

基于有限元分析切割球囊对冠状动脉钙化病变 预处理效果

李佳松¹, 曹洪帅¹, 李萌¹, 舒丽霞^{1,2}, 蔺嫦燕^{1,2,3}

(1. 首都医科大学附属北京安贞医院, 北京 100029; 2. 北京市心肺血管疾病研究所, 北京 100029;
3. 首都医科大学临床生物力学应用基础研究北京市重点实验室, 北京 100069)

摘要:目的 探讨切割球囊在浅部冠状动脉钙化病变预处理中的适用范围,以减少其在钙化病变治疗中严重并发症的发生。**方法** 采用有限元方法,以普通球囊为对照分析切割球囊对不同弧度、厚度和长度钙化斑块的作用效果。将钙化斑块厚度设置为0.3、0.4 mm,长度设置为2、4 mm。并根据血管内超声(intravenous ultrasound, IVUS)钙化严重程度分级,设置钙化弧度为120°、180°、270°和360°,共16种钙化斑块。对钙化斑块使用脆性断裂模块来模拟钙化断裂情况,在预处理仿真的基础上进行支架虚拟植入,使用钙化断裂情况和支架圆形率来评价预处理效果。**结果** 对于浅部钙化病变,在小于120°病变中,球囊无法解除钙化斑块阻碍,支架圆形率为82.75%。在厚度小于0.3 mm的180°钙化病变中,切割球囊在1 215.9 kPa下使钙化发生断裂,支架后圆形率为74.42%;普通球囊在安全扩张压力(1 418.55 kPa)下无法使钙化发生断裂。在270°小于0.3 mm厚钙化病变,普通球囊在1 013.25 kPa下产生3处断裂;切割球囊在1 013.25 kPa下产生2处断裂,球囊无法使厚0.3 mm的环状钙化发生断裂。**结论** 推荐在厚度小于0.3 mm的180°左右钙化病变中使用切割球囊,270°钙化斑块使用普通球囊。对于厚度大于0.3 mm的环状病变,不推荐使用球囊预处理方法。

关键词: 切割球囊; 冠状动脉钙化病变; 钙化斑块; 钙化断裂; 支架虚拟植入

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.011

Pretreatment Effects of Cutting Balloon on Coronary Artery Calcification Based on Finite Element Analysis

LI Jiasong¹, CAO Hongshuai¹, LI Meng¹, SHU Lixia^{1,2}, LIN Changyan^{1,2,3}

(1. Beijing Anzhen Hospital, Capital Medical University, Beijing 100029, China; 2. Beijing Institute of Heart Lung and Blood Vessel Diseases, Beijing 100029, China; 3. Beijing Key Laboratory of Fundamental Research on Biomechanics in Clinical Application, Capital Medical University, Beijing 100069, China)

Abstract: Objective To investigate the applicability of cutting balloon in the pretreatment of superficial coronary artery calcified lesions, so as to decrease the occurrence of serious consequences in the treatment of calcified lesions. **Methods** The effect of cutting balloon on calcified plaques with different curvatures, thickness, and length was analyzed using the finite element method, with normal balloon as a control. The thickness of calcified plaque was set to 0.3 mm and 0.4 mm, and the length was set to 2 mm and 4 mm. The calcification degree was set to 120°, 180°, 270° and 360° according to the intravenous ultrasound (IVUS) calcification severity grading, with a total of 16 types of calcified plaques. The brittle fracture module was used to simulate calcification fracture

