

文章编号: 1004-7220(2020)02-0171-07

血管收缩压作用下冠脉支架解析解推导与有限元分析

蒋晗洁, 许泽#, 刘玉岚
(中山大学 航空航天学院, 广州 510275)

摘要:目的 基于合理假设,推导冠脉支架位移及应力分布解析解;结合有限元分析结果,探究支撑筋数目对其应力的影响。方法 利用弹性力学理论推导出矩形波型冠脉支架一个周期支撑筋在血管收缩压作用下的位移和应力分量解析解;利用 ANSYS 有限元分析软件建立支架支撑筋模型,求解得到应力数值分析结果。分析两种方法应力曲线的一致性,验证解析解正确性和适用性;再利用解析解探究支撑筋波峰数量对收缩压作用下应力的影响。结果 解析解与数值解应力曲线一致性极强;波峰数为 6 时,横杆环向既有拉应力又有压应力。结论 波峰数为 6 的支架在血管中支撑时,能有效避免血管中再狭窄情况的发生。推导的解析解能适用于分析矩形波型支架 1 个周期支撑筋的力学性能,研究结果为深入认识和研究冠脉支架的应力分布以降低介入治疗再狭窄率提供一种新思路。

关键词:血管收缩压;冠脉支架;解析解推导;有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.02.007

Analytical Solution and Finite Element Analysis of Coronary Stent under Vascular Systolic Pressure

JIANG Hanjie, XU Ze#, LIU Yulan

(School of Aeronautics and Astronautics, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510275, China)

Abstract; Objective To deduce analytic solution of the displacement and stress distributions for the coronary stent based on reasonable assumptions, and to investigate the influence from the wave number of support bars on stress distributions by combining the results of finite element analysis. **Methods** A local cylindrical coordinate system was established to deduce analytical solution of the displacement and stress components of the periodic support bar of the rectangular-wave type vascular stent under vascular systolic pressure. The support bar model was established by using ANSYS, to calculate the numerical results of stress analysis. By analyzing the consistency of stress curves obtained from the two methods, the accuracy and applicability of analytical solutions were verified. The influence from the number of wave crests for support bars on the stress under systolic pressure was investigated by analytic solution. **Results** The analytical stress curves were basically in conformity with those from the ANSYS results. When the number of wave crests was 6, there were both tensile and compressive stresses in circumferential direction of the cross bar. **Conclusions** When the number of wave crests was 6, such stents could effectively prevent restenosis in blood vessels during working. The derived analytical solution could be used to analyze mechanical properties of one-cycle support bars of rectangular-wave type stent, and the research findings provided a new idea to further recognize and study the stress distributions on coronary stent to reduce the restenosis rate of interventional therapy.

Key words: vascular pressure; coronary stent; analytical solution; finite element analysis

收稿日期:2019-04-21; 修回日期:2019-05-29

基金项目:国家自然科学基金项目(11572355,118320109)

通信作者:刘玉岚,教授,E-mail:stslly@mail.sysu.edu.cn

#为共同第一作者。

高速增加的心血管系统疾病,尤其是冠心病,得到全世界医学的关注。介入治疗作为一种高效、微创的冠心病治疗手段,成为医学研究的重要课题。但冠脉支架植入人体后引起的血管内膜增生、再狭窄等问题极大影响了介入治疗的效果^[1]。通过分析支架在人体血管内的力学性能来优化支架结构,以降低冠脉支架介入治疗再狭窄率成为研究热点。

