

文章编号: 1004-7220(2023)03-0472-07

瘤颈角度对腹主动脉瘤腔内修复术后支架位移的影响

赵一鸣¹, 曹皓瑶¹, 岳键金¹, 王家嵘², 袁丁², 魏泳涛¹, 郑庭辉¹

(1. 四川大学 建筑与环境学院, 成都 610041; 2. 四川大学华西医院 血管外科, 成都 610041)

摘要:目的 研究瘤颈角度对腹主动脉瘤腔内修复术后支架位移的影响。方法 选用28名患者CT影像分别建立术前腹主动脉瘤(abdominal aortic aneurysm, AAA)模型、术后两次随访(postoperative follow-up)AAA模型和覆膜支架模型,并根据术前瘤颈角度将模型分为非严重成角组($n=14$)和严重成角组($n=14$)。测量每个模型的几何形态,分析手术前后AAA几何参数、术后支架位移变化。通过血流动力学模拟计算术后第1次随访模型的位移力。结果 两组患者在瘤长度、最大直径、位移力、瘤颈长度变化和瘤体积变化有明显差异($P<0.05$)。支架重心位移和近端位移无显著差异($P>0.05$)。在内漏发生情况下,未严重成角组中有2例,严重成角组中有4例($P>0.05$)。结论 严重的瘤颈成角可导致支架位移力显著增加以及近端锚固区减小,进而增加支架位移发生的可能性。建议在临床方面医生应加强对严重瘤颈成角患者的术后随访,警惕远期内漏的发生。

关键词: 腹主动脉瘤; 腹主动脉瘤腔内修复术; 瘤颈角; 血流动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.007

Effects of Aneurysmal Neck Angle on Stent Displacement after Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysm

ZHAO Yiming¹, CAO Haoyao¹, YUE Jianjin¹, WANG Jiarong², YUAN Ding², WEI Yongtao¹, ZHENG Tinghui¹

(1. College of Architecture and Environment, Sichuan University, Chengdu 610041, China; 2. Department of Vascular Surgery, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China)

Abstract: Objective To study the effects of aneurysmal neck angle on stent displacement after endovascular repair of abdominal aortic aneurysm (AAA). **Methods** The CT images of 28 patients were selected to establish preoperative AAA model, postoperative AAA model and covered stent model respectively, and the models were divided into non-severe angulation group ($n=14$) and severe angulation group ($n=14$) according to the preoperative angle of tumor neck. The geometric shape of each model was measured, and the changes of AAA geometric parameters and postoperative stent displacements before and after surgery were analyzed. The displacement force of the model during the first follow-up was calculated by hemodynamic simulation. **Results** Significant differences were found in tumor length, maximum diameter, displacement force, tumor neck length and tumor volume between two groups of patients ($P<0.05$), while there was no significant difference between COG (the center of gravity) displacement and proximal displacement ($P>0.05$). For the incidence of internal leakage, there were 2 cases in non-severe angulation group and 4 cases in severe angulation group ($P>0.05$).

收稿日期: 2022-06-08; 修回日期: 2022-07-26

基金项目: 四川省科技厅重点研发项目(2022YFS0366, 2022YFS0187, 2022YFS0359, 2022YFS0361), 国家自然科学基金项目(12072214)

通信作者: 郑庭辉, 教授, E-mail: tinghui@scu.edu.cn

Conclusions Severe neck angulation can lead to a significant increase in support displacement force and decrease in proximal anchorage zone, and thus increase the possibility of support displacement. It is suggested that doctors should strengthen postoperative follow-up for patients with severe neck angulation and be vigilant of the occurrence of long-term internal leakage in clinic.

