

文章编号:1004-7220(2019)02-0213-06

· 综述 ·

人体动脉系统旋动流原理的潜在临床应用

赵萍^{1,2}, 刘明^{1,2}, 邓小燕^{1,2}

(1.北京航空航天大学 生物与医学工程学院,生物力学与力生物学教育部重点实验室,北京 100083;

2.北京航空航天大学 生物医学工程高精尖创新中心,北京 100083)

摘要:由于主动脉三维螺旋结构的存在,血流在心脏收缩期成旋动流态。这种旋动流态是人体的一种典型的血流形态,广泛存在于人体的动脉系统中。研究证明,旋动流有着多种积极生理意义,可以促进血液流动运输,抑制血流扰动,防止致动脉粥样硬化性脂质低密度脂蛋白在动脉腔表面的沉积,促进氧气输送到动脉壁的运输和减少血细胞在血管表面的黏附。本文对旋动流原理在临床上的潜在应用进行综述,以期能为血管疾病治疗方案及植介入器械的优化设计提供指导。

关键词:旋动流;血流动力学;临床应用

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.02.016

Potential Clinical Applications of Helical Flow Within the Human Arterial System

ZHAO Ping^{1,2}, LIU Ming^{1,2}, DENG Xiaoyan^{1,2}

(1. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science & Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 2. Beijing Advanced Innovation Centre for Biomedical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China)

Abstract: Due to the three-dimensional spiral-shaped geometry of aorta, the flow pattern within the human aorta is helical in late systole. Helical flow widely exists in the human arterial system as one typical flow pattern. Studies demonstrate that the helical flow plays a positive physiological role in facilitating blood flow transport, suppressing disturbed blood flow, preventing the accumulation of atherogenic low density lipoproteins on the luminal surfaces of arteries, enhancing oxygen transport from the blood to the arterial wall and reducing the adhesion of blood cells on the arterial surface. Therefore, the potential clinical applications of helical flow were summarized, so as to provide references for the optimal design of cardiovascular interventional therapies and devices.

Key words: helical flow; hemodynamics; clinical application

主动脉的三维螺旋扭曲结构,使得该处的血流流动在心脏收缩期内呈现出旋动状态。从收缩末期到舒张中期,沿着血流方向看,血流成顺时针方向转动;且这种旋动流起始于主动脉近端,流至降

主动脉。引发主动脉处旋动流的原因主要是左心室收缩的扭曲运动、主动脉的三维空间几何构型、主动脉处的脉动流特征以及主动脉的运动。旋动流态广泛存在于人体的血管系统中,如主动脉、腹

收稿日期:2018-03-01;修回日期:2018-04-11

基金项目:国家自然科学基金项目(11772036, 11572028, 11332003, 11421202)

通信作者:邓小燕,教授,E-mail: dengxy1953@buaa.edu.cn

主动脉、冠状动脉、髂动脉等处,被认为是人体内的一种典型血流形态。学者们对旋动流具备的生理意义进行了大量研究,普遍认为旋动流具有积极的生理功能,可以通过抑制湍流、促进物质输运,抑制动脉粥样硬化的发生^[1-3]。

鉴于旋动流的多种生理性功能,可以应用其来解决下列一些临床问题:① 由于血栓形成造成的小口径人工血管的严重堵塞,② 动脉搭桥术和动静脉分流术的堵塞,③ 血管内支架的再狭窄,④ 腔静脉滤器的堵塞和上腔静脉堵塞,⑤ 覆膜支架置入策略的优化。

