

文章编号:1004-7220(2018)02-0101-07

# 端部形状对支架-食管耦合系统力学行为的影响

倪晓宇<sup>1</sup>, 赵海霞<sup>1</sup>, 殷红莲<sup>1</sup>, 张嫣红<sup>1</sup>, 潘长网<sup>2</sup>

(1. 南京林业大学机械电子工程学院, 南京 210037; 2. 南京微创医学技术股份有限公司, 南京 210061)

**摘要:**目的 研究食管支架不同端部形状对支架-食管系统力学行为的影响。方法 通过有限元仿真,对不同端部形状(直筒形、杯球形和双喇叭形)的编织型食管支架及其与食管腔道构成耦合系统之间力学行为进行分析,并比较3种不同端部形状的裸支架和覆膜支架对食管内壁应力分布和食管狭窄区扩张的影响。结果 裸支架使食管狭窄率降低的程度比覆膜支架高,并且裸支架使食管的等效应力和食管内壁的接触应力都远大于覆膜支架植入后的情况;支架不同的端部形状对食管健康区域内的等效应力和接触应力有很大影响,在食管与杯球形支架的杯端中部和双喇叭形支架端部边缘所接触的区域出现应力集中;3种不同端部的编织型食管支架都具有良好贴壁性能。结论 不同的支架端部形状使食管内壁产生不同应力状态。应力越大,食管组织增生的可能性越大,但支架移位的可能性越小。了解支架端部形状对支架性能的影响,可为支架的优化设计和临床选型提供重要的理论依据。

**关键词:** 编织型支架; 食管; 有限元分析; 力学性能; 端部形状

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.02.002

## Influence of End Shapes on Biomechanical Behavior of the Stent-Esophagus Coupling System

NI Xiaoyu<sup>1</sup>, ZHAO Haixia<sup>1</sup>, YING Honglian<sup>1</sup>, ZHANG Yanhong<sup>1</sup>, PAN Changwang<sup>2</sup>

(1. School of Mechanical and Electronic Engineering, Nanjing Forestry University, Nanjing 210037, China;  
2. Micro-Tech (Nanjing) Co., Ltd., Nanjing 210061, China)

**Abstract: Objective** To investigate the influence of different end shapes of esophageal stents on the mechanical behavior of the stent-esophagus system. **Methods** Through finite element simulation, the mechanical behavior of the coupling system between braided esophageal stents with different end shapes (straight-tube-shaped, cup-spherical-shaped, double-trumpet-shaped) and the esophageal cavity was analyzed. The influences of bare stents and covered stents with three different end shapes on stress distributions in the inner wall of the esophagus and on dilatation of the esophageal stenosis zone were compared. **Results** The reduction in stenosis rate caused by the bare stent was larger than that of the covered stent. Moreover, the equivalent stress and the contact stress caused by the bare stent were much larger than those of the covered stent. Different end shapes had a significant influence on the stress occurring in the healthy esophageal zone. Stress concentration occurred in the zones where the esophagus contacted the central part of the cup-shaped end and the edge of the double-trumpet-shaped end. The braided esophageal stents with three different end shapes all had good apposition. **Conclusions** Different end shapes of stents cause different stress states in the esophagus. A larger stress in-

收稿日期:2017-05-14; 修回日期:2017-06-19

基金项目:国家自然科学基金项目(51005124)

通信作者:倪晓宇,副教授,E-mail: xiaoyuni@njfu.edu.cn

volves a higher probability of occurrence of esophageal tissue hyperplasia, but a smaller possibility of stent migration. Therefore, understanding the effect of the end shapes on stent performance can provide important theoretical references for optimization design of the braided stent and its clinical selection.

