

# 基于生物力学性能的血管内支架弧梁单元结构优化设计<sup>\*☆</sup>

劳永华, 支晓兴, 林泽枫, 李小您, 岑人经, 黄岳山

## Optimal design of intravascular stent arc-strut element structure based on biomechanical performance

Lao Yong-hua, Zhi Xiao-xing, Lin Ze-feng, Li Xiao-nin, Cen Ren-jing, Huang Yue-shan

### Abstract

**BACKGROUND:** Support the expansion of blood vessels in the implanted process of requires stent structure with complex biomechanical properties. The structure can achieve optimal overall performance by integrated multi-objective optimization.

**OBJECTIVE:** Based on designs of various intravascular stent structures, the features parameters were extracted for optimization analysis of biomechanics.

**METHODS:** Based on the analysis of biomechanical behavior: metal-based coverage, the maximal stent stress of expansion, maximal stent radius of expansion, axial recoil rate, radial recoil rate, finite element analysis software ADINA was used to establish 81 stent structures of closed, parallel, and open-arc strut element with different circumstantial unit number, arc-strut width and axial length of the stent unit element; the non-dimensional method and multi-objective optimum ranking was used to analyze the stent biomechanical behavior.

**RESULTS AND CONCLUSION:** Results showed that mixture structure of stent with closed, parallel, and open-arc strut element can be designed, and that the structure possesses mainly large axial length of the stent's closed, parallel strut element and small arc-strut width uniformly. It is significantly important for the stent structural design and mechanical behavior evaluation system.

Lao YH, Zhi XX, Lin ZF, Li XN, Cen RJ, Huang YS. Optimal design of intravascular stent arc-strut element structure based on biomechanical performance. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(30): 5581-5585. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

School of Bioscience and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510006, Guangdong Province, China

Lao Yong-hua<sup>☆</sup>, Studying for doctorate, Lecturer, School of Bioscience and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510006, Guangdong Province, China yhlao@scut.edu.cn

Correspondence to: Huang Yue-shan, Doctor, Associate professor, School of Bioscience and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510006, Guangdong Province, China bmbysan@scut.edu.cn

Supported by: the Basic Scientific Research of Central High Institutes, South China University of Technology, No. 2009ZM0075\*

Received: 2010-02-21  
Accepted: 2010-05-25

### 摘要

**背景:** 在扩张置入体内支撑血管的过程中血管内支架的结构需具备多种生物力学性能, 支架结构可以通过综合多目标优化达到其整体性能的最佳状况。

**目的:** 鉴于国内外的血管内支架结构设计, 提取支架结构特征参数, 进行生物力学指标的综合多目标优序分析。

**方法:** 基于金属覆盖率、扩张最大支架内应力、最大扩张支架半径、轴向回缩率、径向回缩率等 5 种生物力学性能的分析, 使用 ADINA 有限元软件建立了 81 种不同周向单元数、梁宽和单元轴长的支架闭口、平行和开口弧梁单元结构, 并使用无量纲化和多目标优序法分析支架性能。

**结果与结论:** 结果显示, 可设计以单元轴长较大的闭口和平行弧梁单元为主、具有较小的均匀弧梁宽度的闭口、平行和开口弧梁混合单元结构。实验结果对血管内支架的结构设计和力学性能评价体系具有重要的指导意义。

**关键词:** 血管内支架; 生物力学; 弧梁单元; 多目标优化; 结构设计

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.30.018

劳永华, 支晓兴, 林泽枫, 李小您, 岑人经, 黄岳山. 基于生物力学性能的血管内支架弧梁单元结构优化设计[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(30):5581-5585. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

## 0 引言

血管内支架置入是在经皮穿刺腔内冠状动脉成形术基础上, 通过导管将支架送到病变狭窄血管处, 并使其扩张后对血管起支撑疏通作用, 支架可有效防止血管手术后的急性闭塞, 并降低了血管再狭窄的发生率。血管内支架具有连续的网状结构, 支架在受到血管内狭窄斑块非规则生理形状和脉动血流冲刷的生物力学作用下会存在血管内支架网状结构的稳定性问题<sup>[1-3]</sup>, 因此在支撑疏通狭窄血管所需的力学载荷强度范围内, 血管内支架的结构需要保持安全稳定性以使其有效履行其功效。

