

文章编号: 1671-7104(2022)04-0388-07

支架植入后血管的扭转对支架力学状态的影响

【作者】 余龙¹, 万军^{2,3}, 秦旺¹, 王盛章^{1,2}

1 复旦大学 航空航天系 生物力学研究所, 上海市, 200433

2 复旦大学 工程与应用技术研究院, 上海市, 200433

3 复旦大学附属华山医院 静安分院, 上海市, 200040

【摘要】 目的 在日常生活中颈部的运动会导致血管以及支架发生一定的变形, 该文探究血管的扭转变形对支架力学性能的定量影响。方法 在有限元仿真软件Abaqus中进行支架的压握、释放过程的数值模拟, 带支架血管的扭转过程的数值模拟以及血管外壁压力的加载过程的数值模拟。结果 支架置入后, 血管壁外表面施加载荷时, 当施加载荷不变时, 随着扭转角度的增加, 血管内最小截面面积减小。结论 支架置入后, 当外载荷固定时, 随着扭转角度的上升支架的径向支撑能力会有所下降。

【关键词】 支架; 颈动脉; 扭转; 数值模拟

【中图分类号】 R714.252; R197.39

【文献标志码】 A

doi: 10.3969/j.issn.1671-7104.2022.04.008

The Effect of Torsion of Blood Vessel after Stent Implantation on Mechanical State of Stent

【Writers】 YU Long¹, WAN Jun^{2,3}, QIN Wang¹, WANG Shengzhang^{1,2}

1 Institute of Biomechanics, Department of Aeronautics and Astronautics, Fudan University, Shanghai, 200433

2 Academy for Engineering & Technology, Fudan University, Shanghai, 200433

3 Huashan Hospital (Jingan Branch), Fudan University, Shanghai, 200040

【Abstract】 **Objective** In daily life, the movement of the neck will cause certain deformation of the blood vessel and the stent. This study explores the quantitative influence of the torsion deformation of the blood vessel on the mechanical properties of the stent. **Methods** In the finite element simulation software Abaqus, the numerical simulation of the crimping and releasing process of the stent, the numerical simulation of the torsion process of the blood vessel with the stent, and the numerical simulation of the pressure loading process of the outer wall of the blood vessel were carried out. **Results** After the stent was implanted, when a load was applied to the outer surface of the blood vessel wall, when the applied load did not change, as the torsion angle increased, the smallest cross-sectional area in the blood vessel decreased. **Conclusion** After the stent is placed, when the external load is fixed, the radial support capacity of the stent will decrease as the torsion angle increases.

【Key words】 stent, carotid artery, torsion, numerical simulation

0 引言

颈动脉是将血液由心脏输送至头、面、颈部的大血管, 是脑的主要供血血管之一^[1]。颈动脉狭窄是一种颈动脉疾病, 会导致大脑的供血不足, 使人产生眩晕等症状^[2]。颈动脉粥样硬化是

导致颈动脉狭窄的主要因素, 颈动脉斑块的脱落与破裂又极易导致缺血性脑卒中的发生^[3]。脑卒中是仅次于缺血性心脏病和癌症的第三大死亡原因^[4], 同时也是导致永久性残疾的第一大原因, 我国是世界上脑卒中发病率最高的国家之一^[5]。所有脑卒中病例中, 缺血性约占65%, 其中25%~30%的缺血性卒中与颈动脉狭窄密切相关。因而对颈动脉狭窄的治疗显得十分重要。

收稿日期: 2021-07-26

基金项目: 复旦大学著政基金资助 (19903)

