

基于解析模型与有限元仿真的医疗编织支架机械性能对比分析

徐睿*, 李天箭

上海理工大学机械工程学院, 上海
Email: *xurui0327@163.com

收稿日期: 2021年5月21日; 录用日期: 2021年7月8日; 发布日期: 2021年7月15日

摘要

本文运用ANSYS对医疗编织支架进行有限元模型的构建,模拟了支架受到压缩管作用产生径向压缩的过程。考虑到支架的编织特性以及在编织线丝交错位置存在大量的非线性接触,本文参考了经实验验证的编织支架的解析模型,对比分析支架模型在受到径向压缩时几何结构和力学性能的变化特征。结果表明,该有限元模型能够有效预测编织支架受到径向压缩时长度与直径的变化关系、等效应力与支架长度的变化关系、以及受到压缩产生应力集中的部位。为具有编制特性的医疗支架有限元模型构建提供了新的思路。

关键词

编织支架, 解析模型, 有限元模型, 非线性接触

Comparative Analysis of Mechanical Properties of Medical Braided Stent Based on Analytical Model and Finite Element Model

Rui Xu*, Tianjian Li

School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai
Email: *xurui0327@163.com

Received: May 21st, 2021; accepted: Jul. 8th, 2021; published: Jul. 15th, 2021

Abstract

In this paper, ANSYS was used to construct the finite element model of the medical braided stent

*通讯作者。

and simulate the radial compression process of the stent under the action of the compression tube. Considering the braided characteristics of the stent and the existence of a large number of non-linear contacts in the interlaced position of braided wires, the geometric structure and mechanical properties of the braided stent model under radial compression were compared and analyzed by referring to the analytical model of the braided stent verified by experiments. The results show that the finite element model can effectively predict the variation relationship between the length and diameter of the braided stent, the variation relationship between the equivalent stress and the length of the stent, and the position of the stress concentration caused by the compression. It provides a new method for constructing the finite element model of medical braided stent.

Keywords

Braided Stent, Analytical Model, Finite Element Model, Non-Linear Contact

Copyright © 2021 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

血管疾病是如今社会最常见的一种疾病, 该疾病的防治工作在取得初步成效的同时, 又面临新的严峻挑战。作为心血管介入手术中常用的医疗器械之一, 血管医疗支架[1]通常被定义为一种应用于植入型外科手术的管状金属结构, 该结构的主要功能是对阻塞的冠状动脉或病变的血管提供机械支持, 恢复血液在管道内的正常流通。

近几年对编织结构支架的研究逐渐兴起, 相较于传统连接筋式的医疗支架[2] [3] [4], 因其结构的稳定性和顺应性, 具有很强的研究意义。计算机仿真技术[5]作为一种发展迅速的研究方法, 能够有效模拟支架置于病变的血管组织并与血管内壁相互作用的过程。如今国内外学者对编织支架的有限元仿真研究较少, 主要原因在于支架的编织特性[6] [7] [8], 采用传统的建模方式很难实现。另一方面模拟支架受到血管径向压缩的过程中, 在编织交错位置处存在大量的非线性接触, 这些接触导致 ANSYS 在运行仿真时计算量繁琐且不易得到收敛。

综上所述, 本文的研究数据通过可视化软件 Constant 实现不同几何结构参数支架模型的输出。该输出文件包含了支架编织路径中心线上所有点的柱坐标, 基于 Python 语言编写脚本在建模软件 AnsysSpaceclaim 中读取坐标值并自动生成编织支架的三维模型。对比解析模型, 主要从两个方面对编织支架的有限元模型进行验证分析: 几何结构方面, 提取支架与血管内壁作用过程中直径与整体伸缩长度的变化关系。力学性能方面, 分析支架在输送完成后能否为血管内壁提供足够的径向支持, 以及预测支架在受到血管壁作用时应力集中的部位。

2. 解析模型

解析模型[9] [10]由 Jeweb 和 Clerk 提出并且经过了实验验证, 描述了支架在受到轴向拉伸或径向压缩时几何结构和力学性能的变化。该模型假设编织支架由多个独立的螺旋编织线构成, 并且这些螺旋线只发生弹性变形。编织线丝的直径为 d , 不受外力作用时, 支架横截面可简化如图 1 所示:

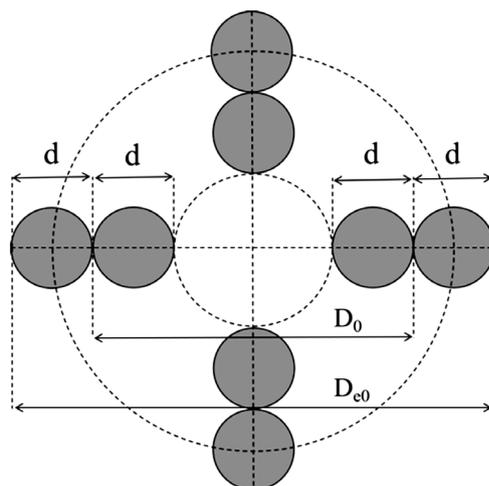


Figure 1. Schematic diagram of the relationship between the average diameter and the lateral diameter of the stent
图 1. 支架平均直径和外侧直径关系示意图

支架的平均直径 D_0 和外侧直径 D_{e0} 的关系如下:

$$D_0 = D_{e0} - 2d \quad (1.1)$$

如图 2 所示支架的表面沿着编织方向切割可转化为平面四边形, 编织参数主要包括编织角度 α 、长度 L 和平均直径 D 。当支架受到轴向拉伸或径向压缩时, 支架长度从初始值 L_0 伸长为 L , 直径从初始值 D_0 缩小为 D , 编织角度初始值从 α_0 减小为 α 。

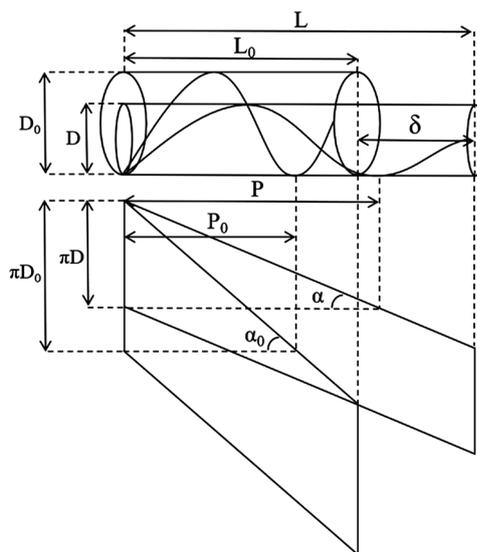


Figure 2. The surface of the stent is cut along the braiding direction to obtain a plane diagram (where P is pitch, δ is length)
图 2. 支架的表面沿着编织方向切割得到平面示意图(P 为螺距, δ 为长度变化量)

支架长度 L 与直径 D 的变化关系如下所示:

$$L = \frac{L_0}{\cos \alpha_0} \sqrt{1 - \left(\frac{D \sin \alpha_0}{D_0} \right)^2} \quad (1.2)$$

等效应力 σ_e 与支架长度 L 的关系可由式(1.3)代入式(1.4)中得到:

$$\alpha = \arccos\left(\frac{L \cos \alpha_0}{L_0}\right) \quad (1.3)$$

$$\sigma_e = \frac{16 \sin \alpha_0}{\pi d^3 D_0} \sqrt{\left(4EI(\sin \alpha - \sin \alpha_0)\right)^2 + 3\left(GI_p(\cos \alpha - \cos \alpha_0)\right)^2} \quad (1.4)$$

支架的径向力 R_F 与直径 D 的关系可由式(1.5)代入式(1.6)中得到:

$$\alpha = \arcsin\left(\frac{D \sin \alpha_0}{D_0}\right) \quad (1.5)$$

$$R_F = 4\pi n \frac{L_0}{p_0} \left[\frac{GI_p}{C_3} \left(\frac{2 \cos \alpha}{C_3} - C_1 \right) - \frac{EI}{C_3 \tan \alpha} \left(\frac{2 \sin \alpha}{C_3} - C_2 \right) \right] \tan \alpha \quad (1.6)$$