血管内支架的网状结构和生物力学性能之间存在多目标优化问题, 比如血管内支架在各种复杂的血管生理环境中, 需要具有扩张的结构强度和支撑回缩的结构弹性、适应的金属覆盖率和结构稳定性等等因素<sup>[4-10]</sup>。因此采用性能有效性准则进行支架的结构优化, 使得支架可以得到最小扩张最大应力、最大扩张半径、最小径向支撑回缩率、最小轴向回缩率和最小金属覆盖率等最佳的生物力学性能。在支架的结构设计过程中, 首先需要使用有限元分析方法去研究不同特征参数的血管内支架网状结构单元在扩张和支撑过程的生物力学性能, 以支架网状结构的不同特征参数为设计变量, 以支架力学性能参数为多目标函数优序, 进行支架结构优化设计。

华南理工大学  
物科学与工程学院,  
广东省广州市  
510006

劳永华☆, 男,  
1978年生, 广西  
壮族自治区北海  
市人, 汉族, 华南  
理工大学生物科  
学与工程学院在  
读博士, 讲师, 主  
要从事生物力学  
和生物系统建模  
与仿真研究。  
yhlao@scut.edu.  
cn

通讯作者: 黄岳  
山, 博士, 副教授,  
华南理工大学生  
物科学与工程院  
系, 广东省广州市  
510006  
bmbysan@  
scut.edu.cn

中图分类号: R318  
文献标识码: B  
文章编号: 1673-8225  
(2010)30-05581-05

收稿日期: 2010-02-21  
修回日期: 2010-05-25  
(20100221014/G·A)

## 1 材料和方法

**1.1 血管内支架结构设计和生物力学性能分析** 血管内支架由气囊充气加载扩张, 造成支架的结构变形和塑性变形, 其中提供空间扩张尺度的核心结构就是弯曲弧梁, 即支架的单元结构。弯曲弧梁也是心血管支架结构设计中最微观的结构特征, 一般分为闭口弧梁、平行弧梁、开口弧梁3种<sup>[11-12]</sup>, 见图1。

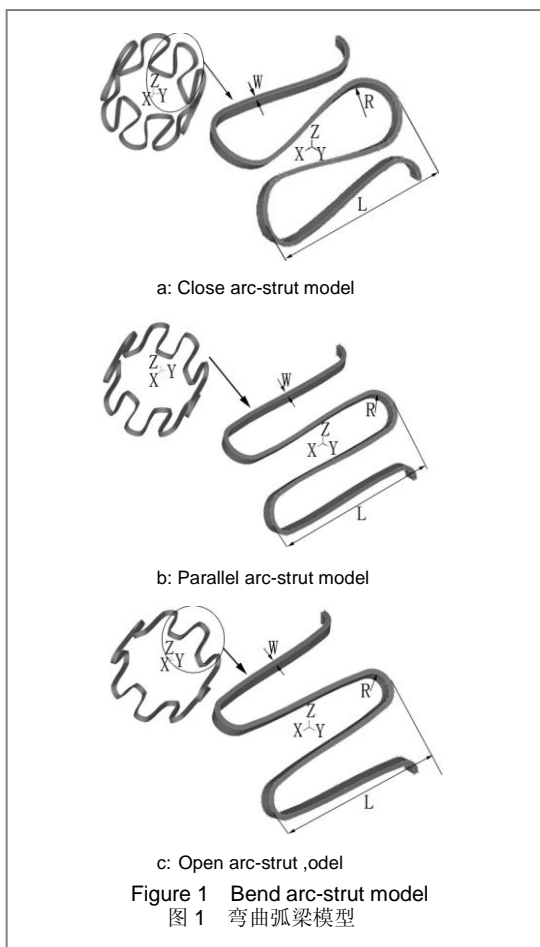


Figure 1 Bend arc-strut model  
图1 弯曲弧梁模型

图1中X为支架结构轴向方向, Y和Z为径向方向, 支架的弧梁结构特征参数分析如下:

**单元数n:** 支架圆筒网状结构是有规律性的单元轴线分布, 而圆周上的单元数目影响着支架的扩张力学性能。

**单元轴向长度L:** 支架在受载扩张后内径增加, 而轴向长度相应收缩, 所以单元轴向长度与支架的轴向回缩以及扩张半径、内部应力密切相关。

**弧梁宽度W:** 在支架镁合金材料的限制下, 弧梁宽度决定了支架的受载能力, 以及影响支架与血管壁接触的金属覆盖率。

**闭口、平行和开口弧梁单元:** 闭口弧单元的弧

度小于 $180^\circ$ , 其受载扩张性能良好, 但对血管的支撑性能一般; 平行弧单元的弧度为 $180^\circ$ , 作为连接单元而比较分析; 开口弧单元的弧度大于 $180^\circ$ , 其受载扩张性能一般, 但扩张后对血管壁的支撑性能良好。

对于血管内支架的各种结构, 其所需要的生物力学性能有以下5个方面: ①金属覆盖率 $F_1$ : 支架与血管接触的面积占支架的整体外周面积为金属覆盖率, 在有效的应力支撑作用下, 金属覆盖率越小, 则支架与血管的接触越小, 这可有效的避免支架对血管壁的异物相容问题<sup>[13-14]</sup>。②扩张最大支架内应力 $F_2$ : 支架受载后弧梁结构内部受力扩张, 内部应力会出现最大应力区域, 这个最大应力会造成支架结构的局部应力集中而结构出现裂纹或塌陷<sup>[15]</sup>。③最大扩张支架半径 $F_3$ : 支架的主要血管重建功能是支撑疏通血管, 而血管的原始内径则为支架扩张半径的评价指标<sup>[16]</sup>。④轴向回缩率 $F_4$ : 支架扩张后内径增大, 轴向长度有所回缩, 回缩率越大, 则支架支撑的血管段越小, 这不利于支架的血管重建功能<sup>[17]</sup>。⑤径向回缩率 $F_5$ : 支架在扩张后, 球囊压强卸载, 而撑开的狭窄血管由于血管壁粘弹性的作用回缩施加给支架的反向(方向指向圆心)压强<sup>[18-19]</sup>, 支架需要利用其扩张后的结构残余应力承担压强的作用, 而径向回缩率就可以评价支架支撑狭窄血管的能力。

**1.2 血管内支架弧形单元结构的有限元分析** 使用ADINA有限元分析软件, 对弧梁式血管内支架网状结构特征进行建模分析, 按照支架的对称性建立1/4圆周的支架周向结构, 在该结构中设计4, 8, 12个单元数, 0.6, 1, 1.4 cm的单元轴向长度, 0.4, 0.5, 0.6 cm的弧梁宽度, 以及开口弧梁、平行弧梁和闭口弧梁单元, 共建立81个模型结构, 模型结构的内半径均为0.1 cm, 模型采用AZ31镁合金的多线性黏弹材料属性, 密度 $1.77 \text{ g/cm}^3$ , 杨氏模量45 GPa, 泊松比0.35, 屈服强度165 MPa, 强度极限241 MPa, 剪切模量17 GPa<sup>[20-24]</sup>; 以202.65 kPa/s的压强加载速度施加于支架结构内表面, 约束支架结构端部的径向移动, 在支架受到线性增加的载荷扩张后压强卸载速度为 $-202.65 \text{ kPa/s}$ ; 并为了模拟狭窄血管的回缩, 并最终压强稳定在反向载荷 $-0.22 \text{ MPa}$ <sup>[4]</sup>, 以分析支架在反向载荷的作用下扩张半径的回缩率来分析支架的支撑性能。使用ADINA静力低速动力结构分析, 进行数值模拟求解, 见表1, 其中应力为扩张最大支架内应力, 半径为最大扩张支架半径。

表 1 血管内支架弧梁单元结构的生物力学性能有限元分析  
Table 1 Finite-element analysis of biomechanical performance of intravascular stent's arc-strut element structure