Key words: abdominal aortic aneurysm (AAA); endovascular aneurysm repair (EVAR); neck angle; hemodynamics

腹主动脉瘤(abdominal aortic aneurysm, AAA)是指位于肾动脉以下动脉呈瘤状扩张(直径 ≥ 30 mm,或者约为正常主动脉直径的1.5倍)^[1]。大多数患者日常没有明确的症状,病情常在体检时被发现。少数患者会出现腹痛、肿块及周围组织受压等相应症状。一旦瘤囊发生破裂,其死亡率达81%^[2]。

目前临床建议对小且无症状的AAA(男性直径 <55 mm,女性直径 <50 mm)采取腹主动脉瘤腔内修复术(endovascular aneurysm repair, EVAR)进行保守治疗,即通过在AAA处植入覆膜支架,避免血管壁面受到血流带来的冲击力,改善瘤腔内血液流动的环境,降低AAA破裂的风险^[3-4]。然而,内漏和支架位移是EVAR术后常见的并发症。内漏是指EVAR后瘤腔与覆膜支架之间出现持续血液外流的现象,此类现象在近端瘤颈严重成角患者中发生的风险更高。虽然早期阶段植入支架后会有较好的矫直现象,但是随访远期严重成角患者更容易在支架锚固近端发生内漏现象(IA内漏)^[5-7]。因此,严重瘤颈成角患者是否应接受开胸或者EVAR术仍存在争议^[8-10]。此外,尽管严重成角的瘤颈是引起支架位移的重要因素已成为临床共识,但是通过真实病例研究瘤颈严重成角对支架移位的影响,目前还鲜有报道^[11]。

近年来,计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)逐渐受到医生的认可。通过CFD方法模拟得到流腔内壁面剪切力、压降和位移力等血流动力学参数,能够为医生提供更准确的诊断依据^[12-15]。研究表明,瘤颈成角对覆膜支架稳定性有一定影响,肾下主动脉颈角度和近端颈长与支架移位显著相关^[16]。同时,瘤颈角和血流进出口面积比是支架位移力的决定性因素^[17]。但是,上述研究主要集中在 20° 以内的瘤颈成角,并未对严重成角的瘤颈展开探索。

本文选取28名患者,根据患者CT建立3D模型,按照术前瘤颈角度将患者分为非严重成角组(小瘤颈角度,14例)和严重成角组(大瘤颈角度组,14例),进行形态学以及血流动力学计算,探究瘤颈成角严重程度对EVAR术后形态学和血流动力学结果影响。

1 材料与方法

1.1 数据来源

选取2012~2017年在四川大学华西医院接受EVAR术,并有术前1次、术后两次完整CT图像的腹主动脉瘤患者,共计28例。患者随访时间为1~43个月,平均为16个月。记录并比较两组患者的人口统计学、动脉瘤概况(包括动脉瘤直径、颈部长度和颈部直径)、内漏和并发症。

采用Philips Brilliance 64层螺旋CT扫描机。患者取仰卧位,扫描范围自颈根部至大腿上段,包含整条主动脉、重要分支及双侧髂动脉。参数:管电压120 kV,管电流250 mA,准直器宽度0.625 mm,螺距1 mm,重建层厚0.9 mm,层间距0.45 mm。经前臂静脉注射碘造影剂后以相同流率注射40~50 mL生理盐水灌洗。采集的所有数据均在西门子工作站(Leonardo, Siemens Medical Solutions)进行图像后处理,血管影像专科技师挑选质量最佳图像作为诊断图像。

1.2 形态学测量

将CTA原始数据(DICOM格式)导入商业医学建模软件Mimics 21.0(Materialise公司,比利时),使用阈值分割、区域增长、手动编辑等方法将CT信息中血管流腔、支架和骨骼转换为三维模型。最后,生成3D平滑几何图形,并将其导出STL格式(见图1)。

1.2.1 术前模型几何测量 瘤颈长度在主动脉和瘤腔中心线为基础测得,分别进行术后两次随访结

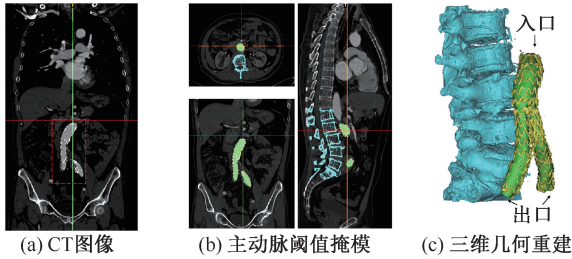


图1 整体几何重建过程

Fig. 1 Overall geometric reconstruction (a) Full CT image, (b) Threshold masks of the aorta, (c) Three-dimensional (3D) geometric reconstruction

