

文章编号:1004-7220(2017)05-0481-06

# 介入治疗用支架力学性能的研究方法综述

张嫣红, 倪晓宇

(南京林业大学 机械电子工程学院,南京 210037)

**摘要:** 介入治疗用支架是治疗管腔梗阻的新兴医疗器械,植入管腔狭窄部位后起支撑管腔和提高管腔通畅性的作用。理想的支架必须具备可靠的力学性能,而目前对支架力学性能的研究方法有理论分析、数值模拟和实验测试3种。对测定支架力学性能的各种分析方法及局限性进行详细地阐述和总结,并对支架后期的研究进行展望。

**关键词:** 支架;力学性能;理论分析;数值模拟;物理实验

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2017.05.016

## Review of research methods on mechanical properties of interventional stent

ZHANG Yan-hong, NI Xiao-yu (*School of Mechanical and Electronic Engineering, Nanjing Forestry University, Nanjing 210037, China*)

**Abstract:** Interventional stents are emerging medical apparatus and instruments which can be implanted into the lesion location to reopen and scaffold the blocked cavities. The ideal stents must have reliable mechanical properties, and the current research methods on mechanical properties of the stents are mainly based on theoretical analysis, numerical analysis and experimental test. In this article, all kinds of analytic methods on testing mechanical properties of the stents and their limitations are discussed and summarized in detail, and further research on the stents is prospected as well.

**Key words:** Stent; Mechanical properties; Theoretical analysis; Numerical analysis; Physical experiment

介入治疗用支架是一种新型医疗器械,在患者官腔狭窄处植入支架能快速缓解患者症状,创伤小、操作简便、适用范围广。理想的支架需要具备良好的生物相容性和可靠的力学性能,否则容易引发内膜增生、再狭窄、支架移位等现象。影响支架性能的因素主要有5个方面,分别为材料、结构、工艺、表面处理和作用机制。目前,已经有许多学者综述了这5个方面对支架性能的影响,但是在支架力学性能的研究方法上,至今还没有完整的概述。

根据美国食品与药品监督管理局(FDA)的规定<sup>[1]</sup>,理想的支架必须具备充足的径向支撑力、较

小的轴向缩短率、较小的径向回弹率、良好的柔顺性、能够耐受体内4亿次(约10年)生理载荷的疲劳性能、合适的降解速率等多项力学性能。本文将这些力学性能归纳为5种,分别为径向支撑性能、弯曲性能、扩张性能、疲劳性能和降解性能。支架力学性能的研究方法分为3大类:理论分析、数值模拟和实验测试,其中实验测试又分为物理实验和体内实验两种。本文主要从理论分析、数值模拟和物理实验3部分出发,详细介绍测定支架力学性能的各种实验方法,分析目前存在的不足并展望未来的研究方向,为支架力学性能的后续研究做参考。

收稿日期:2017-01-08; 修回日期:2017-02-11

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: xyni\_luck@163.com。

## 1 理论分析

理论分析通常用来研究编织型支架的力学性能,对于其他结构的支架鲜有报道。1990年代, Jedwab等<sup>[2]</sup>采用“弹簧理论”,建立了编织型自扩张 Wallstent 支架轴向力  $F$  与几何参数之间的关系:

$$F = n \cos \beta_0 \left[ \frac{G I_p \cos \beta}{R_0} \left( \frac{\sin \beta \cos \beta_0}{R_0} - \frac{\sin \beta_0 \cos \beta_0}{R_0} \right) - \frac{E I \tan \beta}{R_0} \left( \frac{\cos \beta \cos \beta_0}{R_0} - \frac{\cos^2 \beta_0}{R_0} \right) \right] \quad (1)$$