of calcified plaques, and virtual stent implantation was carried out based on pretreatment simulation. The effect of pretreatment was evaluated by calcification fracture condition and stent roundness. **Results** For superficial calcification lesions, in lesions less than 120° , the balloon could not remove the calcification plaque obstruction, and the stent roundness rate was 82.75%. In 180° calcified lesions with thickness of less than 0.3 mm, the calcification was broken by cutting balloon under 1 215.9 kPa expansion pressure, and the post-stent roundness rate was 74.42%; normal balloon could not cause calcification fracture under safe expansion pressure (1 418.55 kPa). In 270° calcified lesions with thickness less than 0.3 mm, the normal balloon produced 3 fractures under 1 013.25 kPa expansion pressure. The cutting balloon produced 2 fractures under 1 013.25 kPa expansion pressure, and the balloon could not fracture the circular calcified lesions with thickness of 0.3 mm. **Conclusions** Cutting balloon is recommended for 180° calcified lesions with thickness less than 0.3 mm, the normal balloon is recommended for 270° calcified lesions, and balloon pretreatment is not recommended for annular lesions with thickness greater than 0.3 mm.

Key words: cutting balloon; coronary artery calcification; calcified plaque; calcification fracture; virtual stent implantation

冠状动脉钙化是钙盐沉积在冠状动脉血管壁内形成的病变发生在冠状动脉粥样硬化的中后期,主要出现在内膜下^[1]。浅部钙化极易造成难以扩张的狭窄,在经皮冠状动脉介入治疗中,出现支架膨胀不全,从而导致血栓形成和支架内再狭窄等不良结局^[2]。由于钙化病变表现出强大的球囊扩张阻力,只用普通球囊处理往往很难达到预期扩张效果,而切割球囊表面附着3根刀片形成应力集中从而增强钙化病变处理能力。

Zhang等^[3]进行临床回溯性研究发现,切割球囊在钙化病变预处理中比普通球囊,双导丝球囊和棘突球囊有更优的临床效果。虽切割球囊对钙化病变预处理成功率较好,但也有会更多的血管撕裂和穿孔发生^[4]。而临床研究发现,不同类型钙化斑块(钙化的弧度、厚度和长度)都会影响冠脉钙化病变预处理效果^[5-7]。但上述研究没有对这些影响因素进行分级控制变量研究,这些因素如何影响以及带来怎样的影响还未知。因此,本文对钙化弧度、厚度及长度影响因素进行分级研究,对适宜使用切割球囊进行预处理的钙化病变提出建议,从而提高钙化病变介入手术成功率和减少严重并发症的发生。

由于临床无法测量球囊扩张后血管应力情况、斑块与球囊的位置关系及伦理问题,故目前多采用有限元方法来研究该问题^[7-10]。Kawase等^[11]采用有限元分析方法比较带有刻痕元件的球囊与普通球囊对2.5 mm厚环状钙化病变的有效性,发现带有刻痕元件的球囊能够以较低压力扩张钙化病变。

Song等^[12]建立不同厚度 360° 环状钙化模型,结果发现,随着钙化的增厚,切割球囊刀片处产生的最大主应力越高。Zhu等^[13]建立 180° 钙化病变三维模型,结果表明,当切割球囊有两处刀片面对钙化时能获得更好的效果。上述研究仅使用斑块处最大主应力进行分析,而腔内影像学研究显示,钙化斑块断裂是解除支架膨胀不全的原因^[14-15]。因此,结合钙化斑块断裂应变更贴近临床情况,且有利于后续支架虚拟植入,以全面分析预处理效果。

本文采用有限元方法,模拟切割球囊对不同类型钙化病变预处理的钙化断裂情况,随后进行支架虚拟植入,以普通球囊做对照,从而分析切割球囊对不同弧度、厚度和长度钙化斑块的作用效果。

1 材料与方 法

1.1 模型构建

为了探讨切割球囊对不同类型钙化病变的作用效果,构建理想模型。在SolidWorks中建立长35 mm、内径为3 mm、外径3.9 mm、最狭窄处直径1.6 mm的三维直血管模型,其材料采用Holzapfel等^[16]确立的表征冠状动脉壁材料性能的各向同性超弹性本构关系。通过网格依赖性分析,在ABAQUS中使用网格划分工具按单元最大尺寸为0.1 mm进行网格划分,在狭窄处进行加密,以75 μm 进行网格划分。选择单元类型为C3D8R,网格单元数为185 724,节点数为213 048。

