

文章编号:1004-7220(2021)04-0589-07

开口式取栓支架的生物力学研究

张晓颖¹, 谷雪莲¹, 田浩², 孟繁鹤²

(1. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 微创神通医疗科技(上海)有限公司, 上海 201318)

摘要: **目的** 对开口式取栓支架的取栓过程进行仿真分析,为取栓支架的设计以及临床选择提供理论支持。**方法** 建立支撑单元个数分别为3、4、5的K3、K4和K5开口式取栓支架、压握工具、模拟血管和模拟血栓(3种类型)的有限元模型。对压握工具的径向施加位移载荷,取栓支架外径压握至0.5 mm,分析支架的最大主应变(maximum principal strain, MPS)峰值和径向支反力(radial force, RF);恢复压握工具的位移,取栓支架自膨胀与血管接触,分析支架MPS和血管von Mises应力(von Mises stress, VMS);对取栓支架的近端施加轴向位移,让支架带动血栓进行迁移,分析血管VMS和支架的回撤力(捕获血栓的能力)。**结果** 压握过程中3款取栓支架MPS峰值分别为6.94%、8.30%和5.48%,都小于断裂极限12%;支架外径为3 mm时(等于血管内径),K4支架的RF最大;自膨胀释放过程结果表明,取栓支架的支撑单元数越多,对应血管的VMS越大,但均小于血管的极限应力;在迁移取栓阶段,血管VMS普遍较小且集中在血栓所在部位;在迁移取栓的初始阶段,取栓支架的回撤力达到最大,后渐渐下降趋于平稳,其中K4支架的回撤力峰值大于K3、K5支架。**结论** 虽然3款取栓支架在取栓模拟中的MPS以及血管VMS均在安全范围内,但K4支架在RF、拉取3种血栓的回撤力方面表现更优。研究结果可为优化开口式取栓支架提供分析方法及思路,避免血管损伤等临床并发症,提高取栓支架安全性和有效性。

关键词: 开口式取栓支架; 回撤力; 机械取栓术; 血栓

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.04.014

Biomechanical Study of the Open-Type Stent Retriever

ZHANG Xiaoying¹, GU Xuelian¹, TIAN Hao², MENG Fanhe²

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. MicroPort Neur Tech (Shanghai) Co., Ltd., Shanghai 201318, China)

Abstract: Objective To simulate the process of thrombus removal from the open-type stent retrievers, so as to provide theoretical references for the design and clinical application of the open-type stent retrievers. **Methods** Finite element models of the open-type stent retrievers with 3, 4, 5 supporting units (K3, K4, K5), the crimping tools, simulated vessels and simulated thrombus (three types) were established. Radial displacement load was applied on the crimping tool until the stent was crimped to 0.5 mm, and the maximum principal strain (MPS) peak and radial force (RF) of the stent were analyzed. When displacement of the crimping tool was restored, the stent self-expanded and contacted with blood vessels, and MPS of the stent and von Mises stress (VMS) of blood vessels were analyzed. Axial displacement was applied to proximal end of the stents to allow the stent to drive the clots to migrate, and the blood vessel VMS and withdrawal force of the stents (the ability to capture

收稿日期:2020-08-10; 修回日期:2020-09-19

基金项目:上海市生物医学工程研究生示范实践基地(1017308011)

通信作者:谷雪莲,教授,E-mail: guxuelian@usst.edu.cn

thrombus) were analyzed. **Results** The MPS peaks for 3 types of stent retrievers during crimping process were 6.94%, 8.30% and 5.48%, which were all smaller than the 12% fracture limit. When the outer diameter of the stent was 3 mm (equal to the inner diameter of blood vessels), the K4 stent had the largest RF. The results of self-expanding release process showed that the larger the number of support units, the greater the VMS of blood vessels. At the stage of thrombus migration and removal, the VMS of blood vessels was generally small and concentrated on the thrombus. The withdrawal force of the stent reached the maximum at the initial stage of thrombus migration and removal, then gradually decreased. The peak withdrawal force of the K4 stent was larger than that of the K5 and K3 stent. **Conclusions** Although the MPS and VMS for 3 types of open-type stent retrievers were within the safe range, the K4 stent showed better performance in RF and withdrawal force with the three types of thrombus. The research findings can provide the analysis methods and ideas for optimizing the open-type stent retrievers, to avoid clinical complications such as vascular injury and improve safety and effectiveness of the stent retrievers.