$$P = -\frac{2Fc}{DL \cdot \tan \beta} \quad (2)$$

式中: $c$ 为初始长度与初始螺距的比值; $R_0$ 、 $\beta_0$ 分别为支架初始内径和初始螺旋角; $D$ 、 $L$ 、 $\beta$ 分别为变形后的支架内径、长度、螺旋角; $I$ 、 $I_p$ 分别为支架的转动惯量和极转动惯量。可以推算出在轴向力  $F$  作用下,支架产生相同变形时的径向力  $P$  的大小,以及支架直径与金属覆盖率、轴向力与支架长度、径向力与支架直径等的关系曲线。在 Jedwab 等<sup>[2]</sup>构造的数学模型的基础上, Moon 等<sup>[3]</sup>和 Záhora 等<sup>[4]</sup>建立了覆膜支架和涂层支架的数学模型。采用该理论分析得出的总体应力应变曲线与物理实验得出的曲线趋势较为一致,但在相同应变下支架的应力值与物理实验测出的应力值具有一定差距。误差的主要来源在于开环弹簧之间存在摩擦力,互相交织后不再是螺旋结构,在结点处会产生永久变形。Wang 等<sup>[5]</sup>采用“细长杆理论”分析了自扩张编织型金属支架的轴向力、径向力与几何结构之间的关系:

$$F = \frac{2\pi R^2 \sin^2 \beta P}{n \cos^2 \beta} - \frac{E I \sin \beta}{R} \left( \frac{\cos^2 \beta}{R} - \frac{\cos^2 \beta_0}{R_0} \right) + \frac{G I_p \cos \beta}{R} \left( \frac{\cos \beta \sin \beta}{R} - \frac{\cos \beta_0 \sin \beta_0}{R_0} \right) \quad (3)$$

该理论分析的结果比式(1)的误差小,理论值与物理实验结果较为一致。

可见,理论分析研究支架力学性能的方法相当麻烦,得出的结果也较为局限,同时数值仿真技术的发展使得单纯理论上的研究相对较少,故近年来研究结果也不多见。

## 2 数值模拟

有限元技术是预测支架力学性能最常用的数值仿真方法,在支架力学性能的研究上广泛应用。

### 2.1 径向性能

支架的径向性能是指支架在完全塌陷前耐受载

荷的能力,通过测试支架的径向力来评价。早期, Ju 等<sup>[6]</sup>模拟物理实验环境对编织型镍钛合金支架进行压力虚拟仿真,通过上下移动圆柱给支架加压。Liu 等<sup>[7]</sup>采用上下两个刚体加压模拟胆管壁对支架的挤压环境,研究了覆膜对支架径向力的影响。此外,为了模拟支架在管腔内环向受压的情况,王果等<sup>[8]</sup>对编织型镍钛合金支架环向施加径向位移,得出节点的支撑反力,再根据径向力概念计算出支架的径向力。随后, Ni<sup>[9]</sup>采用有限元法在编织型镍钛合金支架的环向施加均匀的径向压力,观察支架的应力、应变分布。Kumar 等<sup>[10]</sup>对不锈钢网状支架的径向力也开展了相应的仿真计算,不同的是,他仅仅截取不锈钢网状支架上的一部分环结构,对此进行压缩和释放。至今,国内外对支架径向力的有限元仿真方法还局限于以上3种,由于这些方法涉及的模型较小、非线性程度较低,故仿真难度较小。实际上,温度、肿瘤<sup>[11]</sup>、管腔内液体流动都会影响支架的径向力,增加这些因素会导致模型和非线性程度的增加,从而增加仿真的时间和难度。