1 血栓形成导致的小口径人造血管堵塞

小口径人造血管(直径小于6 mm)是一种广泛应用于临床搭桥手术的血管移植物,然而其在植入后,常伴随有血栓形成。严重的血栓形成是导致小口径人造血管早期失败的主要原因之一,其起始于血小板和人造血管血栓形成表面之间的相互作用,并且受到血流流速的影响^[4-5]。小口径人造血管内的血流速度相当低,不足以抑制严重的血栓形成^[6]。Zhang等^[7]设计出了一种具有旋动流导引器的新型小口径人造血管,并且对新型和传统人造血管的物质输运进行比较。结果发现,由旋动流导引器产生的旋动流改变了新型人造血管内的速度分布,靠近血管壁面的血流的轴向速度得到显著增强。在血流速度 $v=0.333\text{ m/s}$ ($Re=300$)情况下,靠近壁面(距离血管支架内表面0.05 mm处)的平均轴向速度比传统人造血管高46%左右,新型人造血管的壁面剪切力增加约50%。Zhan等^[8]发明了另一种旋动流导引器,能够在长为40 mm、内径为3 mm的直管中产生旋动流。和传统正常血流模型不同,这种旋动流的血流速度的最大分布处偏离直管中心。在同样 $v=0.3\text{ m/s}$ 情况下,距离旋动流导引器3~20 mm处旋动流模型上的面积平均壁面剪切力由0.211 Pa逐渐降低至0.134 Pa,相较于传统流态的模型更高(由0.172 Pa到0.127 Pa)。这些结果清晰显示了在同样的速度分布下,小口径人造血管的旋动流能够增强血流混合,提升壁面剪切力。Totorean等^[3]研究人造血管中的旋动构型对旋动度和漩涡的影响,结果发现,旋动匝数多与旋动幅度大的人造血管会引发旋动度和漩涡的显著改

变,可以应用到搭桥血管的最适合的构型是具备四匝数和旋动振幅在 $0.3D\sim0.5D$ (D 为旋动血管直径)之间。Ha等^[9]利用体外血管模型通过2D平面粒子测速成像(particle image velocimetry, PIV)技术实验研究了脉动情况下旋动流对于45°端侧吻合术内流场的影响,结果表明,脉动式旋动流能够显著影响端侧血管内横截面的二次流和轴向流动,尤其是能够有效引导更为均匀的轴向速度和剪切力分布。旋动流的这种有益作用能够帮助人造血管设计具备更好的血流动力学特性。Zhan等^[8]研究表明,玻璃管内的旋动流能够抑制血小板黏附,故旋动流可能会降低小口径人造血管内严重血栓形成的风险。

2 动静脉分流术与动脉搭桥术的闭塞

冠状动脉搭桥术是取病人自体血管(如胸廓内动脉、下肢的大隐静脉等)或者血管替代品,将主动脉与狭窄冠状动脉的远端连接起来,使血液可以绕过狭窄部分,抵达缺血部位,改善心肌供血。动脉搭桥术中搭桥血管和动静脉分流术的闭塞,倾向于发生在血流停滞和流动分离及低壁面剪切力区域。这些异常的血流动力学状况可以应用旋动流原理来改善。Caro等^[10]设计了小螺旋幅度的旋动人造血管以生成生理形态的旋动流,这种旋动人造血管用以克服支架搭桥术、动静脉分流术后新生内膜增生导致的闭塞[见图1(a)]。通过将该人造血管移植应用在猪颈动静脉分流术中,他们发现相较于传统分流术,旋动血管分流术后的血栓形成和内膜增生程度较低。在旋动血管介入后,研究者对旋动血管的血流动力学情况开展数值分析,并进行优化设计,以提高其血流动力学的表现。Lee等^[17]研究发现,旋动血管的扭曲可以显著改变由弯曲产生的迪恩涡(Dean vortices),使之呈现出显著的单涡结构。在同等强度条件下,具有显著单涡结构的旋动流会比具有两对称结构和反转的涡更好,因为后者结构有和血液滞留区相关联的相对低壁面剪切力区域^[17-18]。此外,与无旋动流的血流形态相比,双涡旋动流会增强物质传输。Lee等^[17]研究显示,双涡旋动管中的相对低壁面剪切力和无旋动直管无显著不同,而高壁面剪切力比直管内更高。Zheng等^[19]针对旋动和传统人造血管稳态流动的数值模

