

# 血管支架在真实狭窄血管模型中扩张过程的模拟研究

任庆帅, 任希力, 彭 坤, 乔爱科

(北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

**摘要:** **目的** 研究血管支架在真实狭窄血管模型中不同扩张阶段的形变与受力特性,为支架的介入治疗与设计提供科学的参考意见。**方法** 利用三维建模方法构建患者颈动脉血管模型以及斑块模型,利用 Pro/E 软件构建 1 种 I 型血管支架;在 ABAQUS/Standard 软件中分析支架在真实狭窄血管模型中径向扩张(第 1 阶段)和径向收缩(第 2 阶段)的扩张过程,同时建立斑块与血管为一体的对比实验。**结果** 在第 1 阶段,支架发生径向扩张,支架与斑块和血管内壁接触面积最大,支架、斑块、血管壁所受应力最大值分别为 515.000、2.482、1.053 MPa;在第 2 阶段,支架发生径向收缩,形成“狗骨效应”,支架与血管壁之间形成较多的间隙,支架、斑块、血管壁所受应力最大值分别为 464.500、0.954、0.316 MPa。在对比实验中,狭窄血管与支架在第 2 阶段所受应力最大值分别为 0.9、414.1 MPa。**结论** 相对于对比实验,区分血管组织成分的模型更符合狭窄血管的真实情况,更能真实反映血管与支架的受力情况;在第 1 阶段支架对于斑块及血管内壁造成的损伤最大,在第 2 阶段支架的“狗骨效应”是造成支架与斑块、血管间产生空隙的重要影响因素。研究结果对支架在介入治疗中的选择与支架的改进设计具有指导意义。

**关键词:** 血管支架; 扩张; 狭窄; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.06.488

## Simulation study on expansion process of vascular stent in realistic stenosis model

REN Qing-shuai, REN Xi-li, PENG Kun, QIAO Ai-ke (College of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

**Abstract: Objective** To study the deformation and mechanical characteristics during expansion process of vascular stent in realistic stenosis model, so as to provide scientific references for interventional treatment and stent design. **Methods** The carotid vessel model and plaque model of patient were built by using 3D reconstruction method, and the stent model with I-shaped link was established by using Pro/E; ABAQUS/Standard was used to simulate the radial expansion (the first stage) and radial contraction (the second stage) of the stent in real stenosis model, and a realistic model of blood vessel with plaque was also established to make contrast test. **Results**

In the first stage, radial expansion of the stent was formed. The maximum contact area was generated between the outer surface of the stent and the inner surface of the plaque/arterial wall, and the maximum stresses on the stent, plaque and arterial wall were 515.000, 2.482, 1.053 MPa, respectively. In the second stage, the radial contraction of the stent resulted in “dog-bone” effect. Many gaps between the stent and vessel wall was formed, and the maximum stresses on the stent, plaque and arterial wall were 464.500, 0.954, 0.316 MPa, respectively. In contrast test, the maximum stresses on stenotic vessel and stent were 0.9, 414.1 MPa in the second stage. **Conclusions** Compared with the model in contrast test, the stenosis model differentiating the component of vascular tissues is more consistent with the real situation of stenotic vessels, by more truly showing deformation and mechanical characteristics of the stent and blood vessel. The stent causes the maximum damage

to plaque and inner wall of blood vessel in the first stage, while “dog-bone” effect of the stent is an important influencing factor that results in the gaps between the stent, plaque and blood vessel. These research findings may provide significant guidance for selecting stent in interventional treatment and improving stent design.