其中 n 为编织线丝数量, 系数 C_1 、 C_2 和 C_3 , 惯性矩 I , 极惯性矩 I_p , 剪切模量 G 分别如下所示:

$$C_1 = \frac{\sin 2\alpha_0}{D_0}, \quad C_2 = \frac{2 \sin^2 \alpha_0}{D_0}, \quad C_3 = \frac{D_0}{\sin \alpha_0} \quad (1.7-1.9)$$

$$I = \frac{\pi d^4}{64}, \quad I_p = \frac{\pi d^4}{32}, \quad G = \frac{E}{2(1+\mu)} \quad (1.10-1.12)$$

3. 有限元模型建立

3.1. 编织支架三维模型的建立及网格划分

由于支架的编织特性[8], 需要从参数化的角度进行模型构建。基于已开发的可视化软件 Constant, 对编织支架进行离散化处理, 导出含有支架编织路径上所有柱坐标点的集合, 该导出文件后缀为 txt。此外, 该点集的密度可在软件 Constant 进行设置。如图 3 所示, 在软件 ANSYS Spaceclaim 中, 基于 Python 语言编写脚读取包含支架编织路径上的所有柱坐标点的导出文件, 自动生成编织支架的三维模型, 最终将三维模型导入 ANSYS Workbench。

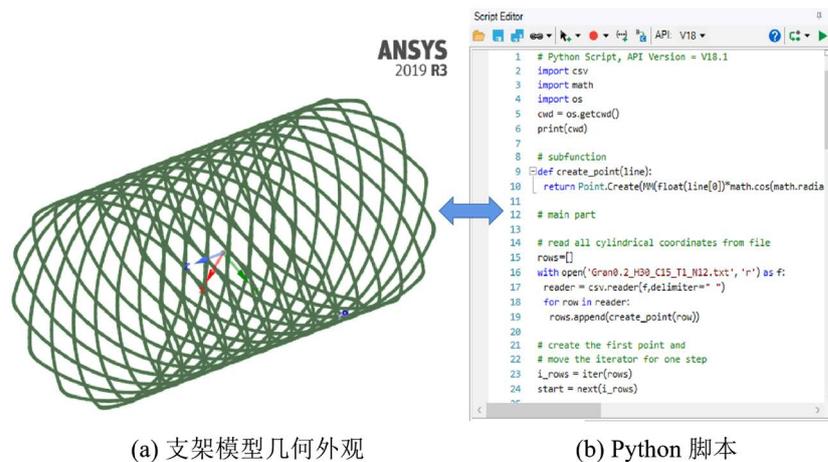


Figure 3. A braided stent model based on Python script
图 3. 基于 Python 脚本生成的编织支架模型

如图 4 所示, 该编织支架的初始直径为 15.4 mm, 初始长度为 30 mm, 初始编织角度 58.76° , 编织线丝的直径为 0.2 mm, 末端环式结构的曲率半径为 1 mm。经过网格划分后的编织支架三维模型, 采用梁单元结构, 网格尺寸大小为 0.01 mm, 网格共 4944 个单元。

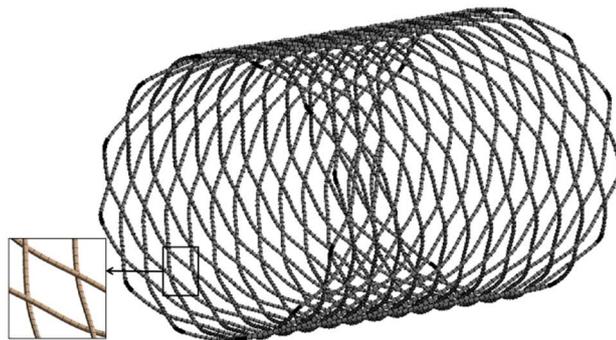


Figure 4. 3D model of braided stent after meshing
图 4. 网格划分后的编织支架三维模型

3.2. 编织支架的接触定义

由于编织支架在交错位置存在大量的非线性接触, 使用连接器对编织线之间的接触进行定义将产生严重的接触渗透和过约束问题[11]。与此同时, 由于求解器需要迭代计算以达到收敛, 所以一个非线性问题所需的求解时间将远远超过一个线性问题的求解时间, 为了描述编织导线之间的数量庞大的接触以及减少接触面之间的互相渗透, 本节采用 ANSYS 中自动接触检测的设定方法取代了传统的手工方式接触定义法, 其中自动接触检测的接触模拟方法采用广义拉格朗日算法, 编织线丝之间的接触类型为无摩擦接触, 法向刚度设置为 0.01。