拟结果表明,和传统人造血管相比,旋动人造血管产生的旋动流能够使血流场更加平稳,壁面剪切力及压降更高。例如,对于1个螺旋间距和振幅分别为 $10 D_h$ 和 $0.5 D_h$ (D_h 为旋动血管的内径)的旋动人造血管,其大部分区域的平均壁面剪切力要比直人造血管高170%^[19]。在生理脉动流条件下,旋动人造血管可以产生增强的壁面剪切力,以及提升近壁面的血流速度,震荡剪切力指数也会相当低。当和传统类型搭桥人造血管相对比,在旋动型人造血管末端吻合处的最大震荡剪切力减少58.4%,而在闭塞区域减少了5.2%。此外,更短的旋动螺距和更大的旋动振幅会提高人造血管的血流动力学表现^[19]。更进一步,Cookson等^[20]量化了螺旋几何参数在旋动人造血管的面内混合效应,发现具有 $0.25 D_g$ (D_g 为支架直径)直径和 $6 D_g$ 螺距的人造血管在混合流和压降之间达到了最好的均衡。

尽管在旋动式人造血管上的壁面剪切力分布相对均匀,然而其依旧存在着由低壁面剪切力导致的旋动式条状血栓带^[10]。为了弥补这种缺陷,Sun等^[11]提出了一种非圆形截面的旋动型人造血管以期能增强人造血管内血流的旋动度,并且数值模拟了这种旋动型人造血管的血流动力学效果[见图1(b)]。结果显示,在新型旋动人造血管模型中的壁面剪切力升高,旋动型人造血管上的低壁面剪切力区域彻底消失。此外,学者们也开展了人造血管(诸如旋动型人造血管)氧气运输的研究。Zhen等^[21]数值比较了在定常流假设条件下,旋动式搭桥血管和传统搭桥血管之间的氧气运输情况。旋动式搭桥方式可以增强氧气运输,但是依旧存在低氧气运输区域,这些区域倾向于内膜增生。此外,旋动式搭桥的流动脉动性消除了漩涡,增强氧气运输^[22]。

Sun等^[12]提出一种偏心动脉搭桥模型,模拟了其血流动力学特性,并与传统搭桥模型进行对比[见图1(c)];数值结果显示,在偏心动脉搭桥模型中,宿主动脉中产生了显著的旋动流。另外,Sherwin等^[23]发现,和平面搭桥模型(宿主血管和搭桥血管处于一个平面内)相比,非平面搭桥模型显著改变了搭桥吻合术河床上的壁面剪切力分布,减少了最大壁面剪切力,并且增加了邻近吻合处闭塞区域的血流速度。Keshmiri等^[24]研究了人工血管

非平面旋动模型与血管内具备旋动走向山脊两种构型的血流动力学效应,结果发现,非平面旋动构型的人造血管能够产生更为显著的旋动流;而对于人造血管内部构建旋动山脊走向而言,顺时针方向走向能够产生更强的旋动流态。Papaharilaou等^[25]进一步发现,和平面模型相比,在非平面模型中的震荡剪切力显著降低。

Fan等^[13]应用了S型搭桥以在血管吻合处产生旋动流[见图1(d)]。数值模拟显示,旋动流改变了搭桥动脉末端的整体流动形态,并且消除了宿主动脉底部的低壁面剪切力区域。使用犬模型,他