**Key words:** Vascular stent; Expansion; Stenosis; Finite element analysis; Biomechanics

支架植入术是治疗血管管腔狭窄的有效手段,其有效性和安全性在临床应用中得到广泛认可,日益受到患者和医生的青睐<sup>[1-2]</sup>。球囊扩张式血管支架植入术的主要原理是:先将血管支架压握到配套球囊上,利用导管经由大腿股动脉送至病变处;再用球囊扩张等方法使之展开,随后支架永久停留在病变处,将血管壁撑开使血液保持通畅<sup>[3-4]</sup>。球囊扩张支架的完整变形过程包括支架植入前的压握收缩、植入后的扩张和扩张后的弹性恢复等几个阶段,是一个同时具有几何和边界条件非线性的过程<sup>[5]</sup>。

对于血管支架植入狭窄血管后扩张过程的有限元分析一直是国内外研究的热点。Gijssen 等<sup>[6]</sup>在血管造影与血管内超声波检查相关技术基础上构建真实的狭窄冠状动脉模型,其中血管与斑块为一个整体,在此模型基础上研究支架在血管内扩张过程中支架和血管的生物力学特性。Migliavacca 等<sup>[7-8]</sup>和 Petrini 等<sup>[9]</sup>利用有限元法研究多种不同结构的支架在不同金属覆盖率情况下的扩张压力和翘曲量,较为全面地分析在支架扩张过程中支架与血管之间的接触问题。Ragkousis 等<sup>[10]</sup>利用真实冠状动脉血管模型,探讨支架扩张过程中的纵向变形以及支架与血管壁之间不同截面处的不完全接触问题;虽然通过真实血管模型研究支架与血管之间的接触问题,但依然是在斑块与血管为一个整体的模型基础上进行的模拟研究。

目前针对支架在狭窄血管模型中扩张过程的有限元研究大多基于理想化的狭窄血管模型,或者基于将斑块与血管视为一个整体的真实模型。真实狭窄血管模型可以根据患者的医学图像数据进行三维建模,但很难分割狭窄血管中的斑块和血管。有关基于斑块、血管分割后的真实狭窄血管模型进行支架扩张过程的模拟研究还鲜有报道。而支架在血管中的扩张过程受所处生物力学环境的影响,考虑斑块本身形态、成分、材质属性的真实狭窄血管模型更有益于反映支架、斑块、血管三者支架扩张过程中的变形与受力情况。

本文根据患者的医学成像数据,构建出狭窄血管的三维模型,并参考相关血管壁的生理数据,利用三维建模技术对斑块与血管进行分割。在支架扩张过程中对血管壁、斑块赋予不同的材料属性,使支架的扩张研究更符合真实的生物力学环境。并且通过单独分析支架、斑块、血管在不同扩张阶段的受力与形变情况,找到影响支架发生“狗骨效应”的主要因素,分析因此带来的支架与血管之间的接触问题,探讨支架介入治疗后残余狭窄率的评估问题,为支架的介入治疗与设计提供科学的参考意见。

## 1 方法

### 1.1 构建模型

根据患者的 CT 二维成像数据,利用三维建模方法构建出患者颈动脉狭窄处血流的流体模型[见图 1(a)],截取模型中狭窄的一段[见图 1(b)]。根据血流模型的结构变化趋势与相关生理参数,对模型的狭窄处进行修补,得到没有狭窄的血流模型[见图 1(c)]。

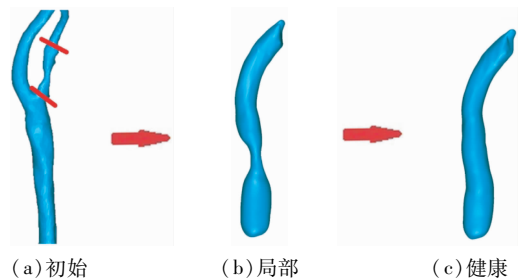


图1 患者血流体模型修补过程

Fig.1 Patching process of the fluid region model of the patient

(a) Initial model, (b) Local model, (c) Healthy model

根据颈动脉管壁的生理尺寸,对图 1(c)模型的外表面进行径向偏移,构建出对应的血管壁模型[见图 2(a)]。对图 1(c)与图 1(b)模型进行求差,构建病变处斑块的三维模型。将斑块模型与血管模型进行装配,最终得到带有斑块的狭窄血管模型[见图 2(b)]。