### 2.2 弯曲性能

支架的弯曲性能有两种:①支架在弯曲管腔中的开放程度,通过观察支架是否发生弯折屈曲来评价,开放程度越高,弯曲性能越好;②支架弯曲和弯曲后恢复到初始状态的难易程度,称为支架的柔顺性,支架弯曲后越容易恢复到初始状态,弯曲性能越好。Ju 等<sup>[6]</sup>对编织型镍钛合金支架的第1种弯曲性能进行研究,将支架单元定义为曲梁单元,在支架两端施加弯矩,观察支架弯曲部位的开放程度。Demanget 等<sup>[12]</sup>研究螺旋型镍钛合金支架与Z型不锈钢支架的第1种弯曲性能,将支架两端看作刚体,直接将支架两端转动一定角度,对比螺旋型镍钛合金支架和Z型不锈钢支架弯曲后的开放程度。Ni 等<sup>[9]</sup>将编织型镍钛合金支架看成纯弯曲梁,在支架两端施加弯矩,发现导程较小的支架柔顺性更好。张宏辉等<sup>[13]</sup>采用有限元法和灰色相关性理论研究S型闭环支架的柔顺性,将支架两端节点分别耦合至每端中心点,对两端中心点施加角位移,探讨支架周向支撑体数目、支撑体长度和初始直径对支架柔顺性的影响。可见,对于支架弯曲性能的有限元仿真,都是通过支架两端施加弯矩或角位移来使支架弯曲,关键在于单元的选择和对支架两端的约束。与径向力测试类似,也未考虑到具体的管腔形状、肿瘤、体温等因素对支架弯曲性能的影响,还需在后续研究中加以完善。

## 2.3 疲劳性能

为了保证支架在服役期间不发生疲劳失效,需要研究支架的疲劳性能。预测不同支架的疲劳性能,需要根据不同的管腔施加相应的蠕动波或脉动波。倪晓宇等<sup>[14]</sup>研究编织型镍钛合金食管支架的疲劳寿命,采用三维梁单元模拟支架丝线结构,将食管对支架的压缩作用转化为边界条件,将食管的蠕动转化为周期载荷,采用牛顿-拉斐逊迭代法进行非线性瞬态分析。王果<sup>[15]</sup>同样考虑压缩载荷和蠕动波的作用,采用简化的弹塑性假设和 Miner 疲劳累积损伤理论计算编织型食管支架的疲劳寿命,研究覆膜对支架疲劳寿命的影响。但是,支架的疲劳寿命还会受到管腔内液体的影响。张艺浩等<sup>[16]</sup>截取血管支架上应力集中的部分,建立流固耦合环境,计算支架在管腔压力、血流和血栓作用下的疲劳寿命。Hsiao 等<sup>[17]</sup>仅给镍钛合金支架施加一定的脉动波,研究变截面结构对支架疲劳寿命的影响。可见,对支架疲劳寿命的预测需要适当简化模型和提出假设,否则高度的非线性会影响计算收敛性和结果精度。实际上,支架的疲劳寿命还会受到腐蚀、温度、挤压、液体流动等因素的影响,故对于特定支架疲劳寿命的计算还需进一步完善。

## 2.4 降解性能

支架的降解性能是如今的研究热点,通过测试支架在体内环境下降解为小分子的时间来评价,但在有限元仿真的过程中,需要实时监控单元状态,及时删除失效单元并建立新的接触;而随着腐蚀的进行,支架会受管壁挤压逐渐变形,这些都是仿真中的难点,故至今研究较少。Gastaldi 等<sup>[18]</sup>建立镁合金的连续损伤模型,并建立镁合金支架模型,研究其降解过程。Wu 等<sup>[19]</sup>运用其连续损伤模型,模拟 3 种不同几何结构 AZ31 镁合金支架的降解过程,并对支架进行优化,使其降解更加均匀。高元明等<sup>[20]</sup>基于连续损伤力学建立镁合金应力腐蚀和均匀微电偶腐蚀的本构模型,通过有限元仿真模拟镁合金支架的降解过程。有关其他材料制成的可降解支架降解性能的研究,至今鲜有报道。

## 2.5 扩张性能

评价支架扩张性能的指标有轴向缩短率、径向回弹率、扩张均匀性等,通过模拟支架的扩张过程获得。由于支架扩张时存在弹塑性变形、大变形、接触等非线性行为,故仿真难度较大,需要选择合适的单