由于支架尺寸微小且结构复杂,临床实验和有限元数值模拟成为目前主要研究手段。Beule等^[2]和Etave等^[3]分别采用直接在球囊内施加径向位移和随时间变化的内部压力的方式模拟支架在血管中的膨胀状态,结果表明,在球囊内施加内压荷载能够更接近真实工作状态;王建国等^[4]利用ANSYS流固耦合分析模块(fluid-structure interaction, FSI)分析支架、血管与血液流动的相互作用情况。为克服支架滞留在人体内引起血管再狭窄以及需要二次手术取出等风险,Heublein等^[5]将制备的镁合金支架通过手术置入主动脉内,开启了介入治疗的新纪元;吴卫等^[6]通过有限元仿真和实验验证相结合的方法,对镁合金支架进行优化,提高了其耐腐蚀性能。支架植入人体后,血管的收缩与舒张、血液的流动都会对支架产生周期性力的作用^[7]。Dumoulin等^[8]研究发现,不锈钢材料支架抗疲劳性能最好。李建军等^[9]采用Goodman准则评价发现,支架最容易发生疲劳破坏的位置在支架弯折位置内侧内表面。

虽然冠脉支架相关研究较多,但从力学理论角度研究支架服役时力学性能鲜有报道。杨杰等^[10]从宏观角度推导出正弦波环形支架的力学公式,提出与筋宽和金属表面积比有关的支架形状系数;杨基等^[11]以文献[10]的研究为基础,分析支架撑开时弹性径向刚度等力学性能。

本文以矩形波型316L不锈钢支架为例,基于弹性力学理论,推导出血管收缩压作用下支架位移及应力分布解析解,结合有限元分析结果,揭示冠脉支架在血管壁收缩压作用下的力学性能和力学行为;利用解析解参数的改变研究支架环向波峰个数的变化对在血管收缩压作用下支架应力的影响,以期对临床上减小由于支架应力引起的血管内再狭窄的风险提供指导。

1 材料与方法

1.1 解析解推导

不锈钢支架在血管收缩压作用下发生小变形。用弹性力学位移法建立局部坐标系,推导波峰数为 n 的支架支撑筋模型在均布压力作用下的解析解。

由模型的对称关系,可取高度方向 $1/2$ 和环向 $n/4$ 为1个代表性单胞,在单胞上建立局部坐标系(见图1)。图1中, r_1 和 r_2 分别为模型的内径和外径; φ 表示选取的单胞横杆两端点连成的圆心角; h 为1个周期支撑筋高度。其中, r, θ, z 是变量, $r_1 \leq r \leq r_2, 0 \leq \theta \leq \varphi, 0 \leq z \leq \frac{h}{2}$ 。

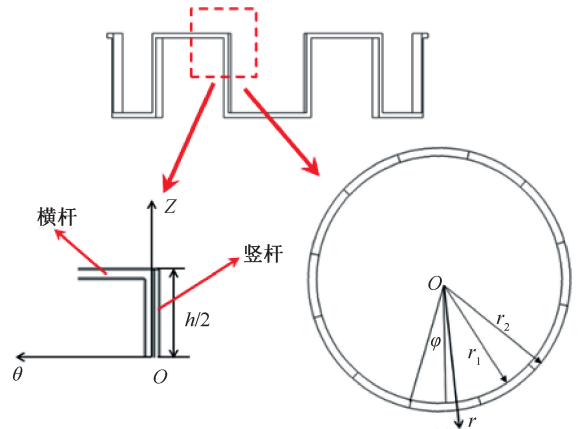


图1 局部柱坐标系

Fig.1 Local cylindrical coordinate system

考虑到实际情况,边界条件设置为外表面 $r = r_2$ 处,受到大小为 p 的压力。

冠脉支架通常由数个单胞周期性排列而成,其轴向尺度远大于径向及环向尺度,故可认为此问题近似于平面应变问题。研究所用支架模型壁厚比壁厚小很多,应力沿壁厚方向的变化可忽略不计,即单胞横杆上位移与 z 无关,竖杆上位移与 θ 无关。在上述前提下,可对单胞横杆和竖杆做如下假设。

横杆的基本假设为:

$$\left. \begin{aligned} u_z &= 0 \\ \frac{\partial u_\theta}{\partial z} &= 0, \quad \frac{\partial u_r}{\partial z} = 0 \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

竖杆的基本假设为:

$$\left. \begin{aligned} u_z &= 0 \\ \frac{\partial u_r}{\partial \theta} &= 0, \quad \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} = 0 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