Key words: open-type stent retriever; withdrawal force; mechanical thrombectomy; thrombus

脑卒中是一种突然起病的脑血液循环障碍性疾病,分为缺血性和出血性两大类^[1]。急性缺血性脑卒中(acute ischemic stroke, AIS)是常见的脑卒中类型,约占全部脑卒中类型的87%^[2]。统计数据显示,中国居民的缺血性卒中发病率由2005年(112/100 000)人增加至2017年(156/100 000)人,呈持续上升的趋势^[3]。

AIS发作后3~6 h内可以选择药物治疗,但药物治疗的时间窗较短,且有些血栓难以用药物溶解^[4]。在超过药物治疗时间窗之后可采取保守治疗或者外科手术,以血管内介入为基础的机械取栓术(mechanical thrombectomy, MT)得到广泛应用。机械取栓的时间窗可达到6~24 h,其治疗优势在于再通率高,再通时间更快^[5]。

MT手术常用的机械取栓装置即取栓支架,也称为可回收支架,是国内外相关指南对特定的人群取栓治疗的最高级别的推荐^[6]。其代表性产品Solitaire取栓支架(Medtronic公司,美国)的主体是由多个网孔连接成的管状结构,特点在于沿轴向的侧边开口设计[见图1(a)]。采用类似设计的还有Tonbridge取栓支架(Ton-Bridge公司,中国),特点在于侧边螺旋上升的开放式设计[见图1(b)]。研究表明,开口的结构设计可以让血栓与支架结合更紧密,提高捕获血栓的有效性^[7]。

临床研究表明,开口式的Solitaire取栓支架可以实现高动脉再通(再通率为89%)^[8]。但取栓支架拉取血栓是一个复杂的力学变化过程,在使用时也会出现一些并发症或不良事件。例如:支架在压

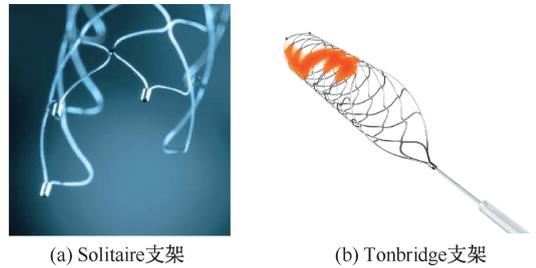


图1 开口式取栓支架示意图

Fig.1 Picture of the open-type stent retriever

(a) Solitaire stent, (b) Tonbridge stent

握进微导管时会因局部应力应变过大而造成释放不准确甚至断裂^[9];取栓支架在血管中自膨胀展开后,如果对血管的应力过大,则会造成血管损伤痉挛甚至破裂出血^[10-11];在拉取血栓过程中,如果支架与血栓接触不充分,则会造成血栓破裂,形成新的栓塞^[9]。

有研究人员对取栓支架进行体外测试,评价多种取栓支架的有效性和安全性^[12-13]。但关于开口式取栓支架自身结构的生物力学分析较少。因此,为了解决取栓支架存在的临床局限性,得到力学性能最佳的取栓支架,本文以开口式的取栓支架为研究对象,采用有限元分析技术,研究其在取栓过程中的生物力学性能,分析结构的优劣性。根据文献及市场现状,本课题组设计了支撑单元数分别为3、4、5的3款开口式取栓支架,利用几何建模和有限元分析软件建立模型,模拟取栓支架取栓过程的径向压握、自膨胀释放和迁移取栓3个阶段,分析支撑单元数对开口式取栓支架生物力学性能的影响。