**Key words:** braided stent; esophagus; finite element analysis; mechanical properties; end shape

编织型支架在治疗非血管狭窄病变等方面的临床应用已十分广泛,其最大的优势是编织结构能够提供良好的柔韧性,易通过狭窄段;能制造大的管径尺寸,并保证足够的支撑强度<sup>[1]</sup>。对于编织型食管支架,由于食管蠕动以及食物吞咽等生理功能,使得支架在食管的服役期间内发生移位的可能性比在其他管腔内更大,故绝大多数编织型食管支架被设计成本体结构为圆筒形而端部形状不同的结构,常见的有球形、杯形、喇叭形、蘑菇形、伞形等。考虑到支架端部置于食管健康区域且最大程度上限制支架在腔道内的移位,支架端部径向尺寸会偏大,造成食管与其接触区域内的应力过大,从而导致食管过生性再狭窄。如何降低支架植入后并发症的发生率,是目前研究支架的一个热点<sup>[2]</sup>,因而在支架疲劳<sup>[3-5]</sup>、径向刚度<sup>[6-7]</sup>、柔韧性<sup>[8]</sup>以及结构参数优化<sup>[9]</sup>、支架的扩张性能<sup>[10]</sup>等方面已经有很多研究成果,但是有关编织型食管支架在病变腔道中的扩张性能以及编织型支架不同形状的端部结构对支架-食管耦合系统相互作用的影响鲜有文献报道。因此,本文通过有限元方法,对临床上使用最多且适用范围相同的3种不同端部形状(直筒形、杯球形和喇叭形)编织型食管支架(裸架和覆膜)进行分析和比较,为支架的临床选型以及优化设计提供参考依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 模型与材料

**1.1.1 支架模型与材料** 支架由三维空间螺旋线编织而成,其模型参数参考前期研究结果中得出的最佳疲劳寿命结构参数<sup>[4,6]</sup>,即头数  $n = 24$ ,螺距  $P = 60$  mm,丝线直径  $d = 0.18$  mm,支架本体直径  $D = 20$  mm,总长  $L = 80$  mm,覆膜支架(支架中部覆膜,端部不覆膜)的膜厚度为  $t_b = 0.5$  mm,端部形状分为直筒形、杯球形和双喇叭形3种。其中,杯球形支架中部长度55 mm,杯端直径、长度分别为28、15 mm,球端直径、长度分别为26、10 mm;双喇叭形支架中部长度50 mm,喇叭大、小端直径分别为26、20 mm,喇叭长度为15 mm。

由于丝线的截面尺寸远小于丝线长度,且丝线在支架受载过程中会发生拉伸、弯曲等组合变形,故选择三维梁单元 Beam 188 创建支架的有限元模型。由于覆膜支架上的膜具有只抗拉不抗压的薄膜性质,故选择具有膜属性的 Shell 181 单元进行模拟。编织型支架实物及覆膜支架的有限元模型分别如图1(a)、(b)所示。

因为编织型支架都具有很好的弹簧性质,在支架受载后,丝线截面也不会发生很大的变形,整个支架结构具有大变形、小应变的变形特点,故可以

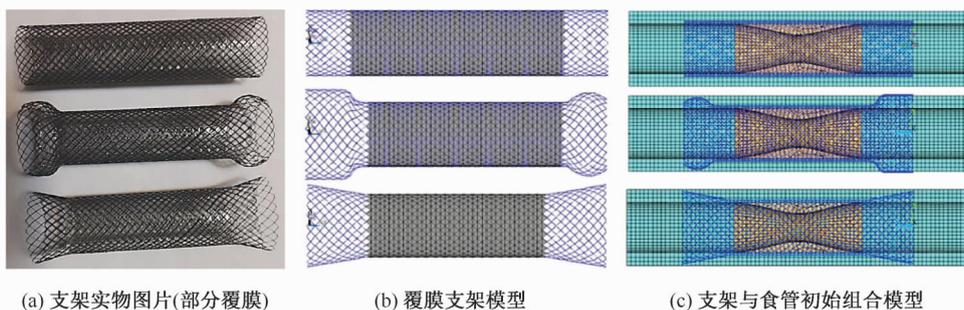


图1 支架照片及其有限元模型(从上到下:直筒形、杯球形、双喇叭形)

**Fig. 1** Photos of stents and their finite element models (a) Photos of the braided stent (partial covered), (b) Finite element models of partial covered stents, (c) Finite element models of the stent-esophagus systems in the initial state