Element (n)	Strut width W (cm)	Axis length L (cm)	Close arc-strut					Parallel arc-strut					Open arc-strut					
			F <sub>1</sub>	F <sub>2</sub> (MPa)	F <sub>3</sub> (cm)	F <sub>4</sub>	F <sub>5</sub>	F <sub>1</sub>	F <sub>2</sub> (MPa)	F <sub>3</sub> (cm)	F <sub>4</sub>	F <sub>5</sub>	F <sub>1</sub>	F <sub>2</sub> (MPa)	F <sub>3</sub> (cm)	F <sub>4</sub>	F <sub>5</sub>	
4	0.4	0.6	0.08	184.73	0.28	0.54	0.09	0.06	205.12	0.40	0.60	0.08	0.06	192.67	0.41	0.47	0.06	
		1	0.07	189.97	1.89	0.50	0.13	0.06	208.26	1.67	0.56	0.11	0.06	207.55	1.98	0.43	0.09	
		1.4	0.06	200.45	5.11	0.62	0.09	0.06	214.56	4.84	0.64	0.08	0.06	226.14	3.94	0.60	0.09	
	0.5	0.6	0.09	195.53	0.25	0.59	0.08	0.08	223.65	0.20	0.53	0.07	0.08	211.71	0.38	0.52	0.06	
		1	0.07	200.77	1.86	0.60	0.11	0.06	226.79	1.62	0.59	0.10	0.06	226.58	1.95	0.52	0.08	
		1.4	0.07	206.01	3.48	0.64	0.11	0.06	229.94	3.21	0.55	0.10	0.06	241.46	3.51	0.48	0.08	
	0.6	0.6	0.11	206.33	0.23	0.63	0.07	0.10	242.17	0.10	0.57	0.06	0.09	230.75	0.34	0.56	0.05	
		1	0.10	211.57	1.84	0.70	0.10	0.10	245.32	1.57	0.72	0.09	0.09	245.62	1.91	0.65	0.07	
		1.4	0.10	216.82	3.45	0.66	0.10	0.09	248.47	3.16	0.68	0.09	0.09	260.49	3.48	0.61	0.07	
	8	0.4	0.6	0.12	233.05	3.77	0.54	0.06	0.11	267.25	3.50	0.60	0.05	0.11	279.14	3.20	0.47	0.05
			1	0.12	236.99	4.98	0.59	0.09	0.11	269.61	4.69	0.60	0.08	0.11	284.72	3.79	0.55	0.07
			1.4	0.11	243.54	6.99	0.46	0.09	0.11	273.54	6.67	0.52	0.08	0.10	308.89	6.33	0.39	0.09
0.5		0.6	0.15	243.86	3.75	0.59	0.05	0.13	285.77	3.45	0.53	0.04	0.13	298.18	3.16	0.52	0.04	
		1	0.14	249.10	5.36	0.60	0.08	0.13	288.92	5.04	0.59	0.07	0.13	313.05	4.73	0.52	0.07	
		1.4	0.13	254.34	6.97	0.64	0.08	0.13	292.07	6.62	0.55	0.07	0.12	327.92	6.30	0.48	0.07	
0.6		0.6	0.17	254.66	3.73	0.63	0.04	0.15	304.30	3.41	0.57	0.03	0.15	317.21	3.13	0.56	0.03	
		1	0.17	259.90	5.34	0.70	0.07	0.15	307.45	4.99	0.72	0.06	0.15	332.09	4.70	0.65	0.06	
		1.4	0.16	265.14	6.95	0.66	0.07	0.15	310.60	6.58	0.68	0.06	0.14	346.96	6.26	0.61	0.06	
12		0.4	0.6	0.18	274.99	4.65	0.54	0.06	0.16	313.27	4.63	0.48	0.05	0.16	351.10	3.51	0.48	0.05
			1	0.17	280.23	6.27	0.50	0.10	0.16	316.42	6.21	0.56	0.08	0.16	369.69	5.46	0.43	0.09
			1.4	0.16	285.47	7.88	0.46	0.10	0.16	319.56	7.80	0.52	0.08	0.15	384.56	7.03	0.39	0.09
	0.5	0.6	0.20	285.79	4.63	0.59	0.05	0.18	331.80	4.58	0.53	0.04	0.18	370.13	3.47	0.52	0.04	
		1	0.19	291.03	6.24	0.60	0.08	0.18	334.94	6.17	0.59	0.07	0.18	385.01	5.04	0.52	0.07	
		1.4	0.19	296.27	7.86	0.64	0.08	0.18	338.09	7.75	0.55	0.07	0.17	399.88	6.61	0.48	0.07	
	0.6	0.6	0.22	296.59	4.61	0.63	0.04	0.20	350.32	4.53	0.57	0.03	0.20	389.17	3.44	0.56	0.03	
		1	0.22	301.83	6.22	0.70	0.07	0.20	353.47	6.12	0.72	0.06	0.20	404.04	5.01	0.65	0.06	
		1.4	0.21	307.08	7.83	0.66	0.07	0.20	356.62	7.70	0.68	0.06	0.19	418.92	6.57	0.61	0.06	

