

文章编号:1004-7220(2016)03-0206-07

# 血管支架柔顺性能的仿真模拟及灰色相关性分析

张宏辉, 冯海全, 刘佳, 王坤

(内蒙古工业大学 机械学院, 呼和浩特 010051)

**摘要:** **目的** 利用有限元法与灰色相关性理论的方法, 分析并比较支架结构参数对支架植入后与血管同步运动能力的影响。**方法** 选取 S 型闭环镁合金支架作为研究对象, 应用 SolidWorks 软件建立不同材料、周向支撑体数目、支撑体长度及初始直径共 9 款支架模型; 应用 HyperMesh 软件进行支架模型网格的划分; 应用 ABAQUS 软件模拟分析支架植入后与血管同步运动能力; 利用灰色相关性理论研究并比较支架结构参数对弯曲刚度影响因子大小。**结果** 材料对支架柔顺性的影响较明显, 其中镁合金的柔顺性最好, 对应弯曲刚度值为  $0.958 \text{ N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ ; 周向支撑体数目为 5 对应支架的柔顺性最好, 其弯曲刚度值为  $0.853 \text{ N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ ; 支撑体长度为 1.0 mm 对应支架的柔顺性最好, 其弯曲刚度值为  $0.829 \text{ N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ ; 初始直径为 1.4 mm 对应支架的柔顺性最好, 其弯曲刚度值为  $1.024 \text{ N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ 。**结论** 镁合金支架对应柔顺性最好, 其次为不锈钢, 钴铬合金支架对应柔顺性较差; 柔顺性随着周向支撑体数目、支撑体长度、初始直径的增加而呈减小趋势变化; 通过灰色相关性计算可知, 材料对应柔顺性的影响最显著, 其次为周向支撑体数目、支撑体长度, 初始直径对其影响较小; 分析支架结构参数对柔顺性的影响, 可为支架的设计研发及临床治疗提供更加科学的参考。

**关键词:** 有限元分析; 灰色相关性; 柔顺性; 冠脉支架; 镁合金

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.03.206

## Simulation on flexibility of vascular stent and grey correlation analysis

ZHANG Hong-hui, FENG Hai-quan, LIU Jia, WANG Kun (College of Mechanical Engineering, Inner Mongolia University of Technology, Hohhot 010051, China)

**Abstract:** **Objective** To analyze and compare the effects of structure parameters on synchronous motor ability between the blood vessel and stent after stent implantation by using finite element method and grey correlation theory. **Methods** The magnesium alloy stent of S closed-loop type was selected, and 9 models of such stents with different materials, numbers of support in circumferential direction, support lengths and initial diameters were established by using SolidWorks, and these stent models were meshed by using HyperMesh. The synchronous motor ability between the blood vessel and stent after stent implantation was simulated by using ABAQUS, and the influencing factors of different structure parameters on bending stiffness were investigated and compared by using grey correlation theory. **Results** The effect of materials on stent flexibility was obvious. The flexibility of magnesium alloy stent was the best, and the bending stiffness was  $0.958 \text{ N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ ; the best flexibility of stents were those with 5-support in circumferential direction, 1.0 mm-support length, and 1.4 mm-initial diameter, and their bending stiffness was 0.853, 0.829 and  $1.024 \text{ N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ , respectively. **Conclusions** The flexibility of magnesium alloy stent is the best, followed by stainless steel stent, and cobalt-chromium stent ranks last. With the increase of support numbers in circumferential direction, support length and initial diameter, the stent flexibility shows the decreasing tendency; the grey correlation analysis shows that the effect of materials on stent

收稿日期:2015-11-23; 修回日期:2015-12-16

基金项目:国家自然科学基金项目(81160186), 内蒙古自治区自然科学基金项目(2015MS0803)。

通信作者:冯海全, 教授, Tel: (0471) 6575472; E-mail: fhq515@163.com。

flexibility is the most significant, followed by support numbers in circumferential direction and support length, while initial diameter exerts the smallest influence. The analysis of structure parameter effects on stent flexibility will provide more scientific guidance for stent design and development as well as its intervention treatment in clinic.

