

文章编号:1004-7220(2022)01-0118-06

功能性端侧吻合自体动静脉内瘘中的血流动力学分析

杨洪雨, 刘昱文, 阿曼古力·艾热提, 赵相双, 麦尔哈巴·达毛拉, 肖卓韬
(克孜勒苏柯尔克孜自治州人民医院 肾内科, 新疆 阿图什市 845350)

摘要:目的 应用计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)方法探索功能性端侧吻合自体动静脉内瘘(arteriovenous fistulas, AVF)中的血流动力学特征,为AVF的临床应用提供理论依据。方法 建立功能性端侧吻合(STE组)与常规端侧吻合(cSTE组)AVF模型。分析远端动脉血流逆向与顺向两种情况下各组模型的血流动力学参数,包括血流速度、压降、低壁面切应力区域面积(low wall shear stress area, LWSSA)。结果 远端动脉血流逆向时,STE组总LWSSA较cSTE组下降5.70%,STE组静脉壁LWSSA较cSTE组下降49.71%。远端动脉血流顺向时,STE组总LWSSA较cSTE组增加6.97%,STE组静脉壁LWSSA较cSTE组下降10.62%。结论 远端动脉血流逆向时,功能性端侧吻合可以明显减少AVF的LWSSA;顺向时,功能性端侧吻合对LWSSA的改善作用不明显。

关键词:功能性端侧吻合;动静脉内瘘;血流动力学

中图分类号:R 318.01 文献标志码:A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.018

Hemodynamic Analysis on Functional End-to-Side Anastomosis of Autogenous Arteriovenous Fistula

YANG Hongyu, LIU Yuwen, Amangul·HAYRAT, ZHAO Xiangshuang, Marhaba·DAMAOLA, XIAO Zhuotao

(Department of Nephrology, Hospital of Kizilsu Kirghiz Autonomous Prefecture, Artux 845350, Xinjiang, China)

Abstract: **Objective** To explore the hemodynamic characteristics in functional side-to-end (STE) anastomosis arteriovenous fistula (AVF) by computational fluid dynamics (CFD), so as to provide theoretical basis for clinical application of the AVF. **Methods** AVF models of functional STE anastomosis (STE group) and conventional STE anastomosis (cSTE group) were established. The hemodynamic parameters of models in two groups under retrograde and antegrade flow states were analyzed, including blood flow velocity, pressure drop, low wall shear stress area (LWSSA). **Results** Under retrograde flow, the total LWSSA in STE group was 5.70% lower than that in cSTE group, and the LWSSA on venous wall in STE group was 49.71% lower than that in cSTE group. Under antegrade flow, the total LWSSA in STE group was 6.97% greater than that in cSTE group, and the LWSSA on venous wall in STE group was 10.62% lower than that in cSTE group. **Conclusions** Under retrograde flow state, functional STE anastomosis can significantly decrease the LWSSA of AVF, while under antegrade flow state, functional STE anastomosis has no significant impact on improving the LWSSA of AVF.

Key words: functional side-to-end anastomosis; arteriovenous fistula (AVF); hemodynamics

收稿日期:2021-02-08; 修回日期:2021-05-11

基金项目:新疆维吾尔自治区继续教育项目(20200305A-15)

通信作者:肖卓韬,主治医师,E-mail:782307767@qq.com

自体动静脉内瘘(arteriovenous fistulas, AVF)是慢性肾脏病5期患者进行血液透析的首选血管通路,其中桡动脉头静脉是目前最常用的吻合血管,但是国外报道桡动脉-头静AVF总体失功率达24%,内瘘失功将严重影响血液透析^[1]。最常见的失功原因是血管内膜增生引起的管腔狭窄,好发部位是瘘口、流出道、动脉壁^[2]。内膜增生的发生与好发部位血流动力学异常相关:内瘘异常的形态导致吻合口附近产生湍流,导致血管壁面切应力(wall shear stress, WSS)下降,进而激活内皮细胞,诱导平滑肌细胞、炎症细胞的聚集与增殖,最终导致内膜增生^[3-7]。为此,许多研究致力于提高WSS以减轻局部内膜增生及预防狭窄,如旋动流、血管外支架、背负式直线嵌体技术等^[8-10]。虽然狭窄发生后,可以通过介入治疗、手术取栓、通路重建等多种方法来维护内瘘通畅,但是医生仍希望通过改进初次手术方式来提高通畅率^[11]。