通信作者: 王盛章, E-mail: szwang@fudan.edu.cn

目前颈动脉狭窄的治疗主要有内膜剥脱术和支架植入术两种方法。内膜剥脱术通过切除增厚的颈动脉内膜粥样硬化斑块进行治疗。内膜剥脱术具有术后再狭窄率低、并发症少、费用低等优点^[6]，但同时具有较高的手术风险、手术创伤大等缺点^[7]。支架植入术是将支架释放入血管的狭窄位置，使血管的狭窄得到缓解或消除，恢复血管的供血功能^[8-9]。支架植入术具有手术风险较低，手术创伤小等特点^[1, 10]。但支架植入术也存在一定的并发症，例如支架的失效（断裂或失稳）^[11-13]，这可能导致血管的破裂或闭塞，从而危及病人的生命^[14-15]，不过支架发生断裂或失稳的病例较少^[11, 16]。我国在20世纪90年代后开始大量应用支架植入术治疗颈动脉狭窄，但应用内膜剥脱术的病例较少^[17]。有文献显示，2011年国内筛查出颈动脉狭窄在70%以上需要进行临床干预的病人中，实施内膜剥脱术635例，实施支架植入术2 681例^[18]，采用支架植入术的患者数量远高于内膜剥脱术的患者，同时使用支架植入术的病例还在逐年上升^[1]。因此研究支架植入后的力学状态，分析支架失效的原因显得十分重要。

支架失效的原因主要是支架在血管内工作时承受了特定的载荷，这会使支架变形过大发生断裂或失稳，从而损伤血管或无法维持血管的通畅^[11-12, 16]。国外的NAZZAL等^[12]通过分析颈动脉支架植入后，在血管内受到特定载荷后的受力状况从而分析支架发生断裂的可能性，研究发现颈动脉与骨头之间的作用力可能会导致支架的断裂。国内的李子豪等^[19]对不同材质斑块的狭窄颈动脉模型中新型锌合金支架的支撑性能进行了研究，发现斑块属性对支架的支撑性能会有一定的影响。现有的研究主要是分析支架在血管内受载荷后支架的变化，这些分析都是基于血管和支架不会发生较大幅度的运动进行的，而实际情况下血管往往会有较大的变形^[12]。支架抵抗外载荷的能力不光与支架本身有关，还可能与支架的变形程度有关。由于颈部的日常活动，颈动脉会发

生较大的变形^[11]，支架置入后在随着血管变形时抵抗外载荷的能力可能会发生改变。

本研究将颈部运动导致的血管变形简化为施加特定位移边界使得血管发生扭转变形，进而探究支架置入后血管发生扭转变形对血管内的支架抵抗外载荷的能力的影响。

1 研究方法

1.1 建立几何模型

几何模型包括血管模型、支架模型、压握管模型等部分，其中压握管模型是辅助模型，用于支架的虚拟释放。在Abaqus 2018（Abaqus公司，美国）软件中建立狭窄率为50%的理想血管模型（血管壁及斑块）和压握管模型。血管壁的长度为8 mm，内径为3 mm，血管壁厚为0.3 mm；斑块的长度为3 mm，最小内径为1.5 mm，外径为3 mm；压握管的长度为10 mm。在SolidWorks 2018（Dassault Systemes公司，美国）软件中建立Mulilink型支架模型。支架的长度为5 mm，内径为2.6 mm，支架丝厚度为0.15 mm。

1.2 网格划分

在Abaqus 2018（Abaqus公司，美国）软件中进行模型的网格划分。采用C3D8R单元（六面体单元）对血管壁进行网格划分。血管壁沿周向划分为48个网格，沿径向划分为3层网格，轴向网格尺寸控制在0.2 mm。网格节点数为7 872，网格单元数为5 760，网格如图1(a)所示。采用C3D8R单元（六面体单元）对斑块进行网格划分。斑块沿径向划分为4层网格，轴向与周向网格尺寸控制在0.075 mm。网格节点数为1 600；网格单元数为1 104，网格如图1(a)所示。采用C3D8R单元（六面体单元）对支架进行网格划分。支架沿周向划分为48个网格，径向与周向网格尺寸控制在0.2 mm。网格节点数为12 096；网格单元数为6 387，网格如图1(b)所示。采用SFM3D4R单元（曲面单元）对压握管进行网格划分。压握管沿周向划分为24个网格，沿轴向划分为1个网格。网格节点数为48；网格单元数为24，网格如图1(c)所示。