注:图1(b)为横断面、冠状面和矢状面的主动脉阈值掩模;重建后,入口和出口用箭头表示腹主动脉的上下侧。

果测量:靠下侧肾动脉的最低处作为起始点,瘤体突然膨大处或者动脉直径大于35 mm处作为终点测得^[18],随后在此基础上做差得到两次不同时期瘤颈长度差值。

术前瘤颈角选取 α 、 β 角进行研究,角度测量如下:构建三维立体模型的空间中心线,在中心线上取感兴趣的点进行坐标记录,利用上述点坐标据三角公式进行计算,得到 α 角(肾上主动脉与瘤颈中心线夹角)和 β 角(瘤颈与瘤囊中心线夹角)[见图2(a)]。随后,根据所测量的 α 、 β 角对28名患

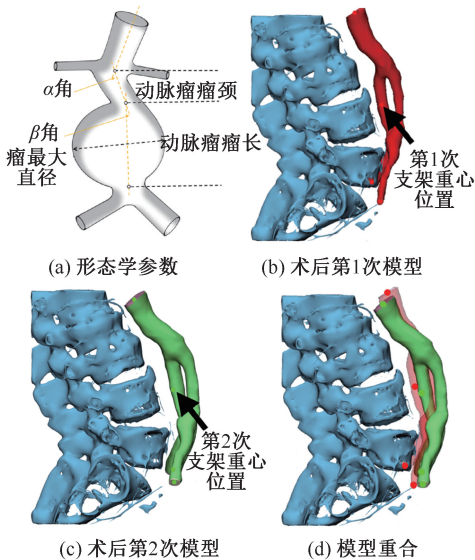


图2 术后支架内流腔模型重合过程

Fig. 2 Model superposition process of stent flow cavity after operation (a) Morphological parameters, (b) The first postoperative model, (c) The second postoperative model, (d) Model overlapping

者进行分组,满足下列1项即为大角度瘤颈,反之则为小角度瘤颈:①瘤颈长度 $l > 15$ mm, $\beta > 75^\circ$; ② $\alpha > 60^\circ$; ③瘤颈长度 $l > 10$ mm, $\beta > 60^\circ$ 或 $\alpha > 45^\circ$ ^[8,19-20]。以此标准,28名患者被分为14名小瘤颈患者,14名大瘤颈患者。

1.2.2 支架位移几何测量 将支架内流腔及对应脊柱进行模型重建,由于支架重心的选取对模型重构精确性依赖较大,为保证测量准确性,将支架内流腔重心位移等效支架重心位移。随后将重建后模型做重合处理,以脊柱模型为参考将两次随访时期的模型重合,记录近端、远端、重心所在坐标后进行计算,分别得到支架在两次随访期所产生的位移[见图2(b)~(d)]。

1.3 血流动力学分析

1.3.1 控制方程 对血液做出如下假设:①血液为不可压缩的黏性牛顿流体;②血管壁被视为刚性无滑移壁面;③血液的密度和黏度为常数。研究使用Fluent软件求解N-S方程来进行仿真数值计算:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} + \nabla p - \mu \Delta \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (2)$$

式中: \mathbf{u} 和 p 分别为流体速度矢量和压力。血液密度 $\rho = 1050$ kg/m³。假定流体为牛顿流体,动态黏度为3.5 mPa·s^[21]。

1.3.2 数值模拟 为保证流域内流体充分发展,将模型入口及出口处延长10倍直径。采用ICEM 19.2对几何模型进行网格划分[见图3(a)]。自动生成最大尺寸为1.5 mm的有限体积网格以及放大率为1.2、总数为5、厚度为0.8的边界层,网格和节点的总数分别为291 322、343 609个。应用FLUENT 2020R1默认的分层隐式三维求解器。方程离散采用二阶迎风差分格式,压力速度修正采用SIMPLEC。边界条件设定为非定常流动,模拟的入