F<sub>1</sub>: Metal coverage F<sub>2</sub>: Stress F<sub>3</sub>: Diameter F<sub>4</sub>: Axial recovery F<sub>5</sub>: Radial recovery F<sub>5</sub>

1.3 血管内支架弧形单元结构多目标优化 将表1中的血管内支架5种生物力学性能目标函数以最优的性能无量纲化, 表1中金属覆盖率最优值为最小值0.06, 扩张最大支架内应力最优值为其强度极限241 MPa, 最大扩张支架半径最优值为最大值7.88 cm, 轴向回缩率最优值为最小值0.39, 径向回缩率最优值为最小值0.03。表1中各力学性能的最优值F<sub>optimal</sub>无量纲化定义为1, 则将各分析值F无量纲化为:

$$| F - F_{optimal} | / | F_{optimal} - F_{extreme} |$$

F<sub>extreme</sub>为表中各列较于F<sub>optimal</sub>相差最大的极值。根据5种生物力学性能F对血管内支架的影响程度重要性, 定义其对应的权重为:

$$W=(0.1, 0.2, 0.3, 0.1, 0.3)$$

定义单目标优序函数为:

$$P=W^T * F$$

闭口、平行和开口弧梁的生物力学性能多目标优化

问题可转化为单目标优序问题<sup>[25-27]</sup>, 见表2。

表 2 优序函数分析  
Table 2 Analysis of optimal ranking functions

Element (n)	Strut width(cm)	Axis length (cm)	Close arc-strut	Parallel arc-strut	Open arc-strut	
4	0.4	0.6	0.413 5	0.498 4	0.613 8	
		1	0.455 1	0.454 9	0.578 4	
		1.4	0.563 9	0.646 2	0.590 7	
	0.5	0.6	0.432 4	0.520 4	0.597 9	
		1	0.368 2	0.460 4	0.559 7	
		1.4	0.414 1	0.530 0	0.613 4	
	0.6	0.6	0.448 4	0.507 9	0.583 1	
		1	0.365 6	0.415 1	0.507 6	
		1.4	0.435 7	0.484 7	0.561 2	
	8	0.4	0.6	0.599 7	0.616 8	0.634 8
			1	0.529 5	0.574 8	0.582 9
			1.4	0.621 5	0.655 1	0.606 2
0.5		0.6	0.615 8	0.640 1	0.617 0	
		1	0.551 3	0.578 7	0.569 1	
		1.4	0.597 2	0.648 3	0.622 7	
0.6		0.6	0.631 9	0.629 6	0.602 2	
		1	0.549 0	0.541 2	0.526 7	
		1.4	0.619 1	0.610 8	0.580 3	
12		0.4	0.6	0.571 9	0.625 7	0.548 1
			1	0.523 5	0.560 6	0.489 9
			1.4	0.593 6	0.630 2	0.543 5
	0.5	0.6	0.588 0	0.615 2	0.533 3	
		1	0.523 4	0.553 7	0.485 4	
		1.4	0.569 3	0.623 3	0.539 0	
	0.6	0.6	0.604 1	0.604 7	0.518 5	
		1	0.521 2	0.516 3	0.442 9	
		1.4	0.591 3	0.585 9	0.496 6	