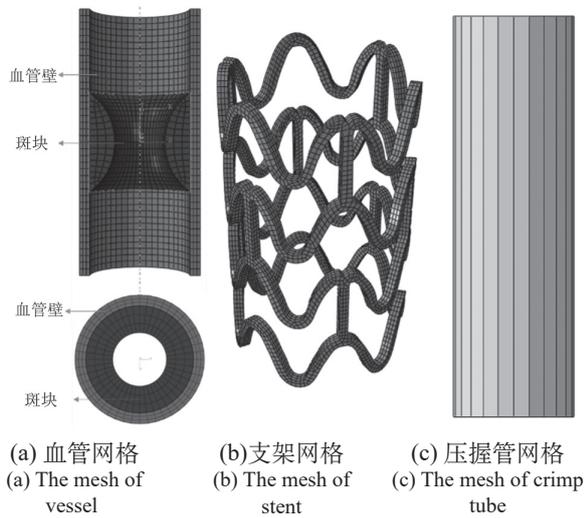


图1 有限元软件中的网格划分
Fig.1 The mesh in the finite element simulation software

经过对网格进行独立性检验，当各部分网格尺寸改变时，数值模拟得到最大应力改变小于5%，以支架为例，当最大网格尺寸为0.7 mm、0.6 mm、0.5 mm、0.4 mm时，支架释放后最大应力分别为240 MPa、225 MPa、218 MPa、220 MPa、改变量分别为6.25%、3.11%和0.92%，因此本研究中选择支架最大网格尺寸为0.5 mm，网格尺寸检验如图2所示。

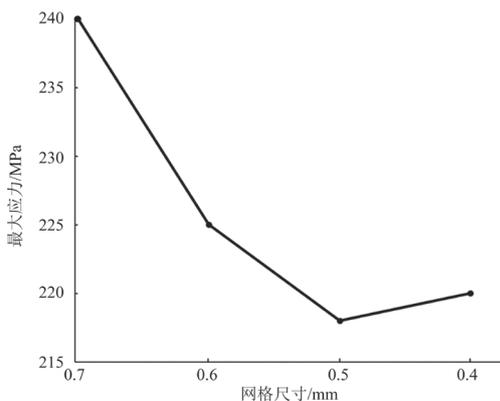


图2 网格尺寸检验
Fig.2 Grid size inspection

1.3 材料参数

血管壁模型和支架模型需要赋予合适的材料参数，相关数据均来自于文献。假设血管壁和斑块为均匀的各向同性的超弹性材料，力学性质采用ogden模型近似，该超弹性本构模型描述如式(1)所示。

$$W = \sum_{i=1}^3 \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{D_i} (J-1)^{2i} \quad (1)$$

式中： W 为应变势能， λ_i 为主伸长率， μ_i 、 α_i 为多项式模型参数， D_i 与血管材料的压缩性有关， J 为弹性体积比。

血管壁密度为1 150 kg/m³，血管壁弹性用3阶ogden模型近似，即式(1)中*i*取3，相关血管壁弹性参数，如表1所示^[19-20]。其中， μ 的单位为MPa， D 的单位为MPa⁻¹。

表1 血管壁弹性参数
Tab.1 Vascular elasticity parameters

μ_1	α_1	μ_2	α_2	μ_3	α_3	D_1	D_2	D_3
-1.23	16.59	0.88	16.65	0.45	16.50	1×10^{-8}	0	0

斑块密度为1 450 kg/m³，斑块弹性用1阶ogden模型近似，即式(1)中*i*取1，相关斑块弹性参数如表2^[19]所示。其中， μ 的单位为MPa， D 的单位为MPa⁻¹。

表2 斑块弹性参数
Tab.2 Plaque elastic parameters

μ_1	α_1	D_1
0.084	20.82	2.7×10^{-7}

假设支架为均匀的各向同性的线弹性材料，支架密度为7 800 kg/m³，弹性模量为4 000 GPa，泊松比为0.3^[20]。压握管材料只需要确定密度，取和支架相同的密度，为7 800 kg/m³。