元、设置合理的接触参数、边界条件以及相关载荷步,以增强计算的收敛性或控制沙漏模态的产生。

支架的扩张方式有球囊扩张和自扩张两种,弹塑性材料制成的支架常采用球囊扩张的方式。至今,有关支架球囊扩张的有限元仿真已经较为成熟,最简单的方法是直接在支架内表面施加压力载荷使支架扩张,且不考虑外部管腔的作用,如申祥等<sup>[21]</sup>采用该方法研究了镁合金支架的球囊扩张性能。Toner<sup>[22]</sup>研究了不锈钢支架的扩张性能,也是直接在支架内表面施加压力,同时探讨血管壁对支架扩张性能的影响。除了施加压力载荷,还有许多学者建立圆柱壳模拟球囊,通过在壳上施加位移载荷使支架扩张<sup>[19]</sup>。实际上,支架的球囊扩张过程并不均匀,支架两端的扩张程度大于中间扩张的程度,支架扩张后会呈现“狗骨头”状,故直接施加位移载荷强制支架扩张的方法不能反映支架真实的扩张过程,从而不能获得准确的扩张性能。研究至今,已有学者建立出折叠球囊对支架进行扩张,并考虑到管壁的多层结构<sup>[23]</sup>;还有学者考虑了斑块对支架扩张的影响<sup>[24]</sup>,发现血管对支架变形的影响较小,而支架对血管变形的影响较大,需要重点研究。Xu 等<sup>[25]</sup>已经成功模拟了钴铬合金支架通过折叠球囊在多层弯曲狭窄管腔中的扩张过程。后续还可以增加温度场进行研究。

自扩张支架由形状记忆材料制成,由于出现较晚,目前对支架自扩张过程的研究相对较少。Conti 等<sup>[26]</sup>研究支架在血管中的自扩张过程,将支架外部节点集离散为  $n$  个子节点集,每个子节点集上都施加一个径向边界条件,通过一步步释放边界条件模拟支架的扩张过程。周文选<sup>[27]</sup>研究编织型镍钛合金支架的自扩张过程,并初步探索支架的渐进扩张方式。谷雪莲等<sup>[28]</sup>研究覆膜镍钛合金支架的自扩张性能,Jung 等<sup>[29]</sup>研究镍钛合金支架在弯曲血管中的自扩张性能。为了更真实地模拟支架的自扩张过程,还需要继续研究管腔、斑块以及温度等因素的影响。

## 3 物理实验

### 3.1 径向力测试

测量支架径向力的物理实验方法有点压法、平面压缩法和环向施压法 3 种。

**3.1.1 点压法与平面压缩法** Tokuda 等<sup>[30]</sup>采用平

面压缩的方法,将支架放在两块板中间,上压头上下移动,通过测力机测量支架的受力情况,记录支架在一个周期内的受力和变形。Wang等<sup>[31]</sup>也采用该方法,研究微弧氧化对镁合金支架径向力的影响。Zou等<sup>[32]</sup>采用点压法,使用LLY-06D型压力测试机测量尿道支架的径向力,将支架固定在实验平台上,压脚上下移动施加压力,记录支架的受力和变形。这两种方法操作较简便,但是不能模拟支架在管腔中环向受压的环境,故结论不够精确。

