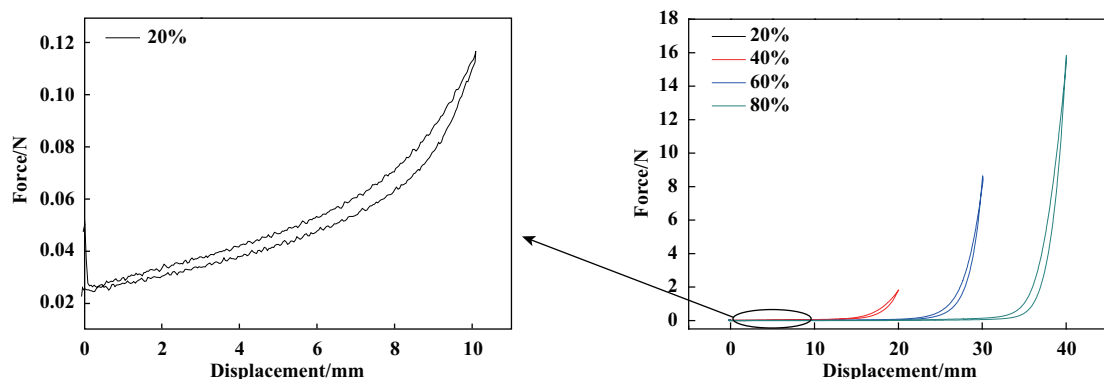


Fig. 9 Typical loading-unloading curves for esophageal mucosa under different elongation rates

图9 食管黏膜组织在不同延伸率下典型的加载与卸载曲线

深和较密集的皱褶被逐渐拉平(图2)。这种产生了弹性变形的黏膜组织刚性增加,与沿轴向无延伸的黏膜组织相比,其协调不锈钢球与黏膜表面间相对运动位移的能力变差,使内镜前端与食管黏膜组织间的摩擦运行行为从食管黏膜组织只发生弹性变形的黏着状态变化到黏着和滑移的混合状态,摩擦阻力和能耗均增大;此外,随着轴向延伸率的增加,黏膜皱褶会被拉的较平,皱褶表面海绵状微孔中的黏液会被挤压出来,因暴露在外面逐渐变干,因而降低了摩擦界面的润滑特性,造成了摩擦系数增加。

事实上,食管黏膜组织的摩擦学性能与其力学性能密切相关。在沿轴向延伸率逐渐增加的延伸状态下,黏膜组织的弹性模量逐渐增加(图8),因此其抵抗摩擦变形的能力增强,使得不锈钢球在黏膜组织表面滑动的摩擦阻力增大,摩擦系数增加。

食管黏膜表面的上皮为较厚的未角化的复层扁平上皮,耐摩擦,黏膜和黏膜下层为7~10条纵行皱襞(图1),对整个食管有保护作用。而胃镜检查过程中反复的插镜和退镜等操作会造成食管黏膜的擦伤,影响食管正常功能的发挥。鉴于以上研究结果,在实际的临床胃镜检查 and 诊疗操作中,建议尽量避免过度地挤压食管组织,引起食管组织轴向上的延伸变形,从而避免摩擦阻力的增加所引起的食管表面擦伤的风险。

4 结论

a. 随着食管黏膜组织轴向延伸率的增加,内镜前端与食管黏膜组织间的摩擦行为从食管黏膜组织只发生弹性变形的黏着状态变化到黏着和滑移的混合状态,摩擦阻力和能耗增大,摩擦系数增加。

b. 食管黏膜组织的摩擦学性能与其表面结构和力学性能密切相关。在沿轴向延伸率逐渐增加的延伸状态下,食管黏膜表面的皱褶被拉平,维持黏液润滑

的特性变差;随着食管黏膜组织轴向延伸率的增加,黏膜组织的弹性模量增加,抵抗摩擦变形的能力增强,摩擦阻力增大。

c. 在实际的临床胃镜检查 and 诊疗操作中,建议避免过度挤压食管而引起组织轴向上的延伸变形,从而避免摩擦阻力的增加引起的食管表面擦伤的风险。

参考文献

- [1] Zhang Xiuli, Tang Ping. A survey of sedated gastrointestinal endoscopy[J]. Chinese Journal of Digestive Endoscopy, 2012, 29(6): 316-318 (in Chinese) [张修礼, 唐平. 国内无痛胃肠镜开展近况调查[J]. 中华消化内镜杂志, 2012, 29(6): 316-318].
- [2] Gotoda T, Yamamoto H, Soetikno R M. Endoscopic submucosal dissection of early gastric cancer[J]. J Gastroenterol, 2006, 41: 929-942.
- [3] Khashab M A, Kalloo A N. Natural orifice Transluminal Endoscopic Surgery[J]. Current opinion in gastroenterology, 2010, 26(5): 471-477.
- [4] Li Yanmin, Liu Hao, Li Guixiang, et al. In-vivo perception and flexible operation focused on minimally invasive intervention of natural orifice[J]. Chin Sci Bull (Chin Ver), 2013, 58(增刊 II): 175-180 (in Chinese) [李言民, 刘浩, 李贵祥, 等. 面向自然腔道微创介入的在体感知与柔性操作[J]. 科学通报, 2013, 58(增刊 II): 175-180].
- [5] Kim J S, Sung I H, Kim Y T, et al. Analytical model development for the prediction of the frictional resistance of a capsule endoscope inside an intestine[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2007, 221(8): 837-845.
- [6] 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.
- [7] Wang X, Meng M Q H, Chan Y. Physiological factors of the small intestine in design of active capsule endoscopy[C].//Engineering in Medicine and Biology Society, 2005, IEEE-EMBS 2005, 27th

- Annual International Conference of the IEEE, 2006: 2942–2945.
- [8] Wang X, Meng M Q H. Study of frictional properties of the small intestine for design of active capsule endoscope[C].//Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006, BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on IEEE, 2006: 124–129.
- [9] 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.
- [10] Woo S H, Kim T W, Cho J H. Stopping mechanism for capsule endoscope using electrical stimulus[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2010, 48(1): 97–102.
- [11] Zhang C, Liu H, Li H. Experimental investigation of intestinal frictional resistance in the starting process of the capsule robot[J]. Tribology International, 2014, 70(2): 11–17.
- [12] Fung Y. Biomechanics: mechanical properties of living tissues[M]. 2nd edition, Springer Science & Business Media, New York, 2013.
- [13] Gregersen H, Kassab G. Biomechanics of the gastrointestinal tract[J]. Neuro Gastroenterology & Motility, 1996, 8: 277–297.
- [14] Li W, Shi L, Deng H Y, et al. Investigation on friction trauma of small intestine in vivo under reciprocal sliding conditions[J]. Tribology Letters, 2014, 55(2): 261–270.
- [15] Shi Lei, Xie Xuhui, Xu Ping, et al. Skin traumas under reciprocating friction condition[J]. Tribology, 2015, 35(1): 66–73 (in Chinese) [石磊, 谢旭辉, 徐萍, 等. 皮肤往复摩擦条件下的损伤研究[J]. 摩擦学学报, 2015, 35(1): 66–73].
- [16] Li W, Qu S X, Zhou Z R. Reciprocating sliding behaviour of human skin in vivo at lower number of cycles[J]. Tribology Letters, 2006, 23(2): 165–170.
- [17] Fung Y C. Biomechanics[M]. Springer New York, 1993.
- [18] Sokolis D P, Kefaloyannis E M, Kouloukoussa M, et al. A structural basis for the aortic stress–strain relation in uniaxial tension[J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39(9): 1651–1662.