斑块分级采用人体常见钙化厚度和长度^[17],设

置钙化斑块厚度为 0.3、0.4 mm, 长度为 2、4 mm。并根据 IVUS 钙化严重程度分级, 设置钙化弧度为 120°、180°、270° 和 360°, 共 16 种钙化斑块。临床研究显示, 浅部钙化较易影响支架扩张, 故将钙化斑块设置为距血管最狭窄处内膜 0.23 mm 处。通过网格依赖性分析, 在 ABAQUS 中使用网格划分工具按单元最大尺寸为 0.07 mm 进行网格划分, 使用单元类型为 C3D8R。

根据普通球囊和切割球囊信息构建额定直径为 3 mm 的三维模型(见图 1)。使用 Zhu 等^[13]的方法构建初始直径为 1.42 mm 的三褶切割球囊模型, 刀片高度为 0.127 mm, 刀片基座高 0.064 mm, 宽 0.344 mm。通过网格依赖性分析, 刀片和底座在 ABAQUS 中选择单元类型为 C3D8R 进行网格划分, 生成 6 400 个单元和 14 460 个节点。膜部单元类型为 M3D4R 进行网格划分, 膜厚度为 0.02 mm, 生成 15 288 个单元, 节点数为 15 366。普通球囊构建为锥形末端的六褶球囊, 初始直径为 0.8 mm, 网格采用 M3D4R 类型, 膜厚度为 0.02 mm, 生成 15 288 个单元, 节点数为 15 366。

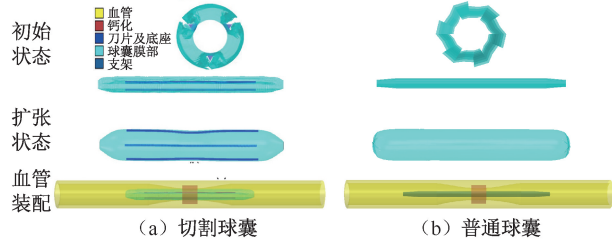


图 1 不同球囊扩张前后及血管装配图

Fig. 1 Diagram of different balloons before and after dilation and its vascular assembly (a) The cutting balloon, (b) The normal balloon

支架模型使用美敦力 (Medtronic) 公司的药物洗脱冠脉支架, 由 15 个环状花冠轴向排列的支撑体构成。在软件 HyperMesh 中进行网格划分, 采用 C3D8R 类型网格, 通过网格依赖性分析, 使用单元数为 120 286, 节点数为 151 329。

1.2 材料属性

参照以前的研究, 以上所有模型的弹性模量和泊松比见表 1。

1.3 仿真实验

整个模拟过程中, 采用 ABAQUS/Explicit 求解

表 1 仿真实验材料参数

Tab. 1 Material parameters used in simulation experiment

材料	E/GPa	ν
钙化斑块 ^[12]	20	0.17
切割球囊刀片 ^[13]	193	0.30
切割球囊底座 ^[13]	441	0.30
支架 ^[18]	28	0.33
普通球囊 ^[8]	1.45	0.30
切割球囊膜部 ^[13]	0.554	0.40

器进行高度非线性计算。系统的动能不能超过内能的 5%, 这被认为是一种准静态分析。模型之间的接触设定为一般接触, 采用库仑摩擦模型, 设置摩擦系数为 0.2 来描述摩擦行为。