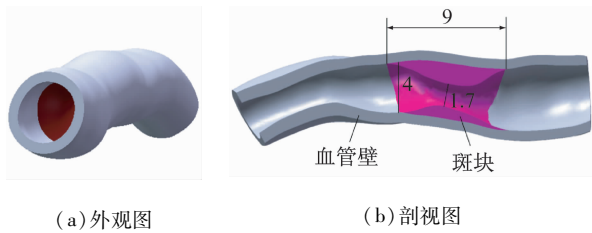


图2 带有斑块的狭窄血管三维模型(单位:mm)  
Fig.2 Three-dimensional model of vascular stenosis with plaque  
(a) Outside view, (b) Cross-sectional view

通过对图2(b)中狭窄血管模型进行测量,可知血管内径约为4 mm,狭窄处长度约为9 mm,最狭窄处直径约为1.7 mm,以血管直径计算的狭窄率达到57.5%。根据狭窄血管的相关尺寸参数与支架设计相关参数<sup>[11-12]</sup>,设计一款I-型链接筋(I-型是根据其几何结构形状而命名的)血管支架。支架支撑筋采用正弦曲线环形结构,沿圆周方向均匀分布6个正弦波形单元,单个单元高为1.7 mm,连接筋为I-型长度为0.28 mm。支架支撑筋和连接筋采用相同的宽度与厚度均为0.12 mm。支架总长度为14 mm,外径为1.6 mm(见图3)。

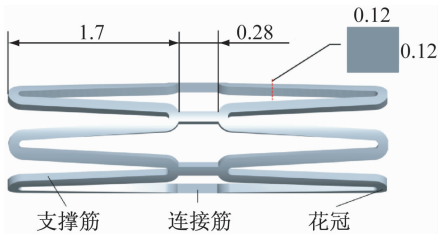


图3 I-型链接筋血管支架结构(单位:mm)  
Fig.3 Geometrical model of the stent with I-link

## 1.2 网格划分和材料属性

将支架、血管、斑块模型分别导入Hypermesh 11.0软件进行网格划分。考虑到血管模型结构的不规则以及在扩张过程中支架与血管发生较大的变形,为了避免在扩张过程中单元畸变而出现负体积问题使计算终止,故采用较为密集的四面体单元划分网格。选取支架材料为304不锈钢,赋予其双线性弹塑性材料属性;血管和斑块材料为钙化血管和钙化斑块,赋予其理想的线弹性、各向同性且不可压缩材料属性。支架、斑块、血管的网格信息和材料属性见表1。

表1 支架和血管模型的网格信息<sup>[13-14]</sup>和材料属性<sup>[15]</sup>

Tab.1 Mesh information<sup>[13-14]</sup> and material properties<sup>[15]</sup> of the stent and vessel model

模型	支架	斑块	血管
单元类型	C3D4	C3D4	C3D4
单元数	102 515	50 108	82 564
节点数	36 979	11 844	20 347
材料	304 不锈钢	钙化斑块	钙化血管
弹性模量/GPa	193.00	$2.19 \times 10^{-3}$	$1.75 \times 10^{-3}$
泊松比	0.270	0.499	0.499
屈服强度	0.207	—	—

## 1.3 边界条件

利用有限元分析软件ABAQUS/Standard 6.11进行数值模拟。将支架、斑块、血管的网格模型导入有限元分析软件中并进行装配,使支架的中间位置位于斑块的最狭窄处(见图4)。

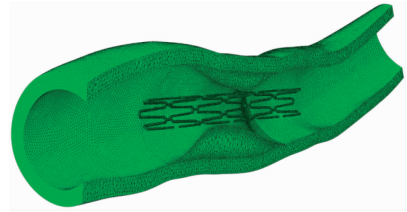


图4 支架与狭窄血管的有限元模型  
Fig.4 Finite element model of the stent and stenotic vessel

斑块外表面与血管内表面采用绑定的条件约束,保证斑块与血管之间力与位移的传递,同时不发生相对滑移。支架外表面与斑块、血管内表面均采用滑动摩擦的面面接触属性,摩擦因数为0.2。图4中,血管靠近斑块的一端设定为固定约束,另一端无自由度约束。限制支架的轴向转动,沿支架纵轴对支架内表面施加均匀的径向位移载荷,模拟支架在球囊扩张作用下撑开斑块和血管的过程。