1 材料和方法

1.1 取栓支架几何模型

通过查阅资料并参照机械取栓手术中常用的取栓支架^[14],确定本研究的支架长度为 35 mm,内径为 4 mm,以此建立侧边开口的取栓支架模型。

支架几何模型由 SolidWorks 2016 软件绘制。多网孔支架包括呈卷曲圆筒状的主体部分和呈椎体状的近端部分,由平面展开图可见,它由一系列可重复的支撑单元组成。支架模型在轴向上统一设置 4 个封闭单元,在径向上分别设置 3、4、5 个单元。然后通过包覆、浮雕和蚀雕等特征命令形成取栓支架三维几何模型,厚度统一为 0.05 mm,将开口式支撑单元数分别为 3、4、5 的支架记为 K3、K4、K5。把所绘制的三维模型导入有限元分析软件 ABAQUS 6.14 中进行下一步模拟分析。

1.2 有限元模型

利用有限元分析软件 ABAQUS 6.14 建立取栓支架、压握工具、模拟血管和模拟血栓的有限元模型,并进行同轴装配。

取栓支架整体采用六面体网格划分,六面体网格划分的单元数量比四面体网格划分的单元数量少,使得有限元计算时间较短,误差较小。使用 ABAQUS 软件将支架划分为 8 节点线性六面体单元,采用减缩积分单元(C3D8R),设置沙漏增强控制。

参考镍钛合金的心血管支架模拟过程,压握工具建立为三维圆柱形壳体^[15]。网格选用 4 节点线性四边形减缩单元(SFM3D4R)。使用真实的颅内血管数据必然会影响到计算结果,且本文重点研究取栓支架的结构,故将模拟血管建立为可变形的长直圆筒实体,内径为 3 mm,壁厚为 0.1 mm^[16]。考虑到计算收敛性问题,模拟血栓被建成外形较规则的实体部件,由中间部分的圆柱体和两端的半球体组成,外径与血管内径相等。模拟血栓和模拟血管的网格均采用 8 节点线性六面体杂交模式单元(C3D8H),模拟血管在其壁厚方向划分 3 层单元。

1.3 材料属性

目前临床上在使用的颅内取栓支架大多采用镍钛合金作为材料,利用其超弹性和形状记忆效应完成取栓。本研究中的开口式取栓支架采用各向同性、均匀不可压缩的镍钛合金材料。通过

ABAQUS 软件用户定义属性描述镍钛材料的本构模型,具体参数从文献^[17]中获得。

压握工具的材料被定义为刚性的表面。模拟血管设定为理想状态下的各向同性、均匀、不可压缩 Neo-Hookean 超弹性模型。Neo-Hookean 模型是一种减缩多项式模型,其应变势能密度方程为:

$$U = C_{10}(I_1 - 3) + 1/[D_1(J - 1)^2] \quad (1)$$

式中: I_1 为应变不变量; J 为体积比; $C_{10} = 648.1 \text{ MPa}$, $D_1 = 7.335 \times 10^{-4} \text{ [16]}$ 。

从人体中取出的血栓由于组成成分的不同,表现出的机械特性也不相同。本文将模拟血栓假设为各向同性的线弹性材料^[18],并根据相关文献设置 3 种血栓模型,分别代表新鲜、老化和钙化血栓,弹性模量分别为 0.026、0.17、0.63 MPa^[19]。

1.4 边界条件

1.4.1 径向压握 将各部件转化在基准柱坐标系下,对压握工具的周向和轴向进行限制,在径向上施加位移载荷,使支架与压握工具一起压握至 0.5 mm。在取栓支架的轴向方向进行约束,以防止支架产生轴向位移。