1.4 接触设置

本研究利用显示动态算法完成准静态过程的数值模拟，模拟过程会涉及一系列接触情形。Abaqus中因为接触表面下的实体被离散化，接触表面也被离散化，接触表面分为主控面和从控面，在explicit算法中使用平衡的主-从算法，即两次严格应用单纯的主-从接触算法，从属面的节点不能穿透到主控表面，主控面的节点可以穿透到从属表面；交换主-从表面并应用主-从接触算法，对两次算法得到的结果进行平均化。这样可以使接触物体之间的互相侵入达到最小化，使计算结果更为合理与准确。

1.5 支架的压握与释放过程模拟

在Abaqus 2018 (Abaqus 公司，美国) 软件中采用显示的动态方法模拟支架的压握、释放过

程,带支架血管的弯曲、扭转过程以及血管壁外表面压力的加载过程。压握与释放模拟的计算时长均为 2×10^{-4} s,计算的时间增量为 1×10^{-10} s,位移的加载按照smooth step曲线进行。

1.6 带支架血管的扭转过程模拟

为模拟颈部扭转对血管及支架的影响,将模型简化为血管扭转带动带支架血管的扭转,进而分析血管以及支架的受力状态。以支架的释放结果作为数值模拟的初始状态,数值模拟中设置血管壁内表面与斑块外表面无滑移;设置支架外表面与血管壁内表面摩擦系数为0.1;设置支架外表面与斑块内表面摩擦系数为0.1;设置血管壁外表面的周向节点随轴线上点(周向点的圆心)而运动。数值模拟中设置轴线上点在Y方向上有转动,其余方向的位移被约束,轴线扭转后的两端扭转角度之差为 45° 、 90° 。每 45° 扭转角度的增加,计算时长为 2×10^{-4} s,计算的时间增量为 1×10^{-10} s,位移的加载按照smooth step曲线进行。

1.7 外载荷的施加

以带支架血管弯曲或扭转的模拟结果作为数值模拟的初始状态,数值模拟中摩擦设置同上。数值模拟中固定血管壁端面的轴向及周向自由度。在血管壁外表面中间部位施加0.1 MPa、0.2 MPa、0.3 MPa的压力。每0.1 MPa的力的施加,计算时长为 2×10^{-4} s,计算的时间增量为 1×10^{-10} s,压力的加载按照smooth step曲线进行。

2 研究结果

本研究基于狭窄率为50%理想血管模型与常见结构支架模型,模拟血管扭转过程,以及对扭转变形之后的血管外壁施加载荷的过程,从这些数值模拟结果中,希望发现支架释放后,血管扭转对支架力学状态的影响以及斑块力学状态的影响。

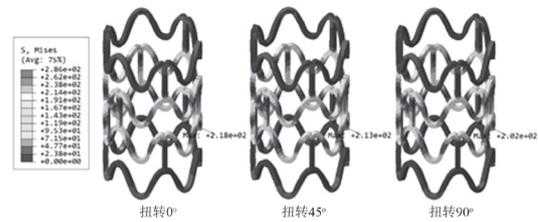
2.1 带支架血管的扭转

当带支架血管扭转角度从 0° 增加到 90° 时,支架最大应力从218 MPa下降到202 MPa,下降了7.34%,结果如表3所示。支架上应力分布变化明显,如图3(a)所示。当带支架血管

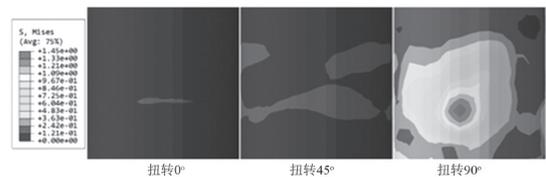
扭转角度从 0° 增加到 90° 时,斑块最大应力从0.257 MPa增加到1.45 MPa,增加了464.20%,结果如表3所示。斑块上应力分布变化明显,如图3(b)所示。当带支架血管扭转角度从 0° 增加到 90° 时,斑块与血管接触面上最大周向剪切力从0.037 MPa上升到0.6 MPa,增加了1 521.62%;最大轴向剪切力从0.12 MPa上升到0.26 MPa,增加了116.67%,结果如表3所示。剪切应力分布变化明显,如图3(c)和图3(d)所示。