支架在血管中的扩张过程分为两个阶段。第1阶段是在径向载荷作用下支架、斑块和血管发生径向位移,考虑到支架在外在载荷撤销后,自身会发生一定量的弹性恢复,故在外在载荷作用下直至支架外径达到血管内径的1.1倍时停止继续增加外在载荷。第2阶段是撤销径向载荷,在支架自身弹性回缩以及在斑块、血管径向弹性收缩力作用下支架发生径向收缩。

## 1.4 建立对比实验

采用相同的三维模型,将斑块与血管壁设为一个整体,其中斑块与血管壁均采用血管壁的材料属性,其他相关设置与原实验相同,对扩张结果与原实验的扩张结果进行比较,总结两次实验中受力与变形的差别,探讨考虑斑块材料属性的必要性以及本实验研究方法的重要意义。

## 2 结果分析

### 2.1 变形分析

在第1阶段,位于狭窄区域的血管壁在扩张过程中同时发生径向的扩张与轴向的收缩;在狭窄位置处形成周向凸起,并伴有伸直效果[见图5(a)]。在第2阶段,斑块和血管在自身弹性收缩力作用下发生径向收缩,并作用于支架使其同样发生径向收缩,特别是在斑块最狭窄处收缩量最大,形成中间窄、两头粗类似狗骨头的“狗骨效应”。最终稳定状态下,斑块最狭窄处直径达到2.8 mm,狭窄率由57.5%下降到30.0%,起到了扩张效果。

分析支架扩张过程中支架、斑块、血管之间的相对位置变化,可以发现在第1、2阶段,支架和斑块、

血管之间都是非完全接触;且接触的位置与面积也在不停发生变化,在扩张达到最大位置时接触面积最大。在支架径向收缩之后,由于斑块的支撑作用导致支架在斑块和血管的过渡区域出现比较集中的非接触区域,支架端部的部分区域也发生了翘起[见图5(b)]。从图5(a)可以看出,在支架扩张阶段,血管不但发生周向的凸起,同时也对血管产生了一定的伸直效果,特别是在支架的端部尤为明显。支架在径向收缩后对血管的伸直作用有所减弱。

通过分析对比实验最终的稳定状态,可以发现支架与血管组织之间的相互作用、形变情况与本研究的扩张结果大致相同[见图5(c)]。在相同的位置处同样出现了支架与组织之间的空隙以及支架端部的翘起。狭窄血管最狭窄处的尺寸最终约为2.9 mm,以直径计算的狭窄率降为27.5%,两次实验之间的相对误差率 $\delta$ 为3.6%。

$$\delta = \frac{\Delta}{L} \times 100\%$$

其中: $\Delta$ 为两次实验的绝对差值, $L$ 为区分材料属性实验所得结果。

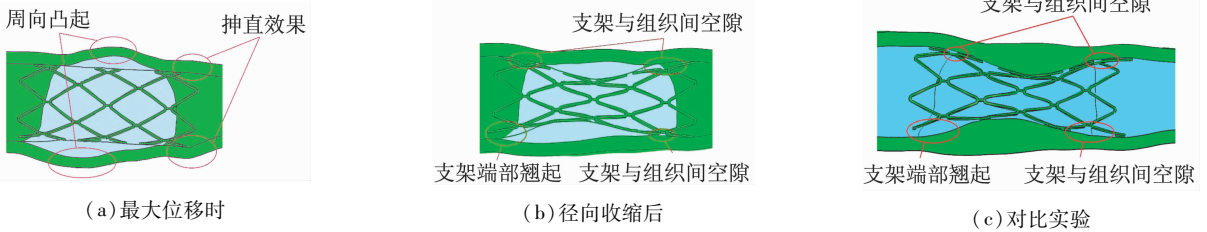


图5 支架、斑块、血管之间的相互作用

Fig. 5 Interaction between the stent, plaque and blood vessel (a) At the moment of the maximum deformation, (b) After the radial contraction, (c) Contrast test