**Key words:** Finite element analysis; Grey correlation; Flexibility; Coronary stent; Magnesium alloy

柔顺性是评价支架植入后与血管同步运动能力大小的重要指标之一。传统金属支架在植入后将作为永久的异物留存在病人体内,从长期生物相容性角度分析,支架作为体内异物与血管的同步运动能力是决定支架植入后治疗效果关键因素之一。如果支架和血管同步运动能力较差,则血管再狭窄、形成血栓等后遗症出现的机率随之增加<sup>[1]</sup>。虽然大部分学者将镁合金材料作为研究生物可降解材料的代表,但其在支架植入后同样存在支架和血管同步运动能力评价的问题。因此,本文在充分考虑连接体和支撑体对于柔顺性综合作用的前提下,研究并比较支架结构参数对于柔顺性影响程度的大小。

目前,大多数学者从单一材料参数和支架结构多个变量两方面研究其对柔顺性的影响。

(1) 在单一材料参数方面,申祥等<sup>[2]</sup>有关支架不同状态下柔顺性的研究表明,支架处于球囊卸载后的状态对应柔顺性较差;冯海全等<sup>[3]</sup>研究镁合金材料支架连接体形状对柔顺性的影响,结果表明,S型连接体支架柔顺性较好;王晓等<sup>[4]</sup>研究不锈钢材料支架连接体形状对柔顺性的影响,结果表明,从支撑性能方面分析,W型支架柔顺性较好;陈彦龙<sup>[5]</sup>针对镁合金支架周向连接体数目对柔顺性影响的结果表明,减少支架周向连接体的数目有利于提高支架柔顺性;李宁等<sup>[6]</sup>研究支架不同弯曲方向对柔顺性的影响,结果表明,不同弯曲方向的支架所对应的柔顺性会出现明显差异;司马超等<sup>[7]</sup>通过研究镁合金支架结构对柔顺性的影响发现,开环支架结构的柔顺性优于闭环结构。

(2) 在支架多个变量方面,刘明等<sup>[8]</sup>研究材料、连接体形状、支架厚度对柔顺性的影响,结果表明,材料对柔顺性影响显著;Schmidt等<sup>[9]</sup>研究5种支架系统的柔顺性,结果表明,不同系统对应的柔顺性存在较大差别;Petrini等<sup>[10]</sup>研究连接体形状、空间设置以及周向连接体数目对柔顺性的影响;高振

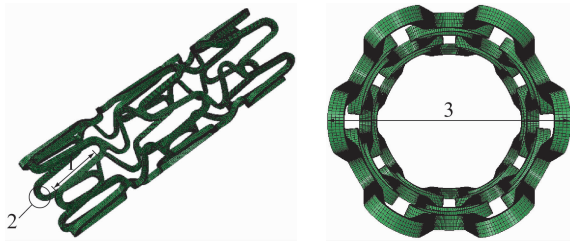
宇等<sup>[11]</sup>研究镍钛合金材料支架连接体厚度对柔顺性的影响,结果表明,随着连接体厚度的增加,柔顺性呈增强趋势变化;孙建宏等<sup>[12]</sup>研究支架材料和结构对柔顺性的影响,结果表明,随着连接体宽度的增加,柔顺性呈减弱趋势变化;冯海全等<sup>[13]</sup>研究镍钛合金支架周向连接体数目和支撑体数量对柔顺性的影响,结果表明,随着周向连接体数目的减小或支撑体数量的增加,柔顺性呈上升趋势变化。

综上所述,国内外学者在冠脉支架柔顺性方面进行了大量的有限元研究。在单一材料参数方面,探讨了支架结构对柔顺性的影响;但是相关研究仅仅停留在支架结构参数对柔顺性的影响,缺少考虑支架不同参数对柔顺性影响因子的比较。且相关研究往往局限于连接体形状对柔顺性的影响,有关支撑体和初始直径等参数对柔顺性的影响研究涉及较少。陈彦龙<sup>[5]</sup>研究表明,柔顺性受连接体和支撑体的综合作用影响,并且连接体为S型支架对应的柔顺性较好。本文在文献[3,5]研究基础上,考察连接体和支撑体综合作用对柔顺性的影响,并对不同参数对柔顺性影响的相关性进行计算和比较。