钙化病变预处理目的是通过钙化断裂解除支架扩张阻碍, 故在钙化斑块上使用脆性断裂模块。冠状动脉钙化斑块有着与皮质骨相似的形成过程、成分及力学行为^[19-20], 故使用胫骨皮质骨极限拉伸强度 175 MPa 和断裂应变为 1%^[21] 描述钙化斑块。在有限元软件 ABAQUS 中分两步进行仿真实验: ① 固定血管两端, 将钙化设置为血管内置区域, 设钙化斑块距内膜 0.23 mm。分别使用普通球囊和切割球囊进行预扩张模拟, 在球囊内表面加压强, 压强控制在临床上常使用的预处理压力范围 (607.95 ~ 1 418.55 kPa) 内, 虚拟扩张后在球囊内表面施加 -20.265 kPa 压强, 模拟球囊回撤, 最后得到血管变形和钙化斑块断裂情况; ② 对于偏心性钙化斑块 (120° 和 180°), 钙化阻碍支架扩张表现为破坏支架圆形率, 故分别对预处理前和预处理后 (步骤①后) 钙化血管模型进行支架虚拟植入实验, 观察预理解除钙化阻碍支架支撑的效果。首先, 导入步骤①变形后的血管网格, 由于步骤①中钙化断裂破坏的网格变形极大, 不能直接导入变形后网格, 故需要在载荷中对钙化模型添加预定义场, 将步骤①结果中钙化模型的最后状态作为初始状态进行导入。随后进行支架虚拟植入, 使用临床上常用的 1 418.55 kPa 施加在球囊内表面以带动支架扩张, 扩张后在球囊内表面施加 -20.265 kPa 压强, 模拟球囊回撤, 从而模拟贴近真实的手术情况。由于偏心性钙化阻碍球囊扩张表现为钙化所对应部位的支架膨胀不良, 本研究通过测量管腔最狭窄平面圆形率 (管腔轮廓到其质心的最短距离比最长距离) 反映支架打开程度。

2 结果

2.1 预处理结果

2.1.1 120°钙化斑块 在长 2 mm、厚 0.3 mm、120°钙化斑块中在预处理常使用的球囊扩张压力下降到 1 418.55 kPa 时,普通球囊和切割球囊均无法使钙化断裂(见图 2)。

2.1.2 180°钙化斑块 在长 2 mm、厚 0.3 mm、180°钙化斑块中,切割球囊在 1 215.9 kPa 扩张压力下使钙化发生断裂,且断裂发生在刀片所对应的位置上。普通球囊在安全压力下(1 418.55 kPa)无法使钙化斑块发生断裂。当保持钙化长度不变,钙化的厚度由 0.3 mm 改变为 0.4 mm,在 1 418.55 kPa

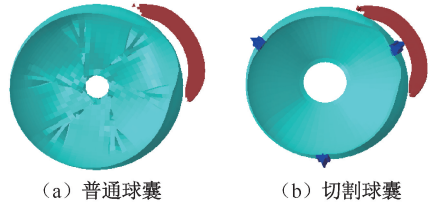


图 2 120°钙化斑块横断面结果

Fig. 2 Cross-sectional results of 120° calcified plaque

(a) Normal balloon, (b) Cutting balloon

注:隐藏血管部分,下同。

球囊扩张压力下,切割球囊和普通球囊均无法使钙化断裂。保持钙化斑块厚度不变,长度为 4 mm 时,在 1 215.9 kPa 球囊扩张压力下观察到与 2 mm 钙化长度时相同结果(见图 3)。

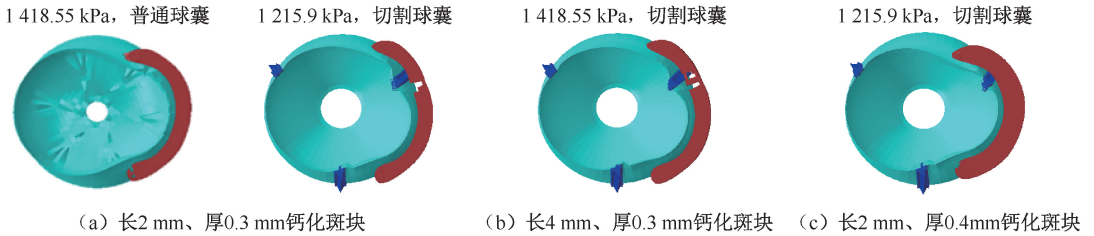


图 3 不同扩张压力下 180°钙化斑块横断面结果

Fig. 3 Cross-sectional results of 180° calcified plaque under different expansion pressures (a) Calcified plaques

with 2 mm length and 0.3 mm thickness, (b) Calcified plaques with 4 mm length and 0.3 mm thickness,