### 2.2 受力分析

血管在被支架完全撑开时所受的应力最大值为1.053 MPa。受力集中位置为血管内壁在斑块最狭窄的区域[见图6(a)]。当支架径向收缩至稳定状态后,血管所受应力最大值降低为0.316 MPa,受力集中区域不变[见图6(b)]。在逐渐远离狭窄的区域,血管所受应力逐渐降低,但这种降低在径向表现不太明显。

斑块在被支架完全撑开时所受应力最大值为2.482 MPa,受力集中区域为斑块内壁最狭窄处[见

图6(c)]。经弹性收缩达到最终稳定状态后,斑块所受应力最大值降低为0.954 MPa,受力集中区域不变[见图6(d)]。但高应力区域面积明显减少,沿径向来看,内外壁受力差值较大;沿轴向来看,斑块上逐渐远离最狭窄处区域所受应力逐渐降低。

支架在第1阶段中受力最为复杂,首先是在外在载荷作用下发生塑性变形并撑开斑块与血管,应力最大值达到515.0 MPa,大于支架材料的屈服强度,但小于支架材料的抗拉强度。应力集中区域为支架花冠拐弯处,这一区域也是支架的主要变形区

域,支架所受应力最小值发生在支架的支撑筋处[见图6(e)].在支架径向收缩后,所受应力最大值降低为464.5 MPa,受力集中区域没有改变,但高应力区域主要集中在位于斑块最狭窄处的花冠拐弯处,所受应力最小值在远离斑块最狭窄处的支架支撑筋上[见图6(f)].

在对比实验中,狭窄血管与支架在稳定状态下所受应力最大值分别为0.9、414.1 MPa[见图6(g)、(h)].相比于斑块与血管分离情况下,由于材料属性的影响,各部分的实验受力较低,狭窄血管与支架在两次实验中的相对误差率 $\delta$ 分别达到5.3%、11.0%,对于支架的最终受力情况影响较大。