在以上基本假设下,可分别推导横杆和竖杆的解析解。

1.1.1 横杆解析解 根据基本假设,简化柱坐标系下的基本方程,可得到横杆的几何方程、本构方程和平衡方程。

(1)几何方程:

$$\left. \begin{aligned} \varepsilon_r &= \frac{\partial u_r}{\partial r} \\ \varepsilon_\theta &= \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r} \\ \varepsilon_z &= 0 \\ \gamma_{rz} &= \gamma_{\theta z} = 0 \\ \gamma_{r\theta} &= \frac{1}{r} \frac{\partial u_r}{\partial \theta} + \frac{\partial u_\theta}{\partial r} - \frac{u_\theta}{r} \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

(2)本构方程:

$$\left. \begin{aligned} \sigma_r &= \lambda \left(\frac{\partial u_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r} \right) + 2G \frac{\partial u_r}{\partial r} \\ \sigma_\theta &= \lambda \left(\frac{\partial u_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r} \right) + 2G \left(\frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r} \right) \\ \sigma_z &= \lambda \left(\frac{\partial u_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r} \right) \\ \tau_{rz} &= \tau_{\theta z} = 0 \\ \tau_{r\theta} &= G \left(\frac{\partial u_\theta}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_r}{\partial \theta} - \frac{u_\theta}{r} \right) \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

(3)平衡方程:

$$\left. \begin{aligned} \frac{\partial \sigma_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \tau_{r\theta}}{\partial \theta} + \frac{1}{r} (\sigma_r - \sigma_\theta) &= 0 \\ \frac{\partial \tau_{r\theta}}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \sigma_\theta}{\partial \theta} + \frac{2}{r} \tau_{r\theta} &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

将本构方程代入平衡方程并化简:

$$\begin{aligned} (\lambda + 2G) \left[\frac{\partial^2 u_r}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_r}{\partial r} - \frac{1}{r^2} u_r \right] + \frac{\lambda + G}{r} \frac{\partial^2 u_\theta}{\partial r \partial \theta} - \\ \frac{\lambda + 3G}{r^2} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{G}{r^2} \frac{\partial^2 u_r}{\partial \theta^2} = 0 \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} G \left[\frac{\partial^2 u_\theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial r} - \frac{1}{r^2} u_\theta \right] + \frac{\lambda + G}{r} \frac{\partial^2 u_r}{\partial r \partial \theta} + \\ \frac{\lambda + 3G}{r^2} \frac{\partial u_r}{\partial \theta} + \frac{\lambda + 2G}{r^2} \frac{\partial^2 u_\theta}{\partial \theta^2} = 0 \end{aligned} \quad (7)$$

利用分离变量法及半逆解法的思想,求解方程(6)、(7):

$$\left. \begin{aligned} u_r &= \left(C_1 r + \frac{C_2}{r} \right) \frac{C_3}{C_1} (-C_5 \cos 2\theta + \\ &\quad C_6 \sin 2\theta + C_8 \theta + C_9) \\ u_\theta &= \left(C_3 r + \frac{C_4}{r} \right) (C_5 \sin 2\theta + \\ &\quad C_6 \cos 2\theta + C_7) \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

式中: $C_1 \sim C_9$ 为未知参数。

将式(8)代入本构方程,结合边界条件 $\sigma_r|_{r=r_2} = P$, 可得横杆位移分量表达式

$$\left. \begin{aligned} u_r &= \frac{P r_2^2 (G + \lambda)}{2 (G + \lambda)^2 r_2^2 - G(2G + \lambda)} \cdot \\ &\quad \left[r + \frac{2G + \lambda}{2(G + \lambda)} \cdot \frac{1}{r} \right] (-A_9 \cos 2\theta + 1) \\ u_\theta &= \left\{ \frac{P r_2^2 (G + \lambda)}{2 (G + \lambda)^2 r_2^2 - G(2G + \lambda)} r + \right. \\ &\quad \left. \frac{P G r_2^4}{2 [2 (G + \lambda)^2 r_2^2 - G(2G + \lambda)]} \frac{1}{r} \right\} \cdot \\ &\quad A_9 \sin 2\theta \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