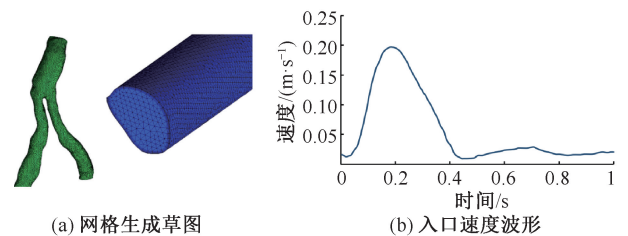


图3 网格划分及边界条件

Fig. 3 Meshing and boundary conditions (a) Sketches of mesh generation, (b) Inlet velocity waveform

口速度波形如图 3(b) 所示。所有进入腹主动脉的血液都流向髂动脉, 出口处设定为 0 压力出口^[12,22]。

1.3.3 位移力计算 临床上关于支架位移力是指血流对支架内壁面产生的冲击作用力, 本研究沿用了这一定义。覆膜支架的位移力可以用净压力和壁面剪应力 (wall shear stress, WSS) 在支架内壁面 x 、 y 和 z 方向上的积分来表示, 即

$$F = \int_A p dA + \int_A \tau dA \quad (3)$$

式中: p 为压力; τ 为壁面剪应力矢量; $\int_A p dA$ 为压力; $\int_A \tau dA$ 为 WSS。本研究在 1 个心动周期内取 200 个点作为记录, 在达到周期性收敛后, 取最后 1 个周期内的最大位移力用作数据分析^[23]。

1.4 数据统计

连续数据以平均值 \pm 标准差表示, 而分类数据以计数和百分比表示。单变量分析采用 t 检验或 Mann-Whitney U 检验, 分类数据采用卡方检验或 Fischer 精确检验。针对两不同参数之间相关性分析采用 R 检验, 利用 R^2 作为决定系数反映模型拟合优度的统计量。所有分析均使用 MedCalc 19.3.1 进行。 $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义。

2 结果

如表 1 所示, 两组患者在基线信息和髂动脉累及方面无显著性差异。在性别方面, 两组患者差异有统计学意义 ($P < 0.05$)。

表 1 患者基本信息和髂动脉累及结果 (* $P < 0.05$)

Tab. 1 Basic information and results of iliac artery involvement in patients

类别	非严重成角组	严重成角组
	($n=14$)	($n=14$)
年龄	70.07 \pm 10.75	69.75 \pm 7.31
性别	男 1 (7.14%) 女 13 (92.86%)	男 7 (50%)* 女 7 (50%)*
吸烟	0	0
高血压	9 (64.29%)	6 (42.86%)
冠心病	1 (7.14%)	2 (11.54%)
糖尿病	1 (7.14%)	0
中风	0	0
紧急事件	4 (28.57%)	2 (14.29%)
髂动脉瘤	4 (28.57%)	5 (35.71%)

针对患者术前形态学测量所得到的数据进行分析 (见表 2)。结果发现, 未严重成角组的瘤长度、最大直径明显小于严重成角组 ($P < 0.05$)。从第 1 次术后随访模型的位移力计算结果来看, 未严重成角组位移力明显小于严重成角组 ($P < 0.05$)。对比两次随访模型测量所得到的结果, 严重成角组支架的重心以及近端的位移均大于未严重成角组 ($P > 0.05$); 未严重成角组瘤颈长度变大, 严重成角组的瘤颈长度变小 ($P < 0.05$); 未严重成角组的瘤体体积变大幅度显著小于严重成角组 ($P < 0.05$)。临床结果方面, 本研究将术后第 1 次随访的 IA 内漏情况纳入统计, 观察到未严重成角组有 2 例 IA 型内漏, 而严重成角组有 4 例 ($P > 0.05$)。