功能性端侧吻合是一种可以减少内膜增生、提高AVF通畅率的手术方式,与传统端侧吻合的区别在于其通过侧-侧吻合建立AVF的同时结扎远端静脉^[12-13]。研究认为,该种吻合方法提高通畅率的原因是可以不受限于患者的静脉条件,建立直径更大的吻合口^[14]。目前,功能性端侧吻合AVF正在临床逐渐推广,但是国内鲜有针对该种内瘘的血流动力学研究报道。计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)是一种基于流体力学和计算机科学模拟血管内血流的方法,国内主要用于心脏大血管、血管搭桥的仿真模拟^[15-17]。本文根据AVF远端动脉不同血流方向分为逆向和顺向两种情况,应用CFD方法分别研究逆向、顺向两种情况下不同端侧吻合AVF中的血流动力学特征,为临床使用功能性端侧吻合AVF提供理论基础。

1 研究方法

1.1 建模

应用软件SolidWorks 18(SolidWorks公司,美国)建立功能性端侧吻合(functional side-to-end anastomosis)AVF(STE组)与传统端侧吻合(conventional side-to-end anastomosis)AVF(cSTE组)模型。动脉、静脉直径均为4 mm,吻合角 $\theta =$

30°,吻合口为长8 mm、宽4 mm的椭圆形。根据远端动脉血流方向分为两种情况:①逆向,血流分别从近心端动脉(proximal artery, PA)和远心端动脉(distal artery, DA)流入,经近心端静脉(proximal vein, PV)流出;②顺向,血流仅从PA流入,分别从DA和PV流出(见图1)。

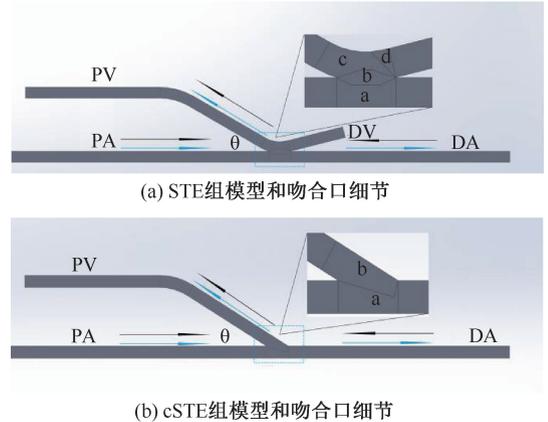


图1 不同端侧吻合模型示意图

Fig.1 Schematic diagram of models with different side-to-end anastomosis (a) Overview and details of anastomosis area in STE model, (b) Overview and details of anastomosis area in cSTE model

注: θ 吻合角,黑色实心箭头表示逆向动脉血流,蓝色实线箭头表示顺向动脉血流。

两种血流状态下,STE组远心静脉端(distal vein, DV)均封闭。在吻合口附近根据相对位置,将STE组血管壁分为吻合口下侧动脉壁a、吻合口壁b、吻合口上侧静脉壁c+d,并根据此处血液分流方向,分为左侧静脉壁c和右侧静脉壁d;cSTE组分为吻合口下侧动脉壁a;吻合口上侧静脉壁b。将模型导入ANSYS 17.0(ANSYS公司,美国)进行网格化,网格划分采用非结构网格,STE、cSTE组模型网格数分别约为270万和220万。

1.2 血流动力学模拟

利用CFD软件Fluent 17(ANSYS公司,美国)模拟模型内血流,该软件使用有限体积法进行分析。本文中,血液默认是层流、稳态、恒温、不可压缩的非牛顿流体,密度为 $1\ 060\ \text{kg}/\text{m}^3$,血液黏度根据Carreau模型计算:

$$\mu = \mu_{\infty} + \frac{\mu_0 - \mu_{\infty}}{[1 + (\lambda\dot{\gamma})^a]^{\frac{1-n}{a}}} \quad (1)$$