## 1 有限元模型

### 1.1 几何模型和材料特性

有限元分析过程中,利用三维建模软件完成对S型支架模型的建立,并导入HyperMesh 11.0软件中进行模型网格划分,最后利用ABAQUS 6.0软件进行模型有限元分析。所建支架的结构参数具体分布如图1所示。考虑到支架弯曲过程中涉及材料、几何和接触等复杂的非线性问题,同时支架在轴向结构上具有周期性<sup>[13-14]</sup>的特点,并参考文献[15]中得出的支架局部模型分析与整体分析规律一致的结论,同时为了减少计算量,选取支架轴向模型的1/3进行柔顺性分析。



1 - 支撑体长度, 2 - 周向支撑体, 3 - 初始直径

图1 支架三维几何模型

Fig.1 Three-dimensional geometric models of the stent

分别选取镁合金(含有4%钇、0.6%锆、3.4%稀有金属和92%镁)<sup>[16]</sup>、钴铬合金和不锈钢3种材料进行柔顺性分析,其材料力学性能参数如表1所示。

表1 支架材料参数

Tab.1 Material parameters of stents

| 材料   | 弹性模量/<br>MPa | 泊松比  | 屈服极限/<br>MPa | 强度极限/<br>MPa |
|------|--------------|------|--------------|--------------|
| 镁合金  | 44.2         | 0.27 | 160          | 245          |
| 钴铬合金 | 240.0        | 0.30 | 630          | 1 165        |
| 不锈钢  | 201.0        | 0.30 | 280          | 750          |

## 1.2 接触及边界条件

为了模拟球囊撤出后支架的柔顺性,将扩张卸载后的支架模型重新导入 ABAQUS 6.0 软件中,建立有限元分析模型。在柱坐标系下,求解支架弯曲变形。为了方便支架柔顺性有限元的分析,将支架两端支撑体表面边界的点分别耦合至圆柱中心两点,这样支架弯曲变形载荷可直接加载到两圆柱中心点上。对于建立的有限元分析模型采用两端约束的方法<sup>[17]</sup>,只保留两个耦合点沿着 Y 轴旋转约束,对支架两端分别施加弯曲弧度为 0.174 的角位移。柔顺性有限元分析的边界约束效果图如 2 所示。

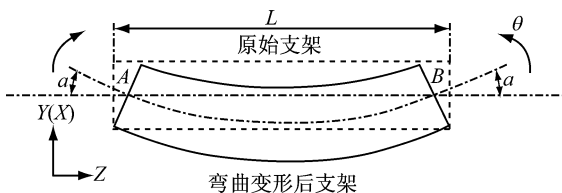


图2 约束模型横截面

Fig.2 Cross section of the constrict model

## 1.3 加载和求解

为模拟球囊撤出后支架的柔顺性,对支架两圆柱中心耦合点施加沿着 Y 轴旋转角位移为 0.174 rad 的载荷,使支架两端沿着 Y 轴整体旋转角位移为 0.174 rad(支架的变形量在镁合金材料弹性变形范围之内)。ABAQUS 6.0 软件还不具备直观显示柔顺性的功能,需对有限元分析结果进行数据处理。利用支架单位长度下的弯曲刚度反映支架的柔顺性。随着弯曲刚度的增加,柔顺性呈减弱趋势变化。单位长度的弯曲刚度定义如下:

$$EI = \frac{F}{\theta L} \quad (1)$$

式中:  $F$  为反作用力;  $\theta$  为支架转角;  $L$  为支架长度。

## 2 研究内容

主要通过以下 5 个方面研究 S 型闭环支架结构参数对其柔顺性的影响:

- (1) 分析钴铬合金、不锈钢,镁合金 3 种材料对支架柔顺性的影响;
- (2) 分析周向支撑体数目(分别选取 5、6、7 个)对镁合金支架柔顺性的影响;
- (3) 分析支撑体长度(分别选取 1.0、1.2、1.4 mm)对镁合金支架柔顺性的影响;
- (4) 分析初始直径(分别选取 1.4、1.6、1.8 mm)对镁合金支架柔顺性的影响;
- (5) 利用灰色相关性理论研究并比较支架结构参数对弯曲刚度值相关性影响因子大小。