表 2 患者形态学参数

Tab. 2 Morphological parameters of the patients

参数	未严重成角组	严重成角组
	($n=14$)	($n=14$)
瘤长度/mm	83.44 \pm 22.15	107.17 \pm 25.11*
瘤最大直径/mm	49.75 \pm 13.4	63.85 \pm 14.87*
α 角/(°)	31.31 \pm 10.4	68.31 \pm 38.18**
β 角/(°)	40.93 \pm 21.1	82.91 \pm 19.47**
位移力/N	2.062 \pm 0.779	3.398 \pm 2.05*
重心位移/mm	5.6 \pm 2.89	6.86 \pm 4.07
近端位移/mm	4.12 \pm 2.77	5.35 \pm 2.3
瘤颈长度变化/mm	4.18 \pm 4.33	-4.64 \pm 6.4**
瘤体体积变化/mm ³	2 939.56 \pm 28 967.4	72 607.94 \pm 93 435.11**
随访时间/月	13.78	20.21

注: * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$ 。

进一步, 线性回归分析显示, 术前 α 和 β 角都与位移力呈现出正相关的关系。在 α 角和临床结果的关系上进行曲线拟合, 结果发现, $\alpha > 40^\circ$ 时, 锚定区长度 (瘤颈长度) 逐渐缩小; $\alpha > 80^\circ$ 时, 减小幅度逐渐平稳, 之后出现回缩。在 β 角和瘤颈长度变化的关系上, $\beta > 60^\circ$ 时, 出现了瘤颈长度变小的现象。此外, α 和 β 角与支架近端位移、支架重心的位移均呈正相关。另一方面, 较大的 β 角对应着较大的瘤体体积变化 (见图 4)。

3 讨论

相比于开放手术, EVAR 手术因具有微创、风险低等特点逐渐成为临床对 AAA 患者治疗的首选^[24-25]。但是 EVAR 术后内漏等并发症的发生以及患者临床结局的发展并不明确。目前研究显示,

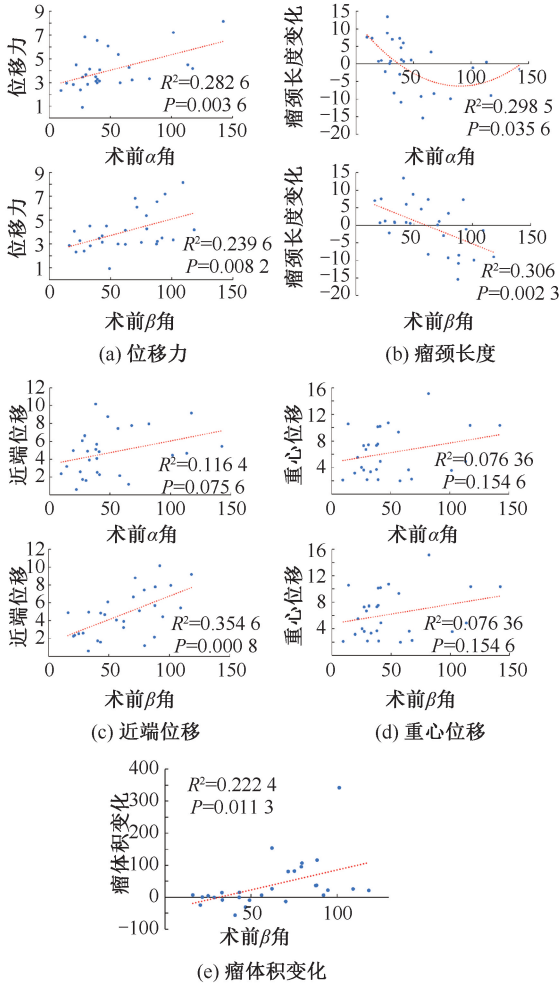


图4 回归分析结果

Fig. 4 Regression analysis results (a) Displacement force, (b) Neck angle, (c) Proximal displacement, (d) Displacement of center of gravity, (e) Change in tumor volume