其中, $A_9 = C_5/C_9$, 可由连续性条件求解。

为了简化应力分量表达式,令

$$m = \frac{P r_2^2 (G + \lambda)}{2 (G + \lambda)^2 r_2^2 - G(2G + \lambda)}$$

$$n = \frac{P G r_2^4}{2 [2 (G + \lambda)^2 r_2^2 - G(2G + \lambda)]}$$

$$k = \frac{2G + \lambda}{2(G + \lambda)}$$

则横杆径向和环向的应力分别为:

$$\sigma_r = [2(G + \lambda)m - 2Gm A_9 \cos 2\theta] + \frac{2}{r^2} [\lambda n A_9 \cos 2\theta + Gkm A_9 \cos 2\theta - Gkm] \quad (10)$$

$$\sigma_\theta = [2(G + \lambda)m + 2Gm A_9 \cos 2\theta] + \frac{2}{r^2} [(\lambda n + 2Gn - Gkm) A_9 \cos 2\theta + Gkm] \quad (11)$$

1.1.2 竖杆解析解 竖杆的几何方程、本构方程及平衡方程与横杆一致,但由于基本假设有所变化,故在细微处有些许差别。

采用与横杆分析相同的方法,对于竖杆,其平衡方程可化为:

$$(\lambda + 2G) \left(\frac{\partial^2 u_r}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_r}{\partial r} - \frac{1}{r^2} u_r \right) + G \frac{\partial^2 u_r}{\partial z^2} = 0 \quad (12)$$

$$G \left(\frac{\partial^2 u_\theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial r} - \frac{1}{r^2} u_\theta \right) + G \frac{\partial^2 u_\theta}{\partial z^2} = 0 \quad (13)$$

$$G \frac{\partial^2 u_r}{\partial r \partial z} + \lambda \left(\frac{\partial^2 u_r}{\partial r \partial z} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_r}{\partial z} \right) + \frac{G}{r} \frac{\partial u_r}{\partial z} = 0 \quad (14)$$

用分离变量法及半逆解法求得

$$\left. \begin{aligned} u_r &= \left(B_1 r + \frac{B_2}{r} \right) (B_5 + B_6 z) \\ u_\theta &= \left(B_3 r + \frac{B_4}{r} \right) (B_7 + B_8 z) \end{aligned} \right\} \quad (15)$$

式中: $B_1 \sim B_8$ 是未知参数。

将式(15)代入本构方程,结合边界条件

$$\sigma_r |_{r=r_2} = P$$

可得竖杆位移分量表达式:

$$\left. \begin{aligned} u_r &= \frac{P r_2^2 + 2GA_2}{2 r_2^2 (\lambda + G)} r + \frac{A_2}{r} \\ u_\theta &= \left(A_3 r + \frac{A_4}{r} \right) z \end{aligned} \right\} \quad (16)$$

式中: $A_2 = B_2 B_5, A_3 = B_3 B_8, A_4 = B_4 B_8$ 。 A_2, A_3, A_4 可由连续性条件求解。

将式(16)代入竖杆本构方程中得应力分量表达式为:

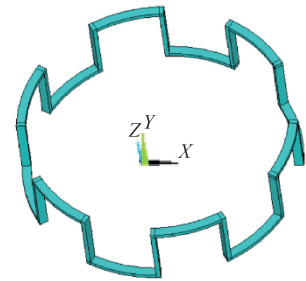
$$\sigma_r = 2(G + \lambda) \frac{P r_2^2 + 2GA_2}{2 r_2^2 (\lambda + G)} - 2G \frac{A_2}{r^2} \quad (17)$$

$$\sigma_\theta = 2(G + \lambda) \frac{P r_2^2 + 2GA_2}{2 r_2^2 (\lambda + G)} + 2G \frac{A_2}{r^2} \quad (18)$$