**3.1.2 环向施压法** 采用环向施压的原理测量支架径向力的实验较多,早期采用两个半圆槽或者V型槽的方法,将支架插入圆柱孔中,测力传感器测得的力即为支架的径向扩张力<sup>[33]</sup>。但是这种方法对槽的要求较高,对于不同尺寸的支架需要不同尺寸的槽,且难以测量小型支架的径向力。有研究克服了这些缺点,采用RX500测力机测量胆管支架的径向力,将完全扩张的支架置入圆柱形孔中,通过收缩圆孔进行径向加载<sup>[34]</sup>。还有一些研究采用“砝码吊重法”的原理<sup>[8,35]</sup>,通过丝线位移和拉力计算出支架的径向力,虽然能够测量各种尺寸的支架,但是难以保证丝线处于竖直状态。这些实验存在一个共同的缺点,即支架与接触面之间存在较大的摩擦,会影响结果精度。为了减小摩擦,Wang等<sup>[5]</sup>采用气囊给支架施加环向压力,在支架与气囊之间加入润滑棒以减小摩擦,支架所受压力可以从压力表上读得。类似的,还有研究采用“密封腔加压”的方法<sup>[36]</sup>,将支架装入薄壁软管内,再一起放入密封容器中,增加密封容器内的压强使支架环向均匀受压,通过激光测量支架的直径。然而,这些方法都不能直接观察支架的变形情况。李俐军<sup>[37]</sup>则在这些实验的基础上,采用透明的薄壁软管和密封容器,支架的变形图像可以通过机器视觉系统获得,支架与软管体积的变化可以通过外部刻度管中液柱高度求得。但是,实际上支架受压变形后截面通常为扁平状,而机器视觉拍摄到的图像只是支架的一面,且薄壁软管的变形受到多种因素的影响,容易产生误差,故这种方法还需要进一步改善。

### 3.2 弯曲性能测试

对于支架的柔顺性,早期常用的方式有“悬臂梁法”<sup>[38]</sup>、“3点法”<sup>[39]</sup>和“4点法”<sup>[40]</sup>,都是通过力和加载点之间的位移关系计算出支架的弯曲刚度来判断,其中“4点法”的压力作用于支架两端的支架

架上,使支架能够自然弯曲而不产生局部变形<sup>[41]</sup>。随后,有研究采用测量支架回弹力的方法来测试支架的柔顺性,将支架一端套在塑料管上,测力计垂直于另一端表面进行测量<sup>[30]</sup>。这些方法具有一个共同的不足,即支架与固定点之间存在摩擦力,当测量弯曲刚度较小的支架时会产生较大的误差。目前还没有研究出既能克服支架弯曲时的局部变形,又能减小摩擦力的物理实验。

对于第2种弯曲性能,通常将支架弯曲后通过肉眼观察弯曲部位的开放程度,如邹秋华等<sup>[42-43]</sup>将新型一体化编织型覆膜支架与传统裸支架都弯折180°,观察弯曲部位的开放状态。由于这种方法获得的结果主观性较强,周承侗等<sup>[44]</sup>基于“三平行立杆”的原理研究不锈钢网状支架的弯折情况,能够同时测得支架发生弯折屈曲时的受力和变形情况,精度较高。

### 3.3 疲劳性能测试

目前,对支架疲劳性能的测试方法有“大单元测试”和疲劳加速测试。Pelton等<sup>[45]</sup>采用这两种方法对镍钛合金支架进行疲劳测试。“大单元测试”在EnduraTECELFTM/3200闭环机电测试系统中进行,将支架的基本单元分离出来进行实验。疲劳加速测试在EnduraTEC#9010-8型测试机上进行,将支架植入充满缓冲生理盐水液的模拟动脉中,施加一定频率的宽脉压,直到支架出现裂纹为止。Hajdinjak等<sup>[46]</sup>通过疲劳加速实验测试ZebraStent®支架的疲劳性能,设计半循环肾脏模拟机构(HCKMS)来模拟尿道环境。倪晓宇等<sup>[14]</sup>也采用疲劳加速实验测试食管支架的疲劳性能,通过拉力杆的上下移动模拟支架在食管内受到食管蠕动波的作用,结果与有限元仿真结果一致。龙志红<sup>[35]</sup>在此原理上基于LabView开发环境研制出一种疲劳测试装置,能够模拟食管温度、径向压缩和蠕动对支架的作用,研究不同结构参数食管支架的疲劳寿命。与有限元法相似,这些短时间内的疲劳加速实验也没有综合考虑到支架长时间内会受到的肉芽增生、腐蚀、附着、反流等的影响。且传统的检测装置还检测不到微小裂纹。Park等<sup>[47]</sup>采用电位检测法对支架的疲劳断裂进行检测,虽然比传统检测装置精度高,但不能确定支架产生初始裂纹和断裂发生的精确时间,还需进一步完善。