(c) Calcified plaques with 2 mm length and 0.4 mm thickness

2.1.3 270°钙化斑块 在长 2 mm、厚 0.3 mm、270°钙化斑块中,切割球囊在 1 013.25 kPa 扩张压力下使钙化产生了两处断裂,一处产生在钙化中部,另一处产生在刀片所对应处。而普通球囊在 1 013.25 kPa 扩张压力下使钙化产生了 3 处断裂(见图 4)。

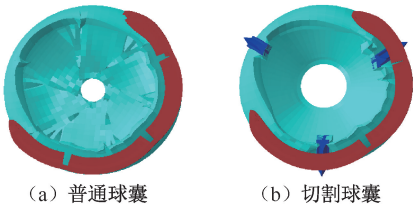


图 4 1 013.25 kPa 扩张压力下 270°钙化横断面结果

Fig. 4 Cross-sectional results of 270° calcified plaque under

1 013.25 kPa expansion pressures (a) Normal

balloon, (b) Cutting balloon

2.1.4 360°钙化斑块 在长 2 mm、厚 0.3 mm、360°钙化斑块中,球囊扩张压力从 607.95 kPa 增加到 1 418.55 kPa 后,两种球囊均无法使钙化斑块发生断裂(见图 5)。

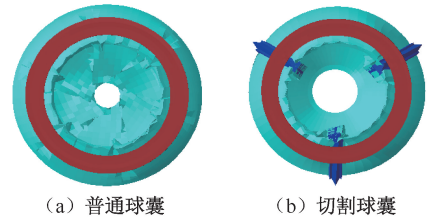


图 5 1 418.55 kPa 扩张压力下 360°钙化横断面结果

Fig. 5 Cross-sectional results of 360° calcified plaque

under 1 418.55 kPa expansion pressures

(a) Normal balloon, (b) Cutting balloon

2.2 支架虚拟植入结果

分别对偏心性钙化斑块(120°和 180°)经预处理前和预处理后进行支架虚拟植入,并计算支架后血管最狭窄处圆形率。仿真结果表明,120°钙化斑块中,管腔最狭窄平面圆形率为 82.75%。在 180°钙化斑块中,在预处理前,管腔最狭窄平面圆形率为 69.40%。经过切割球囊作用使钙化产生一处断裂后进行支架虚拟植入,管腔最狭窄平面圆形率为 74.42%(见图 6)。

未经预处理支架置入后 未经预处理支架置入后 经切割球囊预处理后

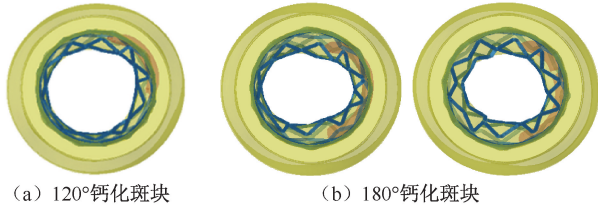


图6 不同钙化斑块支架虚拟植入结果

Fig. 6 Results of virtual implantation for different calcified plaque stents (a) 120° calcified plaque, (b) 180° calcified plaque

3 讨论

沉积在内膜下的钙化斑块在介入手术中表现为强大的球囊扩张阻力,从而造成支架膨胀不良,进而导致血栓形成和支架内再狭窄等严重手术并发症^[2]。使用球囊进行预处理可以使钙化发生断裂,从而缓解钙化病变对支架扩张的阻碍。切割球囊刀片形成的应力集中有利于钙化断裂的发生,但存在发生刀片卡顿、血管穿孔等严重并发症的风险,因此明确切割球囊在不同类型钙化病变中使用范围对减少严重手术并发症十分重要。使用OCT观察成功进行预处理的冠脉钙化病变罪犯血管,发现钙化断裂是解除支架扩张阻碍的原因。不同于以往针对钙化斑块切割球囊的研究,使用应力来描述作用效果,本研究对钙化斑块加入脆性断裂模块以更直观和贴近临床,并进一步进行支架虚拟植入分析预处理效果。