采用线弹性本构方程描述支架丝线的材料特性,即弹性模型  $E = 28 \text{ GPa}$ , 密度  $\rho = 6.45 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ , 屈服极限  $\sigma_s = 609 \text{ mPa}$ , 泊松比  $\nu = 0.33$ 。覆膜支架的膜材料是硅胶,具有超弹性质,根据硅胶膜材料的应力-应变曲线<sup>[6]</sup>(存在两个拐点),选择9参数的Mooney-rivlin材料模型描述,其应变能密度公式为:

$$\begin{aligned} \psi = & C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{11}(\bar{I}_1 - 3) \\ & (\bar{I}_2 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2 + \\ & C_{21}(\bar{I}_1 - 3)^2(\bar{I}_2 - 3) + C_{12}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3)^2 + \\ & C_{30}(\bar{I}_1 - 3)^3 + C_{03}(\bar{I}_2 - 3)^3 + \frac{1}{d}(J - 1) \quad (1) \end{aligned}$$

式中: $C_{10}$ 、 $C_{01}$ 、 $C_{20}$ 、 $C_{11}$ 、 $C_{02}$ 、 $C_{21}$ 、 $C_{12}$ 、 $C_{30}$ 、 $C_{03}$ 分别为: 5.46 mPa、5.22 mPa、-46.9 mPa、107 mPa、-65.3 mPa、-2.22  $\mu\text{Pa}$ 、117 mPa、-0.112  $\mu\text{Pa}$ 、-9.2 mPa<sup>[6]</sup>。

**1.1.2 食管模型与材料** 临床上食管个体差异性很大,病变组织形状和尺寸具有很大的随机性。依据食管解剖学中成年人食管的尺寸范围<sup>[11]</sup>并取其平均值,建立食管和隆起型病变组织[见图2(a)]的模型,具体参数为:食管壁厚  $t_s = 4.5 \text{ mm}$ ,食管内径  $d_s = 18 \text{ mm}$ ,肿瘤高度(环向内生长)  $h_s = 4 \text{ mm}$ ,肿瘤组织长度  $l_s = 45 \text{ mm}$ 。病变组织的外轮廓采用样条曲线构建,并将其视为在食管内侧整个圆周分布。轮廓高度决定了食管堵塞程度,则反映食管堵塞程度的狭窄率  $\beta$  计算公式为<sup>[12]</sup>:

$$\beta = \left( \frac{1}{4} \pi D_2^2 - \frac{1}{4} \pi D_1^2 \right) / \left( \frac{1}{4} \pi D_2^2 \right) \quad (2)$$

式中: $D_1$  为病变组织内径; $D_2$  为食管内径。计算可

得当肿瘤高度为4 mm时,食管的堵塞率为69.13%。

由于食管壁较厚,故采用Solid 185单元模拟食管及其病变组织[见图2(b)]。食管材料和病变组织的材料同时具有黏弹性和不可压缩性<sup>[13]</sup>,但两者材料的力学性能参数都无法查询,故将其设定为与血管较为相似的且为线弹性材料<sup>[14]</sup>来进行模拟,即病变组织  $E = 2.19 \text{ mPa}$ ,  $\nu = 0.499$ ,食管本体  $E = 1.75 \text{ mPa}$ ,  $\nu = 0.499$ 。

**2.1.3 支架与食管组合模型** 支架和食管的组合模型如图1(c)所示,支架未压缩前的径向尺寸大于食管内径。为看清楚支架与食管组合模型的初始状态,膜单元未在图中显示。模型中各部分的单元和节点个数见表1。

表1 单元和节点数

Tab.1 Numbers of element and node

端部形状	支架		膜		食管	
	单元数	节点数	单元数	节点数	单元数	节点数
直筒	5 472	4 320	23 000	11 596	55 804	64 952
杯球	7 536	6 480	21 000	10 596	55 804	64 952
双喇叭	8 064	7 104	19 000	9 596	55 804	64 952

## 1.2 接触设置

在支架-食管系统耦合模型中,存在两种接触,一是支架结构内部交叉丝线之间的接触;二是支架自扩张后与食管壁(包括病变组织)之间的接触。

**1.2.1 支架丝线接触** 通过对实际支架模型的观察发现,当其受载时,裸支架交错丝线之间的接触点会发生相对转动,但无相对滑动,而覆膜支架的交叉点因膜的存在而不产生任何相对运动。因此,为了提高求解效率并降低非线性造成收敛的困难,采用自由度耦合的方式模拟裸支架交叉点间的运动关系,而采用焊接固定方式模拟覆膜区域交叉点间的运动关系。