表3 不同扭转角度下支架及斑块上最大应力数值
Tab.3 Maximum stress value on the stent and plaque under different torsion angles

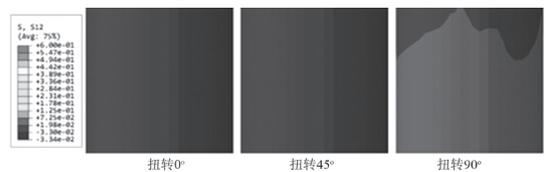
扭转角度 /($^\circ$)	支架Mises 应力/MPa	斑块Mises 应力/MPa	斑块周向切 应力/MPa	斑块轴向切 应力/MPa
0	218	0.257	0.037	0.012
45	213	0.497	0.154	0.04
90	202	1.45	0.6	0.26



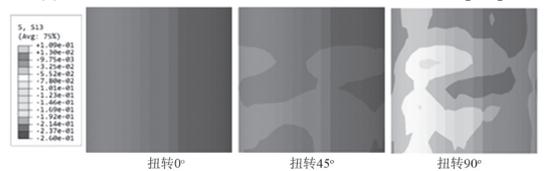
(a) 支架应力分布
(a) Stress distribution



(b) 斑块上von Mises应力分布
(b) Distribution of von Mises stress on plaques



(c) 斑块上周向剪切应力分布
(c) Distribution of circumferential shear stress on plaques



(d) 斑块上轴向剪切应力分布
(d) Distribution of axial shear stress on plaques

图3 不同扭转角度下应力分布

Fig.3 Stress pressure under different torsion angles

2.2 外载荷的加载

当带支架血管扭转 0° 时, 施加外载荷从 0.1 MPa上升到0.3 MPa时, 支架最大应力从 212 MPa上升到250 MPa, 上升了17.92%, 结果如表4所示; 最大应力位置都出现在支架中间部分的中间环的上部或下部。支架上的应力分布在中间部分没有大的变化, 在支架两端支架的应力分布变化十分明显, 尤其是两端环的上部和下部应力明显增大, 如图4(a)所示。施加外载荷从0.1 MPa上升到0.3 MPa时, 斑块最大应力从 0.395 MPa增加到2.4 MPa, 增加了507.59%, 结果如表4所示。斑块上应力分布变化明显, 如图4(b)所示。施加外载荷从0.1 MPa上升到0.3 MPa时, 斑块与血管接触面上最大周向剪切力从 0.058 MPa上升到0.486 MPa, 增加了737.93%; 最大轴向剪切力从0.011 MPa上升到0.943 MPa, 增加了8 472.73%, 结果如表4所示。剪切应力分布变化明显, 如图4(c)和图4(d)所示。

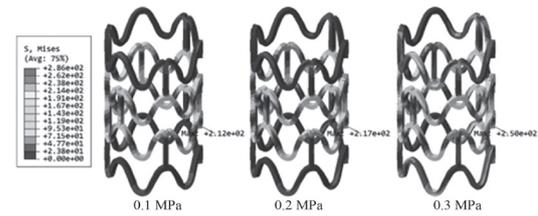
表4 扭转角度为 0° 时, 不同压力下支架及斑块上最大应力数值

Tab.4 When the torsion angle is 0° , the maximum stress value on the stent and plaque under different pressures

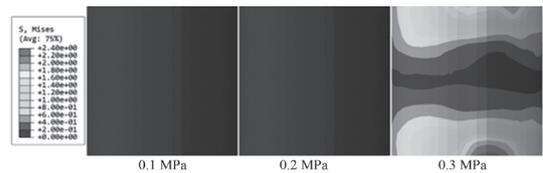
载荷 /MPa	支架Mises 应力/MPa	斑块Mises 应力/MPa	斑块周向切 应力/MPa	斑块轴向切 应力/MPa
0.1	212	0.395	0.058	0.011
0.2	217	1.65	0.169	0.0445
0.3	250	2.40	0.486	0.943