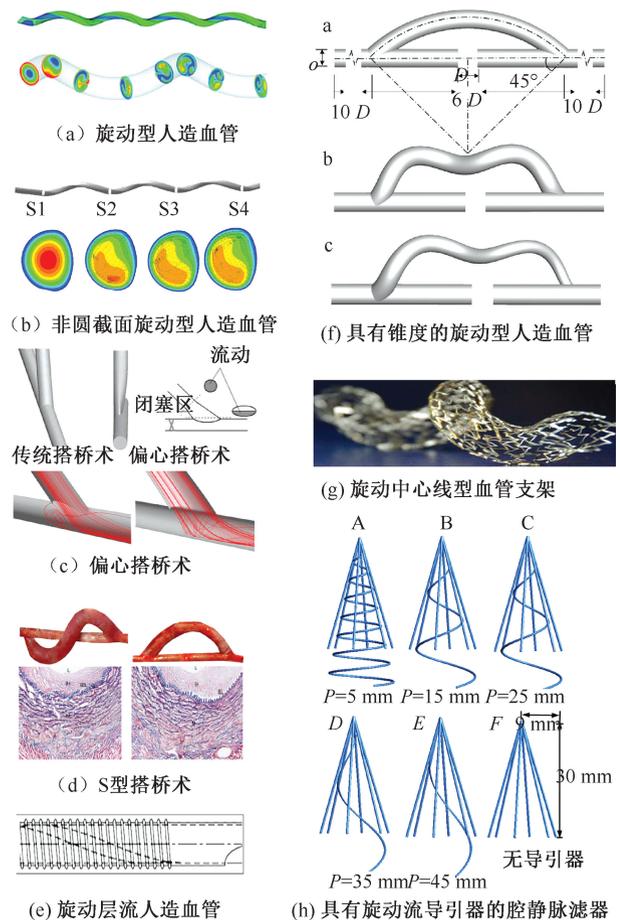


图1 旋动流原理在人造血管和搭桥血管中的潜在临床应用

Fig.1 Potential clinical applications of the helical flow mechanism in arterial prostheses and bypasses

(a) Helical graft, (b) Helical graft with noncircular cross section, (c) Axis-deviated bypass, (d) S-type bypass, (e) Spiral laminar flow graft, (f) Tapered helical graft, (g) Helical-centerline stent, (h) Inferior vena cava filters with helical flow inducers

们比较了S型搭桥和传统搭桥方式的血流动力学表现。结果表明,在由S型动脉搭桥中宿主动脉产生的旋动流可以抑制宿主动脉底部的新生内膜增生。

Stonebridge等^[14,26]设计了一种内腔面具有旋动螺纹的旋动型层流人造血管,以减少动脉搭桥人造血管和动静脉分流术末端的扰动流[见图1(e)]。该旋动型人造血管被应用在接受腹股沟旁路搭桥病人中,主要及二级开通率显示了人造血管应用的可能性^[14]。然而,Bechara等^[27]临床发现,旋动型人造血管相对于传统人造血管,并不具备较高的开通率。因而,关于旋动型人造血管还需要进一步研究。

Liu等^[2]提出一种考虑锥度的旋动型人造血管,并且比较了不同锥度情况下,旋动血管的血流动力学表现[见图1(f)]。结果显示,在定常流和脉动流条件下,随着锥度的增加,旋动流的强度也迅速增加。由锥度引发旋动流的增强会导致壁面剪切力的提升,及人造血管和宿主吻合处震荡剪切力指数和粒子相对滞留时间的显著降低,这可以降低人造血管的血栓形成的可能性,及宿主血管的新生内膜增生,提高人造血管的通畅率。这种具备锥度的旋动型概念可以应用在人造血管和动静脉分流术,以获得更好的血流动力学表现。

3 血管内支架的再狭窄

血管支架是一种金属网状物,利用它植入人体动脉后,可以重新打开狭窄血管并支撑动脉或血管内壁,从而改善狭窄,消除血管堵塞现象,使血液流通顺畅。血管内支架植入是目前血管狭窄疾病的主要治疗方法。血管支架植入后的再狭窄问题是其在临床应用所遭遇的主要问题。研究表明,支架内再狭窄的初始及发展和支架移植后血流扰动的血流动力学因素如高震荡剪切力指数及低壁面剪切力等有关^[28-29]。在血管支架内诱导产生旋动流会提高支架内的血流动力学表现。Chen等^[30]研究了旋动流分量的效应,通过规定直血管支架模型入口的顺时针速度,研究其血流动力学特征;数值模拟结果显示,旋动流分量的增加可以减少扰动流体区域,增强平均壁面剪切力,降低支架内的震荡剪切力。另外,当和直血管相对比,冠脉分叉支架仍

然是冠状动脉植入治疗的一大挑战。分叉结构决定了支架内血流动力学的表现。分叉支架的再狭窄率比直血管支架更高。Sun等^[31]验证了在分叉支架策略中应用旋动流原理的可能性;数值模拟结果表明,随着入口处旋动流强度的升高,在冠状动脉分叉支架的分叉口的低速区域有所减少。Caro等^[15]发明了具有旋动中心线几何结构的裸镍钛合金自膨胀式支架[见图1(g)],以期在动脉内腔中产生旋动流,随后在健康猪颈动脉内分别放置三维旋动中心线支架和直中心线支架进行实验对比。组织学结果显示,与直中心线支架血管相比,在旋动中心线支架血管内的新生内膜增生和外膜微血管密度显著降低。这些结果证明了在血管内支架诱导旋动流的可能性。