**1.2.2 支架与食管壁接触** 支架与食管壁之间的接触设置为“点-面”接触的形式,接触算法为罚函数法。在多次尝试后,设置合理的接触属性(即设定接触刚度比例因子为0.001、渗透比例因子为0.2等),确保接触非线性求解的收敛且计算结果合理。此外,假设支架植入腔道后为理想状态,不产生位移,故摩擦系数设定为0。

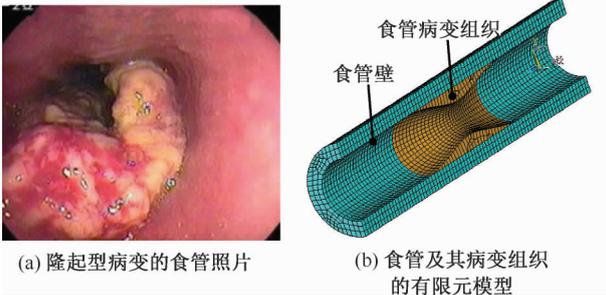


图2 食管病变组织照片及其有限元模型

Fig.2 Photo of esophageal lesions and its finite element model

(a) Photo of esophagus with protruded diseased tissues,

(b) Finite element model of esophagus and diseased tissues

### 1.3 约束条件与求解控制

重点研究不同端部形状对支架-食管耦合系统生物力学行为的影响,故仅考虑支架被压缩后能够进入食管最狭窄的区域,并在载荷释放后,自由扩张且与食管内壁接触,撑开食管狭窄区域,直至系统的力平衡。

**1.3.1 边界条件设定** 首先,选择柱坐标系的  $Z$  轴为支架的轴向方向,支架在  $XZ$ 、 $YZ$  平面的节点上分别施加  $UY$ 、 $UX$  约束,满足支架径向方向上的自由压缩与扩张和轴向方向上的自由伸缩,且无刚体位移。食管结构的约束条件与支架类似。其次,设置  $0 \sim t_1$  和  $t_1 \sim t_2$  两个准静态时间历程,并用增量的方法完成载荷的施加与释放。即  $0 \sim t_1$  期间为支架压握阶段,给支架施加特定轴向拉力 ( $F$ ) 和径向压力 ( $p$ ),完成支架与食管内壁的初始配置。 $F$  和  $p$  是经多次试算后获得,对不同端部形状的支架,力值不同,目的是保证支架能相对均匀地被压缩至腔道最狭窄的区域内且不发生径向失稳。 $t_1 \sim t_2$  期间,释放所有载荷,完成支架在食管内的扩张。

**1.3.2 求解控制** 首先,采用单元“生死”技术提高求解效率,即在第1载荷步中,食管单元和接触单元不参与分析,故这些单元全部“杀死”;在第2载荷步中,载荷释放后,“杀死”的单元会因支架扩张并与管壁接触而将参与计算,故全部激活。其次,支架-食管耦合系统求解中存在接触、材料、大变形等非线性问题,故设定牛顿-拉斐逊迭代法为非线性求解迭代法,并设置合理的步长和收敛容差,完成所有分析。

## 2 结果与讨论

### 2.1 食管等效应力

了解食管管壁应力情况可加强应力与生物组织重建关系的认识。支架自扩张后贴附于食管内,带动食管一起扩张,并达到支架-食管系统间的力平衡,自然食管内壁会产生一定的应力。食管壁上的应力分布以及应力大小随着支架端部形状的不同而不同。将具有相同形状端部结构的裸支架和覆膜支架之间的比较作为横向比较,而把不同形状端部结构支架之间的比较作为纵向比较。设  $\sigma_{s1}$  为在植入支架后食管狭窄区域的最大应力, $\sigma_{s2}$  为支架端部作用的食管健康区域的最大应力。