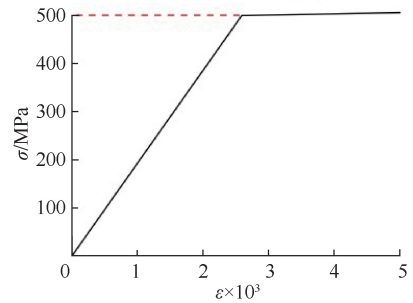
1.2 有限元模拟

1.2.1 模型 直接利用 ANSYS 的前处理模块采用自顶向下的命令流方法对矩形波型支架进行建模[见图 2(a)]。支撑筋模型的内径为 2.2 mm,外径为 2.35 mm,即支撑筋模型的厚度为 0.15 mm,筋的宽度为 0.07 mm,高度 $h = 1.2$ mm。ANSYS 模拟中将单胞个数取 6 个($n=6$)。

1.2.2 材料参数、加载及边界条件 本文研究的环状支撑体材料为 316 L 不锈钢,根据其基本力学性能,在 ANSYS 中选取双线性弹塑性模型,模型弹性模量 $E = 193$ GPa,泊松比 $\nu = 0.3$,屈服强度 $S = 500$ MPa,切线模量 $E_{\text{tan}} = 2.5$ GPa,其应力-应变曲线如图 2(b)所示。



(a) 支撑筋ANSYS仿真模型



(b) 316 L不锈钢应力-应变曲线

图2 模型及材料性能

Fig.2 Model and material properties (a) ANSYS simulation model of the support bar, (b) Stress-strain curve of 316 L stainless steel

模型采用具有二次位移模式的 Solid 186 单元。选取支架中间部分 1 个周期的支撑筋进行研究时,可以限制支撑筋两对称截面上所有节点 z 方向的位移,同时限制模型的转动自由度以限制支架的刚体位移。

血管收缩时,最大收缩压为 15.96 kPa。从应用的角度考虑安全系数 $k = 1.5$,故在仿真模拟时,对模型外表面施加 24 kPa 压力^[12-13]。

1.2.3 求解计算 定义好模型的约束和载荷条件后,划分网格,进入 ANSYS 17.0 求解器 Solution 模块进行求解分析。利用后处理功能得到模型的 von Mises 应力云图和指定路径上的应力。

1.3 曲线一致性分析

为检验解析解与有限元解的拟合效果,可用复相关系数评价应力变化曲线相似度。复相关系数的定义如下^[14]:

$$R_{y_{1y_2}} = \frac{\sum_{j=1}^n (Y_{1j} - \bar{Y}_1)(Y_{2j} - \bar{Y}_2)}{\left(\sqrt{\sum_{j=1}^n (Y_{1j} - \bar{Y}_1)^2} \right) \left(\sqrt{\sum_{j=1}^n (Y_{2j} - \bar{Y}_2)^2} \right)} \quad (19)$$

式中: Y_{ij} 表示第 i 条曲线上第 j 个点的值; \bar{Y}_i 表示第 i 条曲线所有点的平均值。本文中, $i=1$ 表示 ANSYS 数值模拟结果, $i=2$ 表示解析解分析结果。

根据定义易知 $0 \leq |R_{y_{1y_2}}| \leq 1$, 且 R 越接近 1, 曲线相似度越高。当 $0.75 \leq |R_{y_{1y_2}}| \leq 1$ 时, 表示曲线之间具有高度相似度^[15]。

1.4 利用解析解探究波峰数量改变对应力的影响

本文利用解析解对比不同支架在相同径向压力作用下横杆上径向应力和环向应力, 探究波峰数目 n 变化时对矩形波型支架支撑筋在血管收缩压作用下力学性能的影响。当只有波峰个数 n 变化时, 在解析解表达式中体现为 θ 角改变, 分别取 $n=4, 6, 8$, 此时只有横杆应力分量会随 θ 角的变化而变化。