式中： μ_0 为零剪切黏度， $\mu_0 = 56 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ ； μ_∞ 为无穷剪切黏度， $\mu_\infty = 3.45 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ ； λ 为特征松弛时间， $\lambda = 1.092 \text{ s}$ ；常数 $n=0.22, a=2^{[18]}$ 。控制方程为不可压缩流体的 Navier-Stokes 方程、连续性方程。

1.3 边界条件

血管壁设定为刚性无滑移管壁，设定入口总流速为 31.70 cm/s ，根据远端动脉血流方向设置入口和出口条件：① 逆向，PA 入口流速 24.40 cm/s ，DA 入口流速 7.30 cm/s ，PV 出口为零压力出口；② 顺向：PA 入口流速 31.70 cm/s ，DA 出口流速 6.023 cm/s ，PV 出口为零压力出口^[19]。

1.4 血流动力学参数测量

本文使用血流速度、压降、低壁面切应力区域面积(low wall shear stress area, LWSSA)评价模型中的血流动力学。血流速度测量 PV 末端平面的平均

流速，分别计算模型横切平面中速度云图及轨迹。压降为分别距离吻合口 2.5 mm 处 PV 与 PA 平面的平均压力差。LWSSA 为模型中吻合口下侧动脉壁、吻合口壁面、吻合口上侧静脉壁以及 PV 管壁中 $WSS \leq 1 \text{ Pa}$ 的区域面积。

2 结果

2.1 血流速度与压降

由静脉流出道末端平面的平均血流速度可知，该处血流形态趋于层流，可代表流出道的血流速度。逆向时，STE、cSTE 组静脉流出道流速分别为 $31.84, 31.76 \text{ cm/s}$ ；顺向时，STE、cSTE 组静脉流出道流速分别为 $25.74, 25.58 \text{ cm/s}$ （见表 1）。

表 1 不同端侧吻合模型组血流动力学参数比较

Tab.1 Comparison of hemodynamics parameters in models with different side-to-end anastomosis

参数	测量位置	逆向		顺向	
		STE 组	cSTE 组	STE 组	cSTE 组
流速/($\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$)	静脉流出道	31.84	31.76	25.74	25.58
压降/Pa	吻合口	-194.63	-196.62	-108.02	-143.69
LWSSA/ mm^2	下侧动脉壁	52.31	47.21	41.34	38.46
	吻合口壁	0.80	—	0.12	—
	上侧静脉壁	左侧 2.88 右侧 5.16	17.69 —	0.77 0	1.07 —
	近心端静脉壁	0.06	0.01	0.12	0.06

由模型横切面的速度云图及血流轨迹可见，逆向时，STE、cSTE 组最大血流速度分别为 $65, 66 \text{ cm/s}$ ，两组低流速区都集中在吻合口下侧动脉壁，STE 组血流经吻合口接触上侧静脉壁后出现向左和向右的分流，并产生 1 个较小的低流速区，右向分流在 DV 盲端形成明显涡流后流速下降，左向血流进入 PV 后在其下壁出现 1 个低流速区域；cSTE 组血流经吻合口接触上侧静脉壁后随即产生 1 个明显的涡流，流速明显下降，左向血流则同 STE 组，在 PV 下侧壁提前出现一个低流速区。顺向时：STE、cSTE 组最大血流速度分别为 $61, 62 \text{ cm/s}$ ，低流速区同样集中在下侧动脉壁，STE 组血流经吻合口后大部分直接进入 PV，无明显右向分流；cSTE 组血流经吻合口接触对侧静脉壁后大部分进入 PV，一部分右向分流进入 DA，静脉壁附近没有明显涡流形成