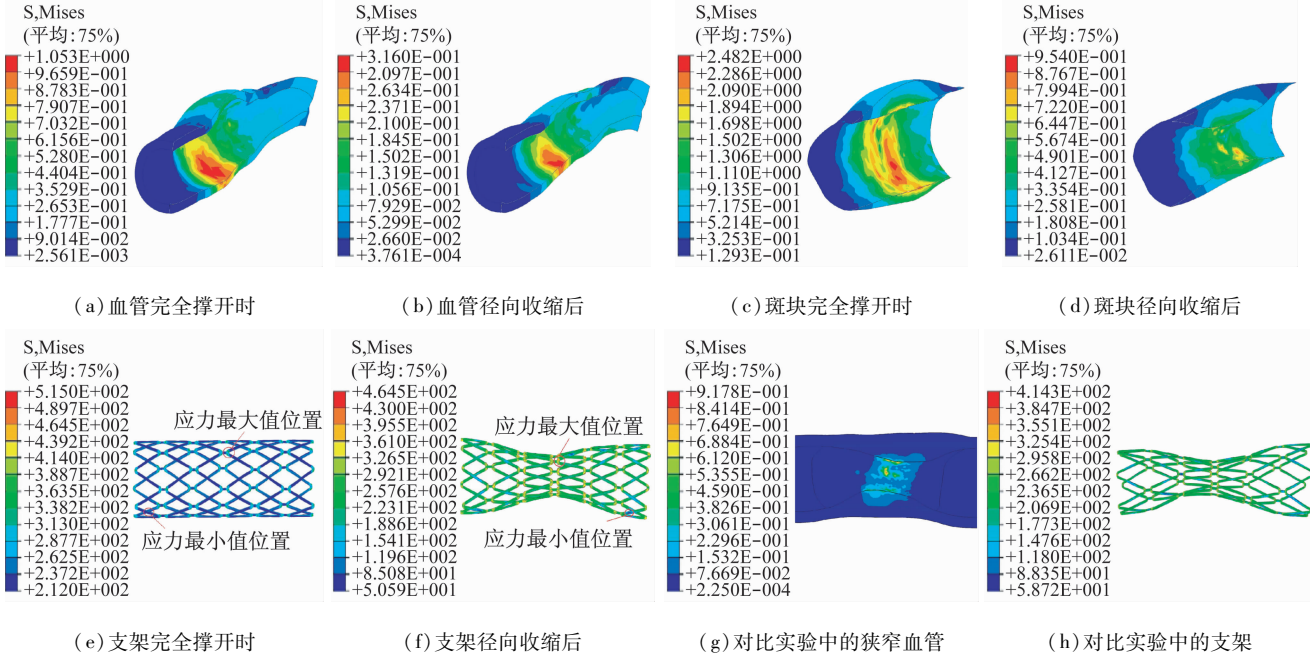


图6 支架扩张过程中 Von Mises 应力分布云图

Fig. 6 Von Mises stress contour during stent expansion (a) Blood vessel at complete expansion, (b) Blood vessel after radial contraction, (c) Plaque at complete expansion, (d) Plaque after radial contraction, (e) Stent at complete expansion, (f) Stent after radial contraction, (g) Stenotic vessels in contrast test, (h) Stent in contrast test

### 3 讨论

不同的斑块形态、成分与斑块易损性及继发缺血性脑血管病之间存在密切关系<sup>[19]</sup>。美国心脏学会(American Heart Association, AHA)对动脉粥样硬化进行了病理分型<sup>[16]</sup>,其中IV~VI型(即存在薄层或破裂的纤维帽、较大的脂质/坏死核心及斑块内出血和钙化的斑块)被认为与急性缺血性脑中风的发生密切相关<sup>[17]</sup>。易于发生破裂的易损斑块往往具有特征性表型,如薄层纤维帽、较大的脂质/坏死核心、斑块内出血及正性血管重塑等<sup>[18-22]</sup>。外形相似但成分不同的斑块在不同血流作用下,其破裂的风险也有很大差别<sup>[23]</sup>。不同的模型构建和计算方法往往会产生不同的生物力学评价结果<sup>[24-26]</sup>,提示

在评价斑块破裂风险和选择支架介入治疗策略时,同时考虑斑块本身的形态、成分、材质属性以及斑块局部的生物力学状况是非常必要的。与对比实验相比,本文中赋予斑块独立的材料属性,正是充分考虑到这种必要性,但同样存在一定的局限性,即并未考虑如钙化斑块等多成分斑块的影响。

真实狭窄血管的三维模型在重建过程中最为复杂的是血管与斑块的分离,本文所采用的方法是根据病变血管的CT图像以及重建后狭窄血管的三维结构特性进行分割。在分割过程中存在一定的不确定因素,主要表现为患者健康血流模型尺寸的不确定性。为了保证支架在扩张开始之前与斑块、血管模型之间不会发生相对位置之间的干涉,支架外径必须小于斑块最狭窄处内径,故支架受到在压握状

态下外径的限制,支撑强度降低,导致支架发生较大残余狭窄。

根据扩张后的支架、斑块、血管的最终状态可以发现,支架存在扩张不全亦即斑块存在残余狭窄的现象<sup>[27-28]</sup>。研究发现,残余狭窄的发生与支架的结构特点、材料属性以及斑块的狭窄程度有直接的关系<sup>[29-31]</sup>。同时,残余狭窄的发生也与支架的扩张直径、放置位置有一定联系<sup>[32-33]</sup>。这需要在今后研究中作进一步的模拟和实验来验证。

支架扩张稳定后,虽然斑块和血管发生了一定量的弹性收缩,但依然保持着较大的变形量,使得斑块、血管内部储存大量的弹性力,这些弹性收缩力长期作用在支架外表面,一方面起到对支架的稳定作用,另一方面对血管内表面以及支架寿命也会造成损伤,需要进一步分析研究。