## 3 结果

### 3.1 材料对柔顺性的影响

不同材料支架的角位移-轴向反作用力关系曲线如图 3 所示。根据式(1)计算可得,钴铬合金、不锈钢、镁合金支架的弯曲刚度分别为 3.483、1.996、0.958  $\text{N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ ,故镁合金支架柔顺性较好,钴铬合金支架柔顺性较差。从支撑性能方面看,钴铬合金支架支撑性能较好,镁合金支架较差<sup>[11]</sup>。综上所述,镁合金材料良好的柔顺性和可吸收性决定其在支架领域具有巨大的发展空间。

### 3.2 周向支撑体数目对镁合金支架柔顺性的影响

不同周向支撑体数目支架的角位移-轴向反作用力关系曲线如图 4 所示,曲线起始部分直线的斜

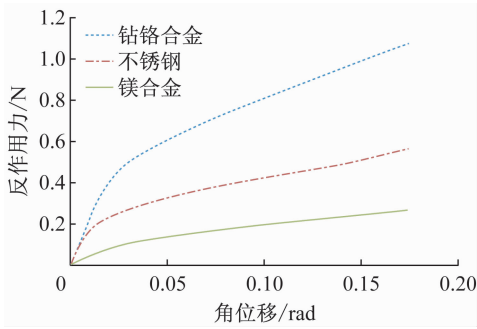


图3 不同材料支架角位移-反作用力曲线

Fig.3 Angular displacement-reaction force curve for stents with different materials

率代表支架的弯曲刚度。周向支撑体数目为5、6、7的支架,其弯曲刚度分别为0.853、1.017、1.385  $\text{N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ 。由此可知,随着周向支撑体数目的增加,相应支架的弯曲刚度呈上升趋势变化,则扩张后支架的柔顺性呈减弱趋势变化。当周向支撑体数目为5时,其对应的弯曲刚度较小,即支架的柔顺性较好;出现这种规律的原因是球囊撤出后支架在弯曲同样角度时,周向支撑体数目多的闭环支架其连接体随之增加,对应的弯曲力矩周向作用面积随之增大,这样连接体数目少的支架只需施加较小变形就可达到预定弯曲效果。因此,在临床试验中,为保证支架植入后与血管具有良好的适应性,建议尽可能选用其周向支撑体的数目较小的支架。

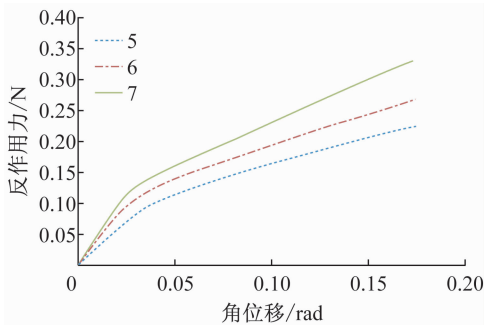


图4 不同周向支撑体数目支架角位移-反作用力曲线

Fig.4 Angular displacement-reaction force curve for stents with different numbers of support in circumferential direction

### 3.3 支撑体长度对镁合金支架柔顺性的影响

不同支撑体长度支架的角位移-轴向反作用力关系曲线如图5所示。支撑体长度为1.0、1.2、1.4 mm的支架弯曲刚度分别为0.829、0.958、

$1.161 \text{ N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ 。由此可知,随着支架支撑体长度的增加,相应支架的弯曲刚度呈上升的趋势变化。当支撑体长度为1.0 mm时,其对应的弯曲刚度较小,即对应支架的柔顺性较好;出现这种规律的原因是随着支撑体长度的增加,支架轴向弯曲作用长度随之增加,支架抵抗弯曲变形的能力增强,对应支架柔顺性愈差。因此,在临床试验中,为了达到选出具有良好柔顺性支架的目的,建议可选用支撑体长度较小的支架。