Fujino等^[22]使用OCT观察138处经过球囊预处理的钙化斑块罪犯血管,发现弧度小于180°是钙化斑块预处理不成功的危险因素。在其随后的研究中观察261处钙化斑块预处理效果,以90°、180°和270°为界研究不同弧度钙化病变预处理成功率^[23]。结果显示,在108例0°~180°钙化病变中仅有4例观察到钙化断裂,在33例180°~270°钙化病变中有6例都观察到了钙化断裂,而在30例钙化弧度大于270°患者中有18例都成功处理了钙化斑块。本文与上述研究具有相同发现,即非环状大弧度钙化斑块更易发生断裂。动脉粥样硬化钙化斑块有着与皮质骨相似的力学行为,其抗压强度远大于抗拉强度^[24]。球囊预处理时,球囊扩张带动血管扩张,包含在血管内钙化受血管扩张的拉力。在小

弧度钙化病变中,尽管切割球囊刀片处形成应力集中但其受到的拉应力较大弧度钙化病变小,不足以使钙化发生断裂。在180°钙化病变中,钙化在血管扩张中所受拉应力增大,但仅靠拉力不足以形成裂痕,在1 418.55 kPa扩张压力下使用普通球囊无法使钙化发生断裂,使用切割球囊刀片形成应力集中与拉应力共同作用下使钙化发生断裂。本实验仅有1处刀片对应斑块。Zhu等^[13]实验发现,增加面对斑块的刀片数量能够增加切割球囊的作用效果。在270°钙化病变中,由血管扩张带来的拉应力进一步增大,从而使用普通球囊即可使钙化发生断裂。在切割球囊实验中,相同扩张压力下所产生裂痕较普通球囊少,可能由于刀片应力集中导致钙化所受应力不均匀,在应力集中处断裂后反而使其余钙化所受拉力减小。对于厚度大于0.3 mm的环状钙化,在临床常用的扩张压力下普通球囊和切割球囊无法使钙化发生断裂,此种钙化阻碍支架扩张作用强,盲目使用切割球囊进行处理时可能会发生刀片卡顿的危险,超高压扩张时还会发生球囊爆破^[25]。对于此种病变,应尝试使用旋磨等器械^[26]。

球囊预处理难以使小弧度钙化斑块发生断裂。但研究表明,支架椭圆变形与支架内再狭窄、支架破裂和血栓形成相关^[27]。由支架虚拟植入结果可见,小弧度钙化病变支架置入后管腔的圆形率为82.75%,相比180°钙化斑块预处理后74.42%的圆形率更高,形成严重不良后果可能性较小。

Fujino等^[23]观察261例使用球囊对钙化病变行预处理的患者,以钙化厚度为0.25、0.5、1.0 mm为界,发现钙化厚度大于0.5 mm几乎无法观察到钙化断裂(97例患者中仅有1例),而在100例厚度0.25~0.5 mm钙化病变中有9例观察到钙化断裂,特别在64例厚度小于0.25 mm钙化病变中有18例观察到钙化断裂。本文同样观察到类似的趋势,当钙化呈180°时,在1 215.9 kPa扩张压力下,切割球囊使厚度为0.3 mm钙化斑块产生断裂;当厚度增加为0.4 mm,在临床安全扩张压力下,切割球囊无法使斑块发生断裂。

除了对钙化厚度和弧度进行研究,本文还比较了钙化长度对预处理效果的影响。在180°钙化斑块中,钙化长度由2 mm增加至4 mm不影响钙化断裂效果。因此,本文认为,主要是钙化厚度和弧度