食管内壁的等效应力从整体上看,分布规律基本一致,即在食管最狭窄的病变区域内应力达极值,并沿着食管轴向方向的两侧逐渐平缓减小,然后在支架端部所处的健康区域内,应力增大。在支架端部所处的局部区域内,食管内壁上的应力分布因端部形状不同而不同。从横向比较看,裸支架植入后食管内壁上的最大应力均发生在食管最狭窄的病变区域,而覆膜支架则不同。从纵向比较看,除直筒形支架外,杯球形支架的杯端中部和喇叭形支架的端部边缘所处食管区域内的应力增大明显,尤其是覆膜支架,这两个局部区域内的应力达到极大值,并出现应力集中;推测主要原因是杯球形的杯端直径最大,而喇叭形支架端部的直径逐渐增大,应力到边缘处达到最大值(见图3)。

图4所示为食管壁上的最窄区域和支架端部接触区域的最大等效应力比较。从横向比较看,覆膜支架植入后食管狭窄区域内的应力低于裸支架植入后的应力,且数值上仅约为裸支架植入后最大应力的1/2。从纵向比较看,直筒形裸支架在食管最狭窄区域内产生的最大应力为1.042 mPa,相对偏小,其他两种端部形状支架所造成的应力基本相同,约为1.2 mPa。而所有的覆膜支架在该区域内的最大等效应力基本趋于相同,约为0.6 mPa。端部形状对食管狭窄区域内的应力影响不大,而支架的覆膜与否则有很大影响[见图4(a)]。

在与支架结构端部相接触的食管健康区域内的应力,因支架端部形状不同有较大的差异。从横向比较看,直筒形裸支架植入后的应力为0.154 mPa,稍小于直筒形覆膜支架植入后的应力(0.224 mPa),其他形状支架端部结构所处同一区域内的食管内壁上的应力都较为接近,为0.6~0.7 mPa,这是因为本文分析的覆膜支架端部没有覆膜,与裸支架端部情况一致。从纵向比较看,直筒形支架使食管健康区域内壁上的应力最小,而杯球形和双喇叭形支架都使食管在相同区域产生了较大的应力,为直筒形支架的3~5倍[见图4(b)]。

### 2.2 支架与食管的接触应力

支架与食管内壁接触处存在接触应力。设  $\sigma_{c1}$  为食管最狭窄区域内最大的接触应力, $\sigma_{c2}$  为支架端部接触健康区域内的接触应力。如图5所示,从横向比较看,食管内壁与裸支架之间的接触应力远比

与覆膜支架之间的接触应力大。这是因为覆膜支架与食管的接触面积远大于裸支架与食管的接触面积,但食管给予支架的阻抗力是恒定的。从纵向比较看,杯球形支架在食管最狭窄区域产生的接触应力最大(6.58 mPa),而在与喇叭形裸支架端部接触的食管健康区域内的接触应力最大(11.74 mPa)。因此,

可以明显看出,支架端部形状对接触应力有很大影响。喇叭形支架在其端部边缘与食管接触处的应力达到最大,这是因为喇叭形支架的端部结构具有径向尺寸逐渐增大且在端部边缘处达到最大这一形状特点。这一特点使得喇叭形端部边缘处给食管内壁的扩张力如同集中力,因而出现应力集中的现象。