$\beta > 60^\circ$ 会增大病人 EVAR 术后早期和晚期 IA 内漏的发生率,还与严重瘤颈角度和近端颈部扩张以及术后再干预等危险因素显著相关^[5-6]。随着 CFD 的发展,通过血流动力学参数在辅助诊断或预测临床结局中的作用逐渐受到临床医生认可,研究表明,位移力确实对支架的位移有一定影响^[12,26]。Drewe 等^[27]研究表明,随着髂支交叉角的增加,支架位移力逐渐增大,导致支架稳定性的降低。而 Li 等^[12]分析不同瘤颈角度的理想模型发现,当术后 $\alpha < 40^\circ$ 时,瘤颈角与支架位移力相关性并不强,但 $\alpha > 40^\circ$ 后,支架位移力开始显著增加。进一步地, Figueroa 等^[28]提出,瘤颈角度和支架位移力的方向密切相关。当角度增大时,支架位移力与纵轴的夹角也逐

渐增大,其中 α 角更容易导致支架位移力与纵轴夹角的增加。综上所述,以往针对于患者瘤颈角度大多均采用理想模型进行血流动力学研究,且多数瘤颈角度并未达到严重成角的定义^[29-32]。因此,本研究纳入瘤颈严重成角和未严重成角各 14 例腹主动脉瘤患者,建立术前瘤囊模型,以及两次随访时期覆膜支架、瘤囊和主动脉模型,从支架位移力和锚固区长度角度,分析瘤颈严重成角对患者 EVAR 术后支架位移及部分形态学影响。

首先,在形态学方面,严重成角组的瘤长度和瘤最大直径显著大于未严重成角组,该结果与文献^[19]一致。由此,对于严重成角组的患者需要更多后期观察随访。但在分析两次随访期间的结果时发现,瘤颈长度变化和瘤体积变化在两个分组中具有较大差异。28 例动脉瘤患者中,只有 7 例存在动脉瘤囊退化的现象,这与 Le 等^[33]提出不论动脉瘤成角严重与否,均发生轻微的瘤囊退化现象有所不同。但是,对于其中 6 例 IA 内漏患者,均发生瘤囊体积进一步增大的趋势,且数值均大于平均值。此外,本文发现,未严重成角组瘤颈长度呈现增大的趋势,而严重成角组中却出现了相反的结果。通常,在临床方面认为,颈部太短将会导致支架附着强度不足,可能会发生支架迁移。本文推测,这是瘤体体积变化所导致,但术后随访期两次瘤体体积变化差值与瘤颈长度变化差值之间并无显著相关性。考虑到样本量较少,本文暂时没有找到具体原因更好地解释此现象的发生,在随后的研究中可以通过扩大样本量来验证。

其次,位移力方面在两组之间表现出差异性。成角更严重的动脉瘤,往往伴随更大的位移力,即 α 、 β 角与位移力均具有相似的正相关关系。同时, α 、 β 角还与近端位移和重心的位移表现出正相关,且 β 角所显示出更大的相关性,提示严重的瘤颈角度可能会导致位移和位移力的增加。另外,随访中瘤颈长度(即锚定区长度)的减少易导致支架在近端处所产生的约束力变小,在约束力减小而位移力增大的情况下,增大了支架产生位移的发生概率。

本研究的局限性如下:① 支架的位移力不仅与血流动力学有关,也与血管壁的变形有关,本文的血流动力学计算没有考虑血管壁变形所造成的误差;② 仅选取 28 例 AAA 患者,病例数量较少,且随

访时长较短,可能是部分参数差异性不明显的主要原因。本课题组也将在随后的研究中纳入更多患者,增强结果的统计学意义。建议临床医生在实际治疗过程中对瘤颈成角度较大的患者加强随访,以避免 EVAR 术后 IA 型内漏等不良事件的发生。

4 结论

严重的瘤颈成角可导致支架位移力显著增加,且 α 、 β 角与重心位移及位移力呈正相关;同时,严重的瘤颈成角也伴随着临床随访过程中近端锚定区长度减少,进而弱化对支架近端约束,增大近端位移的可能性,增大患者后期发生 IA 内漏的风险。严重瘤颈成角患者在进行开放手术与 EVAR 术选择时,可以增加对开放手术的关注,减小二次干预发生的可能性。此类患者在 EVAR 术后,即便短期未显现出内漏风险,仍应保持警惕,并适当增加随访次数。

参考文献:

- [1] 张韬,郭伟. 腹主动脉瘤诊断和治疗中国专家共识[J]. 中国实用外科杂志, 2022, 42(4): 380-387.
- [2] 胡国华,符伟国. 降低破裂腹主动脉瘤的死亡率[J]. 中国血管外科杂志(电子版), 2014, 6(4): 196-199.
- [3] GREENHALGH RM, BROWN LC, KWONG G PS, *et al.* Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1), 30-day operative mortality results: Randomised controlled trial [J]. *Lancet*, 2004, 364(9437): 843-848.
- [4] LEDERLE FA, FREISCHLAG JA, KYRIAKIDES TC, *et al.* Outcomes following endovascular vs open repair of abdominal aortic aneurysm a randomized trial [J]. *J Am Med Assoc*, 2009, 302(14): 1535-1542.
- [5] ABURALIMA AF, CAMPBELL J, STONE PA, *et al.* Early and late clinical outcomes of endovascular aneurysm repair in patients with an angulated neck [J]. *Vascular*, 2010, 18(2): 93-101.
- [6] HOB0 R, KIEVIT J, LEURS LJ, *et al.* Influence of severe infrarenal aortic neck angulation on complications at the proximal neck following endovascular AAA repair: A EUROSTAR study [J]. *J Endovasc Ther*, 2007, 14(1): 1-11.
- [7] SCHANZER A, GREENBERG RK, HEVELONE N, *et al.* Predictors of abdominal aortic aneurysm sac enlargement after endovascular repair [J]. *Circulation*, 2011, 123(24): 2848-2455.
- [8] OLIVEIRA NFG, GONCALVES FB, HOEKS SE, *et al.* Long-term outcomes of standard endovascular aneurysm repair in patients with severe neck angulation [J]. *J Vasc Surg*, 2018, 68(6): 1725-1735.
- [9] MALAS MB, HICKS CW, JORDAN WD, *et al.* Five-year outcomes of the PYTHAGORAS US clinical trial of the Aorfix endograft for endovascular aneurysm repair in patients with highly angulated aortic necks [J]. *J Vasc Surg*, 2017, 65(6): 1598-606.
- [10] RODEL SGJ, ZEEBREGTS CJ, HUISMAN AB, *et al.* Results of the anaconda endovascular graft in abdominal aortic aneurysm with a severe angulated infrarenal neck [J]. *J Vasc Surg*, 2014, 59(6): 1495-1501.
- [11] VAN KEULEN JW, MOLL FL, ARTS J, *et al.* Aortic neck angulations decrease during and after endovascular aneurysm repair [J]. *J Endovasc Ther*, 2010, 17(5): 594-598.
- [12] LI Z, KLEINSTREUER C. Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model [J]. *J Biomech*, 2006, 39(12): 2264-2273.
- [13] ALGABRI YA, ROOKKAPAN S, GRAMIGNA V, *et al.* Computational study on hemodynamic changes in patient-specific proximal neck angulation of abdominal aortic aneurysm with time-varying velocity [J]. *Australas Phys Eng Sci Med*, 2019, 42(1): 181-190.
- [14] 刘有军,乔爱科. 血流动力学及其医学应用[J]. 医用生物力学, 2012, 27(5): 475-480.
- LIU YJ, QIAO AK. Hemodynamics and its medical application [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(5): 475-480.
- [15] HOWELL BA, KIM T, CHEER A, *et al.* Computational fluid dynamics within bifurcated abdominal aortic stent-grafts [J]. *J Endovasc Ther*, 2007, 14(2): 138-43.
- [16] ASENBAUM U, SCHODER M, SCHWARTZ E, *et al.* Stent-graft surface movement after endovascular aneurysm repair: baseline parameters for prediction, and association with migration and stent-graft-related endoleaks [J]. *Eur Radiol*, 2019, 29(12): 6385-6395.
- [17] ROOS H, TOKAREV M, CHERNORAY V, *et al.* Displacement forces in stent grafts: Influence of diameter variation and curvature asymmetry [J]. *Eur J Vasc Endovasc*, 2016, 52(2): 150-156.
- [18] 韩茂男,赵纪春,黄斌,等. 2020年欧洲血管外科学会(ESVS)血管移植感染诊治临床实践指南解读[J]. 中国普外基础与临床杂志, 2020, 27(12): 1485-1490.
- [19] BASTOS GONCALVES F, DE VRIES JPPM, VAN KEULEN JW, *et al.* Severe proximal aneurysm neck angulation: Early results using the enduring stentgraft system [J]. *Eur J Vasc Endovasc*, 2011, 41(2): 193-200.
- [20] OLIVEIRA NFG, BASTOS GONCALVES FM, DE VRIES