设置两对主从接触,分别是压握工具的内表面和取栓支架外表面、模拟血管的内表面和血栓外表面。接触属性采用“罚”函数算法,且由于接触的复杂性及镍钛材料的非线性,需将分析步中的几何非线性开关打开,以提高计算收敛性。

1.4.2 自膨胀释放 在取栓支架自膨胀释放阶段,将压握工具的径向载荷恢复为 0,取栓支架凭借其镍钛材料的特性逐渐自膨,恢复其形状和结构。将模拟血管的两端进行约束,使其在周向和轴向上固定。新增一对主从接触对,主面是模拟血管的内表面,从面是取栓支架外表面。接触属性仍是“罚”函数算法,摩擦因数设为 0.25,其余的设置保持不变。

1.4.3 迁移取栓 迁移取栓模拟时,除取栓支架和血管的接触以及血栓和血管的接触之外,添加取栓支架和血栓的面面接触,接触属性为“罚”函数算法,摩擦因数与上一步分析相同,并设置接触后不分离。在取栓支架的近端截面施加轴向位移,同时限制其他两个方向的运动,血管两端的约束保持不变,可以使支架在轴向上平稳位移。由于初始阶段就将模拟血栓添加至血管内部,取栓支架位移的同时又与血栓接触,故带动血栓一起在血管内位移。

2 结果

2.1 径向压握

由3个开口式取栓支架外径为0.5 mm时的最大主应变(maximum principal strain, MPS)云图可

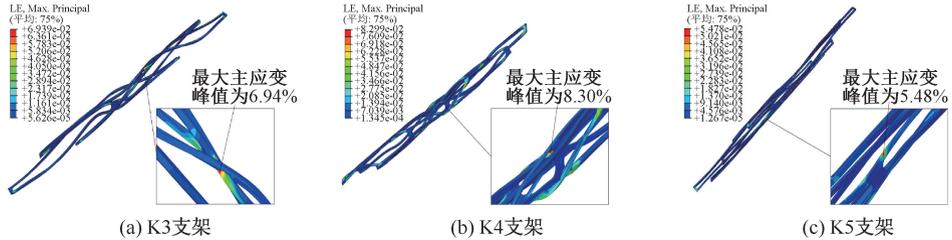


图2 取栓支架的最大主应变分布

Fig.2 Maximum principal strain distributions of the stent retriever (a) K3 stent, (b) K4 stent, (c) K5 stent

取栓支架在血栓部位需要撑开血管,为后续的迁移取栓建立通道,故其径向支反力(radical force, RF)也是评价其性能的指标之一。从分析结果中提取支架RF变化曲线,可以看出取栓支架RF随着支架外径的减小而增大。当支架外径与血管内径均为3 mm时,K4支架的RF最大;当支架外径小于1 mm时,3个支架的RF曲线都呈急速上升趋势(见图3)。

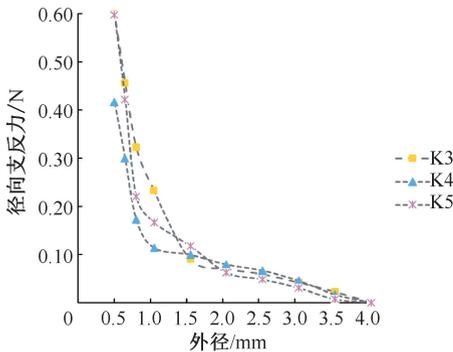


图3 取栓支架外径-径向支反力曲线

Fig.3 Outer diameter-radial force curve of the stent retriever

2.2 自膨胀释放

K3、K4、K5支架在释放过程中的MPS峰值较小,分别为0.198%、0.281%、0.130%,都远小于压握过程中的MPS。图4所示为取栓支架在血管中自膨胀释放后血管的von Mises应力(von Mises stress, VMS)分布。可以看出,支撑单元数越多,血管上VMS分布越不均匀,造成的VMS也越大。K5支架的血管VMS最大,但也在正常血管的极限应力范围内(1.06~1.34 MPa)^[21]。