## 2 结果

基于生物力学性能的血管内支架弧形单元结构多目标优序分析可得:

表2中优序函数 $P$ 最大值为0.655, 其对应结构为8单元、0.4 cm梁宽、1.4 cm轴长的平行弧梁, 但闭口和开口弧梁的最大 $P$ 值为0.632和0.635, 与平行弧梁的最大值相差不大, 故血管内支架的结构优化设计中需考虑混合使用以上3种弧梁单元。

支架周向单元数 $n$ 不宜过多过少, 表2中8单元的1/4对称支架结构优序函数 $P$ 较大于4单元和12单元。闭口和平行弧梁的12单元结构优于4单元结构, 而开口弧梁的4单元优于12单元结构。这可以表明血管内支架结构中含有以上3种弧梁单元时, 应该选取闭口、平行弧梁单元多于开口弧梁单元。

考虑到血管内支架的工艺制作因素, 常常会选取均匀不变的弧梁梁宽。当梁宽 $W=0.4$  cm时, 闭口弧梁在8单元1.4 cm轴长时优序函数 $P$ 最大为0.621, 平行弧梁在4单元1.4 cm轴长时优序函数 $P$ 最大为0.646, 开口弧梁在8单元0.6 cm轴长时优序函数 $P$ 最大为0.635; 当梁宽 $W=0.5$  cm时, 闭口弧梁在8单元0.6 cm轴长时优序函数 $P$ 最大为0.616, 平行和开口弧梁均在8单元1.4 cm轴长时优序函数 $P$ 最大为0.648和0.623; 当梁宽 $W=0.6$  cm时, 闭口、平行和开口弧梁均在8单元0.6 cm轴长时优序函数 $P$ 最大分布为0.632, 0.63和0.602。数据显示在支架成型工艺的许可范围内, 支架梁宽较小时可达到更好的综合生物力学性能, 此时支架结构的闭口和平行弧梁单元轴长尽可能大点、开口弧梁单元轴长尽可能小。

## 3 讨论

在许多结构设计过程中, 许多复杂结构并没有严格的细化设计, 尤其对于属于精密器械的血管内支架来说, 其设计的规则往往是模糊的, 有时候是基于支架设计者以往对支架的认识和实践经验。这种认识和经验有其科学性和规律性的一面, 是使得支架结构取得良好静态和动态性能的保障; 但又具有局限性、习惯性和主观性, 未必是最优的。仅仅凭借这些认识和经验为依据, 在设计过程中很难保证所采用的规则是非常合理、有效的。因此, 进行一种具有综合生物力学性能函数的血管内支架结构优化设计方法具有重要价值。

本文鉴于国内外的血管内支架结构设计, 提取了5种支架结构特征参数, 进行5种生物力学指标的综合多目标优序分析, 优序函数中权重较大(0.3)的最大扩张半径和径向回缩率两个生物力学指标方面, 弧梁单元的轴

长对于支架的最大扩张半径起着重要的作用, 较大的轴长可以让支架在一定载荷的作用下达到更为理想的最大扩张半径, 以致支架可以支撑较大的血管; 弧梁单元的轴长较小以及单元数较多可以减小支架扩张后受到血管弹性回缩的径向回缩率, 以维持支架的动态力学稳定性, 但支架的轴长对径向回缩率的影响程度小于对最大扩张半径的影响程度, 故由多目标优序函数评价得知仍可采用较大轴长的支架弧梁单元。

优序函数权重为0.2的支架最大扩张内应力生物力学指标在闭口弧梁单元的支架结构趋于较小值, 单元数、梁宽及轴长的结构特征参数越小支架的最大扩张内应力也越小, 可以保证支架在受载扩张的动态过程中结构材料的力学安全性, 避免材料的塌陷导致支架结构失稳。