2 结果与分析

2.1 理论推导结果与分析

由式(10)、(11), 横杆径向和环向应力解析解表达式形式相同, 数值与半径 r 和角度 θ 有关。横杆半径相同点的径向和环向应力会随角度 θ 的变化而变化;

由式(17)、(18), 竖杆径向和环向应力解析解表达式形式也相同, 数值仅与半径 r 有关, 而和高度 z 无关。竖杆半径相同点的径向和环向应力分别相同。

从解析解表达式中可以看出, 在对冠脉支架进行优化时, 最主要的是优化其半径 r 和角度 θ (即环向波峰个数)。考虑到支架半径受到血管半径限制, 无法进行大幅度调整, 故调整环向波峰个数是冠脉支架优化的重点所在。

2.2 有限元模拟结果

在 24 kPa 血管壁均布压力下, 支架支撑筋上最大、最小 von Mises 应力分别为 39.535 MPa 和 20.879 kPa。较高的应力区域主要分布在支架支撑筋两端, 即横杆和竖杆连接部分会出现复杂的应力集中现象。在其他位置, 尤其是横杆、竖杆中间部分应力较小 (见图 3)。

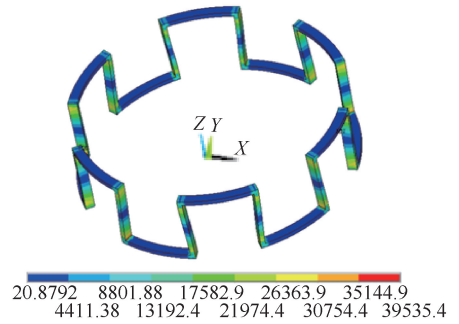


图 3 模型求解后 von Mises 应力分布

Fig.3 Von Mises stress distributions after solving the model

2.3 两种方法所得应力分量对比

横杆解析解与 ANSYS 结果拟合效果较好。为定性分析两者拟合程度, 利用式(19)计算相关系数, 可得数值方法和解析方法得到的横杆径向应力相关系数为 0.93, 环向应力相关系数为 0.98, 说明两种方法得到的横杆部分的应力曲线一致性很好 [见图 4(a)]。

相比于横杆, 竖杆的解析解与 ANSYS 结果的拟合程度较低。但应该注意的是, 二者仅在竖杆的两端拟合程度较差, 而在中间部位拟合程度很好。出现这样的现象是因为竖杆两端与横杆连接部位存在形状突变而导致的应力集中 [见图 4(b)]。

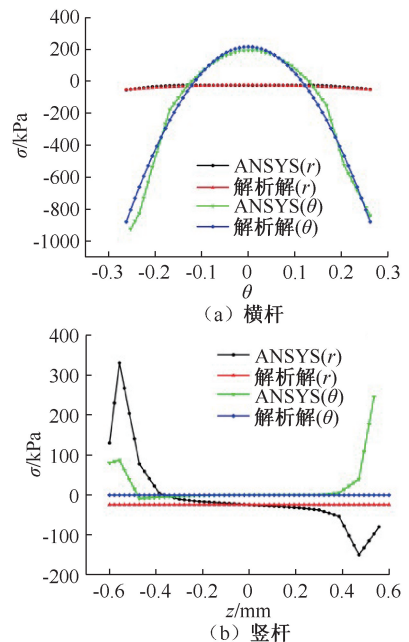


图 4 数值解与解析解应力结果对比

Fig.4 Comparison of results from numerical and analytical stress solutions (a) The cross bar, (b) The vertical bar

以上的一致性分析验证了解析解基本假设和推导的适用性。通过弹性力学位移法推导出的解析解可以有效应用于矩形波型冠脉支架受血管收缩压状态下力学性能的探究。

2.4 波峰数改变对应力的影响

当 $n=4$ 时, $\theta = 22.5^\circ$; $n=6$ 时, $\theta = 15^\circ$; $n=8$ 时, $\theta = 10^\circ$ 。图5所示为不同 n 值的各个支架横杆上径向和环向应力的变化曲线。各支架径向、环向应力都随着 θ 改变,而且从横杆两边到中间,应力越来越大。但当 n 一定时,就数值而言, σ_r 比 σ_θ 小得多,这也和材料力学中承压薄壁圆筒的应力分析^[16]情况一致。因此,冠脉支架工作时, σ_θ 是造成血管损伤的主要应力,也是本次探究重点考察的对象。