3.3. 编织支架的材料模型

编织支架的材料为镍钛合金, 如表 1 所示, 该材料模型[12]在 ANSYS 软件中设置为经典弹性模型。

Table 1. Material model

表 1. 材料模型

类型(单位)	密度 g/cm^3	杨氏模量 GPa	屈服强度 MPa	泊松比
参数值	4650	12.176	442.2	0.3

3.4. 压缩管模型的建立及网格划分

如图 5 所示, 压缩管的长度为 80 mm, 外侧直径为 16 mm, 内侧直径为 15.9 mm, 管壁厚度为 0.1 mm。网格划分采用线性和二次单元阶混合模式, 网格尺寸为 0.01 mm。

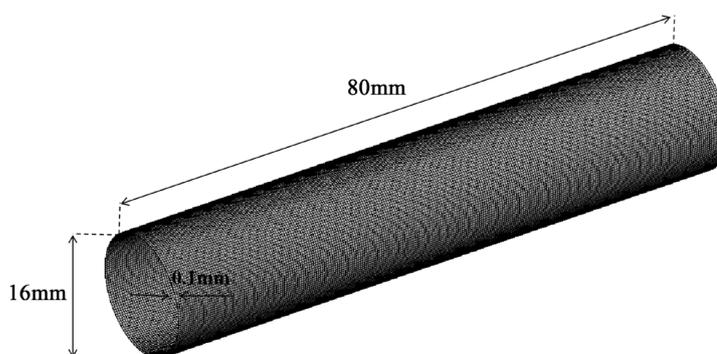


Figure 5. 3D model of compression tube after meshing
图 5. 网格划分后的压缩管三维模型

3.5. 边界条件

在径向压缩的过程中, 压缩管的内壁与支架的外侧发生接触, 该接触定义为无摩擦接触, 压缩管沿着径向压缩 3 mm 的同时, 限制支架的轴向移动和周向旋转。此时, 支架作用于压缩管的径向力为与施加在压缩管的径向位移相反的作用力。

3.6. 支架径向压缩过程的模拟

如图 6 所示, 当支架受到压缩管的作用径向压缩 3 mm 时, 可以观察到支架的两端沿着轴向滑移并收缩, 应力集中主要位于支架两端环式结构的弯折位置。支架的初始直径为 15.4 mm, 受到压缩后支架中间区域的直径为 9.4 mm。为了与解析模型进行对比分析, 该有限元仿真模型主要提取以下两个方面的数据: 1) 几何结构方面: 支架长度随直径的变化, 其中支架长度的变化通过比较两端节点间的绝对长度与初始长度的差值定义; 2) 力学性能方面: 应力随支架长度的变化关系, 其中应力为从支架的中部均匀选取 8 个节点提取的平均应力值; 以及径向力与支架直径的变化关系。

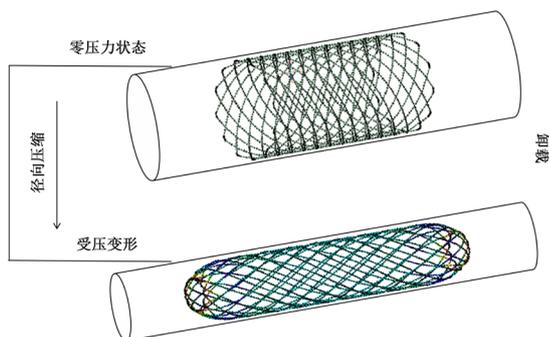


Figure 6. The simulation process of the stent being compressed by the compression tube
图 6. 模拟支架受到压缩管作用过程