4 腔静脉滤器的堵塞和上腔静脉的闭塞

腔静脉滤器是一种类似滤网的植入器械,部署在下腔静脉中以拦截漂浮的血栓,防止深静脉血栓形成发展成肺血栓栓塞。旋动流原理也已经被应用来设计新型腔静脉滤器,以减轻由于捕获血栓凝块引发的闭塞。理论和实验结果表明,能够产生旋动流的新型腔静脉滤器可能是腔静脉滤器闭塞问题的有效解决方法^[32]。Chen等^[16]设计一种具有旋动流导引器的腔静脉滤器,以产生旋动流,并通过数值模拟及体外实验验证其效果[见图1(h)]。结果发现,这种旋动流导引器可以降低血管壁上的震荡剪切力及粒子滞留时间。与传统腔静脉滤器相比,这种旋动流导引器可以降低滤器上的血栓形成。上腔静脉阻塞是指由于肿瘤或淋巴结压迫、放疗后纤维化或血栓形成等原因而导致的上腔静脉狭窄或闭塞。上腔静脉闭塞的问题也可由旋动流原理来解决,当大隐静脉被用来替代闭塞的上腔静脉时,血管口径的不吻合是一大问题。这一问题可由旋动型静脉人造血管来解决,这种静脉人造血管长度开放,以旋动的形态包覆,直径与上腔静脉直径一致,然后缝合在一起^[33]。尽管旋动静脉人造血管的主要目的是解决血管口径不匹配的问题,这种人造血管的缝合位置可能像Stonebridge等^[34]观察到的血管内腔表面的旋动螺纹一般会诱导旋动流的形成,进而为旋动静脉人造血管的卓越的长期开放性提供保证。

5 覆膜支架植入策略的优化

覆膜支架指的是金属支架上涂覆特殊膜性材料(如聚四氟乙烯、涤纶等)的支架。这种覆膜支架既具备金属支架的功能,又具备膜性材料的特性,其广泛应用于治疗胸腹主动脉瘤。在覆膜支架介入治疗腹主动脉瘤的过程中,常常遭遇具有严重扭曲角度瘤颈和广泛的展开型的髂动脉分支,使得分支型支架介入及放置变得困难和耗时。为了解决这个问题,临床医生通常采用覆膜支架髂动脉分支交叉放置的策略。研究者们对这种放置方式进行数值模拟,结果发现,交叉放置之后,覆膜支架的分支支架出口有旋动流产生,这样的旋动流可能会减少其内及下游髂动脉处的血栓形成,降低覆膜支架及髂动脉堵塞的几率^[35-36]。

6 结语

旋动流形态广泛存在于人体血管系统中,具有积极的生理意义,如抑制流动滞留区、防止致动脉粥样硬化性脂质在血管内表面的沉积、促进氧气由血流到血管壁的传输。因而,旋动流机理可以应用在血管内介入器械的设计,诸如小口径人造血管、搭桥动脉、动静脉分流术、血管支架、腔静脉滤器和覆膜支架等,以减少异常流动情况引发的血栓形成和新生内膜增生。基于旋动流的血管植入器械的积极影响依旧不清晰,故还需要对这些器械进行进一步的研究和改进。在将来,不仅需要利用旋动流原理设计的心血管植介入器械进行动物或者体外实验,而且也需要对进行相关临床应用的病人开展长期随访调查,以验证其长期临床效果。同时,需要对此类基于旋动流原理设计的心血管植介入器械其本身所存在的生物力学问题及引发力生物学效应开展进一步细致的研究。旋动流原理也可以和组织工程等结合起来,构建多功能复合型的心血管植介入器械,以期更好地造福相关病人。

参考文献:

[1] LIU X, SUN A, FAN Y, *et al.* Physiological significance of helical flow in the arterial system and its potential clinical applications [J]. *Ann Biomed Eng*, 2015, 43(1): 3-15.
 [2] LIU X, WANG L, WANG Z, *et al.* Bioinspired helical graft with taper to enhance helical flow [J]. *J Biomech*, 2016,

49(15): 3643-3650.
 [3] TOTOREAN AF, BERNAD SI, SUSAN-RESIGA RF. Fluid dynamics in helical geometries with applications for bypass grafts [J]. *Appl Math Comput*, 2016, 272(P3): 604-613.
 [4] LOSI P, LOMBARDI S, BRIGANTI E, *et al.* Luminal surface microgeometry affects platelet adhesion in small-diameter synthetic grafts [J]. *Biomaterials*, 2004, 25(18): 4447-4455.
 [5] WOOTTON DM, KU DN. Fluid mechanics of vascular systems, diseases, and thrombosis [J]. *Annu Rev Biomed Eng*, 1999, 1(1): 299-329.
 [6] SAUVAGE LR, WALKER MW, BERGER K, *et al.* Current arterial prostheses. Experimental evaluation by implantation in the carotid and circumflex coronary arteries of the dog [J]. *Arch Surg*, 1979, 114(6): 687-691.
 [7] ZHANG Z, FAN Y, DENG X, *et al.* Simulation of blood flow in a small-diameter vascular graft model with a swirl (spiral) flow guider [J]. *Sci China C Life Sci*, 2008, 51(10): 913-921.
 [8] ZHAN F, FAN Y, DENG X. Swirling flow created in a glass tube suppressed platelet adhesion to the surface of the tube: Its implication in the design of small-caliber arterial grafts [J]. *Thromb Res*, 2010, 125(5): 413-418.
 [9] HA H, CHOI W, LEE SJ. Beneficial fluid-dynamic features of pulsatile swirling flow in 45 degrees end-to-side anastomosis [J]. *Med Eng Phys*, 2015, 37(3): 272-279.
 [10] CARO CG, CHESHIRE NJ, WATKINS N. Preliminary comparative study of small amplitude helical and conventional ePTFE arteriovenous shunts in pigs [J]. *J Roy Soc Interface*, 2005, 2(3): 261-266.
 [11] SUN A Q, FAN YB, DENG XY. Numerical comparative study on the hemodynamic performance of a new helical graft with noncircular cross section and swirlgraft [J]. *Artif Organs*, 2010, 34(1): 22-27.
 [12] SUN AQ, FAN YB, DENG XY. Numerical investigation of blood flow in the distal end of an axis-deviated arterial bypass model [J]. *Biorheology*, 2009, 46(2): 83-92.
 [13] FAN YB, XU ZP, JIANG WT, *et al.* An S-type bypass can improve the hemodynamics in the bypassed arteries and suppress intimal hyperplasia along the host artery floor [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2498-2505.
 [14] STONEBRIDGE PA, VERMASSEN F, DICK J, *et al.* Spiral laminar flow prosthetic bypass graft: Medium-term results from a first-in-man structured registry study [J]. *Ann Vasc Surg*, 2012, 26(8): 1093-1099.
 [15] CARO CG, SENEVIRATNE A, HERATY KB, *et al.* Intimal hyperplasia following implantation of helical-centrelines and straight-centrelines stents in common carotid arteries in