知,在压握状态下,MPS峰值出现在支架两个支撑单元之间的连接筋部位,支撑单元弧形段的主应变则相对较小(见图2)。研究表明,镍钛合金材料的断裂极限为12%^[20]。K3、K4、K5支架的MPS峰值分别为6.94%、8.30%和5.48%,都在安全范围内。

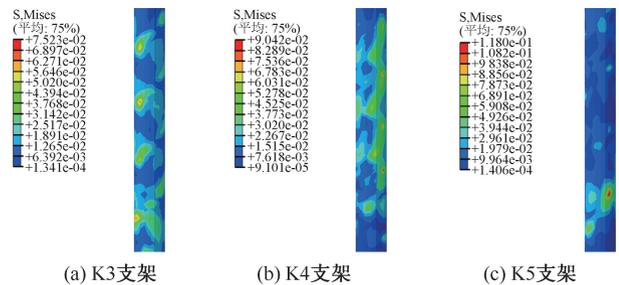


图4 取栓支架释放过程中血管应力分布

Fig.4 Stress distributions of the artery during self-expanding of the stent retriever (a) K3 stent, (b) K4 stent, (c) K5 stent

2.3 迁移取栓

开口式取栓支架释放后,需要在血管中移动,完成血栓的捕捉和取出过程。图5所示为开口式取栓支架在迁移取栓过程中血管VMS分布。为方便观察,将模型进行透明化显示处理。血管上的VMS主要集中在血栓所在的部位,且VMS普遍较小。比较3种血栓的结果发现,血栓的弹性模量越大,在迁移过程中取栓支架对血管造成的VMS越大;取栓支架的支撑单元数越多,对血管造成的VMS也越大。

在取栓支架近端的位移施加面提取反作用力来表示取栓支架的回撤力,支架的回撤力随分析步时长的变化曲线如图6所示。可以发现,在分析的初始阶段,取栓支架的回撤力达到最大,之后渐渐下降趋于平稳。K4支架在拉取3种血栓的过程中,最大回撤力明显大于K3、K5支架,且血栓种类对回撤力大小无明显影响。