(见图 2)。

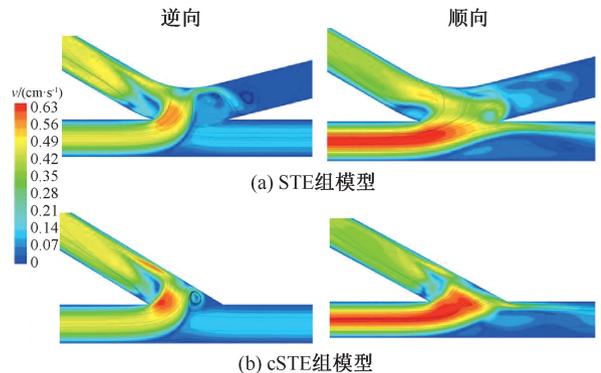


图 2 不同端侧吻合模型组横切面中血流速度以及轨迹（黑色实线）

Fig.2 Blood flow velocity and trajectory (black solid line) in the transverse sections of models with different side-to-end anastomosis (a) Model in STE group, (b) Model in cSTE group

逆向时,STE、cSTE 组压降分别为 -194.63 、 -196.62 Pa;顺向时,STE、cSTE 组压降分别为 -108.02 、 -143.69 Pa(见表1)。

2.2 LWSSA

2.2.1 总体与下侧动脉管壁 LWSSA 逆向时,STE、cSTE 组总 LWSSA 面积分别为 61.21 、 64.91 mm^2 ,前者较后者下降 5.70% ;顺向时,STE、cSTE 组总 LWSSA 面积分别为 42.35 、 39.59 mm^2 ,前者较后者增加了 6.97% (见图3)。在这两种远端动脉血流情况下,LWSSA 都主要集中在下侧动脉壁。逆向时,STE、cSTE 组动脉壁 LWSSA 分别为 52.31 、 47.21 mm^2 ,分别占总面积的 85.46% 、 72.73% ;顺向时,STE、cSTE 组动脉壁 LWSSA 分别为 41.34 、 38.46 mm^2 ,分别占总面积 97.61% 、 97.14% (见表1)。

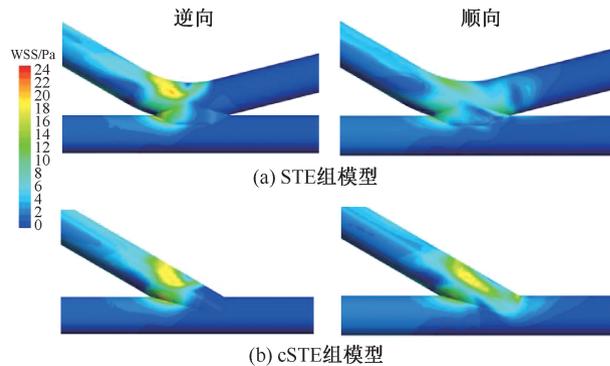


图3 不同端侧吻合模型组管壁壁面切应力分布

Fig.3 WSS distributions in vascular wall of models with different side-to-end anastomosis (a) Model in STE group, (b) Model in cSTE group

注:深蓝色为血管壁上 WSS ≤ 1 Pa 区域的分布。

2.2.2 静脉管壁 LWSSA 吻合口静脉壁和近心端静脉壁的 LWSSA 相对较少。逆向时,STE 组吻合口壁面 LWSSA 为 0.80 mm^2 ,STE、cSTE 组近心端静脉壁 LWSSA 分别为 0.06 、 0.01 mm^2 ;顺向时,STE 组吻合口壁面 LWSSA 为 0.12 mm^2 ,STE、cSTE 组近心端静脉壁 LWSSA 分别为 0.12 、 0.06 mm^2 (见图4)。吻合口上侧静脉壁 WSS 分布各组间有明显区别。逆向时,STE 组上侧静脉左侧壁 c 和右侧壁 d 的 LWSSA 分别为 2.88 、 5.16 mm^2 ,cSTE 组上侧静脉壁 LWSSA 为 17.69 mm^2 ;顺向时,STE 组上侧静脉左侧壁 LWSSA 为 0.77 mm^2 ,右侧壁无 LWSSA,cSTE 组上侧静脉壁 LWSSA 为 1.07 mm^2 (见图4)。逆向

时,STE 组静脉壁 LWSSA 较 cSTE 组下降 49.71% (8.90 mm^2 vs 17.70 mm^2 ,绝对值 8.80 mm^2);顺向时,STE 组静脉壁 LWSSA 较 cSTE 组下降 10.62% (1.01 mm^2 vs 1.13 mm^2 ,绝对值 0.12 mm^2)。