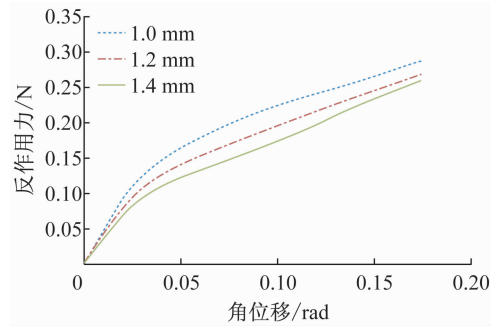


图5 不同支撑体长度支架角位移-反作用力曲线

Fig.5 Angular displacement-reaction force curve for stents with different support length

### 3.4 初始直径对镁合金支架柔顺性的影响

不同初始直径支架的角位移-轴向反作用力关系曲线如图6所示。初始直径为1.8 mm的曲线起始部分的斜率较大,其对应的支架弯曲刚度较大。初始直径为1.4、1.6、1.8 mm的支架弯曲刚度分别为1.024、1.028、1.034  $\text{N} \cdot (\text{rad} \cdot \text{mm})^{-1}$ 。由此可知,随着支架初始直径的增加,相应支架的弯曲刚度呈增加趋势,但是不明显。当初始直径为1.4 mm

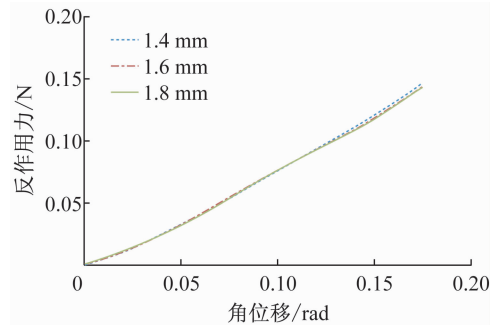


图6 不同初始直径支架角位移-反作用力曲线

Fig.6 Angular displacement-reaction force curve for stents with different initial diameters

时,其对应的弯曲刚度较小,即支架的柔顺性较好;出现这种规律的原因是随着初始直径的增加,支架扩张后直径随之增加,其贴壁性得到增强,对应支架柔顺性随之减弱。因此,在临床试验中,为了达到选出具有良好柔顺性支架的目的,建议可选用初始直径较小的支架。

## 4 相关性计算

### 4.1 灰色相关性的计算

选取材料、周向支撑体数目、支撑体长度、初始

表2 弯曲刚度值的原始数据

Tab.2 Original data of bending stiffness

| 材料对应弯曲刚度/<br>[N · (rad · mm) <sup>-1</sup> ] | 周向支撑体数目的弯曲刚<br>度/[N · (rad · mm) <sup>-1</sup> ] | 支撑体长度对应弯曲刚度/<br>[N · (rad · mm) <sup>-1</sup> ] | 初始直径对应弯曲刚度/<br>[N · (rad · mm) <sup>-1</sup> ] | 参考值对应弯曲刚度/<br>[N · (rad · mm) <sup>-1</sup> ] |
|--|--|---|--|---|
| 3.48   | 1.02   | 0.96  | 1.02   | 0.97  |
| 1.99   | 1.02   | 0.96  | 1.02   | 1.02  |
| 0.96   | 1.02   | 0.96  | 1.02   | 1.02  |
| 0.96   | 0.85   | 0.96  | 1.02   | 1.03  |
| 0.96   | 1.39   | 0.96  | 1.02   | 0.97  |
| 0.96   | 1.02   | 0.83  | 1.02   | 1.02  |
| 0.96   | 1.02   | 1.16  | 1.02   | 1.02  |
| 0.96   | 1.02   | 0.96  | 1.03   | 1.03  |
| 0.96   | 1.02   | 0.96  | 1.03   | 0.97  |

表3 弯曲刚度值的无量纲化

Tab.3 Dimensionless data of bending stiffness

| 材料无量纲化对<br>应弯曲刚度 | 周向支撑体数目无量<br>纲化对应弯曲刚度 | 支撑体长度无量纲化<br>对应弯曲刚度 | 初始直径无量纲化<br>对应弯曲刚度 | 参考值无量纲化对<br>应弯曲刚度 |
|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|
| 0.37             | 0.98                  | 0.99                | 0.99               | 0.96              |
| 0.64             | 0.98                  | 0.99                | 0.99               | 1.01              |
| 1.34             | 0.98                  | 0.99                | 0.99               | 1.01              |
| 1.34             | 0.82                  | 0.99                | 0.99               | 1.02              |
| 1.34             | 1.34                  | 0.99                | 0.99               | 0.96              |
| 1.34             | 0.98                  | 0.86                | 0.99               | 1.01              |
| 1.34             | 0.98                  | 1.21                | 0.99               | 1.01              |
| 1.34             | 0.98                  | 0.99                | 1.01               | 1.02              |
| 1.34             | 0.98                  | 0.99                | 1.01               | 0.96              |