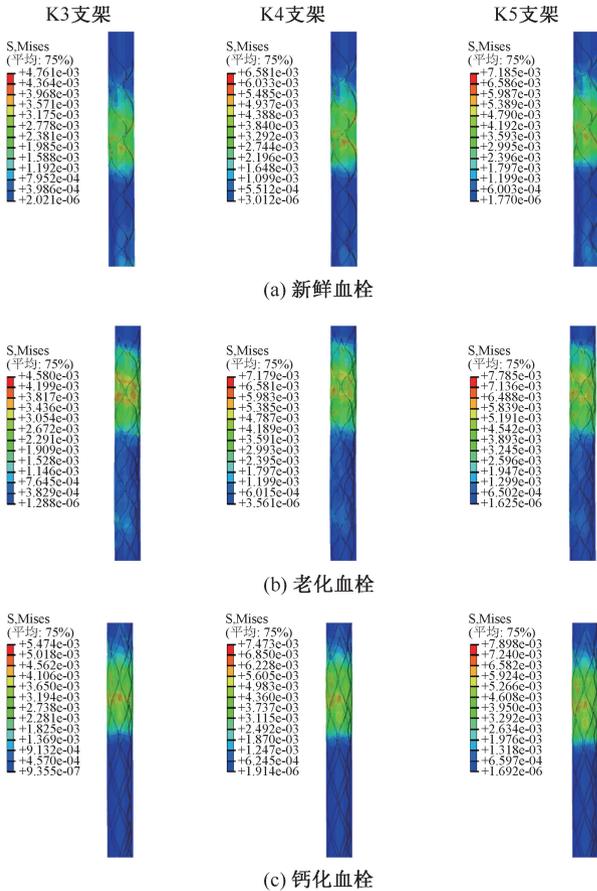


图5 取栓过程中血管应力分布

Fig.5 Stress distributions of artery during stent retrieval

(a) Red clot, (b) Aged clot, (c) Calcified clot

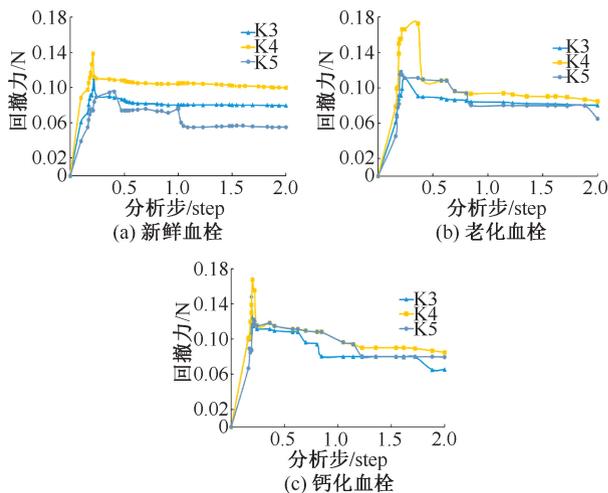


图6 迁移取栓中的回撤力变化曲线

Fig.6 Withdrawal force during stent retrieval (a) Red clot,

(b) Aged clot, (c) Calcified clot

3 讨论

目前,开口式取栓支架作为有效的机械取栓装置广泛应用于临床,但是针对开口式取栓支架生物力学的研究较少。因此,本文运用数值仿真方法,分析3种结构的开口式取栓支架在径向压握、自膨胀释放和迁移取栓阶段的力学现象,通过MPS、RF、VMS和回撤力等参数,分析开口式取栓支架的机械结构对其力学性能的影响。

通过径向压握的结果可知,MPS集中在取栓支架两个支撑单元之间的连接筋部位。对于此类具有超弹性和记忆性的支架来说,MPS是判断失效的主要指标^[22]。本文设计的K3、K4、K5取栓支架的MPS峰值均小于断裂极限12%,因而没有产生失效。压握过程中,取栓支架RF随着支架外径的减小而增大。AIS常发的脑部血管管径为 $(2.23 \pm 0.25) \sim (3.00 \pm 0.23) \text{ mm}$ ^[23],在此区间K4支架的RF最大;管径在1~2 mm之间时,K3支架RF较大;管径小于1 mm时,3款支架的RF都急速上升。

通过自膨胀释放的结果可知,释放过程中开口式取栓支架的MPS远小于压握过程中MPS,故此阶段取栓支架自身结构无断裂风险。释放完成时,取栓支架与血管接触并产生相互作用力。血管VMS结果表明,支架的支撑单元数越多,造成的VMS也越大。在3个支架均不会对血管造成破裂的情况下,K3、K4支架的性能要优于K5支架。

迁移取栓的结果表明,取栓支架拉取血栓时由于进行轴向位移,故对血管造成的应力较小。整体呈现的趋势是取栓支架的支撑单元数越多,对血管造成的VMS越大;拉取钙化血栓对血管造成的VMS也越大。从图5所示的取栓过程中血管VMS分布可知,K3、K4支架在血管内有局部VMS集中(集中部位是与血栓作用的部位),说明这两款支架在与血栓作用时捕获能力较强,这从RF大小可以推断出。而K5支架由于血栓捕获能力不佳,在迁移时反而对血管VMS较大,且与血栓无集中的作用,就出现了如图5所示无明显VMS集中的结果。此外,取栓支架回撤力曲线表明,回撤力在分析初始阶段达到1个峰值后就开始下降,此峰值是支架和血栓之间的最大静摩擦力,此后的分析时间内血栓开始产生位移。因此,回撤力可代表取栓支架捕