当带支架血管扭转 45° 时, 施加外载荷从 0.1 MPa上升到0.3 MPa时, 支架最大应力从 202 MPa上升到250 MPa, 上升了23.76%; 最大应力位置都出现在支架中间部分的中间环的上部或下部。支架上的应力分布在中间部分没有大的变化, 在支架两端支架的应力分布变化十分明显, 尤其是两端环的上部和下部应力明显增大。施加外载荷从0.1 MPa上升到0.3 MPa时, 斑块最大应力从0.876 MPa增加到3.44 MPa, 增加了292.69%。斑块上应力分布变化明显。施加外载荷从0.1 MPa上升到0.3 MPa时, 斑块与血管接触面上最大周向剪切力从0.002 9 MPa上升到 0.747 MPa, 增加了25 658.62%; 最大轴向剪切

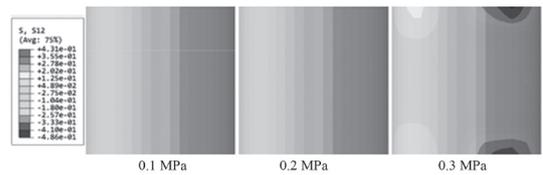
力从0.05 MPa上升到1.33 MPa, 增加了2 560%。



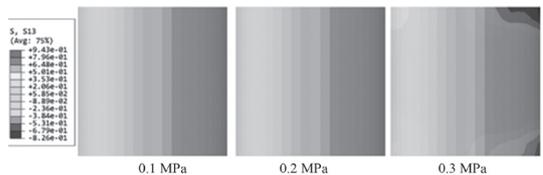
(a) The stress distribution on the support under different pressures



(b) The von Mises stress distribution on the plaque under different pressures



(c) The circumferential shear stress distribution on the plaque under different pressures



(d) The axial shear stress distribution on the plaque under different pressures

图4 扭转角度为 0° 时应力分布

Fig.4 Stress pressure when the torsion angle is 0°

当带支架血管扭转 90° 时, 施加外载荷从 0.1 MPa上升到0.3 MPa时, 支架最大应力从 199 MPa上升到258 MPa, 上升了29.65%; 最大应力位置都出现在支架中间部分的中间环的上部或下部。支架上的应力分布在中间部分没有大的变化, 在支架两端支架的应力分布变化十分明显, 尤其是两端环的上部和下部应力明显增大。施加外载荷从0.1 MPa上升到0.3 MPa时, 斑块最大应力从2.81 MPa增加到7.09 MPa, 增加了152.31%。施加外载荷从0.1 MPa上升到0.3 MPa时, 斑块与血管接触面上最大周向剪切力从

0.01 MPa上升到2.72 MPa,增加了27 100%;最大轴向剪切力从0.378 MPa上升到1.41 MPa,增加了273.01%。

2.3 血管最小截面积

当扭转角度从0°增加到90°时,在血管壁外表面中间部施加0.3 MPa均匀分布压力时,血管最小截面积由2.71 mm²下降到2.45 mm²,下降了9.59%,结果如表5所示。

表5 压力相同时不同扭转角度下血管最窄面积数值
Tab.5 Numerical value of the narrowest area of vessel under different torsion angles under the same pressure

扭转角度/(°)	最小截面积/mm ²
0	2.71
45	2.61
90	2.45

3 讨论

支架置入后,血管发生扭转时,支架上的应力最大值有所下降,如果支架初始状态具有一定的扭转角度,释放进入不易发生扭转的血管后,支架上的最大应力会有所下降,这对于支架的材料强度要求就会降低,可以节省原材料的成本。同时随着血管扭转程度的增加,支架上的应力分布会发生显著变化,支架上的应力基本都会增大,尤其是支架两端的环上波峰和波谷位置应力增加较为明显,在设计和选材时要考虑支架扭转后两端的应力分布,而不仅仅以释放后的状态作为参考。支架置入后,当血管发生扭转时,斑块上的von Mises应力明显增加,斑块内von Mises应力过大可能会导致斑块发生破裂,破裂的斑块可能会导致脑血管内血栓的形成,也可能导致斑块的增生导致再狭窄的形成,从而导致脑卒中的发生,危及病人的生命安全。支架置入后,血管发生扭转时,斑块上的周向切应力与轴向切应力也在增大,切应力的增大可能会导致斑块的脱落,这可能导致脑动脉的堵塞,从而引发脑卒中,危及病人的生命安全。比较斑块内的von Mises应力与切应力的改变状况会发现,剪切力的增加倍数远大于von Mises应力增加倍数,这表明支架释放后,血管扭转时斑块上的剪切力相比于von