灰色关联系数的计算公式为:

$$Y(x_0(k), x_i(k)) = \frac{[\min_i \min_k |x_0(k) - x_i(k)| + \rho \max_i \max_k |x_0(k) - x_i(k)|]}{[\min_i \max_k |x_0(k) - x_i(k)| + \rho \max_i \max_k |x_0(k) - x_i(k)|]} \quad (3)$$

直径对应的有限元分析弯曲刚度为比较数列,选取经多次试验总结出的支架弯曲刚度为参考数列。具体数据分布如表2所示。数据无量纲化后的公式为

$$\left. \begin{aligned} x_j &= x_i(k) / \bar{x}_i(k) \\ \bar{x}_i(k) &= \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_i(k) \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

式中: $\bar{x}_i(k)$ 为对应比较数列的均值; $x_j$ 为对应比较数列经无量纲处理后的数值, $j=1,2,\dots,9$ 。

利用上述均值法将表2对应数据代入式(2)可得原始数据无量纲化后的数据(见表3)。

式中: $i=1,2,3,4,k=1,2,\dots,9$ ;  $Y(x_0(k), x_i(k))$ 为关联系数; $x_0(k)$ 为参考数列; $x_i(k)$ 为比较数列; $\rho$ 为分辨系数,一般取 $\rho=0.5$ 。

灰色相关度  $R$  的计算公式为:

$$R = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N Y(x_0(k), x_i(k)) \quad (4)$$

式中: $N=9$ ,  $Y(x_0(k), x_i(k))$ 为关联系数。

将无量纲化后的数据导入式(3)、(4)中,分别进行灰色相关系数和灰色相关度计算。结果表明,材料、周向支撑体数目、支撑体长度、初始直径对应 $R$ 值分别为0.81、0.85、0.87、0.94。由此可见,支架参数对柔顺性的影响程度分别为材料影响较显著,其次为周向支撑体数目、支撑体长度,初始直径的影响较小。

## 5 讨论

本文考察了材料对支架柔顺性的影响,所得结论与文献[12]的研究结论一致,进一步验证了本文得出的关于材料对柔顺性影响规律的合理性。但本文中支架结构与文献[12]研究的支架结构不相同,有限元分析软件和加载方式也不相同,文献[12]中利用ANSYS软件施加位移载荷的方式对支架结构为U型开环且周向支撑体数目为9的模型进行有限元分析。同时,本文研究柔顺性的方法与文献[2-3]中的研究方法类似,但本文通过对支架支撑体峰值点的耦合分别建立耦合点,对各耦合点分别施加弯曲弧度为0.174的角位移进行柔顺性分析,并且所选支架结构不相同,研究结果也不相同,故没有可比性。文献[3]中主要研究连接体形状对柔顺性的影响,通过对耦合点施加弯曲载荷从而进行柔顺性分析;文献[2]中研究连接体厚度、支撑体宽度对柔顺性的影响,通过利用ANSYS软件中多约束点MPC184单元施加弯曲载荷约束从而进行柔顺性分析。

文献[3]中揭示了连接体为S型支架柔顺性较好的规律。本文在充分考虑其研究成果的基础上,选取S型镁合金材料支架作为主要研究对象,研究支架结构对柔顺性的影响。文献[18]在充分考虑连接体和支撑体特性的前提下,从径向回弹率、轴向伸长率、扩张不均匀性等方面研究总结出最优化的镁合金支架模型。本文的支架模型与文献[18]中的有限元分析模型非常相似,但在研究内容方面有较大差别,本文重点考察连接体和支撑体综合作用对柔顺性的影响。