### 3.4 降解性能测试

目前,通过物理实验研究支架降解性能的实验多局限于研究支架在体液中的电化学腐蚀,方法是將支架或支架的一部分浸在体液中观察其降解过程<sup>[48-49]</sup>,而对于支架在体外的应力腐蚀过程至今研究较少。Dreher 等<sup>[50]</sup>取出支架的一个单元,在生理盐水环境中对该单元进行持续拉压,观察该单元的降解情况。

## 4 展望

研究支架力学性能的方法已经较为全面,但是还存在一些不足,可以在以下方面继续研究:

(1) 目前理论分析通常用来研究编织型支架的力学性能,但作为理论基础的“弹簧理论”并不适用。因此,可以研究考虑交叉点之间相互作用的编织型支架的力学理论以及构建其他结构支架的数学模型。

(2) 虽然对支架径向力、弯曲性能、球囊扩张过程以及疲劳寿命的研究已经较为成熟,但是依然未能模拟出腔道病变环境下多重因素对支架的影响。因此,可以综合考虑温度、斑块、腔道形状等多种因素的影响,对这些性能继续进行研究。还可以研究一些可以检测支架上微小裂纹的装置,或对支架自扩张过程进行数值分析。

(3) 支架降解性能的有限元分析还局限于镁合金支架,且研究应力腐蚀对降解性能影响的物理实验较缺乏。因此,在数值模拟方面可以建立其他可降解材料的连续损伤模型,研究其降解性能。在物理实验上可以综合考虑应力腐蚀、电化学腐蚀等多种因素对降解性能的影响,并探索控制支架降解速率的方法。

### 参考文献:

[1] Food and Drug Administration. Guidance document No. 1545. Guidance for industry and FDA staff: Non-clinical engineering tests and recommended labeling for intravascular stents and associated delivery systems [S]. 2010.

[2] JEDWAB MR, CLERC CO. A study of the geometrical and mechanical properties of a self-expanding metallic stent-theory and experiment [J]. *J Appl Biomater*, 1993, 4(1): 77-85.

[3] MOON T, HONG D, CHUN HJ, *et al.* Analytical models for predicting mechanical properties of mesh-type self-ex-

pandable metal stents with cover membrane [J]. *Curr Appl Phys*, 2009, 9(1): 92-100.