## 4 结论

综上所述,分别构建血管壁和斑块的模型并考虑斑块本身的材质属性,更符合真实的生物力学环境,能够更加真实地解释在支架扩张过程中血管与支架之间的受力特性、形变特点、接触以及残余狭窄率等相关问题。

本研究结果表明,将斑块与血管视为一个整体的支架扩张会对支架与狭窄血管扩张后的形变与受力情况产生一定影响,降低扩张后最终的残余狭窄程度以及血管、斑块与支架所受最大应力。支架在扩张过程第1阶段时,支架与斑块、血管壁的接触面积最大,故此时支架对斑块和血管的影响也最明显,最易造成血管内壁的损伤与斑块的破裂。当进入扩张的第2阶段后,支架在斑块、血管径向弹性收缩力作用下发生径向收缩,造成支架的“狗骨效应”,其中斑块为主要影响因素。支架的“狗骨效应”是造成支架与血管、斑块内壁不完全接触的重要原因,同时也造成支架与斑块、血管内壁的二次摩擦与二次伤害,故在临床介入治疗中应尽量减少支架的“狗骨效应”,以减少支架与血管之间的不完全接触以及支架对斑块和血管内壁的伤害。支架在扩张过程中的应力集中区域主要位于支架花冠的拐弯处,特别是支架靠近斑块最狭窄处区域受力最为复杂,是支架最易发生破裂的区域。在支架设计中,为减少支架“狗骨效应”与支架的破裂风险,应对支架处于斑块最狭窄处这一关键区域的支撑强度予以考虑。