影响钙化斑块预处理效果,而不是钙化长度。

本研究存在一些局限。血管本身表现为各向异性材料,各向异性材料能够更加准确地描述血管的不对称位移^[28],以及动脉层中产生的应力水平高于各向同性模型^[29]。在后续的研究中,需要使用各向异性血管模型,更加准确地评估切割球囊预处理的适用范围。对于钙化斑块模型,尽管本实验采用基于临床钙化病变统计出的常见类型,但钙化的表现形式多样,尤其会出现不均匀钙化,后续需要进一步对此种钙化开展研究。

4 结论

本研究通过建立普通球囊和切割球囊在不同弧度、厚度及长度钙化病变预处理和支架置入的仿真模型,分析切割球囊在不同程度钙化病变中的使用范围,以增加钙化病变介入手术成功率,并减少血管穿孔、撕裂和刀片卡顿等严重并发症的发生。根据实验结果,本研究推荐在厚度小于 0.3 mm 的 180°钙化病变中使用切割球囊,270°钙化斑块使用普通球囊。对于厚度大于 0.3 mm 的环状钙化病变,不推荐使用球囊预处理方法。

参考文献:

- [1] MOSSERI M, SATLER LF, PICHARD AD, et al. Impact of vessel calcification on outcomes after coronary stenting [J]. *Cardiovasc Revasc Med*, 2005, 6(4): 147-153.
- [2] 王伟民, 霍勇, 葛均波. 冠状动脉钙化病变诊治中国专家共识[J]. *中国介入心脏病学杂志*, 2014, 22(2): 69-73.
- [3] ZHANG XY, TANG Z, ZENG YP, et al. Comparison of Lacrosse non-slip elements and cutting balloons in treating calcified coronary lesions: A retrospective, single-blind randomized controlled study [J]. *Adv Ther*, 2019, 36(11): 3147-3153.
- [4] PERFETTI M, FULGENZI F, RADICO F, et al. Calcific lesion preparation for coronary bifurcation stenting [J]. *Cardiol J*, 2019, 26(5): 429-437.
- [5] SOLAR RJ, ISCHINGER TA. Focused force angioplasty [J]. *Cardiovasc Radiat Med*, 2003, 4(1): 47-50.
- [6] WANG X, MATSUMURA M, MINTZ GS, et al. In vivo calcium detection by comparing optical coherence tomography, intravascular ultrasound, and angiography [J]. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2017, 10(8): 869-879.
- [7] KAWASE Y, SAITO N, WATANABE S, et al. Utility of a scoring balloon for a severely calcified lesion: Bench test and finite element analysis [J]. *Cardiovasc Interv Ther*, 2014, 29(2): 134-139.
- [8] SCHIAVONE A, ZHAO LG. A study of balloon type, system constraint and artery constitutive model used in finite element simulation of stent deployment [J]. *Mech Adv Mater Mod Process*, 2015, 1(1): 1-15.
- [9] AVANZINI A, BATTINI D. FEM Simulation of subintimal angioplasty for the treatment of chronic total occlusions [J/OL]. *Math Probl Eng*, 2018, <https://doi.org/10.1155/2018/2648910>.
- [10] 陈冲, 熊艳, 李忠友, 等. 基于实验和数值模拟的不同生物可降解支架构型对支架柔顺性的影响[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 48.
- [11] KAWASE Y, SAITO N, WATANABE S, et al. Utility of a scoring balloon for a severely calcified lesion: bench test and finite element analysis [J]. *Cardiovasc Interv Ther*, 2014, 29(2): 134-139.
- [12] SONG X, ADACHI T, KAWASE Y, et al. Efficacy of the Wolverine cutting balloon on a circumferential calcified coronary lesion: Bench test using a three-dimensional printer and computer simulation with the finite element method [J]. *Cardiovasc Interv Ther*, 2022, 37(1): 78-88.
- [13] ZHU X, UMEZU M, IWASAKI K. Finite element analysis of cutting balloon expansion in a calcified artery model of circular angle 180 degrees: Effects of balloon-to-diameter ratio and number of blades facing calcification on potential calcification fracturing and perforation reduction [J]. *PLoS One*, 2021, 16(5): e0251404.
- [14] KANAI T, HIRO T, TAKAYAMA T, et al. Three-dimensional visualization of scoring mechanism of 'AngioSculpt' balloon for calcified coronary lesions using optical coherence tomography [J]. *J Cardiol Cases*, 2012, 5(1): e16-e9.
- [15] SUGAWARA Y, UEDA T, SOEDA T, et al. Plaque modification of severely calcified coronary lesions by scoring balloon angioplasty using Lacrosse non-slip element: Insights from an optical coherence tomography evaluation [J]. *Cardiovasc Interv Ther*, 2019, 34(3): 242-248.
- [16] HOLZAPFEL GA, SOMMER G, GASSER CT, et al. Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling [J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2005, 289(5): H2048-2058.
- [17] MINTZ GS, POPMA JJ, PICHARD AD, et al. Patterns of calcification in coronary artery disease [J]. *Circulation*, 1995, 91(7): 1959-1965.
- [18] CONWAY C, MCGARRY JP, EDELMAN ER, et al. Numerical simulation of stent angioplasty with predilation:

- An investigation into lesion constitutive representation and calcification influence [J]. *Ann Biomed Eng*, 2017, 45(9): 2244-2252.
- [19] EBENSTEIN DM, COUGHLIN D, CHAPMAN J, *et al.* Nanomechanical properties of calcification, fibrous tissue, and hematoma from atherosclerotic plaques [J]. *J Biomed Mater Res A*, 2009, 91(4): 1028-1037.
- [20] JEZIORSKA M, MCCOLLUM C, WOOLLEY DE. Observations on bone formation and remodelling in advanced atherosclerotic lesions of human carotid arteries [J]. *Virchows Archiv*, 1998, 433(6): 559-565.
- [21] 陈维毅. 骨、软骨与软组织生物力学研究的新进展[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 6.
- [22] FUJINO A, MINTZ G, MATSUMURA M, *et al.* TCT-28 A new optical coherence tomography-based calcium scoring system to predict stent underexpansion [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2017, 70(18): B12-B3.
- [23] FUJINO A, MINTZ GS, LEE T, *et al.* Predictors of calcium fracture derived from balloon angioplasty and its effect on stent expansion assessed by optical coherence tomography [J]. *JACC Cardiovasc Interv*, 2018, 11(10): 1015-1017.
- [24] TURNER C. Biomechanics of bone: Determinants of skeletal fragility and bone quality [J]. *Osteoporos Int*, 2002, 13(2): 97-104.
- [25] 李小龙, 张萌, 董鹏, 等. PCI球囊实际破裂压体外研究[J]. *中国实用医药*, 2011, 29(6): 6-9.
- [26] GOEL S, PASAM RT, CHAVA S, *et al.* Orbital atherectomy versus rotational atherectomy: A systematic review and meta-analysis [J]. *Int J Cardiol*, 2020, 30(3): 16-21.
- [27] GUÉRIN P, PILET P, FINET G, *et al.* Drug-eluting stents in bifurcations: Bench study of strut deformation and coating lesions [J]. *Circ Cardiovasc Interv*, 2010, 3(2): 120-126.
- [28] TRICERRI P, DEDÈ L, DEPARIS S, *et al.* Fluid-structure interaction simulations of cerebral arteries modeled by isotropic and anisotropic constitutive laws [J]. *Comput Mech*, 2015, 55(3): 479-498.
- [29] SCHIAVONE A, ZHAO LG. A computational study of stent performance by considering vessel anisotropy and residual stresses [J]. *Mater Sci Eng C*, 2016, 62: 307-316.