- [4] ZÁHORA J, BEZROUK A, HANUS J. Models of stents-comparison and applications [J]. *Physiol Res*, 2007, 56(1): S115-S121.
- [5] WANG R, RAVI-CHANDAR K. Mechanical response of a metallic aortic stent—Part I: Pressure-diameter relationship [J]. *J Appl Mech*, 2004, 71(5): 697-705.
- [6] JU HK, KANG TJ, YU WR. Mechanical modeling of self-expandable stent fabricated using braiding technology [J]. *J Biomech*, 2008, 41(15): 3202-3212.
- [7] LIU Y, ZHANG P. Characterization of compression behaviors of fully covered biodegradable polydioxanone biliary stent for human body: A numerical approach by finite element model [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 62(2016): 128-138.
- [8] 王果, 倪中华, 倪晓宇, 等. 食管支架径向支撑性能 [J]. *东南大学学报(自然科学版)*, 2011, 41(5): 987-991.
- [9] NI XY, PAN CW, GANGADHARA PB. 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.
- [10] KUMAR GV, MATHEW L. Effects of design parameters on the radial force of percutaneous aortic valve stents [J]. *Cardiovasc Revasc Med*, 2010, 11(2): 101-104.
- [11] MCGRATH DJ, OBRIEN B, BRUZZI M, *et al.* Evaluation of cover effects on bare stent mechanical response [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 61(2016): 567-580.
- [12] DEMANGET N, AVRIL S, BADEL P, *et al.* Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2012, 5(1): 272-282.
- [13] 张宏辉, 冯海全, 刘佳, 等. 血管支架柔顺性能的仿真模拟及灰色相关性分析 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(3): 206-212.
- ZHANG HH, FENG HQ, LIU J, *et al.* Simulation on flexibility of the vascular stent and grey correlation analysis [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(3): 206-212.
- [14] 倪晓宇, 潘长网, 王云霞, 等. 食管支架变形数值模拟与疲劳寿命的分析研究 [J]. *中国机械工程*, 2009, 20(23): 2856-2860.
- [15] 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.
- [16] 张艺浩, 李红霞, 王希诚. 血管支架疲劳寿命分析 [J]. *哈尔滨工业大学学报*, 2011, 43(S1): 86-90.
- [17] HSHIAO HM, YIN MT. An intriguing design concept to enhance the pulsatile fatigue life of self-expanding stents [J]. *Biomed Microdevices*, 2014, 16(1): 133-141.
- [18] GASTALDI D, SASSI V, PETRINI L, *et al.* Continuum damage model for bioresorbable magnesium alloy devices: Application to coronary stents [J]. *J Mech Behav Biomed*