优序函数权重为0.1的生物力学指标中, 闭口和平行弧梁单元的金属覆盖率均略大于开口弧梁, 可以为血管内支架结构提供较大的血管壁支撑动态性能, 以保证支架的力学支撑强度; 开口弧梁单元的轴向回缩率小于闭口和平行弧梁单元, 随着弧梁单元的轴长和梁宽的减小, 支架结构单元的轴向回缩率也减小, 为支架扩张后可支撑的血管壁面面积的保证作出重要的贡献。

采用多目标优序方法对支架弧梁单元结构的5种生物力学性能进行分析, 得出闭口、平行和开口弧梁单元的混合单元结构, 混合结构以单元轴长较大的闭口和平行弧梁单元为主, 并具有较小的均匀弧梁宽度。

血管内支架的结构特征参数具有较大的离散性, 而心脏病介入治疗的要求和人体体内生物力学问题复杂, 目前血管内支架的力学性能质量标准尚未完善建立, 支架结构设计中力学问题的处理仍存在盲目性<sup>[28]</sup>, 本文提出了针对血管内支架的金属覆盖率、扩张最大支架内应力、最大扩张支架半径、轴向回缩率、径向回缩率5种生物力学性能而进行的支架弧梁单元结构多目标优序分析设计方法, 为血管内支架安全可靠的结构设计以及力学性能评价体系提供了重要的指导意义。

## 4 参考文献

- [1] Lally C, Dolan F, Prendergast PJ. Cardiovascular stent design and vessel stresses: a finite element analysis. *J Biomech*. 2005; 38(8):1574-1581.
- [2] Chengti Z, Heya D. Stability and dynamic deforming process for structure of coronary artery stents. *J Phys Chem Mater Sci*. 2005; 5:458-462.
- [3] Lao YH, Cen RJ, Huang YS, et al. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2009; 13(46): 8442-8445. 劳永华, 岑人经, 黄岳山, 等. 血管内支架结构截面形状的生物力学实验[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(46):8442-8445.
- [4] Dumoulin C, Cochelin B. Mechanical behaviour modelling of balloon-expandable stents. *J Biomech*. 2000; 33: 1461-1470.
- [5] Zilberman M, Nelson KD, Eberhart RC. Mechanical properties and In vitro degradation of bioresorbable fibers and expandable fiber-based stents. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005; 74(2):792-799.
- [6] Etave F, Finet G, Boivin M, et al. Mechanical properties of coronary stents determined by using finite element analysis. *J Biomech*. 2001;34:1065-1075.