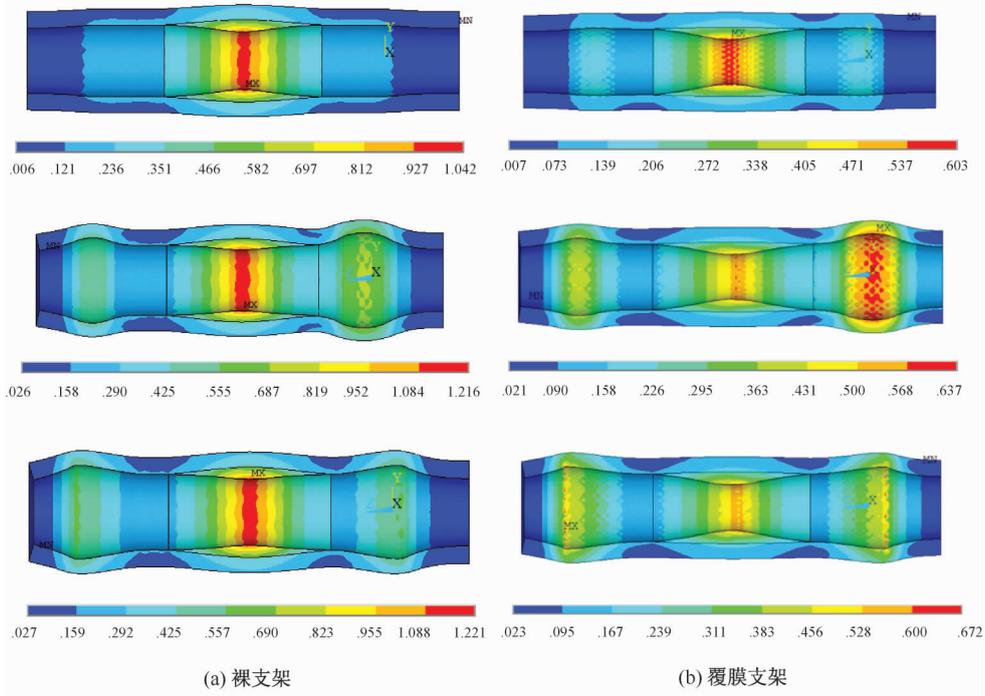


图3 食管内壁等效应力分布(从上到下:直筒形、杯球形、双喇叭形)

Fig.3 Equivalent stress distributions in inner wall of the esophagus (a) The bare stent, (b) The covered stent

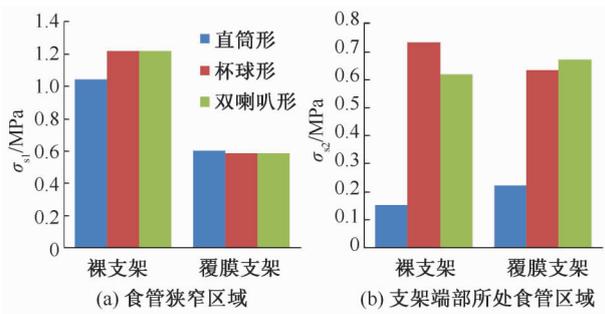


图4 食管内壁不同区域内的最大等效应力比较

Fig.4 Comparison of the maximum equivalent stress in different regions of esophagus inner wall (a) In the narrowest zone of esophagus, (b) In the contact zone between the esophagus and the end structures of stent

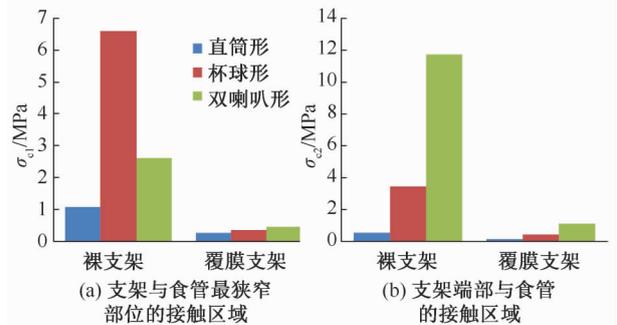


图5 支架与食管在不同接触区域内的最大接触应力比较

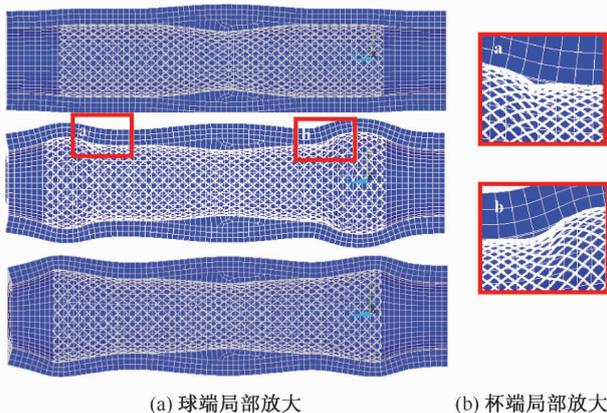
Fig.5 Comparison of the maximum contact stress in different contact zones between stent and esophagus (a) In the contact zone between the narrowest zone of esophagus and stent, (b) In the contact zone between the esophagus and the end structures of stent