Mises应力更易受到影响。

支架置入且血管发生扭转变形后,在血管外壁上施加载荷时,当弯曲角度固定时,随着施加载荷的增加,支架上的最大应力会增加,斑块上的von Mises应力明显增加,斑块上的周向切应力与轴向切应力也在增大,同时会发现扭转角度越大,支架最大应力、斑块上的最大von Mises应力、斑块上的最大切应力增加值越显著。这表明支架置入后当血管发生扭转时,随着扭转角度增加,支架断裂的风险提高了,斑块破裂以及斑块脱落的风险也提高了。当施加外载荷相同时,随着扭转角度的增加,血管最狭窄处的截面积有所下降,即支架的径向支撑能力有所下降,血管的截面积直接影响了血液运输能力,这说明支架置入后,随着扭转角度的增加,狭窄血管下游发生缺血的风险会增加。

在本研究中血管壁以及斑块为各向同性均匀材料,支架为线弹性材料且不考虑塑性变形,这与实际情况不符合,下一阶段研究会采用更加贴近实际情况的本构关系,以获得更加可靠的数值计算结果。在本研究中支架模型的特定构型会影响研究结论,下一步的研究会考虑其他构型的支架,再进行深入研究,以获得更加具有普适性的结论。本研究建立的血管模型为理想模型,狭窄率固定,且为中心对称的狭窄,下一步的研究会考虑建立其他狭窄率,狭窄非对称的血管模型或者直接对基于CTA数据得到的具有病人特异性的血管模型进行研究,以获得更多的发现。本研究的扭转角度选取的值还不够多,下一步会对现有的0°~90°范围进行加密,以获得更有普适性的结论。本研究的体外实验还未完成,因此数值模拟得到的结论缺乏实验的验证,下一步的研究中,会进行体外实验,将实验结果与数值模拟结果进行对照,修改研究方法,以使研究结论更为真实准确。

4 结论

本研究基于狭窄率为50%的理想血管模型与常见结构支架模型,模拟血管扭转过程,以及对

扭转变形之后的血管外壁施加载荷的过程, 从这些数值模拟结果中, 得到以下结论。

(1) 血管扭转角度为 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ 时, 对支架力学状态影响显著, 对斑块的力学状态影响显著, 随着扭转角度的增加, 支架上的最大应力在减小, 斑块上的最大von Mises应力、斑块上的最大切应力都会增加, 且最大剪切力的增加更为显著。

(2) 当均匀分布的压力施加在血管外壁的中部时, 当扭转角度固定时, 随着载荷的上升, 支架上的最大应力会增加, 斑块上的最大von Mises应力, 斑块上的最大切应力都会增加, 且相比于最大von Mises应力, 最大剪切力的增加更为显著。