- [7] Migliavacca F, Petrini L, Colombo M, et al. Mechanical behavior of coronary stent investigated through the finite element method. *J Biomech.* 2002;35:803-811.
- [8] Migliavacca F, Petrini L, Montanari V, et al. A predictive study of the mechanical behaviour of coronary stents by computer modelling. *Med Eng Phys.* 2005;27:13-18.
- [9] Chua SND, MacDonald BJ, Hashmi MSJ. Finite element simulation of stent and balloon interaction. *J Mater Proces Tech.* 2003; 143: 591-597.
- [10] Petrini L, Migliavacca F, Auricchio F, et al. Numerical investigation of the intravascular coronary stent flexibility. *J Biomech.* 2004; 37: 495-501.
- [11] Li TC, Hu DY. The progress of Intracoronary artery stent. *Zhongguo Yiliao Qixie Xinx.* 2000;6(2):6-13.  
李田昌,胡大一. 冠状动脉内支架进展[J].中国医疗器械信息, 2000,6(2):6-13.
- [12] Wang WQ, Liang DK, Yang DZ, et al. Analysis of the transient expansion behavior and design optimization of coronary stents by finite element method. *J Biomech.* 2006;39(1):21-32.
- [13] Kotani J, Awata M, Nanto S, et al. Incomplete neointimal coverage of sirolimus-eluting stents: angioscopic findings. *J Americ College of Cardiol.* 2006;47(10):2108-2111.
- [14] Masamichi T, Takayoshi O, Shigenobu I, et al. Angioscopic differences in neointimal coverage and in persistence of thrombus between sirolimus-eluting stents and bare metal stents after a 6-month implantation. *Euro Heart J.* 2006; 27: 2189-2195.
- [15] Chua SND, MacDonald BJ, Hashmi MSJ. Finite element simulation of stent expansion. *J Mater Proces Tech.* 2002;120: 335-340.
- [16] Wang R, Ravi-Chandar K. Mechanical response of a metallic aortic stent-part II: a beam-on-elastic foundation model. *J Appl Mech.* 2004;71:706-712.
- [17] Serruys PW, Rensing BJ. *Handbook of coronary stents.* Informa Healthcare Publisher. 2001.
- [18] Rieu R, Barragan P, Masson C, et al. Radial force of coronary stents: A comparative analysis. *Catheter Cardiovasc Interv.* 1999; 46(3):380-391.
- [19] Chen SL, Guo NS, Chen GD, et al. Shiyong Fangshexue Zazhi. 2001;17(10):726-728.  
陈胜利,郭南山,陈国东,等.冠状动脉球囊扩张成形与支架植入的即刻弹性回缩研究[J].实用放射学杂志,2001,17(10): 726-728.
- [20] Heublein B, Rohde R, Kaese V, et al. Biocorrosion of magnesium alloys: a new principle in cardiovascular implant technology. *Heart.* 2003;89:651-656.
- [21] Erne P, Schier M, Resink T.J. The road to bioabsorbable stents: reaching clinical reality? *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2006; 29(1): 11-16.
- [22] Mani G, Feldman MD, Patel D, et al. Coronary stents: A materials perspective. *Biomater.* 2007; 28:1689-1710.
- [23] Gu XN, Zheng YF, Cheng Y, et al. In vitro corrosion and biocompatibility of binary magnesium alloys. *Biomater.* 2009; 30: 484-498.
- [24] Wang H, Estrin Y, Fu HM, et al. The effect of pre-processing and grain structure on the biocorrosion and fatigue resistance of magnesium alloy AZ31. *Adv Engineer Mater.* 2007;9:967-972
- [25] Li R.J. Fuzzy multi-criteria decision making theory and application. Beijing: Science Press. 2002.  
李荣钧.模糊多准则决策理论与应用[M].北京:科学出版社,2002.
- [26] Marler RT, Arora JS. Survey of Multi-objective optimization methods for engineering. *Structure Multidiscipl Optimiz.* 2004;26: 369-395.
- [27] Li M, Ren W, Wang JT. Binggong Zidonghua. 2009;28(5):21-23.  
李明,任伟,王俊涛.基于模糊评估的防空兵作战方案最优排序方法[J].兵工自动化,2009,28(5):21-23.
- [28] Zhou CT, Dong HY. Yingyong Lixue Xuebao. 2008;25(4):556-561  
周承侗,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.

#### 来自本文课题的更多信息一

**基金资助:** 华南理工大学中央高校基本科研业务费专项资金资助(2009ZM0075): 基于模糊优化的血管内支架生物力学结构设计。

**利益冲突:** 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

**课题的创新点:** 课题的创新点在于提出了血管内支架的4种弧梁特征参数和金属覆盖率、扩张最大支架内应力、最大扩张支架半径、轴向回缩率、径向回缩率等5种生物力学性能,并结合有限元分析和多目标优序进行分析,以综合生物力学性能来优化设计血管内支架结构。在血管内支架的设计研究领域属于方法创新。

**课题评估的“金标准”:** 课题主要结果指标评价目前尚无公认的“金标准”。

**设计或课题的偏倚与不足:** 课题设计过程中只分析了血管内支架的周向弧梁单元结构,没有考虑到弧梁单元的轴向连接弧梁。血管内支架在置入输送过程中经过弯曲血管会碰到弯曲柔性的生物力学性能,而且轴向连接弧梁还可以降低支架扩张的轴向回缩率,这需要进行进一步的优化设计研究。

**提供临床借鉴的价值:** 研究成果从国内外论文和专利中提取分析了血管内支架的单元结构和生物力学性能,通过有限元分析和多目标优序深入分析了支架的综合力学性能,并以其进行支架的弧梁单元结构设计,可为心血管重大疾病患者的临床介入治疗提供一种力学结构规范、安全的血管内支架器材。