## 2.3 食管堵塞降低率

支架植入的最本质目的是降低食管的堵塞率。根据仿真结果并由式(2)计算得出,直筒形、杯球形和双喇叭形裸支架使食管狭窄区的堵塞率从70%分别降低到22%、8.6%和8.5%,而所有的覆膜支架使食管狭窄区域的堵塞率从70%降低到35%左右。从支架自身力学性能上讲,裸支架因其交叉丝线的节点具有独立的转动自由度,而覆膜支架交叉点之间完全固结,故裸支架的径向刚度比覆膜支架的径向刚度小;但从堵塞率减小程度上看,径向刚度大的覆膜支架并未使食管狭窄区域产生更大的扩张效果,主要是因为覆膜支架与食管内壁的接触面积远比裸支架大,且食管壁厚也远比支架丝径大,故覆膜支架所承受的食管壁产生的径向扩张阻力也远比裸支架大。

## 2.4 支架贴壁性

支架贴壁性是指支架能够与食管壁紧密接触的能力。若支架贴壁性不良,支架则会在食管腔道内发生运动,支架与食管内壁的摩擦会造成内壁损伤。裸支架整体的贴壁效果如图6所示,覆膜支架与此一致。无论是裸支架还是覆膜支架,直筒形支架和双喇叭形支架的贴壁性良好,只有杯球形支架在其杯端和球端的过渡区稍有贴壁性不良的现象,这是因为支架杯形和球形的端部结构与支架本体连接处存在阶梯状的结构特点,而形成的非平缓的曲线过渡使得支架与食管壁之间存有间隙。



(a) 球端局部放大

(b) 杯端局部放大

图6 不同端部形状裸支架的贴壁性

Fig. 6 Apposition of bare stent with different end shape on inner wall of the esophagus (a) Local magnification of the spherical-shaped end, (b) Local magnification of the cup-shaped end

## 3 结论

研究表明,管壁上的应力集中以及应力分布情况是引起管壁细胞增生导致再狭窄的主要因素<sup>[15-16]</sup>。本文通过有限元方法研究不同端部形状的编织型支架对食管应力及其扩张性能的影响,分析裸支架和覆膜支架对食管内壁应力的影响,以及直筒形、杯球形和双喇叭形3种不同端部结构形状对食管内壁应力的影响。通过横向(裸支架与覆膜支架之间)和纵向(不同端部结构形状支架之间)的比较发现,覆膜支架因与食管内壁的接触面积大而承受较大的扩张阻力,故食管内壁上等效力和接触应力都较小,这正是临床应用中所期望的效果。但是与裸支架相比,覆膜支架的接触应力较小,也就意味着其在食管内发生移位的可能性要比裸支架高,但是发生食管壁组织增生等的可能性要低,故不同端部形状设计尤为重要。此外,虽然从食管堵塞率的减少程度上看,裸支架优于覆膜支架,但裸支架不能阻抗由于病变组织的网格内生长而引起的再狭窄问题,故部分覆膜支架(端部不覆膜而中部覆膜)也成为临床应用中的首选。

综上所述,在支架临床应用的选型过程中,若尽可能地降低支架植入后并发症的可能性,支架端部结构形状是关键因素。本研究还存在如下局限性,即对食管及其病变组织的建模以及材料模型的设定做了简化与假设。在后续研究过程中,还需进一步考虑食管的蠕动性以及食物吞咽对支架-食管耦合系统的影响。

## 参考文献:

- [1] 郑玉峰, 赵连城. 生物医用镍钛合金[M]. 北京: 科学出版社, 2004.
- [2] 陈鹤鸣, 柳臻, 韩宜丹, 等. 支架参数对血管壁面剪切应力的影响[J]. 医用生物力学, 2016, 31(1): 8-12.  
CHEN HM, LIU Z, HAN YD, *et al.* Effects of stent parameters on vascular wall shear stress [J]. J Med Biomech, 2016, 31(1): 8-12.
- [3] 李红霞, 张艺浩, 王希诚. 基于有限元模拟的支架扩张、血流动力学及支架疲劳分析[J]. 医用生物力学, 2012, 27(2): 178-185.  
LI HX, ZHANG YH, WANG XC. Analysis of stent expansion, blood flow and fatigue life based on finite element method [J]. J Med Biomech, 2012, 27(2): 178-185.