- healthy pigs: Influence of intraluminal flow [J]. *J Roy Soc Interface*, 2014, 10(89): 20130578.
- [16] CHEN Y, ZHANG P, DENG XY, *et al.* Improvement of hemodynamic performance using novel helical flow vena cava filter design [J]. *Sci Rep*, 2017, doi: 10.1038/srep40724.
- [17] LEE KE, LEE JS, YOO JY. A numerical study on steady flow in helically sinuous vascular prostheses [J]. *Med Eng Phys*, 2011, 33(1): 38-46.
- [18] LIU X, PU F, FAN Y, *et al.* A numerical study on the flow of blood and the transport of LDL in the human aorta: The physiological significance of the helical flow in the aortic arch [J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2009, 297(1): H163-H170.
- [19] ZHENG T, FAN Y, XIONG Y, *et al.* Hemodynamic performance study on small diameter helical grafts [J]. *ASAIO J*, 2009, 55(3): 192-199.
- [20] COOKSON AN, DOORLY DJ, SHERWIN SJ. Mixing through stirring of steady flow in small amplitude helical tubes [J]. *Ann Biomed Eng*, 2009, 37(4): 710-721.
- [21] ZHENG TH, WEN J, JIANG W T, *et al.* Numerical investigation of oxygen mass transfer in a helical-type artery bypass graft [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2014, 17(5): 549-559.
- [22] COPPOLA G, CARO C. Arterial geometry, flow pattern, wall shear and mass transport; Potential physiological significance [J]. *J Roy Soc Interface*, 2009, 6(35): 519-528.
- [23] SHERWIN SJ, SHAH O, DOORLY DJ, *et al.* The influence of out-of-plane geometry on the flow within a distal end-to-side anastomosis [J]. *J Biomech Eng-T Asme*, 2000, 122(1): 86-95.
- [24] KESHMIRI A, RUIZ-SOLER A, MCELROY M, *et al.* Numerical investigation on the geometrical effects of novel graft designs for peripheral artery bypass surgery [J]. *Proc Cirp*, 2016, 49: 147-152.
- [25] PAPA HARILAOU Y, DOORLY DJ, SHERWIN SJ. The influence of out-of-plane geometry on pulsatile flow within a distal end-to-side anastomosis [J]. *J Biomech*, 2002, 35(9): 1225-1239.
- [26] JAHROME O K, HOEFER I, HOUSTON GJ, *et al.* Hemodynamic effects of spiral ePTFE prosthesis compared with standard arteriovenous graft in a carotid to jugular vein porcine model [J]. *J Vasc Access*, 2011, 12(3): 224-230.
- [27] BECHARA CF. Comparing short and midterm infrainguinal bypass patency rates between two ePTFE prosthetic grafts: Spiral laminar flow and propaten [J]. *Vasc Dis Manag*, 2014, 11(3): E54-E58.
- [28] DURAISWAMY N, SCHOEPHOERSTER RT, MORENO MR, *et al.* Stented artery flow patterns and their effects on the artery wall [J]. *Annu Rev Fluid Mech*, 2007, 39: 357-382.
- [29] KOSKINAS K, CHATZIZISIS YS, ANTONIADIS AP, *et al.* Role of endothelial shear stress in stent restenosis and thrombosis: Pathophysiologic mechanisms and implications for clinical translation [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2012, 59(21): 1337-1349.
- [30] CHEN ZS, FAN YB, DENG XY, *et al.* Swirling flow can suppress flow disturbances in endovascular stents: A numerical study [J]. *ASAIO J*, 2009, 55(6): 543-549.
- [31] SUN AQ, FAN YB, DENG XY. Intentionally induced swirling flow may improve the hemodynamic performance of coronary bifurcation stenting [J]. *Catheter Cardio Inte*, 2012, 79(3): 371-377.
- [32] CHEN ZS, ZHAN F, FAN YB, *et al.* A novel way to reduce thrombus build-up in vena cava filters [J]. *Catheter Cardio Inte*, 2011, 78(5): 792-798.
- [33] CHIU CJ, TERZIS J, MACRAE ML. Replacement of superior vena cava with the spiral composite vein graft. A versatile technique [J]. *Ann Thorac Surg*, 1974, 17(6): 555-560.
- [34] STONEBRIDGE PA, BROPHY CM. Spiral laminar flow in arteries? [J]. *Lancet*, 1991, 338(8779): 1360-1361.
- [35] STEFANOV F, MCGLOUGHLIN T, MORRIS L. A computational assessment of the hemodynamic effects of crossed and non-crossed bifurcated stent-graft devices for the treatment of abdominal aortic aneurysms [J]. *Med Eng Phys*, 2016, 38(12): 1458-1473.
- [36] SHEK TL, TSE LW, NABOVATI A, *et al.* Computational fluid dynamics evaluation of the cross-limb stent graft configuration for endovascular aneurysm repair [J]. *J Biomech Eng*, 2012, 134(12): 121002.