4. 结果对比分析

如图 7 所示, 当支架通过与压缩管作用被径向压缩 3 mm 时, 支架的直径从 15.4 mm 压缩至 9.4 mm, 长度有 30 mm 增加至 50 mm, 编织角度从 58.9° 减小至 30.69°。由解析模型得到的支架长度与直径的变化关系与仿真分析结果具有较好的一致性。

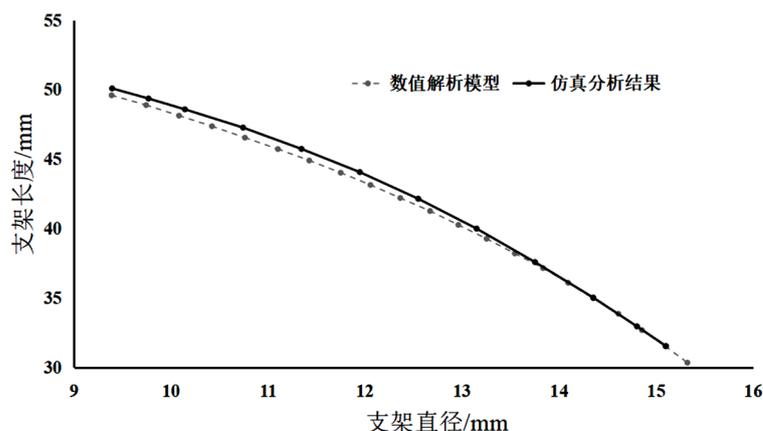


Figure 7. Relationship between stent length and diameter
图 7. 支架长度与直径变化关系

如图 8 所示, 对比解析模型与仿真分析结果, 等效应力与长度的变化关系表现出基本的一致性。当支架受到径向压缩 3 mm 时, 其初始长度 30 mm 伸长至 50 mm, 最大等效应力达到 54 MPa, 该数值小于镍钛合金材料的屈服强度。

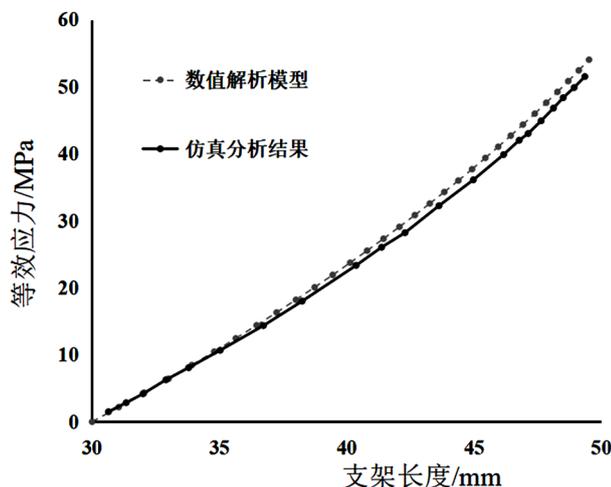


Figure 8. The relation between equivalent stress and length

图 8. 等效应力与支架长度的变化关系

如图 9 所示, 对于解析模型和有限元模型, 在支架直径受到压缩从 15.4 mm 至 9.4 mm 的过程中, 支架作用于压缩管的径向力逐渐升高。但是仿真得到的径向力要明显大于由解析模型计算得到的径向力, 主要原因在于编织支架模型末端的环式结构, 该结构相比末端开式结构具有更高的稳定性。