- [ 4 ] 倪晓宇, 倪中华, 潘长网. 基于有限元仿真的食管支架疲劳寿命计算[J]. 东南大学学报(自然科学版), 2009, 39(5): 918-922.
- [ 5 ] 李建军, 罗七一, 谢志勇, 等. 冠脉支架的疲劳寿命的有限元体分析[J]. 医用生物力学, 2010, 25(1): 68-73.  
LI JJ, LUO QY, XIE ZY, *et al.* Fatigue life analysis of coronary stent [J]. J Med Biomech, 2010, 25(1): 68-73.
- [ 6 ] 王果. 食管支架数字化设计与分析系统的研究[D]. 南京: 东南大学硕士学位论文, 2012.
- [ 7 ] NI XY, WANG G, LONG ZH, *et al.* Analysis of mechanical performance of braided esophageal stent structure and its wires [J]. J Southeast Univ, 2012, 28(4): 457-463.
- [ 8 ] NI XY, PAN CW, GANGADHARA PRUSTY B. Numerical investigations of the mechanical properties of a braided non-vascular stent design using finite element method [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2015, 18(10): 1117-1125.
- [ 9 ] ZHAO HX, LIU Y, NI XY. Mechanical performance of cup-spherical-shaped and straight form braided esophageal stent [J]. Telkomnika, 2013, 11(11): 6657-6663.
- [ 10 ] DOTTORI S, FLAMINI V, VAIRO G. Mechanical behavior of peripheral stents and stent-vessel interaction: A computational study [J]. Int J Comput Meth Eng Sci Mech, 2016, 17(3): 196-210.
- [ 11 ] 厉有名. 食管病学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2010.
- [ 12 ] 冯海全, 孙莉莉, 韩青松, 等. 狭窄血管内支架变形行为及力学性能模拟研究[J]. 功能材料, 2015, 22(46): 22085-22090.
- [ 13 ] GREGERSEN H. 胃肠生物力学——胃肠动力学新视角[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2006.
- [ 14 ] CONTI M. Finite element analysis of self-expanding braided wirestent [D]. Ghent: Ghent University, 2007.
- [ 15 ] GU L, ZHAO S, MUTTYAM AK, *et al.* The relation between the arterial stress and restenosis rate after coronary stenting [J]. J Med Devices, 2010, 4(3): 031005-1-031005-7.
- [ 16 ] CHAABANE C, OTSUKA F, VIRMANI R, *et al.* Biological responses in stented arteries [J]. Cardiovasc Res, 2013, 99(2): 353-363.

· 致读者 ·

## 关于论著文稿中中、英文摘要的书写要求

文摘是以提供文献内容梗概为目的,不加评价和解释,简明确切地记述文献重要内容的短文。摘要应具有自明性和独立性,并拥有与一次文献同等量的主要信息。即不阅读全文就能获得必要的信息。它的详简程度取决于文献的内容,通常中文文摘以不超过 400 字为宜。应以第三人称的语气书写。不要使用“本人”、“作者”、“我们”等作为陈述的主语。

摘要的内容应包括四个要素,即目的、方法、结果、结论。(1)目的:指研究的前提和缘起,即为什么要作此项研究,可以有简单的背景材料。(2)方法:指研究所用的原理、对象、观察和实验的具体方法等。(3)结果:指研究的结果、效果、数据等,着重反映创新性的、切实可行的成果,包括本组研究中的重要数据。(4)结论:指对结果进行综合分析,逻辑推理得出的判断。有的可指出实用价值和推广价值;如有特殊例外的发现或难以解决的问题,可以提出留待今后深入探讨。英文摘要的内容与中文摘要的内容要求大体一致。

英文摘要要求做到语法正确,用词准确,与中文摘要对应,方法、结果可略详于中文摘要。

本刊编辑部