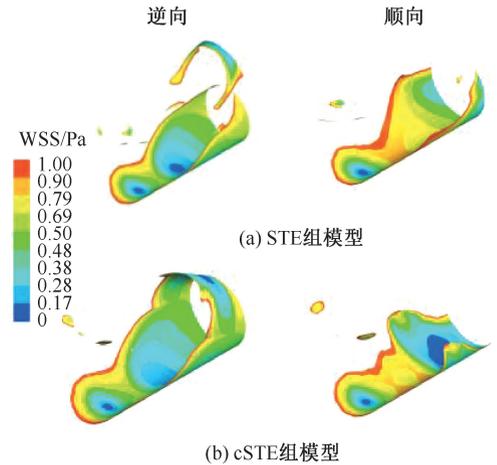


图4 不同端侧吻合模型组吻合口局部低壁面切应力 (≤ 1 Pa) 分布
Fig.4 Low WSS (≤ 1 Pa) distributions in local anastomosis areas of models with different side-to-end anastomosis

(a) Model in STE group, (b) Model in cSTE group

3 讨论

功能性端侧吻合技术目前已应用于临床。Leigh 等^[14] 研究发现,功能性端侧吻合 AVF 术后 6 月初级通畅率为 75% ,常规端侧吻合通畅率为 48% 。Hong 等^[12] 研究发现,功能性端侧吻合 AVF 术后 1 月、1 年和 2 年通畅率分别为 96% 、 93% 和 90% ,均高于常规 AVF 术。功能性端侧吻合可以有效减少 AVF 静脉内膜增生,提高通畅率,但国内鲜有针对该吻合方法的基础研究。本文应用 CFD 方法分别分析远端动脉血流逆向和顺向两种情况下功能性端侧吻合与传统端侧吻合自体 AVF 中的血流动力学特征。

AVF 流出道血供可来自 DA 与 PA(逆向),也可以仅由 PA 供血而一部分血流经 DA 流向掌侧(顺向),目前无法在术前预测术后远端动脉血流的方向。但是临床观察发现,术后以逆向血流多见,故研究逆向情况下 AVF 中的血流动力学特征更有意义。本文分别讨论上述两种情况,设定入口总速度为 31.70 cm/s ,并分别设定不同的边界条件^[19-20]。

压降是流体在管中流动时克服摩擦力和湍流时,质点间相互碰撞并交换动量而引起的能量损失,表现为流体流动的前后产生的压力差,被认为是一个评估流体阻力与能量损耗的指标^[21]。远端动脉血流逆向时,STE、cSTE组没有因形态的改变而产生较大的压降变化,提示血流在经过吻合口后并没有因为形态的变化而增加阻力;而顺向时,cSTE组的压降变化较STE组明显,提示此情况下cSTE组能量损耗大,但是本文并没有观察到其对局部血流速度的明显影响。

常规端侧吻合AVF中,内膜增生的好发部位往往是低流速、低壁面切应力区域,常见位置有吻合口、流出道静脉和吻合口下侧动脉壁^[6,22]。本文发现,远端动脉血流逆向时,吻合口下侧动脉壁LWSSA的产生主要与DA、PA相向的血流交汇有关。顺向时,中动脉内LWSSA位置相对偏后,虽然下侧动脉壁LWSSA分别占各组总LWSSA的绝大多数比例(72.73%~97.61%),但是临床上动脉发生内膜增生而致狭窄的情况并不常见,绝大多数内膜增生发生在静脉壁上,这可能与动静脉结构、顺应性不同相关^[23]。