(3) 当均匀分布的压力施加在血管外壁的中部时, 当外载荷固定时, 随着扭转角度的上升, 支架的径向支撑能力会有所下降。

参考文献

- [1] 王深明, 王斯文. 颈动脉狭窄外科治疗现状[J]. 外科理论与实践, 2015, 20(4): 285-288.
- [2] 王陇德, 刘建民, 杨弋, 等. 我国脑卒中防治仍面临巨大挑战——《中国脑卒中防治报告2018》概要[J]. 中国循环杂志, 2019, 34(2): 105-119.
- [3] 华扬, 郑宇, 凌晨, 等. 动脉粥样硬化危险因素与颈动脉狭窄和缺血性卒中的相关性[J]. 中国脑血管病杂志, 2004, 1(2): 69-72.
- [4] International Carotid Stenting Study Investigators, EDERLE J, DOBSON J, et al. Carotid artery stenting compared with endarterectomy in patients with symptomatic carotid stenosis (international carotid stenting study): an interim analysis of a randomised controlled trial[J]. Lancet, 2010, 375(9719): 985-997.
- [5] FEIGIN V L, NGUYEN G, CERCY K, et al. Global, regional, and country-specific lifetime risks of stroke, 1990 and 2016[J]. N Engl J Med, 2018, 379(25): 2429-2437.
- [6] 汪忠镐. 我国血管外科的发展[J]. 中华外科杂志, 2015, 53(1): 15-21.
- [7] 吴潇, 郑月宏. 我国基层医院颈动脉狭窄手术治疗现状[J]. 外科理论与实践, 2019, 24(4): 297-300.
- [8] 任国勇, 薛盼, 吴雪梅, 等. 颈动脉支架术后脑血流动力学的超早期改变[J]. 中风与神经疾病杂志, 2019, 36(9): 806-809.
- [9] FEATHERSTONE R L, DOBSON J, EDERLE J, et al. Carotid artery stenting compared with endarterectomy in patients with symptomatic carotid stenosis (International Carotid Stenting Study): a randomised controlled trial with cost-effectiveness analysis[J]. Health Technol Assess, 2016, 20(20): 1-94.
- [10] YADAV J S, WHOLEY M H, KUNTZ R E, et al. Protected carotid-artery stenting versus endarterectomy in high-risk patients[J]. N Engl J Med, 2004, 351(15): 1493-1501.
- [11] 张利通, 董文涛, 高峰, 等. 颈动脉狭窄患者术后并发症影响因素的研究现状[J]. 中华神经外科杂志, 2015, 31(1): 98-101.
- [12] NAZZAL M, ABBAS J, NAZZAL M, et al. Fractured internal carotid artery stent[J]. Vascular, 2008, 16(3): 179-182.
- [13] SURDELL D, SHAIIBANI A, BENDOK B, et al. Fracture of a nitinol carotid artery stent that caused restenosis[J]. J Vasc Interv Radiol, 2007, 18(10): 1297-1299.
- [14] YANG T H, KIM D I, PARK S G, et al. Clinical characteristics of stent fracture after sirolimus-eluting stent implantation[J]. Int J Cardiol, 2009, 131(2): 212-216.
- [15] SFYROERAS G S, KOUTSIARIS A, KARATHANOS C, et al. Clinical relevance and treatment of carotid stent fractures[J]. J Vasc Surg, 2010, 51(5): 1280-1285.
- [16] 马召玺, 王万华, 张炎, 等. 颈动脉支架断裂[J]. 国际脑血管病杂志, 2014, 22(4): 304-306.
- [17] 陶钧, 刘永晟, 王峰. 颈动脉狭窄介入治疗的现状[J]. 中华介入放射学电子杂志, 2014, 2(1): 51-53.
- [18] LIU X F, XU G L. Endovascular treatments of atherosclerotic carotid diseases in China[J]. Int J Stroke, 2010, 5(5): 417-420.
- [19] 李子豪, 乔爱科, 王斯睿, 等. 不同材质斑块的狭窄颈动脉模型中新型锌合金支架的支撑性能研究[J]. 北京生物医学工程, 2019, 38(3): 235-239, 328.
- [20] HE R, ZHAO L G, SILBERSCHMIDT V V, et al. Finite element evaluation of artery damage in deployment of polymeric stent with pre- and post-dilation[J]. Biomech Model Mechanobiol, 2020, 19(1): 47-60.
- [21] 纪松. 医用支架在狭窄锥形血管中扩张及其疲劳性能研究[D]. 镇江: 江苏大学, 2018.
- [22] 蒋凡, 张梅, 张鹏飞, 等. 三维血流流场成像与斑块破裂的力学机制2011年度报告[J]. 科技创新导报, 2016, 13(15): 180-181.
- [23] 金龙, 乔爱科. 颈动脉易损斑块的生物力学机制和破裂风险评价指标[J]. 医用生物力学, 2016, 31(1): 89-94.