## 参考文献:

- [1] Eshghi N, Hojjati MH, Imani M, et al. Finite element analysis of mechanical behaviors of coronary stent [J]. *Procedia Eng*, 2011, 10: 3056-3061.
- [2] 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): 203-210.
- [3] 王跃轩, 易红, 倪中华, 等. 医用血管支架生物力学性能分析方法研究[J]. *东南大学学报: 自然科学版*, 2005, 35(2): 216-221.
- [4] 吴卫. 人体血管支架有限元分析与结构拓扑优化[D]. 大连: 大连理工大学博士学位论文, 2007.
- [5] 宁静, 曾攀, 雷丽萍. 血管支架紧缩行为的非线性有限元分析[J]. *中国医疗器械杂志*, 2008, 32(1): 10-13.
- [6] Gijsen FJ, Migliavacca F, Schievano S, et al. Simulation of stent deployment in a realistic human coronary artery [J]. *Biomed Eng Online*, 2008, 7(1): 23.
- [7] Migliavacca F, Petrini L, Montanari V, et al. A predictive study of the mechanical behaviour of coronary stents by computer modelling [J]. *Med Eng Phys*, 2005, 27(1): 13-18.
- [8] Migliavacca F, Petrini L, Colombo M, et al. Mechanical behavior of coronary stents investigated through the finite element method [J]. *J Biomech*, 2002, 35(6): 803-811.
- [9] Petrini L, Migliavacca F, Auricchio F, et al. Numerical investigation of the intravascular coronary stent flexibility [J]. *J Biomech*, 2004, 37(4): 495-501.
- [10] Ragkousis GE, Curzen N, Bressloff NW. Simulation of longitudinal stent deformation in a patient-specific coronary artery [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(4): 467-476.
- [11] Qiao A, Zhang Z. Numerical simulation of vertebral artery stenosis treated with different stents [J]. *J Biomech Eng*, 2014, 136(4): 041007-041009.
- [12] 周文选, 王明, 高旻昱, 等. 基于非对称孔结构的高性能血管支架设计[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(6): 596-601. Zhou WX, Wang M, Gao MM, et al. Design of a high performance vascular stent with asymmetric structures [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(6): 596-601.
- [13] 朱秀娟. 有限元分析网格划分的关键技巧[J]. *机械工程与自动化*, 2009, 152(1): 185-186.
- [14] 倪中华, 王跃轩, 程洁. 球囊扩张式冠脉支架扩张变形机理数值模拟方法[J]. *机械工程学报*, 2008, 44(1): 102-108.
- [15] 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.
- [16] Gao T, Zhang Z, Yu W, *et al.* Atherosclerotic carotid vulnerable plaque and subsequent stroke: A high-resolution MRI study [J]. *Cerebrovasc Dis*, 2009, 27(4): 345-352.
- [17] Wang J, Balu N, Canton G, *et al.* Imaging biomarkers of cardiovascular disease [J]. *J Magn Reson Imaging*, 2010, 32(3): 502-515.
- [18] Teng Z, He J, Degnan AJ, *et al.* Critical mechanical conditions around neovessels in carotid atherosclerotic plaque may promote intraplaque hemorrhage [J]. *Atherosclerosis*, 2012, 223(2): 321-326.
- [19] Corti R, Fuster V. Imaging of atherosclerosis: Magnetic resonance imaging [J]. *Eur Heart J*, 2011, 32(14): 1709-1719.
- [20] Fu Y, Qiao A, Jin L. The influence of hemodynamics on the ulceration plaques of carotid artery stenosis [J]. *J Mech Med Biol*, 2015, 15(1): 1550008-1-14.
- [21] Tang D, Li ZY, Gijssen F, *et al.* Cardiovascular diseases and vulnerable plaques: Data, modeling, predictions and clinical applications [J]. *Biomed Eng Online*, 2015, 14 (Suppl 1): S1.
- [22] Lu J, Duan W, Qiao A. Finite element analysis of mechanics of neovessels with intraplaque hemorrhage in carotid atherosclerosis [J]. *Biomed Eng Online*, 2015, 14 (Suppl 1): S3.
- [23] 邱菊辉, 王贵学, 雷道希. 血流动力学与动脉粥样硬化斑块的稳定性及其机制[J]. *中国动脉硬化杂志*, 2009, 17(6): 495-497.
- [24] Huang Y, Teng Z, Sadat U, *et al.* The influence of computational strategy on prediction of mechanical stress in carotid atherosclerotic plaques: Comparison of 2D structure-only, 3D structure-only, one-way and fully coupled fluid-structure interaction analyses [J]. *J Biomech*, 2014, 47 (6): 1465-1471.
- [25] Holzapfel GA, Mulvihill JJ, Cunnane EM, *et al.* Computational approaches for analyzing the mechanics of atherosclerotic plaques: A review [J]. *J Biomech*, 2014, 47(4): 859-869.
- [26] Conway C, McGarry JP, McHugh PE. Modelling of atherosclerotic plaque for use in a computational test-bed for stent angioplasty [J]. *Ann Biomed Eng*, 2014, 42(12): 2425-2439.
- [27] Schiavone A, Zhao LG, Abdel-Wahab AA. Effects of material, coating, design and plaque composition on stent deployment inside a stenotic artery-Finite element simulation [J]. *Mat Sci Eng C*, 2014, 42: 479-488.
- [28] Wu W, Wang WQ, Yang DZ, *et al.* Stent expansion in curved vessel and their interactions: A finite element analysis [J]. *J Biomech*, 2007, 40(11): 2580-2585.
- [29] 林峰, 刘祥坤, 黄男男, 等. 基于有限元技术的镍钛金属支架的优化设计[J]. *中国医疗器械杂志*, 2014, 38(2): 98-101.
- [30] Li HX, Qiu TS, Zhu B, *et al.* Design optimization of coronary stent based on finite element models [J]. *Sci World J*, 2013, 2013: 630243.
- [31] Wu W, Petrini L, Gastaldi D, *et al.* Finite element shape optimization for biodegradable magnesium alloy stents [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(9): 2829-2840.
- [32] LaDisa JF, Olson LE, Guler I, *et al.* Stent design properties and deployment ratio influence indexes of wall shear stress: A three-dimensional computational fluid dynamics investigation within a normal artery [J]. *J Appl Physiol*, 2004, 97(1): 424-430.
- [33] 李景植, 华扬贾, 凌云, 等. 超声评估椎动脉起始段支架置入后残余狭窄及支架位置对其的影响[J]. *中国脑血管病杂志*, 2012, 9(11): 577-580.