同时,本文通过对相关性理论的应用,研究并比较支架结构参数对柔顺性相关性影响因子的大小。研究发现,材料对柔顺性的影响较显著,其次为周向支撑体数目、支撑体长度,初始直径对柔顺性的影响

较小。在临床方面,为了使支架顺利通过弯曲血管,首先考虑镁合金材料支架,其次为不锈钢材料支架,最后为钴铬合金支架;在明确支架材料前提下,应尽量选择周向支撑体数目较小的支架。

## 6 结论

(1) 文献[3]中阐述了连接体和支撑体的综合作用对支架柔顺性有重要影响,且连接体形状为S型的镁合金支架柔顺性较好。因此,本文在充分考虑连接体和支撑体综合作用的前提下,研究S型支架材料对柔顺性的影响。结果表明,镁合金材料柔顺性较好,其次为不锈钢,钴铬合金的柔顺性较差。

(2) 通过对S型镁合金支架柔顺性的研究发现,支架柔顺性随着周向支撑体数目、支撑体长度、初始直径的增加呈减弱的趋势变化。

(3) 通过对灰色相关性理论的应用发现,材料对支架柔顺性影响较为显著,其次为周向支撑体数目、支撑体长度,初始直径对其影响较小。

## 参考文献:

- [1] 张浩艺,李红霞. 血流作用下冠脉支架的疲劳寿命优化[J]. 医用生物力学, 2012, 27(5): 521-526.  
Zhang YH, Li HX. Fatigue life optimization for coronary stent under the effect of blood flow [J]. J Med Biomech, 2012, 27(5): 521-526.
- [2] Shen X, Ni ZH. Expansion behaviour of biodegradable magnesium alloy stent [J]. J Southeast Univ, 2008, 38(1): 49-53.
- [3] 冯海全,陈彦龙,何平基,等. 镁合金冠脉支架柔顺性能的模拟研究[J]. 功能材料, 2014, 45(7): 7099-7103.
- [4] 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]. 中国生物医学工程学报, 2013, 32(2): 203-209.
- [5] 陈彦龙. 镁合金冠脉支架柔顺性能的模拟研究[D]. 呼和浩特: 内蒙古工业大学硕士学位论文, 2014.
- [6] Li N, Zhang HW. Numerical research on longitudinal flexibility of a coronary stent [J]. Chin J Comput Mech, 2011, 28(3): 309-314.
- [7] 司马超. 生物可降解镁合金支架力学性能的有限元分析[D]. 大连: 大连理工大学硕士学位论文, 2010.
- [8] 刘明. 冠状动脉支架的生物力学行为分析[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学硕士学位论文, 2007.
- [9] Schmid W, Behrens P, Dierk W. *In vitro* measurements of quality parameters of stent-catheter systems [J]. Biomed

- Techn, 2005, 50(SI): 1501-1506.
- [10] Petrini L, Migliavacca F, Auricchio F. Numerical investigation of the intravascular coronary stent flexibility [J]. J Biomech, 2004, 37(4): 495-501.
- [11] Gao ZY, Liang DK, Qi M. Flexibility analysis in longitudinal direction of nitinol superelastic stent [J]. J Funct Mater, 2007, 38(1): 113-114.
- [12] 孙建宏. 镁合金心脏血管支架结构设计及性能[D]. 沈阳: 沈阳工业大学硕士学位论文, 2005.
- [13] Fang HQ, Li ZG. Research on behaviour of bending deformation for a NiTi alloy aortic stent [J]. J Funct Mater, 2012, 20(43): 2823-2827.
- [14] 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 Bioemch, 2012, 27(2): 178-185.
- [15] Li N, Zhang HW. Optimization model of longitudinal flexibility of a coronary stent [J]. Chin J Comput Mech, 2011, 28(3): 315-319.
- [16] 冯海全, 孙丽丽, 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, 46(22): 22085-22094.
- [17] 江旭东, 滕晓燕, 史东岩, 等. 冠脉支架对弯曲血管损伤机理的非线性有限元分析[J]. 功能材料, 2015, 46(3): 3050-3054.
- [18] 王文雯. 镁合金冠脉支架结构设计及其优化[D]. 呼和浩特: 内蒙古工业大学硕士学位论文, 2014.

## · 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