- Mater, 2011, 4(3): 352-365.
- [19] WU W, GASTALDI D, YANG K, *et al.* Finite element analyses for design evaluation of biodegradable magnesium alloy stents in arterial vessels [J]. Mater Sci Eng B, 2011, 176(20): 1733-1740.
- [20] 高元明, 褚照伟, 郭萌, 等. 单元位置差异对镁合金支架降解过程影响的仿真[C]//太原理工大学. 第十一届全国生物力学学术会议暨第十三届全国生物流变学学术会议论文集[C]. 太原: [s. n.], 2015.
- [21] 申祥, 倪中华. 生物可降解镁合金支架的扩张性能[J]. 东南大学学报(自然科学版), 2008, 38(1): 49-53.
- [22] TONER D. An investigation into stent expansion using numerical and experimental techniques[D]. Dublin: Dublin City University, 2009.
- [23] WELCH TR, EBERHART RC, BANERJEE S, *et al.* Mechanical interaction of an expanding coiled stent with a plaque-containing arterial wall: A finite element analysis [J]. Cardiovasc Eng Technol, 2016, 7(1): 58-68.
- [24] 王跃轩. 面向医用血管支架快速设计的支架扩张过程数值模拟与实验研究[D]. 南京: 东南大学硕士学位论文, 2006.
- [25] XU J, YANG J, HUANG N, *et al.* Mechanical response of cardiovascular stents under vascular dynamic bending [J]. Biomed Eng Online, 2016, 15(1): 1-21.
- [26] CONTI M. Finite element analysis of self-expanding braided wirestent [D]. Ghent: Ghent University, 2007.
- [27] 周文选. 基于形状记忆合金和可降解聚合物的渐扩张式血管支架研究[D]. 上海: 上海交通大学硕士学位论文, 2013.
- [28] 谷雪莲, 胡方遒, 祁勇翔, 等. 腹主动脉瘤直型覆膜支架的生物力学分析[J]. 中华生物医学工程杂志, 2015, 34(5): 623-628.
- [29] JUNG T, KIM JY. Finite element structural analysis of self-expandable stent deployment in a curved stenotic artery [J]. J Mech Sci Technol, 2016, 30(7): 3143-3149.
- [30] TOKUDA T, SHOMURA Y, TANIGAWA N, *et al.* Mechanical characteristics of composite knitted stents [J]. Cardiovasc Intervent Radiol, 2009, 32(32): 1028-1032.
- [31] WANG JR, YU L, SHI JH, *et al.* *In vitro* biodegradation and mechanical characteristics of a novel biliary stent made of magnesium alloy [J]. J Clinic Rehab Tiss Eng Res, 2014, 18(25): 3980-3986.
- [32] ZOU T, LU W, LI W, *et al.* A resorbable bicomponent braided ureteral stent with improved mechanical performance [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2014, 38(38C): 17-25.
- [33] MOON T, HONG D, CHUN HJ, *et al.* New approach to radial expansive force measurement of self expandable esophageal metal stents [J]. Asaio J, 2001, 47(6): 646-650.
- [34] MATSUMOTO T, MATSUBARA Y, AOYAGI Y, *et al.* Radial force measurement of endovascular stents: Influence of stent design and diameter [J]. Vascular, 2015, 24(2): 366-369.
- [35] 龙志红. 食管支架径向支撑力和疲劳性能测试装置的研究[D]. 南京: 东南大学硕士学位论文, 2012.
- [36] HANUS J, ZAHORA J. Measurement and comparison of mechanical properties of nitinol stents [J]. Physica Scripta, 2005, 2005(T118): 264-267.
- [37] 李刚军. 血管支架力学性能多功能测试装置的研究[D]. 南京: 东南大学硕士学位论文, 2012.
- [38] SCHMIDT W, LANZER P, BEHRENS P, *et al.* A comparison of the mechanical performance characteristics of seven drug-eluting stent systems [J]. Catheter Cardio Inte, 2009, 73(3): 350-360.
- [39] WANG Q, FANG G, ZHAO Y, *et al.* Computational and experimental investigation into mechanical performances of Poly-L-Lactide Acid (PLLA) coronary stents [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2017, 65(2017): 415-427.
- [40] MORI K, SAITO T. Effects of stent structure on stent flexibility measurements [J]. Ann Biomed Eng, 2005, 33(6): 733-742.
- [41] 王晓, 冯海全, 王文雯, 等. 球囊扩张式冠脉支架生物力学性能研究 [J]. 中华生物医学工程杂志, 2013, 32(2): 203-210.
- [42] 邹秋华. 一体化编织型血管支架的制备与力学性能研究 [D]. 上海: 东华大学硕士学位论文, 2016.
- [43] ZOU Q, XUE W, LIN J, *et al.* Mechanical characteristics of novel polyester/NiTi wires braided composite stent for the medical application [J]. Results Phys, 2016, 6(2016): 440-446.
- [44] 周承偶, 董何彦. 冠状动脉支架力学性能的理论 and 实验研究 [J]. 应用力学学报, 2008, 25(4): 556-561.
- [45] PELTON AR, SCHROEDER V, MITCHELL MR, *et al.* Fatigue and durability of nitinol stents [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2008, 1(2): 153-164.
- [46] HAJDINJAK T, PATEL M, PAPATSORIS A, *et al.* *In vitro* simulation of stent fracture mechanisms in ureteric nitinol wire stents [J]. Urol Res, 2008, 36(5): 241-245.
- [47] PARK CH, TIJING LD, PANT HR, *et al.* Accelerated *in vitro* durability testing of nonvascular Nitinol stents based on the electrical potential sensing method [J]. Appl Phys A, 2012, 112(4): 919-926.
- [48] 王晓庆, 侯宇川, 陈岐辉, 等. 纳米梯度可降解输尿管支架的制备及体外降解性能研究 [J]. 中华泌尿外科杂志, 2014, 35(4): 293-296.
- [49] MOSTAED E, SIKORA-JASINSKA M, MOSTAED A, *et al.* Novel Zn-based alloys for biodegradable stent applications: Design, development and *in vitro* degradation [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2016, 60(2016): 581-602.
- [50] DREHER ML, NAGARAJA S, BATCHELOR B. Effects of fatigue on the chemical and mechanical degradation of model stent sub-units [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2016, 59(2016): 139-145.