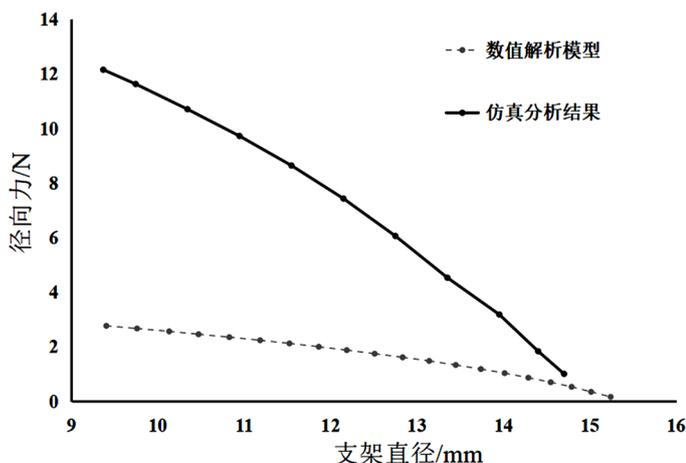


Figure 9. The relation between the radial force and the diameter

图 9. 径向力与支架直径的变化关系

5. 结论

本文运用有限元方法, 对具有编织特性的支架进行了三维建模, 模拟了编织支架受到压缩管作用并产生径向压缩 3 mm 的过程, 通过与经实验验证的解析模型对比分析, 得出以下结论:

1) 该编织支架的有限元模型能够有效预测支架长度与直径的变化关系、等效应力与支架长度的变化关系, 以及支架径向力与支架直径的变化趋势。

2) 支架在受到压缩管作用时, 可以观察到支架的末端沿着轴向滑移并收缩, 应力主要集中于末端环式结构的弯折位置附近。

3) 参考编织支架受到压缩管作用并产生径向压缩 3 mm 的过程, 可以预测当编织支架受到狭窄血管壁的作用时, 相比于末端开放式结构的编织支架, 具有末端环式结构的支架能够提供更多的径向机械支撑。

4) 实际上在支架与血管壁的弹性限制之间取得平衡关系从而贴近血管壁的过程中, 编织线丝之间的接触以及支架与血管壁的接触都存在一定程度的摩擦, 本文还需进一步进行径向压缩实验评估摩擦因素对仿真环境的影响。

基金项目

国家自然科学基金资助项目(51405300)。

参考文献

- [1] 张翌彤, 李若松, 胡亚娟, 等. 浅谈国产血管支架的发展历程[J]. 中国医疗设备, 2016, 31(6): 178-181.
- [2] 张站柱, 乔爱科, 付文字. 不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的血流动力学数值模拟[J]. 医用生物力学, 2013, 28(2): 148-153.
- [3] 张永涛, 贾延明. 基于仿真技术的血管支架工艺设置的研究[J]. 计算技术与自动化, 2015(4): 55-58.
- [4] 于文博. 超弹性镍钛合金支架设计优化及有限元分析[D]: [硕士学位论文]. 西安: 西安电子科技大学, 2020.
- [5] Conti, M. (2007) Finite Element Analysis of Self-Expanding Braided Wirestent. Master's Thesis, Ghent University, Ghent.
- [6] Beule, M.D., Cauter, S.V., Mortier, P., et al. (2009) Virtual Optimization of Self-Expandable Braided Wire Stents. *Medical Engineering & Physics*, **31**, 448-453. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.11.008>
- [7] 鲁帆, 孙波, 刘峥, 等. 参数化三维介入术血管支架造型库系统[J]. 西安工业大学学报, 2017, 37(12): 864-869.
- [8] Zaccaria, A., Migliavacca, F., Pennati, G., et al. (2020) Modeling of Braided Stents: Comparison of Geometry Reconstruction and Contact Strategies. *Journal of Biomechanics*, **107**, Article ID: 109841. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109841>
- [9] Jedwab, M R. and Clerc, C.O. (1993) A Study of the Geometrical and Mechanical Properties of a Self-Expanding Metallic Stent-Theory and Experiment. *Journal of Applied Biomaterials*, **4**, 77-85. <https://doi.org/10.1002/jab.770040111>
- [10] Wahl, A.M. (1944) Mechanical Springs. Penton Publishing Company, New York.
- [11] Kim, J.H., Kang, T.J. and Yu, W.-R. (2008) Mechanical Modeling of Self-Expandable Stent Fabricated Using Braiding Technology. *Journal of Biomechanics*, **41**, 3202-3212. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.005>
- [12] Mortier, P., Holzapfel, G.A., Beule, M.D., et al. (2010) A Novel Simulation Strategy for Stent Insertion and Deployment in Curved Coronary Bifurcations: Comparison of Three Drug-Eluting Stents. *Annals of Biomedical Engineering*, **38**, 88-99. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9836-5>