因此,AVF中静脉壁上LWSSA分布对血管内膜增生的影响更为重要。吻合口附近静脉壁是LWSSA最集中的部位,也是临床上内膜增生、狭窄最常见的部位。当远端动脉血流逆向时,cSTE组吻合口上侧的静脉壁周围产生明显涡流,该处血流速明显下降,并在静脉壁上产生较大的LWSSA;而在STE组中,血流在遇到上侧静脉壁后出现分流,左侧分流进入PV,右侧分流继续向DV流动,仅在分流位置出现小范围LWSSA。当然,静脉远端是一盲端,右向的分流最终会在盲端出现涡流、反流,从而减慢流速,产生LWSSA,但是该位置已经远离吻合口,即使出现血栓或内膜增生都不会导致吻合口或者流出道的狭窄。顺向时,cSTE组没有产生明显涡流,局部血流形态更接近层流,仅在吻合口上侧静脉壁产生少量LWSSA;STE组中同样没有产生明显左右分流,不同于逆向时上侧静脉右壁的大面积LWSSA,STE组在右侧壁没有观察到LWSSA,左侧壁也仅少量存在。本文结果表明,逆向时,STE组静脉壁LWSSA较cSTE组下降了49.71%,绝对值为 8.80 mm^2 ,这可能是逆向时功能性端侧吻合减少静

脉内膜增生、提高AVF通畅率的最主要原因。顺向时,STE组静脉壁LWSSA虽较cSTE组下降了10.62%,但绝对值仅为 0.12 mm^2 ,可能对减少内膜增生作用不明显。

最后,在动脉远端血流逆向和顺向各组的PV中观测到下方小面积的LWSSA,该LWSSA的形成原因是血流经吻合口向左进入PV时,突然改变的血管角度导致局部湍流,流速下降;逆向和顺向时,STE组该处LWSSA发生部位较cSTE组均较晚出现,且面积较cSTE组大。总体而言,两种情况下各组PV中LWSSA占总面积的比例非常小,可能对静脉流出道内膜增生有一定影响。

4 结论

本文通过CFD模拟远端动脉血流逆向和顺向两种情况下,功能性端侧吻合和传统端侧吻合自体AVF模型中的血流动力学,阐述了功能性端侧吻合改善局部血流动力学的机制。本文认为,远端动脉血流逆向时,功能性端侧吻合不增加吻合口处血流的阻力,减少湍流产生,较常规端侧吻合静脉LWSSA明显减少,该机制可能是功能性端侧吻合降低AVF吻合口与流出道内膜增生、狭窄发生率的主要原因。顺向时,功能性端侧吻合改善血流动力学的作用不明显。本文结果为临床使用功能性端侧吻合建立自体AVF提供理论基础。

参考文献:

- [1] SHIU YT, ROTMANS JI, GEELHOED WJ, *et al.* Arteriovenous conduits for hemodialysis: How to better modulate the pathophysiological vascular response to optimize vascular access durability [J]. *Am J Physiol Renal Physiol*, 2019, 316(5): F794-F806.
- [2] QUENCER KB, ARICI M. Arteriovenous fistulas and their characteristic sites of stenosis [J]. *Am J Roentgenol*, 2015, 205(4): 726-734.
- [3] BOZZETTO M, ENE-IORDACHE B, REMUZZI A. Transitional flow in the venous side of patient-specific arteriovenous fistulae for hemodialysis [J]. *Ann Biomed Eng*, 2016, 44(8): 2388-2401.
- [4] HAAFTEN EE, WISSING TB, KURNIAWAN NA, *et al.* Human *in vitro* model mimicking material-driven vascular regeneration reveals how cyclic stretch and shear stress differentially modulate inflammation and matrix deposition