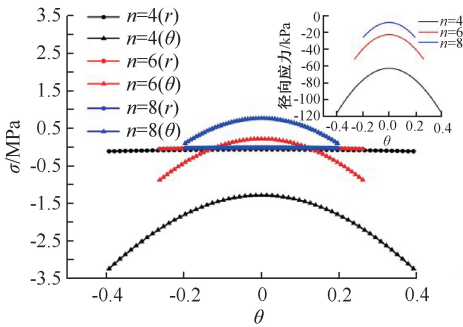


图5 横杆应力随波峰个数变化曲线

Fig.5 Variation of stress on cross bar with the number of wave peaks

$n=4$ 时,横杆上环向应力均为压应力,最小应力为 1.286 GPa,出现在横杆的中间位置($\theta=0^\circ$); $n=6$ 时,横杆上环向应力既有拉应力又有压应力,最小应力为 0 kPa,出现在横杆 $\theta=\pm 6.70^\circ$ 位置; $n=8$ 时,横杆上环向应力均为压应力,最小应力为 98.62 kPa,出现在横杆 $\theta=\pm 10^\circ$ 位置。上述结果说明,当支撑筋环向波峰个数 $n=6$ 时,横杆中环向存在零应力区域,能有效减少对血管的损伤,从而降低再狭窄情况发生的概率。

3 讨论

冠脉支架广泛应用于冠心病等心血管疾病的治疗中,但目前国内外对其理论研究相对较少。本文通过弹性力学理论,建立矩形波型冠脉支架在血管收缩压作用下的模型,得到其位移、应力分布解析解,并利用 ANSYS 有限元软件建立相应模型进行计算。将两种方法得到结果进行对比,对模型的应

力分布、参数优化进行探究。本文结果表明:

(1) 支架内径向、环向应力解析解表达式形式一致,但横杆径向和环向应力与半径 r 和角度 θ 有关;竖杆径向和环向应力仅与半径 r 有关;冠脉支架参数优化的重点应为环向波峰个数;

(2) 在 24 kPa 血管壁均布压力下,应力较高区域在支架支撑筋两端,即横杆和竖杆连接部分,这个部分会出现复杂的应力集中现象。横杆、竖杆中间部分应力相对较小,解析解与 ANSYS 结果拟合情况也较好。

(3) 相比于环向应力,横杆中径向应力数值较小,故支架破坏时,环向应力占据主导地位。

(4) 用解析解分析改变支撑筋波峰个数对支架受压性能的影响,发现波峰数 $n=6$ 时,横杆环向既有拉应力又有压应力,存在应力为零的区域,这样的支架在血管中支撑时,能有效避免血管中再狭窄的情况发生。

由于支架现有理论分析较少,本文推导的解析解也有一定局限性。首先,只讨论了支架的弹性变形情况,而不同材料的支架植入人体和服役过程中,均会发生不同程度的塑性变形;其次,随着医疗的发展,临床上使用的支架结构越来越复杂,而本文所建矩形波型冠脉支架结构简单且完全对称。这些局限性可能会导致理论推导结果与实际情况有出入。

4 结论

本文利用冠脉支架结构的周期性,在柱坐标下从弹性力学理论角度推导支架受到血管收缩压时的应力、应变、位移等参数,并与 ANSYS 有限元模拟结果进行对比,验证解析解基本假设和推导过程的正确性,从而更精确地探讨 1 个周期支撑筋单胞个数对支架力学性能的影响,以期能指导临床上减小支架应力引起的血管内再狭窄的风险。