获血栓的能力^[12]。综合来看,K4 支架的回撤力较大,即 K4 支架捕获血栓的性能更优。根据最大静摩擦力的定义可知,其大小与两物体之间的正压力(即法向反力)成正比。本文研究表明,支架外径为 3 mm 时 K4 支架的 RF 最大,故 K4 支架在迁移过程中的回撤力最大。

本文的分析结果可作为评价开口式取栓支架生物力学性能的参考,也可以为取栓支架的结构设计及优化提供思路 and 方向。综合分析结果可知,支撑单元数为 4 的 K4 支架在 3 mm 外径时 RF 最大,在自膨胀释放和拉取血栓过程中对血管造成的 VMS 均在可接受范围内,且与 3 种类型血栓作用时都有较大的回撤力。因此,K4 支架在建立取栓通路、减少血管损伤、有效拉取血栓等方面具有积极的作用,可作为取栓的优选支架。

本研究的局限性如下:① 考虑计算的时间性和复杂性,本文对模型进行适当简化,如分析所用的血管模型是理想化模型,而实际血管不是规则的圆筒状;② 将血栓简化为形状较规则的线弹性体;③ 分析过程中没有考虑血流和血压对取栓支架的影响。这些问题需要在今后的研究中进一步分析。

4 结论

本文建立了 3 种结构的开口式取栓支架模型,完成了支架取栓过程的生物力学分析。结果表明,3 mm 管径时 K4 支架的 RF 最大;在自膨胀释放和迁移过程中,K4 支架造成的 VMS 均在安全范围内;在与不同血栓作用时,K4 支架捕获血栓的能力最好。本研究结果可作为评价取栓支架生物力学性能的参考,也可以为取栓支架的结构设计及优化提供思路 and 方向。

参考文献:

[1] 魏社鹏. 脑卒中和脑血管病 [M]. 上海: 同济大学出版社, 2018.

[2] BENJAMIN EJ, VIRANI SS, CALLAWAY CW, *et al.* Heart disease and stroke statistics-2018 Update: A report From the American Heart Association [J]. *Circulation*, 2018, 137(12): e67-e492.

[3] 《中国脑卒中防治报告 2019》概要 [J]. *中国脑血管病杂志*, 2020, 17(5): 272-281.

[4] BOSE A, HENKES H, ALFKE K, *et al.* The penumbra

system: A mechanical device for the treatment of acute stroke due to thromboembolism [J]. *Am J Neuroradiol*, 2008, 29(7): 1409-1413.

[5] NOGUEIRA RG, JADHAV AP, HAUSSEN DC, *et al.* Thrombectomy 6 to 24 hours after stroke with a mismatch between deficit and infarct [J]. *N Engl J Med*, 2017, 378(1): 11-21.

[6] 霍晓川, 高峰. 急性缺血性卒中血管内治疗中国指南 2018 [J]. *中国卒中杂志*, 2018, 13(7): 706-729.

[7] ZHOU G, LI MH, LU HT, *et al.* No inferiority of Tonbridge thrombectomy device for acute thrombus retrieval compared with Solitaire device: An experimental evaluation with a canine distal external carotid-maxillary artery occlusion model [J]. *J Neurointerv Surg*, 2018, 10(11): 1085.

[8] MACHI P, COSTALAT V, LOBOTESIS K, *et al.* Solitaire FR thrombectomy system: Immediate results in 56 consecutive acute ischemic stroke patients [J]. *J Neurointerv Surg*, 2012, 4(1): 62-66.

[9] GASCOU G, LOBOTESIS K, MACHI P, *et al.* Stent retrievers in acute ischemic stroke: Complications and failures during the perioperative period [J]. *Am J Neuroradiol*, 2014, 35(4): 734-740.

[10] 刘国荣, 潘晓华, 刘秀珍, 等. 机械取栓并发症的相关因素分析 [J]. *临床神经病学杂志*, 2019, 32(4): 278-281.