- JPPM, *et al.* Mid-term results of evar in severe proximal aneurysm neck angulation [J]. *Eur J Vasc Endovasc*, 2015, 49(1): 19-27.
- [21] LIU G, WU J, GHISTA DN, *et al.* Hemodynamic characterization of transient blood flow in right coronary arteries with varying curvature and side-branch bifurcation angles [J]. *Comput Biol Med*, 2015, 64: 117-126.
- [22] TRENNER M, KUEHNL A, REUTERSBERG B, *et al.* Nationwide analysis of risk factors for in-hospital mortality in patients undergoing abdominal aortic aneurysm repair [J]. *Brit J Surg*, 2018, 105(4): 379-387.
- [23] JOLY F, SOULEZ G, LESSARD S, *et al.* A cohort longitudinal study identifies morphology and hemodynamics predictors of abdominal aortic aneurysm growth [J]. *Ann Biomed Eng*, 2020, 48(2): 606-623.
- [24] HOSHINA K, ISHIMARU S, SASABUCHI Y, *et al.* Outcomes of endovascular repair for abdominal aortic aneurysms a nationwide survey in Japan [J]. *Ann Surg*, 2019, 269(3): 564-573.
- [25] LIU M, SUN AQ, DENG XY. Hemodynamic performance within crossed stent grafts: Computational and experimental study on the effect of cross position and angle [J]. *Biomed Eng Online*, 2018, 17(1): 85.
- [26] GONCALVES FB, DE VRIES J, VAN KEULEN JW, *et al.* Severe proximal aneurysm neck angulation: Early results using the endurant stentgraft system [J]. *Eur J Vasc Endovasc*, 2011, 41(2): 193-200.
- [27] DREWE CJ, PARKER LP, KELSEY LJ, *et al.* Haemodynamics and stresses in abdominal aortic aneurysms: A fluid-structure interaction study into the effect of proximal neck and iliac bifurcation angle [J]. *J Biomech*, 2017, 60: 150-156.
- [28] FIGUEROA CA, TAYLOR CA, YEH V, *et al.* Effect of curvature on displacement forces acting on aortic endografts: A 3-dimensional computational analysis [J]. *J Endovasc Ther*, 2009, 16(3): 284-294.
- [29] XENOS M, ALEMU Y, ZAMFIR D, *et al.* The effect of angulation in abdominal aortic aneurysms: Fluid-structure interaction simulations of idealized geometries [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2010, 48(12): 1175-1190.
- [30] STERNBERGH WC, CARTER G, YORK JW, *et al.* Aortic neck angulation predicts adverse outcome with endovascular abdominal aortic aneurysm repair [J]. *J Vasc Surg*, 2002, 35(3): 482-486.
- [31] YEOW SL, LEO HL. Hemodynamic study of flow remodeling stent graft for the treatment of highly angulated abdominal aortic aneurysm [J]. *Comput Math Method Med*, 2016, doi: 10.1155/2016/3830123.
- [32] ALGABRI YA, ROOKKAPAN S, CHATPUN S, *et al.* Three-dimensional finite volume modelling of blood flow in simulated angular neck abdominal aortic aneurysm [C]// *Proceedings of the 2nd International Conference on Computational Fluid Dynamics in Research and Industry (CFDRI)*. Songkhla: [s. n.], 2017.
- [33] LE TB, MOON MH, JEON YS, *et al.* Evaluation of aneurysm neck angle change after endovascular aneurysm repair clinical investigations [J]. *Cardiovasc Inter Rad*, 2016, 39(5): 668-675.