本文的研究对象是矩形波型 316 L 不锈钢冠脉支架,而对于本构关系不同的其他材料,例如镍钛合金和可降解镁合金,或者考虑到支架工作过程中的塑性变形阶段,此时支架解析解的相关系数会有较大变动;对于其他形状的支架,例如正弦波型支架,解析解表达式将会在细节上有所变化,但解的基本形式应无较大差异。

针对不同材料、临床使用复杂形状支架弹塑性力学性能解析解的进一步研究,将会对目前心血管病介入治疗的发展具有重要指导意义。

参考文献:

- [1] 张宏辉,冯海全,李治国,等. 镁合金冠脉支架支撑性能分析及其优化[J]. 医用生物力学, 2019, 34(1): 14-20.
ZHANG HH, FENG HQ, LI ZG, *et al.* Analysis and optimization for support performance of magnesium alloy stent [J]. J Med Biomech, 2019, 34(1): 14-20.
- [2] BEULE M, MORTIER P, CARLIER SG, *et al.* Realistic finite element-based stent design: The impact of balloon folding [J]. J Biomech, 2008, 41(2): 383-389.
- [3] ETAVE F, FINET G, BOIVIN M, *et al.* Mechanical properties of coronary stents determined by using finite element analysis [J]. J Biomech, 2001, 34(8): 1065-1075.
- [4] 王建国. 冠脉支架的扩张模拟与流固耦合分析[D]. 包头: 内蒙古科技大学, 2013.
- [5] HEUBLEIN B, ROHDE R, KAESE V, *et al.* Biocorrosion of magnesium alloys: A new principle in cardiovascular implant technology [J]. Heart, 2003, 89(6): 651-656.
- [6] WU W, CHEN S, GASTALDI D, *et al.* Experimental data confirm numerical modeling of the degradation process of magnesium alloys stents [J]. Acta Biomaterialia, 2013, 9(10): 8730-8739.
- [7] 李治国,冯海全,闫文刚. 颅内动脉支架的疲劳强度[J]. 医用生物力学, 2018, 33(5): 442-446.
- LI ZG, FENG HQ, YAN WG. Fatigue strength for intracranial artery stents [J]. J Med Biomech, 2018, 33(5): 442-446.
- [8] DUMOULIN C, COCHELIN B. Mechanical behaviour modelling of balloon-expandable stents [J]. J Biomech, 2000, 33(11): 1461-1470.
- [9] 李建军,罗七一,谢志勇,等. 冠脉支架的疲劳寿命的有限元体分析[J]. 医用生物力学, 2010, 25(1): 68-73.
LI JJ, LUO QY, XIE ZY, *et al.* Fatigue life analysis of coronary stent by finite element analysis [J]. J Med Biomech, 2010, 25(1): 68-73.
- [10] 杨杰,黄楠,杜全兴,等. 描述血管支架力学性能的新概念——形状系数[J]. 生物医学工程学杂志, 2006(1): 74-77.
- [11] 杨基. 冠状动脉支架撑开力学性能的若干问题研究[D]. 成都:西南交通大学, 2012.
- [12] 徐强,刘玉岚,王彪. 形状记忆合金超弹性自扩张血管支架的优化设计[J]. 上海生物医学工程, 2006, 27(4): 195-199.
- [13] 徐强,刘玉岚,王彪,等. 形状记忆合金心血管支架自扩张过程的数值模拟与支架的“最优化网格”[J]. 生物医学工程学杂志, 2008, 25(5): 1101-1106.
- [14] 盛骤,谢式千,潘承毅. 概率论与数理统计[M]. 4版. 北京: 高等教育出版社, 2008: 106-110.
- [15] 吴成亮,郝卫亚,李旭鸿,等. 体操跳马助跳板的动力学特征[J]. 医用生物力学, 2013, 28(6): 665-670.
WU CL, HAO WY, LI XH, *et al.* Kinetic characteristics of gymnastic vault springboard [J]. J Med Biomech, 2013, 28(6): 665-670.
- [16] 单辉祖,谢传锋. 工程力学(静力学与材料力学)[M]. 2版. 北京: 高等教育出版社, 2004: 305-307.