[11] UCHIKAWA H, KUROIWA T, NISHIO A, *et al.* Vasospasm as a major complication after acute mechanical thrombectomy with stent retrievers [J]. *J Clin Neurosci*, 2019, 64: 163-168.

[12] MACHI P, JOURDAN F, AMBARD D, *et al.* Experimental evaluation of stent retrievers' mechanical properties and effectiveness [J]. *J Neurointerv Surg*, 2017, 9(3): 257-263.

[13] OHSHIMA T, KAWAGUCHI R, NAGANO Y, *et al.* Experimental direct measurement of clot-capturing ability of stent retrievers [J]. *World Neurosurg*, 2019, 121: e358-e363.

[14] SOLITAIRE X: Clot retrieval thrombectomy for acute ischemic stroke [EB/OL]. <https://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/neurological/revascularization-stroke/solitaire.html>. 2020-08-09.

[15] AZAOUI M, MAKRAZI A, BELOUETTAR S. Deployment of a self-expanding stent inside an artery: A finite element analysis [J]. *Mater Des*, 2012, 41: 410-420.

[16] KLEINSTREUER C, LI Z, BASCIANO CA, *et al.* Computational mechanics of nitinol stent grafts [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2370-2378.

[17] GU X, QI Y, ERDMAN A, *et al.* The role of simulation in the design of a semi-enclosed tubular embolus retrieval [J]. *J Med Device*, 2017, 11(2): 0210011-0210017.

[18] 刘波, 谢鹏, 李志伟. 急性脑栓塞 Penumbra 机械取栓: 1 例

- 建模和有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2014, 18 (27): 4345-4354.
- [19] CHUEH JY, WAKHLOO AK, HENDRICKS GH, *et al.* Mechanical characterization of thromboemboli in acute ischemic stroke and laboratory embolus analogs [J]. *Am J Neuroradiol*, 2011, 32(7): 1237-1244.
- [20] KLEINSTREUER C, LI Z, BASCIANO CA, *et al.* Computational mechanics of Nitinol stent grafts [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2370-2378.
- [21] MONSON KL, GOLDSMITH W, BARBARO NM, *et al.* Axial mechanical properties of fresh human cerebral blood vessels [J]. *J Biomech Eng*, 2003, 125(2): 288-294.
- [22] 赵国行, 陈桂, 李星辉, 等. 逆式组合结构镍钛血管支架的径向支撑性能有限元研究 [J]. 材料导报, 2019, 33(18): 3050-3056.
- [23] 赵立辉, 左玉强, 马利才, 等. 大脑中动脉 M1 段解剖与 CT 血管造影对照研究及其临床价值 [J]. 海南医学, 2017, 28(4): 609-611.

· 致读者 ·

关于论著文稿中中、英文摘要的书写要求

文摘是以提供文献内容梗概为目的,不加评价和解释,简明确切地记述文献重要内容的短文。摘要应具有自明性和独立性,并拥有与一次文献同等量的主要信息。即不阅读全文就能获得必要的信息。它的详简程度取决于文献的内容,通常中文文摘以不超过 400 字为宜。应以第 3 人称的语气书写。不要使用“本人”、“作者”、“我们”等作为陈述的主语。

摘要的内容应包括 4 个要素,即目的、方法、结果、结论。(1)目的:指研究的前提和缘起,即为什么要作此项研究,可以有简单的背景材料。(2)方法:指研究所用的原理、对象、观察和实验的具体方法等。(3)结果:指研究的结果、效果、数据等,着重反映创新性的、切实可行的成果,包括本组研究中的重要数据。(4)结论:指对结果进行综合分析,逻辑推理得出的判断。有的可指出实用价值和推广价值;如有特殊例外的发现或难以解决的问题,可以提出留待今后深入探讨。英文摘要的内容与中文摘要的内容要求大体一致。

英文摘要要求做到语法正确,用词准确,与中文摘要对应,方法、结果可略详于中文摘要。

本刊编辑部