- [J]. *Adv Biosyst*, 2020, 4(6): e1900249.
- [5] HAAFTEN EE, WISSING TB, RUTTEN MCM, *et al.* Decoupling the effect of shear stress and stretch on tissue growth and remodeling in a vascular graft [J]. *Tissue Eng Part C Methods*, 2018, 24(7): 418-429.
- [6] 徐元恺, 张丽红. 自体动静脉内瘘建立后血管重构的研究进展及意义[J]. *中国血液净化*, 2013, 12(8): 446-450.
- [7] ZHAO J, JOURD'HEUIL FL, XUE M, *et al.* Dual function for mature vascular smooth muscle cells during arteriovenous fistula remodeling [J]. *J Am Heart Assoc*, 2017, 6(4): e004891.
- [8] CUNNANE CV, CUNNANE EM, MORAN DT, *et al.* The presence of helical flow can suppress areas of disturbed shear in parameterised models of an arteriovenous fistula [J]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2019, 35(12): e3259.
- [9] KARYDIS N, BEVIS P, BECKITT T, *et al.* An implanted blood vessel support device for arteriovenous fistulas: A randomized controlled trial [J]. *Am J Kidney Dis*, 2020, 75(1): 45-53.
- [10] DARCY M, VACHHARAJANI N, ZHANG T, *et al.* Long-term outcome of upper extremity arteriovenous fistula using pSLOT: Single-center longitudinal follow-up using a protocol-based approach [J]. *J Vasc Access*, 2017, 18(6): 515-521.
- [11] 董建华, 葛永纯. 自体动静脉内瘘功能障碍的机制[J]. *肾脏病与透析肾移植杂志*, 2019, 28(4): 85-90.
- [12] HONG SY, YOON YC, CHO KH, *et al.* Clinical analysis of radiocephalic fistula using side-to-side anastomosis with distal cephalic vein ligation [J]. *Korean J Thorac Cardiovasc Surg*, 2013, 46(6): 439-443.
- [13] O' BANION LA, BUREN D, DAVIS JW. Radiocephalic fistulas for hemodialysis: A comparison of techniques [J]. *Am Surg*, 2015, 81(4): 341-344.
- [14] HULL JE, BALAKIN BV, KELLERMAN BM, *et al.* Computational fluid dynamic evaluation of the side-to-side anastomosis for arteriovenous fistula [J]. *J Vasc Surg*, 2013, 58(1): 187-93.e1.
- [15] ENE-IORDACHE B, REMUZZI A. Blood flow in idealized vascular access for hemodialysis: A review of computational studies [J]. *Cardiovasc Eng Technol*, 2017, 8(3): 295-312.
- [16] 高卉, 程云章, 刘祥坤, 等. 分支血管直径对颅内动脉瘤置入血流导向装置后血流动力学参数的影响[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(4): 403-409.
- GAO H, CHENG YZ, LIU XK, *et al.* Effects from side branch diameter of intracranial aneurysm on hemodynamic parameters after flow diverter implantation [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(4): 403-409.
- [17] 张薛欢, 李振锋, 许欢明, 等. 基于形态学和血流动力学的B型主动脉夹层病发机理分析[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(3): 271-275.
- ZHANG XH, LI ZF, XU HM, *et al.* Pathogenesis analysis of type-B aortic dissection based on morphological and hemodynamic parameters [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(3): 271-275.
- [18] OJEWUMI ME, OYEYEMI KG, EMETERE ME, *et al.* Data on the rheological behavior of cassava starch paste using different models [J]. *Data Brief*, 2018, 19: 2163-2177.
- [19] ENE-IORDACHE B, REMUZZI A. Disturbed flow in radial-cephalic arteriovenous fistulae for haemodialysis: Low and oscillating shear stress locates the sites of stenosis [J]. *Nephrol Dial Transplant*, 2012, 27(1): 358-368.
- [20] RUIZ-SOLER A, KABINEJADIAN F, SLEVIN MA, *et al.* Optimisation of a novel spiral-inducing bypass graft using computational fluid dynamics [J]. *Sci Rep*, 2017, 7(1): 1865.
- [21] CANNEYT K, POURCHEZ T, ELOOT S, *et al.* Hemodynamic impact of anastomosis size and angle in side-to-end arteriovenous fistulae: A computer analysis [J]. *J Vasc Access*, 2010, 11(1): 52-58.
- [22] CHEUNG AK, IMREY PB, ALPERS CE, *et al.* Intimal hyperplasia, stenosis, and arteriovenous fistula maturation failure in the hemodialysis fistula maturation study [J]. *J Am Soc Nephrol*, 2017, 28(10): 3005-3013.
- [23] BADERO OJ, SALIFU MO, WASSE H, *et al.* Frequency of swing-segment stenosis in referred dialysis patients with angiographically documented lesions [J]. *Am J Kidney Dis*, 2008, 51(1): 93-98.